



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

3D TIŠTĚNÝ MODEL LOKÁLNÍHO IMPLANTÁTU KYČELNÍHO KLOUBU

3D PRINTED MODEL OF LOCAL HIP IMPLANT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Daniel Vavrica

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2026

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Daniel Vavrica**
Studijní program: Základy strojního inženýrství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **prof. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.**
Akademický rok: 2025/26

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

3D tištěný model lokálního implantátu kyčelního kloubu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Léčba artrózou postižené kyčle pomocí totální náhrady (endoprotézy) je ortopedy považována za velmi úspěšnou chirurgickou metodu současnosti. Nicméně životnost totálních náhrad je omezená (10–15 let) a pro stále stárnoucí populaci je zapotřebí oddálit implantaci náhrady do pozdějšího věku pacienta. Jako efektivní řešení se jeví lokální implantáty, které nahradí jen menší, poškozenou část kloubní chrupavky a kostní tkáně. Smyslem této bakalářské práce je vytvořit model lokálního implantátu na základě klinických dat z CT a vytisknout ho na 3D tiskárně ve strojLabu.

Typ práce: vývojová – konstrukční

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem bakalářské práce je navrhnout model lokálního implantátu pro poškození hlavičky kyčelního kloubu na základě dat z CT vyšetření konkrétního (anonymního) pacienta. Model implantátu včetně proximální části femuru bude následně vytisknut na 3D tiskárně z plastu a bude sloužit k demonstraci funkce implantátu a jeho implantace.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- analýza poškození hlavičky femuru a příslušných dat z výpočtové tomografie (CT),
- vytvoření CAD modelu lokálního implantátu včetně jeho fixace do hlavičky femuru (možnost srovnání s konkurenčními produkty),
- realizace 3D tisku na tiskárně ve strojLabu,
- ukázka demonstrace funkce a implantace na vytištěném modelu ortopedovi.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, digitální data.

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 – 20 stran textu bez obrázků).

Časový plán, struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukoncení/>

Seznam doporučené literatury:

Bilge, O.; Doral, M.N.; Yel, M. et al. Treatment of osteonecrosis of the femoral head with focal anatomic-resurfacing implantation (HemiCAP): preliminary results of an alternative option. J Orthop Surg Res 10, 56 (2015). <https://doi.org/10.1186/s13018-015-0199-3>

ARORA, Varun; NAVARRE, Pierre; RUSS, Mathias a ESSER, Max. Use of the HemiCAP partial hip resurfacing technique for traumatic femoral head osteochondral defects following obturator hip dislocations. SICOT-J. 2018, roč. 4, s. 3. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2017059>

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2025/26

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Poškodenie bedrového kĺbu v dôsledku degeneratívnych ochorení, úrazov alebo vrodených deformít často vedie k potrebe chirurgickej náhrady kĺbu implantátom. Cieľom tejto práce bolo vytvorenie modelu 3D tlačeného lokálneho individualizovaného implantátu bedrového kĺbu určeného na demonštráciu funkcie implantátu a spôsobu jeho implantácie na edukatívne účely. Na základe vykonanej rešerše boli zvolené na výrobu modelov aj iné komerčne dostupné implantáty, vhodné na porovnanie vlastností s lokálnym individualizovaným implantátom. S cieľom výroby jednotlivých modelov pomocou technológie FDM 3D tlače bolo potrebné vykonať viacero konštrukčných úprav. Ku každému modelu implantátu bol zároveň navrhnutý aj model femuru upravený pre správne usadenie daného typu implantátu. Práca zároveň poukazuje na výhody a obmedzenia technológie FDM 3D tlače pri výrobe malých a geometricky detailných modelov.

Kľúčové slová

Bedrový kĺb, lokálny implantát, FDM 3D tlač, Mriežková štruktúra

Summary

Damage to the hip joint resulting from degenerative diseases, injuries, or congenital deformities often leads to the need for surgical replacement of the joint with an implant. The aim of this work was to create a model of a 3D-printed, localized, customized hip joint implant designed to demonstrate the implant's function and the method of its implantation for educational purposes. Based on the results of the literature review, commercially available implants suitable for comparing properties with the localized individualized implant were also selected. In order to produce individual models using FDM 3D printing technology, several design modifications were necessary. For each implant model, a femur model was also designed and modified for the correct placement of that specific implant type. The thesis also highlights the advantages and limitations of FDM 3D printing technology in the production of small and geometrically detailed models.

Keywords

Hip joint, localized implant, FDM 3D printing, lattice structure

Bibliografická citácia

VAVRICA, Daniel. *3D tištěný model lokálního implantátu kyčelního kloubu*. Online, bakalářská práce. Martin Vrbka (Vedúci). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2026. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/173445>. [cit. 2026-05-20].

Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že bakalársku prácu som vypracoval samostatne pod odborným vedením prof. Ing. Martina Vrbku, Ph.D. Zároveň prehlasujem, že všetky zdroje obrazových a textových informácií, z ktorých som čerpal, sú riadne citované v zozname použitej literatúry. Doplnujúce vyhlásenie o využívaní generatívnej umelej inteligencie: V súlade so zásadami VUT uvádzam, že pri vypracovaní práce som využil nástroje generatívnej umelej inteligencie v obmedzenom rozsahu na jazykovú korektúru a štylistické preformulovanie odsekov, ktoré som napísal. AI nebola použitá na vytváranie odborných tvrdení ani na nahradenie práce so zdrojmi. Všetky formulácie som po korektúre skontroloval a zodpovednosť za obsah nesiem ja. Bližšie využitie je popísané v prílohe [A].

Daniel Vavrica

Podakovanie

Ďakujem vedúcemu bakalárskej práce prof. Ing. Martinovi Vrbkovi, Ph.D., za odborné vedenie, cenné rady a pripomienky počas vypracovania práce. Zároveň ďakujem svojej rodine a blízkym za podporu, trpezlivosť a motiváciu počas celého štúdia.

Daniel Vavrica

Obsah

Úvod	10
2 Prehľad súčasného stavu poznania	11
2.1 Stavba bedrového kĺbu	11
2.2 Degeneratívne a ischemické ochorenia bedrového kĺbu	12
2.2.1 Artróza bedrového kĺbu	12
2.2.2 Avaskulárna nekróza	13
2.3 Vývoj implantátov bedrového kĺbu	13
2.4 Súčasný typy implantátov bedrového kĺbu	14
2.4.1 Totálna endoprotéza	14
2.4.2 Hemiartoplastika	16
2.4.3 Totálny resurfacing bedrového kĺbu	16
2.4.4 Lokálny resurfacing implantát	17
2.5 Modely totálnej endoprotézy	18
2.5.1 Medin	18
2.5.2 Medacta International	19
2.5.3 Zimmer Biomet	20
2.6 Modely lokálnych implantátov	21
2.6.1 HemiCap	21
2.6.2 3D tlačený individualizovaný implantát	22
2.6.3 Episealer	23
2.6.4 Biopoly	24
3 Analýza problému a cieľ práce	25
3.1 Analýza problému	25
3.2 Cieľ práce	25
4 Konceptné riešenie	26
4.1 Modely femuru	26
4.1.1 Model femuru pre Lokálny implantát	27
4.1.2 Model femuru pre totálnu endoprotézu	28
4.1.3 Modely femuru v reze	28
4.2 Model totálnej endoprotézy	28
4.3 Model 3D tlačeného individuálneho implantátu	29
4.4 Model HemiCap	29
5 Konštrukčné riešenie	31
5.1 Konštrukčný návrh modelu 3D tlačeného individualizovaného implantátu	31
5.1.1 CAD model	31
5.1.2 Mriežková štruktúra	32
5.2 Konštrukčný návrh modelu HemiCap	33
5.3 Konštrukčný návrh modelu totálnej endoprotézy	34
5.4 Konštrukčný návrh modelu femuru	35
5.4.1 3D Model femuru pre lokálne implantáty	36
5.4.2 3D Model femuru pre totálnu endoprotézu	36

5.4.3	3D Model femuru v reze	37
5.5	3D tlač	38
5.5.1	Voľba materiálu	38
5.5.2	Nastavenie a optimalizácia tlače	39
6	Diskusia	41
	Záver	43
	Zoznam použitých zdrojov	44
	Zoznam použitých skratiek a symbolov	49
	Zoznam príloh	50

Úvod

Bedrový kĺb patrí medzi najviac zaťažované kĺby ľudského tela a jeho správna funkcia je nevyhnutná pre pohyb, stabilitu a celkovú kvalitu života človeka. Poškodenie bedrového kĺbu v dôsledku degeneratívnych ochorení, úrazov alebo vrodených deformít často vedie k potrebe chirurgickej náhrady kĺbu implantátom. V súčasnosti existuje viacero typov implantátov a konštrukčných riešení, pričom jednotlivé varianty sa líšia použitými materiálmi, spôsobom ukotvenia, geometriou aj rozsahom odobratia kostného tkaniva. Každé riešenie prináša určité výhody a nevýhody z hľadiska biomechanických vlastností, životnosti implantátu či náročnosti chirurgického zákroku.

Nevýhodou takmer všetkých bežne používaných postupov je obmedzená životnosť náhrad, ktorá sa pohybuje približne medzi 10 až 15 rokmi. Pri starnúcej populácii to vytvára potrebu odkladať implantáciu na vyšší vek pacienta, aby sa obmedzila rizikovejšia a technicky náročnejšia reimplantácia. Perspektívnym riešením sú preto lokálne implantáty, ktoré nahrádzajú iba poškodenú časť kĺbovej chrupavky a príslušného kostného tkaniva, a predstavujú logický medzistupeň k totálnej náhrade.

Rozvoj aditívnych technológií a 3D tlače v posledných rokoch umožňuje vytváranie lokálnych individualizovaných implantátov prispôbených konkrétnemu pacientovi. Takýto prístup môže prispieť k lepšiemu anatomickému prispôbeniu implantátu, rovnomernejšiemu prenosu zaťaženia a zníženiu množstva odobratého kostného tkaniva. Súčasne však prináša nové technologické a konštrukčné požiadavky súvisiace s modelovaním implantátov a ich výrobou pomocou dostupných aditívnych technológií.

Cielom tejto práce je vytvoriť model 3D tlačeného individualizovaného implantátu bedrového kĺbu. Model bude slúžiť na demonštráciu funkcie implantátu a spôsobu jeho implantácie pre edukatívne a demonštračné účely. Súčasťou práce je aj vytvorenie 3D modelov náhrad bedrového kĺbu už dostupných na trhu. Sú určené na vzájomné porovnanie ich geometrie, spôsobu ukotvenia a interakcie so stehnovou kosťou (femúrom). Práca obsahuje aj vytvorenie modelov stehnovej kosti, ktoré slúžia na vizualizáciu vzájomného pôsobenia implantátu a kostného tkaniva. Vybrané modely budú vytlačené pomocou technológie FDM 3D tlače.

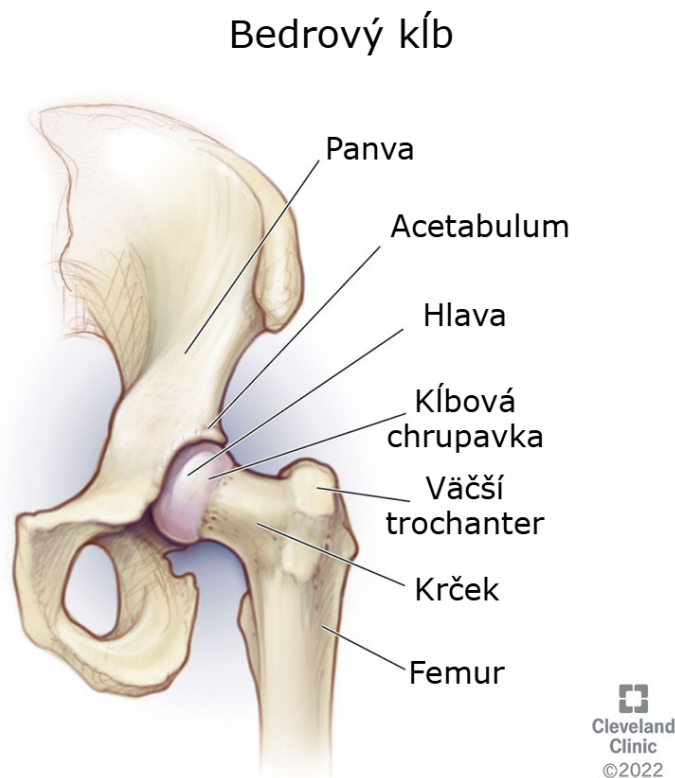
2 Prehľad súčasného stavu poznania

2.1 Stavba bedrového kĺbu

Bedrový kĺb predstavuje jeden z najdôležitejších nosných kĺbov ľudského tela. Primárnou funkciou tohto kĺbu je zabezpečenie stabilného spojenia medzi panvou a dolnými končatinami, pričom umožňuje široký rozsah potrebných pohybov pre bezproblémovú lokomóciu a manipuláciu tela. [1]

Z pohľadu anatómie ide o guľový kĺb, ktorý je tvorený hlavou stehenovej kosti (caput femoris) a jamkou panvy (acetabulum) pozri obrázok 1. Kĺbové plochy sú pokryté hyalínovou chrupavkou s vysokým obsahom vody a kolagénu typu 2, čo zabezpečuje nízky koeficient trenia a schopnosť absorbovať mechanické zaťaženie. Zníženiu trenia pomáha lubrikáciou taktiež aj synoviálna tekutina, ktorá dodatočne zabezpečuje výživu chrupavky bez vlastného cievneho zásobenia. Táto tekutina je produkovaná synoviálnou membránou a jej poruchy vedú k degeneratívnym zmenám. [1]

Bedrový kĺb je z pohľadu biomechaniky zaťažovaný vysokými silami, ktoré pri chôdzi dosahujú dva až tri násobky telesnej hmotnosti, a pri dynamickom pohybe oveľa viac. Tieto sily sú prenášané kĺbovými plochami a rozkladané na chrupavke a subchondrálnej kosti. [2]



Obr. 1: Štruktúra bedrového kĺbu([3], upravené)

