



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 MODIFIKACÍ TOPOGRAFIE POVRCHU

ANALYSIS OF FRICTION OF HIP JOINT REPLACEMENTS WITH MODIFICATION OF SURFACE TOPOGRAPHY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Daniel Němeček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2022

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Student:	Daniel Němeček
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
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 modifikací topografie povrchu

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 vývoje materiálů náhrad, jejich designu a klinické praxe, je stále zásadním problémem omezená životnost náhrad. Široké možnosti nabízí zejména modifikace kontaktních povrchů, jako je vytvoření umělé textury či nanesení povlaku snižujícího tření při vzájemné artikulaci hlavice a jamky.

Typ práce: výzkumná

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem je pomocí kyvadlového simulátoru popsat vliv textury kloubní jamky na součinitel tření. Pozornost bude věnována geometrii a rozložení vtisků, materiálové kombinaci a vlivu zatížení kontaktu.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se modifikacemi povrchů kloubních náhrad,
- navrhnout podmínky experimentů a připravit modelové kloubní kapaliny,
- experimentálně popsat vliv textury na součinitel tření,
- posoudit vliv zatížení na součinitel tření.

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:

ALLEN, Q. a B. RAEYMAEKERS. Surface Texturing of Prosthetic Hip Implant Bearing Surfaces: A Review. *Journal of Tribology*. 2021, 143(4). ISSN 0742-4787.

CHOUDHURY, D., M. VRBKA, A. B. MAMAT, I. STAVNESS, C. K. ROY, R. MOOTANAH a I. KŘUPKA. 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. ISSN 17516161.

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.

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. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Kyčelní endoprotézy představují efektivní východisko pro pacienty trpícími pokročilými stádii kloubních onemocnění. Přetrvávající komplikací však i přes dosažený pokrok ve vývoji endoprotéz způsobuje omezená životnost, která působí problémy především u mladších pacientů. Hlavní mechanismus omezující životnost je opotřebení související se třením a mazáním. Tato práce se zabývá efektem texturovaného povrchu polyetylenové UHMWPE jamky v kombinaci s hladkou hlavicí jako jednoho z možných řešení snížení tření, a tedy i míry opotřebení. V experimentu byly použity dvě texturované jamky a tři hladké hlavice (keramika, kov, oxinium). Výsledky s použitím synoviální kapaliny ukazují, že texturovaný povrch jamky má pozitivní vliv na snížení tření a stabilizaci hodnot. Nejvýraznější poklesy jsou pozorovány při použití jamky s menšími důlky, ta například spolu s keramickou hlavicí dosáhla poklesu tření až o 66 %. Pozornost byla rovněž věnována vlivu zatížení, které však nemá ve většině případů na výsledky zásadní dopad. Předpokládá se, že dosažení snížení tření v důsledku aplikace textury vede i ke snížení celkové rychlosti opotřebení, což může vést k prodloužení životnosti.

KLÍČOVÁ SLOVA

kyčelní kloubní náhrada, textura povrchu, experiment, tření, synoviální kapalina

ABSTRACT

Hip endoprosthesis introduces an effective treatment for patients suffering from advanced stages of hip degeneration. Despite the advancements made in recent years, limited longevity negatively affects the application of this technology in young patients. The main mechanism which causes limited longevity is wear, which depends on the friction and lubrication of the joint. This thesis aims to observe the effect of a textured surface on a UHMWPE polyethylene cup combined with a smooth femoral head as a solution, which may reduce the friction and wear of the contact surfaces. Two textured cups and three smooth femoral heads were used in the experiment (ceramic, metal, oxinium). The results showed that the textured surface has a positive effect on both reducing friction and providing more stability with the use of synovial fluid. A significant reduction in friction is observed for the surface with smaller dimples rather than for the surface with larger ones. Specifically, the combination of a ceramic femoral head and a finely dimpled surface resulted in the reduction of friction by 66 %. Attention was also paid to the effect of the load on the hip. In most cases, the load did not significantly impact the results. It can be assumed that reducing the friction at the joint leads to the reduction of the rate of wear, thus increasing the implant longevity.

KEYWORDS

hip joint replacement, textured surface, experiment, friction, model synovial fluid

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

NĚMEČEK, Daniel. *Studium tření kyčelních kloubních náhrad s modifikací topografie povrchu*. Brno, 2022. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/140151>. 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 práce doc. Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D., za podnětné rady, všestrannou pomoc a velkou trpělivost, se kterou se mi během vypracování této práce věnoval. Rád bych také poděkoval svým rodičům, svému bratrovi, svým přátelům a všem, kteří mi s prací pomáhali a bez kterých bych se tomuto výsledku jen stěží přiblížil.

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	14
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	15
2.1	Kyčelní kloub	15
2.1.1	Kloubní chrupavka	16
2.1.2	Důvody k provedení náhrady kyčelního kloubu endoprotézou	17
2.1.3	Transplantace kyčelního kloubu	18
2.1.4	Typy používaných endoprotéz	18
2.2	Materiály kloubních náhrad	20
2.2.1	Kovové materiály a jejich slitiny	21
2.2.2	Keramika	22
2.2.3	Polymerní materiály	22
2.2.4	Materiálové kombinace	23
2.3	Tribologie	25
2.4	Modifikace povrchů kloubních náhrad	26
2.4.1	Využívané experimentální metodologie	26
2.4.2	Modifikace povrchů kloubních náhrad	27
2.5	Výroba mikrotexturních prvků	40
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	42
3.1	Analýza problému	42
3.2	Cíl práce	44
4	MATERIÁL A METODY	45
4.1	Kyvadlový simulátor	45
4.2	Použité komponenty	46
4.2.1	Hlavice	46
4.2.2	Jamka	47
4.3	Zatížení	47
4.4	Modelové kloubní kapaliny	48
4.5	Podmínky experimentu	48
4.6	Záznam a vyhodnocení	49
4.7	Postup měření	50
5	VÝSLEDKY	52

5.1	Vliv textury na součinitel tření	52
5.1.1	Hladká jamka	52
5.1.2	200 μm jamka	54
5.1.3	300 μm jamka	57
5.1.4	Shrnutí výsledků	61
5.2	Vliv zatížení na součiniteli tření	62
5.2.1	Keramická hlavice	62
5.2.2	Kovová hlavice	64
5.2.3	Oxiniová hlavice	65
5.2.4	Shrnutí výsledků	66
6	DISKUZE	68
7	ZÁVĚR	73
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	74
9	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	78
10	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	80
11	SEZNAM TABULEK	83
12	SEZNAM PŘÍLOH	84

1 ÚVOD

S rozvojem nových technologií dochází v posledních dekáдах k intenzivní spolupráci mezi zdravotnictvím a technologickými odvětvími. To umožňuje prudký rozvoj možností způsobů péče o pacienty, a tím i prodloužení jejich aktivního života. Mezi příklady lze uvést metody léčby rakoviny, kardiostimulátory či použití magnetické rezonance. Dalším intenzivně zkoumaným tématem jsou kloubní náhrady, u kterých je zejména v posledních letech zaznamenán překotný nárůst operací související se stárnutím populace a zvyšujícími se nároky na aktivní délku života.

K nahrazení kloubu implantátem nejčastěji dochází kvůli jeho nadměrnému opotřebení, které vede ke značným bolestem při pohybu. V současné době zatím neexistuje neinvazivní řešení problému. Existují pouze metody k oddálení nutnosti chirurgického zákroku, jako je léčba ke snížení bolesti či zvýšení pohyblivosti kloubů.

Přetrvávajícím problémem je omezená životnost kloubních implantátů. Stejně jako lidský kloub i kloub umělý podléhá postupnému opotřebení a má tak konečnou životnost. Za tímto účelem dochází k vývoji nových materiálů majících za cíl zvýšit celkovou životnost implantátu. To by vedlo i ke snížení počtu nutných reoperací spojených s finanční zátěží zdravotnického systému a značné zátěže na zdraví pacienta. S vývojem nových materiálů je však spojená dlouhá doba vývoje a uvedení do praxe, což při současných trendech a dlouhodobých odhadech nárůstu operací není uspokojivé.

Dalším zkoumaným řešením, jak zvýšit životnost v kratším časovém horizontu, je tvarová modifikace povrchů, tzv. mikrotexturování. Výhodou této metody je, že používá na již klinicky aplikované materiály, u nichž je známa dobrá odezva lidského organismu. Tento princip modifikace je již úspěšně používán v mnoha technických aplikacích, například ve válci motoru, kluzných ložiscích nebo povrchu golfového míčku [30]. Podle mnohých studií je ukázáno, že texturovaný povrch má pozitivní vliv na snížení tření a opotřebení, a s tím související i nárůst životnosti.

Problematikou mikrotexturování se zabývá i tato bakalářská práce mající za cíl na základě současného poznání popsat vliv geometrie textury na chování součinitele tření při různých materiálových kombinacích a experimentálně posoudit vliv důlkované textury a zatížení na součinitel tření.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

2.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub (lat. articulatio coxae) je omezený kulový kloub spojující stehenní kost s pánevní kostí, resp. volnou dolní končetinu s pletencem dolní končetiny. Kloubní plochy tvoří jamka kyčelní kosti a hlavice femuru (stehenní kosti) [1]. Kloubní pouzdro je zesílené třemi vazy vedoucími z kyčelní, stydké a sedací kosti na stehenní kost, viz obr. 2.1-1 [2]. Kyčelní kloub není jen kloubem zajišťujícím pohyb dolní končetiny vůči trupu, ale představuje i nosný kloub trupu a balanční kloub udržující rovnováhu vzpřímeného trupu. Na stabilitu kloubu tak mají velký význam i vazy kloubního pouzdra. [1]

Jamka, též nazývaná acetabulum, má tvar duté polokoule a skládá se ze tří pánevních kostí (kyčelní, sedací a stydké). Kloubní plochou acetabula je ale pouze poloměsíčitá plocha (facies lunata), která je také jako jediná potažena kloubní, tj. hyalinní, chrupavkou. Příčný průměr jamky činí cca 25 mm. [1]

Pohyblivost kyčelního kloubu je dána tvarem artikulujících kostí, mohutností a průběhem vazů pouzdra. V kyčelním kloubu lze provádět: flexi (do 120°), extenzi (do 13°), abdukci (do 40°), addukci (do 10°), zevní (15°) a vnitřní rotaci (do 35°) [1], viz obrázek 2.1-2.

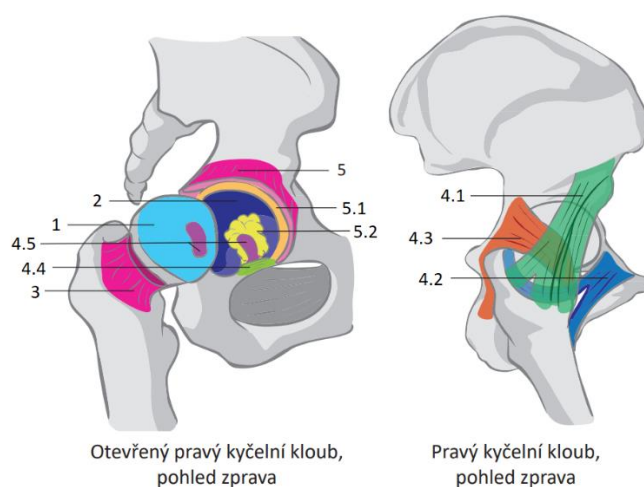
Jedna z membrán obepínající kloub se nazývá synoviální membrána. Ta je důležitá pro produkci kyseliny hyaluronové, která je jednou z hlavních součástí synoviální tekutiny. Synoviální tekutina je složená z filtrátu krevní plazmy, proteinů, kyseliny hyaluronové a buněk. Tekutina pokrývá vnitřní povrch kloubů a zajišťuje tyto klíčové funkce: snižuje tření a opotřebení kloubních ploch, zvyšuje a udržuje pružnost chrupavek a zabezpečuje jejich výživu. [3]

Zajímavou poznámkou může být porovnání lidského a ptačího kyčelního kloubu. Jelikož ptáci mají těžiště těla pod kyčelním kloubem, kloub se chová jako kyvadlo a pták pro udržení své stability při chůzi potřebuje méně svalů než člověk, který má své tělesné těžiště naopak umístěné nad kyčelními klouby. [4]

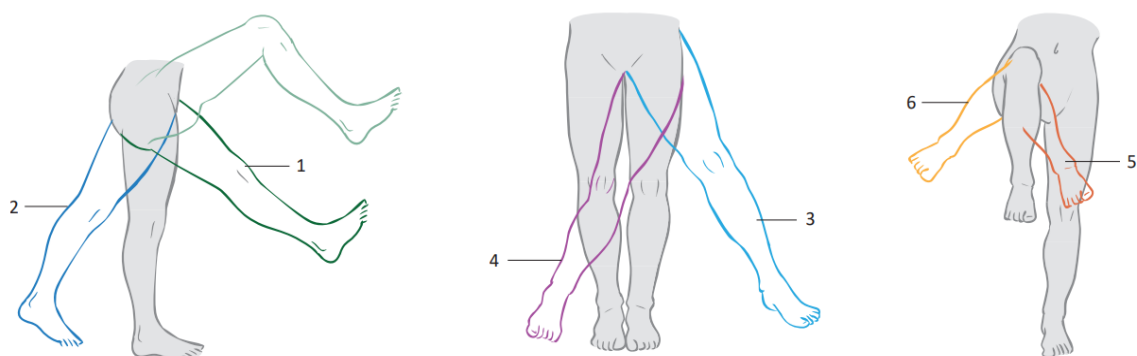
Kyčelní kloub má dohromady 4 stupně volnosti – 3 rotace kolem os x, y, z a posuv v ose y při luxaci. [4]

2.1.1 Kloubní chrupavka

Kloubní chrupavka (lat. cartilago articularis) pokrývá kloubní konce kostí. Je pružná, sklovitě hladká a poměrně přesně kopíruje tvar kloubních konců. Není však rovnoměrně silná, její tloušťka se pohybuje mezi 0,5 – 6 mm, a to podle velikosti zatížení. Z biomechanického hlediska je kloubní chrupavka velmi porézní materiál, který se svým chováním podobá houbě schopné zadržet velké množství tekutin. Kloubní chrupavka má ve své hmotě submikroskopické otvory (cca 6 nm), jimiž je do ní vtlačována a vytlačována synoviální tekutina. V biomechanice chrupavky hraje prostup této tekutiny naprosto klíčovou roli a chování chrupavky při deformaci je v podstatě určováno stupněm její nasycenosti synoviální tekutinou. [5]



Obr. 2.1-1 Anatomie kyčelního kloubu: 1 – hlavička; 2 – jamka; 3 – kloubní pouzdro; 4.1 – vaz zabraňující zaklonění trupu vůči stehenní kosti; 4.2 – vaz omezující abdukci a vnější rotaci; 4.3 – vaz omezující addukci a vnitřní rotaci; 4.4 – vaz překlenující incisura acetabuli; 4.5 – drobný vaz spojující jamku a hlavičku; 5.1 – vazivová chrupavka; 5.2 – tukový polštář [2]



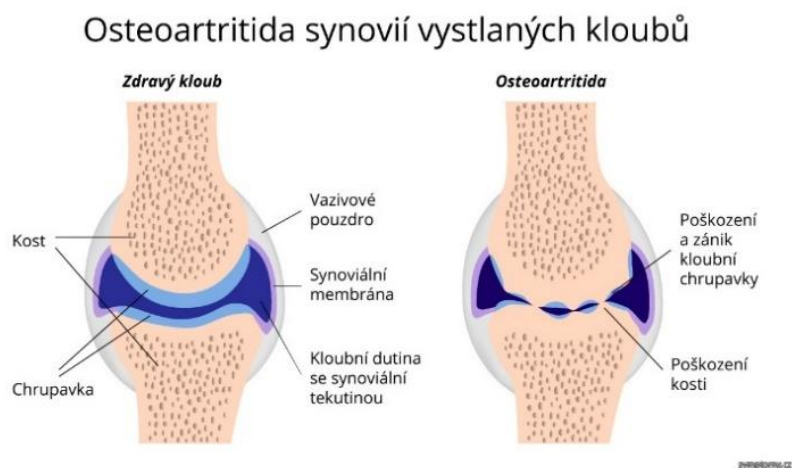
Obr. 2.1-2 Zobrazení pohyblivosti kyčelního kloubu: 1 – flexe; 2 – extenze; 3 – abdukce; 4 – addukce; 5 – vnější rotace; 6 – vnitřní rotace [2]

2.1.2 Důvody k provedení náhrady kyčelního kloubu endoprotézou

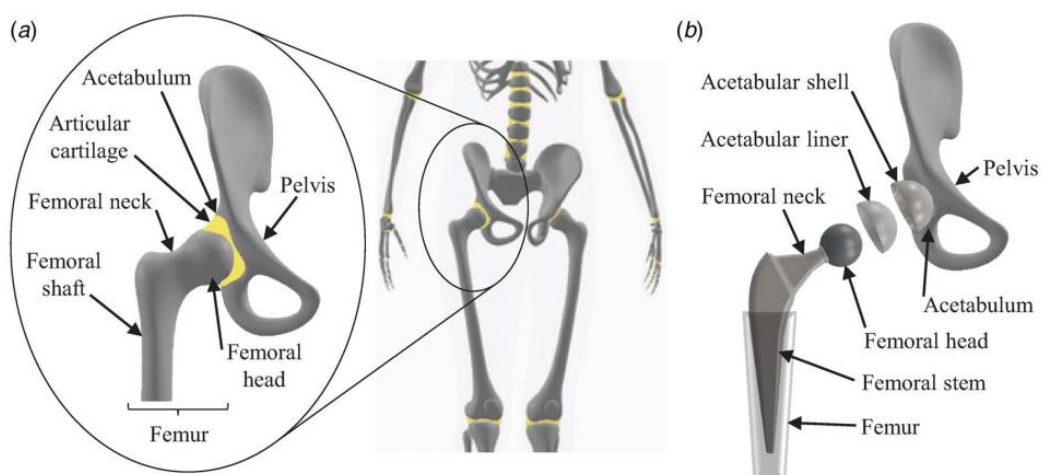
Hlavním důvodem pro provedení operace je bolest nebo výrazná porucha funkce kloubu omezující pohybové schopnosti. K rozhodnutí o kloubní náhradě může dojít i kvůli nádorovému onemocnění postihující oblast kyčelního kloubu. Mezi nejčastější poruchy patří koxartróza, poškození kloubu úrazem a revmatické, nádorové onemocnění či artritida. [4]

Koxartróza (osteoartróza) je zapříčiněna častým a nadměrným přetěžováním kloubních ploch, které se pak opotřebují. [6]

Artritida (osteoartritida) je zánětlivé onemocnění kloubu. Jedná se o reakci imunitního systému na probíhající infekci, důsledek úrazu či metabolickou poruchu vedoucí k omezení pohybu kloubu nebo jeho úplnému a trvalému znehybnění [6]. Znázornění kloubu postiženého artritidou je na obr. 2.1-3.



Obr. 2.1-3 Artritida kyčelního kloubu. Kloub ve výsledku pracuje tzv. na sucho. [6]



Obr. 2.1-4 Schematické znázornění (a) lidského kyčelního kloubu a (b) kyčelní endoprotézy. [7]

2.1.3 Transplantace kyčelního kloubu

Totální kyčelní endoprotéza je jednou z nejrozšířenějších chirurgických operací, během níž dojde k výměně nemocného kloubu za nový umělý. Se stárnoucí populací, zvyšujícím se komfortem života a velkým progresem v medicíně i technických oborech, počet operací nepřetržitě stoupá. Zpráva Health at a Glance OECD 2021 uvádí, že v zemích OECD došlo mezi lety 2009 až 2019 k průměrnému nárůstu provedených operací kyčelních kloubů o 22 %. Největší počet operací na 100 tisíc obyvatel za rok 2019 uvádí Německo (315) a Švýcarsko (313). Česká republika se s 207 operacemi pohybuje nad průměrem OECD (174). V roce 2020 byl v některých státech z důvodu pandemické situace zaznamenán pokles počtu provedených operací, a to především z důvodu zesílení kapacit zdravotnických zařízení v odvětvích bojujících s COVID-19 [8]. Jedním z hlavních úkolů dnešních výzkumů v oblasti kyčelních náhrad je prodloužení jejich životnosti. Je zdokumentováno, že životnost dnešních náhrad se pohybuje kolem 15 let. V závislosti na životním stylu osoby a zvolených materiálech může být životnost výrazně vyšší, ale i výrazně nižší. Podle The National Inpatient Sample patří mezi hlavní důvody selhání implantátu mechanické komplikace (19 %), luxace (17 %), uvolnění (15 %) a infekce (14 %). Velká část těchto selhání má původ v osteolýze způsobené částicemi opotřebeného polyethylenu v kloubní jamce. Osteolýza je onemocnění způsobené zánětlivou reakcí imunitního systému na cizí částice nahromaděné na okrajích kloubu. Částice zvyšují opotřebení kosti a snižují možnost její regenerace, což vede k jejímu oslabení a uvolnění. Zvýšená životnost by také, mimo zkvalitnění života osob, ulevila zdravotnímu systému, neboť především u mladších pacientů se očekává nejedna revizní operace [7]. Na obr. 2.1-4 je vidět porovnání lidského a umělého kyčelního kloubu.

2.1.4 Typy používaných endoprotéz

Pro kyčelní náhrady může být použita tzv. cervikokapitální endoprotéza, u které se nahrazuje pouze hlavice stehenní kosti, nebo totální endoprotéza, která nahrazuje jak stehenní hlavici, tak i kloubní jamku. V současné době převládají spíše endoprotézy totální. Volba se provádí na základě celkového zdravotního stavu pacienta a jeho schopnosti snést o něco rozsáhlejší operační výkon. [9]

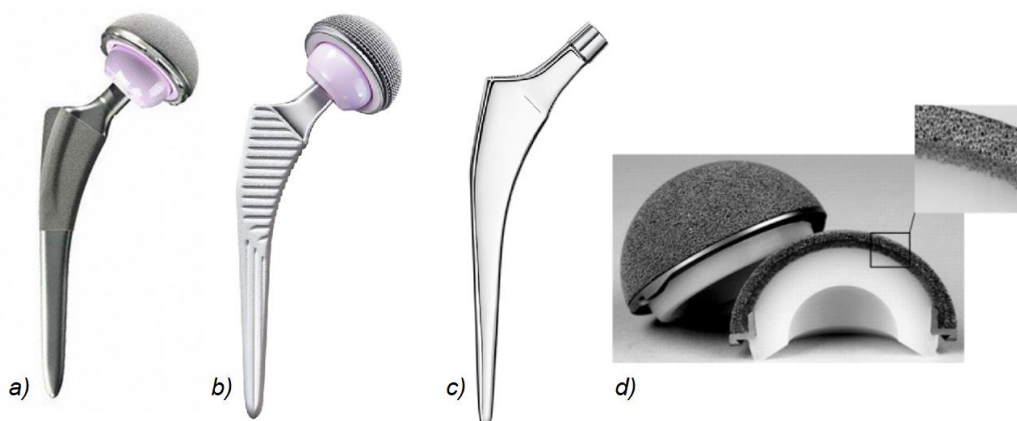
Dále lze endoprotézy rozlišovat podle způsobu fixace ke kostnímu lůžku, a to na cementované a necementované, přičemž tzv. cementace je možnost ukotvení pomocí kostního cementu (rychle tuhnoucí hmoty – metylmetakrylátu). Necementované typy fungují na principu tvarového styku s úpravou povrchu, jak lze vidět i z obrázku 2.1-5. [9]

Každá endoprotéza se skládá z tzv. dříku, který je zaveden do dřevnatého kanálu stehenní kosti. Na krček dříku je umístěna kloubní hlavice, jež je vyráběna tak, aby bylo dosaženo optimálních tribologických vlastností. Další komponentou je kloubní jamka nahrazující povrch kyčelního kloubu. Podle způsobu uchycení dělíme jamky na kónické a půlkulovité. [9]

Jamky ukotvené pomocí cementu se skládají pouze z jedné části, zatímco jamky necementované se skládají z kotvící části a acetabulární vložky. Fixace necementované jamky může být zajištěna například lamelami, které na obvodě kotvící části tvoří závit a do kostního lůžka jsou zašroubovány, nebo principem obdobným jako u upevnění hmoždinky do zdi, tj. dotažením a rozepřením lamelek. Pro dobrou fixaci u necementované polokulovité jamky a dříku je povrch opatřen speciálním nástřikem zajišťujícím postupné prorůstání kostní tkáně do mikroprostorů implantátu. [9]

Mimo výše uvedené varianty existuje ještě tzv. hybridní varianta, v níž je dřík cementován a acetabulární část necementována.

Šířka kloubní hlavice se může velikostně lišit (od 22,225 mm do 50 mm v průměru). Hlavice se rozlišují na velké (> 36 mm) a malé (< 36 mm).



Obr. 2.1-5 a), b) bezcementová endoprotéza; c) cementovaná endoprotéza [10]; d) detail porézního povrchu bezcementované kloubní jamky [11]. Rozdíl mezi cementovou a bezcementovou endoprotézou je patrný v absenci porézního povrchu u cementové endoprotézy.

2.2 Materiály kloubních náhrad

Vzhledem ke konstrukci přirozených lidských kloubů, vynikajícím visko-elastickým vlastnostem synoviální kapaliny a elasticitě hyalinní chrupavky není tvarové kopírování lidských kloubů v případě kloubních náhrad ideálním řešením. Naopak technické řešení umělé náhrady kloubu musí odpovídat použitým technickým materiálům. [4] Při daném dynamickém a mechanickém zatížení s počtem cyklů řádově 10^6 až 10^7 za rok musí mít tyto materiály vyšší pevnostní vlastnosti než původní kost, protože konstrukci původního kloubu nelze nikdy optimálně nahradit. Jako vhodné materiály se jeví modifikace a slitiny kovů, keramiky a plastických hmot. Následkem vyššího modulu pružnosti je i tuhost implantátu jako celku vyšší, než je tomu u původní kosti, což se nepříznivě projevuje při rázovém zatížení. Při dlouhodobém proměnlivém zatížení pod mezí pevnosti vznikají latentní poruchy, které je živá kost díky regeneraci schopná eliminovat. Technické materiály ale nemají možnost regenerace, a proto dochází k únavě materiálu.

