

Náhrada prvního metatarzofalangeálního skloubení Medin

MEDIN Implant of the First Metatarsophalangeal Joint

R. HROMÁDKA^{1,2}, V. BARTÁK¹, A. SOSNA¹, S. POPELKA¹

¹ Ortopedická klinika 1. LF UK Praha a FN Motol

² Anatomický ústav 1. LF UK Praha

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

Hemiarthroplasty or total replacement of the first metatarsophalangeal (MTP) joint has been used in orthopaedic surgery for the last 60 years, but good post-operative outcomes have been achieved only in the last ten years. Joint replacement is mainly used in stage 3 and stage 4 hallux rigidus conditions for which arthrodesis is not indicated. The operation on the first MTP joint has its place in the present-day orthopaedics. This study describes anatomical measurements and the development of the first Czech implant (MEDIN Orthopaedics) to replace this joint.

MATERIAL AND METHODS

Thirty cadaver specimens were used to develop basic shapes of phalangeal and metatarsal components. A standard technique was used for anatomical dissection of the first MTP joint. Fifteen specimens were cut in the sagittal plane and fifteen in the transverse plane in order to open the intramedullary cavity of the proximal phalanx of the great toe and the first metatarsal bone. The basic shapes of phalangeal and metatarsal components were designed based on the shape of cortical bone of their inner surfaces. Data for the shape, size and scale of articular components were obtained by measurement on 58 dry bone specimens of the first metatarsus and on 30 calibrated X-ray images. In order to adjust the scale and size of components, the final shape and the range of implant size were tested on 50 specimens of dissected lower extremities fixed in formaldehyde, acetone, ethyl-alcohol and glycerol.

RESULTS

The new type of a first MTP implant designed by us was based on cone-shaped anchor components coated with hydroxyapatite. The implants can be used in hemiarthroplasty or total joint replacement. The metatarsal insert was designed with a declination angle of 20 degrees to facilitate good dorsiflexion and with a flattening to ensure good function of the sesamoid bones. The phalangeal articular insert was made of either CoCr alloy or low-weight polyethylene for use in hemiarthroplasty and total joint replacement, respectively.

DISCUSSION

The new implants are designed for treatment of stage 3 or stage 4 hallux rigidus. We recommend to use hemiarthroplasty or total joint replacement only in the case of first metatarsal head destruction or severe joint destruction due to rheumatoid arthritis.

CONCLUSIONS

Our anatomical study of the first MTP joint, proximal phalanx of the great toe and first metatarsal bone was used to design the first Czech implant of this joint.

Key words: hallux rigidus, hallux limitus, total joint replacement, hemiarthroplasty, metatarsophalangeal joint.

ÚVOD

Náhrady prvního metatarzofalangeálního (MTP) skloubení se uplatňují v současné době hlavně při léčbě hallux rigidus třetího a čtvrtého stupně.

První pokusy o konstrukci implantátů nahrazujících část, nebo celé první MTP skloubení, sahají do padesátých let minulého století. Tyto náhrady vznikaly společně s náhradami velkých končetinových kloubů a jejich autoři používali k jejich výrobě i obdobné materiály. První pokus o implantaci náhrady v oblasti prvního MTP učinil v roce 1952 Endler. Jeho implantát z acryl-metakrylátu nahrazoval bazi proximální falangy (7). Z tohoto roku také pochází první Swansonova kovová hemiartroplastika, kdy necementovaná protéza nahrazovala hlavičku prvního metatarzu (32).

Snad první nestišťenou totální náhradu kloubu, skládající se ze samostatné ocelové metatarzální a polyetylenové falangeální komponenty, zkonstruoval Weil v roce 1975 (34). Implantát pro značné procento uvolnění nenašel přílišného uplatnění. V roce 1981 se začala používat dvoukomponentová cementovaná náhrada DePuy určená pro starší pacienty (16). Tato však nevykazovala lepší výsledky než resekční artroplastika.

Postupně se v konstrukci náhrad prvního MTP skloubení uplatňovalo několik typů materiálů a první, z dnešního pohledu úspěšné protézy, se začaly objevovat až v posledních deseti letech. Seeber a Knessl představili v roce 2002 moderní titanový necementovaný implantát, který je možné použít jak ve variantě hemiartroplastiky, tak v totální náhradě. Tato náhrada patří v současnosti mezi celosvětově nejrozšířenější (27, 28). Ideálními vlastnostmi materiálu implantovaných náhrad jsou tvrdost a pevnost, rezistence k deformaci a prasknutí, netoxičita a biologická nonreaktivita. Použitý materiál by se měl svými vlastnostmi co nejvíce podobat tkáni, které nahrazuje (3, 9).

V současné době se v případě kotvicích komponent používají hlavně titanové slitiny, které vykazují velmi dobré vlastnosti, a to zejména pevnost, nízkou biologickou reaktivitu, nízkou alergenitu a vysokou schopnost osteointegrace. Tvar kotvicích komponent a hlavně jejich povrch se uzpůsobuje k snadnému primárnímu ukotvení komponenty do kosti (primární osteointegrace) v průběhu operace (15, 20). Sekundární osteointegrace komponent do kosti je dosaženo pomocí jejich makro a mikroporézní povrchové úpravy (20). V případě artikulárních povrchů se v současné době používají hlavně UHMWPE (Ultra high molecular weight polyethylene) a chrom-kobalt-molybdenové slitiny.