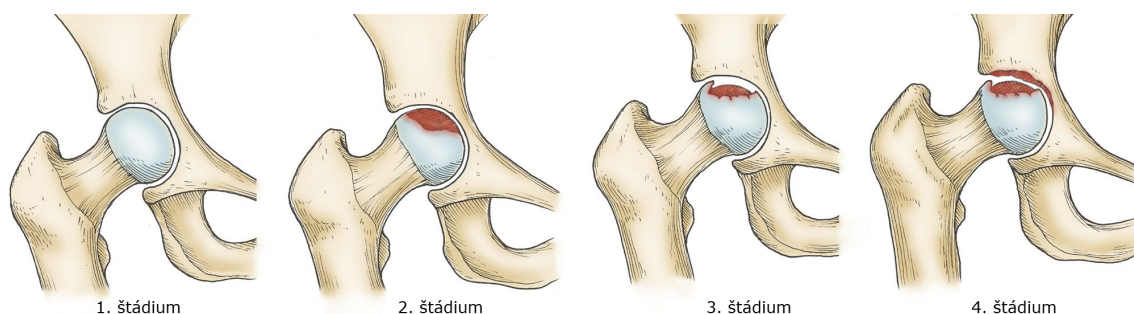
2.2 Degeneratívne a ischemické ochorenia bedrového kĺbu

2.2.1 Artróza bedrového kĺbu

Medzi ochorenia bedrového kĺbu patrí artróza, v tomto prípade nazývaná koxartróza. Je to degeneratívne ochorenie charakterizované postupnou degeneráciou kĺbovej chrupavky, prestavbou kostného tkaniva a zápalmi v kĺbe. Ide o ochorenie, ktorého vznik je ovplyvnený genetickou predispozíciou, mechanickým preťažením, obezitou, vekom a anatomickými odchýlkami. [4]

Remodelácia kostného tkaniva vedie k subchondrálnej skleróze, zhrubnutiu kostnej platničky a zmene mikroštruktúry trabekulárnej (špongiovej) kosti [5]. V nej dochádza k zvýšeniu jej objemu, zväčšeniu počtu a hrúbky trabekúl, ale aj k narušeniu ich priestorovej organizácie [5]. Tieto štrukturálne zmeny spôsobujú zvýšenie tuhosti kosti, ale znižujú jej schopnosť absorbovať mechanické zaťaženie, čo vedie k zvýšeniu zaťaženia chrupavky [6]. Tieto procesy spôsobujú patologickú biomechanickú spätnú väzbu, v ktorej vplyvom mechanického zaťaženia dochádza k remodelácii kosti, následnému zvýšeniu jej tuhosti a ďalšiemu poškodeniu chrupavky, tento proces výrazne zvyšuje progres artrózy [7].

Progresia koxartrózy sa v klinickej praxi najčastejšie hodnotí pomocou rádiologických klasifikácií, ako sú systémy Kellgren–Lawrence alebo Tönnis, ktoré rozlišujú štyri základné štádiá vývoja ochorenia na základe štrukturálnych zmien pozorovateľných na zobrazovacích vyšetreniach, pozri obrázok 2. [8]



Obr. 2: Štádiá koxartrózy([9], upravené)

- V prvom štádiu dochádza len k minimálnym degeneratívnym zmenám. Na okrajoch hlavy stehnovej kosti sa začínajú objavovať drobné osteofyty¹. Chrupavka je poškodená len iniciálne a klinické príznaky sú často nevýrazné alebo úplne chýbajú. Toto štádium býva často diagnostikované náhodne pri röntgenovom vyšetrení. [8]
- Druhé štádium je charakterizované progresiou degeneratívnych zmien, pričom dochádza k tvorbe výraznejších osteofytov. Súčasne sa objavuje subchondrálna skleróza, teda zvýšenie hustoty kosti pod chrupavkou v dôsledku zvýšeného mechanického zaťaženia. Tvar hlavy stehnovej kosti zostáva ešte relatívne zachovaný, avšak pacienti už pociťujú bolesti, najmä pri fyzickej záťaži. [8]

¹hladké kostné nadstavby tvoriace sa na okrajoch kĺbov alebo stavcov ako prirodzená reakcia tela na dlhodobé preťaženie, nestabilitu či degeneratívne zmeny (artrózu)

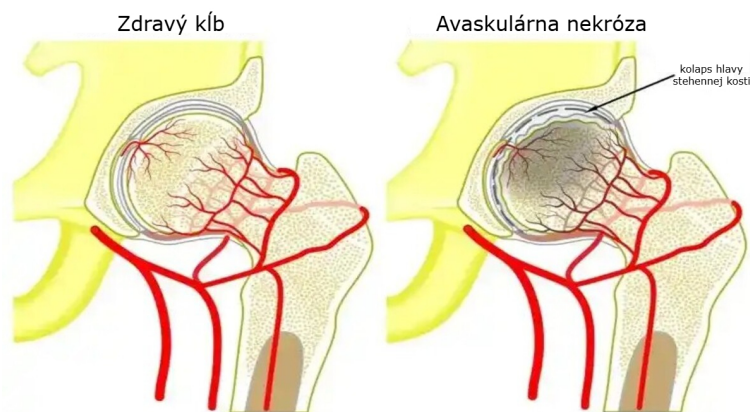
- V treťom štádiu dochádza k výraznému zhoršeniu štrukturálnych zmien. Typická je prítomnosť početných osteofytov, subchondrálnych cyst a výraznej sklerózy. V tomto štádiu sa už začína deformovať hlava stehnovej kosti, čo vedie k narušeniu kongruencie² kĺbových plôch a k obmedzeniu pohyblivosti kĺbu. [8]
- Štvrté štádium predstavuje pokročilú formu artrózy s výraznou deštrukciou kĺbu. Dochádza k masívnej tvorbe osteofytov a výraznej deformácii hlavy stehnovej kosti. Často sa vyskytuje aj neúplné vykĺbenie hlavy stehnovej kosti. Klinicky je toto štádium sprevádzané silnou bolesťou aj v pokoji a výrazným funkčným obmedzením, pričom v mnohých prípadoch je indikovaná totálna náhrada bedrového kĺbu. [8]

2.2.2 Avaskulárna nekróza

Ďalším častým ochorením na bedrovom kĺbe je avaskulárna nekróza, tiež nazývaná AVN. Na bedrovom kĺbe sa najčastejšie prejavuje na hlave femuru, a jej podstata spočíva v ischémii kostného tkaniva a následnej bunkovej smrti, pozri obrázok 3. [10]

Z pohľadu biomechaniky má AVN zásadný vplyv na mechanické vlastnosti kosti. Experimentálne a modelové štúdie potvrdzujú pokles elasticity, pevnosti a schopnosti absorbovať zaťaženie v nekrotických oblastiach [11].

V zdravej hlavici femuru je zaťaženie rovnomerne rozložené, no pri AVN dochádza k koncentracii zaťaženia na oslabenej oblasti. To vedie k vzniku subchondrálnych mikropřasklín a postupnému kolapsu. Dôležitým faktorom je veľkosť a lokalizácia nekrotickej oblasti, čím väčšia je postihnutá oblasť, tým vyššie je riziko mechanického zlyhania. [12]



Obr. 3: Avaskulárna nekróza ([13], upravené)

2.3 Vývoj implantátov bedrového kĺbu

Okrem uvedených, mnohé ďalšie ochorenia bedrového kĺbu vedú k progresívnej degenerácii a deštrukcii kĺbového mechanizmu. To vedie k výraznému obmedzeniu mobility pacienta. Práve potreba predĺženia funkčnosti týchto degenerovaných kĺbov viedla k vývoju náhrad bedrového kĺbu.

²zhoda, súlad, rovnosť

Za otca modernej totálnej endoprotézy bedrového kĺbu (total hemiarthroplasty, THA) je považovaný Sir John Charnley, ktorý v šesťdesiatych rokoch dvadsiateho storočia vyvinul prvý nízkotrecí kĺb (low-friction arthroplasty) [14, 15]. Tento dizajn je v princípe identický s totálnymi náhradami používanými dnes. Kombinuje tri hlavné časti:

- kovová femurálna hlavica [14, 15]
- polyetylénová acetabulárna jamka [14, 15]
- fixácia pomocou kostného cementu [14, 15]

Týmto systémom sa zabezpečilo pomalšie opotrebovanie a zlepšenie dlhodobých výsledkov implantácie [14].

Z pohľadu geometrie došlo k vývoju od jednoduchých, štandardizovaných tvarov k anatomicky tvarovaným a vysoko komplexným štruktúram. V počiatku vývoja boli THA navrhované vo forme univerzálnych komponentov s obmedzeným rozsahom veľkostí implantátov, čo malo pri obmedzenej možnosti individualizácie pre pacienta za následok časté neoptimálne rozloženie zataženia na kosti. Vývoj modulárneho systému náhrad umožnil lepšie veľkostné prispôsobenie náhrady pacientovi. Spolu s použitím anatomicky tvarovaných driekov sa dosiahlo vhodnejšie rozloženie mechanického zataženia. V súčasnosti sa smeruje k využívaniu poréznych mriežkových (lattice) štruktúr, ktoré napodobňujú prirodzenú trabekulárnu štruktúru kosti. Toto zlepšuje mechanické vlastnosti a podporuje osteointegráciu³. [16, 17]

2.4 Súčasný typy implantátov bedrového kĺbu

Implantáty bedrového kĺbu možno rozdeliť podľa rozsahu náhrady kostného tkaniva a kĺbového mechanizmu, pričom jednotlivé typy predstavujú odlišné prístupy k riešeniu postihnutia kĺbu. Medzi hlavné spôsoby riešenia narušenia funkcie bedrového kĺbu patrí:

- Totálna endoprotéza
- Hemiaroplastika
- Totálny resurfacing
- Lokálny implantát

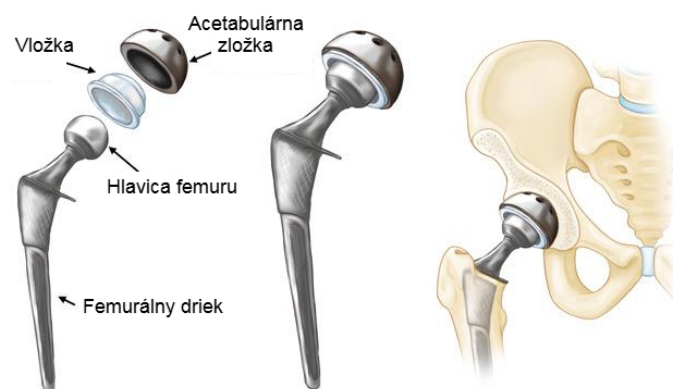
2.4.1 Totálna endoprotéza

Ako bolo spomenuté v predchádzajúcej časti, THA je najstarší typ náhrady bedrového kĺbu používaný do dnešného dňa [14]. Ako je možné vidieť na obrázku 4 THA je najčastejšie zložená zo štyroch hlavných častí:

- Femurálny driek: pripája sa k hlavici femuru a je zasadený do tela stehenovej kosti. Tvorí oporu nového bedrového kĺbu [15].

³proces priameho, štruktúrneho a funkčného prepojenia medzi živou kosťou a povrchom implantátu bez prítomnosti mäkkých tkanív medzi nimi

- Hlavica femuru: priamo sa zasúva do novej jamky a je pripojená k femurálnemu drieku. Hlavice sa vyrábajú v rôznych priemeroch a s rôznymi posunmi. Sú vyrobené z kovu alebo keramiky. [17]
- Acetabulárna zložka: má tvar misky a tvorí novú jamku. Je vyrobená z vysoko kvalitného plastu, ktorý je cementovaný priamo do jamky, alebo z kovu, v ktorom prípade môže byť tiež cementovaná, poprípade upevnená pomocou skrutiek. [15]
- Vložka: zapadá do plášťa necementovanej acetabulárnej zložky a umožňuje hlavici femuru ľahko a prirodzenejšie kĺzať v jamke. Je vyrobená z vysoko kvalitného plastu alebo keramiky. [17]



Obr. 4: Stavba totálnej endoprotézy bedrového kĺbu ([15], upravené)

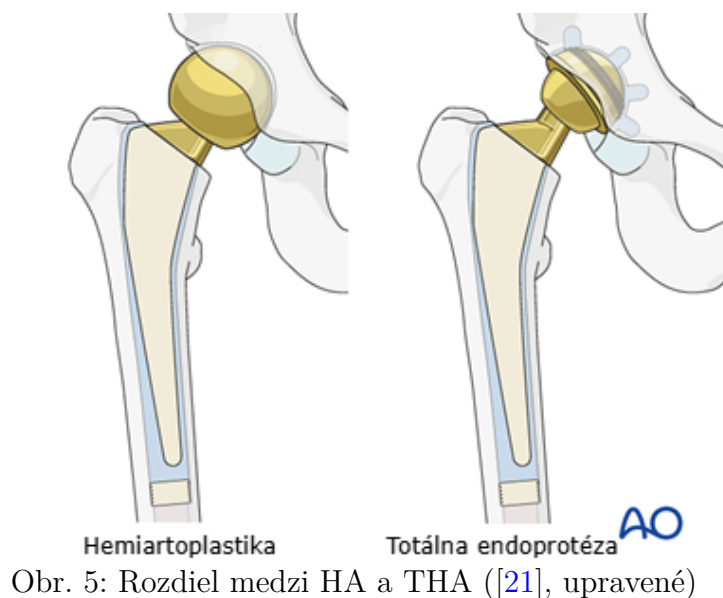
V pôvodnej THA bola použitá hlavica s priemerom 41,5 mm, kvôli vysokému treciemu momentu došlo k predčasnému zlyhaniu z dôvodu opotrebenia acetabulárnej zložky. Pri príliš malých priemeroch dochádzalo naopak k nestabilite femurálnej hlavy a zvýšenému pomeru dislokácii. Pri priemere 22 mm bol dosiahnutý kompromis medzi opotrebením, stabilitou a pomerom dislokácií menším než jedno percento. S postupom vývoja materiálov sa problém trecieho momentu minimalizoval, čo umožnilo zväčšenie priemeru hlavice femuru. V súčasnosti sa najčastejšie používa priemer 32 až 36 mm a prevádza sa výskum na použitie hlavíc v rozmeroch až 40 mm. [18]

THA využíva široké spektrum materiálov v závislosti od funkcie jednotlivých komponentov implantátu. Historicky najpoužívanším materiálom bola nerezová oceľ, ktorá sa uplatňovala pri výrobe femurálneho drieku, hlavice femuru aj acetabulárnej zložky. V súčasnosti je však vo veľkej miere nahrádzaná modernejšími materiálmi s lepšími mechanickými a biologickými vlastnosťami. Hlavica femuru sa najčastejšie vyrába zo zliatin kobalt-chrómu, keramiky na báze oxidu hlinitého alebo zirkónia, ktoré sa vyznačujú vysokou odolnosťou voči opotrebeniu a dobrou biokompatibilitou. Femurálny driek bol pôvodne vyrábaný z ocele ČSN 17349, avšak dnes sa preferujú najmä titánové zliatiny alebo zliatiny kobalt-chrómu, ktoré poskytujú vyššiu pevnosť, nižšiu hmotnosť a lepšiu integráciu s kostným tkanivom. Trecie povrchy acetabulárnej vložky sú spravidla tvorené kombináciou kobalt-chrómu a ultravysokomolekulárneho polyetylénu (UHMWPE), čo zabezpečuje nízky súčiniteľ trenia, znižuje opotrebenie a zároveň umožňuje určitú mieru elasticity materiálu. [19]

