



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

STUDIUM TŘENÍ KYČELNÍCH KLOUBNÍCH NÁHRAD S POVLAKEM

FRICITION ANALYSIS OF HIP JOINT REPLACEMENTS WITH COATED SURFACE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Matěj Nosek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Matěj Nosek
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojírenství
Vedoucí práce:	doc. Ing. David Nečas, Ph.D.
Akademický rok:	2021/22

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:

Studium tření kyčelních kloubních náhrad s povlakem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Náhrada kyčelního kloubu se řadí mezi nejběžnější a nejúspěšnější zákroky moderní medicíny. S prodlužující se dobou života a zvýšenou aktivitou populace dochází k neustálému nárůstu počtu operací, přičemž odhady pro následujících deset let jsou alarmující. Navzdory pokroku v oblasti materiálů náhrad, jejich designu a klinické praxe, je stále zásadním problémem omezená životnost náhrad. Jednou z možností prodloužení životnosti je modifikace povrchu pomocí povlaku, který zlepší mazací podmínky a sníží tření a opotřebení.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem je pomocí kyvadlového simulátoru popsat vliv povlaku na součinitel tření kloubní náhrady. Pozornost bude věnována vlivu materiálové kombinace a složení modelové kloubní kapaliny.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se modifikací povrchů kloubních náhrad,
- navrhnout podmínky experimentů a složení modelových kloubních kapalin,
- experimentálně popsat vliv povlaku na součinitel tření,
- posoudit vliv materiálové dvojice.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, laboratorní protokol.

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

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

<http://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukonceni/>

Seznam doporučené literatury:

CORONA-GOMEZ, J., S. SHIRI, M. MOHAMMADTAHERI a Q. YANG. Adhesion enhancement of DLC on CoCrMo alloy by diamond and nitrogen incorporation for wear resistant applications. Surface and Coatings Technology. 2017, 332, 120-127. ISSN 02578972.

CHOUDHURY, D., F. URBAN, M. VRBKA, M. HARTL a I. KŘUPKA. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2015, 45, 121-131. ISSN 17516161.

LOVE, C. A., R. B. COOK, T. J. HARVEY, P. A. DEARNLEY a R. J. K. WOOD. Diamond like carbon coatings for potential application in biological implants—a review. Tribology International. 2013, 63, 141-150. ISSN 0301679X.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2021/22

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 zabývala vlivem povlaku na koeficient tření, který byl aplikovaný na povrch kyčelní kloubní náhrady. Cílem bylo porovnat jednotlivé kombinace s povlakem a bez povlaku s uvažováním třech modelových maziv. Experimentální měření probíhalo v konfiguraci kulička–jamka v kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu. Ke zpracování výsledků byl použit DEWEsoft, MATLAB a MS Excel. Při měření byly použity 4 hlavice, 2 jamky a 3 kapaliny. Povlak je na bázi polymerů vytvořených z PEGMA-360 a PEGDMA-550. Povlakem bylo docíleno snížení koeficientu tření maximálně o 5,4 % a zvýšení maximálně o 16,1 % oproti nepovlakovaným dvojicím. Výsledky práce mohou být užitečné pro další výzkum povlaku a jeho aplikace na kyčelní náhradu, což může vést k prodloužení životnosti implantátů.

KLÍČOVÁ SLOVA

povlakování, koeficient tření, kyvadlový simulátor, kyčelní kloub, kloubní náhrada

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on the effect that results from applying a coating to hip joint replacement based on the friction coefficient. The aim of this thesis was to conclude a comparison between individual combinations with and without coating in three types of fluids. Experimental measurements were conducted in configuration ball-on-head in a pendulum hip joint simulator. For these measurements, DEWEsoft, MATLAB, and MS Excel were used. During the measurements, four balls, two cups, and three fluids were used. The coating is a polymer-based solution made out of PEGMA-360 a PEGDMA-550. With the usage of the coating, gathered results point out that the coefficient of friction declines by a maximum of 5,4 % and increases by a maximum of 16,1 % compared to those without any coating. Results presented by this thesis may be in the service of further research of coatings and their application on hip joint replacement, which might increase the potency of those implants.

KEYWORDS

coating, coefficient of friction, pendulum simulator, hip joint, joint replacement

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

NOSEK, Matěj. *Studium tření kyčelních kloubních náhrad s povlakem* [online]. Brno, 2022 [cit. 2022-05-19]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140152>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé práce doc. Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky v průběhu řešení bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval firmě CIDETEC za povlakování jamek a hlavic, bez kterých by tato práce nebyla řešitelná. V neposlední řadě pak také děkuji rodině za její podporu a přízeň.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením doc. Ing. Davida Nečase, Ph.D. 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
2.1.1	Synoviální kapalina	15
2.2	Kyčelní endoprotéza	15
2.2.1	Konstrukce kloubní náhrady	16
2.2.2	Příčiny zavedení kloubní náhrady	16
2.3	Materiály kloubních náhrad	17
2.3.1	Materiálové dvojice	17
2.4	Povlaky	18
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	31
3.1	Analýza problému	31
3.2	Cíl práce	32
4	MATERIÁL A METODY	33
4.1	Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu	33
4.2	Topografie	34
4.3	Povlak	35
4.4	Jamky	35
4.5	Hlavice	36
4.6	Kapaliny	36
4.7	Podmínky experimentu	37
4.8	Záznam a vyhodnocení	38
4.9	Postup měření	39
5	VÝSLEDKY	40
5.1	Kov–polyetylen (MoP)	40
5.2	Souhrn kov–polyetylen (MoP)	42
5.3	Keramika–polyetylen (CoP)	43
5.4	Souhrn keramiky–polyethylenu (CoP)	45
5.5	Vliv modelové kapaliny	45

5.6	Topografie	47
6	DISKUZE	48
7	ZÁVĚR	50
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	51
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	55
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	57
11	SEZNAM TABULEK	59
12	SEZNAM PŘÍLOH	60

1 ÚVOD

V dnešní době se častěji setkáváme s potřebou nahradit opotřebované a poškozené klouby než dříve. Jednou z nejčastějších příčin kloubních náhrad je osteoartróza, bolestivé onemocnění, při kterém dochází k úbytku chrupavky a zvýšení tření mezi kloubním spojením, kterým převážně trpí starší pacienti. Další důvody pro kompletní náhradu kloubu mohou být zranění krčku, obezita, či vrozená vada.

S rostoucí délkou života se kladou větší požadavky na životnost náhrad. V současnosti se jejich životnost pohybuje v rozmezí 15 až 20 let, což je nedostačující. Prodloužení životnosti by zajistilo snížení reoperací, které jsou náročné pro pacienty a také finančně nákladnější než samotná operace náhrady.

Jednou z možností, jak prodloužit životnost náhrad, je jejich povlakování, které zajistí menší opotřebení při zachování nízkého tření mezi povrchy náhrady. Výzkum stále hledá vhodný materiál, potažmo úpravu jeho povrchu, který by se v co největší míře přiblížil k vlastnostem organického kloubu.

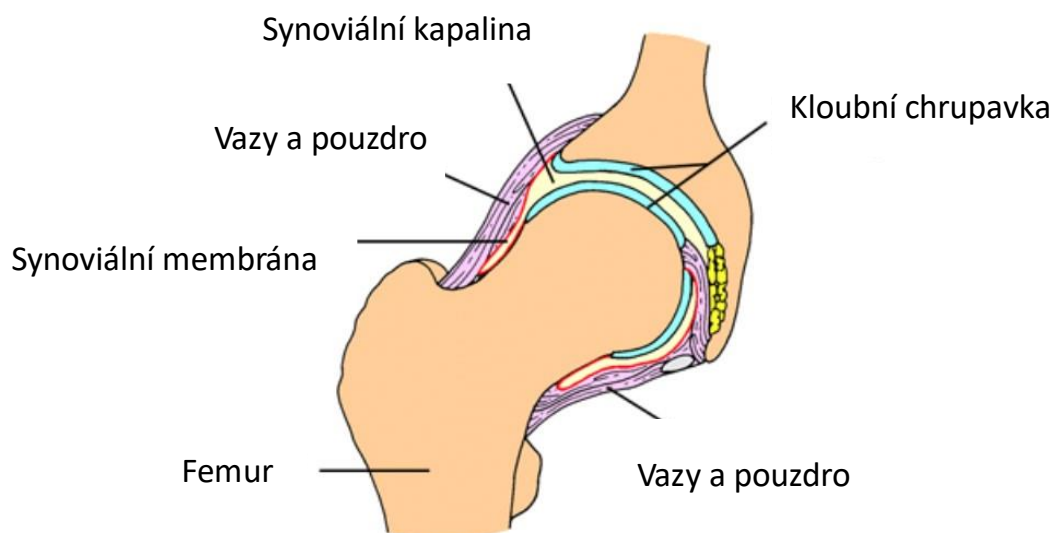
V této práci se studovalo tření povlaku (Španělské firmy CIDETEC), který je na bázi polymerů. S využitím experimentálního měření je zde zkoumáno, jak tento povlak ovlivní třecí vlastnosti materiálových dvojic při jeho různých kombinacích.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Stavba kloubu

Kyčelní kloub (*Articulatio coxae*) je synoviální kloub a nachází se mezi kyčelní kostí (*os coxae*) a stehenní kostí (*caput femoris*). Jedná se o kulovitý omezený kloub, jehož rozsah pohybu je omezen hlubokou jamkou (*acetabulum*) v kyčelní kosti, do které je zasazena hlavice na kosti stehenní. Tyto kloubní plochy mají na povrchu hyalinní chrupavku, jejím poškozením dochází k osteoartróze, kdy při chůzi pacient vnímá bolest. Jedinou možností, jak ulevit od bolesti, je vyměnit kloub za umělý [1].

Kloubní spojení je uzavřeno do kloubního pouzdra viz. Obr. 2-1, kde se nachází synoviální membrána, která vytváří kloubní maz neboli synovii [1].



Obr. 2-1 Schéma kyčelního kloubu v řezu [2]

Oba kyčelní klouby nesou nejen celý trup, ale svými balančními pohyby přispívají k udržení rovnováhy celého těla. Kyčelní kloub je schopen provádět flexi do 120° (ohnutí dopředu), extensi do 13° (ohnutí dozadu), abdukci 40° (odtažení stranou), addukci 10° (přitažení ke středu), zevní rotaci do 15° a vnitřní rotaci do 35° [1]. Zdravý kloub vykazuje koeficient tření v řádu 0,005 – 0,02 a během několika desetiletí používání podléhá velmi malému opotřebení a degradaci [3].

2.1.1 Synoviální kapalina

Synoviální kapalina je vazká čirá tekutina tvořena dialyzátem z krevní plazmy doplněným vysoce polymerovanou kyselinou hyaluronovou. Kromě této kyseliny obsahuje bílkovinné mukoalbuminy. Z hlediska reologie lze synoviální kapalinu považovat za neneutonskou tekutinu s výraznými viskoelastickými vlastnostmi [4]. Tato kapalina snižuje tření mezi styčnými plochami a vyživuje chrupavky [1].

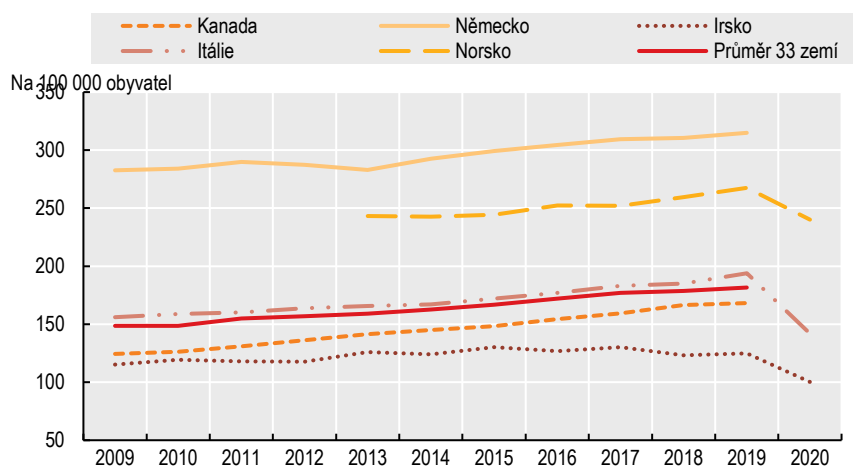
Při onemocnění kloubu se mění složení synoviální kapaliny a její vlastnosti. Jednou z ovlivněných vlastností je dynamická viskozita, která poklesne až o jeden řád [4].

Vliv složení modelových kapalin na tření v umělých koloubních náhradách řešil Nešas a kol. ve studii [5]

2.2 Kyčelní endoprotéza

Výměna kyčelního kloubu je chirurgický zákrok, při kterém je kyčelní kloub nahrazen protetickým implantátem. Jedná se o jednu z nejčastěji prováděných operací po celém světě, která je jedna z nejefektivnějších. Podle OECD (Organisation for Economic Cooperation and Development) od roku 2009 počet provedených operací roste ve většině zemí. Mezi roky 2009 a 2019 průměrně vzrostl počet vyměněných kloubů, a to o 22 %, viz. Obr. 2-2. V České republice se v roce 2009 uskutečnilo 166 operací na 100 000 lidí a v roce 2019 tato hodnota vzrostla na 207 operací. Toto číslo je v souladu s rostoucí incidencí a prevalencí osteoartrózy způsobené stárnoucí a rostoucí populací nebo s mírou obezity, která se rovněž zvyšuje [6].

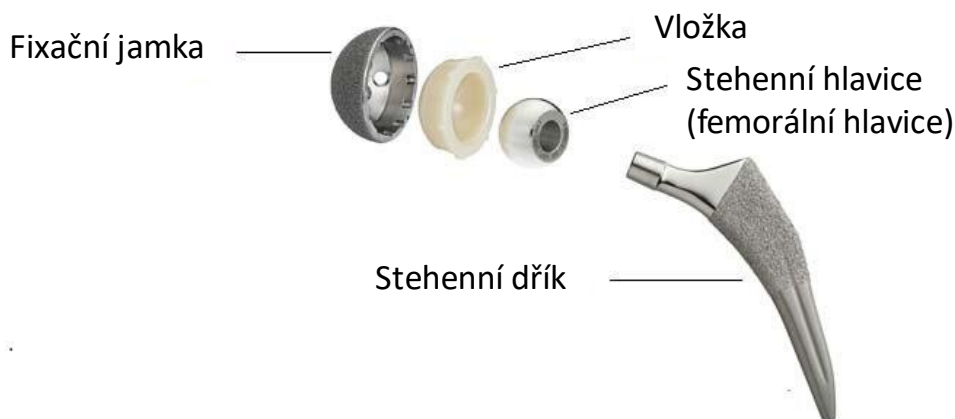
Od roku 2019 nastává mírný pokles těchto operací, kvůli odkládání neurgentních operací v důsledku COVID-19. V České republice se počet operací snížil o více než 10 % a v Itálii o více než 20 % [6].



Obr. 2-2 Graf znázorňující počet výměn kyčelního kloubu v jednotlivých zemích na 100 000 obyvatel od roku 2009 [6]

2.2.1 Konstrukce kloubní náhrady

Konstrukce protézy (viz. Obr. 2-3) se nejčastěji skládá ze stehenního dřívku, stehenní hlavice, která je připevněna na dřívku nebo je přímo jeho součástí. Na hlavici dosedá kyčelní jamka, která je tvořena vložkou a fixační jamkou. Náhrada je upevněna buď tvarovými prvky, pak se jedná o necementovanou náhradu, nebo je upevněna pomocí kostního cementu, tzv. cementovaná náhrada [7].



Obr. 2-3 Prvky kyčelní náhrady [7]

2.2.2 Příčiny zavedení kloubní náhrady

Selhání kyčelního kloubu a jeho následná výměna může nastat v důsledku mnoha faktorů. Obecně se provádí k úlevě od bolesti při artritidě nebo k léčbě vážného fyzického poškození kloubů po zlomenině kyčle. Mezi další důvody se řadí osteolýza (úbytek kostní tkáně), fraktura krčku femuru nebo nádorová onemocnění. Zásadním momentem je samozřejmě návrat hybnosti u pacientů, kteří v důsledku onemocnění chrupavky či úrazů mají významně omezenou schopnost mobility [6].