Kloubní implantáty jsou při návrhu dimenzovány na vysokou životnost a bezpečnost. Použitý materiál musí splňovat požadavky na biokompatibilitu a musí být cenově dostupný. Nejvíce používanými materiály jsou slitiny kovů (nerezová ocel a titanové slitiny). Vzájemnou kombinací používaných materiálů a jejich povrchovými modifikacemi lze získat širokou škálu vlastností, které lze s výhodou použít a které jsou pro vědce nadále předmětem zájmu. V posledních letech se do popředí dostávají keramické materiály. Ty již dnes kovové materiály ve všech směrech převyšují, ale jejich nevýhodou je vysoká cena a neschopnost tlumení rázů. [4]

Implantát může být vyroben metodou lití, tváření nebo zpracovaný metodou práškové metalurgie. Obvykle se pro kyčelní dřík a krček používají kovové materiály, a to pro své pevnostní vlastnosti. Oproti tomu mohou být kloubní hlavice a jamky z keramiky či kovu nebo polymerů, u nichž vyžadujeme především dobré tribologické vlastnosti. Pro kloubní jamky se nejčastěji volí polyetylen. Pro implantáty se používají různé kombinace materiálů, a to především pro dosažení dlouhodobé funkce bez nutnosti revize. [12]

Endoprotézy mohou být dvojího typu, a to buď typu hard-on-soft nebo hard-on-hard. První typ konfigurace je nejběžnější z důvodu vysoké lomové houževnatosti a dlouhodobých klinických úspěchů, kde se používá především kombinace kov-polyetylen nebo keramika-polyetylen. Hard-on-hard konfigurace má nižší hodnoty opotřebení než hard-on-soft, nicméně je náchylnější ke křehkému lomu, skřípání a uvolňování kovových iontů. [7] Kloubní implantáty mohou existovat s různými páry materiálů, a to Metal-on-Polyethylene (MoP), Metal-on-Metal (MoM), Ceramic-on-Polyethylene (CoP) a Ceramic-on-Ceramic (CoC), viz níže. Volba páru je závislá na mnoha faktorech, jako je věk pacienta, tělesná aktivita nebo hmotnost. [7] Od těchto faktorů se dále odvíjí další povrchové modifikace jako texturování nebo povrchová úprava. Snahou současné vědy je nabídnout co nejpestřejší variabilitu parametrů s ohledem na individuální potíže pacienta a zároveň zajistit cenovou dostupnost implantátů. Nejpoužívanější materiálová kombinace byla roku 2014 (v USA) CoP se 51% zastoupením, 42 % MoP, poté 4 % MoM a 3 % CoC [7].

2.2.1 Kovové materiály a jejich slitiny

Slitiny kovů patří mezi jednu z prvních skupin materiálů, s nimiž v první polovině minulého století výzkum kyčelních náhrad započal. V minulosti se pro totální endoprotézy používala nerezová ocel, a to především z důvodu odolnosti vůči oxidaci a snadnému obrábění. Z důvodu horší biokompatibility je v dnešní době nahrazována kovovými kompozity, jako jsou Ti6Al4V a CoCrMo slitiny [13]. Kovové slitiny se dnes primárně používají jako stehenní dřík. Převážně používaná CoCrMo je běžně užitá pro kloubní hlavice, chemické složení této oceli zajišťuje vysokou odolnost proti téměř všem druhům koroze, včetně koroze mezikrystalové a bodové. Titanové slitiny se oproti tomu pro svoji špatnou odolnost proti opotřebení pro kloubní hlavice nepoužívají, mají však skvělou biokompatibilitu, pevnost a nízkou hustotu [13], a proto mohou být použity jako kotvící část jamky nebo polyetylenové mezivložky pro lepší tlumení rázů [4]. Pro zlepšení odolnosti proti opotřebení lze kovové materiály povlakovat materiály jako DLC, tantal nebo nitrid titanu [7].

2.2.2 Keramika

Keramické materiály jsou pro svoji vysokou biokompatibilitu [13] a dobré tribologické vlastnosti používány pro kloubní hlavice a jamky. Vykazují vysokou odolnost proti opotřebení a zvýšenou tvrdost. U materiálu však hrozí zvýšené riziko křehkého chování, a to zejména při rázovém a časově proměnlivém zatížení. Jedním z nejstarších a dosud nejpoužívanějších materiálů je oxid hlinitý Al_2O_3 . Za účelem zlepšení mikrostruktury zahrnující zmenšení zrn nebo zlepšení strukturní čistoty byla v průběhu 80. let vyvinuta řada BioloX® a BioloX® forte, která vykazuje výrazně lepší mechanické vlastnosti než první klinicky testované kusy Al_2O_3 v 70. letech minulého století [12]. Jako odpověď na křehké chování oxidu hlinitého byl kolem roku 2000 představen zirkonem tvrzený oxid hlinitý (ZTA), a to pod obchodním názvem BioloX® delta. Tento kompozit ZTA kombinuje příznivé vlastnosti Al_2O_3 a oxidu zirkoničitého: tj. pevnost a houževnatost zirkonu, vysokou odolnost proti opotřebení a chemickou a hydrotermální stabilitu oxidu hlinitého. Využívání samotného oxidu zirkoničitého je i přes jeho mechanické vlastnosti a výbornou odolnost vůči křehkosti velmi omezené, a to především z důvodu vysoké náchylnosti na stárnutí v přítomnosti vody, což vedlo k častému selhávání [12, 13]. Budoucnost tak pravděpodobně spočívá v kombinaci oxidu zirkoničitého a oxidu hlinitého za účelem získání pokročilých kompozit [2].

Jedním z posledních materiálů, na který je upřena velká pozornost, je Oxinium™. Jedná se o kompozit Zr-2,5Nb s řízenou oxidací povrchové vrstvy. Oxinium™ vykazuje vysokou tvrdost a sníženou drsnost povrchu za současně vysoké lomové houževnatosti a únavové pevnosti díky kovovému základu. Na základě některých studií se zdá, že materiál vykazuje velmi dobré výsledky, na rozdíl od CoCr došlo ke snížení tření a opotřebení o více než polovinu [13]. Na další výsledky se ale teprve čeká.

2.2.3 Polymerní materiály

Polymerní materiály jsou používány výhradně pro acetabulární jamky jako protikus kloubní hlavice. Jedná se o stabilní systémy vykazující vysokou odolnost proti opotřebení. Nejpoužívanější polymer je v současné době UHMWPE – vysoce zesíťovaný polymer, jenž disponuje vysokou rázovou pevností, nízkým třením a opotřebením. Nicméně, polyetylenové úlomky jsou napadány imunitním systémem, což může vést k úbytku kostní hmoty (ostelyóze) a uvolnění dráčku implantátu při dlouhodobé akumulaci v oblasti implantátu [12].

Odpovědí na tento problém je UHMWPE (HXLPE) a UHMWPE (VEXPE) s antioxidačními přísadami, jako je například vitamín E zamezující oxidaci a potenciálně i křehkému chování systému. Oba tyto materiály vykazují výrazně nižší opotřebení a vyšší pevnost než původní UHMWPE [7]. Jako další polymer byl v minulosti testován PTFE, který se z důvodu vysokého opotřebení (až 0,5 mm za rok) neosvědčil. Budoucnost ale může představovat polyether-ether-ketone (PEEK). V roce 1998 ho s úspěchem testovala skupina Wand a kolektiv [14], PEEK například po 10 mil. cyklech vykazoval o dva řády menší opotřebení než dnes standardní UHMWPE. Prozatím však nejsou k dispozici žádné klinické studie. [12]

2.2.4 Materiálové kombinace

Třecí povrchy by měly vykazovat vysokou míru biokompatibility, nízké tření, vysokou tvrdost a odolnost proti opotřebení, čímž by také mělo dojít k minimalizaci tvorby a počtu volných opotřebovaných částic. Nezanedbatelný vliv na vlastnosti má i velikost kyčelní hlavice a jamky. Větší rozměry těchto komponent znamenají menší kontaktní tlaky, ale mohou působit větší objemové opotřebení. Důležitým aspektem pro výběr kombinací je také cena. Například široce rozšířená MoP kombinace je 4krát levnější než CoC [15]. Fawsitt, CG a spol. ve studii [15] dospěli k závěru, že pro osoby starší 65 let je nejvýhodnější kombinace MoC s malou kyčelní hlavou. Pro osoby mladší 65 let může být výhodná kombinace CoP, taktéž s malou kyčelní hlavou, zde jsou ale výsledky nejasné, a to kvůli obtížným odhadům rizik z revize. Klíčovými hnacími silami analýzy byly náklady na revize a rizika revize. Na obr. 2.2-1 je vidět přehled používaných materiálových kombinací.

MoP – metal on polyethylene

Jednou z dominantních kombinací je dnes kov-polyetylen, kombinace, která byla poprvé využita v 50. letech minulého století. Jedná se o nejlevnější kombinaci s poměrně dlouhou životností. Její nevýhoda nicméně spočívá ve vysokém opotřebení se zvýšenou fyzickou aktivitou, která se očekává u mladých pacientů. S opotřebením také souvisí nízká tolerance organismu na uvolněné částice polyetyleny. [16] Jedná se o dominantně používanou variantu, a proto k ní existuje již mnoho dat, tudíž se často používá jako referenční pro další vývoj nových kombinací [17].

MoM – metal on metal

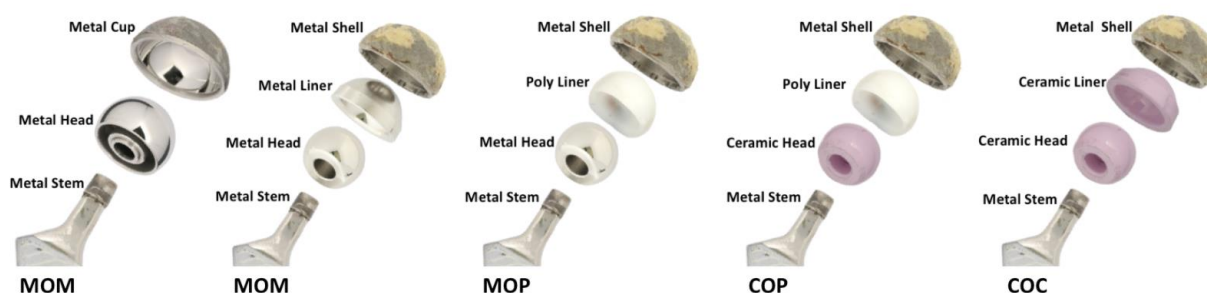
Výhodou kovu na kov je značné snížení opotřebení oproti MoP a lepší rozsah pohybů [13]. Velkou nevýhodou je však uvolňování iontů do lidského těla, ty se mohou hromadit v krvi a mít negativní účinky – tyto účinky se ale zkoumají [13, 17]. V dnešní době se používá zřídka. Ukazuje se, že se zvětšující se hlavicí klesá u této kombinace hodnota opotřebení, tudíž je dobré tuto kombinaci do budoucna nezavrhovat. [18]

CoC – ceramic on ceramic

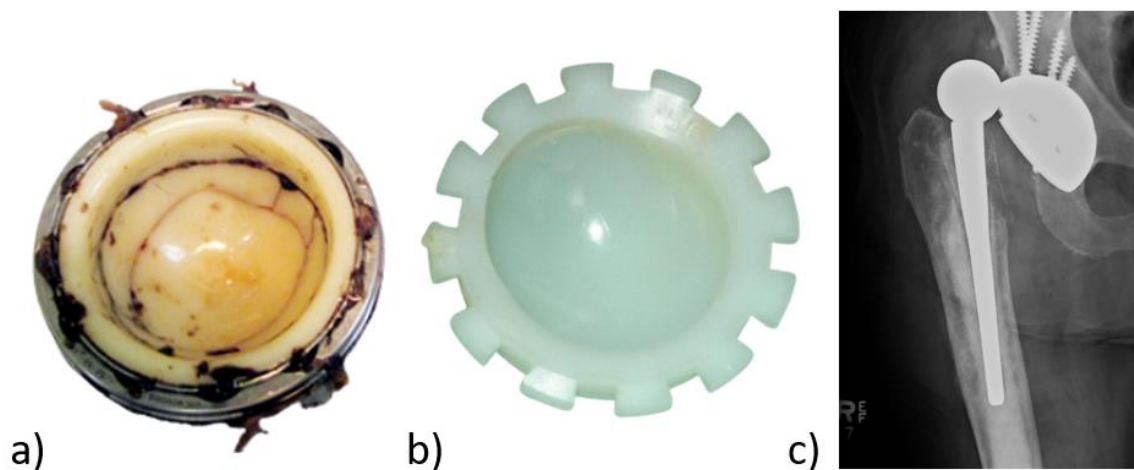
Kombinace keramika-keramika kopíruje dobré i špatné vlastnosti keramiky – vysokou tvrdost, otěruvzdornost i potenciálně křehké chování. Vysoká biokompatibilita, neškodné částice a nízké opotřebení (drsnost až $0,002\ \mu\text{m}$) velmi snižují riziko osteolýzy a nabízí potenciálně vysokou životnost. Nevýhodou je pak skřípání a možné rozlomení keramiky. Kombinace není doporučena pro mladé pacienty, u kterých se očekávají rázy a zvýšený tlak na kyčle [13, 17]. Článek [16] však zmiňuje, že naopak novější keramické CoC fungují pro mladé pacienty lépe než tradiční MoP.

CoP – ceramic on polyethylene

Keramika-polyetylen spojuje výhody keramiky a polyethylenu. Oba materiály vykazují nízký koeficient tření a také menší opotřebení. Mají současně lepší smáčivost než MoP implantáty. [19] Díky polyetylenové jamce je tlumící schopnost výrazně vyšší než u CoC kombinace.



Obr. 2.2-1 Materiálové kombinace kyčelních náhrad [20]



Obr. 2.2-2 Snímky vybraných selhání materiálů: a) lom keramické jamky [21]; b) opotřebená PE jamka; c) luxace kyčelní náhrady [22]

2.3 Tribologie

Tribologie (z řeckého tribos = tření) je vědní obor definovaný v polovině 60. let minulého století. Jedná se o komplexní vědu vyžadující porozumění mnoha vědních disciplín. Jejím úkolem je umět popsat chování vůči sobě interagujících povrchů konajících relativní pohyb a vyvodit z nich parametry ekonomického významu, a to z hlediska z hlediska opotřebení, tření, mazání, spolehlivosti či údržby. Tribologie je zásadní zejména pro strojní součásti, u kterých dochází ke skluzu. Tření a opotřebení lze rozdělit na tzv. produktivní a neproduktivní [23]. Příklad neproduktivního tření, které je nežádoucí, lze ukázat například u vačkových mechanismů, ložisek či těsnění. Naopak u brzd, automobilových spojek, pevnostních šroubů, broušení nebo u psaní tužkou je třecí faktor velmi důležitý. Podle některých odhadů jen v USA dosahují ztráty způsobené třením ročně 4 % HDP. Cílem tribologie je tedy minimalizovat ztráty způsobené třením a opotřebením, a tím zvýšit výkony a trvanlivost strojních zařízení spolu s finanční úsporou. [23]

Jedním z odvětví, které v posledních letech získává na významu, je biotribologie. Ta se zabývá třecími procesy v lidském těle. Cílem toho odvětví je zlepšit kvalitu života. Hlavními úkoly, jimiž se v dnešní době toto odvětví zabývá, jsou kloubní náhrady a kožní, oční či ústní tribologie. Na všech těchto místech dochází v nějaké míře k otěru, což může vést ke krátkodobým či chronickým nemocem. Biotribologie se tyto procesy snaží pochopit a navrhnout vhodná řešení pro předejití či zmírnění dané zdravotní komplikace. [24]

2.4 Modifikace povrchů kloubních náhrad

2.4.1 Využívané experimentální metodologie

Metody a přístupy, které shrnuje následující část textu, byly využity ve studiích, jež jsou popsány v další části bakalářské práce, kapitola 2.4.2. Nejedná se tak samozřejmě o kompletní přehled dostupných metod a experimentálních konfigurací.

Kyvadlový kyčelní simulátor (hip joint simulator – HJS)

Používá skutečnou geometrii kloubního implantátu (hlavice + jamka) s konstantní zátěží a zjednodušenou kinematikou omezenou na jednu rovinu [7]. Více o této metodě bude uvedeno v další části této bakalářské práce, kapitola 4.1.

Pin-on-disk (PoD)

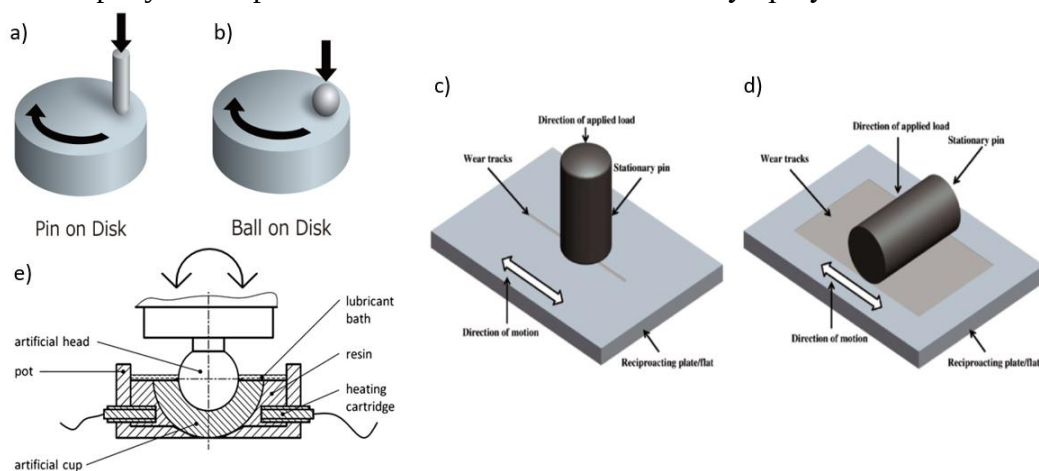
Jedná se o jednu z nejběžněji používaných metod. Vyniká svojí relativní jednoduchostí a univerzálním použitím. Touto metodou lze dobře popsat mnoho konfigurací – od suchých šroubových spojů po kontakt kolejnice s kolem nebo mazaný kontakt biologických implantátů [25]. Kolík (pin) je držen nehybně a přitlačován na disk, který se otáčí, viz obr. 2.4-1 (a). Kolík může mít tvar válečku s plochým čelem, nerotující koule, polokoule, nebo pravoúhlého hranolu [23].

Pin-on-plate (PoP)

Deska (plate) zde koná reciproční pohyb vůči kolíku (pin), viz obr. 2.4-1 (c). Kolík může představovat kouli, polokouli, nebo váleček s plochým čelem. Vyšší míry opotřebení je dosaženo použitím malých amplitud s vysokou frekvencí [23].

Ball-on-disk (BoD)

Jedná o metodu obdobnou pin-on-disk. Kolík je zde nahrazen koulí, u níž je možná rotace. Kinematika pohybu zde proto může zahrnout valení a částečný/úplný skluz.



Obr. 2.4-1 a) pin-on-disk, b) ball-on-disc, c) pin-on-plate, d) pin-on-plate (horizontálně), e) HJS [26–28]

2.4.2 Modifikace povrchů kloubních náhrad

Životnost kyčelních náhrad statisticky výrazně klesá kolem 15 až 25 let od operace. To je zapříčiněné především výrazným opotřebením kontaktních ploch a uvolněnými částicemi materiálu. Z toho vyplývají konsekvence uvedené v části 2.1.3. Inovace, jako vysoce zesíťovaný polyetylen, nové materiály a metody povlakování výrazně snižují míru opotřebení, nicméně životnost stále zůstává akutním problémem. Velkou nevýhodou vývoje nových materiálů je čas spojený s vývojem a následným klinickým testováním.

Z důvodu nepřetržitého nárůstu počtu provedených operací je rozvíjena metoda modifikace povrchu mající za cíl zefektivnit funkci kyčelních náhrad a snížit opotřebení kloubních povrchů. Předností tohoto způsobu je, že se provádí na již prověřených materiálech. Modifikovaná, tj. texturovaná, plocha dává další možnosti ovlivňování výsledných vlastností kloubních náhrad, především pak pro snižování nepříznivých dopadů opotřebených, volně se pohybujících, částic na trvanlivost náhrad.



Obr. 2.4-2 (a) CoCr hlavice s důlkovanou texturou [29]; (b) texturovaná UHMWPE jamka [7]

S jednou z prvních studií zabývajících se aplikací texturovaného povrchu do kyčelních náhrad přišel roku 2000 Ito a kol. [29], který navázal na úspěšné použití vyduté textury u strojních součástí jako například u kluzných ložisek, válců motoru či dokonce golfového míčku [30]. V experimentu použil kombinaci CoCr slitiny s UHMWPE. Parametry hlavice jsou: průměr 26 mm s důlky o průměru 0,5 mm a hloubkou 0,1 mm, rozteč 1,2 mm při zatížení 1962 N (200 kgf), viz obrázek této hlavice, obr. 2.4-2.

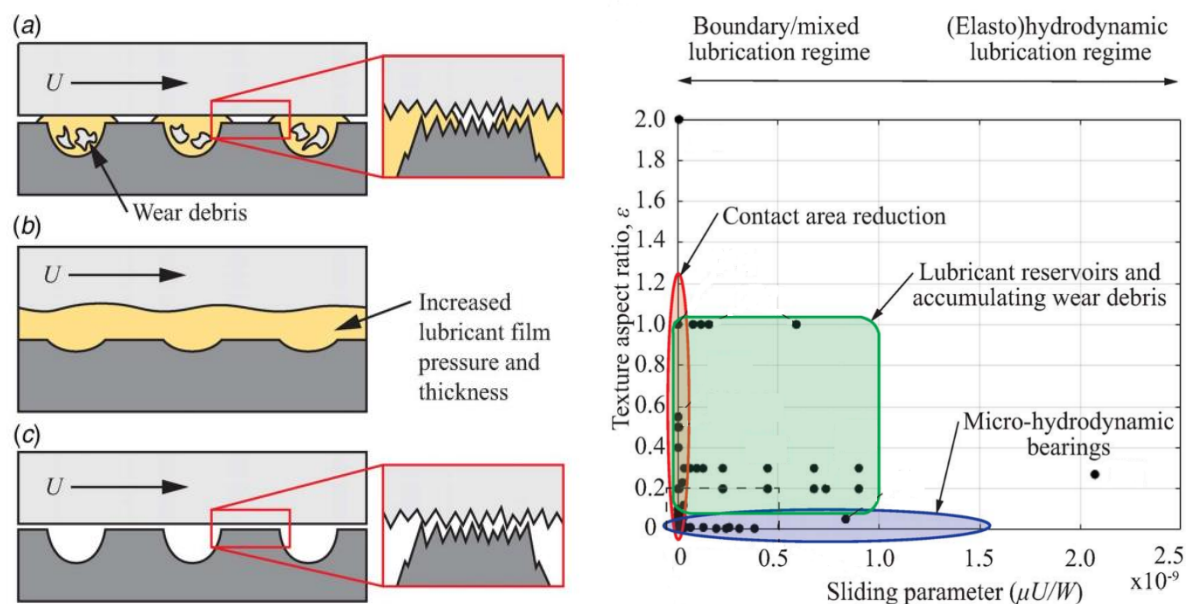
Ve srovnání se standardními netexturovanými vzorky bylo na kyvadlovém simulátoru pozorováno snížení tření o 16,9 % (v průměru 0,069) a opotřebení o 69 %. Opotřebené částice byly nalezeny v důlcích CoCr. Výsledky jsou přisuzovány rozprostření maziva a schopnosti texturovaných prvků zachytávat opotřebené částice. V oblastech výrobních nerovností dochází k lokálnímu zvyšování tlaků a třecích sil, což má za následek zvýšené opotřebení a sníženou schopnost mazání.

Q. Allen a B. Raeymaekers ve svém rešeršním článku [7] rozdělili výzkumné studie zabývající se vlastnostmi texturovaného povrchu kyčelních náhrad podle poměru ε , tj. dle poměru hloubky a průměru důlku (aspect ratio). Na obr. 2.4-3 a obr. 2.4-4 lze pozorovat tři odlišné funkce textury ovlivňující tření a opotřebení.

U hlubších důlků při poměru $\varepsilon > 0,1$ plní texturní prvky funkci zásobníku maziva. To má především pozitivní vliv na snížení tření a opotřebení při mezním nebo smíšeném mazání (tj. dochází zde ke stykovému kontaktu mezi hlavicí a jamkou). Rovněž mají také schopnost akumulace oddělených částic, čímž snižují jejich volný pohyb v kontaktu, a tím i opotřebení. Toto chování potvrzují i studie [26, 29–33].