2.4.2 Hemiartoplastika

Štruktúra implantátu pri hemiartoplastike (HA) je veľmi podobná ako pri THA. Hlavným rozdielom je zachovanie pôvodného acetabula, pozri obrázok 5. Tento spôsob liečby sa využíva najmä pri dislokačných zlomeninách krčku femuru u starších pacientov s nižšími funkčnými nárokmi a kratšou požadovanou životnosťou implantátu. [20]

Podľa artikulácie hlavice HA existujú dva typy náhrad. Unipolárna HA, pri ktorej je hlavica neartikulovateľná a vyrobená z jedného kusu. Druhým typom je bipolárna hlavica, u ktorej je zhotovená podobným spôsobom ako pri THA. Hlavica bipolárnej HA je zostavená z menšej vnútornej hlavice s priemerom 22 až 36 mm, polyetylénovej vložky a vonkajšej hlavice. Cieľom tohto spojenia je znížiť opotrebenie acetabulu umožnením medzi-protetického pohybu. Kvôli nedostatku klinických dát podporujúcich nadriadenosť jedného typu HA nad druhým a z dôvodu značne vyšších nákladov na bipolárnu HA sú unipolárne HA preferovanou voľbou pri výkonoch. [20]



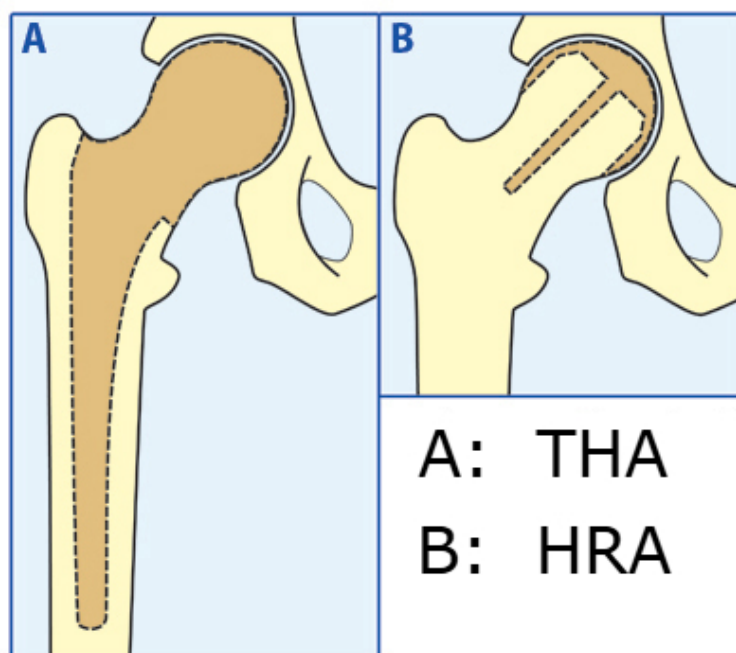
Obr. 5: Rozdiel medzi HA a THA ([21], upravené)

2.4.3 Totálny resurfacing bedrového kĺbu

Totálny resurfacing bedrového kĺbu (hip resurfacing arthroplasty, HRA) predstavuje typ náhrady, pri ktorej nedochádza k úplnému odstráneniu hlavy femuru, ale iba k jej čiastočnej úprave a prekrytiu umelým implantátom, pozri obrázok 6. Acetabulum je podobne ako pri THA vybavené acetabulárnou zložkou. Ide o náhradu, ktorej cieľom je zachovanie čo najväčšieho množstva pôvodného kostného tkaniva pri obnovení funkcie kĺbu. Tento princíp umožňuje fyziologickejšie⁴ rozloženie síl a zachovanie biomechaniky kĺbu, čo je výhodné najmä u mladších a aktívnych pacientov. [22]

HRA je zostavený z dvoch hlavných komponentov: femurálnej hlavice a acetabulárnej zložky. Femurálna hlavica je v tomto prípade dutá a klinom nasadená na orezanej kosti, pozri obrázok 6. Môže byť upevnená cementom alebo bez cementu. Acetabulárna zložka býva upevnená bezcementovo, využíva uchytenie pomocou osteointegrácie na poréznom

⁴Bližšie k prirodzenému fungovaniu organizmu.



Obr. 6: Rozdiel medzi HRA a THA ([23], upravené)

povrchu. Na rozdiel od THA sa u HRA nepoužíva polyetylénová vložka (z dôvodu obmedzeného priestoru). Priemery femurálnej hlavice sú pomerne veľké, čo znižuje pomer dislokácií a zväčšuje rozsah pohybu. [24]

Vývoj HRA začína v sedemdesiatych rokoch minulého storočia, kedy bola používaná kombinácia materiálov kov-polyetylén. Na týchto implantátoch však dochádzalo k vysokému počtu zlyhaní v dôsledku opotrebovania a osteolýzy⁵. Preto došlo k ústupu od tejto metódy. V deväťdesiatych rokoch nastala renesancia v oblasti HRA, využitím moderných materiálov a prechodom ku styku kov na kov (MoM), ktoré zaistili nižšiu mieru opotrebovania, lepšiu dlhodobú stabilitu a menšiu nežiaducu reakciu okolitého kostného tkaniva. V súčasnosti sa využíva kobalt-chrómová zliatina a pokročilé povrchové úpravy s cieľom zníženia súčiniteľa trenia a zvýšenia tvrdosti povrchu. [25]

2.4.4 Lokálny resurfacing implantát

Lokálny resurfacing implantát (focal hemiarthroplasty, FHA) predstavuje spôsob liečby, pri ktorom sa nahrádza len lokalizovaný osteochondrálly⁶ defekt hlavy stehnovej kosti, pričom zvyšok kĺbu, vrátane acetabula, zostáva nedotknutý, pozri obrázok 7. Tento prístup sa využíva najmä u pacientov s izolovanými léziami chrupavky alebo skorými štádiami osteonekrózy, kde nedochádza ku generalizovanej degenerácii kĺbu. Výhodou tejto techniky je zachovanie veľkého percenta kostného tkaniva a potenciál oddialiť potrebu totálnej endoprotézy. [26, 27]

Využitie FHA na bedrovom kĺbe je momentálne limitované. Jeden z mála hlavných výrobcov týchto implantátov je HemiCap, ktorý bude spomenutý neskôr v časti 2.6.1. Tento spôsob obnovenia funkcie kĺbu však nachádza využitie s vysokým úspechom pri kolennom kĺbe. [28]

⁵Patologický proces charakterizovaný nadmerným úbytkom kostného tkaniva.

⁶týkajúci sa chrupavky aj subchondrálnej kosti.



Obr. 7: Rentgenové snímky pacienta s lokálnym resurfacing implantátom typu HemiCap na oboch kĺboch [26]

Z konštrukčného hľadiska sa implantát skladá z artikulárnej⁷ časti a fixačného systému. Povrchová časť implantátu v kontakte s acetabulom je zvyčajne vyrábaná z kovových zliatin, najčastejšie z kobalt-chrómu alebo titánu, prípadne z keramiky. Tieto materiály zabezpečujú vysokú odolnosť voči opotrebovaniu a nízky koeficient trenia. Fixačná časť implantátu, často vo forme kolíka alebo stopky, je ukotvená v subchondrálnej kosti a býva opatrená poréznym materiálom alebo bioaktívnym povrchom, ako je napríklad hydroxyapatit, čím je podporovaná osteointegrácia. [29]

V prípade bedrového kĺbu je použitie FHA limitované. Ako bolo uvedené v podkapitole 2.1, bedrový kĺb je vystavený vysokým silám a v kombinácii s jeho sférickou geometriou kladie vysoké nároky na presnosť implantácie. Klinické štúdie poukazujú na zvýšené riziko komplikácií, ako je erózia acetabulu, bolesť a častá potreba konverzie na totálnu endoprotézu z dôvodu uvoľnenia implantátu. [30]

2.5 Modely totálnej endoprotézy

Táto podkapitola sa zameriava na konkrétne modely THA. Analyzuje ich hlavné konštrukčné prvky, technologické inovácie a charakteristiky výrobcov.

2.5.1 Medin

Spoločnosť MEDIN, a.s. je český výrobca s dlhodobou tradíciou vo výrobe ortopedických implantátov a chirurgických systémov. Spoločnosť sa špecializuje na modulárne riešenia pre náhrady veľkých kĺbov vrátane bedrového kĺbu. [31]

Totálna endoprotéza bedrového kĺbu MEDIN, zobrazená na obrázku 8, zahŕňa všetky tradičné komponenty zmienené v časti 2.4.1.

- Femurálny driek je vyrobený z titánovej zliatiny Ti_6Al_4V , alebo ocele FeNiCr. Ocelový driek je upevnený cementovaním, zatiaľ čo titánový driek je pokrytý poréznym povrchom s vrstvou hydroxyapatitu a na dlhodobé uchytenie využíva osteointegráciu. [31]
- Hlavica je vyrobená zo zliatiny kobalt-chróm-molybdénu (CoCrMo), FeNiCr alebo keramiky (Al_2O_3). Hlavica má priemery 28 mm, 32 mm a 36 mm. Zároveň sú možné tri varianty odsadenia pre hlavicu vyrobenú z CoCrMo alebo keramiky a 5 variant pre hlavicu vyrobenú z FeNiCr. [31]

⁷kĺbovej



Obr. 8: Totálna endoprotéza od spoločnosti Medin [32]

- Acetabulárny komponent sa rozdeľuje podľa tvaru na sférický a oválny, sférický sa dodatočne delí podľa typu upevnenia na cementovaný a necementovaný. Oválny komponent a sférický necementovaný komponent sú vyrobené z Ti_6Al_4V a majú porézny povrch s vrstvou hydroxyapatitu. Sú dodatočne upevnené k panve skrutkami. Sférický cementovaný komponent je vyrobený z UHMWPE a nevyžaduje vložku pre styk s hlavicom. [31]
- Vložky pre necementované komponenty sú vyrobené z UHMWPE. Sférická vložka je vyrábaná buď s offsetom 7° alebo bez offsetu. Oválna vložka je ponúkaná iba s offsetom. [31]

Medin taktiež využíva driek tejto náhrady pre HA s unipolárnou aj bipolárnou hlavicom. [31]

Indikácie pre použitie tejto náhrady zahŕňajú pokročilú koxartrózu spomenutú v časti 2.2.1, reumatickú artritídu, AVN spomenutú v časti 2.2.2 a posttraumatické zmeny, keď konzervatívna liečba neprináša uspokojivý efekt. [31]

2.5.2 Medacta International

Medacta International so sídlom vo Švajčiarsku je medzinárodná spoločnosť špecializujúca sa na ortopedické implantáty a chirurgické systémy. Je známa inováciami v oblasti náhrad kĺbov a jej produkty sú používané v mnohých európskych krajinách, vrátane Česka a Slovenska. [33]

Medactou je ponúkaná široká škála implantátov s vysokou modifikovateľnosťou, s možnosťou použitia niekoľkých modelov drieku a hlavice pre THA alebo HA. Medzi použiteľné drieky patria:

- AMISem: driek optimalizovaný pre AMIS (Anterior Minimally Invasive Surgery) systém, pri ktorom sa snaží o minimalizáciu narušenia tela pacienta. Zmenšením bočného rozšírenia sa dosiahlo ľahšie zasadenie do kosti. Celkové rozmery sú v porovnaní so štandardnými obdĺžnikovými driekmi menšie o 33%, pozri obrázok 9. [34]

- MiniMAX: Anatomický driek upevnený bez využitia cementu. Cieľom je dosiahnuť čo najlepšie uloženie v metafýze⁸ stehnovej kosti pomocou konštrukcie kopírujúcej prirodzenú geometriu proximálneho úseku stehnovej kosti. [35]
- QUADRA SYSTEM: Systém s rovným driekom určený na použitie pri primárnych aj revízných operáciách. Jedná sa o spoľahlivé riešenie s preukázanými výsledkami počas 20 rokov klinického štúdia. [36]

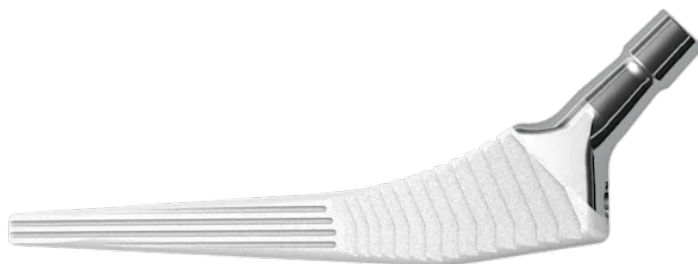


Obr. 9: Totálna endoprotéza typu AMISStem od spoločnosti Medacta [34]

Unipolárna a vonkajšia bipolárna hlavica pre HA je vyrobená z nerezovej ocele s vysokým percentom dusíka, vložka bipolárnej hlavice je vyrobená z UHMWPE a vnútorná hlavica môže taktiež byť vyrobená z ocele, poprípade z keramiky. [37, 38]

2.5.3 Zimmer Biomet

Zimmer Biomet je globálna americká spoločnosť pôsobiaca v oblasti ortopedických implantátov a medicínskych technológií, ktorá vznikla v roku 2015 zlúčením firiem Zimmer a Biomet. Okrem vývoja implantátov sa venuje aj digitalizácii chirurgických postupov a roboticky asistovanej chirurgii, čím prispieva k zvyšovaniu presnosti a úspešnosti operácií.



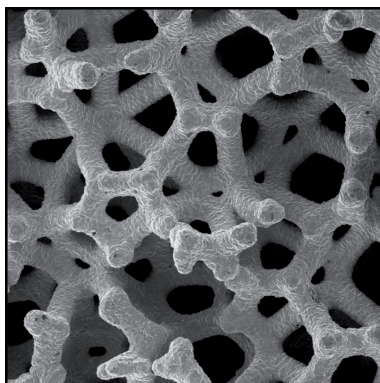
Obr. 10: Totálna endoprotéza Avenir od spoločnosti Zimmer Biomet [39]

Medzi ich hlavné ponúkané systémy driekov pre THA patria:

⁸Prechodná oblasť dlhých kostí nachádzajúca sa medzi strednou časťou (diafýzou) a koncovou časťou (epifýzou).