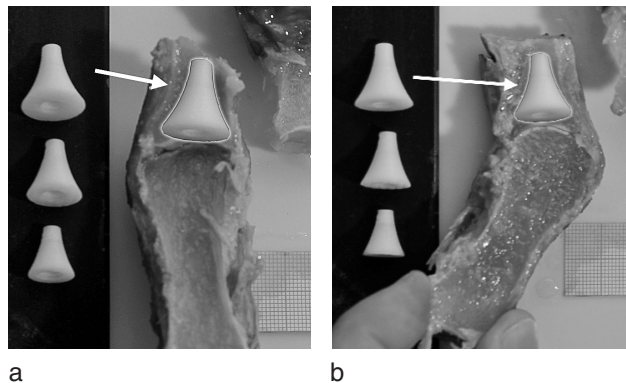
Tato práce popisuje vývoj a konečnou podobu první české náhrady metatarzofalangeálního skloubení palce nohy. Implantát vznikl na základě anatomických studií od roku 2007 ve spolupráci s firmou Medin Orthopaedics a. s., které přešly v roce 2009 v první klinické zkoušky. Naší snahou bylo vyvinout necementovanou náhradu kloubu, která respektuje základní anatomické poměry a využívá všech současných poznatků v endoprotetice pro úspěšný pooperační výsledek.

MATERIÁL A METODA

Anatomická studie probíhala v Anatomickém ústavu 1. lékařské fakulty UK v Praze. Studie byla rozdělena do několika fází. Záměrem první z nich bylo stanovení základního tvaru kotvicích komponent. K tomuto účelu bylo použito 30 kadaverózních preparátů prvního prstu nohy, které byly fixované standardně roztokem formaldehydu, acetonu, líhu a glycerolu. U poloviny preparátů byl přes první MTP skloubení proveden řez v sagitální rovině a u druhé poloviny v rovině transversální.

Podle tvaru intramedulárních dutin a hlavně podle vnitřní kortikální kosti obou krátkých kostí byl stanoven základní tvar kotvicích komponent. Dřeňová dutina proximálního článku palce je na průřezu ve střední části oválná, kranio-kaudálně oploštělá, přičemž větší rozměr je medio-laterální. Tvar falangeální kotvicí komponenty byl podle původní koncepce vytvořen tak, aby bylo možné komponentu rotačně zavádět a rotačně upravovat lůžko pro její pevnou primární fixaci. Při zavádění by se měla komponenta zavést do dostatečné hloubky, aby poskytla oporu pro artikulární komponentu jak hemiartroplastiky, tak i pro případ totální náhrady. Proto byla primární fixace navržena tak, aby distální část komponenty byla ve tvaru samosvorného konusu, a tím byla zajištěná jak osová fixace, tak osové postavení při zátěži. Proximální část komponenty by měla být rozšířená a pokryta nástřikem pro sekundární fixaci. Výsledný tvar základního modelu tak odpovídal „vykrojenému“ rotačnímu kuželu.

Anatomická studie prokázala vhodnost navrženého konceptu komponenty. Rovněž tak byla vytvořena velikostní škála a navrženy tři velikosti. Pro porovnávání tvaru dřeňových dutin se zkušebními plastovými modely jsme použili digitální rozhraní, kde jsme přikládali makety (výřezy) modelů komponent ke kalibrovaným fotografiím původních 30 průřezů. Sledován byl hlavně vztah modelu k vnitřní kortikální kosti (obr. 1a, 1b). Základní tvar byl posléze opět upraven a komponenta byla ve střední části více „vykrojena“. Rovněž tak byla upravena velikostní škála. V další fázi anatomických studií byly již použity čtyři velikosti.



Obr. 1a, 1b. Fotografie první fáze anatomické studie. Transverzální a sagitální průřez prvním metatarzofalangeálním skloubením spolu s původními modely kotvicích komponent.

Vytváření návrhu metatarzální části vycházelo obdobně z 30 průřezů prvního metatarzu. Postupně byl vytvořen zkušební model, stanovena velikostní škála a modely digitálně přikládány k průřezům na kalibrovaných fotografiích. Vzhledem k pravidelnému průřezu intramedulární dutiny prvního metatarzu byl základní tvar navržen ve tvaru čistého rotačního kuželu. Do druhé fáze studie byly zařazeny čtyři modely, které se lišily od sebe pouze velikostí.

Velikost a tvar artikulárních komponent byl měřen na kalibrovaných snímcích, tzv. suchých preparátů a rentgenových snímcích (obr. 2a, 2b). K tomuto účelu bylo použito 58 preparátů prvního metatarzu, který byl snímkován z mediální strany a při pohledu shora, a rentgenových snímků přednoží (dorsoplantární a bočná projekce). Následně byly tyto digitální kalibrované fotografie vyhodnocovány a byl měřen poloměr zakřivení kloubní plochy hlavičky v kraniokaudálním směru a mediolaterálním směru. Dále byl hodnocen sklon artikulární plochy hlavičky metatarzu vůči ose diafýzy kosti (obr. 2a).

Naměřené údaje byly statisticky vyhodnoceny a byly navrženy rozměry artikulárních komponent a velikostní škála. Tyto údaje byly použity k vytvoření plastových modelů artikulárních ploch, které byly testovány na kadaverózních preparátech dolních končetin (viz níže).

