



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

**VLIV POVRCHU UMĚLÉ KLOUBNÍ JAMKY NA
SOUČINITEL TŘENÍ**

THE EFFECT OF SURFACE CONDITION OF ARTIFICIAL JOINT CUP ON THE FRICTION COEFFICIENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Mikuláš Černohlávek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Mikuláš Černohlávek
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	Ing. David Nečas, Ph.D.
Akademický rok:	2018/19

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:

Vliv povrchu umělé kloubní jamky na součinitel tření

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Náhrada kyčelního kloubu představuje nejčastější ortopedický operační zákrok moderní medicíny. Životnost náhrady je přitom do značné míry ovlivněna mírou opotřebení v důsledku otěru třecích povrchů. Studie naznačují, že cílená modifikace povrchu může přispět k výraznému snížení tření a tím i prodloužení životnosti implantátu.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem práce je provést experimentální studium součinitele tření v náhradě kyčelního kloubu. Měření budou realizována na kyvadlovém simulátoru, přičemž bude studován vliv modifikace povrchu jamky a materiálu hlavice na velikost tření.

Dílní cíle bakalářské práce:

- zmapovat vědecké studie zabývající se cílenou modifikací povrchů kloubních náhrad,
- navrhnout vhodnou technologii a zajistit úpravu originální jamky,
- provést měření s cílem posoudit vliv modifikace povrchu na součinitel tření,
- analyzovat vliv materiálu kloubní hlavice na součinitel tření.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, laboratorní protokol.

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

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2019.pdf

Seznam doporučené literatury:

CHOUDHURY, D., M. VRBKA, A. B. MAMAT, I. STAVNESS, C. K. ROY, R. MOOTANAH a I KRUPKA. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2017, 72, 192-199.

GAO, L., Z. HUA, R. HEWSON, M. S. ANDERSEN a Z. JIN. Elastohydrodynamic lubrication and wear modelling of the knee joint replacements with surface topography. Biosurface and Biotribology. 2018, 4, 18-23.

DONG, G. N., M. HUA, J. Li a K. B. CHUAH. Temperature field and wear prediction for UHMWPE acetabular cup with assumed rectangular surface texture. Materials & Design. 2007, 28, 2402-2416.

CHYR, A., M. QIU, J. W. SPELTZ, R. L. JACOBSEN, A. P. SANDERS a B. RAEYMAEKERS. A patterned microtexture to reduce friction and increase longevity of prosthetic hip joints. Wear. 2014, 315, 51-57.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne

L. S.

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

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá vlivem mikrotexturovaného povrchu umělé kloubní jamky na součinitel tření. Cílem práce bylo porovnání součinitelů tření u originální a upravené jamky. Experimentální měření probíhalo na kyvadlovém simulátoru a výsledky byly vyhodnoceny v programu Matlab. Při měření byly použity čtyři druhy hlavic (CoCrMo, BIOLOX Delta, BIOLOX Forte, oxinium) a tři typy maziv (PBS, modelová synoviální kapalina a roztok kyseliny hyaluronové). Z naměřených výsledků vyplývá, že při použití PBS a synoviální kapaliny došlo ke snížení součinitele tření u modifikované jamky. Lze tedy předpokládat, že mikrotexturovaný povrch kloubní jamky, ať už samostatně nebo v kombinaci se stejně modifikovanou kloubní hlavicí, může být velkým přínosem pro prodloužení životnosti implantátu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Umělý kyčelní kloub, biotribologie, mikrotexturovaný povrch, součinitel tření, kyvadlový simulátor

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with the effect of microtextured surface of an artificial joint cup on a friction coefficient. The primary aim of this thesis was to compare friction coefficients of original and microtextured joint cups. Experimental measurements were made on pendulum hip joint simulator and results were evaluated in Matlab. Four types of femoral heads (CoCrMo, BIOLOX Delta, BIOLOX Forte and oxinium) and three types of lubricants (PBS, model synovial fluid and hyaluronic acid solution) were used during the measurements. The results show, that using PBS and synovial fluid leads to decrease of the coefficient of friction while using modified joint cup. We can assume that microtextured surface of artificial joint cup (separately or in combination with microtextured femoral head) could be a significant benefit for prolonging lifespan of implants.

KEYWORDS

Artificial hip joint, biotribology, microtextured surface, coefficient of friction, pendulum hip simulator

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ČERNOHLÁVEK, Mikuláš. *Vliv povrchu umělé kloubní jamky na součinitel tření* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-05-16]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/116649>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Ing. David Nečas, PhD.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych tímto poděkoval svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Davidu Nečasovi, PhD. za cenné rady a připomínky v průběhu řešení této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval prof. Hatsuhiko Usamimu z Meijo University v Nagoji za výrobu mikrotexturované jamky, bez něž by nebylo možné tuto práci úspěšně vypracovat.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením Ing. Davida Nečase, PhD. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora

OBSAH

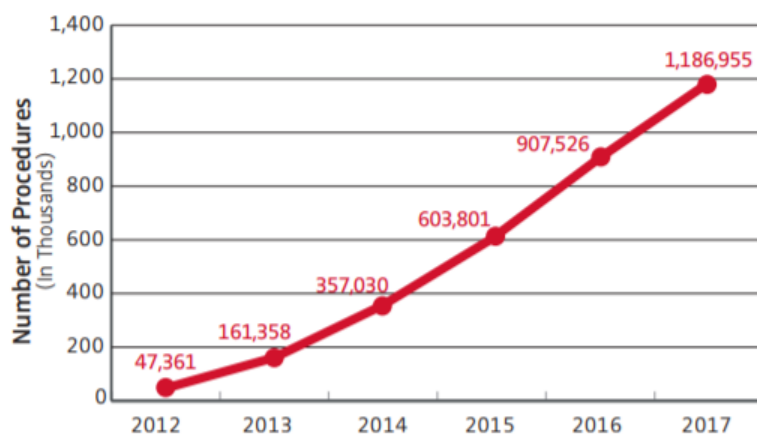
1	ÚVOD	13
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1	Stavba kloubu	14
2.2	Faktory opotřebení kloubních implantátů	15
2.2.1	Částice opotřebení	15
2.2.2	Mazání	16
2.2.3	Součinitel tření	16
2.3	Aktuální trendy v ortopedické praxi	17
2.3.1	Velikost kloubní hlavice	17
2.3.2	Používané materiály	18
2.4	Materiály a jejich kombinace v kloubních náhradách	19
2.4.1	Materiály	19
2.4.2	Materiálové kombinace	23
2.5	Mikrotextury a jejich vlastnosti	24
2.5.1	Geometrie mikrotextur	25
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	33
3.1	Analýza problému	33
3.2	Cíl práce	34
4	MATERIÁL A METODY	35
4.1	Kyvadlový simulátor	35
4.2	Použité komponenty	35
4.2.1	Jamky	35
4.2.2	Hlavice	36
4.3	Použitá maziva	37
4.4	Postup experimentu	38
4.5	Stanovení součinitele tření	39
5	VÝSLEDKY	40
5.1	Podle použité hlavice	40
5.1.1	Kov (CoCrMo)	40
5.1.2	BIOLOX®Delta	40
5.1.3	BIOLOX®Forte	41

5.1.4	Oxinium	41
5.2	Porovnání průměrné hodnoty součinitele tření podle použitého média	42
5.2.1	PBS	42
5.2.2	Modelová synoviální kapalina	43
5.2.3	Kyselina hyaluronová	43
5.3	Celkové výsledky	44
6	DISKUZE	45
7	ZÁVĚR	47
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	48
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	52
9.1	Seznam použitých zkratk	52
9.2	Seznam použitých veličin	52
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	54
11	SEZNAM TABULEK	56
12	SEZNAM PŘÍLOH	57

1 ÚVOD

Rozvoj medicíny a biotechnologií vede v posledních desetiletích k rychlému prodlužování průměrné doby dožití. Se zvyšujícím se věkem roste riziko vzniku degenerativních onemocnění, jako je například osteoartritida. Osteoartritida vzniká vlivem opotřebení chrupavky a způsobuje deformační změny kloubu (ostruhy). Toto velmi bolestivé onemocnění způsobuje částečnou nebo úplnou nehybnost a vede až totální výměně kloubu. Jedná se dokonce o 1 z 10 nejvíce hendikepujících nemocí v rozvinutých zemích [1].

Výměna velkých kloubů obecně patří k nejrychleji rostoucím operacím svého druhu. Mezi roky 2012–2017 dosáhly v USA tyto operace strmého růstu (graf 1-1), který bude pravděpodobně nadále pokračovat [2]. Odhadované zvýšení počtu totálních náhrad kyčlí a kolen je očekáváno na 673 % u kyčlí a 174 % u kolen v roce 2030 v USA oproti aktuálním číslům [3]. Jedná se tedy o značný počet a jakékoliv inovace v této oblasti mohou výrazně zlepšit život stále rostoucímu počtu pacientů.



obr. 1-1 Graf znázorňující rostoucí počet artroplastik velkých kloubů [2]

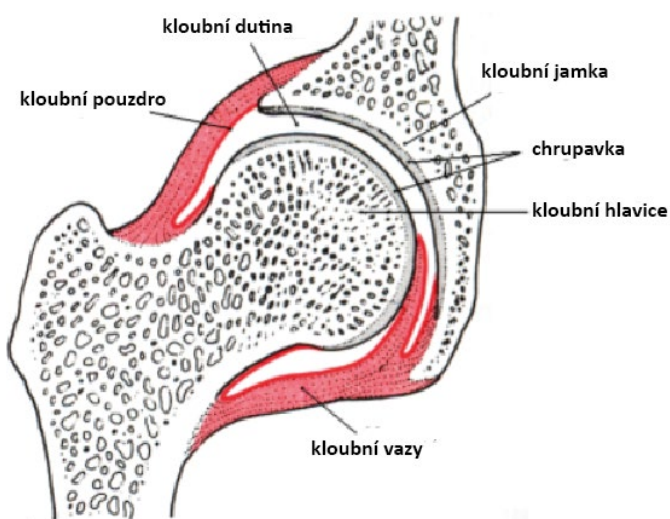
Chirurgické zákroky spojené s totální výměnou kloubů se stále častěji týkají také mladších pacientů. Tento trend, společně se zvyšující se dobou dožití, klade vysoké nároky na životnost protéz, která je v současnosti přibližně 10–20 let, což v případě velkého množství pacientů nepostačuje. Z tohoto důvodu je potřeba se zaměřit na prodloužení životnosti implantátů.

Delší životnost implantátů může být zajištěna volbou vhodného materiálu nebo modifikací povrchu protézy. Nejvyšší životnost z aktuálně používaných materiálů mají keramické implantáty. Ani ty však nemusí časem postačovat, a proto se současné studie zaměřují na modifikaci umělých femorálních hlavic. Správně zvolená geometrie a rozložení mikrotextrur na povrchu implantátů mohou snížit tření, a tím prodloužit životnost implantátů. Jedná se tedy o nadějnou technologii a aktuální výsledky u texturovaných hlavic ukazují, že výroba textur na povrchu implantátů může být tou správnou cestou pro zvýšení životnosti protéz.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Stavba kloubu

Synoviální kloub je pohyblivé spojení dvou, případně více kostí, které se uvnitř vazivového pouzdra dotýkají plochami pokrytými chrupavkou [4]. Styčné kloubní plochy se většinou skládají z kloubní jamky a kloubní hlavice. Mezi nimi bývá převážně hyalinní chrupavka [4].



obr.2-1 Schéma kloubu [5]

Vlastní kloub je složitý komplex skládající se z pasivních a aktivních struktur [6]. Mezi pasivní struktury patří například kloubní pouzdro, vazy, synoviální tekutina a chrupavkové pokrytí. Do aktivních struktur se řadí hlavně svalová vlákna a svaly aktivně mechanicky ovlivňující napětí kloubního pouzdra či vazivových elementů [6].

Vazy, ať už jsou umístěny uvnitř nebo vně kloubního pouzdra, mají 3 hlavní úlohy. První je funkce mechanických zářezek omezujících pohyblivost nad určitou hranici. Druhá je úloha vodících prvků, tedy stabilizace vzájemného styku artikulujících kondylů. Třetí úlohou je celkové zpevnění kloubního spojení a jeho ochrana před poškozením [6].

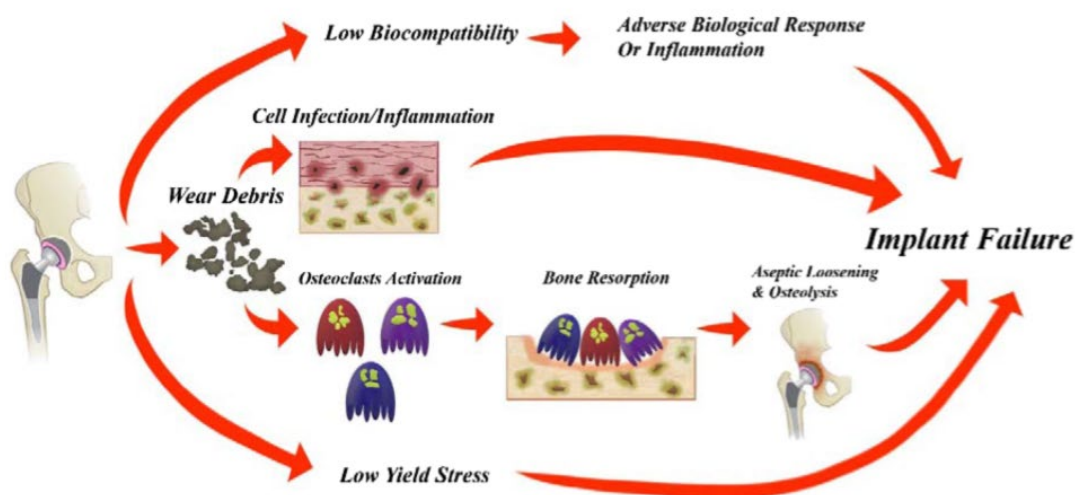
Vnitřní vazivová membrána (synoviální) produkuje do nitra kloubní maz (synovii). Synovie je čirá, vazká tekutina, obsahující bílkovinné mukoalbuminy a kyselinu hyaluronovou [4]. Funkcí kloubního mazu je výživa chrupavky a snižování smykového tření.