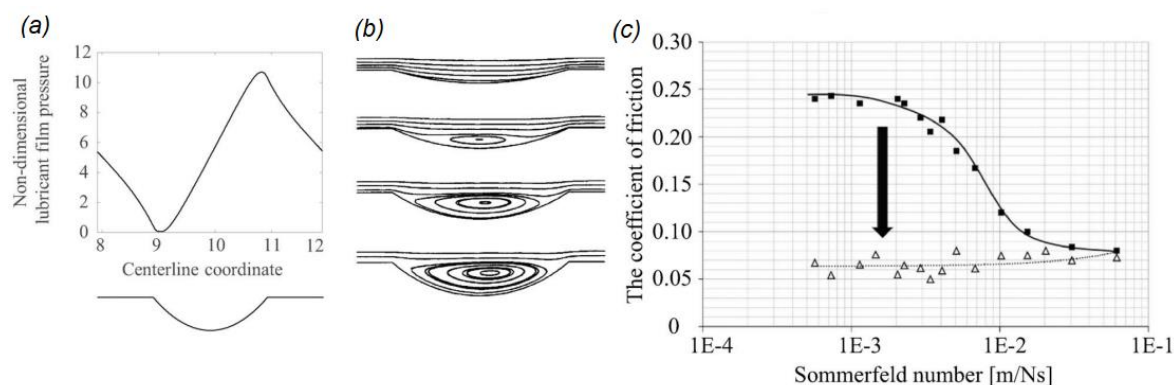
Mělké důlky s $\varepsilon > 0,1$ mají funkci množství mikro-hydrodynamických ložisek, která zvyšují tlak mazacího filmu mezi kontaktními plochami a zvyšují tloušťku mazacího filmu, čímž zmenší riziko kontaktu mezi povrchy, a tím se snižuje tření i velikost opotřebení. Funkcemi mělkých důlků se zabývají studie [34–36]. Obrázek 2.4-5 ukazuje princip fungování mělkých důlků. Na obr. 2.4-5 (b) je například vidět vliv poměru ε na tvorbu vírů tvořících se v důlcích. Víry významně ovlivňují proudění kapaliny, čímž dojde ke snížení tlaku v kapalině. Obr. 2.4-5 (c) ukazuje na Stribekově křivce rozdíl ve velikosti tření u hladké a mělké textury. Za stejných provozních podmínek zde textura pracuje v režimu elasto-hydrodynamického mazání, hladký povrch pak pracuje v režimu mezného a smíšeného mazání.

Třetí funkcí, mající významný vliv na opotřebení, je minimalizace nominální kontaktní plochy. Důležitou roli zde hraje hustota textury a její rozložení, přitom se zdá, že nezáleží na poměru stran ε . Při vysoké hustotě naroste kontaktní tlak [19], což má za následek zmenšení mazacího filmu a nárůst opotřebení. Experimenty se zpravidla provádí bez maziva, aby se zamezilo některému z předešlých vlivů. V klinické praxi není nikdy mazání dokonalé a samotné mazání probíhá za podmínek mezného nebo smíšeného mazání, tj. dochází ke kontaktu obou materiálů. Studie zkoumající tyto vlastnosti jsou například [37–39].



Obr. 2.4-3 (a) funkce zásobníku maziva a akumulace opotřebení; (b) mikro-hydrodynamická ložiska; (c) snížení nominální kontaktní plochy [7]

Obr. 2.4-4 Závislost ϵ , tj. poměr hloubka/průměr důlku na kluzném parametru, a rozdělení provedených experimentů na funkce/kategorie používané v rešeršním článku od Allen a Raeymaekers. [7]



Obr. 2.4-5 (a) Změna velikosti tlaku po horizontální souřadnici kulové textury (důlku); (b) proudnice kapaliny u důlku s různým poměrem ϵ ; (c) Stribekova křivka ukazující vliv mělké textury (prázdné trojúhelníky) na snížení tření vůči hladké textuře (plné trojúhelníky). Za stejných operačních podmínek zde textura operuje za elasto-hydrodynamického mazání, hladký povrch za mazání mezního a smíšeného. [7]

Cílem výzkumu studie [40] bylo zlepšení přilnavosti DLC povlaků na slitině CoCrMo pomocí inkorporace diamantu a dopovaného dusíku. Mikro-krystalické diamantové částice byly na povrch nanесeny pomocí mikrovlnné plazmy za doprovodu CVD (chemical vapor deposition), dusík byl nanесen pomocí indukčně vázané plazmy s CVD metodou.

Výsledky z metody ball-on-disk, při artikulaci koule UHMPWE s povlakovaným diskem, ukázaly, že tření se se zvyšujícím obsahem dusíku v povlaku snižuje. Bylo také pozorováno výrazné zlepšení adhezních vlastností. Dopování dusíkem snižuje povrchovou drsnost, tvrdost a celkový rozdíl mechanických vlastností mezi CoCrMo a DLC povlakem.

Vzhledem k tomu, že tato modifikace DLC disponuje výše uvedenými vlastnostmi, lze kromě snížení součinitele tření očekávat také snížení opotřebení protimateriálu (polyetylenu), což přináší velký potenciál pro zvýšení životnosti kyčelních náhrad.

Studie [30] se zabývá zkoumáním vlivu důlkované textury kloubní hlavice CoCr opatřené navíc povlakem diamantu ve formě uhlíku (diamond like carbon – DLC), vrstvami (a-C:H) a (Ta-C). Důlky byly vyrobeny elektroerozivním obráběním (EDM) o následujících rozměrech: průměr 300 μm , hloubka 70 μm , rozteč 90 μm , které byly zvoleny na základě studie [29] vykazující významné snížení tření a opotřebení. Velikost hlavice byla 25 mm. Jako mazivo bylo použito 25% hovězí sérum. Experiment byl proveden na kyvadlovém simulátoru na pěti kloubních hlavících (referenční CoCr, nedůlkovaná a důlkovaná a-C:H, nedůlkovaná a důlkovaná Ta-C), jako protikus byla zvolena keramická jamka. Zátěžná síla byla 1760 N.

Všechny vzorky vykazovaly oproti referenční důlkované hlavici z CoCr významné snížení součinitele tření. Výsledky však neprokázaly, na rozdíl od jiných studií, jednoznačně pozitivní vliv důlků na součinitel tření. Tření bylo dokonce v některých případech o něco vyšší. Nejlepších hodnot vykazoval součinitel tření a-C:H (0,084) a Ta-C (0,121) – oba hladké, bez důlků. Jedním z možných vysvětlení, proč a-C:H vykazuje nižší tření, může být poměr tvrdost/modul elasticity (H/E), ten má a-C:H srovnatelný s nerezovou ocelí. Ta-C má nižší poměr H/E, což dokazuje keramické chování (tvrdý, ale křehký) [30]. Povrch a-C:H se lépe elasticky deformuje než Ta-C a zároveň je tvrdší než CoCr. Pro snížení tření a opotřebení by bylo obecně vhodné zvolit materiál s vysokou tvrdostí a zároveň s dostatečnou elastickou deformací pro lepší rozložení kontaktního tlaku.

Prokázán byl také pozitivní efekt zmíněných povlaků na zvýšení tvrdosti na hranicích důlků, čímž se zvyšuje trvanlivost důlků. Experiment byl proveden pouze s jednou sadou parametrů důlků a je i nadále třeba pracovat na jejich optimalizaci, stejně tak jako provést dlouhodobé experimenty pro jednoznačné určení přínosu DLC povlaku.

V navazující studii [26] bylo zjištěno, že po 10 experimentech zůstal součinitel tření u důlkovaného a-C:H, i po opakovaných pokusech, konstantní (průměr 0,1; směrodatná odchylka 0,006), zatímco nedůlkovaný a-C:H vykazoval postupné zvyšování tření (1. experiment 0,0841; 10. experiment 0,1039). U důlkovaného a-C:H je toto chování připisováno zlepšenému mazání a schopnosti akumulace částic v důlcích. Důlkovaný Ta-C vykazoval s narůstajícím počtem experimentů, navzdory velmi malému opotřebení, zvyšující se koeficient tření – 1. experiment 0,121; 10. experiment 0,155. Tento jev je zdůvodněn hlavně vyšší drsností povrchu. Autoři dále zmiňují, že velikost opotřebených částic u a-C:H je vůči kovu CoCr a Ta-C větší ($> 200 \mu\text{m}$) a zároveň tyto částice mohou být zachyceny v důlcích. Závěrem je řečeno, že vzhledem k výsledkům tření, změně drsnosti povrchu a morfologii úlomků opotřebení lze jednoznačně konstatovat, že u důlkovaného a-C:H došlo ke zlepšení tribologických vlastností kyčelních kloubů. Experiment byl stejně jako ve studii [30] proveden na kyvadlovém simulátoru o stejných parametrech textury a stejných materiálech.

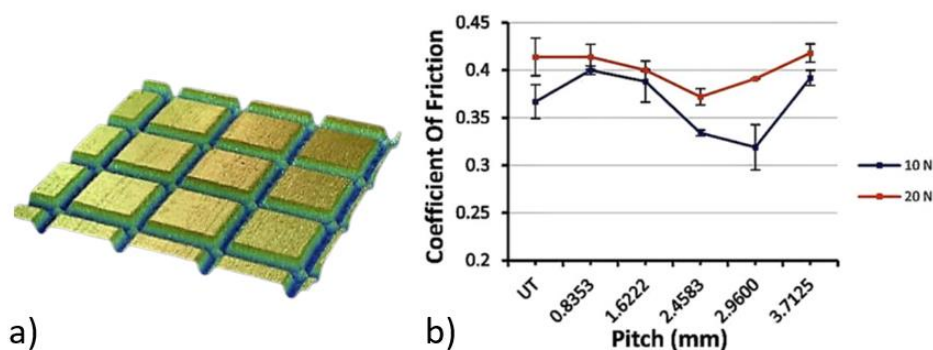
Článek [31] se zabývá zkoumáním vlivu texturované UHMWPE jamky na snížení součinitele tření a s tím související opotřebení. Jedná se o první experiment tohoto druhu. Výsledky získané na kyvadlovém simulátoru ukázaly, že nehledě na materiál kloubní hlavice došlo vždy k významnému zlepšení podmínek mazání, a tím i ke snížení tření vůči referenčním hodnotám originální netexturované jamky, a to až o 40 % u aluminové keramiky a o 38,8 % u ZTA keramiky za použití synoviální kapaliny (SF). Snížení tření bylo zaznamenáno také u CoCrMo hlavice (25,5 %) a oxinia (9,9 %). Důlky byly vyrobeny metodou CNC mikro obrábění, která umožňuje minimální tepelné ovlivnění jamky. Texturovaná jamka pak měla parametry důlků: průměr $300 \mu\text{m}$, hloubka $5 \mu\text{m}$ a pokrytí 15 %. Zatížení 532 N bylo pro všechny zkoušky stejné.

Je zde rovněž uvedeno, že takovéto snížení tření má pravděpodobně významný vliv i na snížení opotřebení v záběhové fázi, v níž jinak dochází k významným úbytkům materiálu. U kloubních náhrad opatřených důlky na tvrdém materiálu (kov, keramika) dochází po určité době k naplnění důlků opotřebenými částicemi. To pak má negativní vliv ve smyslu nárůstu abrazivního otěru. Při použití důlkovaného PE (polyetylen) se má za to, že po uplynutí záběhové fáze se PE důsledkem pohybu hlavice vyhladí, a tím dojde ke snížení poměru ε , což umožní implantátu déle bezporuchově fungovat a významně prodlouží jeho životnost.

Autoři také poukazují na to, že tímto způsobem lze modifikovat i materiály, které se již úspěšně využívají v klinické praxi, tudíž zde není nutná přílišná obava o zdraví pacientů. Modelová PBS kapalina vykazovala nižší součinitel tření než SF. To je způsobeno výskytem proteinů v SF kapalině a jejich artikulací s povrchy. Z výsledků měření také vyplývá, že modifikované povrchy vedly většinou k udržení součinitele tření na stabilní hodnotě bez kolísání hodnot.

Další studie [32] se zabývá uplatněním křížového šrafování povrchu Ti6AlV interagujícího s UHMWPE (konfigurace MoP) za účelem zlepšení tribologických vlastností. Textura byla vyrobena progresivní metodou Laser Surface Texturing (LST) v ethanolu – tím se dosáhlo hladké drážky s nulovým ořepem podél hranic drážek. Experimenty byly provedeny za předpokladu liniového kontaktu vznikajícího mezi válcovým kolíkem z UHMWPE, který je přitlačován a smýkán, oproti plochému vzorku z Ti6Al4V, viz obr. 2.4-1 (d). Výsledky ukazují, že šířka drážek spolu s jejich roztečí je zásadní pro dosažení dobrých tribologických výsledků. Jako nejvhodnější typy textur se ukázaly varianty s těmito parametry: šířka 150 μm a 200 μm ; rozteč 0,550 mm až 0,969 mm (pro obě šířky). Pro všechny vzorky platila plošná hustota 10 % a hloubka drážek 10 μm . Experimenty byly provedeny při zatížení 10 N a 20 N. Jak je vidět na obr. 2.4-6 b) velikost součinitele tření se při různých zatíženích liší.

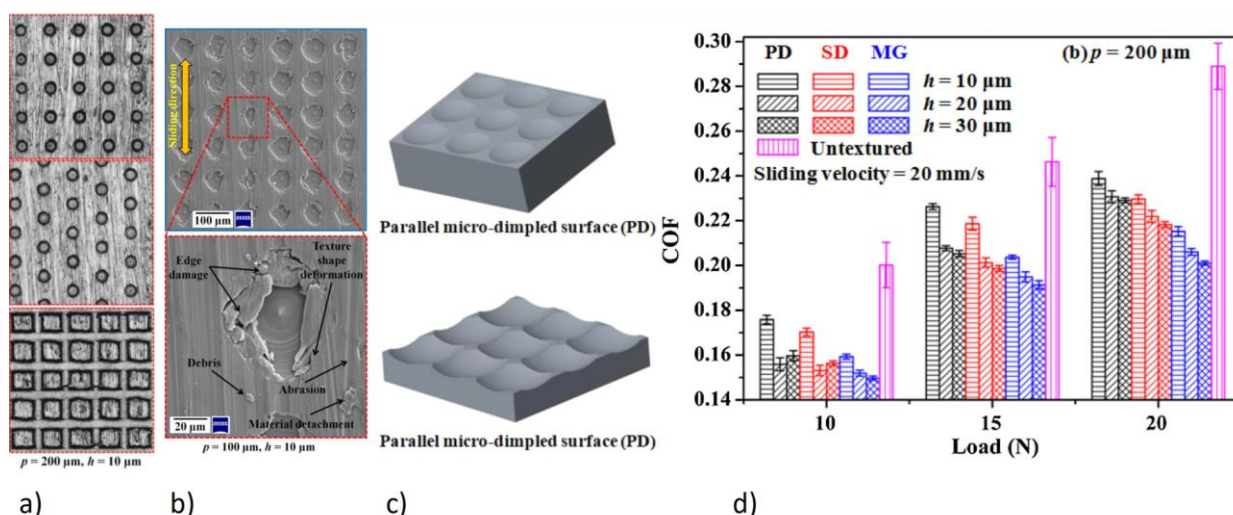
Oproti referenčnímu netexturovanému povrchu došlo ke snížení tření a opotřebení o 45 %, resp. 38 %, pro zatížení 20 N a šířku 200 μm . Jako důvod vhodnosti výše uvedených parametrů autoři studie uvádějí zjištění, že šířka drážky je větší než Hertzův kontakt. Mazivo se pak lépe vytlačuje po hranicích mikrodrážek a přispívá ke zvýšení efektivní tloušťky mazacího filmu a navýšení hydrodynamického tlaku. Co se rozteče textury týče, ukázalo se, že její snižování má pozitivní vliv na vytlačení maziva a jeho distribuci. To se pozitivně projevuje na snižování třecích sil. Přílišné snižování rozteče však mělo za následek také zmenšení kontaktní nosné plochy a zvýšení kontaktního tlaku. Vyšší kontaktní tlak má pak za následek zmenšení tloušťky maziva, což vede k vyšším třecím silám. Na obrázku 2.4-6 a) je grafické znázornění křížového šrafování.



Obr. 2.4-6 a) znázornění křížového šrafování; b) závislost součinitele tření na rozteči šrafovaného povrchu [32]; UT je referenční hladký povrch

Studie [33] zkoumá míru tření a opotřebení na třech typech různých mikrotextur: mikrodůlky uspořádané paralelně nebo střídavě a mikromřížka s různou geometrií a stupněm překrytí. Vše bylo testováno metodou pin-on-disk na texturovaném Ti-6Al-4V pro metal-on-metal aplikace. Modifikace povrchu byla zhotovena mikro-obráběním, které navíc texturám přidalo na tvrdosti, a tím pádem na otěruvzdornosti.

Během experimentu bylo pozorováno, že při nárůstu rychlosti skluzu a zatížení dochází ke zmenšení tloušťky mazacího filmu a zvětšení kontaktních ploch, což zapříčinilo nárůst koeficientu tření. Pro snížení součinitele tření byla pozorována ideální střední rozteč (200 μm) a hloubka (30 μm) pro všechny tři konfigurace. Tření u paralelního a střídavého uspořádání důlků se ukázalo jako téměř nezávislé na stupni překrytí, u mřížky do 51 % stupňů překrytí součinitel tření klesá, nad 51 % tření stoupá. Příklad překrytí je zobrazen na obr. 2.4-7 (c). Největšího snížení tření dosáhla mikromřížkovaná struktura – udržuje se zde největší objem maziva a umožňuje jeho dobrou distribuci a větší smáčivost. Při vysokém zatížení, malé rozteči a hloubce byla u všech textur pozorována značná plastická deformace ve směru klouzání, viz obr. 2.4-7 (b). Nejhladší opotřeбенý povrch vykazovala opět mikromřížka. Autoři tuto konfiguraci s výše uvedenými parametry hodnotí jako nejlepší variantu pro naměřené tribologické vlastnosti v kyčelní náhradě z vybraných konfigurací. Experiment byl proveden při různých velikostech zatížení, a to 10 N, 15 N, 20 N. Výsledky studie ukazují, že velikost tření s rostoucím zatížením vzrůstá, jak je vidět například na obr. 2.4-7 (d).



Obr. 2.4-7 a) Typy mikrotextur – shora: mikrodůlky paralelně, sériově, mikro-mřížka; b) opotřebení paralelní mikrodůlkové textury; c) ukázka nepřekryté a částečně překryté mikrodůlkové textury; d) část tabulky výsledků z měření koeficientu tření (vysvětlivka: PD – paralelní, SD – střídané, MG – mřížkové uspořádání) [33]

Studie [34] se zabývá měřením mazacího filmu a součinitele tření u mikrotexturované hlavice CoCrMo s modifikovaným povrchem pomocí plazmového nauhličování. Mikrodůlky byly vyrobeny vtačováním indentoru. Měření tloušťky maziva bylo provedeno na kyvadlovém simulátoru se skleněnou jamkou, koeficient tření je měřen s UHMWPE jamkou. Poměr hloubka/šířka důlků byl $\varepsilon \leq 0,050$, jedná se tedy o mělké důlky. Experiment proběhl na 4 vzorcích lišících se hloubkou a šířkou vtisku a na jednom referenčním vzorku.

Tloušťka mazacího filmu se v závislosti na relativní rychlosti měnila. Zpravidla platí, že při vyšší rychlosti se vytvoří větší tloušťka filmu. Nejnižšího koeficientu tření dosáhl vzorek s nejhlubším vtiskem $9.5 \mu\text{m}$ ($\varepsilon = 0,05$). Na rozdíl od jiných studií zde tvary a rozmístění důlků nemají významný vliv na součinitel tření. Pro vzorky s rozdílným rozmístěním důlků byla zaznamenána podobná hodnota tření. To je podle autorů důkaz toho, že význam důlků spočívá ve schopnosti udržení maziva za podmínek vysoké rychlosti a nízkého zatížení a méně na hydrodynamickém efektu mělkých důlků. Nejvyšší dosažená tloušťka mazacího filmu ($540 \mu\text{m}$) byla také zjištěna u vzorku s nejhlubším vtiskem. Všechny modifikované vzorky navíc vykazovaly na počátku pohybu vyšší tloušťku filmu a nižší tření, což naznačuje, že důlkovaná textura má vliv na snížení statického tření. Celkové výsledky ukázaly snížení součinitele tření vůči referenčnímu netexturovanému CoCrMo o 43 %. Dlouhodobé zkoušky opotřebení (16,5 tis. cyklů) při zatížení 50 N potvrdily výrazné snížení opotřebení.

Dobrých tribologických vlastností lze dosáhnout i plazmovým nauhličením povrchu CoCrMo. Takto ošetřený povrch s texturou ukázal značné zlepšení v oblasti tření a odolnosti a do budoucna může být jednou z možných cest, jak MoP konfigurace nadále vylepšovat, a to vedle nových kovových povlaků, u kterých může, na rozdíl od plazmového nauhličování, hrozit delaminace.

Cílem studie [35] bylo pomocí metody pin-on-disk experimentálně kvantifikovat opotřebení HXPE polyetylenu s mikrotexturovanými ($\varepsilon \leq 0,02$) CoCrMo disky při uvažování vícesměrového pohybu (smyku). Důlky byly vyrobeny laserem. Bylo zjištěno až 50% snížení opotřebení ve srovnání s leštěným netexturovaným povrchem. Vzorek s nejmenším poměrem, $\varepsilon = 0,005$, vykazoval s přibývajícím počtem cyklů nejvyšší nárůst opotřebení mezi ostatními mikrotexturami, neboť se nevytvořil dostatečně silný mazací film. Nejnižší poměr opotřebení na milion cyklů zaznamenal vzorek s poměrem $\varepsilon = 0,01$.

V závěru článku je konstatováno, že mikro-hydrodynamická ložiska tvořící se v mikrodůlcích zvyšují tloušťku mazacího filmu, a tím snižují kontaktní plochu a opotřebení. Bylo také zjištěno, že texturovaný CoCrMo není náchylnější vůči korozi více než netexturovaný materiál.

Na zlepšení tribologických vlastností má kromě tloušťky mazacího filmu a tlaku vliv také viskozita maziva. Utváření mazací vrstvy je ovlivněno viskozitou a to tak, že čím je viskozita vyšší, tím je tlustší mazací film a tím jsou lepší i kluzné vlastnosti [7]. Studie [36] zkoumala vliv mikrotextury na zvýšení viskozity ne-newtonských maziv, mezi která patří i synoviální kapalina. Jako náhrada za lidskou synoviální tekutinu bylo použito mazivo skládající se z hovězího séra a kyseliny hyaluronové. Jako vzorek byl použit CoCrMo, na kterém byly femtosekundovým laserem vytvořeny prstencové mikrotextury o průměru $100 \mu\text{m}$ a $\varepsilon = 0,66$ a hustotě 10,9 %, viz obrázek 2.4-8. Experiment zjistil zvýšenou viskozitu u texturovaného disku, oproti netexturovanému, a to až o 40 %. Toho je dosaženo díky ne-newtonovským vlastnostem synoviální kapaliny a texturované struktury. V místě textury dochází k lokální změně tloušťky mazacího filmu, a tím i změně smykové rychlosti, která má přímý vliv na viskozitu. Je však třeba dále prozkoumat míru souvislosti vlivu viskozity s tloušťkou mazacího filmu, hydrodynamického tlaku a součinitele tření za účelem lepšího porozumění vlivu mikrotextur na mazací výkon kloubních náhrad. Pro potřeby experimentu bylo použito rheometru MCR 702.

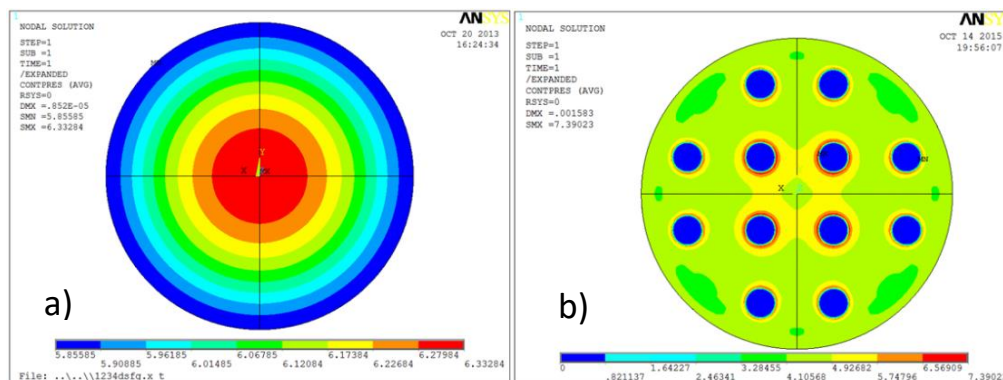


Obr. 2.4-8 Mikrotexturovaný CoCrMo povrch: (a) ukázka strukturované oblasti, (b) mikroskopická ilustrace prstencové struktury o průměru 150 μm , (c) profilové znázornění prstencové struktury [36]

Wei a kolektiv ve své studii [37] zkoumají proveditelnost použití laserové interferenční litografie na vysoce texturovanou modifikaci (rozteč důlků 8 μm) povrchu CoCrMo. Experiment byl proveden za suchých podmínek metodou ball-on-disk s kuličkou z nerezové oceli a CoCrMo diskem. Jako referenční disk byl použit netexturovaný CoCrMo.

V porovnání s hladkým diskem výsledky ukázaly zlepšení tribologických vlastností, 40% zvýšení tvrdosti povrchu a až 64% snížení koeficientu tření – konkrétně 0,12 pro modifikovaný povrch a 0,33 pro nemodifikovaný povrch po ustálení hodnot. Autoři zmiňují, že i přes některé nedostatky studie, jako je nehomogenní vzorkování důlku, vedení experimentu za sucha a neoptimalizovaného rozložení textury, nastiňují levnou a efektivní metodu, která by do budoucna mohla významně snížit průměrné množství revizí primárních kyčelních náhrad.

