



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## VLIV MODIFIKACE POVRCHU KLOUBNÍ JAMKY NA SOUČINITEL TŘENÍ KYČELNÍ NÁHRADY

THE EFFECT OF SURFACE MODIFICATION OF ACETABULAR CUP ON FRICTION COEFFICIENT OF HIP IMPLANT

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Aneta Cahová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. David Nečas, Ph.D.

BRNO 2020



# Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav konstruování
Studentka:	<b>Aneta Cahová</b>
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	<b>Ing. David Nečas, Ph.D.</b>
Akademický rok:	2019/20

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

## **Vliv modifikace povrchu kloubní jamky na součinitel tření kyčelní náhrady**

### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Náhrada kyčelního kloubu se řadí mezi nejběžnější a nejúspěšnější zákroky moderní medicíny. S prodlužující se dobou života a zvýšenou aktivitou populace dochází k neustálému nárůstu počtu operací, přičemž odhady pro následujících deset let jsou alarmující. Navzdory pokroku v oblasti materiálů náhrad, jejich designu a klinické praxe, je stále zásadním problémem omezená životnost náhrad. Jednou z možností prodloužení životnosti je úprava topografie kloubní jamky, která představuje relativně snadnou, rychlou a finančně nenáročnou možnost zlepšení komfortu života milionů pacientů po celém světě.

Typ práce: výzkumná

**Cíle bakalářské práce:**

Hlavním cílem je pomocí kyvadlového simulátoru popsat vliv textury povrchu kloubní jamky na součinitel tření. Pozornost bude věnována geometrii a rozložení vtisků a vlivu složení modelové kloubní kapaliny.

Dílčí cíle bakalářské práce:

- provést kritickou rešerši aktuálních vědeckých publikací zabývajících se modifikací povrchu kloubních náhrad,
- navrhnout několik variant textur a zajistit jejich výrobu,
- experimentálně popsat vliv textur na součinitel tření,
- posoudit vliv složení modelové synoviální kapaliny.

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://ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukonceni/>

**Seznam doporučené literatury:**

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

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

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

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

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

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



## ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou omezené životnosti kyčelních kloubních náhrad. S cílem prodloužit životnost implantátů byl zkoumán vliv aplikace mikrotextury na povrch umělé kloubní jamky na součinitel tření. Pozornost byla věnována složení modelové kloubní kapaliny a geometrii a rozložení textury. K simulaci kloubního spojení bylo využito kyvadlového simulátoru. Testovány byly tři kloubní hlavice, dvě jamky a pět kapalin v první části, respektive dvě hlavice, čtyři jamky a jedno mazivo v části druhé. Při měření byl pozorován výrazný vliv jak složení kapaliny, tak i geometrie a rozložení textury. Nejvyšší dosažený pokles tření ve srovnání hladké a texturované jamky činil 78 %. Výsledky práce mohou být využity k dalšímu výzkumu mikrotextur. Snížení tření a prodloužení životnosti náhrad může v konečném důsledku zkvalitnit život velkého množství pacientů.

## KLÍČOVÁ SLOVA

kyčelní kloub, kloubní náhrada, mikrotextura, tření, modelová synoviální kapalina

## ABSTRACT

This bachelor's thesis is focused on limited longevity of hip joint replacements. In order to extend the longevity of replacements effect of microtexture application on surface of artificial acetabulum cup on coefficient of friction was investigated. Attention was paid to composition of model synovial fluid and geometry and layout of texture. For joint simulation, a pendulum hip joint simulator was employed. In first part three femoral heads, two acetabulum cups and five fluids were tested, respectively two heads, four acetabulum cups and one fluid in second part. Significant effect of fluid composition and geometry and layout of texture was observed during measurement. Compared smooth and textured cup the highest decline of friction was 78 %. Results can be used for further research of micortextures. Friction reduction and prolonging lifespan of implants may eventually improve life quality of many patients.

## KEYWORDS

hip joint, joint replacement, microtexture, friction, model synovial fluid



## BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

CAHOVÁ, Aneta. *Vliv modifikace povrchu kloubní jamky na součinitel tření kyčelní náhrady* [online]. Brno, 2020 [cit. 2020-06-26]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124851>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav konstruování. Vedoucí práce Ing. David Nečas, Ph.D.



## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé práce Ing. Davidu Nečasovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky, kterých se mi od něj dostávalo v průběhu vypracovávání této závěrečné práce, a také za zajištění výroby testovaných vzorků ve spolupráci s kolegy z Japonska. Dále bych ráda poděkovala svým rodičům, své sestře, svým přátelům a všem, kteří mě podporovali nejen při vypracování této práce, ale i v průběhu celého studia.

## PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

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

.....

Podpis autora



# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>14</b>
2.1	Anatomie kyčelního kloubu	14
2.1.1	Kyčelní kloub	14
2.1.2	Kloubní pouzdro	15
2.2	Transplantace kyčelního kloubu	15
2.2.1	Příčiny transplantace	16
2.2.2	Typy a konstrukce endoprotéz	17
2.3	Materiály kloubních náhrad	19
2.3.1	Kov	19
2.3.2	Keramika	20
2.3.3	Polymery	20
2.3.4	Materiálové kombinace	21
2.4	Tribologie	21
2.4.1	Biotribologie	22
2.5	Mikrotextury	23
2.5.1	Mikrotexturování kloubních náhrad	24
2.5.2	Výroba mikrotextur	26
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>27</b>
3.1	Analýza problému	27
3.2	Cíl práce	28
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>29</b>
4.1	Kyvadlový simulátor	29
4.2	Hlavice	30
4.3	Jamky	31
4.4	Modelová kloubní kapalina	33
4.5	Podmínky experimentu	34
4.6	Záznam a vyhodnocení	34
4.7	Postup měření	35
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>36</b>

5.1	Vliv složení modelové kloubní kapaliny	36
5.1.1	Vliv PBS a MSK	36
5.1.2	Vliv albuminu a $\gamma$ -globulinu	39
5.2	Vliv geometrie a rozložení textury	43
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>46</b>
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>49</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>50</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>58</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>59</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>61</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>62</b>



# 1 ÚVOD

V dnešní době trpí velké množství především starších pacientů kloubním onemocněním, při kterém dochází k úbytku kloubní chrupavky velkých kloubů, jako je například kloub kyčelní nebo kolenní, a to často vede k jejich velkým bolestem. Toto onemocnění se označuje jako osteoartróza. Během několika posledních let se počet pacientů s osteoartrózou výrazně zvýšil, přibývá i mladších pacientů a předpokládá se, že růst bude i nadále pokračovat.

V současnosti neexistuje na osteoartrózu lék, tudíž prakticky jedinou možností, jak pacientům od bolesti pomoci, je operace, při níž je nemocný kloub nahrazen kloubem umělým. Tyto kloubní náhrady však disponují pouze omezenou životností a s ohledem na prodlužující se délku lidského života je pak v případě selhání náhrady nezbytná reoperace a výměna náhrady. Selhání implantátů je v drtivé většině případů způsobeno nadměrným opotřebením komponent.

Opotřebením vzniká v důsledku tření a nedostatečného mazání. Touto problematikou se zabývá obor tribologie. Zlepšením tribologických vlastností, tedy zvýšením odolnosti povrchů komponent vůči opotřebením, by bylo možné životnost náhrad prodloužit. Možným řešením je vývoj nových materiálů s lepšími vlastnostmi. Nicméně se samozřejmě jedná o relativně zdoluhavý proces. Hledá se tedy řešení, které by mohlo být relativně rychle a bez větších rizik zavedeno do medicínské praxe. Jako jedna z takových možností připadá v úvahu cílená úprava povrchů formou tzv. mikrotexturování. Tato metoda již našla uplatnění v technické praxi (např. spalovací motory, ložiska). Aktuální vědecké studie se zabývají možnou aplikací mikrotextur na povrchy kloubních náhrad.

Právě touto problematikou se zabývá i tato bakalářská práce. S využitím experimentální metody je zde zkoumáno, zda mikrotexturovaný povrch je schopný snížit tření a opotřebením, a tím v konečném důsledku prodloužit životnost kyčelní kloubní náhrady.

Prodloužení životnosti náhrad by nejen zvýšilo kvalitu života pacientů, ale zároveň by z ekonomického hlediska vedlo ke značným finančním úsporám.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

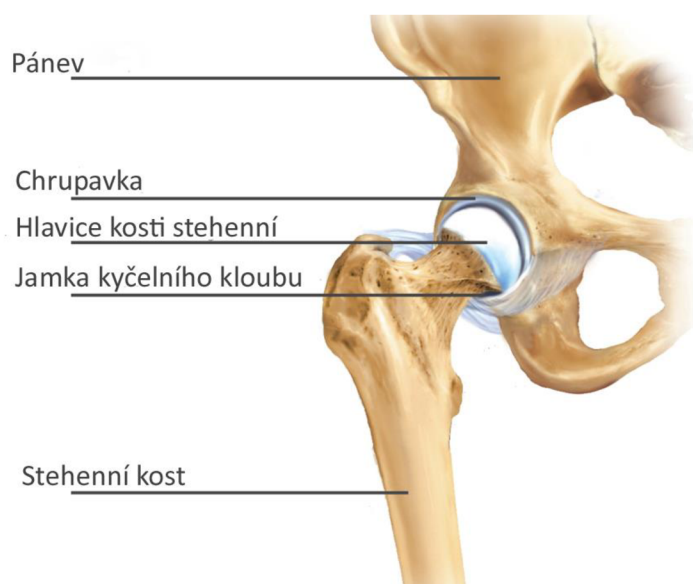
### 2.1 Anatomie kyčelního kloubu

#### 2.1.1 Kyčelní kloub

Kloub kyčelní (*articulatio coxae*) je kloub spojující volnou dolní končetinu s pletencem dolní končetiny, respektive kostí stehenní (*femur*) s kostí pánevní (*os coxae*) (viz. Obr. 2-1). Jedná se o kloub jednoduchý kulový omezený, jehož kloubní plochy jsou tvořeny jamkou kyčelní kosti a hlavicí kosti stehenní [1]. Tyto kloubní plochy jsou na povrchu povlečené hyalinní chrupavkou [2]. Kyčelní kloub má čtyři stupně volnosti, tři rotace a jeden posuv (pouze při luxaci neboli vymknutí) [3].

Jamka kyčelního kloubu (*acetabulum*) se nachází v místě styku tří pánevních kostí, a to kosti kyčelní (*os ilium*), kosti sedací (*os ischii*) a kosti stydké (*os pubis*), z nichž největší podíl má *os ischii*, nejnižší pak *os pubis*. Tvar jamky lze připodobnit tvaru duté polokoule o přibližném poloměru 2,5 cm [4]. Okraj jamky je lemován a zvýšen vazivovým prstencem, který zvětšuje kapacitu jamky, respektive napomáhá většímu obklopení hlavice, a tím i vyšší stabilitě kloubu [1].

Hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) společně s krčkem kosti stehenní (*collum femoris*) a s trochanterickým masivem tvoří proximální konec femuru [4]. Hlavice je kulového tvaru s malou jamkou na vrcholu, kde je upnut nitrokloubní vaz [5].



Obr. 2-1 Základní popis kyčelního kloubu [6].

## 2.1.2 Kloubní pouzdro

Kyčelní kloub je uložen uvnitř kloubního pouzdra, které je složeno ze dvou vrstev, vnější (fibrosní) vrstvy a vnitřní (synoviální) vrstvy [5].

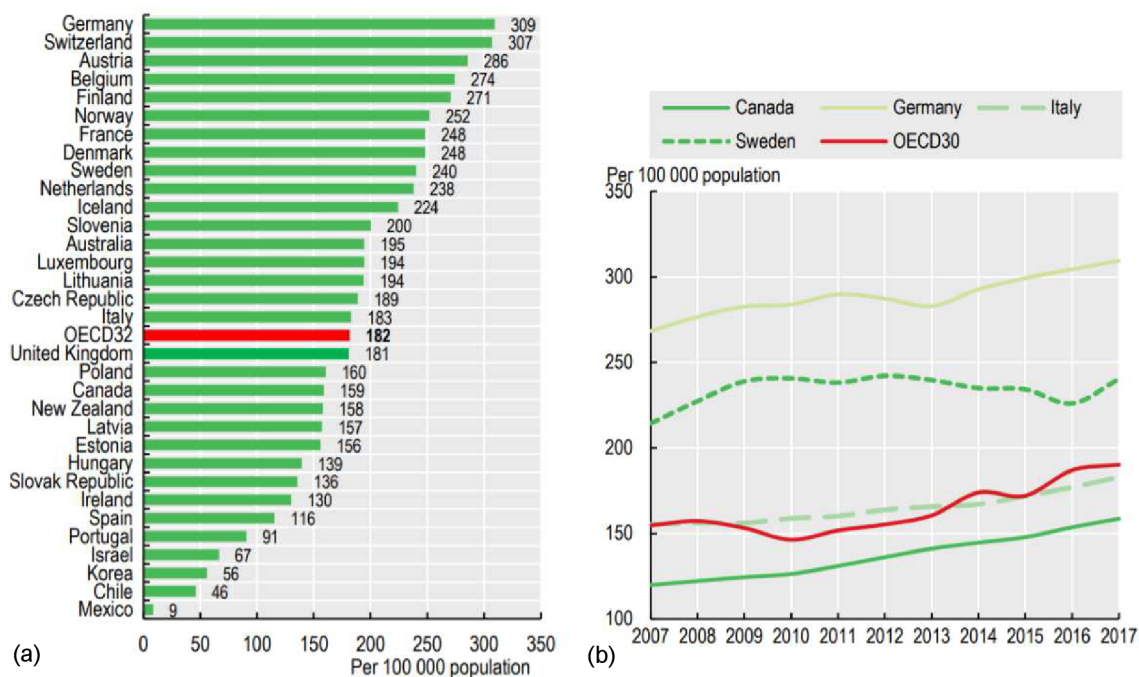
Fibrosní vrstva je převážně z nepružného kolagenního vaziva a napomáhá tedy ke stabilitě kloubu [5].