Kinematická charakteristika kloubního spojení je dána především tvarem stykových kloubních ploch, tedy tvarem epifýz skloubených kostí a pokrytí chrupavkou [6].

2.2 Faktory opotřebení kloubních implantátů

2.2.1 Částice opotřebení

Vlivem artikulace mezi femorální hlavicí a kloubní jamkou dochází k opotřebení stykových ploch a uvolňování částic. Jedná se o nevstřebatelné mikroskopické částice vznikající adhezivním, abrazivním nebo korozivním opotřebením [7]. Uvolněné částice spustí sérii biochemických reakcí, které změni dynamickou rovnováhu mezi osteoblasty a osteoklasty. Zvýšená aktivita osteoklastů způsobená interakcí mezi tumor nekrotizujícím faktorem (TNF- α) a receptorem nukleárního faktoru kappa-B ligandu (RANKL) vede k úbytku kostní tkáně (osteolýze) [3]. Velikost, tvar a chemické složení částic ovlivňuje bioreaktivitu buněk okolo protézy a značně přispívá k celkovému opotřebení. Souhrn všech výše uvedených faktorů vede až k aseptické ztrátě implantátu.



obr. 2-2 Faktory vedoucí k selhání implantátu [8]

Částice opotřebení vznikají mechanickým nebo chemickým oddělením od styčných povrchů při nedostatku mazacího filmu. Koncept opotřebení pro polyethylenové částice popsal Willert v 70. letech 20. století [9]. Větší částice vznikají vlivem adhezivního opotřebení, zatímco menší částice jsou často formovány fragmentací větších částic nebo odlamováním povrchových mikrokonvexních těles z třecích povrchů [3].

Pro maximální životnost implantátu je potřeba minimalizovat tvorbu částic o kritické velikosti, kterou stanovil Green v rozmezí 0,3–10 μm [9].

2.2.2 Mazání

Mazání zastává klíčovou roli v procesu opotřebení povrchu implantátu. Hlavní funkcí maziv je oddělení pohybujících se stykových ploch těles, aby nedocházelo k přímému dotyku [10]. Pro pozorování a zhodnocení mazací vrstvy v průběhu času s proměnlivými zatíženími a kinematikou se používá například optická interferometrie nebo fluorescenční mikroskopie [11].

2.2.3 Součinitel tření

Jednou z možností při studiu součinitele tření je využití tenzometrických snímačů na experimentálních zařízeních typu „pin-on-disc“. Kontakt „pin-on-disc“ má však pro náš případ nevyhovující kontakt, jelikož kyčelní spojení je formátu „ball-on-cup“ [12].

K dalšímu vývoji přispěli Scholes a kolektiv [13] a to vyhodnocením třecího faktoru kyčelního kloubu pomocí jednoduchého harmonického oscilačního pohybu s amplitudou 24° [13]. Třecí faktor je však jiný než součinitel tření z důvodu, že je ovlivněn rozložením tlaku na hlavici femuru [12].

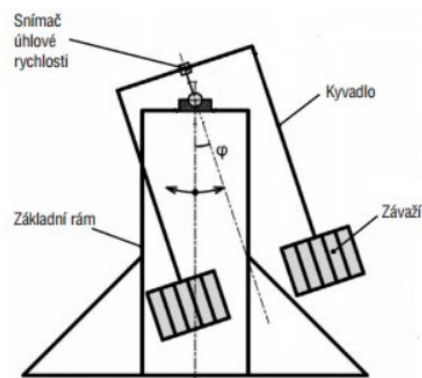
S myšlenkou zařízení na principu kyvadla přišel Stanton a roku 1923 zkonstruoval první podobné zařízení [14]. Simulátor se skládá z pevného rámu, ve kterém je uchycena kloubní jamka a pohyblivého kyvadla s femorální hlavici. Toto zařízení se ve spojení s moderními měřicími prostředky stalo přelomovým pro měření koeficientu tření u kyčelních náhrad [12]. Moderní kyvadlový simulátor umožňuje získat reálný rychlostní profil a odhadovaný součinitel tření, zatímco zachovává přesnou konfiguraci geometrie protézy jako je průměrová vŕle a velikost [12].

Pro vyhodnocení součinitele tření lze použít vzorec [13]:

$$\mu = \frac{T}{R F}$$

kde:

μ	[-]	součinitel tření
T	[Nm]	třecí moment
R	[m]	poloměr femorální hlavice
F	[N]	zátěžná síla



obr. 2-3 Schématické znázornění kyvadlového simulátoru kyčelního kloubu [15]

2.3 Aktuální trendy v ortopedické praxi

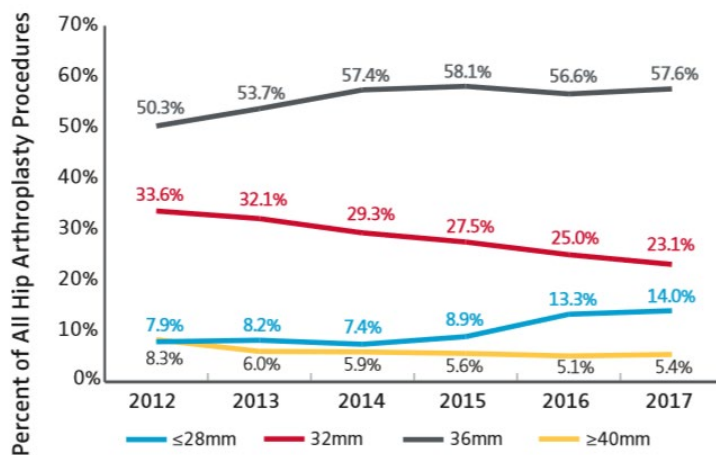
Důležitou fází ve vývoji implantátů je reálné zhodnocení funkce protéz v lidském těle. Potřebná zpětná vazba může být získána pouze od lékařů provádějících tyto zákroky. Bohužel evropské registry zatím neposkytují dostatečné množství informací. Oproti tomu americký registr zahrnuje data od více než 75 % všech institucí zabývajících se atropplastikami velkých kloubů. Z toho důvodu jsem se rozhodl pro využití právě amerického registru a to konkrétně registru shrnujícího data za rok 2018.

2.3.1 Velikost kloubní hlavice

Z registru vyplývá, že se během posledních 2 let v USA používaly 36 mm a 40 mm hlavice v přibližně stejném množství. Oproti tomu se snížil počet operací, při kterých byly aplikovány 32 mm hlavice a zvýšilo se použití 28 mm a menších hlavic [2]. Nejvíce využívanými zůstávají 36 mm implantáty [2].

Neměnné užití hlavic větších průměrů je způsobeno zvýšenou stabilitou těchto hlavic v kombinaci se zmenšeným objemovým opotřebením, když jsou tyto hlavice použity ve spojení s vysoce síťovanými nebo zesílenými polyethylenovými vložkami. Další výhodou větších hlavic je jejich velký rozsah pohybu a to až 150°, který menší hlavice neumožňují [16].

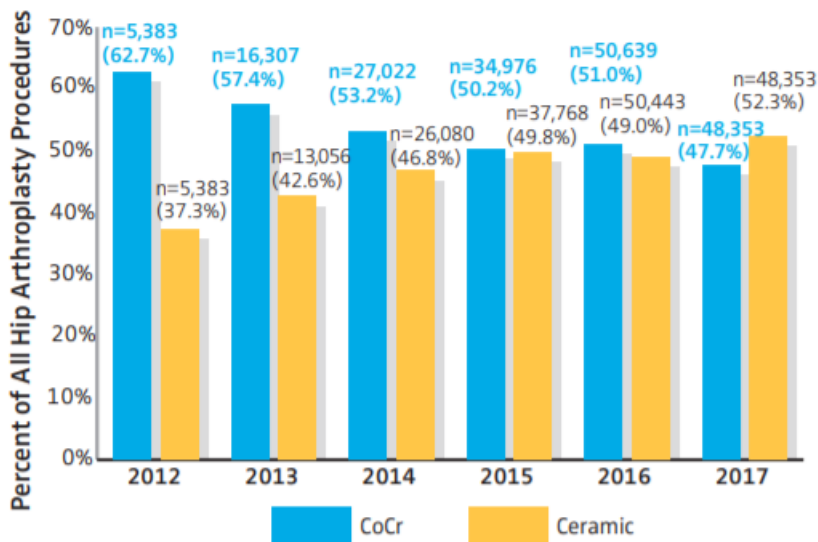
Naopak zvýšené použití menších hlavic může být spojené se zvyšujícím se použitím acetabulárních konceptů s duální mobilitou. Tyto koncepty zpravidla používají 22 mm nebo 28 mm hlavice uvnitř většího polyethylenového ložiska artikulujícího s broušenou acetabulární skořápkou nebo vložkou [2].



obr. 2-4 Velikost implantovaných femorálních hlavic [2]

2.3.2 Používané materiály

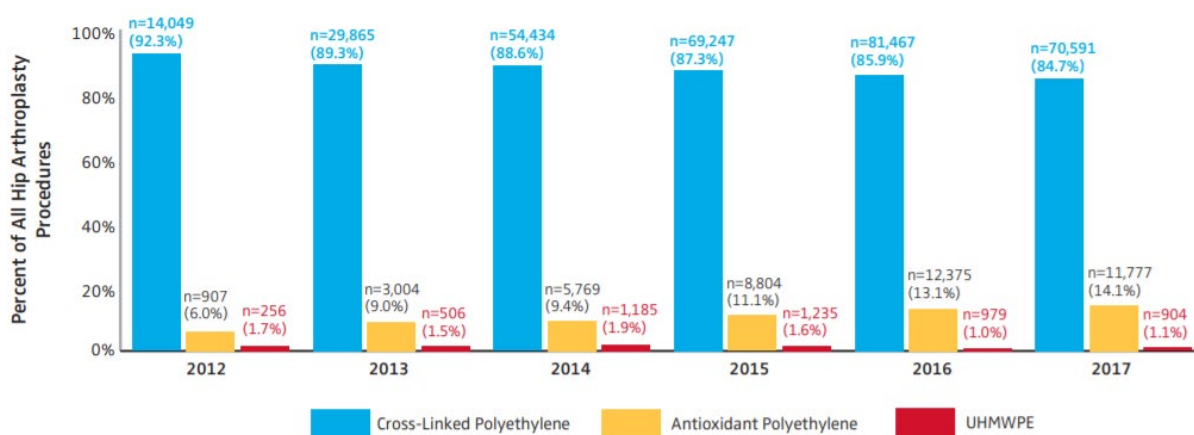
Použití keramických hlavic se rok od roku zvyšuje. Mezi roky 2012–2017 je v USA pozorován jejich stálý nárůst, jak ukazuje obrázek 2-5 [2]. V roce 2017 dokonce poprvé keramické hlavice předstihly CoCr hlavice [2]. Faktory, které mohly ovlivnit častější použití keramických hlavic jsou velmi dobrá odolnost keramiky vůči opotřebení a trunionóza u CoCr hlavic.



obr.2-5 Typ použitých femorálních hlavic v primárních kyčelních artroplastikách [2]

Tyto faktory hrají roli v celkovém upřednostňování keramických hlavic u mladších pacientů. Výsledky reflektují větší procento CoCr hlavic u pacientů ve starším věku.

Studie ukazuje, že při operacích byly v drtivé většině použity vysoce síťované polyetylenové vložky bez ohledu na to, jestli byla použita CoCr nebo keramická hlavice [2]. Nejčtenějšího použití dosáhly keramické hlavice ve spojení s antioxidačními nebo zesílenými vložkami (71,4 % v roce 2017) [2]. V případě výběru CoCr hlavice byla často použita konvenční polyetylenová (ultra-high molecular weight polyethylene–UHMWPE) vložka. Nicméně je viditelný vzrůstající trend v použití antioxidačních vložek ve spojení s keramickými hlavicemi mezi lety 2012–2017 [2].



obr. 2-6 Poměrné použití polyetylenů v acetabulárních komponentech [2]

2.4 Materiály a jejich kombinace v kloubních náhradách

2.4.1 Materiály

Vhodná volba materiálů je zásadní pro správnou funkci a dlouhou životnost implantátu. Pro splnění těchto podmínek je potřeba brát v potaz odlišnosti náhrad od skutečné kosti. Náhrada je neživá hmota a nemá tedy žádnou možnost regenerace.

2.4.1.1 Kovy

Antikorozi ocele

Běžným představitelem je vysoce legovaná austenitická CrNiMo s nízkým obsahem uhlíku. Její mechanické vlastnosti je možné vylepšit přidáním malého procenta (do 0,2 %) dusíku. Tato ocel dobře odolává všem druhů koroze s výjimkou frettingu. Oproti starší slitině CrNi odolává také bodové a mezikrystalové korozi [6].

Slitiny kobaltu

Jedná se o slitiny CoCrMo a CoCrNiMo. Mají vyšší pevnost v tahu, odolnost vůči korozi a dobrou biokompatibilitu. Mohou být zpracovány tvářením, litím nebo práškovou metalurgií. Pro mechanické vlastnosti je důležité dobré rozptýlení karbidů ve struktuře. Mezi představitele této skupiny patří Vitallium a Protasul. V kyčelní artroplastice nachází použití litý Protasul 2 a tvářený Protasul 10. Poslední typy Protasulu 10 odolají síle až 4 kN, což odpovídá přibližně působení pětinasobku vlastní tíhy člověka [6].

Slitiny titanu

Nízká měrná hmotnost, nižší pevnostní vlastnosti a silné pasivační schopnosti jsou charakteristickými vlastnostmi pro titan. Přidáním legujících prvků (Al, Mo, V) můžeme jeho pevnost podstatně zvýšit. Mezi používané slitiny patří Ti6Al4V (IMI Titanium) nebo Ti6Al17b. Vysoká cena titanu snižuje míru jeho používání [6] [9].