Studie [38] je numerická a používá metodu konečných prvků pro zkoumání rozložení napjatosti při mezním mazání a za podmínek suchého tření, tedy bez přítomnosti maziva. Analýza ukázala, že důlky na povrchu hlavice lokálně zvyšují kontaktní tlak na okraji textury, ale snižují kontaktní tlak ve všech ostatních bodech acetabulární jamky a kloubní hlavice, viz obrázek 2.4-9. Studie dále ukázala, že zaoblené hrany důlků snižují kontaktní tlak na okraji ve srovnání s ostrými hranami a určila parametry, pro které se udrží kontaktní tlak pod mezí kluzu pro kombinace MoM a MoP – ($0.08 \leq \epsilon \leq 0.25$, $0.02 \leq \text{hustota textury} \leq 0.46$) [7].



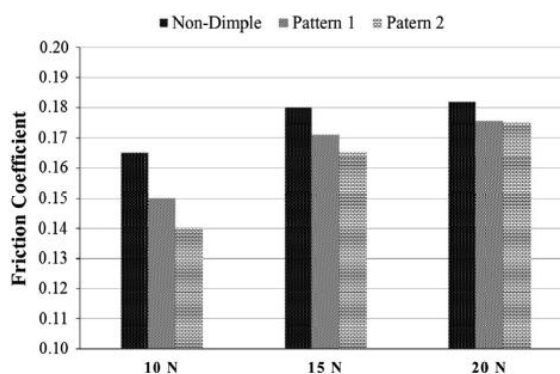
Obr. 2.4-9 a) rozložení nominálního tlaku na netexturovanou sférickou plochu, b) rozložení nominálního tlaku podle podmínky von Mises na důlkované sférické ploše. [38]

Choudhury a kolektiv ve svém výzkumu [39] zkoumali, jaký vliv mají modifikace keramické hlavice při kombinaci CoP (Al_2O_3 – UHMWPE) na výsledné tření a opotřebení. Experiment byl měřen metodou pin-on-plate (obr. 2.4-1 (d)) a byly testovány 4 konfigurace, a to UHMWPE s netexturovanou a texturovanou Al_2O_3 a UHMWPE s netexturovanou a texturovanou Al_2O_3 , navíc oba s DLC povrchovou úpravou.

Výsledky ukázaly, že netexturovaná konfigurace bez DLC vykazovala nejnižší tření ve srovnání s texturovanými a DLC upravenými povrchy. Autoři tyto výsledky vysvětlují tím, že jak keramické, tak DLC povrchy mají oproti UHMWPE daleko větší modul pružnosti, tudíž se polyethylen pod zatížením snáze deformuje a otírá. Ve studii je také uvedeno, že větší poměr H/E (tvrdost/elasticita) by měl znamenat redukci tření a opotřebení (DLC má větší než Al_2O_3). Tato logika zde ale neplatila a jako možná příčina je uvedeno například to, že DLC má větší drsnost povrchu než Al_2O_3 a kombinace DLC/UHMWPE může vykazovat větší adhezní síly oproti Al_2O_3 /UHMWPE. Výsledek je tedy takový, že DLC na Al_2O_3 ani texturovaný povrch Al_2O_3 nezlepší tribologické vlastnosti v kontaktu s UHMWPE. Podobně jako ve studii [33] byly i zde pro různé velikosti zatížení zaznamenány jiné hodnoty tření – pro větší zatížení bylo větší tření.

Vlivem mikrodůlkované Al_2O_3 se zabývá studie [41]. Studie zkoumá ovlivnění mechanických vlastností po mikro-obrábění, vyšetřuje výskyt částic opotřebení v důlcích jako důsledku obrábění a velikost součinitele tření mezi povrchy. Pro potřeby experimentu byly vytvořeny tři důlkované destičky se stejnými parametry důlků a odlišnou roztečí. Výsledky ukázaly, že po obrábění v porovnání s nedůlkovanou plochou došlo zhruba k 10% snížení tvrdosti v oblasti důlku, dále došlo ve středu důlku ke snížení lomové houževnatosti, z $6,5$ na $3,9 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$. Současně s tím došlo ve středu důlků ke vzniku zbytkových tlakových napětí, nicméně na okraji důlku bylo naměřeno zbytkové tahové napětí. Vliv snížené lomové houževnatosti může být částečně kompenzován zbytkovým tlakovým napětím ve středu důlků, zbytkové tahové napětí by však mohlo potenciálně vést k inicializaci trhliny.

Součinitel tření byl měřen metodou pin-on-plate (horizontálně), výsledky jsou zobrazeny na obrázku 2.4-10. Na obrázku je patrné snížení tření oproti nedůlkovanému vzorku. Autoři také uvádí, že pravděpodobný důvod lepšího chování v případě Pattern 2 je vyšší hustota důlků, která umožnila lepší zadržování maziva a udržení silnějšího mazacího filmu.



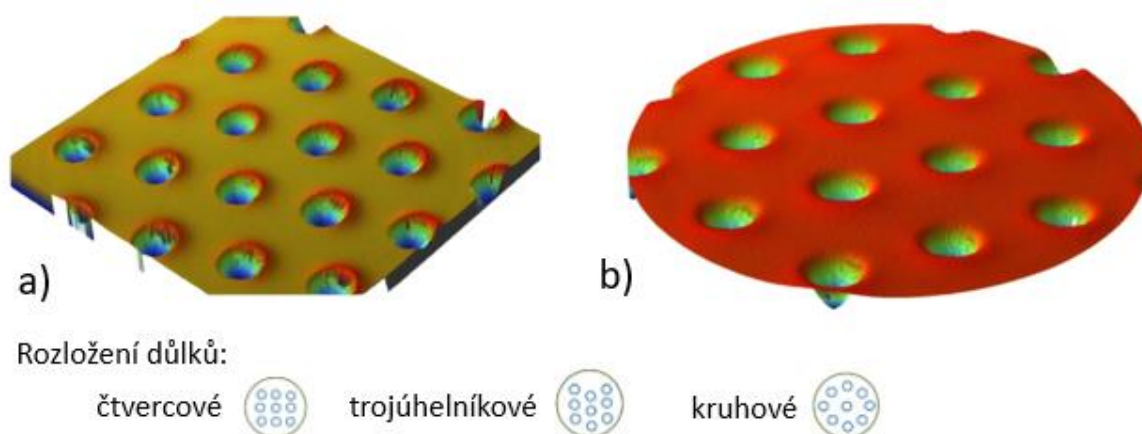
Obr. 2.4-10 Velikost součinitele tření pro různé vzorky pod různým zatížením. [41]

Allen a Raeymaekers se ve článku [42] zabývají stanovením vlivu parametrů mikrotextury, materiálových vlastností a provozních podmínek na velikost tloušťky mazacího filmu u modifikovaného hard-on-soft povrchu, konkrétně CoCrMo hlavice s UHMWPE jamkou s použitím poddajného elasto-hydrodynamického modelu.

Výsledky ukázaly, že za předpokladu mazání s plným kapalinovým filmem je tloušťka mazacího filmu a tuhost kontaktu závislá na průtoku maziva, a naopak téměř nezávislá na tvrdosti polyetylenu. Autoři dále ukázali, že pro všechny zkoumané provozní podmínky byla pozorována optimální textura, při níž je dosaženo maximální tloušťky mazacího filmu. Optimální parametry: $\varepsilon = (0,01 - 0,14)$ a hustota textury $(0,10 - 0,40)$. Optimální poměr ε je úměrný tloušťce filmu maziva, ta se mění v závislosti na průtokovém faktoru a zatížení. Pro tuto závislost existují matematické vztahy, díky nimž lze stanovit optimální poměr ε pro dané provozní podmínky.

Autoři studie [43] zkoumali součinitel tření ve třech typech experimentů. V první části se zabývali vlivem velikosti hlavice ($\varnothing 28$ mm, $\varnothing 36$ mm) na čtyřech materiálových kombinacích (MoM, MoP, CoC a CoP). Druhá část se zabývá vlivem opotřebovaných polyetylenových částic MoP kombinace. Třetí experiment zkoumá vliv tří druhů rozložení důlků (čtvercové, trojúhelníkové a kruhové) na součinitel tření a velikost mazacího filmu. Rozložení důlků je zobrazeno na obrázku 2.4-11. Čtvercové a trojúhelníkové rozložení bylo vyrobeno vtiskem indentoru, kruhové rozložení mikro-obláčkem, a proto byly důlky hlubší. V experimentech byl použit kyvadlový simulátor se zatížením 2000 N.

Výsledky ukázaly, že vliv velikosti hlavice na tření významně závisí na použitých materiálech. Kombinace MoP a MoM měly podobné chování pro obě testované velikosti hlavic. Naproti tomu CoP a CoC vykazovaly nižší tření pro větší hlavici ($\varnothing 36$ mm), po 10 opakování byl zaznamenán pokles tření u CoP o 22 % a u CoC o 16 %. U CoP kombinace byl pokles výraznější než u CoC, kde se pokles projevil až s vyšším počtem opakování. Druhý experiment, při kterém byly do kontaktu MoP uměle přidány UHMWPE částice, ukázal jen malé ovlivnění součinitele tření – pro prvních 5 opakování nebyl zjištěn žádný vliv, v 10. testu bylo tření zvýšeno o 6,5 %.



Obr. 2.4-11 Trojúhelníkové rozložení důlků a) po výrobě indentorem, b) po vyleštění.[43]

Pro třetí experiment byla využita kombinace MoP a MoM při uvažování velikosti hlavice Ø 28 mm. Pro všechny tři typy rozložení textur došlo u MoP kombinace ke značnému zvýšení tření. To je v rozporu s některými předchozími studiemi. Autoři uvádí výsledky a závěry některých z nich, avšak současně upozorňují na to, že v nich nebylo použito kyvadlového simulátoru, který z dostupných metod nejlépe reprezentuje kyčelní kloub. Autoři předpokládají, že to může být důsledkem elastické deformace UHMPWE a vniknutím jamky do důlků hlavice. Kombinace MoM vykazovala nejvýraznější snížení tření u čtvercového (24 %) a trojúhelníkového (19 %) rozložení v porovnání s nedůlkovanou náhradou značky Brown. U kruhového rozložení byl naopak zaznamenán výrazný nárůst tření, a to až o 40 %. Nárůst může být způsoben větším průměrem a hloubkou důlků (důsledek obrábění), což mohlo zapříčinit nedostatečné zásobování mazivem a snižovat tak tvorbu mazacího filmu. Čtvercové rozložení vykazovalo mírně lepší výsledky oproti trojúhelníkovému rozložení, a to z důvodu rovnoměrného uspořádání důlků ve směru skluzu.

Použitý kyvadlový simulátor umožňuje pouze jednosměrný pohyb, což věrně napodobuje kyčelní kloub, od skutečného rozsahu pohybů v kyčli se však odlišuje. Pro dosažení optimální kombinace bylo třeba nasimulovat pohyb ve více směrech. Výsledky prokázaly, že pro MoM modifikovaný povrch dojde ke stabilizaci a snížení součinitele tření v porovnání s povrchy nemodifikovanými. Studie také došla k závěru, že modifikovaný povrch jednoznačně zvyšuje tloušťku mazacího filmu. Nejvýraznější nárůst byl zaznamenán u čtvercového rozložení.

2.5 Výroba mikrotexturních prvků

Mezi nejčastěji používané metody tvorby mikrotextur patří metody obrábění laserem a mikro-frézování. Laserový úběr materiálu je rychlá a přesná metoda umožňující dobře kontrolovat velikost důlků pomocí řízení parametrů (výkon, doba pulzu, optické zaostření). Má minimální dopad na tepelné ovlivnění okolního povrchu materiálu a lze ji použít na zakřivené povrchy. Při delších pulzech (větší hloubka důlků) však může dojít k nahromadění materiálu po okraji důlků a může lokálně ovlivnit mikrostrukturu, a tím i tvrdost.

Další hojně využívanou metodou je mikro-frézování fungující obdobně jako u konvenčních fréz, avšak při malých rozměrech. Výhodou je dobrá přesnost a možnost obrábět na zakřivených plochách. Mohou se ale tvořit otřepty na hranách textur.

Texturní prvky mohou být vytvořeny pomocí vtisku indentoru, tato metoda se ale příliš nepoužívá z důvodu vytlačení materiálu do okolí vtisku a způsobení zbytkového napětí. Texturovaný povrch lze také tvořit elektrochemicky. Leptání funguje na principu masky a chemikálie, kdy se chemikálie postupným naleptáváním vnořuje do materiálu, maska vymezuje působení této chemikálie na předem daná místa, zbytek povrchu je maskou chráněn. Elektroerozivní obrábění funguje na principu tvorby elektrických výbojů mezi materiálem a nástrojem ponořeným v dielektriku. Nástroj má negativní geometrii vůči výslednému texturovanému povrchu. Metoda obrábění vodním paprskem má výhodu nulového tepelného ovlivnění materiálu, metoda však neumožňuje přesnou kontrolu geometrie. [7]

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3.1 Analýza problému

Operace kyčelního kloubu se řadí mezi nejúspěšnější chirurgické zákroky v moderní medicíně. Podle zpráv OECD [8] je patrný neustálý trend narůstání počtu těchto chirurgických zákroků. Důvod jejich růstu je zapříčiněn dostupnou zdravotní péčí, a s tím i souvisejícím nárůstem průměrné délky lidského života a zvyšujícím se nárokům na délku aktivního života. Mezi nejčastější příčiny transplantace kyčelního kloubu patří artróza a artritida. Kloubní náhrady disponují omezenou životností, kolem 15 až 25 let. Po této době již dojde ke značnému opotřebení vedoucí k uvolňování náhrady, nebo ke zdravotním komplikacím spojeným s množstvím opotřeбенých částic. Po konci životnosti je nutná reoperace, jež významně zasahuje do zdraví pacienta a navyšuje náklady zdravotnického systému, které jsou s touto skutečností spojené. Možností, jak oddálit tyto reoperace, je výzkum zabývající se prodloužením životnosti těchto náhrad. Výzkum v této oblasti se zaměřuje především na vývoj nových materiálů, povlaků a tvarových úprav povrchů, viz kapitola 2.4.2. Možnostmi modifikace povrchů tvarovými úpravami se zabývá i tato bakalářská práce.

Ze studií jednoznačně vyplývá, že modifikace povrchů má pozitivní účinek na funkčnost kloubních náhrad. Nemusí přitom vždy platit, že modifikovaný povrch povede k významnému snížení tření a opotřebení, nicméně při vhodné volbě textury nevede ani k jejich významnému zvýšení. Pro dosažení snížení tření v případě cílené modifikace je však třeba brát v úvahu mimo jiné i dostatečnou tvrdost a elasticitu materiálů [30, 43]. Různé studie často uvádějí, že texturované komponenty nárůst tření po záběhové fázi stabilizují bez výrazného kolísání. Problémem vyššího opotřebení v záběhové fázi se zabývala například studie [31].

Pozitivní přínos textury lze vnímat z několika různých hledisek. Textury mohou sloužit jednak jako zásobníky částic opotřebení, ale mohou představovat i jakési kapsle maziva, a tím přispět k lepší distribuci maziva. V určitém úhlu pohledu se tak dá hovořit o tom, že textury představují skupinu mikro-hydrodynamických ložisek.[7]. Mikrotexturní prvky obecně zvyšují tloušťku maziva mezi kontaktními povrchy, díky čemuž jsou povrchy lépe chráněny před opotřebením. Pro některé typy povlakovaných povrchů se zdá být vhodnější nemodifikovaný povrch. Naproti tomu metalurgická či tepelná úprava, např. u MoP kombinace [34], se zdá být jako vhodná alternativa. Texturované prvky mají také pozitivní vliv na rozložení napětí po stykové ploše hlavice [38]. Tribologické vlastnosti podle studie [36] také příznivě ovlivňuje zvýšená viskozita maziva, té je dosaženo díky ne-newtonovským vlastnostem synoviální kapaliny a texturované struktuře. V místě texturních prvků dochází k lokální změně velikosti mazacího filmu, a tím i ke změně smykové rychlosti, která má přímý vliv na viskozitu.

V neposlední řadě je třeba také zmínit, že velikost součinitele tření se mění i v závislosti na zatížení kloubních povrchů, s rostoucím zatížením tření stoupá [33, 39].

Jak již bylo výše zmíněno, pro modifikace povrchů můžeme pozorovat tři odlišné funkce, které mají vliv na velikost tření a opotřebení. Tyto funkce jsou dány především parametry textury, jako je její hloubka, šířka, volba materiálů a hustota rozmístění, která v uvedeném přehledu publikací není příliš zdůrazňována. Po prostudování zmíněných článků a rešerše od Allen a Raeymaekers [7] lze říci, že nelze jednoduše určit jeden soubor parametrů a materiálů, které by univerzálně fungovaly pro širokou škálu požadavků, které je třeba zohlednit při volbě kyčelní náhrady pro pacienta. Ke slovu se dostává tzv. Personalized medicine čili léčba na míru konkrétního pacienta, při níž je aplikován individuální přístup ke každému pacientovi. Faktory zohledňující podobu konečné endoprotézy mohou být například: věk, hmotnost, anatomické rysy, životní styl nebo genetické predispozice.

Různé studie realizují své experimenty pomocí různých metodologických metod, viz obrázek 2.4-1. Nejvěrohodnější metoda pro měření tribologických vlastností kyčelních kloubů je kyvadlový simulátor, který reprezentuje konformní chování kontaktu v jednom směru pohybu. Jedná se však o zjednodušení a od skutečného rozsahu pohybů kyčelního kloubu, viz kapitola 2.1, se simulátor liší. Zkonstruování simulátoru hlavice-jamka, umožňujícího více pohybů současně, by vedlo k lepšímu pochopení vlivů parametrů textur, jako jsou například rozložení a hustota.

3.2 Cíl práce

Hlavním cílem je pomocí kyvadlového simulátoru popsat vliv textury kloubní jamky na součinitel tření. Pozornost bude věnována geometrii a rozložení vtisků, materiálové kombinaci a vlivu zatížení kontaktu.

Dílčí cíle bakalářské práce:

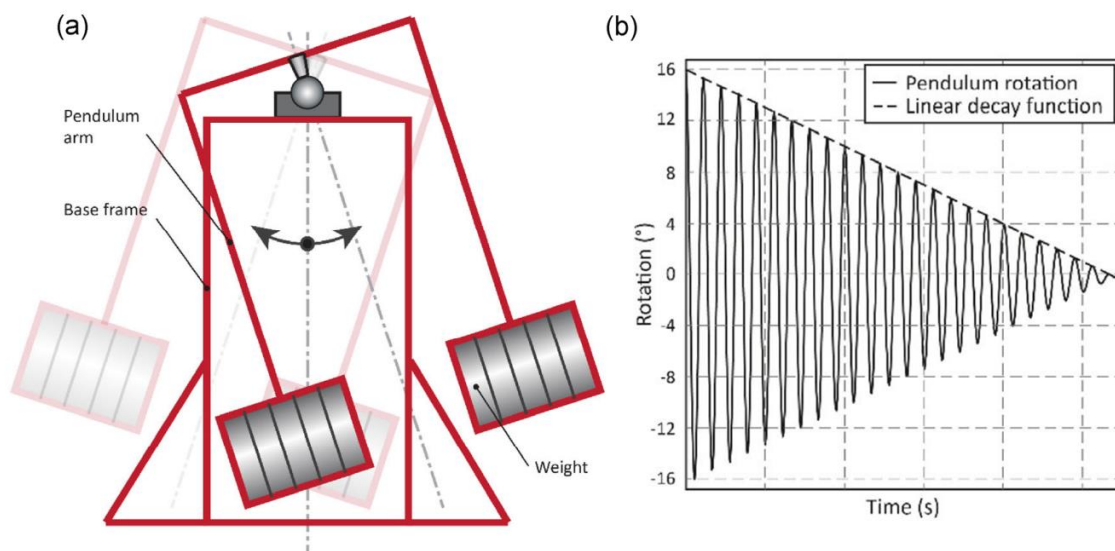
- Provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se modifikacemi povrchů kloubních náhrad.
- Navrhnout podmínky experimentů a připravit modelové kloubní kapaliny.
- Experimentálně popsat vliv textury na součinitel tření.
- Posoudit vliv zatížení na součinitel tření.

4 MATERIÁL A METODY

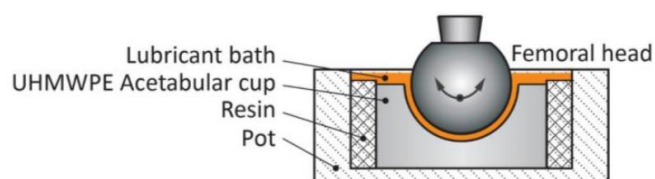
Experimentální část práce byla provedena na kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu (hip joint simulator – HJS) umístěného v laboratořích Ústavu konstruování. Součinitel tření pro různé kombinace jamek, hlavic, byl měřen pro různá zatížení za přítomnosti synoviální a referenční kapaliny. Poloha kyvadla byla zaznamenávána pomocí softwaru DEWEsoft, pomocí MATLAB skriptu byla vypočítána velikost součinitele tření a výsledky byly následně zpracovány v Microsoft Excel.

4.1 Kyvadlový simulátor

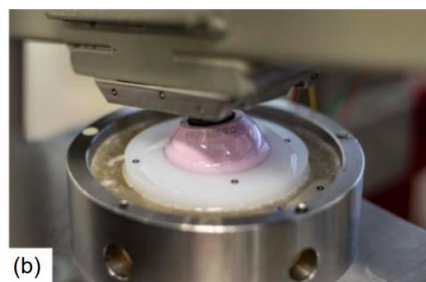
Experiment byl proveden na kyvadlovém simulátoru [obr. 4.1-1 (a)] zkonstruovaném pro měření součinitele tření, případně pro měření velikosti tloušťky mazacího filmu kontaktní dvojice (jamka a hlavice). Zatížení kontaktní dvojice je realizováno prostřednictvím závaží, která jsou zavěšena na ramenech kyvadla. Samotné měření spočívá ve vychýlení ramena kyvadla o předem stanovený úhel (16°), jeho následném uvolnění a volné oscilaci v rovině flexe-extenze až do úplného zastavení pohybu [44]. Součástí aparatury je také snímač úhlové rychlosti. Záznam tohoto snímače, který představuje útlum kývavého pohybu, je znázorněn na obr. 4.1-1 (b). Z tohoto útlumu je následně vyjádřen součinitel tření [44].



Obr. 4.1-1 (a) schéma kyvadlového simulátoru; (b) ukázka výstupu z měření – tlumený kývavý pohyb je proložen lineární nebo exponenciální funkcí, ze které je vyjádřen součinitel tření. [31]



(a)



(b)

Obr. 4.1-2 Uložení hlavice a jamky (a) schematický náčrtek, lubricant bath = lázeň maziva, UHMWPE acetabular cup = jamka z UHMWPE, resin = pryskyřice, pot = miska, femoral head = hlavice [52]; (b) fotografie uložení v kyvadlovém simulátoru. Obrázek s popiskem byl převzat z práce [45]

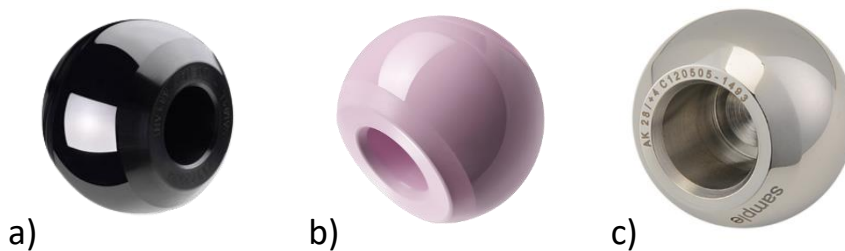
4.2 Použité komponenty

4.2.1 Hlavice

V experimentu byly použity tři klinicky používané hlavice o nominálním průměru 32 mm. Hlavice jsou uvedeny v tabulce 4.2-1. V následujícím textu jsou tyto hlavice označovány pouze jako: keramika, kov a oxinium.

	Kloubní hlavice		
Materiál	Označení	Výrobce	Průměr
Keramika	BIOLOX® delta	B. Braun	32 mm
Kov	ISODUR®-F CoCrMo ISO 5832-12	B. Braun	32 mm
Oxinium	Zr-2,5Nb	Smith&Nephew	32 mm

Tab. 4.2-1 Seznam použitých hlavic v experimentech.



a)

b)

c)

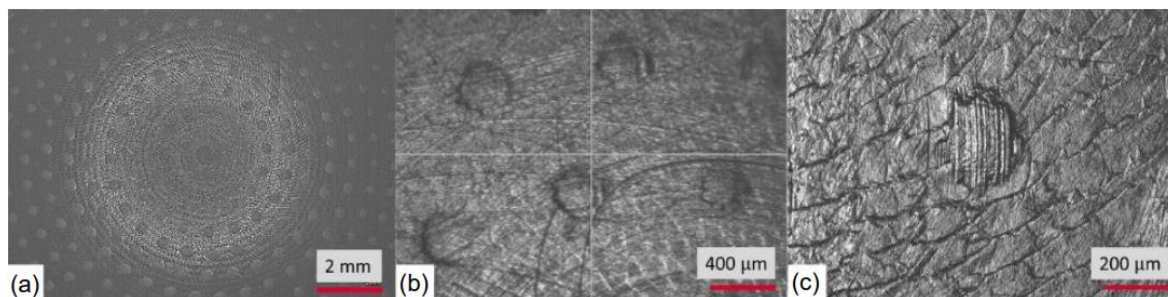
Obr. 4.2-1 Hlavice použité v experimentech: a) oxinium, b) keramika, c) kov; Obrázek byl vytvořen kompilací obrázků z webových stránek výrobců.

