

**Univerzita Karlova
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Experimentální chirurgie



**UNIVERZITA KARLOVA
1. lékařská fakulta**

MUDr. Jan Heřt

Remodelace proximálního femuru při užití krátkých dříků endoprotéz.

Proximal femur remodeling after implantation of short stem implants.

Disertační práce

Školitel: prof. MUDr. Antonín Sosna, DrSc.

Praha, 2025

Prohlášení:

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

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

V Praze, 27.01.2025

Jan Heřt

Podpis

Identifikační záznam:

HEŘT, Jan. *Remodelace proximálního femuru při užití krátkých dřiků endoprotéz.*
Proximal femur remodeling after implantation of short stem implants.

Praha, 2025. 88 stran. Disertační práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, 1. Ortopedická klinika, 1. LF UK, FN v Motole. Školitel Sosna Antonín.

Poděkování

Jako prvního, pro mě důležitého člověka v mém osobním i akademickém životě, bych rád zmínil mého dědu, prof. Jiřího Heřta DrSc. Strávil jsem s ním hodně času v mém dětství a měl možnost od raného věku pozorovat jeho výzkumy. Díky němu jsem se nadchnul pro medicínu, obor ortopedie a převzal po něm lásku pro záhady proximálního femuru. Je mi velmi líto, že jsme na této práci nemohli pracovat společně.

V oboru ortopedie jsem měl to štěstí potkat svého školitele, prof. Antonína Sosnu DrSc., a měl možnost se od něho učit nejen specifika krásného oboru ortopedie, bravurní operativě, ale i lidskosti a jedinečnému přístupu k pacientům. Jeho lekce mi jsou každodenním přínosem a jsem mu nesmírně vděčný za všechny cenné rady v mé cestě ortopedií a akademickým životem. Cením si především jeho ochoty být mi vždy a za jakýchkoli okolností cenným rádcem nejen v ortopedii ale i v osobním životě.

Velké díky také patří kolektivu kolegů z 1. Ortopedické kliniky 1.LF a FNM díky kterým je práce na klinice zajímavá a naplňující. Jmenovitě patří díky doc. Petrovi Fulínovi PhD. MBA a doc. Rastislavu Hromádkovi PhD., kteří mi velmi pomohli při psaní této práce.

Vzhledem ke komplexnosti vytvoření biomechanického modelu by se práce neobešla bez spolupráce s fakultou biomechaniky Českého vysokého učení technického. Proto patří mé poděkování také prof. Matěji Danielovi, Ph.D. a Mgr. Martinu Havránkovi. Za pomoc při statistickém zpracování patří mé díky doc. Mgr. Vladimíru Rogalewiczovi, CSc. z kliniky rehabilitačního lékařství 1.LF UK a VFN.

Za ovládnutí jazyka českého patří poděkování Michaele Hladíkové.

V neposlední řadě nemohu zapomenout tisíceré díky za pochopení a trpělivost mé ženě Terezce, která mě vždy podporovala během mého studia.

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	6
Abstrakt	7
1. Úvod do problematiky	9
1.1. Hlavní cíle práce.....	11
2. Popis současného stavu poznání řešeného tématu	13
2.1. Anatomická stavba femuru.....	13
2.2. Struktura spongiózy proximálního konce femuru	15
2.3. Biomechanika kyčelního kloubu	17
2.4. Proces kostní remodelace	19
2.5 Diagnostika patologie proximálního konce femuru	21
2.6. Patologie proximálního femuru – koxartróza a její řešení	22
2.7. Klasifikace krátkých dřívů	27
2.7.1. Rozdělení krátkých dřívů v rámci klasifikace JISRF	28
2.8. Kostní remodelace po implantaci endoprotézy	34
2.8.1. Bone ongrowth vs. bone ingrowth	36
2.8.2. Vliv velikosti pórů na bone ongrowth a ingrowth.....	37
2.8.3. Remodelační změny pozorovatelné na rentgenových snímcích	38
3. Experimentální část	41
3.1. Anatomicko-radiologická studie	41
3.1.1. Anatomické preparáty	41
3.1.2. Fotografické měření.....	41
3.1.3. Rentgenologické měření.....	45
3.1.4. Statistická analýza	45
3.1.5. Ovlivnění měření CCD úhlu anteverzí krčku	46
3.2. Rentgenologické observace.....	48
3.2.1. Naše pozorované dřívky	48
3.2.2. Dřívky pozorované ve spolupráci s ortopedickou klinikou v Martině	59
3.2.3. Souhrn remodelačních změn všech dřívů.....	60
3.2.4. Statistická analýza a výsledky	62
3.3. Biomechanická analýza.....	63
3.3.1 Pacienti využití ve vytvoření biomechanického modelu.....	63
3.3.2. Biomechanický model	64
3.3.3. Využití biomechanického modelu k simulaci extrémních pozic implantace	65
3.3.4. Statistické metody	65

3.3.5. Radiografická analýza pacientů vybraných pro biomechanický model	65
3.3.6. Výsledky z biomechanického modelu.....	66
3.3.7. Zatížení kosti v závislosti na pozici dříku	68
3.4. Diskuze.....	71
3.4.1. Ovlivnění měření CCD úhlu verzí krčku	71
3.4.2. Rentgenologické sledování a biomechanický model	73
3.4.3. Limitace.....	78
4. Závěry a zhodnocení cílů práce	79
5. Výstupy práce autora ve vztahu k disertaci – seznam	82
6. Použitá literatura	83

Seznam použitých zkratk a symbolů

CCD	Collum-caput-diafyzární
BMU	Bone multicellular unit
CT	Computed tomography
MRI	Magnetic resonance imaging
AP	Antero-posteriorní
FNA	Femoral neck axis
FNP	Femoral neck projection
CLP	Condylar line projection
XFNP	X-Ray femoral neck projection
XCLP	X-Ray condylar line projection
JISRF	Joint Implant Surgery and Research Foundation
AML	Anatomic Medullary Locking
SD	Standard deviation
DEXA	Dual energy x-ray absorptiometry
BMD	Bone mineral density
ROI	Region of interest
FEA	Finite element analysis
FEM	Finite element method
SED	Strain energy density
IL-1	Interleukin-1
TNF- α	Tumor necrosis factor – α
VEGF	Vascular endothelial growth factor
ČVUT	České vysoké učení technické
MES	Minimum effective strain
SAR	Slovenský artroplastický registr
NRKN	Národní registr kloubních náhrad
$\mu\epsilon$	Mikrostrain

ABSTRAKT

Množství provedených operací náhrady kyčelního kloubu jako nejúspěšnější ortopedické operace se každoročně celosvětově navyšuje. S rozšířením indikačních kritérií na mladší pacienty se vyvinuly a začaly používat takzvané krátké dříky náhrad kyčelního kloubu s cílem zlepšení biomechanického přenosu sil mezi dříkem a kostí proximálního femuru. I když krátké dříky vykazují dobré střednědobé klinické i radiologické výsledky, stále neexistuje shoda ohledně biomechanických rozdílů mezi třídami dříků nebo relativní převaze jakékoliv třídy ve využití fyziologického přenesení zatížení. Tato práce se zaměřuje na zhodnocení remodelačních změn proximálního konce femuru po implantaci těchto krátkých dříků.

První část této práce se zabývá anatomicko-radiologickou studií, zaměřenou na variabilitu verze krčku femuru. Studie se zabývá otázkou, zda může nadprůměrná verze krčku ovlivnit měření CCD (Collum-Caput-Diaphysealis) úhlu na rentgenových snímcích, což je jedno z klíčových měření při plánování náhrad kyčelního kloubu. Následně jsme zhodnotili naši skupinu pacientů po operaci náhrady kyčelního kloubu, u kterých byly použity krátké dříky ze 3 hlavních skupin dle klasifikace Joint Implant Surgery and Research Foundation (JISRF). Jednalo se o dříky Collo-MIS ze skupiny 2A, Proxima ze skupiny 2B a dříky Fitmore, Minima, Profemur Preserve a Optimys ze skupiny 3A.

Zjistili jsme, že se zvyšující se verzí krčku se zvyšuje rozdíl mezi CCD úhlem naměřeným na AP snímku kyčle a opravdovou hodnotou. Tento rozdíl může být až 9,5°. Rozdílné skupiny dříků dle klasifikace JISRF mají specifické remodelační změny na pooperačních rentgenech. Dříky skupiny 2A a 2B vykazují přenášení sil na proximální femur, které se nejvíce podobají fyziologickým. Dříky skupiny 3A vykazují vysoké procento patologického přenosu sil charakteru hypertrofie kortikalis. Pomocí biomechanického modelu se nám nepodařilo prokázat rozdíl mezi jednotlivými skupinami dříků, byli jsme ale schopni spolehlivě predikovat remodelační změny v okolí implantátu nezávisle na typu dříku. Tímto jsme byli schopni verifikovat naše observace na pooperačních rentgenových snímcích.

Klíčová slova: Krátké dříky, remodelace proximálního femuru, hypertrofie kosti, stress shielding, náhrada kyčelního kloubu.

ABSTRACT

The number of performed total hip arthroplasty surgeries, considered the most successful orthopaedic surgery of all time, is growing every year. As the indication criteria have widened to include younger patients, so called short stems have been developed with the aim of improving the load transfer between the stem and the proximal femur. Even though short stems show excellent mid-term results in clinical and radiological observations, there is still no consensus regarding the biomechanical differences between the individual stem classes or which one has the most physiological load transfer. This work is aimed at evaluating changes in proximal femur remodelling after implantation of these short stems.

The first part of this work is focused on an anatomical-radiological study analysing the variability of femoral neck version and how this variability can affect the measuring of CCD (Collum-Caput-Diaphysealis) angle on radiographs as one of the key measurements in hip replacement preoperative planning. We then evaluated our patients after implantation of short stems of three main groups according to classification from the Joint Implant Surgery and Research Foundation (JISRF). This included the Collo-MIS stem from group 2A, Proxima stem from group 2B and Fitmore, Minima, Profemur Preserve and Optimys stems from group 3A.

We found that with increasing anteversion of the femoral neck, the difference in the CCD angle, measured on AP radiographs, and the real CCD angle increases. This difference can be up to 9,5°. Stems from different groups of the JISRF classification have been proven to have specific changes depending on which group they belong to. Stems from groups 2A and 2B seem to have the most physiological load transfer from the stem to the proximal femur. Stems from group 3A have a high proportion of pathological load transfer characterised by cortical hypertrophy. Using a biomechanical model we have not been able to prove a statistically significant difference between the stems, we were however able to reliably predict proximal femur remodelling around the implant, independent on which group it is from. Using this, we were able to use the biomechanical model to verify our radiological observations.

Key words: Short stems, proximal femur remodelling, cortical hypertrophy, stress shielding

1. Úvod do problematiky

Náhrada kyčelního kloubu jako takzvaná operace století je celosvětově nejúspěšnější ortopedickou operací. Vzhledem ke skvělým dlouhodobým výsledkům a spokojenosti pacientů se každoročně navyšuje množství těchto operací a jen v České republice se v roce 2023 implantovalo 20,420 náhrad kyčelního kloubu (data z NRKN).

Historicky bylo hlavním cílem designu femorálních implantátů zajištění dostatečné fixace implantátu v diafýze femuru vzhledem k počátečním selháním dřívků v důsledku aseptického uvolnění. Toto vedlo k rozvoji implantátů s rozsáhlým osteoinduktivním povrchem. Tyto implantáty jistě zajistily pevnou fixaci ve velké části diafýzy femuru, vedly však ke katastrofálním scénářům při pokusech o extrakci těchto implantátů z důvodů infekce nebo selhání. Dalším vedlejším účinkem byla razantní změna biomechaniky zatížení proximálního femuru vzhledem k pevné distální fixaci. Tato distální fixace měla za důsledek přetížení kosti v oblasti hrotu dřívku a resorpci kosti proximálního femuru, která neměla biomechanický stimulus. Proto s vývojem nových povrchů endoprotéz, které zajišťovaly dostatečnou fixaci v kratším kontaktu s kostí, se postupně femorální dřívky začaly zkracovat.

S postupným prodloužením životnosti náhrad kyčelního kloubu optimalizací designu, povrchových materiálů a ořetrových vlastností se postupně začala rozšiřovat indikační schémata pro náhrady kyčelního kloubu. Mladší pacienti, kteří také začali podstupovat náhrady kyčelního kloubu, měli vyšší zátěžové nároky na implantáty, hlavně femorálních dřívků náhrad kyčelního kloubu. Spolu s těmito požadavky se začalo také přemýšlet o možnostech zachování kostního substrátu proximálního femuru pro eventuální využití při možné reimplantaci a zlepšení přenosu sil mezi dřívkem a kostí proximálního femuru. Začaly se proto vyvíjet takzvané krátké dřívky endoprotéz kyčelního kloubu, které zajišťovaly fixaci v krčku nebo metafýze proximálního femuru. Jako první z nich se v roce 1993 začal využívat krátký dřív od Mayo clinic v USA. Vzhledem k uspokojivým střednědobým výsledkům a prokázání dostatečné fixace dřívku v proximálním femuru se postupně vyvinulo a uvedlo na trh nespočet různých typů krátkých dřívků s rozdílnými tvary a způsoby fixace v proximálním femuru.

Krátké dřívky se staly během posledních dvou desetiletí nedílnou součástí současného řešení koxartrózy. Tyto implantáty vykázaly příznivé klinické výsledky střednědobého horizontu a konzistentně nízké míry revizí napříč různými designy (Nishi M. et al., 2024, Gombar C. et al., 2019, Khanuja H.S. et al., 2014). S rostoucím globálním objemem procedur náhrady kyčelního kloubu, zejména mezi mladšími a aktivnějšími pacienty, jsou krátké dřívky

stále více preferovány v této demografii díky jejich potenciálu zachovat kostní substrát a šetřit měkké tkáně (Capone A. et al., 2017, Melišík M. et al., 2021).

Proporce implantovaných krátkých dříků se postupně navyšuje podobně jako množství náhrad kyčelního kloubu obecně. Například v Německu v roce 2022 bylo 13.3% všech implantovaných náhrad kyčelního kloubu typu krátkého dříku (German Arthroplasty Registry Annual Report 2023).

U krátkých dříků se předpokládá, že poskytují biomechanické výhody umožněním přirozenějšího přenosu zatížení na proximální femur, potenciálně snižují stress shielding a podporují adaptivní remodelaci kosti. Ačkoliv několik studií referovalo o schopnosti krátkých dříků dosáhnout přirozenějšího rozložení zatížení (Yan S.G. et al., 2017, 2018, 2020, Burchard R. et al., 2017, Meyer J.S. et al., 2018), stále ale neexistuje shoda ohledně biomechanických rozdílů mezi třídami dříků nebo relativní převaze jakékoliv třídy ve využití fyziologického přenesení zatížení.

1.1. Hlavní cíle práce

Vzhledem k rozvíjející se popularitě krátkých dříků náhrad kyčelního kloubu jsme chtěli zjistit, jaké jsou typy remodelace proximálního femuru po implantaci krátkých dříků, jak se odlišují změny na struktuře proximálního femuru u různých typů krátkých dříků a zda jsme schopni objektivizovat tyto observace na biomechanickém modelu.

Cílem této práce je porovnání pozorovaných remodelačních změn na skeletu proximálního femuru mezi různými skupinami krátkých dříků dle jejich způsobu fixace v kosti proximálního femuru, zjištění, které z těchto změn se ukazují jako optimální a zda se potvrdily předpokládané benefity krátkých dříků, které byly prezentovány při jejich prvotním uvedení na trh.

Důraz je kladen na provedení anatomicko-radiologické analýzy, která by měla anatomický, ale i klinický přínos do této problematiky. Cílem našeho výzkumu bude zhodnotit rozsah femorální verze u našich vybraných anatomických vzorků a vyhodnotit, zda může vysoká hodnota femorální verze ovlivnit správné měření CCD úhlu na rentgenových snímcích. Toto považujeme za důležité vzhledem k využívání analýzy rentgenových snímků v této práci, ale i při předoperačním plánování náhrad endoprotéz v klinické praxi.

Vzhledem k tomu, že na naší klinice byla díky prof. Antonínu Sosnovi prováděna implantace různých typů krátkých dříků, máme možnost porovnat, jak se mění kostní struktura proximálního femuru po jejich implantaci. Budeme se snažit zjistit, zda existují nějaké korelace v remodelaci proximálního femuru po implantaci v závislosti na typu dříku. Plánujeme proto zhodnocení pooperačních remodelačních změn na rentgenových snímcích u jednotlivých typů krátkých dříků. Korelace těchto změn se způsobem zatěžování proximálního femuru jednotlivými dříky bude následně verifikována na biomechanickém modelu vytvořeném ve spolupráci s Fakultou biomechaniky Českého vysokého učení technického.

Tato práce předpokládá, že biomechanický model bude schopen spolehlivě předpovědět progresi remodelace proximálního femuru po implantaci krátkého dříku na základě raných pooperačních rentgenů. Abychom ověřili tuto hypotézu, zaměříme se na srovnání rentgenografických vzorců remodelace kosti napříč různými třídami krátkých dříků a korelujeme tyto nálezy s výpočetními biomechanickými modely přenosu zatížení.

Přestože předchozí studie využívaly duální rentgenovou absorpciometrii (DEXA) k hodnocení změn hustoty kostních minerálů (BMD) okolo krátkých dříků (Brinkmann V. et al.,

2015, Meyer J.S. et al., 2018, Synder M. et al., 2015), dosud žádná práce se nepokoušela korelovat tyto změny hustoty u jednotlivých pacientů s výpočetními biomechanickými modely přenosu zatížení. Integrací rentgenografických údajů s konečně-prvkovými analýzami se budeme snažit posunout pochopení vztahu mezi designem implantátu, přenosem zatížení a remodelací kosti u krátkých dříků.

2. Popis současného stavu poznání řešeného tématu

2.1. Anatomická stavba femuru

Femur je největší a nejtěžší kostí v lidském těle, a proto je nesmírně fascinující z hlediska ortopedie i biomechaniky. Jedná se o dlouhou kost s typickou trubicovitou strukturou, která má dutý vnitřek vyplněný spongiózou a kostní dřeví, přičemž tento vnitřní prostor je kryt silnou vrstvou kompaktní kosti (kortikalis). Hlavní část femuru, tzv. diafýza, je dlouhá a cylindrická. Koncové části kosti, které obsahují kloubní plochy, se nazývají epifýzy. Jejich struktura je převážně tvořena spongiózní kostí s tenkým obalem kortikalis na povrchu. Přejídná oblast mezi diafýzou a epifýzou se nazývá metafýza. Apofýzy, tedy kostní hrboly sloužící jako úpony pro svaly, jsou lokalizovány poblíž kloubů a osifikují samostatně.

Femur se anatomicky rozděluje na tři hlavní části: proximální, střední a distální. Proximální femur, který je klíčový pro biomechaniku a funkci kyčelního kloubu, obsahuje několik významných struktur, které jsou optimálně adaptované pro jejich specifické funkce – hlavici, krček a dva trochantery (malý a velký). Součástí proximálního femuru je rovněž metafýza a část diafýzy, která postupně přechází ve střední část kosti.



Obr. 1. Fotografie proximálního konce femuru ze přední strany a z vrchu. Vlastní fotografie anatomického preparátu

Hlavice femuru (caput femoris) prominuje proximo-mediálně a artikuluje s acetabulem (jamkou kyčelního kloubu), čímž tvoří kulový kloub, který umožňuje široký rozsah pohybu. Kulovitý tvar hlavice zajišťuje nejen velkou pohyblivost, ale i stabilitu kyčelního kloubu. Stabilita je dána velikostí hlavice, přítomností labra (chrupavčitého okraje acetabula)

a silnými vazy mezi okraji acetabula a krčkem femuru. Jedná se o 3 vazy pojmenované podle jejich začátku na pánevní kosti- lig. iliofemorale, lig. pubofemorale a lig. ischiofemorale. Povrch hlavice je ve dvou třetinách pokryt hyalinní chrupavkou. Na jejím vrcholu se nachází trojúhelníková prohlubenina – fovea capitis femoris pro úpon lig. capitis femoris.

Krček femuru (collum femoris) má u dospělých průměrnou délku 4-5 cm (Walmsley T., 1915) a připojuje se k metafýze femuru pod průměrným úhlem 129° (Boese, C. K. et al., 2015), což je tzv. **Collum-caput-diafýzeární (CCD) úhel**. Tento úhel vykazuje značnou variabilitu (v rozmezí $110\text{--}140^\circ$), což má zásadní vliv na mechaniku kyčelního kloubu a rozložení zátěže. Kromě CCD úhlu je pro biomechaniku femuru významný také **úhel antevertze** (mezi osou krčku a transepikondylární linií promítnutou na transversální rovinu), který může mít hodnoty od -14° do 30° (Heřt J. et al., 2021), přičemž negativní hodnota se nazývá retrovertze krčku. Antevertze krčku femuru se výrazně liší v populaci, s výraznými rasovými rozdíly (Khamanarong K., et al. 2014). Tento úhel ovlivňuje rotaci dolní končetiny a distribuci sil v kyčelním kloubu.

Velký trochanter (trochanter major) je objemná vyvýšenina se čtyřhranou bází která nasedá na horní plochu přechodu diafýzy na krček. Jeho vrchol ve většině případů leží ve stejné úrovni jako střed hlavice, a proto v klinické praxi je využíván jako orientační bod k centraci hlavice náhrady kyčelního kloubu. Na jeho anterolaterální ploše se nachází malý výběžek, takzvané tuberculum innominatum, kam se upíná m. gluteus medius a distálně je začátek m. vastus lateralis. Na dorsální část hrotu velkého trochanteru se upíná m. piriformis. V oblasti přechodu mezi velkým trochanterem a krčkem najdeme fossa trochanterica, kam se upíná m. gluteus minimus. Na dorsální plochu velkého trochanteru a v oblasti fossa trochanterica se upíná triceps coxae, rozdělený na m. gemellus superior, m. obturator internus a m. gemellus inferior. Všechny tyto svaly jsou klíčové pro abdukci a zevní rotaci kyčelního kloubu, což je zásadní pro stabilitu pánve při chůzi a stání na jedné noze. Velký trochanter je proto významným bodem pro přenos síly mezi trupem a dolní končetinou.

Malý trochanter (trochanter minor) je menší, kónicky tvarovaný výběžek na mediální straně proximálního femuru, kam se připojuje masivní m. iliopsoas, což je hlavní sval zajišťující flexi v kyčelním kloubu. Tento sval zajišťuje elevaci dolní končetiny a správné postavení těla při chůzi či běhu.

Mezi oběma trochantery na dorsální straně probíhá tzv. intertrochanterická linie. V její kraniální části se upíná m. obturator internus a distálně od něj široce m. quadratus femoris na stejně pojmenovaný výběžek.

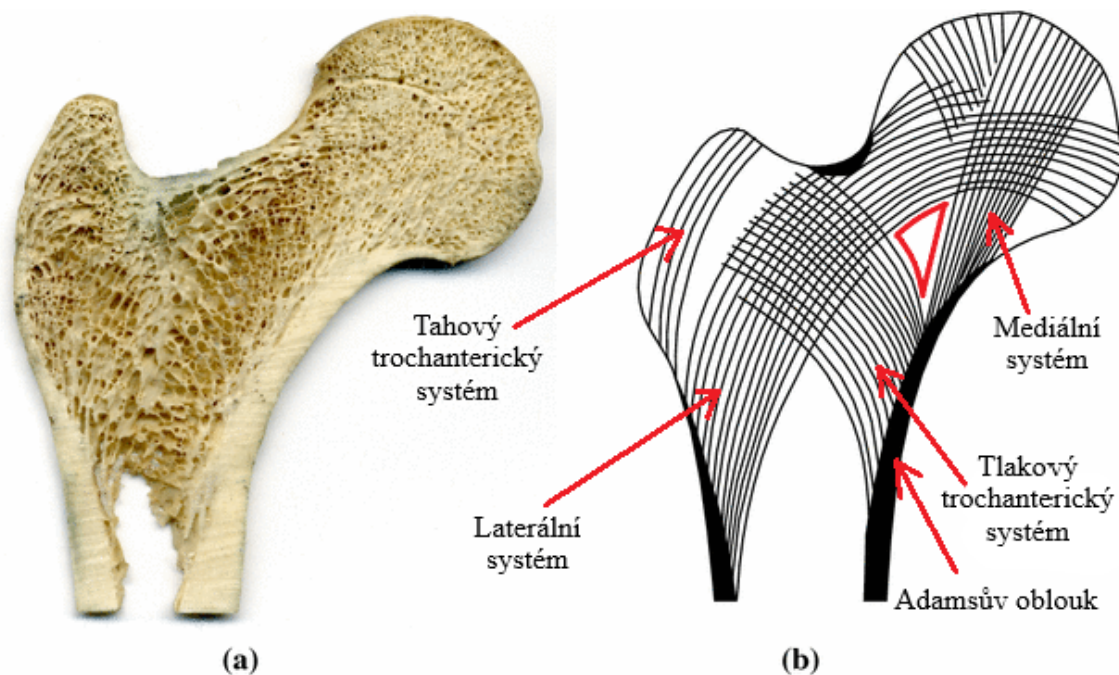
2.2 Struktura spongiózy proximálního konce femuru

V porovnání s diafýzou, jejíž povrch tvoří masivní vrstva kortikalis je struktura proximálního konce femuru charakterizována extenzivní sítí spongiózní kosti, která je kryta jen tenkou vrstvou kortikalis. Jediná struktura v oblasti proximálního femuru, která je odlišná, je mediální plocha krčku, kde je naopak kortikalis výrazně zesílena.

Spongióza tvoří hustou síť trabekul charakteristicky orientovaných ve směru dominantního napětí v proximálním femuru. Trabekuly se formují v závislosti na zatěžování proximálního konce femuru. (Tobin W.J., 1955). Trabekulární struktura spolu se zesílenou mediální kortikalis krčku umožňuje optimální přenos těchto sil a zajištění mechanické odolnosti při využití minimálního množství kostního materiálu.

Naše chápání systémů kostních trámců proximálního femuru vychází z prací prof. Jiřího Heřta, který prokázal že původní téze mediálního tlakového systému a laterálního tahového systému neodpovídá novým pozorováním (Heřt J., 1993, Heřt J. et al., 2001). Dle jeho prací jsou oba tyto systémy tlakového charakteru a tahový je jen systém v oblasti trochanterů. Toto bude více rozvinuto v části biomechaniky proximálního femuru.

Počínaje od hlavice femuru, trabekulární struktura hlavice je velmi jemná a hustá, koncentricky se rozvíjející od kloubního povrchu hlavice do jejího středu, odkud pokračují vějířovitě distálně na obvod krčku. Ve střední části krčku je biomechanicky nezatěžované místo pojmenované Wardův trojúhelník, ve kterém je jen minimální množství spongiózy (Obr. 2.).



Obr. 2. Trabekulární struktura proximálního femuru, (a) průřez preparátu, (b) vizualizace trabekulární struktury, červeně vymezená oblast vyznačuje Wardův trojúhelník.

Mediální systém

Mediální systém je tvořený hustě uspořádanými trabekulami laterálně probíhající od střední části vrcholu hlavice a mířící distálně a mírně laterálně kde se zapojují do již zmíněné ztlustšené kortikalis mediální části krčku. Část mediálního systému se zapojuje do calcar femorale.

Laterální systém

Trámce laterálního systému opět začínají ve středu hlavice a obloukovitě procházejí horním okrajem krčku, pod bází velkého trochanteru a napojují se na kortikalis laterální části femuru pod distálním okrajem velkého trochanteru.

Pozoruhodný je tvar křížících se trabekul mediálního a laterálního systému který připomíná obraz gotické klenby. Tento tvar křížících se trabekul se opakuje mezi dolní částí laterálního systému a tlakovým systémem velkého trochanteru.

Tlakový trochanterický systém

Tento systém přenáší tlak z velkého trochanteru na metafýzu. Začíná proto při bázi velkého trochanteru a konvergentně se formuje anteromediálně kde se zapojuje do struktury Adamsova oblouku. Tvoří se v důsledku tlaku fascia lata na velký trochanter.

