

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Postgraduální doktorské studium biomedicíny
Studijní obor: Experimentální chirurgie



MUDr. Martin Vlček

**Optimalizace indikací léčebných metod
zlomenin distální části radia
dle typu a srovnání klinických výsledků
s matematickým modelem**

**Establishing optimal indications
for distal radius fractures, based on fracture type,
and comparison of the outcomes
of clinical evaluation with mathematical modeling**

Disertační práce
Školitel: prof. MUDr. Ivan Landor, CSc.

Praha 2014

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tu disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby tato práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou přednáškovou nebo publikační aktivitu, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze.

V Praze, 1. 3. 2014

MUDr. Martin Vlček

Poděkování

Svému školiteli Prof. MUDr. Ivanu Landorovi, CSc. děkuji za odborné a trpělivé vedení při tvorbě disertační práce. Jeho zkušenosti získané rozsáhlou publikační činností mi umožnily získat vědecký pohled na klinickou praxi. Svému prvnímu školiteli Doc. MUDr. Petru Višňovi, Ph.D. děkuji za pomoc při zahájení klinické studie a postgraduálního studia. Poděkování patří též přednostovi 1. ortopedické kliniky FN v Motole a 1. LF UK v Praze Prof. MUDr. Antonínovi Sosnovi, DrSc., jelikož mi umožnil provést velký počet operačních osteosyntetických výkonů zlomenin distálního radia pomocí nejmodernějších implantátů. Za realizaci matematického modelu vděčím Ing. Zdeňku Horákovi, Ph.D. a Ing. Janě Šindelářové z Laboratoře biomechaniky člověka Fakulty strojní Českého vysokého učení technického v Praze. Můj vděk za cenné rady a připomínky v závěrečných fázích tvorby disertační práce patří rovněž předsedovi oborové rady oboru Experimentální chirurgie postgraduálního doktorského studia biomedicíny Prof. MUDr. Jaroslavu Živnému, DrSc. Za předání zkušeností s tvorbou vědeckých prací a poznámky z pohledu anatomie děkuji přednostovi Anatomického ústavu 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy Prof. MUDr. Josefu Stinglovi, CSc. Svě manželce Ing. Darině Vlčkové děkuji za pomoc při tvorbě a zpracování fotografické dokumentace. Za technickou podporu při realizaci disertační práce děkuji Ing. Vítězslavu Krudencovi z firmy G.P.S. Ofa, s.r.o. Ocenění patří též mým rodičům za zajištění dostatečného časového prostoru ke zpracování celé disertační práce.

Obsah

Prohlášení	II
Poděkování	III
Souhrn	VIII
Summary	IX
Seznam použitých zkratk	X

1 Úvod	1
1.1 Hypotézy a cíle práce	2
1.2 Struktura disertační práce	2

2 Historie	5
2.1 Pohled na léčbu zlomenin v různých historických obdobích	6
2.2 První popisy zlomeniny distálního radia	10
2.3 Historie operační léčby zlomenin distálního radia	12

3 Teoretická část	13
3.1 Anatomie zápěstí	14
3.1.1 Kosti v oblasti zápěstí	14
3.1.2 Klouby zápěstí	16
3.1.3 Kloubní pouzdra a vazy zápěstí	17
3.1.4 Svaly předloktí	18
3.1.5 Šlachové pochvy zápěstí	19
3.1.6 Cévní zásobení	20
3.1.7 Nervové zásobení	20
3.2 Biomechanika zápěstí	22
3.2.1 Distální radioulnární kloub	22
3.2.2 Radiokarpální a mediokarpální kloub	23
3.3 Vyšetření funkce zápěstního kloubu	23
3.3.1 Vyšetření aktivní pohyblivosti	23
3.3.2 Vyšetření pasivní pohyblivosti	23
3.3.3 Vyšetření svalové síly	24
3.4 Úrazové mechanismy vzniku zlomeniny	24
3.5 Diagnostika zlomenin distálního radia	25
3.5.1 Anamnéza	25
3.5.2 Fyzikální vyšetření	25
3.5.3 Rentgenové vyšetření	26
3.5.4 Výpočetní tomografie (CT)	26
3.5.5 Nukleární magnetická rezonance (NMR)	27
3.6 Klasifikace zlomenin distálního předloktí	27
3.6.1 Frykmanova klasifikace	27
3.6.2 Fernandezova klasifikace	28

3.6.3	Meloneova klasifikace	29
3.6.4	Klasifikace dle McMurtry & Jupitera	29
3.6.5	AO klasifikace	29
3.6.6	Klasifikace otevřených zlomenin	31
3.7	Moderní způsoby léčby	31
3.8	Konzervativní terapie	31
3.8.1	Operační terapie	34
3.9	Operační přístupy	37
3.9.1	Dorzální přístup	37
3.9.2	Radiální přístup	38
3.9.3	Volární přístup	38
3.9.4	Volární mediální přístup	38
3.9.5	„Flexor carpi radialis“ přístup	38
3.9.6	Kombinované přístupy	39
3.10	Rehabilitace	39
3.11	Doplňková farmakologická terapie	39
3.12	Komplikace	39
3.12.1	Sudeckova neuroalgodystrofie	40
3.12.2	Šlachová poranění	41
3.12.3	Paklouby	41
3.12.4	Nervové léze	42
3.12.5	Hematom v ráně	42
3.12.6	Infekce	43
3.12.7	Zhojení v malpozici	43
3.12.8	Artrotické změny	43
3.13	Parametry úspěšné léčby	43
3.14	Hodnotící skóre	44
3.14.1	Skóre dle Castainga	44
3.14.2	Skóre dle Gartlanda a Werleye	44
3.14.3	Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH)	44

4	Klinická studie	49
4.1	Úvod	50
4.2	Způsob léčby na našem pracovišti	50
4.3	Materiál a metodika	53
4.4	Výsledky	58
4.4.1	Funkční výsledky	58
4.4.2	Rentgenové výsledky	60
4.4.3	Výsledky dle hodnotících skóre	62
4.4.4	Komplikace	62
4.5	Diskuse	65
4.6	Závěr klinické studie	71

5	Matematický model	73
5.1	Úvod	74
5.2	Materiál a metoda	74
5.2.1	Geometrické modely	74
5.2.2	Materiálové modely	76
5.2.3	Okrajové podmínky a zatížení	77
5.3	Výsledky	77
5.3.1	Kompresní zatížení v dlouhé ose vřetenní kosti	78
5.3.2	Zatížení při ohybu	82
5.3.2.1	Volární flexe v zápěstí	82
5.3.2.2	Dorzální flexe v zápěstí	82
5.3.2.3	Radiální dukce v zápěstí	82
5.3.2.4	Ulnární dukce v zápěstí	84
5.3.3	Rotace kolem dlouhé osy vřetenní kosti	87
5.3.3.1	Pronace předloktí	87
5.3.3.2	Supinace předloktí	88
5.3.4	Rotace kolem dlouhé osy vřetenní kosti v terénu osteoporotické kosti	89
5.4	Diskuse	90
5.5	Závěry matematického modelu	92

6	Závěr	93
----------	--------------	-----------

7	Literatura	95
----------	-------------------	-----------

Souhrn

Zlomeniny distálního radia jsou nejčastějšími zlomeninami lidského organismu. Původní předpoklad, že zhojení těchto zlomenin i ve značné dislokaci vede k dobrým funkčním výsledkům, byl již opakovaně vyvrácen. Konzervativní terapie u nestabilních typů zlomenin nedokáže zajistit zhojení v uspokojivém postavení. Osteosyntézy zamykatelnými dlahami jsou v současnosti chápány jako metoda volby při operační léčbě zlomenin distální části radia pro všechny typy zlomenin. Otázkou však zůstává uplatnění nitrodřeňových implantátů v těchto indikacích. Cílem studie je optimalizace indikací k jednotlivým osteosyntetickým metodám na základě konfrontace výsledků léčby konzervativně a operačně léčených zlomenin distálního radia a závěrů plynoucích z matematického modelu.

Vyhodnocujeme jednorocní výsledky léčby zlomenin distálního radia na traumatologickém oddělení FN v Motole v letech 2005 až 2010. Soubor zahrnuje 49 zlomenin léčených konzervativně, 78 zlomenin ošetřených zamykatelnými dlahami s rigidním a s úhlově volitelným směrem šroubů a 35 zlomenin distálního radia stabilizovaných nitrodřeňovými implantáty Targon DR a X-screw. Klinický soubor dosahuje lepších rentgenových výsledků ve skupině nitrodřeňových osteosyntéz, naopak uspokojivější funkční výsledky mají zlomeniny léčené dlahovými osteosyntézami. Dlahové osteosyntézy však byly indikovány u složitějších typů zlomenin.

V matematickém modelu simulujeme zlomeniny distálního radia typu C.1. a C.2. Hodnotíme stabilitu dlahových a nitrodřeňových osteosyntéz při zátěži v tlaku ve směru osy předloktí, při dukčních pohybech v zápěstí, při volární a dorzální flexi v zápěstí a při pronosupinačních pohybech předloktí. Závěry matematického modelu jsou shodné pro oba vytvořené typy zlomenin. Model prokazuje obecně větší stabilitu nitrodřeňové osteosyntézy, avšak při nižších intenzitách působící síly dosahují dlahová i nitrodřeňová osteosyntéza srovnatelných výsledků.

Příčina rozporu mezi výsledky klinického souboru a závěry zjištěnými pomocí matematického modelu může být v oslabení primární stability zlomeniny při zavádění hřebu. Nitrodřeňová osteosyntéza se ukazuje jako vhodná pro zlomeniny typu A v terénu dobré kvality kosti, zatímco dlahové osteosyntézy lze použít pro všechny typy zlomenin.

Klíčová slova

zlomenina distálního radia, dlahová osteosyntéza, nitrodřeňová osteosyntéza

Summary

Distal radius fractures are the most common types of break to the arm bones. The original assumption that, even when displaced, they can heal completely with good functional results has repeatedly been disproved. Conservative treatment in unstable fracture types cannot guarantee healing of the bones in a correct anatomical position. Locking plate osteosynthesis is at present regarded as the method of choice in surgical treatment of all types of distal radius fractures. An issue to be solved concerns the role for intramedullary implants in these indications. The aim of our study was to find the optimal indication for each of the osteosynthesis method currently used in distal radius fractures, based on comparing the outcomes of conservative versus surgical treatment and on the results of mathematical modeling.

We evaluated the one-year results of treatment for distal radius fractures carried out at the Department of Trauma Surgery, University Hospital in Motol, in the 2005-2010 period. The group evaluated comprised 49 conservatively treated fractures, 78 fractures treated by angle-stable locking plates with either rigid-direction or multidirectional screws and 35 fractures in which Targon DR intramedullary nails or X-screws were used. Some radiographic parameters were better in the patients treated by intramedullary osteosynthesis, while some of the functional outcomes were better in the fractures treated by plate osteosynthesis although this method was indicated in patients with significantly more complicated fractures.

A mathematical model was used to simulate distal radius fractures, type C.1 and type C.2. The stability of both locking plate and intramedullary osteosyntheses was evaluated with the wrist joint loaded: by compressive stress applied in the direction of the forearm axis and by forces acting in the direction of radial abduction and ulnar adduction, volar and dorsal flexion and forearm pronation and supination. The results of mathematical simulation were similar for both fracture types created. The mathematical modeling showed a generally greater stability of intramedullary osteosynthesis although, at lower intensities of the force applied, the results of both osteosynthesis methods were comparable.

The discrepancy between the results of patient clinical evaluation and those of mathematical simulation can most probably be explained by the weakening of primary fragment stability caused by screw insertion in complicated fractures or osteoporotic bone. In conclusion, intramedullary osteosynthesis is a method suitable for treatment of type a fractures with good bone quality while locking plate osteosynthesis can be used in all types of bone breaks.

Key words

distal radius fracture, locking plate osteosynthesis, intramedullary osteosynthesis

Seznam použitých zkratk

a.	arteria
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
CCF	Comprehensive Classification of Fracture
CT	výpočetní tomografie
DASH	disabilities of the arm, shoulder and hand
DNP	dorsal nail plating system
DR	distal radius
FN	fakultní nemocnice
K	Kirschnerův
KONZ	konzervativní
lig.	ligamentum
LCP	locking compression plate
m.	musculus
n.	nervus
NMR	nukleární magnetická rezonance
MKP	metoda konečných prvků
ORIF	open reduction and internal fixation
OS	osteosyntéza
proc.	processus
TFCC	triangulární fibroartilaginózní komplex
TDR	Targon distal radius
UK	Univerzita Karlova
XSCR	X-screw

1

Úvod

Ve své práci se zabývám zlomeninami distální části radia. Tyto úrazy jistě zasluhují pozornost každého traumatologa a ortopeda, nejen proto, že svou frekvencí výskytu se jedná o nejčastější zlomeniny lidského organismu vůbec. V minulosti byly zlomeniny distálního radia pro svůj příznačný klinický obraz, tedy otok a bajonetovou defiguraci, považovány za luxace zápěstí. Jednoznačný důkaz o jejich existenci byl podán až začátkem 19. století. Z této doby pochází názor, že i zhojení ve značné dislokaci vede k dobrým výsledkům. Tato teze nejspíše pramenila z toho, že pacienti nebyli dlouhodobě sledováni, a případné pozdní, zejména artrotické komplikace nebyly dávány do souvislosti s předchozí zlomeninou. Základním pokrokem v diagnostice a kontrole postavení ve zlomenině v průběhu léčby byl vynález rentgenového přístroje koncem 19. století. Teprve v první polovině 20. století se začala prokazovat souvislost mezi špatně zhojenou zlomeninou distálního radia a neuspokojivými funkčními výsledky. V této době lékaři zjistili, že některé zlomeniny jsou primárně nestabilní. Konzervativní terapie v takových případech nevedla ke zhojení v adekvátním postavení. Z tohoto důvodu se začaly vyvíjet různé, více či méně invazivní operační techniky.

Je stále mnoho zastánců konzervativní léčby pro naprostou většinu typů zlomenin distálního radia. V indikacích k jednotlivým druhům operační léčby panují i v současnosti stále neshody. V současné době je v naší zemi v operační léčbě dominantní otevřená repozice a dlahová osteosyntéza. V menším množství případů je u nás pro fixaci fragmentů užívána nitrodřeňová fixace. Tato metoda má daleko větší oblibu například v Německu, kde byly publikovány velmi dobré funkční i rentgenové výsledky.

Názory na terapii zlomenin distálního radia a kritéria pro uspokojivé výsledky jsou nejednotné. Problémem může být i omezená dostupnost implantátů na některých, zejména menších pracovištích, daná ekonomickými hledisky.

1.1 Hypotézy a cíle práce

Cílem disertační práce bylo na základě posouzení vlastních klinických výsledků různých léčebných metod a jejich konfrontací s biomechanickým experimentem optimalizovat indikace konzervativní a operační terapie pro jednotlivé typy zlomenin distálního radia. Za tímto účelem byly stanoveny následující dotazy:

1. Pro jaké typy zlomenin distálního radia je indikována konzervativní terapie?
2. Představující osteosyntézy zamykatelnými dlahami z volárního přístupu univerzální metodu v operační léčbě zlomenin distálního radia?
3. Dokáží nitrodřeňové implantáty poskytnout dostatečnou stabilitu i pro hojení složitějších typů zlomenin?

1.2 Struktura disertační práce

Disertační práce byla rozčleněna do čtyř částí – historie, teoretická část, klinická studie a matematický model.

Historická část předkládá ucelený přehled na vývoj léčby zlomenin distálního radia od prehistorického období do současnosti, zabývám se přitom i pohledem na postavení lékaře ošetřujícího zlomeniny v minulosti.

Teoretická část je věnována problematice zlomenin distálního radia v současnosti, včetně anatomie a biomechaniky zápěstí, funkčních vyšetření, diagnostiky a klasifikace zlomenin. Anatomické názvosloví je užito v souladu s terminologií udávanou komisí Mezinárodní federace anatomických společností (FEDERATIVE COMMITTEE ON ANATOMICAL TERMINOLOGY 1998). Jsou popsány současné léčebné postupy včetně jejich indikací a možných komplikací a definovány parametry úspěšné léčby.

Klinická studie hodnotí výsledky léčby rozsáhlého souboru pacientů se zlomeninami distálního radia léčených na traumatologickém oddělení FN v Motole v letech 2005-2010. Traumatologické oddělení bylo do června roku 2007 součástí 1. chirurgické kliniky FN v Motole a 2. LF UK a následně bylo začleněno pod 1. ortopedickou kliniku FN v Motole a 1. LF UK.

Kapitola matematického modelu je věnována zpracování a posouzení matematických modelů zlomenin distálního radia stabilizovaných dlahovou a nitrodřeňovou osteosyntézou. Základem studie bylo vyhodnocení pevnosti fixace fragmentů zlomenin při užití obou implantátů. Matematické modely byly vyhotoveny v Laboratoři biomechaniky člověka Fakulty strojní Českého vysokého učení technického v Praze.

2

Historie

2.1 Pohled na léčbu zlomenin v různých historických obdobích

Ošetřování zlomenin patří k nejstarším léčebným postupům. U prehistorického člověka se jednalo o pudové jednání (př. potlačení bolesti zlomené končetiny chlazením ve vodě nebo zklidněním končetiny). Projevovaly se i snahy ošetřit blízkou raněnou osobu. Všechny tyto tendence byly spojeny s pudem sebezáchovy a v některých případech byly modifikovány scestnými náboženskými představami. Archeologické nálezy dokumentují, že se celá řada zlomenin zahojila i při primitivních léčebných opatřeních.

Nejstarší písemné záznamy o léčbě zlomeniny pocházejí až ze 4. tisíciletí př. n. l. (MAŇÁK 1998).

Nález zlomeniny střední části předloktí u mladého muže ve skalních hrobech z období kolem roku 2280 př. n. l. je dokladem léčby zlomenin v starověkém Egyptě. Jednalo se pravděpodobně o otevřenou zlomeninu, protože mezi kostními fragmenty byly nalezeny zbytky původního obvazového materiálu (TYPOVSKÝ 1981). Nejstarší dochovaná učebnice chirurgie je egyptský papyrus Edwina Smithe z první poloviny 17. století př. n. l., který je pojmenován podle nálezce. Jde o kopii textu, který však vznikl nejméně o jedno tisíciletí dříve. Podle tohoto papyru byly zlomeniny nejprve rovnány a potom zajištěny buď dřevěnou, plátnem podloženou dlahou, nebo dokonce fixovány klihovým obvazem. Staří Egypťané znali také předchůdce sádrového obvazu, kdy sádru nahrazovala pasta z ječné mouky, smetany, medu a dalších lepidlivých substancí. Chirurgie byla ve starém Egyptě řemeslem, které se předávalo z otce na syna, od mistra k učedníku. Nikdo se ji neučil z knih, ale znalost se získávala praktickými zkušenostmi. Kombinace magických a náboženských léčebných prvků s prvky empiricko-vědeckými byla v staroegyptském lékařství tak samozřejmá, že tento papyrus konstatuje: „Účinné je kouzlo provázené lékem, a účinný je lék provázený kouzlem.“ (POLLAK 1976).

Svědectví o léčbě zlomenin v orientálním starověku nalézáme v Chammurapiho zákoníku, který je zároveň nejstarším tarifem lékařských odměn. Tento babylonský vladař (1728-1688 př. n. l.) zaznamenal do černého dioritu i následující paragrafy: „Jestliže lékař uzdravil zlomenou kost plnoprávného občana, poraněný zaplatí lékaři pět šekelů stříbra. Jestliže je to příslušník třídy nevolníků, zaplatí tři šekely stříbra. Jestliže je to otrok někoho, zaplatí pán otroka dva šekely stříbra.“ (KLÍMA 1954). Nutno dodat, že jeden šekel byl cca 8 gramů stříbra. Jednalo se o velkorysé honoráře, protože například cena otroka byla patnáct až třicet šekelů. Mezi četnými babylonskými klínopisnými tabulkami s medicínským obsahem se však nenašel jediný chirurgický text. Lze tedy předpokládat, že i zde se chirurgii učilo jako řemeslu, nikoli teoreticky z knih (POLLAK 1976).

Stará kultura v Číně měla odpor ke krvi a strach ze zmrzačení. U zlomenin proto nebyla snaha o repozici, poraněná končetina byla jen fixována dlahou a klihovým obvazem v té poloze, v níž byla nalezena. Otevřené zlomeniny se zasypávaly léčivým práškem a potom se kryly čerstvě zabitou slepičkou, která byla napřed vykostěna. Věřilo se, že při všech poraněních jsou zákonitě poškozena i játra, a proto byla vždy podávána i medikace: např. chlapecká moč (TYPOVSKÝ 1981).

Staroindické lékařství již znalo princip tahu a protitahu při léčbě zlomenin (TYPOVSKÝ 1981).

Aztéčtí chirurgové po zavřené repozici znehybňovali zlomeniny ovázanými dřevěnými dlahami po dobu jednoho aztéckého měsíce (tedy cca 20 dní). Zlomeniny však již ošetřovali i chirurgicky. Po svalové incizi spojili oba kostní fragmenty válečkem z pryskyřice, následně ránu zašili a zakryli bylinným obvazem (POLLAK 1976).

Mayové měli speciální chirurgické odborníky, tzv. „spojovače kostí“, kteří se zabývali léčením a rovnáním zlomenin (POLLAK 1976).

Z doby kolem roku 500 př. n. l. pocházejí pomůcky na trakční léčení zlomenin v antickém Řecku. K tahu byly používány kůly, rumpály nebo kombinace kladek a rumpálů. Hippokrates (Obr. 1), narozený roku 460 př. n. l. na ostrově Kósu, zkonstruoval „scamnum“, tj. přístroj k napravování většiny zlomenin (TYPOVSKÝ 1981). Následná fixace se prováděla pomocí popruhů a dlah, které byly vždy podloženy. Tyto léčebné postupy zaznamenal v Kodexu Hippokratově. V části o kostech a kloubech jsou přesně vypracované návody repozice zlomenin podélným tahem a popsány fixační obvazy ze směsi želatiny, hlíny a škrobu. Hippokrates učí, že lékař svou činností jen pomáhá přírodě: „Lékař léčí, příroda uzdravuje“ a jeho životní postoj dokládá heslo: „Salus aegroti suprema lex“, tedy zdraví nemocného budiž nejvyšším zákonem.



Obr. 1. Hippokrates
(zdroj: www.ukhypnosis.com)

Hippokrates se ve svých spisech též zmiňuje o lékařské etice a popisuje doporučení na lékařův zevnějšek. Lékař má vypadat zdravě, důstojně, dle konstituce má být dobře živěn. Má dbát na čistotu své osoby, musí být slušně oděný a používat příjemně vonící masti. Musí dbát o vyrovnaný duševní život. Mlčenlivost a spořádanost má pro jeho dobrou pověst nejlepší význam. Má jednat čestně a přátelsky. Lékař nemá nadmíru diskutovat s laiky, nemá činit ničeho zbytečného ani nápadného. Lékaři nosili dlouhý plášť, který pokrýval celé tělo. Při operacích (př. reponování zlomenin) byli lékař, asistent a pacient zcela nazí. Hippokrates též zmiňuje, že lékařů podle jména je hodně, ale opravdových lékařů je málo. Léčit totiž mohl každý, kdo si troufal. Již dávno před Hippokratem se platilo lékařům penězi, a to zpravidla předem. Úředně jmenovaní lékaři dostávali roční plat a za to museli chudinu léčit zdarma (POLLAK 1976).

Galenos (130-200 n. l.), který získal znalosti o zlomeninách při gladiátorských zápasech, v díle „De fasciis“ uvádí návody na přikládání obvazů a také indikace pro použití dlah při zlomeninách (ZEMAN 1994).

V antice i během středověku převážná většina zlomenin vznikala na bitevních polích. Ve středověku první pomoc a napravování zlomenin prováděli ve své době společensky podřadní lazebníci a bradýři. Až v 15. století byli postaveni na společenskou úroveň ostatních řemesel a zakládali vlastní cechy. Nazývali se ranhojiči, u vojska felčari.

Středověké křesťanství potlačovalo velkou většinu vědních oborů a proto ani lékařství neznamenávalo pokroky. V této době byl rovněž deformovaný pohled na život a zdraví. Až do 19. století neexistovaly kromě církevních řádů žádné další organizace, které by se zabývaly péčí o raněné a nemocné vojáky. Tato pomoc však nebyla adekvátní a byla dostupná s velkým časovým odstupem od úrazu. Ranění po základním ošetření byli ponecháni bez adekvátní péče. Leželi na studených podlahách bez příkrývek a trpěli nedostatkem jídla. Poranění vojáci s různými zlomeninami, kteří nebyli schopni pohybu, byli často ponecháni přímo na bitevním poli buď bez jakékoli pomoci, nebo se jim v lepším případě dostalo laické péče obyvatel okol-



Obr. 2. Ambroise Paré je nazýván otcem válečného lékařství
a) při operaci (zdroj: www.ebinrushed.com)
b) jeho kniha „Les oeuvres d'Ambroise Paré“ z roku 1585
(zdroj: www.virginia.edu)

ních vesnic. Imobilizace zlomeniny na bitevních polích středověku byla prováděna obvazy namočenými v krvi koní, které po vyschnutí vytvořily tuhou, ale z hygienického hlediska problematickou dlahu.

V Německu byla v roce 1497 použita v léčbě zlomenin tvrdnoucí masa podobná sádře, skládající se z hlíny, mouky a gumy. Tato hmota byla následně potírána bílkem. Současně byla v této době zavedena léčba trakcí pomocí postupného tahu závaží.

V díle Ambroise Paré (1510-1590) (Obr. 2) dosahuje středověká trauma-

tologie své nejvyšší dokonalosti. Byl osobním lékařem čtyř francouzských králů. Jeho umění bylo tak velké, že byl navzdory svému protestantskému vyznání na osobní králův rozkaz při Bartolomějské noci r. 1572 ušetřen. Paré popisuje možnosti repozice tahem, které však po jeho smrti až do 19. století upadly v zapomenutí (PAGET 2005, PARÉ 1585).

V moderním evropském lékařství jako první použil sádrový obvaz holandský lékař P. Hendriksz, v praxi se však stále dlouho nemohl tento obvaz prosadit proti obvodu škrobovému, který jako první aplikoval Louis Joseph Seutin (1793-1862) (ERICHSEN 1864). Za objevitele sádrového obvodu je tedy považován holandský vojenský lékař Antonius Mathijsen (1805-1878) (Obr. 3), který svými pracemi přesvědčil mnohé chirurgy o přednostech sádry (ASSEN 1948).



Obr.3. Antonius Mathijsen
(zdroj: www.heemkunde-limburg.be)

Za zmínku stojí pohled na problematiku zlomenin popsaný v knize „Nové léčení přirozené“ z roku 1901 (Obr. 4). Majitel léčebného ústavu přírodního v Radebeulu u Drážďan Fridrich Eduard Bilz (1842-1922) v této knize popisuje klinické příznaky zlomenin dle tehdejších znalostí: „U jednoduchých zlomenin bývá často pošnutí koncův úlomků jen nepatrné, kdežto otok zlomeniny bývá značný. Zlomeniny tyto poznati jest nesnadno a samým lékařům a ranhojičům podaří se to často jenom s namáháním. Také jest tak zvaný třetí šelest hlavním poznatkem zlomeniny kosti. Pošineme-li totiž

konce úlomků k sobě, tu uslyšíme zcela zřejmě šelest jako škrábání nebo vrzání; zní to asi, jako když třeme dva kousky cukru o sebe. Pak jsou to především bolesti, jež pacient pociťuje, později následuje též zánět a zpučnutí v krajině zlomeniny.“ (BILZ 1901). Také je zde již popsáno hojení svalkem: „Vyhojení nastane obyčejně tím způsobem, že se místo zlomeniny novou, zpočátku měkkou kostní hmotou (callus, svalec) bez hnisání naplní a zaroste. Tato, z počátku tekutá kostní hmota, stává se pozvolna hustší, pak nakonec ztverdne a stává se pevnou. Proto musíme zacházeti po jistou dobu (6 měsíců) se zlomeným a opět zahojeným údem povždy ještě opatrně.“ (BILZ 1901). Byl kladen důraz na dobrou repozici zlomeniny: „Při léčení nutno hlavně dva momenty míti na zřeteli a sice, co možná nejpřesněji sloučení obou konců zlomené kosti a trvalé držení kosti v poloze jí dané a předpisu jí odpovídající. Celý průběh hojení a šťastný výsledek léčby závisí většinou na správném původním srovnání konců zlomené kosti. Musí býti tedy při každé polámanině především konce úlomků opět dány do jejich správné polohy, k čemuž bývá obyčejně zapotřebí druhé osoby, která drží pevně onu část těla pravidelně ležící, kdežto se pošinutá nebo část vpraví do správné, přirozené polohy.“ (BILZ 1901). Léčba byla výlučně konzervativní a odlišná u zlomenin bez posunu a zlomenin dislokovaných: „V případech, kde nenastalo pošinutí aj., dostačí obvázati zlomeninu kosti v jednoduché dlahy, ve složitých (spletitých, těžkých) případech jest však zapotřebí obvazu pevnějšího, aby se zabránilo vadnému srostení se zkrácením kostí atd. Také nastává vyhojení u takových složitých zlomenin mnohem později.“ (BILZ 1901). Je zde i detailně popsán způsob zhotovení fixace po adekvátní repozici: „Místo zlomeniny ovíneme vlhkým obinadlem, 3 až 4 kráte volně, ale ne příliš pevně, vzhledem ku nastávajícímu otoku. Přes tento obal přiložíme 2-3 dobře přiléhající dlahy z tenkého prkna nebo dostatečně silné lepenky a připevníme je stuhami (tkanicemi). Přes to přijde opět 3 násobná vrstva vlhkého plátna a jakožto poslední obal vata a flanelové obinadlo.“ (BILZ 1901). Léčba komplikací je též zmíněna: „Dělá-li nemocnému povstala teplota obtíže, odstraníme obvaz až na dlahy, vezmeme čerstvě namočenou plátěnou plenu a přiložíme to celé kolem, co zatím prvnější obal vypereme a usušíme. Vlhký obal, pod dlahami



Obr. 4. Kniha „Nové léčení přirozené“ od Fridericha Eduarda Bilze z roku 1901



Obr. 5. Irský chirurg Abraham Colles
(zdroj: www.collesgraves.org)

ležící, můžeme ponechat 3 až 4 dny ležet, mezi tou dobou můžeme jej dle pocitu sem tam někdy vlhkou houbou a p. navlhčiti nebo nakropiti. Vyměníme pak i tento, při čemž přesně prozkoumáme místo zlomeniny. Tento výkon opakujeme tak dlouho, až nastane zhojení.“ (BILZ 1901). Alternativně byla používána léčba pomocí masáže: „Snaha lékařů masáží léčících záleží v tom, aby odstranili pomocí ní při nekomplikovaných zlámaninách krev na místě zlámaniny a vůkol ní nashromážděnou, ji třením ku vstřebání přivedli, aby se docílilo přesného a těsného uložení obou úlomků na sebe. Teprve pak upevníme končetinu obvazy, jí nepohyblivou činíci, a ponecháme ji tak dlouho ležeti, až nastane pevné spojení. Když se to stalo, začneme opět s masáží, abychom odstranili naskytnuvší se snad ztuhnutí kloubu tím, že necháme ještě

při tom vykonávati činné a trpné (zdravotný tělocvik) pohyby. Stal-li se pak např. obvaz naprosto nepotřebným, tu možno započítati s mírnou třecí masáží. Později i mírné hnětení a tlučení a nato i opatrně prováděné trpné (passivní) a činné pohyby.“ (BILZ 1901).

Ještě na počátku 20. století je akceptovatelný názor, že léčba zlomenin může být ponechána laikům: „Mnohdy podaří se osobám, které prošly kursy Samaritánské, zlomeniny velice pěkně opravit, pročez navštěvuj každý taková cvičení večerní, snad můžeš tím prospěti sobě i svým bližním.“ (BILZ 1901).

Vyskytovaly se dokonce i varování před léčbou lékaři: „Volíce lékaře ku hojení zlomeniny budme opatrní, jmenovitě varujme před pevnými obvazy, o kterých professor Volkmann praví, že se jimi množí jenom mrzáci a že neučení ovčáci, t. ř. mastičkáři zase musí napravovati, co pokazili učení profesoři a specialisté.“ (BILZ 1901).

2.2 První popisy zlomeniny distálního radia

Pro svou charakteristickou defiguraci zápěstí při zlomeninách distálního radia byla tato zlomenina v minulosti považována spíše za luxaci zápěstí. První zmínku o zlomenině distálního konce radia přináší Francouz Jean Luis Petit v roce 1705 (PETIT 1705). Následně v roce 1783

existenci zlomenin distálního radia potvrzuje a popisuje chirurg Claude Pouteau, působící rovněž jako Petit v Lyonu (POUTEAU 1783, PATEL 1959).

Nejvíce je však zlomenina distálního radia spojována se jménem irského chirurga a anatoma Abrahama Collese (Obr. 5), který se narodil se v bohaté rodině, která vlastnila kamenolom produkující známý Black Kilkenny Marble. Byl profesorem anatomie, chirurgie a fyziologie na irské Royal College of Surgeons v Dublinu (Obr. 6), jejímž prezidentem byl zvolen již ve svých 28 letech (BENJAMIN 1965). Jeho článek „On the Fracture of the Carpal Extremity of



Obr. 6. Royal College of Surgeons v Dublinu,
působíště Abrahama Collese
(zdroj: www.rcsi-mub.com)

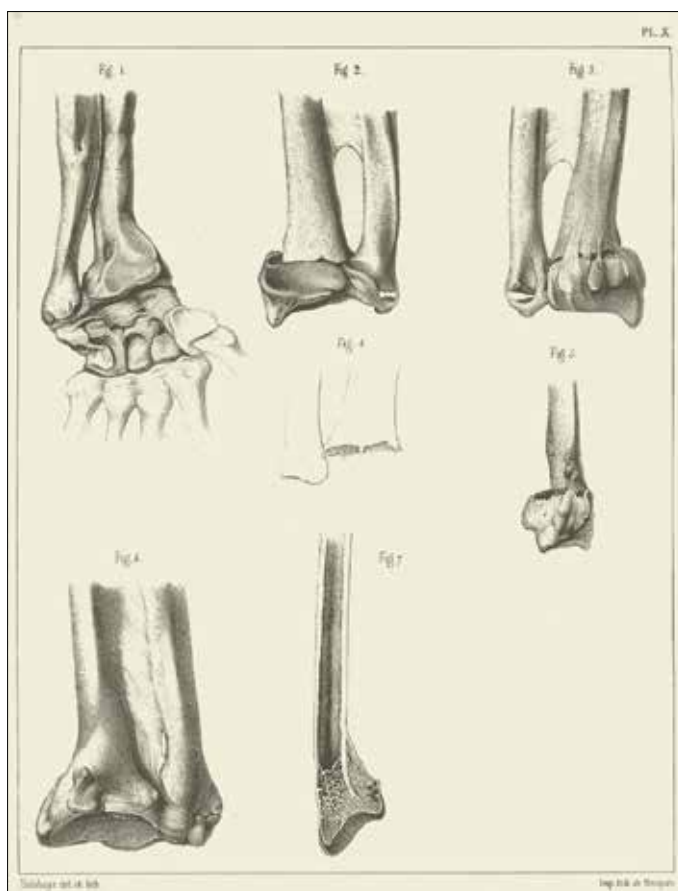
the Radius“ vydaný v Edinburgh Medical and Surgical Journal v roce 1814 přináší nejen přesný popis zlomeniny distálního radia, ale obsahuje i metodiku repozice a léčby zlomeniny distálního radia. Colles zde popisuje dorzálně dislokovanou extraartikulární zlomeninu distálního radia, přičemž linie lomu probíhá „palec a půl proximálně od kloubní plochy radia“. Píše o klinice příznačné deformitě zápěstí tvaru vidličky či bajonetu. Pro repozice a fixaci připojuje následující návod: „Nejprve doporučuje lékaři dát pozor, aby periferní fragment nebyl „tažen zpět“. Asistent má držet končetinu v pozici uprostřed mezi pronací a supinací a repozice by měla být provedena tlakem na přední povrch končetiny. Potom jsou přikládány dlahy z volární a dorzální strany vytvarované na zápěstí a připevněny obvazem.“ Colles uvádí, že zlomeniny distálního radia mají dobré funkční výsledky i v případech, že dojde k jejich zhojení ve značné dislokaci (COLLES 1814). Nezmiňuje se však o odlomení *processus styloideus ulnae*, které tuto zlomeninu doprovází ve velkém počtu případů. V současnosti se pod pojmem Collesova zlomenina rozumí dorzálně dislokovaná zlomenina distálního radia, přičemž nezáleží na tom, zda je či není též přítomna abruptce *processus styloideus ulnae*. Ve francouzské literatuře se setkáváme ve stejném významu s pojmem Pouteau-Collesova zlomenina. Někdy je pojem Collesova zlomenina užíván obecně k popisu jakékoli zlomeniny distálního radia, což však není zcela správné.

Je třeba upozornit na skutečnost, že všichni tito vědci popisují zlomeniny distálního radia ještě před vynalezením rentgenu. Paprsky X objevil Wilhelm Conrad Roentgen až v roce 1885.

Irský chirurg Robert William Smith v roce 1847 popisuje rovněž extraartikulární zlomeninu distální metafýzy radia, ale s volární dislokací (SMITH 1847). Právě tento chirurg zavedl eponym, který pevně spojuje Abrahama Collese se zlomeninou distálního radia.

Zlomeninu s nitrokloubním průběhem popisuje jako první v roce 1838 americký chirurg John Rhea Barton (BARTON 1838). Jedná se o intraartikulárně zasahující zlomeninu, kdy zadní nebo přední hrana distálního radia je dislokována spolu s proximální řadou karpálních kůstek proti zbylé části kloubní plochy radia. Barton popisuje zejména zlomeniny s odlomením dorzální hrany radia. Zmiňuje se však též o odlomení volární hrany a tyto zlomeniny jsou označovány jako reverzní Bartonovy zlomeniny. V současné době se vžilo spíše označení dorzální nebo palmární Bartonova zlomenina.

Koncem 19. století již byly zlomeniny distálního radia pojímány jako poranění různých typů, u kterých může dojít ke zhojení v různých deformacích (Obr. 7).



Obr.7. Vyobrazení zlomenin distálního radia v různém stádiu hojení v neuspokojivých postaveních v atlasu Jeana Francoise Malgaigne z roku 1855 (zdroj: www.maitrise-orthop.com)

2.3 Historie operační léčby zlomenin distálního radia

Počátky operační léčby zlomenin byly spojeny s nedostatkem vhodných implantátů a nástrojů. Vyvíjet vlastní implantáty a hledat vhodné operační přístupy proto musel každý, kdo se chtěl operační léčbou zlomenin zabývat. Nejstarší implantáty pro fixaci zlomenin byly vyráběny z nejrůznějších materiálů, především ze slonoviny, purifikované kosti a samozřejmě kovů (bronz, zlato, měď, stříbro, mosaz, ocel, hliník). Čepy z kosti a ze slonoviny se používaly k nitrodřeňové fixaci. Ze stříbra se dělal cerkláží drát, dlahy i tenké nitrodřeňové hřeby. První dlahy ovšem byly zhotoveny z poniklovaného ocelového plechu, ty další ze stříbra, karbonové oceli, vanadiové oceli, hliníku a mosazi. Všechny užití kovy však byly velmi problematické jak z hlediska mechanických vlastností, tak koroze. Situaci vyřešily až implantáty z korozivzdorné oceli. Ta byla sice vynalezena již před 1. světovou válkou, ale implantáty z ní se začaly používat až mnohem později (BARTONÍČEK 2010).

První knihu pojednávající o operačním spojení kostních úlomků vůbec vydal již v roce 1870 lékař důstojník francouzského námořnictva J. B. Bérenger-Féraud (BÉRENGER-FÉRAUD 1870). Pojem osteosyntéza, tedy spojení kostních úlomků cizím materiálem, zavedl do praxe Albin Lambotte v roce 1907 při užití svorkového zevního fixátoru (NOESBERGER 1998).

Historicky první operační technikou léčby zlomenin distálního radia je perkutánní stabilizace zlomeniny Kirschnerovými dráty, většinou je však tato osteosyntéza pro malou stabilitu doplňována sádrovou fixací. Poprvé byla tato metoda použita v roce 1929. Bylo popsáno mnoho metod této miniinvazivní operační techniky. Jedná se o 2-3 nebo i více drátů zavedených přes zlomeninu nebo intrafokálně, přičemž nejznámější je technika dle Kapandji z roku 1976 (KAPANDJI 1976, 1991).

První zevní fixátor pro léčbu zlomenin distálního radia aplikoval v roce 1929 Ombredanne. Princip stabilizačního systému byl odlišný od zevních fixátorů užívaných v dnešní době, jelikož celá konstrukce nepřeklenovala zápěstí. Tento způsob kotvení šroubů zevního fixátoru byl však spojován se špatnými funkčními výsledky (COONEY 1979). Pozdější zevní fixátory proto již byly kotveny distálněji. Aplikace těchto stabilizačních konstrukcí na dobu cca 6-10 týdnů byla však spojena s nežádoucí dlouhodobou imobilizací zápěstí a ruky. Clyburn byl první zevní fixátor s kloubem, který umožňoval ihned od operace plnou flexi a extenzi v zápěstí, neposkytoval však uspokojivou stabilitu ve zlomenině a byl spojován se ztrátou repozičního postavení v průběhu hojení. Zevní fixátory se používají buď samostatně nebo v kombinaci s transfixací Kirschnerovými dráty. Z biomechanického hlediska podporují ligamentotaxi, tedy tah vazů, který přispívá k repoziční zlomeniny.

Otevřená repoze a vnitřní fixace se rozvíjí od 70. let 20. století. Princip spočívá v krvavé repoziční, po níž následuje stabilizace dlahou. Mnoho firem vyvinulo různé speciálně tvarované dlahy na oblast distálního radia. Nejprve byly používány běžné dlahy, následně zamykatelné dlahy a v poslední době též zamykatelné dlahy s úhlově volitelným směrem šroubů.

Nitrodřeňová osteosyntéza je vhodná především ke stabilizaci zlomenin diafyzárních oblastí kostí, přesto bylo koncem 20. století vyvinuto několik implantátů i ke stabilizaci zlomenin v oblasti distálního konce radia.

3

Teoretická část

3.1 Anatomie zápěstí

3.1.1 Kostí v oblasti zápěstí

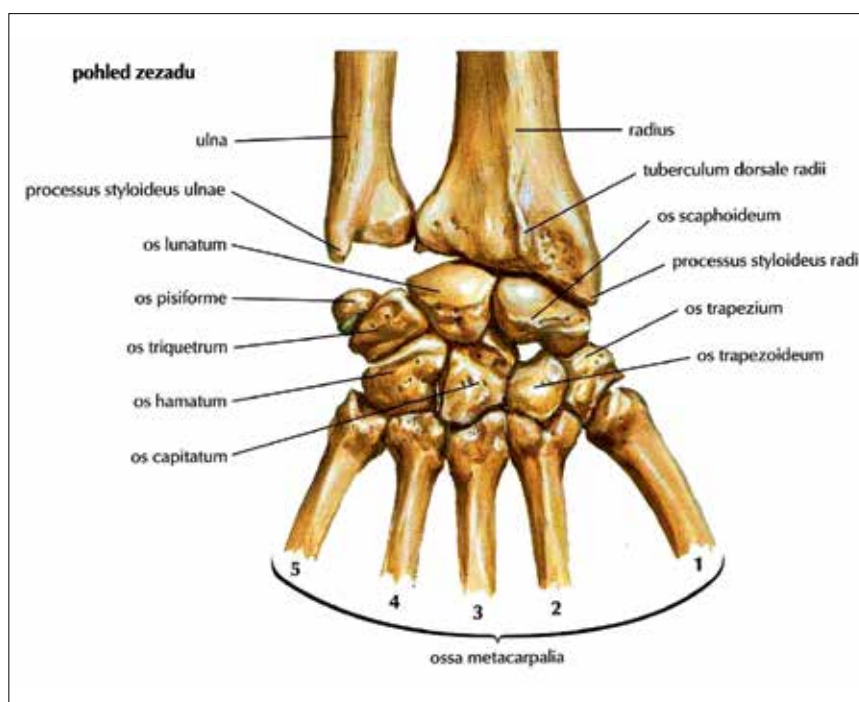
Distální konec radia je zesílený a v příčném směru rozšířený. Průřez kosti je v této oblasti čtyřboký. Kompakta je silnější pouze na dlaňové ploše distálního konce radia, jinak je tenká a většinu kosti zde tvoří spongioza.

Na laterální straně vybíhá *proc. styloideus radii*, který je uložen těsně pod kůží. Na mediální straně distálního konce radia je mělký zářez, tzv. *incisura ulnaris*, která tvoří s *circumferentia articularis ulnae* distální radioulnární kloub.

Celý distální konec radia je angulován volárně. Palmární plocha je hladká a lehce konkávní, distálně je zakončena hranou, která ji dělí od distální kloubní plochy. V této oblasti je řada malých otvorů pro cévy. Dorzální a laterální plocha distálního radia jsou konvexní, jsou zde podélné hrany a žlábký (*sulci tendinum musculorum extensorum*), v kterých jsou uloženy šlachy extenzorů. Největší hrana, tzv. Listerův hrbolek (*tuberculum dorsale radii*), se nachází mezi žlábký pro šlachy *m. extensor carpi radialis longus* a *m. extensor pollicis longus* a je dobře hmatná pod kůží. Dorzální plocha je od kloubní plochy oddělena poměrně ostrou hranou.

