



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KOSTRUVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

HISTORICKÝ VÝVOJ KYČELNÍCH NÁHRAD

HISTORY OF HIP JOINT REPLACEMENTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JIŘÍ KOHOUT

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. MARTIN VRBKA, PH.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Jiří Kohout

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

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:

Historický vývoj kyčelních náhrad

v anglickém jazyce:

History of hip joint replacements

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je zpracování přehledu současného stavu poznání v oblasti historického vývoje umělých náhrad kyčelního kloubu. Práce by se měla soustředit zejména na parametry materiálů třecích dvojic a procesy tření, mazání a opotřebení.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Analýza problému a cíl práce
3. Přehled současného stavu poznání
4. Diskuze
5. Závěr
6. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva

Typ práce: rešeršní; Účel práce: výzkum a vývoj

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

Zásady pro vypracování práce:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2015.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam odborné literatury:

1. A. Unsworth: Tribology of artificial hip joints. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology 2006 220: 711-718
2. J. O'Kelly, A. Unsworth, D. Dowson and V. Wright: An Experimental Study of Friction and Lubrication in Hip Prostheses. Engineering in Medicine 1979 8: 153-159
3. S.R. Knight, R. Aujla, S.P. Biswas: Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. Orthopedic Reviews 2011 3:e16 72-74

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 18.11.2014

L.S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D. doc.
Ředitel ústavu

Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

V této práci je řešena problematika tření, mazání, opotřebení a historický vývoj kyčelních náhrad. Historický vývoj je mapován od druhé poloviny 18. století a byla snaha zahrnout všechny důležité milníky, které nějakým způsobem ovlivnily vývoj aloplastiky kyčelního kloubu. S tímto vývojem je zároveň sledována míra opotřebení náhrad. Historie mazání a tření byla sledována od prvních experimentů snažící o kvantifikování těchto faktorů umělých náhrad tj. od 50. let 20. století.

KLÍČOVÁ SLOVA

Totální náhrada kyčelního kloubu, povrchová náhrada kyčelního kloubu, biotribologie, tření, mazání, opotřebení, historie kyčelního kloubu.

ABSTRACT

In this bachelor's thesis is solved problem of friction, lubrication, wear and history of hip replacement. History is described from the second half of 18th century and there was an effort to include every important milestones that affected development of the alloplastic of hip joint. Beside this development is also observed volume wear of hip joint. History of lubrication and friction is watched from first experiment, which measured these factors it means mid-20th century.

KEYWORDS

Total hip replacement, resurfacing hip replacement, biotribology, friction, lubrication, wear, history of hip joint.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KOHOUT, J. Historický vývoj kyčelních. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci *Historický vývoj kyčelních náhrad* napsal samostatně pod vedením doc. Ing. Martina Vrbky, Ph.D. a uvedl v seznamu všechny literární i jiné zdroje.

V Brně 20. května 2015

.....

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu doc. Ing. Martinu Vrbkovi, Ph.D. za odborné rady a cenné připomínky při psaní této bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří mi byli nápomocni při tvorbě práce.

OBSAH

OBSAH	11
1. ÚVOD	12
2. ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	13
3. PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
3.1 Konstrukce kyčle/ kyčelní náhrady	14
3.2 Historie kyčelní náhrad.....	14
3.2.1 Částečné náhrady	15
3.2.1.1 Vkládání materiálu mezi kosti.....	15
3.2.1.2 Částečné náhrady femorální kosti krátké.....	16
3.2.1.3 Částečné náhrady femorální kosti cervikokapitální.....	17
3.2.2 Totální náhrady kyčelního kloubu.....	18
3.2.2.1 Totální kyčelní náhrady MOM	18
3.2.2.2 Totální kyčelní náhrada MOP, COP – vývoj femorální komponenty	22
3.2.2.3 Totální kyčelní náhrada MOP, COP – vývoj acetabulární vložky	26
3.2.2.4 Totální náhrady keramika – keramika	31
3.2.3 Vývoj modulárních dříků pro totální náhrady	35
3.3 Mazání, tření a opotřebení	35
3.3.1 MOM	37
3.3.2 MOP	38
3.3.3 COP	38
3.3.4 COC.....	38
3.3.5 COM.....	39
4. DISKUZE	40
5. ZÁVĚR	42
6. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	43
SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	49
SEZNAM TABULEK	50

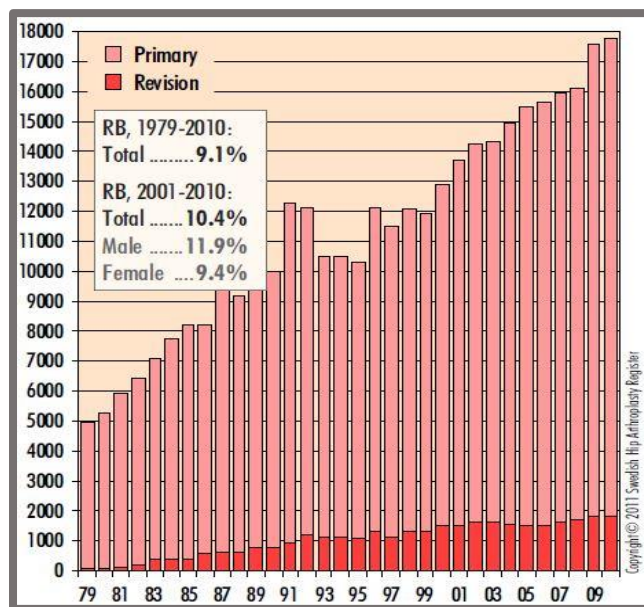
1. ÚVOD

Onemocnění kloubů a jejich poranění patří k nejzávažnějším problémům pohybového aparátu. Tyto problémy jsou ještě markantnější, pokud se jedná o klouby velké, kterým je například kloub kyčelní. Do 19. století, respektive až do příchodu částečných a totálních endoprotéz, nešlo tyto problémy řešit přijatelným způsobem. Implantace kyčelní náhrady je velmi invazivní zákrok, proto je také dbán velký důraz na pooperační rehabilitace a následné sledování pacienta z důvodu různých komplikací, jako jsou například alergická reakce na daný materiál či otěrové částice, které představují největší riziko.

Nynější výzkum se kromě jiného zaměřuje především na eliminaci těchto částic způsoby, jako je zvýšení mazacího filmu nebo snížení tření. Každoročně se v České republice implantuje přes 25 tisíc umělých kyčelních náhrad, přičemž každý rok těchto operací přibývá. Je kladen čím dál větší důraz na kvalitu těchto implantátů a jejich životnost, protože revizní operace v případě selhání náhrady jsou finančně náročné a pacient si prodělává celý pooperační proces nanovo.

2. ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

Implantace kyčelních náhrad se provádí s čím dál větší frekvencí, jak můžeme vidět na obr. 1. S tímto rostoucím trendem v operování kyčelních endoprotéz souvisí i co největší zdokonalení těchto náhrad.



Obr. 1 Růst implantací kyčelní náhrad mezi roky 1979-2010 [48]

Znalost historie kyčelních náhrad je pro její další vývoj velmi důležitý, jelikož nám dovoluje se vyvarovat chyb či nedostatků, kterými předchozí náhrady trpěly.

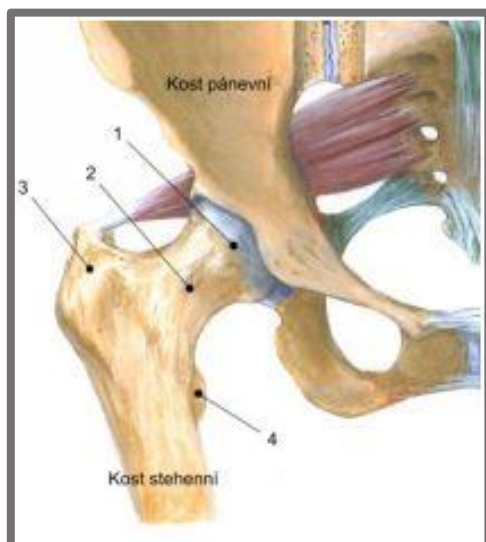
Cílem této práce je poskytnout právě tento historický přehled a zohlednit jak mezníky, které posunuly vývoj aloplastiky kyčelního kloubu kupředu, tak i některé nezdařené pokusy se zaměřením na opotřebení, mazání a tření.

3. PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

3.1 Konstrukce kyčle/ kyčelní náhrady

Kyčelní kloub patří mezi největší klouby v lidském těle a většina jeho onemocnění se v současné době nedá trvale léčit. Řešením těchto poruch jsou právě náhrady kyčelního kloubu.

Kyčelní kloub se skládá z femorální kosti acetabula umístěné v pánevní kosti. Součástí femorální kosti je kromě jiného femorální hlavičky, která trpí především na onemocnění jako artróza či revmatoidní artritida, a v obr. 2 nese pozici 1. Další částí femorální kosti, u které dochází k poškození, je femorální krček, který trpí především zlomeninami v důsledku přetížení, v obr. 2 je označen pozicí 2.



Obr. 2 Kyčelní kloub [54]



Obr. 3 Náhrada kyčelního kloubu [54]

Na obr. 3 lze vidět totální náhradu kyčelního kloubu. V počátcích aloplastiky se však používaly náhrady částečné. Ty jsou dnes ve většině případů už jen historickou záležitostí.

3.2 Historie kyčelní náhrad

Do příchodu kyčelních náhrad se závažnější problémy kyčelních kloubů řešily velice drasticky a to amputací. Probíhaly v obrovské míře jak v Americe, tak i v Evropě. Amputace se staly natolik běžné, že lékaři po celém světě prováděli tyto operace bez většího vyšetření. Tento fakt přiměl hlavního doktora pruské armády Johanna Ulricha Bilguerera, aby v roce 1761 vydal spis *De membrorum amputatione rarissime administranda*, kde žádá, aby se nemocnice vyhnuly tomuto radikálnímu řešení a pokud je to možné, pokusily se nalézt jiné řešení. [1]

Jako první s myšlenkou jiného řešení přišel roku 1783 liverpoolský chirurg Henry Park. Liverpool byl v těchto letech velkým přístavním městem, a proto tu nebyla nouze o námořníky, kteří ve velké míře prodělali amputaci končetiny. Svou ideu popsal v dopise svému učiteli Percivalu Pottovi. [1,2]

Anthony White v roce 1822 v Londýně provedl zbroušení poškozené části kosti, což mělo za následek snížení koeficientu tření a otěru. Tento svůj revoluční krok popsal až v roce své smrti tj. 1849, v chirurgickém periodiku Lancet. [1,2]

3.2.1 Částečné náhrady

3.2.1

Částečnou náhradou rozumíme implantát, kterým se nahrazuje buď část femorální kosti, nebo část pánevní kosti. Dnes se v drtivé většině používají náhrady totální.

3.2.1.1 Vkládání materiálu mezi kosti

3.2.1.1

Jedním z dalších revolučních počínů v oblasti problematiky kyčle byl nápad Johna Carnochana, který roku 1840 mezi poškozenou acetabulární a femorální část kyčelního kloubu vložil dřevěnou vložku, čímž snížil tření v kloubu. Carnochan následně zkoušel vkládat biogenní materiály jako například kůži, svaly či část prasečího močového měchýře. Tyto experimenty však způsobovaly poruchy projevující se bolestmi. [2]

Po vzoru Carnochana pokračoval francouzský chirurg Auguste Stanislas Verneuil, který se pokusil roku 1860 mezi poškozené kosti vložit tukovou tkáň. Jeho snaha však také nebyla úspěšná. [2]

U této metody vkládání materiálu, kterou se zabýval Carnochan či Verneuil, má zastoupení i český národ. Chirurg Vítězslav Chlumský se zabýval se systematickým zkoušením a vkládáním různých materiálů. Od materiálů jako je celuloid, magnesium, stříbro, zinek či sklo. Některé ze zkoušených materiálů pacientům výrazně pomohly s problémy pohybového aparátu a ulevily od bolesti. Tyto experimenty probíhaly mezi lety 1880-1890. Vítězslav Chlumský si připsal zásluhy nejen, co se týče kyčelních endoprotéz. Byl jedním ze zakladatelů Československé společnosti ortopedické. Roku 1926 tato společnost začala vydávat časopis Sborník prací československé společnosti ortopedické, který je nyní známý pod názvem *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. Dalším přínosem pro chirurgii je Chlumského dezinfekční a antiseptický roztok na špatně se hojící rány.[2,3]

Roku 1925 uskutečnil původem norský chirurg Marius N. Smith-Petersen implantaci skleněné náhrady, která se vkládala mezi femorální a pánevní kost. Petersen je považován za zakladatele tzv. mould arthroplasty, což jsou náhrady ve tvaru čepičky, kterou můžeme vidět na obr. 4. Tyto náhrady jsou acetabulární komponentou, což znamená, že se umísťují do pánevní oblasti. První Petersenova náhrada se skládala ze skleněné polokoule, která zajišťovala dostatečně hladký povrch. Sklo se dokonce jevilo jako příznivé z hlediska interakce s okolní tkání. Sklo se však ukázalo jako málo pevné a neschopné snášet velké zatížení vznikající v pánevní oblasti. Petersen taktéž experimentoval s jinými materiály jako například pyrex, bakelit nebo slitina chromu, kobaltu a molybdenu. Poslední zmíněná slitina se označuje jako vitálum. Na dlouhou dobu se jevil jako perspektivní materiál a to především díky jeho odolnosti vůči korozi a proti namáhání.[4,5,6]



Obr. 4 Petersenova čepičky postupně z vitálie, bakelitu a pyrexu [6]

Petersen spolupracoval s Philipem Wilesem na femorální náhradě. Společným úsilím vytvořili revoluční náhradu, u které byla jako první použita nerezová ocel. Náhrada byla ke kosti připevněna pomocí šroubů a matic.