Osteoartróza (OA) je nejčastější onemocnění synoviálního kloubu. Při onemocnění OA dochází k praskání a úbytku hyalinní chrupavky, což vede k otírání kostí o sebe a následně většímu tření. Tímto procesem vznikají osteophyty (výrůstky na kosti), které pacientovi přináší ranní ztuhlost, ostrou bolest a omezení pohyblivosti [8].

OA je připisována mnoha příčinám. Patří mezi ně věk pacienta, přetěžování kloubu v důsledku obezity nebo vrozené vady např. v geometrii kloubu [9]. Tímto onemocněním je postihnuto přibližně 10 % mužů a 18 % žen starších 60 let [6].

Někdy je potřeba zavést novou náhradu místo stávající z důvodu opotřebení, mechanického poškození nebo koroze. Vlivem částic opotřebení také může docházet k aseptickému uvolnění a osteolýze. Tyto operace jsou pro pacienty značnou zátěží, a také finančně nákladnější pro zdravotní systém než primární operace. V současnosti se pohybuje životnost kloubních náhrad v rozmezí 15-20 let [10, 11].

2.3 Materiály kloubních náhrad

V ortopedické praxi se velice často používá austenitická korozivzdorná ocel (316L, 316LVM). Tato ocel ale v těle (in vivo) koroduje vlivem uvolňování iontů niklu a chromu. Proto se pro implantáty, kde je žádoucí dlouhá životnost a vysoká korozivzdornost, používají spíše kobaltové slitiny s příměsí chromu a molybdenu (CoCrMo), které jsou biotolerantní a slouží rovněž k vytváření porézních povlaků. Podobnými vlastnostmi disponují i titanové slitiny s niklem (Ti-Ni), které jsou rovněž biotolerantní, a navíc dobře odolávají elektrochemické korozi [4].

Mezi další používané materiály se řadí polyetylen s mimořádně vysokou molekulovou hmotností (UHMWPE), jež se vyznačuje odolností proti biologické korozi a optimálními tribologickými vlastnostmi. Z tohoto materiálu se vyrábí zejména jamky kloubních náhrad [4]. Další variantou polyethylenu je vysoce zesíťovaný polyetylen (HXLPEs), který byl vyvinut v 90. letech. Aby tento materiál nepodléhal korozi vlivem volných radikálů, musí být použit s vitamínem E, který mu je dodán difúzí nebo je vmíchán před formováním.

V roce 1970 byla poprvé použita zirkonová keramika (ZrO_2), která vykazovala velmi stabilní biokompatibilitu [4]. Další keramika používaná v ortopedii je z oxidu hlinitého (Al_2O_3), která má výbornou biokompatibilitu, chemickou stabilitu a dobře odolává opotřebení. U implantátů se keramické materiály používají pro hlavice kloubních náhrad [12].

2.3.1 Materiálové dvojice

V praxi se často používají různé materiály pro hlavici a jamku. Můžeme se tedy setkat s kombinacemi kov na kov (MoM), kov na polyetylen (MoP), keramika na keramiku (CoC) a keramika na kov (CoM). Každá z uvedených kombinací se hodí pro určitý typ lidí, musí být brán potaz na potřeby pacienta. Při výběru hraje roli cena náhrady, věk a úroveň aktivity pacienta nebo také různé komplikace, které můžou nastat při operaci [13].

MoM – tato materiálová dvojice byla poprvé použita v roce 1950. Kolem roku 2000 došlo k výraznému poklesu používání této kombinace v důsledku problému s uvolňováním kovových částic do lidského těla [13]. Tento problém posledních dvaceti let začaly řešit až nové povrchové úpravy. Předností této kombinace jsou vysoká odolnost proti opotřebení, dobře se vyrábí a malé vzájemné tření. Nevýhodami jsou uvolňování kovových iontů do těla spolu s malými úlomky kovu [14].

MoP – výhody této kombinace jsou její dlouhodobé výsledky pro starší a méně aktivní pacienty, pro něž je stále používána [15]. Nevýhodu však přináší pro mladé a aktivní pacienty, kde docházelo k aseptickému uvolňování náhrady v důsledku vyššího opotřebení polymerové vložky, což vedlo okolo implantátu ke vzniku osteolýzy [16].

CoC – v 80. letech přišla na trh tato kombinace. Přednosti této varianty jsou tvrdost, odolnost proti poškrábání a inertní povaha úlomků. Ovšem jejich nevýhodou je vyšší cena a nutnost přesného chirurgického umístění. Vhodná je tedy pro mladší pacienty. Dvojice materiálů vykazuje výbornou odolnost vůči opotřebení. Jednou z obav u této dvojice je náchylnost k lomu. Při pohybu může docházet k nepříjemným zvukům, ke skřípání [17].

CoM – je považována za hybridní. Varianta umožnila snížení uvolněných iontů do těla a částic opotřebení [13].

2.4 Povlaky

Jednou z možností, jak prodloužit životnost kloubní náhrady, je úprava povrchů styčných ploch. Můžeme tedy povlakovat povrchy s cílem dosažení menšího opotřebení, koeficientu tření nebo drsnosti povrchu. Na tyto cíle se zaměřili následující autoři, kteří popsali řešení postupů ve svých studiích.

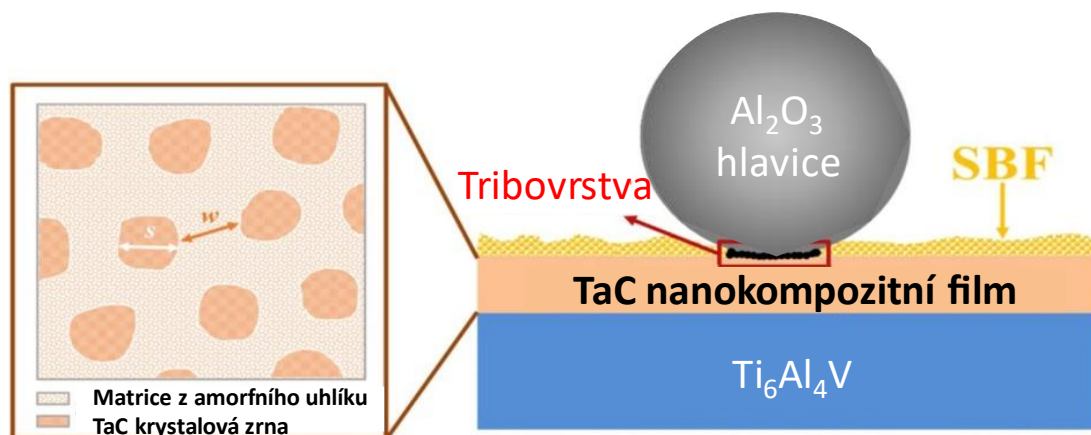
[18] **DU, Suxuan, Kan ZHANG, Mao WEN, Yanguo QIN, Ruiyan LI, Hui JIN, Xingfu BAO, Ping REN a Weitao ZHENG.** Optimizing the tribological behavior of tantalum carbide coating for the bearing in total hip joint replacement. *Vacuum*. 2018, roč. 150, s. 222–231.

Experimentální studie analyzovala vlastnosti povlaku karbidu tantalu (TaC) pomocí rentgenové fotoelektronové spektroskopie (X-ray photoelectron spectroscopy – XPS), rentgenové difrakce (X-Ray Diffraction – XRD), transmisního elektronového mikroskopu (TEM), nanoindentorů (Berkovich tip) a tribologických testů. Autoři se v práci zaměřili na vliv koncentrace uhlíku v povlaku tak, aby zlepšili dosavadní vlastnosti používaných materiálů.

Podmínky experimentu:

Pro experimenty byl použit povlak TaC, kde byl uhlík zastoupen od 30,3 do 74,3 at.%.

Tribologické vlastnosti byly měřeny za pomoci tribometru v konfiguraci kulička-disk (viz. Obr. 2-4) při nepřetržitém měření tuhosti na vzduchu, při teplotě 25 °C a vlhkosti 35 %, a v modelové tělní kapalině (simulated body fluid – SBF). Hlavice o průměru 6 mm byla z Al_2O_3 a povlakovaný disk z $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$.



Obr. 2-4 Grafické znázornění metody kulička-disk; (s) je velikost zrna TaC; (w) je vzdálenost mezi zrny

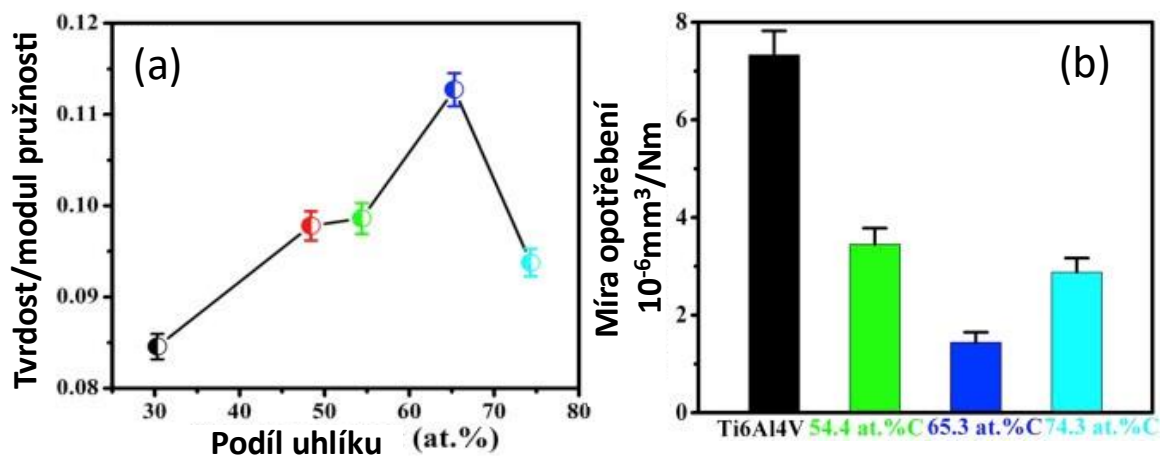
Výsledky:

Ve studii prokázali, že povlak nevykazuje toxicitu a má dobrou cytokompatibilitu. Povlak je tedy potenciálně vhodný pro implantáty.

Vzorek s 54,4 at.% uhlíku dosahoval maximální tvrdosti 36 ± 2 GPa. Koeficient tření pro povlak TaC pro obsah uhlíku v rozsahu 54,4 - 74,4 at.% v modelové tělní kapalině byl stabilní a pohyboval se přibližně okolo 0,15.

Pro nepovlakovaný $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ byla hodnota koeficientu tření třikrát vyšší, přibližně 0,43.

Z dalších testů plyne, že nejlepších výsledků dosahuje povlak s 65,3 at.% uhlíku, kde vzdálenost mezi zrny TaC (w) v uhlíkové matrici je přibližně stejně velká jako jejich samotná velikost (s) (viz. Obr. 2-4). Také tento povlak má nejvyšší hodnotu tvrdost/Youngův modul pružnosti, jak lze vidět na grafu v Obr. 2-5 (a). Musil stanovil ve své práci [19], pokud hodnota tvrdost/modul pružnosti dosahuje hodnoty vyšší než 0,1, pak bude povlak vykazovat velmi nízké opotřebení. Stejný závěr pozorovali Suxuan a kol. při měření opotřebení pro tento materiál na vzduchu i v SBF (hodnoty SBF viz. Obr. 2-5 (b)).



Obr. 2-5 (a) Graf závislosti tvrdość/modul pružnosti na obsahu uhlíku SBF
 (b) Graf znázorňující průměrnou hodnotu tření v závislosti na množství uhlíku v povlaku

Závěr:

Autoři našli vhodné zastoupení uhlíku v povlaku, kde velikost zrna TaC je stejně velká (s) jako vzdálenost mezi zrny (w) (viz. Obr. 2-4). Při této skutečnosti povlak s $s \approx w$ dosahoval kompromisu mezi tvrdořtí a tažností a vykazoval podstatně nižší opotřebení. Dále lze usoudit, že povlak s 65,3 at.% uhlíku, má potenciál jako materiál v kyčelní náhradě.

[20] CORONA-GOMEZ, J., T. A. JACK, R. FENG and Q. YANG. Wear and corrosion characteristics of nano-crystalline tantalum nitride coatings deposited on CoCrMo alloy for hip joint applications. *Materials Characterization*. 2021, vol. 182, p. 111516. ISSN 1044-5803.

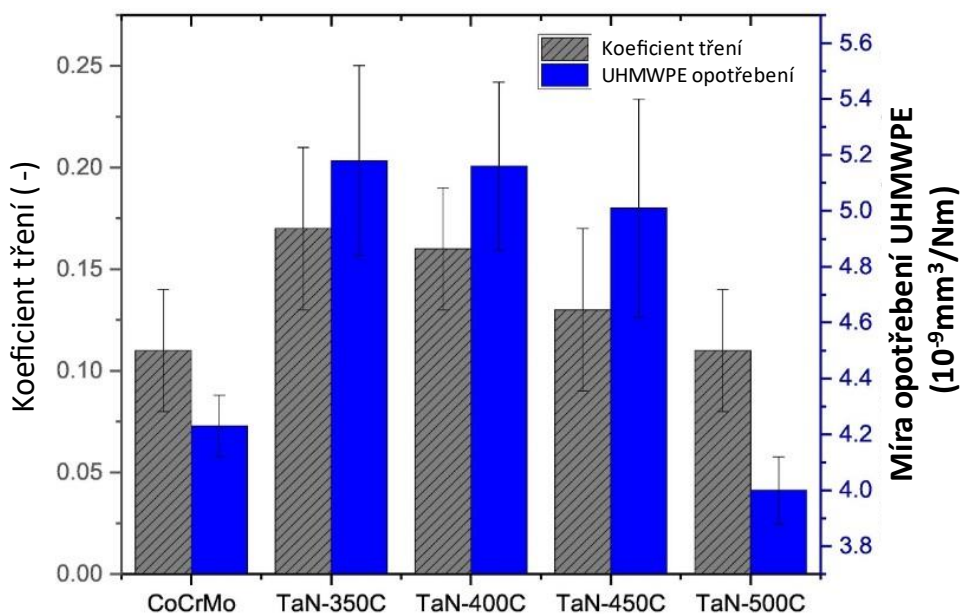
Experimentální studie posuzovala jednovrstvý povlak nitridu tantalu (TaN) při různých deponitních teplotách. Povlak byl aplikovaný na CoCrMo slitinu pro kyčelní náhrady.

Povrch následně studovali pomocí XRD, XPS, optického profilometru, emisního pole rastrovacího elektronového mikroskopu (field emission scanning electron microscopy – FE – SEM), nanoindentorů (Berkovich tip), Daimler-Benz Rockwell-C adhezního testu a pomocí univerzálního testovacího zařízení (Universal Testing Machine – UTM).

Podmínky experimentu:

Pro povlakování byla použita hybridní metoda plazmou zesílená chemická depozice par (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition – PECVD) s fyzikální depozicí par (Physical Vapor Deposition – PVD) při teplotě 350, 400, 450 a 500 °C.

Tribologické vlastnosti byly vyhodnoceny za použití UTM v konfiguraci kulička-disk, kde hlavice s průměrem 4 mm z UHMWPE byla proti povlakovanému disku z CoCrMo slitiny. Jako mazivo byl použit fyziologický roztok 0,9 % chloridu sodného (NaCl). Zátěž na disk byla 10 N v režimu lineárního vratného pohybu, při posuvu 2,5 mm a rychlosti 5 mm/s po dobu 10 000 sekund.



Obr. 2-6 Graf s koeficientem tření a mírou opotřebení UHMWPE proti CoCrMo a CoCrMo povlakovaný TaN.

Výsledky:

Tvrdość povrchu i Youngův modul pružnosti se zvyšovaly s rostoucí teplotou při nanášení povrchu. U povrchu nanášeném při 500 °C byly naměřeny největší hodnoty tvrdosti 28 ± 1 GPa i Youngova modulu pružnosti 314 ± 22 GPa. Vzorek měl také nejmenší drsnost, míru opotřebení s UHMWPE a přibližně stejný koeficient tření $0,11 \pm 0,03$ jako v případě nepovlakovaného disku (viz. Obr. 2-6). Povlak také vykazoval vysokou přilnavost na CoCrMo slitině.