4.2.2 Jamka

Jamky, na kterých byl pozorován vliv zatížení na součinitel tření, jsou uvedeny v tabulce 4.2-2. Tyto jamky byly již použity v rámci jiné bakalářské práce na podobné téma [45]. Předkládaná bakalářská práce na předchozí pozorování přímo navazuje a zkoumá další vlivy na součinitel tření. Texturované jamky vznikly tzv. mikro-obráběním, a to ve spolupráci s pracovníky z Meijo University a firmy Kanefusa Corporation v Nagoji. Parametry byly zvoleny na základě předchozích zkušeností výzkumného týmu [45]. Detailní snímky textury jamek jsou zobrazeny na obrázku 4.2-2. K tomu, aby byl zajištěn po každé výměně stejný směr a rovina pohybu kloubní hlavice v jamce, byla na okraj jamky vyznačena ryska zajišťující vzájemně správné postavení jamky vůči směru pohybu. Pro jisté zjednodušení jsou jamky dále nazývány pouze jako: hladká, popř. non dimpled, 200 μm a 300 μm .

	Jamka			
Materál	Modifikace	Průměr důlků	Hloubka důlků	Pokrytí důlků
UHMWPE	hladká	–	–	–
UHMWPE	texturovaná	200 μm	5 μm	15%
UHMWPE	texturovaná	300 μm	5 μm	15%

Tab. 4.2-2 Seznam použitých jamek v experimentech.



Obr. 4.2-2 Detailní snímek texturované jamky (300 μm , 5 μm , 15 %); (a) snímek z laserového mikroskopu; (b) a (c) snímky vytvořené 3D profilometrem Buker Contour GT-X8 pracující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Obrázek a jejich popis je převzat z práce [45]

4.3 Zatížení

V experimentech byla postupně pro všechny kombinace jamek a hlavic použita 4 závaží s celkovou hmotností o velikosti: 54,249 kg, 87,249 kg, 115,249 kg a 148,249 kg, která je přenášena do kontaktu. Závaží byla na simulátor vkládána odpovídajícím způsobem, jak ukazuje obrázek 4.1-1.

4.4 Modelové kloubní kapaliny

Pro provedené experimenty byly použity dvě kapaliny, a to referenční PBS (phosphate buffered saline) a modelová synoviální kapalina SF (synovial fluid).

PBS (phosphate buffered saline)

PBS je směs ultra čistých fosfátových pufrů a solného roztoku s pH 7,4. Je široce využívána pro biologické aplikace jako například mytí buněčných suspenzí a transport tkání. PBS úzce napodobuje pH, osmolaritu a koncentraci iontů v lidském těle. [46, 47] V této práci je použita jako referenční kapalina. PBS kapalinu bylo třeba skladovat v lednici při zhruba 6 °C. Před její samotnou aplikací pro měření byla kapalina z lednice vyjmuta a ponechána v laboratoři pro samovolné vyrovnání teploty s teplotou laboratoře.

SF (synovial fluid)

Synoviální kapalina slouží k simulaci podmínek ve zdravém lidském těle. Složení této kapaliny přibližně odpovídá složení fyziologické synoviální kapaliny vyskytující se v lidském kloubu. Kapalina byla skladována v mrazáku při -22 °C, aby nedošlo ke znehodnocení proteinů.

Modelová kloubní kapalina	Albumin [mg/ml]	Globulin [mg/ml]	Kyselina hyaluronová [mg/ml]	Fosfolipidy [mg/ml]
PBS	–	–	–	–
SF	20	3,6	2,5	0,15

Tab. 4.4-1 Koncentrace látek modelových kloubních kapalin.

4.5 Podmínky experimentu

Série experimentů byla provedena při laboratorní teplotě $22^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ s různou velikostí zatížení. Každá kombinace byla vystavena 4 velikostem zatížení, a to 532 N, 856 N, 1130 N a 1454 N. Kyvadlo bylo na počátku každého měření vychýleno o 16°. Pro každou velikost zatížení v dané kombinaci (hlavice + jamka) byla provedena série 5 měření, v případě viditelného neustálení naměřených hodnot bylo provedeno až 10 měření. Při každé změně zatížení a změně kombinace byla jamka s hlavicí očištěna čistým isopropylalkoholem a doplněna čerstvým mazivem. Při měření se synoviální kapalinou, obsahující proteiny, bylo před očištěním isopropylalkoholem nutné obě komponenty navíc umýt speciálním SDS roztokem.

U většiny experimentů se kyvadlo mírně vyklánělo z předpokládané roviny pohybu. Vychýlení mohlo být způsobeno odchylkou v geometrii jamky. Ovlivnění konečného součinitele tření bylo vyhodnoceno jako nepodstatné.

Změna viskozity použitých PBS a SF kapalin se při laboratorní teplotě 22 °C a teplotě lidského organismu 37 °C mění jen minimálně. Na měření součinitele tření to má zanedbatelný vliv.

4.6 Záznam a vyhodnocení

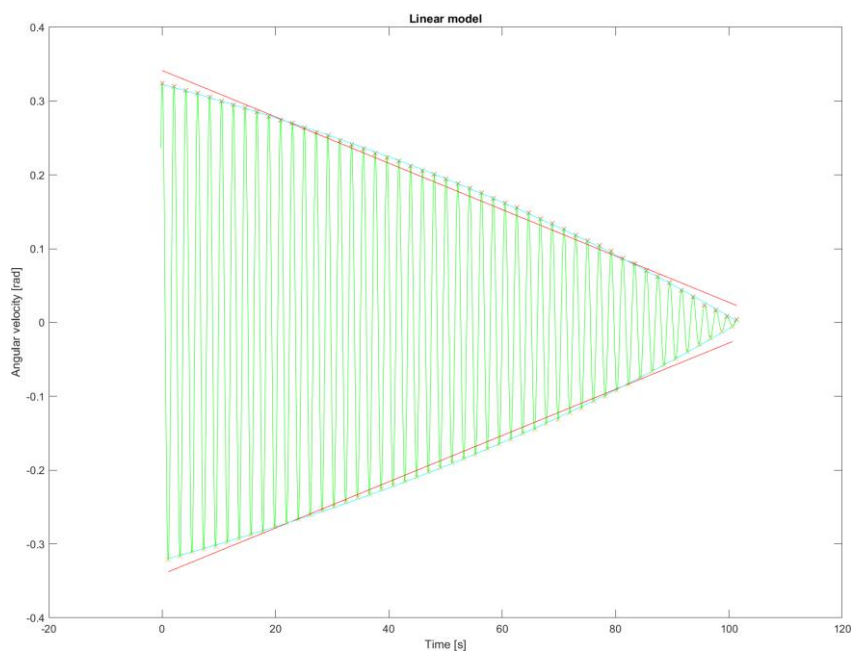
Pohyb kyvadla byl pomocí snímače úhlové rychlosti zaznamenán v softwaru DEWEsoft. Záznam byl následně vyexportován ve formátu .mat, který byl nahrán do předpřipraveného Matlab skriptu, v němž byl vyhodnocen. Ve skriptu bylo třeba zadat vstupní parametry, a to: hmotnost kyvadla, délku ramene kyvadla, moment setrvačnosti kyvadla, poloměr kloubní hlavice a počáteční úhel vychýlení, případně pak také v závislosti na ustálení kyvadla nastavit koncový čas, který výsledky ořízne pouze na kmitající část záznamu. Výsledkem ze získaných dat bylo proložení vrcholů amplitud lineární a exponenciální křivkou, viz obrázek 4.6-1. Obě křivky číselně reprezentovaly součinitele tření. Obě tyto hodnoty byly zaznamenány v Microsoft Excel, přičemž se pak nadále pracovalo pouze s exponenciálním modelem, který lépe vystihoval tvar útlumové křivky.

Každá série měření se sestávala z 5 opakování, v některých případech, kdy hodnoty součinitele tření nebyly ustálené, bylo provedeno až 10 měření, o tom je hovořeno v diskuzi. Jedna série znamená jednu zátěž pro jednu kombinaci materiálů a jedno mazivo. Ve výsledku bylo provedeno v základu 360 kyvů, viz tabulka 4.6-1, dalších 114 bylo provedeno z důvodu neustálení některých měření a oprav.

Výsledky byly následně graficky zpracovány, byly určeny průměrné hodnoty a jejich směrodatné odchylky. Rovněž byly také spočítány procentuální odchylky referenční (hladké) jamky od jamek texturovaných.

zatížení	počet měření	kombinace
1	5	keramika — hladká
2	5	kov — 200 μm
3	5	oxinium — 300 μm
4	5	SF PBS

Tab. 4.6-1 Grafické zobrazení počtu odměřených kombinací. Vše bylo měřeno se vším. Například keramika byla měřena postupně s jamkou hladkou, 200 μm a 300 μm postupně pro obě kapaliny (SF a PBS).



Obr. 4.6-1 Vyhodnocení výsledků u kombinace oxinium + jamka ($200\text{ }\mu\text{m}$, $5\text{ }\mu\text{m}$, 15 %) pro 2 závaží; na grafu je vidět lineární (červená) a exponenciální (modrá) aproximace výsledků.

4.7 Postup měření

1) Příprava experimentu

- a) Kyvadlo simulátoru je zavěšeno na pohybovém šroubu bez vnějšího závaží. Hlavice a jamka jsou uloženy v krabicích od výrobce.
- b) Na kyvadlo je zavěšeno příslušné závaží.
- c) Hlavice a jamka jsou očištěny isopropylalkoholem.
- d) Jamka je uložena do příslušného držáku a upevněna na nepohyblivý rám. Na jamce se nachází ryska označující směr pohybu. Jamka je tedy natočena do příslušného směru tak, aby pohyb byl veden ve směru této rysky.
- e) Do kuželové díry hlavice je umístěn pomocný kužel.
- f) Do jamky je pipetou nalito mazivo v množství zajišťující úplné zaplavení kontaktu s hlavicí.
- g) Do jamky s mazivem je umístěna hlavice s kuželem.
- h) Otáčením pohybového šroubu dojde přes kužel ke spojení hlavice s pohyblivým kyvadlem.

2) Měření

- a) Je spuštěn software DEWEsoft a je zkontrolována správná funkce snímače úhlové rychlosti. Nastavena je nulová hodnota natočení.
- b) Vytvoření souboru pro ukládání záznamů.

- c) Vychýlení kyvadla do výchozí polohy (16°) a jeho zajištění pomocí elektromagnetu.
 - d) Spuštění ukládání záznamu je doprovázeno vypnutím elektromagnetu a uvolněním kyvadla z výchozí polohy.
 - e) Kontrola, zda DEWEsoft ukládá záznam.
 - f) Průběžná kontrola, zda se kyvadlo při pohybu nedotýká rámu.
 - g) Po ustálení kyvadla ukončit záznam a vyexportovat ho.
 - h) Měření pětikrát opakovat (pokračovat od bodu 2c).
 - i) Při ukončení či výměně komponent postupovat podle bodu 4.
- 3) Stanovení součinitele tření
- a) Vyexportovaný záznam nahrát do připraveného MATLAB skriptu.
 - b) V MATLAB skriptu upravit příslušné hodnoty momentu setrvačnosti, délky ramena a hmotnosti kyvadla v závislosti na aktuálním závaží.
 - c) Spustit MATLAB skript. V případě nutnosti, času t_0 , oříznout konec záznamu.
 - d) Z výsledků odečíst lineární a exponenciální součinitel tření a vložit ho do tabulky výsledků v Microsoft Excel.
- 4) Výměna měřené kombinace
- a) Pomocí pohybového šroubu zdvihnout kyvadlo po jeho ustálení.
 - b) Vyjmout jamku a hlavici ze simulátoru.
 - c) Obě komponenty očistit od použitého maziva. Při práci s PBS obě komponenty očistit isopropylalkoholem. U SF je nutné komponenty nejprve umýt SDS roztokem a následně očistit isopropylalkoholem. Při výměně hlavice vyjmout kužel.
 - d) Dále postupovat podle bodu 1.

5 VÝSLEDKY

5.1 Vliv textury na součinitel tření

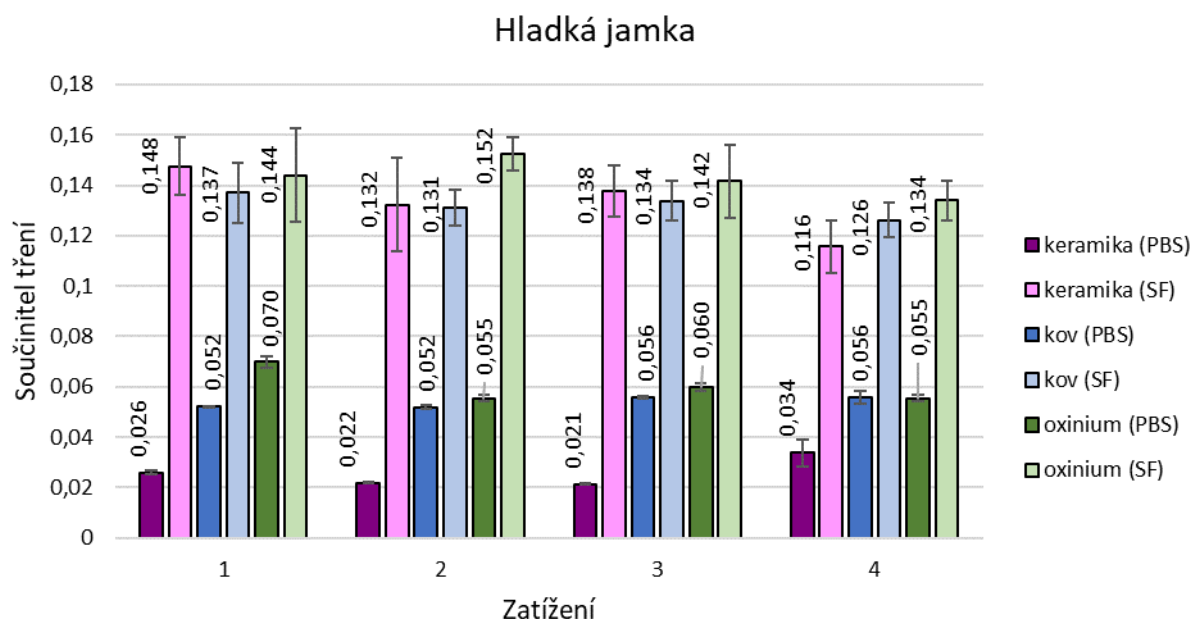
Testovány byly celkem tři různé jamky, a to jamka hladká (non dimpled) a dvě jamky důlkované: (200 μm , 5 μm , 15 %) a (300 μm , 5 μm , 15 %). V experimentech byly použity dvě různé kapaliny se dvěma kapalinami, a to s referenční PBS a modelovou synoviální kapalinou (SF).

V této kapitole je rozebírán vliv součinitele tření z hlediska druhu použitých jamek a hlavice. Pozornost je věnována velikosti součinitele tření, směrodatným odchylkám od průměrných hodnot a dále ustálenosti jednotlivých bodů při různých velikostech zatížení pro konkrétní hlavici. Texturované jamky jsou porovnávány vůči hladké jamce. Na závěr jsou výsledky zhodnoceny.

5.1.1 Hladká jamka

U hladké jamky je na obrázku 5.1-1 na první pohled dobře viditelný rozdíl výsledků u obou použitých kapalin. Výsledky s PBS mají minimálně o polovinu nižší součinitel tření než u SF. U keramické hlavice je tento rozdíl nejvýraznější, v průměru 5,4násobný. U kovu a oxinia je pak toto snížení zhruba 2,4násobné.

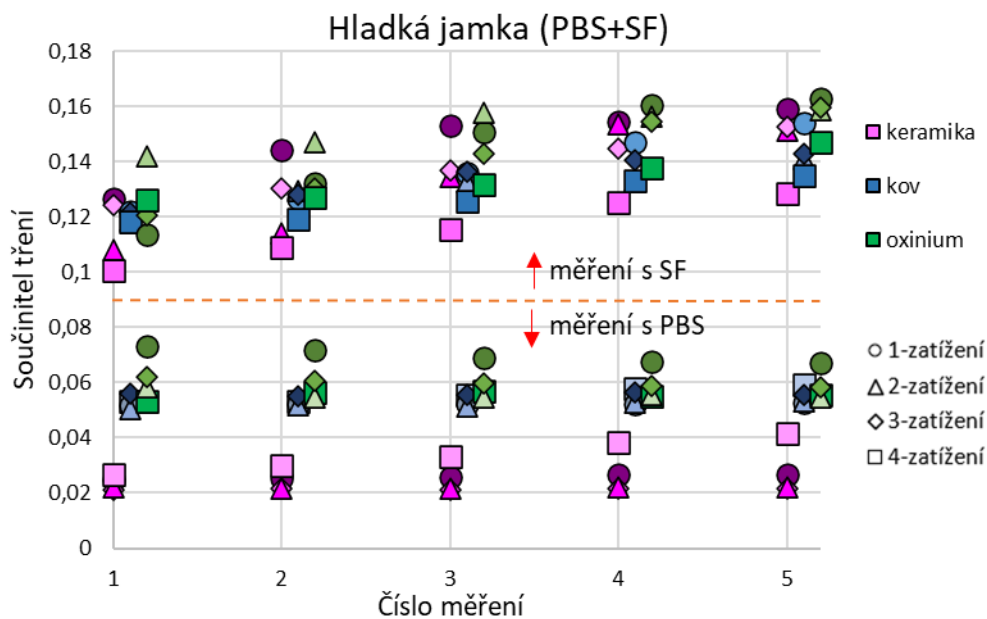
Nejnižší tření bylo naměřeno v případě keramické hlavice s referenční PBS, dvojnásobného tření pak dosahuje kovová hlavice s oxiniem. Výsledky u všech tří hlavice ukazují stabilní velikost tření pod různým zatížením. Mírné odchylky můžeme pozorovat u nejvyššího zatížení keramiky, a u nejnižšího zatížení u oxinia, tam jsou zaznamenány nárůsty, viz obrázek 5.1-1. Naproti tomu u synoviální kapaliny hlavice vykazují výraznou změnu. Keramika zde již nevykazuje nejnižší tření, navíc spolu s ostatními hlavice vyazuje výraznější rozptyl, než je tomu u PBS. U všech tří hlavice je zde pozorovatelný pokles v tření a rozptylu mezi 1. a 4. zatížením. Výsledky se SF však dosahují značných rozptylů v porovnání s referenční kapalinou.



Obr. 5.1-1 Souhrn výsledků měření provedených na hladké jamce.

Při pohledu na obrázek 5.1-2, který zobrazuje jednotlivá dílčí měření v experimentu, lze pozorovat změny ve velikosti tření s 5 opakováními pro všechny testované hlavice. Z těchto jednotlivých bodů jsou sestavovány jednotlivé rozptyly a směrodatné odchylky, uvedené v grafech a tabulkách níže.

Při zaměření pozornosti na výsledky s PBS lze pozorovat velmi malé změny tření keramické hlavice u prvních tří zatížení. U nejvyššího zatížení je však vidět výraznější nárůst tření v průběhu pěti opakování. U kovové hlavice jsou patrné jen velmi malé změny v tření, a to jak s počtem opakování, tak i při změně zatížení. To ostatně ukazuje velmi dobře i předchozí obrázek 5.1-1. Oxinium u PBS rovněž vykazuje dobré ustálení, podobně jako u předchozích hlavíc. Oproti keramické hlavici (nejvyšší zatížení) je zde viditelná konvergentní tendence bodů u 1. zatížení. U SF je u všech hlavíc výrazná změna tření mezi jednotlivými zatíženími. Při pohledu na jednotlivé série je v případě všech hlavíc dobře patrný nárůst tření, který je spojený s počtem opakování. To se pak projevuje ve formě větších rozptylů na obrázku 5.1-1. U jednotlivých sérií je vidět postupné snižování gradientu růstu, výsledky jednotlivých hlavíc se však, tak jako v případě PBS, neseskupují ani s vyšším počtem opakování. Pozorován je zde spíše opačný efekt.



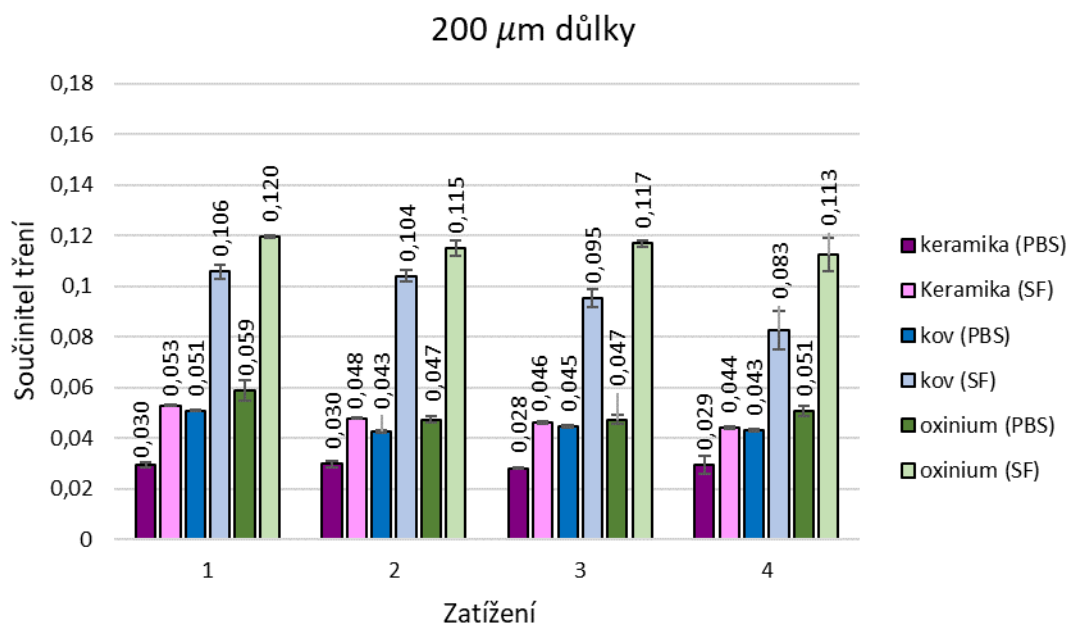
Obr. 5.1-2 Výsledky dílčích měření pro hladkou jamku (PBS+SF).

5.1.2 200 μm jamka

U 200 μm jamky je, stejně jako u hladké, viditelný rozdíl ve velikosti tření u SF a PBS kapaliny. Rozdíl zde však není natolik výrazný. V případě keramické hlavice je tření při mazání SF přibližně 1,6krát větší než při použití PBS. Pro kov a oxinium je to pak zhruba 2,2násobné. Co je oproti hladké jamce výrazné na první pohled, je rozdíl v intervalu, ve kterém se tření u hladké a 200 μm jamky pohybuje. Zatímco u hladké jamky je maximum 0,152, u 200 μm je to 0,120. Viditelně se také snížil rozptyl u synoviální kapaliny.

Nižší velikost součinitele tření vykazuje texturovaná jamka pro PBS a vyšší pro SF, stejně jako tomu je i u hladké jamky. Při zaměření se na obrázek 5.1-3 je s přibývajícím zatížením vidět stabilní a poměrně konstantní chování u velké části hlavic. Při pohledu na výsledky měřené s PBS vidíme, že pro keramiku jsou patrné téměř konstantní výsledky lišící se na úrovni tření v řádu tisícín. U nejvyššího zatížení je zaznamenán vyšší rozptyl, podobně jako je tomu u hladké jamky. Kovová hlavice zde vykazuje výsledky s naprosto minimálním rozptylem a vcelku konstantním třením u všech zatížení, s výjimkou mírného nárůstu u 1. zatížení. Oxiniová hlavice má obdobný průběh tření jako kovová hlavice, a to s pouze nepatrně vyšším třením a lehce vyššími rozptyly. U referenční PBS má jednoznačně nejnižší velikost součinitele tření keramická hlavice, poté s 1,7násobným nárůstem hlavice kovová, následovaná hlavicí oxiniovou.

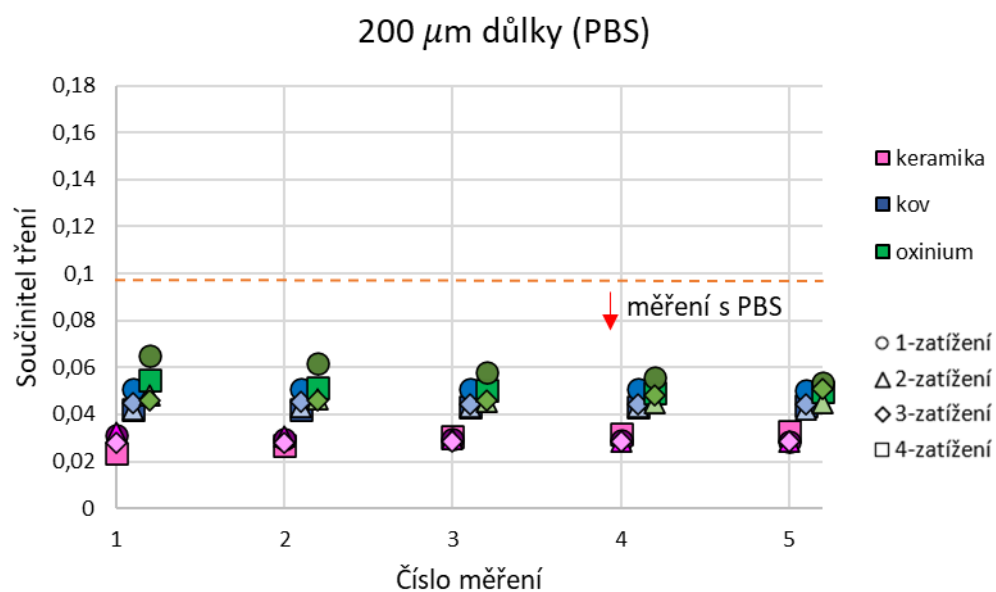
Za pozornost stojí porovnání výsledků měření se SF mezi hladkou a 200 μm jamkou. V porovnání s obrázkem 5.1-1 je u hladké jamky viditelný výrazný rozdíl v chování jednotlivých hlavíc. Důlkovaná jamka zaznamenává značné snížení tření a rozptylu. Keramika, podobně jako v případě PBS, vykazuje stabilní výsledky. S vyšším zatížením se tření pozvolna snižuje. Tření u kovové hlavice začíná na dvojnásobku tření keramiky, postupně se však snižuje se zatížením. S nárůstem zatížení můžeme také pozorovat zvyšující se hodnotu rozptylu. Oxiniová hlavice vykazuje, podobně jako u ostatních hlavíc, zřejmý pokles tření se zatížením. U 2. a 4. zatížení, kde je tření nižší, jsou patrné vyšší rozptyly.