2.4.1.2 Keramika

Oxid hlinitý, oxid zirkoničitý (Al_2O_3 , ZrO_2)

První jmenovaná patřila k prvním používaným materiálům pro keramické náhrady. Hliník má velmi nízký koeficient tření, je biokompatibilní a jeho materiálové charakteristiky nejsou ovlivněny stárnutím [9]. Nevýhodou je ovšem jeho křehkost, která způsobuje fraktury a následné uvolňování velkého množství částic do organismu. Naopak zirkon je méně rozšířený kvůli horší stabilitě v organismu [9].

BILOX®forte

Kompozitní keramika žlutého zbarvení od německého výrobce CeramTec uvedená na trh v roce 1995. Jedná se o směs čistého oxidu hlinitého a oxidu hořečnatého. Právě malý přídavek hořčíku umožňuje redukovat velikost zrn a tím zlepšit mechanické podmínky [17] [9].



obr. 2-7 Keramické hlavice a jamky BILOX®forte [17]

BIOLOX®delta

Novější kompozitní keramika růžového zbarvení německého výrobce CeramTec, která byla představena roku 2000. Je složena z 82 % oxidu hlinitého a 17 % oxidu zirkoničitého. Oproti čistému oxidu hlinitému má dvojnásobnou houževnatost, a tedy nižší riziko prasknutí. Laboratorní studie ukázaly, že opotřebení této keramiky je menší než 25 mm³ na milion cyklů [17] [9].



obr. 2-8 Keramické hlavice a jamky BIOLOX®delta [17]

2.4.1.3 Polymery

Polymery mají obecně dobrou biokompatibilitu, vysokou korozní odolnost, dobré tribologické vlastnosti a schopnost tlumit nárazy. Mezi neosvědčené polymery patří teflon, polyester a delrin [6].

UHMWPE (polyetylén s velmi vysokou molekulovou hmotností)

Polymer používaný od roku 1964. Jedná se o speciální druh polyetylenu používaný pro výrobu umělých kyčelních kloubních jamek. Přidáním 10 % uhlíkových vláken do celkového objemu dojde k vylepšení jeho mechanických a tribologických vlastností. [6] [9]. Z důvodu uvolňování částic nastává po 7–10 letech k uvolnění femorálního dřívku, a proto je použití UHMWPE doporučováno u pacientů nad 60 let [6] [9].

HXLPE (vysoce síťovaný polyetylén)

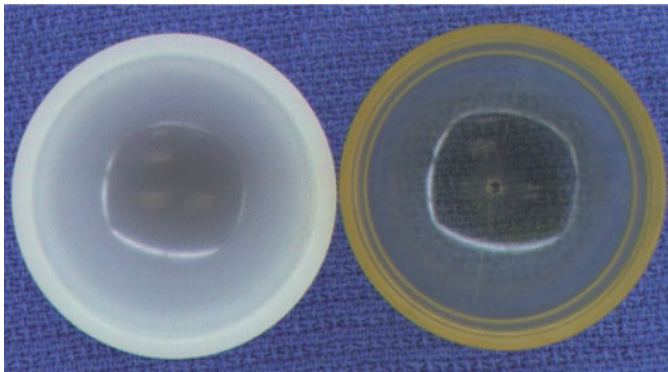
Materiál vynalezený v 90. letech 20. století. Síťování polymerních řetězců pomocí formování vazeb umožnilo modifikaci struktury polyethylenu. Nová struktura je značně odolnější proti abrazivnímu a adhezivnímu opotřebení (o 50–90 %). Síťování je získáno ozařováním pomocí elektronových nebo gamma paprsků, kdy dochází k formování volných radikálů. Volné radikály však způsobují oxidaci. V první generaci byly volné radikály eliminovány pomocí tepelného opracování (žiháním). V druhé generaci je do jamek přidáván vitamín E, který volné radikály vylučuje [9].



obr. 2-9 HXLPE s vitamínem E [9]

PCU (Polykarbonát-Uretan)

Jeden z možných kandidátů pro nahrazení používaných UHMWPE a jejich modifikací. PCU mají mnohem složitější strukturu než polyetylény. Dvojfázová struktura obsahuje tvrdé částice rozptýlené v matrici měkkých částí. Dále obvykle obsahují 3 reaktivní části a to diisocyanát, měkkou část (alifatický polykarbonát) a prodlužovač řetězce [18]. Mezi zástupce PCU patří například Bionate 80A.



obr. 2-10 Acetabulární komponenty – UHMWPE (vlevo) a PCU (vpravo) [18]

2.4.1.4 Další materiály

Oxinium

Materiál vyrobený ze směsi 97,5 % zirkonu a 2,5 % niobu, 2 ze 4 nejvíce biokompatibilních známých kovů. Vyrábí se za vysoké teploty v oxidačním prostředí. Při tomto procesu se kovová slitina přetváří na povrchu v 5 μm silnou keramickou vrstvu [19]. Oproti klasickým CoCr slitinám má více než dvojnásobnou povrchovou tvrdost a je o 20 % lehčí. Zároveň vzhledem k charakteru materiálu kov-keramika nehrozí křehký lom [19].

Diamond-like carbon (DLC)

Supertvrký povlakový materiál vyznačující se vysokou biokompatibilitou, nízkým třením, dobrou odolností vůči elektrochemické korozi a výbornou přilnavostí mazacího filmu [20]. Přesné vlastnosti materiálu závisí na uhlíkových vazbách (diamantové, grafitové) a obsahu vodíku [20].



obr. 2-11 DLC povlak na kolenní protéze (vlevo) a femorální hlavici (vpravo) [20]

2.4.2 Materiálové kombinace

Kov-polyetylen (MoP)

Tato kombinace byla poprvé použita roku 1962 britským chirurgem Johnem Charnleyem [9] a stala se jednou z nejnámějších a do nedávné doby nejpoužívanější materiálovou kombinací v kyčelní artroplastice. Jedná se o kovovou femorální hlavici obvykle vyrobenou ze slitiny CoCr, která je napojená na femur pomocí úzké dlouhé třísky (taperu) nebo pomocí stopky (stem). Hlava implantátu je kloubně spojena s polyetylenovou vložkou uchycenou v acetabulární komponentě, která je upevněna v pánvi [7].

Lineární opotřebení styčných ploch se pohybuje v rozsahu 100–300 $\mu\text{m}/\text{rok}$, což odpovídá objemovému opotřebení v rozmezí 20–150 mm^3/rok pro 28 mm hlavice [9]. Objemové opotřebení se však na rozdíl od lineárního zvyšuje s rostoucím průměrem hlavice. Každé zvýšení objemového opotřebení o 40 mm^3 za rok až trojnásobně zvyšuje riziko osteolýzy [9].

Kov-kov (MoM)

Poprvé bylo toto spojení použito roku 1938 Wilesem [9]. Na začátku vznikalo, vzhledem k malé přesnosti výroby, na styčných plochách vysoké opotřebení a tření [9]. Až na počátku 80. let se klinické výsledky zlepšily. Analýzy obnovených kov-kov spojení ukázaly, že klíčovým faktorem je pro ně průměrová vůle jamky [9]. Lepší porozumění problému vedlo k vyvinutí druhé generace roku 1998 používané pro malé průměry (28 a 32 mm), kdy je dosaženo nejlepších klinických výsledků [9].

Keramika-keramika (CoC)

Materiálové spojení představené Boutinem ve Francii roku 1970 [9]. Oproti spojení kov-kov vykazují tato materiálová kombinace sníženou možnost vzniku osteolýzy, chemickou netečnost, rezistenci vůči korozi, nízkou míru opotřebení a nehrozí riziko alergických reakcí [3]. Nevýhodou tohoto materiálového spojení jsou vibrace a z toho plynoucí zvukové efekty vznikající při artikulaci [9]. Jedná se o vrzání, skřípání, dření a cvakání, přičemž nejrozšířenější je vrzání. Vlivem vrzání nejen, že dochází k vyššímu opotřebení, ale také se snižuje spokojenost pacienta a toto vše může vést až k nákladné revizní operaci [3] [9].

Keramika-kov (CoM)

Spojení keramiky a kovu poprvé představil Firkins roku 2001 [9]. Rozdílná tvrdost stykových ploch má zaručovat snížení vrzání charakteristické pro spojení keramika-keramika a snížení nepříznivých vlastností u spojení kov-kov. Laboratorní výsledky však ukazují, že hodnoty kovových iontů jsou stále značně vysoké [9]. To ve spojení s rizikem fraktury, která je vlastností keramiky, pravděpodobně nepovede k širokému použití tohoto spojení.

2.5 Mikrotextury a jejich vlastnosti

Vytváření mikrodůlků je metoda modifikace povrchu používaná v technických odvětvích pro zlepšení tribologických vlastností [21]. Mikrodůlky zvyšují hydrodynamický tlak a tím dochází ke zvýšení tloušťky elastohydrodynamického mazacího filmu v těžce namáhaných oblastech. Chovají se též jako rezervoáry pro současné zlepšení mazání a uvěznění částic nečistot [22]. Tím dochází ke snížení tření a potenciálního opotřebení kloubního spojení [7].

Tato technologie již byla použita u kuličkových ložisek a válců motorů. Dobré výsledky vedly k přesvědčení, že stejné zlepšení může nastat i u kloubních protéz [7]. Laboratorní studie se zaměřily se na texturování femorálních hlavic z důvodu snadnější aplikace textury na sférický povrch implantátu.

Výroba mikrotextur je náročný technologický proces. Je kladen důraz na velmi přesnou výrobu bez poškození povrchu v okolí důlků. Pokud dojde k poškození okolního materiálu může totiž naopak dojít ke zvýšení tření a následnému vyššímu opotřebení než v případě originálních komponent [12]. V současnosti bývají nejvíce používány speciální tříosé rotační stroje (vrtání wolframo-karbidovým vrtákem a nožové obrábění) a femtolasery, které odpařují jednotlivé vrstvy materiálu [12].

2.5.1 Geometrie mikrotextr

Tvar a geometrie důlků hraje velkou roli při utváření a udržení tloušťky mazacího filmu. Právě proto bývá průměrná tloušťka mazacího filmu, společně se součinitelem tření, hlavním parametrem pro porovnání jednotlivých struktur mezi sebou [22].

D. CHOUDHURY, M. VRBKA, A. B. MAMAT, I. STAVNESS, C. K. ROY, R. MOOTANAH a I KRUPKA. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, 72, 192-199 [12]

Podmínky experimentu

Pro tento experimenty byly použity kovové a keramické hlavice o průměrech 28 a 36 mm ve spojení s polyetylenovou jamkou. Měření probíhala na kyvadlovém simulátoru.

- Počáteční úhel kyvu: 16°
- Zatížení: 2000 kN
- Mazivo: 25% bovinní sérum
- Teplota: 37 °C
- Frekvence: 0,5 Hz

Geometrie mikrotextr

Na hlavicích byly vyrobeny 3 typy mikrotexturovaných sítí – čtvercová, trojúhelníková a kruhová. Výroba čtvercových a trojúhelníkových sítí byla zajištěna pomocí vroubkování na tříosém rotačním stroji. Kruhové důlky byly vyrobeny wolframo-karbidovým mikrovrtákem. Výstupky vytvořené okolo důlků byly odstraněny povrchovou úpravou 0,5 μm diamantovou pastou.

Výsledky

Studie zkoumala vliv 4 materiálových kombinací a to CoC, MoP, MoM a CoP.

Vliv velikosti protézy na součinitel tření

Byly použity 28 mm a 36 mm protézy. U spojení CoP neměla velikost znatelný vliv na součinitel tření. Hodnoty součinitele tření pro MoM a MoP měly podobný průběh. Nicméně, maximální součinitel tření byl nižší u MoM. U spojení CoP vycházel nižší součinitel tření u větší hlavice. Nejnižšího součinitele tření dosáhlo spojení CoC pro 36 mm hlavici.

Vliv velikosti částic na součinitel tření

Na začátku experimentu uměle přidané částice o 3 % snižovaly součinitel tření. Tento rozdíl zmizel po 5. pokusu. Navíc u protéz s přidanými částicemi se od 6. pokusu zvyšoval koeficient tření a po 10 pokusech dosáhl rozdíl 6,5 %. Po experimentu bylo zjištěno velké množství částic na femorální hlavici protézy.

Vliv důlku na součinitel tření u MoP protéz

Výsledné součinitele tření byly vyšší u všech 3 zkoumaných mikrotextr. U čtvercových a kruhových sítí na začátku experimentu o 13 % vyšší než u netexturovaných. U desátého pokusu se tento rozdíl zvýšil až na 17 %. U trojúhelníkových sítí byl dokonce konečný rozdíl součinitele tření 20 %. Tato studie zjistila, že velké a hluboké mikrodůlky zvyšují součinitel tření. Autoři se domnívají, že důvodem byl rozdílný modul pružnosti kovu a polyethylénu, který způsobil deformaci UHMWPE a jeho vniknutí do důlků.

Vliv důlku na součinitel tření u MoM protéz

Součinitel tření u čtvercových sítí začínal na hodnotě 0,17, ale postupně se snižoval. Celkově se snížil součinitel tření pro čtvercové sítě o 22 % (Isodur-Aesculap) a dokonce až o 54 % (Metasul-Zimmer) oproti originálnímu povrchu. Trojúhelníkové sítě byly podobné čtvercovým, ale měly větší rozsah hodnot tření. U kruhových sítí naopak došlo ke 40% zvýšení součinitele tření než u netexturovaných povrchů.

D. CHOUDHURY, D. REBENDA, S. SASAKI, P. HEKRLE, M. VRBKA, M. ZOU.
Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018, 81, 120–129 [22]

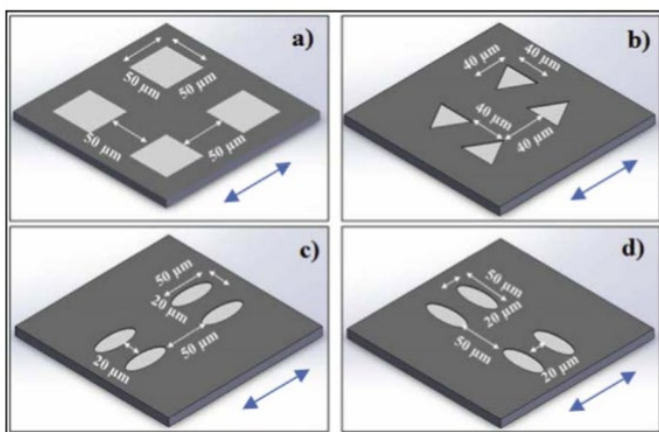
Podmínky experimentu

V experimentu bylo použito 5 CoCrMo kyčelních hlavic s nominálním průměrem 28 mm. Jamky o průměru 28 mm byly zakázkově vyrobeny z optického skla (BK7) pokrytého reflexní chromovou vrstvou o tloušťce 5-10 nm. Měření probíhala na kyvadlovém simulátoru.