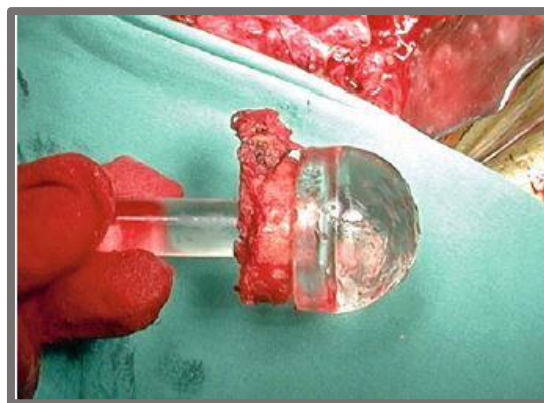
3.2.1.2

3.2.1.2 Krátké částečné náhrady femorální kosti

Dalším průkopníkem na poli ortopedie velkých kloubů je německý chirurg Themistocles Glück. Roku 1891 nahradil celou femorální hlavici napadenou tuberkulózou hlavici ze slonoviny. Kromě kyčelních náhrad pracoval i na kolenních, loketních a zápěstních náhradách. Glück provedl 14 operací, z nichž popsal pouze pět. Tři z těchto pěti náhrad musely být vyňaty z důvodu selhání. Ale i takové procento úspěšnosti bylo na svou dobu velmi vysoké. [7]

Dalším, kdo se zabýval kyčelními náhradami poškozené hlavičky femorální kosti, byla dvojice chirurgů Francouz Pierre Delbet a Brit Ernest W. Hey- Groves. Delbet roku 1919 použil pryž jako materiál na femorální náhradu kyčelního kloubu. Oproti tomu Groves používal po vzoru Glücka biogenní slonovinu. Implantáty z tohoto materiálu používal mezi lety 1926 a 1933. [8]

Pokračování tohoto odvětví ortopedie na sebe nenechalo dlouho čekat. V roce 1948 francouzští bratři Jean a Robert Judetovi vytvořili akrylovou náhradu femorální hlavičky. Jak materiál, tak i tvar protézy byl inspirován tvarem Grovesovi náhrady. Tato náhrada je tvořena ze 2/3 koule, ze které vystupuje krátká stopka, viz obr. 5. Tento tvar však trpěl na špatné ukotvení v kosti a po určitém čase ve většině případů selhal. Zajímavostí je, že tato náhrada drží rekord v čase, po kterou byla používána v lidském těle. Sloužila svému pánu úctyhodných 51 let. Další pokusy bratrů Judetových byly prováděny s již zmíněným vitáliem. [8,9]



Obr. 5 Akrylová náhrada bratrů Judetových [9]

Bratři Judetové položili základ takzvaným povrchovým náhradám (hip resurfacing), které spočívají v uříznutí poškozené hlavičky femorální kosti a nahrazení femorálním implantátem s krátkým dříkem. Tento implantát je ve styku s acetabulární náhradou umístěnou v pánevní kosti. Pro tyto náhrady je charakteristický především styk kov na kov. Výhodou tohoto druhu endoprotézy je malý zásah do kostí. Naopak problémem těchto náhrad je ukotvení a s tím spojený problém s uvolňováním z kosti. Tyto náhrady se sice řadí do kategorie totálních náhrad, ale z historického důvodu jsou zařazeny do této kapitoly. [48,52]



Obr. 6 Povrchová náhrada kyčelního kloubu [48]

3.2.1.3 Částečné náhrady cervikokapitální

3.2.1.3

Na základě poznatků o špatném ukotvení náhrad bratrů Judetových bylo nutno prodloužit stonek náhrad a zasadit jej hlouběji do kosti. Tento problém vyřešili roku 1950 téměř současně Austin Moore a F. R. Thompson. Moorova náhrada se skládala z velké kovové hlavičky a dlouhé stopky, která umožnila rozložení zátěže do celé femorální kosti. Jako materiál bylo opět použito vitálum. Moorova i Thompsonova protéza sklízely velký úspěch a to díky relativně velké spolehlivosti. Rozdíl těchto dvou protéz byl nepatrný a můžeme je vidět na obr. 7 a obr. 8. [10]

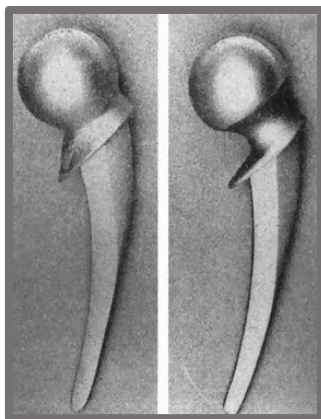


Obr. 7 Moorova náhrada [10]



Obr. 8 Thompsonova náhrada [10]

Tyto náhrady se používaly zvláště při poškození krčku a vyžadují poměrně velký zásah do femorální kosti kvůli ukotvení náhrady. Zprvu se tyto náhrady v kosti nijak necementovaly, tj. nekotvily se do kosti pomocí cementování, ale s postupem času se začaly fixovat právě tímto způsobem. Moorovy a Thompsonovy náhrady se s malými změnami používají dodnes.



Obr. 9 Původní a modifikovaná Thompsonova náhrada [10]

3.2.2

3.2.2 Totální náhrady kyčelního kloubu

Pod pojmem totální náhrada (TEP) rozumíme dvojici implantátů, a to femorální části a acetabulární části kyčelního kloubu. V dnešní době se ve většině případů opustilo od částečných náhrad díky tomu, že totální náhrady jsou na vysoké úrovni, a dokáží poskytovat bezproblémovou funkci po dobu zhruba 20 let. To je něco, co částečné náhrady nemohou nabídnout.

Běžně používané povrchy totálních náhrad jsou kov, keramika, a polyetylenové materiály. Nejčastěji používané kombinace těchto materiálů jsou:

- MOP (Metal On Polyetylen) – styk kovu jako například nerezová ocel, sloučeniny Co-Cr či sloučeniny titanu a vysoce síťovaného polyetylenu,
- MOM (Metal On Metal) – styk Co-Cr slitiny a Co-Cr slitiny,
- COP (Ceramic On Polyetylen) – styk keramických materiálů a vysoce síťovaného polyetylenu,
- COC (Ceramic On Ceramic) - styk keramických materiálů na bázi hliníku a zirkonia,
- COM (Ceramic On Metal) – styk keramických materiálů.

Někdy se tyto kombinace rozděluje podle tvrdosti kontaktních materiálů na měkké páry (hard on soft) a tvrdé páry (hard on hard):

- měkké páry: MOP, COP,
- tvrdé páry: MOM, COC, COM.

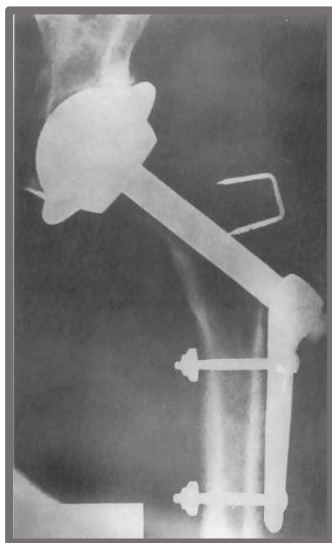
3.2.2.1

3.2.2.1 Totální kyčelní náhrady MOM

Nejdokonalejší styk funkčních ploch kyčelního kloubu nabízí kontakt kov na kov, konkrétněji to mohou být slitiny chromu, titanu či nerezová ocel. Největší zastoupení mají však chrom-kobaltové slitiny s různými příměsmi. S tímto stykem se však váže i velké nebezpečí metalózy, což je uvolňování iontů z náhrady, které mají neblahý vliv na okolní tkáň a mohou být v některých případech karcinogenní.

Prvním, kdo realizoval myšlenku náhrady acetabulární i femorální části kyčelního kloubu, byl roku 1938 již zmíněný Philip Wiles. Jeho náhrada spočívala ve využití Petersenovi čepičky jako acetabulární komponenty a femorální komponenty

z nerezové oceli. Wiles se lišil od Petersena tím, že připevnil acetabulární část dvěma šrouby a stejně tak femorální část, viz obr. 10. Další odlišností je použití nerezové oceli v acetabulární části. [12]



Obr. 10 Rentgenový snímek totální náhrady Philipa Wilese [12]

Wiles tuto náhradu implantoval šesti pacientům. Naneštěstí se všechny rentgenové snímky v průběhu II. světové války ztratily, nicméně roku 1951 se ale našel pacient, který tuto náhradu stále používal. Pacientova náhrada byla stále funkční, avšak dotazovaný si stěžoval na bolestivost při pohybu. [12,5]

Dalším mezníkem v oblasti ortopedie se stalo představení dentálního akrylového cementu Svenem Kiaerem roku 1952. S tímto cementem začali experimentovat Edward J. Haboush a Kenneth McKee již o rok později. Tento cement byl vyzkoušen s McKee-Farrar náhradou. Tato náhrada je vlastně pozměněná Thompsonova náhrada o vyříznutý krček umožňující větší rozsah pohybů. Tuto náhradu vyvinula roku 1951 britská dvojice McKee a Watson-Farrar a jako materiál byla použita nerezová ocel. [13]



Obr. 11 Kyčelní náhrada McKee-Farrar [13]

Náhrada vykazovala až 3x lepší otěrové vlastnosti než náhrada Johna Charnleyho, o které bude pojednáno později. Od roku 1953 se postupně přecházelo na materiál vitálum. První verze těchto náhrad měly stejný rádius jak acetabulární, tak i femorální části, čímž vznikalo velké tření. Od roku 1960 se rádius komponent nepatrně

rozměrově odlišil. Spolehlivost prvních pokusů se pohybovala zhruba na hodnotě 50 %. Po zavedení kostního cementu tato úspěšnost náhrady stoupla na 90 %. [45]

Vývoj endoprotézy kyčelního kloubu není jen záležitost USA a Evropy, svou zásluhu na poli ortopedie kyčle má i tehdejší Sovětský svaz. Ruský chirurg a profesor Konstantin Mitrophanovic Sivash vyvinul roku 1956 svou totální necementovanou náhradu a roku 1963 tuto náhradu společně s operativní metodikou představil na konferenci v Moskvě. Tato náhrada byla vyrobena ze slitiny kobaltu a chromu a nejčastěji se používal průměr femorální hlavičky 28 mm. [14]



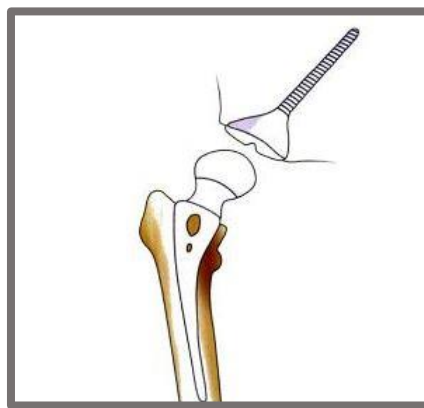
Obr. 12 Sivashova endoprotéza [14]

Sivashova endoprotéza mimo Sovětský svaz nezískala na velké popularitě, přesto byla použita při několika operacích v jihovýchodní části USA. Nevýhodou tohoto implantátu byla relativně velká míra selhání a na styk kov na kov relativně velký otěr, který se pohyboval mezi 5,2-17 mm³/rok, přičemž otěr u běžných náhrad používané v této době se pohyboval mezi 1-5 mm³/rok. [14]

Mezi roky 1968 a 1974 probíhalo implantování 310 kyčelních náhrad zvaných Ring. Získala své jméno podle Petera Ringa. Femorální část protézy Ring vycházela z Moorovi konstrukce. Jako materiál byl zprvu použit titan, ale později se opět začalo používat vitálum.