Tahový trochanterický systém

Jediný opravdový tahový systém v oblasti proximálního femuru běží pod povrchem velkého trochanteru. Je dán tahem gluteálních svalů a m. vastus lateralis. Síly těchto dvou svalových skupin se ale navzájem neutralizují.

Adamsův oblouk

Tato struktura byla popsána v roce 1836 Robertem Adamsem podle kterého je pojmenována (Adams R., 1836). Jde o významně zesílenou mediální část kortikalis krčku. Která představuje klíčovou nosnou strukturu a je nesmírně důležitá pro zajištění stability dřívku náhrad kyčelního kloubu.

Calcar femorale

Je ploténková, vertikálně běžící struktura vázaná na mediální kortikalis pod úrovní malého trochanteru. Je obklopena spongiózní kostí a zpevňuje oblast femuru oslabenou odstupem malého trochanteru.

2.3. Biomechanika kyčelního kloubu

Biomechanice kyčelního kloubu bylo vzhledem k její komplexnosti věnováno nespočet odborných prací, proto se v této části změříme na základní shrnutí a poznatky, které jsou důležité pro tuto práci.

Kinematika:

Kyčelní kloub je klasický kulovitý kloub s pohybem omezeným (enarthrosis) a proto má relativně jednoduchou kinematiku. Umožňuje pohyb téměř všemi směry, tzn. do flexe, extenze, vnitřní a zevní rotace, addukce, abdukce a cirkumdukčních pohybů. V klinické praxi posuzujeme rozsah pohybů s maximem flexe 110–130°, extenze 20–30°, vnitřní rotace 20–30°, zevní rotace 30–40°, abdukce 30–50° a addukce 20–30°.

Statika a dynamika:

Kyčelní kloub hraje klíčovou roli v distribuci sil při stoji, chůzi a prakticky všech aktivitách ve stoji. Při statickém postoji na obou nohách je každý kyčelní kloub zatížen přibližně třetinou až polovinou tělesné váhy. Při chůzi se zátěž na kyčelní kloub a tím hlavicí femuru navyšuje na tři až pěti-násobek tělesné váhy. Při běhu nebo intenzivních aktivitách

může síla dosáhnout pěti až osmi-násobek tělesné váhy v důsledku dopadů a nárazů. Tyto síly se přenášejí skrze acetabulum na hlavici a krček kyčelního kloubu. Proximální konec femuru je proto vystaven střídavému působení sil v rozsahu prostorového vějíře. Směr silové resultanty působící na hlavici femuru, probíhá u dospělého šikmo pod úhlem cca 26° od dlouhé osy femuru dle studií prof. Jiřího Heřta (Heřt J., 1993). Tato hodnota byla již spočítána Pauwelsem (Pauwels F., 1965). Ten sice udal hodnotu 16° , jednalo se ale o úhel od vertikály. Při připočítání 8° , o které je osa diafýzy uchýlena od podélné osy těla dostaneme úhel 24° blížíci se výsledku ze studií prof. Jiřího Heřta. Je potřeba vzít v úvahu, že tyto hodnoty platí pro femur průměrného tvaru, a proto je potřeba počítat se širokou individuální variabilitou tvaru proximálního femuru. Při patologických situacích jako například koxartróza, stavy po dysplaziích kyčelního kloubu nebo po zlomeninách v oblasti proximálního femuru budou tyto hodnoty jiné, protože ze zákonů funkční adaptace kosti, se tvar a struktura změní, aby se dokonale přizpůsobila celkovému stavu v oblasti kyčelního kloubu.

Namáhání krčku femuru:

Historicky byla koncepce namáhání krčku femuru založena na koncepci primárního namáhání v ohybu, tedy že na mediální ploše je krček vystaven ohybu a na laterální ploše tlaku, podle kterého také byly mylně popsány tlakové a tahové trabekulární systémy proximálního femuru. Tato koncepce však vycházela pouze z rozložení sil a nebrala v úvahu distribuci kostní hmoty na průřezu krčkem, kde je viditelná masivní struktura Adamsova oblouku, který přebírá velkou část tlakového zatížení. Prof. Jiří Heřt ve své práci prokázal, že ohybový moment, který působí vedle axiálního zatížení na krček, je velmi malý (Heřt J. et al., 2001). Laterální povrch je tak vystaven jen minimálnímu až nulovému tahovému napětí. V důsledku jsou oba trabekulární systémy krčku femuru tlakové. Laterální systém, který je klasicky charakterizován jako tahový, je střídavě zatěžován v tahu i tlaku, a proto je nevhodné nazývat ho tahovým.

2.4. Proces kostní remodelace

Kostní remodelace je fyziologický proces přestavby kostní tkáně, spongiózní i kompaktní, probíhající trvale během celého života člověka. Začíná už v prvním roce života a trvá až do smrti. Část kostního povrchu je tedy v přestavbě (aktivní povrch) a zbyla část je klidová. U dospělého jedince je průměrně v přestavbě asi 20% povrchu spongiozní kosti, v kompaktě asi 5%. Během jednoho roku se tak vymění asi 10% kosti, z toho 4% v kompaktě a 25% ve spongioze. Tento proces zajišťuje nahrazení poškozené nebo méně kvalitní kosti nově vytvořenou, plně funkční kostí. Je proto klíčový pro zajištění integrity skeletu během života a adaptaci na mechanickou zátěž.

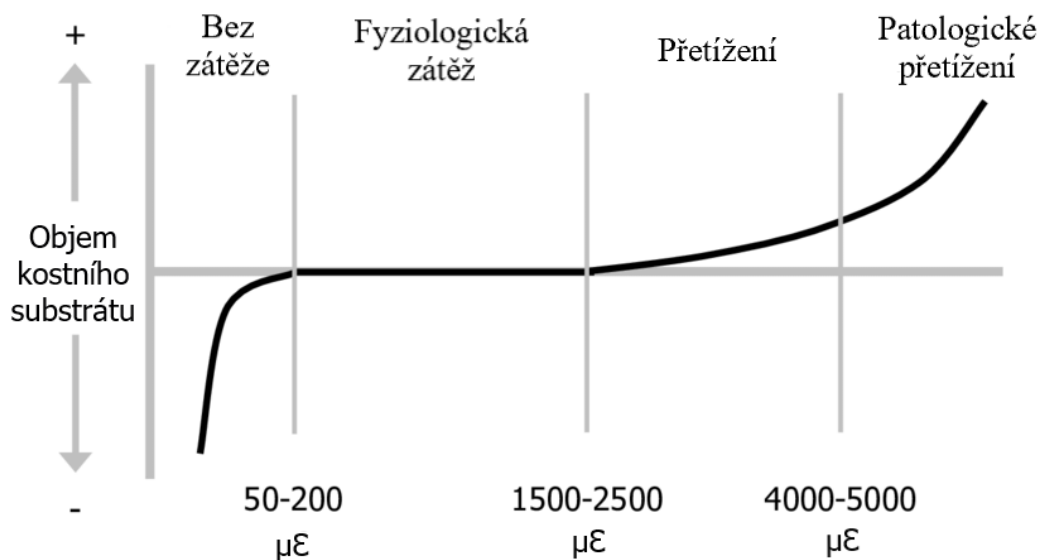
Kostní buňky, specificky osteocyty, mají mechanosensorické vlastnosti (Bonewald L. F., 2011) a proto jsou schopné reagovat na zatížení kosti. Prostřednictvím procesů mechanotransdukce jsou osteocyty schopné vyjádřit extracelulární signály a vyvolávat buněčné odpovědi zahájením různých signálních drah, které odpovídajícím způsobem vedou k funkčním reakcím (Weinbaum S. et al., 1994).

Spolu s osteocyty je kostní homeostáza zajištěna ostatními kostními buňkami, které spolu tvoří Bone Multicellular Unit (BMU). Jedná se o osteocyty, osteoklasty, osteoblasty a další podpůrné buňky (kost lemující buňky, endoteliální buňky cév a buňky imunitního systému), které spolupracují v procesu obnovy kostního substrátu kortikální i spongiozní kosti. Ve spongiozní kosti probíhá v obrazu bodové přestavby s vyhloubením tzv. Howshipových lakun. BMU resorbují oblast kostního povrchu trámců u spongiozní kosti a lamel u kortikální kosti s následnou apozicí novotvořené kosti. Tento proces probíhá jako součást regenerace organismu při mikropoškození kosti v důsledku každodenních aktivit (chůze, běh, sporty) ale také v rámci adaptace na mechanickou zátěž. Skelet se tedy kontinuálně adaptuje k zajištění maximální nosnosti při využití minimálního množství kostního substrátu. Tyto změny mohou být v důsledku traumatu kosti a zhojení v jiném postavení, rozvinutí degenerativních změn, změně aktivity člověka nebo po implantaci endoprotézy, což bude popsáno v pozdější kapitole.

Harold M. Frost (1921-2001) byl Americký ortoped, který je považován za jednoho z nejdůležitějších osobností výzkumu kostní biologie a mechaniky. Publikoval více než 500 prací a 16 knih na toto téma. Na základě svých prací popsal hypotézu "Minimum effective strain" (MES) která predikuje změny v kostní architektuře jako adaptace na mechanickou zátěž (Frost H.M., 1983, Tyrovola J.B., 2015). V praxi MES popisuje minimální mechanický signál,

který vede ke kostní architektonické adaptaci. Mechanická zátěž pod hladinou MES neindukuje adaptivní kostní změny, zatímco zátěž nad hranici MES vede ke změnám kostní architektury.

Jednotka zatížení kosti je nazývána microstrain ($\mu\epsilon$) a rozdílné hranice pozorované in vivo způsobují různou remodelační odpověď na tento podnět. Hladina zatížení mezi 50-200 $\mu\epsilon$ se jeví jako hranice pro již popsany MES. Zatížení pod tuto hodnotu vede k aktivaci osteoklastů s převahou resorpce kosti což vede k úbytku kostního substrátu v lokalizaci s tímto zatížením. Zatížení v rozmezí od 200 $\mu\epsilon$ do přibližně 2500 $\mu\epsilon$ je odpovídající fyziologické zátěži a znamená, že BMU pracují v rovnováze s apozicí novotvořené kosti odpovídající množství odbourané, poškozené kosti. V těchto lokalizacích vidíme že množství kostního substrátu zůstává stacionární. Jakmile hladina zatížení začne přesahovat hladinu 2500 $\mu\epsilon$, objeví se převaha apozice novotvořené kosti s pokusem organismu odstínit toto přetížení formací nové kosti. Pokud toto přetížení přetrvává dlouhodobě a začne přesahovat hodnotu nad 5000 $\mu\epsilon$, rozvine se masivní remodelace s postupným snížením pevnosti kosti v důsledku formace četných resorpčních dutin. Postupně pak vzniká bludný kruh se zvyšováním ztráty kostní hmoty i přes intenzivní remodelaci. Následně se pak objevuje únavová zlomenina. Tento bludný kruh může přerušit periostální apoziční reakce která je schopna kost zpevnit. Hladina 25000 $\mu\epsilon$ již způsobuje frakturu kosti jako důsledek traumatu. Vztah mezi zatížením a kostní hmotou je ukázán na obrázku níže (Obr. 3.)

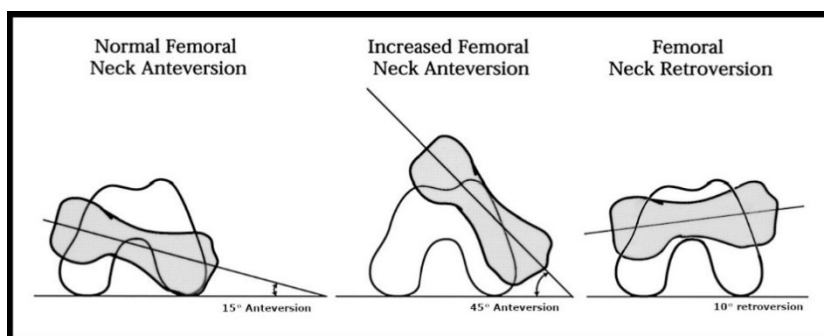


Obr. 3. Vztah mezi mechanickou aktivitou a množstvím kostního substrátu dle Frosta

2.5 Diagnostika patologie proximálního konce femuru

Rentgenové snímky jsou nejčastěji používanou radiografickou metodou v ortopedické praxi již od jejich počátků a je to i klíčová metoda, kterou využíváme v této práci. Ačkoli existují mnohem pokročilejší metody zobrazování muskuloskeletálního systému, rentgenové snímky nabízejí rychlý a levný způsob diagnostiky běžných ortopedických onemocnění. Rentgenové snímky se používají při plánování totální náhrady kyčelního kloubu, při výběru implantátu a při pooperačním sledování. Často se používá pouze předozadní neboli antero-posteriorní (AP) snímek kyčle. Jiné projekce jsou možné, ale v běžné praxi se nepoužívají. Standardní AP projekce pro snímek kyčelního kloubu je provedena s vnitřní rotací celé dolní končetiny o 15°, aby se pokusilo kompenzovat průměrnou anteverzí krčku femuru (v této práci nazývanou (v této práci nazývanou „Femoral Neck Axis, FNA). Verze krčku femuru je definována jako úhel mezi zadní kondylární linií a osou krčku femuru (Obr.4.).

Obr. 4. vizualizace variability verze krčku femuru. Verze krčku je definována linií běžící dlouhou osou krčku femuru a linií spojující dorsální povrchy kondylů femuru.



Ačkoli je standardní AP projekce určena k tomu, aby poskytovala konzistentní zobrazení proximální části femuru na rentgenovém snímku (Lampignano J. et al., 2017), v klinické praxi to není vždy dosaženo kvůli několika faktorům. Některé z těchto faktorů zahrnují exorotační kontraktury u pacientů s těžkou artrózou kyčle nebo neschopnost pacienta zaujmout správnou polohu během snímkování.

Během předoperačního plánování je jedním z parametrů, které ovlivňuje výběr implantátu, úhel caput-collum-diaphysealis (CCD). Tento úhel je definován jako úhel mezi dlouhou osou femuru (v této práci nazývanou „Femoral Long Axis“, FLA) a osou krčku femuru (FNA). Meta-analýza od Boese et al., která zahrnovala 21 studií, ukázala, že měření CCD úhlu vykazuje vysokou variabilitu a metody měření jsou značně nekonzistentní (Boese C. K. et al., 2015). Nenašli jsme žádné studie, které by hodnotily vztah mezi přesností měření CCD úhlu a verzí krčku femuru na AP rentgenových snímcích. Existují však studie, které se pokoušely zjistit metody korekce naměřeného CCD úhlu pomocí biplanárních rentgenových snímků (Brückl R. et al., 1986, Grunert S. et al., 1986, Ogata K. et al., 1979). Rozhodli jsme

se stanovit vlastní metodu měření osy krčku femuru a dlouhé osy femuru na fotografiích a rentgenových snímcích kvůli již zmíněné nepřesnosti zavedených metod (Boese C. K. et al., 2015).

2.6. Patologie proximálního femuru – koxartróza a její řešení

Artróza kyčelního kloubu je nemoc, která sužuje lidstvo již po staletí. Historické záznamy ukazují, že artróza kyčelního kloubu byla diagnostikována již u Saxonů v Anglii, a to na skeletálních pozůstatcích datovaných mezi roky 400–1066 n.l. (Rogers J. et al., 1981). Další nálezy artrózy kyčelního kloubu byly identifikovány také na středověkých ostatcích. Většina těchto případů však byla jen v počátečních stádiích, což souviselo s tehdy nízkým průměrným věkem dožití. Teprve se zvyšováním věku se začala více projevovat pokročilá koxartróza a s tím i pokusy o chirurgické řešení tohoto problému.

Artróza je nejčastější degenerativní onemocnění pohybového aparátu, které nejčastěji postihuje nosné klouby. Je to nezánnětlivé, degenerativní postižení charakterizované poškozením kloubních ploch, degradací kloubní chrupavky, subchondrální sklerózou, okrajovými osteofyty ale i postižením měkkých tkání – pouzdra, synoviální membrány, vazů a svalů. Časně stadium osteoartrózy je charakterizováno degenerací chrupavky se zvýšením množství vody a snížením množství proteoglykanů. V důsledku těchto změn je odolnost chrupavky odolávat zátěži poškozena.

V případě kyčelního kloubu se jedná o koxartrózu, která postihuje více než 12% evropské populace a postupně se zvyšuje s nárůstem dožívání (Fan. Z. et al., 2023). Ve většině případů se jedná o tzv. primární koxartrózu, kde není pozorován přímý důvod pro její rozvoj a je spojen se stárnutím organismu. V případě sekundární koxartrózy je rozvoj degenerativních změn na známém podkladě. Důvodem mohou být mechanické faktory charakteru prostého přetěžování a opakovaných mikrotraumat u aktivních sportovců. Může se také jednat o důsledek vrozené dysplazie kyčelního kloubu, rodinné predispozice nebo předchozího traumatu v oblasti kyčelního kloubu, případně o avaskulární nekrózu v důsledku poškození cévního zásobování, tedy m. Perthes u dětí, nebo v dospělosti na podkladě abusu drog či alkoholu, v důsledku kortikoterapie, chemoterapie nebo ozařování.

První pokusy o léčbu koxartrózy sahají do 18. století, kdy Henry Park (1744–1831), anglický chirurg z Liverpoolu, popsal resekční artroplastiku kyčelního kloubu. Vzhledem k technickým obtížím spojeným s výkonem a neznalosti zásad aseptiky však tato technika nebyla

široce využívána. Až počátkem 20. století ji zpopularizoval Gathorne Robert Girdlestone (1881–1950) z Oxfordu, po němž byla pojmenována i operace, která se stále používá jako finální řešení komplikací spojených s náhradami kyčelního kloubu.

Vývoj interpozičních plastik a materiálových náhrad

Dalším významným krokem směrem k moderní artroplastice kyčelního kloubu byly pokusy o interpoziční plastiky, tedy nahrazení povrchu kyčelního kloubu implantací materiálu mezi kloubní plochy. V těchto operacích bylo postupně zkoušeno mnoho různých materiálů. Například v roce 1840 v New Yorku implantoval Carnochan mezi kloubní plochy bločky dřeva (Hernigou P., 2013). Postupně se testovaly různé cizí i biologické materiály, jako sval, tuk, fascie, prasečí měchýř nebo dokonce zlatá fólie. Nicméně, všechny tyto pokusy vedly k bolestivým selháním a pouze dočasné úlevě od bolesti.

Mezi významné průkopníky v oblasti interpozičních náhrad patřil i český chirurg Vítězslav Chlumský (1867–1943), který působil ve Vratislavi. Chlumský se pokoušel implantovat mezi kloubní plochy celou řadu materiálů, včetně stříbra, celulózy, magnézia, zinku, skla, pyrexu, dekalciifikovaných kostí a vosku. Ačkoli tyto pokusy vedly k mírnému zlepšení pacientových obtíží, výsledky byly pouze dočasné (Chlumský V., 1896).

Zásadní posun nastal, když se zjistilo, že pro dlouhodobě úspěšnou operaci nestačí jen interpozice materiálu mezi kloubní plochy. Bylo třeba nahradit hlavici kyčelního kloubu materiálem, který by poskytoval dostatečnou strukturální podporu a zároveň byl biokompatibilní. První takové operace provedl Themistocles Glück z Berlína v roce 1891, když implantoval hlavici a jamku vyrobenou ze slonoviny (Hernigou P., 2013). Ačkoli byla tato metoda průkopnická, její dlouhodobé výsledky byly omezené.

Skleněné náhrady hlavice představovaly další pokrok v 20. letech 20. století. V roce 1923 implantoval Smith-Petersen první skleněnou čepičku s teorií že příroda vytvoří na hladkém povrchu membránu která bude imitovat kloub. V reálu ale prakticky fungovala jako hemiartroplastika. Vzhledem k její křehkosti měla tendenci k roztržení, postupně tedy přešel nejdříve k Bakelitu a Pyrexu, které taky byly neúspěšné dokud neskončil u Vitalia (Slitina kobaltu,chromu a molybdenu) které mělo mnohem dlouhodobější výsledky (Smith-Petersen M. 1948).

Paralelně s rozvojem čepiček Smith-Petersena vyvinuli bratři Jean a Robert Judetovi z Francie první náhradu femorální hlavice akrylátovou čepičkou. I přes iniciální dobré výsledky

se prokázaly jako křehké a trpěly selháním v důsledku prasknutí i když bylo hlášeno několik jednotek které přežily až 65 let (Uriarte I. et al, 2019)

Moderní éra totální endoprotézy

Zásadní zlom v léčbě koxartrózy nastal díky Sir John Charnleymu který vyvinul první moderní totální endoprotézu kyčelního kloubu. Nejdříve od roku 1956 používal teflon pro třecí povrchy, během 3 let však se musely všechny tyto protézy extrahovat pro otěrové selhání a agresivní reakci organismu. Průlom přišel až v roce 1962 kdy implantoval první náhradu s acetabulární komponentou z vysokomolekulárního polyetylen (UHMWPE). Tento materiál nejdříve Charnley zavrhoval v důsledku zkušeností s teflonem, díky jednomu z jeho asistentů ale nakonec vysokomolekulární polyetylen laboratorně vyzkoušel a byl překvapen jeho vlastnostmi. Na tomto základu vybudoval princip nízkootěrové artroplastiky. Její klinické výsledky byly vynikající a dlouhodobě byla považována za „zlatý standard“ v náhradě kyčelního kloubu (Wroblewski B.M., 2006). Přestože měla tato metoda revoluční charakter, časem se ukázaly i některé nedostatky, zejména co se týče designu cementování, což vedlo k neúspěšným dlouhodobým výsledkům a nutnosti reimplantací.

V 70. letech byla většina necementovaných protéz vyrobena s hladkým povrchem, což znemožňovalo optimální integraci implantátu s kostí. I přestože některé protézy obsahovaly okénka, která měla umožnit prorůstání kosti (jmenovitě Austin a Sivaš), dlouhodobé výsledky byly neuspokojivé, často vedly k aseptickému uvolnění implantátu, což vyžadovalo opakované chirurgické zákroky (Kawamoto K. et al., 1998).

Teprve v 80. letech přišel významný pokrok v oblasti materiálů a designu endoprotéz. Nové materiály umožňovaly lepší integraci kosti do povrchu implantátu, čímž byla zajištěna vyšší stabilita a dlouhodobá funkčnost náhrad. Tento pokrok přispěl k dramatickému zlepšení výsledků operací, což vedlo ke zvýšení kvality života pacientů trpících artrózou kyčelního kloubu.

Rozvoj artroplastiky v 80. letech: Nové materiály a technologie

V 80. letech se vývoj artroplastiky zásadně posunul díky zavedení nových materiálů, které umožňovaly osteointegraci, tedy prorůstání kosti do povrchu implantátu, čímž byla zajištěna vyšší stabilita protéz a jejich dlouhodobá funkčnost. Jedním z hlavních cílů této nové generace implantátů bylo vytvořit povrchovou strukturu, která by podporovala buď přímý

kontakt kosti s implantátem (bone ongrowth), nebo dokonce prorůstání kosti do povrchu implantátu (bone ingrowth).

První úspěchy v této oblasti byly dosaženy díky použití porézních kovových materiálů, jako například porézního titanu a kovových slitin (např. slitiny kobaltu a chromu). Tyto materiály měly vysokou biokompatibilitu a zároveň byly dostatečně pevné, aby unesly biomechanické nároky kloubu. Proporce pórů na povrchu implantátu se stala klíčovou pro podporu osteointegrace, což umožnilo dlouhodobé vrůstání kosti do struktury implantátu.

Jedním z přelomových materiálů byl porézní hydroxyapatit, který výrazně podporuje přirozené vrůstání kosti do implantátu, což přispělo k vyšší stabilitě protéz a snížilo riziko uvolnění. Další významný materiál byl trabekulární kov, který svou strukturou napodobuje kostní architekturu a hojně využíván hlavně v revizní artroplastice. Tento materiál umožňuje excelentní primární fixaci endoprotézy a bezkonkurenční osteointegrační vlastnosti, jeho nevýhodou je však vysoká cena a velké komplikace při nutnosti extrakce z důvodu infekčních komplikací.

90. léta: změna myšlení s cílem o zachování kosti

Díky povzbuzujícím výsledkům s novými necementovanými protézami využívajícími moderní osteoinduktivní povrchy se začala rozšiřovat indikační kritéria pro náhradu kyčelního kloubu i pro mladší a aktivnější pacienty. Pacienti vyžadovali protézy, které umožní vysoké zatížení při nízkém oteřu a vydrží mnoho let bez nutnosti reimplantace. Začalo se tedy pomýšlet na možnosti zkracování dřívků a zachování kostního substrátu pro možné reimplantace v budoucnosti. Byly proto vyvinuty implantáty s fixací v metafyzární části proximálního femuru místo diafýzy. Paralelně s těmito implantáty byly učiněny velké pokroky v oblasti tribologie, tedy vědy zabývající se procesy tření, opotřebení a mazání, díky kterým se zvýšilo přežívání implantátů a bez kterých by se endoprotetika nebyla schopna posunout dále. Jeden z největších těchto pokroků bylo pochopení účinků různých typů sterilizace na vlastnosti sterilizovaného polyetyleny využívaného na artikulačních plochách. Zjistilo se, že sterilizace gamma zářením za přítomnosti kyslíku způsobuje formaci volných radikálů způsobujících mnohonásobně rychlejší opotřebení a následné selhání implantátu. Rozvinuly se také možnosti precizní výroby artikulačních povrchů z keramických slitin, které jsou schopny zajistit mnohonásobně vyšší životnost implantátu vzhledem k extrémně nízkému oteřu.

V roce 1993 by vyvinut na klinice Mayo v USA jeden z prvních dřívků pojmenovaný Mayo Conservative Hip. Jednalo se o cca 60 mm dlouhý dřív s dvojitým zúžením z titanové

slitiny. V metafyzární části měl na povrchu nanesené tyčinky titanu, tzv. Fiber Mesh Pads na všech 4 stranách, které umožnily osteointegraci. I přes iniciální skepticismus ohledně dostatečné stability dříku se ukázalo že Mayo Hip měl dobré klinické výsledky s více než 90% dlouhodobým přežitím (Nishi M. et al., 2024) a umožnil rozvoj dalších typů krátkých dříků.

Jedním z dalších vyvinutých dříků, který byl dřík Proxima od firmy DePuy, byl uveden na trh v roce 2003. Na naší klinice byl poprvé využit v roce 2006 prof. Antonínem Sosnou jako první zkušenost s krátkými dříky a implantován 14krát u 11 pacientů. Byl to právě tento dřík, u kterého jsme poprvé pozorovali remodelační změny charakteru nové trabekulární struktury navazující se povrch dříku v trajektoriích velmi podobných, ne-li identických, jako za fyziologických poměrů.

Následoval krkolomný vývoj spousty různých designů krátkých dříků, se kterým nastal i problém, jak tyto dříky klasifikovat.

2.7. Klasifikace krátkých dříků

V roce 2005 prezentoval Ian D. Learmonth klasifikační systém pro krátké dříky (Learmonth I.D., 2005) kdy se pokusil klasifikovat krátké dříky do 3 obecných kategorií:

1. Náhrady femorálního krčku

Tyto nejkonzervativnější typy krátkých dříků se fixují v oblasti krčku. V primární fázi je stabilita zajištěna impakcí do kosti a sekundárně je závislá na vrůstu kosti do implantátu. Normální anatomické poměry a dostatečná kvalita kosti jsou klíčové pro tyto typy implantátů.

2. Dříky zapojující se do laterální kortikalis

Tyto typy dříků jsou nejčastěji tzv. Thrust plate designu, využívají dlahu a šrouby které se napojují na laterální kortex a tím zajišťují dostatečnou stabilitu. Design implantátů ale umožňuje i zatížení mediální kortikalis krčku.

3. Dříky využívající laterální trochanterický výstupek.

Dříky s laterálním výběžkem zasahujícím do oblasti trochanteru, které tím zajišťují rotační stabilitu implantátu.