Synoviální vrstva, rovněž označována jako synoviální membrána nebo synoviální výstelka, tvoří výstelku vnitřního povrchu kloubu, pokrývá vedle vnitřní strany fibrosní vrstvy i velkou část krčku stehenní kosti, nekryje kloubní chrupavku, ohraničuje kloubní dutiny. Uvnitř kloubu vytváří četné záhyby a řasy. Základ synoviální membrány je složen z buněk tzv. synovialocytů. Tyto buňky jsou schopné produkovat kyselinu hyaluronovou, která je jednou ze složek synoviální tekutiny. Dalšími složkami synoviální tekutiny jsou filtrát krevní plazmy, obsahující zejména bílkoviny a glukózu, a buňky (např. bílé krvinky). Synoviální kapalina má několik významných funkcí, a to zabezpečit výživu kloubních chrupavek, které jsou na rozdíl od synoviální membrány bezcévné a nejsou inervované, zvýšit a udržet jejich pružnost a v neposlední řadě snižuje tření a opotřebení kloubních ploch [1].

Na stabilitě a pohybu samotného kloubu se rovněž podílí velká skupina svalů kyčelního kloubu [5].

## 2.2 Transplantace kyčelního kloubu

Transplantace kloubů obecně je dnes již běžným chirurgickým zákrokem. Lze říci, že v poválečném období se jedná o jednu z nejpřevratnějších medicínských metod [3]. V posledních letech také dochází k rapidnímu nárůstu provedených operací. Dle dat OECD (Organisation for Economic Co-operation and Development) došlo v průměru u členských států v letech 2007–2017 ke zvýšení počtu provedených operací kyčelního kloubu o 30 %. Dle Graf 2-1b lze předpokládat, že rostoucí trend bude i nadále pokračovat. Česká republika je co do počtu operací za rok 2017 lehce nad průměrem OECD. Na 100 000 obyvatel bylo v naší zemi provedeno 189 operací, průměr OECD je 182 operací na 100 000 obyvatel (viz. Graf 2-1a) [7].



Graf 2-1 Znárodnění počtu operací a jeho vývoje v zemích OECD; (a) počet operací provedených v členských zemích OECD v roce 2017 [7]; (b) vývoj počtu operací ve vybraných zemích OECD v letech 2007-2017 [7]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [7].

## 2.2.1 Příčiny transplantace

Transplantace je u mnoha pacientů nevyhnutelným řešením zejména při různých kloubních onemocněních a zánětech [8]. Jednou z nejčastějších příčin je osteoartróza. Jde o onemocnění synoviálního kloubu. Nejvýraznějším příznakem je úbytek kloubní chrupavky, dochází ale i k postižení kloubních vazů, pouzdra, synoviální membrány a svalů [9]. Tímto onemocněním trpí přibližně 10 % mužů a 18 % žen starších šedesáti let [7]. Artróza kyčelního kloubu se označuje termínem koxartróza. Dalším důvodem může být poškození či destrukce kloubu v důsledku úrazu, zlomenina krčku stehenní kosti nebo destrukce způsobená revmatickým onemocněním. Rovněž nádorové onemocnění stehenní kosti může vést k náhradě kyčelního kloubu [8].

## 2.2.2 Typy a konstrukce endoprotéz

V praxi se můžeme setkat s různými druhy kyčelních náhrad neboli endoprotéz, které se dále dělí dle různých faktorů. Rozlišuje se endoprotéza cervikokapitální a endoprotéza totální. Při použití cervikokapitální je nahrazena pouze hlavice kosti stehenní, kdežto totální endoprotéza nahrazuje jak kloubní hlavici, tak i kloubní jamku [8]. Dále rozlišujeme náhrady primární a revizní. Primární, jak již název napovídá, slouží k prvotní náhradě kloubu pacienta. Revizní náhrady se používají, pokud je nutná reoperace v případě selhání náhrady primární. V neposlední řadě se endoprotézy dělí dle fixace na cementované, necementované a hybridní. Cementované náhrady jsou fixovány pomocí tzv. kostního cementu – polymetylakrylátu. Necementované jsou ukotveny díky tvarovým prvkům, přesné poloze a zaklínění. Rovněž se jejich povrch speciálně porézně upravuje, což umožňuje přímé prorůstání kostí do povrchu náhrady [3].

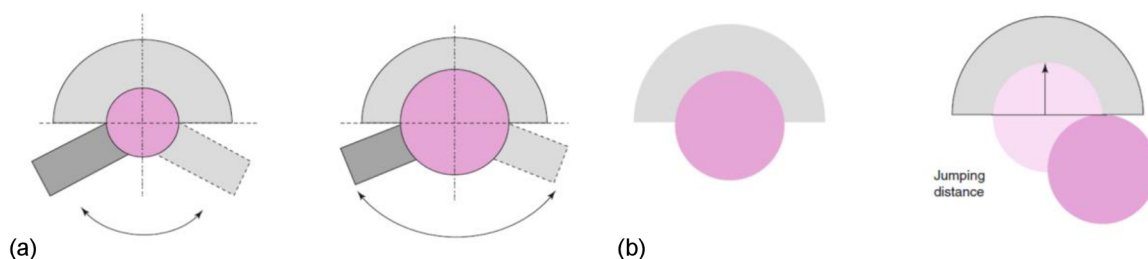
Endoprotéza se skládá ze tří základních částí: dříku, hlavice a jamky (viz. Obr. 2-2). U některých typů jsou dřík a hlavice jednou součástí [3].



Obr. 2-2 Konstrukce kyčelní endoprotézy; (a) zobrazení ve funkční poloze [10]; (b) zobrazení jednotlivých součástí, zleva dřík, hlavice, jamková vložka a kotvicí pouzdro [10]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [10].

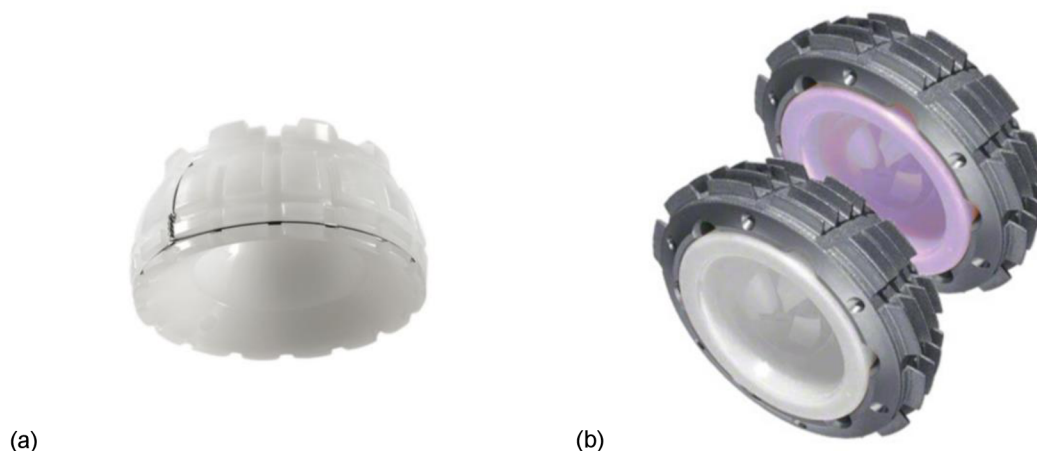
Dřík se zavádí do dřeňového kanálu stehenní kosti [8] a je zakončen krčkem kuželovitého tvaru, na který je nasazena hlavice [3]. Dříky se zpravidla vyrábí z kovových slitin [8]. V dnešní době se na trhu objevují i dříky s modulárním krčkem, které umožňují doladit určité nesrovnalosti bez nutnosti výměny celého dříku [11].

Hlavice je uložena na krčku dřívku, jak již bylo uvedeno výše. Používají se různé velikosti hlavic, např. český výrobce BEZNOSKA nabízí hlavice o průměru v rozsahu 22–56 mm [12]. Velikost hlavice je nyní velmi diskutované téma [13, 14]. Ovlivňuje zejména rozsah možného pohybu (viz. Obr. 2-3a) a zároveň míru opotřebení. Hlavice o průměrech větších než 36 mm vykazují nižší riziko dislokace. K dosažení dislokace je nutné překonat vzdálenost, která je rovna poloměru hlavice (viz. Obr. 2-3b). Na druhou stranu menší hlavice z dlouhodobého hlediska dosahují nižšího opotřebení [14]. Vyrábí se hlavice keramické a ze slitin kovů [3].



Obr. 2-3 Uložení hlavice v jamce; (a) rozsah možného pohybu v závislosti na velikosti hlavice [14]; (b) dislokace kloubního spojení (jumping distance = vzdálenost, kterou je nutné překonat k dosažení dislokace) [14]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [14].

Jamka nahrazuje původní kloubní jamku v pánevní kosti. Dle způsobu ukotvení se odvíjí i počet jejích částí. Při použití cementu jde pouze o jednu část, samotnou jamku (viz. Obr. 2-4a). Jamka necementovaná vyžaduje navíc kotvicí pouzdro, do nějž je následně zasazena vložka (viz. Obr. 2-4b). Ta může být vyrobena z polyetylenu, keramiky nebo slitin kovů [8].



Obr. 2-4 Umělá kyčelní jamka; (a) cementovaná [15]; (b) necementovaná [16]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [15, 16].

## 2.3 Materiály kloubních náhrad

V současné době se k výrobě kyčelních implantátů používají kovy a jejich slitiny, keramiky a polymery. Na materiálové vlastnosti endoprotéz jsou kladeny poněkud vyšší požadavky ve srovnání s vlastnostmi původní kosti. V první řadě jde o pevnostní charakteristiky, neboť živá kost vykazuje schopnost regenerace, díky níž dochází k zacelování mikrotrhlinek. Implantát tuto schopnost nemá. Dále je nezbytné, aby materiál byl biokompatibilní, odolný vůči korozi a aby tření kontaktních ploch bylo co nejmenší, čímž je možné dosáhnout nižšího opotřebení, a tím i delší životnosti náhrady [3]. Dle teoretických studií a klinické praxe dané požadavky nejlépe splňují následující materiály: nerezové oceli a slitiny na bázi kobaltu, chromu a molybdenu, titanové slitiny, oxid hlinitý (alumina), oxid zirkoničitý (zirkonia), polyethylen s mimořádně vysokou molekulovou hmotností (UHMWPE), polyetheretherketon (PEEK) [17].

### 2.3.1 Kov

Kovy a jejich slitiny hrály velmi významnou roli v prvotním vývoji kyčelních náhrad v minulém století [18]. Lze z nich vyrobit kompletní totální endoprotézu. Zatímco pro hlavice a jamky je možné použít i jiné materiály, při výrobě dříků se výhradně uplatňují právě kovy. Z počátku se používaly především nerezové oceli, s postupem času a vývojem novějších a kvalitnějších slitin se od jejich užití poněkud upouští. Lepší vlastnosti, pevnost a odolnost vůči korozi, než nerezové oceli vykazují kobalt-chromové slitiny. Ty se uplatňují při výrobě cementovaných komponent, ale díky dobré odolnosti vůči opotřebení se používají i pro výrobu hlavic a jamek. Titanové slitiny se díky dobré biokompatibilitě hojně využívají při výrobě necementovaných dříků a jamek, nejsou však vhodné pro výrobu hlavic z důvodu nedostatečné odolnosti vůči opotřebení [19]. V roce 1997 firma Smith & Nephew představila nový materiál s názvem Oxinium [20]. Jde o kovovou slitinu s povrchem transformovaným na keramiku o tloušťce 4–5  $\mu\text{m}$  [19]. Tento materiál je lehčí, má větší tvrdost povrchu, vyšší odolnost vůči opotřebení než kobalt-chromové hlavice a oproti keramickým hlavicím má vyšší lomovou houževnatost [20].



### 2.3.2 Keramika

Keramika se používá pro výrobu hlavic a jamkových vložek. Začala se uplatňovat v 70. letech minulého století, konkrétně to byl oxid hlinitý ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) neboli alumina. Ve srovnání s kovovými hlavicemi alumina vykazuje výbornou odolnost vůči opotřebení. Na druhou stranu je poněkud náchylnější k lomu. Později byly na trhu představeny hlavice z oxidu zirkoničitého ( $\text{ZrO}_2$ ) – zirkonie [19]. Zirkonia se vyznačuje vyšší lomovou houževnatostí, ale nižší tvrdostí, a tím i odolností vůči opotřebení než alumina. Nicméně i přes lepší vlastnosti docházelo k neočekávaně vysokému počtu selhání v důsledku lomu hlavic. Výrobci následně vyvinuli novou kompozitní keramiku využívající předností jak aluminy, tak i zirkonie (zirconia-toughened alumina) [13].

Celosvětově nejprodávanější keramické komponenty kyčelních náhrad jsou z materiálové řady BIOLOX<sup>®</sup> firmy CeramTec. V současnosti nabízí ve svém sortimentu třetí a čtvrtou generaci – BIOLOX<sup>®</sup> forte (alumina s malým podílem oxidu hořečnatého) a BIOLOX<sup>®</sup> delta (zirconia-toughened alumina) [21].

### 2.3.3 Polymery

Z polymerů se vyrábí výhradně jamky nebo jamkové vložky. Nejpoužívanějším polymerem v kloubních náhradách je UHMWPE [3]. Tento materiál má velmi dobré vlastnosti, co se opotřebení týče, nicméně částice opotřebení polymeru jsou v těle napadány imunitním systémem. To vede na úbytek kostní tkáně (osteolýzu), což může mít za následek aseptické uvolnění náhrady. Proto je snahou opotřebení UHMWPE snížit. Za tímto účelem byl vyvinut síťovaný UHMWPE (XLPE), respektive vysoce síťovaný UHMWPE (HXLPE) [18]. U HXLPE bylo zaznamenáno zvýšené riziko oxidace, ošetřením vitamínem E byl však tento nežádoucí jev potlačen [22]. V době prvotního rozvoje kyčelních náhrad byl využit i teflon (PTFE), ten se však neosvědčil v důsledku velmi vysokého opotřebení již po krátké době od operace. Počátkem tisíciletí byl také testován polyetheretherkeon (PEEK), který vykazoval velmi dobré výsledky v laboratorních podmínkách, ovšem dosud nejsou dostupná klinická data [18].