Facies articularis carpalis, tedy kloubní plocha distálního konce radia, je konkávní a je rozdělena jemnou sagitální hranou na dvě nestejně části. Radiální a mírně menší je *fossa scaphoidea*, určená pro skloubení s *os scaphoideum*. Má tvar přibližně rovnoramenného trojúhelníku s bazí ulnárně. Hrotem vybíhá až k apexu *proc. styloideus radii*. V předozadním pohledu je tedy celá tato faseta skloněna výrazně šikmo distoulnárně. Ulnární část, *fossa lunata*, artikuluje s *os lunatum*. Je v obou směrech konkávní a orientována téměř kolmo ke dlouhé ose kosti. Palmárně odděluje obě jamky zářez, ze kterého vybíhá *lig. radioscaphoideolunatum*.

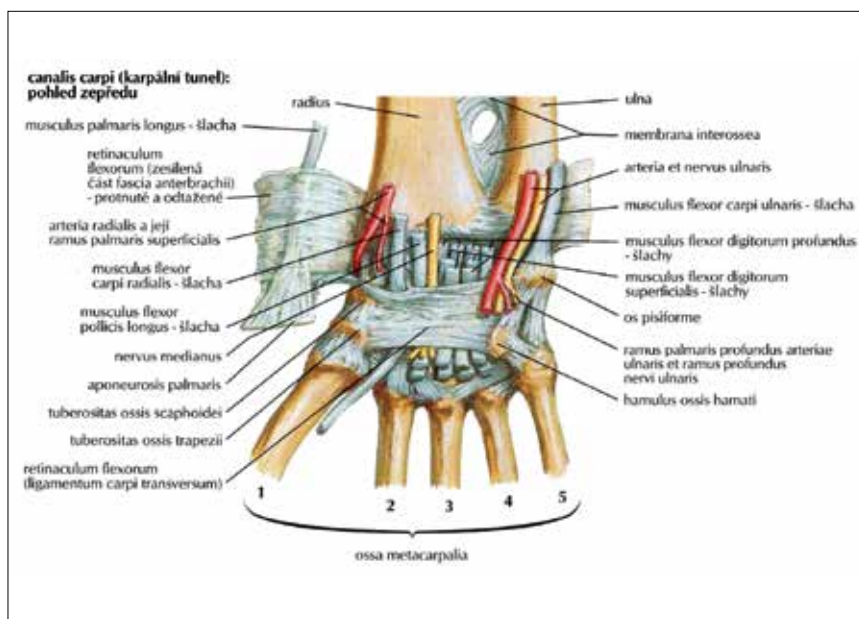
Distální konec ulny je zaokrouhlen a ovoidně rozšířen jako tzv. *caput ulnae*. Distálně je hlavička ulny opatřena kloubní plochou artikulující s triangulárním fibrokartilaginózním komplexem



Obr. 8. Kostí zápěstí (NETTER 2005)

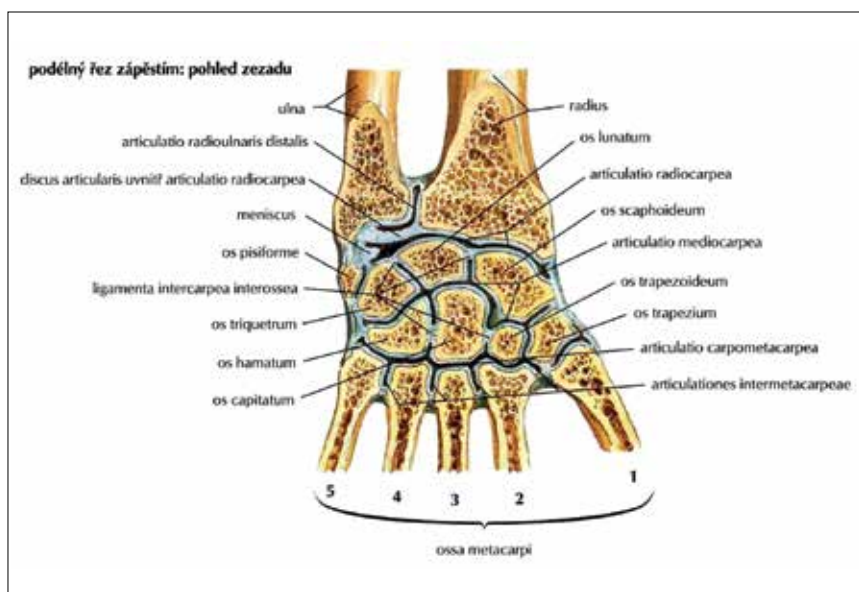
a jeho prostřednictvím s *os lunatum* a *os triquetrum*. Druhá kloubní plocha na hlavici ulny, *circumferentia articularis*, je obvodová a směřuje k radiu. Dorsolaterálně vybíhá hlavice ulny ve štíhlý *proc. styloideus*.

Zápěstí (*carpus*) tvoří dvě řady zápěstních kostí klenoucí se dorzálně. Proximální řada je od radiální k ulnární straně složena z těchto kostí: *os scaphoideum* (kost loďkovitá), *os lunatum* (kost poloměsíčitá), *os triquetrum* (kost trojhranná) a *os pisiforme* (kost hrášková). Distální řada se ve stejném směru skládá z *os trapezium* (kost mnohohranná), *os trapezoideum* (kost mnohohranná menší), *os capitatum* (kost hlavatá) a *os hamatum* (kost hákovitá) (Obr. 8).



Obr. 9. Anatomické poměry v karpálním tunelu (NETTER 2005)

Kosti zápěstí formují z volární strany *sulcus carpi*, který zakončují *eminentia carpi radialis* (složená z *tuberculum ossis scaphoidei* a *tuberculum ossis trapezii*) a *eminentia carpi ulnaris* (tvoří ji *os pisiforme* a *hamulus ossis hamati*). Obě vyvýšeniny spojuje napříč *lig. carpi transversum* (resp. *retinaculum musculorum flexorum*), čím vzniká *canalis carpi* (Obr. 9).



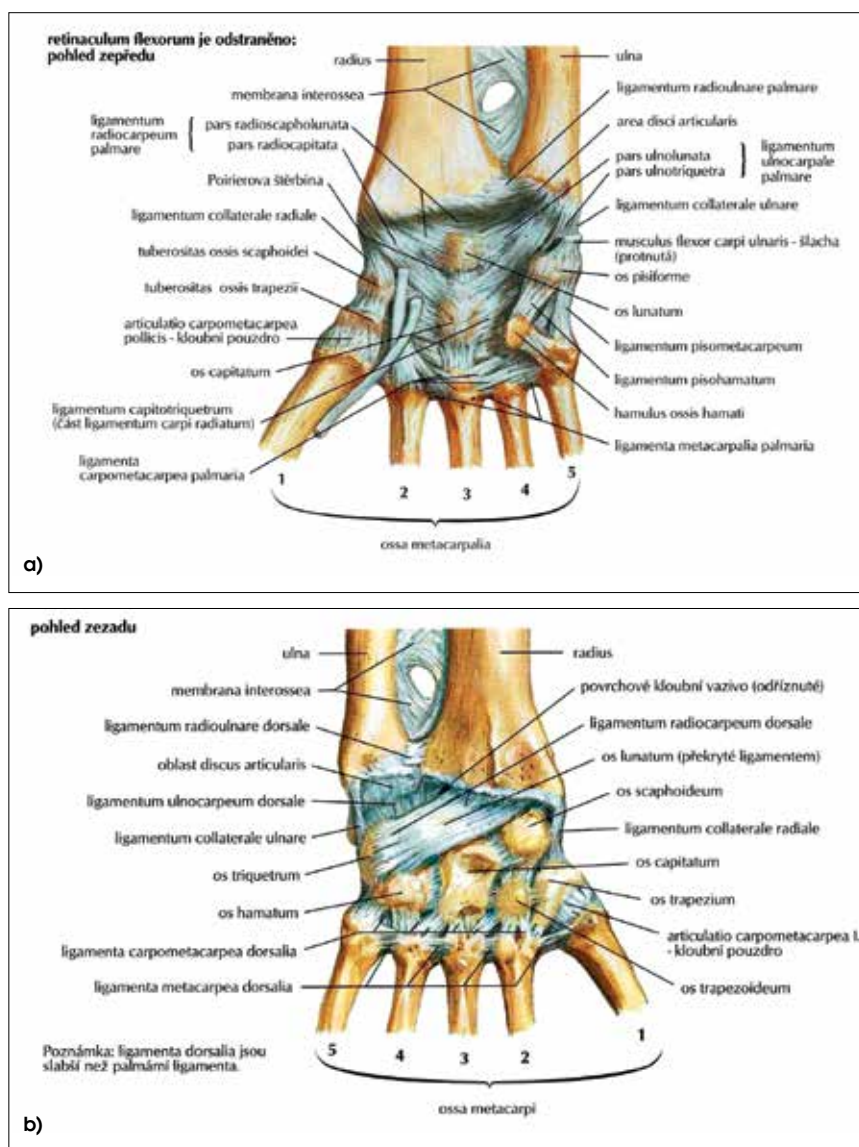
Obr. 10. Klouby zápěstí (NETTER 2005)

3.1.2 Klouby zápěstí

Zápěstí, tedy *articulatio carpi*, je složeno ze tří kloubů: radiokarpálního, distálního radioulnárního a mediokarpálního (Obr. 10).

Radiokarpální kloub je ovoidní kloub. Jamku tvoří *facies articularis carpalis* na distálním konci radia a dále ulnárně *discus articularis* vložený mezi ulnu a *carpus*. Tímto diskem je ulna vyřazena z přímého skloubení s kostmi zápěstí. Společnou hlavici kloubu představují proximální kloubní plošky *os scaphoideum*, *os lunatum* a *os triquetrum*.

Tvar distálního radioulnárního kloubu závisí na délce ulny. Při tzv. nulové variantě ulny, kdy je délka ulny stejná jako délka radia, je distální radioulnární kloub kolový kloub. V případě tzv. plus varianty ulny, kdy distální část ulny přesahuje distální část radia, jsou kloubní plochy sférické. Při tzv. minus variantě ulny, kdy distální část ulny nedosahuje distálního konce radia, jsou kloubní plochy kuželovité nebo mají tvar šikmo skloněného válce. V populaci se vyskytuje nulová varianta v 61%, minus varianta ve 23% a plus varianta v 16% (COONEY 1998).



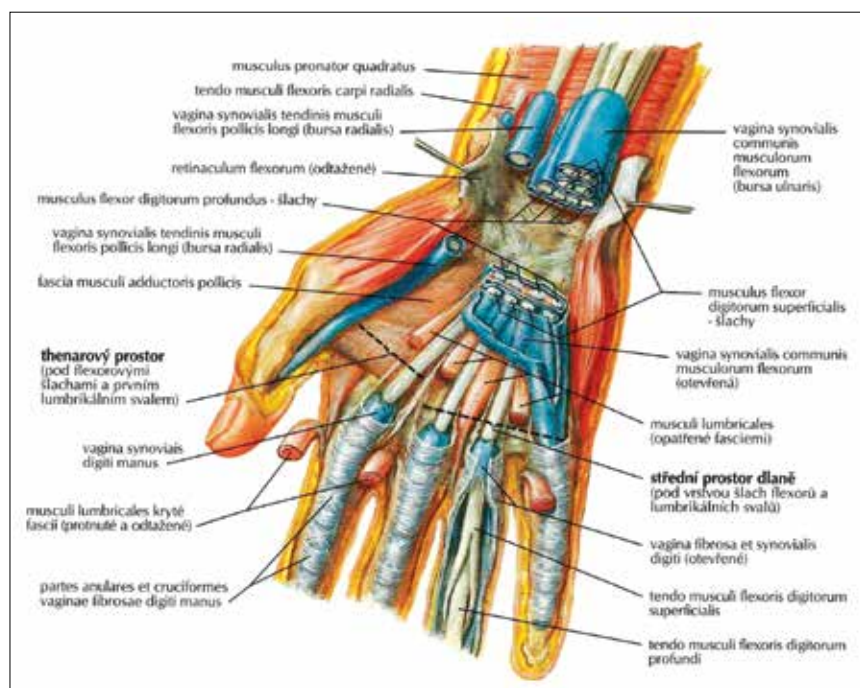
Obr. 11. Zápěstní vazy
a) z volární strany
b) z dorzální strany
(NETTER 2005)

3.1.3 Kloubní pouzdra a vazy zápěstí

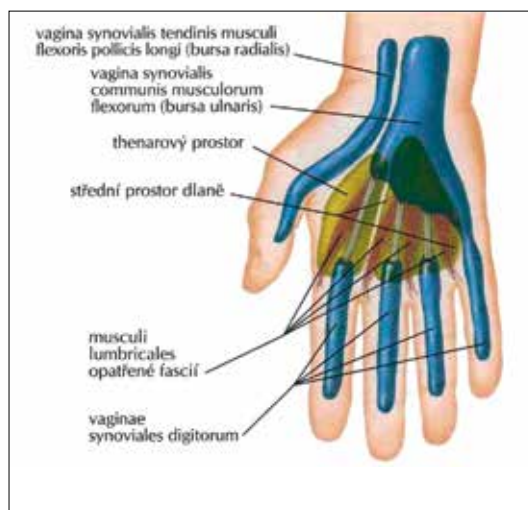
Kloubní pouzdra se upínají těsně po obvodech kloubních ploch a jsou poměrně slabá. Proto jsou posílena dalšími vazy, které mají pro stabilitu kloubů zápěstí hlavní význam. Většina vazů je zabudována do kloubního pouzdra nebo probíhá intraartikulárně a proto nejsou makroskopicky jasně identifikovatelné. Vazy zápěstí dělíme do tří hlavních skupin: vazy distálního radioulnárního skloubení, kapsulární vazy a interoseální vazy.

Vazivový aparát distálního radioulnárního kloubu je velice složitý. Struktury, které ho tvoří jsou integrovány v tzv. triangulární fibrokartilaginózní komplex (TFCC). Základ komplexu tvoří *discus articularis*, což je vazivově chrupavčitá destička oddělující hlavičku ulny od proximální řady karpálních kostí. Dále jej tvoří kloubní pouzdro a radioulnární vazy (*lig. radioulnare dorsale* a *lig. radioulnare palmare*). Poslední částí TFCC jsou dorsální metafyzární arkuátní vazy, což je silný vazivový pruh jdoucí od ulnárního okraje distální metafýzy radia k hlavičce ulny.

Kapsulární vazy se dle lokalizace dělí do několika skupin. Palmární radiokarpální vazy (*lig. radioscaphoideocapitatum*, *lig. radiolunatum longum*, *lig. radioscaphoideolunatum*) jsou vazy



Obr.12. Pohled na průběh šlach flexorů a jejich pochev v oblasti zápěstí a ruky (NETTER 2005)



připojené na přední okraj distálního radia a jeho *proc. styloideus*. Jejich vlákna směřují mediolaterálně k přední ploše *os scaphoideum*, *os lunatum* a *os triquetrum*, některá se upínají i na *os capitatum*. Výrazně prominují do kloubní dutiny. Ulnokarpální vazy (*lig. ulnolunatum*, *lig. ulnotriquetrale*, *lig. ulnocapitatum*) jsou mezi hlavičkou ulny, TFCC a zápěstím na palmární a ulnární straně zápěstí. Palmární mediokarpální vazy (*lig. scaphoideotrapezio-trapezoideum*, *lig. scaphoideocapitatum*, *lig. triquetrocipitatum*) odstupují od *os scaphoideum* a *os triquetrum*. Poslední skupinou jsou dorsální radiokarpální vazy (*lig. radiocarpale dorsale*) a mediokarpální vazy (*lig. intercarpale dorsale* a *lig. scaphoideotriquetrale dorsale*).

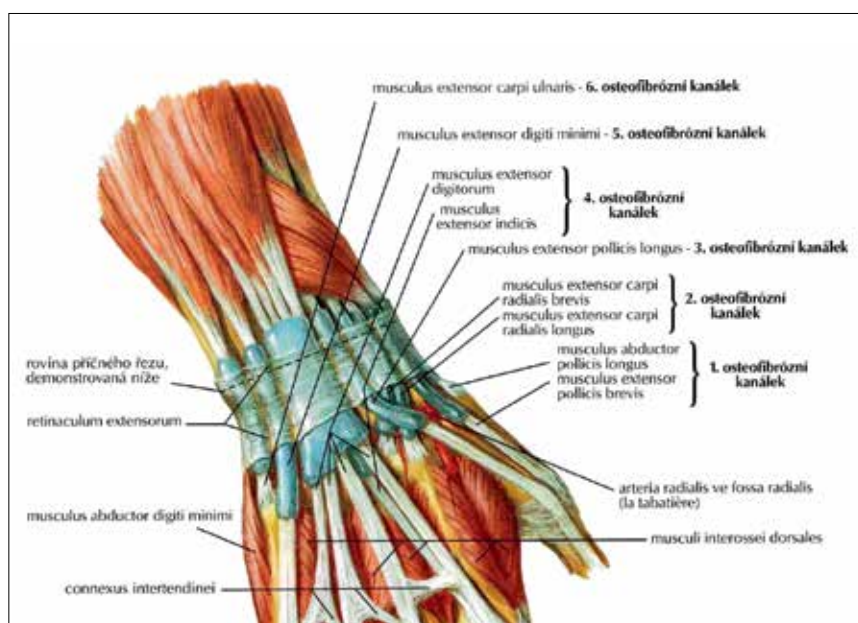
Interoseální vazy (*lig. scaphoideolunatum interosseum*, *lig. lunotriquetrale interosseum*, *lig. trapesiotrapezoideum interosseum*, *lig. trapesoideocapitatum interosseum*, *lig. capitatohamatum interosseum*) spojují přilehající plochy jednotlivých kostí v obou karpálních řadách. Jsou obráceny do kloubní dutiny a kryty synoviální plochou (Obr. 11).

3.1.4 Svaly předloktí

Přední skupina předloketních svalů obsahuje flexory a pronátory ve čtyřech vrstvách. První, povrchovou vrstvu tvoří *m. pronator teres*, *m. flexor carpi radialis*, *m. palmaris longus* a *m. flexor carpi ulnaris*. Druhou vrstvu tvoří jediný sval – *m. flexor digitorum superficialis*. Třetí vrstva obsahuje *m. flexor digitorum profundus* a *m. flexor pollicis longus*. Čtvrtou, hlubokou vrstvu tvoří *m. pronator quadratus* (Obr. 12).

Laterální skupinu předloketních svalů rozdělujeme na dvě vrstvy. Povrchovou vrstvu představuje *m. brachioradialis*, *m. extensor carpi radialis longus* a *m. extensor carpi radialis brevis*. V hluboké vrstvě je jen jeden sval – *m. supinator*.

Dorzální skupinu předloketních svalů tvoří rovněž dvě vrstvy. Povrchová vrstva zahrnuje ve směru od radiální k ulnární straně *m. extensor digitorum*, *m. extensor digiti minimi* a *m. extensor carpi ulnaris*. Hluboká vrstva zahrnuje *m. abductor pollicis longus*, *m. extensor pollicis brevis*, *m. extensor pollicis longus* a *m. extensor indicis* (Obr. 13).



Obr. 13. Pohled na průběh šlach extenzorů a jejich pochev v oblasti zápěstí (NETTER 2005)

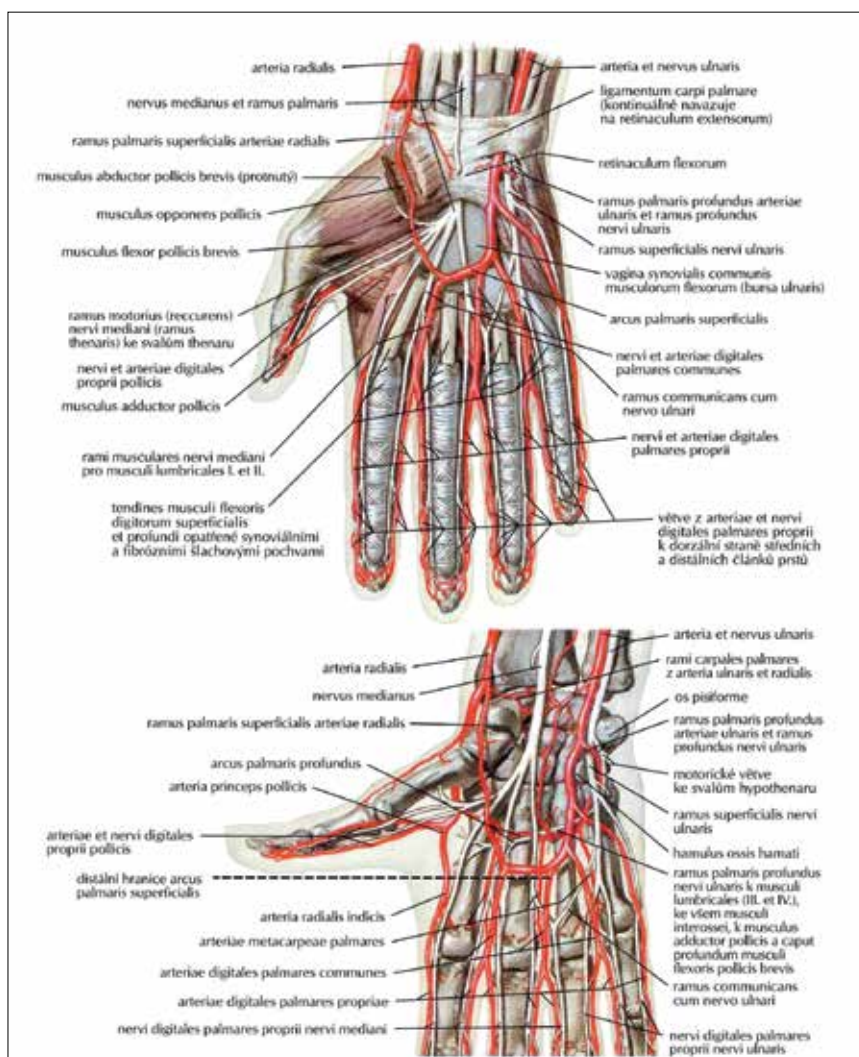
3.1.5 Šlachové pochvy zápěstí

Vagina tendinis musculi flexoris carpi radialis provází šlahu v jejím průběhu v *canalis carpi* a ve žlábků na *os trapezium*, až k úponu šlahy na bazi 2. metakarpu.

Vagina tendinis musculi flexoris pollicis longi provází šlahu od konce předloktí skrze *canalis carpi* až k úponu šlahy na distální článek palce.

Vagina communis tendinum musculorum flexorum je společná pochva šlach *m. flexor digitorum superficialis et profundus*. Začíná proximálně od *retinaculum musculorum flexorum*, jde skrze *canalis carpi* a dále se rozšiřuje v *saccus carpi medius* a pokračuje ve šlachovou pochvu po celé délce malíku (Obr. 12).

Šlachové pochvy na hřbetu ruky obalují šlahy v místě pod *retinaculum musculorum extensorum* (neboli *lig. carpi dorsale*), což je zesílený transversální pruh předloketní facie. Od retinaku-la vycházejí mezi šlahy podélné pruhy k distálním koncům předloketních kostí a vytvářejí tak osteofasciální tunely pro šlahy. V těchto osteofasciálních tunelech je šest šlachových pochev v pořadí od radiální k ulnární straně: *vagina tendinum musculorum abductoris longi et extensoris pollicis brevis*, *vagina tendinum musculorum extensorum carpi radialis*, *vagina tendinis musculi extensoris pollicis longi*, *vagina tendinum musculi extensoris digitorum et extensoris indicis*, *vagina tendinis musculi extensoris digiti minimi*, *vagina tendinis musculi extensoris carpi ulnaris* (Obr. 13).



Obr. 14. Cévní zásobení zápěstí (NETTER 2005)

3.1.6 Cévní zásobení

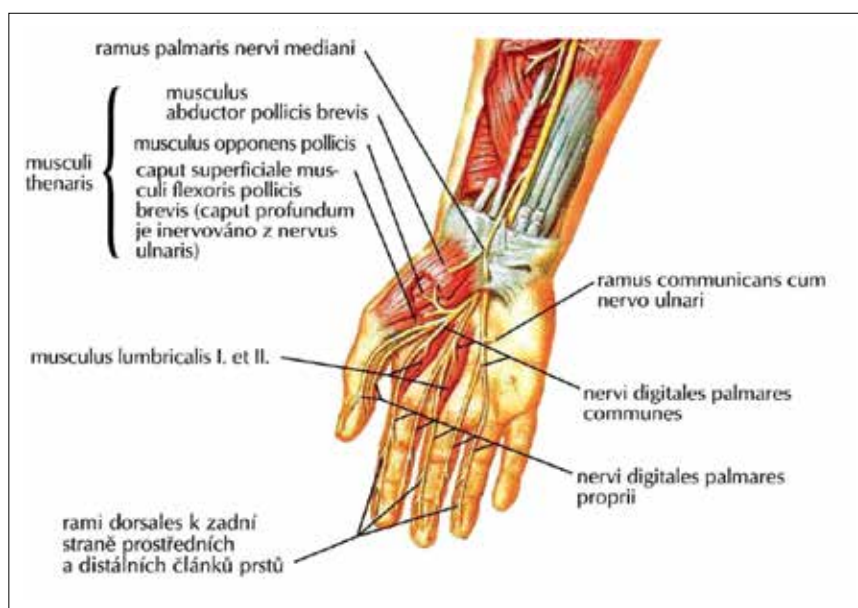
Oblast zápěstí je zásobena ze tří velkých cév: *a. radialis*, *a. ulnaris* a *a. interossea anterior*. Tyto cévy zde anastomozují a vytvářejí radiokarpální oblouky - *arcus radiocarpalis palmaris* a *arcus radiocarpalis dorsalis*.

Palmární radiokarpální oblouk probíhá příčně mezi vlákny kloubního pouzdra 5 až 8 mm proximálně od štěrbiny radiokarpálního kloubu. Vzniká z *rami carpales palmares arteriae radialis* a z *rami carpales palmares arteriae ulnaris*. Většinou do něj přispívá i *a. interossea anterior*. Dorsální radiokarpální oblouk je uložen pod šlachami extenzorů v úrovni radiokarpálního kloubu. Vyskytuje se asi v 80% případů a nejčastěji do něj přispívají všechny tři uvedené arterie.

Distální epifýza radia je zásobena z radiokarpálních oblouků. Na palmární straně cévy vstupují do kosti při okraji kloubní plochy. Na straně dorsální pronikají cévy intraoseálně prostřednictvím kostních hran oddělujících jednotlivé šlachové žlábký a též otvory na dně těchto žlábků. Do baze *proc. styloideus radii* vstupuje přímá céva z *a. radialis* (Obr. 14).

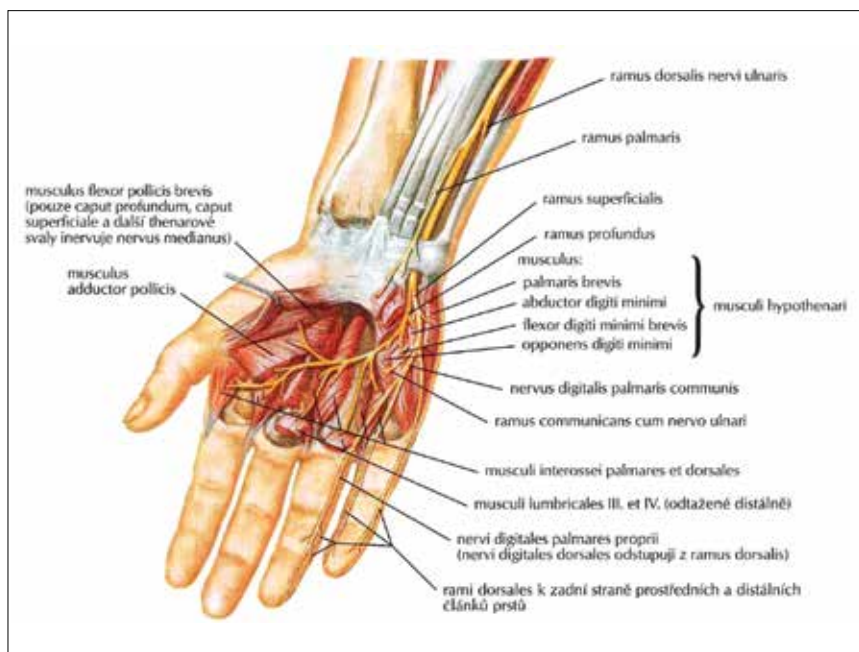
3.1.7 Nervové zásobení

N. medianus probíhá v oblasti zápěstí před volární plochou distálního radia pod šlachou *m. palmaris longus*, resp. vedle šlachy *m. flexor carpi radialis*. Následně prochází pod *retinaculum musculorum flexorum* karpálním tunelem do dlaně, kde se větví ke svalům thenaru a na senzitivní vlákna pro kůži prstů. *N. medianus* inervuje motoricky všechny svaly přední skupiny předloktí kromě *m. flexor carpi ulnaris* a části *m. flexor digitorum profundus* určené pro 4. a 5. prst. Senzitivně inervuje tenarovou část dlaně a dlaňovou část prstů až po hranici jdoucí 4. prstem (Obr. 15).



Obr. 15. Průběh nervi mediani v oblasti zápěstí a ruky (NETTER 2005)

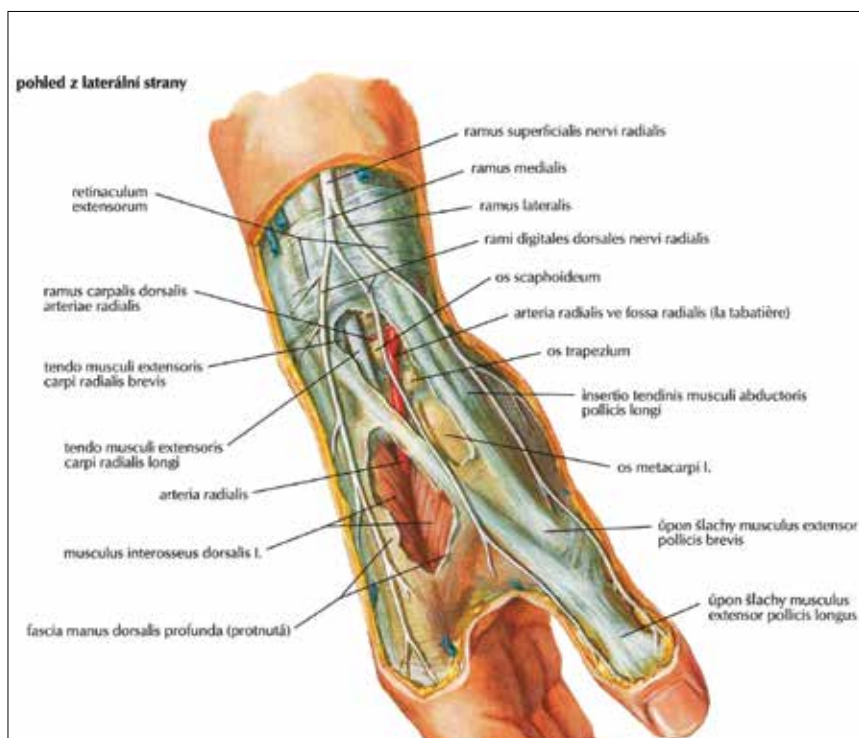
N. ulnaris probíhá spolu s *a. ulnaris* předloktím až k zápěstí mezi *m. flexor carpi ulnaris* a *m. flexor digitorum profundus* a následně vstupuje nad *retinaculum musculorum flexorum* do dlaně. Motoricky inervuje dva svaly přední skupiny předloktí - *m. flexor carpi ulnaris* a část *m. flexor*



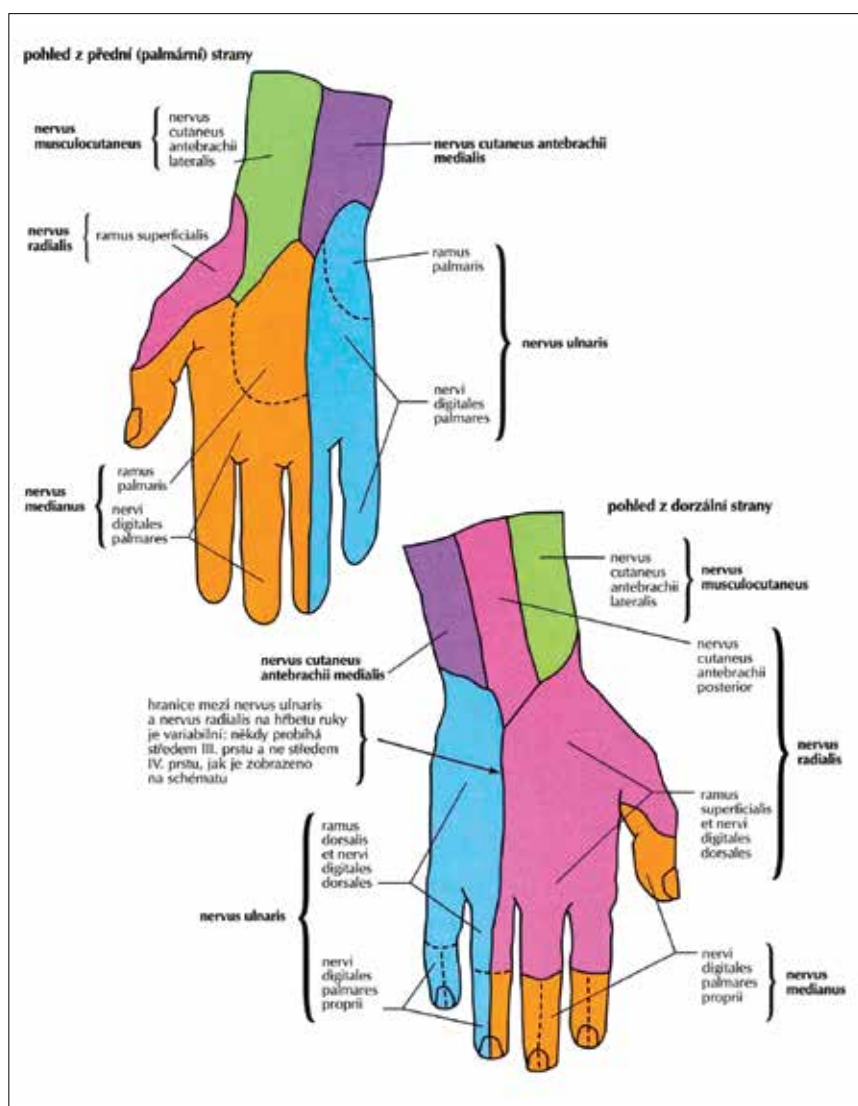
Obr. 16. Průběh nervi ulnaris v oblasti zápěstí a ruky (NETTER 2005)

digitorum profundus pro 4. a 5. prst. Senzitivně inervuje hypotenar, na dlaňové straně polovinu 4. prstu a 5. prst, dále ulnární polovinu hřbetu ruky a dorzálně polovinu 3. prstu a 4. a 5. prst (Obr. 16).

N. radialis se v oblasti předloktí nachází mezi *m. brachialis* a *m. brachioradialis* a dělí se na *ramus profundus*, který proráží skrz *m. supinator* do zadní skupiny svalů předloktí a na *ramus superficialis*, který pokračuje pod *m. brachioradialis* na dorzální stranu zápěstí a prstů. *N. radialis* inervuje svaly laterální skupiny předloktí, *ramus profundus* inervuje motoricky svaly zadní skupiny předloktí. *Ramus superficialis* je senzitivní větví pro dorzální plochu zápěstí a dorsum 1. a 2. prstu a polovinu 3. prstu (Obr. 17).



Obr. 17. Průběh nervi radialis v oblasti zápěstí a ruky (NETTER 2005)



Obr. 18. Kožní inervace zápěstí a ruky (NETTER 2005)

N. interosseus antebrachii anterior inervuje periost distálního konce radia i ulny. Do zápěstí přichází po palmární ploše mezikostní membrány, kterou rovněž inervuje a motoricky zásobuje *m. pronator quadratus*.

Kožní inervace v oblasti zápěstí a ruky je přehledně zachycena na obrázcích (Obr. 18).

3.2 Biomechanika zápěstí

3.2.1 Distální radioulnární kloub

Tento kloub v součinnosti s proximálním radioulnárním skloubením umožňuje jako tzv. kloub předloktí pronačně supinační pohyb, jehož podkladem je obíhání mobilního radia kolem fixované ulny.

Na pronačně supinačním pohybu se podílejí především čtyři hlavní svaly, které utvářejí dvě skupiny. První dvojici tvoří antagonisticky působící *m. pronator teres* a *m. biceps brachii*. Tyto svaly označujeme jako svaly extrinsické, jelikož začínají na humeru a upínají se na radius. Druhý pár tvoří *m. pronator quadratus* a *m. supinator*. Tyto svaly nazýváme intrinsické, protože začínají i končí na radiu.

3.2.2 Radiokarpální a mediokarpální kloub

Jedná se o složené klouby vytvářející funkční jednotku, která umožňuje flekčně extenční a dukční pohyby ruky proti předloktí. Podíl jednotlivých kloubů na celkovém rozsahu pohybů je variabilní.

3.3 Vyšetření funkce zápěstního kloubu

Hlavní pohyby v zápěstí jsou volární flexe (nebo pouze flexe), dorzální flexe (extenze), radiální dukce, ulnární dukce, pronace a supinace. Vždy je dobré hodnotit rozsah hybnosti obou končetin současně.

Rozsah pohybu v jednotlivých směrech se udává ve stupních. Při měření každého pohybu se vychází ze základního nulového postavení. Základní postavení v zápěstí je nulová flexe a extenze a poloha třetího metakarpu je v prodloužení podélné osy radia.

3.3.1 Vyšetření aktivní pohyblivosti

Pacient položí zápěstí na okraj stolu, přičemž obě předloktí jsou v pronaci a ruce volně visí přes okraj stolu. Aktivní dorzální flexi vyšetřujeme pohybem hřbetů rukou nahoru. Následně pohybem dlaněmi směrem k podlaze vyšetřujeme aktivní flexi v zápěstí.

Dále pacient položí obě ruce na stůl, přičemž předloktí se nacházejí v pronaci. Pohybem rukou po stole vyšetřujeme dukční pohyby. Radiální dukci vyšetřujeme při pohybu palce směrem k radiu, ulnární dukci při přibližování malíku k ulně.

Pronaci a supinaci vyšetřujeme vsedě nebo vstoje, musíme vyloučit kompenzační abdukci a addukci v ramenním kloubu.

3.3.2 Vyšetření pasivní pohyblivosti

Zjištěný rozsah pasivního pohybu vyjadřuje skutečnou možnost pohybu.

Pasivní volární flexe se vyšetřuje ve stejné poloze jako aktivní volární flexe, prsty jsou relaxovány. Dlaní jedné ruky fixujeme distální konec předloktí a druhou rukou provedeme pasivní volární flexi.

Při vyšetření pasivní dorzální flexe vycházíme ze stejné výchozí polohy jako při vyšetření aktivní dorzální flexe, prsty jsou rovněž relaxovány. Dlaní jedné ruky fixujeme distální konec předloktí a druhou rukou uchopíme pacientovu dlaň a provedeme pasivní dorzální flexi v zápěstí.

Výchozí poloha pro vyšetření rozsahu radiální dukce je sed s předloktím položeným na stole, přičemž radiokarpální kloub je umístěn lehce za jeho okrajem tak, aby bylo možno zápěstím volně pohybovat. Předloktí je v pronaci a zápěstí v nulovém postavení, prsty jsou relaxovány. Dlaní jedné ruky pevně fixujeme distální konec předloktí, čímž zamezujeme pronačně-supinačním pohybům předloktí. Druhou rukou uchopíme pacientovu dlaň zespodu a provedeme pasivní radiální dukci v zápěstí. Konečný pocit je tvrdý (kostěný) při kontaktu *proc. styloideus radii* s člunkovou kostí.

Při pasivním vyšetření ulnární dukce vycházíme ze stejného nulového postavení, jako při vyšetření pasivní radiální dukce. Dlaní jedné ruky pevně fixujeme distální konec předloktí, čímž opět zamezujeme pronačně-supinačním pohybům předloktí. Druhou rukou držíme pacientovu dlaň zespoda a provedeme pasivní ulnární dukci zápěstí. Zakončení pohybu je náhlé a pevné (ligamentózní).

Při vyšetření rozsahu pronace pacient sedí na stole, předloktí je v základním nulovém postavení, tj. 90° flexe v loketním kloubu a předloktí ve středním postavení mezi pronací a supinací. Ramenní kloub je v nulové flexi a abdukci. Dlaní jedné ruky fixujeme dorzální plochu distální třetiny humeru a současně dlaň přiložíme přes olekranon, čímž zabráníme substituci pronace vnitřní rotací a abdukci v ramenním kloubu. Dlaní druhé ruky uchopíme distální část předloktí a provedeme jeho rotaci dlaní směrem k podlaze v celém rozsahu prohybu. Za fyziologických podmínek je při kontaktu zkřížených diafýz radia a ulny konečný pocit tvrdý.

Při vyšetření supinace je postavení pacienta a vyšetřujícího stejné jako při vyšetření pronace. Předloktí pacienta rotujeme tak, aby v konečné poloze směřovala dlaň směrem ke stropu. Při fyziologickém nálezů je konečný pocit náhlý a pevný (ligamentózní), protože se napínají *m. pronator teres* i *m. pronator quadratus*, *membrana interossea* a vazy distálního radioulnárního kloubení (GROSS 2005).

Fyziologický rozsah všech pohybů je uveden v tabulce (Tab. 1).

Pohyb	Rozsah aktivní pohyblivosti ve stupních	Rozsah pasivní pohyblivosti ve stupních
Volární flexe zápěstí	0-70	0-80
Dorzální flexe zápěstí	0-60	0-70
Radiální dukce zápěstí	0-20	0-20
Ulnární dukce zápěstí	0-30	0-30
Pronace předloktí	0-90	0-90
Supinace předloktí	0-90	0-90

Tab. 1. Fyziologické rozsahy aktivní a pasivní pohyblivosti pohybů v zápěstí

3.3.3 Vyšetření svalové síly

Sílu stisku ruky vyšetřujeme pomocí elipsového dynamometru, srovnáváme výsledky měření postižené a druhostranné zdravé končetiny. Naměřená hodnota v kilogramech se odečítá na stupnici dle směru šipky, která je pomocí pákového mechanismu trvale připevněna k elipse.

3.4 Úrazové mechanismy vzniku zlomeniny

Nejčastější mechanismus úrazu je v případě zlomenin distálního radia pád na extendované zápěstí, z čehož pochází i označení „fractura in loco typico“. Méně častý je pád na flektované zápěstí. V minulosti se jednalo zejména o poranění vyššího věku (nad 60 let), kde v důsledku rozvoje osteoporotických změn kostí je četnost těchto zlomenin vyšší u žen než

u mužů. V posledních letech dochází v důsledku změny životního stylu k výraznému nárůstu počtu zlomenin distálního radia též v mladších věkových kategoriích (pod 40 let). Zlomeniny v mladším věku jsou četnější u mužů a nastávají v důsledku vysokoenergetických mechanismů úrazů, zejména při sportech a dopravních nehodách. Typické a zároveň nejčastější v tomto věkovém období jsou pády při jízdě na kolečkových bruslích, lyžích nebo kole. Nezřídka zlomeniny distálního radia vidíme i při pádu z výše, ať již např. při turistice ve volné přírodě či při práci např. na opravě domu. Sezónní nárůst počtu zlomenin je zde rovněž typický, větší incidenci ve všech věkových skupinách zaznamenáváme v zimních měsících jako následek pádů na náledí.