Tato klasifikace byla nedostatečná vzhledem k moc široké klasifikaci a neumožňovala klasifikaci nově vyvinutých typů dříků. Proto v roce 2014 prezentovala americká společnost JISRF (Joint Implant Surgery and Research Foundation) nový klasifikační systém, který tyto nedostatky doplnil. Systém je založen na klasifikaci dle oblasti kontaktu implantátu s kostí, kde bude zajištěna primární stabilita (McTighe T. et al., 2016).

2.7.1. Rozdělení krátkých dříků v rámci klasifikace JISRF

1. Stabilita v oblasti hlavice

(1A) Hip Resurfacing

(1B) Mid-Head Stem

2. Stabilita v oblasti krčku

(2A) Short Curved Neck-Sparing Stem

(2B) Short Lateral Flare Engaging Stem

(2C) Neck Plugs or Neck plugs only Implants

3. Stabilita v oblasti metafýzy

(3A) Tapered Stems

(3B) Bulky or Fit and Fill Stems

4. Konvenční dříky se stabilitou v oblasti metafýzy/diafýzy



Obr. 5. Vizualizace oblastí, kde je zajištěna fixace dříku dle jednotlivé třídy dříků. Převzato z plakátu (McTighe, T. et al., 2016)

Dřívky s primární stabilitou v oblasti femorální hlavice

1A) Hip Resurfacing

Implantáty pro resurfacing hlavice kyčelního kloubu jsou teoreticky nejkonzervativnější variantou k zachování co největšího množství kostní tkáně. Implantát nahrazuje povrch hlavice slitinou oceli a má malý dřík zasahující do krčku. Je párován s odpovídající acetabulární komponentou s kovovým artikulacním povrchem. Tyto implantáty byly hlavně využívány u mladých jedinců kteří vyžadovali stabilitu a maximální rozsah pohybu. Vzhledem ke komplikacím spojenými s kov-na-kov artikulacními povrchy se od těchto implantátů upouští.

Obr. 6. Implantát Birmingham Hip Resurfacing od firmy Smith and Nephew, převzato z firemních materiálů



1B) Mid-Head Stem

Tyto implantáty jsou indikačně velmi podobné jako hip resurfacing. Mají stejnou acetabulární komponentu a artikulacní povrchy ale rozdíl je ve větším kónickém dříku který umožňuje fixaci v distálnější části krčku. Je proto určen k použití u jedinců s horší kvalitou kosti. Tyto implantáty mají stejné nevýhody jako ty z první skupiny.

Obr. 7. Implantát Birmingham Hip Resurfacing od firmy Smith and Nephew, převzato z firemních materiálů



Dříky s primární stabilitou v oblasti krčku

Již v roce 1986 publikoval Michael Freeman jeho slavnou studii “Why resect the neck?” (Freeman M.A., 1986) s otázkou, proč resekovat tak důležitou a strukturálně užitečnou část proximálního femuru jako je krček. Freeman vyvinul několik typů krátkých dříků se zachováním krčku, jednalo se ale o dříky se standartní délkou.

2A) Short Curved Neck-Sparing Stem

Tyto typy implantátů využívají strukturu krčku k zajištění primární stability. Resekce krčku je proto výrazně menší než u klasické náhrady kyčelního kloubu a kost v oblasti Adamsova oblouku je zachována spolu s krevním zásobením krčku. Zahnutí dříku zajišťuje zachování laterální trochanterické oblasti a jeho krátkost limituje nutnost rašplování diafýzy a s tím spojené krvácení. Vzhledem k použití standartní acetabulární komponenty a artikulačních povrchů jsou tyto dříky jednoduše konvertibilní na standartní náhradu kyčelního kloubu při nutnosti možné reimplantace. V této kategorii je několik široce užívaných implantátů jako například: MSA od firmy, Global, Nanos od Smith & Nephew, Mini Hip od Corin nebo Collo-MIS od Lima Corporate.



Obr. 8. Vlevo dřík Collo-MIS od Firmy Lima Enovis, vpravo dřík Nanos od firmy Smith & Nephew, převzato z firemních materiálů

2B) Short Lateral Flare Engaging Stem

Tyto typy implantátů mají konickou bázi s laterálním výběžkem, který široce zasahuje do oblasti velkého trochanteru. Jediný dřík tohoto typu, který byl uveden na trh je Proxima od firmy DePuy.



Obr. 9. Dřík Proxima od firmy DePuy, převzato z firemních materiálů

2C) Neck Plugs or Neck Only Implants

V důsledku postupného upuštění od hip resurfacing se začaly vyvíjet implantáty které se zavádějí jen do krčku femuru a zdají se být hybridem mezi skupinou 1B) „Mid-Head Stem“ a skupinou 2A) „Short Curved Neck-Sparing Stem“. Implantáty tohoto typu dostupné na trhu jsou Silent Hip od DePuy nebo Spiron HIP od ARGE Medical Technics.



Obr. 10. Vlevo implantát Silent Hip od firmy DePuy, vpravo Spiron HIP of firmy Medical Technics. Převzato z firemních materiálů

Dříky s primární stabilitou v oblasti metafýzy

Tyto typy dříků jsou nejrozšířenější skupinou krátkých dříků. Svým designem umožňují stejnou operační techniku a resekci krčku jako standartní dlouhé dříky.

3A) Tapered stems

Tyto dříky jsou charakterizovány klínovitým zúžením ve frontální rovině, které zajišťuje primární stabilitu v metafyzární oblasti. Rozpínají se mezi Adamsovým obloukem a laterální kortikalis, se kterou jsou často v kontaktu. Vzhledem k tomuto postavení je často zapotřebí resekce laterální části krčku. Dříky nevyplňují oblast metafýzy v předozadní rovině a jsou relativně úzké, čímž se dá částečně upravovat postavení dříku v antetorzi. Přední a zadní plochy dříku jsou proto v kontaktu se spongiózou v porovnání s mediální a laterální plochou která je v kontaktu s kortikalis. Jedny z mnoha designů těchto dříků jsou například: Minima od Lima Corporate, Fitmore od firmy Zimmer, Profemur Preserve od Firmy Microport Orthopaedics nebo Optimys od Mathys Enovis



Obr. 11. Vlevo dřík Minima od Firmy Lima Enovis, vpravo dřík Fitmore od firmy Zimmer. Převzato z firemních materiálů.

3B) Bulky or Fit and Fill stems

Design těchto dřívků je založen na anatomickém tvarování a tím vyplnění metafýzy z její větší části. V důsledku jsou proto vždy stranové (pravá a levá varianta) a mají v sobě zabudovanou míru antevertze (většinou mezi 6° - 12°). Tento design může způsobit potíže při nestandardní anatomické situaci, stavu po zlomenině nebo nutnosti korigovat antetorzi v důsledku postavení acetabulární komponenty. Mezi tyto dřívky patří například Balance Micoplasty od firmy Biomet nebo Fit od firmy Lima.



Obr. 12. Vlevo dřív balance Micoplasty od firmy Biomet, vpravo dřív Fit od firmy Lima Enovis. Převzato z firemních materiálů.

2.8. Kostní remodelace po implantaci endoprotézy

Po implantaci necementované endoprotézy probíhá několik fází kostního hojení, než dojde k integraci kosti na povrch implantátu.

1. Zánětlivá fáze

Ihned po implantaci endoprotézy začnou probíhat zánětlivé procesy v reakci na poškození tkání. V této fázi je odstraněn buněčný detritus a je příprava pro formaci nových tkání. Poškození kosti a měkkých tkání v okolí implantátu vyvolá uvolnění prozánětlivých cytokinů jako například interleukin-1 (IL-1), tumor necrosis factor-alpha (TNF- α), a prostaglandiny. Mezi kostí a povrchem implantátu se vytvoří krevní sraženina kde jsou destičky a depozice fibrinu které jsou důležité pro další přestavbu. Dalšími buňkami, které se v této oblasti objevují jsou buňky imunitního systému, jmenovitě makrofágy a neutrofilů které fagocytují buněčnou drť a uvolňují růstové faktory k podpoře hojení a diferenciaci tkání. Tato fáze v průměru trvá 3-7 dnů.

2. Proliferativní fáze

Po průběhu Zánětlivé fáze začíná proces formace kosti na povrchu implantátu. Mesenchymální kmenové buňky jsou přitahovány k povrchu implantátu chemotaktickými signály uvolněnými při zánětlivé fázi. Tyto kmenové buňky se nejdříve diferencují do preosteoblastů, a následně do finálních osteoblastů které jsou klíčové pro formaci nové kosti. Spolu s formací nové kosti dochází k tvorbě nových cév, která je indukována vascular endothelial growth factorem (VEGF) který je produkován makrofágy v zánětlivé fázi. Tato fáze trvá několik týdnů

3. Formace kosti

Osteoblasty diferencované během Proliferativní fáze začnou produkovat kostní matrix – organickou kostní tkáň tvořenou především vlákny kolagenu, nazývanou osteoid. Kostní matrix spolu s osteoblasty je v kontaktu s povrchem implantátu kde v závislosti na typu povrchu a velikosti pórů se buď indukuje vrůst kosti do implantátu (bone ingrowth) nebo se pouze navazuje na povrch (bone ongrowth). Ionty kalcia a fosfátu se ukládají do osteoidu a přeměňují ho na mineralizovanou kost. Tento proces vytvoří silné pouto mezi kostí a implantátem. V této fázi se formuje nezralá vláknitá kost a tento proces probíhá v rámci týdnů až měsíců.

4. Vyzrání kosti

V této fázi osteointegrace, je nezralá a neorganizovaná vláknitá kost, která je mechanicky slabší, postupně vstřebána osteoklasty a nahrazena vyzrálou a vysoce organizovanou lamelární kostí běžící paralelně s cévami. Tento strukturální tvar zajišťuje vysokou sílu a odolnost vůči mechanickým faktorům a je nejlépe adaptován na dlouhodobou stabilitu. Tento proces trvá řadu měsíců.

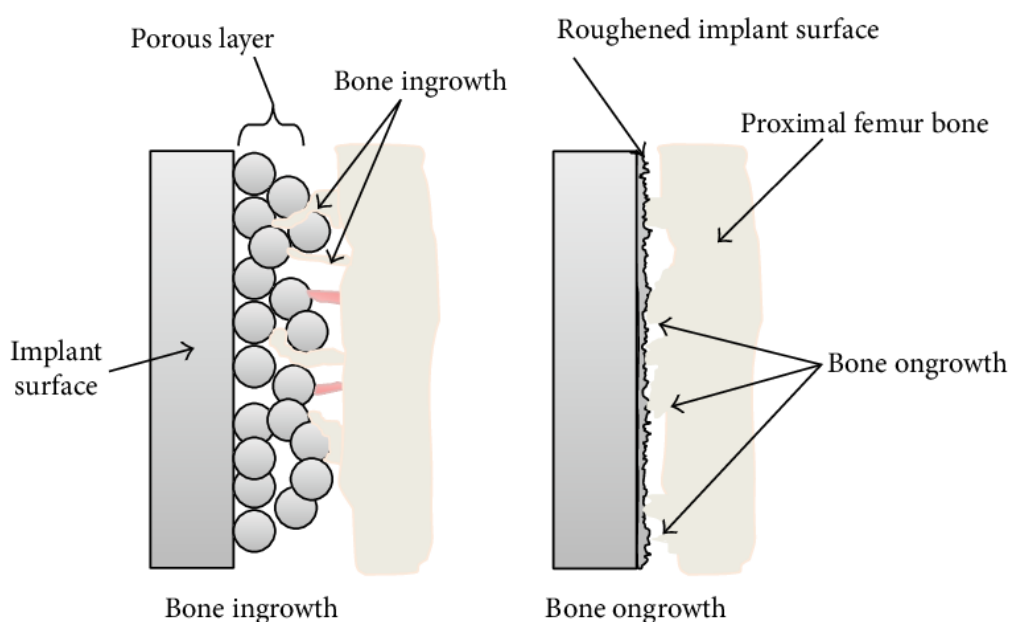
5. Remodelace kosti

Kost se remodeluje na podkladě mechanického zatěžování, kde kostní tkáň, která je vystavena vysoké zátěži reaguje vyšší apozicí lamelární kosti a kostní tkáň která je nezatěžována se postupně odbourává. Tuto závislost poprvé popsal Německý anatom a chirurg Julius Wolff (1836-1902) a podle kterého je také známá jako **Wolffův transformační zákon**.

2.8.1. Bone ongrowth vs. bone ingrowth

Termíny **bone ongrowth** a **bone ingrowth** popisují dvě různé formy interakce mezi kostí a implantátem, což má zásadní význam pro dlouhodobou stabilitu implantátů.

- **Bone ongrowth** označuje situaci, kdy novotvořené kostní buňky a následně i vyžralá kostní tkáň přilne k povrchu implantátu, ale nenavazuje se pevně prorůstem do implantátu. Povrch implantátu, u kterých probíhá bone ongrowth je rigidní a relativně hladký, což umožňuje, aby kost přirozeně navazovala přímo na povrch. Tato metoda je vhodná pro implantáty, které nepotřebují prorůstání kosti dovnitř, a poskytuje dostatečnou stabilitu v případech, kde je kontakt kosti s implantátem důležitý, ale prorůstání není kritické. V klinické praxi je toto způsob růstu kosti v okolí osteosyntetických materiálů, u kterých je předpoklad časně extrakce, a historicky u typů implantátů kyčelního kloubu například Zweymüllerova typu.
- **Bone ingrowth** naproti tomu znamená, že kostní tkáň prorůstá přímo do porézní struktury implantátu. To vyžaduje, aby implantát měl dostatečně velké a propojené škvíry, které umožní průnik formativních kostitvorných elementů a vytvoření silného mechanického propojení mezi implantátem a kostí. Tento proces zajišťuje mnohem pevnější a trvalejší spojení než pouhé přilnutí k povrchu, což je ideální pro dlouhodobou fixaci při využití endoprotéz kloubů.



Obr. 13. Schéma popisující rozdíl mezi bone ingrowth a bone ongrowth. Převzato z publikace od Bezuidenhout M.B. et al., 2015

2.8.2. Vliv velikosti pórů na bone ongrowth a ingrowth

Velikost pórů na povrchu implantátu je klíčovým faktorem, který ovlivňuje, zda dojde k povrchovému přilnutí (bone ongrowth) nebo vrůstu kosti (bone ingrowth). Výzkumy ukázaly, že optimální velikost pórů pro prorůstání kosti (bone ingrowth) se pohybuje mezi 50 a 400 mikrometry (Bobyň J.D. et al., 1980). Póry menší než 50 mikrometrů nedovolují kostním buňkám a cévám proniknout dovnitř, dochází proto pouze k přilehnutí novotvořené kosti na povrch implantátu (bone ongrowth). Naopak, pokud jsou póry příliš velké (nad 400 mikrometrů), je prostor již příliš velký k umožnění migrace cév a osteoblastů a kostní tkáň bude prorůstat jen částečně nebo vůbec.

Porézní povrchy s optimální velikostí pórů vytvářejí prostředí, které podporuje angiogenezi, což je nezbytné pro přísun živin do oblasti implantátu a podporu růstu nové kostní tkáně. Ideální porézní struktura je taková, která nejen umožňuje průnik kostních buněk a cév, ale také poskytuje mechanickou podporu a dostatečné propojení mezi kostí a implantátem.

Hlavní typy porézních povrchů s osteoinduktivním účinkem, které se v klinické praxi začaly užívat jsou fibrous sticks, sinterované mikrokuličky, hrubý povrch s nástřikem hydroxyapatitu a hrubě stříkaný titan.

Tyto nové povrchy vedly k rozvoji nových femorálních implantátů kyčelního kloubu se snahou maximální integrace do kosti v co největším rozsahu. V praxi toto znamenalo velkou plochu diafýzy femuru, která byla v kontaktu s dřikem a do které se kost integrovala. Nejznámější a nejvíce rozšířený dřík tohoto designu byl dřík AML (Anatomic Medullary Locking) od firmy DePuy Synthes. Iniciální výsledky dříku AML (Engh C. et al., 2001) byly slibné a předpokládalo se, že budou pokračovat i nadále. U nás byl u prvních necementovaných endoprotéz používán Americký systém ARBOND v licenci používán firmou Motorlet. Bohužel s postupujícím časem se ukázalo, že tento oslavovaný benefit skvělé integrace vedl k velkým komplikacím při nutnosti extrakce dříku v důsledku infektu nebo periprotetické zlomeniny. Vzhledem k pevné distální fixaci tyto dříky nebylo možné extrahovat bez rizika poškození diafýzy a často byla zapotřebí osteotomie femuru k extrakci implantátu s následnou nutností extenzivní osteosyntézy.

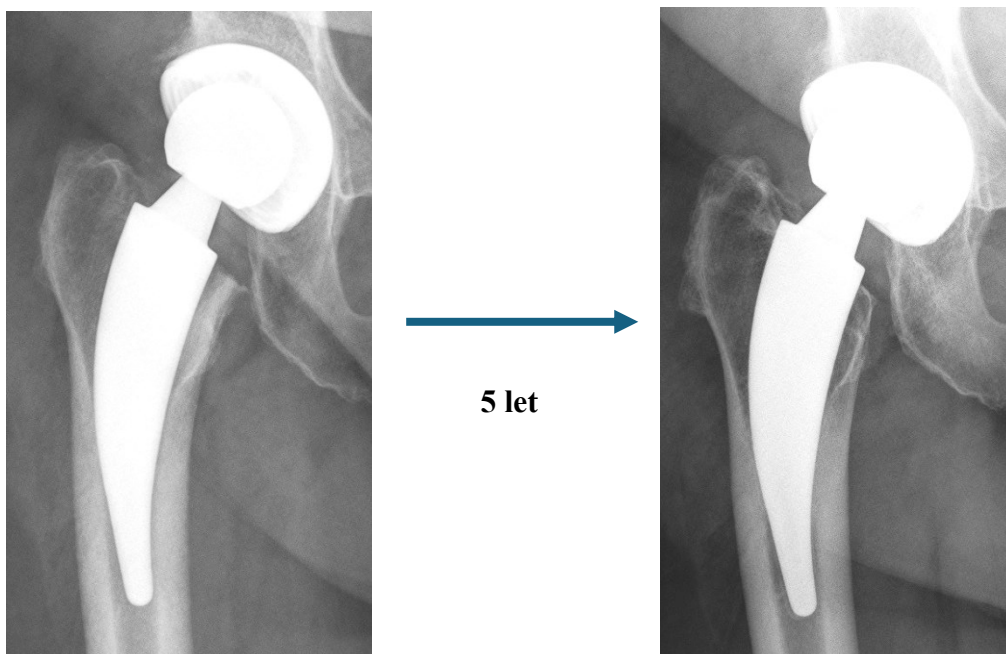
Z biomechanického hlediska znamenala distální fixace radikální změnu přenosu sil v oblasti proximálního femuru, kde síly jsou přenášeny přes hlavici do implantátu kde drtivá většina sil prochází implantátem a přenáší se do femuru až v distální části dříku. V návaznosti na Wolffův transformační zákon tato změna biomechaniky vede k resorpci kosti v proximální

části femuru – již zmíněný stress shielding – v oblasti zbytku krčku, metafýzy a velkého trochanteru, protože kost zde je zcela bez zatížení. Na rentgenu je viditelný úbytek kostní struktury, nejdříve trabekulární a následně i kortikální, viz Obr.14. Naopak v distální části dříku, v oblasti maximálního přenosu sil je kost přetěžována, a proto dochází k apoziční kosti, na rentgenologických snímcích viditelná jako hypertrofie kortikalis. Tyto poznatky byly impulzem ke změně designu dříku endoprotéz s cílem prevence těchto patologických změn v důsledku špatného biomechanického přenosu sil spolu se zachováním kostního substrátu pro eventuální potřebu při reimplantaci.

2.8.3. Remodelační změny pozorovatelné na rentgenových snímcích

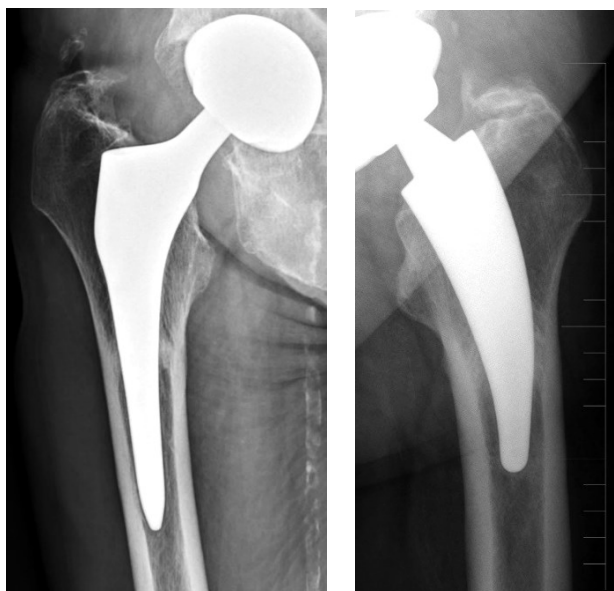
V kontextu remodelace kosti v okolí implantátu můžeme s časem pozorovat několik charakteristických změn na rentgenových snímcích.

Stress shielding: V oblasti, kde je kost nezatěžována a nedostává tedy mechanický stimulus pro remodelaci, je s postupem času kost vstřebávána. Na rentgenových snímcích je tedy viditelná postupná resorpce kosti v okolí implantátu v místech, kde nemá mechanickou zátěž, nejčastěji v oblasti velkého trochanteru a Adamsova oblouku.



Obr. 14. Rozvoj stress shielding po implantaci dříku Collo-MIS 5 let po implantaci s viditelnou ztrátou trabekulární struktury v oblasti velkého trochanteru a Adamsova oblouku.

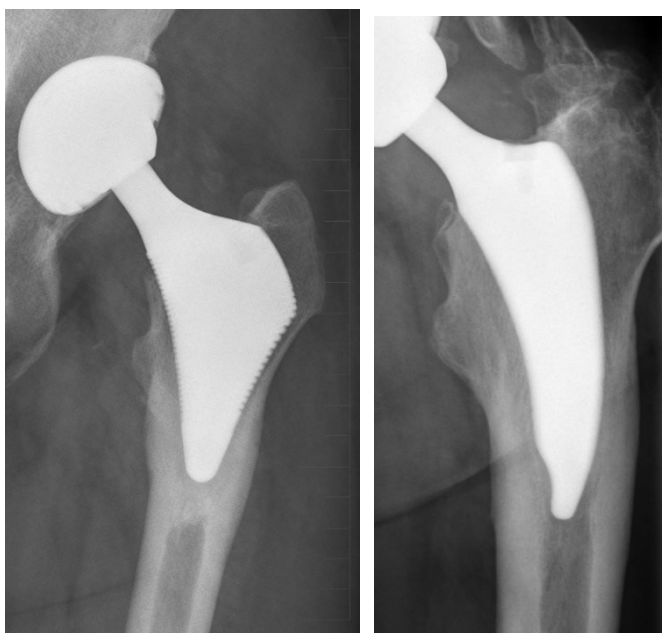
Spot welds: Takto je nazývaná kostní tkáň navazující se bodově na implantát z endosteálního povrchu. Je viditelná na rentgenových snímcích jako struktury připomínající bodové sváry na kovu. Obecně jsou spot welds považovány za známku dobré integrace implantátu do kostní struktury.



Obr. 15. Rozvoj spot welds u dříku Fit vlevo a u dříku Collo-MIS vpravo charakterizované napojením kostní struktury v oblasti přechodu hrubého povrchu implantátu na leštěný.

Kortikální hypertrofie: V oblasti, kde je kost, která je v kontaktu s implantátem přetěžována, se objevuje hypertrofie kortikální kosti. Tyto změny jsou nejčastěji viditelné v oblasti hrotu dlouhého dříku náhrady kyčelního kloubu, kde je maximum ohybového napětí, a proto je zde i největší impuls pro remodelaci kosti. Obecně se kortikální hypertrofie považovala za známku dobré integrace endoprotézy, prokázalo se ale že tato kortikální hypertrofie a mechanické přetěžování se může klinicky projevit bolestí stehna ve stejné oblasti (Cho Y.J. et al, 2016).

Biomechanicky se způsobena tzv. vrubovou napjatostí, kdy pevný systém dřík + kortikalis ostře přechází v systém pružnější kortikální kosti.



Obr. 16. Rozvoj hypertrofie v distální části dříku, vlevo pod dříkem Proxima, vpravo na laterální kortikalis u dříku Minima

Formace trabekul: V případech kde je dostatek prostoru mezi implantátem a kortikální kostí, spolu s biomechanicky výhodným designem implantátu, může se rozvinout vývoj trabekulární struktury, která se navazuje na povrch dřívku.

Obr.17 Ukázka formace trabekul charakteristická pro dřív Proxima



Formace pedestal: Tento fenomén je charakterizován formací kostního můstku zasahující do více než 50% endosteální šířky pod hrotem dřívku. V anglické literatuře se tato formace nazývá „Pedestal“ přeloženo jako podstavec. Některé studie popisují tuto strukturu jako známku uvolnění v případě současného osteolytického lemu v okolí dřívku (Jakim I. Et al., 1989). Toto se však objevovalo v případech dlouhých dřívků a u krátkých dřívků je spíše spojováno s hypertrofií kortikalis (Meding J.B. 1994).

Obr. 18. Charakteristická formace pedestal pod hrotem dřívku Profemur preserve



3. Experimentální část

3.1. Anatomicko-radiologická studie

K lepšímu porozumění struktury proximálního femuru jsme se rozhodli vypracovat anatomickou studii analyzující verzi krčku a jak mohou vysoké hodnoty anteverze nebo retroverze krčku ovlivňovat měření CCD úhlu na rentgenových snímcích.

3.1.1. Anatomické preparáty

Použili jsme dospělé kadaverózní vysušené femury zapůjčené z Anatomického ústavu 1. Lékařské Fakulty Univerzity Karlovy. Vybrali jsme 100 femurů s rovnoměrným rozložením 50:50 mezi levou a pravou stranou. Kvůli povaze vzorků jsme nebyli schopni zjistit přesný věk nebo pohlaví dárců, ale víme, že všichni dárce zemřeli mezi lety 1930 a 1980 a pocházeli ze středoevropského regionu. Všechny femury byly dospělé a byly v dostatečné kvalitě, aby umožnily přesná měření.

3.1.2. Fotografické měření

Naším prvním krokem bylo pořízení fotografií všech femurů. Fotodokumentace byla provedena s fotoaparátem umístěným na stativu; který byl umístěn v pevné vzdálenosti od země a fotografie byly pořízeny ve stále stejné vzdálenosti. Pořídili jsme dvě fotografie z předního pohledu s femury umístěnými na vodorovné ploše. První fotografie byla pořízena tak, aby se femorální kondyly dotýkaly stolu, a tím se simuloval správný AP rentgenový snímek. Toto napodobuje situaci, kdy pacient leží na rentgenovém stole a zadní strana jeho kolena se dotýká stolu. Tuto projekci jsme definovali jako „projekce kondylární linie“ (v této práci nazývanou „Condylar Line Projection“, CLP). Zadní kondylární linie je definována jako linie probíhající tangenciálně k zadnímu povrchu femorálních kondylů. Druhá fotografie byla pořízena vnitřní rotací femuru s hlavicí femuru dotýkající se vodorovné plochy. To umožňuje stanovení skutečného CCD úhlu při 0° verze krčku femuru. Tato projekce byla definována jako „projekce krčku femuru“ (v této práci nazývanou „Femoral Neck Projection“, FNP).

Další fotografie byly pořízeny v axiální rovině femuru. Při pořizování fotografií v axiálním pohledu jsme dbali na to, aby se femorální kondyly dotýkaly povrchu stolu. To bylo provedeno proto, aby zadní kondylární linie odpovídala úrovni stolu, ze kterého byla později prováděna

měření. Pokud tvar femuru neumožňoval, aby kondyly přirozeně ležely na povrchu stolu, pod velký trochanter byl umístěn klín, který femur nadzvedl a korigoval postavení. Tím bylo zajištěno, že oba kondyly byly v kontaktu se stolem. Celkem byly u každého ze 100 femurů pořízeny tři fotografie (Obr. 19).