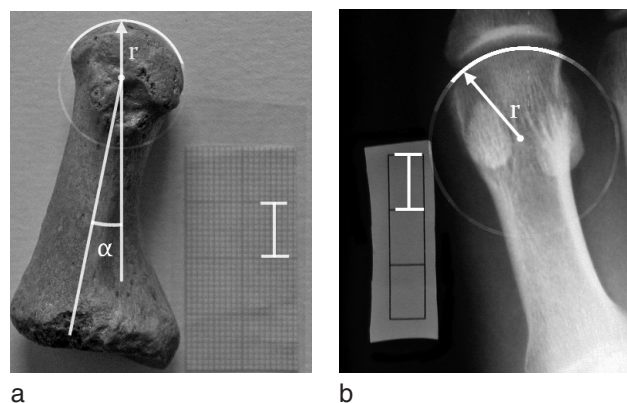
Druhá fáze anatomické studie probíhala rovněž na fixovaných preparátech a byla zaměřená na pitevní implantace vytvořených zkušebních modelů. Celkem bylo použito 50 dolních končetin (obr. 3). Preparáty byly pitvány v průběhu výuky studenty medicíny a autoři detailně připravili první MTP skloubení k implantaci maket. Použity byly modely jak falangeálních, metatarzálních komponent, tak i artikulárních komponent připravených na 3D tiskárně spolu s navrženými kovovými frézami instrumentaria. Tato část studie prokázala jak vhodnost použitého základního tvaru, velikostní škálu, tak i funkci navržených intramedulárních fréz. V závěru byl vyhodnocen počet použitých jednotlivých velikostí modelů.

Na podkladě modelů a výsledků měření velikosti hlavičky byly vyrobeny originální kotvici a artikulární komponenty spolu s kompletním instrumentariem firmy Medin Orthopaedics a.s. Klinické zkoušky, jejichž metodika a výsledky nejsou součástí této práce, probíhaly na Ortopedické klinice 1. lékařské fakulty UK a FN Motol od počátku roku 2009.

Výsledky a popis implantátu

Na základě statisticky vyhodnocených výsledků měření byly stanoveny konečné tvary, velikosti a velikostní škála jak kotvicích, tak artikulárních komponent.

Falangeální kotvici komponenta je vyráběna z titanové slitiny (Ti6Al4V ELI dle ISO 5832/3) a její povrch je opatřen v proximální části nástřikem hydroxyapatitu (Arbond, firma Artech). Tato komponenta se vyrábí ve čtyřech velikostech: XS, S, M a L. Komponenty XS a S mají stejnou velikost základního tvaru (kuželu) a liší se pouze v jeho délce. Při jejich implantaci se používá malý falangeální výstružník, který se při komponentě S zavádí hlouběji do dutiny kosti. Komponenty M a L



Obr. 2a, 2b. Metoda měření artikulárních povrchů. Suchý preparát prvního metatarzu při pohledu z mediální strany; r – poloměr hlavičky, α – úhel distální části prvního metatarzu při pohledu z mediální strany.

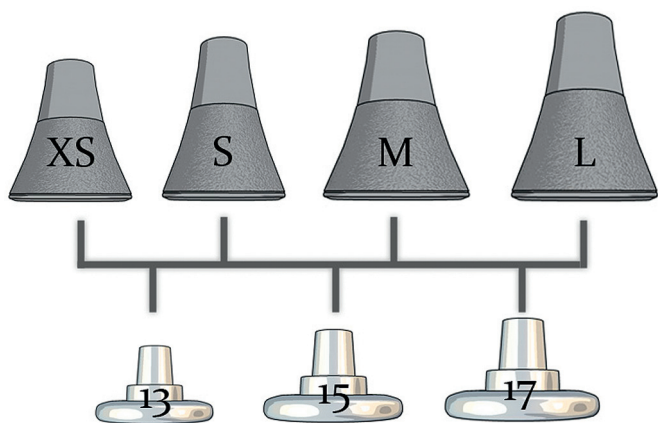


Obr. 3. Pohled na implantovaný plastový model v základním článku palce.

mají opět stejnou velikost základního vykrojeného kuželu a liší se obdobně pouze v jeho délce. Při jejich implantaci se používá větší falangeální výstružník a při přípravě lůžka se v případě komponenty L výstružník zavádí hlouběji do dutiny článku.

Artikulární komponenta se v případě hemiartroplastiky vyrábí ze slitiny (CoCrMo dle ISO 5832-4) ve třech velikostech. Tyto velikosti se liší jak průměrem disku, tak i poloměrem vykrojení artikulární části disku. Vyrábí se ve třech velikostech 13 mm, 15 mm a 17 mm. Kteroukoliv z těchto komponent lze nasadit na libovolnou kotvici falangeální komponentu, ale doporučujeme párování podle schématu (obr. 4).