## 2.3.4 Materiálové kombinace

Materiálovými kombinacemi se rozumí materiály kontaktních ploch, tedy hlavice a jamky, respektive jamkové vložky. Aktuálně se v praxi využívají tyto kombinace: kov na polyethylen (MoP), kov na kov (MoM), keramika na polyethylen (CoP), keramika na keramiku (CoC) a keramika na kov (CoM) [22]. Vyjma kombinace CoM jsou všechny znázorněny na obr. 2-5. Nejčastější je kombinace MoP, která dlouhodobě vykazuje dobré výsledky především u starších pacientů. Lepších výsledků, co se opotřebení týče, dosahují kombinace CoP a MoM. Nevýhodou MoM ale je, že se do těla dostávají v poměrně vysoké míře ionty kovů, což zpravidla vede k dalším zdravotním komplikacím [19]. Pro mladší pacienty je nejvhodnější kombinace CoC. U té ale v mnoha případech dochází k nežádoucímu vrzání. Kombinace CoM je relativně novou záležitostí, dosavadní studie však ukazují výrazně nižší opotřebení ve srovnání s MoM [13].



Obr. 2-5 Používané materiály a materiálové kombinace kyčelních náhrad [23].

Všechny materiály a jejich kombinace s sebou přinášejí jisté výhody i nevýhody. Výběr vhodného materiálu je tedy u pacientů velmi individuální [22].

## 2.4 Tribologie

Tribologie je věda zabývající se problematikou tření, opotřebení a mazání. Tření je způsobeno vzájemným působením povrchů během jejich relativního pohybu. Opotřebení vzniká v důsledku tření. Vhodným mazáním je pak možné tření, a s ním související opotřebení, snížit. Tření jako takové bývá vnímáno jako negativní jev, který zapříčiňuje energetické ztráty. Nicméně jsou i případy, kdy lze tření využít v náš prospěch. Typickým příkladem je tření mezi podrážkou boty a podložkou, díky čemuž se můžeme pohybovat. I funkce některých strojních součástí je přímo založena na tření. Jako příklad lze uvést třecí spojky nebo brzdy [24].

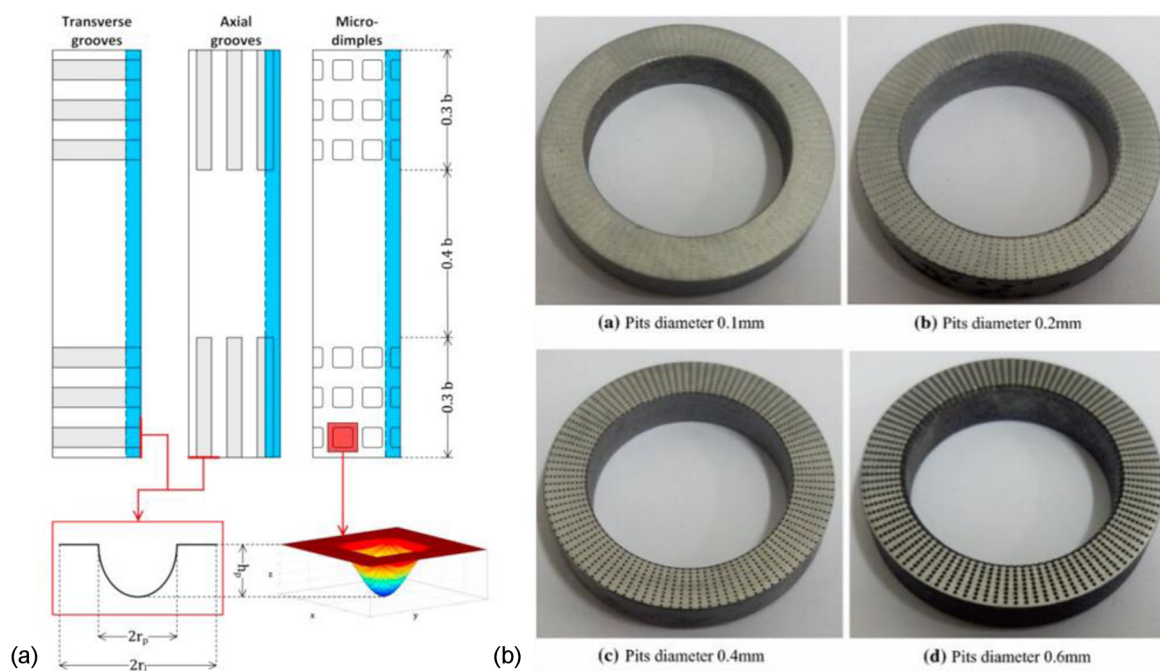
## 2.4.1 Biotribologie

Biotribologie v současné době představuje jedno z nejzajímavějších a nejvíce se rozvíjejících odvětví tribologie [25]. Poprvé byl tento termín definován roku 1973 Dowsonem a Wrightem jako obor zabývající se veškerými aspekty tribologie související s biologickými objekty. Pokud tedy jde o kyčelní klouby (přírodní i umělé), biotribologie zkoumá tření, s ním související opotřebení a mazání kyčelní jamky a hlavice stehenní kosti [26]. Biotribologie se však nezabývá pouze přírodními a umělými klouby, řeší také tribologii dalších částí lidského těla, jako je kůže, ústa, vlasy, oči, ale i tribologii medicínských nástrojů nebo tribologii zvířat a rostlin [25].

Synoviální kloub představuje z pohledu strojírenství kluzné ložisko [25]. Stejně jako ve strojích i v lidských kloubech mají na výsledné tření, opotřebení a mazání vliv provozní podmínky, např. druh a rychlost pohybu, zatížení nebo teplota [26]. Kyčelní kloub přenáší poměrně velká dynamická zatížení a zajišťuje široký rozsah pohybu. Zároveň je nutné zajistit vymezení radiální vůle, aby byl pohyb kloubu vůbec možný [25]. Jako mazivo zde působí synoviální kapalina. Po operaci a obnovení kloubního pouzdra se ale vytváří pseudosynoviální kapalina, která se do jisté míry liší od původní zdravé synoviální kapaliny např. dynamickou viskozitou, ta je u zdravé kapaliny vyšší. Vlastnosti synoviální kapaliny jsou dány také jejím složením, což je voda, kyselina hyaluronová, prolactin, lubricin a proteiny albumin a  $\gamma$ -globulin. Řada studií ukázala, že zejména přítomnost proteinů má velký vliv na utváření mazací vrstvy, její tloušťky a s tím související režim mazání [27, 28, 29, 30, 31, 32, 33]. Tyto i další studie přinesly mnoho užitečných poznatků v oblasti mazání kloubů, nicméně tato problematika stále není zcela objasněna [25].

## 2.5 Mikrotextury

Existuje několik způsobů, jak lze úpravou povrchu dosáhnout lepších tribologických vlastností, např. PVD či CVD povlakováním nebo právě texturováním povrchu [34]. Mikrotextury se již řadu let uplatňují v běžných strojních součástech a nadále se jejich vliv zkoumá [35]. Byly například testovány mikrotexturované povrchy válců a pístních kroužků spalovacích motorů [36, 37]. Na Obr. 2-6a jsou k vidění texturované pístní kroužky, které ve své práci použil Usman a kol. [37]. Zlepšení tribologických vlastností mělo za následek i snížení spotřeby motorového oleje, paliva a snížení vyprodukovaných emisí [36]. Byl však pozorován i negativní efekt při použití hlubších textur [37]. K obdobným závěrům došli Křupka a Hartl [38] i Wang a kol. [39]. Práce Křupky a Hartla [38] se přímo zabývala popisem vlivu hloubky textury na tloušťku mazacího filmu prostřednictvím kalorimetrické interferometrie. Wang a kol. [39] se ve své práci zaměřili na užití textur na površích kluzných ložisek. Na Obr. 2-6b jsou uvedeny příklady testovaných textur. Dle této studie zlepšení či zhoršení mazacích vlastností závisí na správné kombinaci hloubky textury a poměru pokrytí povrchu texturou. V neposlední řadě bylo využito mikrotextur i na čelních plochách obráběcích nástrojů [40, 41].



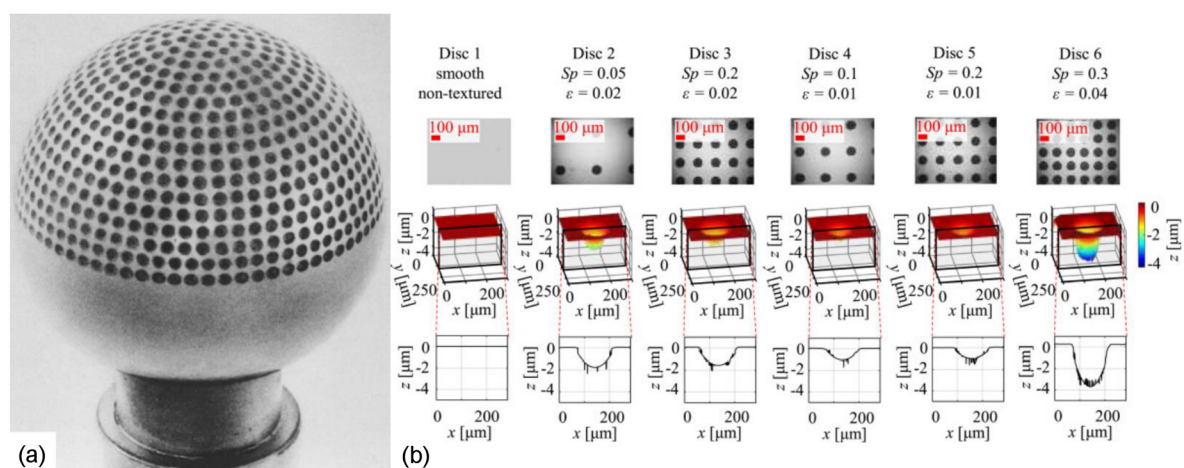
Obr. 2-6 Příklady testovaných textur ve zmíněných studiích; (a) textury na pístních kroužcích [37]; (b) texturované vzorky simulující kluzná ložiska [39]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [37, 39].

## 2.5.1 Mikrotexturování kloubních náhrad

Není tedy vůbec překvapivé, že se řada výzkumů zaměřila na využití mikrotextr v oblasti kloubních náhrad.

Pilotní studii provedl Ito a kol. [42]. Na kyvadlovém simulátoru byl testován vliv mikrotextr na kovové hlavici (viz. Obr. 2-7a) při kombinaci MoP. Experiment potvrdil předpokládané zlepšení tribologických vlastností, kdy koeficient tření klesl o 17 % a opotřebení dokonce o 69 %. Tento efekt byl připisován snížení abrazivního opotřebení v důsledku zachytávání částic opotřebení v důlcích na povrchu hlavice. Zároveň bylo konstatováno, že důlky slouží jako reservoáry maziva. Obdobných výsledků dosáhl Sawano a kol. [43]. Autoři použili metodu pin-on-disk. Studie uvádí, že pomocí mikrotextr je možné prodloužit průměrnou životnost kloubních náhrad na 33 let. Aktuálně se uvádí životnost v rozmezí 15–20 let [44].

Metodu pin-on-disk použil ve své práci i Borjali a kol. [45]. Snahou této studie bylo kvantifikovat vliv parametrů textur na opotřebení. Za tímto účelem bylo testováno pět různých mikrotextr (viz. Obr. 2-7b) na CoCrMo disku. Pro pin byly použity tři druhy polyethylenu. Průměr důlků textury činil 100  $\mu\text{m}$  a byl pro všechny disky shodný, hloubka se pohybovala v rozsahu 1–4  $\mu\text{m}$  a procentuální pokrytí plochy texturou bylo v rozsahu 5–30 %. U všech textur byl pozorován pozitivní efekt. Nejnižšího opotřebení dosáhla textura o hloubce 1  $\mu\text{m}$  a pokrytí 10 %. Tento výsledek byl potvrzen rozšiřující studií [46]. Při testování za různých provozních podmínek zde byla diskutována vhodnost textur pro různé typy pacientů. Langhorn a kol. [47] vedle vlivu textury na opotřebení testoval, zda laserem vyrobené textury nemají vliv na korozní vlastnosti. Ukázalo se, že mikrotexturovaný disk nevykazoval zvýšené riziko koroze ve srovnání s hladkým diskem.



Obr. 2-7 Textury testované ve studiích se zaměřením na kloubní náhrady; (a) texturovaná hlavice [42]; (b) textury o různé geometrii a rozložení [45]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [42, 45].

Roy a kol. [48] aplikovali mikrotextury o různých parametrech na keramické povrchy. Experiment byl realizován pomocí metody pin-on-disk při frekvencích 5–20 Hz, což jsou ve srovnání s běžnou chůzí (1 Hz) frekvence výrazně vyšší. Nejlepších výsledků dosáhl texturovaný disk s důlků o průměru 400  $\mu\text{m}$ , hloubce 30  $\mu\text{m}$  a pokrytím povrchu 15 %. Tření se u tohoto vzorku snížilo o 22 %, opotřebení o 53 %.

Většina výše uvedených studií využila metody pin-on-disk. Při této metodě je kontakt třecích povrchů nekonformní. Kyčelní kloub je však kontaktem konformním, na což poukázal Choudhury a kol. [49], proto autoři k experimentu využili kyvadlový simulátor. Tato studie se dělila na tři části. První byla zaměřena na vliv velikosti kloubní hlavice, druhá na vliv částic opotřebení v MoP kontaktu a ve třetí byl pozorován vliv rozložení důlků na povrchu kovové hlavice u protéz MoP a MoM. Ve třetí části byly pozorovány tři druhy rozložení, a to rozložení čtvercové, trojúhelníkové a kruhové. U kombinace MoM vykazovalo nejvyšší snížení tření rozložení čtvercové. Naopak kruhové rozložení vedlo ke zvýšenému tření. Vyšší tření bylo pozorováno rovněž pro všechna rozložení při kontaktu MoP. Závěrem bylo konstatováno, že velké a hluboké důlky nevedou ke snížení tření. Některé další studie se zaměřily na vliv tvarů důlků textury. Testovány byly čtvercové, trojúhelníkové, eliptické [44] a prstencové důlky [50]. Velmi dobrých výsledků ve srovnání s trojúhelníkovými a eliptickými důlky dosahovaly důlky čtvercové. Zároveň byl pozorován zásadní vliv natočení důlků v závislosti na směru relativního pohybu.