Závěr:

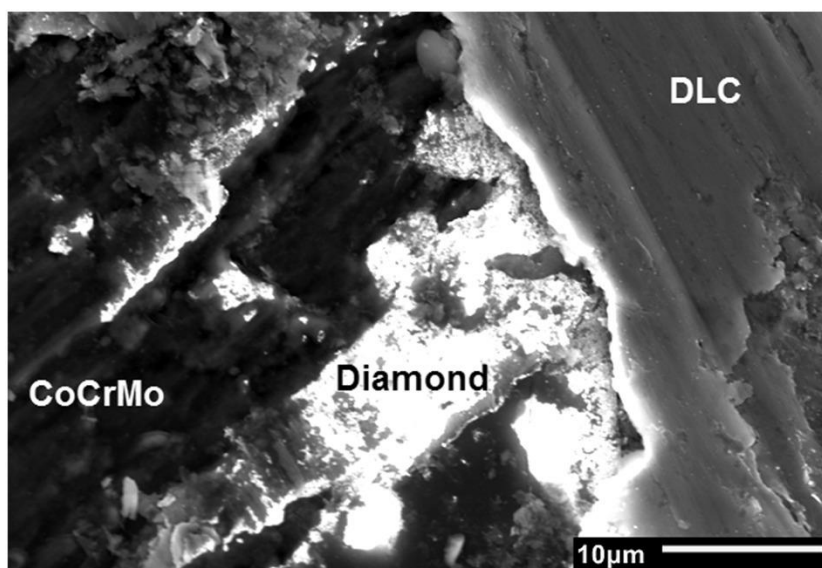
Jednovrstvý povlak byl úspěšně vytvořen na slitině CoCrMo za použití metod depozice par. Výzkum ukázal, že zvýšením teploty při nanášení povrchu lze dosáhnout vyšší tvrdosti. Při těchto teplotách měl povlak vysokou přilnavost na slitinu CoCrMo.

Vzhledem k vynikající odolnosti proti opotřebení povlaků TaN a nízké rychlosti opotřebení polyetyleny autoři doporučili další studium povlaku na simulátoru kyčelního kloubu, aby se analyzovala tribokoroze a potenciál snížit osteolýzu u náhrad kyčelního kloubu.

[21] CORONA-GOMEZ, J., S. SHIRI, M. MOHAMMADTAHERI and Q. YANG. Adhesion enhancement of DLC on CoCrMo alloy by diamond and nitrogen incorporation for wear resistant applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, vol. 332, pp. 120–127. ISSN 0257-8972.

Experimentální studie, kde se autoři snažili zvýšit přilnavost povlaku DLC na CoCrMo slitinu za použití mikrokrytalických diamantových částic a různého množství dusíku při vytváření povlaku (viz. Obr. 2-7).

Povrch následně studovali pomocí Ramanovy spektroskopie, XPS, optického profilometru, rastrovacího elektronového mikroskopu (SEM), Rockwellova C testu, nanoindentorů typu Berkovich a pomocí UTM na tření a míru opotřebení.



Obr. 2-7 Snímek z SEM rozhraní povlaku DLC na CoCrMo slitině naočkované diamantovými částicemi.

Podmínky experimentu:

Povrch byl nejdříve naočkován ultrasonicky diamantovými částicemi, které následně byly syntetizovány pomocí mikrovlnné plazmy zesílenou chemickou depozicí par (microwave plasma enhanced chemical vapor deposition – MPCVD). Samotné DLC bylo na povrch nanášeno ve směsi methanu, argonu a proměnlivého množství dusíku pomocí indukčně vázaným plazmatem se zvýšenou chemickou depozicí z par (Inductively Coupled Plasma (ICP) enhanced Chemical Vapor Deposition (CVD)).

Tribologické vlastnosti byly měřeny na UTM v konfiguraci kulička-disk, kde hlavice byla z UHMPWE a disk z povlakované CoCrMo slitiny. Zátěž na disk byla 10 N v režimu lineárního vratného pohybu při posuvu 2,5 mm po dobu 10 000 cyklů.

Výsledky:

V povlaku DLC byla dopováním dusíku (NDLC) snížena tvrdost z 14,1 na 11,8 GPa a zvýšen Youngův modul ze 125 na 142 GPa.

Tribologické vlastnosti povlaku byly zlepšeny vlivem dusíku v povlaku. Koeficient tření byl snížen z 0,21 pro povlak DLC na 0,11 při 27 at.% dusíku v NDLC a díky změkčení povrchu došlo i ke zmenšení míry opotřebení.

Závěr:

Autoři dokázali zvýšit přilnavost povlaku při nanesení diamantových částic na povrch předem před povlakováním DLC. Přidáním dusíku poklesla drsnost, tvrdost a napětí povrchu, a tím došlo ke snížení koeficientu tření a míry opotřebení. Také byla navrhována další studie s vyšším obsahem dusíku v povlaku.

[22] **HATEM, A., J. LIN, R. WEI, R. D. TORRES, C. LAURINDO and P. SOARES.** Tribocorrosion behavior of DLC-coated Ti-6Al-4V alloy deposited by PIID and PEMS + PIID techniques for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, vol. 332, pp. 223–232. ISSN 0257-8972.

Experimentální studie, která zkoumala na titanové slitině Ti₆Al₄V povlak DLC nanesený metodou plazmové imerzní depozice iontů (plasma immersion ion deposition – PIID), nebo plazmovým magnetronovým naprašováním (plasma enhanced magnetron sputtering – PEMS) a následným PIID.

Povlak byl následně analyzován pomocí rastrovacího elektronového mikroskopu, Ramanova spektrometru, XPS, nanoindentorů (typ Berkovich), scratch testu, optického mikroskopu, tribokorozního testu ve fosfátovém pufru (phosphate-buffered saline – PBS), potenciometru, UTM a profilometru.

Podmínky experimentu:

Povlak byl vytvořen za pomoci PIID nanášecího systému, kdy byla nanesena základová vrstva SiC a na ni DLC povlak.

Druhý povlak byl vytvořen pomocí (PEMS), který nanesl kompozičně odstupňovanou vazební vrstvu Ti/TiN/TiC a dále byl použit PIID pro vytvoření DLC.

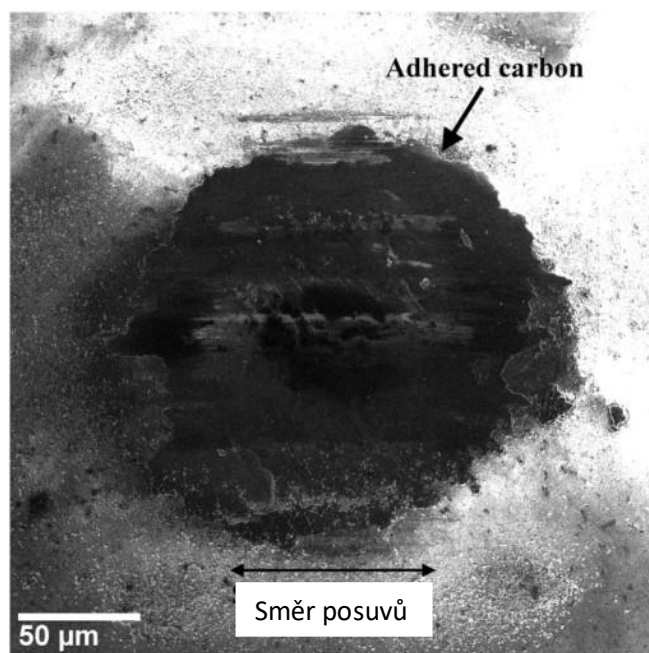
Tribologické vlastnosti byly stanoveny pomocí UTM v konfiguraci kulička-disk, kde byla použita 6 mm hlavice z Al₂O₃ a disk z povlakované slitiny titanu. Zátěž na disk byla 10 N v režimu lineárního vratného pohybu při posuvu 2 mm a maximální rychlosti 1 cm/s po celkovou dráhu 10 metrů.

Výsledky:

Pro DLC povlak vytvořený pomocí PEMS + PIID byla naměřena maximální tvrdost 20,4 GPa v hloubce 0,13 μm a poté klesala s postupným snižováním modulu pružnosti v důsledku vlivu nižší tvrdosti materiálu.

Povlak vytvořený pouze metodou PIID nevykazoval podobné chování a dosahoval konstantní tvrdosti 7,7 GPa a konstantního modulu pružnosti.

Během tribokorozního testu byl naměřen koeficient tření pro nepovlakovanou slitinu 0,40 a postupně se zvyšoval během testu až na hodnotu 0,50. Pro povrch s aplikovaným povrchem se koeficient pohyboval v rozmezí 0,06 - 0,08 a měl tendenci se v průběhu testu snižovat vlivem přenesené vrstvy uhlíku (viz. Obr. 2-8).



Obr. 2-8 Snímek z SEM hlavice z oxidu hlinitého s přilnutým uhlíkem po testu tribokoroze na vzorku povlaku PEMS + PIID DLC.

Závěr:

Povlakovaná slitina vykazovala pětinasobně nižší koeficient tření a méně jak 2 % míry opotřebení jak nepovlakovaná titanová slitina. Při testu na UTM byla na hlavici přenesena vrstva uhlíku, která je zodpovědná za nižší koeficient tření.

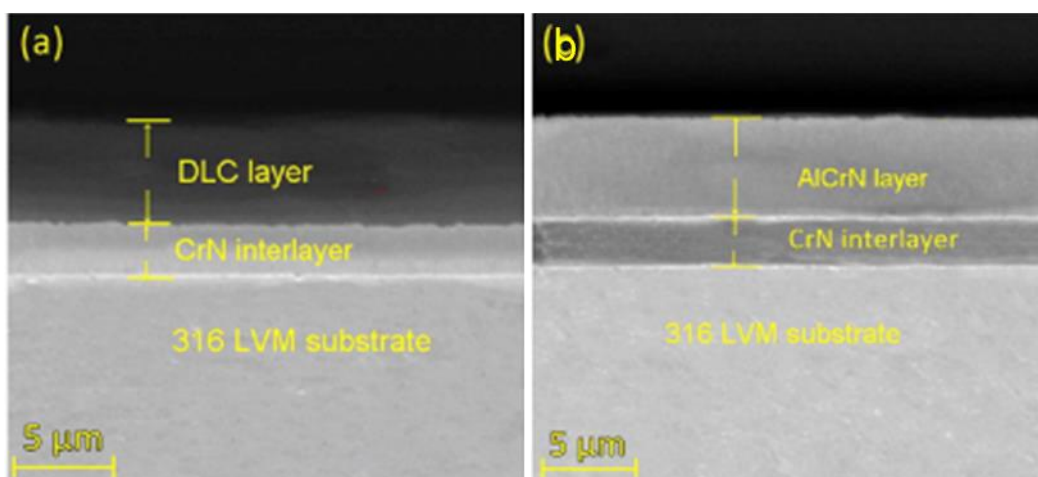
[23] **PATNAIK, L., S. RANJAN MAITY and S. KUMAR.** DLC/CrN or AlCrN/CrN composite films: The better candidate in terms of anti-Wear performance and lesser ion release in hip implant. *Materials Today: Proceedings*. 2021, vol. 44, pp. 1214–1220. ISSN 2214-7853.

Experimentální studie porovnávala kompozitní povlaky DLC s AlCrN, oba s mezivrstvou CrN, aplikované na nerezovou ocel 316 LVM (nízkouhlíková vakuová tavenina – low carbon vacuum melt – LVM). Ve studii se převážně zaměřili na míru opotřebení a množství uvolněných iontů.

Pro vyhodnocení výsledků byly vzorky analyzovány pomocí topografie, SEM s energeticky disperzní rentgenové spektroskopie (Energy-dispersive X-ray spectroscopy – EDX), XRD, Ramanova spektroskopu, nanoindentorů (typ Berkovich) a scratch testu, mikroskopické skenovací sondy (scanning probe microscopy – SPM), tribometru, Vickersova mikrotvrdoměru.

Podmínky experimentu:

Základová vrstva CrN byla nanášena pomocí metody katodového iontového pokovování. Na základní vrstvu byl nanášen stejnou metodou DLC povlak, nebo AlCrN povlak. Výsledný povlak je znázorněn na Obr. 2-9.



Obr. 2-9 Snímek řezu povlaku (a) DLC/CrN a (b) AlCrN/CrN;

Tribologické vlastnosti byly měřeny v konfiguraci kulička-disk bez maziva, kde hlavice o průměru 8 mm byla z Ti₆Al₄V. Zátěž byla 10 N při rychlosti 0,1 m/s a celkové délce 2 500 m.

Výsledky:

Povlak DLC/CrN dosahoval vyšší tvrdosti $39,7 \pm 4$ GPa, vyššího Youngova modulu pružnosti 381 ± 10 GPa a nižší hodnoty opotřebení 0,016 (tvrdost/modul pružnosti) oproti povlaku AlCrN/CrN, který dosahoval pouze tvrdosti $32,4 \pm 4$ GPa, Youngova modulu pružnosti 340 ± 10 GPa a horším výsledkům míry opotřebení 0,094. Po uskutečnění tribologických testů byla opět provedena Vickersova zkouška mikrotvrdosti, která ukázala snížení tvrdosti opotřebovaných částí přibližně o 70 % pro AlCrN/CrN a pro DLC/CrN o 60 %.

Koeficient tření naměřený na tribometru u DLC/CrN byl v rozmezí 0,22 – 0,35 po dráze 2 200 m a pro povlak AlCrN/CrN byl 0,55 – 0,65 po celkové délce 1 750 m.

Závěr:

Z testů vyplývá, že DLC/CrN měl lepší vlastnosti pro použití jako kyčelní implantát než AlCrN/CrN. První zmíněný vykazoval nižší koeficient tření, vyšší tvrdost, menší množství uvolněných toxických iontů, ale vykazoval také trhliny v tahu a abrazi na rozdíl od AlCrN/CrN, který vykazoval adhezi.

[24] **PATNAIK, L., S. R. MAITY and S. KUMAR.** Mechanical and tribological assessment of composite AlCrN or a-C:Ag-based thin films for implant application. *Ceramics International*. 2021, vol. 47, no. 5, pp. 6736–6752. ISSN 0272-8842.

Experimentální studie, která porovnávala kompozitní povlaky AlCrN s povlakem na bázi stříbrem legovaného amorfního uhlíku (a-C:Ag). Oba povlaky byly naneseny na mezivrstvu CrN na korozivzdorné oceli 316 LVM.

Pro vyhodnocení povrchů byla použita XRD analýza, Ramanova spektroskopie, nanomechanická studie pomocí nanoindentorů (typ Berkovich), mikrotvrdoměr dle Vickerse a scratch testu a tribologické vlastnosti byly měřeny v SBF oproti Ti₆Al₄V.

Podmínky experimentu:

Na vrstvu CrN byly naneseny AlCrN a a-C:Ag povlaky za pomoci depozice katodickým obloukem (cathodic-arc evaporation – arc-PVD), čímž autoři získali kompozitní povlaky AlCrN/CrN a a-C:Ag/CrN.

Tribologické testy byly provedeny v SBF při teplotě 37 °C v konfiguraci kulička-disk, kde hlavice byla z Ti₆Al₄V o poloměru 6 mm oproti povlakovanému disku. Zátěž byla 5 N, s rychlostí 0,1 m/s a celková dráha byla 360 m.

Výsledky:

Nanesením povlaků se tvrdost zlepšila z 5,2 GPa pro 316 LVE na 34,6 GPa a na 26,5 GPa pro povlak AlCrN/CrN respektive a-C:Ag/CrN.

Povlak AlCrN/CrN dosáhl průměrné hodnoty 0,45 pro koeficient tření a a-C:Ag/CrN dosáhl 0,21.

Závěr:

Z dalších výsledků uvedených ve studii vyplývalo, že AlCrN/CrN ve srovnání s a-C:Ag/CrN má horší kvalitu povrchu, vyšší koeficient tření, vyšší tvrdost, horší odolnost proti opotřebení a plastické deformaci, ale přitom vykázal menší míru opotřebení. S nárůstem počtu cyklů při tribologickém testu utrpěl povlak otěr v důsledku stržení plasticky deformované adhezivní přenosové vrstvy.