- Rozsah kyvu: -16° až 16°
- Doba experimentu: 244 s
- Zatížení: 515 N
- Mazivo: 25% bovinní sérum s obsahem proteinu 22,4 mg/ml a 75% sterilní voda
- Teplota: $37 (+- 1)^{\circ}\text{C}$
- Frekvence kyvadla: 0,5 Hz
- Kontaktní tlak: 16 MPa

Geometrie mikrotextr

Na hlavicích byly vyrobeny 4 typy mikrotextr – čtvercové, trojúhelníkové a eliptické s hlavními a vedlejšími osami paralelně ke směru pohybu. Čtvercové důlky měly rozměry $50 \times 50 \mu\text{m}$ s roztečí $50 \mu\text{m}$. Trojúhelníkové měly $40 \mu\text{m}$ základnu, $40 \mu\text{m}$ výšku a rozteč $40 \mu\text{m}$. Hlavní a vedlejší osy eliptického důlku byly 50 a $20 \mu\text{m}$ s roztečí 50 a $20 \mu\text{m}$. Všechny čtyři typy mikrotextr jsou ukázány na obrázku 2-12. Všechny důlky byly vyrobeny femtolaserem.



obr. 2-12 Geometrie použitých důlků [22]

Výsledky

U čtvercových důlků byl zjištěna průměrná tloušťka mazací vrstvy během extenze 732 nm a během flexe 552 nm.

U trojúhelníkových dimplů byla stabilní tloušťka naměřena 700 nm s velmi malým rozdílem mezi flexí a extenzí (25 nm). Nevýhodou ovšem je relativně malá počáteční tloušťka, a to v rozmezí 240–279 nm.

U eliptických důlků s hlavní osou paralelní ke směru pohybu byla zjištěna mnohem menší hodnota mazacího filmu než u trojúhelníkových nebo čtvercových sítí. Ta rostla monotónně z 81 nm u 3. kyvu na 224 nm u 23. kyvu. Efekt flexe a extenze byl minimální.

Eliptické důlky s vedlejší osou paralelní ke směru pohybu také ukázaly nízkou výšku mazacího filmu. Z 26 nm u 3. kyvu vzrostla na pouhých 286 nm u 23. kyvu. Rozdíl flexe a extenze dosahoval 26 %.

L. GAO, Z. HUA, R. HEWSON, M. S. ANDERSEN a Z. JIN. Elastohydrodynamic lubrication and wear modelling of the knee joint replacements with surface topography. *Biosurface and Biotribology*. 2018, 4, 18–23 [23]

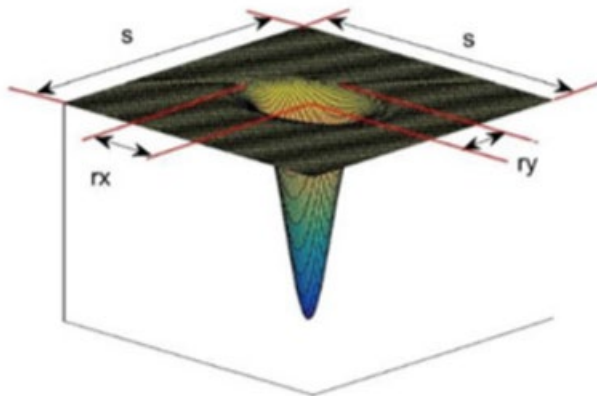
Jedná se o numerickou studii zabývající se opotřebením kolenních implantátů ve spojení kov s polyetylénem u texturovaných a netexturovaných implantátů.

Geometrie mikrotextr

Důlky byly popsány Gaussovou funkcí ve tvaru:

$$f(x, y) = \exp \left[- \left(\frac{x^2}{r_x^2} + \frac{y^2}{r_y^2} \right) / \sigma \right]$$

Parametry důlků byly vytvořeny pomocí Taguchiho ortogonálních sítí. Jedná se o parametry r_x , r_y , s (délka každé čtvercové buňky) a σ . Hodnoty r_x byly v rozmezí 0,3–1 mm. Parametr σ označuje standardní úchylku v Gaussově funkci a reguluje šířku a zvonový tvar dimplů. Vizualizace důlku je znázorněna na obrázku 2-13.



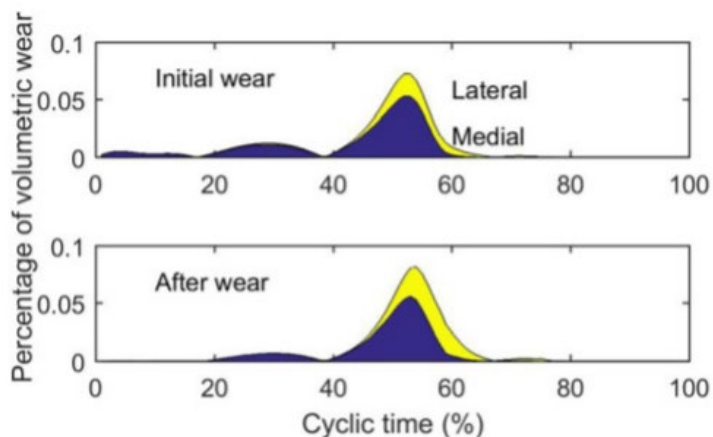
obr. 2-13 Schématické zobrazení geometrie dűlku pouŹitého v experimentu [23]

Výsledky

Opotřebení originálního kolenního implantátu bylo simulováno pro 2 miliony cyklů, dokud nedosáhlo stabilního stavu s aktualizací geometrie každé 2 mikrosekundy. Výsledky numerických simulací byly prezentovány ve 3 aspektech.

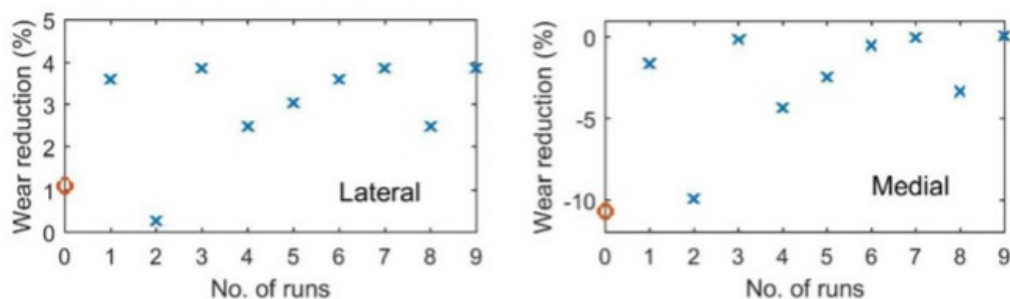
První hledisko hodnotilo opotřebení ve větších časových úsecích v rámci miliónů cyklů na netexturovaných implantátech. Akumulované objemové opotřebení bylo $4,68 \text{ mm}^3$ pro mediální a $2,19 \text{ mm}^3$ pro laterální komponenty. Pro mediální část bylo zjištěno snížení tření z $2\text{--}5 \text{ mm}^3$ za první milion cyklů (náběhová fáze) na $1,4\text{--}2 \text{ mm}^3$ u druhého milionu cyklů (ustálený stav).

Druhé hledisko hodnotilo opotřebení během menších časových úseků pro jeden cyklus chodu u netexturovaných implantátů. Ačkoliv množství opotřebení bylo v těchto časech velmi malé z výsledků plyne, že naznačené rozložení opotřebení během celého cyklu odpovídá cyklickému zatěžování a pohybovým vzorům. Procentuální výsledky byly získány vydělením opotřebení v každém čase celkovým objemovým opotřebením v daném cyklu.



obr. 2-14 Procentuální rozdělení objemového opotřebení v jednom cyklu [23]

Třetí hledisko hodnotilo opotřebení při jednom cyklu chodu u mikrotexturovaných implantátů. U laterálního implantátu docházelo ke snížení tření v rámci jednotek procent. Největšího snížení tření dosáhly 3 typy mikrotextr a to přibližně o 4 %. Naopak u mediální části implantátu došlo ke zvýšení tření, jak je vidět na obrázku 2-15.



obr. 2-15 Procentuální snížení tření u laterálních a mediálních mikrotexturovaných implantátů [23]

A. CHYR, M. QIU, J. W. SPELTZ, R. L. JACOBSEN, A. P. SANDERS a B. RAEYMAEKERS. A patterned microtexture to reduce friction and increase longevity of prosthetic hip joints. *Wear*. 2014, 315, 51-57. [7]

Experimentální studie zkoumající vliv mikrotexturovaného povrchu femorální hlavice na snížení tření.

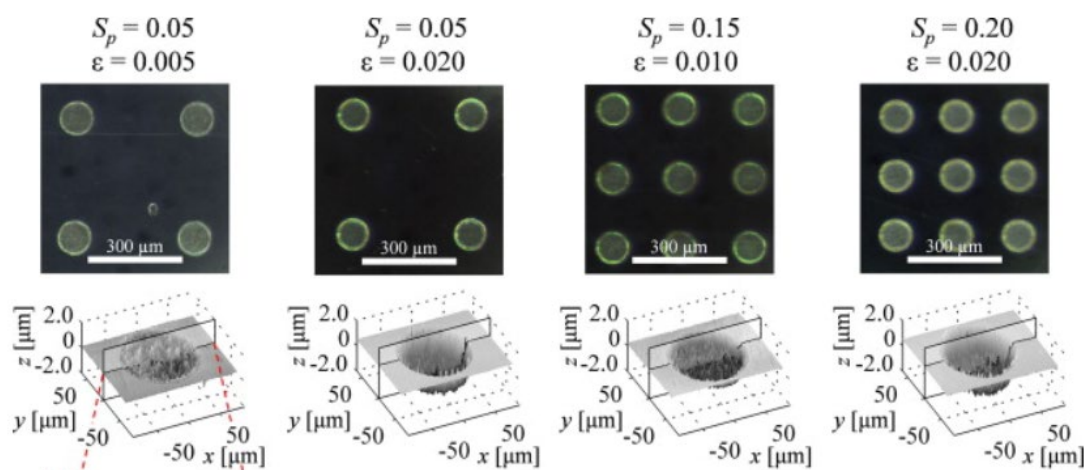
Podmínky experimentu

Pro experiment byl použit CoCr válec, který rotoval recipročně podle předepsaného kinematického cyklu, zatímco byl přitlačován na konkávní vzorek UHMWPE silou F. Tím došlo k simulaci rotační flexe/extenze a axiálního zatížení protetické kyčle, což jsou hlavní kinematické a zatěžovací složky.

- Úhel rotace: 0 až 90°
- Mazivo: bovinní sérum – HyClone o koncentraci proteinu 20 mg/ml (v něm byly komponenty ponořeny)
- Kontaktní tlak: 0,57–1,13 MPa
- Frekvence: 1 Hz

Geometrie mikrotextr






Na CoCr válcích (ASTM F1537-08) o průměru 50 mm leštěných na drsnost $R_a < 50$ nm byly laserovou technologií vyrobeny kruhové důlky. Kruhové důlky měly poloměr 50 μ m a byly uspořádány do 4 sítí. Na obrázku 2-16 jsou viditelné všechny 4 typy použitých sítí. Protikus vyrobený z UHMWPE (GUR 1020-ASTM F648) měl průměr 50,75 mm a drsnost povrchu 500 nm.



obr. 2-16 Geometrie použitých mikrotextrur [7]

Výsledky

Součinitel tření byl vypočítán z kroučícího momentu a normálové síly měřené pro texturovaný i hladký povrch CoCr válce. Koeficient tření dosahoval maximálních hodnot na začátku a konci (v časech 0,5, 1 a 1,5 s) a minimálních uprostřed každého cyklu za konstantní kluzné rychlosti 0,1 m/s. Experimentální výsledky ukázaly, že bylo dosaženo menšího součinitele tření u mikrotexturovaných CoCr válců oproti válcům hladkým. Bylo dokázáno, že vzorkovaný povrch snižuje tření zvýšením hydrodynamického tlaku a tloušťky mazacího filmu. Z obrázku 2-17 je patrné, že se zvyšujícím se kontaktním tlakem roste i průměrný koeficient tření. S výjimkou nejvyššího kontaktního tlaku součinitel tření netexturovaného válce nikdy nepřekonal mikrotexturované komponenty. Navíc mikrotexturované povrchy dosahovaly sníženého součinitele tření velmi rychle po otočení směru kluzu oproti originálním.

Texture design	Max contact pressure [MPa]			
— 300 μm	0.57	0.71	0.90	1.13
	0.26	0.29	0.29	0.28
	0.12	0.17	0.23	0.29
	0.20	0.26	0.28	0.31
	0.19	0.21	0.25	0.29
	0.16	0.24	0.25	0.29

obr. 2-17 Vývoj hodnot součinitele tření v závislosti na kontaktním tlaku a použitém povrchu [7]

A. BORJALI A., L. LANGHORN, K. MONSON, B. RAEMAEEKERS. Using a patterned microtexture to reduce polyethylene wear in metal-on-polyethylene prosthetic bearing couples. *Wear*. 2017, 392-393, 77-83. [21]

Tato studie se zabývala experimentálním stanovením opotřebení mezi UHMWPE piny a hladkými a texturovanými CoCrMo disky.