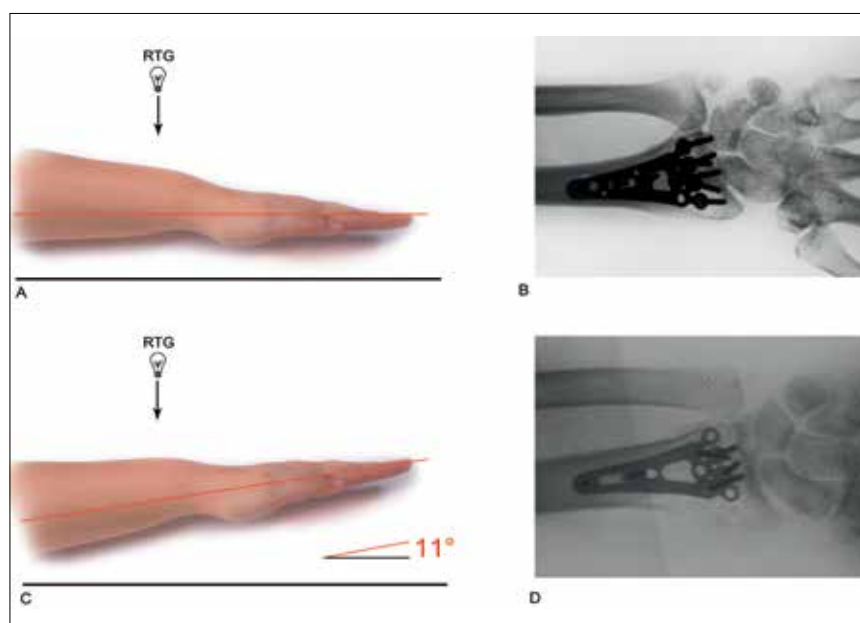
3.5 Diagnostika zlomenin distálního radia

3.5.1 Anamnéza

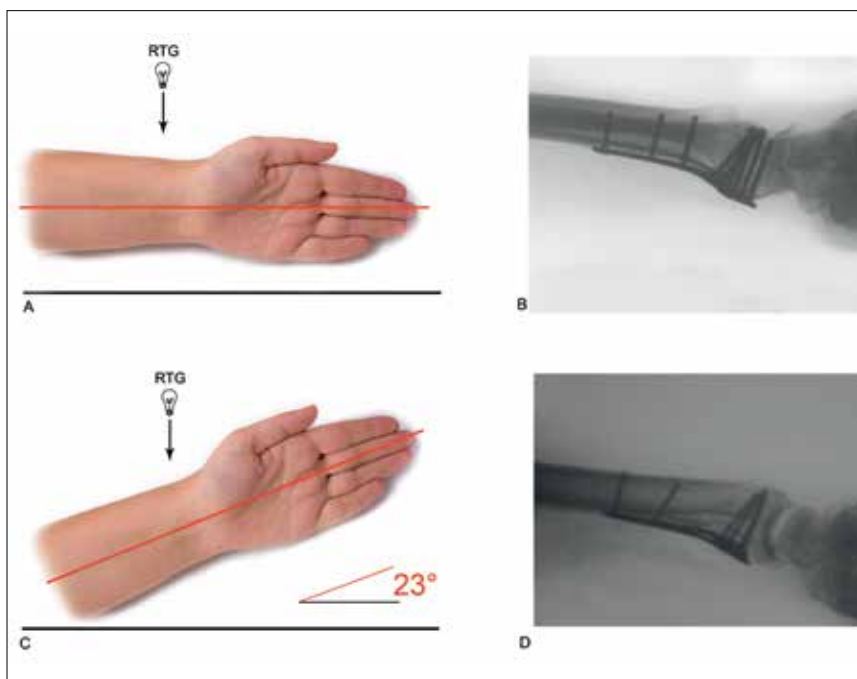
Zaznamenáváme mechanismus poranění, dotazujeme se na předchozí poranění a eventuální operační výkony v této lokalitě a zjišťujeme funkční stav zápěstí a ruky před úrazem. Podstatný je též údaj o dominantní končetině, věku pacienta, jeho celkovém zdravotním stavu a formách fyzické zátěže horní končetiny.

3.5.2 Fyzikální vyšetření

Zlomeniny distálního radia jsou klinicky nápadné otokem, hematomem a zejména typickou deformací. V malém procentu případů se jedná o otevřené zlomeniny. Vyšetřujeme krepitaci a zjišťujeme místo maximální palpační bolestivosti. Vždy věnujeme pozornost neurocirkulačním poměrům periferie.



Obr. 19. Rozdíl mezi klasickou předozadní a šikmou předozadní projekcí
a) směr průchodu rentgenových paprsků zápěstím při klasické předozadní projekci
b) rentgenový snímek zápěstí při klasické předozadní projekci
c) směr průchodu rentgenových paprsků zápěstím při šikmé předozadní projekci
d) rentgenový snímek zápěstí při šikmé předozadní projekci



Obr. 20. Rozdíl mezi klasickou bočnou a šikmou bočnou projekcí
a) směr průchodu rentgenových paprsků zápěstím při klasické boční projekci
b) rentgenový snímek zápěstí při klasické boční projekci
c) směr průchodu rentgenových paprsků zápěstím při šikmé boční projekci
d) rentgenový snímek zápěstí při šikmé boční projekci

3.5.3 Rentgenové vyšetření

Základní rentgenové vyšetření spočívá v provedení dvou vzájemně kolmých projekcí, tedy předozadní a bočné projekci. Šikmých projekcí využíváme zejména peroperačně a pooperačně za účelem ověřování správné polohy zavedeného osteosyntetického materiálu, zejména k vyloučení jeho prominence nitrokloubně (Obr. 19, Obr. 20).

3.5.4 Výpočetní tomografie (CT)

V současnosti by měla být samozřejmostí v diagnostice zlomenin distálního radia. Přesně stanovuje průběh jednotlivých linií lomu, ozřejmuje velikost a postavení kostních fragmentů. V předoperační přípravě hraje nezastupitelnou roli při volbě vhodného operačního přístupu a osteo-



Obr. 21. Zlomenina distálního radia zobrazená výpočetní tomografií
a) 2D rekonstrukce
b) 3D rekonstrukce

syntetického implantátu. Přínosem pro lepší představu o poloze fragmentů je 3D rekonstrukce (Obr. 21).

3.5.5 Nukleární magnetická rezonance (NMR)

Dobře zobrazuje nejen kostěné, ale i měkké tkáně (chrupavčité části kloubů, šlachy, vazy, kloubní pouzdra). Magnetická rezonance umožňuje při nejednoznačném klinickém nálezů diagnostikovat rozsah šlachové léze, např. při iritaci šlach prominujícím osteosyntetickým materiálem. U pouřazových stavů může přispět k přesnější představě artrotických změn radiokarpálního kloubu (Obr. 22).



Obr. 22. Stav po zhojené zlomenině distálního radia zobrazený pomocí nukleární magnetické rezonance, patrný rozvoj artrotických změn

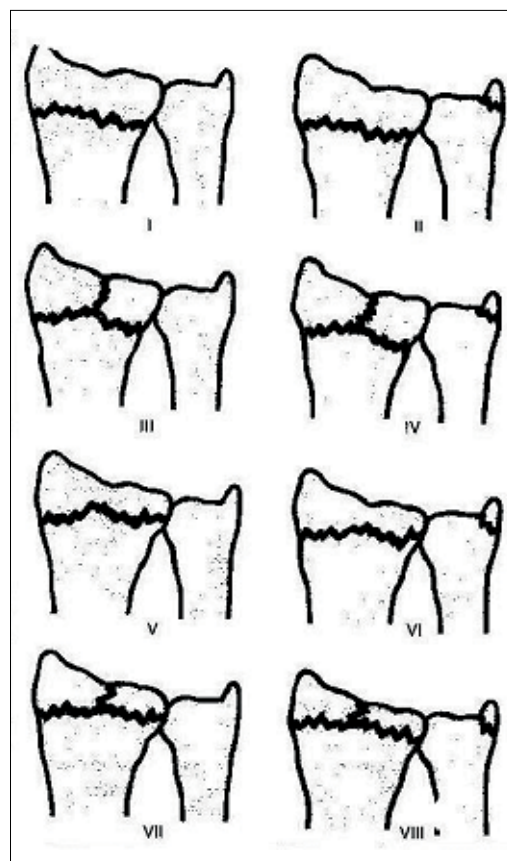
3.6 Klasifikace zlomenin distálního předloktí

Ideální klasifikace má vyjádřit závažnost zlomeniny, být vodítkem pro terapii a měla by umožňovat srovnání při hodnocení výsledků léčby. V historii bylo používáno velké množství klasifikací, přičemž některé z nich pro svou formálnost z praxe zcela vymizely, např. Pilcher (1917), Destot (1923), Taylor a Parsons (1938), Castaing (1964). Klasifikace lze třídit dle aspektu, na kterém jsou založeny. Z rentgenového nálezu vychází Lidström (1959), Frykman (1967), Sarmiento (1975) a AO klasifikace (1987). Dle mechanismu úrazu třídí zlomeniny Castaing (1964) a Fernandez (1983). Z míry postižení kloubní plochy vychází Mayo a Melone (1986). Na základě stupně kominuace a počtu fragmentů třídí zlomeniny distálního radia Gartland a Werley (1995), Jenkins (1989), Older, McMurtry a Jupiter (1991). Reponibilitu a stabilitu ve své klasifikaci zohledňuje Cooney (1980).

V současnosti se u nás můžeme setkat zejména s následujícími klasifikacemi.

3.6.1 Frykmanova klasifikace

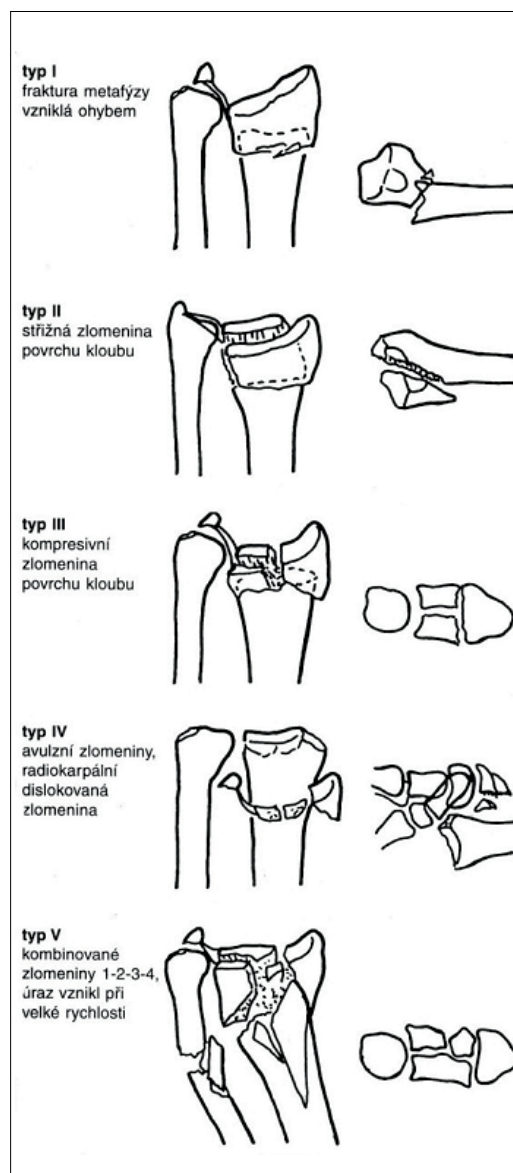
Jednoduchá, logická a snadno zapamatovatelná klasifikace, pro praktické použití nemá však větší význam, neboť podle ní nelze odvodit způsob ošetření ani prognózu hojení. Rozlišuje 8 typů zlomenin distálního radia (Obr. 23):



Obr. 23. Frykmanova klasifikace (PILNÝ 2006)

- typ I - extraartikulární příčná fraktura,
typ II - extraartikulární příčná fraktura + fraktura *proc. styloideus ulnae*,
typ III - intraartikulární fraktura zasahující do radiokarpálního kloubu,
typ IV - intraartikulární fraktura zasahující do radiokarpálního kloubu + fraktura *proc. styloideus ulnae*,
typ V - intraartikulární fraktura zasahující do distálního radio-ulnárního skloubení,
typ VI - intraartikulární fraktura zasahující do distálního radio-ulnárního skloubení + fraktura *proc. styloideus ulnae*,
typ VII - biartikulární fraktura zasahující do radiokarpálního a distálního radio-ulnárního skloubení,
typ VIII - biartikulární fraktura zasahující do radiokarpálního a distálního radio-ulnárního skloubení + fraktura *proc. styloideus ulnae*
(FRYKMAN 1967).

3.6.2 Fernandezova klasifikace



Obr. 24. Fernandezova klasifikace (PILNÝ 2006)

Tato klasifikace je stále používána, neboť třídí zlomeniny distálního radia dle mechanismu vzniku úrazu, čímž poskytuje možnost usuzovat na míru stability ve zlomenině. Zejména nyní, v době masivního rozvoje operačních metod léčby zlomenin distálního radia, kdy je snaha rozpoznat a časně operovat nestabilní typy zlomenin může být tato klasifikace dobrým vodítkem v indikační rozvaze mezi konzervativní terapií či osteosyntézou. Rozlišuje 5 typů zlomenin distálního radia (Obr. 24):

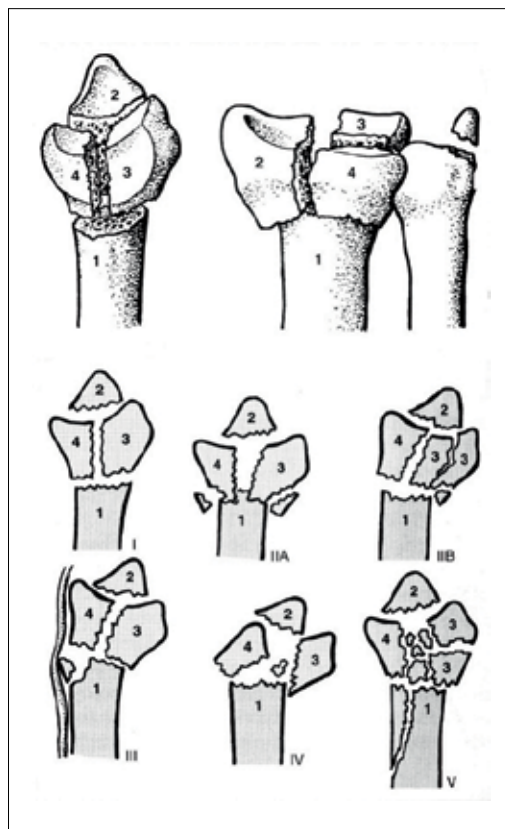
- typ I - jednoduché dislokované zlomeniny v oblasti metafýzy, které jsou následkem nízkoenergetického mechanismu úraz (např. prostý pád na zem),
typ II - nestabilní zlomeniny, které jsou výsledkem střížné, šikmo orientované síly jdoucí přes část kloubní plochy,
typ III - dle síly energie více či méně dislokované zlomeniny kloubní plochy s vlomením subchondrální kosti vznikající následkem tlaku,
typ IV - avulzní zlomeniny vazivových úponů na podkladě luxačního mechanismu,
typ V - zlomeniny vznikající následkem vysokoenergetických úrazů, spojené se ztrátou měkkých tkání a proto jsou také označovány jako "kombinované komplexní úrazy"

(FERNANDEZ 1996).

3.6.3 Meloneova klasifikace

Tato klasifikace upozornila na souvislost nestability fragmentů s jejich lokalizací v oblasti dolního konce radia, z tohoto pohledu hodnotí jako obzvláště rizikové kostní úlomky v oblasti *fossa lunata* radia.

Autor rozlišuje čtyři hlavní části distálního radia: diafýzu, *proc. styloideus radii*, dorzomediální kostně-kloubní fragment a volárně mediální kostně-kloubní fragment. Klasifikace má pět typů – typy 1 až 4 popisují různé stupně čtyřúlomkových zlomenin radia a typ 5 je tříštivá nestabilní zlomenina bez větších identifikovatelných úlomků kloubní plochy (MELONE 1984, Obr. 25).



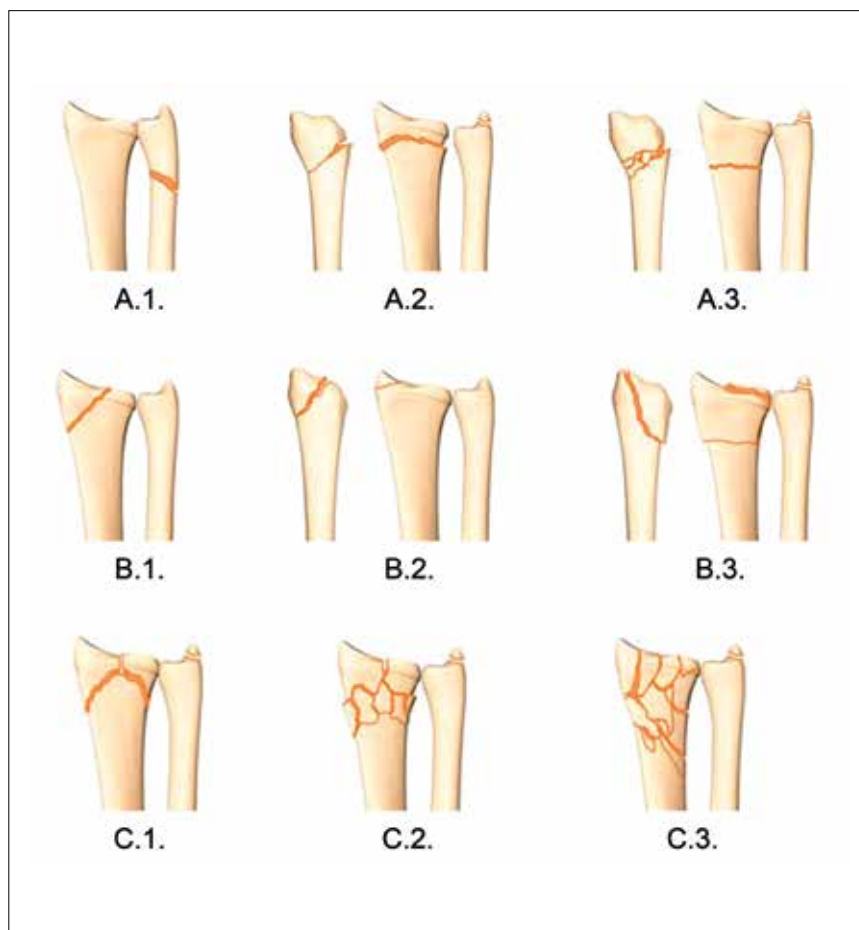
Obr. 25. Meloneova klasifikace (PILNÝ 2006)

Jedná se o obdobu Meloneovy klasifikace, opět s důrazem na nutnost dobře hodnotit linie lomu probíhající v oblasti *fossa lunata*. Dle počtu fragmentů autoři dělí zlomeniny distálního radia na 4 typy:

1. typ – dvoufragmentové zlomeniny,
2. typ – třífragmentové zlomeniny, *fossa lunata* a *fossa scaphoidea* jsou odděleny od distálního radia,
3. typ – čtyřfragmentové zlomeniny, obdoba 2. typu, ale *fossa lunata* je ještě rozlomena na volární a dorzální fragment,
4. typ – zlomeniny pěti a více fragmentové (McMURTRY 1992).

3.6.5 AO klasifikace

Byla zavedena v roce 1987 a následně doplněna v roce 1996 jako CCF (Comprehensive Classification of Fracture). Popisuje zlomeniny celého organismu, základní verze spočívá ve čtyřmístném kódě. Pátá číslice, tzv. subsegment, je určena pouze pro speciální vyhodnocení. První číslice určuje anatomickou oblast zlomeniny, předloktí je označeno číslem 2. Druhá číslice označuje poraněný segment kosti, distální část je značena číslem 3, přičemž proximální a distální část je vymezena čtvercem, který je dán nejširším rozměrem kloubu v předozadní projekci. Kód všech zlomenin distálního radia tedy začíná číslem 23. Třetí místo označuje u kloubních konců povahu zlomeniny. Písmeno „A“ značí zlomeniny extraartikulární, písmeno „B“ je používáno pro zlomeniny parciálně intrartikulární, tedy fraktury, kde část kloubní plochy souvisí s diafýzou a písmeno „C“ popisuje zlomeniny, kde je kloubní plocha rozlomena a zcela oddělena od diafýzy. Čtvrté a páté místo je vyjádřeno číslicemi 1 až 3 a udává závažnost



Obr. 26. AO klasifikace

postižení (MÜLLER 1987). Typy zlomenin v oblasti distálního předloktí zachycuje obrázek a tabulka (Obr. 26, Tab. 2).

Typ zlomeniny		Charakteristika
Zlomeniny bez nitrokloubního průběhu	A.1.	zlomenina distální části ulny
	A.2.	jednoduchá linie lomu v oblasti metafýzy radia
	A.3.	tříštivá zóna v oblasti metafýzy radia
Částečně nitrokloubní zlomeniny	B.1.	linie lomu v oblasti distálního radia v sagitální rovině
	B.2.	odlomení fragmentu z dorzální strany
	B.3.	odlomení fragmentu z volární strany
Úplné nitrokloubní zlomeniny	C.1.	jednoduchá linie lomu v oblasti kloubní plochy i metafýzy radia
	C.2.	jednoduchá linie lomu v oblasti kloubní plochy, tříštivá zóna v oblasti metafýzy radia
	C.3.	tříštivá zóna v oblasti kloubní plochy i metafýzy radia

Tab. 2. Typy zlomenin AO klasifikace

3.6.6 Klasifikace otevřených zlomenin

Pro úplnost je třeba uvést klasifikaci otevřených zlomenin dle Tscherneho a Oesterna, která se užívá pro všechny zlomeniny lidského organismu a rozlišuje čtyři stupně dle rostoucí velikosti léze měkkých tkání a kosti:

- I. stupeň – přítomna malá rána s kontuzí kůže vznikající většinou probodnutím kostním fragmentem, zlomenina je mírně dislokovaná s jednoduchou linií lomu,
 - II. stupeň – málo kontaminovaná rána délky kolem 2 cm s ohraničeným zhmožděním kůže a měkkých tkání, typ zlomeniny není typický ani rozhodující,
 - III. stupeň – silně kontaminovaná rána s rozsáhlým zhmožděním měkkých tkání často spojená s nervovou a cévní lézí, zlomenina značně tříštivá a dislokovaná,
 - IV. stupeň – totální nebo subtotální amputace
- (TSCHERNE 1982).

3.7 Moderní způsoby léčby

3.8 Konzervativní terapie

Princip této metody spočívá v zavřené repozici a následné imobilizaci prostřednictvím fixačního obvazu.

V praxi je tento léčebný postup prováděn v lokální, svodné či celkové anestezii. Repozice v lokální anestezii je realizována na ambulanci a spočívá v aplikaci 10 ml 1% Mesocainu přímo do zlomeniny. Ověření správného místa aplikace spočívá v aspiraci hematomu ze zlomeniny před vpravením anestetika. V některých případech traumatolog využívá svodné anestezie, její určitou nevýhodou je však časová náročnost. Svodná anestezie i z rukou zkušeného lékaře nemusí vždy dosáhnout adekvátního efektu. V tomto případě je namístě celková anestezie, kdy je pacient většinou hospitalizován nebo alespoň dvě hodiny po výkonu observován na ambulanci.

Samotnou repozici provádí buď lékař s asistentem, nebo je pacient uložen na trakční repoziční zařízení. V prvním případě pacient leží na zádech, asistent drží poraněnou končetinu za paži, loket je flektován do 90°, lékař provádí protitah uchopením palce pacienta do jedné ruky a 2. a 3. prstu pacienta do druhé ruky. Následná repozice spočívá v převedení zápěstí do ulnární dukce, palmární flexe a pronace, tzv. Cotton-Loderova poloha (COTTON 1910).

Tlakem palců pak ošetřující lékař působí na distální fragmenty v opačném směru, než jsou úlomky dislokovány. Pro dokonalejší uchopení prstů pacienta a možnost působení větším tahem lze použít i tzv. „čínské prsty“ (Obr. 27).



Obr. 27. Ukázka uchycení čínských prstů k repozici zlomenin distálního radia

K repozici lze rovněž použít trakční repoziční zařízení, které umožňuje šetrnější repozici spočívající v pozvolném tahu v délce 15-20 minut (Obr. 28). Při tomto výkonu pacient rovněž leží na zádech, roli asistenta nahrazuje pevný kožený popruh kotvený do stěny za pacientem.



Obr. 28. Trakční repoziční zařízení

Vlastní tah vykonávají závaží zavěšená na kovovém lanku, které je vedeno přes kladku. Spojení prstů s lankem je opět zabezpečeno pomocí „čínských prstů“. Počet závaží, resp. jejich celkovou hmotnost lze dle potřeby měnit. Po distrakci ve zlomenině provede lékař konečnou úpravu úlomků tlakem palců na distální fragmenty.

Následně přikládáme sádrový obvaz za stálého tahu, přičemž je nutno dbát na jeho správné podložení vatou. Rozeznáváme tři základní způsoby: přiložení sádrové dlahy volárně a dorzálně, aplikace naříznuté cirkulární sádrové fixace a zhotovení tzv. „sugar-tong splint“, tedy dlahy ve tvaru kleštiček na cukr (Obr. 29).

Sádrový obvaz nakládáme od karpometakarpálního kloubu palce a hlaviček metakarpů pod loket. Někteří, zejména zahraniční autoři, doporučují na první minimálně dva týdny zhotovit sádrovou fixaci až nad loket. Po odeznění otoku a resorpci hematomu po zpravidla jednom týdnu dotáčíme cirkulární sádrovou fixaci.

Jako alternativa k sádrové fixaci jsou v současné době též dostupné polyuretanové pryskyřice a termoplastické materiály. Tyto fixace zhotovujeme vždy až po opadnutí otoku, k primárnímu ošetření zlomeniny jsou nevhodné. Výhodou těchto materiálů je nižší hmotnost, větší pevnost, odolnost vůči vodě. Nevýhodou je možnost rozvoje kontaktní alergické reakce.

Celková doba imobilizace zlomeniny je 5-6 týdnů. Bylo-li k dosažení adekvátní repozice nutno fixovat zápěstí ve výrazné volární flexi, tak obvykle zhotovujeme po 3 týdnech nový cirkulární fixační obvaz ve středním postavení.

V průběhu léčby je nutno polohu fragmentů zlomeniny kontrolovat rentgenologicky. První snímek zhotovujeme ihned po repozici, další kontroly se doporučují 3., 7., 10., 14. a 21. den a po sejmutí fixace. Snímky je třeba srovnávat s předešlými, abychom včas rozpoznali případnou redislokaci.

Během léčby je nutné dodržovat správné polohování končetiny spočívající v elevaci na šátkovém závěsu či v ortéze za účelem urychlení resorpce otoku. Rovněž doporučujeme po celou dobu fixace provádět cviky prstů jako prevenci ztuhlosti drobných kloubů ruky. Vlastní řízená rehabilitace se zahajuje po sejmutí fixačního obvazu.

Indikací ke konzervativní terapii jsou zlomeniny, u kterých lze předpokládat dobrou stabilitu po adekvátní repozici. Riziko sekundární redislokace můžeme předpokládat u zlomenin s dorzální oblastí kominu, u zlomenin s primárně výraznou dorzální angulací a velkým zkratem radia a také u nemocných ve vyšším věku (LEONE 2004, MacKENNEY 2006).

Variantou konzervativní terapie je funkční léčba, jejímž smyslem je dosažení co nejlepšího funkčního výsledku časnou rehabilitací, a to při využití funkční sádrové fixace, která svou specifickou aplikací umožňuje zvýšený rozsah pohybů postiženého segmentu již v době, kdy při léčbě standardním konzervativním postupem vlastně žádnou rehabilitaci v radiokarpálním kloubu ještě neprovádíme (HANUS 2009). Metoda funkčního léčení rozpracovaná A. Sarmientem vyzdvihuje pohyb jako faktor důležitý pro hojení tkání a pro prevenci ztuhlosti kloubů. Obnovu funkce, rychlé zhojení, minimalizaci svalové hypotrofie a snížení pravděpodobnosti vzniku kloubní fibrózy ve výsledném hodnocení úspěšnosti léčby považuje za stěžejní v porovnání s případným zhojením kosti v mírné odchylce od anatomického postavení z důvodu menšího znehybnění. Dle Sarmienta je stěžejním momentem celkového léčebného postupu dobré načasování zahájení pohybové aktivity dle intenzity bolesti. Vychází z předpokladu, že „bolest diktuje člověku i zvířeti míru funkční aktivity“ (SARMIENTO 1981).

Principem funkčního léčení je aplikace tzv. funkčního fixačního obvazu vytvořeného ze sádry nebo umělé hmoty (Obr. 30). Tento funkční obvaz lze vytvořit úpravou již naloženého imobilizačního obvazu, nebo se zhotovuje nový při kontrole po třech týdnech od repozice. Rozdíl od klasického fixačního obvazu spočívá v absenci fixace ve dlani, čímž je umožněno cvičit volární flexi v zápěstí.

Další varianta funkční léčby spočívá v přiložení vysoké fixace nad loket po dobu prvních tří týdnů léčby. Následně je zhotovena funkční fixace předloktí, která umožňuje flexi a extenzi v lokti, avšak zabraňuje pronačně supinačním pohybům předloktí.



Obr. 29. Sádrová fixace předloktí „sugar-tong splint“



Obr. 30. Funkční obvaz při léčbě zlomeniny distálního radia

3.8.1 Operační terapie

Metoda transfixace Kirschnerovými dráty byla popsána řadou autorů v různých modifikacích. Všechny tyto postupy jsou založeny na stejném principu, tj. po zavřené repozici fixace fragmentů zlomeniny pomocí drátů zaváděných pod rentgenovou kontrolou (Obr. 31). Dráty jsou vždy minimálně dva, celkový počet drátů je volen individuálně dle charakteru zlomeniny. Dráty jsou následně zkráceny a ohnuty, konce se zanořují pod kůži nebo jsou ponechány těsně nad kůží. Výhodou nezanořených drátů je možnost snadné extrakce, nevýhodou je možnost rozvoje infekce.



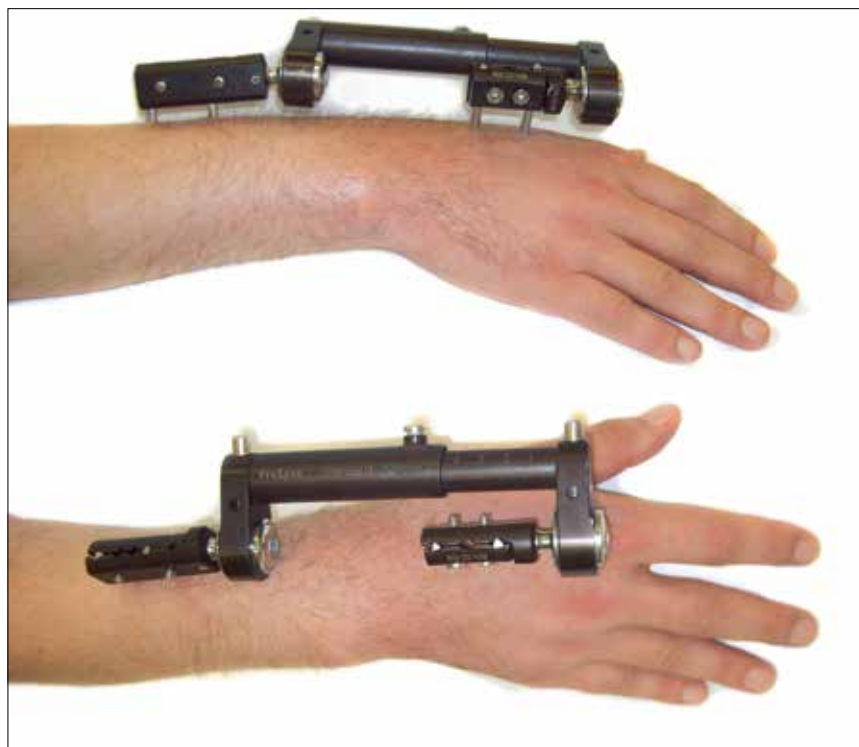
Obr. 31. Transfixace zlomeniny distálního radia Kirschnerovými dráty

Rozlišujeme extrafokální a intrafokální metody transfixace Kirschnerovými dráty. Kapandji užívá dvou intrafokálně zavedených drátů a to jak k repozici, tak ke stabilizaci zlomeniny. Při této metodě se drát zavádí v radioulnárním směru. Když drát dosáhne ulnární kortikalis, tak slouží k elevaci fragmentu radia a obnovení radiální inklinace. Druhý drát je zaveden kolmo na první drát a slouží k obnovení sklonu kloubní plochy v bočné projekci (KAPANDJI 1976). Fritz tuto techniku modifikoval přidáním třetího drátu vedeného z oblasti *proc. styloideus radii* (FRITZ 1999). Ruschel a Albertoni modifikovali Kapadjiho techniku přidáním laterálně zavedeného drátu pro obnovení radiální inklinace a radiálního posunu (RUSCHEL 2005). Stále je diskutována otázka, kolik drátů je nutných k dobré stabilizaci zlomeniny (KURUP 2007).

Jedná se o nestabilní typ osteosyntézy, a proto musí být doplněna přídatnou sádrou fixací na 5-6 týdnů. U některých méně stabilních zlomenin je na první 2 týdny zhotovena vysoká sádrová dlahá nad loket. Naopak u stabilnějších zlomenin je po 3 týdnech přídatné znehybnění převedeno na funkční fixaci s možností volární flexe v zápěstí.

V průběhu léčby je třeba postavení fragmentů pravidelně rentgenologicky kontrolovat v obdobných časových intervalech jako u konzervativní terapie.

Komplikací uvedené metody mohou být šlachové léze až ruptury, migrace drátů, infekce v okolí drátů a iritace nebo poranění nervů. Poškození větve *ramus superficialis nervi radialis* je přítomno až ve 20% případů (SINGH 2005). Poranění nervu lze minimalizovat zaváděním drátů z menších incizí umožňujících jeho vizualizaci (HOCHWALD 1997).



Obr. 32. Zevní fixatér

Extrakce Kirschnerových drátů je vždy nutná a je indikována dle známek hojení na rentgenovém snímku v odstupu 6-8 týdnů od operace.

Indikací metody jsou zejména zlomeniny s malým zkratem a nevelkou kominucí v dorzální oblasti u mladších pacientů s dobrou kvalitou kosti (GOFTON 2007).

Princip zevního fixátoru spočívá ve využití ligamentotaxe (Obr. 32). Operační stabilizace zlomeniny distálního radia zevním fixátérem je prováděna na operačním sále v celkové anestézii. Nejprve jsou z dorzální strany umístěny Schanzovy šrouby, dva šrouby se zavádějí do 2. metakarpu, další dva šrouby do distální části diafýzy rádia asi 10 - 12 cm proximálně od radiokarpálního kloubu. Při zavádění šroubů do radia používáme pro ochranu větví *nervus radialis* pouzdro. Po zavedení všech šroubů dokončíme konstrukci celého zevního fixátoru. Zlomeninu dále reponujeme pod rentgenovou kontrolou a dotažením všech komponent zevního fixátoru zajišťujeme postavení fragmentů ve správné délce, správném osovém postavení a dobrém sklonu kloubní plochy. V pooperačním období je nutno pravidelně čistit a sterilně krýt vstupy šroubů do kůže. Rovněž je nutno kontrolovat pevnost celé konstrukce zevního fixátoru a uvolněné šrouby dotahovat.

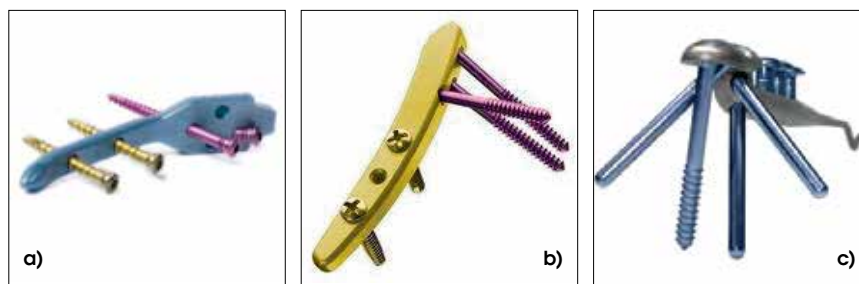
V průběhu léčby provádíme rentgenové kontroly, v případě redislokace je možná úprava postavení ve zlomenině na zevním fixátéru. Zevní fixatér může být ponechán in situ do zhojení zlomeniny po dobu cca 6-8 týdnů. V případě otevřených zlomenin je po zhojení měkkých tkání při neuspokojivém postavení ve zlomenině indikována konverze na nějaký druh vnitřní osteosyntézy.

Variantou je též doplnění stabilizace zevním fixátérem o přídatnou fixaci některých fragmentů Kirschnerovými dráty nebo šrouby.

Časně po operaci začínáme s cvičením prstů, plná řízená rehabilitace následuje po sejmutí zevního fixátoru a zhojení vstupů po Schanzových šroubech.

Ke stabilizaci zlomenin distálního radia pomocí zevního fixátoru jsou indikovány otevřené zlomeniny a komplexní tříštivé zlomeniny typu C.3., zejména pak v osteoporotickém terénu.

Hřebování zlomenin diafyzární oblasti rádia se používá již řadu let. Implantáty k nitrodřeňové osteosyntéze zlomenin distálního rádia se v rutinní praxi objevují teprve v poslední dekádě (Obr. 33).



Obr. 33. Implantáty k nitrodřeňové osteosyntéze zlomenin distálního rádia

a) Targon DR (zdroj: www.bbraun.com)

b) Micronail (zdroj: www.wmt.com)

c) DNP Anatomic (zdroj: www.depuy.com)

Operační stabilizace tímto způsobem probíhá v celkové anestézii. První krok spočívá v repozici zlomeniny do správného postavení pod rentgenovou kontrolou a následné dočasné stabilizaci Kirschnerovými dráty. Následuje zavedení vlastního implantátu, které je prováděno z miniincizí. Tato miniinvazivita je hlavní výhodou nitrodřeňových osteosyntéz. Problémem může být nemožnost další repozice po zavedení základní komponenty implantátu (hřebu, šroubu) a menší indikační šíře v porovnání s dlahovou osteosyntézou. Pro nitrodřeňovou osteosyntézu v oblasti distálního rádia jsou užívány hřeby Micronail™ (Wright Medical Technology, Inc., Arlington, Tennessee, USA) a Targon® DR (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland). Indikací pro hřeb Targon DR jsou extraartikulární zlomeniny a nitrokloubní zlomeniny bez dislokace, přičemž linie lomu intraartikulárních zlomenin musí probíhat v sagitální rovině (GRADL 2009). Dále existuje DNP™ Anatomic (Hand Innovations LLC, Miami, Florida, USA), což je vlastně určitá forma kombinace hřebu s dlahou. Jinou variantu představuje nitrodřeňově zavedený šroub jistěný závitovanými Kirschnerovými dráty, X-screw (Zimmer, Inc., Warsaw, Indiana, USA).

V pooperačním období je u nitrodřeňových osteosyntéz ponechávána přídatná sádrová fixace dle typu zlomeniny až po dobu 4 týdnů. Cvičení prstů je nutné ihned od operace, řízená rehabilitace začíná 5-6 týdnů po operaci. Extrakce celého implantátu není většinou nutná, extrahují se však jistící Kirschnerovy dráty X-screw a jistící šrouby hřebů pokud dochází k jejich migraci. Tyto extrakce lze provádět ambulantně v lokální anestézii.

Otevřená repozice a vnitřní fixace dlahou bývá označována zkratkou ORIF z anglického pojmu "Open Reduction and Internal Fixation". Jak plyne z názvu, jde o krvavou repozici z různých operačních přístupů a následnou stabilizaci zlomeniny dlahou a šrouby. V současnosti je dlahová osteosyntéza nejužívanější metodou operačního řešení zlomen distálního rádia (GRUBER 2008). Historicky byly nejprve užívány T dlahy se standardními šrouby, následně byly vyvinuty úhlově stabilní dlahy speciálně tvarované pro oblast distálního rádia (SCHMELZER-SCHMIED 2009). Název těchto dlah LCP pochází z anglického „Locking Compression Plate“. V dalším vývoji jsou přínosem zamykatelné dlahy s úhlově volitelnou možností zavedení šroubu, což umožňuje tzv. „fragment specifickou fixaci“, tedy cílené uchycení fragmentu (SAW 2008). Na těchto principech bylo vyvinuto velké množství dlah k osteosyntéze zlomenin distálního rádia (Obr. 34). Výhodou zamykatelných dlah je i velice dobrá stabilita v terénu osteoporotické kosti (MUDGAL 2008).



Obr. 34. Úhlově stabilní dlahy k osteosyntéze zlomenin distálního radia
 a) zamykatelná dlahy se šrouby velikosti 3,5 mm představuje systém s rigidním směrem zavedení šroubů (fi B. Braun A.G., Melsungen, Deutschland)
 b) zamykatelná dlahy se šrouby velikosti 2,4 mm představuje systém s rigidním směrem zavedení šroubů (fi Synthes Inc., West Chester, Pennsylvania, USA)
 c) systém Aptus Radius 2,5 mm představuje dlahy s možností úhlově volitelného zavedení šroubů (fi Medartis, Basel, Schweiz)

Zamykatelný šroub determinuje úhlovou stabilitu implantátu, což vede k větší stabilitě osteosyntézy. U úhlově stabilních dlah s rigidním směrem šroubů se závit na hlavičce šroubu „zamkne“ do závitů ve dlahy v předem určeném směru. V případě multidirekčních úhlově stabilních systémů má místo klasického závitů hlava šroubu tvar trojhranu s ploškami, které šroub uzamknou ve stejně tvarovaných otvorech ve dlahy.

3.9 Operační přístupy

Snaha minimalizovat celkový počet komplikací vedla v průběhu let postupně k posunu preferencí od dorzálního k volárnímu přístupu. Byla prokázána dobrá stabilita volárního dlahování dokonce i u zlomenin s tříštivou zónou dorzálně (KANDEMIR 2008, OSADA 2008). Na některých pracovištích je rovněž pro některé typy zlomenin užíván radiální přístup. Přes tyto obecné trendy však vždy záleží na konkrétní zlomenině a zkušenostech operátora, který operační přístup bude v daném případě optimální. Pro některé zlomeniny je užívána též kombinace volárního a dorzálního přístupu k osteosyntéze dvěma dlahami.

3.9.1 Dorzální přístup

Kožní řez velikosti cca 10-12 cm vedeme longitudinálně nad šlachami extenzorů ve střední rovině. Řez začínáme 2-3 cm distálně od 2. karpometakarpálního kloubu a dále postupujeme proximálně a lehce ulnárně od Listerova hrbolku v ose prominující hrany radia. Rozevřeme a odtáhneme kůži s podkožím společně s kožními nervovými větvemi *n. radialis* a *n. ulnaris*. Protne podélně fascii extenzorů, nad 3. dorzálním extenzorovým prostorem incidujeme extenzorové retinakulum. Šlachy *m. extensor carpi radialis brevis* a *m. extensor carpi radialis longus* odtahujeme radiálně a šlachy *m. extensor digitorum communis* odtahujeme ulnárně. Kloubní pouzdro zápěstí protínáme T řezem a subperiostálně odhalujeme distální radius. Při uzavěru rány dbáme na přešití extenzorového ligamenta pro prevenci napnutí extenzorových šlach. K nejzávažnějším rizikům přístupu patří poranění kmene *a. radialis*, který obtáčí bazi 1. metakarpu a proniká do dlaně 1. intermetakarpálním prostorem. Dále může dojít přerušení šlachy *m. extensor pollicis longus* vzhledem jeho šikmému průběhu dorzálně od radiokarpálního

skloubení. Pravidelně přerušíme tímto přístupem větev *ramus superficialis nervi radialis*, který inervuje interdigitální prostor mezi 2. a 3. prstem. Dozrální přístup bývá provázen velkým počtem komplikací, zejména drážděním šlach, tendovaginitidou až rupturou šlach extenzorů. Nejčastěji bývá poškozena šlacha *m. extensor pollicis longus* (HOVE 1997). Popsána byla též zlomení dlah a šroubů (GREWAL 2005, KAMBOUROGLOU 1998, ROZENTAL 2003). Žádným z komplikací nezabrání ani časná extrakce osteosyntetického materiálu (FITOUSSI 1997). Další nevýhodou dorzálního dlahování je též častá nutnost použití kostního štěpu (MURAKAMI 2007).

3.9.2 Radiální přístup

Řez vedeme od baze 1. metakarpu proximálně před *proc. styloideus radii*. Při preparaci chráníme *ramus superficialis nervi radialis* a odtahujeme jej dorzálně v laloku kůže a podkoží. Dále pronikáme mezi šlachami *m. extensor pollicis brevis* a *m. extensor pollicis longus* do *fossa radialis*, kde následně odtahujeme *a. radialis* radiálně. Tento přístup může být výhodný pro zlomeniny typu B.1., tedy v případě, že linie lomu probíhá v radiální části distálního konce radia.

3.9.3 Volární přístup

Výhodami volárního přístupu je možnost dobré repozice zlomeniny zejména pro skutečnost, že volární kortikalis je v porovnání s dorzální obvykle porušená v jednoduché příčné linii, která umožňuje obnovit kontakt fragmentů v anatomickém postavení. Další výhodou je neohrožení cévního zásobení dorsálních úlomků. Poranění šlach flexorů je při volárním přístupu minimální, jelikož implantát od šlach odděluje *m. pronator quadratus*, na rozdíl od frekventnějšího poranění šlach extenzorů při dorzálním přístupu (JUPITER 2002).

3.9.4 Volární mediální přístup

Kožní řez délky cca 7 cm vedeme ve střední čáře radiálně od šlachy *m. palmaris longus* a *n. medianus*. K distální oblasti radia následně pronikáme po ostrém uvolnění *m. pronator quadratus* z radiální strany.

3.9.5 „Flexor carpi radialis“ přístup

Při tomto volárním přístupu též nazývaném „modifikovaný Henryho přístup“ pronikáme radiálně od šlachy *m. flexor carpi radialis* a ulnárně od radiálního cévního svazku. Následně stejným postupem jako u volárního mediálního přístupu uvolňujeme *m. pronator quadratus*. Výhodou je větší vzdálenost od *n. medianus*, což minimalizuje riziko jeho poškození.

Ve snaze minimalizovat poškození měkkých tkání byla vyvinuta tzv. „pronátor šetřící“ technika. Tato modifikace volárního přístupu spočívá ve dvou 2 cm dlouhých incizích z volární strany, k distálnímu radiu pronikáme bez nutnosti úplného uvolnění *m. pronator quadratus*. Tato metoda je vhodná pro snadno reponovatelné zlomeniny indikované k osteosyntéze časně po úrazu (SEN 2008).