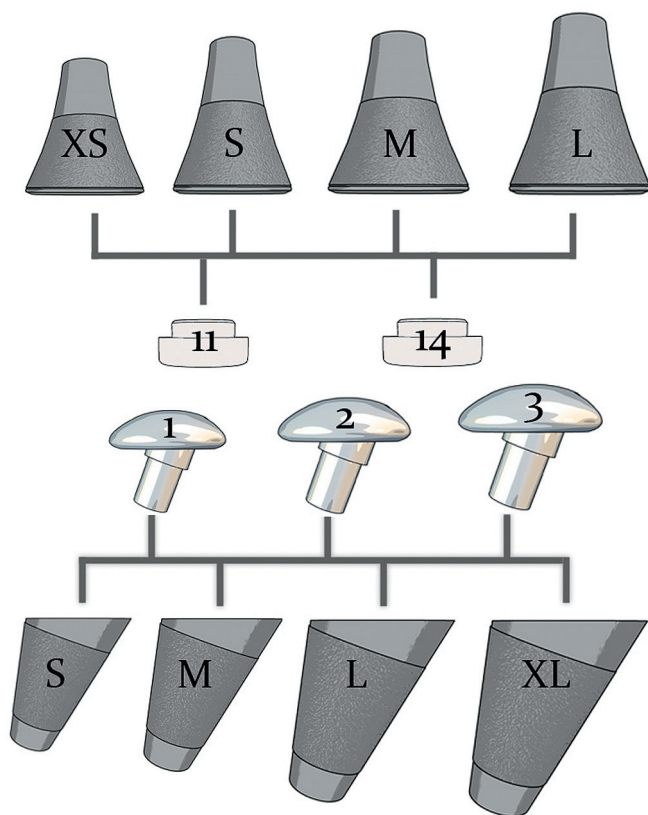
Metatarzální kotvici komponenta se obdobně jako falangeální vyrábí z titanové slitiny a je opatřena ve střední části nástřikem hydroxyapatitu (Arbond, firma Artech) pro sekundární osteointegraci v kosti. Primární kotvení je zaručeno tvarem, který odpovídá rotačnímu kuželu. Vyrábí se ve čtyřech velikostech a od původního záměru se velikostní škála posunula výše, tzn. dodává se ve velikostech S, M, L a XL. Při implantaci se pro přípravu horního lůžka používá pouze jedna fréza a podle hloubky jejího zavedení se volí odpovídající velikost. Komponenta je v distální části opatřena 20stupňo-



Obr. 4. Schéma doporučených kombinací komponent v případě hemiarthroplastiky. Čtyři falangeální kotvicí komponenty ve velikostech XS, S, M a L. Tři artikulační komponenty hemiarthroplastiky v průměru 13 mm, 15 mm a 17 mm.

vým úkosem a ryska na vrcholu tohoto sklonu by měla při implantaci být umístěna plantárně.

Komponenta hlavice metatarzu se vyrábí z CrCoMo slitiny a její tvar byl zvolen s respektem k anatomickým poměrům. Směr této komponenty je vyosen vůči ose prvního metatarzu o zmíněných 20 stupňů. Komponen-



Obr. 5. Schéma doporučených kombinací komponent v případě totální náhrady prvního metatarzofalangeálního skloubení. Čtyři falangeální kotvicí komponenty ve velikostech XS, S, M a L. Čtyři metatarzální kotvicí komponenty ve velikostech S, M, L a XL. Artikulační komponenta hlavice ve velikostech 1, 2 a 3. Dvě artikulační komponenty falangy ve velikosti 11 mm a 14 mm.

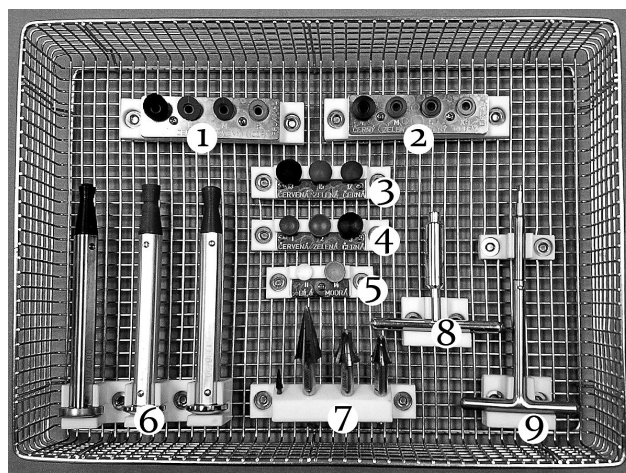
ta se vyrábí ve třech velikostech, které byly označeny 1, 2 a 3. Tyto se liší průměrem disku a výškou komponenty. Poloměr zakřivení hlavice je stejný u všech komponent a byl stanoven na 10 mm. Komponenta je v plantární části upravena tak, aby nedocházelo po implantaci v průběhu používání k poškození flexorů palce a útlaku měkkých tkání.

Artikulační komponenta falangy totální náhrady se vyrábí z UHMWPE (ISO 5834/2). Poloměr vykrojení artikulační plochy odpovídá hlavici metatarzu a je 10 mm. Komponenta se dodává ve dvou velikostech a jejich průměr disku je 11 mm a 14 mm. Komponenty hlavice a artikulační plochy lze libovolně kombinovat mezi sebou. Doporučené kombinace komponent v případě totální náhrady jsou na schématu (obr. 5).

Instrumentarium a poznámky k operační technice

Instrumentarium pro hemiarthroplastiku a totální náhradu je součástí společného setu. Základními prvky jsou intramedulární frézy a jejich unášec (T-griff), zavaděč, doražeč, kónická fréza a kompletní sada zkušebních implantátů.

Intramedulární frézy jsou tři, dvě falangeální a jedna metatarzální (obr. 6). Po resekci báze proximální falangy je do spongiózní kosti vtlačena malá falangeální fréza a postupně pomocí této frézy připraveno lůžko pro implantaci. Fréza je v proximální části opatřena vrypy označující hloubku zavedení. Hloubka zavedení malé falangeální frézy rozhoduje, jestli bude použita komponenta XS anebo S. Pokud rozměr základního článku palce umožňuje vytvoření většího lůžka, lze použít větší falangeální frézu a hloubka zavedení frézy rozhoduje o velikosti finální komponenty M anebo L.