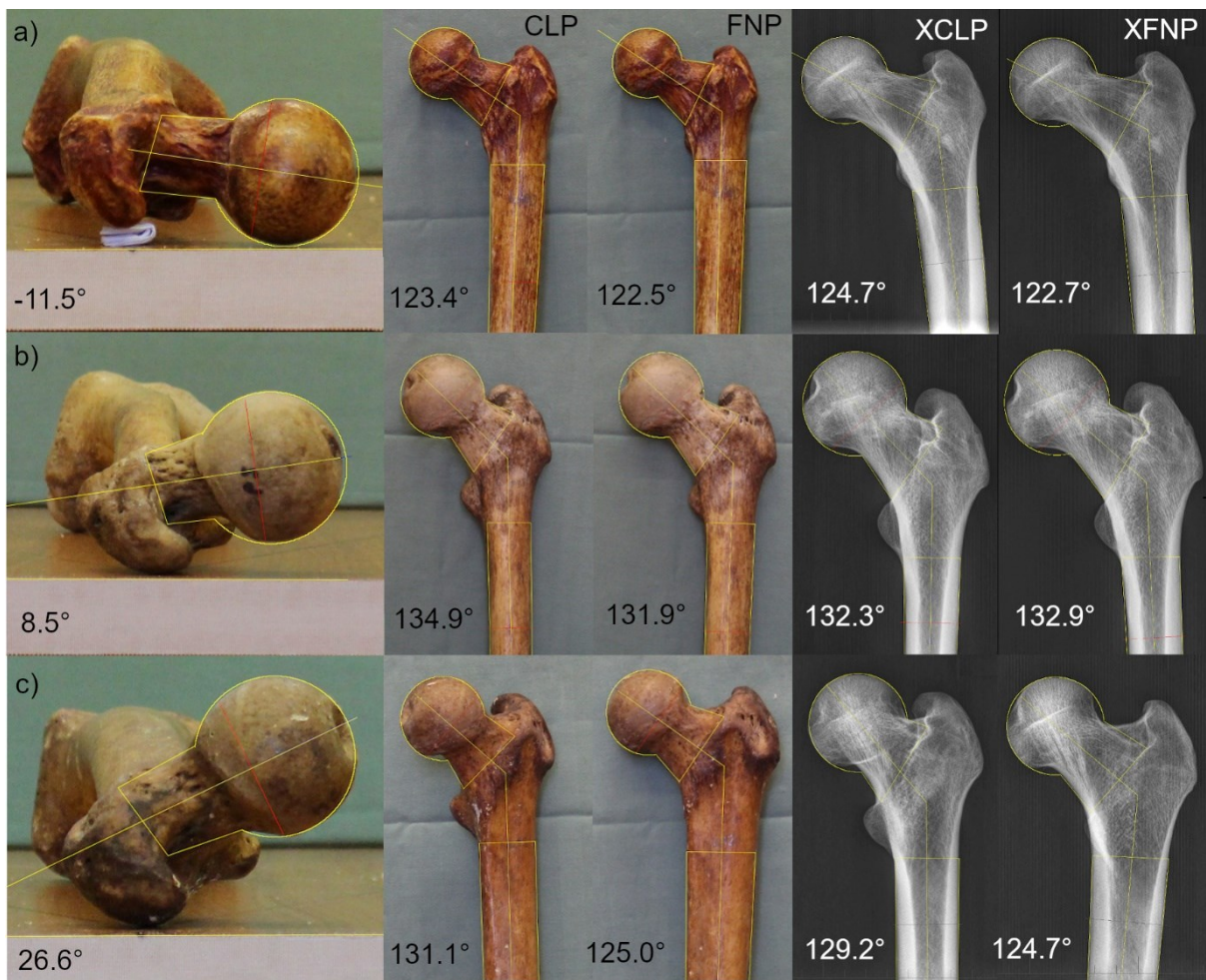
Obr. 19. Ukázka fotografií provedených u každého z kadaverických femurů ve třech projekcích. Vlevo nahoře: projekce na kondylární linii (CLP), vpravo nahoře: projekce na krček femuru (FNP), dole: axiální projekce.

Pomocí těchto fotografií jsme následně změřili CCD úhel femurů. Aby byla zajištěna konzistence a opakovatelnost měření, použili jsme k měření dlouhé osy a osy krčku femuru na fotografiích a rentgenových snímcích počítačový program „ImageJ 1.52a“ od Národního institutu zdraví USA. Tento program umožňuje vypočítat podélnou osu vybraného objektu. V našem případě to byla dlouhá osa femuru a krčku femuru společně s hlavicí.

Pro měření dlouhé osy femuru (v této práci nazývanou „Femoral Long Axis“, FLA) na fotografiích femuru, jsme nejprve překryli diafýzu femuru obdélníkem, který nejlépe odpovídal tvaru diafýzy, jak byla zobrazena na fotografii. Maximální oblast diafýzy byla použita až do úrovně malého trochanteru. Program ImageJ poté vypočítal podélnou osu tohoto obdélníku. To bylo následně považováno za FLA. Hlavice femuru byla definována kruhem, který byl

vytvořen z tří bodů na jejím obvodu. Krček femuru byl definován kosočtvercem překrývajícím krček femuru. Hranice oblasti krčku byly definovány strukturami, které zůstaly při úponu kloubního pouzdra. Toto je oblast mezi intertrochanterickou linií a bazí hlavice femuru. Jakmile byla oblast krčku vymezena, byla spojena s kruhem překrývajícím hlavici femuru. Program poté vypočítal podélnou osu této oblasti. To bylo považováno za osu krčku femuru. Jakmile byly obě podélné osy stanoveny, byla následně prodloužena čára obou os a změřen úhel mezi nimi. Toto bylo považováno za CCD úhel měřeného femuru. Tento proces byl proveden u fotografií každého femuru jak v CLP, tak ve FNP projekcích (Obr. 20).

Stejný postup byl proveden pro axiální fotografie femurů pro měření verze krčku femuru. Hlavice femuru byla opět vymezena kruhem a povrch krčku byl překryt kosočtvercem. Tyto oblasti byly sloučeny do jedné oblasti zájmu a program ImageJ vypočítal podélnou osu tohoto tvaru. Čára osy byla poté prodloužena, dokud neprotínala okraj stolu. Protože se femorální kondyly vždy dotýkaly povrchu stolu, úroveň stolu byla považována za stejnou jako zadní kondylární linie. Úhel mezi osou krčku a okrajem stolu byl proto změřen a byl stanoven jako úhel antevertze nebo retrovertze krčku femuru (v této práci nazýván „Femoral Neck Version“, FNV) (Obr. 20). Naměřený úhel FNV byl poté vložen do Excelové tabulky a přiřazen k již změřeným CCD úhlům konkrétního femuru ve CLP a FNV projekcích. CCD úhel a FNV byly takto změřeny u všech 100 femurů.



Obr. 20 Ukázka všech fotografických a radiologických měření provedených u 3 reprezentativních femurů ze skupiny, a) Retro, b) Normal a c) Ante.

Zleva doprava v každé skupině: Axiální projekce, Projekce na kondylární linii (CLP), Projekce na krček femuru (FNP), projekce na kondylární linii na RTG (XCLP) a projekce na krček femuru na RTG (XFNP). Udané hodnoty ukazují změřenou verzi krčku (FNV) v axiální projekci a CCD úhel ve všech ostatních projekcích.

3.1.3. Rentgenologické měření

Po změření hodnot CCD a FNV úhlů u všech femurů bylo vybráno 50 reprezentativních vzorků které měly stejný rozptyl v naměřených úhlech verze krčku jako v celém souboru. Stranově byly rozděleny na 25 levých a 25 pravých. U těchto 50 vybraných femurů jsme provedli rentgenové snímky stejným způsobem zajištění projekcí na kondylární linii a krček femuru jako na fotografiích. V projekci na kondylární linii byl femur umístěn na podložku RTG přístroje se zajištěním, aby oba kondyly byly v kontaktu s podložkou a v této pozici byl poté proveden rentgenový snímek který byl označen jako XCLP (X-ray Condylar Line Projection). V projekci na krček femuru byl preparát umístěn na podložku s dostatečným vypodložením, aby rentgenový paprsek procházel kolmo krčkem femuru ležícím paralelně k detektoru. V této pozici byl proveden druhý rentgenový snímek, který byl označen jako XFNP (X-ray Femoral Neck Projection) (Obr. 20.)

3.1.4 Statistická analýza

Měřili jsme průměr, rozsah a směrodatnou odchylku všech hodnot. V úvodní části jsme také provedli Shapiro-Wilkův test, abychom ověřili, že náš výběr femurů vykazuje normální rozložení úhlů CCD a verze krčku femuru.

Pomocí párového t-testu jsme analyzovali změřené CCD úhly u snímků v CLP a FNP u všech femurů, abychom zjistili, zda existuje statisticky významný rozdíl. Abychom vyhodnotili, jak se měření úhlu CCD mění s verzí krčku femuru, rozdělili jsme femury do tří skupin na základě změřené verze krčku femuru na axiálních fotografiích. První skupinou byly femury s retroverzí krčku označené jako „Retro“. Druhou skupinou byly femury s anteverzí v rozmezí 0-15 stupňů označené jako „Normal“. Třetí skupinou byly femury s anteverzí větší než 15 stupňů, označené jako „Ante“ (Obr. 20). Znovu jsme provedli párový t-test mezi změřenými hodnotami úhlu CCD ve snímcích CLP a FNP v jednotlivých skupinách.

V další části studie jsme použili párový t-test k porovnání změřených úhlů CCD u jednotlivých femurů na fotografiích a rentgenových snímcích. Tento test jsme provedli, abychom potvrdili, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi měřeními úhlu CCD v obou projekcích mezi rentgenovými snímky a fotografiemi.

Nakonec, abychom ukázali, že s rostoucí verzí krčku femuru se zvětšuje rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlu CCD ve snímcích CLP a FNP, vypočítali jsme Pearsonův

korelační koeficient, který ukázal hodnotu 0,67. To znamená, že mezi těmito dvěma naměřenými hodnotami existuje silná korelace.

Statistickou analýzu jsme provedli pomocí programu Statistica 10 od společnosti StatSoft.

3.1.5. Ovlivnění měření CCD úhlu anteverzí krčku

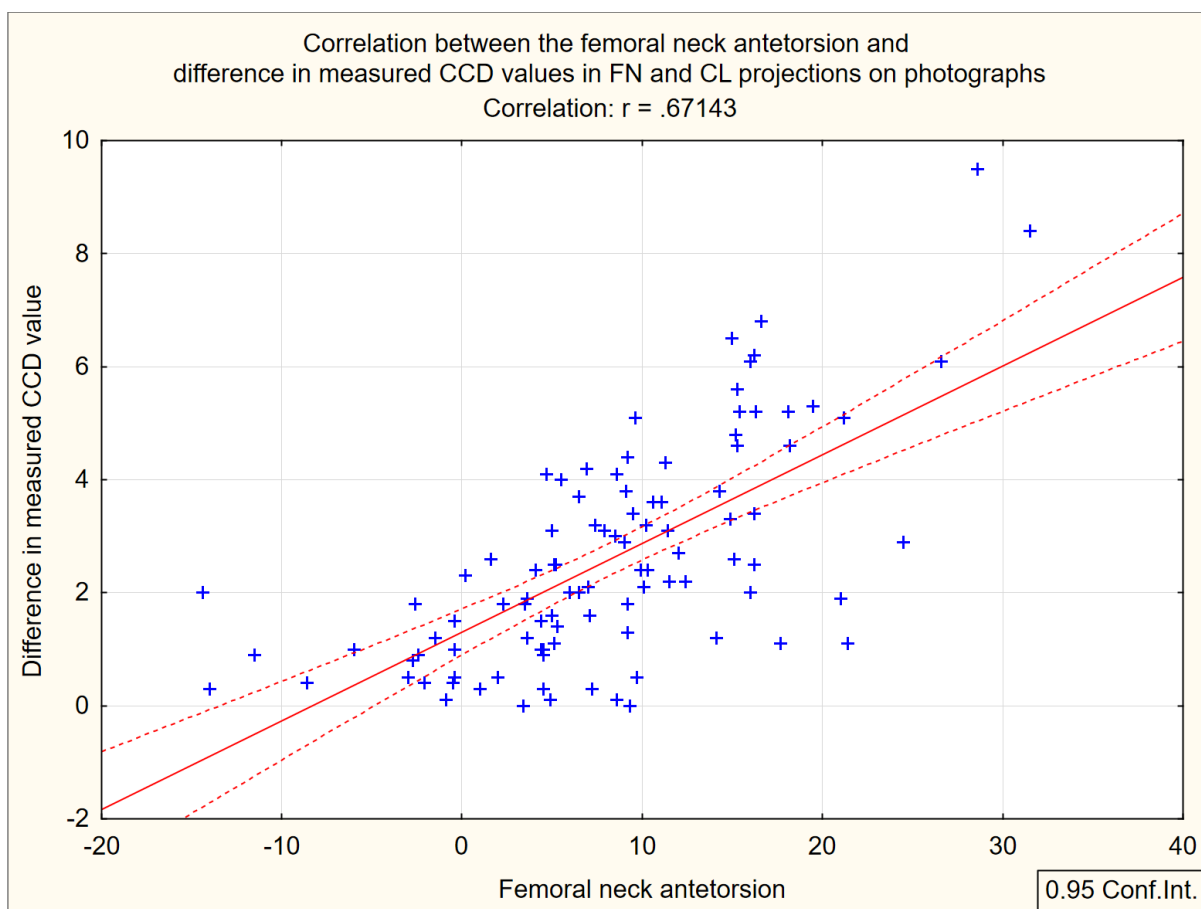
K potvrzení normální distribuce jsme provedli Shapiro-Wilkův test úhlů CCD femuru v projekci FNP a úhlů verze krčku femuru u všech měřených femurů. Oba ukázaly normální rozložení s hodnotami W 0,977 a 0,984.

Když jsme změřili všechny femury, zjistili jsme statisticky významný rozdíl mezi hodnotami úhlu CCD naměřenými ve snímcích CLP a FNP. Tento statisticky významný rozdíl byl přítomen jak ve skupině fotografií, tak ve skupině rentgenových snímků (Tabulka 1). Porovnali jsme naměřené hodnoty na jednotlivých femurech mezi fotografickými a rentgenovými měřeními a nezjistili jsme žádný statisticky významný rozdíl. To znamená, že výsledky získané měřením hodnot CCD na fotografiích a rentgenových snímcích lze považovat za shodné.

Po rozdělení femurů do skupin podle verze krčku femuru jsme znovu vyhodnotili, zda je rozdíl mezi naměřenými hodnotami úhlu CCD na snímcích ve FNP a CLP statisticky významný. Zjistili jsme, že ve skupinách "Ante" a "Normal" byl statisticky významný, ale ve skupině "Retro" se statisticky významný rozdíl neprojevil. Tento výsledek byl identický jak při měření na fotografiích, tak na rentgenových snímcích. Naměřené hodnoty úhlu CCD jsou uvedeny v Tabulce 1. Tabulka je rozdělena na skupinu fotografií a rentgenových snímků spolu s rozdělením do skupin "Retro", "Normální" a "Ante" podle verze krčku femuru. Zaznamenali jsme, že se zvyšující se hodnotou FNV se zvětšoval rozdíl mezi naměřenou hodnotou úhlu CCD v FNP a CLP. Vyhodnotili jsme vztah mezi těmito dvěma proměnnými a zjistili jsme, že existuje silná korelace (Pearsonův korelační koeficient, $r = 0,67$). Graf (Obr. 21) vizualizuje vztah těchto dvou hodnot s korelační čarou a 95% konfidenčním intervalem.

	n	FNV	CLP	FNP	p	n	XCLP	XFNP	p
All	100	8.2 SD 8.3 (-14.4 - 31.5)	127.0 SD 5.9 (108.3-139.6)	124.7 SD 5.8 (104.6-136.4)	<0.05	50	127.2 SD 5.4 (110.2-136.7)	124.1 SD 5.1 (108.4-134.5)	<0.05
Retro	16	-4.5 SD 4.9 (-14.4 - -0.4)	124.2 SD 6.2 (113.1-135.3)	124.1 SD 6.3 (113.3-135.7)	0.69	5	125.2 SD 6.8 (115.2-133.8)	124.1 SD 6.2 (117.0-133.6)	0.25
Normal	61	7.4 SD 3.5 (0.2 -15.0)	127.3 SD 6.0 (108.3-139.6)	125.3 SD 6.1 (104.6-136.4)	<0.05	22	127.4 SD 6.0 (110.2-136.7)	125.1 SD 5.9 (108.4-134.5)	<0.05
Ante	23	19 SD 4.7 (15.1 -31.5)	128.2 SD 4.7 (119.3-137.1)	123.7 SD 4.7 (115.1-131.5)	<0.05	23	127.5 SD 4.6 (119.1-136.5)	123.2 SD 3.8 (114.3-129.8)	<0.05

Tabulka 1. Změřené hodnoty CCD a FNV úhlů se statistickými hodnotami ukazující, zda je rozdíl mezi měřeními CCD úhlů mezi skupinami CLP vs FNP a XCLP vs XFNP statisticky signifikantní



Obr. 21. Graf ukazující korelaci mezi anteverzí krčku femuru a rozdílem mezi naměřeným CCD úhlem ve FN a CL projekcích spolu s linií Personovy korelace a přerušovanými liniemi 95% konfidenčního intervalu.

3.2. Radiografické pozorování implantovaných dříků

3.2.1. Naše pozorované dříky

Od roku 2006 bylo na naší klinice implantováno 7 různých krátkých dříků. Jednalo se o dříky ze 4 skupin dle JISRF klasifikace. Dle rozdělení do skupin to jsou: Collo-MIS ze skupiny 2A, Proxima ze skupiny 2B, Fitmore, Profemur Preserve, Optimys a Minima ze skupiny 3A a Fit ze skupiny 3B. Všechny dříky byly radiologicky i klinicky sledovány s minimálně 5letým odstupem. Každý z pacientů podstoupil kontrolu 6 týdnů od operace, 6 měsíců, 1 rok a následně každé 2 roky. Všichni pacienti odlehčovali o francouzských berlích do první kontroly 6 týdnů po operaci. Pokud na této kontrole byl pacient klinicky i na rentgenovém snímku v pořádku, bylo jim povoleno zatěžovat plně.

Proxima

Jako první krátký dřík, který se na naší klinice začal implantovat byl dřík **Proxima** od firmy DePuy (nyní DePuy Synthes, Warsaw, Indiana, USA). Je to dřík typu 2B dle JISRF klasifikace a byl uveden na trh v roce 2006. Je vyrobený z titanu s patentovaným povrchem nazývaným Duofix®, což je povrch ze sinterovaných mikrokuliček s velikostí pórů 250 μ m a nástrikem hydroxyapatitu. (Swarts E., 2015). Způsob implantace byl nestandardní díky použití takzvané „round the corner“ techniky zavádění dříku a impaktorů místo klasických rašplí. Byl na naší klinice poprvé implantován v roce 2006 prof. Antonínem Sosnou a používán do roku 2010. Bylo implantováno 13 dříků u 10 pacientů s průměrným věkem 56 let v době operace (min 41, max 77, SD 9,75). Z těchto pacientů jsme 3 ztratili ze sledování, a proto jsme pozorovali remodelační změny u 10 implantovaných dříků.

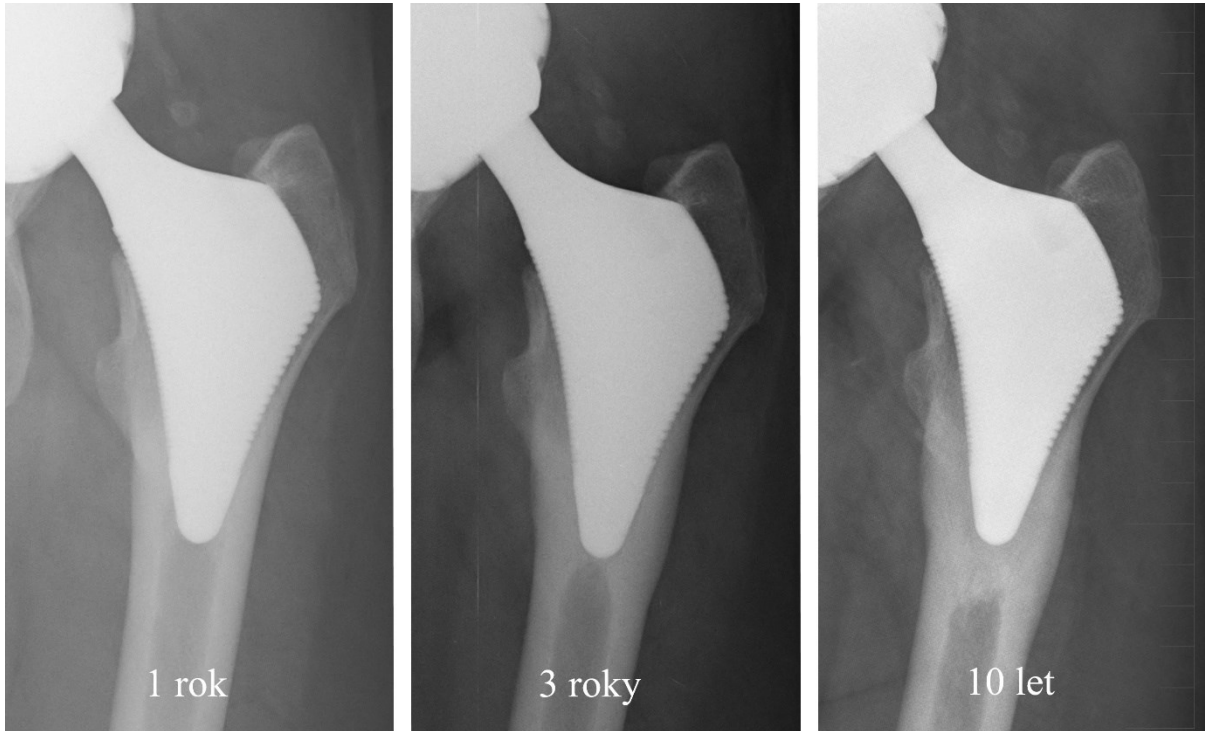


Obr.22. Dřík Proxima od firmy DePuy, převzato z firemních materiálů.

Proxima remodelační změny

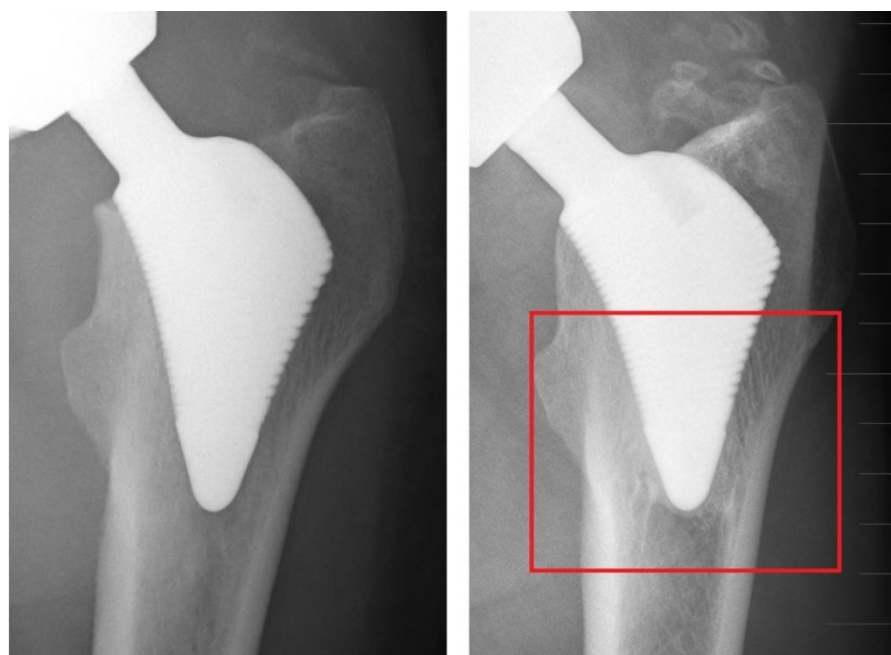
Pozorovali jsme 3 možné typy změn na RTG snímcích po implantaci dříku Proxima, nejčastěji to byl vývoj trabekulární struktury navazující se na laterální povrch dříku a to u 6

dříků (60%). Formace trabekulární struktury byla závislá na dostatečném odstupu mezi laterální kortikalis a dříkem. Ve 2 případech (20%), kde byl dřík v kontaktu s kortikalis, impaktovaný s konickou částí v kontaktu s mediální i laterální kortikalis, jsme pozorovali rozvoj hypertrofie kortikální kosti na mediální i laterální straně pod hrotem dříku. U jednoho z dříků (10%) jsme pozorovali nespecifické zbytnění na endosteální straně v okolí dříku a u dalšího (10%) jsme nepozorovali žádné změny.



Obr. 23. Rozvoj kortikální hypertrofie u dříku Proxima. Vlevo snímek 1 rok po implantaci, uprostřed 3 roky po operaci a vpravo snímek 10 let po operaci kde nález již stacionární.

Obr. 24. Formace trabekul navazujících se na laterální povrch dříku proxima. Vlevo 6 týdnů po operaci, vpravo 10 let po operaci.



Fit

Současně s dříkem Proxima se také v roce 2006 začal používat dřík **Fit** od Lima Corporate (nyní Enovis Lima, Udine, Italy). Je to dřík skupiny 3B dle JISRF klasifikace vyroben z titanu s anatomickým tvarováním. Toto tvarování kopíruje torzi proximálního femuru a zajišťuje maximální vyplnění metafýzy dříkem. Vzhledem k anatomickému tvarování jsou zapotřebí stranové varianty dříku. Povrch dříku je v proximální části tvořen z titanového nástřiku pokrytého hydroxyapatitem a distální polovina je leštěná k prevenci integrace v této části. I když JISRF považuje tento dřík za krátký, zastáváme se názoru že se jedná o přechodový typ mezi krátkým a dlouhým dříkem vzhledem k fixaci v metafýze ale dlouhé délce distální části dříku, která je sice leštěná a proto se dá považovat jen za centrovací prvek. Byl implantován ve 209 případech u 174 pacientů. Jedenáct z pacientů se nám ztratilo ze sledování, proto jsme sledovali radiologické změny u 163 dříků. Průměrný věk v době implantace byl 58 let (min 24, max 81, SD 10,60).

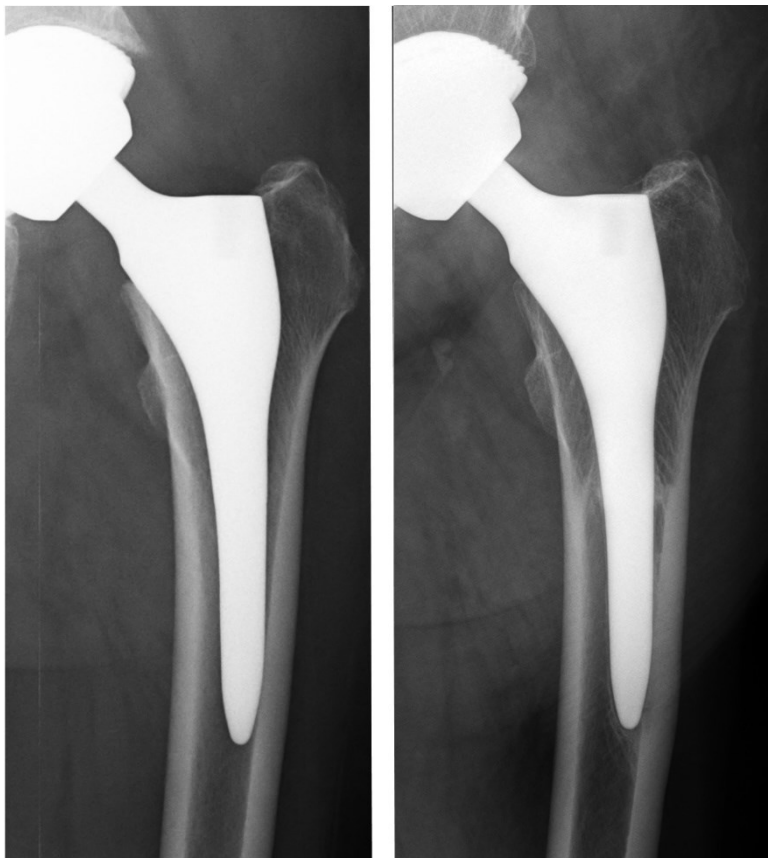


Obr. 25. Dřík Fit od od firmy Lima Enovis. Převzato z firemních materiálů.