3.9.6 Kombinované přístupy

Některé značně nestabilní zlomeniny typu C.2. a C.3. s oblastmi kominuace jak z volární tak i dorzální strany bývají stabilizovány dvěma dlahami ze dvou přístupů: volárního a dorzálního. Tato metoda bývá označována jako „sendvičové dlahování“ (DAY 2008, RING 2005). Rovněž byla publikována kombinace dorzálního a radiálního přístupu (TAVAKOLIAN 2005).

3.10 Rehabilitace

Rehabilitace je nutnou součástí léčby zlomenin distálního radia při konzervativní i operační terapii. Důležité jsou cviky prstů od počátku sádrové fixace či od časného pooperačního období. Polohování, zejména elevace postižené končetiny jako součást antiedematózní terapie, je rovněž nezbytné. Řízená rehabilitace je zahajována individuálně, dle typu zvolené léčebné metody a podle známek hojení na rentgenovém snímku. Rehabilitace by měla být zahájena, jakmile to stabilita osteosyntézy a fáze hojení zlomeniny dovolí. Samotné procedury by měly být prováděny zpočátku několikrát týdně. Pacient by měl být instruován o vhodných cvicích, které může provádět samostatně či za pomoci blízké osoby několikrát denně v kratších časových intervalech. Postupné přidávání zátěže je indikováno lékařem zejména na podkladě vyhodnocení aktuálního rentgenového snímku. V případě dlouhodobého přetrvávání většího omezení hybnosti zápěstí a ruky a při komplikacích (zejména Sudeckově neuroalgodystrofii) je na místě intenzivní péče v rehabilitačních ústavech nebo v lázních. Stěžejní období pro obnovu hybnosti zápěstí a ruky je prvních 6 měsíců od úrazu, respektive od operace. Dle řady prací zásadní zlepšení rozsahu hybnosti v následujícím období již nenastává (CHUNG 2006). Míra intenzity rehabilitace by samozřejmě měla být volena individuálně dle věku, biologického stavu pacienta, míry posttraumatického ztuhnutí a nároků pacienta na poraněnou končetinu dle typu povolání a zájmů.

Vhodné rehabilitační techniky kromě cvičení jsou vířivka, magnetoterapie, elektroterapie a lymfodrenáž.

3.11 Doplnková farmakologická terapie

Konzervativní terapie vyžaduje obvykle podávání běžných analgetik po dobu cca 7 dnů. V případě operační léčby je někdy nutné během prvních dvou pooperačních dnů k potlačení bolesti aplikovat opiáty a následně běžná analgetika většinou po dobu 7 dnů. Ve všech případech je po dobu nejméně 7 dní od úrazu, respektive operace, vhodné podávat léky s antiedematózním účinkem. Peroperačně, před naložením turniketu, je podáváno jako prevence infektu širokospektré antibiotikum z 1. generace cefalosporinů v profylaktické dávce. Profylaxe je aplikována po dobu 24 hodin.

3.12 Komplikace

Komplikace jsou determinovány typem zlomeniny, stavem kosti (osteoporóza), celkovým stavem pacienta (věk, základní onemocnění, ochota spolupracovat), způsobem léčby (konzervativní či operační, volba operační techniky) a pooperační péčí, zejména rehabilitační.

3.12.1 Sudeckova neuroalgodystrofie

Nazývá se též reflexní sympatická dystrofie a její patogeneze není doposud jednoznačně objasněna. Uvažuje se o významném podílu sympatického nervového systému. Zlomeniny distální části radia jsou nejčastějšími příčinami tohoto onemocnění na horní končetině. Frekvence vý-



Obr. 35. Typický rentgenový nálezní skvrnitá dekalcinace skeletu při Sudeckově neuroalgodystrofii po operační stabilizaci zlomeniny distálního radia dlahou

skytu v této lokalitě je v různých pracích popisována v rozmezí od 0 do 20% (AXELROD 1990, REHN 1965). Dle klinického a rentgenového obrazu rozlišujeme tři stádia.

V odstupu 2-8 týdnů po úrazu se může rozvinout akutní zánětlivé stádium, kdy je končetina oteklá, hyperemická s lesklou a teplejší kůží. Bolestivost je spontánní. Na rentgenovém snímku pozorujeme difúzně skvrnitou dekalcinaci skeletu.

Střední dystrofické stádium je charakterizováno ústupem otoku, kůže je lesklá, chladná, bledá až cyanotická se zmnoženým ochlupením. Bolest nastává při pohybu. V rentgenovém obraze pozorujeme skvrnitou dekalcinaci skeletu, ztenčení kompaktní kosti a řidnutí spongiózy (Obr. 35).

V odstupu 6-12 měsíců se může vyvinout konečné atrofické stádium spočívající ve svalové atrofii, omezení hybnosti zápěstí a ruky a svalových kontrakturách. Kůže je atrofická, bledá a lesklá. Přítomnost bolesti je variabilní. Na rentgenovém snímku je patrna difúzní osteoporóza bez skvrnitého vzhledu, typický je obraz tzv. „skleněné kosti“.

Rozvoji Sudeckovy neuroalgodystrofie lze předcházet při konzervativní i operační terapii správnými a šetrnými postupy. Prevencí je dobře vypodložená netísňící sádrová fixace, v případě operační terapie je nutné se vyvarovat přílišné distrakci při všech metodách vnitřní fixace i při stabilizaci na zevním fixaéru. Prevencí je i účinná léčba bolesti.

Diagnostika Sudeckova syndromu je založena na klinickém nálezu, první podezření nastává ve chvíli, kdy si pacient stěžuje na neúměrnou bolest. Rentgenový obraz je pro dané onemocnění typický (viz výše), v počátcích onemocnění však může být zcela normální.

Při zahájení léčby v prvním a druhém stádiu jsou změny vratné, třetí stádium však již představuje ireverzibilní změny s trvalým omezením rozsahu pohybu v postižené oblasti.

Léčba se různí dle stadia syndromu. V prvním stadiu jsou indikovány nesteroidní antirevmatika, beta-sympatolytika, anxiolytika a kalcitonin. Intenzivní rehabilitační cvičení je vhodné po potlačení bolesti krátkodobou imobilizací končetiny a farmakoterapií, při neúspěchu těchto analgetických opatření lze uvažovat o blokádě krčního sympatického nervového systému. Ve druhém stadiu se nadále aplikují nesteroidní antirevmatika, aktivní rehabilitační cvičení se doporučuje pouze do bolesti. Ve třetím stadiu pokračuje pouze rehabilitační cvičení. Fyzioterapeuti využívají zejména ultrazvuk, magnetoterapii a drenážní masáže otoků.

3.12.2 Šlachová poranění

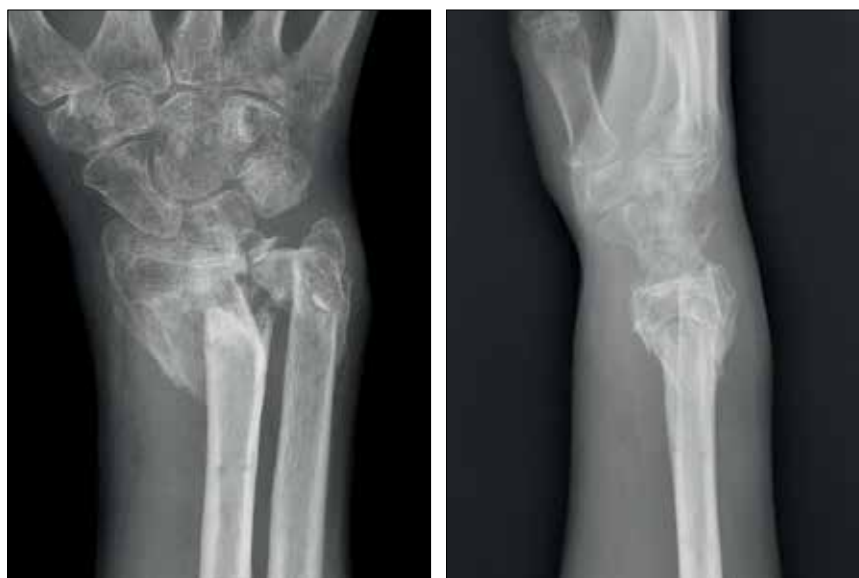
Poranění šlach nastává tlakem fragmentu či osteosyntetického materiálu nebo jako sekundární ruptura šlachy pro její ischemii. Poranění šlach extenzorů je mnohem častější než poranění šlach flexorů. Ve většině případů je postižena šlacha *m. extensor pollicis longus* (RAMPOLDI 2007). Léze této šlachy z tlaku nedostatečně reponovaného fragmentu se vyskytuje i při konzervativní léčbě zlomenin distálního radia. Tyto komplikace jsou však častěji způsobeny prominujícím osteosyntetickým materiálem, a to zejména u dorzálního operačního přístupu. Pozdní ruptury této šlachy byly rovněž pozorovány. Jejich příčinou je pravděpodobně komprese cévního zásobení šlachy hematodem.

Hledat proximální pahýl šlachy *m. extensor pollicis longus*, zvláště po delším časovém odstupu od vzniku léze není příliš efektivní. Řešením ruptury šlachy *m. extensor pollicis longus* je proto nejčastěji transpozice šlachy *m. extensor indicis proprius* na distální pahýl přetržené šlachy. Jedná se jednoduše proveditelný výkon, jelikož šlachy jsou podobného průměru a navíc snadno dochází k reedukaci pohybu. Místo transpozice *m. extensor indicis proprius* lze použít i *m. extensor carpi radialis brevis* nebo *m. extensor carpi radialis longus*. Pro úplnost je ještě potřeba uvést použití štěpu šlachy *m. palmaris longus*, pokud ještě neztratilo bříska *m. extensor pollicis longus* schopnost exkurze (SMRČKA 1998).

Úplná či parciální ruptura šlachy *m. flexor pollicis longus* nebo šlachy pro druhý prst *m. flexor digitorum profundus* může být komplikací volárně umístěné dlahy (GROSS 2008). Tato komplikace bývá většinou spojena s příliš distálním uložením dlahy (BELL 1998). Poranění flexorů může nastat také při redislokaci ve zlomenině spojené s posunem dlahy volárně směrem ke šlachám (ORBAY 2006).

3.12.3 Paklouby

Rozvoj paklouby (Obr. 36) při léčbě zlomeniny distálního radia je velice vzácný (PROMMERS-BERGER 2004). Pakloub komplikuje léčbu pouze v méně než 0,5 % případů (BACORN 1953).



Obr. 36. Pakloub zlomeniny distálního radia a ulny, stav 5 měsíců po stabilizaci na zevním fixátoru



Obr. 37. Stav po dlahové osteosyntéze zlomeniny distálního radia z volárního přístupu po evakuaci hematomu v ráně v odstupu 10 dnů po operaci

Příčinou malého počtu paklobů je nejspíše vysoká hojivá tendence zlomenin v této lokalitě, která je dána impakčním charakterem, lokalizací zlomeniny v metafýze a malým úrazovým poškozením měkkých tkání. Predisponujícím faktorem k rozvoji pseudoartrózy může být současná zlomenina distální ulny, která vede k větší nestabilitě ve zlomenině distálního radia (McKEE 1997). Negativní roli může hrát také technika léčby, například nedostatečná imobilizace nebo přílišná distrakce fragmentů zevním fixátorem. Silné kuřáctví a extrémní abusus alkoholu se mohou rovněž podílet na poruše hojení zlomenin distálního radia (SMITH 1999). Terapie paklobů distálního radia spočívá v resekci pseudoartrózy, spongioplastice a stabilní osteosyntéze (PROMMERSBERGER 2006, ČIŽMÁŘ 2002). Častější jsou pakloby odlomeného *proc. styloides ulane* v souvislosti se zlomeninou distálního radia. V případě symptomatických paklobů *proc. styloideus ulnae* přichází v úvahu exstirpace nepřipojených fragmentů.

3.12.4 Nervové léze

Poranění *n. medianus* je nejčastější neurologická komplikace. V lehčích případech se manifestuje paresteziemi a dysesteziemi v inervační oblasti tohoto nervu, které většinou spontánně odezní. Při značné kompresi v oblasti *canalis carpi* může však vyústit až v rozvinutý syndrom karpálního tunelu. Diagnostika se v tomto případě opírá o elektromyografické vyšetření. Léčba spočívá v operační dekompresi spojené s discísi *retinaculum musculorum flexorum* (*lig. carpi transversum*). Komprese *n. medianus* může nastat i při konzervativní terapii. Při operačním řešení se s iritacemi či přímo poraněním *n. medianus* můžeme setkat u volárního mediálního přístupu. Je-li řez veden neadekvátně distálně, může dojít k mechanickému poranění kožní větve *ramus palmaris nervi mediani*. Prevencí této léze je řez vedený radiálněji, tzv. „flexor carpi radialis“ přístup.

Poranění terminální větve *ramus superficialis nervi radialis* může nastat při dorzálním operačním přístupu a klinicky se manifestuje jako senzitivní výpadek interdigitálního prostoru mezi 2. a 3. prstem. K poranění senzitivních větví *ramus superficialis nervi radialis* rovněž může dojít při operačních přístupech na radiální straně zápěstí u nitrodřeňových osteosyntéz.

3.12.5 Hematom v ráně

Nejedná se o častou komplikaci (Obr. 37). V případě operační terapie je nutné předcházet vzniku hematomu dobrou drenáží.

3.12.6 Infekce

V této lokalitě jsou velice vzácné. Léčba spočívá dle nálezu v antibiotické a chirurgické léčbě (revize rány, evakuace hnisu, drenáž, odstranění osteosyntetického materiálu ev. zevní fixace).

3.12.7 Zhojení v malpozici

Zhojení v neuspokojivém postavení nastává při redislokaci v sádrové fixaci při konzervativní terapii nebo při selhání osteosyntézy spojené se sekundárním posunem fragmentů.

Deformity distální části radia vznikají při zhojení v nedokonalé pozici úlomků, kdy dochází ke zkrácení osy radia nebo k její deviaci, případně ke kombinaci obou deformit. Poúrazová Madelungova deformita nastává, jestliže impakcí úlomků dojde ke zkrácení dlouhé osy radia a tím k relativnímu prodloužení ulny. *Caput ulnae* promínuje dorzálně, klinicky je omezena extenze, event. ulnární dukce karpu. Léčba spočívá v operační abreviaci ulny, eventuálně prolon-gaci radia. Bajonetovitá deformita vzniká ponecháním distálního úlomku v dorzální dislokaci po zlomenině Collesova typu. V případě těžšího stupně defigurace se provádí korekční osteotomie radia. Vidličkovitá deformita je následkem ponechání distálního úlomku ve volární dislokaci po Smithově zlomenině. V těchto případech se rovněž u klinicky výraznějších stavů provádí korekční osteotomie radia.

Souvislost mezi zhojením v dislokaci a omezením funkce zápěstí a ruky byly jednoznačně prokázány (FÖLDHAZY 2007).

3.12.8 Artrotické změny

Jedná se o pozdní změny, k nimž dochází v odstupu deseti a více let od úrazu zejména u nitrokloubních zlomenin zhojených se schodkem kloubní plochy větším než 2 mm. V případě výrazných klinických obtíží ve smyslu značných bolestí a omezení rozsahu pohybu v zápěstí přistupujeme k limitované artrodéze, případně náhradě celého zápěstního kloubu.

3.13 Parametry úspěšné léčby

Uspokojivého postavení zlomenin distálního radia můžeme dosáhnout buď zavřenou repozicí, nebo různými operačními technikami. U některých zlomenin distálního radia není repozice do uspokojivého postavení konzervativními metodami léčby možná, některé mají tak špatnou retenci, že korektní postavení zlomeniny není konzervativní cestou udržitelné. Při indikaci operačního výkonu se však řídíme nejen rentgenovým nálezem, ale i biologickým věkem a celkovým zdravotním stavem pacienta a rovněž jeho nároky na funkčnost končetiny. U některých pacientů dochází tedy ke zhojení zlomeniny distálního radia v ne zcela adekvátním postavení. Přesto však nekonáme jiné léčebné kroky, než intenzivní rehabilitaci ve snaze dosažení alespoň částečné funkčnosti postižené končetiny. Pro pacienty s nároky na velice dobré funkční výsledky jsou však v současné době stanovena jednoznačná rentgenologická

Rentgenové kritérium	Uspokojivé hodnoty
Radiální výška	Zkrat radia < 5 mm v distální radioulnárním skloubení ve srovnání s druhou stranou
Radiální inklinace	Sklon v předozadní projekci $\geq 15^\circ$
Sklon radia v bočné projekci	Sagitální sklon v bočné projekci mezi 15° dorzálního sklonu a 20° volárního sklonu
Kloubní nerovnost	Nerovnost nitrokloubní zlomeniny je ≤ 2 mm

Tab. 3. Parametry uspokojivého postavení v oblasti distálního radia dle Jupitera (SHIN 2007)

kritéria uspokojivého postavení v oblasti distálního radia (SHIN 2007). Tyto parametry shrnuje tabulka (Tab. 3).

Opakovaně je diskutován význam nerovnosti kloubní plochy. Některé práce prokazují, že vznikne-li u nitrokloubních zlomenin v důsledku posunu fragmentů větší schodek na kloubní ploše než je tloušťka kloubní chrupavky může docházet ke snížené schopnosti přestavby. Nerovnost kloubní plochy větší než 2 mm může vést k rozvoji artrotických změn v radiokarpálním skloubení (KNIRK 1986, CATALANO 1997). Jiní autoři ale naopak souvislost mezi stupněm rozvoje artrotických změn a funkčním stavem končetiny nepozorovali (GOLDFARB 2006).

3.14 Hodnotící skóre

Za účelem jednoduchého srovnání celkových výsledků léčby různých souborů pacientů byly sestaveny mezinárodně uznávané hodnotící skóre. Jejich principem je vždy získávání určitého počtu „trestních“ bodů za nedosažení fyziologického stavu. Hodnotí subjektivně a objektivně funkčnost ruky a zápěstí a rentgenové nálezy. Výsledný celkový počet bodů buď slouží k porovnání s ostatními pacienty, nebo je podkladem k třídění pacientů do různého počtu skupin úspěšnosti léčby.

3.14.1 Skóre dle Castainga

Zohledňuje subjektivní hodnocení, rozsah hybnosti zápěstí a rentgenové parametry. Klade vysoké nároky na „výborný“ stav, který lze dosáhnout pouze bez jakýchkoli subjektivních obtíží s fyziologickým rozsahem hybnosti a anatomickým rentgenovým nálezem (CASTAING 1964, Tab. 4).

3.14.2 Skóre dle Gartlanda a Werleye

Vyhodnocuje reziduální deformitu v oblasti distálního radia, subjektivní hodnocení a rozsah hybnosti zápěstí. Dále hodnotí artrotické a nervové komplikace (GARTLAND 1951, Tab. 5).

3.14.3 Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH)

Prostřednictvím 30 dotazů vyhodnocuje pouze subjektivní hodnocení funkce celé horní končetiny. Celkové hodnocení představuje hodnota v rozmezí 0 až 100, přičemž vyšší skóre znamená větší funkční ztrátu (HUDAK 1996, Tab. 6).

			počet bodů
Subjektivní hodnocení	Výborné	bez obtíží	0
	Uspokojivé	možné obtíže při všech silových úkonech, obtíže pouze občas	1
	Dostatečné	všechny silové úkony možné, často obtíže při zátěži	2
	Značné	určité silové úkony nemožné	4
	Nedostatečné	většina silových úkonů nemožná, manuální činnost omezena	6
	Špatné	většina silových úkonů nemožná, manuální činnost velice omezena	8
	Velmi špatné	nepoužitelná ruka	9
Funkce	Normální		0
	Dorzální flexe	45 - 25°	1
		25- 15°	2
		15- 10°	3
	Palmární flexe	méně než 45°	1
	Ulnární dukce	30 -15°	1
		15-0°	2
	Radiální dukce	omezená	1
	Pronosupinace	mezi 130°-90°	1
		pod 90°	2
RTG (ve srovnání s druhou stranou)	Normální		0
	Dorzální sklon	5 -10°	1
		10-20°	2
		nad 20°	3
	Radiální deviace	10-20°	1
		nad 20°	2
	Známky artrózy	+	1
		++	2
	Relativní prodloužení ulny	2-4 mm	1
		nad 4 mm	2
Výsledky	výborný		0
	dobrý		1-5
	uspokojivý		6-11
	přijatelný		12-15
	špatný		16-25
	velmi špatný		>25

Tab. 4. Skóre dle Castainga

			počet bodů
Reziduální deformita	Prominence proc. styl. ulnae		1
	Reziduální dorzální sklon		2
	Radiální deviace ruky		3
Subjektivní hodnocení	Výborné	Bez bolesti, bez invalidity nebo omezení hybnosti	0
	Dobré	Občasná bolest, mírné omezení hybnosti, bez invalidity	2
	Slušné	Občasná bolest, určité omezení hybnosti, pocit slabosti v zápěstí, při opatrnosti bez invalidity, mírné omezení aktivit	4
	Slabé	Bolest, omezení hybnosti, invalidita, aktivity více či méně výrazně omezené	6
Objektivní hodnocení	Omezení dorzální flexe	< 45°	5
	Omezení ulnární dukce	< 15°	3
	Omezení supinace	< 50°	2
	Omezení palmární flexe	< 30°	1
	Omezení radiální dukce	< 15°	1
	Omezení pronace	< 50°	1
	Bolest v DRUK		1
Komplikace	Artrotické změny	Minimální	1
		Minimální s bolestí	3
		Mírné	2
		Mírné s bolestí	4
		Těžké	3
		Těžké s bolestí	5
	Nervové komplikace	Nervus medianus	1-3
	Špatná hybnost palce kvůli fixaci		1-3
Výsledky	Výborný		0-2
	Dobrý		3-8
	Příjemný		9-20
	Špatný		>20

Tab. 5. Skóre dle Gartlanda a Werleye

POSTIŽENÍ PAŽE, RAMENE A RUKY

Zhodnoťte prosím svou schopnost vykonávat v minulém týdnu dále uvedené činnosti a zakroužkujte číslo pod příslušnou odpovědí.

	žádné potíže	mírné potíže	střední potíže	závažné potíže	nemohu vykonávat
1. otevřít těsně zašroubovaný nebo nový uzávěr na sklenici	1	2	3	4	5
2. psát	1	2	3	4	5
3. otočit klíčem	1	2	3	4	5
4. připravit jídlo	1	2	3	4	
5. zatlačit a otevřít těžké dveře	1	2	3	4	5
6. odložit něco na polici nad hlavou	1	2	3	4	5
7. provádět namáhavé domácí práce (např. umýt podlahu, kachličky)	1	2	3	4	5
8. pracovat na zahradě nebo kolem domu	1	2	3	4	5
9. ustlat postel	1	2	3	4	5
10. nést nákupní tašku nebo aktovku	1	2	3	4	5
11. nést něco těžkého (nad 5 kg)	1	2	3	4	5
12. vyměnit žárovku umístěnou nad hlavou	1	2	3	4	5
13. umýt si vlasy nebo vysušit vlasy fénem	1	2	3	4	5
14. umýt si záda	1	2	3	4	5
15. navléknout si svetr přes hlavu	1	2	3	4	5
16. krájet si jídlo nožem	1	2	3	4	5
17. rekreační činnosti, které nejsou namáhavé (hraní karet, pletení atd.)	1	2	3	4	5
18. rekreační aktivity, při kterých namáháte nebo zatěžujete paži, rameno nebo ruku (např. golf, používání kladívka, tenis atd.)	1	2	3	4	5
19. rekreační aktivity, při kterých volně pohybujete rukou (např. házení lehkých předmětů jako je frisbee, badminton, míč atd.)	1	2	3	4	5
20. dopravit se někam (dostat se z místa na místo)	1	2	3	4	5
21. sexuální aktivity	1	2	3	4	5

	vůbec ne	trochu	středně	hodně	mimořádně
22. Nakolik Vám během minulého týdne vadily problémy s paží, ramenem nebo rukou při běžných sociálních aktivitách s rodinou, přáteli, sousedy nebo zájmovými skupinami? (zakroužkujte číslo)	1	2	3	4	5
	vůbec nevadily	trochu vadily	středně vadily	velmi vadily	vůbec to nemohu dělat
23. Vadily Vám během minulého týdne problémy s paží, ramenem nebo rukou při práci nebo jiných pravidelných každodenních činnostech? (zakroužkujte číslo)	1	2	3	4	5
Ohodnoťte prosím, jak silné byly v minulém týdnu dále uvedené příznaky (zakroužkujte číslo)					
	žádné	mírné	střední	závažné	mimořádně silné
24. bolesti paže, ramena nebo ruky	1	2	3	4	5
25. bolesti paže, ramena nebo ruky při provádění nějaké konkrétní činnosti	1	2	3	4	5
26. brnění (mravenčení) v paži, rameni nebo ruce	1	2	3	4	5
27. slabost v paži, rameni nebo ruce	1	2	3	4	5
28. ztuhlost v paži, rameni nebo ruce	1	2	3	4	5
	žádné potíže	mírné potíže	střední potíže	závažné potíže	tak velké potíže, že nemohu spát
29. Jak velké potíže jste měl/a během minulého týdne se spánkem kvůli bolesti paže, ramena nebo ruky? (zakroužkujte číslo)	1	2	3	4	5
	silně nesouhlasím	nesouhlasím	ani souhlas ani nesouhlas	souhlasím	silně souhlasím
30. Kvůli problémům s paží, ramenem nebo rukou se cítím méně zdatný/á, méně užitečný/á nebo mám menší sebedůvěru. (zakroužkujte číslo)	1	2	3	4	5
DASH SKÓR POSTIŽENÍ/ PŘÍZNAKŮ = $\left[\frac{(\text{součet n odpovědí})}{n} - 1 \right] \times 25$, kde n je rovno počtu zodpovězených otázek. DASH skóre by se neměl počítat v případě více než 3 chybějících odpovědí.					

Tab. 6. Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (DASH)

4

Klinická studie

4.1 Úvod

Zlomeniny distálního radia jsou považovány za velmi komplexní poranění s různou prognózou, která závisí v první řadě na typu fraktury a metodě léčby (OSADA 2008). Pro dobrou a nebolestivou funkci ruky, zápěstí a předloktí je třeba při repozici a následné fixaci zlomeniny distálního radia obnovit radiální inklinaci, sklon kloubní plochy v bočné projekci, výšku radia a zajistit kongruenci kloubní plochy.

K léčbě jednoduché zlomeniny distálního radia je i v současnosti s dobrými výsledky užívána konzervativní terapie. Ve vyspělých státech Evropy a Severní Ameriky i přes finanční náročnost stále narůstá počet případů operační léčby těchto zlomenin (GAJDOŠ 2010), který v současné době dosahuje 20-30% případů (LETSCHE 2003). Operační léčbě dominuje otevřená repozice a vnitřní fixace různými typy dlah.

Studie hodnotící biomechanické vlastnosti dlah uvádějí jednoznačnou výhodu lepší stabilizace zlomeniny při užití úhlově stabilních implantátů ve srovnání s dlahami bez zámkové technologie (WILLIS 2006). Nespornou výhodu představují dlahy se zamykatelnými šrouby zejména při léčbě zlomenin v osteoporotické kosti (WENDSCHE 2010). Dostatečná stabilita ve zlomenině při užití úhlově stabilních dlah umožňuje časně zahájení rehabilitace po výkonu, což významně zkracuje celkovou dobu léčby (SMITH 2004) a vede k dosažení dobrých funkčních výsledků (CHUNG 2006, MEHLING 2007).

Současně se objevují i implantáty k nitrodřeňové osteosyntéze zlomenin distální části radia. Jako jejich hlavní nevýhoda je uváděna nižší indikační šíře vzhledem k typu zlomeniny v porovnání s dlahovou osteosyntézou, kterou lze užít prakticky pro jakýkoli typ zlomeniny. Gradl považuje vhodné užití hřebu Tragon DR pro extraktikulární zlomeniny s tříštivou zónou dorzálně, pro nitrokloubní zlomeniny bez dislokace a s linií lomu v sagitální rovině (GRADL 2009). Práci hodnotících klinické výsledky je zatím málo. Ojedinelá práce Lercha uvádí srovnatelné funkční a rentgenové výsledky v souboru 12 dlahových (Aptus® Radius, Medartis, Basel, Schweiz) a 13 nitrodřeňových osteosyntéz (Targon® DR, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland), přičemž výborné výsledky hřebů v hodnotících skóre dává do souvislosti s miniinvazivním operačním přístupem (LERCH 2009). Ilyas na druhou stranu uvádí u nitrodřeňové stabilizace 10 zlomenin distálního radia hřebem (Micronail™, Wright Medical Technology, Inc., Arlington, Tennessee, USA) při dobrých funkčních výsledcích poměrně velký počet komplikací: ve 30% migrace jisticích šroubů do distálního radioulnárního skloubení a ve 20% přechodná iritace *n. radialis* (ILYAS 2008).

Za účelem získání vlastního názoru na jednotlivé terapeutické metody jsme zhodnotili výsledky léčby zlomenin distálního radia na našem pracovišti.

4.2 Způsob léčby na našem pracovišti

Pacienti s nedislokovanou zlomeninou distálního radia jsou na traumatologickém oddělení FN v Motole indikováni ke konzervativní terapii. V případě dislokovaných zlomenin distálního radia (Obr. 38) je provedena ve všech případech urgentně na traumatologické ambulanci repozice zlomeniny v lokální anestézii (aplikace 10 ml 1% Mesocainu do zlomeniny) a fixace sádrovými dlahami z dorzální a volární strany. Podle nálezu na kontrolních nativních rentgenových

snímcích v předozadní a boční projekci zhotovených po repozici jsou tito pacienti indikováni k dalšímu terapeutickému postupu. K operačnímu řešení jsou následně indikováni ti nemocní, u nichž po repozici zlomeniny přetrvává postavení, které nesplňuje kritéria úspěšné léčby stanovená Jupiterem (SHIN 2007). Tam, kde nález těmito kritériím odpovídá, pokračujeme v konzervativní léčbě dvěma dlahami zhruba 7-10 dní. Po opadnutí otoku se zhotovuje cirkulární sádrový fixační obvaz. Celková doba sádrové fixace je 5-6 týdnů. V případě malých rentgenových známek hojení po sejmutí sádrové fixace je zpočátku indikována pouze omezená rehabilitace s přídatnou fixací ortézou na 2 týdny. Při dobré postavbě kosti je zahájena rehabilitaci ihned po sejmutí sádrové fixace v minimální délce trvání 2-3 měsíce. Řízená rehabilitace spočívá v náviku fyziologického rozsahu hybnosti zápěstí a ruky, obnově svalové síly, aplikaci vířivky a magnetoterapie. V případě přetrvávajících otoků je vhodná lymfodrenáž. Podávání běžných analgetik je zpravidla nutné v prvním týdnu po repozici. Pro prevenci Sudeckovy neuroalgodystrofie rovněž podáváme antiedematózní léky a dbáme na správné zhotovení dobře vypodložené netísničí sádrové fixace.

Zlomeniny typu C.2. a C.3. jsou považovány za primárně nestabilní a jsou indikovány k operační terapii. Výjimku u těchto typů zlomenin tvoří polymorbidní pacienti, pro něž by celková anestézie a operace představovaly značné riziko.

Typy osteosyntetických výkonů v jednotlivých obdobích byly dány aktuální dostupností daných implantátů na našem pracovišti. Do konce roku 2005 jsme užívali zamykatelné dlahy s rigidním směrem šroubů, od začátku roku 2006 používáme zamykatelné dlahy s úhlově volitelným směrem šroubů. Hřebovací techniky byly u nás užívány od roku 2006. K nitrodřeňové osteosyntéze hřebem jsme indikovali pacienty se zlomeninami distálního radia, kde nebyly na nativním snímku známky pokročilé osteoporózy a kde nemocní po objasnění léčebných možností preferovali mininvazivní metodu operace.

Hřeb Targon® DR (Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) je vyráběn v jedné velikosti bez stranového rozlišení (Obr. 39). Repozice zlomeniny je prováděna pod rentgenovou kontrolou, k dočasné stabilizaci jsou používány Kirschnerovy dráty. Incize o velikosti cca 3 cm je vedena radiálně nad *proc. styloideus radii* (Obr. 40). Trepanační otvor pro zavedení hřebu je

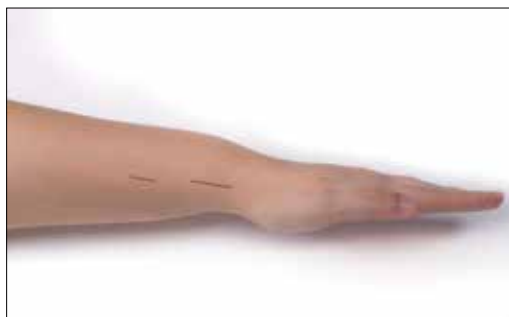


Obr. 38. Dislokovaná zlomenina distálního radia (žena, 25 let)

a) rentgenové snímky zlomeniny typu A.3.
b) typický klinický nález s „bajonetovou“ defigurací zápěstí



Obr. 39. Hřeb Targon DR



Obr. 40. Kožní incize při stabilizaci zlomeniny distálního radia pomocí hřebu Targon DR



Obr. 41. Nitrodřeňový osteosyntetický implantát X-screw



Obr. 42. Kožní incize při stabilizaci zlomeniny distálního radia pomocí nitrodřeňového osteosyntetického implantátu X-screw



Obr. 43. Úhlově stabilní dlahy s rigidním směrem zavedení šroubů

vytváření třemi rašplemi ve vzestupných velikostech, následuje zavedení vlastního hřebu. Na hřebu již není možná korekce postavení ve zlomenině. Distální jištění představují 4 nezamčené šrouby (doporučeno užití minimálně dvou) a proximální jištění tvoří 2 nezamčené šrouby. Šrouby distálního jištění jsou zaváděny z první operační rány, k zavedení proximálních jisticích šroubů se provádí další incize velikosti cca 1,5 cm.

Implantát X-screw™ (Zimmer, Inc., Warsaw, Indiana, USA) představuje formu nitrodřeňové osteosyntézy distálního radia spočívající v kombinaci speciálního šroubu a závitovaných Kirschnerových drátů (Obr. 41). Šrouby o průměru 4,5 mm jsou vyráběny v 5 velikostech (délky 38, 43, 48, 53 a 58 mm). Dráty volně procházejí otvory ve šroubu a následně jsou kotveny pomocí svého závitu do kortikalis. V distální části je nutno vždy použít dvou drátů, v proximální části je možnost volby celkového počtu drátů dle délky šroubu. Operační řez velikosti cca 3 cm vedeme z radiální strany nad *proc. styloideus radii* (Obr. 42). Po repozici zlomeniny dočasně stabilizujeme postavení Kirschnerovým drátem a následně po něm zavádíme vlastní šroub, který je kanalizovaný. Po ukotvení šroubu již není možná další korekce postavení ve zlomenině. Osteosyntézu dokončujeme zaváděním adekvátního počtu drátů pomocí cíliče z drobných incizí. Jako doplňková fixace byly při obou osteosyntetických metodách přiloženy dvě dorzální sádrové dlahy imobilizující zápěstí a palec u zlomenin typu A.3. po dobu 2 týdnů a u zlomenin typu C.1. po dobu 4 týdnů. Zlomeniny typu A.2. jsme ponechávali bez imobilizace. Rozcvičování prstů bylo zahájeno od prvního pooperačního dne, řízená rehabilitace ruky a zápěstí byla indikována v odstupu 5 týdnů od operace v minimální délce trvání 2-3 měsíce.

Z dlahových osteosyntéz byla nejprve užívána dlahy LCP 3,5 mm (Synthes, Inc., West Chester, Pennsylvania, USA, Obr. 43) a později dlahy Aptus®

Radius 2,5 mm (Medartis, Basel, Schweiz, Obr. 44). Pacienti ošetření dlahovými metodami byli operováni v bezkreví z volárního přístupu (Obr. 45, Obr. 46). Ve všech případech zlomenin stabilizovaných dlahou LCP jsme použili volární mediální přístup: k rádiu jsme pronikali

ve střední čáře podél *m. palmaris longus* a *n. medianus*. Při aplikaci dlahy Aptus jsme vždy použili modifikovaný Henryho přístup, který minimalizuje riziko iritace *n. mediani*: k rádiu jsme pronikali mezi radiálním cévním svazkem a šlachou *m. flexor carpi radialis*. *M. pronator quadratus* byl ostře uvolněn od přední plochy radia, v laloku odsunut mediálně a zajištěn elevatoriem (Obr. 47). V případě potřeby byl též uvolněn *m. brachioradialis* z *proc. styloideus radii* a otevřen první extensorový kompartment. Repozice zlomeniny byla prováděna pod rentgenovou kontrolou, fragmenty byly dočasně stabilizovány Kirschnerovými dráty. Následovala vlastní osteosyntéza dlahou. U LCP dlah je distálně pouze jedna řada šroubů s jedinou možností zavedení šroubů a to kolmo na dlahu. U dlah Aptus jsou distálně dvě řady šroubů. Klasický závit zde nahrazuje TriLock® systém (tříbodový klínový zamykací systém) s HexaDrive® šrouby (Obr. 48). Tento systém umožňuje zavedení jednotlivých šroubů v různých směrech s odklonem $\pm 15^\circ$ od osy otvoru (Obr. 49). Fixaci centrální a volární části kloubní plochy zajišťuje distální řada šroubů, podporu a fixaci dorzálních subchondrálních fragmentů pak proximální řada šroubů. Přidatná sádrová fixace dorzální dlahou po dobu 2-4 týdnů byla aplikována pouze u zlomenin v terénu značné osteoporózy. V ostatních případech byla pooperační imobilizace na 2-3 týdny zajištěna ortézou, eventuálně pouze elastickou bandáží. Rozcvičování prstů bylo doporučováno ihned pooperačně, řízená rehabilitace byla zahajována v odstupe 2 týdnů v terénu dobré kvality kosti u jednodušších typů zlomenin, a v odstupe 4 týdnů v terénu osteoporózy a u složitějších typů zlomenin. Celková doba rehabilitace byla minimálně 2-3 měsíce.

4.3 Materiál a metodika

V letech 2005-2010, kdy naše studie probíhala, jsme na našem pracovišti celkem ošetřili 2738 zlomenin distálního rádia. K finálnímu vyšetření 12 měsíců od úrazu jsem pozval všechny nemocné léčené konzervativně, které jsem při službách a ve své ambulaci ošetřoval já sám. Operačně léčené zlomeniny, které jsem hodnotil, jsem operoval já a doc. Višňa. Celkem se jed-



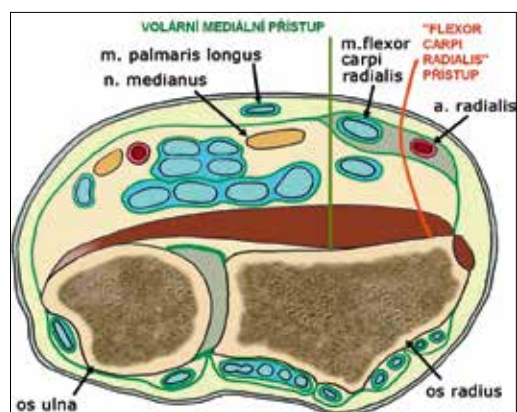
Obr. 44. Úhlově stabilní dlahy s volitelným směrem zavedení šroubů



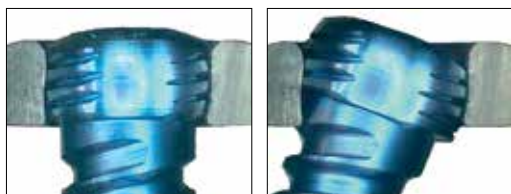
Obr. 45. Kožní incize při volárním mediálním přístupu



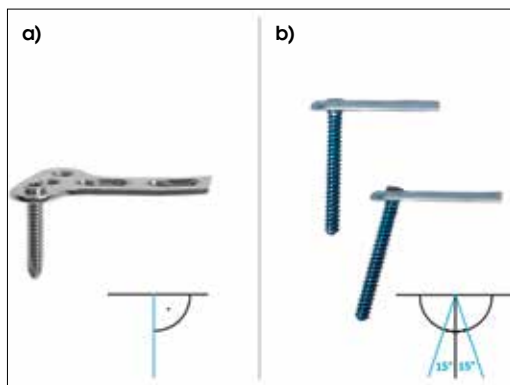
Obr. 46. Kožní incize při „flexor carpi radialis“ přístupu



Obr. 47. Volární mediální přístup a „flexor carpi radialis“ přístup



Obr. 48. Trilock® systém (tříbodový klínový zamykací systém) s HexaDrive® šrouby umožňující úhlově volitelné zavedení šroubu



Obr. 49. Ukázka možností uzamčení zamykatelných šroubů

- a) úhlově stabilní dlahou s rigidním směrem zavedení šroubů umožňuje zamknutí šroubů pouze v jednom směru
- b) úhlově stabilní dlahu s volitelným směrem zavedení šroubů umožňuje zamknutí šroubu v odklonu až 15° od osy otvoru

nalo o 162 zlomenin distálního rádia, kteří byli vyšetřeni 1 rok od úrazu autorem disertační práce.

Skupinu konzervativně léčených zlomenin (dále KONZ) představuje soubor 49 zlomenin, kde byla konzervativní léčba dovedena do konce (Obr. 50). Soubor původně obsahoval 91 zlomenin distálního rádia. Pro redislokaci však bylo následně z tohoto souboru 42 zlomenin vyřazeno. Tyto zlomeniny byly ošetřeny některou z operačních metod. Průměrný věk nemocných ve skupině 49 konzervativně léčených zlomenin dosahoval 55,6 (rozsah 20-86, SD 15,8). Skupina obsahovala statisticky významně nejmenší množství komplikovaných zlomenin ($p < 0,05$).

Pacienty, u kterých byla aplikována nitrodřeňová osteosyntéza, jsme rozdělili do dvou skupin dle použitého implantátu. První skupina označená „TDR“ zahrnovala 17 pacientů, kde byla zlomenina distálního rádia ošetřena nitrodřeňovým hřebem Targon® DR (Obr. 51). Jejich průměrný věk byl 47,7 roku (rozsah 19-67, SD 15,9). Do další skupiny označené „XSCR“ jsme zařadili 18 pacientů v průměrném věku 61,0 roku (rozsah 40-75, SD 9,8) se zlomenina-

mi distálního rádia, které byly stabilizovány nitrodřeňovou metodou osteosyntézy X-screw (Obr. 52). V obou skupinách byly zastoupeny zlomeniny typu A a C. Skupina XSCR však obsahovala významně větší zastoupení složitějších zlomenin ($p < 0,05$). Ve smyslu složitosti zlomenin stály skupiny s nitrodřeňovými hřebi mezi skupinou konzervativní léčby a dlahových osteosyntéz ($p < 0,05$). Průměrný časový odstup operace od úrazu byl ve skupině TDR 9,0 dní (rozsah 1-20, SD 4,5), resp. 6,0 dní (rozsah 2-10, SD 2,4) ve skupině XSCR. V souboru XSCR byl tento odstup významně kratší ($p < 0,05$).

Dlahovými metodami v naší studii byli ošetřeni pacienti se zlomeninami distálního rádia typu C dle AO klasifikace, kteří byli rozděleni do dvou skupin podle typu použité úhlově stabilní dlahy. První skupina označená „LCP“ zahrnovala pacienty ($n = 37$) v průměrném věku 50,0 let (rozsah 20-81, SD 16,9), kteří byli operačně ošetřeni úhlově stabilní dlahou LCP Synthes



Obr. 50. Konzervativně léčená zlomenina distálního rádia, došlo ke zhojení v dobrém postavení (muž, 61 let)

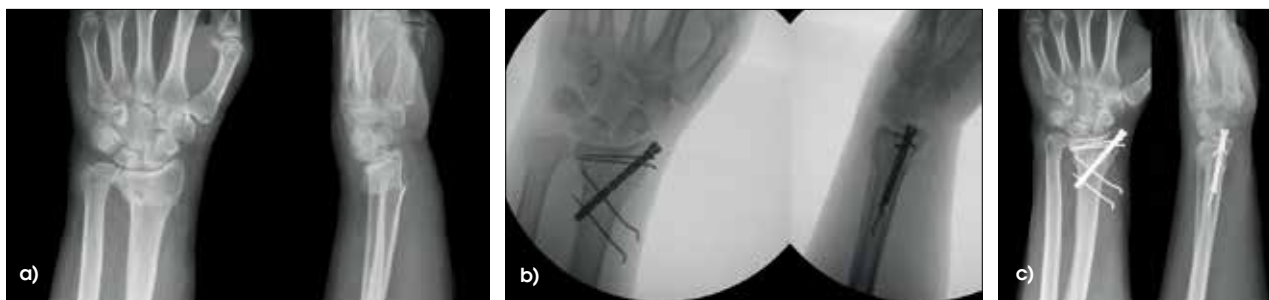
- a) úrazové snímky zlomeniny typu A.3.
- b) snímky po repozici v sádrové fixaci
- c) zhojená zlomenina



Obr. 51. Zlomenina distálního radia stabilizovaná hřebem Targon DR (muž, 19 let)

- a) úrazové snímky zlomeniny typu A.2.
- b) snímky po repozici v sádrové fixaci
- c) zhojená zlomenina v odstupu 1 roku od operace
- d) funkční výsledky v odstupu 1 roku od operace

s rigidním směrem zavedení šroubů (Obr. 53). Ve druhé skupině označené „APTUS“ byli pacienti ($n=41$) v průměrném věku 48,9 let (rozsah 22-77, SD 15,3), kde byla použita při stejné diagnóze úhlově stabilní dlahu Aptus radius s volitelným směrem zavedení šroubů (Obr. 54). V závažnosti zlomenin, věkovém rozložení ani dalších výchozích parametrech nebyl mezi dlahovými soubory statisticky významný rozdíl. Obě skupiny zlomenin, kde byla použita dlahová osteosyntéza, patří z hlediska typu zlomeniny statisticky významně mezi nejzávažnější ($p<0,05$).