[25] CORONA-GOMEZ, J., K.K. SANDHI and Q. YANG. Wear and corrosion behaviour of nanocrystalline TaN, ZrN, and TaZrN coatings deposited on biomedical grade CoCrMo alloy. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022, vol. 130, p. 105228. ISSN 17516161.

Experimentální studie se zaměřila na tři povlaky TaN, ZrN a TaZrN, které byly nanoseny na slitinu CoCrMo. Tyto povlaky mají potenciál pro kyčelní náhrady kvůli jejich vysoké tvrdosti a biokompatibilitě.

Pro analýzu slitin byl použit XDR, EDX spektroskop s křemíkovými driftovými detektory (Silicon Drift Detector (SDD)), SEM, nanoindentory (typ Berkovich), Daimler-Benz Rockwell-C test, UTM, optický mikroskop.

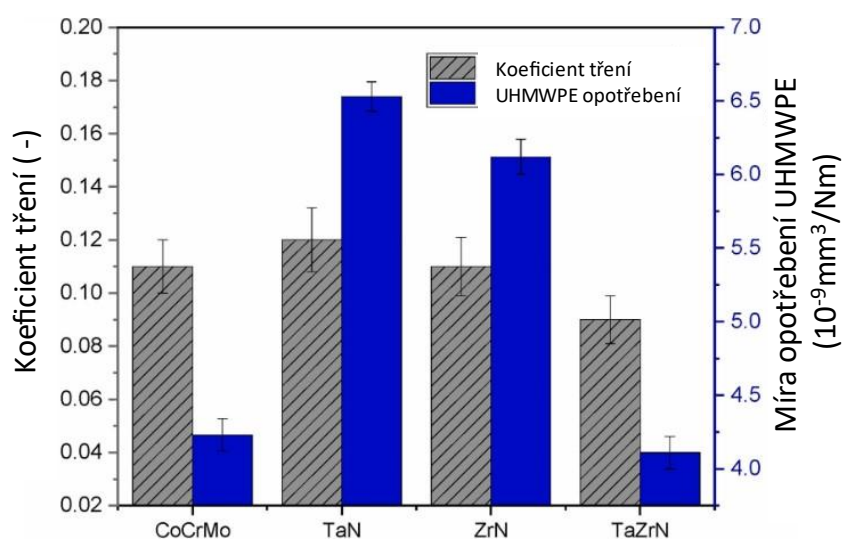
Podmínky experimentu:

Povlaky TaN, ZrN a TaZrN byly nanoseny pomocí magnetronového naprašovacího systému na CoCrMo.

Tribologické vlastnosti byly měřeny v konfiguraci kulička-disk, kde hlavice byla z UHMWPE o průměru 4 mm ponořená v 0,9 % roztoku chloridu sodného. Zátěž na disk byla 10 N v režimu lineárního vratného pohybu, při posuvu 5 mm a rychlosti 5 mm/s po dobu 10 000 sekund.

Výsledky:

TaN, ZrN a TaZrN vykazovaly tvrdost průměrně 22, 21 a 19 GPa, zatímco nepovlakovaná slitina CoCrMo dosahovala tvrdosti pouze 8 GPa. Koeficient tření byl 0,12; 0,11; 0,09 pro TaN; ZrN; TaZrN. Nejmenší míru opotřebení na UHMWPE vykazoval TaZrN (viz. Obr. 2-10), zatímco povlaky nevykazovaly opotřebení.



Obr. 2-10 Koeficient tření a míra opotřebení na UHMWPE oproti nepovlakované slitině CoCrMo a nanosenými povrchy.

Závěr:

Povlaky zvýšily tvrdost povrchů a vykazaly excelentní přilnavost na CoCrMo slitině. Povlak TaZrN zlepšil odolnost proti opotřebení slitiny CoCrMo.

Dle testů ve studii TaZrN také ukázal 274krát nižší hodnotu hustoty korozního proudu než u nepovlakované slitiny CoCrMo, což prokázalo mnohem lepší odolnost proti korozi. Proto autoři doporučili další studii TaZrN zaměřenou na dlouhodobé testování opotřebení na simulátoru kyčelního kloubu.

[26] **HATEM, A., J. LIN, R. WEI, R. D. TORRES, C. LAURINDO, G. B. DE SOUZA and P. SOARES.** Tribocorrosion behavior of low friction TiSiCN nanocomposite coatings deposited on titanium alloy for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*. 2018, vol. 347, pp. 1–12. ISSN 0257-8972.

Experimentální studie se zabývala povlakem TiSiCN aplikovaným na Ti₆Al₄V. Studie se převážně zaměřila na tribokorozní vlastnosti tohoto povrchu.

Pro vyhodnocení povrchu byl použit SEM, EDX spektroskopie, profilometr, XRD, XPS, nanoindentor (typ Berkovich), scratch test, optický mikroskop, tribokorozní test, UTM.

Podmínky experimentu:

Na titanové slitině byla vytvořena pomocí PEMS mezivrstva z Ti/TiN pro posílení přilnavosti povrchů, a následně na ní byl vytvořen povlak TiSiCN. K získání povlaků TiSiCN byly použity dva druhy křemíkového prekurzoru. V jedné variantě byl vytvořen z plynného trimethylsilanu ((CH₃)₃SiH; TMS) a ve druhé variantě z kapalného hexamethyldisilazanu ((CH₃)₆Si₂NH; HMDSN). Průtokové rychlosti zvolené pro TMS byly 0; 1,5; 3; 6 a 9 sccm, zatímco pro HMDSN byly udržovány na 3 g/h.

Tribologické vlastnosti byly měřeny v konfiguraci kulička-disk, kde hlavice byla z Al₂O₃ o průměru 6 mm v PBS. Zátěž na disk byla 10 N v režimu lineárního vratného pohybu, při posuvu 2 mm a rychlosti 1 cm/s po celkovou délku 10 m.

Výsledky:

Tvrdost povrchu povlakovaného vzorku se nacházela v rozmezí 7–14 GPa se silnou korelací s velikostí nanokrystalů odhadovanou na povlakových strukturách. Nejvyšší tvrdosti i Youngova modulu pružnosti dosahoval TiSiCN s 9 sccm TMS.

Povlakovaná slitina dosahovala koeficientu tření mezi 0,17 až 0,20, zatímco nepovlakovaná dosahovala 0,40. U vzorků s vyšším obsahem uhlíku (6,0; 9,0 sccm TMS a 3 g/h HMDSN) se vytvořila přenesená vrstva uhlíku, která fungovala jako tuhé mazivo, a tím snížila koeficient tření.

Závěr:

Ze studie vychází, že nejlepších vlastností dosáhl povlak s 9,0 scm TMS. Nanokompozitní povlaky Ti-(Si)-C-N dokázaly snížit míru opotřebení titanové slitiny o 97 %. Autoři zjistili, že odolnost proti tribokorozi závisí na obsahu křemíku a uhlíku v povlaku. Schopnost samotného mazání díky místům s amorfním uhlíkem byla ověřena u všech vzorků s povlakem.

[27] SHEEJA, D., B. K. TAY and L. N. NUNG. Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co–Cr–Mo. *Surface and Coatings Technology*. 2005, vol. 190, nos. 2–3, pp. 231–237. ISSN 0257-8972.

Experimentální studie se zabývala povlakem DLC, kdy autoři povlakovali jak CoCrMo materiál, tak i jeho protikus z UHMWPE. Povlak na polyethylen byl ve dvou typech. Jeden s předchozím nanesením C-iontů a druhý bez. Ve studii se zaměřili na míru opotřebení v různých kombinacích povlakovaných povrchů.

Pro vyhodnocení byl použit tribometr a optický mikroskop.

Podmínky experimentu:

Povlak byl nanesen na materiály pomocí filtrovaného katodového oblouku ve vakuu (filtered cathodic vacuum arc (FCVA))

Tribologické vlastnosti byly měřeny v konfiguraci pin-disk, kde pin byl z UHMWPE a disk z CoCrMo. Zátěž byla 5 N s lineární rychlostí 30 mm/s na rádiusu 5 mm v SBF po celkové dráze 1,2 km.

Výsledky:

Průměrná hodnota koeficientu tření pro nepovlakované povrchy byla 0,053. Koeficient tření pro UHMWPE povlakovaný DLC s předchozí modifikací povrchu uhlíkovými ionty proti nepovlakované slitině CoCrMo byl 0,156 a bez předchozí modifikace povrchu byl 0,122. Ve studii také vyšetřili koeficient pro povlakované oba povrchy a dospěli k hodnotám 0,052 pro upravený polyethylen a 0,056 pro neupravený polyethylen C-ionty.

Odolnost proti opotřebení byla zvýšena díky povlaku, avšak se zvýšilo opotřebení pro protikusu, který nebyl povlakován.

Závěr:

Ze studie vyplývá, že povlakováním jen jednoho povrchu DLC se nezlepší tribologické vlastnosti. Povlakovaný povrch vykazoval výbornou odolnost proti opotřebení, avšak u jeho nepovlakovaného protikusu byla míra opotřebení výrazně vyšší. Nejlepších výsledků proto autoři dosáhli v případě, kdy povlakovali oba povrchy. Při této konfiguraci se zlepšily třecí vlastnosti stejně jako odolnost proti opotřebení. Studie navrhuje další měření na kyčelním simulátoru.

[28] CHOUDHURY, D., T. ROY, I. KRUPKA, M. HARTL and R. MOOTANAH. Tribological investigation of ultra-high molecular weight polyethylene against advanced ceramic surfaces in total hip joint replacement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2015, vol. 229, no. 4, pp. 410–419. ISSN 1350-6501.

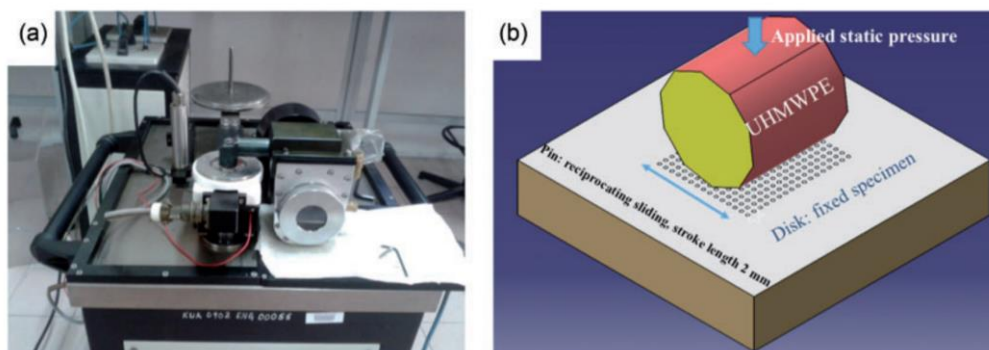
Experimentální studie se zabývala povlakem DLC na Al_2O_3 , po kterém se valil válec z UHMWPE. Ve studii se také zabývali modifikací povrchu Al_2O_3 texturováním.

Povrch byl analyzován pomocí profilometru, FE-SEM, nanoindentorů, tribometru.

Podmínky experimentu:

Povlak byl vytvořen metodou PVD. Textury pomocí CNC.

Tribologické vlastnosti byly měřeny při konfiguraci, kde pin se odvaluje po rovném povrchu (viz. Obr. 2-11) při rychlosti 10 mm/s délce vratného pohybu 2 mm a frekvenci 5 Hz. Testy proběhly v hovězím séru, při teplotě 37 °C, se zatížením 10, 15 a 20 N.



Obr. 2-11 a) Tribometr; b) Schéma konfigurace odvalujícího se pinu po rovném povrchu

Výsledky:

Tvrдость a Youngův modul pružnosti byly pro nepovlakovaný materiál 0,52 a 370 GPa a pro povlakovaný 8 a 260 GPa.

Průměrná hodnota koeficientu tření při zatížení 10; 15; 20 N byla pro UHMWPE/ Al_2O_3 0,055; 0,051; 0,049. Povlakováním se hodnoty zvýšily na 0,170; 0,179; 0,188. Pro povlakovaný a strukturovaný povrch pak bylo naměřeno 0,174; 0,181; 0,183.

Závěr:

Ve studii autoři neprokázali pozitivní účinky tribologických vlastností samotným povlakováním ani aplikováním textury na Al_2O_3 oproti UHMWPE. Autoři navrhli další studium zaměřené na povlakování a texturování UHMWPE a doporučili testovat při vyšším počtu testových cyklů.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Výměna kyčelního kloubu je jednou z nejčastěji prováděných operací po celém světě, ale bohužel operace již nenavrátí původní vlastnosti kloubu. V průběhu posledních deseti let si lze povšimnout neustálého nárůstu těchto operací (viz Obr. 2-2). Tento trend souvisí s úspěchy moderní medicíny, která prodlužuje aktivní délku života.

Osteoartróza je onemocnění kloubu, které u pacienta způsobuje bolestivý a pohyb omezující stav, který je v pokročilém stádiu často nutné řešit operací a jedinou možností, jak ulevit od této bolesti, je výměna poškozeného kloubu za umělý. V dnešní době však nemají kloubní náhrady dlouhou životnost, proto musí pacient zhruba po 15-20 letech podstoupit reoperaci. Reoperace je časově náročná a vyžaduje vysoké finanční náklady ze zdravotního systému. Výsledky reoperací navíc nejsou tak dobré jako u primárních endoprotéz. K dalšímu snížení míry revizí je zapotřebí velkého úsilí a každé malé zlepšení bude důležitým krokem vpřed [11].

Z rešerší je patrné, že mezi hlavní příčiny selhání kloubní náhrady patří jejich opotřebení, které vede k dalším problémům, jako je například aseptické uvolnění. Proto je snaha minimalizovat opotřebení a snížení tření, aby se snížil počet reoperací [10].

Během rešeršní části byly krátce představeny povlaky aplikované na CoCrMo [20, 21, 25, 27]; Ti₆Al₄V [18, 22, 26]; 316 LVM [23, 24]; Al₂O₃ [28]; UHMWPE [27]. Tyto povlaky měly za cíl prodloužit životnost náhrady za pomoci snížení koeficientu tření a míry opotřebení, zvýšením přilnavosti povlaku na základový materiál a zlepšením tribokorozních vlastností. Většina studií měřila koeficient tření v konfiguraci kulička-disk. V konfiguraci pin-disk měřili Sheeja a kol. [27]. Další použitou konfigurací, kterou aplikoval Choudhury a kol. [28], je válec odvalující se po rovném povrchu. Tyto metody stačí pro základní představu o chování povlaku, nicméně konfigurace neodpovídají reálné konfiguraci kulička-jamka, která je v kloubu. Bylo by vhodné ověřit naměřené hodnoty koeficientu tření na kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu a následně uskutečnit in vivo testování.

Při povlakování TaC dosáhli Suxuan Du a kol. [18] zvýšení tvrdosti a snížení koeficientu tření přibližně třikrát než u nepovlakované titanové slitiny. Při povlakování TaN narazili Corona-Gomez a kol. [20] na to, že i povlak může mít nepříznivé účinky na materiálovou dvojici, když povlak depozitovaný při 350 °C měl vyšší koeficient tření i míru opotřebení než nepovlakovaný. Zvýšením teploty pak ale dosáhl nižšího tření a opotřebení než CoCrMo.

U povlaku DLC zjistil Corona-Gomez a kol. [21], že naočkujeme-li povrch mikročásticemi diamantu, tak zlepšíme přilnavost povrchu, a pokud nadopujeme DLC dusíkem, tak snížíme vnitřní napětí. Hatem a kol. [22] pozoroval u DLC přenesenou vrstvu uhlíku na hlavici a její příspěvek na snížení tření. Stejný úkaz se projevil u povlaku Ti-(Si)-C-N ve studii od Hatem a kol. [26].

Patnaik a kol. [23] doporučil povlak DLC/CrN pro kyčelní implantát. Proto by bylo vhodné provést měření v simulátoru kulička-jamka při použití synoviální kapaliny. V další studii [24] zkoumali jiné materiály, kde měl lepší vlastnosti povlak a-C:Ag/CrN.

V jiné studii Corona-Gomez a kol. [25] doporučil testovat materiál TaZrN na simulátoru kyčelního kloubu pro potvrzení jejich výsledků korozivzdornosti.