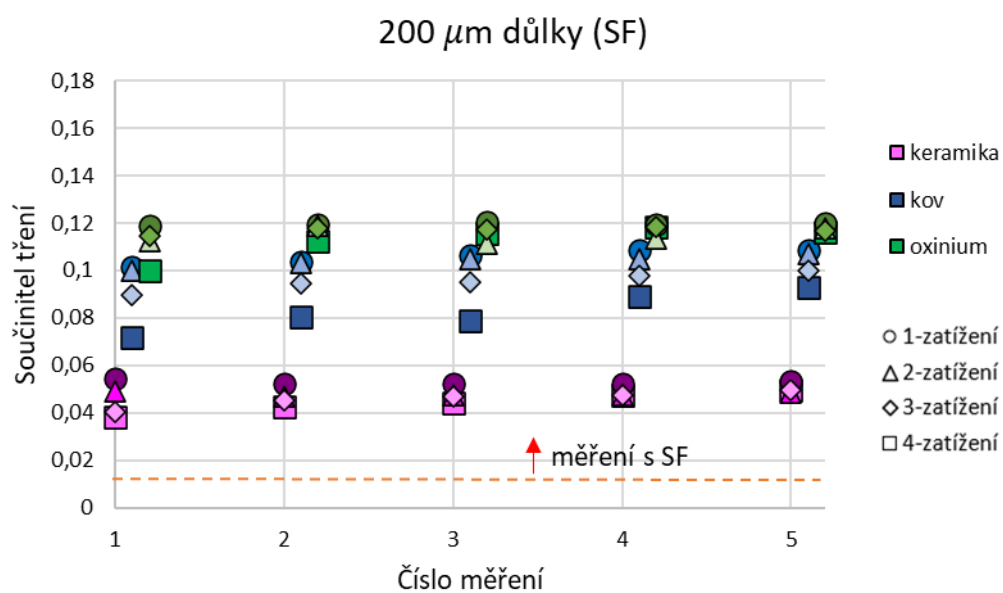
Obr. 5.1-3 Souhrn výsledků měření provedených na jamce s (200 μm , 5 μm , 15 %).

Obrázek 5.1-4 a) zobrazuje jednotlivá dílčí měření s PBS. Je zde pozorovatelná zřetelnější tendence seskupení bodů, než je tomu u hladké jamky, viz obrázek 5.1-2.

Při pohledu na měření s keramikou je viditelné silné splývání bodů nezávisle na velikosti zatížení. Podobně jako u hladké jamky ukazuje i měření se nejvyšším zatížením rostoucí charakter, je však o poznání mírnější. Kovová hlavice vykazuje hodnoty v téměř konstantní hladině a s dobrou stabilitou, což koresponduje s velmi nízkými odchylkami v předchozím obrázku 5.1-3. Zdá se také, že body shora a zdola ohraničující skupinu bodů mají tendenci se ustálit ve středu této skupiny. Podobně toto platí i u oxinia.



Obr. 5.1-4 a) Výsledky dílčích měření pro jamku (200 μm , 5 μm , 15 %). (PBS)



Obr. 5.1-4 b) Výsledky dílčích měření pro jamku (200 μm , 5 μm , 15 %). (SF)

Obrázek 5.1-4 b) ukazuje výsledky jednotlivých měření pro synoviální kapalinu. Obrázek byl vytvořen oproti obr. 5.1-4 a) samostatně z důvodu přehlednosti.

V první řadě je třeba zmínit rozdíl v naměřených bodech se synoviální kapalinou u hladké a texturované 200 μm jamky. Velikost tření i uskupení bodů je především u keramiky naprosto odlišné. Chování keramiky se zdá být dokonce lepší, než je tomu u výsledků s PBS. Body mají zpočátku u prvního měření tření v rozsahu od 0,0384 až 0,0545, s počtem měření se však tento rozdíl snižuje, u posledního měření tak již výsledky velmi dobře splývají.

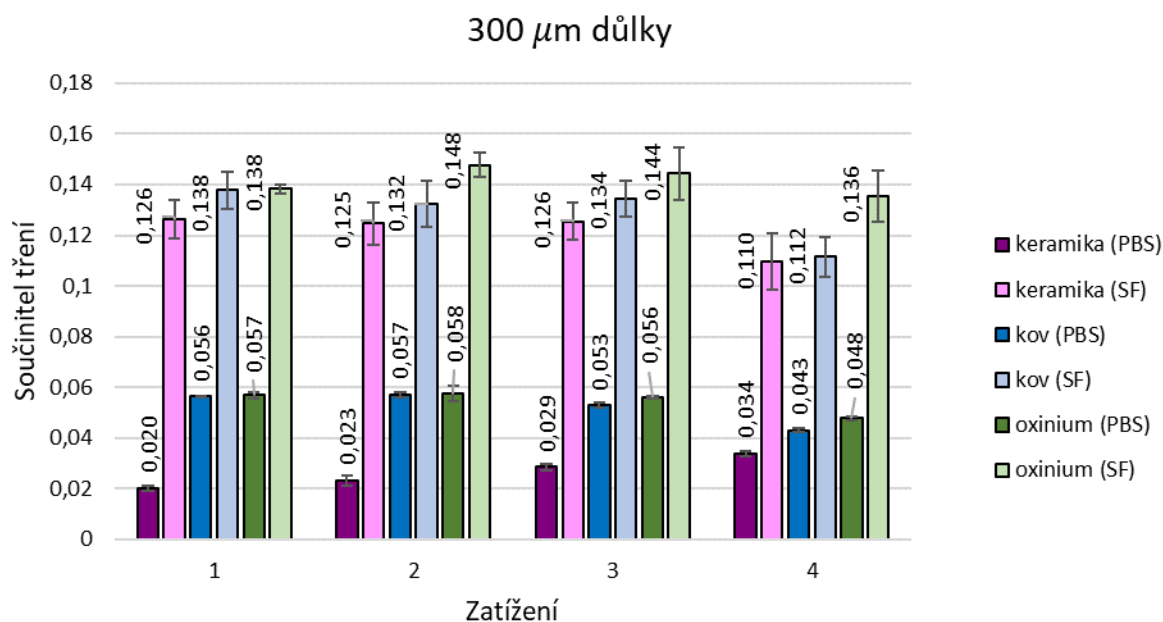
Měření s kovovou hlavici vykazuje rostoucí charakter tření s počtem opakování. Body jsou zde méně seskupené, u 4. a 5. opakování je však vidět zlepšení ve smyslu menšího nárůstu tření a lepší seskupenosti bodů. Oxiniová hlavice má podobné chování jako keramika, výsledky jsou poměrně dobře seskupené a s vyšším počtem měření se tento trend dále zlepšuje. Oxiniová hlavice má však oproti keramice velmi mírně rostoucí tření, jež je pozorovatelné u všech bodů. Je zde však opět dobře patrná snaha bodů ustálit se na společné hodnotě.

5.1.3 300 μm jamka

U této jamky je stejně jako u předchozích dvou jamek viditelný pokles tření u referenční PBS kapaliny v porovnání s kapalinou synoviální. Pokles tření u keramické hlavice činí v průměru 4,8násobek, u kovu 2,4násobek a u oxinia 2,6násobek oproti SF. Výsledky jsou v některých aspektech na první pohled podobné hladké jamce. Jako příklad lze uvést nízký rozptyl při PBS a zvýšený u SF. Velikost rozptylů se zde pohybuje zhruba uprostřed mezi hodnotami rozptylů pro jamku hladkou a jamku s důlky o průměru 200 μm .

Při zaměření se na výsledky s PBS na obrázku 5.1-5 vidíme, že tření má u keramické hlavice rostoucí charakter. V porovnání s průběhy u předchozích jamek je zde nárůst monotónní. Tření kovové hlavice začíná na téměř 3násobku tření keramiky. Je zde pozorovatelný pozvolna klesající průběh tření s výraznějším poklesem u nejvyššího zatížení. Oxinium zde zaznamenává téměř totožné výsledky jako kov. Podobně klesající charakter, jen s nepatrně vyšším třením a výraznějším rozptylem, lze pozorovat u 2. závaží. Nejnížšího tření zde tedy dosahuje keramická hlavice. Obě zbylé hlavice dosahují na počátku přibližně 3násobných hodnot tření.

Výsledky se synoviální kapalinou u 300 μm jamky mají na první pohled menší velikosti rozptylu, než je tomu u hladké jamky, ustálení není však tak výrazné jako u 200 μm jamky. V případě keramické a kovové hlavice je tření relativně konstantní, kdy ke snížení dochází až v případě nejvyššího zatížení. Rozptyly se zde jeví jako poměrně stabilní. Oxinium nevykazuje výraznější změny mezi nejnižším a nejvyšším zatížením, u 2. a 3. zatížení ale pozorujeme menší nárůst. Dobře pozorovatelná je zde velikost rozptylu, která s vyšším zatížením roste.

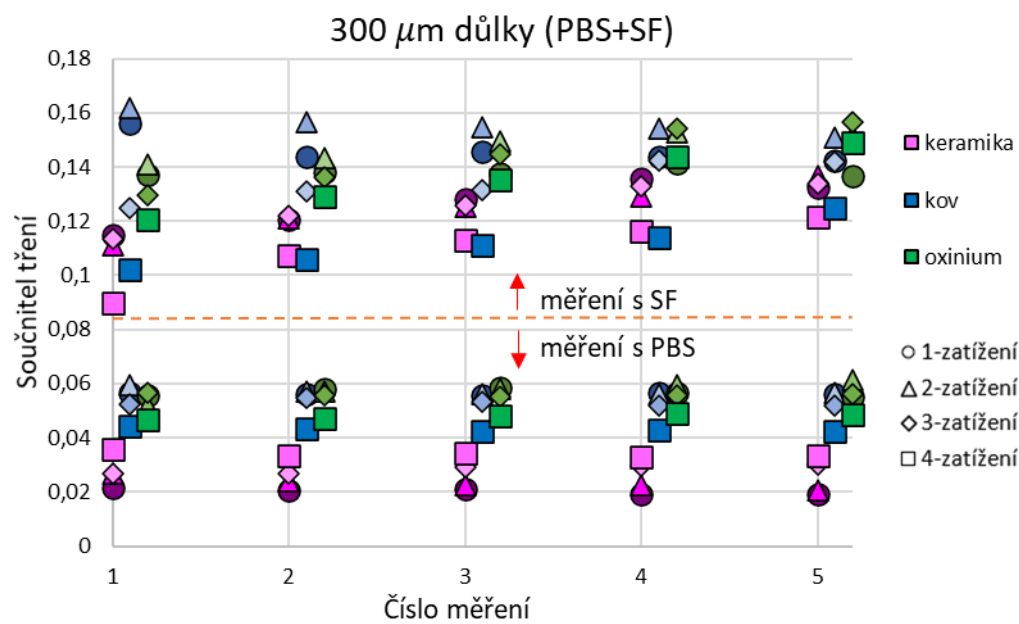


Obr. 5.1-5 Souhrn výsledků měření provedených na jamce (300 μm , 5 μm , 15 %).

Obrázek 5.1-6 znázorňuje výsledky jednotlivých měření pro celkem pět opakování u každé kombinace.

Při bližší analýze dat s PBS lze pozorovat, podobně jako u předchozích jamek, poměrně dobré seskupení jednotlivých bodů. Větší odchylky od seskupení jsou viditelné u série s největším zatížením, u těch body vykazují nižší tření u kovu a oxinia, keramika má u nejvyššího zatížení tření naopak vyšší. Celkově se zde body v průběhu opakování chovají vcelku konstantně, bez výrazných změn s navyšujícím se počtem opakování. Podobně jako u předchozích jamek tření v některých sériích slabě narůstá. Zde se nárůst výrazněji projevuje u 2. zatížení oxinia. Naší snahou je ale sledovat souhrnný trend celého uskupení.

V případě synoviální kapaliny jsou výsledky výrazněji neseskupené, a to především v porovnání s 200 μm jamkou. V porovnání s hladkou jamkou je však možné pozorovat jistou míru konvergence směrem k ustálené hodnotě. Nejvýrazněji je tento efekt pozorovatelný u kovové hlavice, kde body ze širokého rozsahu tření dosahují ustálení díky seskupení. Nelze to však takto jednoznačně říci u hlavice keramiky a oxinia, avšak při zaměření pozornosti na výsledky jednotlivých sérií můžeme vidět jisté zpomalení růstu, které je však pozorovatelné i u hladké jamky. Seskupení bodů se však s počtem opakování zlepšuje. U hladké jamky se naopak shluk bodů udržuje stejný, popřípadě se mírně rozpadá. Nejnižšího tření zde opět dosahují výsledky sérií s nejvyšším zatížením, podobně jako je tomu u většiny měření se SF.



Obr. 5.1-6 Výsledky dílčích měření pro jamku (300 μm , 5 μm , 15 %). (PBS+SF)

Hladká jamka												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,0259	0,0218	0,0214	0,0339	0,0008	0,0002	0,0002	0,0054	—	—	—	—
kov	0,0523	0,0519	0,0558	0,0559	0,0002	0,0009	0,0004	0,0024	—	—	—	—
oxinium	0,0698	0,0555	0,0599	0,0554	0,0022	0,0014	0,0014	0,0012	—	—	—	—
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,1476	0,1323	0,1377	0,1157	0,0115	0,0187	0,0101	0,0104	—	—	—	—
kov	0,1371	0,1310	0,1339	0,1261	0,0120	0,0072	0,0080	0,0068	—	—	—	—
oxinium	0,1441	0,1523	0,1416	0,1340	0,0186	0,0067	0,0144	0,0077	—	—	—	—

Tab. 5.1-1 Výsledky měření s hladkou jamkou.

200 μ m jamka												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,0296	0,0299	0,0282	0,0293	0,0009	0,0013	0,0002	0,0035	14,12	36,90	32,09	-13,46
kov	0,0508	0,0428	0,0447	0,0430	0,0003	0,0003	0,0004	0,0005	-2,79	-17,58	-19,93	-23,14
oxinium	0,0589	0,0475	0,0475	0,0509	0,0042	0,0012	0,0019	0,0019	-15,59	-14,39	-20,79	-8,19
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,0530	0,0480	0,0461	0,0444	0,0009	0,0008	0,0031	0,0040	-64,10	-63,72	-66,55	-61,64
kov	0,1059	0,1040	0,0953	0,0827	0,0028	0,0023	0,0035	0,0076	-22,78	-20,61	-28,78	-34,41
oxinium	0,1197	0,1149	0,1170	0,1126	0,0006	0,0030	0,0013	0,0065	-16,94	-24,58	-17,35	-15,93

Tab. 5.1-2 Výsledky měření s 200 μ m jamkou.

300 μ m jamka												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,0203	0,0233	0,0285	0,0339	0,0009	0,0020	0,0013	0,0009	-21,76	6,68	33,40	0,06
kov	0,0564	0,0571	0,0528	0,0431	0,0003	0,0011	0,0010	0,0008	7,88	10,14	-5,30	-22,89
oxinium	0,0569	0,0576	0,0559	0,0479	0,0013	0,0032	0,0005	0,0008	-18,48	3,86	-6,81	-13,64
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Hlavice	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
keramika	0,1263	0,1246	0,1256	0,1097	0,0078	0,0085	0,0074	0,0109	-14,39	-5,76	-8,82	-5,25
kov	0,1378	0,1324	0,1256	0,1116	0,0073	0,0089	0,0069	0,0078	0,50	1,05	-6,20	-11,53
oxinium	0,1382	0,1477	0,1443	0,1356	0,0017	0,0046	0,0104	0,0102	-4,07	-3,02	1,91	1,18

Tab. 5.1-3 Výsledky měření s 300 μ m jamkou.

5.1.4 Shrnutí výsledků

Obě texturované jamky vykazují snížení součinitele tření oproti hladké jamce. U texturovaných jamek je však pozorovatelný výrazný rozdíl v chování. Jak je vidět v tabulkách 5.1.2-5.1.3, část výsledků nevykazuje příliš výrazné snížení tření oproti hladké jamce. Především u 300 μm jamky polovina výsledků vykazuje snížení nižší než 5 %, v některých případech dochází dokonce k nárůstu. Oproti tomu 200 μm jamka vykazuje u většiny výsledků velmi výrazný pokles tření. Z hlediska použitých hlavice byl u keramiky zaznamenán významný rozdíl v chování u PBS a SF. U PBS v případě keramiky dochází k nárůstu až o 37 %, kdežto u SF je pokles dokonce o 66 %. Nutno však podotknout, že součinitel tření u PBS je velmi malý, případné menší změny jsou tak v procentech velmi výrazné. Tření při aplikaci referenčního roztoku PBS bylo v závislosti na kombinaci 1,6krát až 5,4krát nižší než v případě SF.

K nejvýznamnějšímu snížení tření došlo v případě použití jamky s 200 μm důlky, a to bez ohledu na materiál hlavice. Snížení tření bylo pozorováno jak u synoviální kapaliny, tak i u PBS, s výjimkou keramiky, u které je v případě PBS nárůst o 37 %, což v absolutních číslech znamená minimální nárůst (o 0,008). Razantní snížení bylo pozorováno u keramické hlavice u SF. Zde bylo dosaženo snížení až o 66 % (tj. o 0,092). Výrazných poklesů tření zaznamenává kovová a oxiniová hlavice, nejčastěji v rozmezí 15 % až 20 % u PBS. U SF jsou poklesy výraznější, a to nejméně o 16 %, v některých případech až o 30 %. Kovová hlavice dosahuje oproti oxiniu významnějších poklesů. Číselné výsledky experimentů včetně procentuálního rozdílu tření jamek vůči referenční hladké jamce jsou zobrazeny v tabulkách 5.1-1 až 5.1-3.

Jamka s důlky o průměru 300 μm vykazuje v porovnání s 200 μm poněkud odlišné výsledky. Tření u PBS dosahuje v několika případech nárůstu, avšak stejně jako u 200 μm jamky je tření i u nejvyššího nárůstu řádově téměř zanedbatelné. U synoviální kapaliny je patrné, že 300 μm důlky mají jen minimální vliv na pokles tření. K výraznějšímu poklesu dochází v případě keramické jamky, respektive jamky kovové, při nejvyšším uvažovaném zatížení.

U 200 μm jamky je mimo znatelného snížení součinitele tření viditelné i velmi dobré seskupení a ustálení jednotlivých hodnot s přibývajícím měřením, obrázek 5.1.2-2. Pro všechny provedené experimenty na všech jamkách platí, že u PBS se výsledky chovaly o poznání stabilněji, než je tomu u synoviální kapaliny. U 200 μm jamky je viditelná jistá míra vylepšení při PBS, především pak ale u SF, která na rozdíl od hladké a 300 μm jamky výsledky stabilizovala výrazně, viditelně například u keramiky a oxinia. U kovové hlavice je v porovnání s hladkou jamkou vidět jistý rozptyl hodnot, výsledky se však s narůstajícím opakováním rychleji stabilizovaly.

Rozdíly v poklesu součinitele tření u jamky 300 μm nejsou vůči hladké jamce tak výrazné a pohybují se v průměru od 0 % do 10 %. Výraznější rozdíly lze vidět při použití synoviální kapaliny. Výsledky ukazují, že jamka nemá příliš velký vliv na snížení součinitele tření, má však určitý vliv na stabilizování výsledků použitých hlavice, obrázek 5.1-6.

Z některých výsledků na obrázcích dílčích měření je také u texturovaných jamek vidět určité rozptýlení bodů (například u kovové hlavice). Výsledky zde v porovnání s hladkou jamkou vykazují větší rozptyl pro různé velikosti zatížení u SF. Na druhou stranu je u textur vidět určité konvergentní chování bodů u jednotlivých zatížení s vyšším počtem opakování, u hladké jamky naproti tomu body pozvolna stoupají pro všechny kombinace se synoviální kapalinou. U texturovaných jamek je tomu naopak, skupiny bodů mají tendenci se s vyšším počtem opakování ustalovat.

Na obrázcích zobrazujících souhrnné výsledky hlavice (viz následující kapitola) lze pozorovat odezvu jednotlivých jamek na použité hlavice. U jamky 200 μm lze na první pohled spatřit velmi nízké relativní odchylky tření od průměrných hodnot. Odchylky jsou zde velmi nízké a významně se neliší ani u PBS a SF. Při pohledu na odchylky u hladké a 300 μm jamky, lze vidět převážný pokles u 300 μm , ale ne tak výrazný jako u 200 μm jamky. Velmi nízké odchylky dále mají všechny jamky při aplikaci PBS.

5.2 Vliv zatížení na součinitel tření

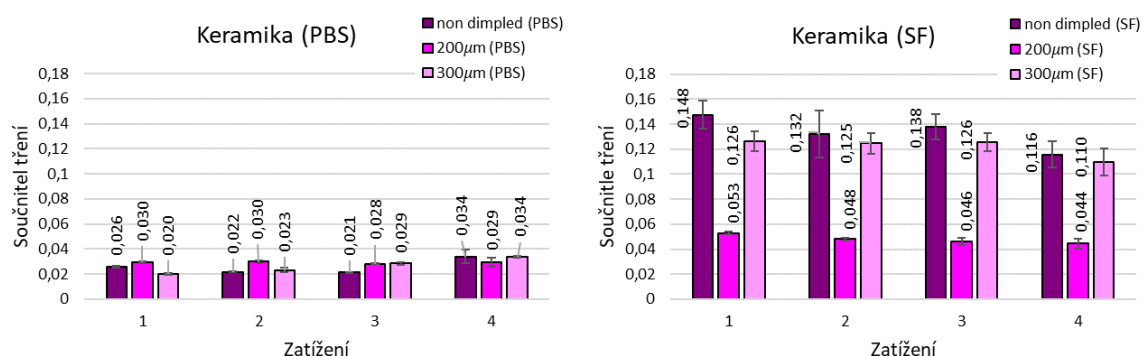
Tato část se zaměřuje na analýzu naměřených výsledků součinitele tření, a to především z pohledu vlivu zatížení na jednotlivé kombinace. Testy byly postupně provedeny se čtyřmi sadami závaží, což odpovídá zatížením 54 kg, 87 kg, 115 kg a 148 kg.

5.2.1 Keramická hlavice

Při prvotním pohledu na obrázek 5.2-1 je zřejmé výrazně nižší tření u PBS kapaliny, než je tomu u kapaliny synoviální. Tento fakt byl již zmíněn v kapitole popisující vliv použitých jamek na velikost tření. Na obrázku 5.2-1 a) je u hladké jamky vidět při nárůstu zatížení relativně stabilní hodnota tření, u nejvyššího zatížení je ale zaznamenán nárůst. Jamka s 200 μm dĺlky má při změnách zatížení konstantní výsledky s naprosto minimálními odchylkami. 300 μm jamka vykazuje monotónně rostoucí tření se zatížením s nárůstem o 70 % mezi nejnižším a nejvyšším zatížením. V porovnání s výsledky u SF jsou však tyto nárůsty stále poměrně nepatrné.

Výsledky se synoviální kapalinou na vedlejším obrázku 5.2-1 b) ukazují, že u všech tří sledovaných jamek tření klesá (nejvýrazněji u hladké jamky, dvakrát pomaleji pak u 300 μm). V případě 200 μm je pokles téměř zanedbatelný. Vyšší rozptyly zde můžeme vidět u hladké jamky. Velmi malé, avšak postupně se zvyšující rozdíly, pak můžeme vidět u 200 μm jamky. 300 μm jamka se co do velikosti rozptylů nachází přibližně uprostřed mezi těmito jamkami.

Tabulka 5.2-1 zobrazuje výsledky z obrázku 5.2-1.



Obr. 5.2-1 Souhrnné výsledky keramické hlavice a jamek s kapalinou a) PBS, b) SF.

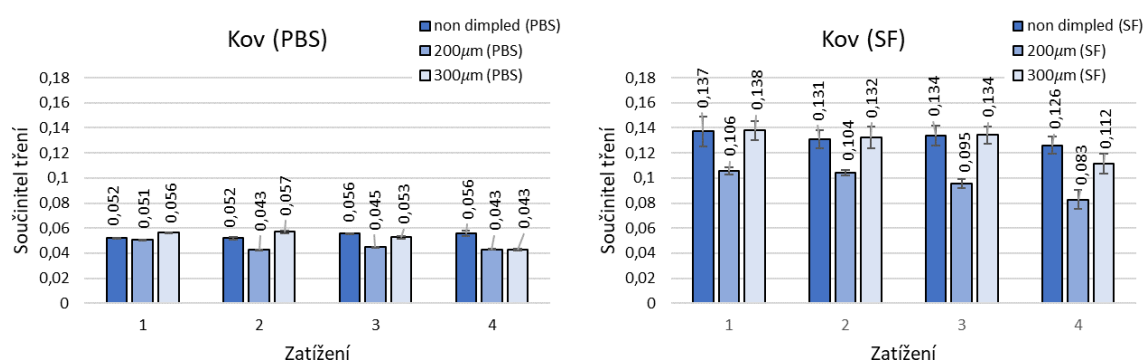
Keramika												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
hladká	0,0259	0,0218	0,0214	0,0339	0,0008	0,0002	0,0002	0,0054	—	—	—	—
200 μm	0,0296	0,0299	0,0282	0,0293	0,0009	0,0013	0,0002	0,0035	14,12	36,90	32,09	-13,46
300 μm	0,0203	0,0233	0,0285	0,0339	0,0009	0,0020	0,0013	0,0009	-21,76	6,68	33,40	0,06
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
hladká	0,1476	0,1323	0,1377	0,1157	0,0115	0,0187	0,0101	0,0104	—	—	—	—
200 μm	0,0530	0,0480	0,0461	0,0444	0,0009	0,0008	0,0031	0,0040	-64,10	-63,72	-66,55	-61,64
300 μm	0,1263	0,1246	0,1256	0,1097	0,0078	0,0085	0,0074	0,0109	-14,39	-5,76	-8,82	-5,25

Tab. 5.2-1 Výsledky měření s keramickou hlavicí.