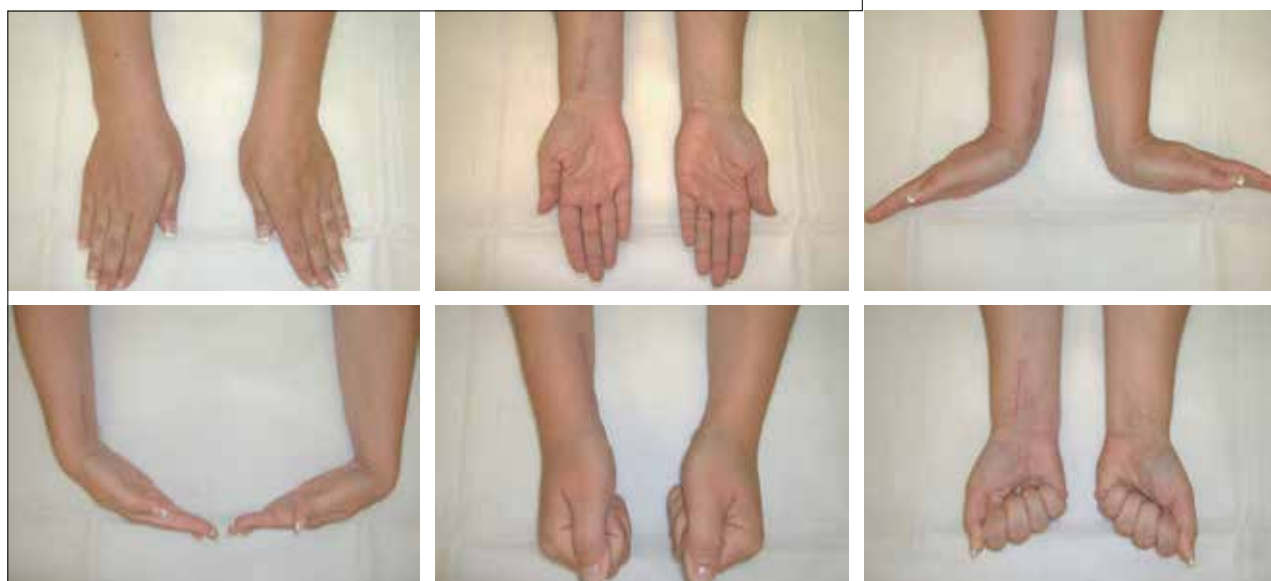
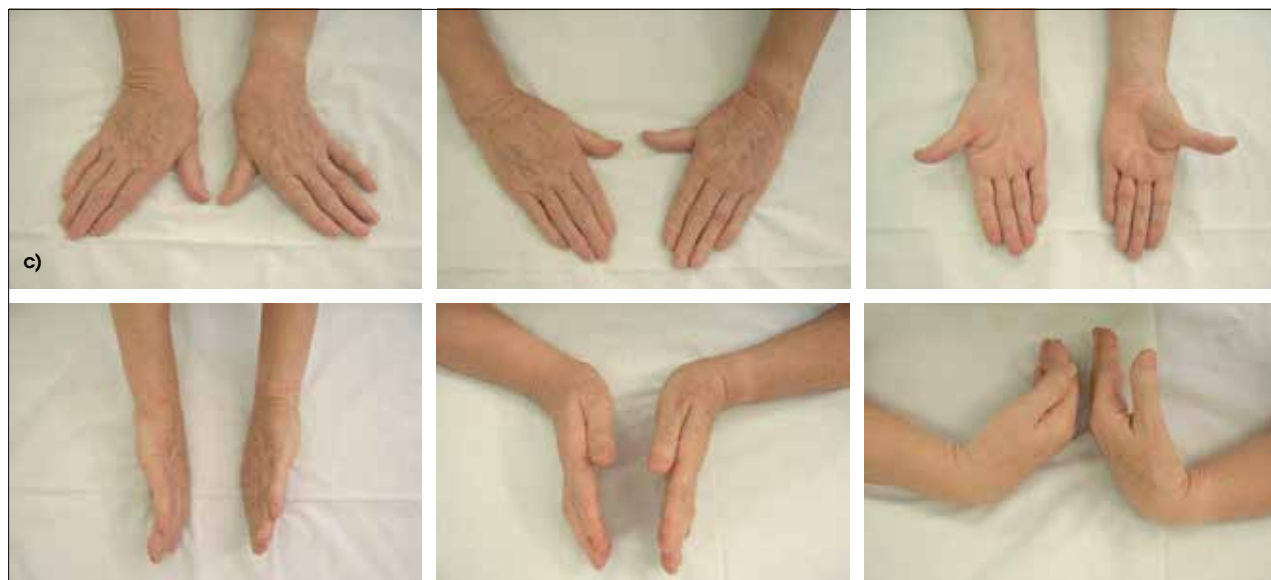


Obr. 52. Zlomenina distálního radia stabilizovaná nitrodřeňovým osteosyntetickým implantátem X-screw (žena, 48 let)

- a) úrazové snímky zlomeniny typu A.2.
- b) peroperační snímky
- c) zhojená zlomenina v odstupu 1 roku od operace



Obr. 53. Zlomenina distálního radia stabilizovaná dlahou LCP (žena, 74 let)
 a) úrazové snímky
 b) stav po osteosyntéze v odstupu 1 roku po operaci
 c) funkční výsledky v odstupu 1 roku od operace



Obr. 54 . Zlomenina distálního radia stabilizovaná dlahou Aptus (žena, 42 let)
 a) úrazové snímky zlomeniny typu C.2., b) stav po osteosyntéze v odstupu 1 roku po operaci
 c) funkční výsledky v odstupu 1 roku od operace

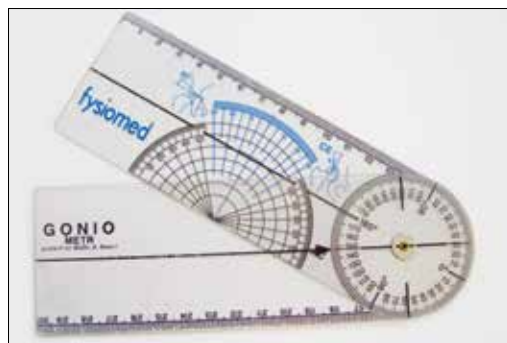
Skupina		KONZ	TDR	XCSR	LCP	APTUS
Počet pacientů (n)		49	17	18	37	41
Věk v době úrazu (roky)		55,6 (29-81)	47,7 (19-67)	61,0 (40-75)	50,0 (20-81)	48,9 (22-77)
Pohlaví (počet)	muž	22	1	2	15	13
	žena	27	16	16	22	28
Postižená strana (počet)	pravá	23	8	6	20	21
	levá	26	9	12	17	20
	dominantní	24	9	6	21	23
	nedominantní	25	8	12	16	18
Typ zlomeniny dle AO	A.2.	8	2	2	0	0
	A.3.	20	7	2	0	0
	B.1.	0	0	0	0	0
	B.2.	4	0	0	0	0
	B.3.	2	0	0	0	0
	C.1.	4	7	4	16	14
	C.2.	9	0	6	9	10
	C.3.	2	1	4	12	17
Interval úraz - operace (dny)		–	9,0 (1-20, SD 4,5)	6,0 (2-10, SD 2,4)	8,1 (0-20, SD 4,0)	5,9 (0-22, SD 5,8)

Tab. 7. Náš soubor pacientů.

Průměrný časový odstup operace od úrazu zde byl 8,1 dní (rozsah 0-20, SD 4,0) ve skupině LCP, resp. 5,9 dní (rozsah 0-22, SD 5,8) ve skupině APTUS, bez významného rozdílu mezi skupinami ($p=0,07$). Charakteristika všech souborů zlomenin je zachycena v tabulce (Tab. 7).

Rozsah hybnosti zápěstí ve stupních (volární flexe, dorzální flexe, radiální dukce, ulnární dukce, supinace a pronace) byl měřen běžným goniometrem (Obr. 55). Síla stisku ruky byla zjištěna dynamometrem fy Martin (Obr. 56). Naměřené hodnoty byly porovnávány s druhostranným zdravým zápěstím. Při hodnocení tohoto aspektu jsme si uvědomovali rozdíl svalové síly u dominantní a nedominantní končetiny, který ale vzhledem k významné podobnosti všech souborů v této položce ($p=0,51$) můžeme pominout.

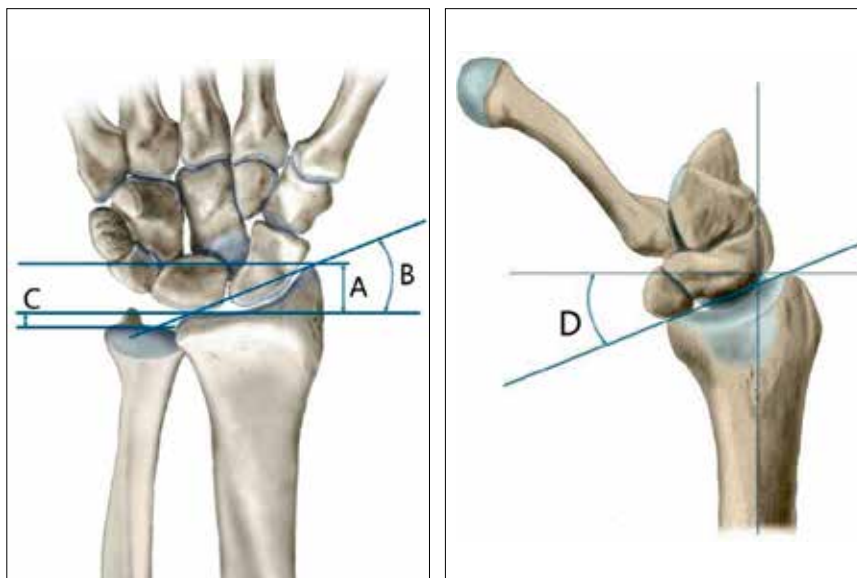
Ve stejné době byla u všech nemocných hodnocena skóre dle Gartlanda a Werleye (GARTLAND



Obr. 55. Goniometr



Obr. 56. Dynamometr



Obr. 57. Standardní anatomické poměry v oblasti distálního předloktí

A – radiální výška 12 mm

B – radiální inklinace 23°

C – ulnární variance 0 mm

D – volární sklon kloubní plochy 12°

1951), Castaing (CASTAING 1964) a DASH (Disability of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire, HUDAK 1996). V případě prvních dvou skóre byli nemocní rozčleněni do skupin podle dosažených výsledků způsobem doporučeným autory skóre. Zjištěné výsledky byly porovnávány mezi sledovanými skupinami.

Na rentgenových snímcích zhotovených ve 2 projekcích (předozaďní a bočňá) byla hodnocena radiální výška, radiální inklinace, ulnářní variance, sklon kloubňí plochy v bočňé projekci a schodek kloubňí plochy. Rentgenové výsledky byly porovnávány se standardními anatomickými poměry v oblasti distálního radia, abychom ušetřili nemocného snímkování druhostranné končetiny. Za standardní anatomické poměry považujeme hodnoty radiální výšky, radiální inklinace, ulnářní variance a sklonu kloubňí plochy v bočňé projekci převzaté z práce Rüediho (RÜEDI 2007, Obr. 57). Tímto jednotným způsobem jsme hodnotili nemocné ve všech skupinách stanovených podle způsobu léčby.

Data byla statisticky zpracována (t-test, chí-kvadrát test) a výsledky posuzovány hladinou významnosti 0,05. Ke statistické práci byl použit software Statistica 8 (StatSoft, Inc., Tulsa, Oklahoma, USA) a SPSS Statistics 17 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

4.4 Výsledky

4.4.1 Funkční výsledky

Ve skupině KONZ ve srovnání s protilehlou končetinou činila v průměru volární flexe 81,7 %, dorzální flexe 83,4 %, radiální dukce 85,8 %, ulnářní dukce 86,8 %, pronace 98,0 %, supinace 94,2 % a síla stisku 83,0 %. Statisticky srovnatelných hodnot s protilehlou končetinou se nepodařilo dosáhnout v žádném parametru rozsahu hybnosti ani v síle stisku ruky.

Ve skupině TDR ve srovnání s protilehlou končetinou činila v průměru volární flexe 89,4 %, dorzální flexe 88,7 %, radiální dukce 91,6 %, ulnářní dukce 86,2 %, pronace 98,0 %, supinace

95,4 % a síla stisku 93,9%. Statisticky srovnatelných hodnot vůči zdravé straně se podařilo dosáhnout u dorzální flexe, radiální dukce, pronace a supinace.

Ve skupině XSCR dosahovala volární flexe 82,5 %, dorzální flexe 82,0 %, radiální dukce 85,7 %, ulnární dukce 61,3 %, pronace 92,6 %, supinace 88,8 % a síla stisku 73,8 % hodnoty naměřené na druhostranné končetině. Statisticky srovnatelných hodnot s protilehlou končetinou se nepodařilo dosáhnout v žádném parametru rozsahu hybnosti ani v síle stisku ruky.

Ve skupině LCP ve srovnání s protilehlou končetinou činila v průměru volární flexe 84,2 %, dorzální flexe 82,4 %, radiální dukce 83,2 %, ulnární dukce 89,1 %, pronace 98,6 %, supinace 97,4 % a síla stisku 91,3%. Statisticky srovnatelných hodnot vůči zdravé straně se podařilo dosáhnout jen u pronace, supinace a síly stisku.

Ve skupině APTUS dosahovala volární flexe 84,1 %, dorzální flexe 91,8 %, radiální dukce 95,1 %, ulnární dukce 92,8 %, pronace 99,0 %, supinace 98,1 % a síla stisku 87,3 % hodnoty naměřené na druhostranné končetině. Statisticky srovnatelných hodnot s protilehlou končetinou se podařilo dosáhnout u ulnární dukce, pronace, supinace a síly stisku. Přehledné funkční výsledky všech skupin jsou uvedeny v tabulce (Tab. 8).

Skupina	Strana	Volární flexe (°)		Dorzální flexe (°)		Radiální dukce (°)		Ulnární dukce (°)		Pronace (°)		Supinace (°)		Síla stisku (kg)	
		Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD
KONZ	Poraněná	52,4	11,5	56,9	14,5	22,9	8,4	33,5	9,0	87,8	5,9	83,3	12,1	18,5	8,3
	Protilehlá	64,1	8,9	68,2	9,7	26,7	6,9	38,6	10,2	89,6	2,0	88,4	6,2	22,3	7,5
	Hodnota p	<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05	
TDR	Operovaná	59,4	12,0	60,0	16,2	25,6	6,3	36,8	9,8	88,2	5,3	85,9	10,6	16,5	3,2
	Protilehlá	66,5	6,1	67,7	7,5	27,9	5,9	42,7	6,2	90,0	0,0	90,0	0,0	19,7	1,2
	Hodnota p	<0,05		0,09		0,27		<0,05		0,17		0,12		<0,05	
XSCR	Operovaná	52,2	8,1	55,6	8,6	20,0	0,0	21,1	11,3	83,3	10,9	78,9	14,1	12,2	6,3
	Protilehlá	63,3	4,9	67,8	4,3	23,3	4,9	34,4	5,1	90,0	0,0	88,9	3,2	16,6	1,8
	Hodnota p	<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		<0,05	
LCP	Operovaná	54,6	10,2	54,6	16,3	22,7	7,3	35,1	8,4	87,0	8,8	86,8	10,6	19,2	7,0
	Protilehlá	65,1	8,4	66,2	6,8	27,3	6,9	39,5	7,1	88,4	3,7	89,2	2,8	21,0	6,3
	Hodnota p	<0,05		<0,05		<0,05		<0,05		0,39		0,17		0,24	
APTUS	Operovaná	52,9	10,8	60,5	9,2	25,4	9,3	37,6	9,7	88,3	5,0	85,9	7,1	20,2	8,2
	Protilehlá	62,9	10,1	65,9	10,0	26,6	6,9	40,5	8,1	89,3	3,5	87,6	5,4	23,1	6,78
	Hodnota p	<0,05		<0,05		0,5		0,14		0,3		0,22		0,08	

Tab. 8. Funkční výsledky léčby našeho klinického souboru. Parametry, ve kterých došlo ke shodě s druhostrannou nepostíženou končetinou, jsou barevně zvýrazněny.

4.4.2 Rentgenové výsledky

Dle vyhodnocení rentgenových snímků v odstupu jednoho roku od úrazu došlo ve skupině zlomenin léčených konzervativně ve všech případech k plné prostavbě kosti. S anatomickým standardem se shodovala radiální výška, radiální inklinace a ulnární variance. Sklon v bočné projekci se významně lišil od anatomického standardu. Kriteria dle Jupitera (SHIN 2007) splňovaly hodnoty radiální výšky a radiální inklinace ve 100%, sklon v bočné projekci nebyl z tohoto pohledu uspokojivý ve 5 případech (10,2%) a schodek kloubní plochy v 2 případech (4,1%).

Dle rentgenových snímků zhotovených v odstupu jednoho roku od operace došlo k plné prostavbě zlomeniny ve všech případech obou skupiny TDR i XSCR. V skupině TDR se s anatomickým standardem statisticky shodovala radiální výška, radiální inklinace a ulnární variance. Naopak ve skupině XSCR se podařil optimálně obnovit pouze sklon v bočné projekci. Ostatní rentgenologické parametry se významně lišily od anatomického standardu. Rentgenové nálezy ve skupině TDR neodpovídaly parametrům pro úspěšnou léčbu stanovených Jupiterem (SHIN 2007) ve 4 případech (23,5%), z toho se třikrát jednalo o výrazný dorzální sklon a jedenkrát o nadměrný volární sklon v bočné projekci. Ve skupině XSCR z tohoto hlediska bylo nevyhovující postavení ve 4 případech (22,2%), vždy šlo o abnormální volární sklon.

Skupina	Strana	Radiální výška (mm)		Radiální inklinace (°)		Sklon kl. pl. v bočné proj. (°)		Ulnární variance (mm)		Schodek kl. plochy (mm)	
		Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD	Ø	SD
KONZ	Poraněná	11,9	2,5	22,4	2,8	-2,7	11,0	0,3	3,1	0,3	0,7
	Anatomický standard	12,0	0,0	23,0	0,0	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Hodnota p	0,86		0,11		<0,05		0,46		–	
TDR	Operovaná končetina	12,5	1,9	22,8	2,2	0,4	11,4	0,1	3,8	0,8	2,4
	Anatomický standard	12,0	0,0	23,0	0,0	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Hodnota p	0,25		0,74		<0,05		0,9		–	
XSCR	Operovaná končetina	10,7	1,2	21,4	3,0	9,1	14,1	2,9	3,4	0,6	1,0
	Anatomický standard	12,0	0,0	23,0	0,0	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Hodnota p	<0,05		<0,05		0,39		<0,05		–	
LCP	Operovaná končetina	11,8	1,8	25,4	2,0	9,4	4,1	-0,9	2,2	0,4	0,6
	Anatomický standard	12,0	0,0	23,0	0,0	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Hodnota p	0,58		<0,05		<0,05		<0,05		–	
APTUS	Operovaná končetina	11,9	1,9	25,5	2,0	10,2	4,4	-0,7	2,3	0,2	0,5
	Anatomický standard	12,0	0,0	23,0	0,0	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Hodnota p	0,8		<0,05		<0,05		<0,05		–	

Tab. 9. Rentgenové výsledky léčby našeho klinického souboru. Parametry, ve kterých došlo ke shodě se standardními anatomickými poměry, jsou barevně zvýrazněny.

Skupina	TDR (n=17)				XSCR (n=18)				TDR/ XSCR
Skóre	Ø	Min.	Max.	SD	Ø	Min.	Max.	SD	hodnota p
Castaing (body)	4,4	0,0	14,0	4,8	6,2	0,0	14,0	5,8	0,30
Gartland/ Werley (body)	2,9	0,0	10,0	3,2	4,4	0,0	10,0	3,7	0,19
DASH (body)	12,2	1,5	25,8	8,8	12,1	3,2	25,2	8,5	0,89

Tab. 10. Výsledky nitrodřeňových osteosyntéz dle hodnotících skóre

Skupina	LCP (n=37)				APTUS (n=41)				LCP/ APTUS
Skóre	Ø	Min.	Max.	SD	Ø	Min.	Max.	SD	hodnota p
Castaing (body)	6,9	0,0	15,0	4,0	5,7	0,0	15,0	4,2	0,19
Gartland/ Werley (body)	6,4	0,0	23,0	6,7	6,1	0,0	22,0	6,4	0,89
DASH (body)	12,0	2,7	35,6	8,5	11,0	2,2	37,9	8,1	0,59

Tab. 11. Výsledky dlahových osteosyntéz dle hodnotících skóre

Skupina	Konzervativní léčba (n=49)				Nitrodřeňové osteosyntézy (n=35)				Dlahové osteosyntézy (n=78)			
Skóre	Ø	Min.	Max.	SD	Ø	Min.	Max.	SD	Ø	Min.	Max.	SD
Castaing (body)	7,3	0,0	27,0	6,0	5,3	0,0	14,0	5,4	6,3	0,0	15,0	4,1
Gartland/ Werley (body)	7,5	0,0	22,0	6,4	3,7	0,0	10,0	3,5	6,2	0,0	23,0	6,5
DASH (body)	14,8	3,2	45,2	9,1	12,2	1,5	25,8	8,5	11,5	2,2	37,9	8,2

Tab. 12. Výsledky konzervativní terapie a nitrodřeňových a dlahových osteosyntéz dle hodnotících skóre

Skóre	Nitrodřeňové OS/ Dlahové OS		Nitrodřeňové OS/ Konzervativní léčba		Konzervativní léčba/ Dlahové OS	
	hodnota p	lepší	hodnota p	lepší	hodnota p	lepší
Castaing (body)	0,29	–	0,12	–	0,28	–
Gartland/ Werley (body)	0,03	Dlahové OS	0,00	Nitro- dřeňové OS	0,28	–
DASH (body)	0,68	–	0,17	–	0,03	Dlahové OS

Tab. 13. Srovnání výsledků léčby dle hodnotících skóre

Ve skupinách dlahových osteosyntéz při zhodnocení rentgenových snímků v odstupu jednoho roku od operace byly všechny zlomeniny plně prostavěny. Optimálně se podařilo rekonstruovat pouze radiální výšku a to v obou souborech. Zbývající parametry se od anatomického standardu vždy významně lišily a to opět statisticky shodně v obou souborech. Nicméně všichni nemocní v obou souborech splnili rentgenologická kritéria pro úspěšné vyléčení zlomeniny distálního radia stanovená Jupiterem (SHIN 2007). Přehledné výsledky ukazuje tabulka (Tab. 9).

4.4.3 Výsledky dle hodnotících skóre

V skupině zlomenin léčených konzervativně dosahovalo výborných a dobrých výsledků dle Castaingova skóre 63,3% případů, resp. dle Gartlandova a Werleyova skóre 75,5%. Průměrná hodnota DASH v této skupině byla 14,8 bodů.

Ve skupině TDR dosahovalo výborných a dobrých výsledků dle Castaingova skóre 76,5% případů, resp. dle Gartlandova a Werleyova skóre 88,2%. Průměrná hodnota DASH v této skupině byla 12,2 bodů.

Ve skupině XSCR dosahovalo výborných a dobrých výsledků dle Castaingova skóre 55,6% případů, resp. dle Gartlandova a Werleyova skóre 77,8%. Průměrná hodnota DASH v této skupině byla 12,1 bodů.

Ve skupině LCP dosahovalo výborných a dobrých výsledků dle Castaingova skóre 62,2% případů, resp. dle Gartlandova a Werleyova skóre 81,1%. Průměrná hodnota DASH v této skupině byla 12,0 bodů.

Ve skupině APTUS dosahovalo výborných a dobrých výsledků dle Castaingova skóre 70,7% případů, resp. dle Gartlandova a Werleyova skóre 82,9%. Průměrná hodnota DASH v této skupině byla 11,0 bodů.

Výsledky hodnotících skóre zaznamenávají tabulky a grafy (Tab. 10, Tab. 11, Tab. 12, Tab. 13, Graf 1, Graf 2).

4.4.4 Komplikace

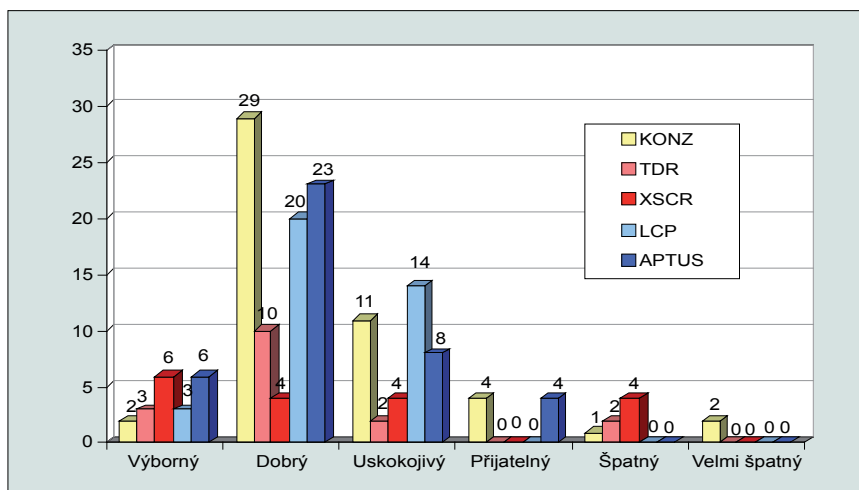
V skupině všech původně konzervativně léčených zlomenin, tedy z celkového počtu 91 zlomenin, byla nejzávažnější komplikace sekundární ztráta korekce, která nastala celkem u 49 zlomenin, tj. 53,8% případů. Z těchto 49 zlomenin byla následně ve 42 případech provedena některá osteosyntetická stabilizační metoda.

Další výčet komplikací vychází ze souboru výlučně konzervativně léčených zlomenin, tedy ze zbylých 49 zlomenin. Iritace *n. medianus* byla pozorována 1krát (2,0%) a spontánně odezněla po sejmutí sádrové fixace.

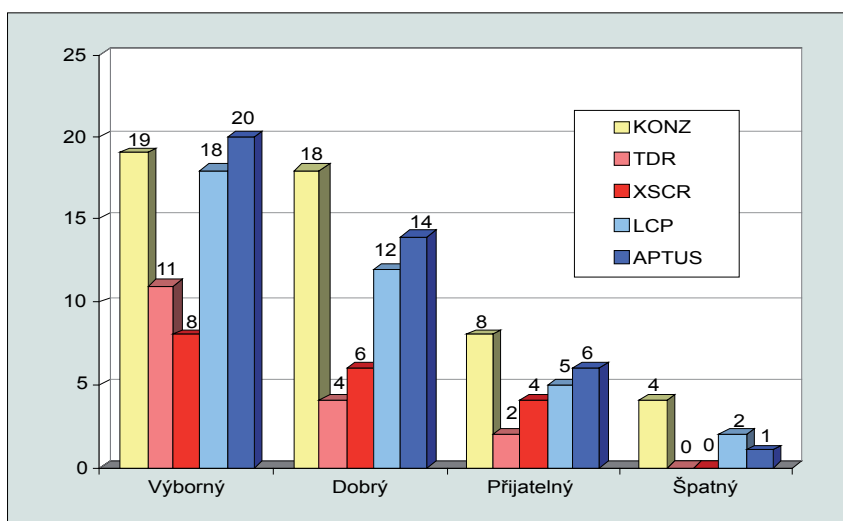
Sudeckova algodystrofie nastala ve 2 případech (4,1%) a vždy pozitivně reagovala na farmakoterapii. S poškozením šlach jsme se v této skupině nesetkali.

V jednom případě (2,0%) došlo k rozvoji kožního defektu o velikosti 2x2 cm v oblasti nad *proc. styloideus ulnae*. Po převazech s Betadinem se defekt do 3 týdnů vyhojil.

Sekundární posun fragmentů v průběhu hojení byl zaznamenán ve skupině TDR 3krát (17,6%) a ve skupině XSCR dokonce 6krát (33,3%). K redislokaci došlo v obou skupinách vždy



Graf 1. Výsledky léčby našeho klinického souboru z pohledu skóre dle Castainga



Graf 2. Výsledky léčby našeho klinického souboru z pohledu skóre dle Gartlanda a Werleye

v osteoporotickém terénu u značně tříštivých zlomenin, ve skupině TDR se jednalo o typy A.3. a C.3. a ve skupině XSCR o typy C.2. a C.3.

Parciální migrace jisticích šroubů ve skupině TDR nastala 3krát (17,6%), obdobně k posunu Kirschnerových drátů došlo ve skupině XSCR 4krát (22,2%). Tato částečná uvolnění osteosyntetického materiálu však v žádném z případů nebyla spojena se ztrátou korekce.

Přechodná iritace senzitivní větve *n. radialis* byla pozorována v obou skupinách 2krát (11,8% ve skupině TDR a 11,1% ve skupině XSCR). Vždy došlo ke spontánní úpravě bez jakékoli léčby.

Sudeckova neuroalgodystrofie nastala ve skupině TDR 1krát (5,9%) a ve skupině XSCR 2krát (11,1%).

Poranění šlach nebylo zaznamenáno v žádném případě obou skupin.

U dlahových osteosyntéz byl sekundární posun fragmentů v průběhu hojení zaznamenán ve skupině LCP 2krát (5,4%) a ve skupině APTUS 1krát (2,4%). Tato redislokace se objevila u zlomeniny, která měla značně tříštivý charakter (typ C.3.) a byla v terénu osteoporózy.

Přechodná iritace *nervus medianus* byla pozorována ve skupině LCP 5krát (13,5%) na rozdíl od skupiny APTUS, kde jsme se s ní setkali pouze 1krát (2,4%). Ve skupině LCP se jednalo 3x o dysestézie ve volární oblasti 1. a 2. prstu a ve dvou případech o dysestézie v mediální části

Komplikace	Skupina	Počet	%	Řešení
Ztráta korekce	KONZ	49	53,8	42 řešeno osteosyntézou, 7 neřešeno
	TDR	3	17,6	extrakce osteosyntetického materiálu
	XSCR	6	33,3	extrakce osteosyntetického materiálu
	LCP	2	5,4	neřešeno
	APTUS	1	2,4	neřešeno
Parciální migrace OS materiálu bez ztráty korekce	KONZ	x	x	
	TDR	3	17,6	extrakce osteosyntetického materiálu
	XSCR	4	22,2	extrakce osteosyntetického materiálu
	LCP	0	0	
	APTUS	0	0	
Iritace nervu	KONZ	1 (n. medianus)	2,4	spontánně odeznělo
	TDR	2 (n. radialis)	11,8	spontánně odeznělo
	XSCR	2 (n. radialis)	11,1	spontánně odeznělo
	LCP	5 (n. medianus)	13,5	spontánně odeznělo
	APTUS	1 (n. medianus)	2,4	spontánně odeznělo
Ruptura šlachy	KONZ	0	0	
	TDR	0	0	
	XSCR	0	0	
	LCP	1 (extenzor)	2,7	operační revize a sutura šlachy
	APTUS	1 (extenzor)	2,4	operační revize a sutura šlachy
Sudeckova neuroalgodystrofie	KONZ	2	4,8	ústup po farmakoterapii
	TDR	1	5,9	ústup po farmakoterapii
	XSCR	2	11,1	ústup po farmakoterapii
	LCP	2	5,4	ústup po farmakoterapii
	APTUS	3	7,3	ústup po farmakoterapii
Kožní defekt z útlaku sádrové fixace	KONZ	1	2,4	zhojeno po převazech s Betadinem
	TDR	0	0	
	XSCR	0	0	
	LCP	0	0	
	APTUS	0	0	

Tab. 14. Přehled komplikací léčby našeho souboru

thenaru. Ve skupině APTUS byly pozorovány parestézie v distálním článku 3. prstu volárně. Ve všech případech neurologický deficit odezněl do 6 měsíců od operace, proto nebylo nutné indikovat EMG vyšetření. Vždy došlo ke spontánní úpravě bez jakékoli léčby.

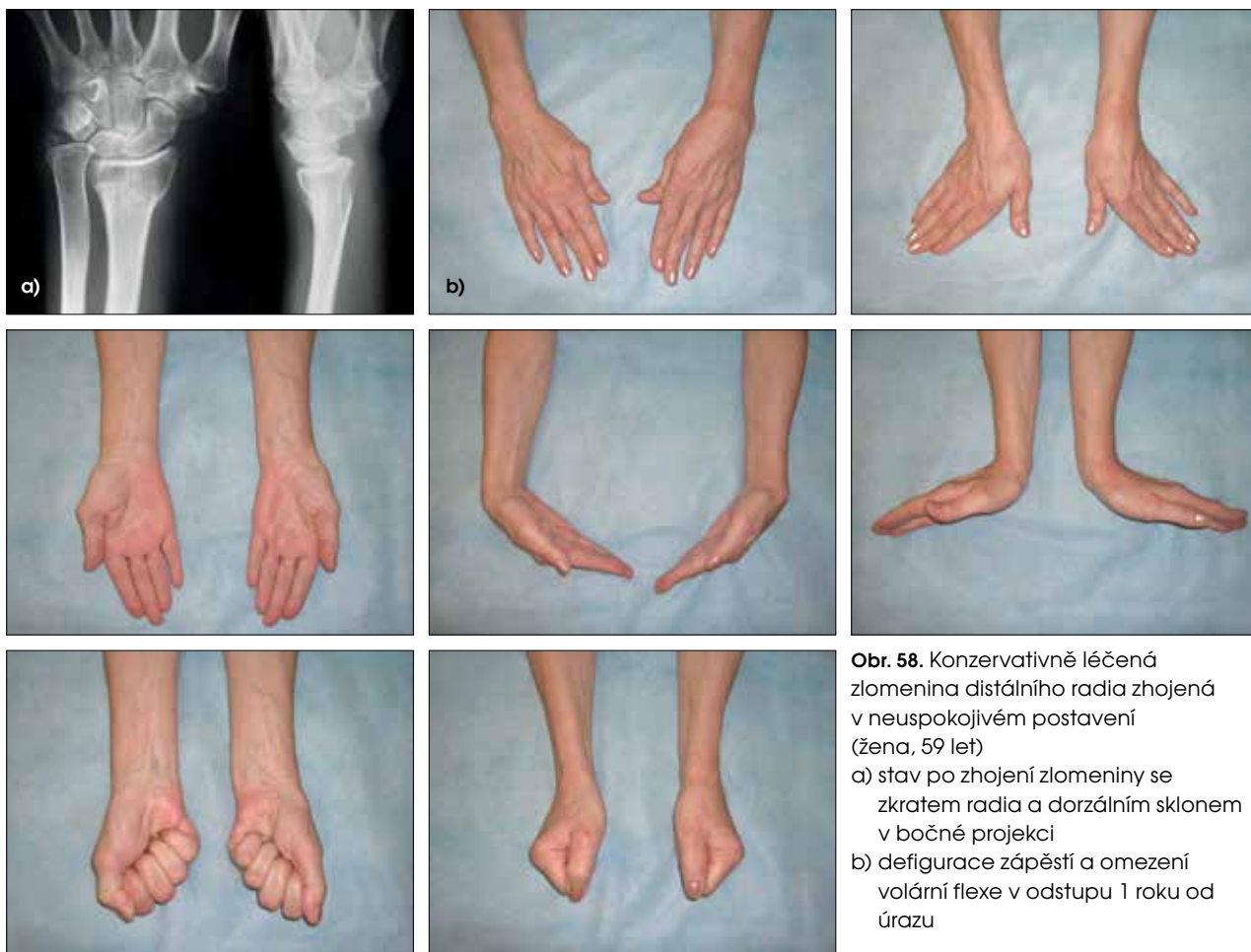
V obou skupinách došlo v jednom případě k ruptuře šlachy extenzoru (2,7% ve skupině LCP a 2,4% ve skupině APTUS). Tato komplikace byla způsobena prominujícím koncem šroubu přes dorzální kortikalis kosti vřetenní. V obou případech jsme provedli extrakci osteosyntetického materiálu a suturu poraněné šlachy.

Sudeckova neuroalgodystrofie nastala ve skupině LCP 2krát (5,4%) a ve skupině APTUS 3krát (7,3%). Ve všech případech rozvoje Sudeckovy neuroalgodystrofie došlo k ústupu klinických i rentgenových známek onemocnění do 2 měsíců při intranazální aplikaci kalcitoninu a současném zvýšeném perorálním příjmu vápníku.

Přehled komplikací a jejich řešení uvádí tabulka (Tab. 14).

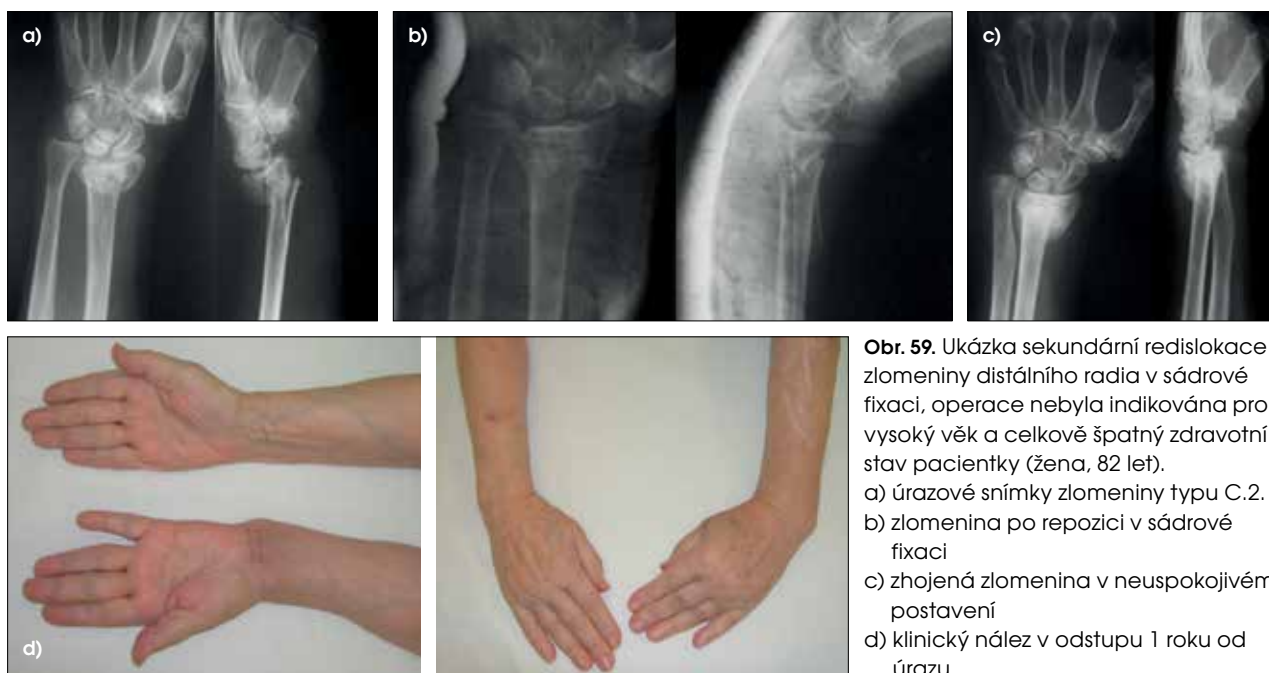
4.5 Diskuse

V minulosti byla publikována celá řada prací hodnotících konzervativní terapii zlomenin distálního radia jako úspěšnou metodu léčby z hlediska funkčních výsledků. Edwards ve své publikaci z roku 1929 popisuje neuspokojivé funkční výsledky pouze v 3,7% případů jeho souboru 424 pacientů. Nutno upozornit, že tento soubor zahrnoval v 80% jednodušší typy zlomenin bez nitrokloubního průběhu a hodnocení bylo založeno pouze na subjektivních pocitech pacienta, nikoli na objektivním měření rozsahu hybnosti či síly stisku ruky (EDWARDS



Obr. 58. Konzervativně léčená zlomenina distálního radia zhojená v neuspokojivém postavení (žena, 59 let)
a) stav po zhojení zlomeniny se zkratem radia a dorzálním sklonem v bočné projekci
b) defigurace zápěstí a omezení volární flexe v odstupu 1 roku od úrazu

1929). Již ve 30. letech 20. století se však začínají objevovat i práce popisující neuspokojivé funkční výsledky konzervativní terapie spojené s výrazným omezením hybnosti a bolestivostí zápěstí (LIPPMANN 1937). Je nutné si uvědomit, že tyto publikace vznikaly v době, kdy zlomeniny distálního radia byly převážně záležitostí postihující pacienty vyššího věku. Pro porozumění v minulosti publikovaným pracem je rovněž nutné vycházet z celkové společenské, sociální, kulturní a ekonomické situace tohoto období. Je nesporné, že se stoupající životní úrovní jsou kladeny stále vyšší nároky na plné obnovení stavu před úrazem. Zjednodušeně řečeno, funkční stav končetiny, jenž byl kdysi obecně pokládán za dobrý, je v současnosti hodnocen kritičtěji a je považován za sotva přijatelný. V roce 1951 se objevují články popisující při konzervativní léčbě zhojení v neuspokojivém postavení až v 60% případů, přičemž autoři dávají zhojení v defiguraci do souvislosti s neuspokojivými funkčními výsledky (GARTLAND 1951, COX 1951). Rozsáhlá studie lékařů z Mayo Clinic hodnotící výsledky konzervativní terapie 548 pacientů léčených v letech 1968 až 1975 poukazuje na to, že tato metoda je spojena s mnohem větším počtem komplikací, než se původně předpokládalo (COONEY 1980). Přes důraz kladený na nutnost pečlivé repozece není dosahováno uspokojivých rentgenových výsledků (STERNBACH 1985, Obr. 58). V současné době vidáme zlomeniny distálního radia stále častěji u mladších věkových kategorií díky modernímu, a z hlediska úrazů rizikovějšímu, stylu života. Změna spektra pacientů z hlediska věkového rozložení a změna poměrného zastoupení jednotlivých typů zlomenin distálního radia ve prospěch složitějších zlomenin nesou sebou určitý odklon od konzervativní terapie. Společnost Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) pokládá obnovu anatomických poměrů v oblasti distálního radia za základní předpoklad umožňující návrat k plné funkčnosti zápěstí a ruky. Konzervativní terapie tedy v současnosti může být adekvátní pouze v případech, kdy umožňuje zhojení v anatomickém postavení, resp. postavení hodnocenému jako uspokojivé dle Jupitera (SHIN 2007). Dále je i nyní konzervativní léčba vhodná pro pacienty v celkově špatném stavu nebo pro pacienty s nižšími nároky na funkčnost zápěstí a ruky, tedy převážně pro pacienty vyšších věkových kategorií (Obr. 59).



Obr. 59. Ukázka sekundární redislokace zlomeniny distálního radia v sádrové fixaci, operace nebyla indikována pro vysoký věk a celkově špatný zdravotní stav pacientky (žena, 82 let).
a) úrazové snímky zlomeniny typu C.2.
b) zlomenina po repozici v sádrové fixaci
c) zhojená zlomenina v neuspokojivém postavení
d) klinický nálezný v odstupu 1 roku od úrazu

Náš soubor konzervativně léčených zlomenin jednoznačně prokazuje, že ve velkém počtu případů z hlediska možnosti udržení adekvátního postavení fragmentů tato terapeutická metoda selhává. V našem souboru 91 pacientů došlo po zavřené repozici a sádrové fixaci k sekundární redislokaci v 53,8% případů. Velké procento redislokace v sádrové fixaci (39% případů) již bylo opakovaně publikováno (MILLER 2005).

Ačkoli rentgenové výsledky při hodnocení souboru pacientů, kteří byli po celou dobu léčby léčení konzervativně, jsou obecně velmi dobré (shoda s anatomickým standardem v radiální výšce, radiální inklinaci a ulnární varianci), zjišťujeme, že statisticky srovnatelných funkčních výsledků s protilehlou končetinou se nepodařilo dosáhnout v žádném parametru rozsahu hybnosti ani v síle stisku ruky. Neuspokojivý výsledný funkční stav nemusí být nutně v souvislosti se zhojením v neadekvátním postavení, jak již v minulosti uvedl Edwards (EDWARDS 1929). Rovněž výsledná hodnota DASH skóre byla vyšší než u všech ostatních skupin. Nedobré funkční výsledky konzervativní terapie spatřujeme v celkové délce sádrové fixace po dobu 5-6 týdnů, kdy není možnost na rozdíl od všech osteosyntetických léčebných metod rozvíjet zápěstí. Výhodou konzervativní terapie v porovnání s operačními léčebnými postupy je v našem souboru minimální výskyt nervových iritací (2,0%) a zejména absence šlachových lézí.