První studii, ve které byla použita textura na měkkém povrchu UHMWPE kyčelní jamky, provedl Dong a kol. [51]. Tato studie se však zaměřuje zejména na vliv teploty. Pokud jde o zaměření na tření, byla pilotní studií při použití mikrotexturované jamky studie Nečase a kol. [52]. Autoři zde konstatují, že texturování tvrdého povrchu nemusí být efektivní z delšího časového hlediska. Důlky se časem zaplní částicemi opotřebení, což následně může vést ke zvýšení abrazivního opotřebení. Oproti tomu na měkkém povrchu textura vlivem opotřebení časem úplně vymizí. Nicméně autoři uvádí, že vyšší opotřebení bylo již dříve pozorováno právě v záběhové fázi. Testovány byly čtyři komerčně vyráběné hlavice, dvě jamky (s texturou a bez textury) a dvě maziva. Snížení tření bylo pozorováno bez závislosti na materiálu kloubní hlavice, nejvýraznějšího snížení bylo dosaženo při použití keramických hlavic. V závěru je uvedeno, že použití mikrotexturovaných náhrad v praxi by nevyžadovalo nutnost klinického testování, což je nevyhnutelné při vývoji nových materiálů a povrchových povlaků.

Jedna z nejnovějších experimentálních studií [53] uvádí, že optimální textura existuje pro všechny provozní podmínky. Při pozorovaných texturách se optimální parametry pohybovaly v rozmezí 10–40 % pro pokrytí a 1–14 % pro poměr hloubky a průměru důlků textury (aspect ratio).

Výzkum několika autorů se zaměřil i na využití numerických modelů. S prvním modelem přišel Gao a kol. [54]. Zde byla vymodelována kyčelní náhrada MoM. Důlky byly simulovány na hlavici, jamce a na obou komponentách současně za klidového režimu a za podmínek odpovídající chůzi. Výsledky potvrdily zlepšení mazacích vlastností. Tato studie byla později rozšířena [55]. Autoři se zde zaměřili tentokrát na kontakt MoP a model kolenního kloubu, který lze stejně jako kloub kyčelní definovat jako kontakt ball-on-socket. Efekt textury nebyl nijak výrazný, při určitých podmínkách byl naopak negativní. Na základě výsledků bylo konstatováno, že ke správnému efektu musí být mikrotextura navržena a vyrobena velmi pečlivě a že je těžké určit závislost konkrétních parametrů textury a opotřebení. Chyr a kol. [56] využili numerického modelu ke vhodnému výběru textur, které byly následně experimentálně ověřeny prostřednictvím texturovaného CoCr válce představující hlavici kyčelního kloubu a konkávního válcového vzorku z UHMWPE představující kyčelní jamku. Experiment potvrdil zvýšení únosnosti a tloušťky mazacího filmu díky mikrotexturovanému povrchu CoCr válce. Choudhury a kol. [44] však poukazuje na skutečnost, že v numerických modelech vystupuje bovinní sérum, jedno z nejpoužívanějších maziv pro simulaci kloubní synoviální kapaliny, jako Newtonovská kapalina, tudíž tyto modely neuvažují shlukování a adsorbování proteinů. Mazací film je reálně tlustší než v numerických modelech, a to z důvodu ne-Newtonovských vlastností bovinního séra. Studie navíc dává do souvislosti tloušťku filmu s parametry textur. Mikrotextury obecně zvyšují tloušťku mazacího filmu a rovněž zvyšují hydrodynamickou tlak mezi třecími povrchy. Tlustší mazací vrstva lépe chrání povrchy před vzájemným kontaktem a s tím souvisejícím opotřebením.

## 2.5.2 Výroba mikrotextur

Výroba textur v řádech mikrometrů je poměrně náročná. V minulosti bylo využito několika různých technologií k jejich výrobě: laser [41, 44, 47, 56], mikrovrtání [48], vtisk indentoru [57], elektrický výboj [40, 42], „tilling“ technologie [52, 58] nebo vodní paprsek [43]. Většina z nich však s sebou přináší i určité nevýhody. Mikrovrtání je limitováno svojí přesností. Při použití laseru není možno přesně kontrolovat hloubku a průměr mikrotextury, stejný efekt se dá očekávat u vodního paprsku. Laser navíc může způsobit tepelné ovlivnění oblasti okolo textury [52]. Ovlivnění oblasti okolo důlku bylo pozorováno i při výrobě textury vtiskem indentoru [57]. Velmi efektivní se ukázala být „tilling“ technologie. Při této technologii je použito CNC obráběcí centrum a obráběcí nůž s mikrometrickým hrotem. Důlky jsou pak na povrchu vyrobeny jeden po druhém, i přesto je tato metoda velmi rychlá [52, 58].



## 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

### 3.1 Analýza problému

Operace kyčelního kloubu je dnes již běžným chirurgickým zákrokem. Z dostupných zdrojů je patrný neustálý růst počtu pacientů a lze předpokládat, že tento trend bude i nadále pokračovat. Nejčastější příčinou vedoucí k transplantaci kyčelního kloubu je osteoartróza. Tímto onemocněním trpí převážně lidé starší šedesáti let. Kloubní náhrady disponují pouze omezenou životností, a to v rozmezí 15–20 let. Po této době dojde u naprosté většiny endoprotéz k nadměrnému opotřebení vedoucí k aseptickému uvolnění a náhrada již není nadále schopna plnit svoji funkci. Opotřebení vzniká v důsledku tření a nedostatečného mazání kontaktních ploch. Tyto tribologické procesy jsou dány vlastnostmi třecích ploch a jejich kontaktu. V momentě, kdy náhrada již není schopna správně plnit svoji funkci, je u pacienta nutná reoperace. Ta však může být vyžadována i dříve, neboť k selhání může z různých důvodů dojít i předčasně. Průměrná délka života se prodlužuje, a to je jeden z důvodů, proč operací a reoperací bude i nadále přibývat. Možností, jak růstu reoperací alespoň částečně zabránit, je prodloužení životnosti náhrad.

Za účelem prodloužení životnosti byla vyvinuta a testována řada materiálů a jejich kombinací. Ukázalo se, že právě volba materiálu výrazně ovlivňuje opotřebení implantátů. Nicméně vývoj nových materiálů a jejich zavedení do praxe je poměrně zdlouhavý proces.

Aktuální vědecké studie se zaměřují na výzkum mikrotexturovaných povrchů a jejich možnou aplikaci na kloubní náhrady. Jejich pozitivní vliv byl již v praxi aplikován u několika strojních součástí. Na základě studií uvedených v rešeršní části je možné popsat princip mikrotextr následovně: lokálně zvyšují hydrodynamický tlak, zvyšují tloušťku mazacího filmu mezi třecími povrchy, díky čemuž jsou povrchy lépe chráněny před vzájemným kontaktem, zároveň se textury chovají jako reservoáry maziva a zachycují již vzniklé částice opotřebení. To vede v konečném důsledku ke snížení tření a opotřebení povrchů. Dle již provedených studií však pozitivní efekt textury závisí na parametrech textury. Několik experimentů ukázalo, že nevhodná volba textury vede naopak ke zvýšení tření a opotřebení.

Většina studií realizovala experimenty prostřednictvím metody pin-on-disk. Tato metoda však nevystihuje reálnou geometrii kyčelního kloubu. Lepší se z tohoto pohledu jeví využití simulátoru, který využívá reálnou konfiguraci hlavice-jamka, jako je například kyvadlový simulátor.

Doposud se všechny studie, až na jednu výjimku, kdy se testovala mikrotexturovaná kloubní jamka, zaměřovaly na aplikaci mikrotextury na kloubní hlavici. Oblast texturování jamek je tedy prozatím téměř neprobádaná.

## 3.2 Cíl práce

Hlavním cílem práce je experimentálně popsat vliv mikrotexturovaného povrchu kyčelní jamky na součinitel tření. Experiment bude realizován prostřednictvím kyvadlového simulátoru. Pozorovány budou zejména vliv složení modelové kloubní kapaliny a vliv geometrie a rozložení textury. Předpokládá se, že díky mikrotextuře bude dosaženo nižších hodnot součinitele tření. Touto problematikou se dosud zabývala pouze jediná studie [52] a tato práce bude jejím rozšířením.

Dílčí cíle práce:

- provést rešerši aktuálních studií zabývajících se aplikací textury u kloubních implantátů,
- návrh několika textur a následné zajištění jejich výroby,
- posoudit vliv složení modelové kloubní kapaliny,
- posoudit vliv geometrie a rozložení textury na součinitel tření,
- provést detailní analýzu výsledků a výsledky konfrontovat s dosud publikovanými studiemi.

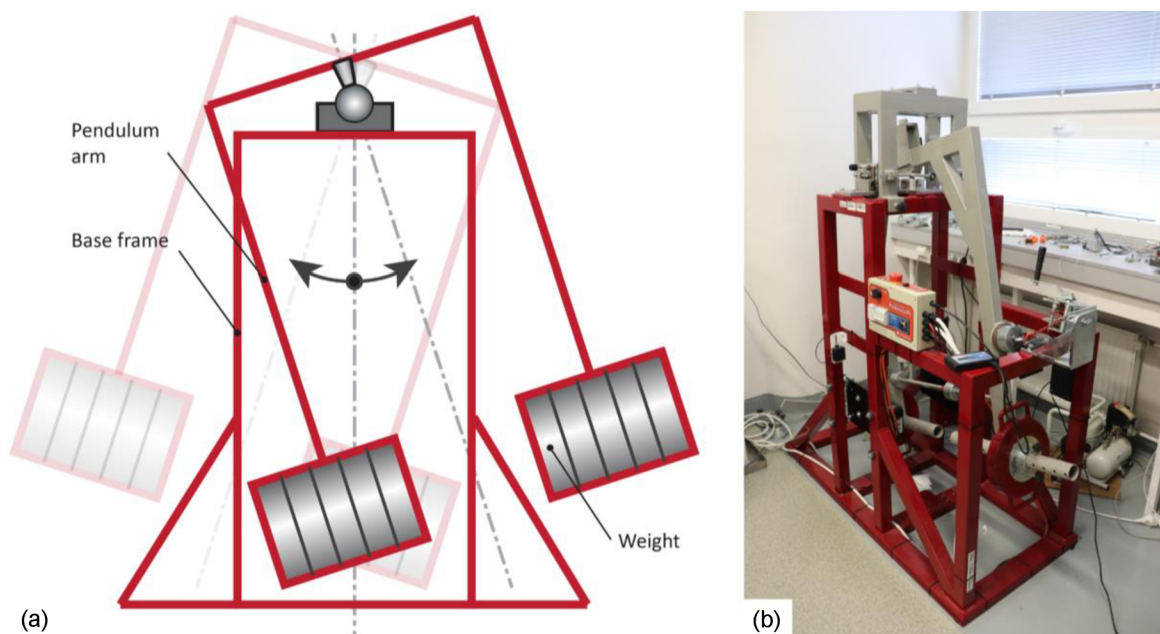


## 4 MATERIÁL A METODY

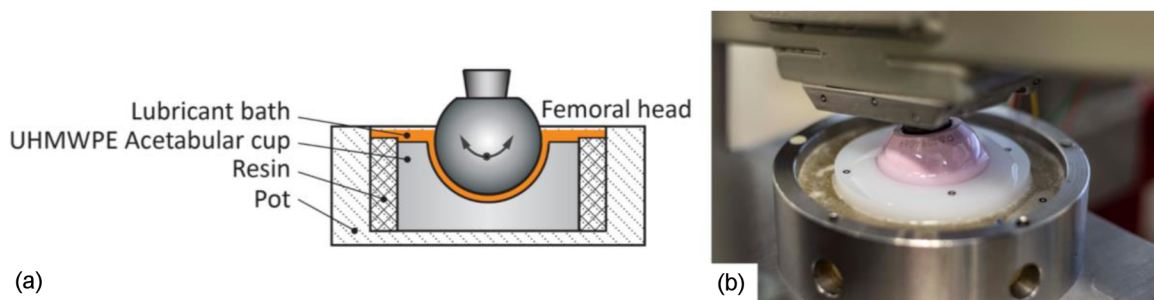
Měření součinitele tření bylo prováděno pomocí kyvadlového simulátoru. Měřeny byly různé kombinace zvolených komponent (jamky a hlavice) a maziv. Pro záznam, vyhodnocení a zpracování dat byly použity softwary DEWEsoft, MATLAB a Microsoft Excel.

### 4.1 Kyvadlový simulátor

Pro realizaci experimentu bylo využito kyvadlového simulátoru, který je detailně představen v předchozích studiích [52, 59, 60]. Simulátor má dvě hlavní části (viz. Obr. 4-1). Jednou z nich je základní rám, v němž je uložena kloubní jamka, která byla předem zalita pomocí pryskyřice v misce z nerezové oceli (viz. Obr. 4-2). Druhou částí je pohyblivé rameno – kyvadlo. S ním je prostřednictvím ocelového kuželu spojena kloubní hlavice, která je následně uložena v jamce [60]. Při samotném experimentu je kyvadlo vychýleno do výchozí pozice, následně je uvolněno, přičemž se zaznamenává úhlová rychlost pohybu až do okamžiku zastavení spontánního kývání v důsledku tření mezi hlavicí a jamkou. Signál ze snímače úhlové rychlosti je přenášěn prostřednictvím USB kabelu do počítače, kde je následně zaznamenán a zpracován [52].



Obr. 4-1 Kyvadlový simulátor; (a) schématický náčrt, base frame = základní rám, pendulum arm = kyvné rameno, weight = závaží [52]; (b) fotografie simulátoru. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52] a z vlastního archivu.



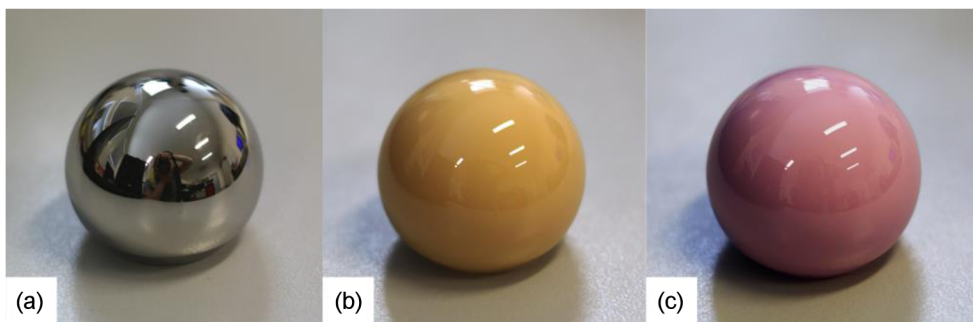
Obr. 4-2 Uložení hlavice a jamky, (a) schematický náčrtek, lubricant bath = lázeň maziva, UHMWPE acetabular cup = jamka z UHMWPE, resin = pryskyřice, pot = miska, femoral head = hlavice [52]; (b) fotografie uložení. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52] a z vlastního archivu.