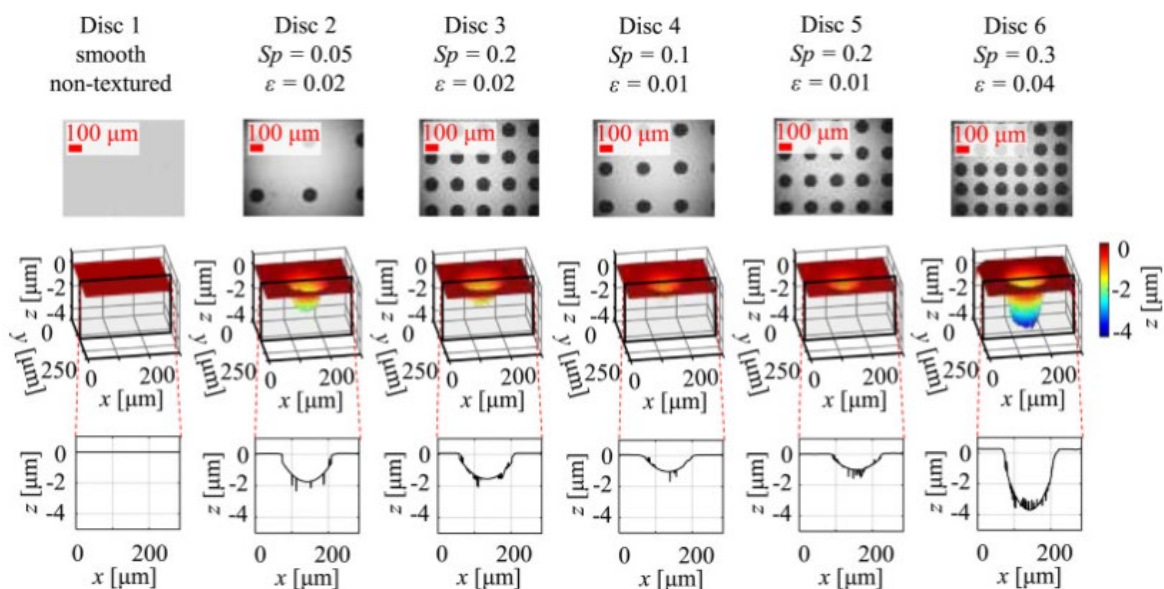
Podmínky experimentu

Používaly se CoCrMo disky (ASTM F 1537-08) s drsností povrchu menší než 50 nm. Protikusy byly 3 typy polyetylenových pinů. První byly vyrobeny ze standardního UHMWPE (GUR 1050-ASTM F648-14). Druhé byly vyrobeny z vysoce síťovaného polyetylenu ošetřeného 75kGy gama zářením (HXPE-ASTM F648-14). Třetí typ byl vyroben z vysoce síťovaného polyetylenu s přidaným vitamínem E (VEXPE UHMWPE-ASTM F-2695).

- Mazivo: bovinní sérum (Hyclone, Logan, UT) s koncentrací proteinu 20 mg/ml
- Frekvence: 1 Hz
- Kontaktní tlak: 2 MPa

Geometrie mikrotextrur

Při experimentu byly použity sférické důlky s proměnlivou hloubkou. Hustota textur S_p , poměr hloubky a průměru důlku ε jsou ukázány na obrázku 2-18.



obr. 2-18 Geometrie použitých hladkých a texturovaných CoCrMo disků [21]

Výsledky

Z obrázku 2-19 je patrné, že opotřebení polyetylenu bylo sníženo u všech typů mikrotexturovaných disků. K tomu došlo v důsledku zvýšení tloušťky mazacího filmu, což snížilo kontakt mezi třecími plochami. Nejnižšího opotřebení dosáhl disk 4.

Pin	Average wear rate [mg/MC]					
	Disc 1	Disc 2	Disc 3	Disc 4	Disc 5	Disc 6
UHMWPE GUR 1050	5.4	3.6	3.2	2.6	3.4	3.7
HXPE	1.9	1.2	1.1	0.9	1.5	1.4
VEXPE UHMWPE	1.3	1.0	0.9	0.6	0.9	1.1

obr. 2-19 Průměrné výsledné opotřebení v závislosti na použitém polyetylenu [21]

Stručný přehled dalších studií

Ito a kolektiv [24] použil konkávní kruhové důlky (průměr 0,5 mm, hloubka 0,1 mm a rozteč 1,2 mm) na CoCr femorální hlavici. Zkoušky proběhly na kyvadlovém simulátoru a ukázaly, že součinitel tření se snížil o 36,2 % a opotřebení UHMWPE o 69 % v porovnání s hladkou hlavici. Úhel kyvu byl 60 stupňů, frekvence 0,33 Hz a doba 1 milion cyklů [24].

Sawano a kolektiv [25] provedl „pin-on-disc“ experimenty mezi mikrotexturovanými CoCr disky a netexturovanými UHMWPE piny. Rozměry důlků byly 0,3–0,4 μm průměr, 0,25–4,4 μm hloubka a 0,1 μm rozteč. Bylo ukázáno, že 1 μm hluboké důlky snižují opotřebení UHMWPE až o 61 % v porovnání s hladkými CoCr povrchy. Toto snížení bylo připisováno zachytávání částic do důlků [25].

Roy a kolektiv [26] provedl také „pin-on-disc“ experimenty s mikrotexturovanými keramickými disky artikulujícími s netexturovanými keramickými piny. Zjistil, že disky s kruhovými důlky o rozměrech 400 μm v průměru, 30 μm do hloubky a 15 % hustotou mikrotextr vykazovaly součinitel tření o 22 % nižší a o 53 % se snížila míra opotřebení keramiky. Nicméně testy byly prováděny s frekvencí 5–20 Hz, což převyšuje 1 Hz cyklus chůze [26].

Cho a kolektiv [27] se zaměřil na mikrotexturované kovové povrchy s kruhovými důlky o rozměrech 75 μm průměr a hloubkou 20–75 μm . Hustota rozmístěných textur byla od 5 po 25 %. Bylo zjištěno, že redukce součinitele tření je nezávislá na geometrii těchto důlků [27].

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Z rešerše je patrné, že mezi nejčastější důvody selhání implantátů patří nedostatečné mazání, tím zvýšené tření a v důsledku toho vyšší míra opotřebení. Vývoj implantátů umožňuje používat více šetrná materiálová spojení pro lidské tělo, a to se projevuje například ustupováním použití spojení kovu s polyetylénem a jeho nahrazování keramikou. Implantát je ale zároveň pořád umělý materiál a oproti přírodnímu kloubu nemá žádnou regeneraci. To současně s rozvojem medicíny a prodlužováním doby dožití klade zvýšený důraz na životnost protéz.

Z dostupných zdrojů vyplývá, že úprava povrchu mikrotexturováním je jednou z možností zvýšení životnosti implantátů. Tato metoda umožňuje snížit součinitel tření, zlepšit podmínky mazání a zároveň zachovat dosud používané materiály. Důlky působí jako rezervoáry pro mazací kapalinu a zároveň zachytávají uvolněné částice. Jedná se tedy do budoucna o slibnou technologii, která je ovšem náročná na přesnost výroby.

Dosud provedené studie ukazují, že nevhodná volba parametrů důlků či nepřesná výroba vede naopak ke zvýšení opotřebení a rychlejší ztrátě implantátu. Nejvíce prozkoumané jsou kruhové důlky, ale velká část experimentů byla provedena pouze metodou „pin-on-disc“. Mnohem přesnější metodou pro měření je použití kyvadlového simulátoru, který lépe simuluje podmínky v lidském těle a zejména umožňuje studium reálné geometrické konfigurace. Experimenty zaměřené na hodnocení tloušťky mazacího filmu provedené na kyvadlovém simulátoru ukazují, že slibné výsledky jsou zjištěny u čtvercových sítí. Čtvercový tvar mikrotextr byl popsán několika na sobě nezávislými studiemi a souhrnné výsledky vykazují předpoklad, že toto uspořádání je nadějně pro další aplikace.

Smyslem použití mikrotexturované struktury na povrchu implantátů je snížení tření a opotřebení styčných ploch zejména v počáteční fázi artikulace. Tehdy dochází u originálních implantátů k největšímu opotřebení. Mikrotexturovaná protéza může eliminovat podstatnou část tohoto opotřebení, a tím zvýšit svoji životnost. V další fázi chodu implantátu není rozdíl v opotřebení tak znatelný.

Je však nutné podotknout, že mikrotexturované implantáty nebyly dosud ozkoušeny v klinické praxi. Slibné laboratorní výsledky tedy nemusí znamenat úspěch i v těle pacienta.

3.2 Cíl práce

Hlavním cílem práce je provést experimentální studium součinitele tření v náhradě kyčelního kloubu. Měření budou realizována na kyvadlovém simulátoru, přičemž bude studován vliv modifikace povrchu jamky a materiálu hlavice na velikost tření.

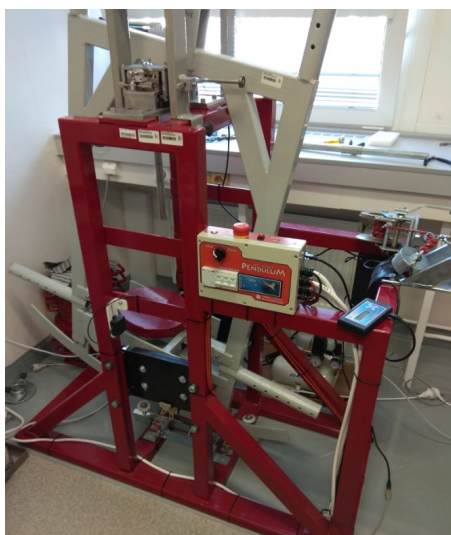
Dílčí cíle bakalářské práce:

- Zmapovat vědecké studie zabývající se cílenou modifikací povrchů kloubních náhrad
- Navrhnout vhodnou technologii a zajistit úpravu originální jamky
- Provést měření s cílem posoudit vliv modifikace povrchu na součinitel tření
- Analyzovat vliv materiálu kloubní hlavice na součinitel tření

4 MATERIÁL A METODY

4.1 Kyvadlový simulátor

Kyvadlový simulátor byl vytvořen roku 2013 na Ústavu konstruování pro potřeby výzkumu kyčelních kloubních náhrad. Primárním účelem bylo měření součinitele tření, ale v následujících letech došlo k úpravě kyvadla pro možnost měření mazacího filmu. Zařízení se skládá ze statického a pohyblivého rámu. Pohyblivý rám může být osazen až 12 závažími každé o hmotnosti 15,4 kg. Konstrukčním omezením simulátoru je maximální úhel vychýlení, který činí 18°. Pro náš případ bylo potřeba odmontovat pomocné elektromotory a kolejnice. Důvodem bylo otírání rámu o tyto komponenty, což by vedlo k ovlivnění naměřených výsledků.



obr. 4-1 Kyvadlový simulátor

4.2 Použité komponenty

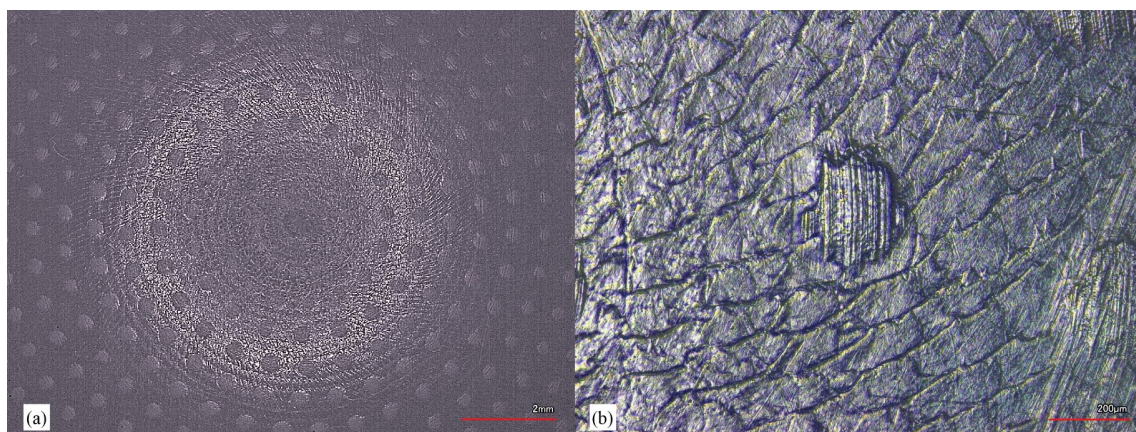
4.2.1 Jamky

tab. 4-1 Parametry použitých kyčelních jamek

Typ	Materiál	Průměr	Drsnost povrchu	Výrobce
originální jamka	UHMWPE	32,24 mm	573 nm	B.Braun
dentovaná jamka	UHMWPE	32,42 mm	625 nm	Meijo University

Mikrotexturovaná jamka

Na základě rešerše o možnostech modifikace implantátů kyčelních jamek připadaly na výběr 3 možnosti. Jednalo se o vyvrtání mikrovrtákem, obrobení speciálním nožem nebo vypálení femtolaserem. Odpařování vrstev femtolaserem se zpočátku jevilo jako nejlepší možnost, ale vzhledem k zjištěné možnosti vzniku „sleeves“ (tepelné znehodnocení oblasti okolo důlku) nebylo vybráno jako finální. Metoda vyvrtání důlků kladla od počátku vysoké nároky na nástroj. Souhrn velmi malého průměru vrtáku, náročného upnutí, horší geometrické a rozměrové tolerance a horší jakosti povrchu vedl k upřednostnění obrábění nožem. Navíc by bylo pravděpodobně potřeba zkonstruovat speciální mikrovrták. Obrábění speciálním nožem bylo vybráno z výše uvedených důvodů. Výroba proběhla ve spolupráci s Meijo University a firmou Kanefusa v Japonsku. Přesné rozměry vyrobených mikrotextur na povrchu jamky, zvolené na základě předchozích zkušeností japonského vědeckého týmu, jsou 300 μm v průměru a 5 μm do hloubky pro každý důlek (ukázáno na obrázku 4-2). Vytvořenými důlky je pokryto 15 % povrchu.



obr. 4-2 Detailní snímky mikrotexturované jamky; (a) snímek mikrotextur vytvořený pomocí 3D laserové kamery pro měření profilu; (b) snímek důlku pomocí konfokálního mikroskopu

4.2.2 Hlavice

V měření byly použity následující hlavice s parametry uvedenými v tabulce 4-1.

tab. 4-2 Parametry použitých hlavic

Materiál	Průměr	Drsnost povrchu	Výrobce
ISODUR CoCrMo	31,96 mm	12,05 nm	B.Braun
BIOLOX®Delta	31,97 mm	12,01 nm	B.Braun
BIOLOX®Forte	31,97 mm	9,03 nm	B.Braun
Oxinium	31,90 mm	57,63 nm	Smith&Nephew



obr. 4-3 Použité hlavice

4.3 Použitá maziva

Phosphate buffered saline (PBS – fosfátový pufr)

Jedná se o roztok soli na bázi vody obsahující chlorid sodný a hydrogenfosforečnan sodný. Pomáhá udržovat konstantní pH v těle 7,4. Koncentrace iontů odpovídá izotonické koncentraci v lidském těle [28].