Funkční výsledky intramedulárních metod osteosyntézy distálního radia obecně dosahují velice dobrých hodnot, což je dáno zejména miniinvazivitou těchto metod (LERCH 2009, VIŠŇA 2008). V případě hřebu Targon DR byly popsány výsledky rozsahu hybnosti zápěstí ve všech směrech a síly stisku ruky v rozmezí 90% až 100% ve srovnání s druhostrannou nepoškozenou končetinou (GRADL 2009). Výsledky našeho souboru pacientů ošetřených stejným hřebem byly v zásadě shodné, pouze rozsah volární flexe, dorzální flexe a ulnární dukce se pohyboval lehce pod hladinou 90% zdravé končetiny. V případě pacientů ze skupiny XCSR jsme však pozorovali dosažení hladiny 90% pouze u pronace. Naše dva soubory pacientů se navzájem lišily zejména v rozsahu ulnární dukce (86,2% zdravé končetiny u TDR a 61,3% u XCSR) a v síle stisku ruky (93,9% hodnoty síly stisku ruky zdravé končetiny u TDR a 73,8% u XCSR). Příčinu omezené možnosti dostatečně rozvíjet zápěstí ve smyslu ulnární dukce ve skupině XCSR je nutno dávat do spojitosti s rentgenovými výsledky. Ve skupině XCSR je průměrná ulnární variance 2,9 mm, zatímco ve skupině TDR pouze 0,1 mm. Z hlediska rentgenových parametrů výsledků léčby byl dále výrazný rozdíl mezi oběma skupinami ve sklonu kloubní plochy v boční projekci, kdy ve skupině XCSR bylo dosaženo průměrně sklonu 9,1° volárně a ve skupině TDR průměrně pouze sklonu 0,4° volárně. Problém s obnovením zcela anatomického volárního sklonu 12° u hřebovacích technik již byl v publikacích zmíněn, v práci prof. Gradla bylo dosaženo průměrného volárního sklonu pouze 2,05° v souboru 103 pacientů (GRADL 2009). Radiální výška a radiální inklinace se podařila lépe obnovit ve skupině pacientů stabilizovaných hřebem Targon DR, což shodně s námi rovněž publikoval prof. Gradl. Problém s udržením volárního sklonu a naopak dobrou rekonstrukcí ostatních rentgenových parametrů byl popsán i u hřebu Micronail (BROOKS 2006).

Dle Castaingova skóre spadalo do oblasti výborných a dobrých výsledků 76,5% pacientů ze skupiny TDR a 55,6% pacientů skupiny XCSR. Skóre dle Gartlanda a Werleye vykazovalo výborné a dobré výsledky v 88,2% případů skupiny TDR a 77,8% pacientů skupiny XCSR.

Horší hodnocení skupiny XCSR dle Castainga bylo dáno zejména nárůstem počtu bodů za relativní prodloužení ulny, které bylo ve skupině TDR podstatně menší. Ačkoli výsledky dle



Obr. 60. Ukázka následné redislokace zlomeniny distálního radia stabilizované hřebem Targon DR po peroperačně dosaženém uspokojivém postavení (žena, 66 let)

a) peroperační snímky s dosažením uspokojivého postavení

b) zlomenina zhojená v neuspokojivém postavení (zkrat radia, dislokace volárního fragmentu) a prominence osteosyntetického materiálu do radiokarpálního kloubu

těchto skóre u hřebu Targon DR považujeme za uspokojivé, byly již publikovány výsledky daleko lepší (GRADL 2009). Léčebné výsledky pomocí X-screw hodnotí pouze naše vlastní práce (VLČEK, JAGANJAC 2014), publikace jiných autorů zatím nejsou dostupné.

Nejzávažnější komplikací byla ztráta korekce, ve skupině TDR v 17,6 % případů (Obr. 60) a ve skupině XSCR dokonce v 33,4%. Tyto hodnoty jsou extrémně vysoké v porovnání s dlouhými metodami osteosyntézy (LCP 5,4%, resp. APTUS 2,4%), nicméně jsou stále významně nižší než 46,2% v souboru konzervativně léčených nemocných. K sekundární dislokaci došlo vždy u značně tříštivých zlomenin typu A.3., C.3. a C.2. Tento údaj rozhodně stojí za zvážení při indikaci nitrodřeňové osteosyntézy u komplikovanějších zlomenin distálního radia. Migrace jisticích šroubů a drátů naopak nepovažujeme za podstatnou komplikaci, protože nastala vždy až v době po prostavění zlomeniny a nebyla spojena se sekundárním posunem fragmentů. Parestezie v inervační oblasti senzitivní větve *n. radialis* vždy odezněly spontánně, do budoucna je možné se této komplikaci vyhnout šetrnou operační technikou, resp. zejména dobrou peroperační vizualizací nervu a jeho ochranou tupými háky při zavádění šroubů a drátů. Sudeckova neuroalgodystrofie byla pozorována v obou skupinách ve srovnatelném počtu jako u konzervativní terapie či jiných operačních metod. Podstatnou výhodou nitrodřeňových metod je stejně jako u konzervativní léčby naprostá absence šlachových komplikací.

Souhrnně řečeno dle prvních zkušeností z vyhodnocení našich souborů nitrodřeňových osteosyntéz i dle závěrů zahraničních publikací (ILYAS 2008, GRADL 2009) se jeví jako hlavní výhoda těchto operačních metod léčby dobré funkční výsledky. Prakticky plnou hybnost v zápěstí již po 4 měsících od operace při užití hřebu Micronail popisují u všech pacientů svého souboru nizozemští autoři (GEERTS 2011). Této jistě stěžejní výhodě kontrastuje vysoká incidence komplikací a úzké indikační rozpětí dle typu zlomenin (ILYAS 2008).

Nové poznatky v biomechanice a patogenezi zlomenin distálního radia ve spojení s moderními dlahami speciálně vyvinutými pro oblast distálního radia nyní umožňují stabilní fixaci fragmentů a tak zahájení časně rehabilitace. Tato cesta vede k dosažení dobrých funkčních výsledků i u značně tříštivých nestabilních nitrokloubních zlomenin (RIKLI 2007). Cílem operační léčby zlomenin distálního radia je obnovit a udržet jeho anatomický tvar. V případě nitrokloubních zlomenin je podstatné i udržení kongruence kloubní plochy jako prevence rozvoje artrotických změn. Jako nejúčinnější metoda k dosažení tohoto cíle je uváděna otevřená repo-

zice a vnitřní fixace úhlově stabilními dlahami (MURAKAMI 2007). Tato metoda dokáže zajistit stabilní fixaci i v osteoporotické kosti (ORBAY 2002, MUDGAL 2008).

Operační léčba komplikovaných zlomenin úhlově stabilní dlahou má obecně velmi dobré výsledky (CHUNG 2006). V práci Bensona je popisováno, že 62% pacientů s nitrokloubními zlomeninami stabilizovanými zamykatelnými dlahami s úhlově volitelnými šrouby dosáhlo plné hybnosti zápěstí již po 6 týdnech od operace (BENSON 2006).

V obou našich souborech zamykatelných dlah se shodně podařilo dosáhnout srovnatelné hybnosti v porovnání k druhostrannému zápěstí u pronace a supinace. Rovněž síla stisku byla srovnatelná se zdravou končetinou. Naopak volární a dorzální flexe byla shodně v LCP i APTUS souboru proti zdravé končetině významně nižší. Přetrvávající omezený rozsah těchto pohybů v hodnotách činících 80%-90% rozsahu pohybu protilehlé zdravé končetiny při volárním dlahování v odstupu 1 roku od operace byl opakovaně publikován (CHUNG 2006, MEHLING 2007). Uvedené soubory se mezi sebou lišily v rozsahu radiální a ulnární dukce, kde ve skupině APTUS na rozdíl od LCP byly výsledky srovnatelné se zdravou končetinou. Tato skutečnost je nejspíše dána nižším profilem dlahy a šroubů systému s úhlově volitelným šroubem oproti systému s rigidním směrem šroubů, což může vést k menší iritaci měkkých tkání a snadnější rehabilitaci dukčních pohybů.

Funkce zápěstí a ruky reprezentovaná funkčními skóre byla v obou dlahových souborech velmi dobrá. Výborných a dobrých výsledků skóre dle Gartlanda a Werleye dosáhlo ve skupině LCP 81,1% pacientů a ve skupině APTUS 82,9% pacientů. Srovnatelné výsledky skóre dle Gartlanda a Werleye v léčbě 43 dorzálně dislokovaných nitrokloubních zlomenin při volárním dlahování zamykatelnými dlahami s rigidním směrem šroubů jsou popsány v práci Osady (OSADA 2008). Průměrné DASH skóre 12,0 a 11,0 v našich skupinách je srovnatelné s hodnotou 8,9 v Lozanově práci hodnotící výsledky léčby zlomenin distálního radia při užití volárního dlahování u nitrokloubních zlomenin (LOZANO 2008).

Při posouzení rentgenologických nálezů jsme rovněž neshledali mezi sledovanými skupinami rozdíl. Podle kritérií stanovených Jupiterem (SHIN 2007) se jedná o vynikající výsledky, jaké však popisují při stabilizaci zlomenin distálního radia úhlově stabilními dlahami z volárního přístupu i další autoři (MURAKAMI 2007, ORBAY 2005).

Přestože i v současné době jsou popisovány dobré výsledky operační stabilizace tříštivých nitrokloubních zlomenin distálního radia z dorzálního přístupu (LETSCHE 2003, ROZENTAL 2003, HERDRICH 2010), ve většině soudobých článků autoři preferují volární přístup (CHUNG 2008). V případě volárního dlahování je uváděno méně komplikací (zejména poranění šlach extenzorů prominujícím šroubem) než u dorzálního přístupu (REIN 2007). Šlachová poranění je nutno chápat jako závažnou komplikaci, neboť dosáhnout dobré pohyblivosti prstů a ruky po poranění šlachového aparátu je stále jedním z nejtěžších úkolů chirurga. Léčba poranění šlachového aparátu ruky se stále potýká s tvorbou adhezí, které do určité míry vždy následně omezují pohyb (JUSTAN 2010).

Volární přístup je doporučován i ke stabilizaci zlomenin s dorzální dislokací (KAMANO 2002, MUSGRAVE 2005). Iritace a poranění šlach extenzorů při dorzálním dlahování zlomenin distálního radia jsou zmiňovány v celé řadě dalších studií (SIEBERT 1997). Naopak snížení rizika poranění šlach extenzorů u volárního přístupu uvádí ve své práci Rampoldi (RAMPOLDI 2007). Naše studie ukazuje, že při volárním dlahování dochází k poranění šlachy extenzoru

pouze ojediněle: v obou skupinách vždy jedenkrát. Ve skupině LCP tedy došlo k poranění šlach extenzorů v 2,7 %, ve skupině APTUS v 2,4 %. Vždy byla poraněna šlacha *m. extensor pollicis longus* šroubem prominujícím přes dorzální kortikalis. Této komplikaci lze zabránit pečlivou operační technikou a peroperační rentgenovou kontrolou prominence zaváděných šroubů přes dorzální kortikalis v oblasti distální části radia. V obou případech jsme byli nuceni provést extrakci osteosyntetického materiálu a suturu poraněné šlachy. Při volárním dlahování bývá někdy popisováno poranění šlach flexorů (BELL 1998). Dle práce Drobetze je dokonce ruptura šlachy *m. flexor pollicis longus* při volárním dlahování zlomenin distálního radia nejčastější komplikací (DROBETZ 2003). Valbuena se zmiňuje v souvislosti s volárním přístupem o poranění šlach *m. flexor digitorum profundus* (VALBUENA 2010). My jsme poranění šlach flexorů u našich nemocných nezaznamenali. Prevencí iritace a následné ruptury šlach flexorů je oblý a „nizkoprofilový“ tvar distálního konce dlahy a správné umístění dlahy na oblast distálního radia. Příliš radiální a distální pozice dlahy může vést podle našeho názoru k větší iritaci šlach a riziku jejich poranění. Rozvinutý syndrom karpálního tunelu jako následek osteosyntézy zlomenin distálního radia je popisován v řadě prací (CONSTANTINE 2002, HOVE 1997). U žádného z našich pacientů však k rozvoji syndromu karpálního tunelu nedošlo. U dvou pacientů ve skupině LCP bylo pro parestzie přetrvávající déle než 6 měsíců provedeno EMG, jednoznačný útlak v oblasti karpálního tunelu s nutností operační dekomprese však prokázán nebyl. Výrazně nižší počet iritací *n. medianus* ve skupině APTUS přikládáme změně operačního přístupu. Při operačním přístupu podél šlachy *m. flexor carpi radialis* totiž nedochází k obnažení *n. medianus* a snižuje se možnost jeho přímého mechanického pohmoždění.

Nezávažnější komplikací byla ztráta korekce. Sekundární ztráta korekce se může vyskytnout u zlomenin s linií lomu jdoucí přes *fossa lunata* (volar lunate facet fragment RAMPOLDI 2007, HARNESS 2004). Ve skupině LCP došlo k sekundárnímu posunu fragmentů v průběhu



Obr. 61. Ukázka výhodné aplikace úhlově volitelného šroubu u zlomenin typu C.3.
a) zlomenina stabilizovaná zamykatelnou dlahou s rigidním směrem šroubů, které směřují do linie lomu
b) obdobná zlomenina stabilizovaná zamykatelnou dlahou s úhlově volitelným směrem šroubů, v tomto případě možno šrouby cíleně mířit do centra fragmentů

hojení ve 2 případech (5,4%). Vždy se jednalo o dislokace menšího fragmentu v oblasti distálního radioulnárního skloubení a k rozvoji schodku kloubní plochy (v prvním případě schodek 1 mm, ve 2 případech schodek 2 mm). Ani v jednom případě nebylo indikováno operační řešení, neboť funkční výsledky byly v obou případech dobré a rentgenové parametry byly v akceptovatelných mezích dle Jupitera (SHIN 2007).

V skupině APTUS došlo jedenkrát k sekundárnímu posunu fragmentů v průběhu hojení (2,4%). Jednalo se o zlomeninu typu C.3. v terénu značné osteoporózy u 75 leté pacientky. V tomto případě se vytvořil v průběhu hojení zkrat radia 3 mm, k rozvoji nerovnosti kloubní plochy nedošlo. Reoperace nebyla indikována, pacientka neměla zájem ani o navrhovanou extrakci osteosyntetického materiálu.

V naší studii nebyly shledány zásadní rozdíly ve funkčních ani rentgenových výsledcích mezi operační stabilizací zlomenin distálního radia dlahami s rigidním a úhlově volitelným směrem šroubů. Dlahy s úhlově volitelným šroubem však představuje větší komfort pro operátora, neboť možností cílené centrální fixace fragmentů značně usnadňuje dosažení stabilní osteosyntézy. Na obrázku zachycujícím dvě obdobné zlomeniny typu C. 3. je dokumentována výhoda užití úhlově volitelného šroubu (Obr. 61). V prvním případě jsme použili ke stabilizaci dlahu s rigidním směrem šroubů a ve druhém dlahu s volitelným směrem šroubů. V obou případech bylo dosaženo dobrého postavení ve zlomenině, u dlahy s rigidním směrem šroubů však směřují šrouby do linie lomu a fixace fragmentu v oblasti *proc. styloideus radii* je problematická. V druhém případě však byla možná cílená fixace takového fragmentu.

4.6 Závěr klinické studie

Hlavním problémem konzervativní terapie je sekundární redislokace a málo uspokojivé funkční výsledky navzdory relativně dobré rentgenové anatomii. Navíc je třeba si uvědomit, že ve skupině konzervativní léčby zůstaly ve významném počtu zastoupeny jen nejméně komplikované zlomeniny. Hlavní příčinu v obtížném obnovení původního rozsahu hybnosti při konzervativní terapii tedy spatřujeme v délce celkového znehybnění zápěstí v sádrové fixaci a při malých známkách hojení následně i v ortéze. Nutnost znehybnění na dobu celkem 5-8 týdnů je výrazně vyšší než u všech osteosyntetických metod, kde nebývá buď žádná nebo maximálně po dobu 4 týdnů. Hlavní indikací konzervativní terapie v současné době jsou zlomeniny s jednoduchou linií lomu bez nitrokloubního průběhu.

Ve skupinách dlahových osteosyntéz bylo dosaženo velmi dobrých funkčních i rentgenových výsledků. Osteosyntézy zamykatelnou dlahou umožňují dobrou rekonstrukci prakticky všech typů zlomenin a jsou dnes zlatým standardem v indikaci operační léčby zlomenin distálního radia.

Ve skupině nitrodřeňových osteosyntéz bylo dosaženo dobrých funkčních výsledků, avšak rentgenové výsledky byly u jednotlivých implantátů odlišné. V případě hřebu Targon DR se na rozdíl od skupiny zlomenin stabilizovaných systémem X-screw podařilo dosáhnout relativně úspěšného obnovení anatomických poměrů. Z hlediska výsledků hodnotících skóre měly nitrodřeňové osteosyntézy v aspektu Gartlandova skóre dokonce lepší výsledky než dlahové osteosyntézy, avšak byly užity u jednodušších typů zlomenin. U nitrodřeňové osteosyntézy jsme nezaznamenali šlachové ruptury, ale v porovnání s dlahovou osteosyntézou zde docházelo

častěji k sekundární dislokaci fragmentů a to zejména u X-screw. Nitrodřeňové osteosyntézy jsou vhodné pro stabilizaci jednodušších typů zlomenin, zejména A.2., A.3., B.1. a C.1.

I přes negativní názory různých autorů má nitrodřeňová stabilizace mnoho zastánců pro její dobré funkční výsledky a miniinvazivitu metody. Patříme mezi ně i my. Proto jsme se rozhodli zpřesnit indikační kritéria pro tuto metodu a definovat případné slabiny nitrodřeňové osteosyntézy proti zamykatelným dlahám. Pro testování jsme vybrali nitrodřeňový implantát X-screw, jehož výsledky byly v porovnání s hřebem Targon DR významně horší. Konkrétně jsme chtěli pomocí matematických modelů porovnat mechanickou stabilitu osteosyntézy provedené nitrodřeňovým implantátem a zamykatelnou dlahou v podmínkách složitější zlomeniny distálního radia.

5

Matematický model

5.1 Úvod

V současné době je při operační léčbě zlomenin distálního radia standardní metodou volby dlahová osteosyntéza prováděná z volárního přístupu. Úhlově stabilní dlahy speciálně tvarované na oblast distálního radia z produkce různých firem jsou ve svých vlastnostech i dosažených výsledcích principiálně srovnatelné (FITOUSSI 1997, GRUBER 2008, MURAKAMI 2007, OSADA 2008). Univerzálnost použití této metody je jistě výhodou, nelze však ignorovat snahy jednodušší typy zlomenin stabilizovat méně invazivními způsoby. Za tímto účelem byly vyvinuty různé implantáty umožňující nitrodřeňovou osteosyntézu v oblasti distálního radia (např. Targon DR, Micronail, X-screw). První publikované práce dokazují uplatnění těchto implantátů v operačním řešení zlomenin typu A.2., A.3. a B.1. (GRADL 2009). Zlomeniny typu B.2. a B.3. jsou vzhledem k průběhu linie lomu v sagitální rovině pro použití nitrodřeňové osteosyntézy zcela nevhodné. Otázkou zůstává, lze-li tuto metodu použít i u zlomenin typu C.

Všechny implantáty určené k nitrodřeňové osteosyntéze jsou zaváděny z radiální strany z oblasti *proc. styloideus radii*. Základním předpokladem je tedy přítomnost relativně velkého celistvého fragmentu v této oblasti. Úlomky distální epifyzy v oblasti mediálně od tohoto fragmentu jsou u těchto implantátů fixovány pouze jisticími šrouby nebo dráty, které však nejsou vůči hřebu či šroubu úhlově stabilní. K dostatečné stabilitě osteosyntézy je tedy nutné, aby tato oblast nebyla tříštivá. Z tohoto úhlu pohledu proto přicházejí v úvahu pouze zlomeniny typu C.1 a C.2.

Cílem naší experimentální studie bylo porovnat biomechanickou stabilitu zlomenin distálního radia typu C.1. a C.2. fixovaných dlahovou a nitrodřeňovou osteosyntézou.

5.2 Materiál a metoda

5.2.1 Geometrické modely

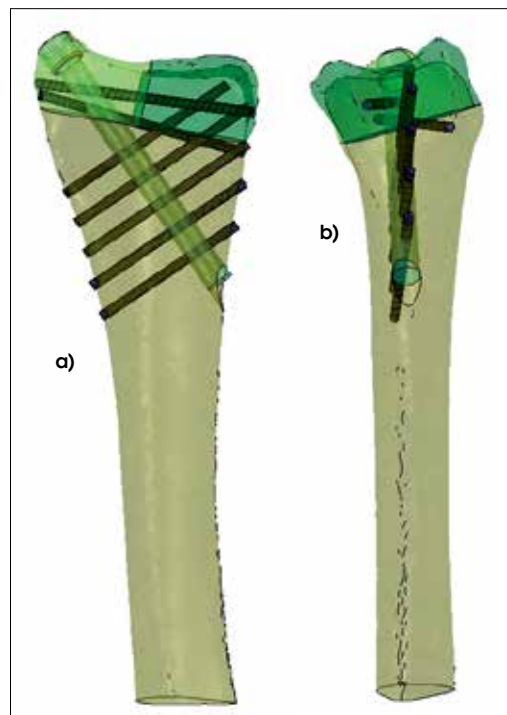
Pro zhodnocení deformační a napěťové odezvy osteosyntetických implantátů a kostních fragmentů zlomenin v oblasti distálního radia na modelové zatížení byla použita metoda konečných prvků (MKP). Posuzovali jsme zlomeniny typu C.1. a C.2. stabilizované úhlově stabilní T-dlahou anatomickou (Medin, a.s., Nové Město na Moravě, Česká republika) a nitrodřeňovým stabilizačním systémem X-screwTM (Zimmer, Inc., Warsaw, Indiana, USA). Úhlově stabilní T-dlahu Medin jsme zvolili, protože jsme měli její technickou specifikaci již k dispozici z doby, kdy byla připravována do výroby. Implantát X-screw byl vybrán, protože jsme jej na základě výsledků klinické studie považovali za nejproblematictější.

Celkově byly vytvořeny čtyři výpočtové modely (Obr. 62, Obr. 63, Obr. 64, Obr. 65). Zlomenina typu C.1. je v našem modelu složena ze 3 fragmentů, zlomenina typu C.2. se skládá ze 6 fragmentů vřetenní kosti.

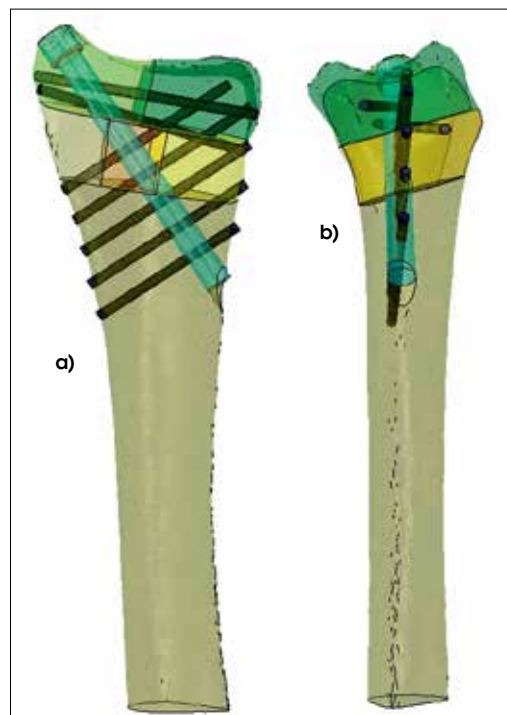
Model úhlově stabilní dlahy byl poskytnut firmou Medin, a.s. ve formátu *.SAT, což je elektronická verze prostorových 3D geometrických modelů. Následně byl tento model importován do výpočtového programu ABAQUS 6.9 (Simulia, Providence, Rhode Island, USA), který umožňuje řešit numerické simulace zatížení jednotlivých dílů nebo celých soustav vnějšími silami na principu metody konečných prvků (MKP). Výstupem z těchto simulací je jednak rozložení a velikost napětí v dílu a dále rozložení a velikost deformací.

Geometrický model nitrodřevového implantátu X-screw byl vytvořen na základě fyzického hřebu v komerčním modelovacím programu 3D ploch a těles Rhinoceros 4.0 (McNeel, Seattle, Washington, USA). Model X-screw byl stejně jako model dlahy importován ve formátu *.SAT do výpočtového programu ABAQUS 6.9. S ohledem na náročnost výpočtů bylo provedeno zjednodušení při tvorbě MKP modelů osteosyntetických implantátů v oblasti závitů, které byly nahrazeny hladkou válcovou plochou, jejíž rozměr odpovídal střednímu průměru příslušného závitu. Takový postup je ve strojírenské praxi zcela běžný a hojně používaný. Důvodem je snížení náročnosti výpočtu a především odstranění vzniku parazitních napětí na hranách závitů. Toto zjednodušení však nijak nemění stabilitu soustavy jako celku, její tuhost ani pevnost jednotlivých komponent.

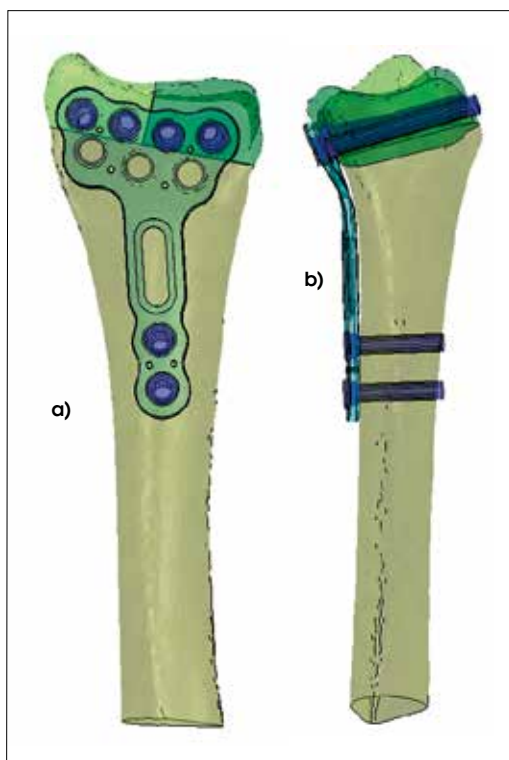
Geometrický model vřetenní kosti byl vytvořen ze série CT snímků zdravého jedince. Snímky byly pořízeny v rozlišení 512 x 512 pixelu, přičemž velikost pixelu byla 0,4 mm a vzdálenost jednotlivých řezů byla 0,5 mm. Tyto CT snímky byly importovány ve formátu *.DICOM (jedná se o elektronický formát, ve kterém se uchovávají obrazové snímky jednotlivých řezů z CT a NMR) do specializovaného programu Mimics 12 (Materialise, Leuven, Belgie), ve kterém byla provedena 3D rekonstrukce vřetenní kosti. Mimics 12 je komerční program, který umí zpracovat obrazová data z CT a NMR a dokáže vysegmentovat konkrétní biologické tkáně (např. kosti) a vytvořit z nich prostorové 3D geometrické modely tkání. Geometrický model vřetenní kosti byl vytvořen pomocí povrchové trojúhelníkové sítě, která byla importována do výpočtového programu ABAQUS 6.9. ve formátu *.inp (jedná se o elektronický formát, ve kterém se zapisují data výpočtových modelů programu Abaqus). V tomto programu byla následně z této povrchové sítě automaticky vygenerována objemová konečněprvková síť. Fragmenty vřetenní kosti a jednotlivé komponenty osteosyntetických implantátů byly vysíťovány objemovými lineárními čtyřstěnnými elementy C3D4, pouze modely K-drátů byly vysíťovány lineárními šestistěnnými elementy C3D8. MKP modely všech částí a výpočet byl proveden ve výpočtovém prostředí programu ABAQUS 6.9.



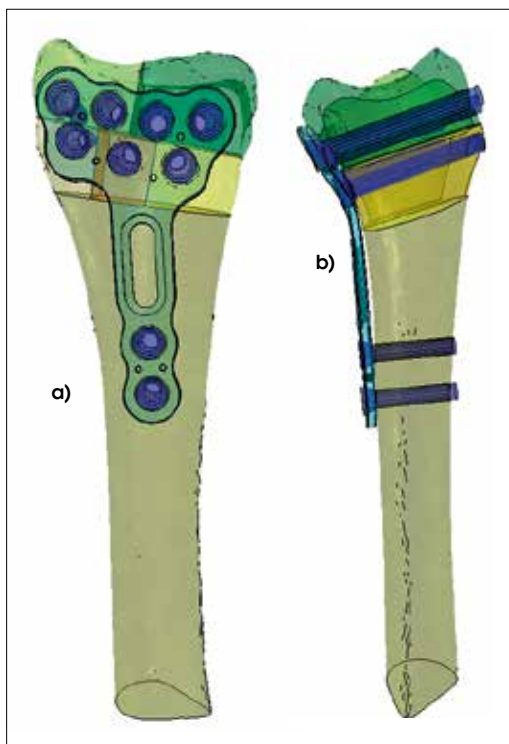
Obr. 62. Matematický model zlomeniny typu C.1. stabilizovaný nitrodřeňovou osteosyntézou
a) předozadní projekce
b) boční projekce



Obr. 63. Matematický model zlomeniny typu C.2. stabilizovaný nitrodřeňovou osteosyntézou
a) předozadní projekce
b) boční projekce



Obr. 64. Matematický model zlomeniny typu C.1. stabilizovaný dlahovou osteosyntézou
a) předozadní projekce
b) boční projekce



Obr. 65. Matematický model zlomeniny typu C.2. stabilizovaný dlahovou osteosyntézou
a) předozadní projekce
b) boční projekce

5.2.2 Materiálové modely

Ve všech provedených numerických analýzách byla titanová slitina Ti_6Al_4V , z níž jsou oba implantáty vyrobeny, modelována jako homogenní isotropní elastoplastický materiál, jehož materiálové charakteristiky jsou uvedeny v tabulce (Tab. 15).

Kostní tkáň byla ve všech provedených analýzách modelována jako nehomogenní, isotropní a elastoplastický materiál. Materiálové vlastnosti byly pro každý kostní fragment stanoveny dle šířky kompaktní kosti a hustoty kostních trámčů ve spongiozní kosti v příslušné oblasti distálního konce vřetenní kosti na CT snímcích zdravého pacienta. Hustota kostní tkáně je na CT snímcích vyjádřena stupni šedé barvy, přičemž světlejší odstíny odpovídají vyšší hustotě. Model osteoporotické kosti byl vytvořen rovněž na podkladě CT snímků, přičemž byla modelována 50% hustota zdravé kostní tkáně.

Ve výpočtových analýzách byla kostní tkáň modelována také jako materiál, u kterého dojde po překročení mezního zatížení ke snížení jeho tuhosti a únosnosti, což lze v jistém přeneseném smyslu chápat jako „porušení“ kostní tkáně. Mezní zatížení je uvažováno jako takové, kdy dojde k trvalému poškození materiálu. Jestliže zatížení materiálu překročí mez kluzu, je už nevratně degradován. Objasnění těchto jevů lze na příkladu ocelového drátu: Zatížíme-li drát malou silou, dojde k jeho ohnutí, ale přestane-li síla působit, vrátí se do původního tvaru. Zatížíme-li však drát silou větší než mez kluzu, tak již drát zůstane ohnutý navždy, ale stále ještě drží pohromadě jako jeden celek. Pokud však zátěžová síla bude ještě větší a překročí i mez pevnosti, tak se drát zcela rozlomí na dvě části.

Porušení kostní tkáně v této souvislosti není míněno jako globální ztráta celistvosti ve smyslu zlomeniny, ale jako lokální defekt uvnitř nebo na povrchu kosti. Tento jev lze ilustrovat na případu, kdy dojde

„ke stržení závitu“ šroubu v kosti: Kost jako celek je stále nepoškozena a má stejnou tuhost, ovšem v lokálním blízkém okolí šroubu je kostní tkáň trvale poškozena a šroub v kosti neudrží pevně.

Materiál	Modul pružnosti	Poissonovo číslo	Mez pevnosti	Mez kluzu
	E (MPa)	μ (-)	Rm (MPa)	σ_k (MPa)
Ti ₆ Al ₄ V	113800	0,24	950	880

Tab. 15. Vlastnosti titanové sloučeniny, ze které jsou vyrobeny implantáty. Modul pružnosti popisuje míru tuhosti materiálu. Poissonovo číslo je poměr příčné a podélné deformace. Mez pevnosti představuje hraniční hodnotu, po jejímž překročení se materiál přetrhne. Mez kluzu představuje hraniční hodnotu, po jejímž překročení se zvětšuje relativní prodloužení, aniž by se zvyšovalo normálové napětí a mění se fyzikální vlastnosti materiálu (materiál se prodlužuje bez zvětšování síly a dochází k tečení materiálu)

5.2.3 Okrajové podmínky a zatížení

Předmětem zájmu provedených analýz bylo určení stability celého komplexu, tedy zlomeniny fixované osteosyntetickým implantátem, v závislosti na velikosti zatížení. Proximální část vřetenní kosti byla ve všech provedených analýzách uměle zafixována v prostoru, což znamená, že se nemohla nikam posunout vlivem vnějších působících sil. Při výpočtech na model postupně působila vynucená zatížení simulující tlak (v dlouhé ose kosti), ohyb (volární a dorzální flexi, radiální a ulnární dukci) a rotaci (pronaci a supinaci).

V modelech zlomenin stabilizovaných úhlově stabilní dlahou byla pro spojení dlahy se šrouby a spojení fragmentů kosti se šrouby zvolena vazba TIE. Výraz TIE se dá přeložit z angličtiny jako „svázat, přivázat, pouto, spoutat, nutit“ a v přeneseném slova smyslu tato vazba „nutí“ dvě plochy, které jsou na sobě položené, aby se chovaly jako slepené, resp. spojené. Tento specifický typ kontaktu představuje v programu ABAQUS spojení dvou částí, kde uzly obou kontaktních částí jsou navzájem pevně spojeny, přičemž tato vazba přenáší stejnou hodnotu velikosti posuvu z řídící kontaktní plochy na podřízenou kontaktní plochu a je schopna přenést tah i tlak. Tuto vazbu lze tedy zjednodušeně chápat jako „lepený“ spoj dvou dílů.

Mezi jednotlivými fragmenty vřetenní kosti, mezi komponentami nitrodřeňového stabilizačního systému X-screw a mezi tímto implantátem a kostí byl modelován normálový kontakt typu „HARD“ s koeficientem tření $f = 0,15$. Pojmenování HARD pochází z anglického významu slova, neboť dvě plochy, které jsou v kontaktu, na sebe při posunech „tvrdě“ narazí. Tato vazba simuluje vzájemný kontakt dvou dílů, přičemž oba díly se o sebe mohou opřít, ale zároveň mohou od sebe i odlehnout. Přenášeno může tedy být na rozdíl od vazby TIE pouze tlakové zatížení. Tato vazba simulovala reálnou situaci, kdy nemůže dojít k vzájemnému proniknutí jednotlivých částí, ale je přípustné jejich odlehnutí.

5.3 Výsledky

Všechny provedené výpočtové analýzy byly modelovány jako kontaktní, nelineární a statické úlohy, při kterých byla zjišťována odezva (resp. stabilita) celého systému, tedy zlomeniny fixované implantátem, na aplikované zatížení. Provedené výpočtové MKP analýzy při řešení podrobně zohledňovaly lokální mechanické vlastnosti kostní tkáně.

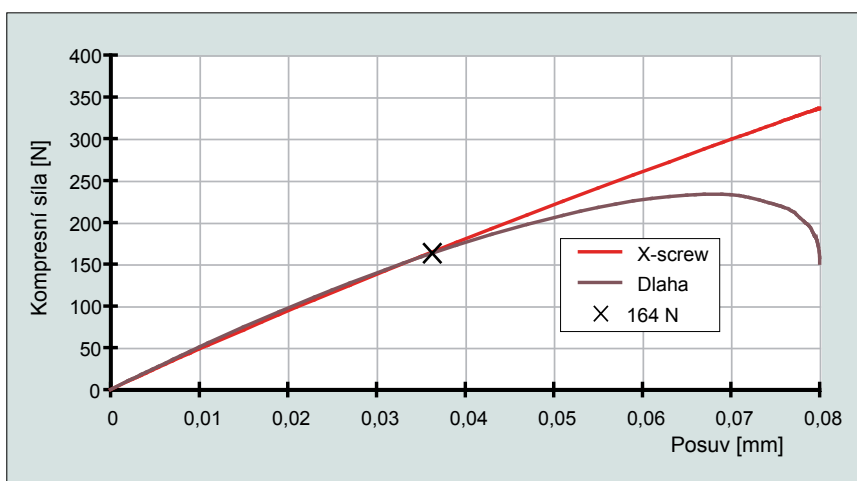
Cílem provedených analýz bylo vzájemné porovnání stability fragmentů fixovaných úhlově stabilní dlahou Medin a nitrodřeňovým stabilizačním systémem X-screw při stejných podmínkách zatížení. Z tohoto důvodu bylo možné zatěžovat celý model vynuceným předem

definovaným posuvem, respektive rotací až do poškození některé části celého modelovaného systému. Výhodou tohoto zvoleného přístupu je zjištění chování modelovaného systému zlomeniny stabilizované implantátem i při zatíženích, která přesahují hodnoty působících sil při běžné zátěži i úrazových mechanismech. Z tohoto důvodu nebyla hodnocena napjatost jednotlivých komponent modelu, ale celková stabilita systému až do jeho totálního selhání.

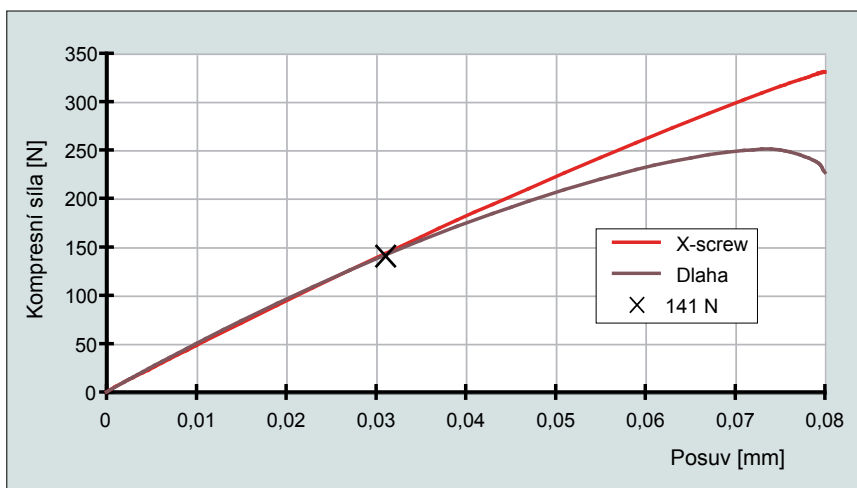
Všechny následující grafy zachycují posuv referenčního uzlu, který se nachází ve středu kloubní plochy zápěstí. Posuv jednotlivých fragmentů kosti z grafu nelze vyčíst. Při kolapsu dojde k prudkému poklesu sil, zatímco posuv stále narůstá. Kolaps v grafech představuje tedy náhlá a velmi prudká změna tvaru křivky. Kolaps je nevratný stav, kdy dojde k selhání některé části systému.

5.3.1 Kompresní zatížení v dlouhé ose vřetenní kosti

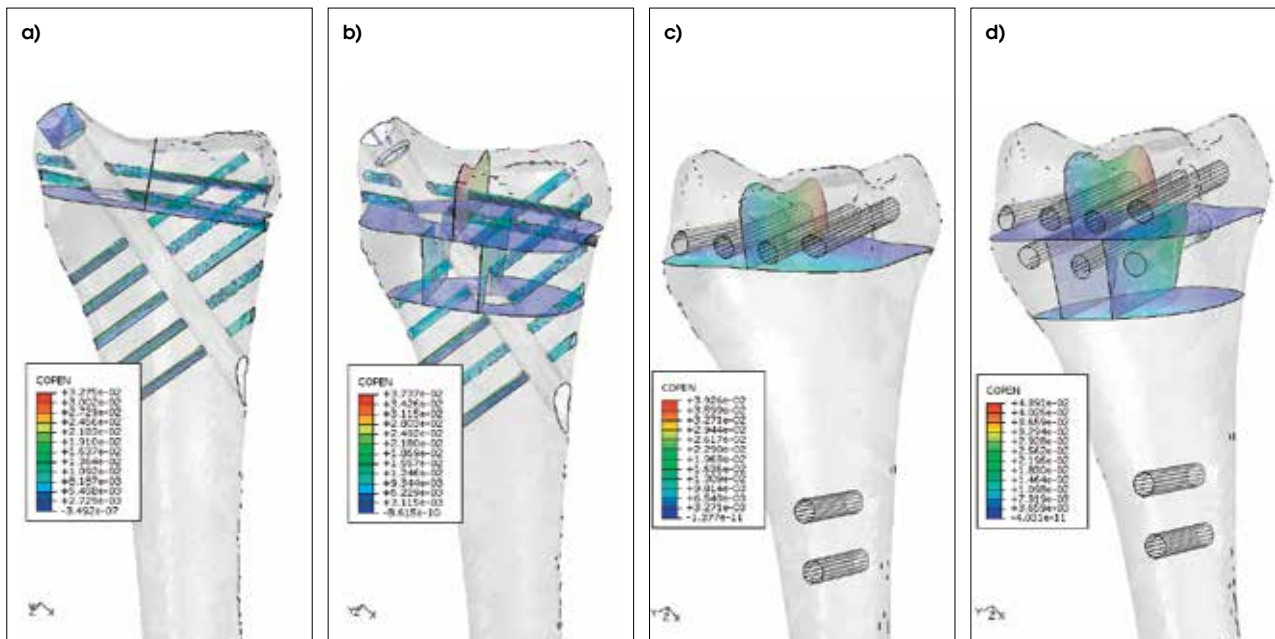
Z průběhu závislosti aplikované kompresní síly a velikosti posuvu je patrné, že osteosyntéza nitrodreňovým implantátem je stabilní a tuhá až do maximálního modelovaného zatížení.



Graf 3. Závislost kompresní síly a velikosti posuvu při tlaku v podélné ose radia při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při zatížení silou 164 N dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.

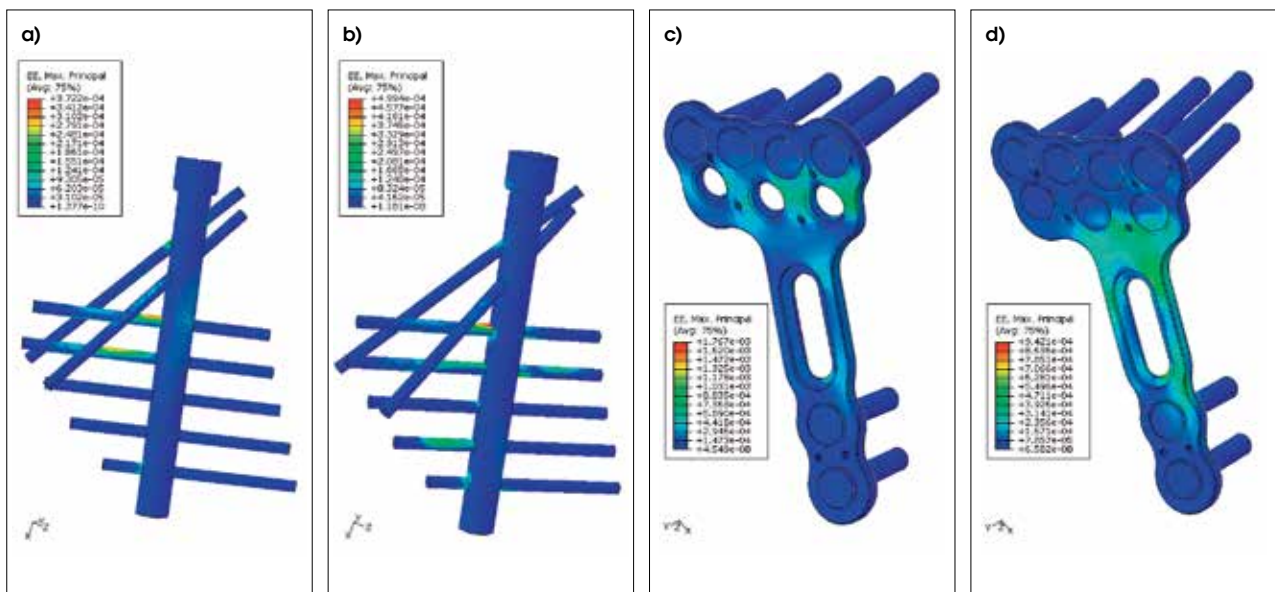


Graf 4. Závislost kompresní síly a velikosti posuvu při tlaku v podélné ose radia při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw. Při zatížení silou 141 N dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



Obr. 66. Posun fragmentů zlomenin při tlaku v dlouhé ose vřetenní kosti. COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posunu, červená největšímu. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 3 a 4.