Fit remodelační změny

U dříku Fit jsme pozorovali malé množství změn na pozorovaných rentgenových snímcích. Pokud byly pozorovány remodelační změny, jednalo se o formaci trabekulární struktury navazující se na povrch dříku, a to v 15 případech (7,6%) kde se jednalo o dříky které byly poddimenzované pro femur do kterého byly implantovány. I přes implementaci leštěného hrotu se objevily 4 případy (2%) hypertrofie kortikalis v distální části dříku. Ve 3 případech (1,5%) jsme pozorovali nespecifické zbytnění v okolí dříku. U ostatních 176 dříků (88,9%) jsme nepozorovali žádné remodelační změny.

Obr. 26. Rozvoj trabekulární struktury navazující se na stříkaný povrch dřívku Fit. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 3 roky po operaci



Obr. 27 Rozvoj hypertrofie v oblasti laterální kortikalis, kde je distální leštěný povrch dřívku v kontaktu s kortikální kostí. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 6 let po operaci.



Collo-MIS

Vzhledem k ukončení výroby dříku Proxima byl jako další krátký dřík využíván **Collo-MIS** od firmy Lima Corporate (nyní Enovis Lima, Udine, Italy). Je to dřík typu 2A dle JISRF klasifikace. Jedná se o titanový dřík s povrchovým ošetřením ze stříkaného titanu a hydroxyapatitu. Distální hrot dříku je vyleštěn. Podobně jako u dříku Proxima byly při přípravě lůžka pro tento dřík používány impaktory místo klustických rašplí. Poprvé na naší klinice byl využit v roce 2010 a byl implantován ve 31 případech u 26 pacientů. Jeden z pacientů se ztratil ze sledování, a proto jsme sledovali radiologické změny u 30 dříků. Průměrný věk v době implantace byl 61 let (min 36, max 81, SD 10,38).

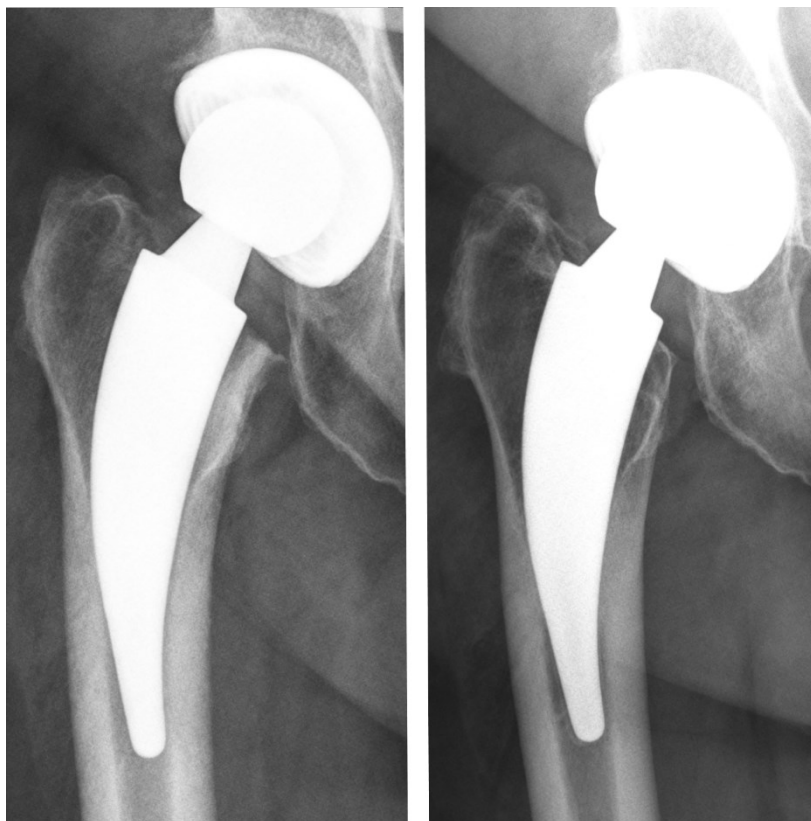


Obr. 28. Dřík Collo-MIS od firmy Lima Enovis, převzato z firemních materiálů.

Collo-MIS remodelační změny

Podobně jako u dříku Proxima jsme pozorovali formaci novotvořené kosti navazující se na povrch dříku. Tyto změny se však objevovaly distálněji v oblasti přechodu hydroxyapatitového nástřiku na leštěný povrch. Tyto změny byly charakteru jasné trabekulární struktury nebo depozice novotvořené kosti v této lokalizaci na mediální i laterální straně a byly pozorovány u 14 dříků (46,7%) Vzhledem k lokalizaci těchto změn by se daly považovat za spot welds. Všechny tyto dříky byly implantovány v neutrálním postavení s prostorem mezi dříkem a oběma kortikalis, umožňující remodelační změny v této lokalizaci. U 7 dříků (23,3%) jsme pozorovali nespecifickou remodelaci v jiné lokalizaci, která byla závislá na pozici dříku kde endosteální povrch v blízkosti laterální kortikalis ukazoval novotvorbu kosti. U 2 dříků (6,7%) byl pozorovaný jasný fenomén stress shielding se ztrátou kostního substrátu v oblasti velkého i malého trochanteru. U obou těchto případů byl dřík impaktovaný hluboko do femuru, kdy byl v kontaktu s mediální i laterální kortikalis. U 11 dříků (39,3%) jsme nepozorovali žádné remodelační změny.

Obr. 29. Stress shielding u dříku Collo-Mis. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 5 let po implantaci kde je viditelná ztráta trabekulární struktury v oblasti velkého a malého trochanteru.



Obr. 30. Vývoj trabekulární struktury napojující se na dřík charakteru spot-welds. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 9 let po implantaci.



Profemur Preserve

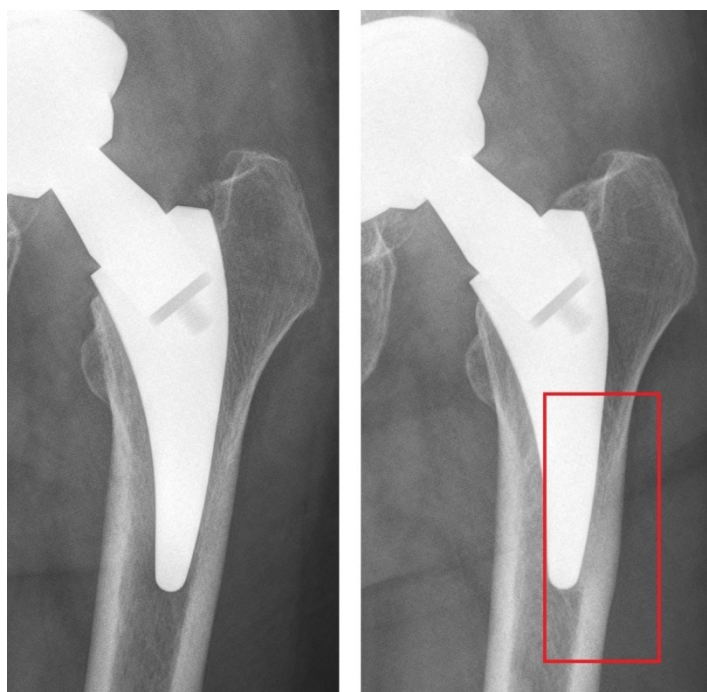
Poté co se přestal užívat dřík Collo-MIS, bylo k dispozici současně několik dříků skupiny 3A. Od roku 2011 se začal používat dřík **Profemur Preserve** od firmy Wright (nyní MicroPort Orthopaedics, Memphis, USA). Jednalo se o modulární variantu dříku s možností výběru krčku. Konstrukčně se jedná o dřík typu 3A dle JISRF klasifikace vyrobeným z titanu s trapezoideálním průřezem a klínovitým tvarem k zajištění primární stability. Primárně má povrch ze stříkaného titanu a distálně pouze se zhruběním titanového povrchu. Byl implantován ve 14 případech u 12 pacientů. Průměrný věk v době implantace byl 70 let (min 57, max 81, SD 7,71).



Obr. 31. Dřík Profemur Preserve od firmy Microport Orthopaedics, převzato z firemních materiálů.

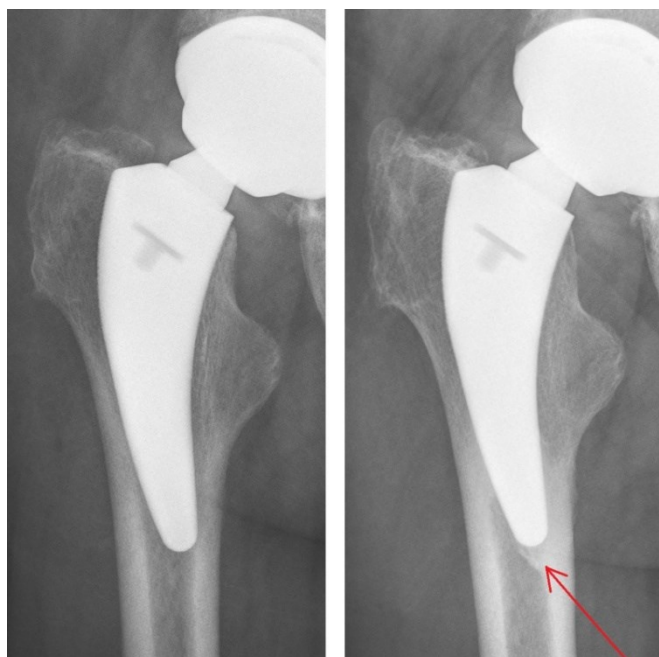
Profemur Preserve Změny

U 3 dříků (21,4%) jsme pozorovali rozvoj hypertrofie kortikalis kolem distálního hrotu dříku podobně jako u dříku Proxima. U 4 dříků (28,6%) bylo pozorované nespecifické zbytnění kosti v okolí dříku bez jasné trabekulární struktury a u 1 dříku byl pozorován rozvoj tzv. pedestal pod dříkem – kostěné struktury pod hrotem dříku. U 6 zbylých dříků (42,9%) jsme nepozorovali žádné remodelační změny.



Obr. 32. Rozvoj hypertrofie laterální kortikalis u dříku Profemur Preserve. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 1.5 roku.

Obr. 33. Rozvoj pedestal pod hrotem dříku Preserve. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 5 let po implantaci.



Optimys

Od firmy Mathys (nyní Enovis Mathys, Bettlach, Switzerland) byl využíván dřík **Optimys**, poprvé implantován na naší klinice roku 2013. Je to také dřík typu 3A dle JISRF klasifikace. Konstrukčně je založen na zahnutí dříku, které má kopírovat zahnutí mediální kortikalis s trojitým zúžením k zajištění primární stability. Má povrch ze stříkaného titanu s nástřikem hydroxyapatitu. Byl implantován ve 31 případech u 31 pacientů. Průměrný věk v době implantace byl 59 let (min 26, max 81, SD 15.61). Z těchto pacientů 3 byli nedosledováni, a proto jsme sledovali 28 dříků.



Optimys remodelační změny

V porovnání s ostatními dříky jsme pozorovali nejvíce případů stress shielding, a to u 13 dříků (46.4%). U dvou z těchto případů byla současně pozorována i hypertrofie laterální kortikalis. U všech případů stress shielding byl dřík, podobně jako u stress shielding pozorovaného u dříku Collo-MIS, implantován tak, že distální část dříku byla plně v kontaktu buď s laterální nebo oběma kortikalis. Nespecifické zbytnění v okolí dříku bylo pozorováno u 5 dříků (17.9%). U 11 (39.3%) jsme nepozorovali žádné remodelační změny.

Obr. 34. Dřík Optimys od firmy Enovis Mathys, převzato z firemních materiálů.

Obr. 35. Stress shielding v oblasti velkého trochanteru v kombinaci s hypertrofií kortikalis v okolí distální části dříku Optimys, vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 4 roky po implantaci.



Fitmore

Od firmy Zimmer (Warsaw, Indiana, USA) byl využíván dřík **Fitmore** který je specifický velkou škálou velikostí dříků včetně rozdílných CCD úhlů a offsetů. Je to dřík typu 3A dle JISRF klasifikace, proximálně s povrchem ze stříkaného titanu a zhruběným titanem distálně. Na naší klinice byl poprvé použit v roce 2012 a implantován ve 107 případech u 106 pacientů. Průměrný věk v době implantace byl 64 let (min 32, max 85, SD 11,62). Ze 107 dříků se 25 ztratilo ze sledování, a proto bylo sledováno 81 dříků.

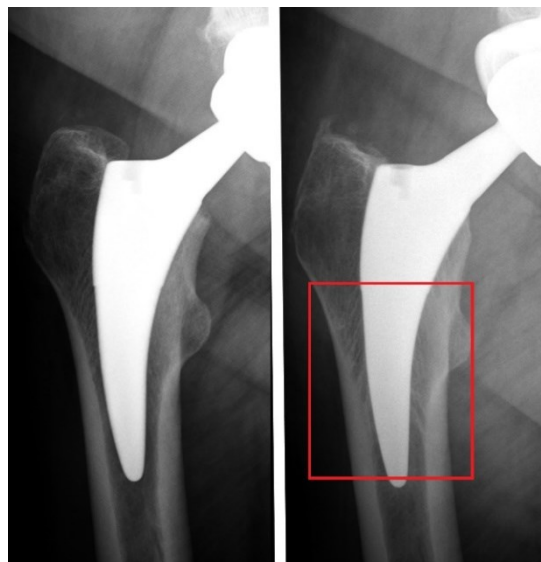


Obr. 36. Dřík Fitmore od firmy Zimmer, převzato z firemních materiálů.

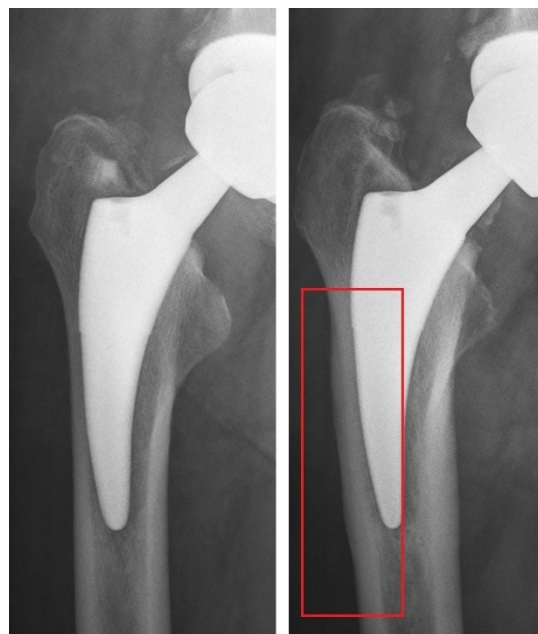
Fitmore remodelační změny

U 45 (55,6%) dříků jsme nepozorovali žádné změny na rentgenech. Nejčastější pozorované remodelační změny byly rozvoj hypertrofie kortikalis a to u 21 (25,9%) dříků. Hypertrofie kortikalis se opět u těchto pacientů objevuje v případech kontaktu dříku s kortikální kostí. Ve 14 případech byl pozorován rozvoj hypertrofie jen laterální kortikalis kde byl dřík s ní v kontaktu. V ostatních 7 případech byla ale pozorována hypertrofie obou kortikalis u dříků kde byl v kontaktu s oběma stranami. U tří z těchto dříků byl současně pozorován fenomen stress shielding a u jednoho se objevil rozvoj pedestal. U 6 (7,4%) byl pozorován stress shielding celkově a u 4 (28,6%) dříků jsme pozorovali nespecifické zbytnění kosti v okolí dříku.

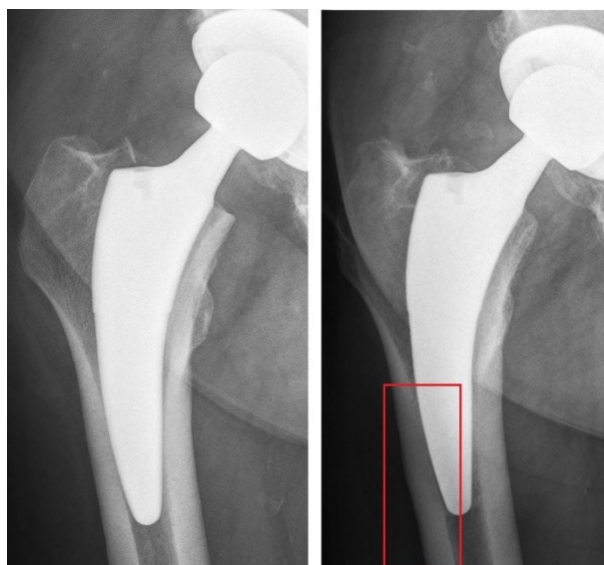
Obr. 37. Pozorovaný rozvoj trabekulární struktury navazující na povrch dříku na mediální i laterální straně. Vlevo 6 týdnů po operaci, vpravo 2 roky po operaci.



Obr. 38. Rozvoj hypertrofie na laterální kortikalis při kontaktu dříku, vlevo 6 týdnů po operaci, vpravo 3 roky po operaci.



Obr. 39. Široká hypertrofie laterální kortikalis v celé délce kontaktu laterální části dříku s kortikální kostí. Vlevo 6 týdnů po operaci, vpravo 3 roky po operaci.



Minima

Poslední dřík, který jsme začali používat v roce 2015 a používáme dodnes je dřík **Minima** od firmy Lima Corporate (Nyní Enovis Lima, Udine, Italy) Je to dřík typu 3A dle JISRF klasifikace. Jedná se o titanový dřík s povrchem hrubého titanového nástřiku proximálně a zhruběného titanu distálně. Případů s délkou implantace více než 5 let bylo 55, u 54 pacientů. Průměrný věk v době implantace byl 58 let (min 25, max 80, SD 13,46). Z 55 dřίκů jsme 8 ztratili ze sledování, a proto jsme dlouhodobě kontrolovali 47 dřίκů.

Minima remodelační změny

V případě dříku Minima jsme pozorovali rozvoj hypertrofie podobného charakteru jako u dříku Fitmore u 12 (25,5%) dřίκů. Tyto změny byly opět závislé na kontaktu dříku s kortikální kostí. V případě kontaktu jen s laterální kortikalis se hypertrofie rozvíjela jen na této straně u 7 případů. Při kontaktu dříku s oběma kortikalis se dal pozorovat rozvoj hypertrofie obou stran u 5 případů. U 9 (19,1%) dřίκů jsme pozorovali nespecifické zbytnění v okolí dříku, u 1 dříku (2,1%) stress shielding a u 1 (2,1%) rozvoj jasné trabekulární struktury navazující se na povrch dříku. U zbylých 24 (51,5%) jsme nepozorovali žádné remodelační změny.



Obr. 40. Dřík Minima od firmy Lima Enovis, převzato z firemních materiálů.



Obr. 41. Rozvoj hypertrofie mediální i laterální kortikalis po implantaci dříku Minima. Vlevo 6 týdnů po implantaci, vpravo 7 let po implantaci.

3.1.2. Dřívky pozorované ve spolupráci s ortopedickou klinikou v Martině

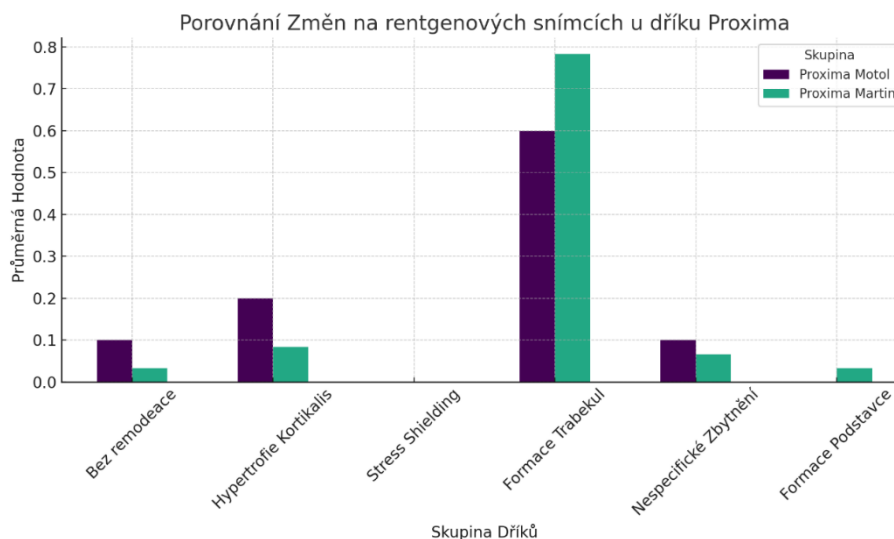
V rámci mezinárodních vztahů mezi klinikami a faktu že na ortopedické klinice v Martině mají jedno z největších množství implantovaných náhrad Proxima, jsme se rozhodli pro spolupráci a sdílení poznatků. Prim. Libor Nečas, PhD. mezi lety 2006 a 2015 implantoval téměř 400 náhrad kyčelního kloubu Proxima. Pacienti byli pravidelně sledováni s klinickou a radiologickou kontrolou po 6 týdnech od operace, následně po 3 měsících, 6 měsících, 1 roku a následně každé 2-3 roky. Všichni pacienti byli instruováni plně odlehčovat o podpažních berlích do první kontroly po 6 týdnech od operace, kdy jim bylo povoleno přejít na francouzské berle, které využívali do 3 měsíců po operaci. Pokud při této kontrole byl pacient klinicky i radiologicky v dobrém stavu, bylo jim poté dovoleno zatěžovat plně.

Z tohoto souboru jsme vybrali 60 reprezentativních implantátů u pacientů kteří byli pravidelně sledováni a u kterých byla dohledatelná rentgenologická dokumentace vzhledem k tomu, že u velké části pacientů byly prvotní rentgenová vyšetření provedena na foliích. Jednalo se tedy o 60 implantátů Proxima implantovaných u 47 pacientů, 20 mužů a 27 žen mezi 05/2008 a 05/2015. Průměrný věk v době operace byl 52 let, s nejmladším pacientem věku 15 let a nejstarším věku 64 let.

Remodelační změny u společně hodnocených dřívků Proxima s Ortopedickou klinikou v Martině

Hodnotili jsme změny na pooperačních rentgenech stejně jako u dřívků implantovaných na naší klinice. Pozorovali jsme formaci trabekulární struktury u 47 dřívků (78,3%), hypertrofie kortikalis u 5 dřívků (8,3%), nespecifické zbytnění u 4 dřívků (6,7%), formace podstavce u 2 dřívků (3,3%) a žádné remodelační změny také u 2 dřívků (3,3%).

Obr. 42. Grafické porovnání proporcionálních hodnot pozorovaných změn na RTG u dřívku Proxima v Motolské a Martinské skupině.

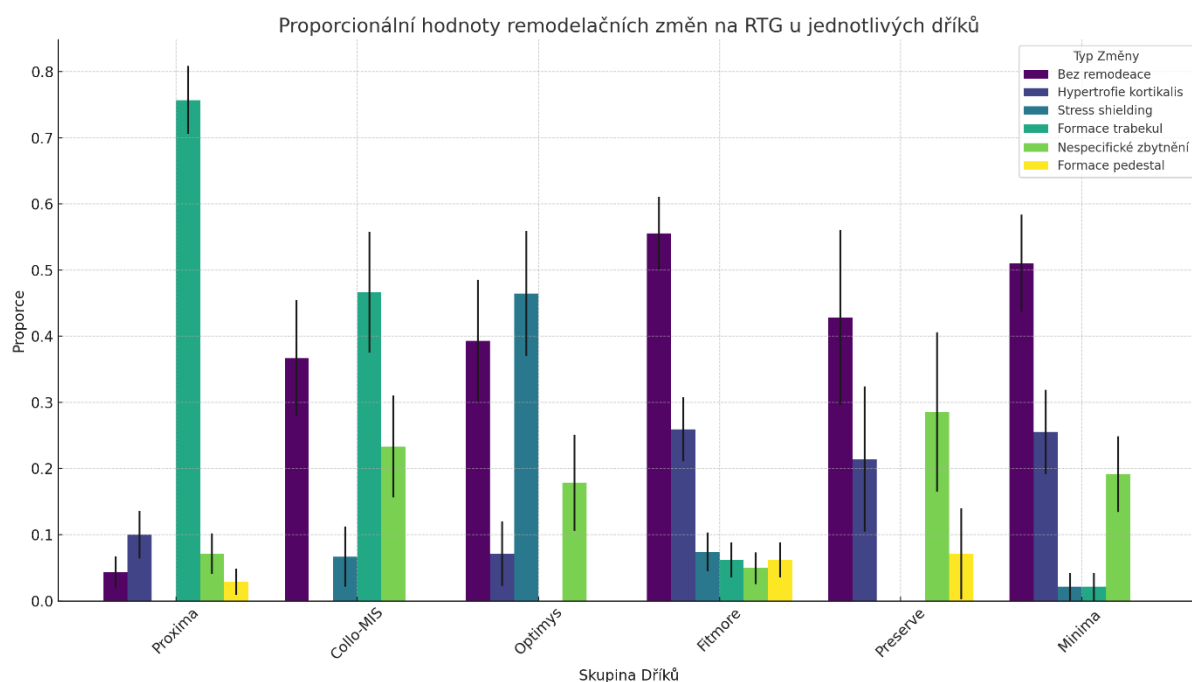


3.2.3. Souhrn remodelačních změn všech dřίκů

Při analýze souhrnných pozorovaných remodelačních jsme se rozhodli zkombinovat dřıký Proxima pozorované na naší klinice a na ortopedické klinice v Martině. Vzhledem k absenci pozorovaných změn u absolutní většiny dřıků Fit, jsme se rozhodli neprovádět statistickou analýzu u těchto dřıků. Výsledky pozorovaných změn jsou uvedené v Tabulce 2.

Dřıký	n	Bez remodelace	% zastoupení	Hypertrofie kortikalis	% zastoupení	Stress shielding	% zastoupení	Formace trabekul	% zastoupení	Nespecifické zbytnění	% zastoupení	Formace pedestal	% zastoupení
Proxima	70	3	4.3%	7	10.0%	0	0.0%	53	75.7%	5	7.1%	2	2.9%
Collo-MIS	30	11	36.7%	0	0.0%	2	6.7%	14	46.7%	7	23.3%	0	0.0%
Optimys	28	11	39.3%	2	7.1%	13	46.4%	0	0.0%	5	17.9%	0	0.0%
Fitmore	81	45	55.6%	21	25.9%	6	7.4%	5	6.2%	4	4.9%	5	6.2%
Preserve	14	6	42.9%	3	21.4%	0	0.0%	0	0.0%	4	28.6%	1	7.1%
Minima	47	24	51.1%	12	25.5%	1	2.1%	1	2.1%	9	19.1%	0	0.0%

Tabulka 2. Pozorované remodelační změny u jednotlivých dřıků s jejich procentuálním zastoupením.



Obr. 43. Sloupcový graf znázorňující průměrné hodnoty různých změn pozorovaných na rentgenových snímcích pro jednotlivé skupiny dřıků. Výška každého sloupce v grafu představuje průměrnou četnost každé pozorované změny ve vztahu k celkovému počtu pozorování pro danou skupinu dřıků. U dřıků Proxima jsme spojili výsledky naše a z kliniky v Martině.

Pozorování

- Formace trabekul je pozorována ve vysokém procentu u dříku Proxima (75,7%) a Collo-MIS (46,7%).
- Hypertrofie kortikalis je výrazně vyšší u dříku Fitmore, Preserve a Minima (u všech nad 20%), s nulovým výskytem u dříku Collo-MIS.
- Absence změn byla pozorována v největším procentu u dříku Fitmore (55,6%) a nejnižším u Proximy (4,3%).
- Stress Shielding je výrazně vyšší u dříku Optimys (46,4%) ve srovnání s ostatními skupinami, kde je mnohem méně rozšířený.
- Pozorování nespecifického zbytnění se výrazně liší u všech dříků.
- Formace pedestal je pozorována pouze u dříku Fitmore a Preserve.