- Z1 THA Triple Taper Hip System: Je skosený v troch rovinách, čím je zabezpečená stabilná fixácia implantátu a optimálny prenos zaťaženia na kosť. Podporuje priaznivú remodeláciu kosti, čo znižuje riziko uvoľnenia implantátu. [40]
- Avenir Complete Hip System: Tento systém využíva kombináciu makro a mikro štruktúry na maximalizovanie kontaktu s kosťou a zlepšenie osteointegrácie, pozri obrázok 10. Driek je vyrobený z kovanej titánovej zliatiny, ktorá je povrchovo upravená pieskovaním. Následne sú na tento povrch nanesené dva povlaky. Prvý je z komerčne čistého titánu (CP-Ti) naneseného technológiou vákuového plazmového striekania. Druhý je vrstva Hydroxyapatitu na podporu osteointegrácie. [39]

Medzi hlavné výhody implantátov od Zimmer Biomet patrí Trabecular Metal technológia (TMT). Ide o povrchovú úpravu vyrobenú z Tantalu s vysoko poréznou štruktúrou, pozri obrázok 11. Nanáša sa procesom chemickej depozície pár (CVD), pri ktorom sa čistý tantal nanáša na sklovitý uhlíkový skelet. Výsledný materiál má až 80 % pórovitosť, čo je výrazne viac v porovnaní so štandardnými plazmovými nástrekmi (30 - 50 %) Nízky modul pružnosti tantalu ($E \approx 3$ GPa) sa približuje vlastnostiam špongióznej kosti a jeho vysoký súčiniteľ trenia ($f \approx 0,98$) zabezpečuje spoľahlivú primárnu stabilitu implantátu bezprostredne po jeho zavedení. [41, 42]



Obr. 11: Štruktúra Trabecular Metal technológie [41]

2.6 Modely lokálnych implantátov

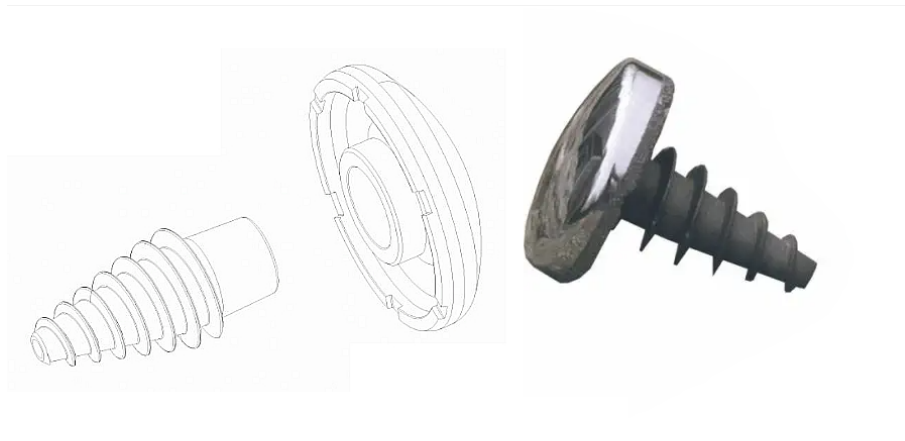
Táto podkapitola sa zameriava na konkrétne modely FHA. Analyzuje ich hlavné konštrukčné prvky, technologické inovácie a charakteristiky výrobcov.

2.6.1 HemiCap

HemiCap je FHA vyrábaný spoločnosťou Arthrosurface a v Európe distribuovaný prostredníctvom Zimmer Biomet.

Artikulárny komponent je vyrobený z kobalt-chróm-molybdénovej zliatiny s titánovou povrchovou vrstvou. Fixačný systém je vyrobený z $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, má formu kužeľovej stopky so závitnicou⁹, pozri obrázok 12. Tieto dva komponenty sú dokopy spojené cez kužeľové samosvorné spojenie. [43]

⁹šroubovice



Obr. 12: Konštrukcia implantátu HemiCap ([44], napravo, upravené), schéma implantátu HemiCap ([43], naľavo, upravené)

HemiCap sa využíva pri segmentálnych osteochondrálnych defektoch hlavy stehnovej kosti, kde nie je potrebná výmena celého kĺbu, napríklad pri poškodení chrupavky, alebo predkoxartróze. Týmto spôsobom sa minimalizuje invazívnosť zákroku a zachová sa maximálne množstvo pôvodného kostného tkaniva. [43]

Dostupné klinické štúdie zatiaľ prevažujú vo forme malých kohortových sledovaní a kauzistík. Poukazujú na priaznivé krátkodobé výsledky v zmysle zlepšenia funkcie kĺbu a redukcie bolesti [26]. Na druhej strane, dlhodobé výsledky sú menej pozitívne, Floerke-meiera et al. [30] uvádzajú zvýšenú mieru zlyhania implantátu a častú potrebu výmeny za THA.

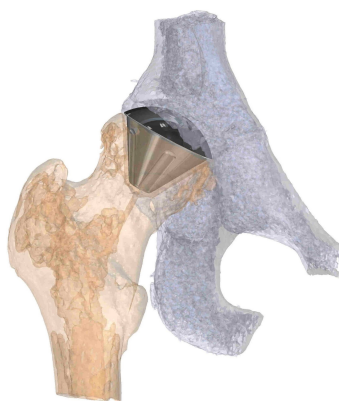
2.6.2 3D tlačný individualizovaný implantát

V klinike detskej a dospeljej ortopédie a traumatológie 2. LF UK a FN Motol bola v roku 2024 prvýkrát v ČR vykonaná segmentálna náhrada hlavy bedrového kĺbu u mladého pacienta so segmentálnou osteonekrózou hlavy stehnovej kosti. Tento individuálne navrhnutý implantát bol vyrobený z titánovej zliatiny prostredníctvom technológie 3D tlače na základe 3D CT modelu pacienta. Upevnenie je realizované osteointegráciou 3D tlačenej titánovej štruktúry, pozri obrázok 13. Doterajšie pooperačné sledovanie pacienta je časovo obmedzené. [45]

Klinická správa z iného pracoviska autorov D. M. Donatiho, B. Spazzoliho, R. Larangu a D. Monopoliho [46] sa zaoberala trojročnou pooperačnou kontrolou pacienta so lokálnym implantátom bedrového kĺbu. Uvedený implantát využíval rovnaký princíp fixácie prostredníctvom 3D tlačenej titánovej štruktúry ako implantát analyzovaný v tejto sekcii.

Dosiahnuté výsledky boli vysoko priaznivé, pričom došlo k výraznému zníženiu bolesti a zlepšeniu mobility pacienta. Hodnota HHS¹⁰ sa zvýšila z pôvodných 80 na 94 bodov, zatiaľ

¹⁰Harris Hip Score: hodnotenie funkčnosti bedra (0-100)



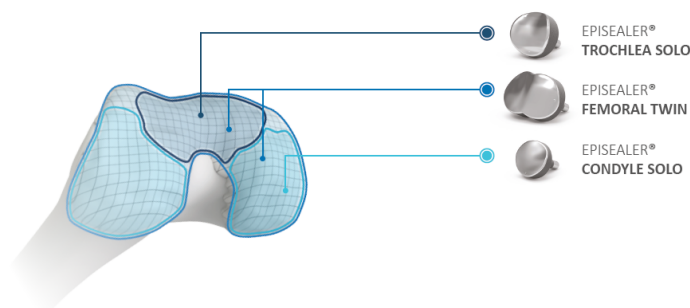
Obr. 13: Upevnenie segmentálneho implantátu[45]

čo WOMAC¹¹ skóre sa zlepšilo z hodnoty 20 na 3. Na rozdiel od prípadu s využitím HemiCap, uvedeného v časti 2.6.1, neboli pozorované žiadne známky uvoľnenia implantátu. Bohužiaľ, z dôvodu nízkeho počtu sledovaných osôb, v tomto prípade iba jednej osoby, a krátkej doby testu sa nedá objektívne potvrdiť funkčnosť tohto systému. [46]

2.6.3 Episealer

V prípade implantátu Episealer ide o implantát pre kolenný kĺb. Využíva však prvky a technológie podobné 3D tlačnému individualizovanému implantátu spomenutému vyššie, a preto je tu spomenutý. Episealer je vyrábaný spoločnosťou Episurf Medical AB, čo je švédská biotechnologická firma zameraná na vývoj individualizovaných ortopedických implantátov. Jej hlavným cieľom je riešiť poškodenia kĺbovej chrupavky pomocou pokročilých technológií. [47]

Implantát Episealer predstavuje moderný prístup k liečbe lokalizovaných poškodení chrupavky kolenného kĺbu. Ide o personalizovaný kovový resurfacing implantát, ktorý je navrhnutý na mieru konkrétnemu pacientovi na základe 3D zobrazovania. Implantát sa vyrába v troch prevedeniach pre rôzne časti kolenného kĺbu, pozri obrázok 14. Hlava implantátu je plne personalizovaná podľa konkrétného povrchu kosti pacienta z CT 3D dát. Chirurgické nástroje sú taktiež personalizované pre každého pacienta na dosiahnutie čo najlepšieho usadenia implantátu do kĺbu. Implantát je vytvorený z kobalt-chrómu so spodným povlakom titánu a horným povlakom hydroxyapatitu. [47]



Obr. 14: Lokálny implantát Episealer[47]

¹¹Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index: Dotazník pre pacientov hodnotiaci osteoartrózu bedra alebo kolena (0-100)

2.6.4 Biopoly

Podobne ako Episealer, implantát biopoly je určený pre koleno. Je vyrobený spoločnosťou BioPoly LLC, sídliacou v Spojených štátoch amerických (USA). Je to biomedicínska firma zameraná na vývoj pokročilých biomateriálov pre ortopédiu. [48]

Implantát BioPoly, zobrazený na obrázku 15, predstavuje alternatívny prístup k liečbe poškodenia chrupavky kolena v porovnaní s kovovými implantátmi, ako je napríklad Episealer. Na rozdiel od implantátu Episealer, Biopoly nie je personalizovaný pre každého pacienta, ale je dostupný v štandardizovaných veľkostiach. Je vyrobený zo syntetického polyméru s vysokou viskoelasticitou a lubrikáciou, dosiahnutou využitím kyseliny hyalurónovej. Hlavným účelom je napodobniť mäkké tkanivo chrupavky, nielen nahradiť poškodený povrch tvrdým materiálom. [48]



Obr. 15: Lokálny implantát Biopoly [48]

Klinická štúdia preukázala, že implantát BioPoly vedie k signifikantnému zlepšeniu funkcie kolena, kvality života a zníženiu bolesti počas 5-ročného sledovania, pričom pacienti sa vracali k plnej aktivite už po 8–11 týždňoch. Najvýraznejší prínos bol pozorovaný u pacientov nad 40 rokov, s väčšími defektmi alebo po zlyhaní predchádzajúcej liečby, pričom bezpečnostný profil bol priaznivý s nízkym výskytom závažných komplikácií. [49]

3 Analýza problému a cieľ práce

3.1 Analýza problému

Tvorba modelov implantátov bedrového kĺbu pomocou 3D modelovania a technológie FDM predstavuje viacero konštrukčných a technologických problémov. Pri návrhu modelov je potrebné zohľadniť nielen anatomický tvar implantátu a jeho interakciu s kostným tkanivom, ale aj obmedzenia použitej výrobnéj technológie. Geometrické prvky s jemnou štruktúrou, ako porézne povrchy alebo mriežkové štruktúry, ktoré sa využívajú pri reálnych implantátoch na podporu vrastania kostného tkaniva, nie je vždy možné vytlačiť v pôvodnej podobe pomocou technológie FDM.

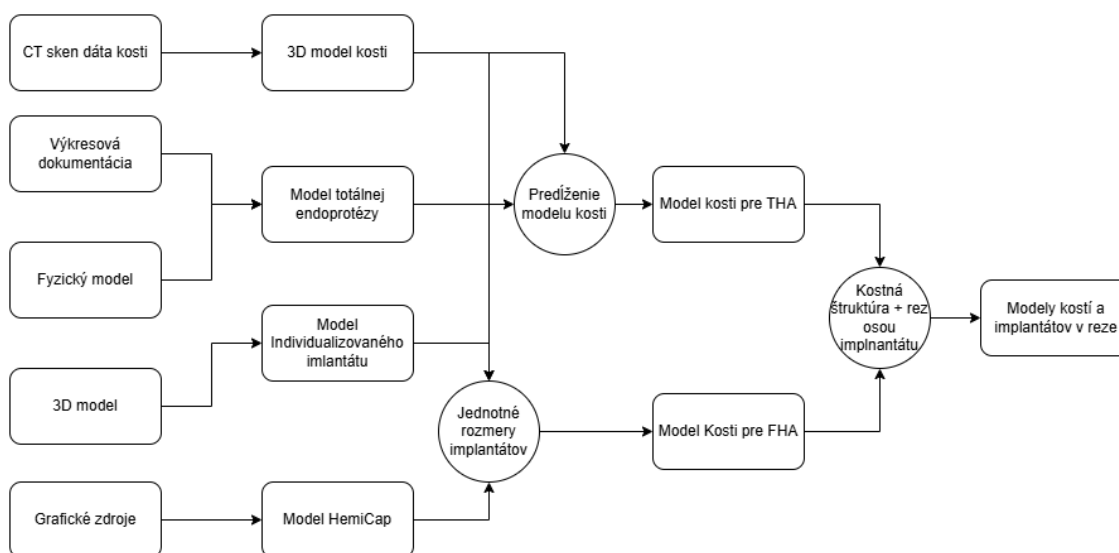
Významnú časť problematiky predstavuje aj modelovanie kostnej štruktúry. Trabekulárna štruktúra kosti obsahuje veľmi jemné detaily, ktoré nie je možné jednoducho vyrobiť technológiou FDM. Z tohto dôvodu je potrebné vnútornú štruktúru kosti aproximovať jednoduchšou štruktúrou, ktorá umožní výrobu fyzického modelu pri zachovaní vonkajšej vizuálnej podobnosti s reálnou kosťou.