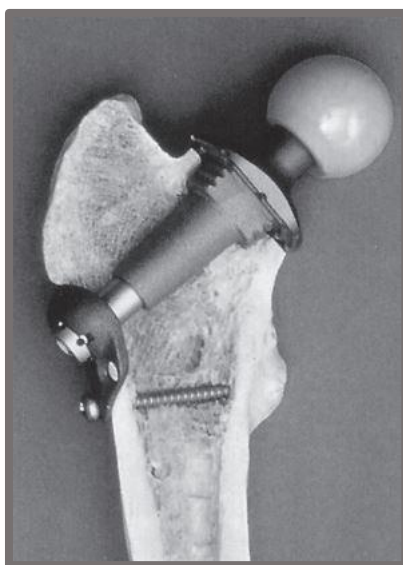
Obr. 13 Endoprotéza Ring [5]



Obr. 14 Schematický nákres umístění [15]

Tato protéza však trpěla vysokou mírou selhání, která činila 15,2 % po 2,5 letech, proto bylo od tohoto typu záhy upuštěno. Zajímavostí je, že Ring tyto náhrady zpočátku zkoušel na pštrosích. Usuzoval, že pštrosí kyčelní kloub bude nejlépe simulovat zatížení, i když nebude tak velké jako u kloubu lidského. [15]

Na základě znalosti rozložení zatížení ve femorální kosti byla roku 1978 dvojicí Hugglerem a Jacobem navržena protéza, u které bylo nutno odstranit pouze femorální hlavici, protože se náhrada implantovala pouze do krčku femuru, jak lze vidět na obr. 15. [16,17,18]



Obr. 15 Huggler-Jacobova náhrada, konkrétně 3. generace náhrady [16]

Tato skupina náhrad bez dřívku zapuštěného do kosti se nazývá thrust plate prosthesis (TPP) a je součástí totální náhrady. Jeho výhodou je snadná reoperace a malá míra selhání, a proto je tento implantát vhodný hlavně pro mladé pacienty. Další, kdo se těmito náhradami zabývali či stále zabývají, jsou například Santory mezi roky 2005 – 2006, Gerich v roce 2011 a T. Yasunaga v roce 2012. [16]

Tab. 1 Přehled některých protéz TPP a jejich úspěšnost [16]

Reference	Mean follow-up / follow-up range (months)	Reoperation free survival (n)
Corner <i>et al</i> (3)	71	95% (41)
Buergi <i>et al</i> (2)	58	98.1% (102)
Ishaque <i>et al</i> (11)	72	95.1% (70)
Jacob <i>et al</i> (13)	72-144	98% (102)
Fink <i>et al</i> (6)	26	97.2% (214)
Karatosun <i>et al</i> (14)	28-87	95.8% (71)
Zelle <i>et al</i> (23)	26	93.1% (58)
Niggemeyer <i>et al</i> (17)	120	73.8% (47)
Yasunaga <i>et al</i> (22)	156	97% (87) and 90.3% (79)
<i>Current study</i>	143 (108-178)	88.9% (36)

3.2.2.2 Totální kyčelní náhrada MOP,COP – vývoj femorální komponenty

3.2.2.2

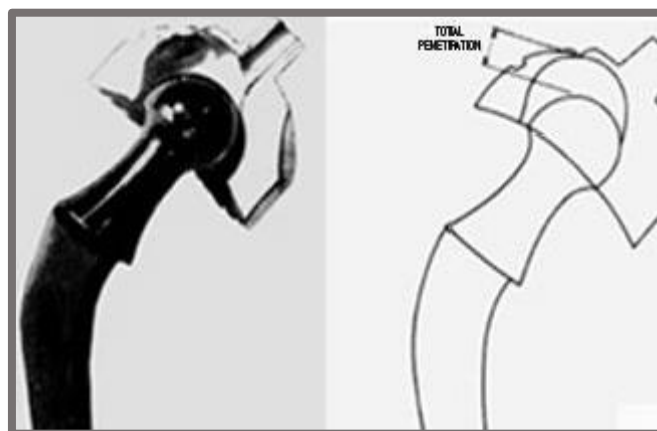
Roku 1960 přišel americký chirurg z Minnesoty Charles O. Townley s totální náhradou styku polyuretan – kov, který byl roku 1977 vyměněn za polyetylen – kov. Jak acetabulární, tak i femorální část byly upevněny ke kosti pomocí cementu. [17]



Obr. 16 Townleyho totální náhrada, acetabulární část je z polyuretanu, proto není vidět na rentgenovém snímku [19]

Náhrady tohoto druhu se nazývají TARA (total articular replacement arthroplasty). Od uvedení na trh bylo u této náhrady provedeno několik změn. Od roku 1952 se femorální náhrada používala samostatně jako částečná náhrada. [19]

Za jednoho z největších velikanů v oblasti nejen kyčelních náhrad, ale i náhrad ramenních a kolenních můžeme považovat Sira Johna Charnleyho. Charnley byl britský chirurg a zakladatel tzv. low friction arthroplasty. Jedna ze zásluh tohoto britského chirurga bylo vyvinutí kostního cementu, čímž navázal na Svena Kiaera a položil tím základ moderní ortopedii náhrad. Tento velikan ortopedie se taktéž pokoušel o náhradu typu kov-kov, ale jeho revoluční objev spočíval spíše ve vývinu acetabulární části TEP z polyetylenu. K těmto náhradám Charnley vyvinul roku 1961 femorální protézu. [20,21]



Obr. 17 Náhrada dle Charnleyho a jeho penetrace do acetabulární vložky [20]

Tato náhrada se odlišovala od náhrad McKee-Farrar především v průměru hlavice, která přiléhala na zmíněnou acetabulární vložku. Velikost hlavice byla 22,5 mm

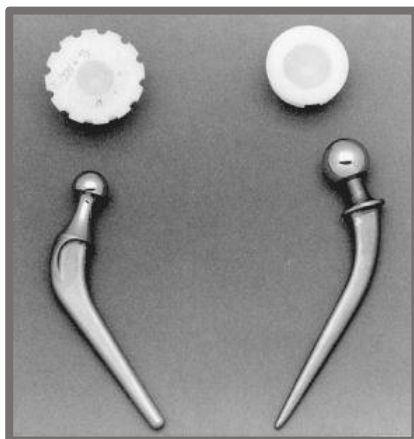
v průměru, což mělo po delší době vlivem soustředění napětí na relativně malou plochu za následek opotřebení, které je možno pozorovat na obr. 17. U této náhrady se taktéž sledovaly třecí vlastnosti. Jako měřítko sloužila míra penetrace femorální části do acetabulární vložky z UHMWPE, která byla v průměru 0,07 mm za rok. [20,21]

Tento problém vyřešil švýcarský chirurg Mauricius Muller, který kolem roku 1961 zvětšil průměr hlavice na 32 mm, čímž dosáhl většího rozsahu pohybu a lepšího rozložení napětí. Další změnou oproti Charnleyho náhradám byla změna dřívku, který měl tvar podobný banánu, proto se tomuto tvaru někdy říká banana shape, a sloužil ke snadnějšímu zavádění do kosti. [5]



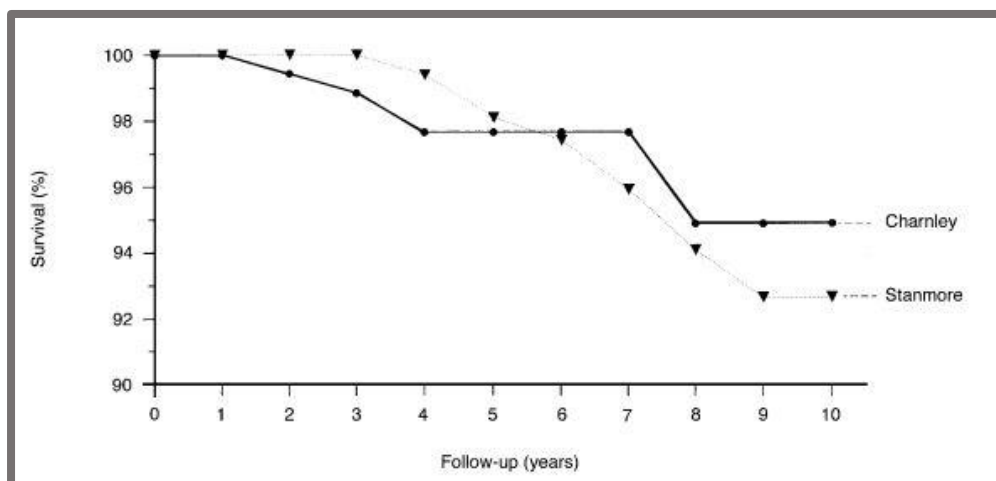
Obr. 18 Mauricius Mullerova náhrada banánového tvaru [5]

Souběžně s Mullerem pracovala trojice J. N. Wilson, J. T. Scales a Duff Barclay na femorální náhradě ze slitiny chromu a kobaltu pojmenovaná Stanmorova, která byla poprvé implantována roku 1969. Tato náhrada se velice podobala protéze Charnleyho jak tvarem, tak tím, že se obě usazovaly do kosti pomocí cementu.



Obr. 19 Rozdíl mezi Charnleyho (vlevo) a Stanmorovou náhradou (vpravo) [22]

Naopak rozdílem byla větší velikost Stanmorovy náhrady a variabilnější průměry hlavic a to 25 mm, 29 mm a 32 mm. Srovnání úspěšnosti náhrad Charnleyho a Stanmorovy v závislosti na době nošení můžeme vidět na obr. 20. Pro srovnání byly použity náhrady s velikostí femorální hlavice 29 mm v průměru. [22]



Obr. 20 Úspěšnost nošení Stanmorovy náhrady [22]

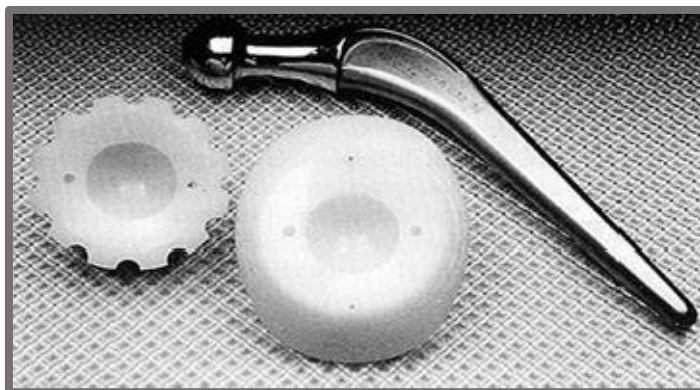
Roku 1970 vyvinul Clive Lee z Anglie femorální náhradu s dlouhým dříkem zvanou Exeter. Tato náhrada se používala, a používá dodnes, ve styku s UHMWPE. Tato endoprotéza se vyznačuje revolučním tvarem, který můžeme vidět na obr. 21. K roku 2010 byla tato náhrada implantována 1 milionu pacientů. Úspěch si vydobyla hlavně svou spolehlivostí, která je téměř 95% po 15 letech. Tato náhrada má i skvělé otěrové vlastnosti, úbytek materiálu za 30 let činí 1-2 mm³. [23]



Obr. 21 Náhrada typu Exeter, vlevo - původní verze, vpravo - současná verze [23]

Náhrada Exeter dostala své jméno podle města, kde byla poprvé implantována tj. Exeter ve Velké Británii.

O rok později představil švýcarský chirurg Weber náhradu femorální kosti ze sloučeniny CoCrMo, která byla určena pro dvě různé kombinace materiálů, kterým byly styk kov-kov a styk kov-polyetylen. Kulovitá hlavice prvních verzí tohoto implantátu měřila 32 mm v průměru.



Obr. 22 Weberova náhrada [24]

Tato náhrada se vyznačovala dobrou spolehlivostí a skvělými otěrovými vlastnostmi. Hodnota úbytku materiálu za rok činí průměrně $250 \mu\text{m}^3$ za rok. První verzi této náhrady můžeme vidět na obr. 22, a jak její tvar napovídá, upevňovala se do kosti pomocí kostního cementu, což mělo v některých případech za následek její uvolnění. Další vývoj této náhrady spočíval v převedení do verze, která umožňuje osadit krček jak kovovou, tak i keramickou hlavici. [24]

V tehdejší Československé republice byla roku 1972 představena kyčelní náhrada vyrobena firmou Poldi SONP Kladno nyní vystupující pod názvem Beznoska s. r. o. Tato endoprotéza byla navržena českým ortopedem prof. Oldřichem Čechem, který se inspiroval Weberovou náhradou. První generace tohoto implantátu byla navržena jako monolitická z nerezové oceli o průměru femorální hlavice 32 mm a byla vyráběna až do roku 1974, přičemž se vyrobilo 1400 kusů a jejich selhání se pohybovalo pod 0,3 %. Další generace vylepšovaly materiál endoprotéz i tvar. K zavedení variabilních hlavice o různých průměrech byla roku 1984 tato endoprotéza převedena do verze, jejíž krček měl rozměry 14/16. Na tento krček se daly připevňovat jak kovové hlavice, tak i keramické. [25,26]



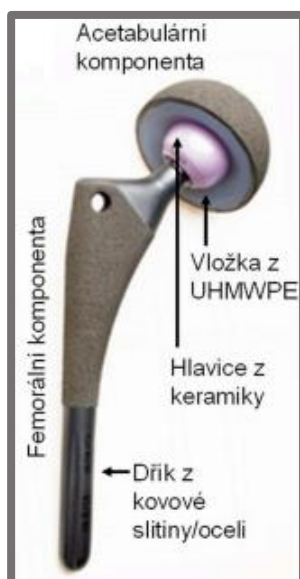
Obr. 23 V. generace dříku Poldi Čech [25]

Roku 1993 se změnila velikost tohoto krčku na euro rozměr 12/14. Endoprotéza tohoto rozměru je V. generací a k roku 2015 je evidováno přes 150 000 kusů výrobku a doposud nebylo zaznamenáno žádné lomové porušení. Za zmínku také stojí přesnost, se kterou je tato náhrada vyráběna. Odchylka od kulovitosti implantátu činí 0,005 mm a drsnost povrchu nepřesahuje 0,02 μm . [25,26]

3.2.2.3

3.2.2.3 Totální kyčelní náhrada COP, MOP – vývoj acetabulární vložky

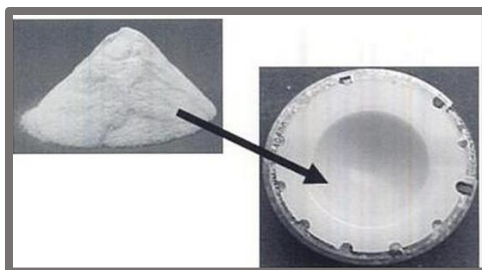
Polyetylenovou totální kloubní náhradou rozumíme spojení funkčních ploch polyetylenového materiálu umístěného v kloubní jamce a keramické či ocelové hlavice připevněné na dřív v případě modulárního dřívku, viz obr. 24. [27]



Obr. 24 Popis polyetylenové kyčelní totální náhrady [27]

Nyní se zaměříme právě na polyetylenovou část endoprotézy, která si prošla vývojem zejména v druhé polovině 20. století.