## 4.2 Hlavice

Pro experiment byly použity tři komerčně vyráběné kloubní hlavice o nominálním průměru 32 mm: kovová (CoCrMo) a dvě keramické (alumina a zirconia-toughened alumina dále označována jako zirkonia) (viz. Obr. 4-3). Tyto hlavice jsou totožné jako použil Nečas a kol. [52] v pilotní studii zaměřené na vliv textur. Při pozorování vlivu parametru textury byla následně využita pouze kovová a keramická hlavice zirkonia. Konkrétní parametry všech hlavic jsou uvedené v Tab. 4-1.

Tab. 4-1 Přehled použitých hlavic a jejich parametrů.

Hlavice	Skutečný průměr (mm)	Drsnost povrchu (nm)	Komerční označení a výrobce
Kov	31,96	12,05	ISODUR®-F CoCrMo ISO 5832-12, B.Braun
Alumina	31,97	9,03	BIOLOX® delta, B.Braun
Zirkonia	31,97	12,01	BIOLOX® forte, B.Braun



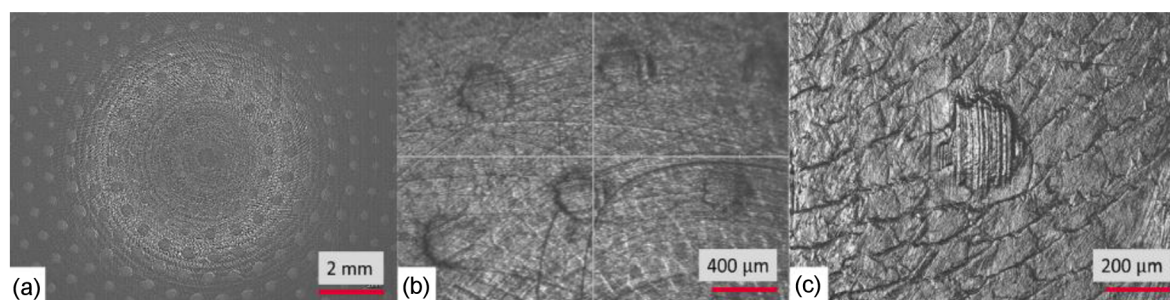
Obr. 4-3 Hlavice použité v experimentu; (a) kov; (b) alumina; (c) zirkonia.

### 4.3 Jamky

Celkem bylo při experimentu použito šest jamek o nominálním průměru 32 mm. V první části, kdy byl pozorován vliv složení maziva na součinitel tření, byly použity totožné jamky, jaké použil Nečas a kol. [52]. Jednalo se o komerčně vyrobenou hladkou jamku a o texturovanou jamku s důlky o průměru 300  $\mu\text{m}$ , hloubkou 5  $\mu\text{m}$  a pokrytím povrchu jamky 15 %. Texturovaná jamka byla vyrobena ve spolupráci s kolegy z Meijo University a firmy Kanefusa Corporation v Nagoji tzv. „tilling“ technologií (viz. kapitola 2.5.2). Parametry textury byly zvoleny na základě předchozích zkušeností výzkumného týmu. Detailní snímky textury jsou k vidění na Obr. 4-4. Ve druhé části experimentu byl zkoumán vliv geometrie textury na součinitel tření. Za tímto účelem byly vyrobeny čtyři nové jamky, jedna hladká a tři texturované, opět ve spolupráci s Meijo University a Kanefusa Corporation. Při texturování byla použita stejná technologie jako v předchozím případě. Parametry všech jamek jsou shrnuty v Tab. 4-2. Nové jamky bylo zapotřebí předpřipravit pro samotné měření, a to přesným vymezením polohy v nerezové misce a následným zalitím pryskyřicí (viz. Obr. 4-5). Pro zajištění totožného natočení jamek v simulátoru při jednotlivých sériích byla na pryskyřici vyznačena ryska.

Tab. 4-2 Přehled použitých jamek a jejich parametrů

Jamka	Průměr důlků textury (μm)	Hloubka důlků textury (μm)	Pokrytí texturou (%)
Vliv složení modelové kloubní kapaliny			
UHMWPE hladká	-	-	-
UHMWPE texturovaná	300	5	15
Vliv geometrie a rozložení textury			
UHMWPE hladká	-	-	-
UHMWPE texturovaná	200	5	15
UHMWPE texturovaná	300	5	15
UHMWPE texturovaná	300	5	30



Obr. 4-4 Detailní snímky texturované jamky z první části experimentu; (a) snímek z laserového mikroskopu [52]; (b) a (c) snímky vytvořené 3D optickým profilometrem Bruker Contour GT-X8 pracující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze [52]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52].



Obr. 4-5 Fotografie z průběhu zalévání umělé kloubní jamky.

## 4.4 Modelová kloubní kapalina

Před každou sérií měření byla jamka naplněna mazivem. Experiment byl proveden s fosfátovým pufrům (phosphate buffered saline – PBS) a modelovou synoviální kapalinou (MSK). MSK obsahovala albumin,  $\gamma$ -globulin, kyselinu hyaluronovou a fosfolipidy. Koncentrace jednotlivých látek jsou uvedeny v Tab. 4-3. Složení MSK bylo opět shodné se studií Nečase a kol. [52]. Toto složení odpovídá fyziologické synoviální kapalině. Obě kapaliny bylo zapotřebí řádně skladovat, PBS v lednici, MSK v mrazničce při teplotě  $-22\text{ }^{\circ}\text{C}$ , aby nedošlo k degradaci proteinů. Pro první část, posouzení vlivu složení modelové kloubní kapaliny na tření, byly navíc použity tři roztoky PBS s proteiny. První roztok obsahoval albumin (PBS+ALB), druhý roztok  $\gamma$ -globulin (PBS+GLO) a třetí roztok obsahoval oba tyto proteiny (PBS+ALB+GLO). Koncentrace proteinů je opět uvedena v Tab. 4-3. Tyto roztoky bylo nutné připravit den předem, aby došlo k řádnému rozpuštění proteinů v PBS. Po tuto dobu byly uchovávány v lednici. Před samotným experimentem byly kapaliny vždy vyjmuty z lednice, respektive z mrazničky, a nechaly se volně ohřát na laboratorní teplotu. Kapaliny rovněž po aplikaci vyžadovaly rozdílný proces čištění komponent. Zatímco po sérii měření s čistým PBS postačovalo jamku a hlavici opláchnout isopropylalkoholem, po použití MSK a PBS s proteiny bylo nutné komponenty napřed opláchnout čistou vodou, následně opláchnout roztokem dodecylsírany sodného (sodium dodecyl sulfate – SDS), opět opláchnout čistou vodou, osušit a na závěr opláchnout isopropylalkoholem. Tento proces byl nezbytný, aby byly řádně odstraněny všechny adsorbované proteiny z povrchu komponent.

Tab. 4-3 Koncentrace látek v použitých mazivech.

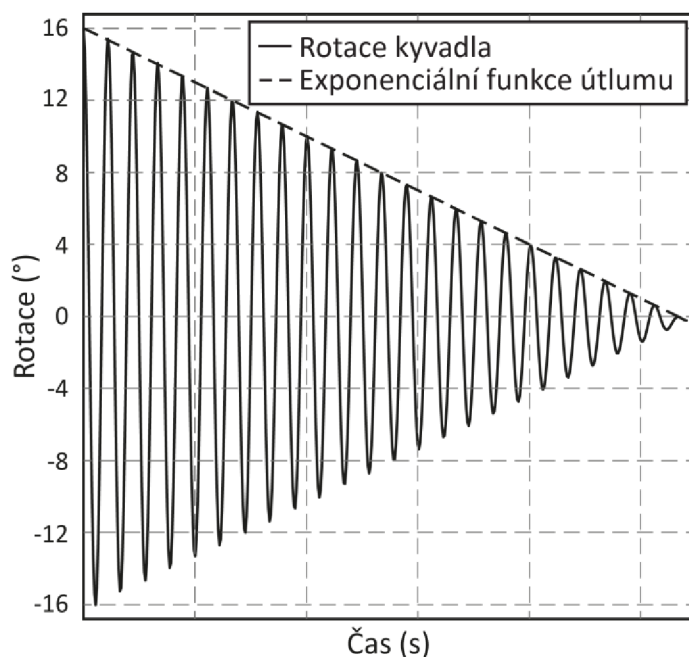
Modelová kloubní kapalina	Albumin (mg/ml)	$\gamma$ -globulin (mg/ml)	Kyselina hyaluronová (mg/ml)	Fosfolipidy (mg/ml)
PBS	-	-	-	-
MSK	20	3,6	2,5	0,15
PBS+ALB	20	-	-	-
PBS+GLO	-	3,6	-	-
PBS+ALB+GLO	20	3,6	-	-

## 4.5 Podmínky experimentu

Experiment byl realizován při laboratorní teplotě  $22\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ . Zatížení činilo 532 N, což odpovídá tíze samotného kyvného ramena. Na rozdíl od předchozí studie [52] bylo použito odlišné rameno s rozdílnou konstrukcí, a tedy i s rozdílným momentem setrvačnosti. Na počátku každého měření bylo kyvadlo vychýleno o úhel  $16^\circ$ .

## 4.6 Záznam a vyhodnocení

Pohyb kyvadla byl zaznamenáván v softwaru DEWEsoft. Záznam byl následně vyexportován ve formátu .mat, který již mohl být vyhodnocen pomocí předpřipraveného skriptu v softwaru MATLAB. Ve skriptu bylo nutné zadat vstupní parametry: hmotnost kyvadla, délku ramene kyvadla, moment setrvačnosti kyvadla, úhel vychýlení kyvadla a poloměr kloubní hlavice. Výsledný součinitel tření byl určen na základě exponenciálního modelu (viz. Obr. 4-6). Data byla průběžně ukládána do sešitu v Excelu, kde probíhalo další zpracování. Každá série měření (jamka-hlavice-mazivo) sestávala z 10 opakování, pro relevantnější výsledky byla odebrána minimální a maximální hodnota, dále se tedy pracovalo s 8 hodnotami součinitele tření pro danou sérii. Tato data byla graficky zpracována a byly z nich určeny průměr a směrodatná odchylka. Na závěr byly určeny procentuální odchylky texturovaných jamek od jamek hladkých.



Obr. 4-6 Ukázka záznamu signálu.

## 4.7 Postup měření

- 1) Příprava vzorku:
  - a) očištění komponent isopropylalkoholem,
  - b) uložení jamky do simulátoru,
  - c) aplikace modelové kapaliny do jamky,
  - d) vložení pomocného kuželu do hlavice,
  - e) uložení hlavice do kyvného ramena prostřednictvím válcového konce kužele,
  - f) uložení hlavice do jamky spuštěním kyvadla pomocí pohybového šroubu.
- 2) Měření:
  - a) propojení simulátoru s počítačem,
  - b) spuštění softwaru DEWEsoft,
  - c) příprava DEWEsoftu k záznamu,
  - d) vychýlení kyvadla do počáteční polohy a zajištění pomocí elektromagnetu,
  - e) spuštění nahrávání,
  - f) uvolnění elektromagnetu,
  - g) po ustálení kyvadla vypnutí nahrávání,
  - h) export záznamu,
  - i) opakovat desetkrát body 2c až 2h.
- 3) Výměna vzorků:
  - a) zdvihnutí kyvadla pomocí pohybového šroubu,
  - b) vyjmutí hlavice,
  - c) vyjmutí kuželu z hlavice,
  - d) vyjmutí jamky ze simulátoru,
  - e) likvidace přebytečné kapaliny,
  - f) očištění komponent (v závislosti na použité kapalině, viz. kap. 4.4).
- 4) Zpracování naměřených dat (viz. kap. 4.6).



## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Vliv složení modelové kloubní kapaliny

#### 5.1.1 Vliv PBS a MSK

Při experimentu s kovovou hlavicí byl pozorován negativní vliv textury. V obou případech, při aplikaci PBS i MSK, došlo ke zvýšení součinitele tření. Při měření s PBS (viz. Graf 5-1a) nebyl nárůst tak znatelný, z 0,031 na 0,032. Zato s MSK (viz. Graf 5-1b) došlo k nárůstu o 20,8 % a navíc zde textura jamky způsobila vyšší nestabilitu ve srovnání s jamkou hladkou. Je patrné, že MSK hodnoty součinitele výrazně zvýšila oproti PBS.

Graf 5-2 znázorňuje výsledky měření součinitele tření s aluminovou hlavicí. Při aplikaci PBS byly výsledky velmi stabilní pro obě jamky (viz. Graf 5-2a). Mikrotextura zde zapříčinila snížení průměrného součinitele tření z 0,018 na 0,015. Výraznějšího poklesu bylo dosaženo s MSK (viz. Graf 5-2b). Hodnota průměrného součinitele tření pro hladkou jamku činila 0,069, pro texturovanou 0,045. Stejně jako u kovové hlavice byly pozorovány vyšší hodnoty součinitele tření u MSK. Stejně tak se zvýšila nestabilita celého měření. Při srovnání hladké a texturované jamky textura značně napomohla ke stabilizaci vývoje součinitele tření.