3.2 Cieľ práce

Hlavným cieľom tejto práce je návrh modelu lokálneho implantátu pre poškodenie bedrového kĺbu. Model musí verne reprezentovať originálny implantát, ale zároveň ho musí byť možné vyrobiť na FDM 3D tlačiarňi. Dodatočne je potrebné navrhnuť modely konkurenčných lokálnych aj totálnych typov implantátov pre bedrový kĺb existujúcich na trhu. Na všetkých modeloch je potrebné vykonať aproximácie konštrukčných prvkov, či už z dôvodu neschopnosti ich vyrobiť pomocou 3D tlače alebo z nedostatku presných parametrov.

4 Konceptné riešenie

Táto kapitola sa bude venovať výberu konkrétnych implantátov pre modely a postupu dizajnu, ako je znázornené na obrázku 16. Bližšie sa rozoberú ich jednotlivé prvky a problémy, ktoré ich geometria predstavuje pri 3D tlači. Modely budú zhotovené pomocou FDM 3D tlače, teda fused deposition modeling (metóda tavného nanášania). Pri tejto technológii dochádza k postupnému nanášaniu vrstiev roztaveného materiálu, ktoré vytvoria finálny produkt. Hlavným limitom presnosti detailov tejto metódy je veľkosť trysky, pomocou ktorej je roztavený plast nanášaný. Najčastejšie používaná komerčne dostupná tryska má priemer 0,4 mm [50]. Sú dostupné aj varianty, ako je napríklad tryska s priemerom 0,2 mm, ponúkaná spoločnosťou BambuLab pre ich tlačiarne. Na zhotovenie modelov budú použité tlačiarne v dielni StrojLab. Pre tieto tlačiarne bola dostupná iba tryska s priemerom 0,4 mm, čo sa stalo hlavným limitom minimálnych rozmerov prvkov jednotlivých modelov.



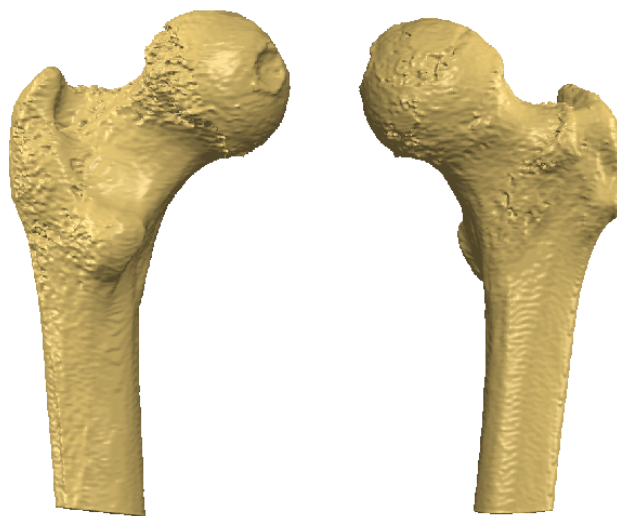
Obr. 16: Diagram postupu koncepcie modelov

4.1 Modely femuru

Jednou z hlavných častí sú modely femuru, slúžiace na ukážku použitia implantátov. Model femuru bol zhotovený podľa 3D CT skenov anonymného pacienta poskytnutých pre potreby tejto práce. Tieto dáta boli prevedené do 3D mesh modelu hornej polovice femuru, ktorý je možné vidieť na obrázku 17. Tento model slúžil ako predloha na úpravu rozmerov všetkých modelov implantátov.

Hlavným cieľom týchto modelov je naznačenie rozdielov interakcie s kosťou a rozsahu zásahu medzi jednotlivými typmi implantátov. Z tohto dôvodu bude vytlačených päť variantov femuru:

- Model originálneho femuru: tento model bude slúžiť na oboznámenie poslucháča s prirodzenou geometriou a štruktúrou bedrového kĺbu.



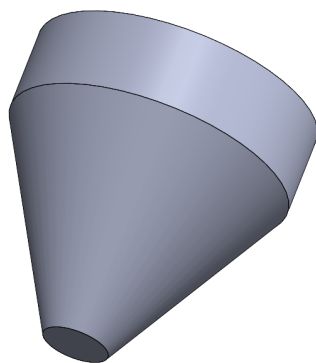
Obr. 17: 3D model femuru v dvoch pohľadoch

- Model femuru s využitím THA: model bude reprezentovať situáciu s využitím totálnej endoprotézy. Bude odstránená hlava a krček kosti a model bude mať dutinu pre vloženie modelu THA.
- Model femuru s využitím FHA: tento model bude využitý na reprezentáciu použitia 3D individuálneho implantátu a zároveň implantátu HemiCap. Rozmery oboch modelov implantátov budú zjednotené, aby ich bolo možné navzájom zameniť.
- Modely femuru v reze: pôjde o tri modely, ktoré budú rezané stredovou osou jednotlivých implantátov. V tomto prípade budú mať oba FHA modely svoj vlastný model kosti. Dôvodom sú rozdielne spôsoby upevnenia implantátov na kosť, čo by vyžadovalo príliš veľkú simplifikáciu.

4.1.1 Model femuru pre Lokálny implantát

Model femuru je jednotný pre oba implantáty typu FHA, rozmery modelov implantátov budú rovnaké. Toto bolo rozhodnuté z dôvodu zníženia množstva modelov. V oblasti defektu kosti bude v 3D modeli odobraná časť kosti v tvare komolého kužela. Rozmery oboch podstav kužela budú zodpovedať rozmerom implantátov, plus prídavok na dosiahnutie umiestnenia s vôľou. Prídavok nebude vybraný podľa normy z dôvodu pomerne vysokej odchýlky na povrchu 3D tlačeneho produktu.

Otvor pre lokálne implantáty bude vytvorený využitím funkcie odčítanie geometrie (subtract) v programe pre voxelové 3D modelovanie. Model formy na odobranie z modelu femuru bude mať tvar komolého kužela s pridanou valcovou časťou pod spodnou podstavou, ako je vidieť na obrázku 18. Táto kuželová časť je pridaná z dôvodu odstránenia všetkého materiálu kosti nachádzajúceho sa nad hlavným telom implantátu.



Obr. 18: 3D model formy pre lokálny implantát

4.1.2 Model femuru pre totálnu endoprotézu

Model femuru na využitie s THA je navrhnutý podľa predlôh z operačných inštrukcií. Hlava a krček modelu kosti budú odstránené a do modelu bude vyhlbená dutina tvaru implantátu s prídavkom na rozmeroch, aby sa dosiahlo umiestnenie s vôľou. Model femuru získaný z 3D CT dát je zároveň príliš krátky a implantát THA z modelu na spodnom konci presahuje, model bude preto treba predĺžiť.

4.1.3 Modely femuru v reze

V tomto prevedení budú vytvorené tri modely. Modely budú obsahovať femur a implantát ako jeden celok. Uvedené časti budú vyrobené z odlišných farieb, vytlačené samostatne a následne spojené do jedného produktu pomocou lepidla.

Hlavným cieľom týchto modelov je zobrazenie interakcie medzi štruktúrami kosti a implantátu, ako aj rozsahu náhrady kostného tkaniva implantátom. Rezy budú vedené osou implantátov a kolmo na hornú plochu kosti. Modely rezu pre 3D tlač budú individualizovaný implantát a HemiCap budú obsahovať iba hornú časť femuru, zahŕňajúcu: hlavu, krček, veľký chocholík (trochanter) a proximálnu epifýzu.

4.2 Model totálnej endoprotézy

THA je najčastejší spôsob náhrady bedrového kĺbu a taktiež najstarší [14]. Z týchto dôvodov je zvolený na porovnanie s modelom 3D tlačeného individuálneho implantátu. Konkrétny výrobok je implantát od českej spoločnosti Medin. Hlavným dôvodom výberu tohto implantátu pred ostatnými je dostupnosť konštrukčných výkresov a fyzického modelu, ktoré boli pre potreby tejto práce poskytnuté prof. Ing. Martinom Vrbkom, Ph.D.

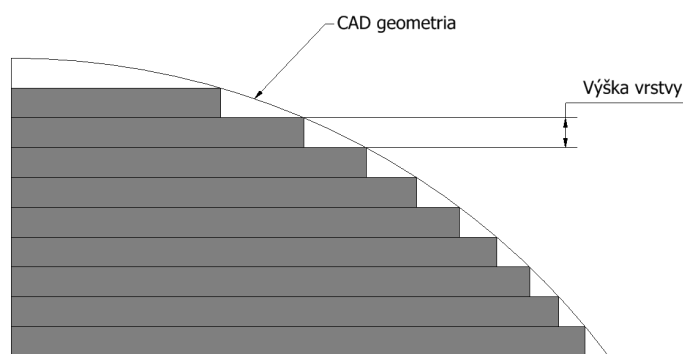
THA od Medin využíva bezcementové uchytenie na kosti pomocou osteointegrácie cez porézny povlak na tele drieku. Mikroštruktúru porézneho povlaku nie je možné duplikovať pomocou FDM metódy, preto je nutné ju buď naznačiť, alebo kompletne vynechať. Implantát navyše obsahuje dieru so závitom na uchytenie pri vsádzaní do kosti pacienta. Tento závit nie je na modeli simulovaný, keďže pre potreby prezentácie nie je nevyhnutný. Zostávajúce prvky drieku nepredstavujú problémy pre metódu FDM tlače.

Pri modeli THA sú vytvorené iba modely drieku a hlavice, acetabulárna časť a vložka nie sú simulované z dôvodu nízkeho prínosu voči nároku na zhotovenie.

4.3 Model 3D tlačeneho individuálneho implantátu

Táto kapitola sa zaoberá potrebnými úpravami, ktoré je nutné vykonať na lokálnom individualizovanom implantáte, spomenutom v časti 2.6.2. Jedná sa o malý implantát kužeľového tvaru so zaoblenou čiapkou, ktorá vykonáva kontakt s acetabulom. Kužeľová časť je tvorená mriežkovou (lattice) štruktúrou určenou na osteointegráciu. Originálny implantát je zhotovený metódou kovovej 3D tlače.

Hlavnými problémami pre výrobu tohto modelu sú mriežková štruktúra a zaoblená čiapočka. Mriežková štruktúra originálneho implantátu má rozmery v desatinách milimetra, čo naväzuje na limit s priemerom trysky. S dostupnými tryskami nie je možné zhotoviť štruktúru v originálnych rozmeroch. Štruktúru bude teda nutné niekoľkokrát zväčšiť.



Obr. 19: Deviácia FDM tlače od originálnej geometrie

Pri čiapočke je na druhú stranu problém s jej oblou geometriou. Metóda FDM, ako už bolo spomenuté, vytvára 3D produkt postupným nanášaním vrstiev. To znamená, že vo vertikálnej osi (os z) nie je možné dosiahnuť dokonalé zaoblenie. oblý povrch je preložený vrstvami, ktoré postupne naberaajú na výške, viz obr.19. Tento problém je možné vyriešiť zmenou orientácie produktu tak, aby sa minimalizovala deviácia, alebo dodatočným obrábaním po vytlačení produktu.

4.4 Model HemiCap

Lokálny implantát od spoločnosti HemiCap, ktorý bol bližšie rozobraný v časti 2.6.1, je ďalší z implantátov, pre ktoré bude vytvorený model. HemiCap predstavuje odlišný prístup k lokálnym implantátom bedrového kĺbu. Využíva klasickejší spôsob upevnenia s použitím kostného cementu [43]. Z tohto dôvodu je veľmi vhodný na porovnanie s individuálnym implantátom.

Hlavným problémom je nedostatok presných rozmerov implantátu. Jediný dostupný presný rozmer je priemer čiapočky implantátu, ktorý je v rozsahu 20 až 35 mm. Je nutné urobiť

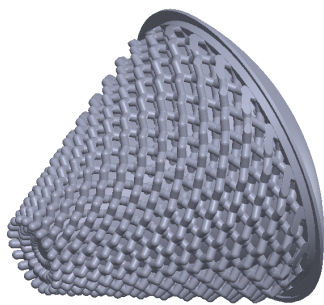
približné prirovnania podľa dostupných zdrojov. Cieľom je vytvoriť model, ktorý verne naznačí hlavné prvky implantátu, ale nebude ho presne kopírovať.

Ďalším problémom, podobne ako pri modeli individualizovaného implantátu, je zaoblenie čiapočky implantátu. Aj v tomto prípade bude nutné buď efekt minimalizovať, alebo dodatočne obrábať model. Navyše, pre tento model je problém s mechanizmom na uchytenie implantátu v kosti. Jedná sa o kuželovú stopku so závitnicou na pevnejšie uchytenie. Rozmery závitnice sú pomerne malé a je možné, že dôjde k značne veľkému skresleniu tvaru z dôvodu nedostatočného rozlíšenia tlačiarne. Tento problém však nie je možné riešiť iným spôsobom než zmenou výrobnnej metódy, čo ide mimo rozsah tejto práce.

5 Konštrukčné riešenie

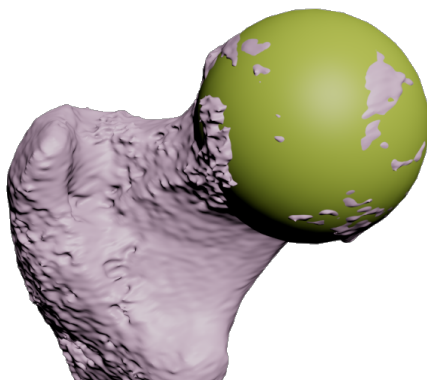
5.1 Konštrukčný návrh modelu 3D tlačeneho individualizovaného implantátu

Návrh modelu 3D tlačeneho individualizovaného implantátu bol založený na 3D modeli originálneho implantátu poskytnutom na potreby tejto práce. Hlavné zmeny oproti originálu boli prevedené na mriežkovej štruktúre tela implantátu a celkových rozmeroch modelu. Priemer čiapočky originálneho implantátu je 17 mm. Pri tejto veľkosti nie je s limitáciami rozmerov spôsobom výroby možné efektívne zobrazíť mriežkovú štruktúru tela modelu. Preto bol zvolený priemer čiapočky modelu 35 mm, so zachovaním zaoblenia podľa polomeru hlavy femuru, ktorý umožňuje lepšie pozorovanie prvkov modelu voľným okom a zároveň zachováva funkčný vzhľad implantátu. 35 mm je taktiež jedna z možných veľkostí priemeru čiapočky originálneho implantátu HemiCap [43].