Obr. 6. Síta instrumentaria. 1 – sada zkušebních metatarzálních kotvicích částí, 2 – sada zkušebních falangeálních kotvicích částí, 3 – sada zkušebních metatarzálních hlavicek, 4 – sada zkušebních jamek pro hemiarthroplastiku, 5 – sada zkušebních falangeálních artikulačních komponent pro totální náhradu, 6 – doražeč falangeální a metatarzální kotvicí komponenty, doražeč metatarzální hlavicečky, doražeč falangeální jamky, 7 – sada intramedulárních fréz, 8 – nástavec na frézy s T-griffem, 9 – zavaděč kotvicích částí.

Pro zavádění metatarzální frézy se také používá unášeč (T-griff) a o velikosti originální komponenty rozhoduje hloubka zavedení výstružníku.

Po vyfrézování lůžek (nebo lůžka v případě hemiartroplastiky) je možné vložit do obou dutin zkušební kotvicí komponenty a opatřit je zkušebními artikulačními povrchy. Důležitá je volnost mezi vloženými komponentami. Doporučujeme při tahu za palec pěti až sedmi-milimetrový prostor mezi zkušebními artikulačními povrchy jak v případě hemiartroplastiky, tak v případě totální náhrady.

DISKUSE

Degenerativní onemocnění prvního metatarzofalangeálního kloubení, zejména hallux rigidus, je častým nálezem v klinické ortopedii. Pro řešení rozvinutých stadií onemocnění (3. stupeň a 4. stupeň dle Coughlina)(5) bylo popsáno několik operačních technik. V současnosti není zcela jednoznačný názor na léčbu hallux rigidus, protože každá z technik má své výhody i nevýhody. U starších pacientů bez větších nároků na zátěž je stále vhodnou metodou léčby resekční artroplastika dle Brandes-Kellera (18). V případě mladších pacientů s velkými pohybovými nároky je v pokročilých stadiích vhodnou metodou artrodéza prvního MTP kloubu. Následná tuhost kloubu, pokud je artrodéza provedena ve správném postavení, nevede k větším problémům v odvíjení nohy od podkladu (4, 8, 22, 26, 33). U pacientů, kteří odmítají artrodézu, je hemiartroplastika nebo případně totální náhrada další možné řešení stavu. Zejména u pacientek ve středním věku je pro částečné zachování funkčnosti vhodná implantace hemiartroplastiky. Všechny tyto techniky mají však svá úskalí.

Náhrady prvního MTP kloubení za posledních šedesát let zaznamenaly výrazný vývoj. V průběhu tohoto vývoje se pomocí nových materiálů a metod kotvení zlepšila osteointegrace, která spolu s vhodným použitím (správná indikace) prodloužila celkové přežití implantátů. Ovšem i v těchto případech dochází k mnohým selháním, která vznikají jak v důsledku osteolýzy aseptického uvolnění, tak chybnou operační technikou anebo nesprávnou indikací (12). I přes tento téměř šedesátiletý vývoj spojený se světovými osobnostmi a týmy v oblasti chirurgie nohy nejsou klinické výsledky endoprotetiky prvního MTP kloubu v současné době přesvědčivé.

Endoprotetika této anatomicko-klinické oblasti má svá obdobná úskalí, příkladem je endoprotetika nosných kloubů, kdy se jedná o aseptické uvolnění, selhání náhrady a infekční komplikace a s nimi spojené potíže s řešením stavu po selhání. Přesto výsledky u některých modernějších implantátů jsou více než uspokojivé. Jedním z těchto implantátů je náhrada ToeFit-Plus, kterou od roku 2005 používáme na našem pracovišti (2). Na základě dobrých zkušeností s touto náhradou jsme se v roce 2007 rozhodli spolu s firmou Medin Orthopaedics a.s. pro vývoj vlastního implantátu. Základní myšlenkou byl vývoj necementované totální náhrady a hemiartroplastiky vlastního designu na podkladě ana-

tomických studií, využití současných materiálů a použití osteoinduktivní povrchové úpravy.

Velká většina implantátů byla v minulosti založena na kotvení pouze ve spongiózní kosti, u kterých se pooperačně objevilo tzv. plavání a vedlo k jejich uvolnění (13, 17, 29, 32). Rovněž tak vzhledem k výrazné zátěži a malým kotvicím plochám se fixace pomocí kostního cementu příliš neujala (16, 34). Jedním z moderních implantátů, které jsou založené na necementové fixaci je právě náhrada ToeFit-Plus, jejíž kotvení je založeno na kontaktu titanového povrchu protézy s vnitřní kortikalis kostí (27, 28). Hlavní myšlenkou v tomto případě je těsná fixace závitů kónické protézy s vnitřní kortikální kostí, jako je tomu u dentálních implantátů.