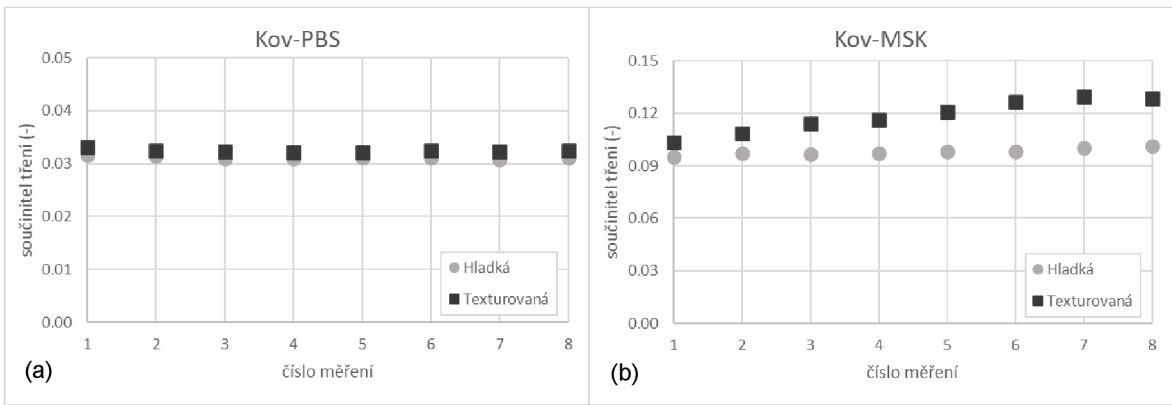
Zirkoniová hlavice vykazovala obdobné výsledky jako hlavice aluminová, velmi stabilní s PBS (viz. Graf 5-3a), méně stabilní s MSK (viz. Graf 5-3b), u MSK stabilnější s texturovanou jamkou, celkově vyšší hodnoty součinitele tření s MSK. Oproti aluminové hlavicí byly však průměrné hodnoty součinitelů vyšší, při aplikaci PBS 0,022 s hladkou jamkou, respektive 0,018 s texturovanou, při aplikaci MSK 0,103 a 0,063.

Nejlepších výsledků, tedy nejvyššího snížení součinitele tření mezi hladkou a texturovanou jamkou, bylo dosaženo se zirkoniovou hlavicí a MSK jako aplikovaným mazivem. Procentuální rozdíl činil -39,1 %. Naopak nejhůře dopadla kombinace kovové hlavice a MSK, procentuální rozdíl dosáhl hodnoty +20,8 %.

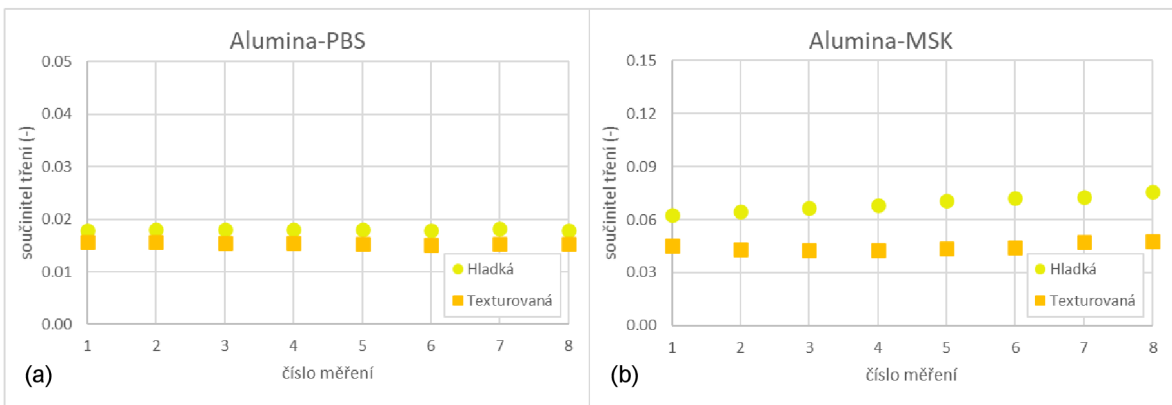
V tabulkách Tab. 5-1 až Tab. 5-3 jsou pro jednotlivé hlavice zapsány průměrné hodnoty součinitele tření, průměrné směrodatné odchylky a procentuální rozdíly průměrných součinitelů tření hladké a texturované jamky (jako referenční byla uvažována hladká jamka), a to v závislosti na použitém mazivu a použité jamce.

Na základě těchto měření bylo rozhodnuto, že v další části budou experimenty realizovány pouze se dvěma hlavicemi, s kovovou a jednou keramickou. Důvodem bylo, že alumina i zirkonia vykazovaly velmi podobné výsledky. Aluminová hlavice dosahovala nižších hodnot součinitele tření, nicméně u zirkoniové byly pozorovány větší procentuální rozdíly a zároveň se jedná o novější generaci keramiky. Z těchto důvodů se dále pokračovalo se zirkonií.

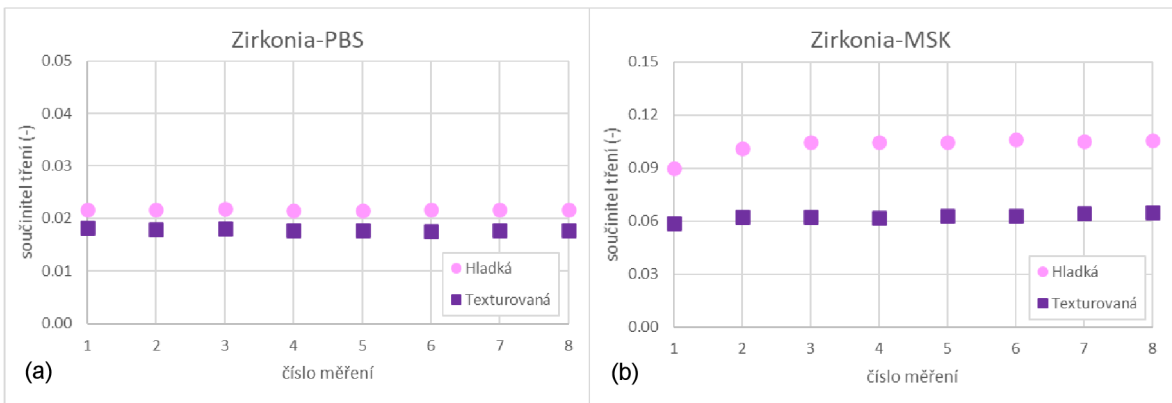




Graf 5-1 Výsledky měření s kovovou hlaví v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.



Graf 5-2 Výsledky měření s aluminovou hlaví v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.



Graf 5-3 Výsledky měření se zirkoniovou hlaví v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.

Tab. 5-1 Výsledky měření s kovovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	Kovová hlavice					
	PBS			MSK		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,0312	0,0003	-	0,0981	0,0019	-
Texturovaná	0,0324	0,0003	+4,09 %	0,1185	0,0089	+20,77 %

Tab. 5-2 Výsledky měření s aluminovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	Aluminová hlavice					
	PBS			MSK		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,0180	0,0001	-	0,0691	0,0042	-
Texturovaná	0,0154	0,0002	-14,20 %	0,0446	0,0019	-35,46 %

Tab. 5-3 Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	Zirkoniová hlavice					
	PBS			MSK		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,0217	0,0001	-	0,1028	0,0050	-
Texturovaná	0,0178	0,0002	-17,61 %	0,0625	0,0018	-39,14 %

### 5.1.2 Vliv albuminu a $\gamma$ -globulinu

Jako první byla testována kovová hlavice. V kombinaci s albuminem (PBS+ALB) (viz. Graf 5-4a) byl efekt textury velmi malý. Došlo zde k lehkému nárůstu součinitele tření, a to o necelá 4 %. Při zaměření na jednotlivá měření si lze povšimnout, že v měření číslo 1 byl součinitel tření vyšší s texturovanou jamkou, v posledním měření byl naopak nepatrně vyšší s jamkou hladkou. Oproti čistému PBS došlo ke zvýšení průměrných hodnot součinitele tření na 0,044 pro hladkou jamku a 0,045 pro texturovanou. K výraznějšímu zvýšení hodnot došlo při aplikaci  $\gamma$ -globulinu (PBS+GLO) (viz. Graf 5-5a), pro hladkou jamku na 0,066 a 0,063 pro jamku texturovanou. Zde se tedy projevil mírně pozitivní vliv textury. Byl tu ale pozorován opačný jev než v případě albuminu, a to, že na počátku měření byly hodnoty nižší pro texturovanou jamku, v závěru se však hodnoty pro hladkou a texturovanou jamku téměř shodovaly. K nejvyššímu tření se dospělo při aplikaci obou proteinů současně (PBS+ALB+GLO) (viz. Graf 5-6a), hodnoty činily 0,097 a 0,090. Byl zde pozorován obdobný vývoj experimentu jako s  $\gamma$ -globulinem, v počátku vyšší hodnoty hladké jamky, v závěru hodnoty téměř shodné a zároveň snížení průměrné hodnoty vlivem textury. Pozitivní vliv textury na stabilitu měření se projevil pouze při použití albuminu.

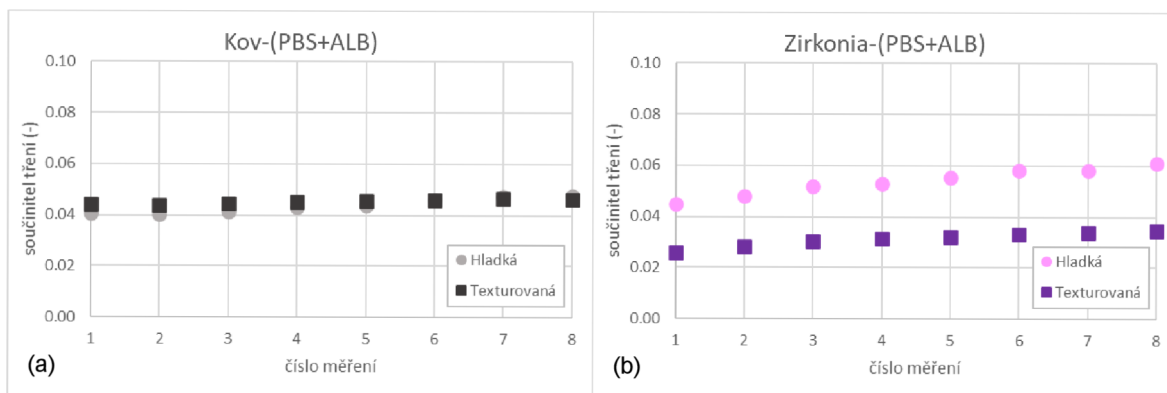
Mikrotextura při aplikaci všech maziv v kombinaci se zirkoniovou hlavici měla velmi pozitivní vliv. Jednak ve všech případech došlo k výraznému snížení tření a zároveň bylo dosaženo stabilnějších výsledků. Stejně jako s kovovou hlavici byl pozorován nárůst průměrných hodnot součinitele tření ve srovnání s čistým PBS. Při použití albuminu (PBS+ALB) (viz. Graf 5-4b) průměrné součinitele tření nabyly hodnot 0,054 pro hladkou jamku, 0,031 pro texturovanou. Pokles tedy činil 42,1 %. Při aplikaci  $\gamma$ -globulinu (PBS+GLO) (viz. Graf 5-5b) byl procentuální pokles přibližně poloviční oproti albuminu, průměrný součinitel tření dosáhl hodnot 0,059 a 0,048. Nejvyšší tření bylo pozorováno při kombinaci albuminu a  $\gamma$ -globulinu (PBS+ALB+GLO) (viz. Graf 5-6b), průměrné hodnoty byly 0,109 pro hladkou jamku a 0,065 pro texturovanou jamku.

Téměř při všech experimentech byl pozorován nárůst součinitele tření se zvyšujícím se číslem měření.

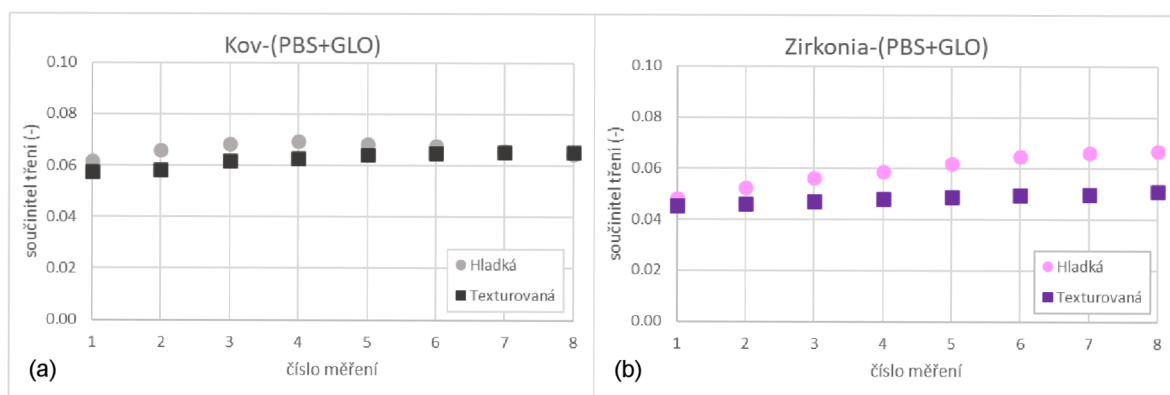
Nejlepších výsledků, tedy nejvyššího snížení součinitele tření v porovnání hladké a texturované jamky, bylo dosaženo se zirkoniovou hlavici a aplikací PBS obsahující albumin. Procentuální rozdíl činil -42,1 %. Stejně mazivo v kombinaci s kovovou hlavici dosáhlo výsledků nejhorsích. Procentuální rozdíl dosáhl hodnoty +3,5 %.

V tabulkách Tab. 5-4 a Tab. 5-5 jsou pro obě hlavice zapsány průměrné hodnoty součinitele tření, průměrné směrodatné odchylky a procentuální rozdíly mezi hladkou a texturovanou jamkou (jako referenční byla uvažována hladká jamka), a to v závislosti na použitém mazivu a použité jamce.