Obr. 20: Model 3D tlačeneho individualizovaného implantátu

5.1.1 CAD model

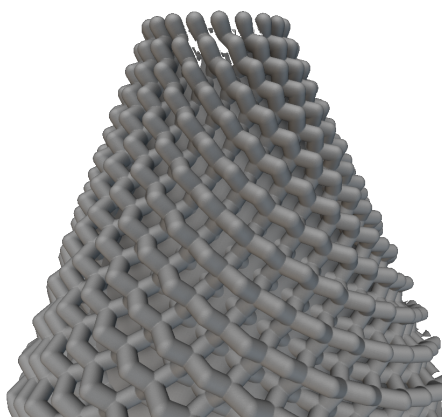


Obr. 21: Preloženie hlavy femuru guľou

Základný CAD model je rozdelený do dvoch samostatných častí, tela v tvare komolého kužela a zaoblenej čiapočky. Priemer hornej kruhovej základne kužela je $D=32$ mm a dolnej kruhovej základne je $d=9$ mm. Polomer zaoblenia čiapočky bol získaný preložením hlavy femuru guľou a odmeraním jej polomeru, viz obrázok 21.

5.1.2 Mriežková štruktúra

Mriežková štruktúra tela implantátu bola vytvorená v programe nTop. Program nTop bol zvolený kvôli jeho širokým možnostiam modelovania mriežkových štruktúr. Na vytvorenie implantátu bol použitý graph unit cell, čo je základná bunka mriežkovej štruktúry s jedným parametrom [51]. Konkrétny typ mriežky je diamantová mriežka zobrazená na obrázku 22 s priemerom prútov ako jej parametrom, ktorý bol zvolený $d=1$ mm.

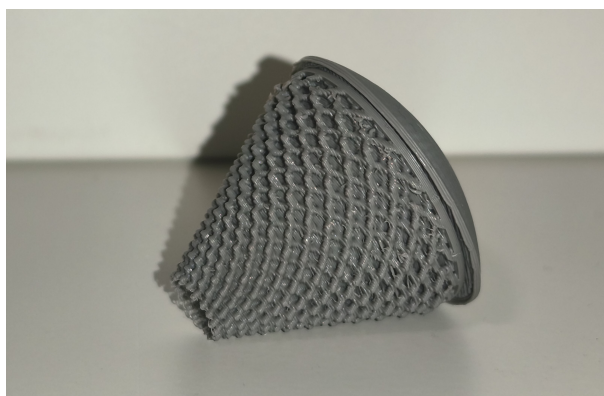


Obr. 22: diamantová mriežková štruktúra modelu individualizovaného implantátu

Bunka sa vloží do bunkovej mapy (cell map) vytvorenej z povrchov CAD modelu, čím sa získala kužeľová mriežková štruktúra. V prípade tohto modelu nebolo potrebné vytvoriť mriežkovú štruktúru v celom objeme tela implantátu, keďže vnútorné vrstvy nebude možné voľným pohľadom vidieť. Bunková mapa bola preto upravená do formy dutého kužela so stenou tvorenou dvomi bunkami na sebe, s kombinovanou výškou bunky $h=3$ mm. Vnútro implantátu bolo vyplnené solídny kužeľom.

Model individualizovaného implantátu v reze bol ako jediný odlišný od normálneho modelu. U modelu v reze je celé telo vyplnené mriežkovou štruktúrou, toto však spravilo model náročným na vytlačenie kvôli veľmi malej ploche styku s podložkou tlačiarne.

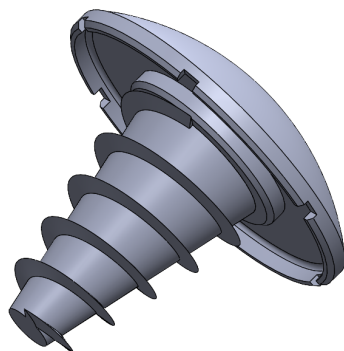
Na obrázku 23 je zobrazený skutočný vytlačený model.



Obr. 23: Fyzický model 3D tlačeného individualizovaného implantátu

5.2 Konštrukčný návrh modelu HemiCap

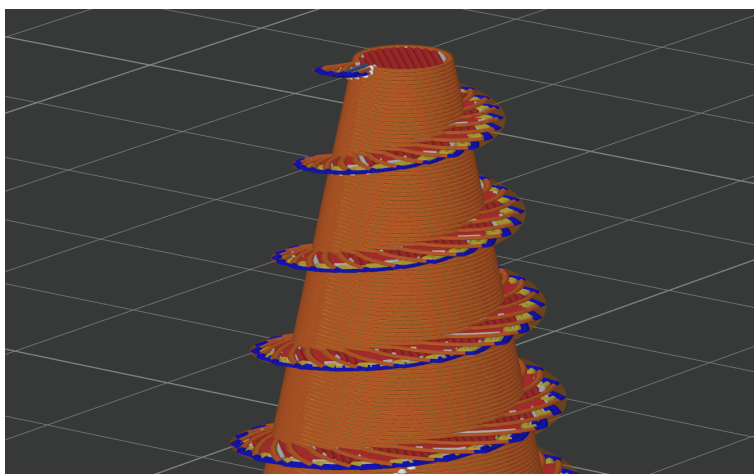
V prípade modelu implantátu HemiCap, zobrazeného na obrázku 24, nebola dostupná presná výkresová dokumentácia, ani fyzický model. Jediné dostupné rozmery boli priemery čiapочки implantátu, ktoré sú v rozmeroch 20 mm, 25 mm, 30 mm a 35 mm. Kvôli možnosti využiť oba lokálne implantáty na jednom modeli femuru sa preto chýbajúce hlavné rozmery, to je výška a priemer pomyselných kružníc na spodnom konci implantátu, doplnili podľa individualizovaného implantátu. Dodatočné rozmery ostatných prvkov implantátu boli aproximované podľa dostupných grafických zdrojov.



Obr. 24: model implantátu HemiCap

Model implantátu HemiCap bol rozdelený na dva samostatné CAD modely, konkrétne na model tela implantátu a model čiapочки. Vzhľadom na nemožnosť získania presných údajov o pôvodnom závit implantátu bolo potrebné vytvoriť jeho aproximáciu na základe analýzy dostupných grafických podkladov. Navrhnutý závit preto nezodpovedá žiadnej štandardizovanej norme.

Geometria závit bola vytvorená pomocou rovnoramenného trojuholníka s výškou $v=2$ mm a dĺžkou podstavy $a=0,9$ mm, ktorý bol následne vysunutý po kužeľovej závitnici s výškou $h=24$ mm a piatimi revolúciami okolo kužeľovej plochy. Koncové časti závit boli upravené orezaním z dôvodu zabezpečenia rovinného dosadania k protilahlým dielom.



Obr. 25: Model implantátu HemiCap upravený pre FDM tlač

Zvolený spôsob modelovania bol vybraný s ohľadom na proces prípravy modelu pre FDM tlač, pri ktorom dochádza počas rozdelenia modelu na jednotlivé vrstvy k výraznému zjednodušeniu geometrie závitů, ako je znázornené na obrázku 25.

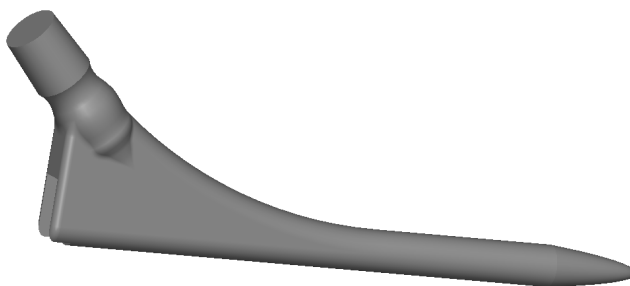
Na obrázku 26 je zobrazený skutočný vytlačený model.



Obr. 26: Fyzický model HemiCap

5.3 Konštrukčný návrh modelu totálnej endoprotézy

Ako bolo spomenuté v podkapitole 4.2, pre model THA bol kvôli dostupnosti výkresovej dokumentácie zvolený implantát od spoločnosti Medin. Ide o tradičné prevedenie systému THA s využitím porézneho povlaku na uchytenie implantátu ku kosti, viz obrázok 27. Tento model je zameraný predovšetkým na driek, takže s minimálnymi úpravami je ho možné využiť aj na reprezentáciu hemiartroplastiky.



Obr. 27: Model totálnej endoprotézy od spoločnosti Medin

Dostupnosť výkresovej dokumentácie a fyzického modelu výrazne zjednodušila proces návrhu CAD modelu THA. Napriek tomu boli niektoré prvky pri návrhu modelu zámerne vynechané, a to buď z dôvodu ich veľmi malých rozmerov, alebo vzhľadom na ich nízky význam z pohľadu funkcie a prezentácie implantátu.

Jedným z nezahrnutých prvkov bola povrchová úprava na stopke drieku určená na zlepšenie uchytenia hlavice implantátu. Rozmery tejto úpravy sa pohybujú v stotinách milimetra, a preto ju nebolo možné spoľahlivo reprodukovat pomocou technológie FDM 3D

tlače. Rovnako nebol modelovaný ani závit v otvore na vrchnej časti endoprotézy, ktorý slúži na upevnenie inštalačného nástroja.

Ďalším vynechaným prvkom bol porézny povlak na tele drieku implantátu. Hoci bolo možné tento povrch čiastočne naznačiť úpravou textúry modelu, takáto modifikácia by mohla viesť k zvýšenému treniu a následnému zadieraniu medzi modelom implantátu a modelom femuru.

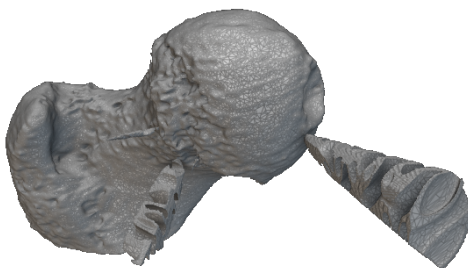
Na obrázku 28 je zobrazený skutočný vytlačený model.



Obr. 28: Fyzický model totálnej endoprotézy

5.4 Konštrukčný návrh modelu femuru

Model neupraveného femuru zostal bez významných zmien. Bolo však potrebné opraviť sieťku (mesh) modelu, keďže po vložení do softvéru nTop sa objavilo niekoľko chýb. Medzi najväčšie patrila trojboký ihlan, vychádzajúci z hlavy femuru po prevedení na implicit body model, viz obrázok 29. túto chybu nebolo možné odstrániť ani po niekoľkých úpravách mriežky modelu pomocou funkcie zušľachtovania mriežky (refine mesh) a zjednodušenia mriežky (simplify mesh). Ihlan bol preto ručne odobraný funkciou odobrať (subtract), s využitím valcového telesa.



Obr. 29: Chyba na modely femuru po prevedení z formátu CAD na implicit body

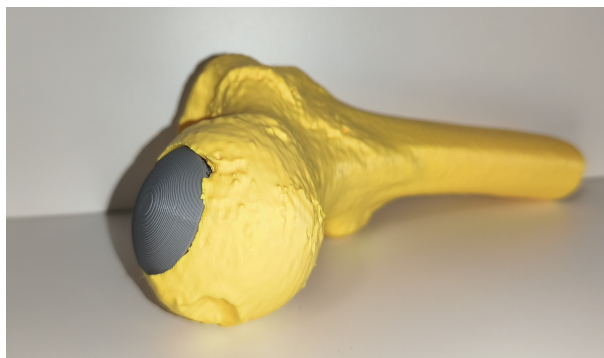
5.4.1 3D Model femuru pre lokálne implantáty



Obr. 30: Model femuru pre lokálne implantáty

Ako už bolo spomenuté v podkapitole [4.1.1](#), tento model femuru je kompatibilný s oboma implantátmi. Bolo toho dosiahnutého úpravami rozmerov na implantátoch, čomu sa bližšie venuje v kapitolách venovaných jednotlivým implantátom, a zjednodušením geometrie otvoru pre implantáty na modeli femuru, viz. obrázok [30](#). Dospelo sa k záveru, že toto zjednodušenie nebude mať výrazne negatívny vplyv na prezentáciu funkcie implantátov, keďže ich interakcia s kosťou je znázornená na modeloch v reze.

Na obrázku [31](#) je zobrazený skutočný vytlačený model.



Obr. 31: Fyzický model femuru pre lokálne implantáty

5.4.2 3D Model femuru pre totálnu endoprotézu

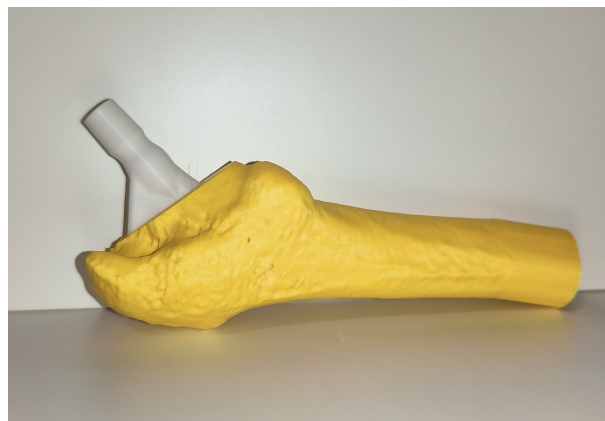
Model femuru pre použitie s modelom totálnej endoprotézy, uvedený na obrázku [32](#) bolo kvôli dĺžke drieku FHA potrebné predĺžiť. Toto sa dosiahlo okopírovaním geometrie spodnej podstavy modelu femuru a jej vytiahnutím do 3D modelu. Tento spôsob bol preferovaný oproti úpravám na modeli totálnej endoprotézy, ktorý je prioritou v tejto zostave. Ďalšie úpravy zahŕňali odobranie hlavy a krčku femuru a vyhlbenie otvoru pre model THA. Uhly rezu hlavy a krčku boli aproximované podľa operačných inštrukcií k THA od



Obr. 32: Model femuru pre totálnu endoprotézu

spoločností Medacta a Zimmer Biomet, keďže nebolo možné získať operačné inštrukcie k THA od spoločnosti Medin. Otvor THA bol vytvorený upravenou formou modelu THA; medzi hlavné úpravy patrili zväčšenie rozmerov na dosiahnutie uloženia s vôľou a zmena hrotu drieku implantátu na valec s hodnotou dĺžky zvýšenou o 1 mm.

Na obrázku 33 je zobrazený skutočný vytlačený model.



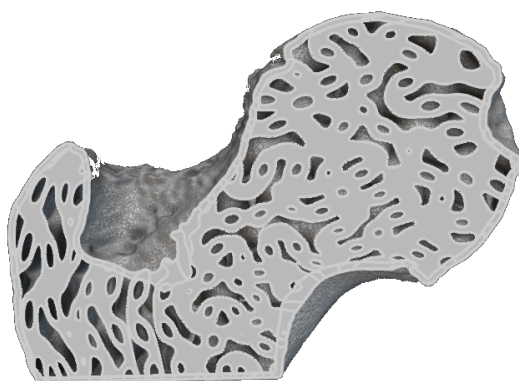
Obr. 33: Fyzický model femuru pre totálnu endoprotézu

5.4.3 3D Model femuru v reze

Modely v reze boli dodatočne rozdelené do modelov FHA a THA. Model rezu THA zahŕňa celú kosť, zatiaľ čo modely FHA zahŕňajú iba hornú časť so zameraním na hlavu kosti.