Výroba polyetylenové acetabulární vložky probíhá přeměnou polyetylenového prášku do tuhé konzistence. Tento proces se nazývá konsolidace. Konsolidace může probíhat několika způsoby. Zaměříme se na dva nejpoužívanější.



Obr. 25 Před a po procesu konsolidace a opracování [28]

Prvním z nich je metoda, která má svůj počátek v 50. letech v Evropě a spočívá v lisování velkých desek o velikosti cca 2 m² a tloušťky okolo 60 mm po dobu až 24 h. Následně je tento produkt rozřezán na dlouhé pruhy a dodán do firem, kde již probíhá strojní obrábění do výsledného tvaru. Novější metoda pochází ze 70. let z USA, kde je

prášek pomocí lisování a extruze přeměněn do dlouhých pruhů. Extruze je formování do požadovaného tvaru pomocí zvýšené teploty a tlaku. Následuje opět strojní opracování. [28]

Pro určení jakosti polyetylenových náhrad slouží takzvaná molekulová hmotnost. Některé molekulové hmotnosti různých typů polyetylenových materiálů jsou uvedeny v tab. 2.

Tab. 2 Molekulové hmotnosti některých UHMPWPE [28]

UHMWPE RESINS USED IN ORTHOPAEDIC IMPLANTS				
Material	Manufacturer	Approximate Dates of Use	Molecular Weight	Calcium Stearate
RCH 1000	Hoechst	1960–1985	1×10^6	
H 1900	Himont (Montel)	1972–present	$2-4 \times 10^6$	None added
GUR 412	Hoechst (Ticona)	1985–1995	$3-4 \times 10^6$	500 ppm
GUR 415	Hoechst (Ticona)	1985–1995	$4-6 \times 10^6$	500 ppm
GUR 4150	Hoechst (Ticona)	1985–present	$4-6 \times 10^6$	500 ppm
GUR 1020	Hoechst (Ticona)	1996–present	$3-4 \times 10^6$	None added
GUR 1050	Hoechst (Ticona)	1996–present	$4-6 \times 10^6$	None added

Začátky polyetylenových náhrad, UHMWPE 0. generace

První totální endoprotéza s kloubní jamkou z polyetylenu byla PTFE (polytetrafluoretylen), známý pod obchodním názvem teflon. S touto náhradou přišel v 50. letech 20. století John Charnley a následně ji vyzkoušel na zhruba 300 pacientech. Tento materiál se ze začátku jevil jako ideální díky jeho malému koeficientu tření, hmotnosti a ceně. Později se ukázalo, že náhrady v důsledku opotřebení a vzniku otěrových částeczek způsobovaly pacientům bolest již po pár letech.[28,29]

V roce 1962 patentoval Charnley revoluční polyetylen HMWP (high molecular weight polyetylen), který vykazoval lepší výsledky než předešlé vzorky. Mezi roky 1962–1965 tento materiál implantoval do totální endoprotézy u několika stovek pacientů. Prvních 10 let fungovaly tyto náhrady bez větších problémů, nicméně po uplynutí této doby se začaly objevovat problémy s otěrovými částicemi nebo oxidací polyetylenových částí náhrad. Těmto náhradám se někdy říká náhrady 0. generace UHMWPE. Charnley se velmi zasloužil i o rozšíření těchto protéz tím, že navrhoval chirurgické nástroje pro operaci a následně i osobně zaučoval chirurgy. Ve druhé polovině 70. let tedy polyetylenové náhrady získaly na popularitě a těšily se z dynamického vývoje. [28,29]

Vývoj se ubíral dvěma směry a to náhradami typu UHMWPE (Ultrahigh molecular weight polyetylen) a HDPE (high-density polyetylen). Ačkoliv oba materiály mají stejný polyetylenový základ, liší se značně svými vlastnostmi. UHMWPE se skládá z jednoduchého, ale dlouhého řetězce polyetylenu a vyznačuje se velmi dobrou chemickou odolností a skvělými mechanickými vlastnostmi (pevnost, houževnatost, aj.). Oproti HDPE má menší hustotu. Vzhledem k tomu, že se ve světě používá v drtivé většině UHMWPE, bude další pozornost věnována právě tomuto materiálu. [27,28,29]

I. generace UHMWPE

Ukázalo se, že pokud polyetylenový materiál vystavíme gama záření o síle v rozsahu 25-40 kGy, můžeme získat materiál, který bude vykazovat výrazně lepší mechanické vlastnosti a zlepšení odolnosti vůči otěru. Velký problém u těchto materiálů je oxidativní degradace, což je reakce okolního kyslíku s volnými radikály. Tato reakce má za následek štěpení řetězců na kratší. Oxidativní degradace záporně ovlivňuje jak mechanické, tak i otěrové vlastnosti materiálu. O I. generaci můžeme tedy mluvit, pokud materiál UHMWPE prošel sterilizací, tj. byl vystaven gama záření.

Předchozí pokusy sterilizace v 60. letech probíhaly například pomocí aldehydů. Ty však nevyhovovaly hygienickým požadavkům. V 70. letech byly polyetylenové komponenty sterilizovány gama zářením na vzduchu, ale to mělo za následek velmi rychlou degradaci, a proto se začala používat ochranná atmosféra nebo se omezil přístup kyslíku a následně se ihned po sterilizaci začaly balit do obalu, který zajišťoval zamezení přístupu vzduchu.

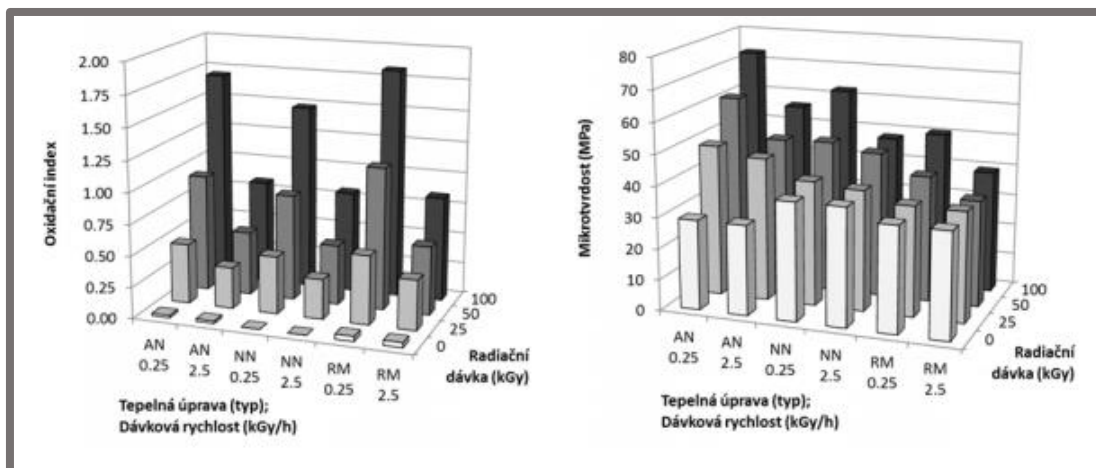
Jako průkopníka materiálu UHMWPE můžeme považovat V. C. Binns. Zajímavé je, že když roku 1962 Binns přišel za Charnleyem s tímto materiálem, tak byl odmítnut. Avšak kolega a technik H. Craven přece jen tento materiál podrobil zkouškám na otěrovém simulátoru a výsledky zkoušek byly velmi povzbudivé.

II. generace UHMWPE

Ukázalo se, že na životnost náhrad mají největší vliv otěrové vlastnosti, proto se následný vývoj ubíral směrem ke zlepšení těchto vlastností. Nejvýznamnější faktor, který tyto atributy ovlivňuje, je již zmíněná oxidativní degradace.

Prvním krokem při výrobě je tzv. síťování. Síťování je vytvoření příčných kovalentních vazeb mezi řetězci polyetylenu, což má při správném nastavení počátečních výrobních podmínek za následek vytvoření jedné velké makromolekuly. Materiály můžeme rozdělit podle stupně síťování na mírně síťované (moderately crosslinked UHMWPE) a vysoce síťované (highly crosslinked UHMWPE). Mírně síťované materiály jsou vystaveny gama záření o dávce do 40kGy. Dalo by se tedy říci, že UHMWPE I. generace jsou také síťované. U vysoce síťovaných materiálů se tato dávka pohybuje v rozmezí 50-100 kGy. Další výhodou vysoce síťovaných proti mírně síťovaným UHMWPE je jeho vyšší biokompatibilita s okolní tkání. [27]

Při zamezení oxidativní degradaci prochází materiál tepelnou úpravou, která může probíhat dvěma způsoby, a to RM (remelting) nebo AN (annealing). Způsob RM spočívá v ohřátí na teplotu 150 °C a AN v ohřátí na 110 °C, poté následuje ochlazení. RM odstraní všechny radikály za cenu zhoršení mechanických vlastností. Oproti tomu AN mechanické vlastnosti nezhorší tolik, ale to je vykoupeno zůstatkem radikálů a tím i snížením odolnosti vůči otěru, proto se většinou používá tepelná úprava RM. To, jak ovlivňují uvedené způsoby mechanické a oxidativní vlastnosti, je zobrazeno na obr. 26.



Obr. 26 Vliv tepelné úpravy na oxidaci radikálu (vlevo) a mikrotvrdost (vpravo) u materiálu II. generace [27]

III. generace UHMWPE

Jak bylo zmíněno, tepelnou úpravou se sice zlepší otěrové vlastnosti, ale to má za následek zhoršení mechanických vlastností. Snahou je tedy zlepšit mechanické vlastnosti při zachování vlastností otěrových. Toho bylo docíleno několika způsoby. Představme si alespoň nejpoužívanější z nich.

Jednou z metod je sequential irradiation (sekvenční ozařování), která spočívá rozdělení v ozařování na několik dávek. Po každé dávce následuje tepelná úprava, ve většině případů se používá AN. Tento proces má za následek větší zesítnění a menší zůstatek zbytkových radikálů za cenu minimálních ztrát mechanických vlastností.

Roku 1981 byl v tehdejší Československu patentován způsob, ve kterém jsou přebytečné nežádoucí radikály odstraněny pomocí přimíchání stabilizátoru do materiálu UHMWPE. Tento způsob se nazývá ozařování UHMWPE smíchaného s vitaminem E (blending with vitamin E). Metoda spočívá v přimíchání vitaminu E do materiálu v koncentraci okolo 0,1 % a následném ozáření, což způsobí zesítnění. Následuje opět tepelná úprava, která stejně jako vitamin E odstraňuje přebytečné radikály, proto se na tepelnou úpravu u této metody nemusí brát takový zřetel jako v předchozí metodě. Můžeme tedy říci, že vitamin E působí také jako antioxidant. Posledním krokem je sterilizace a zabalení do sterilního obalu, aby se zabránilo oxidaci případných zbytkových radikálů s okolní atmosférou. Žádný jiný stabilizátor než vitamin E není v současné době schválen. [28,30]

Další způsob výroby náhrady III. generace je podobný výrobě vysoce síťovaných náhrad II. generace s tím rozdílem, že po zesítnění probíhá ponoření do roztoku vitaminu E, který za zvýšených teplot difunduje do materiálu UHMWPE, viz obr. 27. Zároveň se tímto procesem materiál zbaví zbytkových radikálů.