Modelová synoviální kapalina (MSK)

Pro simulaci podmínek v lidském těle byla použita modelová synoviální kapalina, jejíž složení odpovídá složení fyziologické synoviální kapaliny. Složení bylo navrženo ve spolupráci s Ústavem lékařské chemie a biochemie na Univerzitě Palackého v Olomouci. Koncentrace jednotlivých složek modelové kapaliny jsou následující: albumin = 20 mg/ml, γ -globulin = 3,6 mg/ml, kyselina hyaluronová = 2,5 mg/ml, fosfolipidy = 0,15 mg/ml.

Kyselina hyaluronová (KH)

Jedná se o lineární polysacharid s vysokou molekulovou hmotností a řadí se mezi jednu z hlavních složek mezibuněčné hmoty a synoviální tekutiny. V synoviální tekutině působí jako mazadlo a tlumič nárazů. Také zlepšuje metabolismus buněk chrupavky a zabraňuje tak její degradaci [29]. Pro měření v této bakalářské práci byla použita kyselina hyaluronová o molekulové hmotnosti 1060 kDa a koncentraci 20 mg/ml.

4.4 Postup experimentu

Postup měření:

1. Volba komponent pro měření
2. Vyjmutí maziva z lednice/mrazničky
3. Příprava aparatury a měřícího řetězce
4. Vyčištění testovaných komponent (dle maziva, viz níže)
5. Upevnění kloubní jamky
6. Aplikace maziva do jamky
7. Usazení kloubní hlavice
8. Vlastní experiment (10 opakování)
 - a. Aktivace skriptu v softwaru DEWEsoft7
 - b. Vychýlení kyvadla do počáteční polohy (18°)
 - c. Uvolnění kyvadla
 - d. Export dat do prostředí Matlab
9. Vyčištění testovaných komponent (viz bod 4)
10. Vyhodnocení
 - a. vyhodnocení součinitele tření v programu Matlab
 - b. Grafické a tabulkové zpracování dat

Proces čištění pro jednotlivá maziva:

Pro PBS:

- a. Očištění komponenty izopropylalkoholem

Pro modelovou synoviální kapalinu:

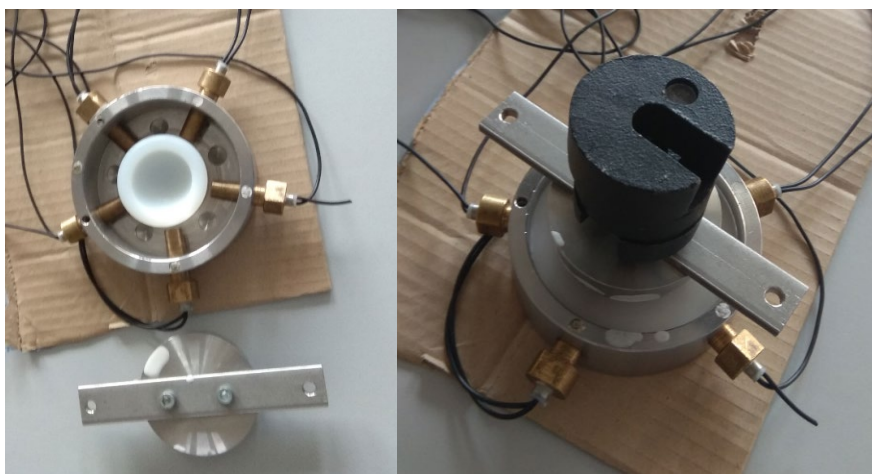
- a. Opláchnutí komponent v 1% roztoku SDS (sodiumdedocylsulfát)
- b. Opláchnutí komponent v destilované vodě
- c. Osušení
- d. Očištění komponent izopropylalkoholem

Pro kyselinu hyaluronovou:

- a. Opláchnutí komponent v 1% roztoku SDS (sodiumdedocylsulfát)
- b. Opláchnutí komponent v destilované vodě
- c. Osušení
- d. Očištění komponent izopropylalkoholem

4.5 Stanovení součinitele tření

Před samotným měřením bylo potřeba připravit jamku. Jamka byla usazena do misky, zajištěna topnými patronami, zatížena a zalita metylmetakrylátovou pryskyřicí. Tento postup je ukázán na obrázku 4-4. Vytvrzená pryskyřice udržuje jamku v požadované poloze během měření. Do vybrané kloubní hlavice byl zasazen nerezový kužel. Hlavice byla následně usazena do jamky s mazivem. Šroubovým mechanismem se spustil pohyblivý rám a došlo k sesazení jamky a hlavice. Celkové zatížení činilo 532 N (tíha rámu + 1 závaží o hmotnosti 15,4 kg). Po každém kyvu bylo potřeba vyexportovat výsledky do formátu čitelného pro Matlab. Po ukončení měření byly výsledky vyhodnoceny s využitím připraveného skriptu, který ukázal hodnotu součinitele tření pro dané měření.



obr. 4-4 Příprava jamky pro experiment

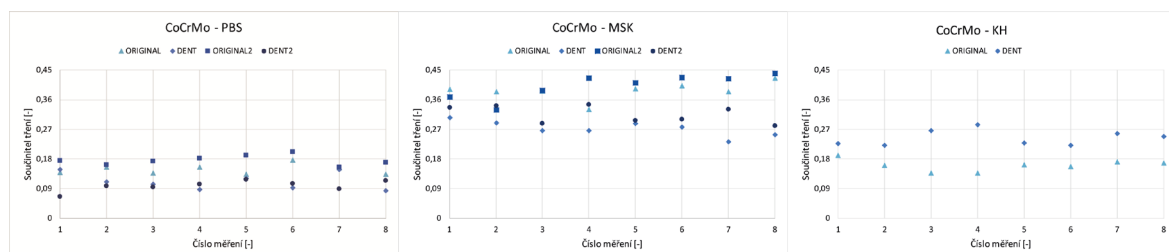
5 VÝSLEDKY

Z 10 naměřených hodnot byla pokaždé eliminována maximální a minimální hodnota součinitele tření, a to z důvodu vyloučení určitých extrémních jevů. Do výsledných grafů se tedy započítávalo pouze 8 hodnot.

5.1 Podle použité hlavice

5.1.1 Kov (CoCrMo)

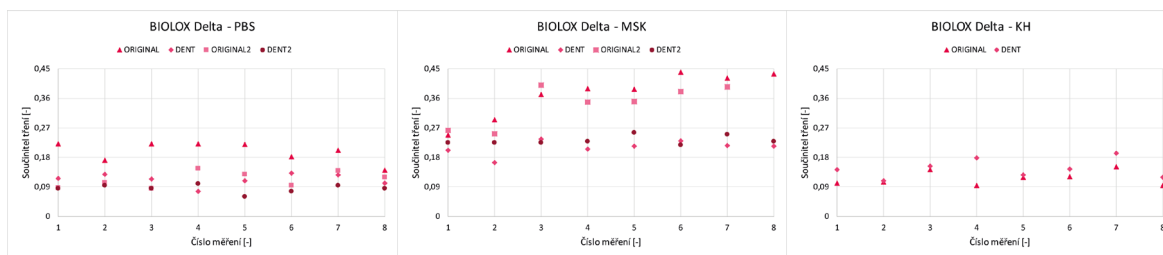
Graf 5-1 ukazuje vývoj hodnot součinitele tření v závislosti na počtu měření a použitém mazivu. Při použití PBS si můžeme u opakovaného měření všimnout mírně se zvyšujících rozdílů mezi jamkami. U dentované jamky lze pozorovat snížení hodnot součinitele tření, zatímco u originální jamky nastalo mírné zvýšení oproti prvnímu experimentu. U modelové synoviální kapaliny jsou vidět nejvyšší hodnoty součinitele tření, které při měření s originální jamkou (kromě případu 4 v prvním měření, kdy byla hodnota 0,331) neklesly pod hodnotu 0,36. V případě užití kyseliny hyaluronové si můžeme všimnout opačného trendu chování jamek mezi body 2 až 5, kdy nejvyšší rozdíl je v bodě 4.



obr. 5-1 Grafy hodnot součinitele tření pro CoCrMo hlavici

5.1.2 BIOLOX®Delta

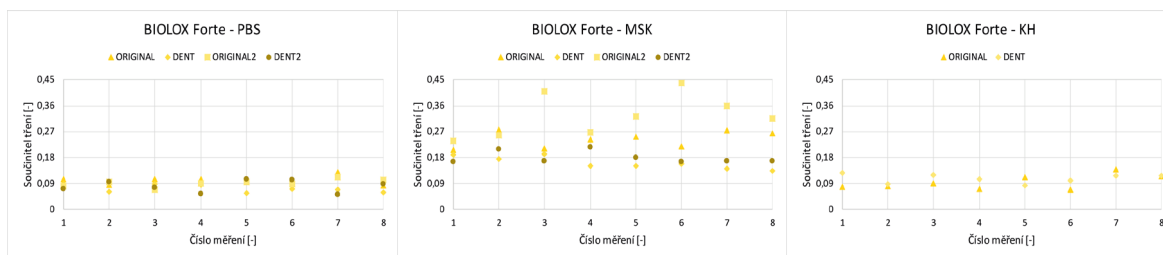
Z grafu 5-2 jsou jasně pozorovatelné vyšší hodnoty součinitelů tření pro originální jamku při použití fosfátového pufru a modelové synoviální kapaliny. Z trendu se vymyká jen první měření v roztoku PBS, kdy se hodnoty součinitele tření přibližují prvnímu měření u dentované jamky. U MSK je patrná narůstající tendence součinitele tření, který z první hodnoty 0,25 (0,26) vzroste až na 0,43 (0,41) u osmého bodu (v závorce hodnoty pro druhé měření).



obr. 5-2 Grafy hodnot součinitele tření pro keramickou hlavici BIOLOX Delta

5.1.3 BIOLOX®Forte

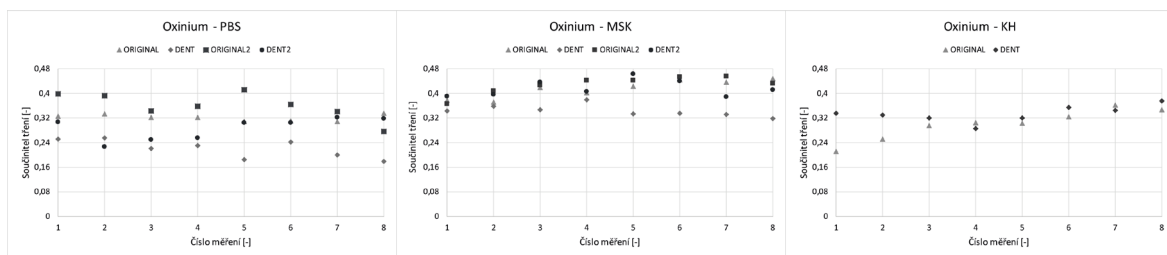
V případě hlavice této hlavice byly výsledky nejstabilnější bez větších odchylek. Toto platí hlavně pro experimenty prováděné v PBS a KH. U modelové synoviální kapaliny se vymyká druhé měření s originální jamkou, kde v případě bodů 3 a 6 došlo k nárůstu součinitele tření na hodnoty 0,41 a 0,44. Oproti tomu v případě dentované jamky byl průběh součinitele tření pro toto mazivo přibližně shodný pro obě měření.



obr. 5-3 Grafy hodnot součinitele tření pro keramickou hlavici BIOLOX Forte

5.1.4 Oxinium

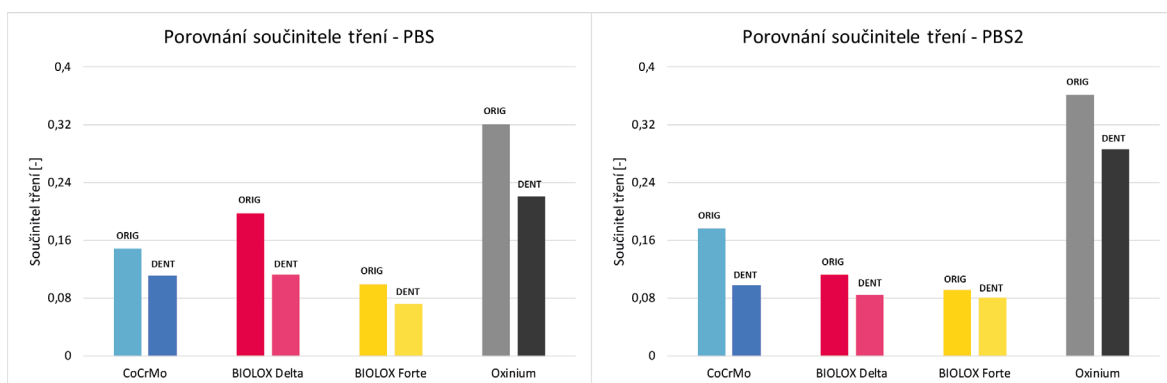
V případě PBS můžeme z grafu 5-4 zjistit, že při druhém měření došlo u originální i dentované jamky ke zvýšení hodnot součinitele tření oproti měření prvnímu. U MSK je u originální jamky viditelné postupné zvyšování koeficientu tření z hodnoty 0,37 až na hodnotu 0,45 (respektive 0,37 až 0,43 pro druhé měření). U dentované jamky se součinitel tření pohyboval mezi 0,32–0,38 (0,39–0,46 druhé měření). Zajímavý je vývoj u kyseliny hyaluronové. Zpočátku odlišné hodnoty mezi originální a dentovanou jamkou se od čtvrtého bodu téměř smazávají a až do posledního bodu jsou velmi vyrovnané.