Epifýza femuru je tvorená trabekulárnou kosťou so špongióznou štruktúrou. Tento typ štruktúry nie je možné efektívne napodobniť, keďže sa jedná o organickú štruktúru. Preto bolo nutné ju napodobniť dostupnými technológiami. Zvolený spôsob je použitie gyroidnej mriežkovej štruktúry vytvorenej za pomoci programu nTop, podobne ako pri individualizovanom implantáte, viz. brázok 34.

Konkrétny typ mriežkovej štruktúry je lidinoid. Ide o trojnásobne periodickú štruktúru s jedným parametrom, ktorým je hrúbka steny[51]. Táto štruktúra sa prejavila byť na



Obr. 34: Štruktúra modelu femuru v reze

hranici možností technológie FDM. Počas tlače sa vnútri štruktúry vytvorilo niekoľko malých defektov vo forme delaminácie a nežiadúcich vlákien medzi stenami štruktúry.

Na obrázku 35 je zobrazený skutočný vytlačený model.



Obr. 35: Fyzický model femuru pre individualizovaný implantát v reze s malým defektom

5.5 3D tlač

5.5.1 Voľba materiálu

Medzi hlavné obmedzenia materiálov patrila metóda výroby modelov. Zvolená metóda FDM 3D tlače umožňuje použitie niekoľkých typov materiálov, medzi ktoré patrí hlavne PLA, ABS, PET-G a TPU. Dielne StrojLab sú vybavené všetkým potrebným zariadením na tlač s použitím jednotlivých materiálov. Hlavnými faktormi pri voľbe materiálu boli preto ich mechanické vlastnosti, jednoduchosť práce s daným materiálom a cena.

Hlavnou výhodou materiálu TPU (Termoplastický polyuretán) je jeho pomerne vysoká elasticita a odolnosť voči oderu, ktoré v tomto prípade nie sú potrebné. V tabulke 1 sú uvedené základné vlastnosti zostávajúcich materiálov.

Tabuľka 1: Základné vlastnosti a výhody materiálov PLA, ABS a PET-G ([52], upravené)

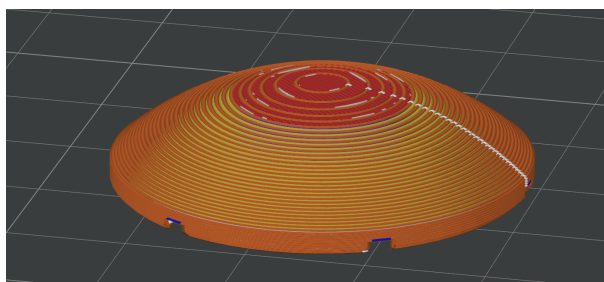
Materiál	Pevnosť v ťahu	Predĺženie pri pretrhnutí	teplota tavenia	Hlavné výhody
PLA	73 MPa	5 %	175 °C	Biologická rozložiteľnosť, jednoduché použitie, estetický vzhľad
ABS	27 MPa	30 %	220–250 °C	Trvanlivosť, odolnosť proti nárazom, tepelná odolnosť
PET-G	59 MPa	6 %	200–220 °C	Vyvážený pomer medzi odolnosťou a pružnosťou, chemická odolnosť

Vyrábané modely sú určené na reprezentatívne účely, a preto nevyžadujú vysokú odolnosť proti nárazom a chemikáliám. Taktiež nebudú vystavené vysokým ani nízkym teplotám. Z týchto dôvodov bol zvolený materiál PLA (polymliečna kyselina). PLA oproti ABS nevyžaduje uzavretý priestor s kontrolou teploty počas tlače [52]. Vysoká pevnosť v ťahu je taktiež vítanou vlastnosťou, aj keď pre toto využitie nie je nevyhnutná.

5.5.2 Nastavenie a optimalizácia tlače

Na vytlačenie modelov boli použité FDM 3D tlačiarne v priestoroch StrojLab, vybavené tryskou s priemerom 4 mm. Medzi použité modely tlačiarň patrili Original Prusa MK4S, Original Prusa MK3,9S a Original Prusa i3 MK3S+. Dodatočne bola využitá aj osobná tlačiareň Bambu Lab A1 z dôvodu veľkého nátlaku na tlačiarne v priestoroch StrojLab.

Prvý model bol vytvorený v dutom prevedení s využitím vyplnenia typu lightning (blesk) s hustotou výplne 5%. Lightning je typ výplne zameraný na minimalizovanie použitého materiálu a doby tlače až o 25% [53]. Išlo o model femuru pre lokálne implantáty, pri tlači došlo k deformácii kužeľového otvoru na FHA. V druhom pokuse bola použitá výplň štvorcovou mriežkou s nastavením hustoty výplne na 10%. Touto úpravou došlo k zmenšeniu deformácie na prijateľnú úroveň a bola použitá pri tlači zvyšku modelov femuru.



Obr. 36: Čiapočka modelu HemiCap

Model čiapočky 3D tlačeneho individualizovaného implantátu bol pri prvej tlači uložený vertikálne. Tento spôsob uloženia bol neúspešný, model bol vytlačený s veľkými deformáciami spôsobenými delamináciou jednotlivých vrstiev. Pri ďalšom pokuse bol model uložený v horizontálnej polohe. Tlač prebehla úspešne, no ako je možné vidieť na obrázku 36, na zaoblení modelu boli zreteľne viditeľné jednotlivé vrstvy.

Na jednotlivých modeloch sa síce vyskytli drobné defekty súvisiace s technológiou FDM tlače, avšak tieto nedostatky nemali významný vplyv na funkčnosť ani na využitie modelov na prezentačné účely. Jedným z pozorovaných defektov bola mierna delaminácia spodnej vrstvy v oblastiach hlavy modelu femuru s veľkým uhlom previsu. Hoci tento nedostatok čiastočne narúša vizuálnu kvalitu modelov femuru, jeho odstránenie by viedlo k vzniku ďalšieho problému, ktorým je poškodenie povrchu modelu pri odstraňovaní podpier vytvorených počas procesu 3D tlače. Tento jav sa prejavil najvýraznejšie na spodnej časti čiapočky modelu HemiCap, kde po odstránení podpier vznikli viditeľné povrchové nerovnosti.

Model individualizovaného implantátu v reze sa ukázal byť na okraji schopností dostupných FDM tlačiarní, opakovane sa na modeli počas tlače vytvárali defekty. Model nebolo vo finále možné vytlačiť v rozmere 1:1 bez defektov, a preto sa prešlo k modelom lokálnych implantátov v reze s rozmerom 2:1.

6 Diskusia

Cieľom práce bolo vytvoriť CAD modely 3D tlačeneho individualizovaného implantátu bedrového kĺbu, modely ďalších typov implantátov určených na porovnanie funkcie s individualizovaným implantátom a modely femuru vhodné na výrobu pomocou technológie FDM 3D tlače. Návrh musel zároveň zachovať hlavné konštrukčné princípy reálnych implantátov a umožniť ich názornú demonštráciu. Výsledné riešenie preto predstavovalo kompromis medzi anatomickou presnosťou, technologickými možnosťami FDM tlače a požiadavkou na dostatočnú pevnosť a zostaviteľnosť modelov.

Ciele práce boli splnené, modely boli vytlačené. Práca poukázala na technologické a konštrukčné limity spojené s modelovaním a výrobou pomocou dostupných aditívnych technológií. V rámci návrhu modelov implantátov bolo potrebné vykonať viaceré úpravy, aby bolo možné jednotlivé komponenty úspešne vyrobiť zvolenou metódou.

Hlavný model individualizovaného implantátu bol vytvorený na základe poskytnutého 3D modelu vo formáte súboru stl originálneho implantátu. Na základe rešerše súčasného stavu poznania boli zvolené na výrobu porovnávacích modelov implantáty typu totálna endoprotéza a lokálny implantát od spoločnosti HemiCap. Tieto dva typy implantátov predstavujú odlišné prístupy k riešeniu problému poruchy funkcie bedrového kĺbu, čo ich robí vhodnými na porovnanie s individualizovaným implantátom. Inou možnosťou je porovnať lokálny individualizovaný implantát s inými lokálnymi implantátmi používanými pri poškodení iných kĺbov. Avšak, vzhľadom na výrazné rozdiely v geometrii a záťaži rôznych kĺbov je názornejšie porovnanie modelov implantátov na jednom kĺbe.

Niektoré prvky originálnych implantátov, napríklad porézny povlak totálnej endoprotézy, nebolo vzhľadom na ich malé rozmery možné dostatočne názorne reprodukovat'. Z tohto dôvodu bolo rozhodnuté vynechať tieto detaily pri návrhu modelov, napriek tomu, že pri originálnych implantátoch sú neoddeliteľnou funkčnou zložkou. Vynechané detaily boli buď obsahovo nepodstatné (napríklad závit na uchytenie implantátu), alebo zbytočne náročné bez ďalšej pridanej hodnoty pre účel tejto práce (napríklad porézny povlak endoprotézy).

Ďalšou výzvou bolo zvolenie vhodnej veľkosti modelov. Originálny individualizovaný implantát má priemer čiapočky iba 17 mm, čo predstavuje rozmer nedostatočný na detailné pozorovanie voľným okom. Z tohto dôvodu bolo potrebné rozmery modelu primerane zväčšiť. Pri návrhu mierky zväčšenia bolo nutné zohľadniť veľkosť hlavy modelu kosti, ako aj zachovanie realistického vzhľadu implantátu. Na základe týchto požiadaviek bol zvolený priemer 35 mm, ktorý zároveň zodpovedá najväčšiemu dostupnému priemeru implantátu HemiCAP. Alternatívnym prístupom je zväčšenie mierky všetkých modelov.

Významný problém predstavovali aj jemné geometrické prvky implantátov. Tieto štruktúry obsahujú veľmi malé detaily, ktoré nebolo možné spoľahlivo vytlačiť technológiou FDM v pôvodnej podobe. Z tohto dôvodu bolo potrebné niektoré geometrické prvky upraviť alebo zjednodušiť tak, aby boli fyzicky vyrobiteľné pri zachovaní ich vizuálnej podobnosti. Pri modeli individualizovaného implantátu bola preto upravená mriežková štruktúra tela implantátu a pri modeli totálnej endoprotézy bol vynechaný porézny povlak. Na modeli individualizovaného implantátu v reze však ani toto nestačilo a bolo nutné prejsť k pomeru rozmerov 2:1.

Jedným z hlavných obmedzení práce bola nutnosť využitia technológie FDM 3D tlače. Hoci táto technológia predstavuje rýchly a relatívne jednoduchý spôsob výroby modelov, obmedzenia súvisiace s minimálnou veľkosťou tlačiteľných prvkov neumožnili plnohodnotné napodobnenie originálnych implantátov. Ako možné alternatívy sa ponúkajú technológie SLA (stereolitografia) a SLS (selektívne laserové spekanie), ktoré v porovnaní s FDM umožňujú vytváranie modelov s výrazne menšími a detailnejšími prvkami. Na druhej strane sú tieto technológie finančne aj priestorovo náročnejšie. V prípade vyšších požiadaviek na presnosť a detailnosť modelov by preto ich využitie mohlo byť v budúcnosti zvážené.

Záver

Cielom tejto práce bolo vytvoriť model 3D tlačeneho individualizovaného implantátu bedrového kĺbu a ďalších modelov náhrad bedrového kĺbu. Tieto modely budú ďalej slúžiť na demonštráciu funkcie implantátu a spôsobu jeho implantácie. Sú určené na vzájomné porovnanie ich geometrie, spôsobu ukotvenia a interakcie so stehnovou kosťou (femúrom). Práca obsahuje aj vytvorenie modelov stehnovej kosti, ktoré slúžia na vizualizáciu vzájomného pôsobenia implantátu a kostného tkaniva. Vybrané modely boli vytlačené pomocou technológie FDM 3D tlače. Možno konštatovať, že cieľ tejto práce bol úspešne splnený.

Zjednotenie veľkostí lokálnych implantátov umožnilo vzájomné porovnanie medzi týmito implantátmi. Asymetrické zväčšenie mriežkovej štruktúry lokálneho individualizovaného implantátu umožnilo pozorovanie prvkov aj voľným okom.

Limitácie dostupných technických údajov niektorých modelov boli riešené primeranou aproximáciou.

Problematika biologickej kostnej štruktúry trabekulárnej kosti nie je jednoducho reprodukovateľná pomocou počítačových technológií. Táto výzva bola vyriešená nahradením jednoduchou mriežkovou štruktúrou, ktorá umožnila vytvorenie fyzických modelov pri zachovaní vonkajšej vizuálnej podobnosti s reálnou kosťou.

Podľa získaných skúseností je pri tvorbe modelov potrebné hľadať kompromis medzi geometrickou presnosťou, vizuálnou reprezentáciou a technologickými možnosťami výroby.