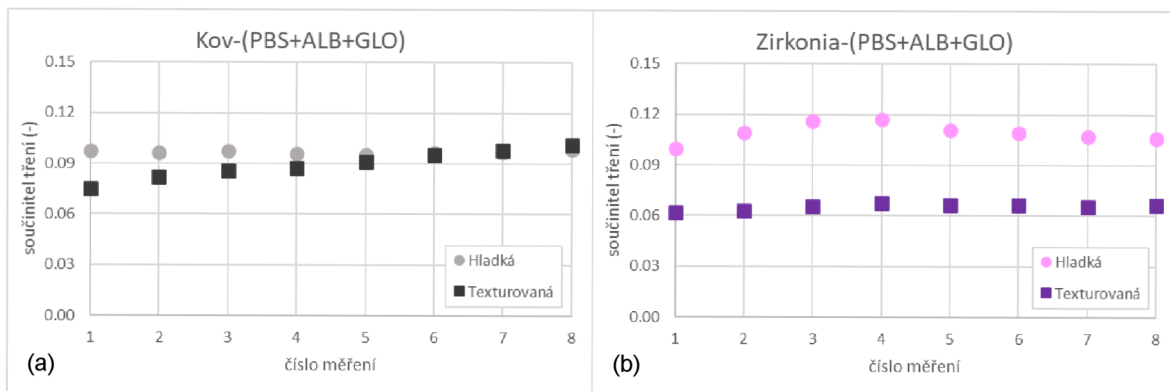
Formou sloupcového Graf 5-7 jsou znázorněny průměrné součinitele tření všech kombinací hlavice-jamka-kapalina.



Graf 5-4 Výsledky měření s PBS obohacným o albumin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.



Graf 5-5 Výsledky měření s PBS obohacným o  $\gamma$ -globulin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.



Graf 5-6 Výsledky měření s PBS obohacným o albumin a  $\gamma$ -globulin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.

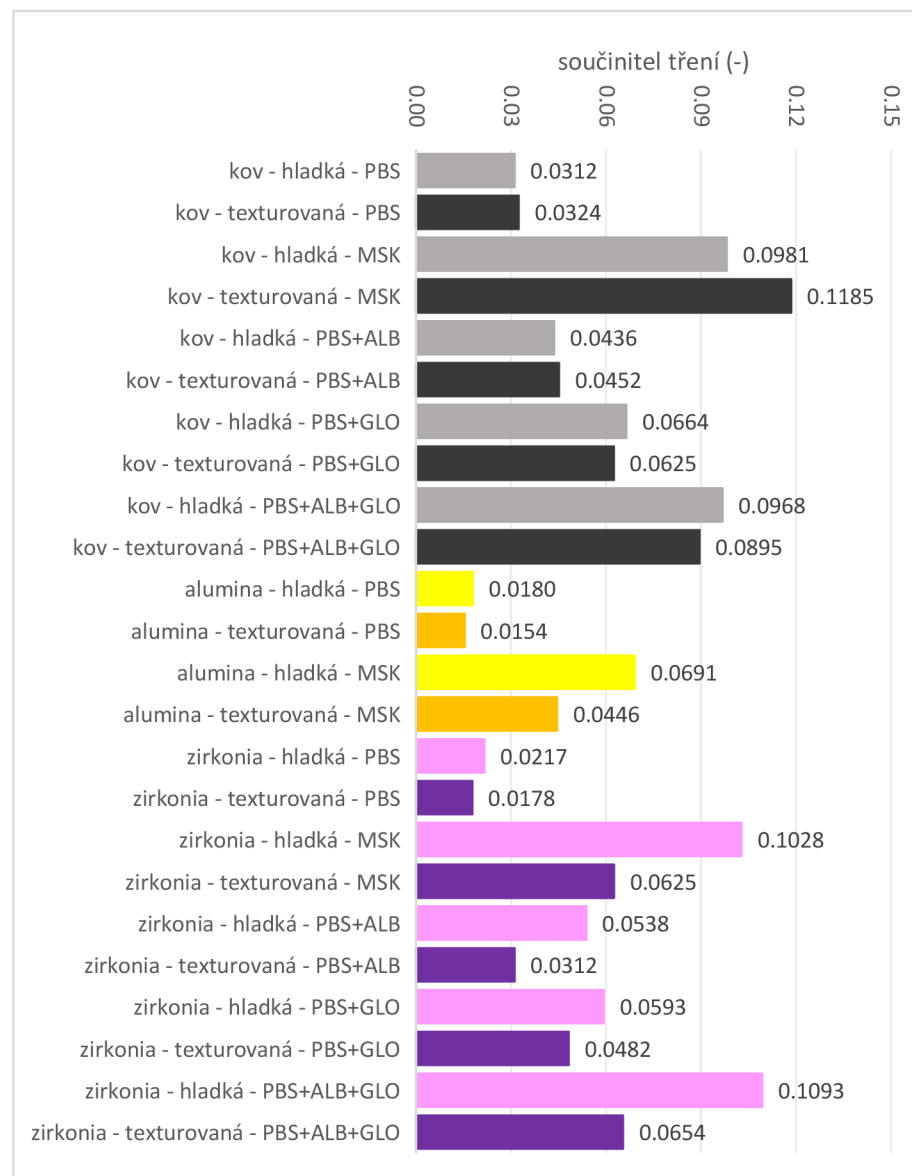
Tab. 5-4 Výsledky měření s kovovou hlavicí v kombinaci s PBS obsahující proteiny; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	Kovová hlavice								
	PBS+ALB			PBS+GLO			PBS+ALB+GLO		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,0436	0,0028	-	0,0664	0,0024	-	0,0968	0,0009	-
Textur.	0,0452	0,0009	+3,52 %	0,0625	0,0029	-5,91 %	0,0895	0,0081	-7,49 %

Tab. 5-5 Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí v kombinaci s PBS obsahující proteiny; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	Zirkoniová hlavice								
	PBS+ALB			PBS+GLO			PBS+ALB+GLO		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,0538	0,0051	-	0,0593	0,0063	-	0,1093	0,0053	-
Textur.	0,0312	0,0028	-42,10 %	0,0482	0,0019	-18,66 %	0,0654	0,0018	-40,21 %

Graf 5-7 Souhrnné výsledky měření pro určení vlivu složení kapaliny.



## 5.2 Vliv geometrie a rozložení textury

Výsledky experimentu s kovovou hlavicí jsou znázorněny v Graf 5-8. Pro hladkou jamku bylo dosaženo průměrné hodnoty součinitele tření 0,148. Textury o průměru důlků 300  $\mu\text{m}$  se od hladké jamky lišily řádově v jednotkách procent. Ve vzájemném porovnání těchto dvou struktur dopadla lépe jamka s pokrytím 30 %. Jamka s texturou o průměru důlků 200  $\mu\text{m}$  a pokrytím povrchu 15 % dosáhla průměrného součinitele tření 0,071, tedy o více než 50 % nižšího tření než hladká jamka.

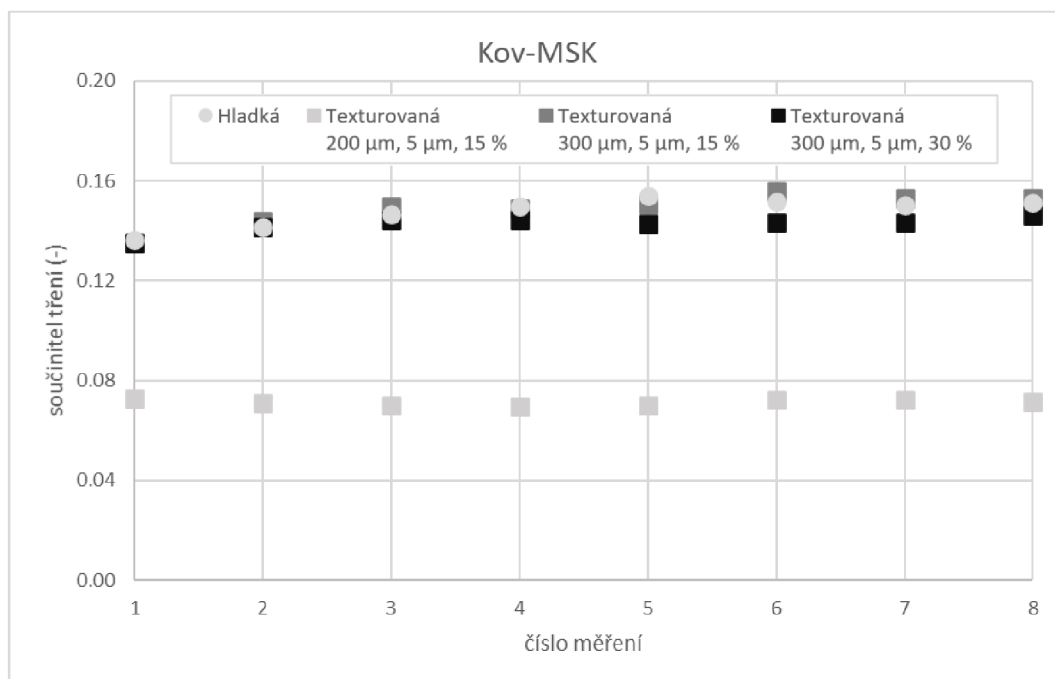
Experiment se zirkoniovou hlavicí vedl k obdobným výsledkům (viz. Graf 5-9). Textury s průměrem důlků 300  $\mu\text{m}$  nezapříčinily výrazné ovlivnění tření. V jejich vzájemném srovnání se dospělo k lepším výsledkům při vyšším pokrytí povrchu texturou. Jamka s průměrem důlků 200  $\mu\text{m}$  vedla k výraznému snížení tření. Při jejím použití nabyl součinitel tření průměrné hodnoty 0,035, s hladkou jamkou bylo dosaženo průměrného součinitele tření 0,127.

Vyjma jamky s texturou 300  $\mu\text{m}$ , 5  $\mu\text{m}$ , 15 %, mikrotextury vedly ke stabilnějším výsledkům v porovnání s hladkou jamkou, a to při použití jak kovové, tak i zirkoniové hlavice.

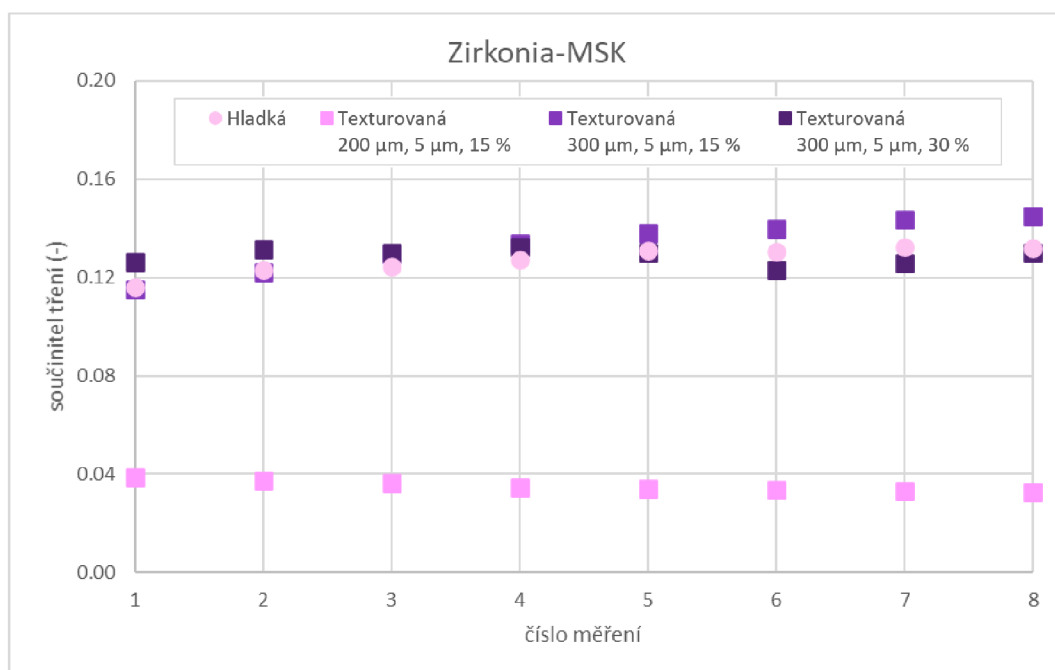
Nejvyšší snížení tření bylo pozorováno u mikrotextury 200  $\mu\text{m}$ , 5  $\mu\text{m}$ , 15 % v kombinaci se zirkoniovou hlavicí, kdy jeho hodnota klesla o 72,3 %. Nejhorších výsledků, nárůst tření o 5,0 %, dosáhla kombinace zirkoniové hlavice a jamky s texturou 300  $\mu\text{m}$ , 5  $\mu\text{m}$ , 15 %.

V tabulce Tab. 5-6 jsou zapsány průměrné hodnoty součinitele tření, průměrné směrodatné odchylky a procentuální rozdíly mezi hladkou a texturovanými jamkami (jako referenční byla uvažována hladká jamka), a to v závislosti na použité hlavicí a na použitých jamkách.

Formou sloupcového Graf 5-10 jsou znázorněny průměrné součinitele tření všech kombinací hlavice-jamka-kapalina.



Graf 5-8 Výsledky měření s kovovou hlavicí pro určení vlivu geometrie textury.