Specifika pro jednotlivé skupiny

- **Skupina 2A (Collo-MIS)** vykazuje výraznou absenci Hypertrofie kortikalis, relativně nízkou úroveň stress shielding, ale druhou nejvyšší míru formace trabekul a nespecifického zbytnění.
- **Skupina 2B (Proxima)** vykazuje nejvyšší procento formace trabekul (60%), což je výrazně více než u ostatních skupin, střední úroveň hypertrofie kortikalis a nespecifického zbytnění, ale žádné případy stress shielding nebo formace podstavce.
- **Skupina 3A (Optimys, Fitmore, Preserve, Minima)** vykazuje nejčastěji absenci remodelačních změn a hypertrofii kortikalis a to hlavně u dříku Fitmore, Profemur Preserve a Minima. Stress shielding je zvláště vysoký u dříku Optimys ale není významně pozorován u ostatních. Formace podstavce je pozorována pouze u dříku Fitmore a Preserve.

3.2.4. Statistická analýza a výsledky

Vzhledem k malému množství vzorků je statistická analýza obtížná, nicméně vzhledem k jasným observacím jsme se rozhodli statisticky zhodnotit dvě hypotézy:

- Díky Proxima a Collo-MIS mají statisticky větší pravděpodobnost formace trabekulární struktury v porovnání s dřívky skupiny 3A.
- Všechny dřívky skupiny 3A kromě Optimys mají stejnou charakteristiku remodelace.

Pro statistický výpočet první hypotézy, že ve skupině Proxima a Collo-MIS je významně vyšší proporce pozorování formace trabekul než v ostatních skupinách, jsme použili výpočet pomocí poměru šancí (odds ratio), s výsledkem OR=55,49 a Yuleovo Q=0,964. Tímto jsme hypotézu potvrdili. **Dřívky Proxima a Collo-MIS mají 55krát častější formaci trabekul než dřívky skupiny 3A.**

Ověření hypotézy, že dřívky Fitmore, Minima a Preserve mají stejné proporce pozorovaných změn, protože patří do stejné skupiny dřívků, byla komplikovanější vzhledem k tomu, že se jednotlivé charakteristiky chování dřívků navzájem nevylučují. Mohli jsme proto testovat vždy pouze "homogenitu" mezi těmito třemi typy dřívků vždy pouze pro jednu charakteristiku. Použili jsme chí-kvadrátový test pro porovnání proporcí v případě hypertrofie kortikalis, nespecifického zbytnění a absence remodelace. U zbylých typů remodelace jsme vzhledem k malému počtu případů použili Freemanovo-Haltonovo rozšíření Fisherova exaktního testu. Z výsledků (Tabulka 3) jsme byli schopni prokázat, že **mezi dřívky Fitmore, Profemur Preserve a Minima nejsou statisticky signifikantní rozdíly v pozorování remodelačních změn typu hypertrofie kortikalis, stress shielding, formace trabekul, formace pedestal ale i při absenci změn.** U pozorování nespecifického zbytnění jsme nebyli schopni statisticky prokázat homogenitu mezi těmito dřívky.

Typ remodelace	Statistická metoda	p
Hypertrofie kortikalis	Pearsonův χ^2 test - $\chi^2=0,1288$	0,9376
Bez remodelace	Pearsonův χ^2 test - $\chi^2=0,8590$	0,6508
Nespecifické zbytnění	Pearsonův χ^2 test - $\chi^2=9,7601$	0,0076
Formace pedestal	Fisherův exaktní test	0,174
Stress shielding	Fisherův exaktní test	0,416
Formace trabekul	Fisherův exaktní test	0,5628

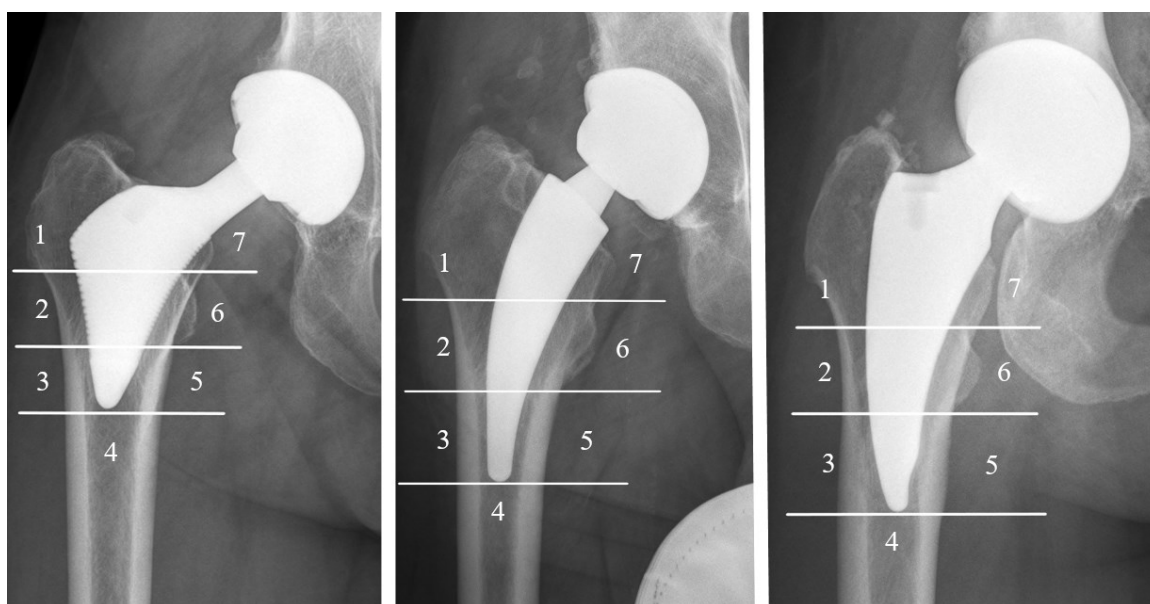
Tabulka 3. Výsledky statistického hodnocení při testu homogenicity remodelačních změn u dřívku Fitmore, Profemur Preserve a Minima

3.3. Biomechanická analýza

V další části jsme se rozhodli vytvořit biomechanický model remodelace kosti spojený s třemi rozdílnými designy krátkých dříků: Proxima, Collo-MIS a Minima. Tyto dříky byly vybrány tak, aby reprezentovaly tři třídy krátkých dříků dle JISRF klasifikace. Dřík Proxima z třídy 2B – „short laterally engaging stem“, Dřík Collo-MIS z třídy 2A – „short neck sparing stem“ a dřík Minima z třídy 3A – „tapered stem“. Dřík Fit skupiny 3B jsme se rozhodli nevyužít vzhledem k absenci pozorovaných remodelačních změn a tomu, že ho považujeme spíše za přechodový typ mezi krátkými a dlouhými dříky.

3.3.1. Pacienti využití v biomechanickém modelu

Pro vytvoření biomechanického modelu bylo vybráno pět pacientů pro každou ze 3 skupin dříků na základě jasných důkazů remodelace na rentgenologických snímcích, naznačujících biomechanickou zátěž. Radiografické hodnocení se zaměřilo na změny naznačující stress shielding, kortikální hypertrofii nebo formaci nových trabekul. Vzory remodelace kostí byly analyzovány v modifikovaných Gruenových zónách (Gruen, T.A. et al., 1979) na rentgenových snímcích pořízených 6 týdnů a 2 roky po operaci. Remodelace byla kategorizována jako „Resorption“ tedy resorpce kostí, „Apposition“ tedy apozice kostí nebo „Lazy zone“ tedy žádná aktivita. Vymezení zón u každého dříku bylo provedeno ve vztahu ke standartním anatomickým strukturám a konci dříku. Byl využit malý trochanter pro vymezení linie mezi zónami a hrot dříku. Toto zajišťovalo konzistentní hodnocení napříč designy implantátů (Obr. 44.)



Obr. 44. Jednotlivé definované Gruenovy zóny u dříků Proxima (vlevo), Colo-MIS (uprostřed) a Minima (vpravo)

3.3.2. Biomechanický model

Pro vývoj pacientům specifických planárních biomechanických modelů byla použita konečně-prvková analýza (Finite Element Analysis, FEA) z rentgenových snímků pořízených 6 týdnů po operaci. Model rozlišoval mezi kortikální kostí, spongiosní kostí a materiálem implantátu. Materiálové vlastnosti byly převzaty z práce od Hambli et al z roku 2014 (Hambli R., 2014). Interakce mezi materiály byla modelována s pevným spojením, aby byla zajištěna kontinuita deformace. Kyčelní kloub byl vystaven statickému zatížení, které odpovídalo 2,83 násobku tělesné hmotnosti pacienta, což simuluje síly působící během chůze podle studie od Bergmann et al. (Bergmann G. et al., 2001). Zatížení bylo aplikováno ve středu femorální hlavičky protézy, reakční síla svalu gluteus medius byla aplikována na velký trochanter. Úhel zatížení dle Pauwelse byl pro každého pacienta individuálně upraven podle studie od Zaghoul et al., aby odpovídal anatomickým variacím (Zaghloul A. et al., 2018).

Oblast zájmu (Region of Interest, ROI) pro biomechanickou analýzu bylo rozhraní mezi dříkem implantátu a spongiosní kostí. Síť konečných prvků (Finite Element Method, FEM) byla v těchto oblastech zjemněna, aby bylo zajištěno přesné vypočítání napětí a deformace, a přesnost výpočtů byla ověřena prostřednictvím studie citlivosti. Hustota energie deformace (Strain Energy Density, SED) byla vypočítána u každého uzlu v modelu a použita jako vstup pro predikce remodelace podle mechanostatu, což je koncept založený na teorii Frosta, (Weinans H. et al., 1992). Mechanický podnět, odvozený od SED, byl použit k předpovědi výsledků remodelace kostí. SED dělené hustotou spongiosní kosti slouží jako definice mechanického podnětu (Elleuch S. et al., 2023).

Mechanobiologický model použitý v této studii předpokládá existenci horních a dolních prahů mechanického podnětu. Při překročení horního prahu (4,4 J/kg) dochází ke zvýšení hustoty kosti prostřednictvím apozice. Pokud podnět klesne pod dolní práh (3,6 J/kg), dochází k resorpci kosti (Ghaziani A.O. et al., 2021). Rozmezí mezi těmito prahy, označované jako "lazy zone", je charakterizováno minimální remodelační aktivitou. Aby byly biomechanické predikce v souladu s radiografickými pozorováními, byly jednotlivé Gruenovy zóny kategorizovány na základě převažujícího mechanického podnětu jako indikativní pro apozici kosti, resorpci kosti, nebo žádnou aktivitu. Tento přístup umožnil přímé porovnání mezi výpočetně odvozenými vzory remodelace a pozorovanými změnami na rentgenových snímcích.

3.3.3. Využití biomechanického modelu k simulaci extrémních pozic implantace

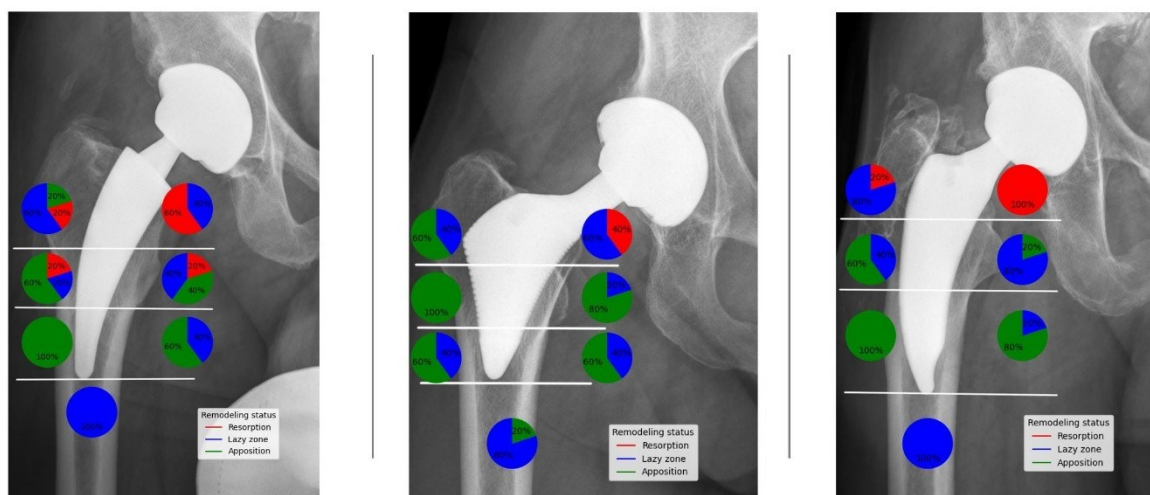
S použitím mechanobiologického modelu jsme hodnotili, jak poloha implantátu ovlivňuje remodelaci kosti. U každého ze tří dříků u jednoho pacienta byla simulována implantace s dříky ve varózní, valgózní a neutrální pozici. Konečná pozice dříků z hlediska kontaktu s kortikální kostí v každé pozici byla zvolena na základě rozsáhlých skutečných radiografických pozorování u každého dříku.

3.3.4. Statistické metody

Pro vyhodnocení korelace mezi biomechanickými predikcemi a pozorovanými vzory remodelace byl použit Mannův-Whitneyův-Wilcoxonův test. Statistická významnost byla stanovena na úrovni $p < 0.05$. Předpovězené vzory remodelace v Gruenových zónách byly porovnány s radiografickými nálezy po 2 letech od operace. Chi-kvadrát test byl použit pro diferenciaci mezi typy dříků na základě stavu remodelace. Statistická významnost byla stanovena na úrovni $p < 0.05$.

3.3.5. Radiografická analýza pacientů vybraných pro biomechanický model

Apozice kosti byla převážně pozorována v zónách 2, 3 a 5 u všech designů dříků. Pozorovány byly rozdíly specifické pro jednotlivé zóny, přičemž dřík Proxima vykázal nejvyšší podíl nové kostní apozice v zónách 1 a 6 v porovnání s ostatními. Naopak, dříky Minima a Collo-MIS vykazovaly častější kostní ztrátu nebo neaktivitu v těchto zónách. U všech implantátů byla pozorována resorpce kosti nebo neaktivita v zóně 7, přičemž dřík Minima vykázal nejvýraznější resorpci v této zóně.

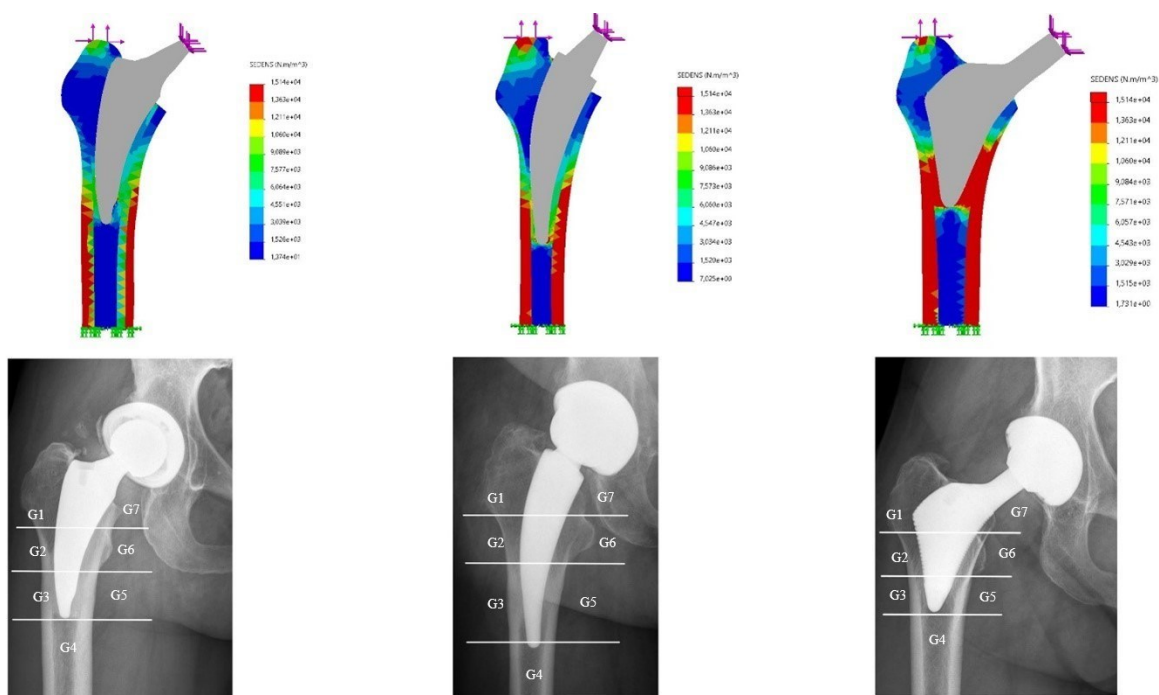


Obr. 45. Vizualizace proporcí pozorovaných změn na rentgenových snímcích u každého dříku a jednotlivých Gruenových zón

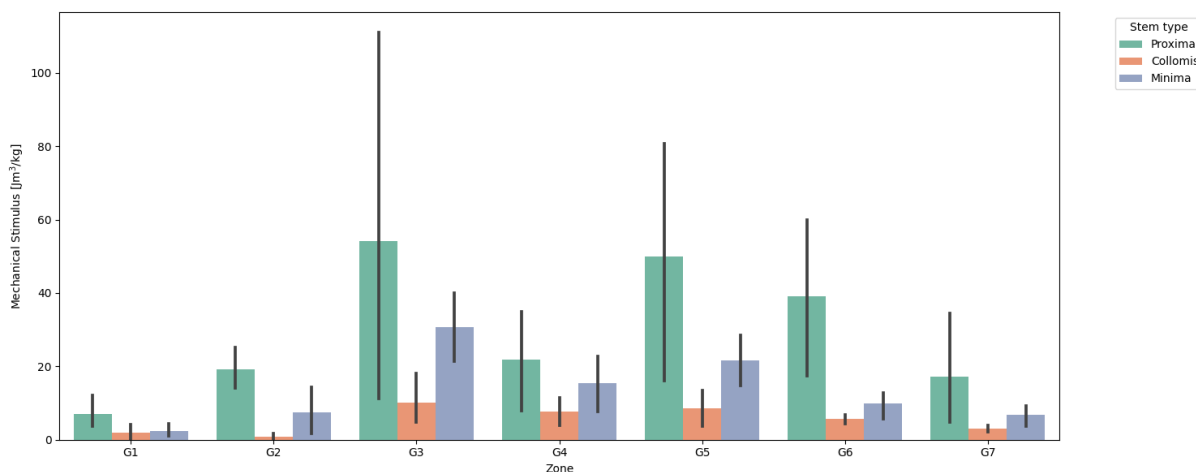
3.3.6. Výsledky z biomechanického modelu

Simulace konečně-prvkové analýzy odhalily nejvyšší hustotu energie deformace v spongiosní kosti v blízkosti metafýzy u dříku Proxima, což korelovalo se zvýšenou kostní apozicí na rentgenových snímcích. Dříky Collo-MIS a Minima vykazovaly nižší přenos energie, což odpovídalo snížené aktivitě remodelace. **Statisticky významná korelace ($p < 0.001$) byla nalezena mezi předpověděným mechanickým podnětem a pozorovanými vzory radiografické remodelace.**

Nebyla prokázána statisticky významná korelace mezi pozorovanou remodelací a typem dříku. P hodnota z Chi-kvadrát testu je vyšší než 0,05 (p hodnota = 0,44), **proto nemůžeme biomechanickým modelem prokázat rozdíl v remodelaci proximálního femuru mezi různými krátkými dříky.**



Obr. 46. Grafické znázornění závislosti mechanického podnětu v označených Gruenových zónách dle typu dříku. Je viditelné, že všechny typy dříků vykazují největší mechanickou aktivitu v zónách G3 a G5. To odpovídá pozorováním na rentgenových snímcích.

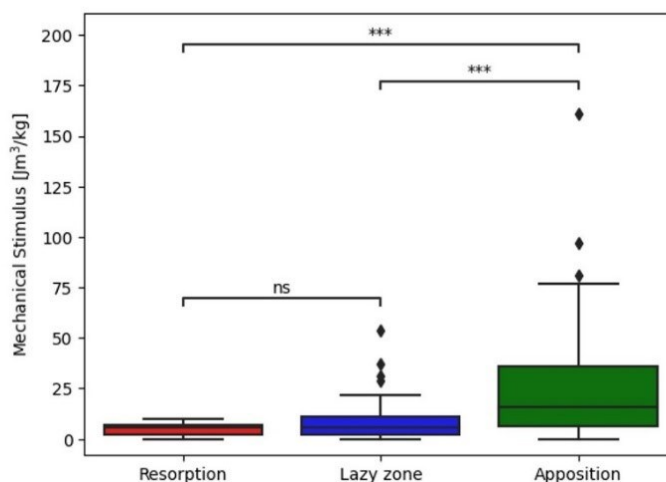


Obr. 47. Sloupcový graf zobrazující střední hodnoty měřeného mechanického podnětu v jednotlivých Gruenových zónách pro každý typ dříku.

Resorption vs. Lazy zone: Mann-Whitney-Wilcoxon test two-sided, P_val:5.142e-01 U_stat=2.780e+02

Lazy zone vs. Apposition: Mann-Whitney-Wilcoxon test two-sided, P_val:2.773e-04 U_stat=5.770e+02

Resorption vs. Apposition: Mann-Whitney-Wilcoxon test two-sided, P_val:8.068e-04 U_stat=1.300e+02

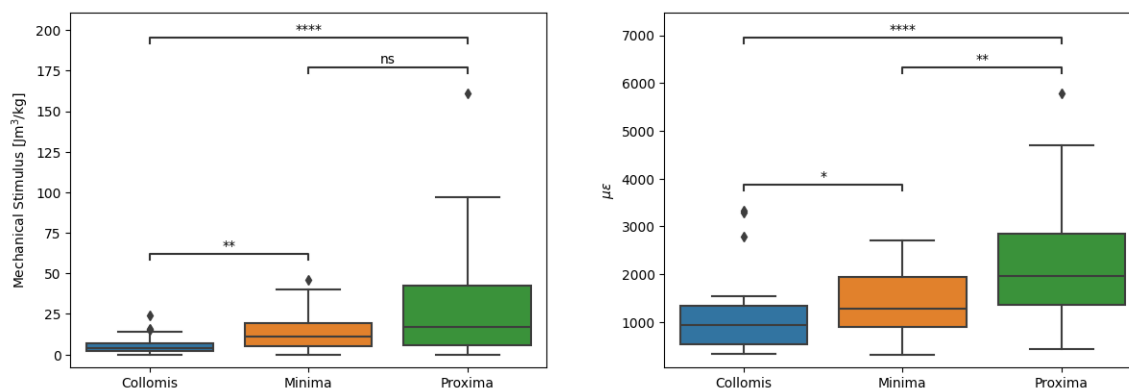


Obr. 48. Box plot znázorňující korelaci mezi měřeným mechanickým podnětem a odpovídajícími změnami kostní remodelace pozorovanými na rentgenových snímcích s výsledky statistické analýzy.

Korelace mezi apozicí pozorovanou na rentgenových snímcích a mechanickým podnětem byla statisticky prokázána s ohledem na lazy zone (p hodnota = $2,773 \cdot 10^{-4}$) a resorpci (p hodnota = $8,068 \cdot 10^{-4}$). Na základě tohoto faktu můžeme předpovědět, že kostní apozice je silně závislá na mechanickém podnětu s ohledem na individuální kostní anatomii a pozici dříku. Na základě statistické analýzy jsme schopni stanovit binární klasifikaci vzorců remodelace. Apozice buď nastane, nebo nenastane.

Rozdíl v kostní remodelaci mezi různými typy dříků je založen na přítomnosti mechanického podnětu a mikronapětí, které souvisí s Frostovou teorií kostní remodelace. Čím větší mikronapětí, tím větší mechanický podnět. Na základě biomechanického modelu jsme

dospěli k závěru, že největší mechanický podnět a největší přítomnost mikronapětí lze pozorovat u dřívku Proxima. To odpovídá pozorovaným radiografickým nálezům. Také byla prokázána statistická významnost mezi jednotlivými typy dřívků na základě biomechanického modelu.

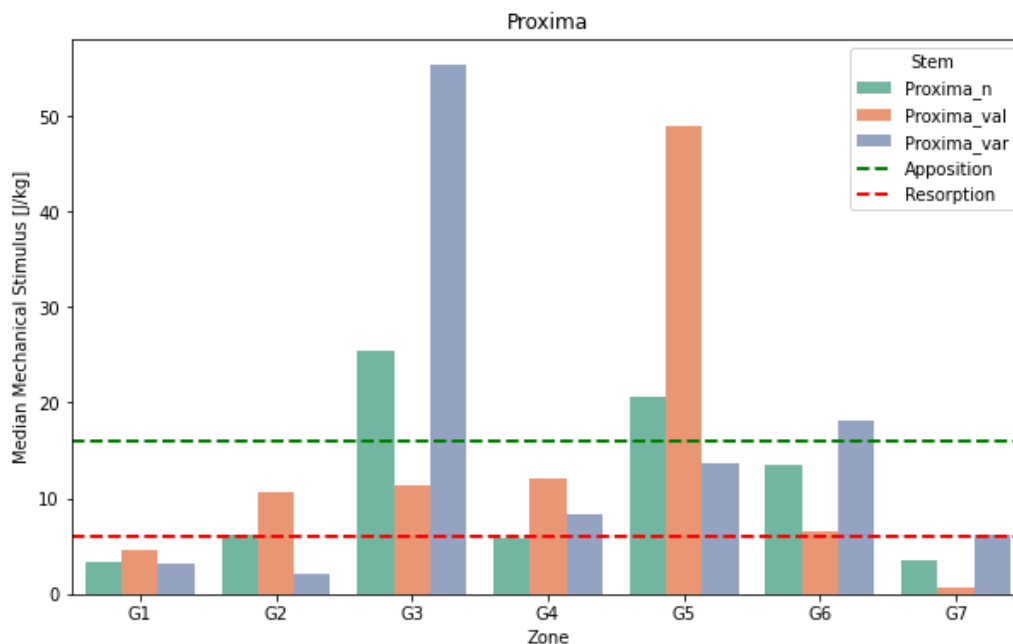


Obr. 49. Box ploty znázorňující výsledky biomechanického modelu s průměrem celkového mechanického podnětu a mikronapětí pro různé dřívky.

Forma výstupu z biomechanického modelu byla stanovena jako kritérium pro identifikaci apozice podél dřívku po implantaci na základě mechanického podnětu odvozeného z výpočtů FEM. Střední hodnoty mechanického podnětu související s kostní apozicí byly stanoveny jako prahová hodnota pro rozhodnutí, zda dojde k apozici v konkrétní zóně, či nikoliv. Data z FEM simulací prošla tímto Booleovským klasifikátorem.