obr. 5-4 Grafy hodnot součinitele tření pro oxiniovou hlavici

5.2 Porovnání průměrné hodnoty součinitele tření podle použitého média

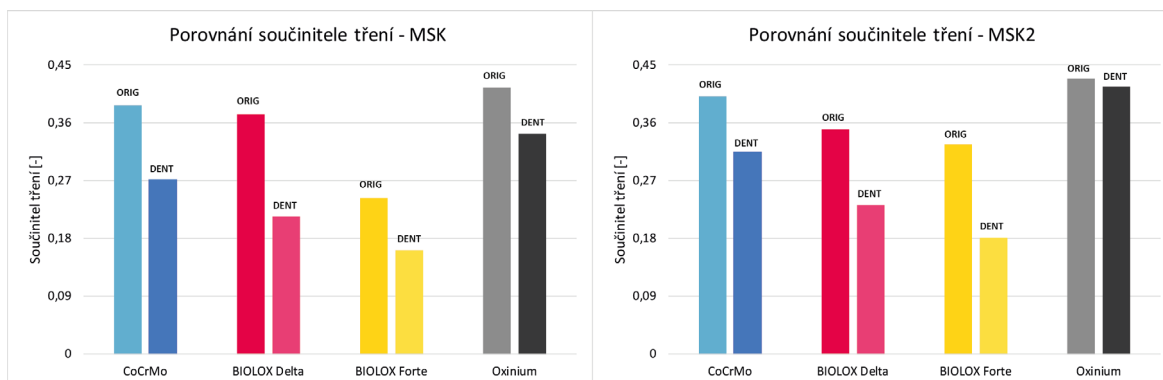
5.2.1 PBS



obr. 5-5 Grafy porovnávající průměrnou hodnotu součinitele tření při použití roztoku PBS

Graf 5-5 porovnává průměrné hodnoty součinitele tření pro všechny 4 typy hlavic při měření s PBS. Jasně viditelný je rozdíl mezi originální a mikrotexturovanou jamkou, kdy pro prvně jmenovanou jamku vycházel průměrný součinitel tření ve všech případech vyšší než u jamky dentované. Při opakovaném měření nastal stejný trend a originální jamka opět vykazovala vyšší hodnoty součinitele tření.

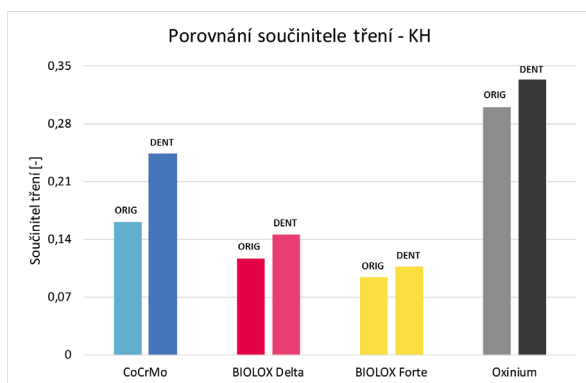
5.2.2 Modelová synoviální kapalina



obr. 5-6 Grafy porovnávající průměrnou hodnotu součinitele tření při použití modelové synoviální kapaliny

V grafu 5-6 vidíme podobnou závislost jako v případě grafu 5-5. Výsledné hodnoty součinitele tření pro mikrotexturovanou jamku byly v každém případě nižší než hodnoty součinitele tření u originální jamky i v případě měření v prostředí modelové synoviální kapaliny.

5.2.3 Kyselina hyaluronová



obr. 5-7 Graf porovnávající průměrnou hodnotu součinitele tření při použití kyseliny hyaluronové

Jak lze pozorovat v grafu 5-7, pro kyselinu hyaluronovou nastal opačný jev než v případě fosfátového pufru a modelové synoviální kapaliny. Zatímco u předešlých dvou maziv byl vždy vyšší součinitel tření pro originální jamku v případě tohoto maziva je pro všechny 4 materiály vyšší součinitel tření u dentované jamky.

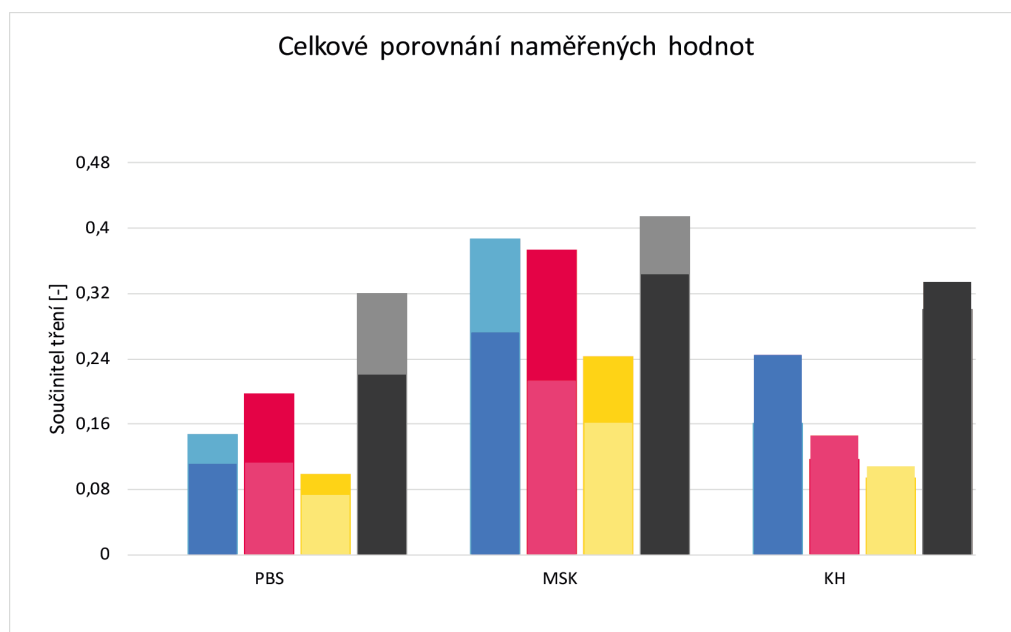
5.3 Celkové výsledky

Z grafu 5-8 je patrné, že nejvyšších hodnot dosahoval součinitel tření u oxiniové hlavice, a to ve všech měřených případech. Naopak nejnižší hodnota součinitele tření byla zjištěna u keramické hlavice BIOLOX®Forte.

Velmi významné rozdíly mezi jamkami byly při použití modelové synoviální kapaliny. Průměrný součinitel tření u keramiky BIOLOX®Delta se lišil o 43,7 %, což indikuje znatelné snížení tření. U CoCrMo hlavice byl rozdíl 29,6 %, takže dentovaná jamka měla skoro o třetinu nižší tření než originální jamka. U keramiky BIOLOX®Forte byl součinitel tření snížen také téměř o třetinu (32,85 %). V případě oxiniové hlavice byl rozdíl nejmenší a to 17,3 %.

Při měření v prostředí fosfátového pufru dosáhla nejlepšího výsledku keramika BIOLOX®Forte, jejíž průměrné hodnoty součinitele tření nepřekročily hodnotu 0,1. Rozdíl mezi dentovanou a originální jamkou dosáhl hodnoty 27,1 %. Nejmenší rozdíl byl zjištěn u kovové hlavice a to 20,7 %. I tak se ale jedná o pětinové snížení součinitele tření. Oproti tomu největší snížení součinitele tření měla růžová keramika BIOLOX®Delta. Rozdíl hodnot dosáhl 42,8 %.

Pro kyselinu hyaluronovou nastal opačný jev, kdy dentovaná jamka vykazovala vyšší průměrné součinitele tření než jamka originální. Nejvyšší zvýšení o 34,6 % proběhlo u CoCrMo hlavice. Všechny ostatní rozdíly nepřesáhly 21 %. U keramik BIOLOX®Delta a BIOLOX®Forte bylo dosaženo zvýšení o 20,2 % a 12,2 %. Nejmenší (desetiprocentní) zvýšení nastalo u oxiniové hlavice.



obr. 5-8 Graf vyjadřující celkové porovnání průměrných součinitelů tření u všech použitých materiálů a prostředí

6 DISKUZE

Z výsledků měření je patrné, že u fosfátového pufru a modelové synoviální kapaliny je výsledný součinitel tření nižší pro modifikovanou jamku. Při použití kyseliny hyaluronové naopak vyšel součinitel nižší v originální jamce, a to u všech použitých hlavíc. Vysoká viskozita kyseliny hyaluronové je pravděpodobně důvodem, proč u ní nedošlo ke stejnému vývoji jako v případě ostatních médií.

Opakovaná měření měla za cíl ověřit a potvrdit dříve naměřené výsledky. Ve všech případech došlo k potvrzení předešlých výsledků měření i když se občas liší průměrné hodnoty součinitelů tření. Tyto odchylky mohou být zapříčiněny několika okolnostmi. Zaprvé jsme používali pouze 1 miskou do které jsme vždy vložili používanou jamku a upnuli ji do stroje. Z toho důvodů je možné, že při opakovaném měření byla pootočena a kontakt neprobíhal přesně po stejné ploše jako při prvním měření. Mohly se tedy projevit nerovnosti povrchu, které nebyly zachyceny prvním měřením nebo naopak. Do výsledků se také mohlo promítnout opotřebení jamek z předešlých měření. Časy kyvů však vycházely pro první i druhé experimenty přibližně stejné bez větších odchylek a z toho vyvozují, že výsledné hodnoty lze považovat za reálně porovnatelné.

Při měření s kyselinou hyaluronovou nebylo provedeno opakované měření z důvodu nedostatku tohoto média a také s ohledem na skutečnost, že se opakovatelnost u dalších dvou maziv ukázala být uspokojivá.

Nejvyšších hodnot součinitele tření dosahovalo oxinium, které, na rozdíl od ostatních hlavíc, mělo vysokou drsnost povrchu. Z toho vyvozují, že vysoká drsnost povrchu oxiniové hlavice ve spojení s menším průměrem hlavice oproti jamce mohla zapříčinit zvýšené hodnoty součinitele tření.

Vliv texturovaného povrchu kyčelní jamky dosud nebyl nijak podrobně prozkoumán a skutečnost, že naše měření je prvním v takovém rozsahu vede k otázkám, proč dosud neprobíhaly experimenty také s jamkami. Důvodů proč se dosud podobné experimenty neprováděly může být několik. Prvním může být technologická náročnost výroby mikrotextr na povrch konkávních komponent, jelikož jsou vyžadovány speciální stroje a je kladen vysoký důraz na přesnost vyrobeného povrchu. Oproti tomu je výroba mikrotextr na povrchu femorálních hlavíc mnohem jednodušší a dostupnější. Dalším faktorem může být předpoklad, že důlky vyrobené na povrchu acetabulární komponenty se mnohem dříve vyhladí a efekt snižující tření zmizí.

Vzhledem ke skutečnosti, že jsme jako první v takovém rozsahu experimentovali s mikrotextrami na povrchu jamky je složité porovnat naměřené výsledky. Možnost, jak alespoň trochu porovnat výsledky je pomocí geometrie použitých důlků. V našem experimentu byly použity důlky o rozměrech 300 μm v průměru a 5 μm do hloubky. Nejblíže byl našim podmínkám experiment popsán ve studii [12] kde byly pro kruhovou síť použity důlky o rozměrech 250 μm v průměru a 30 μm do hloubky. Výsledky této studie bohužel ukázaly zvyšování součinitele tření způsobené deformací UHMWPE a vniknutím materiálu do důlku. Další experimenty na kyvadlovém simulátoru provedl Ito [24], jehož důlky o rozměrech 500 μm v průměru a 100 μm do hloubky snížily součinitel tření u CoCr hlavice o 36,2 % při použití bovinního séra jako maziva. V našem případě došlo u modelové synoviální kapaliny ke snížení o 29,6 % pro CoCrMo hlavici. Japonský experiment však probíhal při úhlu kyvu 60°, což neodpovídá našemu měření. Další studie [26] již probíhala metodou „pin-on-disc“ a nikoliv na kyvadlovém simulátoru. V případě studie [26] se jednalo o důlky o rozměrech 400 μm v průměru a 30 μm do hloubky vyrobené na keramických discích (Al_2O_3). Tyto důlky snížily součinitel tření o 22 % při mazání bovinním sérem. Pro porovnání, v našem případě došlo u keramik ke snížení o 43,7 % (Delta) a 32,85 % (Forte) v prostředí MSK, i když se opět nejednalo o stejné podmínky.

Měření realizovaná v rámci této bakalářské práce však ukázala, že denty vyrobené na povrchu jamky dokáží snížit tření v úvodní fázi pohybu hlavice a jamky (alespoň u některých maziv). To vede k předpokladu, že v případě použití modifikované jamky je možné dosáhnout razantního snížení tření právě v této důležité záběhové fázi, kdy je tření a s tím spojené opotřebení nejvyšší. V případě snížení tření lze dosáhnout i snížení opotřebení a tím dojde ke zlepšení plynulosti celého procesu a prodloužení životnosti implantátů, což je primární cíl, kterého je potřeba dosáhnout.

Pro další vývoj považuji za zásadní prozkoumání efektu mikrotexturované jamky ve spojení s mikrotexturovanou hlavici. Pokud se spojí kladné vlastnosti obou komponent plynoucí z modifikace povrchu může tato kombinace vyústit ve značné prodloužení životnosti implantátů. Z hlediska geometrie mikrotextr se jeví jako vhodné použití kruhových nebo čtvercových mikrotextr. Čtvercové mikrotextury dosahovaly ve studiích výborných výsledků [22], a proto bych se přikláněl také k jejich vyzkoušení.

7 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo provést experimentální studium součinitele tření v kyčelní náhradě. Na kyvadlovém simulátoru proběhla série experimentů se 4 různými hlavicemi a 2 jamkami. Pro získání komplexního souboru výsledků byly použity 3 mazací kapaliny.