5.2.2 Kovová hlavice

U kovové hlavice můžeme na obrázku 5.2-2 stejně jako u keramiky pozorovat nižší tření u PBS, než je tomu u synoviální kapaliny. Na obrázku 5.2-2 a) vidíme, že kombinace hladké jamky a kovové hlavice vykazuje s narůstajícím zatížením zvyšující tření. Důlkované jamky naproti tomu vykazují jistý pokles. V případě 200 μm jamky tření lehce poklesne po prvním zatížení, dále je již konstantní. 300 μm důlky způsobily pokles tření až od třetího zatížení. Podobně jako u PBS keramiky jsou i v tomto případě výsledky relativně dobře ustáleny, kdy jednotlivé změny nejsou příliš výrazné.

Při měření se synoviální kapalinou na obrázku 5.2-2 b) je vidět pokles tření u všech tří jamek. U hladké jamky je pozorovatelné postupné snížení rozptylu, u 200 μm se velikost rozptylu postupně zvyšuje a u 300 μm jamky je vidět, že se velikost rozptylu významně nemění.



Obr. 5.2-2 Souhrnné výsledky kovové hlavice a jamek s kapalinou a) PBS, b) SF.

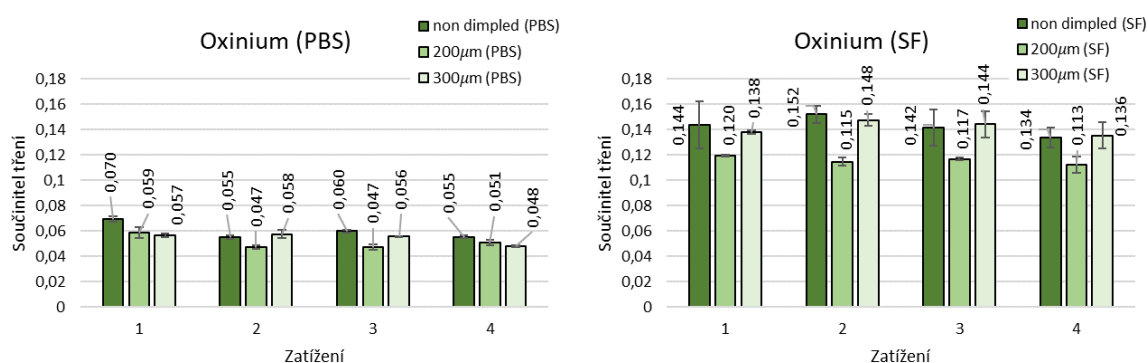
Kov												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
hladká	0,0523	0,0519	0,0558	0,0559	0,0002	0,0009	0,0004	0,0024	—	—	—	—
200 μm	0,0508	0,0428	0,0447	0,0430	0,0003	0,0003	0,0004	0,0005	-2,79	-17,58	-19,93	-23,14
300 μm	0,0564	0,0571	0,0528	0,0431	0,0003	0,0011	0,0010	0,0008	7,88	10,14	-5,30	-22,89
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
hladká	0,1371	0,1310	0,1339	0,1261	0,0120	0,0072	0,0080	0,0068	—	—	—	—
200 μm	0,1059	0,1040	0,0953	0,0827	0,0028	0,0023	0,0035	0,0076	-22,78	-20,61	-28,78	-34,41
300 μm	0,1378	0,1324	0,1256	0,1116	0,0073	0,0089	0,0069	0,0078	0,50	1,05	-6,20	-11,53

Tab. 5.2-2 Výsledky měření s kovovou hlavicí.

5.2.3 Oxiniová hlavice

Stejně jako v případě předchozích dvou hlavice je i zde na obrázku 5.2-3 zřetelný rozdíl ve velikosti tření u PBS s SF kapalinou. Na levém obrázku je vidět klesající trend tření u hladké jamky. 200 μm hlavice nejprve vykazuje mírný pokles, u poslední hlavice je však zřejmý slabý nárůst, přičemž u prvního zatížení vidíme větší rozptyl. 300 μm hlavice vykazuje velmi pozvolný pokles s nepatrnými odchylkami u třetího a čtvrtého zatížení.

Naměřená data u synoviální kapaliny (v pravé části obrázku) ukazují u hladké a 300 μm jamky do druhého zatížení mírný nárůst, poté následuje pozvolný pokles. U hladké jamky tření klesá rychleji a u prvního a třetího zatížení jsou zaznamenány vysoké rozptyly. 300 μm jamka vykazuje s rostoucím zatížením zvyšující rozptyl. U 200 μm jamky data ukazují poměrně konstantní chování při nízkých rozptylech.



Obr. 5.2-3 Souhrnné výsledky oxiniové hlavice a jamek s kapalinou a) PBS b) SF.

Oxinium												
PBS												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl [%]			
hladká	0,0698	0,0555	0,0599	0,0554	0,0022	0,0014	0,0014	0,0012	—	—	—	—
200 μm	0,0589	0,0475	0,0475	0,0509	0,0042	0,0012	0,0019	0,0019	-15,59	-14,39	-20,79	-8,19
300 μm	0,0569	0,0576	0,0559	0,0479	0,0013	0,0032	0,0005	0,0008	-18,48	3,86	-6,81	-13,64
SF												
Závaží	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Jamka	Součinitel tření				Směrodatná odchylka				Procentuální rozdíl			
hladká	0,1441	0,1523	0,1416	0,1340	0,0186	0,0067	0,0144	0,0077	—	—	—	—
200 μm	0,1197	0,1149	0,1170	0,1126	0,0006	0,0030	0,0013	0,0065	-16,94	-24,58	-17,35	-15,93
300 μm	0,1382	0,1477	0,1443	0,1356	0,0017	0,0046	0,0104	0,0102	-4,07	-3,02	1,91	1,18

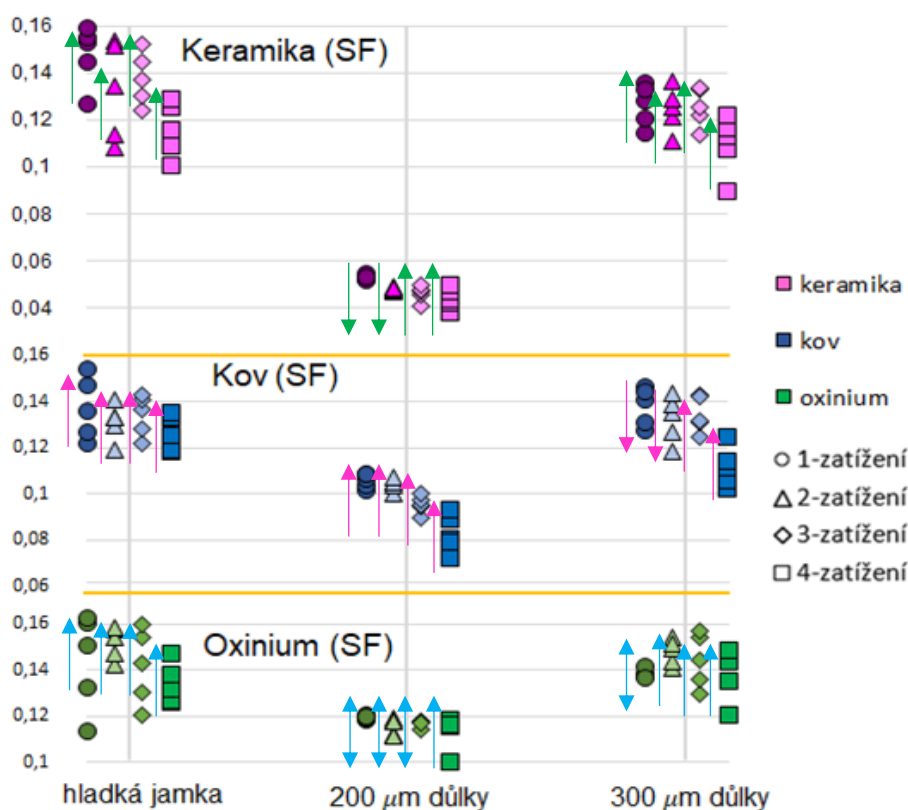
Tab. 5.2-3 Výsledky měření s oxiniovou hlavicí.

5.2.4 Shrnutí výsledků

Z obrázků 5.2-1 až 5.2-3 jsou dobře patrné rozdíly součinitele tření u jednotlivých jamek v závislosti na použité kloubní hlavici. Z hlediska vlivu zatížení lze pozorovat u velké části výsledků klesající tendenci součinitele tření spolu s rostoucím zatížením. U některých kombinací je snížení patrné více, u některých méně. Významnější snižování pozorujeme především u výsledků se synoviální kapalinou. Zde je snížení mezi nejnižším a nejvyšším zatížením pozorovatelné vždy. Naopak u PBS by se většina průběhů dala pokládat za prakticky konstantní. U hladké a 300 μm jamky (SF) spatřujeme výsledky tření, které se s přibývajícím zatížením odchyľují od trendu snižování tření, zároveň zde mají výsledky větší rozptyl. To může být způsobeno skutečností, že výsledky se v průběhu 5 opakování nestihly výrazněji ustálit. Nejstabilnějších výsledků z hlediska rozptylu hodnot a zřejmého směřování tření dosahují výsledky se 200 μm jamkou (SF), zde je vždy patrný jistý pokles v tření při malých rozptylech. U 200 μm ale také spatřujeme, že rozptyl na rozdíl od zbylých jamek s rostoucím zatížením narůstá. Obě zbylé jamky, s výjimkou oxinia u 300 μm , tyto nárůsty rozptylu mezi prvním posledním zatížením nezaznamenávají. Nejnižší hodnoty tření u SF, často také u PBS, jsou zaznamenány v případě nejvyššího zatížení.

Keramická hlavice u PBS kapaliny zaznamenává nárůst tření u hladké a 300 μm jamky. U 200 μm jamky tření zaznamenává konstantní velikost při změnách zatížení, podobně jako u SF je zde pozorovatelný nárůst rozptylu mezi nejnižším a nejvyšším zatížením. U kovové hlavice spatřujeme nárůst tření u hladké jamky, u důlkovaných je vidět spíše postupný pokles, respektive náznak stabilního chování u 200 μm . Oxinium vykazuje u PBS pokles tření v případě všech tří jamek. U textur je v případě oxinia i kovu téměř vždy pozorovatelný trend stability naměřených hodnot.

Za účelem souhrnného posouzení vlivu zatížení byl vytvořen obrázek 5.2-4, který pro SF ve zjednodušeném zobrazení ukazuje všechny naměřené body. Můžeme zde opět pozorovat, že hodnoty tření jsou u 200 μm výrazně lépe ustálené, než je tomu u hladké a 300 μm hlavice. Převážná část hodnot tření v průběhu jednotlivých měření, jak zobrazují šipky, s počtem opakování roste. Naprostá většina měření však s počtem opakování vykazuje postupné zpomalení nárůstů, což je však lépe viditelné z předchozích obrázků dílčích měření (obr. 5.1-2, obr. 5.1-4, obr. 5.1-6). U texturovaných jamek je toto zpomalení růstu viditelné zřetelněji na daném počtu 5 opakování. U hladké jamky dochází k ustálení později, viz obrázek 6-1 v následující kapitole. Vyšších tření u jednotlivých materiálových kombinací dosahují body s nízkým zatížením, nižších tření naopak body s vyšším zatížením. Je zde dobře viditelné, že body, které jsou blízko u předpokládané ustálené hodnoty, jsou poměrně dobře seskupené, naopak u měření, jež této hodnoty ještě nedosáhla, mají hodnoty vyšší rozptýl. Z toho můžeme usoudit, že tato ustálená hodnota je pro danou materiálovou kombinaci, bez ohledu na velikost zatížení, přibližně stejná. V případě PBS, které na tomto obrázku není zobrazeno, je viditelné dobré seskupení prakticky od počátku měření, a to bez výraznějších odklonů od předpokládané společné hodnoty tření. Pokles tření u zprůměrovaných výsledků u vyšších zatížení si lze vysvětlit nedostatečně rychlou konvergencí k ustálené hodnotě. Toto tvrzení podporuje i zmiňovaný obrázek 6-1, uvedený v části Diskuze.



Obr. 5.2-4 Zjednodušené zobrazení naměřených hodnot tření u SF.

6 DISKUZE

Omezená životnost kyčelních náhrad je v posledních letech velmi aktuální téma, na jehož řešení se podílí mnoho výzkumných týmů po celém světě. Spolu se zvyšující se průměrnou délkou lidského života se v následujících dekadách očekává neustálý nárůst počtu provedených operací kyčelního kloubu. Právě tyto predikce dávají výzkumům v této oblasti náležitou důležitost.

Omezená životnost je převážně dána opotřebením povrchů kyčelní hlavice a jamky [7]. Způsobů, kterými lze snižovat opotřebení, je několik. Některé studie se zaměřují na vývoj nových materiálů a povlaků [40, 48]. Takový vývoj však trvá velmi dlouhou dobu a uvedení do reálného užívání je spojeno s riziky biokompatibility a neočekávaných selhávání. Další část výzkumu se ubírá vývojem tvarové modifikace povrchů implantátů s použitím klinicky testovaných materiálů [7]. Zde by se mohlo jednat o řešení, které v dohledné době může přispět ke zvýšení životnosti operovaných náhrad.

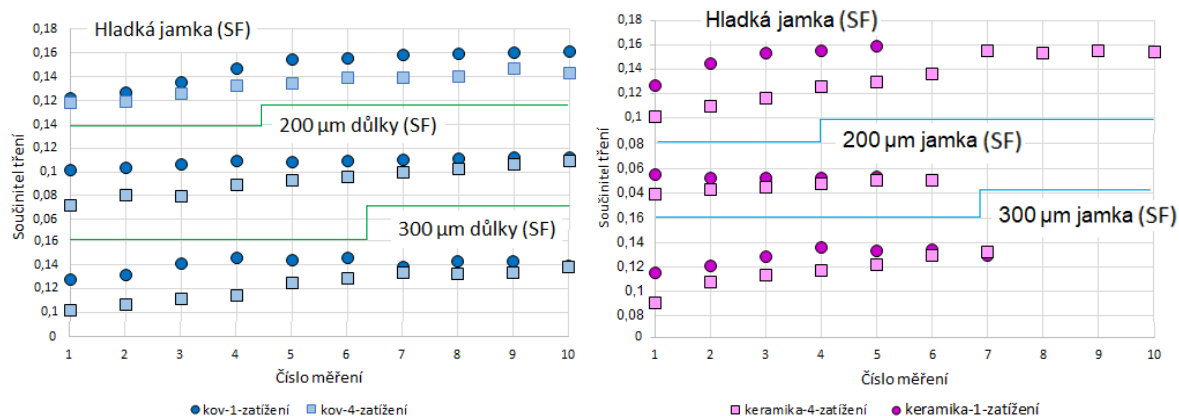
Tato bakalářská práce se zabývá vlivem textury na součinitel tření a posouzení vlivu zatížení na součinitel tření. Testování probíhalo na třech komerčně používaných kyčelních hlavicích (keramika, kov, oxinium) a na dvou důlkovaných a jedné hladké UHMWPE jamce. Jako mazivo bylo použito referenční (PBS) a synoviální (SF) kapaliny, kde SF simuluje kapalinou vyskytující se v lidském kloubu. Experimenty byly provedeny na kyčelním simulátoru v rovině pohybu flexe-extenze. Důlky na texturovaných jamkách byly vyrobeny metodou mikro-obrábění. Tato práce navazuje na práci Nečase a kol. [31], která zkoumá chování tření u důlkované UHMWPE jamky.

Chování kyčelních náhrad z hlediska kombinace materiálů je významně ovlivněno použitým druhem kapaliny v kontaktu. Provedené experimenty ukazují, že chování součinitele tření u PBS a SF je značně odlišné. Výsledky ukazují několikanásobně vyšší tření u SF, než je tomu u PBS. To je dáno výskytem proteinů v SF, které na třecích površích ulpívají a vytváří smykově odolnou vrstvu, která tření zvyšuje. Toto ulpívání má však také příznivý vliv na ochranu před opotřebením. Velikost tření také závisí na koncentraci a typu proteinu, ale také na kinematických podmínkách [49, 50]. Převážná část studií zpracovaná v této práci použila jako kapalinu 25% hovězí sérum, které však z důvodů rozličných složení nemusí být optimální pro výzkum procesů v lidském těle [31, 51]. Proteiny v SF mají taktéž významný vliv na stabilitu hodnot součinitele tření v průběhu opakování měření. Zatímco u PBS je dobře pozorovatelná stabilita s konstantními hodnotami tření, u SF je stabilita viditelně narušena u většiny materiálových kombinací a také v závislosti na zatížení. Důlkovaná textura, především pak ta s 200 μm důlky, vedla k výrazně stabilnějším výsledkům u SF.

Z hlediska materiálu použitých kyčelních hlavice bylo nejnižší tření pozorováno u keramiky následovanou kovem a oxiniem. Podobné výsledky popisují i studie [31, 43, 45]. Velikost tření je ovlivněna drsností povrchu a tvrdostí hlavice. Použitá keramická hlavice disponuje velmi nízkou drsností povrchu při současně vysoké tvrdosti. Kovová hlavice má nižší tvrdost, což bylo dobře pozorovatelné i během experimentů, kde se nová hlavice již od počátku viditelně opotřebovávala. Horších výsledků, v zásadě ale podobných těm v případě kovu, dosahovalo oxinium. U oxinia je vyšší tření vysvětlováno vyšší drsností povrchu vedoucí k meznímu režimu mazání [31].

Naměřená data ukazují, že nezávisle na použité kyčelní hlavici došlo ke snížení součinitele tření u obou důlkovaných jamek oproti hladké jamce. Nejnižšího tření pak dosáhla jamka s menšími důlky. V experimentu bylo použito dvou texturovaných jamek o stejném pokrytí (15 %) a hloubce důlku (5 μm). Rozdílné byly pouze průměry důlků (200 μm) a (300 μm). Podle poměru hloubka/průměr spadají obě jamky dle rozdělení uvedeného v článku [7] do skupiny mělkých textur. Dosažené snížení tření je u této skupiny vysvětlováno tak, že se důlky chovají jako tzv. mikro-hydrodynamická ložiska, která zvyšují tlak v kapalině mazacího filmu mezi kontaktními plochami a zvyšují tloušťku mazacího filmu. Nejvýraznější snížení součinitele tření bylo pozorováno u 200 μm jamky, a to při použití SF kapaliny. Značný pokles byl zaznamenán především s keramickou hlavici (64 % – 66 %), s použitím kovové hlavice bylo toto snížení o 21 % – 34 %, a to v závislosti na použitém zatížení. U oxiniové hlavice pak byl pokles nejnižší, a to 16 % – 25 %. Pokles tření u jamky s většími důlky (300 μm) není příliš výrazný. Snížení tření zde vykazuje poklesu ještě nižších, než je tomu u oxiniové hlavice a jamce s 200 μm důlky. Vysvětlení, proč u větších důlků nebyl zaznamenán výraznější pokles tření, může spočívat v nedostatečných podmínkách pro vytvoření dostatečně silného mazacího filmu. Podobnou problematikou se zabývá i studie [35]. U výsledků naměřených s PBS povětšinou nepozorujeme významnější rozdíly mezi jamkou hladkou a jamkami texturovanými. Velikost tření je v porovnání se SF výrazně menší a samotné absolutní rozdíly tak mohou být často na hranici chyby použité metody.

Jak je vidět na obrázcích zobrazujících dílčí výsledky měření u hladké a 300 μm , obr. 5.1-2 a 5.1-6, hodnoty součinitele tření v rámci 5 opakování u SF nevykazovaly příliš dobré ustálení. Pro tyto kombinace byl proto proveden vyšší počet měření, a to 5–10 až do okamžiku pozorování ustálení hodnot.



Obr. 6-1 Výsledky měření pro vyšší počet opakování pro (a) kov, (b) keramika, obě pro SF. Kruh zde znázorňuje nejnižší zatížení, čtverec naopak nejvyšší.

Obrázek 6-1 zobrazuje výsledky měření u kovové a keramické hlavice při nejnižším a nejvyšším zatížení. Na obrázku lze velmi dobře pozorovat vyšší rychlost ustálení při nižším zatížení. V případě vyšších zatížení má tření rostoucí charakter a na základě výsledků u kovové hlavice by se mohlo zdát, že výsledky neustále rostou, avšak na základě pozorování výsledků v případě keramiky můžeme usoudit, že součinitel tření se vždy po určité době stabilizuje. U důlkované textury dochází navíc vždy k určité konvergentní tendenci, kdy po ustálení dosahuje tření podobných hodnot pro všechny velikosti zatížení. Tomuto odpovídají i předpoklady uvedené u popisu výsledků v předchozí kapitole. Oxiniová hlavice vícekrát měřena nebyla, a to z důvodu očekávání obdobného chování jako v případě kovu. Oxinium navíc není tak běžně využíváno, jako je tomu v případě kovu či keramiky, proto zde nebyla další experimentální analýze věnována taková pozornost.

K podobným výsledkům, které představuje tato práce, dospěl i Nečas a kol. [31]. V případě uvedené studie byl také pozorován pokles tření a výraznější stabilizace u mělkých důlků texturované jamky. U prací jako například [30, 43] bylo v některých případech pozorováno naopak zvýšení tření u texturovaných jamek. Ukazuje se tak, že na tvorbu mazacího filmu a velikost tření/opotřebení, mají velmi výrazný vliv parametry textury, jako je tvar důlků, hloubka, průměr, rozmístění a také hustota rozmístění [7].

Dosud zmíněné práce zkoumaly velikost tření při konstantním zatížení. Některé studie však zkoumaly i vliv tření při různém zatížení [32, 33, 39, 41]. U těchto studií byl zaznamenán nárůst součinitele tření při vyšším zatížení, což je v rozporu s měřeními provedenými v této bakalářské práci. Experimenty zde totiž ukazují, že tření je zatížením ovlivněno jen málo a pro daný počet pěti opakování je naopak často pozorovatelný pokles nebo prakticky konstantní chování v případě vyššího zatížení. Je však nutno dodat, že uvedené studie byly prováděny pomocí jiných metod, nejčastěji ve zjednodušených nekonformních konfiguracích typu pin-on-disk nebo pin-on-plate. Tyto konfigurace nelze přímo porovnávat v případě využití kyčelního simulátoru (ball-in-cup), jelikož se jedná o jiný typ kontaktu. Důvod, proč se pro výzkum této oblasti používá více metodik měření, je čistě pragmatický. Na metodách pracujících s nekonformními kontakty lze snadněji zkoumat širší škálu modifikací, bez nutnosti značného úsilí při výrobě a samotných experimentech. Využití standardních konfigurací typu pin-on-disk či pin-on-plate je zkrátka jednodušší a existuje rovněž značné množství komerčně dostupných experimentálních zařízení. V případě plně konformní konfigurace typu ball-in-cup je nutno využívat zakřivených povrchů s reálnou geometrií a vyvíjet vlastní simulátory, jejichž využití se často omezuje na konkrétní aplikaci (např. právě studium kyčelních náhrad) bez možnosti využití zařízení pro širší spektrum úloh.

Autor předkládané práce rovněž vnímá některé limity této studie. Jako první lze zmínit skutečnost, že u jedné z jamek ($300\text{ }\mu\text{m}$, $5\text{ }\mu\text{m}$, 15 %) bylo pozorováno již značné opotřebení důlků, způsobené množstvím experimentů, které na této jamce proběhly, například [31, 45]. I to mohlo způsobit, že výsledky s touto jamkou měly v porovnání s $200\text{ }\mu\text{m}$ důlky nepřesvědčivé výsledky z pohledu snížení tření. V jamce byly po změřené sérii mnohokrát nalezeny opotřeбенé částice kovového původu. Není jasné, zda tyto částice pocházely vždy z použité hlavice, avšak při měření byla snaha o dodržení maximální čistoty prostředí. O tom, že během experimentů docházelo k opotřebení hlavic, svědčí i to, že zde byla použita nová CoCrMo hlavice, na které byly výrazně viditelné stopy po opotřebení, a to již po první sérii měření. Naopak žádné opotřeбенé částice nebyly nikdy pozorovány v kombinaci s keramickou hlavici.

Je nutno také poznamenat, že měření probíhalo v inverzní poloze oproti skutečnému uspořádání v lidském kloubu. Jamka byla při měření v dolní poloze a hlavice byla vkládána shora. Došlo tak k úplnému zaplavení kontaktu, což může mít také jistý vliv na naměřené výsledky. Při měření bylo na počátcích kyvů u některých kombinací pozorováno rozvibrování přebytečné kapaliny v kontaktu, což by mohlo implikovat nedostatečně vytvořenou mazací vrstvu a vzájemný dotyk povrchů. U jamky s malými důlky a keramickou hlavici se tyto vibrace zdály být minimální.