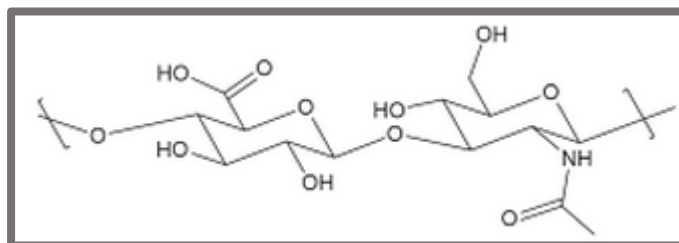
Obr. 27 Vitaminová lázeň umístěná v peci [28]

Mazání UHMWPE

Ke snížení vzniku otěrových částic a k prodloužení životnosti se materiály opatřují povrchem, který pomáhá k utváření mazacího filmu. Mazací film je závislý na drsnosti povrchu. Materiál UHMWPE se opracovává na relativně velkou drsnost cca 0,1 μm , což odpovídá meznímu mazání. [28]

UHMWPE/HA

Jednou ze skupiny povlaků materiálu UHMWPE jsou povlaky na bázi hyaluronanu. Tyto povlaky byly navrženy tak, aby s pomocí synoviální tekutiny zajišťovaly přirozenou lubrikaci kloubu. Hyaluronan (dále jen HA) byl poprvé izolován roku 1934 ve formě kyseliny hyaluronové vědci Karlem Mayerem a Johnem Palmerem z Kolumbijské univerzity. [28]



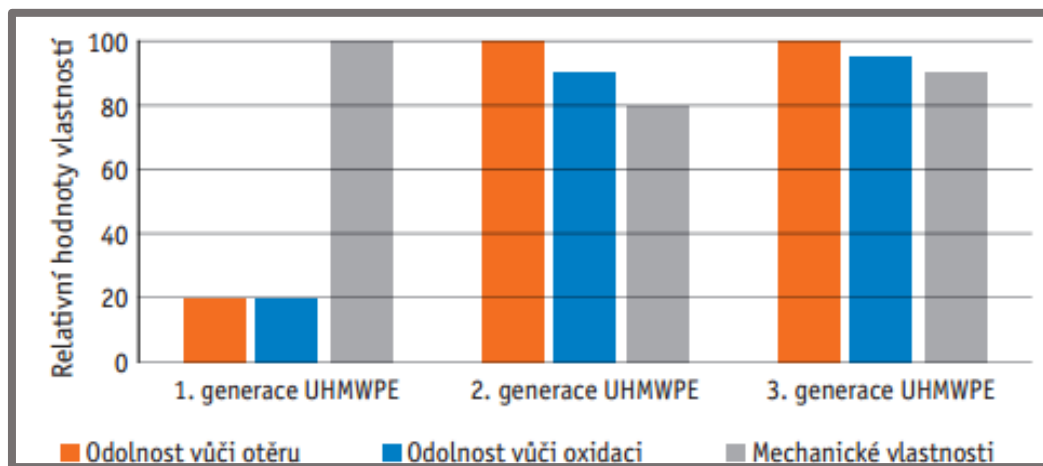
Obr. 28 Řetězec HA [28]

HA se vyznačuje několika vlastnostmi, díky kterým si vydobyl místo na poli povlaků materiálu UHMWPE. HA je velmi hydrofilní a to tak, že jeho hydrodynamický objem, může být v hydratovaném stavu až 1000krát větší než ve stavu základním. Další z vlastností je viskoelasticita, která je způsobena hydroxylovou skupinou ($-\text{COOH}$), vyskytující se v každé jednotce disacharidu. V prostředí tělního pH probíhá disociace hydroxylové skupiny, čímž poskytne aniontovou část, která se naváže na zbytek řetězce HA. Výsledkem je dlouhý řetězec HA. Tento HA v synoviální tekutině společně s proteiny proniká na povrch chrupavky a vzniká vrstva tlustá 0,1-0,2 μm , která má skvělé lubrikační vlastnosti. Tato vrstva má při malém mechanickém zatížení vysokou viskozitu a po zvětšení zatížení se tato vrstva stane vysoce elastickou a skvěle přenáší napětí, které se přemění na elastickou deformaci. Další z předností je, že HA je vysoce biokompatibilní. [28]

Jelikož míchání hydrofilního polymeru HA a hydrofobního polymeru UHMWPE neprobíhá samovolně, jejich spojení probíhá v několika krocích. První z nich je silylace, při které dochází k nahrazení prvku (-H) či skupiny (-COOH) jinou skupinou. Druhým krokem je zvýšení pórovitosti materiálu UHMWPE, která probíhá za sníženého tlaku a zvýšené teploty. Následuje síťování, při kterém se materiál HA naváže na pórovitou strukturu UHMWPE. Nyní již můžeme mluvit o materiálu UHMWPE/HA. Tento materiál prochází již jen hydrolýzou a následným vystavením velkého tlaku. [28]

Shrnutí UHMWPE

Od 50. let minulého století urazil vývoj polyetylenových náhrad dlouhou cestu. Od nezdařilých teflonových pokusů až po nejmodernější polyetylenové materiály III. generace s vitaminem E. Hlavním problémem polyetylenových kyčelních náhrad jsou otěrové částice a oxidativní degradace či ztráta mechanických vlastností za cenu vylepšení vlastností otěrových. Srovnání jednotlivých generací můžeme vidět na obr. 29.



Obr. 29 Srovnání vlastností otěrových, oxidativních a mechanických u I., II., III. generace [30]

Materiály II. a III. generace UHMWPE jsou někdy označovány jako zlatý standard a to díky jeho poměru cena/kvalita. Tento materiál se v drtivé většině používá na acetabulární komponentu kyčelní náhrady, ale má využití i u náhrad dalších velkých kloubů, jako jsou například kolenní, ramenní nebo také loketní kloub.

3.2.2.4 Totální náhrady keramika – keramika

3.2.1.4

Stykem keramiky na keramiku je dosaženo nejen skvělých otěrových vlastností, ale i vlastností pevnostních a mechanických. Tyto vlastnosti jsou lepší vlastnosti než u styku polyetylen-kov, ale keramické materiály velice trpí na namáhání v ohybu.

V dnešní době se používají tři různé materiály a to korundová keramika na bázi Al_2O_3 , které jsou někdy označovány jako keramické náhrady I. generace. II. generací se nazývají materiály, které se jsou ze zirkonové keramiky ZrO_2 a nejmladší jsou keramické materiály III. generace v zastoupení biokeramiky.

Korundová keramika je polykrystalická keramika získávaná spečením prášku oxidu hlinitého za teploty 1600 °C a zvýšeného tlaku. Tímto procesem získáváme chemicky neaktivní materiál. Výroba zirkonové keramiky probíhá podobným způsobem s tím rozdílem, že je nutná jistá chemická stabilizace. Keramika musí splňovat mnoho kritérií, kterými jsou například zrnitost menší než 2 µm, čistota, hustota a tvrdost. Youngův modul keramiky dosahuje až dvojnásobných hodnot oproti nerezavějící oceli.

Tab. 2 Srovnání úbytku materiálu za rok používání [39]

Materials for Cup-on-Head	Wear Volume (mm ³ / year)
UHMWPE-on-Metal	56
Cross linked UHMWPE-on-Metal	2.8
MOM	0.9
COC	0.004

Keramika ovšem nemá jen pozitivní vlastnosti. K negativům, která se pojí s tímto materiálem, patří především křehkost, což je Achillova pata keramických náhrad. Proto keramické náhrady podléhají přísné kontrole kvality, protože sebemenší nedokonalost dokáže výrazně snížit odolnost proti křehkému lomu. Pro zvýšení bezpečnosti se z tohoto důvodu používají i větší rozměry acetabulární a femorální náhrady. Dnes se nejvíce používají femorální náhrady s velikostí hlavičky 32 mm v průměru, v některých případech 28 mm. Z toho plynou i omezení, která musí pacient dodržovat, aby se vyvaroval poškození implantátu. Další nežádoucí jev při použití keramické TEP je jev zvaný squeaking. Squeaking je akustický projev pohybu kyčelního kloubu podobný skřípání.

Využití keramiky jako materiálu pro kyčelní náhrady má své kořeny v Evropě i v Asii. Za Evropu to byl ve spolupráci s firmou Ceraver Inc. francouzský chirurg Pierre Boutin. Mezi lety 1971-1972 popisoval klinické výsledky keramických totálních náhrad a je považován za průkopníka na poli keramických náhrad. Za Asii to byl Shikata z Japonska, který roku 1977 představil koncept keramické femorální hlavičky ve styku s acetabulárním UHMWPE. [36]

I. generace keramických náhrad

Za vývojem keramické totální náhrady kyčelního kloubu I. generace, tj. monolitické keramické acetabulární části a keramické femorální hlavičky, která je připevněna na ocelový dřík, stojí francouzský profesor ortopedie Sedel a Němec Mittelmeier. Acetabulární komponenta Sedela i Mittelmeiera se implantovala do pánve bez kostního cementu, takže se musela upevňovat pomocí šroubů či hrotů. V 80. letech se ve velké míře zkoušely různé designy a variace těchto náhrad, ale nejvíce se osvědčila Mittelmeierova náhrada, které se někdy říká Autophor.

Autophor či Mittelmeierova náhrada trpěla na ukotvení acetabulární části, což byla nejčastější příčina selhání. U tohoto selhání se do jisté míry podepsala chemická

neaktivnost implantátu a to tím, že jamka neměla tendenci se nijak vázat do okolní kosti. Výroba a implantace těchto náhrad skončila roku 1991. [28, 36]

II. generace keramických náhrad

II. generací keramických TEP se nazývají keramiky na bázi zirkonia. Jako první s nápadem využití oxidu zirkonia v oblasti medicíny přišla roku 1969 dvojice Helmer a Driskell, ale s aplikací přišel až Christel. Jak bylo zmíněno u zirkonové keramiky, je nutná chemická stabilizace. Toho bylo v prvopočátcích dosaženo kombinací např. $\text{ZrO}_2 - \text{MgO}$, $\text{ZrO}_2 - \text{CaO}$, $\text{ZrO}_2 - \text{Y}_2\text{O}_3$. V následujících letech se však výzkum zaměřil na keramiku ze zirkonia s příměsí oxidu yttria. Těmto sloučeninám se říká tetragonální polykrystaly zirkonia (TZP-Tetragonal Zirconia Polycrystals), někdy jsou označovány jako Y-TZP pro zdůraznění stabilizace pomocí yttria. [38,39,41]

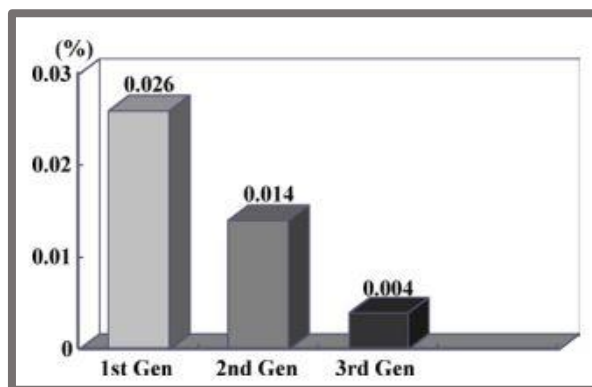
Tab. 2 Srovnání mechanických vlastností Al_2O_3 , ZrO_2 a Y-TZP [41]

Property	Units	Alumina	Mg-PSZ	TZP
Chemical composition		99.9% Al_2O_3 + MgO	ZrO_2 + 8 ÷ 10 mol % MgO	ZrO_2 + 3 mol % Y_2O_3
Density	g cm^{-3}	≥ 3.97	5.74–6	> 6
Porosity	%	< 0.1	—	< 0.1
Bending strength	MPa	> 500	450–700	900–1200
Compression strength	MPa	4100	2000	2000
Young modulus	GPa	380	200	210
Fracture toughness K_{IC}	$\text{MPa m}^{-1/2}$	4	7–15	7 – 10
Thermal expansion coeff.	K^{-1}	8×10^{-6}	$7\text{--}10 \times 10^{-6}$	11×10^{-6}
Thermal conductivity	W m K^{-1}	30	2	2
Hardness	HV 0.1	2200	1200	1200

III. generace keramických náhrad

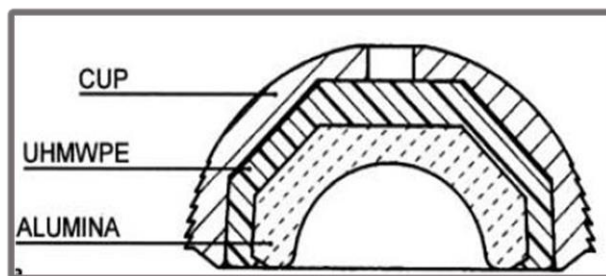
Nejmladší z keramických TEP je III. generace, do které patří náhrady HIP (hot-isostatic hipping), někdy označovány pod obchodním názvem BIOLOX forte. BIOLOX forte byl vyvinut roku 1995 německou firmou CeramTech Inc. Oproti předešlým generacím vykazuje výrazné zlepšení otěrových vlastností. [36]

Tyto náhrady se vyrábějí převážně ve dvou provedeních femorální hlavice a to 28 mm a 32 mm v průměru. Náhrady o velikosti 28 mm měly o něco menší spolehlivost než 32 mm. Procenta selhání 0,004 %, které můžeme vidět na obr. 30, bylo dosaženo právě s průměrem femorální hlavice 32 mm. [37,38]

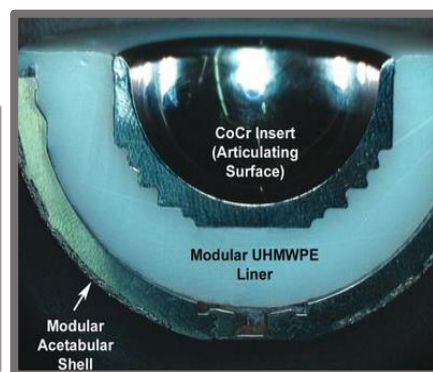


Obr. 30 Porovnání selhání náhrad v % po 7 letech používání [36]

Firma CeramTech Inc. zkoušela typ acetabulární části TEP zvaný sandwich spočívající vložení materiálu UHMWPE mezi část přiléhající na pánevní kost a část, která je ve styku s femorální hlavicí. Tento koncept převzaly nezávisle na sobě dvě firmy a vznikly dva odlišné designy těchto acetabulárních částí. Těmito firmami byly Zimmer Inc. a Biomet, nicméně roku 2003 byl vývoj zastaven.