První část bakalářské práce poskytuje náhled do problematiky implantátů. Podrobně přibližuje proces selhání implantátů, používané materiály a trendy v aktuální ortopedické praxi. Závěrečná kapitola (2.5) popisuje mikrotextury a detailně analyzuje aktuální výzkumné práce zabývající se tematikou mikrotexturovaných implantátů.

Hlavním úkolem bylo experimentální ověření předpokladu, že mikrotexturovaný povrch kloubní jamky snižuje součinitel tření. K tomuto účelu posloužila v Japonsku speciálně upravená kloubní jamka s kruhovými mikrotexturami, která byla následně porovnávána s originální jamkou.

Výsledkem práce je experimentální zjištění součinitelů tření a jejich vzájemné porovnání. Naměřená data jsou zpracována do grafů. Jelikož se jedná o nový přístup k dané problematice porovnání výsledků je značně komplikované.

Z našeho měření vyplynulo, že při použití mazacího média na bázi fosfátového pufru nebo modelové synoviální kapaliny dochází ke snížení součinitele tření u mikrotexturované jamky. Naopak v případě použití vysokoviskózního média (v našem případě kyseliny hyaluronové) došlo ke zvýšení součinitele tření. Z tohoto vyplývá, že použitím vhodné kombinace mikrotextury a mazacího média může dojít ke zvýšení životnosti implantátu.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] OECD 2017: Hip and knee replacement. *Health at a Glance 2017* [online]. OECD Indicators: OECD Publishing Paris, b.r. [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: https://doi.org/10.1787/health_glance-2017-65-en
- [2] *American Joint Replacement Registry: Fifth AJRR Annual Report on Hip and Knee Arthroplasty* [online]. 2018, **2018(5)** [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: <http://www.ajrr.net/publications-data/annual-reports>
- [3] NINE, Md, Dipankar CHOUDHURY, Ay HEE, Rajshree MOOTANAH a Noor OSMAN. Wear Debris Characterization and Corresponding Biological Response: Artificial Hip and Knee Joints. *Materials*. 2014, **7(2)**, 980-1016. DOI: 10.3390/ma7020980. ISSN 1996-1944. Dostupné také z: <http://www.mdpi.com/1996-1944/7/2/980>
- [4] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. 1. vyd. Praha; Košice: Viena, 2000, 379 s. ISBN 80-7099-443-6.
- [5] Stavba kloubu. In: *Západočeská univerzita v Plzni: Katedra mechaniky* [online]. b.r. [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: https://www.kme.zcu.cz/kmet/bio/image_ks/obr4.png
- [6] VALENTA, J, Jaroslav VALENTA, Vladimír BÍNA, Vratislav KAFKA, Pavel KOMÁREK, Karel LOBL, Jaroslav NĚMEC a Alexandr PUZAN. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985, 544 s.
- [7] CHYR, Anthony, Mingfeng QIU, Jared SPELTZ, Ronald JACOBSEN, Anthony SANDERS, Bart RAEYMAEKERS a Anthony CHYR. A patterned microtexture to reduce friction and increase longevity of prosthetic hip joints. *Wear* [online]. 2014, **315**, 51-57 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.wear.2014.04.001. ISSN 0043-1648. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1678007639/>
- [8] SALARI, Meysam a Reza BAGHERI. Improved wear, mechanical, and biological behavior of UHMWPE-HAp-zirconia hybrid nanocomposites with a prospective application in total hip joint replacement. *Journal of Materials Science* [online]. New York: Springer Nature B.V, 2019, **54(5)**, 4259-4276 [cit. 2019-05-08]. DOI: 10.1007/s10853-018-3146-y. ISSN 00222461. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/2151824019/>

- [9] RIEKER, Claude b a Claude b RIEKER. Tribology of total hip arthroplasty prostheses: What an orthopaedic surgeon should know. *EFORT open reviews* [online]. 2016, 1(2), 52-57 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000004. ISSN 2058-5241. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1894519196/>
- [10] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. *Biomechanika*. 2. vydání. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 2001, 380 stran : ilustrace. ISBN 80-7082-792-0.
- [11] NEČAS, D., M. VRBKA, A. GALANDÁKOVÁ, I. KŘUPKA a M. HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Elsevier Ltd, 2019, 89, 237-248 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.022. ISSN 1751-6161. Dostupné z: [https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S1751616118310282](https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S1751616118310282)
- [12] CHOUDHURY, Dipankar, Martin VRBKA, Azuddin bin MAMAT, Ian STAVNESS, Chanchal k. ROY, Rajshree MOOTANAH a Ivan KRUPKA. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Elsevier Ltd, 2017, 72, 192-199 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.011. ISSN 1751-6161.
- [13] S C SHOLES, . A frictional study of total hip joint replacements. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2000, 45(12), 3721-3735 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.1088/0031-9155/45/12/315. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <https://iopscience-iop-org.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1088/0031-9155/45/12/315>
- [14] VRBKA, M., D. NEČAS, M. HARTL, I. KŘUPKA, F. URBAN a J. GALLO. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology* [online]. Elsevier Ltd, 2015, 1-2, 61-65 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1016/j.biotri.2015.05.002. ISSN 2352-5738. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S2352573815000098>
- [15] VRBKA, M., D. NEČAS, J. BARTOŠÍK, I. KŘUPKA, A. GALLANDÁKOVÁ a J. GALLO. Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSLOVACA* [online]. 2015, (82), 341-347 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=782>

- [16] GANDHE, Advait a Martin GROVER. (i) Head size, does it matter?. *Current Orthopaedics* [online]. Elsevier Ltd, 2008, **22**(3), 155-164 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.cuor.2008.05.003. ISSN 0268-0890. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268089008000686>
- [17] BIOLOX® Materials. *CeramTec* [online]. 2019 [cit. 2019-04-28].
- [18] BRACCO, P, M ZANETTI, E CIPRIANI a L COSTA. Characterization of a Polycarbonate-urethane elastomer for orthopedic applications: Poster No. 1191. *56th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society* [online]. b.r. [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: <http://www.ors.org/Transactions/56/1191.pdf>
- [19] Oxinium. *Smith&Nephew* [online]. b.r. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/key-products/orthopaedic-reconstruction/oxinium-oxidized-zirconium/>
- [20] DE LAS HERAS, Evangelina, Gabriel YBARRA, Iñigo BRACERAS a Pablo CORENGIA. Surface Modification by Plasma-Based Processes. *FUNCTIONAL PROPERTIES OF BIO-INSPIRED SURFACES: Plasma-Based Processes for Surface Modification* [online]. Singapur: World Scientific, b.r., , 1489-1493 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1142/9789812837028_0012. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/260419801_Surface_Modification_by_Plasma-Based_Processes
- [21] BORJALI, A., J. LANGHORN, K. MONSON a B. RAEYMAEKERS. Using a patterned microtexture to reduce polyethylene wear in metal-on-polyethylene prosthetic bearing couples. *Wear* [online]. Elsevier B.V, 2017, **392-393**, 77-83 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.wear.2017.09.014. ISSN 0043-1648. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0043164817311237>
- [22] CHOUDHURY, Dipankar, David REBENDA, Shinya SASAKI, Pavel HEKRLE, Martin VRBKA a Min ZOU. Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Elsevier Ltd, 2018, **81**, 120-129 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.02.014. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S1751616118301231>

- [23] GAO, Leiming, Zikai HUA, Robert HEWSON a Zhongmin JIN. Elastohydrodynamic lubrication and wear modelling of the knee joint replacements with surface topography. *Biosurface and Biotribology* [online]. Institution of Engineering and Technology, 2018, , 18-23 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1049/bsbt.2017.0003. Dostupné z: <https://doaj.org/article/b8567e9851764b6c88d683f43661e65d>
- [24] ITO, Hiroshi, Kiyoshi KANEDA, Toshio YUHTA, Ikuya NISHIMURA, Kazunori YASUDA a Takeo MATSUNO. Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints. *The Journal of Arthroplasty* [online]. Elsevier Inc, 2000, **15**(3), 332-338 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/S0883-5403(00)90670-3. ISSN 0883-5403. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0883540300906703>
- [25] SAWANO, Hiroshi, Shin'ichi WARISAWA a Sunao ISHIHARA. Study on long life of artificial joints by investigating optimal sliding surface geometry for improvement in wear resistance. *Precision Engineering* [online]. Elsevier Inc, 2009, **33**(4), 492-498 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.precisioneng.2009.01.005. ISSN 0141-6359. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0141635909000439>
- [26] ROY, Taposh, Dipankar CHOUDHURY, Subir GHOSH, Azuddin BIN MAMAT a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Improved friction and wear performance of micro dimpled ceramic-on-ceramic interface for hip joint arthroplasty. *Ceramics International* [online]. Elsevier Ltd, 2015, **41**(1), 681-690 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1016/j.ceramint.2014.08.123. ISSN 0272-8842. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0272884214013649>
- [27] CHO, Minhaeng a Hae-jin CHOI. Optimization of Surface Texturing for Contact Between Steel and Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Under Boundary Lubrication. *Tribology Letters* [online]. Boston: Springer US, 2014, **56**(3), 409-422 [cit. 2019-04-23]. DOI: 10.1007/s11249-014-0418-9. ISSN 1023-8883. Dostupné z: <https://link-springer-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/article/10.1007/s11249-014-0418-9>
- [28] HALL, John E. a Arthur C. GUYTON. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 12th ed. Philadelphia, Pa.: Saunders/Elsevier, 2011. ISBN 978-1-4160-4574-8.
- [29] NEČAS, J., L. BARTOŠÍKOVÁ a P. BRAUNER. Hyaluronic acid (hyaluronan): review. *Veterinární Medicína* [online]. 2008, **53**(8), 397-411 [cit. 2019-05-09].

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

9.1 Seznam použitých zkratk

TNF	tumor nekrotizující faktor
RANKL	receptor nukleárního faktoru kappa-B ligandu
UHMWPE	vysokomolekulární polyetylén
HXLPE	vysoce síťovaný polyetylén
PCU	polykarbonát-uretan
DLC	diamond-like carbon
MoP	kov-polyetylén
MoM	kov-kov
CoC	keramika-keramika
CoM	keramika-kov
CoP	keramika-polyetylén
PBS	fosfátový pufr
BS	bovinní sérum
KH	kyselina hyaluronová

9.2 Seznam použitých veličin

F	[N]	zátěžná síla
R	[m]	poloměr femorální hlavice
Ra	[μm]	drsnost povrchu
r_x	[m]	poloměr důlku ve směru x
r_y	[m]	poloměr důlku ve směru y
s	[m]	délka každé čtvercové buňky

Sp	[-]	hustota textur
T	[Nm]	třecí moment
σ	[-]	standardní úchylka v Gaussově funkci regulující šířku a zvonový tvar dimplů
μ	[-]	součinitel tření
ε	[-]	poměr hloubky a průměru důlku

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

obr. 1-1	Graf znázorňující rostoucí počet artroplastik velkých kloubů [2]	13
obr. 2-1	Schéma kloubu [5].	14
obr. 2-2	Faktory vedoucí k selhání implantátu [8].	15
obr. 2-3	Schématické znázornění kyvadlového simulátoru kyčelního kloubu [15]	17
obr. 2-4	Velikost implantovaných femorálních hlavic [2]	18
obr. 2-5	Typ použitých femorálních hlavic v primárních kyčelních artroplastikách [2]	18
obr. 2-6	Poměrné použití polyetylenu v acetabulárních komponentech [2]	19
obr. 2-7	Keramické hlavice a jamky BIOLOX forte [17]	20
obr. 2-8	Keramické hlavice a jamky BIOLOX delta [17]	21
obr. 2-9	HXLPE s vitamínem E [9]	22
obr. 2-10	Acetabulární komponenty – UHMWPE (vlevo) a PCU (vpravo) [18]	22
obr. 2-11	DLC povlak na kolenní protéze (vlevo) a femorální hlavici (vpravo) [20]	23
obr. 2-12	Geometrie použitých důlků [22]	27
obr. 2-13	Schématické zobrazení geometrie důlku použitého v experimentu [23]	28
obr. 2-14	Procentuální rozdělení objemového opotřebení v jednom cyklu [23]	28
obr. 2-15	Procentuální snížení tření u laterálních a mediálních mikrotexturovaných implantátů [23]	29
obr. 2-16	Geometrie použitých mikrotextur [7]	30
obr. 2-17	Vývoj hodnot součinitele tření v závislosti na kontaktním tlaku a použitém povrchu [7]	30
obr. 2-18	Geometrie použitých hladkých a texturovaných CoCrMo disků [21]	31
obr. 2-19	Průměrné výsledné opotřebení v závislosti na použitém polyetylénu [21]	32
obr. 4-1	Kyvadlový simulátor	35
obr. 4-2	Detailní snímky mikrotexturované jamky; (a) snímek mikrotextur vytvořený pomocí 3D laserové kamery pro měření profilu; (b) snímek důlku pomocí konfokálního mikroskopu	36
obr. 4-3	Použité hlavice	37
obr. 4-4	Příprava jamky pro experiment	39
obr. 5-1	Grafy hodnot součinitele tření pro CoCrMo hlavici	40

obr. 5-2	Grafy hodnot součinitele tření pro keramickou hlavici BIOLOX Delta	41
obr. 5-3	Grafy hodnot součinitele tření pro keramickou hlavici BIOLOX Forte	41
obr. 5-4	Grafy hodnot součinitele tření pro oxiniovou hlavici	42
obr. 5-5	Grafy porovnávací průměrnou hodnotu součinitele tření při použití roztoku PBS	42
obr. 5-6	Grafy porovnávací průměrnou hodnotu součinitele tření při použití bovinního séra	43
obr. 5-7	Graf porovnávací průměrnou hodnotu součinitele tření při použití kyseliny hyaluronové	43
obr. 5-8	Graf vyjadřující celkové porovnání průměrných součinitelů tření u všech použitých materiálů a prostředí.....	44

11 SEZNAM TABULEK

tab. 4-1	Parametry použitých kyčelních jamek.....	36
tab. 4-2	Parametry použitých hlavic.....	37

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	Laboratorní protokol – CoCrMo
Příloha 2	Laboratorní protokol – BIOLOX Delta
Příloha 3	Laboratorní protokol – BIOLOX Forte
Příloha 4	Laboratorní protokol – Oxinium