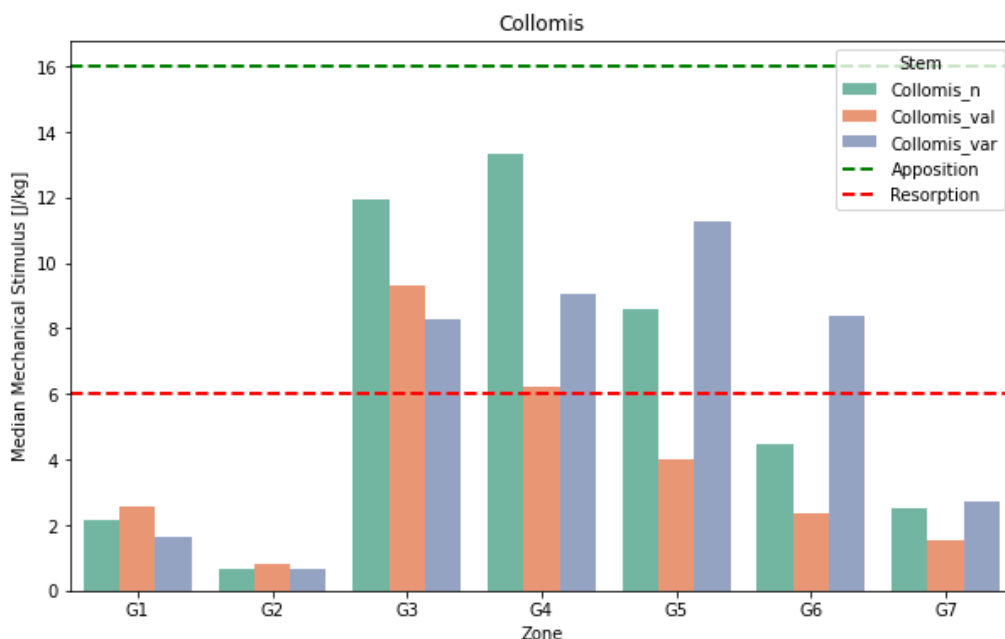
3.3.7. Zatížení kosti v závislosti na pozici dřívku

V případě dřívku Proxima jsou obrovské změny v zatížení v závislosti na varózním nebo valgózním postavení. Při varózním postavení je hrot dřívku v přímém, bodovém kontaktu s laterální kortikalis, která je následně přetížena, tomu odpovídá vrchol mechanického stimulu v zóně G3. Opačný stav se děje při varózním postavení a kontaktu s mediální kortikalis kdy je přetížení v zóně G5. V neutrálním postavení, kdy dřív byl v přímém kontaktu s mediální a laterální kortikalis lze pozorovat maximum zatížení v obou zónách G3 a G5 které jsou nad hodnotou kdy se bude tvořit kostní apozice. Všechny tyto hodnoty odpovídají našemu klinickému pozorování, kdy jsme pozorovali hypertrofii kortikalis v odpovídajících zónách při těchto extrémních postaveních.



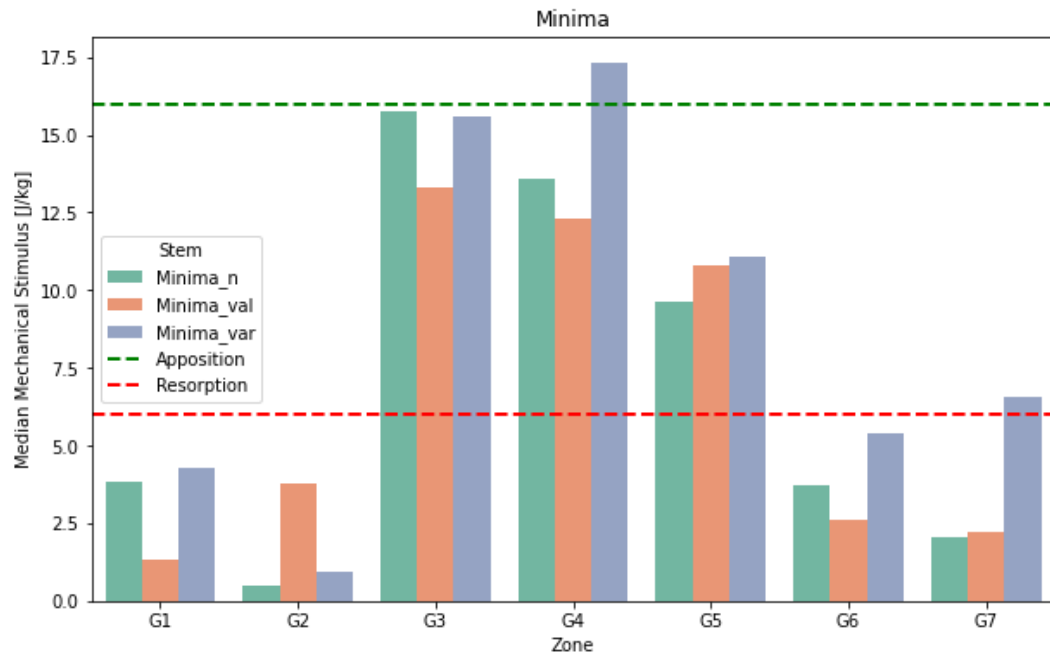
Obr. 50. Hodnoty zatížení skeletu po simulaci implantace dříku Proxima v závislosti na pozici.

V případě dříku Collo-MIS byla hladina mechanického stimulu celkově mnohem nižší než u ostatních dvou dříků kde ani v extrémních pozicích nebyl průkaz přetížení kortikální kosti. Trend větší zátěže zóny G3 při varózním postavení a G5 při valgózním postavení přetrvává ale s mnohonásobně nižším mechanickým stimulem. Dá se předpokládat, že tento rozdíl je dán tvarem dříku kdy se neobjevuje bodový kontakt dříku s kortikalis vzhledem k jeho zahnutí.



Obr. 51. Hodnoty zatížení skeletu po simulaci implantace dříku Collo-MIS v závislosti na pozici.

Dřík Minima vykazoval maximum mechanického stimulu v zónách G3-5 s velmi podobnými hodnotami nezávisle na postavení dříku. Předpokládáme, že tyto výsledky jsou dány tvarem a způsobem implantace dříku Minima, který zajišťuje implantaci hluboko do metafýzy a tím minimalizaci valgózních nebo varózních postavení.



Obr. 52. Hodnoty zatížení skeletu po simulaci implantace dříku Minima v závislosti na pozici.

3.4. Diskuze

3.4.1. Ovlivnění měření CCD úhlu verze krčku

Začali jsme tuto disertační práci s anatomickou studií proximálního femuru analyzující, do jaké míry může antevertze nebo retrovertze krčku femuru ovlivnit měření CCD úhlu na prostém rentgenovém snímku proximálního femuru. Tato souvislost nebyla popsána v žádné dostupné literatuře, a proto jsme na tuto souvislost zaměřili s cílem přinést nové vědomosti do této problematiky při současném využití této informace při předoperačním plánování před kloubní náhradou.

Z výsledků bylo prokázáno, že se zvyšující se hodnotou antevertze krčku femuru existuje statisticky významný rozdíl v CCD úhlu měřeném v projekcích na kondylární linii a na krček femuru.

Při hodnocení radiologických metod používaných pro měření verze krčku femuru byla metoda Rippstein-Dunlop (Rippstein J., 1955) označena za nejspolehlivější (Høiseth A. et al., 1989). Ve své studii však Høiseth et al. rovněž poznamenali, že neexistuje jednoznačná a opakovatelná metoda pro její měření. To je způsobeno tím, že výběr referenčních znaků je často svévolný a opakovaná měření mohou přinášet různorodé výsledky (Boese C. K. et al., 2015).

Rozhodli jsme se proto použít vlastní metodu měření, kterou jsme vyvinuli pro anatomicko-radiologickou studii a která byla navržena tak, aby byla reprodukovatelná s maximální přesností. Klasické hodnocení FNA se provádí definováním středu krčku femuru v nejužším bodě, poté středu hlavice femuru a nakreslením čáry mezi nimi. Umístění této čáry však vykazovalo významnou variabilitu mezi pozorovateli při našich prvotních měřeních. V naší metodě jsme použili kombinovanou oblast hlavice a krčku femuru k výpočtu osy krčku femuru. Pro výpočet dlouhé osy femuru jsme použili celou plochu femorálního těla proximálního femuru zobrazeného na fotografiích nebo rentgenových snímcích. Poté jsme využili počítačové měření dlouhé osy zvýrazněného objektu k získání osy femorálního krčku a těla. Tuto metodu jsme zvolili vzhledem k nejednotnostem a zdánlivě svévolnému umístění linií při měření osy v jiných studiích, kde byla linie obvykle umístěna skrz nejužší část femorálního krčku nebo skrz femorální tělo na stanovených úrovních. Použitím celého krčku femuru a velké části femorálního těla pro měření jejich osy jsme eliminovali svévolný výběr a umístění linie skrze krček nebo tělo femuru.

Když porovnáme naše naměřené hodnoty CCD s hodnotami uváděnými v jiných studiích, zjišťujeme, že naše průměrná hodnota $124,7^\circ$ v projekci FN je nižší než průměrná hodnota $128,5^\circ$ ve zrotovaných hodnotách v meta-analýze od Boese et al. (Boese C. K. et al., 2015). Některé studie vykazují podobné výsledky (Clark J. M. et al., 1987, Massin, P. et al., 2000, Noble, P. C. et al., 1988) a některé z těchto radiologických hodnocení byly provedeny s krčkem femuru paralelně k detektoru, podobně jako v naší studii. Nejsme si jistí, proč byly naše uváděné hodnoty nižší než průměr uvedený v analýze od Boese et al. (Boese C. K. et al., 2015), jednou z možností by mohly být projekční chyby přítomné v jiných studiích.

Korelace mezi zvyšujícím se rozdílem mezi naměřenými hodnotami CCD v obou projekcích, jak se anteverze zvyšuje, je logická. S rostoucí anteverzí femorálního krčku ztěžuje překrývání struktur proximálního femuru na AP rentgenovém snímku měření úhlu CCD. Očekávali bychom podobný trend s rostoucí retroverzí femorálního krčku, ale to se v našich výsledcích neprojevilo, pravděpodobně kvůli malé velikosti vzorku femurů s významnou retroverzí.

Naše výsledky ukazují, že existuje velká variabilita ve verzi krčku femuru. To souhlasí se závěry studií od Khamanarong et al. (Khamanarong, K. et al., 2014), a Kaiser et al. (Kaiser P., 2016). Variabilita verze krčku femuru může vést k zavádějícím měřením úhlu CCD, jak jsme prokázali v této práci. Může existovat rozdíl až $9,5^\circ$ mezi „pravou“ hodnotou CCD a hodnotou naměřenou na AP rentgenovém snímku proximálního femuru. Skutečnost, že verzi krčku femuru nelze předoperačně znát z běžného rentgenového snímku kyčle, znamená, že měření úhlu CCD musí být považováno pouze za hrubý odhad. Byly sice vyvinuty matematické metody pro korekci naměřeného úhlu CCD, vyžadují však vysoce standardizované bi-planární rentgenové snímky pořízené pomocí speciálního vybavení (Brückl R. et al., 1986, Grunert S. et al., 1986). To je činí nepoužitelnými v běžné praxi. Je třeba proto vzít na vědomí že běžný RTG snímek v AP projekci nemusí spolehlivě určit CCD úhel.

Správně provedený standardní AP rentgen kyčelního kloubu se provádí s pacientem v supinované poloze a celou končetinou otočenou dovnitř o 15° (Lampignano J. et al., 2017), aby se kompenzovala verze krčku femuru. Nejenže je vnitřní rotace končetiny pouze přibližná, často není vnitřní rotace možná u pacientů s osteoartrózou, kde je vnitřní rotace jedním z prvních omezení pohyblivosti pacienta (Birrell F. et al., 2001).

Aby bylo možné získat úplné informace o trojrozměrném anatomickém tvaru proximálního femuru a acetabula, bylo by třeba provést CT vyšetření. Pro měření verze krčku

femuru by však bylo třeba vizualizovat celý femur včetně femorálních kondylů, které se používají jako referenční hodnoty. To není využitelné z praktického hlediska ani obhajitelné z etického hlediska kvůli zvýšené radiační expozici pacientovi a omezenému klinickému přínosu. Standardní rentgenový snímek proximálního femuru je dostatečný k vizualizaci jakýchkoli kostních defektů, měření přibližného CCD úhlu a poskytuje chirurgovi dostatečné informace o anatomii kyčle ve většině případů. Jak prokázala tato práce, je však potřeba mít na vědomí variabilitu ve verzi krčku femuru a možnosti ovlivnění tohoto změřeného úhlu.

Ve své studii z roku 2015 ukázali Park et al., že implantovaný úhel anteverze u implantovaného dřívku endoprotézy odpovídá předoperační anteverzi krčku (Park K. K. et al., 2015). I z klinické zkušenosti víme, že ačkoliv cementované implantáty umožňují modifikaci pooperační anteverze krčku femuru, moderní cementless press-fit dřívky to neumožňují nebo jen ve velmi limitovaném rozsahu. Z krátkých dřívků mají tuto možnost limitované korekce jen dřívky skupiny 3A vzhledem ke trapezoideálnímu tvaru a standardní resekcii krčku. Ostatní typy tuto možnost neumožňují vůbec vzhledem k nutnosti fixace v krčku u dřívků skupiny 2A i 2B a anatomickému tvaru dřívků skupiny 3B, které plně vyplňují metafýzu proximálního femuru. Tvar proximálního femuru proto určuje polohu dřívku po operaci a jakýkoliv pokus o vynucení anteverze implantátu může vést k nedostatečné primární fixaci nebo periprotetické zlomenině peroperačně.

Vzhledem k těmto výsledkům anatomicko-radiologické analýzy jsme se rozhodli nezaměřovat se v analýze radiologických změn implantovaných dřívků na přesné měření CCD úhlu a analýzu pozice dřívku po implantaci.

3.4.2. Rentgenologické sledování a biomechanický model

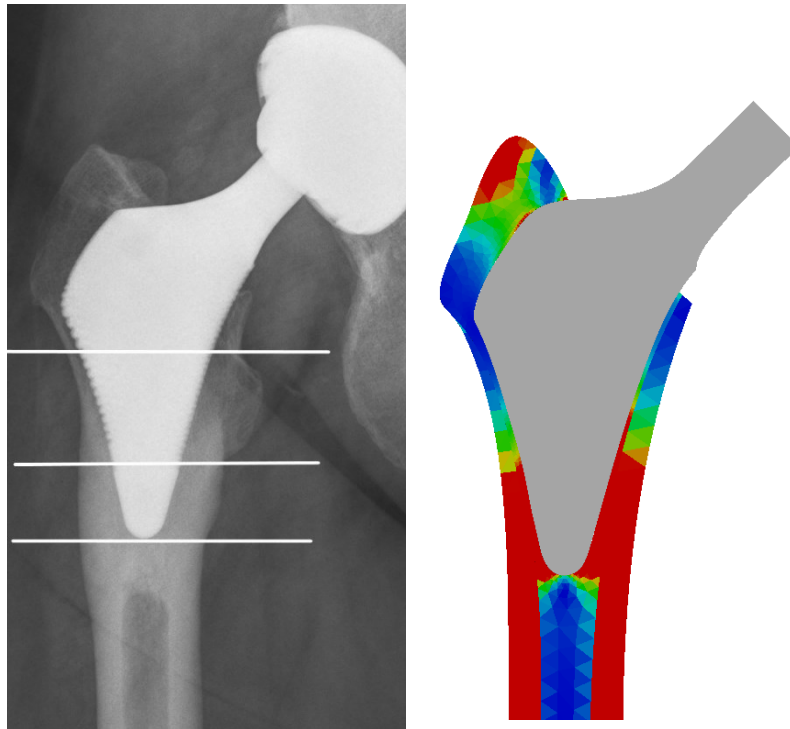
Z následného radiologického pozorování a biomechanického modelu jsme schopni prokázat, že maximum přenášených sil je v oblasti Gruenových zón 3 a 5 nezávisle na typu dřívku. Různé typy dřívků dle jejich klasifikace dle JISRF mají ale rozdílné módy remodelace v závislosti na postavení dřívku a kontaktu s kortikální kostí.

Při radiologických observacích pro nás byly z biomechanického hlediska nejzajímavější 2 typy remodelace v okolí dřívku – hypertrofie kortikalis a rozvoj trabekul navazujících se na povrch dřívku.

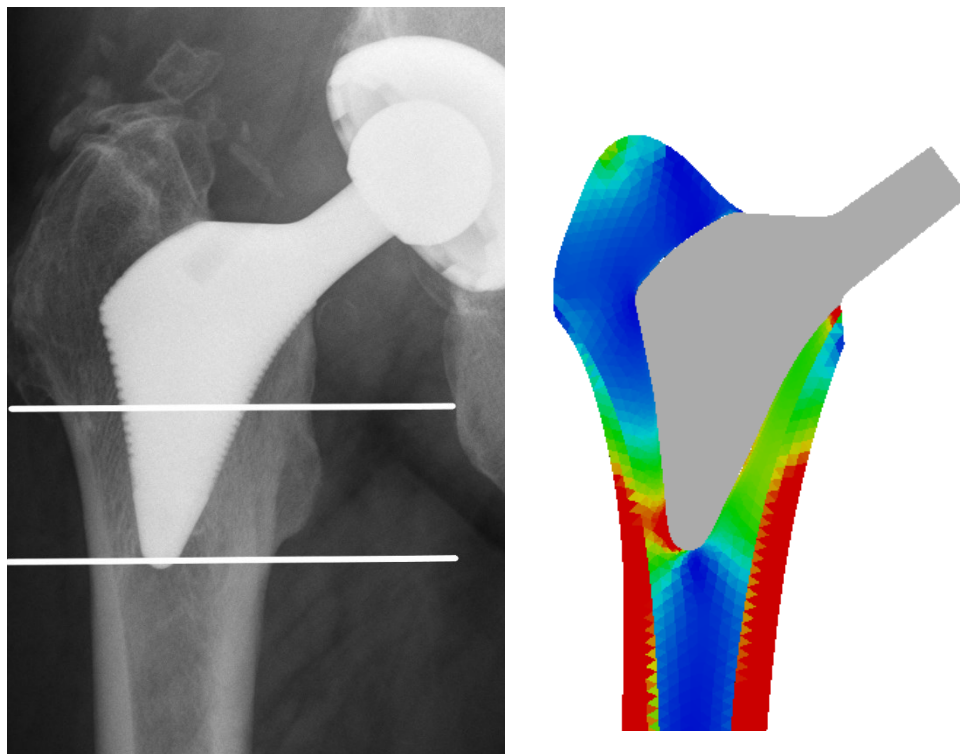
Při přímém, bodovém kontaktu dřívku s kortikalis je možné pozorovat hypertrofii kortikalis která poukazuje na přetěžování kosti v této lokalizaci. Dle našeho pozorování jsou dřívky typu 3A jednoznačně náchylnější na rozvoj této hypertrofie (25.9% u Fitmore, 21.4% u Preserve, 25.5% u Minimy a 7.1% u Optimys) v porovnání se skupinou 2A (0% u Collo-MIS) ale i 2B (10% u dřívku Proxima). Toto odpovídá dostupné literatuře, kde jsou tyto změny popisovány u dřívku Fitmore v 63% ve studii od Maier et al. (Maier M.W. et al., 2015), kde 4 % z těchto pacientů mělo také bolest ve stehně, ve studii od Innmann et al., kde popsali incidenci hypertrofie až u 56% ze 246 pozorovaných dřívků (Innmann M.M. et al., 2019), a od Freitag et al. kteří jí popisovali ve 26% ze 100 případů (Freitag T. et al., 2024). U dřívku Minima jsme našli dvě studie kde byl analyzován rozvoj kortikální hypertrofie. V publikaci z roku 2020 Drossos et al. pozorovali rozvoj hypertrofie u 6.6 % dřívků ze 61 případů (Drossos G.I. et al., 2020). Tato studie však měla relativně krátkou dobu sledování, kde jen 56.9% dřívků bylo sledovaných více než 3 roky. Ve studii od Thalmann et al. ze stejného roku pozorovali 123 dřívků Minima po dobu 5 let a popsali hypertrofii kortikální kosti u 71% dřívků. Zaměřili se také na bolesti stehna, na které si stěžovalo 16% případů, nezávisle na pozorovaném rozvoji hypertrofie kortikalis. (Thalmann C. et al., 2020).

U dřívků skupiny 2A a 2B jsme nebyli schopni najít publikace, které by popisovaly změny charakteru hypertrofie kortikalis. Toto může být ale dáno absencí studií analyzujících rentgenové změny u dřívku Collo-MIS obecně. U dřívku Proxima jsme našli jen studie popisující rozvoj trabekulární struktury navazující se na dřív, ale bez udání četnosti (Tóth K. et al., 2010), nebo studie analyzující změny v hustotě kosti v okolí implantátu využívající metodu DEXA (dual-energy X-ray absorptiometry) (Logroscino G. et al., 2011), i když v této studii byl publikován rentgenový snímek dřívku Proxima s viditelnou hypertrofií kortikalis bez jejího zmínění.

Rozvoj hypertrofie byl vždy spojen s jasným kontaktem dřívku s kortikální kostí. Tuto skutečnost jsme verifikovali na biomechanickém modelu kde, jak lze vidět na vizualizacích, při kontaktu s kortikální kostí je mnohem vyšší vrubová napjatost (Obr. 53.). Na vizualizacích z biomechanické části práce, kde dřív není v přímém kontaktu, lze vidět větší rozložení sil i když přenášené síly jsou stejného množství (Obr. 54.). Lze proto předpokládat, že v těchto případech jsou síly přenášené skrze spongiózu která je mnohem lépe adaptovaná na přenos sil. V našem pozorování se ale objevily i dřívky, které byly v kontaktu s kortikální kostí ale neprojevoval se rozvoj hypertrofie. Dá se proto předpokládat, že jsou i další faktory které jsou potřebné k rozvoji hypertrofie kortikalis které jsme nebyli schopni identifikovat.



Obr. 53. Výsledek zatížení proximálního femuru z biomechanického modelu v případě, kdy dřík Proxima je v kontaktu s kortikální kostí.



Obr. 54. Výsledek zatížení proximálního femuru z biomechanického modelu v případě, kdy dřík proxima není v kontaktu s kortikální kostí.

U dříku Optimys jsme pozorovali nízkou hladinu hypertrofie kortikalis v porovnání s ostatními dříky skupiny 3A a to 7.14%. Tato observace je shodná se studii hodnotícími pooperační změny po implantaci dříku Optimys kde Kutner et al. v jejich souboru 201 dříků Optimys pozorovali hypertrofii kortikalis ve 4.5% případů (Kutzner K.P. et al., 2017). Podobně nízké hodnoty byly popsány ve studii od Gabrion et al. v jejich prospektivním souboru 108 dříků (Gabrion M. et al., 2023). V porovnání s publikovanou literaturou jsme na první pohled pozorovali mnohem větší četnost stress shielding u dříku Optimys, kde v našem souboru byla pozorována ve 46% případů. Například ve výše zmíněné publikaci od Kutner et al pozorovali stress shielding ve 4% pacientů (Kutzner K.P. et al., 2017). V této publikaci však byla průměrná délka sledování jen 2.2 roku. V následné studii od stejných autorů, kde je už sledování po 5 letech však popisují již stress shielding ve 42% pacientů které se blíží naším hodnotám po stejné délce sledování (Kutzner, K.P. et al., 2019).

Dle našeho názoru jsou rozdíly v distribuci ostatních pozorovaných změn u dříků typu 3A dány rozdíly v povrchové úpravě a tvaru dříku. Například u dříku Optimys si vysvětlujeme vysokou míru stress shielding jako důsledek užšího designu, kde se laterální část dříku nezapojuje do integrace s kostí, a proto probíhá spíše integrace v distální části femuru kde je dřík v přímém kontaktu s kortikální kostí.

Analýza výsledků dříků ze skupiny 2A je problematická vzhledem k prakticky nulovým publikacím klinických nebo radiologických výsledků dříku Collo-MIS. Můžeme ale zhodnotit národní registry kloubních náhrad, kde ve Slovenském Artroplastickém Registru (SAR) je evidováno 24 implantovaných náhrad Collo-MIS bez jediného selhání implantátu. V Českém národním registru kloubních náhrad (NRKN) je evidováno 2643 implantací dříku Collo-MIS od roku 2010 s hodnou 99,28% pravděpodobnosti přežití implantátu. Zajímavý ale je výsledek biomechanické studie, kde dřík Collo-MIS jasně vykazuje nižší hodnoty vrubové napjatosti, ať už u všech dříků analyzovaných v naší biomechanické studii, tak při využití výsledného biomechanického modelu k predikci zatížení kosti v extrémních varózních i valgózních pozicích. Vzhledem k tomu, že zátěž přenášená skrze dřík byla stejná pro všechny, dá se tento výsledek interpretovat tím, že dřík Collo-MIS je nejefektivnější v přenosu sil na kost tím, že tato síla je rozprostřena na velký prostor kde se navazuje novotvořená kost. Dle pozorovaných změn na rentgenových snímcích má tato kost charakter trabekul ale i nespecifického zbytnění v okolí dříku. Zastáváme se ale názoru, že tyto módy remodelace jsou v důsledku stejného biomechanického impulzu a rozdíl v observaci je dán jen velikostí prostoru mezi dříkem a endosteálním povrchem kortikální kosti. Logicky pro tvorbu trabekulární struktury je zapotřebí

prostor mezi dříkem a kortikální kostí, kde se tyto trabekuly mohou formovat a ve stísněném prostoru se tvoří jen námi popisované nespecifické zbytnění endosteálního povrchu.

U dříku Proxima skupiny 2B spolu s dříkem Collo-MIS skupiny 2A jsme pozorovali jednoznačně největší množství formace trabekul v porovnání se dříky skupiny 3A kde tento mód remodelace prakticky nebyl pozorován. V porovnání s dříky skupiny 3A byla většina těchto dříků implantována způsobem, kde dřík nebyl v kontaktu s kortikální kostí diafýzy. Tato pozice je dána koncepcí těchto dříků která zajišťuje primární fixaci v krčku femuru v kombinaci s impaktory které místo odstranění spongiozy, jí kompaktují mezi kortikální kost a finální lůžko implantátu. Dříky skupiny 3A jsou svým designem koncipované k implantaci s kontaktem s kortikální kostí v oblasti přechodu mezi metafýzou a diafýzou. Tento kontaktní bod přebírá přenos sil skrze dřík do femuru, a proto není mechanický impuls v proximální části, který by indukoval formaci trabekul.

Dřík Proxima vykazoval nejvyšší hodnoty vrubové napjatosti na biomechanickém modelu. Předpokládáme, že důvod pro tyto hodnoty je ultra krátký design dříku, kde se tyto síly přenáší na menší plochu což vede k velkému biomechanickému stimulu pro formaci trabekulární struktury kosti. Vedlejší efekt je však riziko kontaktu hrotu dříku s kortikální kostí způsobující ostrý bodový kontakt při špatné implantaci dříku v extrémním valgózním nebo varózním postavení.

3.4.3. Limitace

Provedené studie měly několik faktorů, které limitovaly analýzu výsledků. Všechny studie byly retrospektivní vzhledem k charakteru pacientů, a nerandomizované. Zatímco u některých dřίκů byl jediný operatér pro celou skupinu (Proxima, Collo-MIS, Profemur Preserve), u ostatních (Optimys, Fitmore, Minima) byla variace různých operatérů. Byli to ale operatéri stejné školy se stejným operačním přístupem a podobnou mírou zkušeností. Nebyla použita reproduktibilní a objektivní metoda měření rentgenových změn. To bylo dáno designem celé disertační práce, kde jsme se zaměřovali na observaci různých typů remodelačních změn. Jediná objektivní metoda, která je široce užívaná na analýzu remodelace kosti po implantaci endoprotézy je DEXA. Ta ale ukazuje jen změny hustoty kosti, bez možnosti rozeznání typu a pozice kosti. Metoda DEXA není schopná rozlišit mezi formací trabekulární struktury a hypertrofií kortikální kosti.

Neměřili jsme také, jak postavení implantátu mění remodelace proximálního femuru. Argumentujeme tím, že v anatomické studii jsme prokázali, jak moc může verze krčku změnit měření CCD úhlu na RTG snímcích. Zaměřili jsme se proto spíše na pozici implantátu v respektu ke kortikální kosti s možným bodovým kontaktem.

I když jsme při vytvoření biomechanického modelu využili jen 3 dřıkы, byly to dřıkы od každé z hlavních skupin dle JISRF klasifikace. Ze skupiny 2A - Short Curved Neck-Sparing Stem byl využit dřık Collo-MIS, ze skupiny 2B - Short Lateral Flare Engaging Stem byl využit dřık Proxima a z celosvětově ale i v našem souboru nejpočetnější skupiny 3A – Tapered Stems byl využit dřık Minima. 2 ze 3 dřıků z této skupiny –Fitmore a Profemur Preserve mají dle našich pozorování velmi podobné frekvence remodelačních změn s dřikem Minima, a proto si myslíme že to jsou reprezentativní výsledky pro tuto skupinu.