Choudhury a kol. [28] aplikoval povlak na keramiku, ale nepodařilo se mu získat lepší výsledky ani pomocí texturování povrchu. Sheeja a kol. [27] navrhl povlakovat oba prvky v kontaktu a získal lepší vlastnosti.

Na základě rešerše nelze jednoznačně vyhodnotit, který z povlaků by byl nejideálnější, protože všechny experimenty nebyly prováděny za stejných podmínek a nebyly stejně vyhodnocovány. Z rešerše však vyplývá, že povlakování vede ke zlepšení vlastností kloubní náhrady, zejména tření, opotřebení a tribokoroze. Avšak i přes výrazné zlepšení oproti nepovlakovaným náhradám není možné dosáhnout koeficientu tření jako u zdravého kloubu [3]. Do současné doby se na protetické implantáty aplikovaly povlaky na bázi uhlíku (DLC), či dusíku (TaN). Doposud se jen málo studii zabývalo polymerními povlaky, a proto je tato oblast prozatím téměř neprobádaná.

3.2 Cíl práce

Hlavním cílem práce je experimentálně popsat vliv povlaku na součinitel tření. Měření budou realizována na kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu, přičemž bude studován vliv různých materiálových dvojic a kapalin na součinitel tření.

Dílčí cíle bakalářské práce:

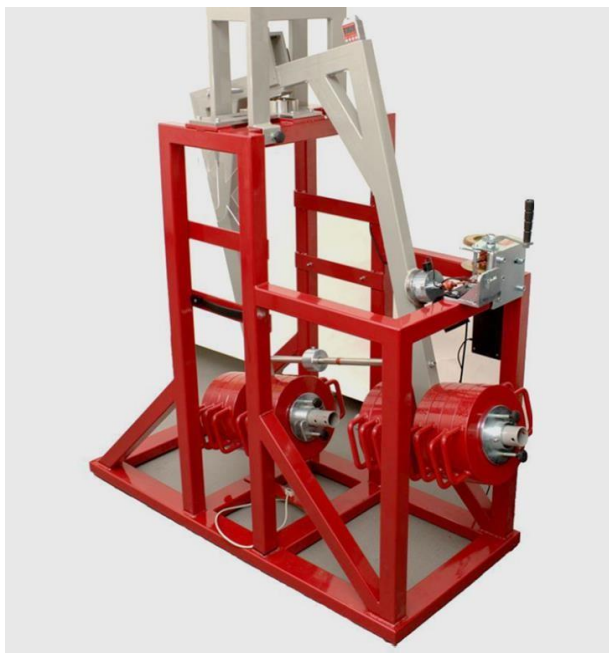
- zmapovat vědecké studie zabývající se povlakováním kloubních náhrad,
- navrhnout podmínky experimentu a vhodná složení modelových kapalin,
- posoudit vliv materiálové dvojice na koeficient tření,
- analyzovat vliv modelových kapalin na koeficient tření,
- provést analýzu výsledků.

4 MATERIÁL A METODY

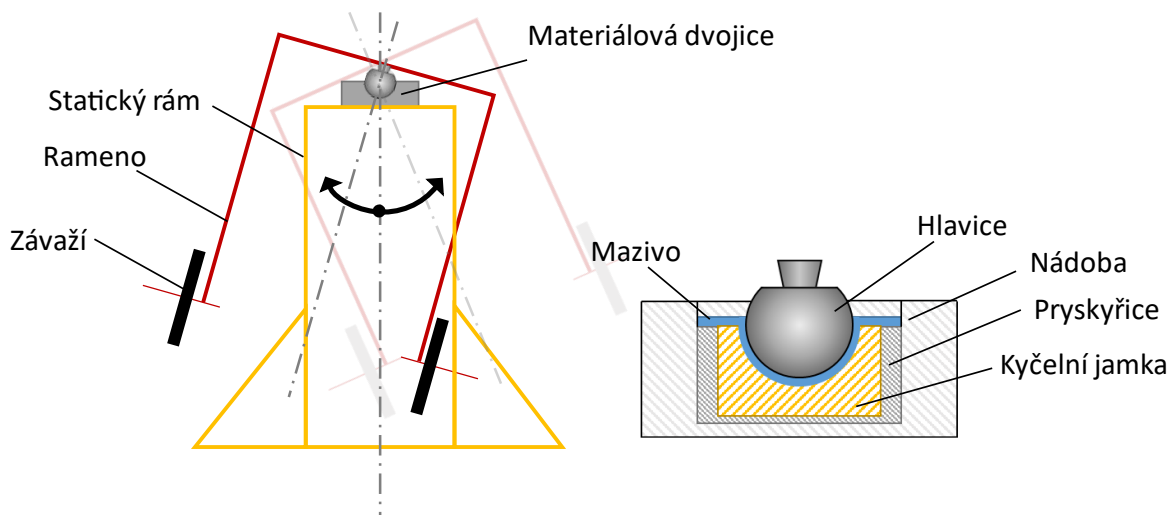
Z rešerše vyplývá, že povlaky mají pozitivní vliv na vlastnosti náhrady, a proto je vhodné je otestovat pomocí kyvadlového simulátoru kyčelního kloubu, který se více blíží reálné konfiguraci. Proto pro měření hodnot koeficientu tření byl použit tento simulátor, kde byly analyzovány různé materiálové dvojice ve třech tekutinách. Kyvy jednotlivých měření byly zaznamenány a následně zpracovány pomocí softwarů DEWEsoft, MATLAB a MS Excel.

4.1 Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu

Kyvadlový simulátor (viz. Obr. 4-1) byl vyroben roku 2013 na Ústavu konstruování na VUT v Brně. Zařízení se skládá ze základního statického rámu a pohyblivého ramene (viz Obr. 4-2). V rámu je položena kyčelní jamka (acetabulární) a v rameni je uchycena stehenní (femorální) hlavice. Pro vyhodnocení kyvů je použit gyroskopický snímač úhlové rychlosti (analogové zařízení, ADXRS 623), který měří rychlostní profil kyvů. Pro tuto studii byly demontovány přídatné kolejnice s elektromotorem, které standardně slouží k aplikaci kontinuálního kývavého pohybu při časových testech mazání a opotřebení.



Obr. 4-1 Kyvadlový simulátor [29]



Obr. 4-2 Schéma kyvadla a detailu materiálové dvojice

4.2 Topografie

Pro bezkontaktní vyhodnocení drsnosti povrchu byl použit optický profilometr od firmy Bruker. Byl použit objektiv IXL5 viz. Obr. 4-3



Obr. 4-3 Detail při měření drsnosti povrchu

4.3 Povlak

Zkoumaný povlak byl vyroben Španělskou firmou CIDETEC. Povlakované vzorky byly vytvořeny na předpřipraveném povrchu, který byl vytvořen pomocí nízkotlakého plazmového generátoru, čímž byl aktivován, dále byly vzorky ponořeny do roztoku 2 % silanu TMSPM (3-(trimethoxysilyl)propylmethakrylát) v ethanolu, kde proběhla silanizace pro zlepšení přilnavosti dalších povlaků.

Na tento předpřipravený povrch se nanese samotný povlak, který byl připraven pomocí vodného roztoku o koncentraci 2 % (hmotnost/objem) obsahující směs PEGMA-360 (polyethylenglykol-methakrylát s průměrnou molární hmotností 360) jako monomer a PEGDMA-550 (polyethylenglykol-dimethylakrylát s průměrnou molární hmotností 550) jako síťovadlo (poměr 95:5). Vzorky byly nakonec sonicky očištěny v destilované deionizované vodě.

Povlak na UHMWPE dosahoval tloušťky 300-600 nm v suchém stavu a 6-8 μm v mokřém stavu. Povlak na CoCr dosahoval tloušťky 30-50 nm v suchém stavu a 200-300 nm v mokřém stavu. Pro povlak na keramice nebylo možné stanovit tloušťku.

4.4 Jamky

V měření byly použity následující jamky uvedené v Tabulka 4-1 Přehled použitých jamek Tabulka 4-1.

Tabulka 4-1 Přehled použitých jamek

Typ	Materiál	Průměr	Výrobce
Originální jamka	UMHWPE	28 mm	B. Braun
Povlakovaná jamka	UMHWPE + povlak	28 mm	B. Braun + CIDETEC

4.5 Hlavice

V měření byly použity hlavice uvedené v Tabulka 4-2.

Tabulka 4-2 Přehled použitých hlavic

Typ hlavice	Materiál	Průměr	Výrobce
Originální kovová	CoCr	28 mm	Zimmer
Povlakovaná kovová	CoCr + povlak	28 mm	Zimmer + CIDETEC
Originální keramická	Sulox™ (Al ₂ O ₃)	28 mm	Zimmer
Povlakovaná keramická	Sulox™ (Al ₂ O ₃) + povlak	28 mm	Zimmer + CIDETEC

4.6 Kapaliny

Jako referenční mazivo byl použit fosfátový pufr (Phosphate buffered saline – PBS), což je fosfátem pufovaný fyziologický roztok s pH 7,4 obsahující chlorid sodný a hydrogenfosforečnan sodný [30].

Synoviální kapaliny modelují podmínky v lidském těle. Složení fyziologické kapaliny odpovídá zdravému člověku a patologická kapalina odpovídá člověku s náhradou. Kapaliny byly namíchány na Ústavu lékařské chemie a biochemie na Univerzitě Palackého v Olomouci.

Pro měření byly použity následující kapaliny uvedené v Tabulka 4-3, které byly navrženy z dlouhodobých analýz vzorků odebraných od pacientů a současně z poznatků experimentálního výzkumu na Ústavu konstruování FSI VUT v Brně.

Tabulka 4-3 Přehled použitých kapalin a jejich obsah proteinů

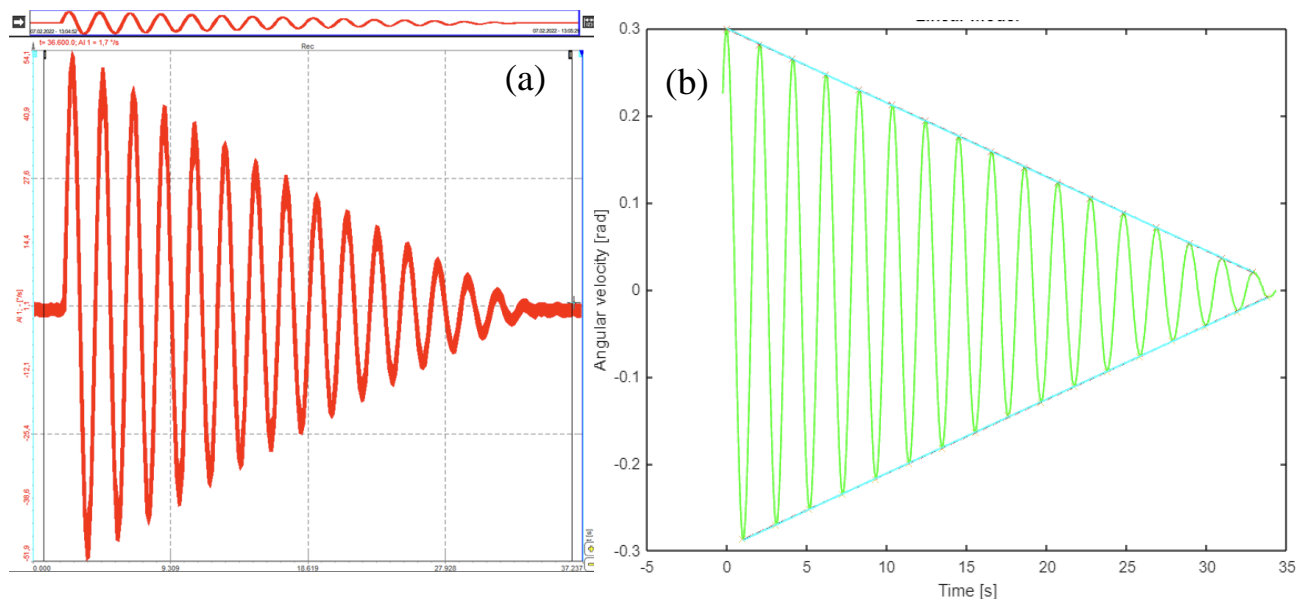
Typ kapaliny	Albumin mg/ml	Globulin mg/ml	HA mg/ml	Fosfolipidy mg/ml
PBS	-	-	-	-
Fyziologická synoviální kapalina	20	3,6	2,5	0,15
Patologická synoviální kapalina	26,3	8,2	0,87	0,35

4.7 Podmínky experimentu

Experimenty probíhaly při laboratorní teplotě, při zatížení 54,25 kg a počátečním vychýlení ramene kyvadla o 16°. Po uvolnění kyvadla nebylo zasahováno do kyvů, dokud kyvadlo samo nezastavilo. Jednotlivé materiálové dvojice byly naměřeny vícekrát za sebou, bez jakékoliv úpravy podmínek, pro statistické zpracování.

4.8 Záznam a vyhodnocení

Záznam kyvů byl zaznamenán pomocí programu DEWEsoft (viz. Obr. 4-4 (a)). Z tohoto programu byla data exportována do souboru typu .mat, aby bylo možné je otevřít v programu MATLAB. V programu MATLAB pomocí připraveného skriptu byla data proložena exponenciální a lineární funkcí (viz. Obr. 4-4 (b)). Následně skript vypočítal hodnotu koeficientu tření. Výsledky byly dále statisticky zpracovány v programu MS Excel.



Obr. 4-4 a) Záznam kyvů v programu DEWEsoft; b) Exportovaná data do programu MATLAB (zelená) proložena exponenciální funkcí (modrá)

4.9 Postup měření

Postup probíhal dle následující struktury:

1. Zapnout software.
2. Očistit materiálovou dvojici isopropyl alkoholem (IPA).
3. Vložit materiálovou dvojici do simulátoru (viz Obr. 4-5).
4. Zaplavit jamku kapalinou.
5. Spustit pohyblivé rameno pomocí pohybového šroubu.
6. Vychýlit rameno o 16 stupňů.
7. Spustit záznam kyvů v DEWEsoft.
8. Uvolnit kyvadlo.
9. Po ustálení kyvů vypnout záznam v DEWEsoft.
10. Exportovat do formátu .mat.
11. Načíst soubor a nastavit parametry v programu MATLAB.
12. Spustit skript.
13. Zapsat data do MS Excel.
14. Desetkrát opakovat body 6-13 pro vytvoření statistického souboru.
15. Pro výměnu materiálové kombinace zvednout rameno přes pohybový šroub.
16. Očistit materiálové kombinace.
 - a) Při použití PBS:
 - I. vylít zbytkovou kapalinu do odpadu
 - II. očistit dvojici pomocí IPA
 - b) Při použití synoviální kapaliny:
 - I. zlikvidovat zbytkovou kapalinu
 - II. opláchnout dvojici v 1% roztoku SDS (sodiumdedocylsulfát)
 - III. opláchnout dvojici pod tekoucí vodou
 - IV. opláchnout dvojici pomocí IPA
17. Opakovat postup 1-16 pro jinou materiálovou dvojici nebo kapalinu.