Obr. 31 Schematický náčrtek náhrad typu sandwich [38]



Obr. 32 Náhrada typu sandwich[28]

Keramické náhrady dnes

Následovníkem náhrad BIOLOX Forte se staly roku 2001 keramické náhrady BIOLOX delta. BIOLOX delta je kompozitní materiál, kde jako matrice slouží materiál TZP obohacený o sloučeniny SrO , Y_2O_3 a Cr_2O_3 . Oxid stroncia v této sloučenině slouží k usměrnění vláken matrice, čímž je dosažena větší pevnost. Yttrium zde slouží opět ke stabilizaci zirkonové části. Sloučenina chromu poskytuje celku zvýšenou tvrdost a zároveň propůjčuje komponentám charakteristickou narůžovělou barvu. K roku 2014 bylo implantováno 3,8 milionů femorálních hlavice a 1,5 milionů acetabulárních vložek. [37]



Obr. 33 TEP BIOLOX delta s acetabulární jamkou [37]

Tyto náhrady se vyrábějí v nejmenší velikosti femorální hlavice 28 mm v průměru a největší 36 mm. Velikost se volí většinou podle původního prostoru acetabulární jamky. Femorální hlavice je opět připevňována na normalizovaný dřík. [38.40]

3.2.3 Vývoj modulárních dříků pro totální náhrady

3.2.3

Firma Zimmer roku 1984 představila dosud nevídaný tvar necementovaného femorálního dříku části totální náhrady zvaný MAYO. Tento tvar nabízí minimální zásahy do kosti, čímž zkracuje dobu hojení a snižuje bolesti spojené s operací.



Obr. 34 Dřík MAYO [41]



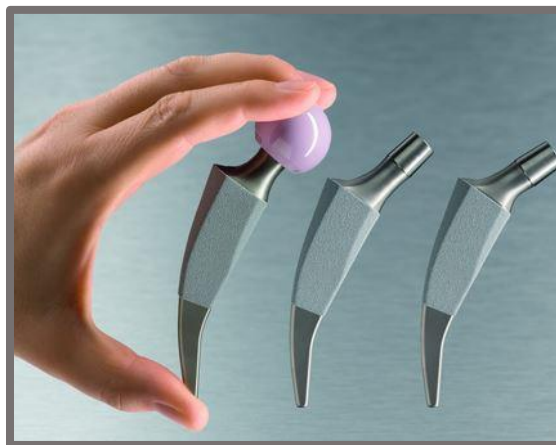
Obr. 35 Umístění dříku MAYO v kosti [41]

Zásluhy za vývoj tohoto implantátu jsou přisuzovány D. F. Morreymu. Úspěšnost nošení této náhrady se pohybuje okolo 97,5 %. Svůj název tento implantát dostal podle kliniky Mayo v USA, kde byl poprvé použit. [41]

Tento tvar dříku získal na popularitě a stal se základem pro dříky typu Nanos a Metha. Pro všechny tyto náhrady je charakteristický krátký a relativně rovný profil stopky zabíhající do kosti. [42]



Obr. 36 Dřík Nanos [42]



Obr. 37 Dřík Metha [42]

3.3 Mazání, tření a opotřebení

3.3

V prvopočátcích endoprotetiky tehdejší stav poznání nedovoloval kvantifikovat či určit míru mazání a s tím související tření stykových ploch implantátu, které má velký vliv na opotřebení náhrad. S vývojem náhrad se vyvíjela i tato vědní disciplína, která má za úkol kvantifikaci těchto faktorů. Mazání v kyčelním kloubu je zajištěno díky synoviální tekutině. Díky znalosti režimu mazání je možno odhadnout koeficient tření.

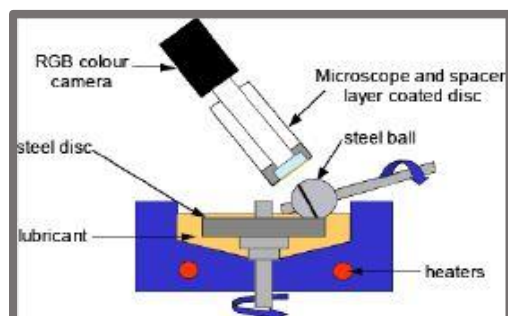
Tab. 3 Režimy mazání a k nim odpovídající koeficient tření μ [45]

Mode of lubrication	Representative μ
Dry	0.1-2
Boundary	0.07-0.15
Mixed	0.01-0.1
Fluid-film	0.001-0.02

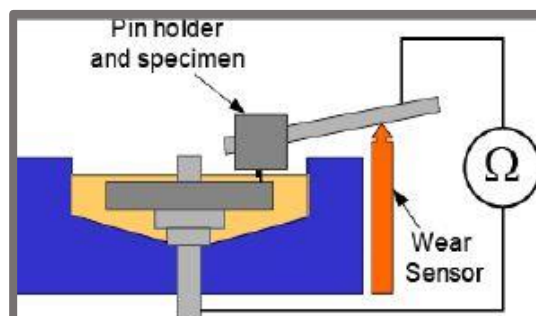
Jedním z prvních, kdo se zabýval kvantifikací otěru a zatížení náhrad, byli páni A. Unsworth a J. O'Kelly, kteří v druhé polovině 50. letch představili kyvadlový měřicí přístroj (pendulum machine) umožňující přímé měření koeficientu tření μ a dovoluje jak statické, tak i dynamické zatěžování. [45]

Velký rozvoj zkoumání tribologických vlastností začal v 70. letech minulého století a s tím začal i rozvoj zkušebních přístrojů, které se dají rozdělit do 4 hlavních skupin:

- pin-on-disk přístroje,
- pin-on-plate přístroje,
- ball-on-disk přístroje,
- kloubní simulátory.



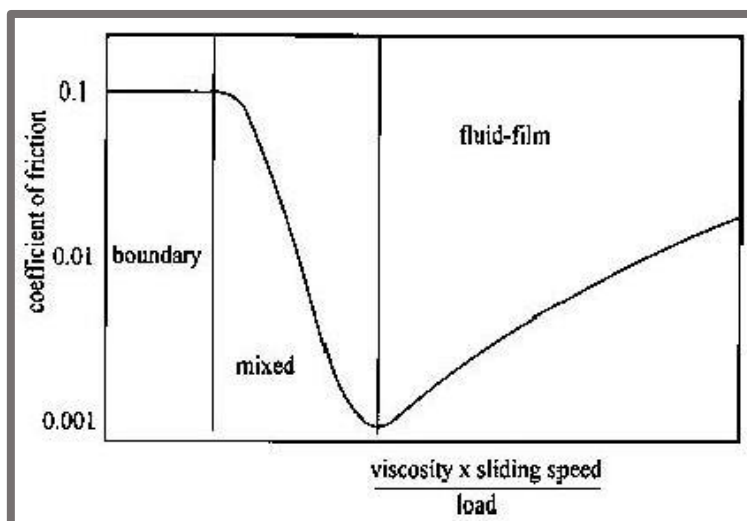
Obr. 38 Přístroj typu ball-on-disk [53]



Obr. 39 Přístroj typu pin-on-disk [53]

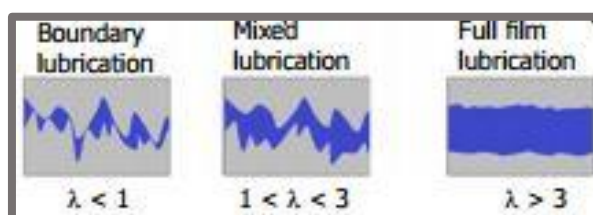
Přístroje pin-on jsou relativně levné a jednoduché na obsluhu, nicméně neposkytují tak přesné výsledky jako simulátory, protože nezahrnují všechny aspekty proměnlivosti zatížení či měnící se módy lubrikace. [45]

Dalším způsobem, jak kvalifikovaně odhadnout třecí koeficient a režim mazání, je pomocí Stribeckovy křivky, kterou můžeme vidět na obr. 40, přičemž výraz určující polohu x-ové souřadnice je označován jako Sommerfeldovo číslo.



Obr. 40 Stribeckova křivka [45]

Každému z těchto režimů přísluší tzv. lambda poměr neboli parametr mazání, viz obr. 41, díky kterému se dá odhadnout minimální mazný film, který se vyskytuje mezi pohybujícími se plochami.



Obr. 41 Režimy mazání a jim příslušící parametry mazání s grafickou vizualizací [48]

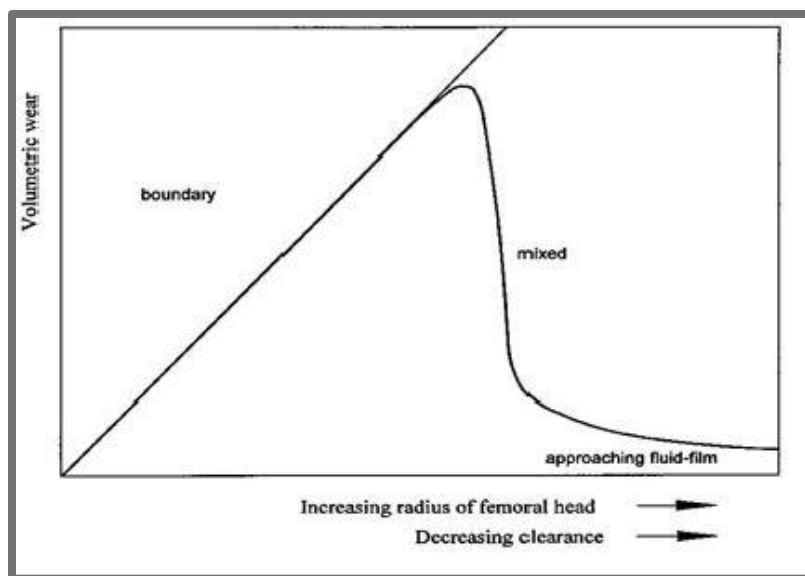
Závislost mezi parametrem mazání lambda a minimálním mazacím filmem je definován takto:

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\sqrt{Ra_1^2 + Ra_2^2}}$$

kde Ra_1 a Ra_2 jsou drsnosti povrchu stykových ploch.

3.3.1 MOM

Mezi faktory, které ovlivňují koeficient tření, patří dobrá kulovitost, velikost rádia femorální hlavice nebo čistota a kvalita stykového povrchu. Závislost těchto faktorů můžeme pozorovat na obr. 42. Pokud tedy bude rádius femorální náhrady velmi malý a nerovnost na stykové ploše velký, režim mazání nebude nikdy jiný, než mezný. K tomuto závěru dospěl Chan a jeho tým. [47]



Obr. 42 Efekt velikosti rádia femorální hlavičky a velikost nerovností na režim mazání [45]

Mazací film vyskytující se ve styku MOM se pohybuje v rozmezí 10-200 nm pro femorální hlavičku velkou 28 mm v průměru, což odpovídá smíšenému či kapalinovému mazání. Těchto výsledků je dosaženo hlavně díky kvalitě povrchu. V počátku vývoje MOM totálních náhrad drsnost povrchu dosahovala hodnot v rozmezí 70-100 nm, nicméně díky zlepšujícím se materiálům a jejich následném opracování se dnes tato drsnost pohybuje mezi 20-40 nm. [47]

3.3.2

3.3.2 MOP

Na základě výsledků zkoušek ze 70. let 20. století bylo předpovězeno ve styku kov-polymer mezní či smíšené mazání. Nicméně další zkoušky prováděné dvojicí Unsworth a Scholes pro femorální hlavičku velkou v průměru 28 mm, změřili koeficient tření v rozmezí 0,02 – 0,06, což odpovídá pouze smíšenému mazání. Měření odpovídalo Stribeckově křivce. [47,49]

3.3.3

3.3.3 COP

Teoretický i experimentální studie indikují pro styk keramika-polyetylen smíšený režim mazání.

3.3.4

3.3.4 COC

Výsledky testů styku keramika-keramika vykazují největší citlivost na okolní podmínky. Například v testech na přístrojích pin-on-disk byl zjištěn třecí součinitel v rozmezí 0,1-0,75 a v destilované vodě tato hodnota třecího součinitele dosahovala průměrně hodnot 0,07. [45,48]

V. Saikko a H. G. Pfaff prováděli podobné experimenty na kloubních simulátorech s 28 mm velkou femorální hlavičkou ve vodě. Střední hodnota měřeného třecího součinitele byla 0,007. Dalšími experimenty s různými druhy lubrikantů dosahovali Scholes a Unsworth hodnot v rozmezí 0,001- 0,06, což odpovídá kapalinovému mazání. Tyto experimenty byly rovněž prováděny s femorální hlavičkou velkou 28 mm v průměru. [48]

3.3.5 COM

3.3.5

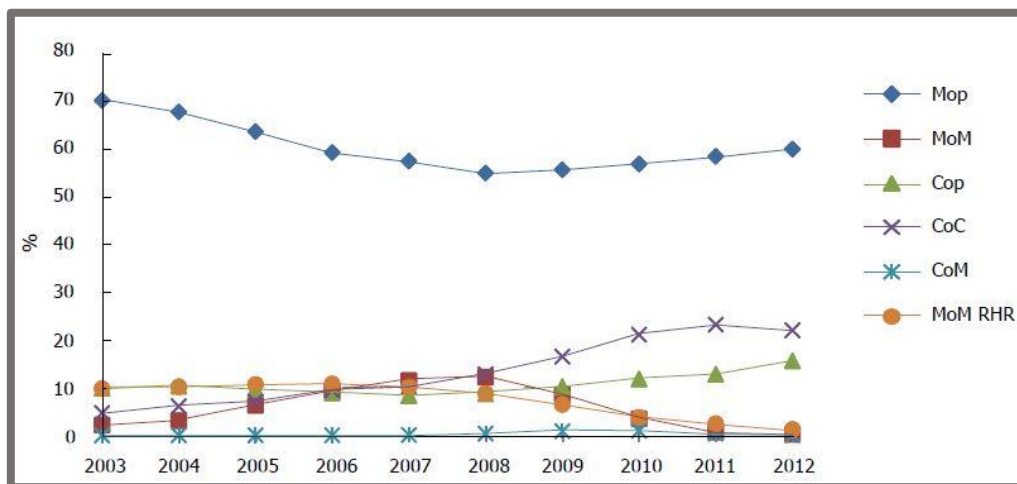
Nejmladší ze zmíněných kombinací je styk kovového acetabula a femorální keramické hlavice. Tento styk využívá přednosti těchto dvou materiálů a eliminuje jejich nedostatky. Například výhodou oproti MOM totálních náhrad je absence vzniku metalózy, což je asi největší problém náhrad styku MOM. V případě COC náhrad je výhoda v odstranění křehkosti acetabulární části této totální endoprotézy.