Podobně jako v předchozích studiích byl i zde pozorován pozitivní vliv tvarové modifikace povrchů kontaktních ploch na součinitel tření. Očekává se také, že spolu se snížením tření poklesne i velikost opotřebení. To je primárním cílem vědeckých studií, snížit míru opotřebení, a tím dosáhnout i delší životnosti kloubních náhrad. Dosavadní výsledky některých studií naznačují významné snížení opotřebení doprovázené sníženým třením v případě aplikace textury [29–31, 34]. Nevhodnou volbou parametrů ale může nastat opačný jev, tedy nárůst tření a opotřebení [42, 43]. Předešlé studie se zabývaly především texturováním tvrdého povrchu (hlavice, disku), a to z důvodu výroby a životnosti samotných důlků. U důlků vyrobených na měkké UHMWPE jamce se ale ukázalo, že mohou mít vliv na snížení opotřebení v záběhové fázi [31]. Důlky sice vlivem opotřebení postupně vymizí, v samotné záběhové fázi, kde je opotřebení zpravidla nejvyšší, ale mohou výrazně přispět k nižšímu tření, a tím i opotřebení.

Stejně jako v případě výše uvedených nekonformních konfigurací pracuje i kyvadlový kyčelní simulátor s jistým zjednodušením. Konkrétně lze zmínit již uvedené inverzní uspořádání, konstantní velikost zatížení a kývavý pohyb jen v jedné rovině. Zkonstruování simulátoru typu ball-in-cup umožňujícího vícesměrný současný pohyb by vedlo k lepšímu pochopení vlivu parametrů textur [43].

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo experimentálně posoudit vliv texturování povrchu a zatížení na součinitel tření kyčelních náhrad. Předpokládá se totiž, že snížení součinitele tření má pozitivní vliv na snížení opotřebení a v konečném důsledku tedy i prodloužení životnosti.

Úvod práce poskytuje přehled současného stavu poznání ohledně problematiky texturování kyčelních endoprotéz včetně úvodních kapitol popisujících základní anatomii, důvody transplantace a používané technické materiály, včetně jejich dílčích omezení. Další část je věnována samotnému návrhu podmínek experimentů, popisu výsledků a jejich zhodnocení.

Výsledky potvrzují, podobně jako u předchozích studií, rozdílný vliv chování materiálových kombinací při aplikaci kapalin PBS a SF. SF se oproti PBS vyznačuje zvýšeným třením a menší rychlostí ustálení hodnot tření při opakování experimentů, což je způsobeno především přítomností proteinů a dalších složek v SF a také jejím ne-newtonským chováním.

Pro experiment byly použity tři kyčelní hlavice (keramika, kov, oxinium) a tři UHMWPE jamky, referenční (hladká) a dvě texturované (větší a menší důlky). Výsledky ukazují, že z materiálů jednotlivých hlavic vykazuje nejvýraznější pokles tření keramická hlavice, což je dáno především nízkou drsností povrchu za současně vysoké tvrdosti. Velmi dobře je zde pozorovatelný vliv texturovaných jamek, u kterých velikost tření doznává poklesů a výraznější stabilizace na daném počtu pěti opakování. Viditelného zlepšení pak dosahuje jamka s menšími důlky. Nejvýraznější snížení tření nastává v případě kombinace keramiky a menších důlků, kde dochází ke stabilnímu snížení až o 66 %. K poklesům dochází i v případě kovové (21 % – 34 %) a oxiniové (16 % – 25 %) hlavice. Vliv zatížení na součinitel tření se ukazuje především v rychlosti stabilizace hodnot, přitom samotná hodnota tření pro různé velikosti zatížení se nezdá být příliš ovlivněna. Při počtu pěti opakování se zdá, že průměrná velikost tření se s růstem zatížení snižuje. Pro vyšší počet opakování u vybraných kombinací však výsledky naznačují, že pokles je způsoben pouze nižší rychlostí ustálení hodnot.

Studium kyčelních endoprotéz je a bude důležitým tématem v oblasti zdravotnictví. Zavedení úprav, jako je texturování kloubních povrchů vedoucí ke zvýšení celkové životnosti, by mohlo do budoucna zvýšit kvalitu života u velkého množství pacientů a snížit tak celkové finanční náklady spojené s poruchami endoprotéz a jejich reoperacemi. Textury povrchu tak mají významný výzkumný potenciál a je velmi vhodné jim věnovat dostatečnou pozornost.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] *Kyčelní kloub - Fakulta tělesné výchovy*. 24. leden 2018 [cit. 2021-12-06]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1481.html>
- [2] Hudák R, Kachlík D, Balko JAN a Zavázalová Š. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0. Dostupné z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:e181afc0-db66-11e8-a5a4-005056827e52>
- [3] Dylevský I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4. Dostupné z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:63b5b370-0a72-11e5-9eb3-005056827e52>
- [4] Zvárová J, Nedoma J a Univerzita Karlova. *Biomedicínská informatika, II: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1227-5. Dostupné z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:cfda1720-5755-11e3-ac69-005056827e51>
- [5] *Kloub - articulatio - Fakulta tělesné výchovy*. 24. leden 2018 [cit. 2021-12-06]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1446.html>
- [6] Horáková P. *Artróza versus artritida - Lékárna.cz*. 10. červenec 2021 [cit. 2021-12-06]. Dostupné z: <https://www.lekarna.cz/clanek/artroza/>
- [7] Allen Q a Raeymaekers B. Surface Texturing of Prosthetic Hip Implant Bearing Surfaces: A Review. *Journal of Tribology*. 2020, **143**(4). ISSN 0742-4787. Dostupné z: doi:10.1115/1.4048409
- [8] *Health at a Glance 2021*. B.m.: OECD, 2021. Health at a Glance. ISBN 9789264961012. Dostupné z: doi:10.1787/ae3016b9-en
- [9] Sosna A, Pokorný D, Jahoda D. *Endoprotéza kyčelního kloubu: průvodce pacienta ob; rehabilitací a dalším životem*. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-046-7. Dostupné z: <https://ndk.cz/uuid/uuid:114c9e20-6d2a-11eb-9d4f-005056827e52>
- [10] *TrendHip® Hip Stem System*. Dostupné z: <https://www.bbraun.com/en/products/b0/trendhip-hip-stemsystem.html>
- [11] Wegrzyn J, Kaufman K, Hanssen A a Lewallen D. Performance of Porous Tantalum vs. Titanium Cup in Total Hip Arthroplasty: Randomized Trial with Minimum 10-Year Follow-Up. *Journal of Arthroplasty*. 2015, **30**(6), 1008–1013. Dostupné z: doi:10.1016/J.ARTH.2015.01.013
- [12] Merola, Massimiliano a Affatato S. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials*. 2019, **12**(3), 495. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma12030495
- [13] Hu, Chang Yong a Taek-Rim Yoon. Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty. *Biomaterials Research*. 2018, **22**(1), 33. ISSN 2055-7124. Dostupné z: doi:10.1186/s40824-018-0144-8
- [14] Wang, A., Lin R, Polineni V.K, Essner A, Stark C a Dumbleton J.H. Carbon fiber reinforced polyether ether ketone composite as a bearing surface for total hip replacement. *Tribology International*. 1998, **31**(11), 661–667. ISSN 0301679X. Dostupné z: doi:10.1016/S0301-679X(98)00088-7

- [15] Fawsitt, Christopher G., Thom H, Hunt L, Szilard NEMES, Blom A, Welton N, Hollingworth W, López-López J, Beswick A, Burston A, Rolfson O, Garellick G a Marques E. Choice of Prosthetic Implant Combinations in Total Hip Replacement: Cost-Effectiveness Analysis Using UK and Swedish Hip Joint Registries Data. *Value in Health*. 2019, **22**(3), 303–312. ISSN 10983015. Dostupné z: doi:10.1016/j.jval.2018.08.013
- [16] Marques, Elsa M, Humphriss R, Welton N, Higgins J, Hollingworth W, Lopez-Lopez J, Thom H, Hunt L, Blom A a Beswick A. The choice between hip prosthetic bearing surfaces in total hip replacement: a protocol for a systematic review and network meta-analysis. *Systematic Reviews*. 2016, **5**(1), 19. ISSN 2046-4053. Dostupné z: doi:10.1186/s13643-016-0189-5
- [17] WRIGHT, Timothy, Thomas SCULCO, Edwin SU, Douglas PADGETT a Steven HAAS. *Joint Replacement: Implant Bearing Surface Materials | HSS* [online]. 2. března 2020 [vid. 2021-12-06]. Dostupné z: https://www.hss.edu/conditions_joint-replacement-implant-bearing-surface-materials-history-effectiveness-future.asp
- [18] Gandhe, Advait a Grover M. Head size, does it matter? *Current Orthopaedics*. 2008, **22**(3), 155–164. ISSN 02680890. Dostupné z: doi:10.1016/j.cuor.2008.05.003
- [19] Ghosh, Subir a Abanteriba S. Status of surface modification techniques for artificial hip implants. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2016, **17**(1), 715–735. ISSN 1468-6996. Dostupné z: doi:10.1080/14686996.2016.1240575
- [20] *London Implant Retrieval Centre*. Dostupné z: <http://www.lirc.co.uk/hips>
- [21] Punwar, Shah. Circumferential Ceramic Liner Fracture in a Squeaking Hip. *Orthopedics and Rheumatology Open Access Journal*. 2017, **4**(5). ISSN 24716804. Dostupné z: doi:10.19080/OROAJ.2017.04.555647
- [22] *Dislocated hip prosthesis - Radiology at St. Vincent's University Hospital*. Dostupné z: <http://www.svuhradiology.ie/case-study/dislocated-hip-prosthesis/>
- [23] Bhushan, B. *Introduction to tribology*. New York: Wiley, 2002. ISBN 0471158933.
- [24] Zhou, Z.R. a Jin Z.M. Biotribology: Recent progresses and future perspectives. *Biosurface and Biotribology*. 2015, **1**(1), 3–24. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.bsbt.2015.03.001>
- [25] *Pin on Disk Test - About Tribology*. Dostupné z: <https://www.tribonet.org/wiki/pin-on-disk-test/>
- [26] Choudhury D, Urban F, Vrbka M, Hartl M a Krupka I. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, **45**, 121–131. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616115000338?via%3Dihub>
- [27] *What is Friction*. Dostupné z: https://www.face-kyowa.co.jp/english/en_science/en_what_friction.html?fbclid=IwAR0Tra-Xno15Flr7DwjK9Typ23D0r6GyTZ6ej0xFG93Atzi7zQwEEtnEEQ
- [28] *Most widely used tribo-testing geometric configurations: a pin-on-disk*. Dostupné z: https://www.researchgate.net/figure/Most-widely-used-tribo-testing-geometric-configurations-a-pin-on-disk-b-ball-on-plate_fig3_274570080

- [29] Ito, Hiroshi, Kaneda K, Yuhta T, Nishimura I, Yasuda K a Matusuno T. Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints. *The Journal of Arthroplasty*. nedatováno, **15**(3), 332–338. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(00\)90670-3](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(00)90670-3)
- [30] Choudhury D, Ching H, Mamat A, Cizek J, Osman N, Vrbka M, Hartl M a Krupka I. Fabrication and characterization of DLC coated microdimples on hip prosthesis heads. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014, **103**(5), 1002–1012. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33274>
- [31] Necas D, Usami H, Niimi T, Sawae Y, Krupka I a Hartl M. Running-in friction of hip joint replacements can be significantly reduced: The effect of surface-textured acetabular cup. *Springer Link*. 2020, 1137–1152. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s40544-019-0351-x>
- [32] Kashyap V a Ramkumar P. Feasibility study of micro-groove cross hatched surface texturing on Ti6Al4V for improved biotribological performance in metal-on-polymer hip implant. *Tribology - Materials, Surfaces & Interfaces*. 2019, **13**(3), 150–160. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/17515831.2019.1606582>
- [33] Pratap T a Patra K. Tribological performances of symmetrically micro-textured Ti-6Al-4V alloy for hip joint. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2020, **182**. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2020.105736>
- [34] Dong, Yangchun, Svoboda P, Vrbka M, Kostal D, Urban F, Cizek J, Roupčova P, Dong H, Krupka I a Hartl M. Towards near-permanent CoCrMo prosthesis surface by combining micro-texturing and low temperature plasma carburising. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, **55**, 215–227. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.023>
- [35] Langhorn J, Borjali A, Hippensteel E, Nelson W a Raeymaekers B. Microtextured CoCrMo alloy for use in metal-on-polyethylene prosthetic joint bearings: Multi-directional wear and corrosion measurements. *Tribology International*. 2018, **124**, 178–183. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2018.04.007>
- [36] Drescher P, Oldorf P, Dreier T, Schnell G, Peters R a Seitz H. Ring-Shaped Surface Microstructures for Improved Lubrication Performance of Joint Prostheses. 2020. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/lubricants8040045>
- [37] Wei, Xiaofeng, Li W, Liang B, Li B, Zhang J, Zhang L a Wang Z. Surface modification of Co–Cr–Mo implant alloy by laser interference lithography. *Tribology International*. 2016, **97**, 212–217. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2016.01.039>
- [38] Pakhaliu V, Polyakov A, Kalinin M a Bratan S. Evaluating the Impact and Norming the Parameters of Partially Regular Texture on the Surface of the Articulating Ball Head in a Total Hip Joint Prosthesis. 2016, **11**(4), 527–539. Dostupné z: <https://doi.org/10.2474/trol.11.527>
- [39] Choudhury D, Roy T, Krupka I, Hartl M a Mootanah R. Tribological investigation of ultra-high molecular weight polyethylene against advanced ceramic surfaces in total hip joint replacement. *Journal of Engineering Tribology*. 2014. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/1350650114541106>

- [40] Corona-Gomez J, Shiri S, Mohammadtaheri M a Yang Q. 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. Dostupné z: doi:10.1016/j.surfcoat.2017.10.050
- [41] ROY, Taposh, Dipankar CHOUDHURY, Azuddin Bin MAMAT a Belinda PINGGUAN-MURPHY. Fabrication and characterization of micro-dimple array on Al₂O₃ surfaces by using a micro-tooling. *Ceramics International* [online]. 2014, **40**(1), 2381–2388. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2013.08.009>
- [42] Allen Q a Raeymaekers B. Maximizing the Lubricant Film Thickness between a Rigid Microtextured and a Smooth Deformable Surface in Relative Motion, Using a Soft Elasto-Hydrodynamic Lubrication Model. *Journal of Tribology*. 2020, **142**(7). Dostupné z: doi:10.1115/1.4046291/1074421
- [43] Choudhury D, Vrbka M, Mamat A, Stavness I, Roy Ch, Mootanah R a Krupka I. 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. ISSN 17516161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2017.05.011
- [44] Vrbka M, Nečas D, Bartošík J, Hartl M, Křupka I, a Galandáková A. Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples. *Acta Chir Orthop Traumatol Čech*. 2015, **82**(5), 341–347. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/285345310_Determination_of_a_Friction_Coefficient_for_THA_Bearing_Couples
- [45] Cahová A. *Vliv modifikace povrchu kloubní jamky na součinitel tření kyčelní náhrady*. B.m., 2020. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování.. Vedoucí práce Ing. David Nečas, Ph.D. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124851>.
- [46] *PBS (Phosphate Buffered Saline) (1X, pH 7.4) Preparation and Recipe* | AAT Bioquest. Dostupné z: <https://www.aatbio.com/resources/buffer-preparations-and-recipes/pbs-phosphate-buffered-saline>
- [47] *PBS - Phosphate-Buffered Saline (10X) pH 7.4, RNase-free*. Dostupné z: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/AM9624>
- [48] Lappalainen R a Santavirta S. Potential of Coatings in Total Hip Replacement. *Clin Orthop Relat*. 2005, **430**, 72–79. Dostupné z: doi:10.1097/01.blo.0000150000.75660.ff
- [49] Sawae, Yoshinori, Murakami T a Chen J. Effect of synovia constituents on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against prosthetic joint materials. *Wear*. 1998, **216**(2), 213–219. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(97)00196-8
- [50] Nečas D, Sawae Y, Fujisawa T, Nakashima K, Morita T, Yamaguchi T, Vrbka M, Křupka I a Hartl M. The Influence of Proteins and Speed on Friction and Adsorption of Metal/UHMWPE Contact Pair. *Biotribology*. 2017, **11**, 51–59. Dostupné z: doi:10.1016/J.BIOTRI.2017.03.003
- [51] Parkes, M., Myant C, Cann P a Wong J. Synovial Fluid Lubrication: The Effect of Protein Interactions on Adsorbed and Lubricating Films. *Elsevier*. 2015, **1–2**, 51–60. Dostupné z: doi:doi.org/10.1016/j.biotri.2015.05.001

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

CoC	keramika na keramiku
CoM	keramika na kov
CoP	keramika na polyetylen
MoM	kov na kov
MoP	kov na polyetylen
PBS	referenční kapalina
SF	synoviální kloubní kapalina
OECD	Organisation for European Economic Co-operation and Development
DLC	Diamond-like carbon
ZTA	Zirconia Toughened Alumina
a-C:H	hydrogenated amorphous carbon
Ta-C	tetrahedral amorphous carbon
H/E	poměr tvrdosti (H) a modulu elasticity (E)
PE	polyethylene
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylene
HXLPE	Highly cross-linked UHMWPE
VEXPE	Blended cross-linked UHMWPE
PTFE	Polytetrafluorethylen
PEEK	Polyether-ether-ketone
PoD	pin-on-disk
PoP	pin-on-plate
BoD	ball-on-disk
HJS	hip joint simulator
CVD	chemical vapour deposition
ε	poměr hloubky a průměru důlku
EDM	electrical discharge machining

CNC	computer numerical control
LST	laser surface texturing
200 μm jamka	průměr důlků: 200 μm , hloubka důlků 5 μm , pokrytí 15 %
300 μm jamka	průměr důlků: 300 μm , hloubka důlků 5 μm , pokrytí 15 %
SDS	dodecylsírán sodný

10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2.1-1 Anatomie kyčelního kloubu: 1 – hlavice; 2 – jamka; 3 – kloubní pouzdro; 4.1 – vaz zabraňující zaklonění trupu vůči stehenní kosti; 4.2 – vaz omezující abdukci a vnější rotaci; 4.3 – vaz omezující addukci a vnitřní rotaci; 4.4 – vaz překlenující incisura acetabuli; 4.5 – drobný vaz spojující jamku a hlavici; 5.1 – vazivová chrupavka; 5.2 – tukový polštář [2]	16
Obr. 2.1-2 Zobrazení pohyblivosti kyčelního kloubu: 1 – flexe; 2 – extenze; 3 – abdukce; 4 – addukce; 5 – vnější rotace; 6 – vnitřní rotace [2]	16
Obr. 2.1-3 Artritida kyčelního kloubu. Kloub ve výsledku pracuje tzv. na sucho. [6]	17
Obr. 2.1-4 Schematické znázornění (a) lidského kyčelního kloubu a (b) kyčelní endoprotézy. [7]	17
Obr. 2.1-5 a), b) bezcementová endoprotéza; c) cementovaná endoprotéza [10]; d) detail porézního povrchu bezcementované kloubní jamky [11]. Rozdíl mezi cementovou a bezcementovou endoprotézou je patrný v absenci porézního povrchu u cementové endoprotézy.	19
Obr. 2.2-1 Materiálové kombinace kyčelních náhrad [20]	24
Obr. 2.2-2 Snímky vybraných selhání materiálů: a) lom keramické jamky [21]; b) opotřebovaná PE jamka; c) luxace kyčelní náhrady [22]	24
Obr. 2.4-1 a) pin-on-disk, b) ball-on-disc, c) pin-on-plate, d) pin-on-plate (horizontálně), e) HJS [26–28]	26
Obr. 2.4-2 (a) CoCr hlavice s důlkovanou texturou [29]; (b) texturovaná UHMWPE jamka [7]	27
Obr. 2.4-3 (a) funkce zásobníku maziva a akumulace opotřebení; (b) mikro-hydrodynamická ložiska; (c) snížení nominální kontaktní plochy [7]	29
Obr. 2.4-4 Závislost ϵ , tj. poměr hloubka/průměr důlku na kluzném parametru, a rozdělení provedených experimentů na funkce/kategorie používané v rešeršním článku od Allen a Raeymaekers. [7]	29
Obr. 2.4-5 (a) Změna velikosti tlaku po horizontální souřadnici kulové textury (důlku); (b) proudnice kapaliny u důlku s různým poměrem ϵ ; (c) Stribekova křivka ukazující vliv mělké textury (prázdné trojúhelníky) na snížení tření vůči hladké textuře (plné trojúhelníky). Za stejných operačních podmínek zde textura operuje za elasto-hydrodynamického mazání, hladký povrch za mazání mezního a smíšeného. [7]	29

Obr. 2.4-6 a) znázornění křížového šrafování; b) závislost součinitele tření na rozteči šrafovaného povrchu [32]; UT je referenční hladký povrch	33
Obr. 2.4-7 a) Typy mikrotextur – shora: mikrodůlky paralelně, sériově, mikro-mřížka; b) opotřebení paralelní mikrodůlkové textury; c) ukázka nepřekryté a částečně překryté mikrodůlkové textury; d) část tabulky výsledků z měření koeficientu tření (vysvětlivka: PD – paralelní, SD – střídavé, MG – mřížkové uspořádání) [33].....	34
Obr. 2.4-8 Mikrotexturovaný CoCrMo povrch: (a) ukázka strukturované oblasti, (b) mikroskopická ilustrace prstencové struktury o průměru 150 μm , (c) profilové znázornění prstencové struktury [36]	36
Obr. 2.4-9 a) rozložení nominálního tlaku na netexturovanou sférickou plochu, b) rozložení nominálního tlaku podle podmínky von Mises na důlkované sférické ploše. [38]	37
Obr. 2.4-10 Velikost součinitele tření pro různé vzorky pod různým zatížením. [41]	38
Obr. 2.4-11 Trojúhelníkové rozložení důlků a) po výrobě indentorem, b) po vyleštění.[43]	39
Obr. 4.1-1 (a) schéma kyvadlového simulátoru; (b) ukázka výstupu z měření – tlumený kývavý pohyb je proložen lineární nebo exponenciální funkcí, ze které je vyjádřen součinitel tření. [31]	45
Obr. 4.1-2 Uložení hlavice a jamky (a) schematický nákres, lubricant bath = lázeň maziva, UHMWPE acetabular cup = jamka z UHMWPE, resin = pryskyřice, pot = miska, femoral head = hlavice [52]; (b) fotografie uložení v kyvadlovém simulátoru. Obrázek s popiskem byl převzat z práce [45]	46
Obr. 4.2-1 Hlavice použité v experimentech: a) oxinium, b) keramika, c) kov; Obrázek byl vytvořen kompilací obrázků z webových stránek výrobců.	46
Obr. 4.2-2 Detailní snímek texturované jamky (300 μm , 5 μm , 15 %); (a) snímek z laserového mikroskopu; (b) a (c) snímky vytvořené 3D profilometrem Buker Contour GT-X8 pracující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Obrázek a jejich popis je převzat z práce [45].....	47
Obr. 4.6-1 Vyhodnocení výsledků u kombinace oxinium + jamka (200 μm , 5 μm , 15 %) pro 2 závaží; na grafu je vidět lineární (červená) a exponenciální (modrá) aproximace výsledků.	50
Obr. 5.1-1 Souhrn výsledků měření provedených na hladké jamce.	53
Obr. 5.1-2 Výsledky dílčích měření pro hladkou jamku (PBS+SF).	54
Obr. 5.1-3 Souhrn výsledků měření provedených na jamce s (200 μm , 5 μm , 15 %).	55
Obr. 5.1-4 a) Výsledky dílčích měření pro jamku (200 μm , 5 μm , 15 %). (PBS)	56

Obr. 5.1-5 Souhrn výsledků měření provedených na jamce (300 μm , 5 μm , 15 %).	58
Obr. 5.1-6 Výsledky dílčích měření pro jamku (300 μm , 5 μm , 15 %). (PBS+SF)	59
Obr. 5.2-1 Souhrnné výsledky keramické hlavice a jamek s kapalinou a) PBS, b) SF.	63
Obr. 5.2-2 Souhrnné výsledky kovové hlavice a jamek s kapalinou a) PBS, b) SF.	64
Obr. 5.2-3 Souhrnné výsledky oxiniové hlavice a jamek s kapalinou a) PBS b) SF.	65
Obr. 5.2-4 Zjednodušené zobrazení naměřených hodnot tření u SF.	67
Obr. 6-1 Výsledky měření pro vyšší počet opakování pro (a) kov, (b) keramika, obě pro SF. Kruh zde znázorňuje nejnižší zatížení, čtverec naopak nejvyšší.	70

11 SEZNAM TABULEK

Tab. 4.2-1 Seznam použitých hlavic v experimentech.	46
Tab. 4.2-2 Seznam použitých jamek v experimentech.	47
Tab. 4.4-1 Koncentrace látek modelových kloubních kapalin.....	48
Tab. 4.6-1 Grafické zobrazení počtu odměřených kombinací. Vše bylo měřeno se vším. Například keramika byla měřena postupně s jamkou hladkou, 200 μm a 300 μm postupně pro obě kapaliny (SF a PBS).	49
Tab. 5.1-1 Výsledky měření s hladkou jamkou.	60
Tab. 5.1-2 Výsledky měření s 200 μm jamkou.	60
Tab. 5.1-3 Výsledky měření s 300 μm jamkou.	60
Tab. 5.2-1 Výsledky měření s keramickou hlavicí.	63
Tab. 5.2-2 Výsledky měření s kovovou hlavicí.	64
Tab. 5.2-3 Výsledky měření s oxiniovou hlavicí.	65

12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Laboratorní protokol