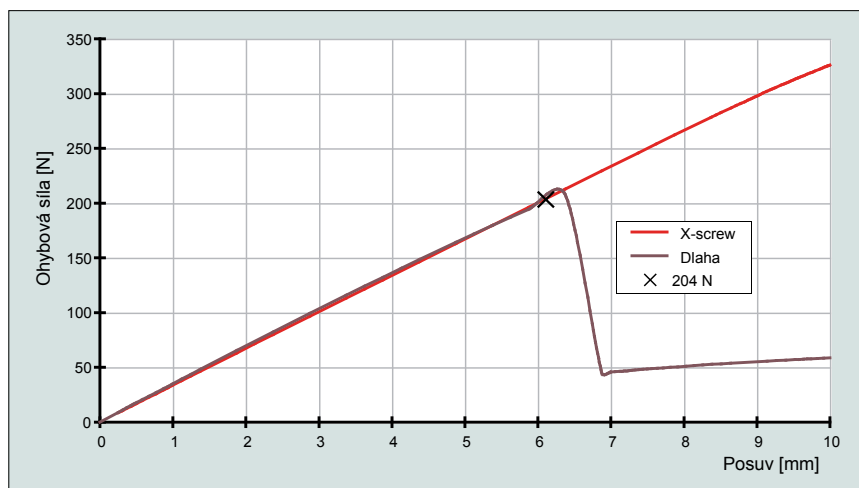
- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
 b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
 c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
 d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou



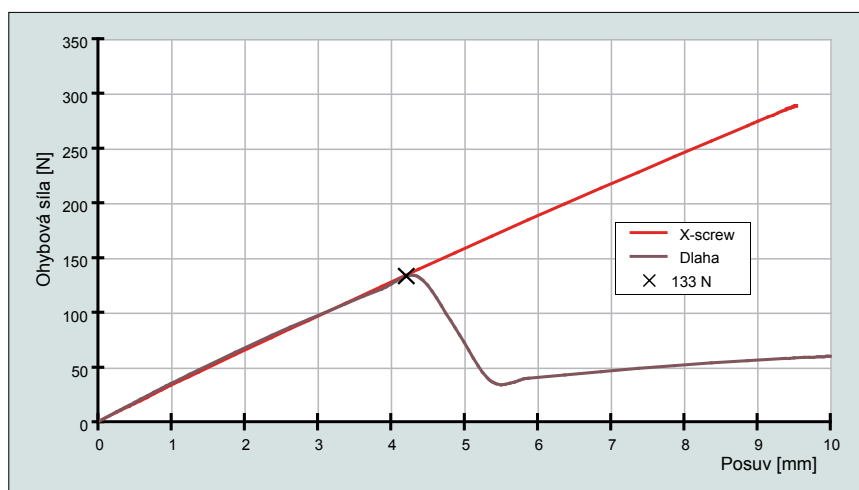
Obr. 67. Deformace implantátů při tlaku v dlouhé ose vřetenní kosti. EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 3 a 4.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
 b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
 c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
 d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.

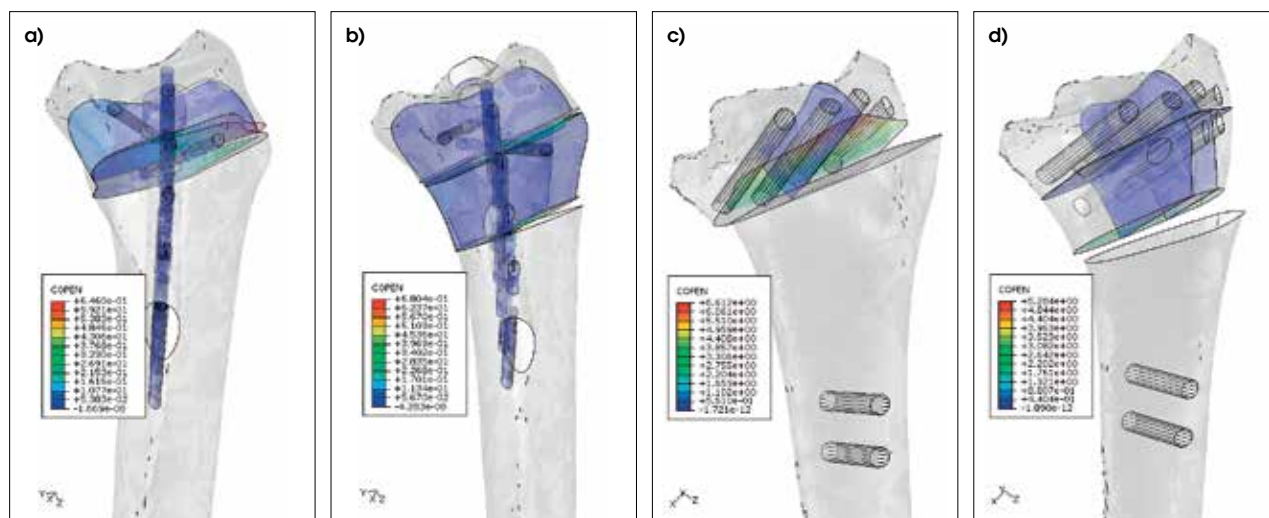
Naopak osteosyntéza dlahou ztrácí stabilitu při zatížení kompresní silou 164 N v případě zlomeniny typu C.1. a při zatížení kompresní silou 141 N u zlomeniny typu C.2. Při narůstajícím zatížení pak dojde k totálnímu kolapsu dlahy (Graf 3, Graf 4). Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 66, Obr. 67).



Graf 5. Závislost ohybové síly a velikosti posuvu při volární flexi v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při zatížení silou 204 N dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



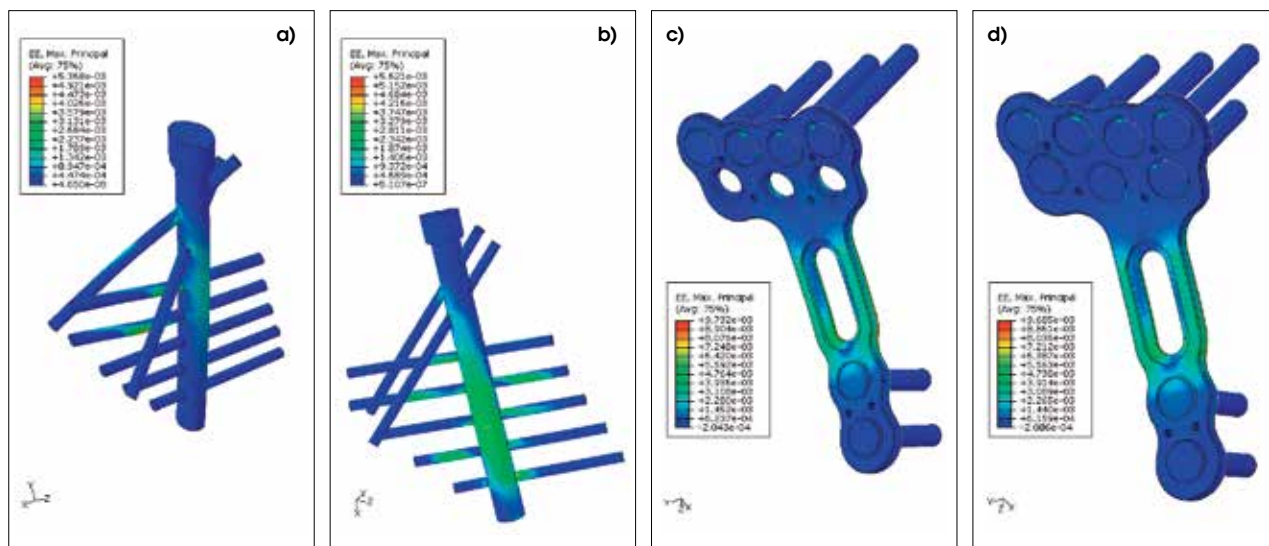
Graf 6. Závislost ohybové síly a velikosti posuvu při volární flexi v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw. Při zatížení silou 133 N dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



Obr. 68. Posun fragmentů zlomenin při volární flexi. COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posuvu, červená největšímu.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 5 a 6.

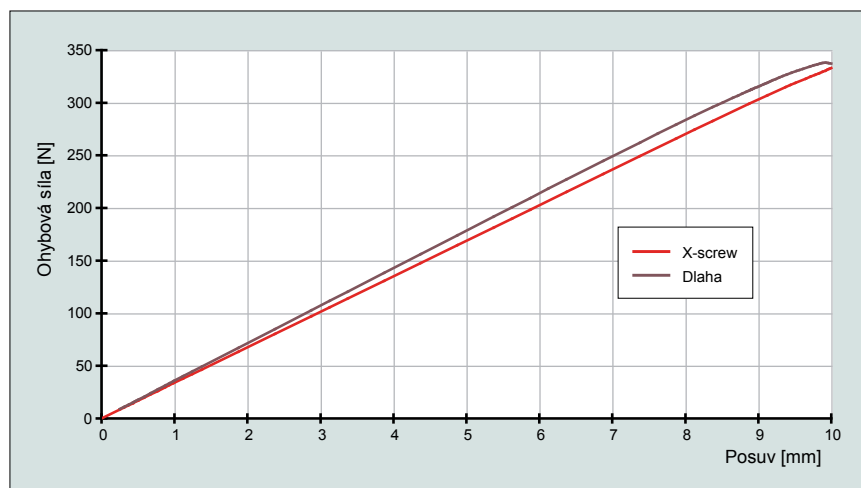
- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou



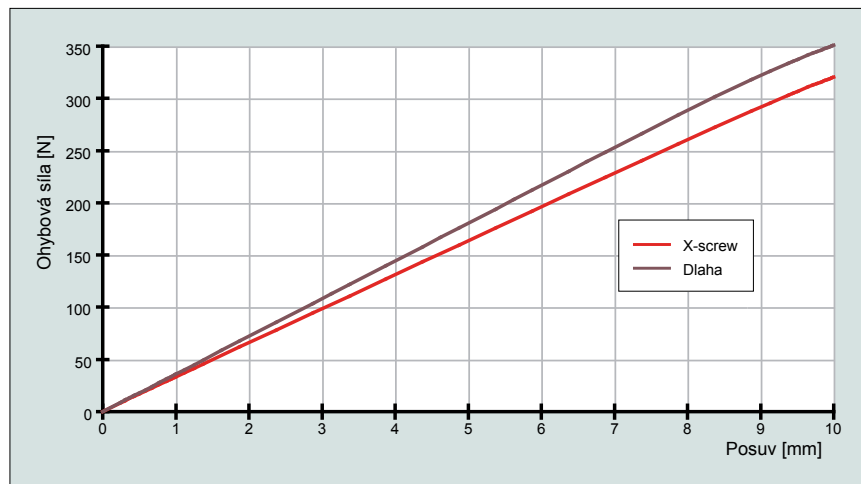
Obr. 69. Deformace implantátů při volární flexi. EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 5 a 6.

- a) nitrodeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf 7. Závislost ohybové síly a velikosti posuvu při dorzální flexi v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw.



Graf 8. Závislost ohybové síly a velikosti posuvu při dorzální flexi v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw.

5.3.2 Zatížení při ohybu

5.3.2.1 Volární flexe v zápěstí

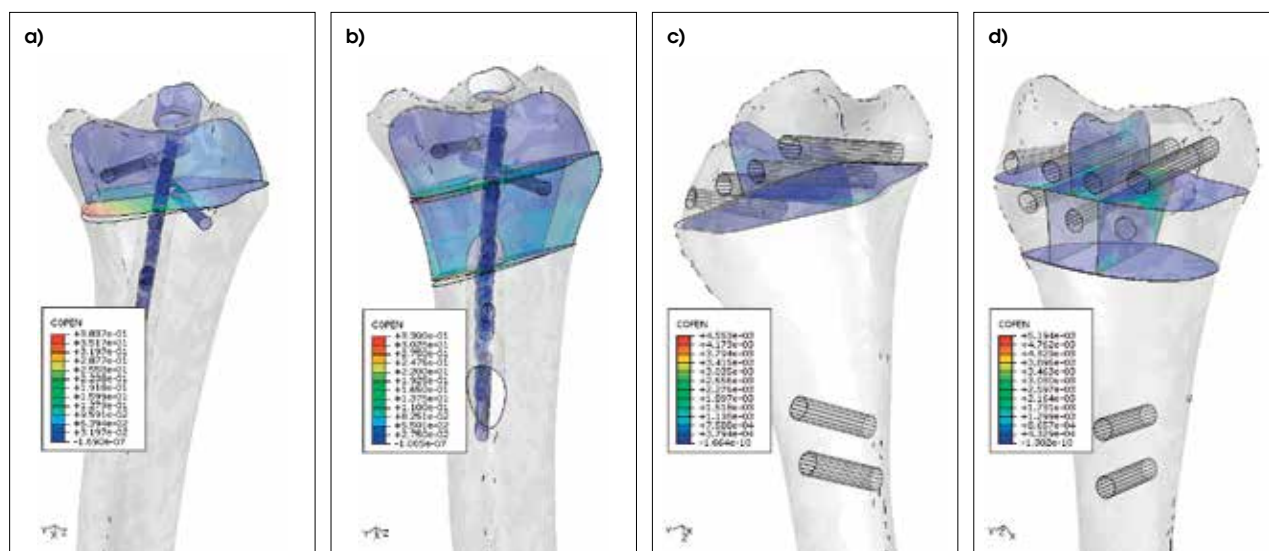
Z průběhu závislosti aplikované síly a velikosti posuvu mezi fragmenty je patrné, že v případě zlomeniny typu C.1. při volární flexi dojde k totální ztrátě stability u dlahy při působení ohybové síly 204 N. Při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dojde k totální ztrátě stability u dlahy při působení ohybové síly 133 N. Nitrodřeňová osteosyntéza je naopak pro oba typy zlomenin stabilní až do maximálního modelovaného zatížení (Graf 5, Graf 6). Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 68, Obr. 69).

5.3.2.2 Dorzální flexe v zápěstí

Z průběhu závislosti aplikované síly a velikosti posuvu je patrné, že při dorzální flexi je tuhost celého modelovaného systému téměř totožná pro obě osteosyntetické metody i oba typy zlomenin, resp. se jeví jako mírně tužší (v řádech 1%) fixace kosti dlahou (Graf 7, Graf 8). Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 70, Obr. 71).

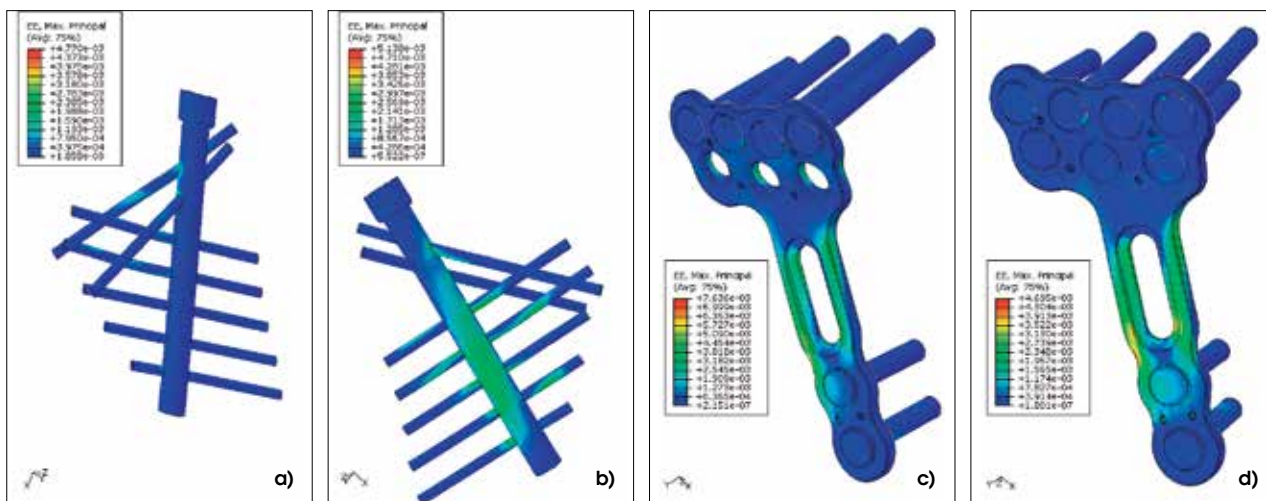
5.3.2.3 Radiální dukce v zápěstí

Pro zlomeninu typu C.1. platí, že při stabilizaci dlahou dojde ke ztrátě stability při zatížení 7089 N.mm, zatímco v případě zlomeniny typu C.2. dojde ke ztrátě stability při zátěži 7501 N. mm. Pro oba typy zlomenin platí, že stabilnější je osteosyntéza pomocí X-screw, jelikož



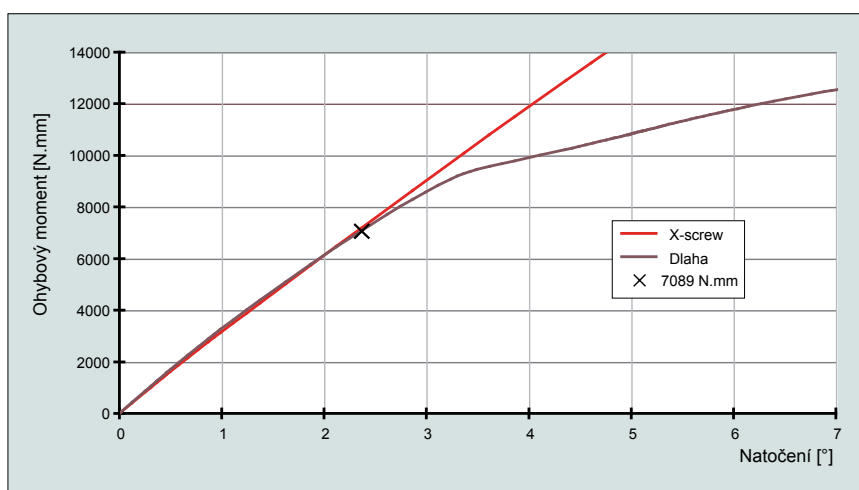
Obr. 70. Posun fragmentů zlomenin při dorzální flexi. COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posunu, červená největšímu. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 7 a 8.

- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou

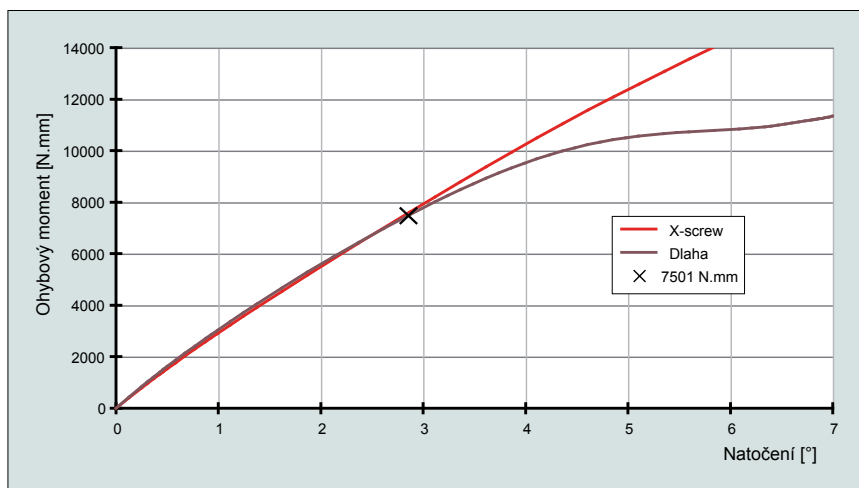


Obr. 71. Deformace implantátů při dorzální flexi. EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 7 a 8.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf. 9. Závislost ohybového momentu a natočení při radiální dukci v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení ohybového momentu 7089 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.

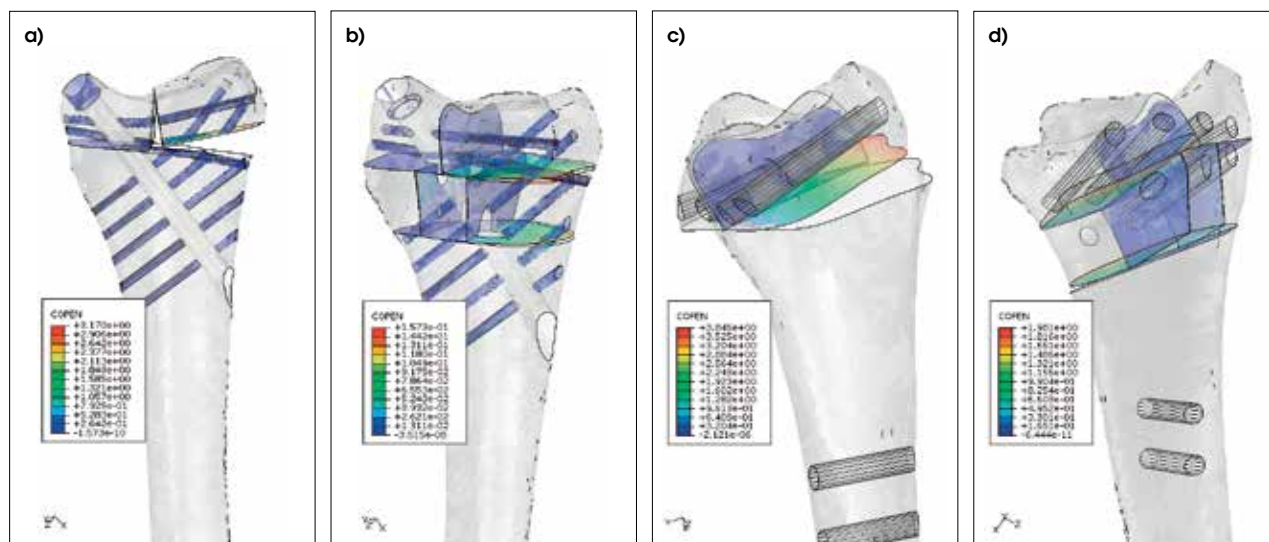


Graf. 10. Závislost ohybového momentu a natočení při radiální dukci v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení ohybového momentu 7501 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.

u něj dokonce ani nedojde ke ztrátě stability (Graf. 9, Graf 10). Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 72, Obr. 73).

5.3.2.4 Ulnární dukce v zápěstí

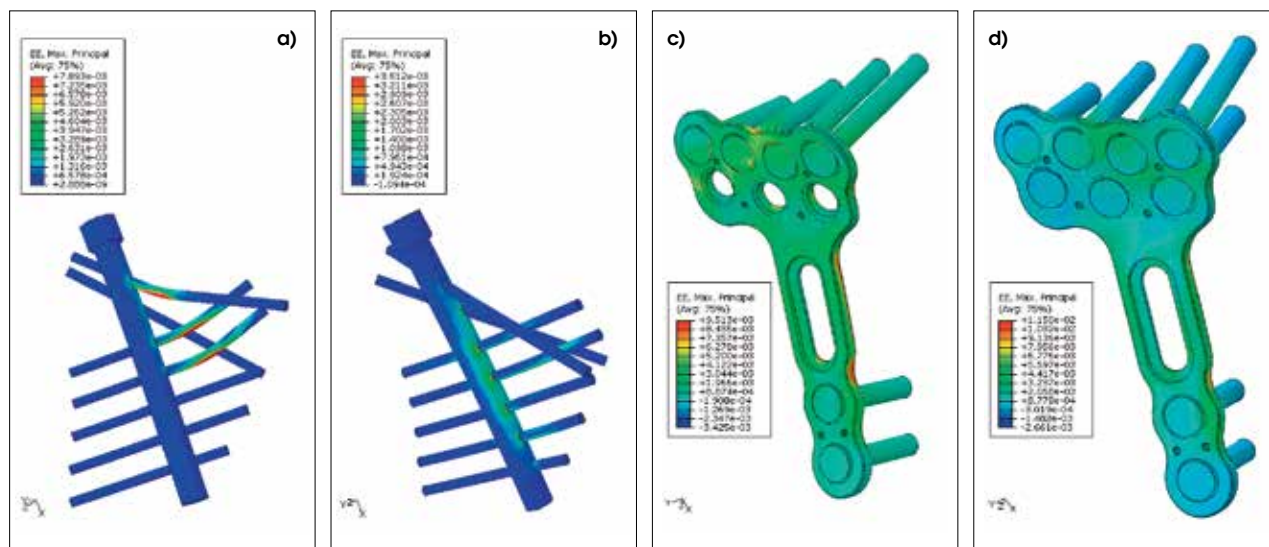
Pro zlomeninu typu C.1. platí, že ke ztrátě tuhosti nitrodřeňové osteosyntézy dojde při zatížení 2874 N.mm, zatímco u zlomeniny typu C.2. dojde ke ztrátě tuhosti nitrodřeňové



Obr. 72. Posun fragmentů zlomenin při radiální dukci v zápěstí. COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posunu, červená největšímu.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 9 a 10.

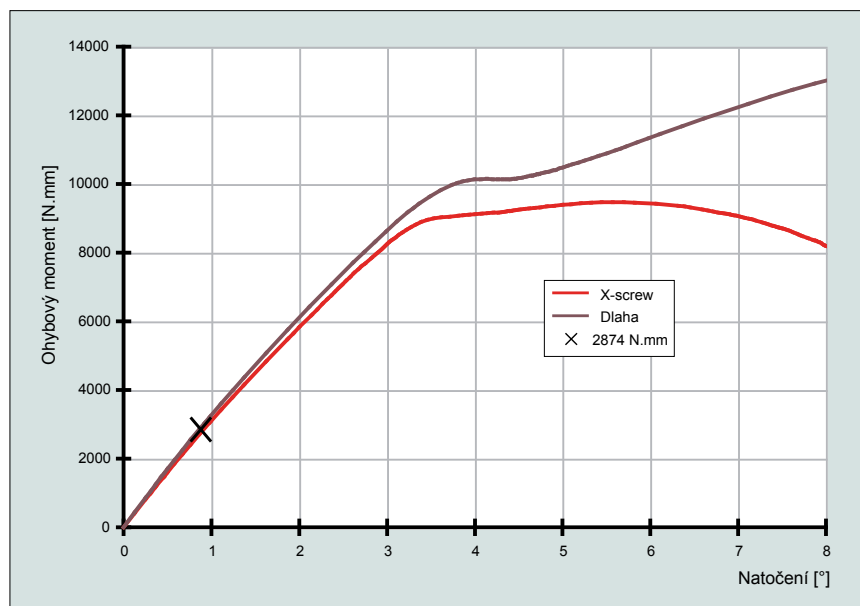
- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou



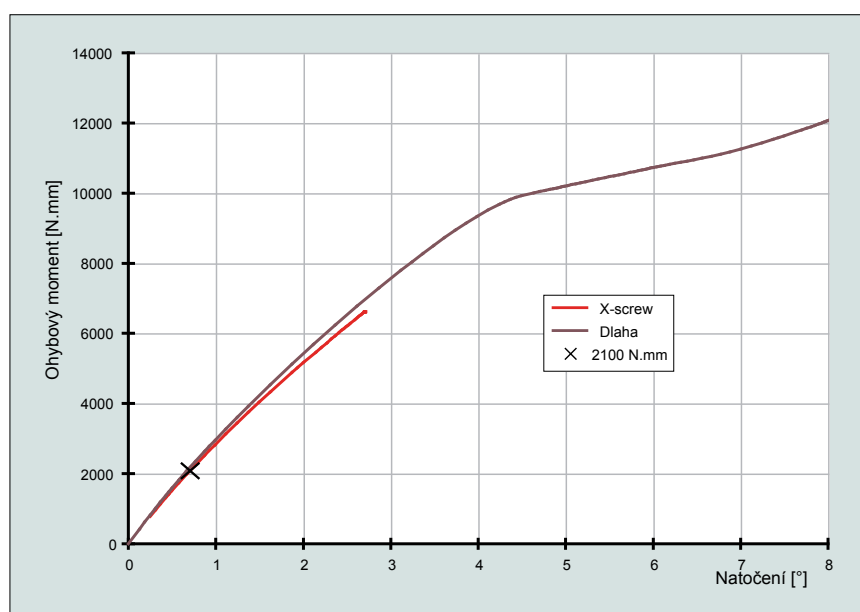
Obr. 73. Deformace implantátů při radiální dukci v zápěstí. EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 9 a 10.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf 11. Závislost ohybového momentu a natočení při ulnární dukci v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení ohybového momentu 2874 N.mm dochází ke ztrátě stability nitrodřeňové osteosyntézy.

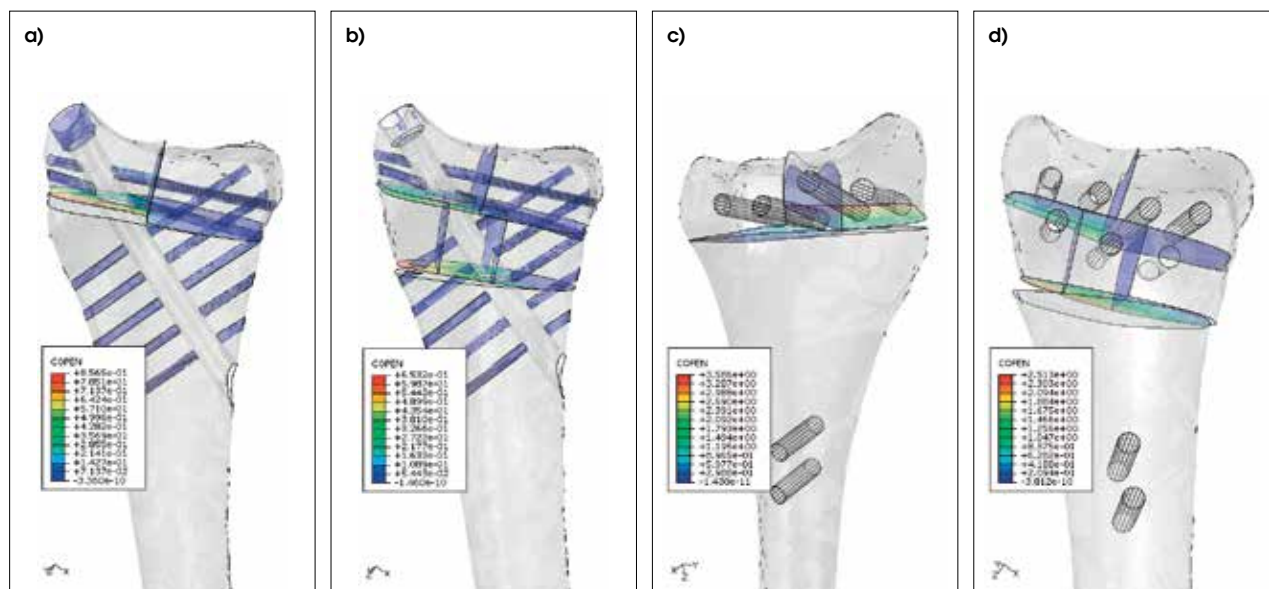


Graf 12. Závislost ohybového momentu a natočení při ulnární dukci v zápěstí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. Při dosažení ohybového momentu 2100 N.mm dochází ke ztrátě stability nitrodřeňové osteosyntézy.

osteosyntézy již při zatížení 2100 N.mm. Obecně platí, že tužší je X-screw (Graf 11, Graf 12). Na grafu je patrné, že křivka vyjadřující osteosyntézu zlomeniny C.2. systémem X-screw je ukončena u podstatně nižších hodnot zatížení, než křivky popisující stabilitu zlomeniny C.2. dlahou a zlomeniny C.1. oběma implantáty. Tento jev popisuje situaci, kdy došlo k extrémní deformaci malé oblasti kostní tkáně, tedy k lokálnímu vylomení kosti a výpočet dále zkolaboval. Použité numerické metody jsou totiž založené na principu, že každé akci (síle, nebo obecně zatížení) odpovídá reakce (deformace zatížené součásti). Tato akce a reakce musí být v rovnováze. Pokud dojde k přetížení dvou částí, které nejsou spolu nijak svázané, tak stačí i malá síla, aby se daná součást značně posunula (ve světě numeriky dokonce nekonečně daleko). To je stav, kdy celý výpočet „zkolabuje“. Pokud se několik i velice malých elementů dostane

za mez pevnosti (tzn. úplně se zničí), tak program není schopen pokračovat dále ve výpočtu i když naprostá většina modelu je pevná. Tato skutečnost nemá žádnou vypovídající hodnotu vzhledem k hodnocení stability systému implantát-kost, jedná se o slabinu metody konečných prvků.

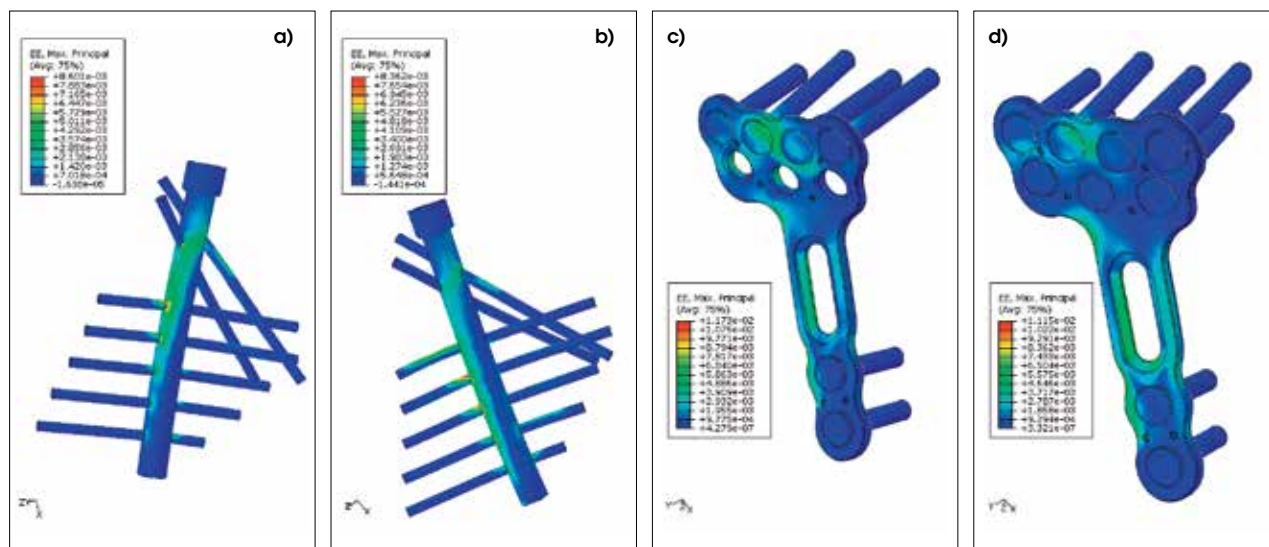
Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných zkoušenými implantáty a deformaci těchto implantátů zachycují obrázky (Obr. 74, Obr. 75).



Obr. 74. Posun fragmentů zlomenin při ulnární dukci v zápěstí.

COHEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posunu, červená největšímu. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 11 a 12.

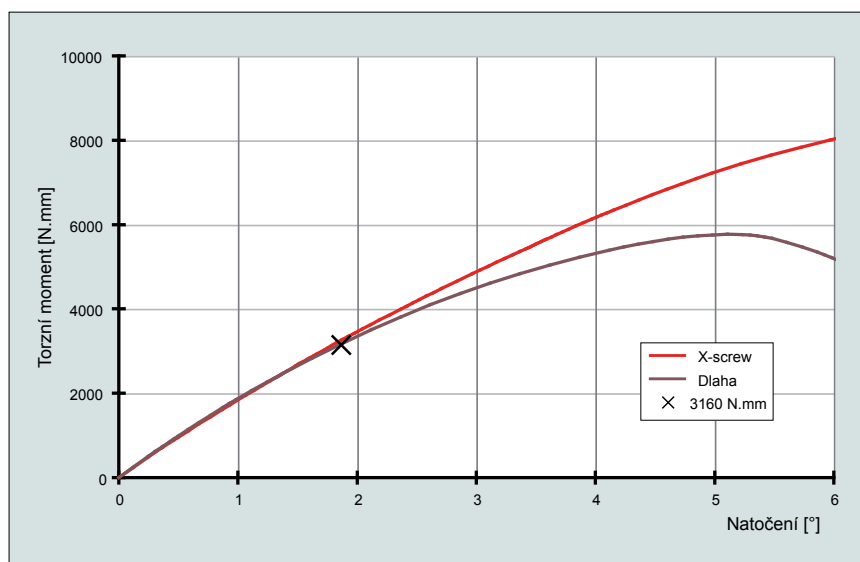
- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou



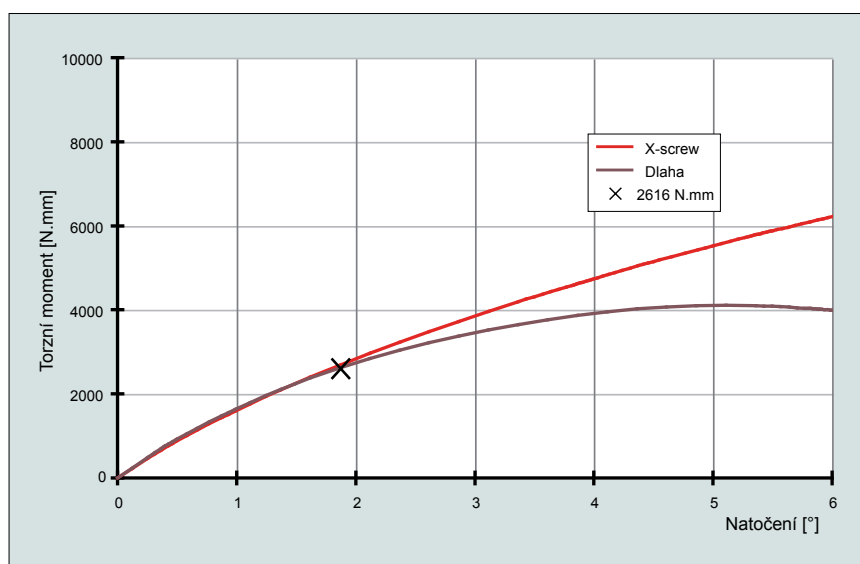
Obr. 75. Deformace implantátů při ulnární dukci v zápěstí.

EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 11 a 12.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf 13. Závislost torzního momentu a natočení při pronaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení torzního momentu 3160 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



Graf 14. Závislost torzního momentu a natočení při pronaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení torzního momentu 2616 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.

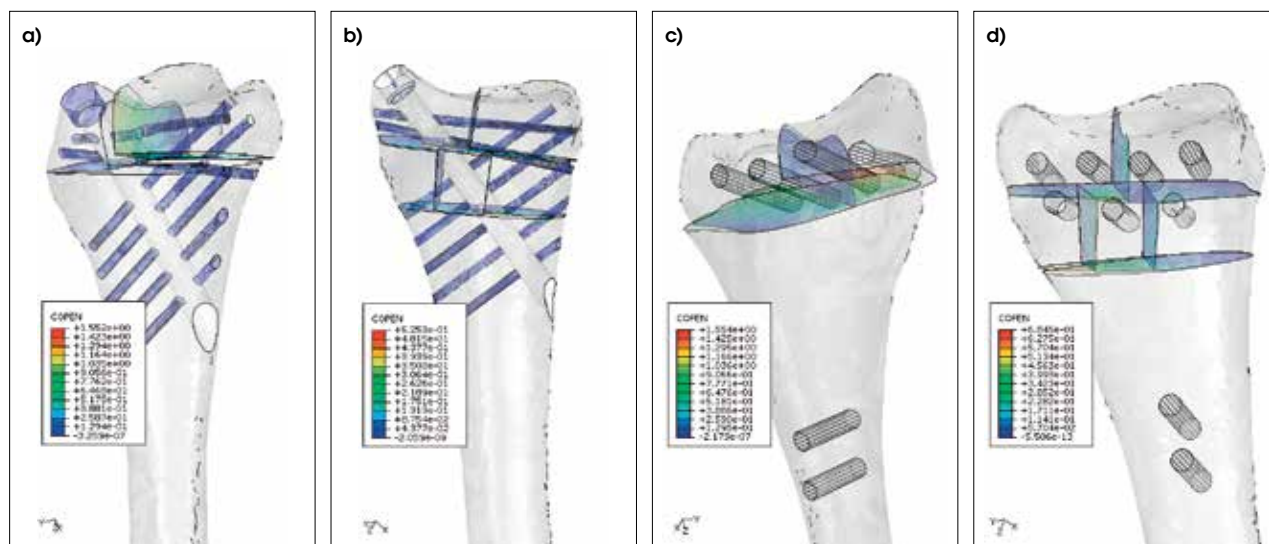
5.3.3 Rotace kolem dlouhé osy vřetenní kosti

5.3.3.1 Pronace předloktí

Při vzájemném porovnání výsledků obou implantátů při stabilizaci zlomeniny typu C.1. je evidentní, že po dosažení torzního momentu 3160 N.mm dojde při pronaci k rapidnímu snížení tuhosti dlahy v porovnání s nitrodřeňovým implantátem. Obdobná je situace v případě stabilizace zlomeniny typu C.2., pouze mezní hodnota torzního momentu je 2616 N.mm. Při narůstajícím zatížení se rozdíl tuhostí obou fixačních prvků u obou typů zlomenin nadále zvyšuje (Graf 13, Graf 14). Posun jednotlivých fragmentů obou typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 76, Obr. 77).

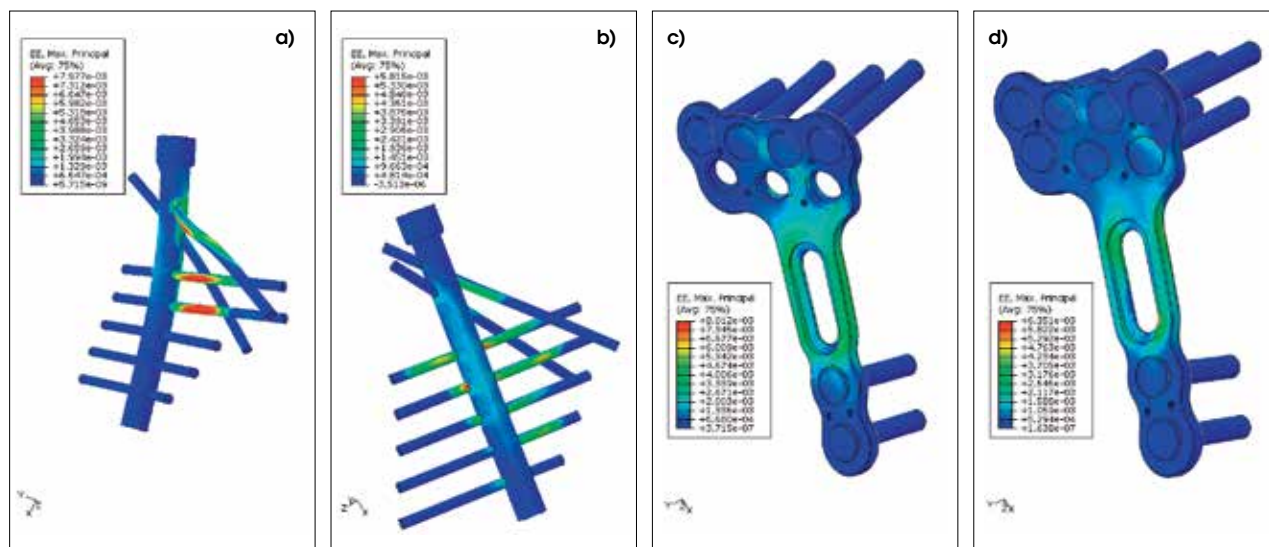
5.3.3.2 Supinace předloktí

Při vzájemném porovnání výsledků obou implantátů při stabilizaci zlomeniny typu C.1. je evidentní, že po dosažení torzního momentu 3027 N.mm dojde při supinaci k rapidnímu snížení tuhosti dlahy v porovnání s nitrodřeňovým implantátem. Obdobná je situace v případě stabilizace zlomeniny typu C. 2., pouze mezní hodnota torzního momentu je 2110 N.mm. I zde platí stejně jako u pronace, že s narůstajícím zatížením se rozdíl tuhostí obou fixačních prvků u obou typů zlomenin nadále zvyšuje (Graf 15, Graf 16). Posun jednotlivých fragmentů obou



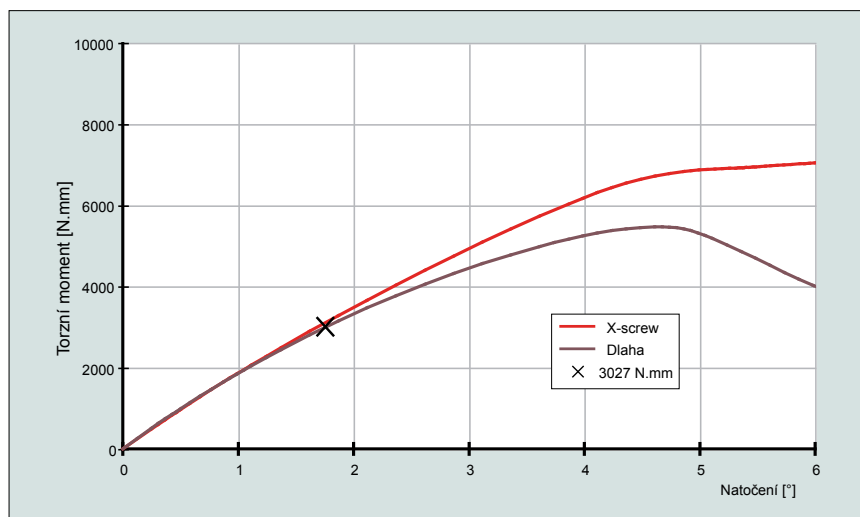
Obr. 76. Posun fragmentů zlomenin při pronaci. COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenšímu posunu, červená největšímu. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 13 a 14.

- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou

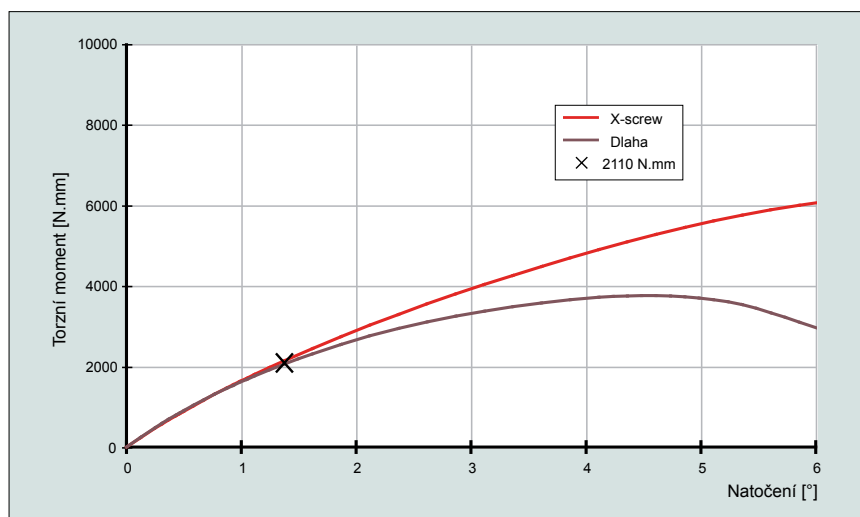


Obr. 77. Deformace implantátů při pronaci. EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší. Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 13 a 14.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf 15. Závislost torzního momentu a natočení při supinaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.1. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení torzního momentu 3027 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



Graf 16. Závislost torzního momentu a natočení při supinaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení torzního momentu 2110 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.

typů zlomenin stabilizovaných oběma implantáty a deformaci implantátů zachycují obrázky (Obr. 78, Obr. 79).

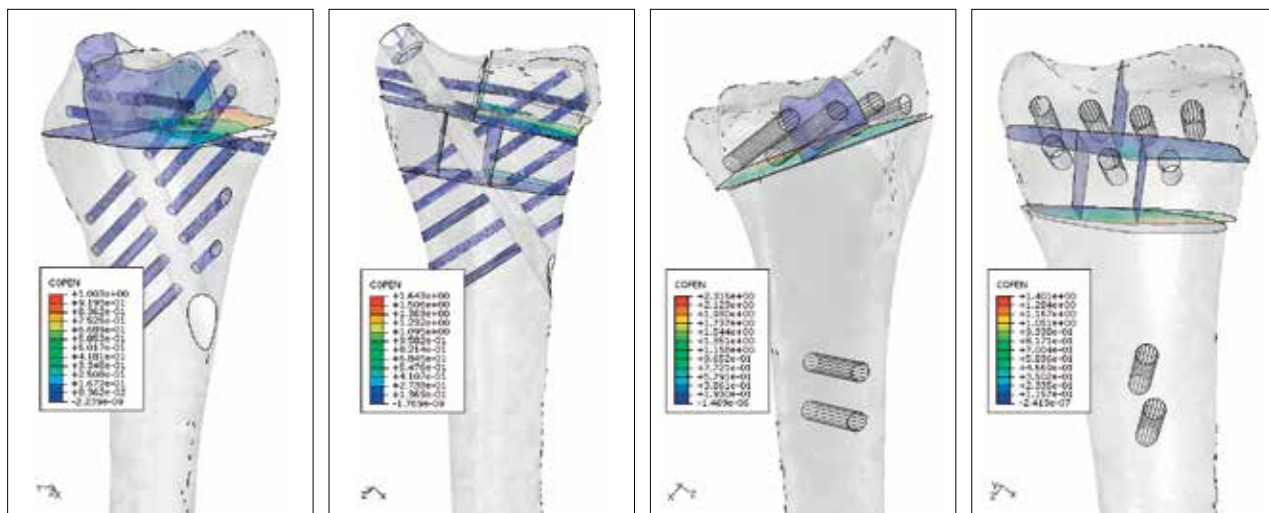
5.3.4 Rotace kolem dlouhé osy vřetenní kosti v terénu osteoporotické kosti

Rotace kolem dlouhé osy vřetenní kosti patří z hlediska stability mezi nejcitlivější. Z tohoto důvodu jsme tento pohyb modelovali zvlášť pro normální hustotu kosti a zvlášť pro kost s 50 % snížením hustoty kostní tkáně (terén těžké osteoporózy). Posuzovali jsme stabilitu zlomeniny typu C.2., která je pro svůj tříštivý charakter potencionálně více nestabilní než zlomenina typu C.1. Výpočty prokázaly u zlomeniny typu C.2. v terénu porotické kosti při pronaci i supinaci opět větší stabilitu nitrodřeňové osteosyntézy proti dlahové osteosyntéze. Dále bylo zjištěno, že při narůstajícím zatížení se rozdíl tuhostí obou fixačních prvků u obou typů zlomenin nadále zvyšoval (Graf 17, Graf 18). Jednalo se tedy o obdobný stav jako u modelu zlomeniny C.2. v terénu zdravé kosti, pouze k rapidnímu snížení stability obou testovaných implantátů docházelo při nižších hodnotách torzního momentu. V terénu porotické kosti tedy docházelo při zátěži

k posunu stejných fragmentů ve stejném směru jako v terénu zdravé kosti, rozdíl spočíval pouze v síle nutné k vyvolání těchto dislokací.

5.4 Diskuse

V matematickém modelu jsme vyhodnotili stabilitu zlomenin distální části radia typu C.1. a C.2. stabilizovaných nitrodřevovou a dlahovou osteosyntézou při zátěži ve volární a dorzální flexi, radiální a ulnární dukci, pronaci a supinaci a při tlaku v dlouhé ose radia. Testovali jsme

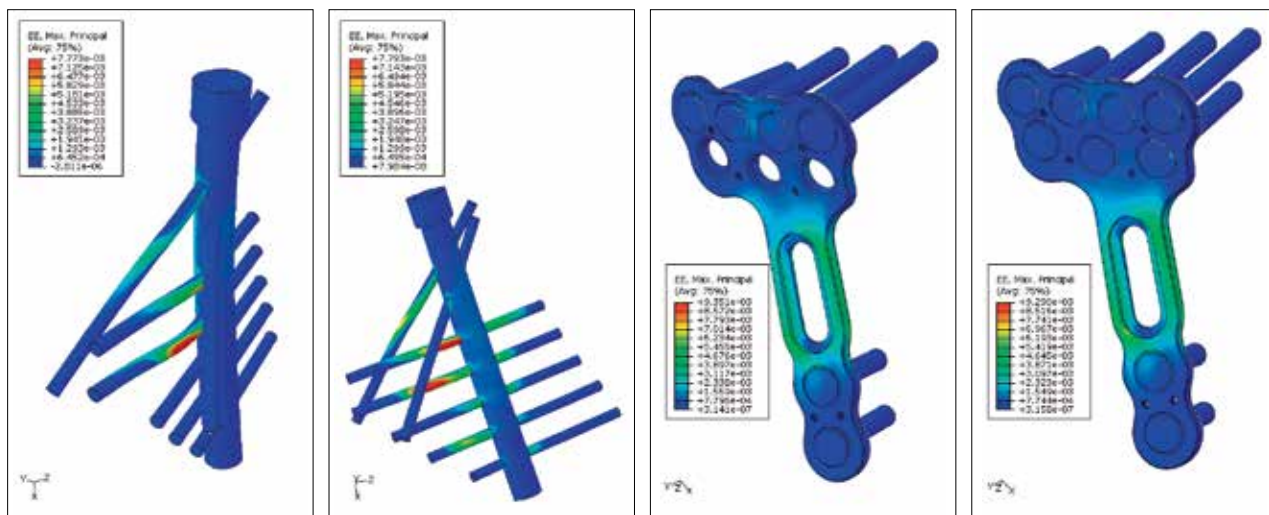


Obr. 78. Posun fragmentů zlomenin při supinaci.

COPEN - vzdálenost dvou fragmentů, které jsou spolu v kontaktu, jednotky jsou (mm). Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 15 a 16.

- a) zlomenina typu C.1. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- b) zlomenina typu C.2. stabilizovaná nitrodřeňovým implantátem
- c) zlomenina typu C.1. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou
- d) zlomenina typu C.2. stabilizovaná úhlově stabilní dlahou

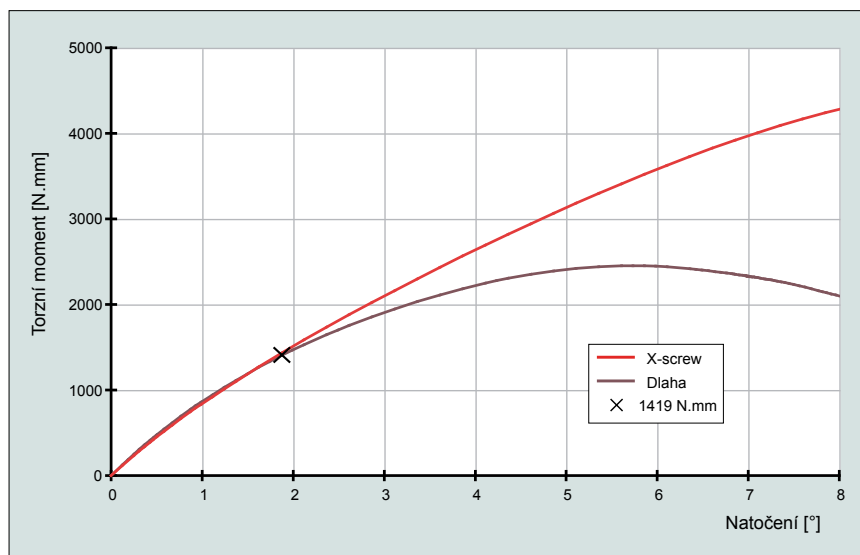


Obr. 79. Deformace implantátů při supinaci.

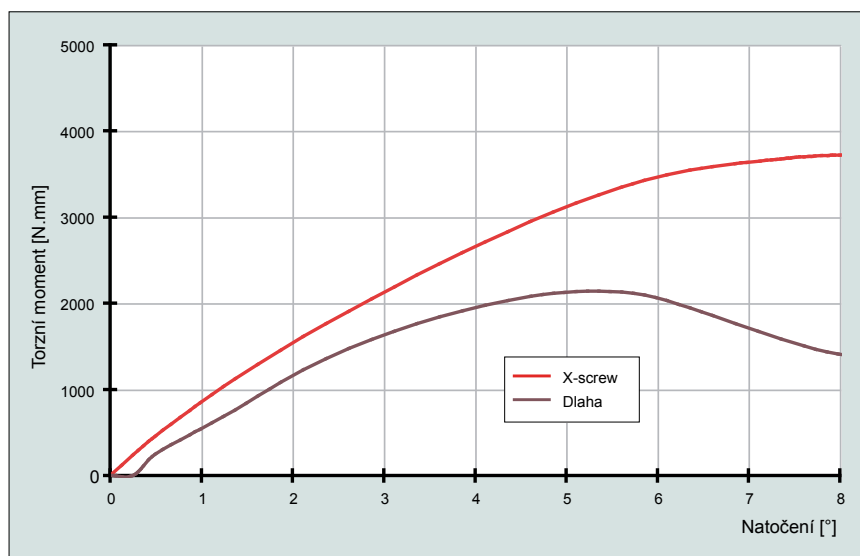
EE max. principal - první hlavní deformace (tzn. tahová deformace), bezrozměrná veličina. Modrá barva odpovídá nejmenší deformaci, červená největší.

Obrázky zachycují stavy odpovídající krajním polohám křivek na grafech 15 a 16.

- a) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- b) nitrodřeňový implantát při stabilizaci zlomeniny typu C.2.
- c) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.1.
- d) úhlově stabilní dlahu při stabilizaci zlomeniny typu C.2.



Graf 17. Závislost torzního momentu a natočení při pronaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. v terénu osteoporotické kosti dlahou a implantátem X-screw. Při dosažení torzního momentu 1419 N.mm dochází ke ztrátě stability dlahové osteosyntézy.



Graf 18. Závislost torzního momentu a natočení při supinaci předloktí při stabilizaci zlomeniny typu C.2. v terénu osteoporotické kosti.

stabilitu při všech možných pohybech v zápěstí, které mohou v reálné situaci pooperačně nastat, resp. které jsou, byť s jistým omezením intenzity, součástí rehabilitačního procesu. Z logického hlediska by do skupiny aplikovaných zátěží ještě patřil tah v dlouhé ose radia, jakožto antagonistická zátěž k tlaku v dlouhé ose radia. Tento jev však při rehabilitaci nenastává a proto jsme jej do výpočtů nezařadili.

Matematický model ukazuje, že při zatížení v ulnární dukci dosahuje dlahová osteosyntéza větší stability než nitrodřeňová osteosyntéza pro zlomeniny typu C.1 i C.2. Dále model pro oba typy zlomenin dokumentuje, že při zátěži v dorzální flexi dosahuje nitrodřeňová i dlahová osteosyntéza srovnatelné stability. Při všech ostatních typech zátěže, tedy při volární flexi, radiální dukci, pronaci a supinaci a při tlaku v dlouhé ose radia poskytuje zlomeninám typu C.1 i C.2. větší stabilitu nitrodřeňová osteosyntéza v porovnání s dlahovou osteosyntézou. Dále byla doložena větší stabilita nitrodřeňové osteosyntézy u zlomeniny typu C.2. v terénu těžké osteoporózy při zátěži v rotacích okolo dlouhé osy radia. Jelikož v zátěžích při

pronosupinačních pohybech nebyly zjištěny v případě obou testovaných implantátů žádné zásadní změny ve stabilitě v terénu zdravé a porotické kosti, nebyly již simulovány další typy zátěže pro porotickou kost.

Nutné je ovšem vzít v úvahu, že v provedených výpočtových analýzách byla použita určitá zjednodušení a zobecnění. Výpočty byly modelovány jako statické, kdy byl popsán pouze jediný okamžik zatížení a odezva systému na něj. V reálné situaci jsou pooperačně zlomeniny stabilizované oběma osteosyntetickými metodami namáhány opakujícím se zatížením menších intenzit. Právě tento způsob zatížení však může zapříčiňovat postupné uvolňování osteosyntetického materiálu spojené se ztrátou korekce.

Dalším faktorem, který může ovlivnit interpretaci získaných výsledků je i vlastní způsob zatížení. V modelech bylo zatížení z referenčního uzlu rozloženo do kloubní plochy vřetenní kosti. V reálné situaci se však ještě na jednotlivé úlomky distálního konce radia upínají svaly, které mohou do jisté míry změnit charakter zatížení celého modelu. Na obhajobu metody matematické modelace je však třeba uvést, že doposud nikde nebyla publikována adekvátní data o velikosti působících sil jednotlivých svalů, které se upínají v oblasti zápěstí.

V realitě dochází ke kombinaci modelovaných zatížení, tedy tlaku, ohybů a rotací, v našich výpočtech tento aspekt nebyl rovněž zohledněn.

Přes výše uvedené výhrady, zjednodušení a zobecnění lze naše výsledky přijmout jako vypočítací, protože cílem bylo pouze vzájemné porovnání dvou implantátů používaných při osteosyntéze distálního konce radia za stejných podmínek (VLČEK, LANDOR 2014).

Dobrá stabilita zamykatelných dlah pro osteosyntézu zlomenin distálního radia byla již popsána v řadě biomechanických studií (LIPORACE 2006, CHEN 2006). Byla prokázána větší stabilita zamykatelných dlah v porovnání s dlahami bez zámkového mechanismu (LEVIN 2007, RUDIG 2009, SOBKY 2008). Rovněž byla prokázána při pronačně-supinačních pohybech pro zlomeninu A.3. větší stabilita zamykatelné dlahy s úhlově volitelným směrem šroubů oproti zamykatelné dlaze s rigidním směrem šroubů (WENINGER 2010).

Biomechanických studií srovnávajících stabilitu zamykatelných dlah s nitrodřeňovou osteosyntézou je zatím minimum. Burkhart však ve svém recentním článku prokazuje v případě zlomeniny typu A.3. větší biomechanickou stabilitu hřebu Targon DR ve srovnání se zamykatelnou dlahou uloženou z volárního přístupu (BURKHART 2010). Dále byla publikována srovnatelná stabilita úhlově stabilní dlahy a nitrodřeňové osteosyntézy (Micronail) pro distální část radia (TAN 2009).

5.5 Závěry matematického modelu

Závěry matematického modelu jsou shodné pro zlomeniny typu C.1. i C.2. Ze získaných výsledků analýz plyne, že tužší a stabilnější je nitrodřeňový systém X-screw. Na tento implantát je možné aplikovat vyšší zatížení než při fixaci zlomenin distálního radia kosti dlahou, aniž by došlo ke ztrátě stability nebo ke snížení tuhosti osteosyntetického implantátu. Stejně závěry jsou navíc platné i v terénu osteoporotické kosti. Při nižších intenzitách všech typů zátěže (do cca 15 kg) je však stabilita nitrodřeňové a dlahové osteosyntézy srovnatelná.

6

Závěr

Vyhodnocením klinických výsledků docházíme k závěru, že základem dobré funkce zápěstí a ruky je nutnost obnovení anatomických poměrů a současně nutnost minimalizovat dobu znehybnění, respektive vytvořit podmínky pro časné zahájení rehabilitace. Matematický model doložil větší tuhost a stabilitu nitrodřeňové osteosyntézy.

Zhodnocením klinických výsledků v konfrontaci se závěry matematického modelu můžeme odpovědět na otázky stanovené v úvodu takto:

1. Konzervativní terapie je indikována pro zlomeniny typu A.2. u pacientů mladších věkových kategorií, kde je možno po repozici při zaklínění fragmentů v terénu dobré kvality kosti dosáhnout při sádrové fixaci dobré stability ve zlomenině a zároveň je možno pro rychlé hojení zlomeniny fixaci časně sejmout.

2. Zamykatelné dlahy poskytují pro všechny typy zlomenin možnost dobré stability fragmentů v příznivém postavení, avšak operační přístup spojený s aplikací je příliš invazivní a hojení měkkých tkání a značná bolestivost často oddalují začátek rehabilitace.

3. V případě nitrodřeňových osteosyntéz je poskytována dostatečná stabilita fragmentů umožňující časné zahájení rehabilitace v součinnosti s minimálním poškozením měkkých tkání. Limitem užití nitrodřeňových metod je však jejich omezená indikační šíře z hlediska typu zlomenin. Nitrodřeňový implantát nelze aplikovat u složitějších typů zlomenin při současném udržení anatomické repozice. V případě tříštivé zlomeniny, kde není dostatečně velký fragment v oblasti *proc. styloideus radii* již samotné zavádění hřebu, resp. šroubu, působí ztrátu repozičního postavení fragmentů. Indikací pro nitrodřeňové implantáty tedy zůstávají zlomeniny typu A.2. a C.1. a méně tříštivé typy A.3. v terénu dobré kvality kosti.

Toto základní indikační schéma je však modifikováno individuálními nároky pacientů na funkčnost ruky a zápěstí, ať již z důvodu vyššího věku, celkového zdravotního stavu či jiných osobních důvodů. U těchto pacientů potom operační řešení neindikujeme či pacienti sami operaci odmítají.

7

LITERATURA

1. ASSEN J. V., MEYERDING, H. W.: Antonius Mathijssen, the Discoverer of the Plaster Bandage. *J Bone Joint Surg Am.*, 30-A: 1018-1019, 1948.
2. AXELROD, T. S., McMURTRY, R. Y.: Open reduction and internal fixation of comminuted, intraarticular fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am.*, 15-A: 1-11, 1990.
3. BACORN, R.W., KURTZKE, J.F.: Colles' fracture; a study of two thousand cases from the New York State Workmen's Compensation Board. *J Bone Joint Surg Am.*, 35-A: 643-58, 1953.
4. BARTON, J. R.: Views and treatment of an important injury of the wrist. *Medical Examiner*, 1838.
5. BARTONÍČEK, J.: Historie moderní léčby zlomenin. *Zdravotnické noviny*, 33, 2010.
6. BELL, J. S., WOLLSTEIN, R., CITRON, N. D.: Rupture of flexor pollicis longus tendon: a complication of volar plating of the distal radius. *J Bone Joint Surg*, 80-B: 225-226, 1998.
7. BENJAMIN, J. A.: Abraham Colles (1773-1843) Distinguished surgeon from Ireland. *Invest Urol. Nov*, 3: 321-3, 1965.
8. BENSON, L. S., MINIHANE, K. P., STERN, L. D., ELLER, E., SESHADRI, R.: The outcome of intra-articular distal radius fractures treated with fragment-specific fixation. *J. Hand Surg.*, 31-A: 1333-1339, 2006.
9. BÉRENGER-FÉRAUD, J. B.: Des Fragments Osseux dans les Traités de l'Immobilisation Directe Fractures, Delahaye, Paris, 1870.
10. BILZ, F. E.: Nové léčení přirozené. *Frankenstein & Wagner, Lipsko*, 1901.
11. BROOKS, K. R., CAPO, J. T., Warburton, M., TAN, V.: Internal fixation of distal radius fractures with novel intramedullary implants. *Clin Orthop Relat Res.*, 445: 42-50, 2006.
12. BURKHART, K. J., NOWAK, T. E., GRADL, G., KLITSCHER, D., MEHLING, I., MEHLER, D., MÜLLER, L. P., ROMMENS, P. M.: Intramedullary nailing vs. palmar locked plating for unstable dorsally comminuted distal radius fractures: a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25: 771-775, 2010.
13. CAPO, J. T., KINCHELOW, T., BROOKS, K., TAN, V., MANIGRASSO, M., FRANCISCO, K.: Biomechanical stability of four fixation constructs for distal radius fractures. *Hand (NY)*, 4: 272-278, 2009.
14. CASTAING, J.: Les fractures recentes de l'extremite inferieure du radius chez l'adulte. *Rev Chir Orthop*, 50: 581 -696, 1964.
15. CATALANO, L. W. 3RD, COLE, R. J., GELBERMAN, R. H., EVANOFF, B. A., GILULA, L. A., BORRELLI J. JR.: Displaced intra-articular fractures of the distal aspect of the radius. Long-term results in young adults after open reduction and internal fixation. *J. Bone Jt Surg.*, 79-A: 1290-1302, 1997.
16. COLLES, A.: On the fracture of carpal extremity of radius. *Edinburgh Medical and Surgical Journal* 1814, 10: 181, 1814.
17. CONSTANTINE, K. J., CLAWSON, M. C., STERN, P. J.: Volar neutralization plate fixation of dorsally displaced distal radius fractures. *Orthopedics*, 25: 125-128, 2002.
18. COONEY, W. P. 3RD, LINSCHIED, R. L., DOBYNS, J. H.: External pin fixation for unstable Colles' fractures. *J Bone Joint Surg.*, 61-A: 840-845, 1979.
19. COONEY, W. P. 3RD, DOBYNS, J. H., LINSCHIED, R. L.: Complications of Colles' fractures. *J Bone Joint Surg.*, 62-A: 613-619, 1980.
20. COONEY, W. P. 3RD, LINSCHIED, R. L., DOBYNS, J. H., EDS: *The Wrist: Diagnosis and Operative Treatment*. Mosby, St. Louis, 1998.
21. COTTON, F. J. : *Dislocations and joint fractures*. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1910.
22. COX, F. J., MEIER, A. W.: Treatment of difficult and involved Colles' fractures. *Calif Med.*, 74: 81-86, 1951.
23. CROSS, A. W., SCHMIDT, C. C.: Flexor tendon injuries following locked volar plating of distal radius fractures. *J Hand Surg.*, 33-A: 164-167, 2008.
24. ČIŽMÁŘ, I., WENDSCHE, P., BRYCHTA, P., VIŠŇA, P., MENŠÍK, I.: Post-traumatic corrective osteotomy of the distal radius with a new plate. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 69: 259-263, 2002.
25. DAY, C. S., KAMATH, A. F., MAKHNI, E., JEAN-GILLES, J., ZURAKOWSKI, D.: „Sandwich“ plating for intra-articular distal radius fractures with volar and dorsal metaphyseal comminution. *Hand (NY)*, 3: 47-54, 2008.
26. DROBETZ, H., KUTSCHA-LISSBER, E.: Osteosynthesis of the distal radial fractures with a volar locking screw plate system. *Int. Orthop.*, 27: 1-6, 2003.
27. EDWARDS, H., CLAYTON, E. B.: Fractures of the Lower End of the Radius in Adults. *Br Med J*, 1: 61-65, 1929.
28. ERICHSEN, J. E.: *The Science and Art of Surgery*. Walton and Maberly, London, 227, 1864.
29. FEDERATIVE COMMITTEE ON ANATOMICAL TERMINOLOGY: *Terminologia Anatomica*. Thieme, Stuttgart, 1998.
30. FERNANDEZ, D. L., JUPITER, J. B.: *Fractures of the Distal Radius: A Practical Approach to Management*. Springer Verlag, New York, 1996.
31. FITOUSSI, F., IP, W. Y., CHOW, S. P.: Treatment of displaced intra-articular fractures of the distal end of the radius with plates. *J Bone Joint Surg.*, 79-A: 1303-1312, 1997.

32. FÖLDHAZY, Z., TÖRNKVIST, H., ELMSTEDT, E., ANDERSON, G., HAGSTEN, B., AHRENGART, L.: Long-term outcome of nonsurgically treated distal radius fractures. *J. Hand Surg.*, 32-A: 1374-1384, 2007.
33. FRITZ, T., WERSCHING, D., KLAVERA, R., KRIEGLSTEIN, C., RIEDL, W.: Combined Kirschner wire fixation in the treatment of Colles fracture. A prospective, controlled trial. *Arch Orthop Trauma Surg.*, 119: 171-178, 1999.
34. FRYKMAN, G.: Fracture of the distal radius including sequelae-shoulder-hand-finger syndrome, disturbance in the distal radio-ulnar joint and impairment of nerve function. A clinical and experimental study. *Acta Orthop Scand.*, 108: 7-31, 1967.
35. GAJDOŠ, R.: AO Trauma Masters Course Davos 2009 - Upper Extremity. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 161-162, 2010.
36. GARTLAND, J. J., WERLEY, C. W.: Evaluation of healed Colles' fractures. *J. Bone Jt Surg.*, 33-A: 895-907, 1951.
37. GEERTS, R. W., TOONEN, H. G., VAN UNEN, J. M., VAN VUGT, R., WERRE, A. J.: A new technique in the treatment of distal radius fractures: the Micronail. *Acta Orthop Traumatol Turc.*, 45: 85-93, 2011.
38. GOFTON, W., LIEW, A.: Distal radius fractures: nonoperative and percutaneous pinning treatment options. *Orthop Clin North Am.*, 38:175-85, 2007.
39. GOLDFARB, C. A., RUDZKI, J. R., CATALANO, L. W., HUGHES, M., BORRELLI, J. JR.: Fifteen-year outcome of displaced intra-articular fractures of the distal radius. *J. Hand Surg.*, 31-A: 633-639, 2006.
40. GRADL, G., SENFT, M., GIERER, P., BECK, M., MITTLMEIER, T.: Fixation of distal radial fractures with the Targon DR nail. *Oper Orthop Traumatol.*, 21: 472-483, 2009.
41. GREWAL, R., PEREY, B., WILMINK, M., STOTHERS, K.: A randomized prospective study on the treatment of intra-articular distal radius fractures: open reduction and internal fixation with dorsal plating versus mini open reduction, percutaneous fixation, and external fixation. *J Hand Surg.*, 30-A: 764-772, 2005.
42. GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E. (překlad ZEMANOVÁ, M., VACEK, J.): Vyšetření pohybového aparátu. Triton, Praha, 2005.
43. GRUBER, G., GRUBER, K., GIESSAUF, C., CLAR, H., ZACHERL, M., FUERST, F., BERNHARDT, G.A.: Volar plate fixation of AO type C2 and C3 distal radius fractures, a single-center study of 55 patients. *J. Orthop Trauma*, 22: 467-472, 2008.
44. HANUS, M., TRČ, T., HANDL, M.: Method of Functional Treatment of Distal Radius Fractures. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 116-120, 2009.
45. HARNESS, N. G., JUPITER, J. B., ORBAY, J. L., RASKIN, K. B., FERNANDEZ, D. L.: Loss of fixation of the volar lunate facet fragment in fractures of the distal part of the radius. *J. Bone Jt Surg.*, 86-A: 1900-1908, 2004.
46. HERDRICH, S., BAUER, J., PICHL, J., HOFFMANN, R.: Management of complex intra-articular distal radius fractures with open reduction and internal fixation with double dorsal locking plates. *Orthop. Unfall.*, 148: 72-79, 2010.
47. HOCHWALD, N. L., LEVINE, R., TORNETTA, P. 3rd: The risks of Kirschner wire placement in the distal radius: a comparison of techniques. *J Hand Surg.*, 22-A: 580-584, 1997.
48. HOVE, L. M., NILSEN, P. T., FURNES, O., OULIE, H. E., SOLHEIM, E., MÖLSTER, A. O.: Open reduction and internal fixation of displaced intraarticular fractures of the distal radius. 31 patients followed for 3-7 years. *Acta orthop. scand.*, 68: 59-63, 1997.
49. HUDAK, P. L., AMADIO, P. C., BOMBARDIER, C.: Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand). *Am. J. Ind. Med.* 29: 602-608, 1996. Erratum in: *Am. J. Ind. Med.*, 30: 372, 1996.
50. CHEN, L., DAI, Q., WONGWORAWAT, M. D.: A biomechanical comparison between two volar locking plate systems for distal radius fractures. *Orthopedics*, 29: 927-929, 2006.
51. CHUNG, K. C., WATT, A. J., KOTSIS, S. V., MARGALIOT, Z., HAASE, S. C., KIM, H. M.: Treatment of unstable distal radial fractures with the volar locking plating system. *J. Bone Jt Surg.*, 88-A: 2687-2694, 2006.
52. CHUNG, K. C., SQUITIER, L., KIM, H. M.: Comparative outcomes study using the volar locking plating system for distal radius fractures in both young adults and adults older than 60 years. *J. Hand Surg.*, 33-A: 809-819, 2008.
53. ILYAS, A. M., THODER, J. J.: Intramedullary fixation of displaced distal radius fractures: a preliminary report. *J Hand Surg.*, 33-A: 1706-1715, 2008.
54. JUPITER, J. B., RING, D., WEITZEL, P. P.: Surgical treatment of redisplaced fractures of the distal radius in patients older than 60 years. *J. Hand Surg.*, 27-A: 714-723, 2002.
55. JUSTAN, I., VESELÝ, J., BISTONI, G.: Současný pohled na suturu flexorů ruky. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 65-69, 2010.

56. KAMANO, M., HONDA, Y., KAZUJI, K., YASUDA, M.: Palmar plating for dorsally displaced fractures of the distal radius. *Clin. Orthop.*, 397: 403-408, 2002.
57. KAMBOUROGLOU, G. K., AXELROD, T. S.: Complications of the AO/ASIF titanium distal radius plate system (π plate) in internal fixation of the distal radius: a brief report. *J. Hand Surg.*, 23-A: 737- 741, 1998.
58. KANDEMIR, U., MATITYAHU, A., DESAI, R., PUTTLITZ, C.: Does a volar locking plate provide equivalent stability as a dorsal nonlocking plate in a dorsally comminuted distal radius fracture?: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*, 22: 605-610, 2008.
59. KAPANDJI, A.: Internal fixation by double intrafocal plate, Functional treatment of non articular fractures of the lower end of the radius. *Ann Chir*, 30: 903-908, 1976.
60. KAPANDJI, A.: Reduction-effect ARUM-type intra-focalpins in the osteosynthesis of fractures of the lower end of the radius. *Ann Chir Main Memb Super*, 10: 138-145, 1991.
61. KLÍMA, J.: *Zákony Chammurapiho*, Nakl. Československé akademie věd, Praha, 1954.
62. KNIRK, J. L., JUPITER, J. B.: Intra-articular fractures of the distal end of the radius in zouny adults. *J. Bone Jt Surg.*, 68-A: 647-659, 1986.
63. KURUP, H. V., MANDALIA, V., SHAJU, A., BEAUMONT, A.: Bicortical K-wires for distal radius fracture fixation: how many? *Acta Orthop Belg.*, 73: 26-30, 2007.
64. LEONE, J., BHANDARI, M., ADILI, A., MCKENZIE, S., MORO, J. K., DUNLOP, R.B.: Predictors of early and late instability following conservative treatment of extra-articular distal radius fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.*, 124: 38-41, 2004.
65. LERCH, S., SEXTRO, H. G., WILKEN, F., WITTENBERG, C. E.: Clinical and radiological results after distal radius fracture: intramedullary locking nail versus volar locking plate osteosynthesis. *Z Orthop Unfall.*, 147: 547-552, 2009.
66. LETSCH, R., INFANGER, M., SCHMIDT, J., KOCK, H. J.: Surgical treatment of fractures of the distal radius with plates: a comparison of palmar and dorsal plate position. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 123: 333-339, 2003.
67. LEVIN, S. M., NELSON, C. O., BOTTS, J. D., TEPLITZ, G. A., KWON, Y., SERRA-HSU, F.: Biomechanical evaluation of volar locking plates for distal radius fractures. *Hand (NY)*, 3: 55-60, 2008.
68. LIPORACE, F. A., KUBIAK, E. N., NEONY, G. K., IESAKA, K., EGOL, K. A., KOVAL, K. J.: A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model. *J Trauma*, 61: 668-672, 2006.
69. LIPPMANN, R. K.: Laxity of the radio-ulnar joint following Colles' fracture. *Arch Surg.*, 35: 772-786, 1937.
70. LOZANO-CALDERÓN, S. A., SOUER, S., MUDGAL, C., JUPITER, J. B., RING, D.: Wrist mobilization following volar plate fixation of fractures of the distal part of the radius. *J. Bone Jt Surg.*, 90-A: 1297-1304, 2008.
71. MacKENNEY, P. J., McQUEEN, M. M., ELTON, R.: Prediction of instability in distal radial fractures. *J. Bone Joint Surg.*, 88-A: 1944-1951, 2006.
72. MAŇÁK, P., WONDRÁK E.: *Traumatologie - repetitorium pro studující lékařství*. Vydavatelství Univerzity Palackého, Olomouc, 1998.
73. McKEE, M. D., WADDELL, J. P., YOO, D., RICHARDS, R. R.: Nonunion of distal radial fractures associated with distal ulnar shaft fractures: a report of four cases. *J Orthop Trauma*, 11: 49-53, 1997.
74. McMURTRY, R. Y., JUPITER, J. B.: Fractures of the distal radius. In: Browner, B. D., Jupiter, J. B., Levine, A. M., Trafton P. G., eds: *Skeletal trauma*. Saunders, Philadelphia, 1992.
75. MEHLING, I., MEIER, M., SCHLÖR, U., KRIMMER, H.: Multidirectional palmar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fracture. *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.*, 39: 29-33, 2007.
76. MELONE, C. P.: Articular fractures of the distal radius. *Clin Orthop North Am.*, 15: 217-236, 1984.
77. MILLER, B. S., TAILOR, B., WIDMANN, R. F., BAE, D. S., SNYDER, B. D., WATERS, P. M.: Cast immobilization versus percutaneous pin fixation of displaced distal radius fractures in children: a prospective, randomized study. *J Pediatr Orthop.*, 25: 490-494, 2005.
78. MUDGAL, C. S., JUPITER, J. B.: Plate fixation of osteoporotic fractures of the distal radius. *J. Orthop. Trauma*, 22: 106-115, 2008.
79. MÜLLER, M. E., KOCH, P., NAZARIAN, S.: *Classification AO des fractures, les os longs*. Springer, New York, 1987.
80. MURAKAMI, K., ABE, Y., TAKAHASHI, K.: Surgical treatment of unstable distal radius fractures with volar locking plates. *J. Orthop. Sci.*, 12: 134-140, 2007.
81. MUSGRAVE, D. S., IDLER, R. S.: Volar fixation of dorsally displaced distal radius fractures using the 2.4mm locking compression plates. *J. Hand Surg.*, 30-A: 743-749, 2005.
82. NETTER, F. H.: *Anatomický atlas člověka*. Grada, Praha, 2005.
83. NOESBERGER, B., HEIM, U.: 40 years of AO. *AO Dialogue*, 12: 4-8, 1998.

84. ORBAY, J. L., FERNANDEZ, D. L.: Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: a preliminary report. *J. Hand Surg.*, 27-A: 205-215, 2002.
85. ORBAY, J. L., FERNANDEZ, D. L.: Volar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fractures in the elderly patient. *J. Hand Surg.*, 29-A: 96-102, 2005.
86. ORBAY, J. L., TOUHAMI, A.: Current concepts in volar fixed-angle fixation of unstable distal radius fractures. *Clin Orthop Relat Res.*, 445: 58-67, 2006.
87. OSADA, D., KAMEI, S., MASUZAKI, K., TAKAI, M., KAMEDA, M., TAMAI, K.: Prospective study of distal radius fractures treated with a volar locking plate system. *J. Hand Surg.*, 33-A: 691-700, 2008.
88. PAGET, S.: *Ambroise Pare and His Times 1510 to 1590*. Kessinger Publishing, Whitefish, 2005.
89. PARÉ, A.: *Les oeuvres d'Ambroise Paré*, Paris: Chez Gabriel Buon, 1585.
90. PATEL, M.: Two Lyonese surgeons of the 18th century: Claude Pouteau and Marc-Antonie Petit. *Prog Med, Paris* ;87: 337-341, 1959.
91. PETIT, J. L.: *Art de guerir les maladies des os*. L. d'Houry, Paris, 1705.
92. PILNÝ, J., ČIŽMÁŘ, I., ET AL.: *Chirurgie zápěstí*. Galén, Praha, 2006.
93. POLLAK, K.: *Medicína dávných civilizací*. Orbis, Praha, 1976.
94. POUTEAU, C.: Memoire, contenant quelques reflexions sur quelques fractures de l'avant-bras sur les luxations incomplete du poignet sur les diastasis. In: *Oeuvres Posthumes de M Pouteau*. Ph.-D. Pierres, Paris, 1783.
95. PROMMERSBERGER, K. J., FERNANDEZ, D. L.: Nonunion of distal radius fractures. *Clin Orthop Relat Res.*, 419: 51-56, 2004.
96. PROMMERSBERGER, K. J., RING, D., DEL PINO, J. G., CAPOMASSI, M., SLULLITEL, M., JUPITER, J. B.: Corrective osteotomy for intra-articular malunion of the distal part of the radius. *Surgical technique. J. Bone Joint Surg.*, 88-A: 202-211, 2006.
97. RAMPOLDI, M., MARSICO, S.: Complications of volar plating of distal radius fractures. *Acta Orthop Belg.*, 73: 714-719, 2007.
98. REHN, J.: Behandlungsergebnisse typischer Radiusfrakturen. *Chirurg*, 36: 206-211, 1965.
99. REIN, S., SCHIKORE, H., SCHNEIDERS, W., AMLANG, M., ZWIPP, H.: Results of dorsal or volar plate fixation of AO type C3 distal radius fractures: a retrospective study. *J. Hand Surg.*, 32-A: 954-961, 2007.
100. RIKLI, D. A., BABST, R., JUPITER, J. B.: Distal radius fractures: new concepts as basis for surgical treatment. *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.*, 39: 2-8, 2007.
101. RING, D., PROMMERSBERGER, K., JUPITER, J. B.: Combined dorsal and volar plate fixation of complex fractures of the distal part of the radius. *J Bone Joint Surg*, 86-A: 1646-1652, 2004.
102. ROZENTAL, T. D., BEREDJIKLIAN, P. K., BOZENTKA, D. J.: Functional outcome and complications following two types of dorsal plating for unstable fractures of the distal part of the radius. *J. Bone Jt Surg.*, 85-A: 1956-1960, 2003.
103. RUDIG, L., MEHLING, I., KLITSCHER, D., MEHLER, D., PROMMERSBERGER, K. J., ROMMENS, P. M., MÜLLER, L. P.: Biomechanical study of four palmar locking plates and one non-locking palmar plate for distal radius fractures: stiffness and load to failure tests in a cadaver model. *Biomed Tech (Berl.)*, 54: 150-158, 2009.
104. RÜEDI, T. P., BUCKLEY, R. E., MORAN, C. G.: *AO Principles of Fracture Management*. Thieme Verlag, 2007.
105. RUSCHEL, P. H., ALBERTONI, W. M.: Treatment of unstable extra-articular distal radius fractures by modified intrafocal Kapandji method. *Tech Hand Up Extrem Surg.*, 9: 7-16, 2005.
106. SARMIENTO, A., LATTA, L. L.: *Closed functional treatment of fractures*. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag, 1981.
107. SAW, N., ROBERTS, C., CUTBUSH, K., HODDER, M., COUZENS, G., ROSS, M.: Early experience with the TriMed fragment-specific fracture fixation system in intraarticular distal radius fractures. *J Hand Surg Eur*, 33: 53-8, 2008.
108. SEN, M. K., STRAUSS, N., HARVEY, E. J.: Minimally invasive plate osteosynthesis of distal radius fractures using a pronator sparing approach. *Tech Hand Up Extrem Surg.*, 12: 2-6, 2008.
109. SHIN, E. K., JUPITER, J. B.: Current concepts in the management of distal radius fractures. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 233-246, 2007.
110. SCHMELZER-SCHMIED, N., WIELOCH, P., MARTINI, A. K., DAECKE W.: Comparison of external fixation, locking and non-locking palmar plating for unstable distal radius fractures in the elderly. *Int Orthop.*, 33: 773-778, 2009.
111. SIEBERT, H. R.: Distale Radiusfrakturen an typischer Stelle. *Akt Traumatol*, 27: 7-15, 1997.
112. SINGH, S., TRIKA, P., TWYMAN, R.: Superficial radial nerve damage due to Kirschner wiring of the radius. *Injury*, 36: 330-332, 2005.
113. SMITH, D. W., BROU, K. E., HENRY, M. H.: Early active rehabilitation for operatively stabilized distal radius fractures. *J. Hand Ther.*, 17: 43-49, 2004.

114. SMITH, R. W.: A treatise on Fractures in the Vicinity of Joints, and on Certain Forms of Accidental and Congenital Dislocations. Hodges and Smith, Dublin, 162, 1947.
115. SMITH, V. A., WRIGHT, T. W.: Nonunion of the distal radius. *J Hand Surg*; 24-B: 601-603, 1999.
116. SMRČKA V.: Extenzory ruky. Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Brno, 1988.
117. SOBKY, K., BALDINI, T., THOMAS, K., BACH, J., WILLIAMS, A., WOLF, J. M.: Biomechanical comparison of different volar fracture fixation plates for distal radius fractures. *Hand (NY)*, 3: 96-101, 2008.
118. STERNBACH, G.: Abraham Colles: fracture of the carpal extremity of the radius. *J Emerg Med.*, 2: 447-450, 1985.
119. TAN, V., CAPO, J., Warburton, M.: Minimally-invasive distal radius fracture with an intramedullary nail. Presented at Joint Annual Meeting of ASSH & ASHT, San Antonio, USA, 2005.
120. TAVAKOLIAN, J. D., JUPITER, J. B.: Dorsal plating for distal radius fractures. *Hand Clin.*, 21: 341-346, 2005.
121. TSCHERNE, H., OESTERN, H. J.: A new classification of soft-tissue damage in open and closed fractures. *Unfallheilkunde*, 85: 111-115, 1982.
122. TYPOVSKÝ, K., A SPOL.: Traumatologie pohybového ústrojí. Avicenum, Praha, 1981.
123. VALBUENA, S. E., COGSWELL, L. K., BARAZIOL, R., VALENTI, P.: Rupture of flexor tendon following volar plate of distal radius fracture. Report of five cases. *Chir. Main.*, 29: 109-113, 2010.
124. VIŠŇA P., BEITL E., PILNÝ J., ČIŽMÁŘ I., VLČEK M., KALVACH J., VALCHA M.: Interlocking nailing of forearm fractures. *Acta Chir Belg*, 108: 333-338, 2008.
125. VLČEK M., JAGANJAC E., PECH J., JONÁŠ D., KEBRLE R.: Is minimally invasive application by intramedullary osteosynthesis in comparison with volar plating real benefit in the treatment of distal radius fractures? *Bosn J Basic Med Sci*, přijato k tisku, 14, 2014.
126. VLČEK M., LANDOR I., HORÁK Z., MUSIL V., SOSNA A., JONÁŠ D.: Mathematical modelling for the comparison of plate and intramedullary osteosynthesis stability in intraarticular distal radius fractures. *Bratisl Med J*, 115: 107-111, 2014.
127. VOLF, V.: Zlomeniny distálního konce předloktí. *Sanquis*, 25: 28, 2003.
128. WENDSCHE, P., DŽUPA, V.: AO symposium „Biomechanika a kontroverze úhlově stabilních dlah“, Brno, 5. 11. 2009. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 71, 2010.
129. WENINGER, P., DALL'ARA, E., LEIXNERING, M., PEZZEI, C., HERTZ, H., DROBET, H., REDL, H., ZYSSET, P.: Volar fixed-angle plating of extra-articular distal radius fractures - a biomechanical analysis comparing threaded screws and smooth pegs. *J Trauma*, 69: 46-55, 2010.
130. WILLIS, A. A., KUTSUMI, K., ZOBITZ, M. E., COONEY, W. P.: Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius. A biomechanical analysis of volar plate fracture stability. *J. Bone Jt Surg*, 88-A: 2411-2417, 2006.
131. ZEMAN, M.: Obvazové techniky. Grada Avicenum, Praha, 1994.