Firkins prováděl testy s femorální hlavicí velkou 28 mm v průměru na kloubním simulátoru a dospěl k velice dobrým výsledkům. Úbytek materiálu této náhrady dosahoval $0,01 \text{ mm}^3/10^6$ cyklů, což ve srovnání méně než styku COC, jejichž hodnota se pohybovala v hodnotách $0,08 \text{ mm}^3/10^6$ cyklů. V případě MOM dosahoval úbytek materiálu $1,23 \text{ mm}^3/10^6$ cyklů. [48,46]

Parametr mazání lambda se pohybuje u těchto materiálů přibližně na hodnotě 2,97, což odpovídá kapalinovému mazání, díky tomu dochází k tak malému opotřebení.

4. DISKUZE

Jak bylo zmíněno, zlatým standardem je vysoce síťovaný polyetylen s následnou tepelnou úpravou ve spojení s kovovou femorální hlavici (MOP). Nicméně v posledních letech se stále více využívá styk COC, pokud chceme být konkrétnější, nynější tendence je v operování implantátu typu BIOLOX Delta. Vývoj trendu mezi lety 2003-2012 můžeme vidět na obr. 43. [48]



Obr. 43 Trend implantování totálních náhrad mezi lety 2003-2012 [48]

Dle mého soudu, budoucnost totálních náhrad patří styku keramika-keramika, zvláště pak u mladých pacientů má tato náhrada velkou perspektivu. Totální náhrady COC patří mezi finančně náročnější, přesto si myslím, že s vývojem nových technologií, které umožní levnější a kvalitnější výrobu, se tento typ stane dostupnější pro širší veřejnost.

Na obr. 43 lze možno vidět, že náhrady typu kov-kov jsou v posledních letech ve velkém útlumu. Náhrady MOM sice vykazují skvělé otěrové i mechanické vlastnosti, ale na druhé straně je tu zmíněna nežádoucí metalóza, která může mít v některých případech katastrofální důsledky. Ustupující trend těchto implantátů shledávám jako správný krok.

Jako alternativu náhrady kov-kov bych doporučil femorální hlavici z oxinia. Je to relativně mladý materiál, který kombinuje výhody kovových a keramických endoprotéz, a odstraňuje jejich zásadní problémy. U keramických náhrad jeho křehkost a u kovových implantátů uvolňování iontů. Dlouhodobé klinické výsledky nebyly u tohoto mladého materiálu dosud evidovány, a proto čas ukáže, jak se osvědčí tento typ náhrad s dobrým potenciálem.

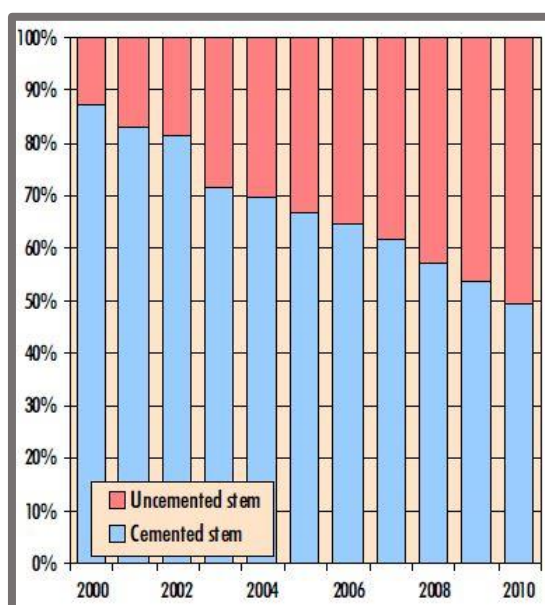
S druhem stykových materiálů totální náhrady je bezpochyby spjata i velikost femorální hlavice. Například na polyetylenové materiály nemůže být použit malý průměr, protože by to výrazně snížilo trvanlivost endoprotézy. Další faktor, který je vázán na průměr femorální hlavice, je rozsah pohybu. Například pro 28 mm velkou femorální hlavici je rozsah pohybu 140°. Trend používání různých průměrů mezi lety 2003-2012 je zobrazen na obr. 44.



Obr. 44 Trend velikosti průměru femorální hlavice mezi roky 2003-2012 [48]

Podle mého názoru neexistuje ideální jednotný rozměr jak acetabulární, tak i femorální komponenty. Každému pacientu podle jeho váhy, výšky, velikosti pánve, femorální kosti a dalších parametrů by měla náležet jiná velikost. Zakázková výroba pro každého pacienta by se však velmi prodražila, proto si myslím, že se bude pokračovat v současném trendu, nicméně se rozšíří rozměrové portfolio.

Po vynalezení kostního cementu a jeho zavedení do praxe získaly cementované náhrady rychle na popularitě. Tyto náhrady sice zpočátku vykazovaly dobré ukotvení v kosti, ale po letech používání se některé náhrady začaly uvolňovat. Toto z velké míry řeší necementované náhrady, které jsou uzpůsobené k tomu, aby kost tímto implantátem prorostla a tím ji ukotvila. Nynější tendence je používání právě necementovaných endoprotéz zvláště pak u mladších pacientů, u kterých se předpokládá dobrá schopnost regenerace kosti.



Obr. 45 Vývoj používání ne/cementovaných náhrad [53]

5. ZÁVĚR

Cílem této rešeršní práce bylo zpracování současného stavu poznání v oblasti historického vývoje umělých náhrad kyčelního kloubu se zaměřením zejména na parametry materiálů třecích dvojic a na procesy tření, mazání a opotřebení.

Při mapování počátků historie umělých kyčelních kloubů se vyskytl problém se špatně dostupnou literaturou, která se buď nedochovala z důvodu ztráty během světových válek, nebo se neuchovala z jiného důvodu. Při vyhledávání dat posledních průzkumů jsem se potýkal s opačným problémem, který spočíval v přemíře prací věnující se tribologii totálních náhrad, které pracovaly s různými vstupními parametry jako například velikost, druh hlavice femuru či druh mazací tekutiny. Pro srovnání v poslední kapitole byla věnována pozornost pouze jednomu průměru femorální hlavice a to 28 mm.

6. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] Early Attempts at Hip Arthroplasty: 1700s to 1950s. 2005. In: GOMEZ, Pablo F a Jose A MORCUENDE. *The Iowa orthopaedic journal*. The University of Iowa: University of Iowa, s. 25–29. ISSN 1541-5457. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1888777/pdf/IowaOrthopJ-25-025.pdf>
- [2] HERNIGOU, Philippe. 2013. Earliest times before hip arthroplasty: from John Rhea Barton to Themistocles Glück. *International Orthopaedics*. **37**(11): 2313-2318. DOI:10.1007/s00264-013-2004-4. ISSN 0341-2695. Dostupné také z: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3824904/pdf/264_2013_Article_204.pdf
- [3] Chlumský Vítězslav. 2003. *Zdraví a Zdravotnictví* [online]. [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: <http://www.zdrav.cz/modules.php?op=modload&name=News&file=article&sid=1820>
- [4] KNIGHT, Stephen Richard, Randeep AUJL a Satya Prasad BISWAS. 2011. Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews* [online]. **2011**(3:e16) [cit. 2015-02-24]. DOI: 10.4081/or.2011.16. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3257425/pdf/or-2011-2-e16.pdf>
- [5] Chronology of Total Hip Joint Replacement and Materials Development. 2005. In: *Trends in biomaterials*. Poojapura: Society for Biomaterials and Artificial Organs, s. 15-26. ISSN 0971-1198. Dostupné také z: <http://www.angelfire.com/space2/trends/pdf/19-1-15-26.pdf>
- [6] HERNIGOU, Philippe. 2014. Smith–Petersen and early development of hip arthroplasty. *International Orthopaedics*. **38**(1): 193-198. [3]10.1007/s00264-013-2080-5. ISSN 0341-2695. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00264-013-2080-5>
- [7] BRAND, Richard A., Michael A. MONT a M. M. MANRING. 2011. Biographical Sketch: Themistocles Gluck (1853–1942). *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. **469**(6): 1525-1527. DOI: 10.1007/s11999-011-1836-8. ISSN 0009-921x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-011-1836-8>
- [8] Súčasné tendence vo vývoji totálnych náhrad bedrového kĺbu so zreteľom na necementované endoprotézy. 2000. *Časopis SAV*. **2000**(4): 183-189. Dostupné také z: <http://www.sav.sk/journals/rheum/full/rh400c.pdf>
- [9] TREBŠE, Rihard a Anže MIHELIČ. 2012. Joint Replacement: Historical Overview. *Infected Total Joint Arthroplasty*. London: Springer London, (1): 7-11. DOI: 10.1007/978-1-4471-2482-5_2. ISBN 978-1-4471-2481-8.

- [10] STILLWELL, William Thomas. 2013. A History of Hip Replacement Surgery. In: *Revision total hip arthroplasty*. S.l.: Springer, ix-xxv. DOI: 0.1007/978-1-4612-1406-9. ISBN 9781461271314
- [11] SURYAWANSHI, Ashish, Pradeep BHOSALE a Amber MITTAL. 2012. Total hip arthroplasty for failed aseptic Austin Moore prosthesis. *Indian* Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3377140/>
- [12] WHITMAN, ROYAL. 1963. The Reconstruction Operation for Arthritis Deformans of the Hip Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. **31**(1): 10.1097/00003086-196300310-00001. DOI: 10.1097/00003086-196300310-00001. ISSN 0009-921x. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1399816/pdf/annsurg00682-0139.pdf>
- [13] Early development of total hip replacement. 2006. TANSEY, edited by L.A. Reynolds and E.M. Early development of total hip replacement: the transcript of a Witness Seminar held by the Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL, London, on 14 March 2006. London: Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL. ISBN 9780854841110. ISSN 978 085484 1110
- [14] SALVI, Andrea Emilio. 2010. The Innovative Sivash Artificial Total Hip Joint. *The University of Pennsylvania Orthopaedic Journal*. (20).
- [15] SAUVE, P., J. MOUNTNEY, T. KHAN, J. DE BEER, B. HIGGINS a M. GROVER. 2007. Metal ion levels after metal-on-metal Ring total hip replacement: A 30-YEAR FOLLOW-UP STUDY. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. **89-B**(5): 586-590. DOI: 10.1302/0301-620X.89B5.18457. ISSN 0301-620x. Dostupné také z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/89-B/5/586.full.pdf+html>
- [16] LEON, W. 2013. The Thrust Plate Prosthesis : Long-term clinical and radiological results. *Acta Orthop. Belg.* (79): 293-300. Dostupné také z: <http://www.actaorthopaedica.be/acta/download/2013-3/10-Diederix%20et%20al.pdf>
- [17] LONG, William T. 2005. The Clinical Performance of Metal-on-Metal as an Articulation Surface in Total Hip Replacement. *The Iowa Orthopaedic Journal*. **2005**(25): 10–16. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1888778/>
- [18] DUMBLETON, John H. a Michael T. MANLEY. 2005. Metal-on-Metal Total Hip Replacement. *The Journal of Arthroplasty*. **20**(2): 174-188. DOI: 10.1016/j.arth.2004.08.011. ISSN 08835403. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540304006667>