Problém s klasifikací a pozice kosti na biomechanickém modelu podobně jako ve vyšetření DEXA je, že jako a pozici kosti jsme počítali formaci nových trabekul ale také hypertrofii kortikalis. Dle našeho názoru se ale jedná o zcela rozdílné módy remodelace kosti v závislosti na zátěži, kde formace trabekul je zatěžování kosti v jejím fyziologickém rozmezí, zatímco kortikální hypertrofie je už patologický projev bodového přetížení kortikální kosti. Vzhledem k tomu že jsme nedokázali rozlišit mezi zónou bez aktivity a zónou bez biomechanické zátěže

4. Závěry a zhodnocení cílů práce

V anatomicko-radiologické části práce jsme prokázali že nadměrná antevertze krčku femuru je schopna ovlivnit korektní změření CCD úhlu na standartním AP snímku proximálního femuru. Tento rozdíl v měřeném CCD úhlu a „pravé“ hodnotě může být až 9.5°. Akurátní měření CCD úhlu je důležité při předoperačním plánování náhrady kyčelního kloubu kde například dřík Fitmore je dostupný v několika variantách CCD úhlu a špatné měření může ovlivnit následný výběr implantátu. Je proto potřeba mít na vědomí limitaci standartního AP snímku kyčelního kloubu při plánování operačních výkonů. Výsledek této studie ovlivnil náš postup při radiologickém hodnocení, kde jsme se zaměřili na charakter remodelačních u jednotlivých dřίκů, spíše než na přesné postavení implantátu.

Z klinického pozorování a z biomechanického modelu můžeme vyvodit několik závěrů ohledně závislosti typu a postavení dřίκu na následnou remodelaci. Všechny typy krátkých dřίκů mají maximum přenášených sil v oblasti Gruenových zón 3 a 5, což jsme prokázali na biomechanickém modelu. Jednotlivé kategorie dřίκů dle jejich způsobu primární fixace v proximálním femuru však mají rozdílné způsoby, jakým se kost v okolí dřίκu remodeluje.

Statisticky jsme prokázali že dřίκy Fitmore, Profemur Preserve a Minima ze skupiny 3A dle JISRF klasifikace vykazují stejné frekvence remodelačních změn ale i jejich absence na pooperačním sledování. Překvapivý je častý rozvoj hypertrofie kortikalis, který se projevuje u 3 ze 4 dřίκů skupiny 3A (Minima, Fitmore a Preserve) a to u více než 20% případů u každého z těchto dřίκů. Dle našich pozorování se rozvoj hypertrofie kortikalis objevuje při kontaktu dřίκu izolovaně na laterální kortikalis nebo při kontaktu dřίκu na mediální i laterální kortikalis při hluboké implantaci dřίκu. Předpokládáme, že tato náchylnost ke kontaktu s kortikální kostí při implantaci je dána způsobem rašplování a implantace dřίκů této skupiny. Při rašplování v porovnání se dřίκy skupiny 2A a 2B je kladen mnohem větší důraz na fixaci dřίκu kontaktem s kortikální kostí v přechodu metafýzy na diafýzu se snahou o maximální primární fixaci. Tento způsob fixace způsobí přenášení velké části sil přímo do kortikální kosti, která má menší adaptaci na tento typ zatížení.

Obecně se bodový kontakt s kortikální kostí ukazuje jako nevýhodný k přenosu sil na proximální femur, kde se objevuje hypertrofie kortikalis jako známka přetížení kosti v této lokalizaci dle Frostova zákona. Je možno ji pozorovat na laterální i mediální kortikalis v závislosti na bodovém kontaktu dřίκu. Naštěstí u žádného z našich pacientů, u kterých byl

tento fenomén pozorován nebyla udávána bolest ve stehně, která je častá u pacientů s hypertrofií kortikalis pod dlouhým dříkem. (Cho Y.J. et al, 2016, Hayashi S. et al., 2020).

Dřík Proxima ze skupiny 2B vykazuje v klinických observacích nejlepší potenciál k formaci jasné trabekulární struktury, navazující se na povrch dříku a to u více než 75% případů. Stran biomechanické aktivity má dřík Proxima nejvyšší hodnoty vrubové napjatosti, které jednoznačně napomáhají v rozvoji této remodelace kosti v okolí dříku. Prakticky identický výskyt formace trabekul nebo nespecifických změn v okolí dříku (kde, jak jsme již poukázali, tak se domníváme, že se jedná o stejný mód remodelace) je u dříku Collo-MIS skupiny 2A (70% u dříku Collo-MIS, 83,5% u dříku Proxima). Oba tyto dříky jsou svým designem koncipované pro fixaci v krčku femuru, kde je zajištěna rotační stabilita. Při implantaci dříku Proxima ale i Collo-MIS, se místo klasických rašplí, které odstraňují spongiózní kost používaly impaktory, které spongiózní kost stlačovaly do tvaru odpovídající dříku. Spolu s fixací v oblasti krčku u obou těchto dříků, byla zajištěna primární fixace bez nutného kontaktu dříku s kortikalis, která je potřebná u primární fixace dříků skupiny 3A. Impaktovaná spongióza vytváří podmínky k růstu trabekulárních struktur po zahájení zátěže endoprotézy. Tvar a formace těchto novotvořených kostních trámců značně připomíná stavbu tlakových trámců mediálního i laterálního trabekulárního systému normálního femuru. Je nepochybně dána takzvaným tokem sil v této oblasti, kterou jsme prokázali na biomechanickém modelu a zajišťuje více fyziologický přenos sil.

Vzhledem k ultra-krátkému designu dříku Proxima se může objevit hypertrofie kortikalis při nesprávné implantaci, kde je dřík v přímém kontaktu s endosteálním povrchem kortikální kosti. Toto je potvrzeno na simulaci extrémních valgózních a varózních poloh s vysokou hodnotou mechanického zatížení v příslušné části skeletu. Naštěstí se v klinické praxi tento fenomén objevoval u dříku Proxima v relativně nízkém procentu – 10%, a žádný z pacientů neudával bolest stehna. Ve světových publikacích má dřík Proxima dobré klinické výsledky (Hrubina M. et al., 2024, Gombár C. et al., 2019, Tóth K. et al., 2010), vykazuje však možnosti migrace dříku s jeho varizací nebo valgizací (Kamiński P. et al., 2015, Nečas L. et al., 2023, Tóth K. et al., 2010). V několika studiích je popisován rozdílný způsob implantace pro dřík Proxima spolu s nutností správné implantace, která vede k doporučení využití tohoto dříku jen zkušeným operátérem. (Ghera S. et al., 2009, Wražen W. et al., 2015, Tóth K. et al., 2010, Mahmoud A.N. et al., 2017)

V porovnání s dříkem Collo-MIS jsme tento fenomén nepozorovali ani u jediného pacienta i při varózním postavení a kontaktu hrotu s laterální kortikalis. Hrot dříku Collo-MIS z leštěného kovu a neměl by se integrovat do kosti ani formou bone ongrowth, pozorovali jsme však hypertrofii kortikalis okolo hrotu dříku Fit, který má také leštěný povrch. Hlavní faktor pro absenci hypertrofie kortikalis se nám ale zdá tvar dříku, kde specifické zahnutí dříku Collo-MIS napomáhá neutrálnímu postavení a široká plocha kontaktu laterálního povrchu dříku s kortikalis funguje jako prevence bodového kontaktu. Jeho design s možností zajištění primární fixace v krčku femuru spolu s využitím impaktorů při jeho implantaci podobně jako u dříku Proxima může být důležitým faktorem správné integrace a přenosu sil vytvořením dostatečného prostoru mezi dříkem a kortikální kostí pro trabekulární přestavbu.

Doporučení pro další studie

Považujeme za vhodné pokračovat ve studii dříků skupiny 3A vzhledem k jejich širokému a zvětšujícímu využití. Chtěli bychom zjistit důvod proč se dřík Optimys odlišuje od ostatních dříků této skupiny stran pozorovaných remodelačních změn, hlavně důvod rozvoje stress shielding, které bylo markantně větší než u ostatních skupin. Věříme, že možná analýza v biomechanické studii by v této problematice mohla přinést nové vědomosti.

Vzhledem k dobrým remodelačním vlastnostem dříku Collo-MIS ze skupiny 2A bychom chtěli zjistit kde byly tyto dříky implantovány ve větším množství a zhodnotit je radiologicky i klinicky vzhledem k celkové absenci těchto publikovaných údajů.

Možné využití výsledků práce v klinické praxi

V závislosti na našich observacích během toho výzkumu se domníváme, že dříky skupiny 2A a 2B mají výrazně fyziologičtější přenos sil z dříku na proximální femur než dříky skupiny 3A. Vzhledem k obtížné operační technice, komplikacích typu avulze velkého trochanteru peroperačně, a migrace dříku Proxima po implantaci se domníváme, že by bylo vhodnější zaměřit se na dříky skupiny 2A typu Collo-MIS které vykazují dobré klinické výsledky bez známek patologického přetížení kortikální kosti projevující se hypertrofií kortikalis.

Biomechanický model vytvořený ve spolupráci s fakultou biomechaniky ČVUT má potenciál využití k predikci remodelace proximálního femuru po implantaci krátkých dříků a věříme, že může být využit při optimalizaci konstrukce nových krátkých dříků.

5. Výstupy práce autora ve vztahu k disertaci – seznam

1. **Heřt J.**, Barták V., Fulín P., Pokorný D., Sosna A. Does the Femoral CCD Angle Measurement in a Standard AP Projection Correlate with the True Anatomical Shape of the Femur? *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* **2021**, 88(3): 169-175.

IF= 0.222

2. Melišík M., Hrubina M., **Heřt J.**, Cibula Z., Čabala J., Nečas L. Strednedobé výsledky ultra-krátkeho anatomického drieku Proxima: analýza 130 prípadov [Mid-Term Results of Proxima Ultra-Short Anatomical Stem: Analysis of 130 Cases]. *Acta Chirurgica Orthop Traumatol Cech.* **2021**, 88(1): 50-57.

IF= 0.222

3. Fulín P., Pokorný D., **Heřt J.**, Sosna A. Results of 198 primary total hip arthroplasties using the Delta PF-FIT system with ceramic-on-ceramic articulating surfaces with average seven years follow up. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **2020**, 21(1): 311.

IF= 2.355

6. Použitá literatura

Adams R., Hip-Joint, Abnormal conditions. In: Todd R.B. (ed) The encyclopaedia of anatomy and physiology of man. Vol II. London, Longman **1836**

Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G. N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, **2001**, 34(7):859-71.

Bezuidenhout, M.B., Dimitrov D.M., van Staden A.D., Oosthuizen G.A., Dicks L.M. Titanium-Based Hip Stems with Drug Delivery Functionality through Additive Manufacturing. *Biomedical Research International*, **2015**, 134093.

Birrell, F., Croft, P., Cooper, C., Hosie, G., Macfarlane, G., Silman, A. Predicting radiographic hip osteoarthritis from range of movement. *Rheumatology*, **2001**, 40(5): 506-512.

Bobyn, J.D., Pilliar R.M., Cameron H.U., Weatherly G.C. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. **1980**, 150: 263-270.

Boese, C.K., Dargel, J., Oppermann, J., Eysel, P., Scheyerer, M. J., Bredow, J., Lechler, P. The femoral neck-shaft angle on plain radiographs: a systematic review. *Skeletal Radiology*, **2015**, 45(1): 19–28.

Bonewald L.F. The Amazing Osteocyte. *Journal Of Bone And Mineral Research*, **2011**, 26: 229–238.

Bråten, M., Terjesen, T., Rossvoll, I. Femoral anteversion in normal adults. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **1992**, 63(1), 29–32.

Brinkmann, V., Radetzki F., Delank K.S., Wohlrab D., Zeh A. A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, **2015**, 16(3): 237-243.

Brückl, R., Grunert, S., Rosemeyer, B. Roentgenologic determination of the actual femoral neck-shaft and antetorsion angle. 2: Alternatives to the Rippstein and Müller procedure. *Der Radiologe*, **1986**, 26(6), 305-309.

Burchard, R., Braas S., Soost C., Graw J.A., Schmitt J. Bone preserving level of osteotomy in short-stem total hip arthroplasty does not influence stress shielding dimensions - a comparing finite elements analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **2017**, 18(1): 343.

Capone, A., Bienati F., Torchia S., Podda D., Marongiu G. Short stem total hip arthroplasty for osteonecrosis of the femoral head in patients 60 years or younger: a 3- to 10-year follow-up study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. **2017**, 18(1):301.

Clark, J.M., Freeman, M.A.R., Witham, D. The relationship of neck orientation to the shape of the proximal femur. *The Journal of arthroplasty*, **1987**, 2(2), 99-109.

Drosos, G.I., Tottas S, Kougioumtzis I, Tilkeridis K, Chatzipapas C, Ververidis A. Total hip replacement using MINIMA[®] short stem: A short-term follow-up study., *World Journal of Orthopaedics*, **2020**, 11(4): 232-242.

Dunlap, K., Shands Jr A. R., Hollister Jr L. C., Gaul Jr J. S., Streit H. A. A new method for determination of torsion of the femur. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, **1953**, 35(2), 289-311.

Elleuch, S., Jrad H., Wali M., Dammak, F. Mandibular bone remodeling around osseointegrated functionally graded biomaterial implant using three dimensional finite element model. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, **2023**, 39(9): 3750.

Engh, C.A.Jr., Claus A.M., Hopper R.H.Jr.; Engh C.A. Long-Term Results Using the Anatomic Medullary Locking Hip Prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, December **2001** 393: 137-146.

Fan, Z., Yan L., Liu H., Li X., Fan K., Liu Q., Li J.J., Wang B. The prevalence of hip osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Res Ther* 25, 51 (2023)
Freeman, M.A. Why resect the neck? *Journal of Bone and Joint Surgery*, **1986**, 68(3): 346-349.

Freitag, T., Fuchs M., Friedrich D, Bieger R, Reichel H, Oltmanns M. The Migration Pattern of a Short-Tapered Femoral Stem Correlates with the Occurrence of Cortical Hypertrophies: A 10-Year Longitudinal Study Using Ein Bild Röntgen Analyse-Femoral Component Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, **2024**, 13(12): 3616.

Frost H.M. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*. **1983**, 175:286-292.

Gabrion, M., Rattier S., Blondin E., Michaud A., Mertl P., Gabrion A. Survival and radioclinical evaluation of the Optimys™ short stem at more than 6 years' mean follow-up: A retrospective study of 108 cases. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. **2023**,109(1): 103470.

German Arthroplasty Registry Annual Report 2023:

https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/AnnualReport2023-Web_2024-03-26_F.pdf

Ghaziani, A.O., Soheilifard R., Kowsar S. The effect of functionally graded materials on bone remodeling around osseointegrated trans-femoral prostheses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **2021**, 118:104426.

Ghera, S., Pavan L. The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip International*, **2009**, 19(3): 215-220.

Gombár, C., Janositz G, Friebert G, Sisák K. The DePuy Proxima™ short stem for total hip arthroplasty – Excellent outcome at a minimum of 7 years. *Journal of Orthopaedic Surgery*. **2019**, 27(2): 215-220.

Gruen, T.A., McNeice, G.M., Amstutz, H.C. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **1979**, 141: 17-27.

Grunert, S., Brückl, R., Rosemeyer, B. Rippstein and Müller roentgenologic determination of the actual femoral neck-shaft and antetorsion angle. 1: Correction of the conversion table and study of the effects of positioning errors., *Der Radiologe*, **1986**, 26(6): 293-304.

- Hambli, R.** Connecting mechanics and bone cell activities in the bone remodeling process: An integrated finite element modeling. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **2014**, 8(2):6.
- Haspl, M., Bilic, R.** Assessment of femoral neck-shaft and antetorsion angles. *International orthopaedics*, **1997**, 20(6), 363-366.
- Hayashi, S., Hashimoto S, Matsumoto T, Takayama K, Niikura T, Kuroda R.** Risk factors of thigh pain following total hip arthroplasty with short, tapered-wedge stem. *International Orthopaedics*, **2020**, 44(12): 2553-2558.
- Hernandez, R. J., Tachdjian M. O., Poznanski A. K., Dias L. S.** CT determination of femoral torsion. *American Journal of Roentgenology*, **1981**, 137(1), 97-101.
- Hernigou, P.** Earliest times before hip arthroplasty: from John Rhea Barton to Themistocles Glück. *International Orthopaedics*, **2013**, 37(11): 2313-2318.
- Heřt, J.** Funkční adaptace kosti, *Doktorská dizertační práce*, Plzeň, LF UK 1993
- Heřt, J., Fiala P., Jírová J.** Mechanické namáhání krčku femuru člověka. *Acta Chir Orthop Traum Čecha*, **2001**, 68: 222-229
- Heřt, J., Barták V., Fulín P., Pokorný D., Sosna A.** Does the Femoral CCD Angle Measurement in a Standard AP Projection Correlate with the True Anatomical Shape of the Femur? *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.*, **2021**, 88(3):169-175.
- Høiseith, A., Reikerås O., Fønstelién E.** Evaluation of Three Methods for Measurement of Femoral Neck Anteversion, *Acta Radiologica*, **1989**, 30(1): 69-73.
- Hrubina, M., Necas L, Melisik M, Cibula Z, Lisy P, Cabala J, Holjencik J, Cabala J.** Mid-term results of total hip arthroplasty with anatomical ultra-short cementless stem in patients with developmental dysplasia of the hip Crowe type II. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, **2024**, 34(3): 1619-1625.
- Chlumsky, V.** *Zentralblatt für orthopaedische Chirurgie* 1896.
- Cho, Y.J., Chun YS, Rhyu KH, Baek JH, Liang H.** Distal femoral cortical hypertrophy after hip arthroplasty using a cementless doubletapered femoral stem. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, **2016**, 24(3): 317-322.
- Innmann, M.M., Weishorn J, Bruckner T, Streit MR, Walker T, Gotterbarm T, Merle C, Maier MW.** Fifty-six percent of proximal femoral cortical hypertrophies 6 to 10 years after Total hip arthroplasty with a short Cementless curved hip stem - a cause for concern? *BMC Musculoskeletal Disorders.*, **2019**, 20(1): 261.
- Jakim, I., Barlin C, Sweet MB** Radiological signs of loosening of the femoral stem in cementless total hip arthroplasty. *South African Journal of Surgery*, **1989**, 27(3): 78-83.
- Kaiser, P., Attal, R., Kammerer, M., Thauerer, M., Hamberger, L., Mayr, R., Schmoelz, W.** Significant differences in femoral torsion values depending on the CT measurement technique. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, **2016**, 136(9): 1259-1264.
- Kamiński, P., Szmyd J, Ambroży J, Jurek W.** Postoperative migration of short stem prosthesis of the hip joint. *Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation*, **2015**, 17(1): 29-38.

- Kawamoto, K., Hasegawa Y., Iwase T., Iwasada S., Kanamono T., Iwata H.** Failed cementless total hip arthroplasty for osteoarthritis due to hip dysplasia. A minimum five-year follow-up study. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*, **1998**, 57(3): 130-135.
- Khamanarong, K., Hipkaeo, W., Chatuparisute, P., Sae-jung S., Tepsutamarat K.** Version of Femoral Neck: A Cadaveric Dried Bone Study. *International Journal of Morphology.*, **2014**, 32: 464-468.
- Khanuja, H.S., Banerjee S., Jain D., Pivec R., Mont M.A.** Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery American*. **2014** 15(20): 1742-1752.
- Kutzner, K.P., Freitag T, Donner S, Kovacevic MP, Bieger R.** Outcome of extensive varus and valgus stem alignment in short-stem THA: clinical and radiological analysis using EBRA-FCA. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **2017**, 137(3): 431-439.
- Kutzner, K.P., Donner S., Loweg L., Rehbein P., Dargel J., Drees P., Pfeil J.** Mid-term results of a new-generation calcar-guided short stem in THA: clinical and radiological 5-year follow-up of 216 cases. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, **2019**, 20(1): 31.
- Lampignano, J., Leslie E.** Kendrick Bontrager's Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy **2017** ISBN: 9780323399661
- Learmonth, Ian.** Conservative hip implants. *Current Orthopaedics*, 2005, 19(4): 255-262.
- Logroscino, G., Ciriello V, D'Antonio E** Bone Integration of New “Stemless” Hip Implants (Proxima Vs. Nanos). A DXA Study: Preliminary Results. *International Journal of Immunopathology and Pharmacology*, **2011**, 24: 113-116.
- Mahmoud, A.N, Kesteris U., Flivik G.** Stable Migration Pattern of an Ultra-Short Anatomical Uncemented Hip Stem: A Prospective Study with 2 Years Radiostereometric Analysis Follow-Up. *HIP International*. **2017**, 27(3): 259-266.
- Maier, M.W., Streit M.R., Innmann M.M., Krüger M., Nadorf J., Kretzer J.P., Ewerbeck V., Gotterbarm T.** Cortical hypertrophy with a short, curved uncemented hip stem does not have any clinical impact during early follow-up. *BMC Musculoskeletal Disorders*, **2015**, 1(16): 371.
- Massin, P., Geais, L., Astoin, E., Simondi, M., Lavaste, F.** The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. *The Journal of Arthroplasty*, **2000**, 15(1): 93–101.
- McTighe, T., Stulberg S., Brazil, D., Keggi J., Kennon R., Keppler L., Mcpherson E.** 13th Meeting of The Combined Orthopaedic Associations, **2016**. A Classification System for Short Stem Total Hip Arthroplasty.
- Meding, J.B., Ritter MA, Keating EM, Faris PM.** Clinical and radiographic evaluation of long-stem femoral components following revision total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. **1994**, 9(4): 399-408.
- Melišik, M., Hrubina M., Daniel M., Cibula Z., Rovnak M., Nečas L.** Ultra-short cementless anatomical stem for intracapsular femoral neck fractures in patients younger than 60 years. *Acta Orthopaedica Belgica*. **2021**, 87(4): 619-627.

- Meyer, J.S., Freitag T., Reichel H., Bieger R.** Periprosthetic Bone Mineral Density Changes After Implantation of a Curved Bone Preserving Hip Stem Compared to a Standard Length Straight Stem: 5-Yr Results of a Prospective, Randomized DXA-Analysis. *Journal of Clinical Densitometry*, **2019**, 22(1): 96-103.
- Nečas, L., Hrubina M, Melišík M, Cabala J, Cibula Z, Daniel M.** Total hip arthroplasty with ultra-short uncemented stem in patients with osteonecrosis of the femoral head: mid-term results. *Hip International*, **2023**, 33(3): 463-470.
- Nishi, M., Atsumi T., Yoshikawa Y., Nakanishi R., Watanabe M., Kudo Y.** Long-term outcomes of the mayo conservative hip system in patients aged 30 years or less with osteonecrosis of the femoral head: mean follow-up of more than 10 years. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, **2024**, 144: 1-8.
- Noble, P.C., Alexander, J. W., Lindahl, L. J., Yew, D. T., Granberry, W. M., Tullos, H. S.** The Anatomic Basis of Femoral Component Design. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **1988**, 235: 148-165.
- Ogata, K., Goldsand E. M.** A simple biplanar method of measuring femoral anteversion and neck-shaft angle. *Journal of Bone & Joint Surgery*, **1979**, 61(6), 846–851.
- Park, K.K., Tsai, T.-Y., Dimitriou, D., Kwon, Y.-M.** Utility of Preoperative Femoral Neck Geometry in Predicting Femoral Stem Anteversion. *The Journal of Arthroplasty*, **2015**, 30(6): 1079–1084.
- Pauwels, F.** *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.* Berlin, Springer, **1965**
- Rippstein, J.** Determination of the antetorsion of the femur neck by means of two x-ray pictures. *Zeitschrift fur Orthopadie und ihre Grenzgebiete*, **1955**, 86(3): 345.
- Rogers, J., Watt I., Dieppe P.** Arthritis in Saxon and mediaeval skeletons. *British Medical Journal (Clinical Research Ed.)*, **1981**, 283(6307): 1668-1670.
- Ruwe, P. A., Gage J. R., Ozonoff M. B., DeLuca P. A.** Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, **1992**, 74(6), 820–830
- Schneider, B., Laubenberger, J., Jemlich, S., Groene, K., Weber, H. M., Langer, M.** Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *The British Journal of Radiology*, **1997**, 70(834), 575–579.
- Smith-Petersen, M.** Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, **1948**, 30(1): 59.
- Synder, M., Krajewski K., Sibinski M., Drobniewski M.** Periprosthetic bone remodeling around short stem. *Orthopedic*, **2015**, 38: 40-45.
- Swarts, E., Bucher T.A., Phillips M., Yap F.H.** Does the ingrowth surface make a difference? A retrieval study of 423 cementless acetabular components. *Journal of Arthroplasty*, **2015**, 30(4): 706-712.
- Terjesen, T., Anda, S.** Ultrasound measurement of femoral anteversion. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, **1990**, 72-B(4), 726–727

Thalmann, C., Horn Lang T, Bereiter H, Clauss M, Acklin YP, Stoffel K. An excellent 5-year survival rate despite a high incidence of distal femoral cortical hypertrophy in a short hip stem. *HIP International*. **2020**, 30(2): 152-159.

Tobin, W.J. The internal architecture of the femur and its clinical significance; the upper end. *Journal of Bone and Joint Surgery American*, **1955**, 37(1): 57-72

Tóth, K., Mécs L, Kellermann P. Early experience with the Depuy Proxima short stem in total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica Belgica*, **2010**, 76(5): 613-618.

Tyrovola, J.B. The "Mechanostat Theory" of Frost and the OPG/RANKL/RANK System. *Journal of Cell Biochemistry*, **2015**, 116(12): 2724-2729.

Uriarte I., Casado-Verdugo, O.L., Larruscain, J.F. A 65-Year Follow-up of a Judet Prosthesis. *Orthopedics*. **2019** 42(3): 336-338.

Waidelich, H. A., Strecker W., Schneider E. Computed tomographic torsion-angle and length measurement of the lower extremity. The methods, normal values and radiation load. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, **1992**, 157(3), 245

Walmsley T. Observations on Certain Structural Details of the Neck of the Femur. *Journal of Anatomy and Physiology*. **1915**, 49(3): 305-313.

Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H.J. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. *J Biomech.*, **1992**, 25(12):1425-41.

Weinbaum, S., Cowin S. C., Zeng Y. A Model for the Excitation of Osteocytes by Mechanical Loading-Induced Bone Fluid Shear Stresses. *Journal of Biomechanics*, 1994, 27: 339–360.

Wittkowske, C., Reilly G. C., Lacroix D., Perrault C. M. In Vitro Bone Cell Models: Impact of Fluid Shear Stress on Bone Formation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **2016**, 4: 87.

Wrażen, W., Golec EB, Tomaszewski KA, Golec P, Jaworowski Mde L, Dudkiewicz Z. "Pros and cons" of total hip arthroplasty with metaphyseal Proxima endoprosthesis. *Przegląd Lekarski*, **2015**, 72(7): 335-42.

Wroblewski, B.M., Siney P.D., Fleming P.A. The Charnley hip replacement -- 43 years of clinical success. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.*, **2006**, 73(1): 6-9.

Yan, S.G., Li D., Yin S., Hua X., Tang J., Schmidutz F. Periprosthetic bone remodeling of short cementless femoral stems in primary total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis of randomized-controlled trials. *Medicine (Baltimore)*. **2017**, 96(47)

Yan, S.G., Weber P., Steinbrück A., Hua X., Jansson V., Schmidutz F. Periprosthetic bone remodelling of short-stem total hip arthroplasty: a systematic review. *International Orthopaedics*, **2018**, 42(9): 2077-2086.

Yan, S.G., Chevalier Y., Liu F., Hua X., Schreiner A., Jansson V., Schmidutz F. Metaphyseal anchoring short stem hip arthroplasty provides a more physiological load transfer: a comparative finite element analysis study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **2020**, 15(1): 498.

Zaghloul, A., Mohamed, E.M. Hip Joint - Embryology, Anatomy and Biomechanics, *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*, **2018**, 12(3):9304-9318.