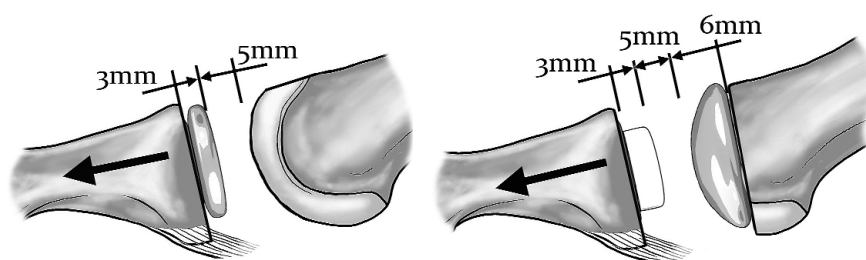
Naše protéza vychází z podobného konceptu. Základní myšlenkou byla konstrukce necementovaného implantátu, který vychází z tvaru vnitřní kortikální kosti jak proximální falangy palce, tak prvního metatarzu. Na základě první anatomické studie dřeňových dutin byl stanoven tvar falangeální kotvicí části do podoby vykrojeného rotačního kuželu a pro metatarzální část do tvaru rotačního kuželu. Oba základní tvary působí po implantaci jako klín a výrazný tlak při zátěži v jejich ose napomáhá k jejich primární i sekundární fixaci. Základní tvar falangeální komponenty je při bazi dostatečně široký, aby zabránil tzv. plavání komponenty a naopak vrchol komponenty je úzký natolik, aby tvořil samosvorný konus a doplňoval tak primární fixaci.

Výhodou naší náhrady je i sklon artikulační plochy hlavičky metatarzu vůči kotvicí části. Tento anatomický sklon je důležitý pro dosažení uspokojivé dorziflexe pooperačně. Tato myšlenka není nová, použili ji kupř. již LaPorta u náhrady Sutter (14) a v současnosti ji můžeme nalézt u náhrady Roto-Glide (19).

Další výhodou je bezprecedentní výška obou artikulačních komponent. V případě hemiartroplastiky je výška komponenty pouze 3 mm, což je technicky nejmenší možná výška, tzn. pro resekci baze a uvolnění sezamových kůstek, je potřeba získat prostor v kloubu 8–11 mm. V případě totální náhrady je výška hlavičky 4,5 až 6 mm a artikulační PE vložky 3 mm. Operátor při operaci není nucen tedy výrazně resekovat bazi proximální falangy a může tak zachovat úpony m. flexor hallucis brevis, který je důležitý pro správnou pooperační funkci palce (1). Doporučujeme, aby volnost kloubu po implantaci komponent byla taková, aby při tahu za palec vznikl prostor mezi artikulačními povrchy 5–7 mm (obr. 7a, 7b).

Dalším specifickým našeho náhrady je zaoblení plantární části hlavičky metatarzální komponenty u totální náhrady tak, aby nedocházelo k dráždění šlach flexorů na plantární straně kloubu. S podobnou úpravou implantátu se setkáváme u metatarzální a falangeální hemiartroplastiky Movement Great Toe System nebo ToeFit-Plus.

Hlavním problémem endoprotetiky je však aseptické uvolnění (24). S cílem eliminovat tento problém jsou obě titanové kotvicí části opatřené porézním nástřikem z titanové slitiny a syntetického hydroxyapatitu (Arbond, firma Artech). Tento povrch má výhodné osteoinduktivní vlastnosti a podporuje vrůst osteoprogenito-



Obr. 7a–b. Schéma doporučených volností kloubu po implantaci komponent. Při tahu v ose palce by měla vniknout 5–7mm vzdálenost mezi artikulárními povrchy.

rových buněk do takto upraveného povrchu (11, 20, 23). Tento efekt je podložen výsledky experimentálních i klinických studií (6, 31). Naproti tomu námi již používaný implantát ToeFit-Plus je bez makroporézní úpravy a k fixaci používá bříty závit. Lange (21) udává ve své studii až 28 % aseptických uvolnění tohoto implantátu, a to především v okolí falangeální komponenty. Stejně vysoké procento (25 %) výskytu radiolucenční linie kolem proximální komponenty uvádí Fuhrmann (10) při použití tří komponentní protézy ReFlexion. My jsme uvolnění zaznamenali ve třech případech (11 %), a to u obou komponent po implantaci totální náhrady ToeFit-Plus (2). Naproti tomu Pulavarti (25) udává 5,5 % selhání ve svém souboru čítajícím 32 náhrad prvního MTP kloubu implantátem Bio-Action s průměrnou dobou sledování 47 měsíců, přičemž v obou případech šlo o potíže spojené s aseptickým uvolněním implantátu. Tato náhrada disponuje hydroxyapatitovým nástřikem, ovšem bez makroporézní úpravy.

Aseptické uvolnění jako příčina selhání náhrady MTP kloubu je jednou z nejdiskutovanějších nejen proto, že je nejčastější komplikací, ale i pro obtížné řešení jejích následků. U symptomatických případů aseptického uvolnění přichází jako řešení v úvahu výměna komponenty se spongioplastikou nebo častěji extrakce implantátu s následným provedením artrodézy pomocí trikortikálního štěpu (21). Tato operace však přináší velké riziko selhání, a to zejména pro resorpci štěpu a následné nezhojení dězy. Implantace hemiartroplastiky zachovává intaktní kost hlavičky metatarzu a poskytuje lepší

podmínky pro provedení následné artrodézy, ev. ponechání kloubu bez komponent obdobně jako při resekční artroplastice. V této problematice nejsou zatím celosvětově publikovány větší soubory.