- [19] PRITCHETT, James W. 2010. Charles O. Townley: Design By Reason. 1-9. Dostupné také z: <http://seattlejointsurgeon.com/pdf/journals/townley.pdf>
- Journal of Orthopaedics*. **46**(3): 297-. DOI: 10.4103/0019-5413.96387. ISSN 0019-5413. Dostupné také
- [20] 1990. WAUGH, William. *John Charnley* [online]. London: Springer- Verlag, s. 123-124 [cit.2015-02-25]. ISBN 9783540195870.
- [21] WAUGH, William. 1990. *John Charnley: The Man and the Hip* [online]. London: Springer-Verlag [cit. 2015-02-25]. ISBN 978-354-0195-870. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=G57ZBQAAQBAJ&dq=V.+C.+Binns+hip+joint&hl=cs>
- [22] STANMORE COMPARED WITH CHARNLEY TOTAL HIP REPLACEMENT. 1996. *J Bone Joint Surg Br.* (78): 178-184. Dostupné také z: http://www.boneandjoint.org.uk/highwire/filestream/15662/field_highwire_article_pdf/0/178.full-text.pdf
- [23] The Exeter Hip - Full Case Study. 2011. *The SETsquared Partnership* [online]. [cit. 2015-04-12]. Dostupné z: <http://www.setsquared.co.uk/impact/health-case-studies/exeter-hip/exeter-hip-full-case-study>
- [24] DE JONG, P. T., F. H. R. DE MAN, D. HAVERKAMP a R. K. MARTI. 2009. The long-term outcome of the cemented Weber acetabular component in total hip replacement using a second-generation cementing technique. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. **91-B**(1): 31-36. DOI: 10.1302/0301-620X.91B1.19748. ISSN 0301-620x. Dostupné také z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/91-B/1/31.full.pdf+html>
- [25] LUKÁŠ, Jaroslav a Jaroslav FENCL. 2007. TEP KYČELNÍHO KLOUBU TYP POLDI – TRADIČNÍ VÝROBEK FIRMY BEZNOSKA / TOTAL HIP ENDOPROSTHESIS TYPE POLDI – TRADITIONAL PRODUCT OF BEZNOSKA COMPANY. In: *Ortopedie*. Praha: Medakta, s.r.o., s. 50-55. 6. ISSN 1802-1727. Dostupné také z: http://www.medakta.cz/orto_6_2007.html#6
- [26] BEZNOSKA S.R.O. 2009. Cementovaný dřík TEP kyčelního kloubu – typ Poldi [online]. [cit. 2015-05-08]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/cementovany-drik-tep-kycelniho-kloubu-typ-poldi/>
- [27] ULTRAVYSOKOMOLEKULÁRNÍ POLYETHYLEN PRO KLOUBNÍ NÁHRADY SE ZVÝŠENOU ŽIVOTNOST. 2013. In: *Chemické listy*. Praha: Česká společnost chemická, s. 783-790. ISSN 0009-2770. Dostupné také z: http://www.chemicke-listy.cz/docs/full/2013_10_783-790.pdf

- [28] 2009. KURTZ, Steven M. *UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices*. China: Academic Press, s. 221-234. ISBN 9780123747211.
- [29] POKORNÝ, D., M. ŠLOUF a P. FULÍN. 2012. Současné poznatky o vlivu technologie výroby a sterilizace na strukturu, vlastnosti a životnost UHMWPE v kloubních náhradách. In: *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSL*. Praha: Galén, spol. s r.o., s.213 - 221.
- [30] Nové typy a generace UHMWPE pro kloubní náhrady. 2013. *Ortopedie*. (7): 22-27. Dostupné také z: http://kramerus.medvik.cz/search/nimg/IMG_FULL/uuid:1a45705e-69cc-11e3-93fe-d485646517a0
- [31] HOLLOWAY, Julianne L., Anthony M. LOWMAN, Mark R. VANLANDINGHAM a Giuseppe R. PALMESE. 2013. Chemical grafting for improved interfacial shear strength in UHMWPE/PVA-hydrogel fiber-based composites used as soft fibrous tissue replacements. *Composites Science and Technology*. 2013(vol. 85): 118-125. DOI: 10.1016/j.compscitech.2013.06.007. ISSN 02663538. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266353813002388>
- [32] BROCKETT, Claire, Sophie WILLIAMS, Zhongmin JIN, Graham ISAAC a John FISHER. 2007. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 81B(2): 508-515. DOI: 10.1002/jbm.b.30691. ISSN 15524973.
- [33] SONNTAG, R., J. REINDERS a J.P. KRETZER. 2012. What's next? Alternative materials for articulation in total joint replacement. *Acta Biomaterialia*. 8(7): 2434-2441. DOI: 10.1016/j.actbio.2012.03.029. ISSN 17427061. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706112001249>
- [34] DR. JAMES RECTOR & HIP RESURFACING. 2007. *HISTORY OF HIP RESURFACING* [online]. [cit. 2015-03-14]. Dostupné z: http://www.coloradohipresurfacing.com/English/BHR_History/history.html
- [35] YOO, Jeong Joon, Young-Min KIM, Kang Sup YOON, Kyung-Hoi KOO, Won Seok SONG a Hee Joong KIM. 2005. Alumina-on-Alumina Total Hip Arthroplasty A Five-Year Minimum Follow-up Study. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 87(3): -. DOI: 10.2106/JBJS.D.01753. ISSN 0021-9355.
- [36] Ceramic Total Hip Arthroplasty in the United States: Safety and Risk Issues Revisited. 2008. *Am J Orthop*. (37). Dostupné také z: http://www.obgynnews.com/fileadmin/qhi_archive/ArticlePDF/AJO/037020E26.pdf

- [37] CERAMTECH. 2012. BIOLOX®delta: The Fourth Generation of Ceramics. Dostupné také z: https://www.ceramtec.com/files/mt_bioloX_delta_en.pdf
- [38] AL-HAJJAR, M., J. FISHER, J. L. TIPPER, S. WILLIAMS a L. M. JENNINGS. 2013. Wear of 36-mm BIOLOX(R) delta ceramic-on-ceramic bearing in total hip replacements under edge loading conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. **227**(5): 535-542. DOI: 10.1177/0954411912474613. ISSN 0954-4119. Dostupné také z: <http://pih.sagepub.com/content/227/5/535.long>
- [39] VON SCHEWELOV oxide ceramic femoral head: A RANDOMISED ROENTGEN STEREOPHOTOGRAMMETRIC STUDY. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. **87-B**(12): 1631-1635. DOI: 10.1302/0301-620X.87B12.16873. ISSN 0301-620x. Dostupné také z: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/87-B/12/1631.full.pdf+html>
- [40] NAVARRO, M, A MICHIARDI, O CASTANO a J.A PLANELL. 2008. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of The Royal Society Interface*. **5**(27): 1137-1158. DOI: 10.1098/rsif.2008.0151. ISSN 1742-5689. Dostupné také z: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsif.2008.0151>
- [41] ZIMMER. 2003. Zimmer® MAYO® Conservative Hip Prosthesis [online]. [cit. 2015-04-22]. Dostupné z: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/hip/Zimmer-MAYO-Conservative-Hip-Prosthesis-Surgical-Technique-97-8026-102-00-Rev-2-05-2006>.
- [42] GERACI, Alessandro. 2013. Rational in the Preservation of the Femoral Neck in Patients with High Functional Demands. Always or Almost Always? *Orthopedic*. **02**(03): -. DOI: 10.4172/2161-0533.1000134. ISSN 21610533. Dostupné také z: <http://omicsonline.org/rational-in-the-preservation-of-the-femoral-neck-in-patients-with-high-functional-demands-always-or-almost-always-2161-0533-2-134.pdf>
- [43] 2011. KNAHR, Karl. *Tribology in total hip arthroplasty* [online]. New York: Springer, s. 60-68,163-202 [cit.2015-02-25]. EFORT reference in orthopaedics and traumatology. ISBN 364219429x.
- [44] 2014. AFFATATO, Saverio. *Perspectives in total hip arthroplasty: advances in biomaterials and their tribological interactions* [online]. Cambridge, UK: Woodhead Publishing, s. 12-24 [cit. 2015]. ISBN9781782420316.
- [45] NEW JOINTS FOR THE MILLENNIUM:: WEAR CONTROL IN TOTAL REPLACEMENT HIP JOINTS. 2001. *Proc Inst Mech Eng H*. (215): 335-358.

- [46] 2012. *Recent advances in arthroplasty*. Rijeka: InTech, s. 163-210. ISBN 978-953307-990-5. 2004. MACDONALD, Sigrid. *Getting Hip: Recovery from a Total Hip Replacement*. Bloomington: AuthorHouse, s. 38-43. ISBN 9781418478377.
- [47] PEZZOTTI, Giuseppe a Kengo YAMAMOTO. 2014. Artificial hip joints: The biomaterials challenge. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. **31**(3-20): 3-20. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2013.06.001. ISSN 17516161. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616113002087>
- [48] PUCCIO, Francesca Di. 2015. Biotribology of artificial hip joints. *World Journal of Orthopedics*. **6**(1): 77-91. DOI: 10.5312/wjo.v6.i1.77. ISSN 2218-5836. Dostupné také z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4303792/pdf/WJO-6-77.pdf>
- [49] UNSWORTH, A. 1995. Recent developments in the tribology of artificial joints. *Tribology International*. **28**(7): 485-495. DOI: 10.1016/0301-679X(95)00027-2. ISSN 0301679x.
- [50] GHOSH, Subir, Dipankar CHOUDHURY, Nabangshu Shekhar DAS a Belinda PINGGUAN-MURPHY. 2014. Tribological role of synovial fluid compositions on artificial joints - a systematic review of the last 10 years. *Lubrication Science*. **26**(6): 387-410. DOI: 10.1002/lis.1266. ISSN 09540075.
- [51] AFFATATO, S., M. SPINELLI, M. ZAVALLONI, C. MAZZEGA-FABBRO a M. VICECONTI. 2008. Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. *Medical Engineering*. **30**(10): 1305-1317. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.07.006. ISSN 13504533. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308001318>
- [52] UNSWORTH, A. 2006-1-1. Tribology of artificial hip joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. **220**(8): 711-718. DOI: 10.1243/13506501JET84. ISSN 1350-6501. Dostupné také z: <http://pij.sagepub.com/lookup/doi/10.1243/13506501JET84>
- [53] PCS-INSTRUMENTS. <http://pcs-instruments.com/mtm/applications/mtm-we>. PCS-Instruments[online]. [cit. 2015-05-09]. Dostupné z: <http://pcs-instruments.com/mtm/applications/mtm-wear-measurement.shtml>
- [53] Swedish Hip Arthroplasty Register: Annual Report 2010. 2010. Göteborg, Sweden: Swedish Hip Arthroplasty Register. ISSN 1654-5982. Dostupné také z: <http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport-2010-2-eng.sflb.ashx>
- [54] VOSYNEK, P. Deformačně-napěťová analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 89s. Vedoucí diplomové práce Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.

SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 1 Růst implantací kyčelní náhrad mezi roky 1979-2010.....	13
Obr. 2 Kyčelní kloub.....	14
Obr. 3 Náhrada kyčelního kloubu	14
Obr. 4 Petersenova čepičky postupně z vitálie, bakelitu a pyrexu	16
Obr. 5 Akrylová náhrada bratrů Judetových	16
Obr. 6 Povrchová náhrada kyčelního kloubu	17
Obr. 7 Moorova náhrada.....	17
Obr. 8 Thompsnova náhrada.....	17
Obr. 9 Původní a modifikovaná Thompsonova náhrada	18
Obr. 10 Rentgenový snímek totální náhrady Phillipa Wilese	19
Obr. 11 Kyčelní náhrada McKee-Farrar	19
Obr. 12 Sivashova endoprotéza	20
Obr. 13 Endoprotéza Ring.....	20
Obr. 14 Schématický nákres umístění	20
Obr. 15 Huggler-Jacobova náhrada, konkrétně 3. generace náhrady	21
Obr. 16 Townleyho totální náhrada	22
Obr. 17 Náhrada dle Charnleyho a jeho penetrace do acetabulární vložky	22
Obr. 18 Mauricius Mullerova náhrada banánového tvaru	23
Obr. 19 Rozdíl mezi Charlnleyho a Stanmorovou náhradou	23
Obr. 20 Úspěšnost nošení Stanmorovy náhrady.....	24
Obr. 21 Náhrada typu Exeter.....	24
Obr. 22 Webrova náhrada.....	25
Obr. 23 V. generace dřívku Poldi Čech	25
Obr. 24 Popis polyetylenové kyčelní TEP.....	26
Obr. 25 Před a po procesu konsolidace a opracování	26
Obr. 26 Vliv tepelné úpravy na mikrotvrdost materiálu II. generace	29
Obr. 27 Vitaminová lázeň umístěná v peci	30
Obr. 28 Řetězec HA	30
Obr. 29 Srovnání vlastností otěrových, oxidativních a mechanický	31
Obr. 30 Porovnání selhání náhrad v % po 7 letech používání.....	33
Obr. 31 Schematický nákres náhrad typu sandwich.....	34
Obr. 32 Náhrada typu sandwich	34
Obr. 33 TEP BIOLOX delta s acetabulární jamkou	34
Obr. 34 Dřík MAYO.....	35
Obr. 35 Umístění dřívku MAYO v kosti	35
Obr. 36 Dřík Nanos	36
Obr. 37 Dřík Metha	35
Obr. 38 Přístroj typu ball-on-disk.....	37
Obr. 39 Přístroj typu pin-on-disk.....	36
Obr. 40 Stribeckova křivka.....	37
Obr. 41 Režimy mazání a jemu příslušící parametr mazání.....	37
Obr. 42 Efekt velikosti rádia femorální hlavice a velikost nerovností	38
Obr. 43 Trend implantování totálních náhrad.....	40
Obr. 44 Trend velikosti průměru femorální hlavice mezi roky 2003-2012	41
Obr. 45 Vývoj používání ne/cementovaných náhrada	41

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Přehled některých protéz TPP a jejich úspěšnost.....	21
Tab. 2 Srovnání mechanických vlastností Al_2O_3 , ZrO_2 a Y-TZP.....	27
Tab. 3 Režimy mazání a k nim odpovídající koeficient tření μ	36