Zoznam použitých zdrojov

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 3.*, upravené a doplnené vydání. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] NORDIN, Margareta; FRANKEL, Victor Hirsch. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [3] CLEVELAND CLINIC. *Hip Joint* [online]. Cleveland Clinic. [cit. 2026-04-06]. Dostupné z : <https://my.clevelandclinic.org/health/body/24675-hip-joint>.
- [4] LOESER, Richard F. et al. Osteoarthritis: A disease of the joint as an organ. *Arthritis & Rheumatism*. 2012, roč. 64, č. 6, s. 1697–1707. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1002/art.34453>.
- [5] AL., Linyang Chu et. Different subchondral trabecular bone microstructure and biomechanical properties between developmental dysplasia of the hip and primary osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2020, roč. 22, s. 50–57. ISSN 2214-031X. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2019.09.001>.
- [6] DONELL, Simon. Subchondral bone remodelling in osteoarthritis. *EFORT open reviews*. 2019, roč. 4, č. 6, s. 221–229. Dostupné z DOI: [10.1302/2058-5241.4.180102](https://doi.org/10.1302/2058-5241.4.180102).
- [7] R., Román-Blas J.A. Castañeda S. Largo. Subchondral bone remodelling and osteoarthritis. *Arthritis Res Ther*. 2012, roč. 14. Dostupné tiež z: <https://doi.org/10.1186/ar3713>.
- [8] HUANG, Brady K.; TAN, Weiken. Standard and Advanced Imaging of Hip Osteoarthritis: What the Radiologist Should Know. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2019, roč. 23, č. 3, s. 289–303. ISSN 1089-7860. Dostupné z DOI: [10.1055/s-0039-1681050](https://doi.org/10.1055/s-0039-1681050).
- [9] AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS. *Osteonecrosis of the Hip* [online]. American Academy of Orthopaedic Surgeons [cit. 2026-04-08]. Dostupné z : <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/osteonecrosis-of-the-hip/>.
- [10] SMETANA, Porubský P. Trč T. Havlas V. Avaskulární nekróza hlavice femuru. *Časopis lékařů českých*. 2016. Dostupné tiež z: <https://www.prolekare.cz/en/journals/journal-of-czech-physicians/2016-8/avascular-necrosis-of-the-femoral-head-60043?hl=cs>.
- [11] PREUTENBORBECK, Martin. *Image Based Fracture Prediction Diagnostic Tool for Avascular Necrosis of the Femoral Head*. University of Leeds, 2018. Dostupné tiež z: <https://etheses.whiterose.ac.uk/id/eprint/20795/>. Unpublished.
- [12] AL., Leilei Chen et. Predicting the collapse of the femoral head due to osteonecrosis: From basic methods to application prospects. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2017, roč. 11, s. 62–72. ISSN 2214-031X. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2016.11.002>.

- [13] OC HIP AND KNEE. *AVN (Avascular Necrosis/Osteonecrosis) Hip Specialist* [online]. OC Hip a Knee. [cit. 2026-04-06]. Dostupné z : <https://ochipandknee.com/avn-avascular-necrosis-osteonecrosis-hip-specialist-los-angeles-orange-county-ca/>.
- [14] KNIGHT, Stephen Richard; AUJLA, Randeep; BISWAS, Satya Prasad. Total Hip Arthroplasty – over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews*. 2011, roč. 3, č. 2, e16–e16. Dostupné z DOI: [10.4081/or.2011.e16](https://doi.org/10.4081/or.2011.e16).
- [15] HEALTHCARE SAFETY INVESTIGATION BRANCH. *Investigation report: Implantation of wrong prostheses during joint replacement surgery* [online]. [cit. 2026-03-15]. Dostupné z : <https://www.hssib.org.uk/patient-safety-investigations/implantation-of-wrong-prostheses-during-joint-replacement-surgery/investigation-report/>.
- [16] WONG, Kwok Chuen. 3D-printed patient-specific applications in orthopedics. *Orthopedic Research and Reviews*. 2016, roč. 8, s. 57–66. Dostupné z DOI: [10.2147/ORR.S99614](https://doi.org/10.2147/ORR.S99614).
- [17] REZAPOURIAN, Mansoureh et al. Patient-Specific Lattice Implants for Segmental Femoral and Tibial Reconstruction (Part 1): Defect Patterns, Fixation Strategies and Reconstruction Options-A Review. *Biomimetics*. 2026, roč. 11, č. 2. ISSN 2313-7673. Dostupné z DOI: [10.3390/biomimetics11020128](https://doi.org/10.3390/biomimetics11020128).
- [18] CHO, Myung-Rae; CHOI, Won Kee; KIM, Jae Jung. Current Concepts of Using Large Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. *Hip & Pelvis*. 2016, roč. 28, č. 3, s. 134–141. Dostupné z DOI: [10.5371/hp.2016.28.3.134](https://doi.org/10.5371/hp.2016.28.3.134).
- [19] AFFATATO, Saverio et al. Short History of Biomaterials Used in Hip Arthroplasty and Their Modern Evolution. In: *Biomaterials in Clinical Practice : Advances in Clinical Research and Medical Devices*. Cham: Springer International Publishing, 2018, s. 1–21. ISBN 978-3-319-68025-5. Dostupné z DOI: [10.1007/978-3-319-68025-5_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-68025-5_1).
- [20] GEZAHEGN, Beakal. Hemiarthroplasty. In: ZORZI, Alessandro; TOUMI, Hechmi; LESPESSAILLES, Eric (ed.). *Arthroplasty - Advanced Techniques and Future Perspectives*. London: IntechOpen, 2022, kap. 3. Dostupné z DOI: [10.5772/intechopen.106400](https://doi.org/10.5772/intechopen.106400).
- [21] FOUNDATION, AO. *Total hip arthroplasty for transcervical femoral neck fractures (simple or multifragmentary)* [online]. [cit. 2026-03-18]. Dostupné z : <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-femur/femoral-neck-fracture-transcervical-shear-fracture/total-hip-arthroplasty>. In: AO Surgery Reference.
- [22] CADOSSA, Matteo et al. Hip Resurfacing Implants. *Orthopedics*. 2015, roč. 38, s. 504–509. Dostupné z DOI: [10.3928/01477447-20150804-07](https://doi.org/10.3928/01477447-20150804-07).
- [23] THE MCMINN CENTRE. *Birmingham Hip Resurfacing* [online]. The McMinn Centre. [cit. 2026-04-06]. Dostupné z : <https://www.mcminncentre.co.uk/birmingham-hip-resurfacing.html>.
- [24] MCGRORY, Brian; BARRACK, Richard; LACHIEWICZ, Paul. Modern metal-on-metal hip resurfacing. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2010, roč. 18, č. 5, s. 306–314. ISSN 1067-151X.

- [25] MCMINN, D.J.W. Development of Metal/Metal Hip Resurfacing. *HIP International*. 2003, roč. 13, č. 2_suppl, s. 41–53. Dostupné z DOI: [10.1177/112070000301302s09](https://doi.org/10.1177/112070000301302s09).
- [26] BILGE, Onur et al. Treatment of osteonecrosis of the femoral head with focal anatomic-resurfacing implantation (HemiCAP): preliminary results of an alternative option. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2015, roč. 10, s. 56. Dostupné z DOI: [10.1186/s13018-015-0201-5](https://doi.org/10.1186/s13018-015-0201-5).
- [27] ARORA, V.; NAVARRE, P.; RUSS, M.; ESSER, M. Use of the HemiCAP partial hip resurfacing technique for traumatic femoral head osteochondral defects. *SICOT-J*. 2018. Dostupné tiež z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5822937/>.
- [28] BECHER, Christoph et al. Minimum 5-year results of focal articular prosthetic resurfacing for the treatment of full-thickness articular cartilage defects in the knee. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2011, roč. 131, č. 8, s. 1135–1143. Dostupné z DOI: [10.1007/s00402-011-1323-4](https://doi.org/10.1007/s00402-011-1323-4).
- [29] AL., N. Martinez-Carranza et. Focal knee resurfacing and effects of surgical precision on opposing cartilage. A pilot study on 12 sheep. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2013, roč. 21, č. 5, s. 739–745. ISSN 1063-4584. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.02.004>.
- [30] FLOERKEMEIER, Thilo et al. The outcome of the partial resurfacing arthroplasty of the hip shows high numbers of failures and conversion to total arthroplasty. *International Orthopaedics*. 2017, roč. 41, č. 10, s. 2001–2008. Dostupné z DOI: [10.1007/s00264-017-3594-z](https://doi.org/10.1007/s00264-017-3594-z).
- [31] MEDIN, A.S. *MEDIN, a.s.* [online]. [cit. 2026-04-30]. Dostupné z : <https://www.medin.cz>.
- [32] MEDIN, A.S. *Implantáty pro ortopedii*. Nové Město na Moravě: MEDIN, a.s., 2012. Dostupné tiež z: <https://www.medin.cz>.
- [33] MEDACTA GROUP SA. *Medacta Corporate Website* [online]. Castel San Pietro [cit. 2026-04-30]. Dostupné z : <https://www.medacta.com>.
- [34] MEDACTA INTERNATIONAL SA. *AMiStem* [online]. Castel San Pietro: Medacta International SA [cit. 2026-04-01]. Dostupné z : <https://aws-media.medacta.com/media/leaflet-99-14astem-11-rev03.pdf>.
- [35] MEDACTA INTERNATIONAL SA. *MiniMAX Leaflet* [online]. Castel San Pietro: Medacta International SA [cit. 2026-04-01]. Dostupné z : <https://aws-media.medacta.com/media/leaflet-minimax-99-13mm-11-rev02.pdf>.
- [36] MEDACTA INTERNATIONAL SA. *Quadra System* [online]. Castel San Pietro: Medacta International SA [cit. 2026-04-02]. Dostupné z : <https://www.medacta.com/EN/quadra>.
- [37] MEDACTA INTERNATIONAL SA. *Bipolar Head* [online]. Castel San Pietro: Medacta International SA [cit. 2026-04-02]. Dostupné z : <https://www.medacta.com/EN/bipolar-head>.
- [38] MEDACTA INTERNATIONAL SA. *Endo Head* [online]. Castel San Pietro: Medacta International SA [cit. 2026-04-02]. Dostupné z : <https://www.medacta.com/EN/endo-head>.

- [39] ZIMMER BIOMET. *Avenir Complete® Hip System* [online]. Zimmer Biomet. [cit. 2026-05-21]. Dostupné z : <https://www.zimmerbiomet.com/en/products-and-solutions/specialties/hip/avenir-complete-hip-system.html>.
- [40] ZIMMER BIOMET. *Z1 Femoral Hip System* [online]. Zimmer Biomet. [cit. 2026-05-21]. Dostupné z : <https://www.zimmerbiomet.com/en/products-and-solutions/specialties/hip/z1-femoral-hip-system.html>.
- [41] ZIMMER BIOMET. *Trabecular Metal™ Technology* [online]. Zimmer Biomet. [cit. 2026-04-11]. Dostupné z : <https://www.zimmerbiomet.eu/en/products/trabecular-metal-tm-technology>.
- [42] ZIMMER BIOMET. *Bespoke Implant Report: All Trabecular Metal Cups vs. All Non-TM Cementless Cups* [online]. Zimmer Biomet [cit. 2026-04-11]. Dostupné z : <https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zb-corporate/en/products/specialties/hip/trabecular-metal-technology/bespoke-implant-report-all-trabecular-metal-cups-vs-all-non-tm-cementless-cups.pdf>.
- [43] ARTHROSURFACE, INC. *Hip HemiCAP®* [online]. Franklin (MA): Arthrosurface, Inc. [cit. 2026-04-04]. Dostupné z : <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/arthrosurface/hip-hemicap/70661-64712.html>.
- [44] ARTHROSURFACE. *Humeral head prosthesis HEMICAP®* [online]. MedicalExpo [cit. 2026-05-21]. Dostupné z : <https://www.medicaexpo.com/prod/arthrosurface/product-70661-420566.html>.
- [45] FAKULTNÍ NEMOCNICE MOTOL A HOMOLKA. *Budoucnost ortopedie: V Motole provedli první segmentální náhradu kyčelní hlavice v ČR* [online]. [cit. 2026-04-05]. Dostupné z : <https://www.fnmotol.cz/tiskove-zpravy/v-motole-prvni-segmentalni-nahrada-kycelni-hlavice-v-cr/>.
- [46] DONATI, D. M.; SPAZZOLI, B.; LARANGA, R.; MONOPOLI, D. Hip Hemi-Resurfacing With 3D-Printed Titanium Mini-Prosthesis: A Case Report. *Case Reports in Orthopedics*. 2026, roč. 2026, č. 1, s. 7835150. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1155/cro/7835150>.
- [47] EPISURF MEDICAL AB. *Episealer Knee* [online]. Stockholm: Episurf Medical AB [cit. 2026-04-25]. Dostupné z : <https://www.episurf.com/products/episealer-knee/>.
- [48] BIOPOLY LLC. *BioPoly – Advancing Materials. Advancing Outcomes.* [online]. Fort Wayne, Indiana: BioPoly LLC [cit. 2026-04-25]. Dostupné z : <https://biopolyortho.com>.
- [49] NATHWANI, Dinesh et al. The BioPoly Partial Resurfacing Knee Implant Provides Beneficial Clinical Outcomes: A Concise Follow-up, at 5 Years, of a Previous Report. *JBJS Open Access*. 2023, roč. 8, č. 4, e23.00008. Dostupné z DOI: [10.2106/JBJS.OA.23.00008](https://doi.org/10.2106/JBJS.OA.23.00008).
- [50] LALEGANI DEZAKI, Mohammadreza; MOHD ARIFFIN, Mohd Khairol Anuar; HATAMI, Saghi. An overview of fused deposition modelling (FDM): research, development and process optimisation. *Rapid Prototyping Journal*. 2021, roč. 27, č. 3, s. 562–582. ISSN 1355-2546. Dostupné z DOI: [10.1108/RPJ-08-2019-0230](https://doi.org/10.1108/RPJ-08-2019-0230).
- [51] NTOP. *Intro to Lattices* [online]. [cit. 2026-05-11]. Dostupné z : <https://learn.ntop.com/courses/210-intro-to-lattices/>.

- [52] AGOCS, Csilla; HANON, Muammel M.; ZSIDAI, László. A Comprehensive Review of Fused Deposition Modeling (FDM) Method Using PLA, ABS, and PET-G Polymers. *Gradus*. 2024, roč. 11, č. 1, s. 71–82. ISSN 2064-8014. Dostupné z DOI: [10.47833/2024.1.ENG.007](https://doi.org/10.47833/2024.1.ENG.007).
- [53] ULTIMAKER. *Mastering 3D Printing Infill Patterns: From Gyroid to Lightning* [online]. [cit. 2026-05-10]. Dostupné z : <https://ultimaker.com/learn/mastering-3d-printing-infill-patterns-from-gyroid-to-lightning/>.

Zoznam použitých skratiek a symbolov

Skratka	Význam
AVN	avaskulárna nekróza
THA	totálna endoprotéza bedra
HA	hemiartoplastika bedra
HRA	resurfacing bedrového kĺbu
UHMWPE	ultravysokomolekulárny polyetylén
MoM	kov na kov
AMIS	Anterior Minimally Invasive Surgery
TMT	technológia trabecular metal
CVD	chemická depozícia pár
HHS	Harris Hip Score
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
FDM	metóda tavného nanášania
SLA	stereolitografia
SLS	selektívne laserové spekanie
CAD	počítačom asistovaný dizajn
TPU	termoplastický polyuretán
PLA	polymliečna kyselina
ABS	Akrylonitrilbutadiénstyrén
PET-G	polyetyléntereftalát

Symbol	Rozmer	Veličina
E	[GPa]	Youngov modul

Zoznam príloh

Príloha A Evidencia využitia generatívnej AI