Ačkoliv neexistují jednoznačná kritéria pro volbu mezi totální náhradou a hemiplastikou, domníváme se, že implantace hemiartroplastiky je výhodnější pro nižší výskyt aseptického uvolnění implantátů. Navíc obě varianty mají stejný klinický výstup, jak ukazují výsledky našeho souboru implantátů ToeFit-Plus (2). Existuje však otázka, proč hemiartroplastika poskytuje stejné klinické výsledky jako totální náhrada. Sorbie a Saunders (30) ve své práci uvádějí, že je-li nahrazena jedna část kloubního povrchu, nedochází již dále k dráždění, a tím potencionální aseptického zánětu v postiženém kloubu. Na základě těchto skutečností dáváme na našem pracovišti rozhodně přednost implantaci hemiartroplastiky před totální náhradou. Díky tomu byla hemiartroplastika naší konstrukce zavedena do klinické praxe rychleji než totální náhrada. Totální náhradu indikujeme pouze v případech těžké deformace a nekrózy hlavičky prvního metatarzu.

V současné době na našem pracovišti probíhají klinické zkoušky implantátu a zatím bylo implantováno 25 hemiartroplastik a dvě totální náhrady Medin (obr. 8a, 8b). Výsledky klinické studie tohoto souboru pacientů jsou krátkodobé, a proto nelze poskytnout relevantní srovnání se soubory již delší dobu používaných implantátů. Rozsah pohybu v našem souboru náhrad ToeFit-Plus, který byl zhodnocen v roce 2010 (2), byl v době

sledování 36,5° a průměrná hodnota Kitaoka skóre byla 87,1 bodů. Podobné výsledky popisuje ve své studii 30 totálních náhrad ToeFit-Plus Lange (21). V hodnocení Kitaoka skóre dosáhl v průměru 80 bodů a rozsah pohybu byl průměrně 38,6°. V Pulavartiho (25) souboru 32 totálních náhrad prvního MTP kloubu implantátem Bio-Action je průměrné Kitaoka skóre a rozsah pohybu v průměrné době 47 měsíců od operace 78 bodů a 44°. Sorbie a Saunders (30) uvádějí v souboru 23 hemiplastik s průměrnou dobou sledování 68 měsíců Kitaoka skóre 88,2.

Fyziologický rozsah hybnosti v MTP kloubu palce je v sagitální



Obr. 8a–b. Pooperační snímky. Na rentgenovém snímku vlevo hemiartroplastika a vpravo totální náhrada prvního metatarzofalangeálního skloubení.

rovině v průměru 50°–65°. Hallux rigidus (ev. hallux limitus) mají rozsah pohybu snížený pod polovinu tohoto rozsahu. Po hemiartroplastice nebo po operaci totální náhrady lze očekávat pohyb v průměru 36°–44°. Rozhodně při tomto typu operace nelze dosáhnout v průměru fyziologického rozsahu pohybu. Dobrým výsledkem operace je nebolestivý kloub, ale i podprůměrný pohyb velké skupině pacientů po náhradě vyhovuje a staví tak náhradu proti artrodéze. Navíc dézu nelze zatěžovat bezprostředně po operaci a v případě nepříznivého postavení je výrazně narušené odvíjení se nohy z podložky. Při volbě typu operace je důležitý nejenom věk, ale i způsob následné zátěže operovaného kloubu. Někdy i minimální dorziflexe a plantiflexe je pro pacienta podstatná (chůze v botách na vysokém podpatku, obouvání se do lyžařských bot, atd).

ZÁVĚR

Náhrada prvního MTP skloubení je vhodnou metodou v léčbě hallux rigidus. I když plně neobnovuje rozsah pohybu postiženého kloubu, pooperačně spolehlivě poskytuje úlevu od bolesti a poskytuje zachování opěrné funkce palce nohy při zátěži. První výsledky implantace naší náhrady Medin budou vyhodnoceny a publikovány v nejbližší době.