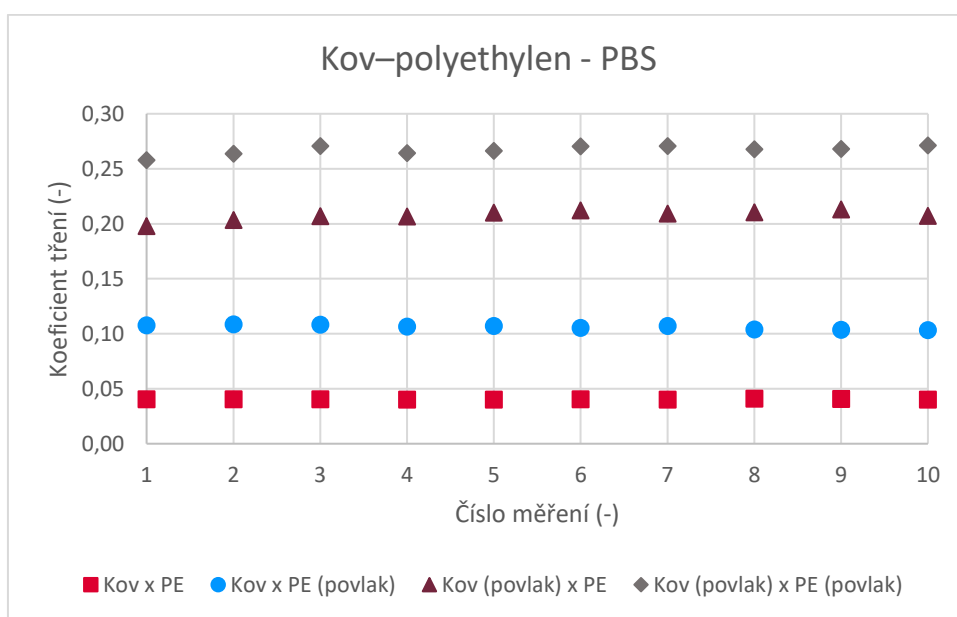


Obr. 4-5 Detail materiálové dvojice v simulátoru [29]

5 VÝSLEDKY

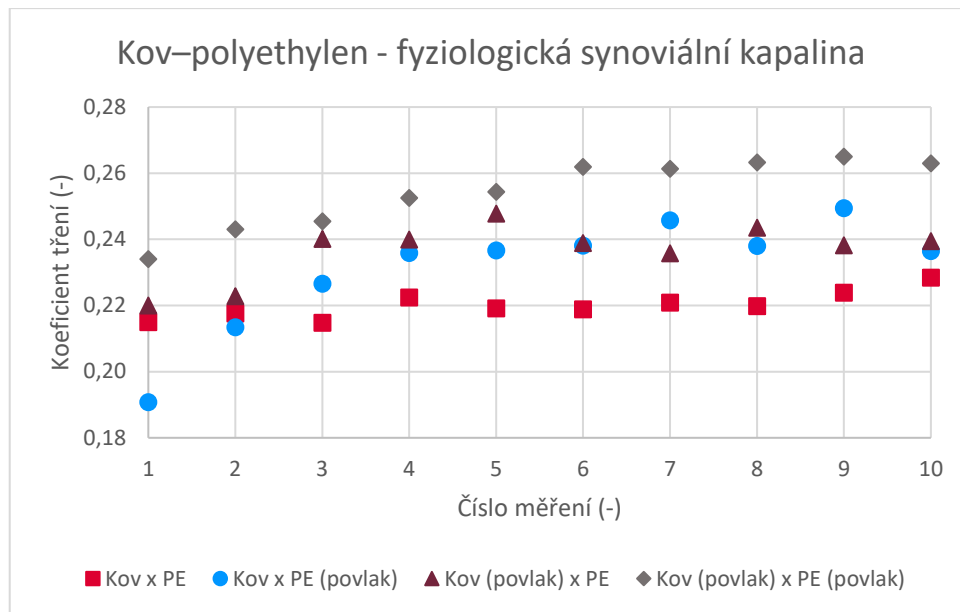
5.1 Kov–polyethylen (MoP)

Při studiu materiálové dvojice kov-polyethylen (PE) v kapalině PBS se projevíly negativní účinky povlaku. Koeficient tření vzrostl z průměrné hodnoty nepovlakovaných povrchů 0,040 na 0,267 pro povlakované oba povrchy. Při měření měly hodnoty konstantní hodnotu, jak lze vidět na Obr. 5-1 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE v kapalině PBS Obr. 5-1.



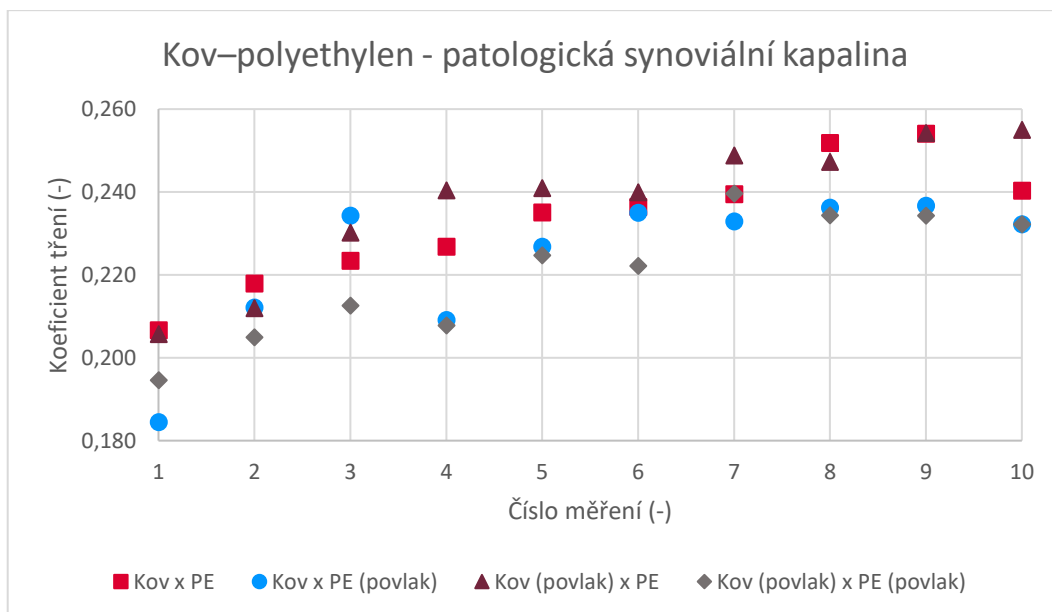
Obr. 5-1 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE v kapalině PBS

Při měření s fyziologickou synoviální kapalinou se ale hodnoty dramaticky změnily, jak lze vidět na grafu v Obr. 5-2. Zde se koeficienty pohybovaly v menším rozptylu od sebe, ale stále největší hodnoty tření dosahovala dvojice, kde byly oba povrchy povlakovány. Při měření si lze povšimnout mírné tendence růstu hodnoty koeficientu, oproti hodnotám měřeným v PBS.



Obr. 5-2 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE ve fyziologické synoviální kapalině

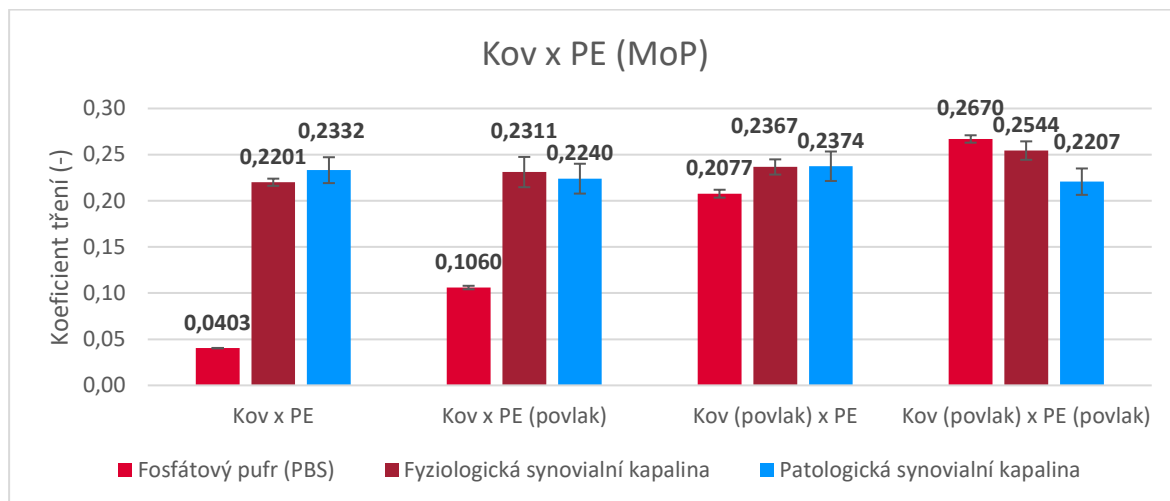
Pro patologickou synoviální kapalinu lze opět vidět v Obr. 5-3 mírný nárůst hodnot koeficientu tření s počtem měření. V této kapalině má nejnižší tření konfigurace s oběma povlakovanými povrchy, a to 0,221. Přitom tato povlaková konfigurace byla nejhorší ve fyziologické kapalině, kde měla nejvyšší hodnotu 0,254.



Obr. 5-3 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE v patologické synoviální kapalině

5.2 Souhrn kov–polyetylen (MoP)

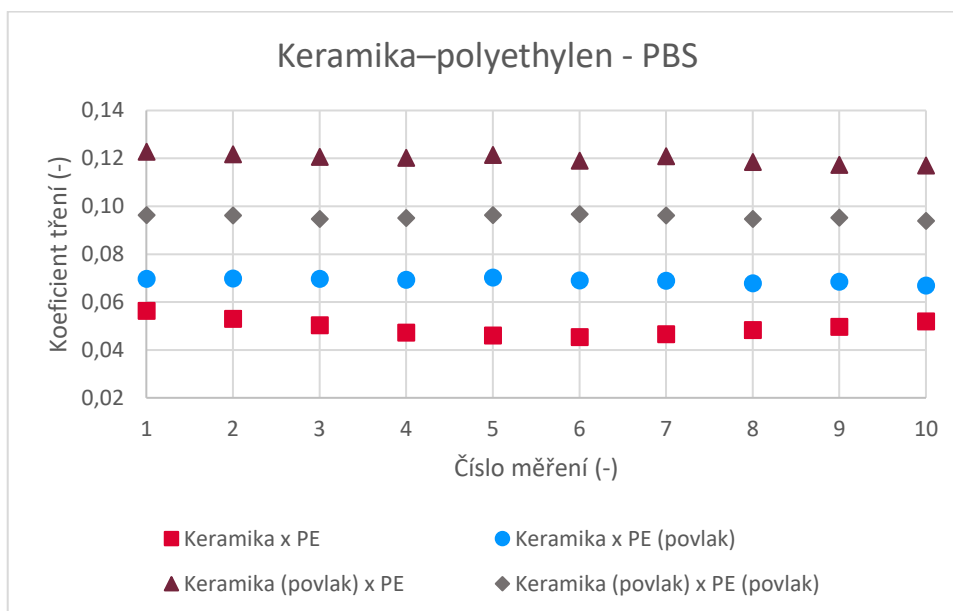
Jak lze vidět v grafu (viz. Obr. 5-4) nejnižší tření má MoP bez povlaku. Povlak ale přinesl podstatné snížení tření v patologické synoviální kapalině v konfiguraci povlak-povlak, kdy má výrazně nižší hodnotu než v jiných kapalinách, a zároveň má přibližně stejnou hodnotu jako u nepovlakovaných povrchů.



Obr. 5-4 Souhrnné výsledky pro konfiguraci CoCr hlavičky s UHMWPE

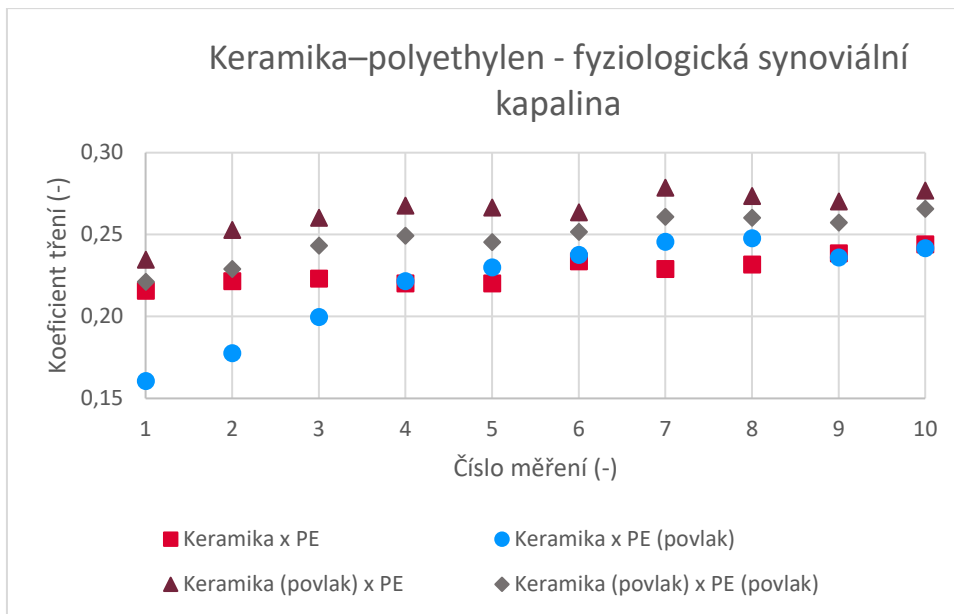
5.3 Keramika–polyethylen (CoP)

Povlak na keramice v PBS také nesnížil tření, avšak pro kompletně povlakovanou dvojici byl koeficient nižší než pro povlakovanou keramiku oproti PE. Při měření byly hodnoty neměnné, jak lze vidět na grafu v Obr. 5-5. Nejlepších výsledků dosáhla nepovlakovaná dvojice.



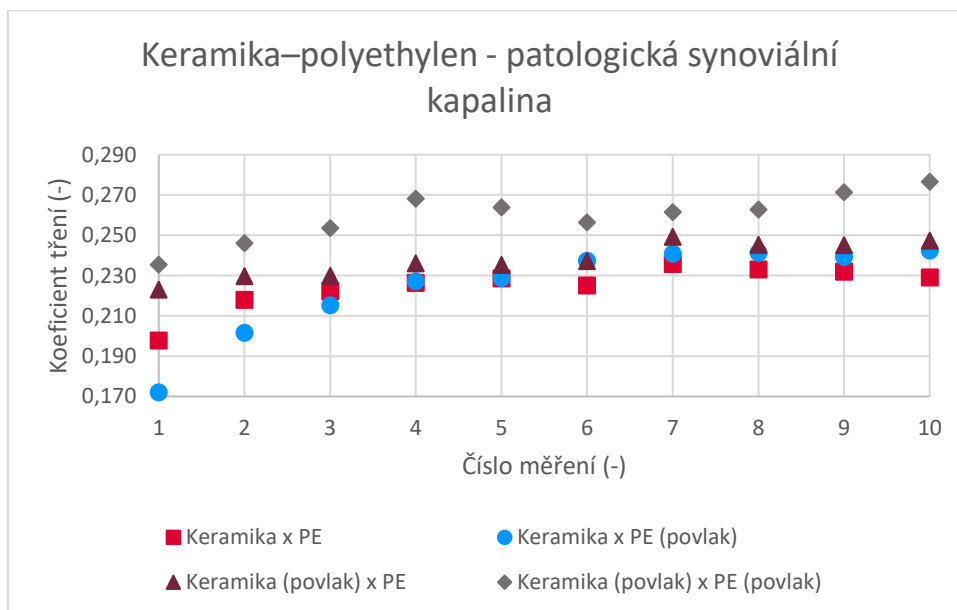
Obr. 5-5 Výsledky konfigurace keramické hlavice s UHMWPE v PBS

Při výměně kapaliny na fyziologickou synoviální všechny hodnoty vzrostly (viz. Obr. 5-6). V průběhu měření hodnoty vykazovaly nárůst. V konfiguraci nepovlakovaná keramická hlavice a povlakovaná jamka z PE dosahoval koeficient nejnižších hodnot v průměru 0,220. Naopak nejhorší výsledky byly naměřeny pro nanesení povlaku pouze na PE jamku, kde byl nárůst o 20 %.



Obr. 5-6 Výsledky konfigurace keramické hlavičky s UHMWPE ve fyziologické synoviální kapalně

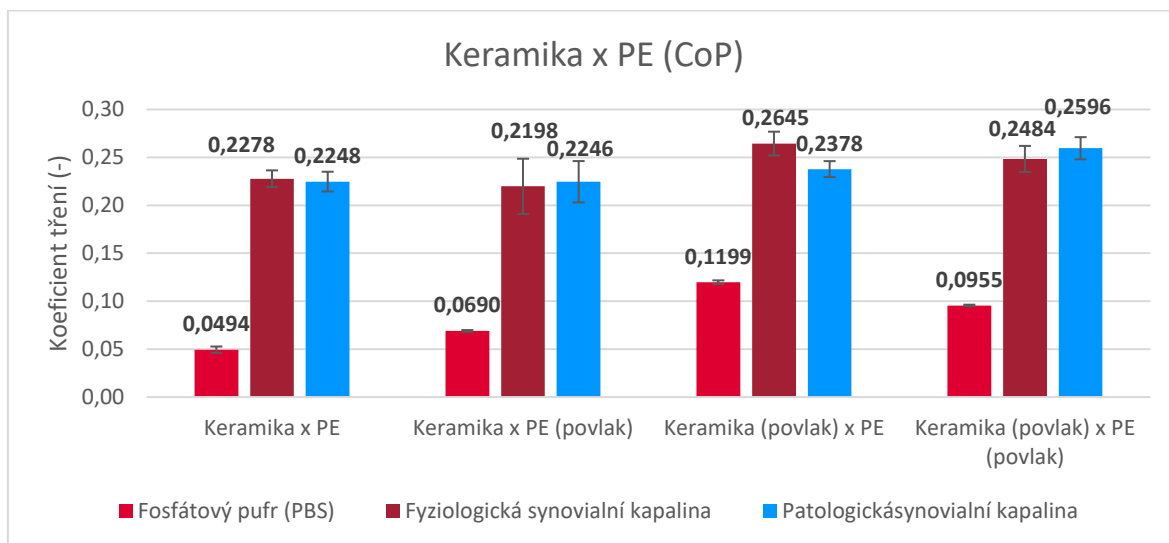
Pro patologickou kapalinu (viz. Obr. 5-7) měly nejmenší koeficient tření nepovlakovaná kombinace a kombinace s povlakovaným PE, a to přibližně 0,225. Nejhůře pak vyšly hodnoty pro povlakovnou dvojici, a to 0,260. Vlivem kapaliny postupně narůstaly hodnoty oproti prvnímu měření dané konfigurace.



Obr. 5-7 Výsledky konfigurace keramické hlavičky s UHMWPE v patologické synoviální kapalně

5.4 Souhrn keramiky–polyethylenu (CoP)

Jak lze vidět na grafu v Obr. 5-8, povlakování jamky z UHMWPE bylo dosaženo v synoviálních kapalinách snížení tření oproti nepovlakované dvojici.



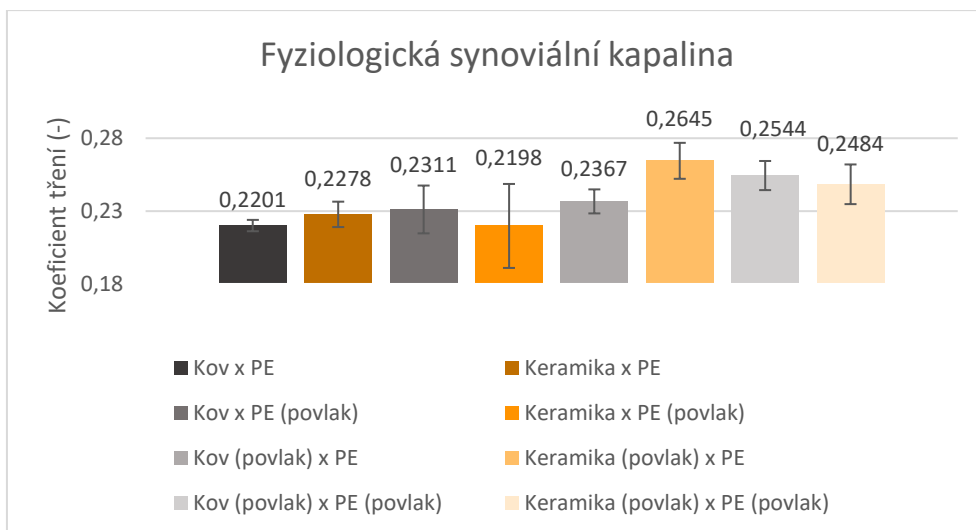
Obr. 5-8 Přehled naměřených výsledků pro keramickou hlavici

5.5 Vliv modelové kapaliny

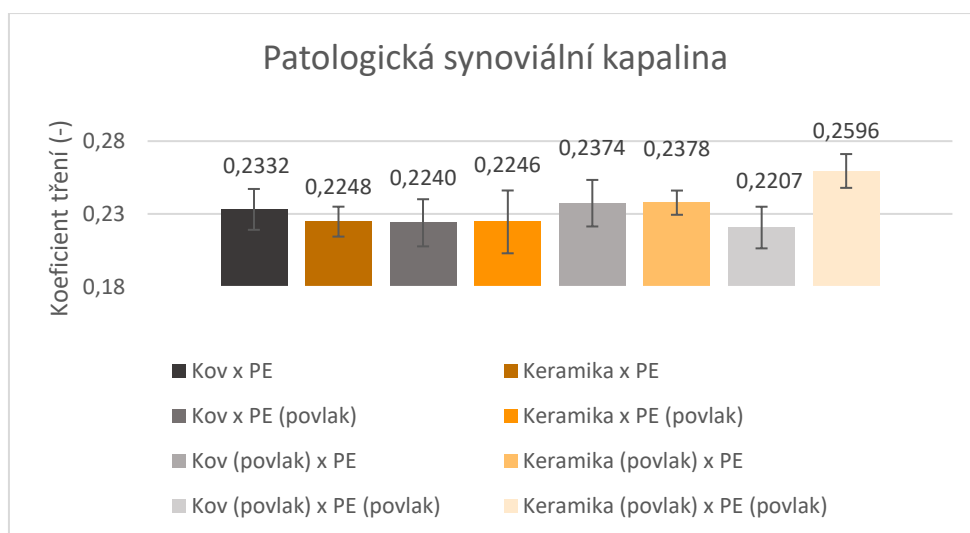
Při porovnávání jednotlivých synoviálních kapalin lze vidět v grafech (viz. Obr. 5-9 a Obr. 5-10), že povlak má obecně tendenci zvyšovat koeficient tření. Tento jev se neprojevil u kombinace keramiky s povlakovaným UHMWPE v patologické synoviální kapalině, kdy koeficient byl přibližně stejně velký jako v případě nepovlakované dvojice.

U patologické synoviální kapaliny (viz. Obr. 5-10) se hodnoty koeficientu moc nelišily, kromě povlakované dvojice keramiky a PE, kde byl nárůst o 15,5 %.

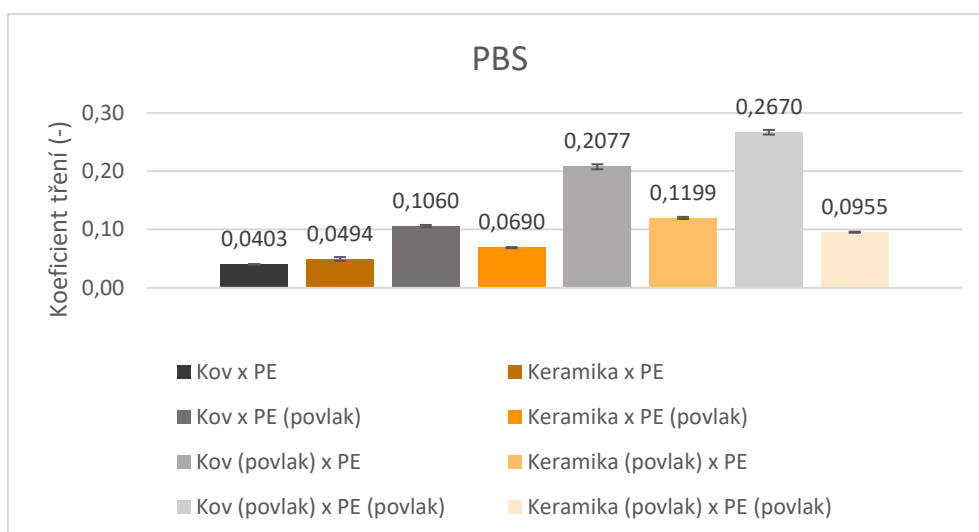
V PBS povlak zvyšoval koeficient tření. Jak lze vidět na grafu (viz. Obr. 5-11). Při nanesení povlaku na oba povrchy při kovové hlavice s UHMWPE byl koeficient tření 6,6krát větší, než nepovlakovaná dvojice.



Obr. 5-9 Hodnoty koeficientu tření měřené ve fyziologické synoviální kapalně



Obr. 5-10 Hodnoty koeficientu tření měřené v patologické synoviální kapalně



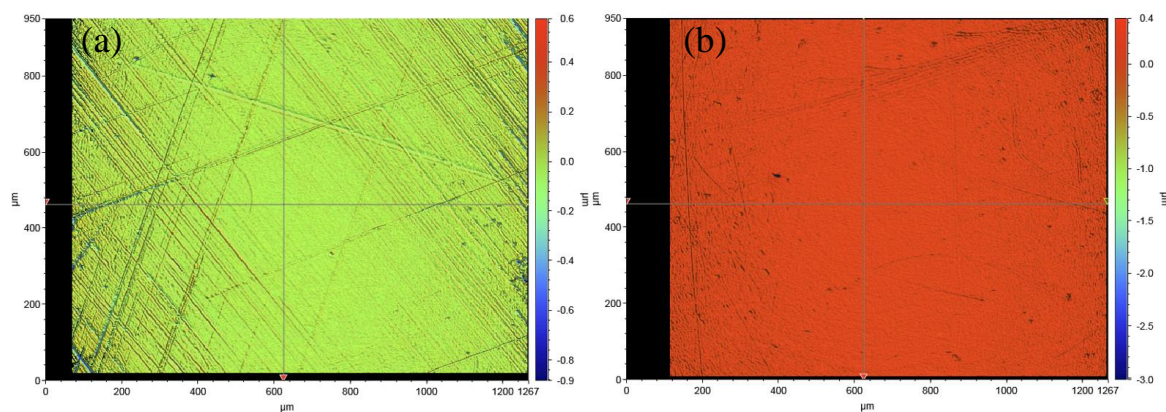
Obr. 5-11 Hodnoty koeficientu tření měřené v PBS

5.6 Topografie

Na hlavicích byla změřena drsnost pomocí profilometru. Naměřené hodnoty jsou zapsané v Tabulka 5-1. Z hodnot vyplývá, že povlak dokázal snížit opotřebení a tím si ponechal nižší hodnotu drsnosti, jak lze vidět na hodnotách pro vrchlík v Tabulka 5-1. Rozdíl povrchů lze vidět na Obr. 5-12.

Tabulka 5-1 Naměřené hodnoty z profilometru

Materiál hlavice	Před měřením nm	Průměrná drsnost po testech tření (obvod)	Drsnost po testech tření (vrchlík)
		nm	nm
Kov	7,8	7,5	25,4
Kov + povlak	7,8	9,1	11,4
Keramika	9,6	9,1	12,3
Keramika + povlak	9,6	8,9	8,8



Obr. 5-12 (a) Snímek z profilometru vrchlíku nepovlakované kovové hlavice
(b) Snímek z profilometru vrchlíku povlakované kovové hlavice

6 DISKUZE

Povlak vytvořený z PEGMA-360 a PEGDMA-550 nepřinesl výrazné snížení koeficientu tření, když byl nanesen na jednotlivé povrchy. Avšak u kombinací, kde byla povlakována pouze polyethylenová jamka, povlak nezvýšil koeficient tření a převážně zachoval jeho hodnotu, která byla pro nepovlakovaný materiál. Výjimkou je ale kovová hlavice s povlakovanou PE jamkou ve fyziologické synoviální kapalině. Zde se hodnota koeficientu zvýšila o 5 % oproti nepovlakované dvojici.

Pro každou materiálovou dvojici s kapalinou bylo uskutečněno 11 měření, z nichž vždy první bylo testovací a dalších deset vytvořilo statistický soubor pro eliminaci nepřesnosti měření. Do výpočtů byly zahrnuty všechny naměřené hodnoty, s výjimkou testovacích.

Záznamy kyvů byly následně proloženy lineární a exponenciální funkcí, pomocí kterých byl stanoven koeficient tření. Pro následné zpracování hodnot byly použity výsledky pouze z exponenciálního modelu, který lépe vystihoval útlum kyvů v případě studovaných kloubních párů.

Pro tuto práci byly použity jamky a hlavice od každého druhu po jednom kusu. Tím pádem mohlo dojít při měření k nepřesnosti, která byla zapříčiněná opotřebováním jednotlivých dílů, vlivem postupného používání při měření. Mohlo tedy dojít ke snížení přesnosti měření mezi první a poslední sérií. Pro minimalizaci chyb byl před prvním měřením na jamkách označen směr, ve kterém probíhaly kyvy, aby byla tato poloha dodržena u všech dalších měření. Bohužel pro hlavice, nebylo možné mít tento směr úplně pod kontrolou. Z toho důvodu je možné na Obr. 5-12 (a) z topografie vidět různé směry opotřebování, které mohly přispívat k většímu koeficientu tření.

Jelikož ostatní studie použily jiné tribometry, kapaliny, podmínky a metody pro zjištění koeficientu tření, nelze proto porovnávat tyto hodnoty mezi sebou. V této práci byly proto různé materiály a kapaliny zkoumány za stejných podmínek, aby experimenty byly vzájemně porovnatelné.

Při opakování jednotlivých měření v konfiguraci se v případě použití synoviálních kapalin projevil postupný nárůst hodnot. Nejlépe lze tento jev pozorovat na grafu v Obr. 5-7 znázorňující CoP s patologickou kapalinou. Zde zvýšení bylo do 21 %, kromě keramika x PE povlak, který zvýšil svoji hodnotu o 54,3 %. Pravděpodobně za to může ulpívání proteinů na površích, které mají vysokou smykovou pevnost, a tím pádem zvyšují koeficient tření.

Toto popisoval Nečas a kol. [5], kde se v jeho práci projevilo vytvoření silnější vrstvy proteinů na povrchu kovové hlavice oproti keramické. To mohlo zapříčinit vyšší tření u kovové hlavice, ale také vyšší ochranu povrchu před opotřebováním, což může zvýšit životnost náhrady.

Výsledky tohoto povlaku v zásadě nepotvrzují zjištění, které se ukázalo ve studii Sheeja a kol. [27], kdy povlakováním obou povrchů dosáhli nejmenšího tření. Tento předpoklad splnila pouze jedna ze čtyř variant. Kombinace povlakované dvojice kov x PE v patologické kapalině snížila hodnotu o 5,4 %, ale přitom ve fyziologické kapalině vzrostla o 15,6 %. Také u této kombinace, jako u jediné, byl nejvyšší koeficient naměřený u PBS ve srovnání s modelovými kapalinami.

Pro kovové hlavice lze říct, že přidáním povlaku na jednotlivé povrchy vzrostla maximálně hodnota koeficientu tření o 15,6 % ve fyziologické a o 1,8 % v patologické synoviální kapalině. Naopak zmenšení koeficientu pro kovové hlavice ve fyziologické kapalině nenastalo, ale v patologické bylo o 5,4 %.

Pro keramické hlavice byl nárůst koeficientu maximálně o 16,1 % ve fyziologické a 4,7 % v patologické synoviální kapalině. V patologické kapalině nenastalo zmenšení koeficientu, ale nejlepší výsledek měl stejnou hodnotu jako nepovlakovaná dvojice. Zato u fyziologické kapaliny lze pozorovat pokles hodnoty o 3,5 % povlakováním jamky. Stejně jako Choudhury a kol. [28] se nepodařilo získat povlakováním keramiky nižšího koeficientu tření, nanejvýš bylo dosaženo stejné hodnoty koeficientu.

Topografie ukázala, že povlak snížil drsnost otestovaných hlavic. Tím pádem můžeme očekávat při dlouhodobém používání i menší míru opotřebení hlavic.

Povlaky sice nevedly k výraznému snížení koeficientu tření, ale v mnoha případech se tření udrželo na stejných úrovních. Proto by bylo dobré směřovat tu studii do dalších fází a podívat se na procesy mazání a opotřebení. Na základě aktuálních zkušeností firmy CIDETEC lze předpokládat, že opotřebení bude výrazně sníženo, a proto je třeba se tomuto tématu nadále věnovat.

7 ZÁVĚR

V této práci byla představena jedna z nových variant modifikace povrchu pro zvýšení životnosti kyčelní náhrady. Povlak na bázi polymerů aplikovaný na povrchy byl vytvořen Španělskou firmou CIDETEC. Pro tuto bakalářskou práci byly použity 4 hlavice, z nichž 2 byly povlakované, 2 jamky, z nichž 1 byla povlakovaná a 3 různé kapaliny.