Literatura

1. BARTÁK, V., HROMÁDKA, R., FULÍN, P., JAHODA, D., SOSNA, A., POPELKA, S.: Anatomická studie úponové části m. flexor hallucis brevis pro klinickou praxi. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 78: 145–148, 2011.
2. BARTÁK, V., POPELKA, S., HROMÁDKA, R., PECH, J., JAHODA, D., SOSNA, A.: Naše zkušenosti s náhradou I. MTP kloubu palce implantátem ToeFit Plus. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 222–227, 2010.
3. BURNS, A.: Implant procedures. In: Gerbert, J. (eds): *Textbook of bunion surgery*. 2nd Ed. Futura Publishing, Mount Kisco, New York 1991, 269.
4. COUGHLIN, M. J., ABDO, R. V.: Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint with Vitallium plate fixation. *Foot Ankle Int.*, 15: 18–28, 1994.
5. COUGHLIN, M. J., SHURNAS, P. S.: Hallux rigidus. Grading and long term results of operative treatment. *J. Bone Jt Surg.*, 83-A: 2072–2088, 2003.
6. D'ANTONIO, J. A., CAPELLO, W. N., MANLEY, M. T.: Remodeling of bone around hydroxyapatite-coated femoral stems. *J. Bone Jt Surg.*, 78-A: 1226–1234, 1996.
7. ENDLER, F.: Zur entwicklung einer kuenstlichen arthroplastik des grosszehengrundgelenke und ihre bisherede indication. *Z. Orthop.*, 80: 480, 1951.
8. FILIP, L., STEHLÍK, J., MUSIL, D., SADOVSKÝ, P.: Indikace a metody léčby hallux rigidus na našem pracovišti. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 75: 173–179, 2008.
9. FRISCH, E.: Biomaterials in foot surgery. *Clin. Podiatry*, 1: 11, 1984.
10. FUHRMANN, R. A.: MTP Prosthesis (ReFlexion) for hallux rigidus. *Tech. Foot Ankle Surg.*, 4: 2–9, 2005.
11. GEESINK, R., G., T., MANLEY, M., T.: Hydroxyapatite coating in orthopaedic surgery. New York, Raven 1993.
12. GHALAMBOR, N., CHO, D., R., GOLDRING, S., R., NIHAL, A., TREPMAN, E.: Microscopic metallic wear and tissue response in failed titanium Hallux metatarsophalangeal implants: two cases. *Foot Ankle Int.*, 23: 158–162, 2002.
13. GIANNINI, S., MORONI, A.: Alumina total joint replacement of the first metatarsophalangeal joint. In: Bonfield, W., Hastings, G., W., Tanner, K., E. (eds): *Bioceramics*. Vol. 4. Butterworth-Heinemann, London 1991, 39.
14. JARVIS, B. D., MOATS, D. B., BURNS, A., GERBERT, J.: Lawrence design first metatarsophalangeal joint prosthesis. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, 76: 617, 1986.
15. JENKIN, W. M., OLOF, L. M.: Implant arthroplasty in the rheumatoid arthritic patient. *Clin. Podiatr. Med. Surg.*, 5: 213, 1988.
16. JOHNSON, K. A., BUCK, P. G.: Total replacement arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint. *Foot Ankle*, 1: 307, 1981.
17. JOPLIN, R. J.: The proper digital nerve, vitallium stem arthroplasty, and some thoughts about foot surgery in general. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 76: 199, 1971.
18. KELLER, W. L.: The surgical treatment of bunion and hallux valgus. *N. Y. Med. J.*, 80: 741, 1904.
19. KOFOED, H.: Alternatives to fusion. The evidence. In: EFAS advance forefoot symposium. 11.–12. December 2009.
20. LANDOR, I., VAVŘÍK, P., JAHODA, D., POKORNÝ, D., BAL-LAY, R., SOSNA, A.: Dlouhodobé zkušenosti s kombinovaným hydroxyapatitovým povrchem ARBOND v osteointegraci implantátu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 76: 172–178, 2009.
21. LANGE, J., MERK, H., BARZ, T., WALTHER, C., FOLLA, N.: Mittelfristige Ergebnisse der ToeFit-Grosszehengrundgelenksendoprothese. *Z. Orthop. Unfall*, 146: 609–615, 2008.
22. LUCY, R.: Stiffness of the great toe in male adolescents. *Brit. Med. J*, 1: 726–727, 1887.
23. MOUZIN, O., SOBALLE, K., BECHTOLD, J. E.: Loading improves anchorage of hydroxyapatite implants more than titanium implants. *J. Biomed. Mat. Res. Appl. Biomater.*, 58: 61–68, 2001.
24. POKORNÝ, D., ŠLOUF, M., VESELÝ, F., FULÍN, P., JAHODA, D., SOSNA, A.: Distribuce ořezových částic UHMWPE v periprotetických tkáních u TEP kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77: 87–92, 2010.
25. PULAVARTI, R. S., McVIE, J. L., TULLOCH, C. J.: First Metatarsophalangeal joint replacement using the bio-Action great toe implant: Intermediate Results. *Foot Ankle Int.*, 26: 1033–1038, 2005.
26. RZONCA, E., LEVITZ, S., LUE, B.: Hallux equinus. *J. Am. Podiatry Assoc.*, 74: 390–393, 1984.
27. SEEGER, E., KNESSL, J.: Die Grosszehengrundgelenkspothese „Toefit-Plus“. *Med. Orthop. Tech.*, 122: 98–100, 2002.
28. SEEGER, E., KNESSL, J.: Treatment of hallux rigidus with the ToeFit-Plus joint replacement system. *Interact. Surg.*, 2: 77–85, 2007.
29. SEEBURGER, R. H.: Surgical implants of alloyed metal in joints of the feet. *J. Am. Podiatry Assoc.*, 54: 391, 1964.
30. SORBIE, CH., SAUNDERS, G. A. B.: Hemiarthroplasty in the treatment of hallux rigidus. *Foot Ankle Int.*, 29: 273–281, 2008.
31. SUN, L., BERNDT, C. C., GROSS, K. A., KUCUK, A.: Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings: a review. *J. Biomed. Mat. Res. Appl. Biomater.*, 58: 570–592, 2001.
32. SWANSON, A. B.: Flexible implant resection arthroplasty in the hand and extremities. St. Luis, CV Mosby 1973.
33. ŠVARC, A., PILNÝ, J., KUBEŠ, J.: Naše zkušenosti s operační rekonstrukcí přednoží u pacientů s hallux valgus a metatarzalgie-mi při pes transversoplanus. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 77(5): 432–435, 2010.
34. WEIL, L. S., POLLAK, R. A., GOLLER, W. L.: Total first joint replacement in hallux valgus and hallux rigidus, longterm results in 484 cases. *Clin. Podiatry*, 1: 103, 1984.

Korespondující autor:

MUDr. Rastislav Hromádka, Ph.D.

Ortopedická klinika I. LF UK Praha a FN Motol
V Úvalu 84, 150 06 Praha 6

E-mail: rastislav.hromadka@lf1.cuni.cz