V úvodní části práce byl rozebírán kyčelní kloub a jeho náhrada z biologického a anatomického hlediska. Na tuto část navázala problematika povlakování náhrad, která v minulosti naznačila slibné výsledky pro prodloužení životnosti kloubní náhrady. Poznatky z této oblasti byly shrnuty v kapitole 3.1. Z této části vyplývá, že pro zjištění koeficientu tření nepoužívají autoři stejné konfigurace, a ne vždy povlak vede ke zlepšení tribologických vlastností, avšak autoři často doporučují další studie na simulátoru kyčelního kloubu.

Hlavním cílem proto bylo experimentálně popsat vliv povlaku na součinitel tření s využitím reálné geometrické konfigurace hlavice-jamka na kyčelním kloubním simulátoru. Analýzou naměřených dat bylo zjištěno, že aplikací povlaku obecně nedocházelo ke snížení tohoto koeficientu. V závislosti na použité materiálové dvojici a mazivu byl pozorován komplexní vliv povlaku, který sice občas vedl ke snížení tření, častěji však docházelo k tomu, že změna byla minimální nebo koeficient tření dokonce narostl. Zvýšení bylo maximálně o 16,1 % a snížení o 5,4 % oproti nepovlakovaným dvojicím. Nicméně povlak zlepšil drsnost povrchu a tím pravděpodobně zvýšil odolnost proti opotřebení. Jelikož ostatní autoři měřili ve svých studiích pokaždé v jiných konfiguracích, nelze jednoduše porovnávat jednotlivé výsledky.

V práci je řešené aktuální téma, pro které ještě nebylo nalezené optimální řešení. Nejlepších výsledků v této práci bylo dosaženo s kombinací keramika x PE (povlak), dále dobré výsledky přinesla kombinace kov x PE povlak a povlakovaná kombinace kov x PE. Dále proto doporučuji dlouhodobé testování těchto dvojic na kyčelním simulátoru za účelem stanovit míru opotřebení a vhodnost použití povlaku v ortopedické praxi. Povlaky sice tření výrazně nesnížily, ale mohou vést ke zmenšení opotřebení zvýšením tvrdosti nebo lepším ulpíváním proteinů na površích. V další studii by bylo vhodné ověřit tloušťku mazacího filmu s proteiny, případně kombinace aplikace povlaku společně s texturovaným povrchem.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] ČIHÁK RADOMÍR. *Anatomie I Druhé, upravené a doplněné vydání*. 2nd ed. Praha: Grada, 2001.
- [2] *Hip Anatomy - Dr Peter Walker*. [accessed. 7. April 2022]. Available at: <https://drpeterwalker.com.au/hip-anatomy/>
- [3] BALI, Rekha and A. K. SHUKLA. A Biphasic Model for Hip-Joint Replacement. *Tribology Letters* 2002 13:3. 2002, vol. 13, no. 3, pp. 187–195 [accessed. 8. May 2022]. ISSN 1573-2711.
- [4] KONVIČKOVÁ, Svatava. *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. 1. vyd. Praha; Košice: Viena, 2000. ISBN 80-7099-443-6.
- [5] NEČAS, D., M. VRBKA, F. URBAN, J. GALLO, I. KŘUPKA and M. HARTL. In situ observation of lubricant film formation in THR considering real conformity: The effect of diameter, clearance and material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, vol. 69, pp. 66–74. ISSN 1751-6161.
- [6] Health at a Glance 2021 OECD INDICATORS. 2021 [accessed. 7. April 2022].
- [7] DERAR, H and M SHAHINPOOR. Recent Patents and Designs on Hip Replacement Prostheses. *The Open Biomedical Engineering Journal*. 2015, vol. 9, no. 1, pp. 92–102. ISSN 1874-1207.
- [8] HODGE, W. A., R. S. FIJAN, K. L. CARLSON, R. G. BURGESS, W. H. HARRIS and R. W. MANN. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 1986, vol. 83, no. 9, pp. 2879–2883. ISSN 00278424.
- [9] PRAMANIK, Sumit, Avinash AGARWAL and K N RAI. Chronology of total hip replacement and materials development. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2005, vol. 19, pp. 15–26.
- [10] GOPAL, Vasanth, Maneesh CHANDRAN, M. S. Ramachandra RAO, Stefano MISCHLER, Shoufan CAO and Geetha MANIVASAGAM. Tribocorrosion and electrochemical behaviour of nanocrystalline diamond coated Ti based alloys for orthopaedic application. *Tribology International*. 2017, vol. 106, pp. 88–100. ISSN 0301-679X.
- [11] SUNDFELDT, Mikael, Lars v. CARLSSON, Carina B. JOHANSSON, Peter THOMSEN and Christina GRETZER. Aseptic loosening, not only a question of wear: A review of different theories. *New Pub: Medical Journals Sweden*. 2009, vol. 77, no. 2, pp. 177–197. ISSN 17453674.

- [12] TSAOUSI, Aikaterini, Eric JONES and Charles P. CASE. The in vitro genotoxicity of orthopaedic ceramic (Al₂O₃) and metal (CoCr alloy) particles. *Mutation Research - Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*. 2010, vol. 697, nos. 1–2, pp. 1–9. ISSN 13835718.
- [13] MEROLA, Massimiliano and Saverio AFFATATO. materials Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. 2019 [accessed. 1. May 2022].
- [14] FISHER, J., X. Q. HU, T. D. STEWART, S. WILLIAMS, J. L. TIPPER, E. INGHAM, M. H. STONE, C. DAVIES, P. HATTO, J. BOLTON, M. RILEY, C. HARDAKER, G. H. ISAAC and G. BERRY. Wear of surface engineered metal-on-metal hip prostheses. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2004 15:3. 2004, vol. 15, no. 3, pp. 225–235. ISSN 1573-4838.
- [15] HU, Dongcai, Kai TIE, Xiao YANG, Yang TAN, Mohammed ALAIDAROS and Liaobin CHEN. Comparison of ceramic-on-ceramic to metal-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2015, vol. 10, no. 1, pp. 1–8. ISSN 1749799X.
- [16] HU, Can, Jie FENG and Sherman Xuegang XIN. New method for establishing a 3D subject-specific numerical electromagnetic model using hybrid imaging modalities. *Computers in Biology and Medicine*. 2018, vol. 101, pp. 33–38. ISSN 0010-4825.
- [17] CAPELLO, William N., James A. D'ANTONIO, Judy R. FEINBERG, Michael T. MANLEY and Marybeth NAUGHTON. Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty: Update. *The Journal of Arthroplasty*. 2008, vol. 23, no. 7, pp. 39–43. ISSN 0883-5403.
- [18] DU, Suxuan, Kan ZHANG, Mao WEN, Yanguo QIN, Ruiyan LI, Hui JIN, Xingfu BAO, Ping REN and Weitao ZHENG. Optimizing the tribological behavior of tantalum carbide coating for the bearing in total hip joint replacement. *Vacuum*. 2018, vol. 150, pp. 222–231. ISSN 0042-207X.
- [19] MUSIL, J. Hard nanocomposite coatings: Thermal stability, oxidation resistance and toughness. *Surface and Coatings Technology*. 2012, vol. 207, pp. 50–65. ISSN 0257-8972.
- [20] CORONA-GOMEZ, J., T. A. JACK, R. FENG and Q. YANG. Wear and corrosion characteristics of nano-crystalline tantalum nitride coatings deposited on CoCrMo alloy for hip joint applications. *Materials Characterization*. 2021, vol. 182, p. 111516. ISSN 1044-5803.

- [21] CORONA-GOMEZ, J., S. SHIRI, M. MOHAMMADTAHERI and Q. YANG. Adhesion enhancement of DLC on CoCrMo alloy by diamond and nitrogen incorporation for wear resistant applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, vol. 332, pp. 120–127. ISSN 0257-8972.
- [22] HATEM, Andre, Jianliang LIN, Rougha WEI, Ricardo D. TORRES, Carlos LAURINDO and Paulo SOARES. Tribocorrosion behavior of DLC-coated Ti-6Al-4V alloy deposited by PIID and PEMS + PIID techniques for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*. 2017, vol. 332, pp. 223–232. ISSN 0257-8972.
- [23] PATNAIK, Lokeswar, Saikat RANJAN MAITY and Sunil KUMAR. DLC/CrN or AlCrN/CrN composite films: The better candidate in terms of anti-Wear performance and lesser ion release in hip implant. *Materials Today: Proceedings*. 2021, vol. 44, pp. 1214–1220. ISSN 2214-7853.
- [24] PATNAIK, Lokeswar, Saikat Ranjan MAITY and Sunil KUMAR. Mechanical and tribological assessment of composite AlCrN or a-C:Ag-based thin films for implant application. *Ceramics International*. 2021, vol. 47, no. 5, pp. 6736–6752. ISSN 0272-8842.
- [25] CORONA-GOMEZ, J., K.K. SANDHI and Q. YANG. Wear and corrosion behaviour of nanocrystalline TaN, ZrN, and TaZrN coatings deposited on biomedical grade CoCrMo alloy. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022, vol. 130, p. 105228. ISSN 17516161.
- [26] HATEM, Andre, Jianliang LIN, Ronghua WEI, Ricardo D. TORRES, Carlos LAURINDO, Gelson Biscaia DE SOUZA and Paulo SOARES. Tribocorrosion behavior of low friction TiSiCN nanocomposite coatings deposited on titanium alloy for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*. 2018, vol. 347, pp. 1–12. ISSN 0257-8972.
- [27] SHEEJA, D., B. K. TAY and L. N. NUNG. Tribological characterization of surface modified UHMWPE against DLC-coated Co–Cr–Mo. *Surface and Coatings Technology*. 2005, vol. 190, nos. 2–3, pp. 231–237. ISSN 0257-8972.
- [28] CHOUDHURY, Dipankar, Taposh ROY, Ivan KRUPKA, Martin HARTL and Rajshree MOOTANAH. Tribological investigation of ultra-high molecular weight polyethylene against advanced ceramic surfaces in total hip joint replacement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*. 2015, vol. 229, no. 4, pp. 410–419. ISSN 1350-6501.
- [29] *KONSTRUKČNÍ INŽENÝRSTVÍ UČÍME VĚCI JINAK*. [accessed. 19. May 2022]. Available at: https://www.ustavkonstruovani.cz/download/prezentace_Konstrukni_inzenyrstvi_2021.pdf

[30] *Balanced Salt Solutions* / *Thermo Fisher Scientific - CZ*. [accessed. 8. May 2022]. Available at: https://www.thermofisher.com/cz/en/home/life-science/cell-culture/mammalian-cell-culture/reagents/balanced-salt-solutions.html?gclid=Cj0KCQjwsdiTBhD5ARIsAIpW8CIoR00doNqSqGcZ2sA_v0Znii-ifcyn7pfncX4sXTFLJD5pWuo9XIcaApvhEALw_wcB&ef_id=Cj0KCQjwsdiTBhD5ARIsAIpW8CIoR00doNqSqGcZ2sA_v0Znii-ifcyn7pfncX4sXTFLJD5pWuo9XIcaApvhEALw_wcB:G:s&s_kwid=AL!3652!3!596365171130!e!!g!!pbs%20solution&cid=bid_clb_cce_r01_co_cp0000_pjt0000_bid00000_0se_gaw_nt_pur_con#pbs

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

CoC	keramika na keramiku
CoM	keramika na kov
DLC	diamond like carbon
EDX	energeticky disperzní rentgenová spektroskopie
FE-SEM	emisní pole rastrovacího elektronového mikroskopu
HXLPEs	vysoce zesíťovaný polyethylen
LVM	nízkouhlíková vakuová tavenina
MoM	kov na kov
MoP	kov na polyethylen
MPCVD	mikrovlnou plazmou zesílená chemická depozice par
NDLC	dusíkem dopované DLC
OA	osteoartróza
OECD	Organisation for Economic Cooperation and Development
PBS	fosfátový pufr
PE	polyethylen
PECVD	plazmou zesílená chemická depozice par
PEMS	plazmové magnetronové naprašování
PIID	plazmová imerzní depozice iontů
PVD	fyzikální depozice par
SBF	modelová tělní kapalina
SDD	křemíkový driftový detektor
SEM	rastrovací elektronový mikroskop
TEM	transmisní elektronový mikroskop
UHMWPE	polyetylen s mimořádně vysokou molekulovou hmotností

UTM	univerzální testovací zařízení
XPS	rentgenová fotoelektronová spektroskopie
XRD	rentgenová difrakce

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1 Schéma kyčelního kloubu v řezu [2]	14
Obr. 2-2 Graf znázorňující počet výměn kyčelního kloubu v jednotlivých zemích na 100 000 obyvatel od roku 2009 [6]	15
Obr. 2-3 Prvky kyčelní náhrady [7]	16
Obr. 2-4 Grafické znázornění metody kulička-disk; (<i>s</i>) je velikost zrna TaC; (<i>w</i>) je vzdálenost mezi zrny	19
Obr. 2-5 (a) Graf závislosti tvrdost/modul pružnosti na obsahu uhlíku SBF (b) Graf znázorňující průměrnou hodnotu tření v závislosti na množství uhlíku v povlaku.....	20
Obr. 2-6 Graf s koeficientem tření a mírou opotřebení UHMWPE proti CoCrMo a CoCrMo povlakovaný TaN.....	21
Obr. 2-7 Snímek z SEM rozhraní povlaku DLC na CoCrMo slitině naočkované diamantovými částicemi.....	22
Obr. 2-8 Snímek z SEM hlavice z oxidu hlinitého s přilnutým uhlíkem po testu tribokoroze na vzorku povlaku PEMS + PIID DLC.....	24
Obr. 2-9 Snímek řezu povlaku (a) DLC/CrN a (b) AlCrN/CrN;.....	25
Obr. 2-10 Koeficient tření a míra opotřebení na UHMWPE oproti nepovlakované slitině CoCrMo a nanosenými povrchy.....	27
Obr. 2-11 a) Tribometr; b) Schéma konfigurace odvalujícího se pinu po rovném povrchu	30
Obr. 4-1 Kyvadlový simulátor	33
Obr. 4-2 Schéma kyvadla a detailu materiálové dvojice	34
Obr. 4-3 Detail při měření drsnosti povrchu	34
Obr. 4-4 a) Záznam kyvů v programu DEWEsoft; b) Exportovaná data do programu MATLAB (zelená) proložená exponenciální funkcí (modrá)	38
Obr. 4-5 Detail materiálové dvojice v simulátoru	39
Obr. 5-1 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE v kapalině PBS.....	40
Obr. 5-2 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE ve fyziologické synoviální kapalině	41
Obr. 5-3 Výsledky konfigurace CoCr hlavice s UHMWPE v patologické synoviální kapalině	41
Obr. 5-4 Souhrnné výsledky pro konfiguraci CoCr hlavice s UHMWPE.....	42
Obr. 5-5 Výsledky konfigurace keramické hlavice s UHMWPE v PBS.....	43

Obr. 5-6 Výsledky konfigurace keramické hlavice s UHMWPE ve fyziologické synoviální kapalině	44
Obr. 5-7 Výsledky konfigurace keramické hlavice s UHMWPE v patologické synoviální kapalině	44
Obr. 5-8 Přehled naměřených výsledků pro keramickou hlavici	45
Obr. 5-9 Hodnoty koeficientu tření měřené ve fyziologické synoviální kapalině	46
Obr. 5-10 Hodnoty koeficientu tření měřené v patologické synoviální kapalině	46
Obr. 5-11 Hodnoty koeficientu tření měřené v PBS	46
Obr. 5-12 (a) Snímek z profilometru vrchlíku nepovlakované kovové hlavice (b) Snímek z profilometru vrchlíku povlakované kovové hlavice	47

11 SEZNAM TABULEK

Tabulka 4-1 Přehled použitých jamek	35
Tabulka 4-2 Přehled použitých hlavic	36
Tabulka 4-3 Přehled použitých kapalin a jejich obsah proteinů	37
Tabulka 5-1 Naměřené hodnoty z profilometru	47

12 SEZNAM PŘÍLOH

Laboratorní protokol