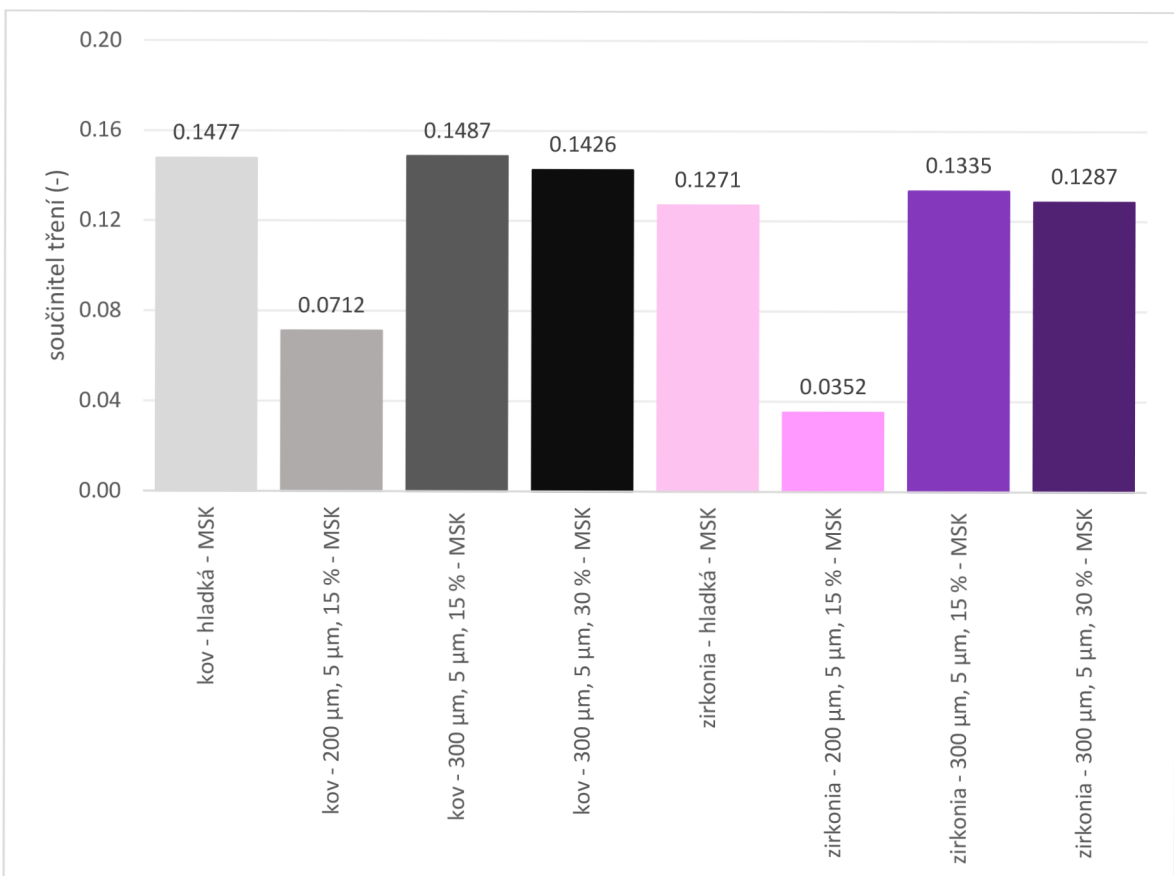


Graf 5-9 Výsledky měření se zirkoniou hlavicí pro určení vlivu geometrie textury.



Tab. 5-6 Výsledky měření pro určení vlivu geometrie textury; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl.

Jamka	MSK					
	Kovová hlavice			Zirkoniová hlavice		
	PST	SO	PR	PST	SO	PR
Hladká	0,1477	0,0056	-	0,1271	0,0053	-
Texturovaná 200 μm, 5 μm, 15 %	0,0712	0,0011	-51,82 %	0,0352	0,0020	-72,31 %
Texturovaná 300 μm, 5 μm, 15 %	0,1487	0,0061	+0,71 %	0,1335	0,0098	+5,01 %
Texturovaná 300 μm, 5 μm, 30 %	0,1426	0,0030	-3,45 %	0,1287	0,0029	+1,23 %



Graf 5-10 Souhrnné výsledky měření pro určení vlivu geometrie a rozložení textury.

## 6 DISKUZE

Problém omezené životnosti kloubních náhrad je v současné době velmi aktuální téma, neboť pacientů, kteří z různých důvodů musí náhradu kyčelního či kolenního kloubu podstoupit, neustále přibývá. Omezená životnost je v první řadě dána opotřebením povrchů implantátů v důsledku nadměrného tření. Cílenou úpravou povrchu je možné do jisté míry tyto jevy ovlivnit [42, 43, 45, 52]. Právě posouzení vlivu textury na součinitel tření bylo hlavním cílem této práce.

Na základě provedené rešerše, která mimo jiné rozebírá aktuální studie zabývající se aplikací textury na povrch kloubních implantátů, byly vybrány testované komponenty a vhodné metody. Nejčastější v praxi používanou kombinací je MoP, tedy kombinace kovové hlavice a polyethylenové jamky. Vedle kovových hlavic se pak často používají hlavice keramické [19]. V počátku řešení se uvažovalo i o testování s oxiniovou hlavicí. Ta ale v předcházející studii [52] nevykazovala tak dobré výsledky, a navíc není v porovnání s dalšími zmíněnými materiály zdaleka tak rozšířená, proto nakonec do experimentů zařazena nebyla. Horší výsledky oproti jiným hlavicím byly zdůvodněny vyšší drsností povrchu, textura se tak nemohla naplno projevit [52]. K výrobě mikrotextury na povrchu jamek se využilo „tilling“ technologie třískového obrábění, která je zcela unikátní a v minulosti se již osvědčila jak v oblasti technické tribologie, tak biotribologie [52, 58]. Parametry těchto textur byly navrženy na základě předchozích zkušeností výzkumného týmu.

Jako první byl pozorován vliv mikrotextury při aplikování několika různých modelových kloubních kapalin. Přítomnost proteinů v kapalině jednoznačně ovlivnila výsledné tření testovaných náhrad (viz. Graf 5-7) stejně jako v dřívějších experimentálních studiích [31, 61]. Hodnoty součinitelů tření pro MSK vycházely výrazně vyšší než pro referenční PBS.

Následně byl hodnocen vliv dvou konkrétních proteinů s nejvyšší koncentrací v synoviální kapalině, a to albuminu a  $\gamma$ -globulinu. Jejich koncentrace odpovídala koncentracím v běžné synoviální kapalině. Ve studii Nečase a kol. [61] bylo konstatováno, že vyšší vliv na tření má albumin. Toto tvrzení se nepotvrdilo. Kovová i zirkoniová hlavice dosahovaly vyšších hodnot součinitele tření při aplikaci  $\gamma$ -globulinu. Výše zmíněná studie však využila metody ball-on-disk, tudíž zde nebyla dostatečně vystižena reálná geometrická konfigurace kloubního spojení. Další studie [31] navíc dospěla k závěru, že tření a mazání závisí nejen na koncentraci proteinů, ale i na kinematických podmínkách.

Proteiny měly rovněž velký vliv na stabilitu hodnot součinitele tření a jejich vývoj v průběhu měření. Pro PBS byly výsledky velmi stabilní se všemi kombinacemi (viz. Graf 5-1a, Graf 5-2a, Graf 5-3a). Při aplikaci kapalin s proteiny v kombinaci s keramickými hlavicemi byl pozorován pozitivní efekt textury, co se stability týče. Textura zde vedla k mnohem stabilnějším výsledkům (viz. Graf 5-6b). U kovové hlavice stabilita v převážné většině vlivem textury klesla (viz. Graf 5-6a).

Dále je pozoruhodné, že při experimentu s kovovou hlavicí nebyl pozorován tak výrazný efekt textur jako s hlavicemi keramickými (viz. Graf 5-7). Při použití MSK byl efekt dokonce výrazně negativní, tření se zde zvýšilo o 20,8 %. Nicméně s kapalinou PBS+ALB+GLO součinitel tření již díky textuře klesl. To by znamenalo, že zásadní vliv mají v kapalině kyselina hyaluronová a fosfolipidy. Při pohledu na průměrné součinitele tření se však hodnoty liší řádově v tisícinách. Negativní vliv textury pro kombinaci MoP není ojedinělý a byl pozorován již v minulosti [49, 55, 57].

Je tedy patrné, že materiál hlavice rovněž hraje významnou roli na výsledné tření. Průměrné hodnoty součinitelů tření při aplikaci PBS a MSK byly téměř vždy vyšší pro kovovou hlavicí (viz. Graf 5-7). Stejně tak se objevily rozdíly mezi hlavicemi keramickými. Jak již bylo zmíněno v kapitole 5.1.1, aluminová hlavice dosahovala nižších hodnot. Tyto výsledky jsou však v souladu s dřívějšími studii [52, 60]. Při zaměření na procentuální pokles keramických hlavic jsou dosažené výsledky podobné s výsledky Nečase a kol. [52]. Při použití MSK a zirkoniové hlavice byl pokles totožný (39 %). Zde je ale nutné zmínit, že čím menší je hodnota součinitele tření, tím vyšší jsou procentuální rozdíly [52]. Při srovnání průměrných hodnot součinitele tření s touto studií [52] jsou rozdíly výrazné, což mohlo být způsobené použitím rozdílné konstrukce kyvného ramena. Autoři sami uvádí, že v jejich případě jsou ve srovnání s dřívějšími experimenty hodnoty součinitele tření poněkud vyšší, ale dále konstatují, že v první řadě hodnotí procentuální rozdíly mezi hladkou jamkou a jamkou mikrotexturovanou.

Druhá polovina praktické části práce se věnovala vlivu geometrie a rozložení textury na výsledné tření. Testovány byly tři texturované jamky, které se porovnávaly s jamkou hladkou. Jako mazivo zde vystupovala pouze MSK. Hloubka důlků všech tří textur činila 5  $\mu\text{m}$ , jelikož dřívější experimenty ukázaly, že mělké důlky vykazují lepší výsledky [49]. Nejvýznamnější snížení tření bylo zaznamenáno u jamky s menším průměrem důlků (200  $\mu\text{m}$ ) (viz. Graf 5-10). Pro kovovou hlavicí pokles tření činil 51,8 %, pro zirkoniovou hlavicí dokonce 72,3 %. U jamky se stejným procentuálním pokrytím (15 %) a většími důlky (300  $\mu\text{m}$ ) byl vliv na součinitele tření spíše negativní, ale procentuální rozdíl nebyl tak výrazný. Choudhury a kol. [44] uvádí, že právě menší důlky dosahují lepších výsledků. S jamkou o průměru důlků 300  $\mu\text{m}$  a pokrytím 15 % bylo možné porovnat jamku se stejným průměrem důlků a procentuálním pokrytím povrchu jamky texturou 30 %. Z této dvojice dosáhla lepších výsledků jamka s vyšším procentem pokrytí, procentuální rozdíly součinitelů tření se ale lišily řádově jen v jednotkách procent.

Textury ovlivnily i stabilitu naměřených hodnot. Jamka s průměrem důlků 200  $\mu\text{m}$  i v tomto ohledu dosáhla nejlepších výsledků a oproti hladké jamce byly hodnoty součinitele tření v průběhu experimentu stabilnější. Naopak vyšší nestability oproti hladké jamce dosáhla jamka s průměrem důlků 300  $\mu\text{m}$  a procentuálním pokrytím 15 %. Tímto se potvrdilo tvrzení, že pozitivní efekt textur je závislý na vhodné volbě jejich parametrů [39, 44, 49, 53].

Při pohledu na vliv materiálu v této části nižších průměrných hodnot součinitele tření dosahovala zirkoniová hlavice než hlavice kovová. Což je tedy opět v souladu s předchozími studii [52, 60].

Je na místě poukázat i na nedostatky zvolených metod řešení. Kyvadlový simulátor z hlediska simulace reálné geometrie kyčelního kloubu představuje jistě lepší řešení než metoda pin-on-disk, které bylo využito řadou studií [45, 47, 48]. Nicméně z důvodu zajištění plně zalitého kontaktu hlavice a jamky kapalinou je konfigurace opačná oproti kyčelnímu kloubu. Simulátor použitý v této práci také umožňuje kývání pouze v jednom směru. Existují i simulátory umožňující měření ve více směrech, což lépe vystihuje skutečný pohyb kloubu, jak je uvedeno v literatuře [52]. Dále by bylo možné namítnout, že teplota v lidském těle je vyšší než laboratorní teplota, při které experiment probíhal. V minulosti bylo ale dokázáno, že vliv teploty není nijak zásadní [28].

Experimenty provedené v této práci dokázaly, že mikrotexturováním povrchu jamky kyčelní náhrady lze dosáhnout nižšího tření, a to až o 72,3 %. Složení modelové kloubní kapaliny, geometrie a rozložení textury i materiál komponent však hrají významnou roli. Nevhodnou volbou parametrů může nastat opačný jev, tedy, že dojde ke zvýšení součinitele tření. Pozitivní vliv mikrotextury byl již dříve ověřen numericky i experimentálně [48, 54, 56]. Textura byla ale vždy aplikována na tvrdém povrchu, což se jeví jako logické a zároveň jednodušší výrobitelné řešení. Důlky na povrchu měkčího materiálu vlivem opotřebení vymizí, což by ale ve výsledku mohlo mít pozitivní efekt. V záběhové fázi se opotřebení nejvíce rozvíjí, textury by mohly snížit tření v průběhu této fáze, prodloužit ji, a tím by se prodloužila i celková životnost náhrady. Opotřebení v záběhové fázi se určuje velmi složitě, předpokládá se ale jeho snížení, neboť tření a opotřebení spolu korelují [52]. Výsledky některých studií [42, 48], u nichž bylo pozorováno snížení tření, dokonce vedly ještě k výraznějšímu snížení opotřebení.

## 7 ZÁVĚR

V úvodní části této bakalářské práce byla rozebrána problematika mikrotexturování kloubních náhrad. Pro přiblížení a lepší pochopení tématu byly v rámci současného stavu poznání zahrnuty kapitoly týkající se anatomie, transplantace, materiálů náhrad a tribologie, respektive biotribologie. Závěrečná kapitola se pak věnuje mikrotextrám a analýze aktuálních vědeckých studií zabývajících se aplikací mikrotextr na povrchy kloubních náhrad. Z této části vyplývá, že texturováním povrchu kloubních implantátů se zabývala již řada studií, nicméně až na jednu výjimku žádná z nich neaplikovala texturu na kyčelní jamku. Zmíněnou výjimkou je společná studie Ústavu konstruování v kooperaci s pracovišti v Japonsku. Tato bakalářská práce na zmíněnou studii navazuje.

Hlavním cílem byl experimentální popis vlivu mikrotexturovaného povrchu umělé kyčelní jamky na součinitele tření, přičemž pozornost byla věnována složení modelové kloubní kapaliny a geometrii a rozložení textury. Motivace vycházela z hypotézy, že textura obecně povede ke snížení tření. Pro posouzení vlivu složení modelové kapaliny byl experiment proveden se dvěma umělými jamkami (hladkou a texturovanou), třemi hlaviciemi (kovovou a dvěma keramickými) a pěti modelovými kapalinami s různým složením. Za účelem posouzení vlivu geometrie a rozložení textury byly ve spolupráci s Meijo University a firmou Kanefusa Corporation v Nagoji vyrobeny čtyři nové jamky, jedna hladká a tři s mikrotextrou. S těmi byl následně realizován experiment v kombinaci s kovovou a jednou keramickou hlavici a s modelovou synoviální kapalinou.

Dle analýzy naměřených dat je evidentní, že při aplikaci mikrotextury na povrch jamky kyčelního implantátu lze dosáhnout snížení součinitele tření, ovšem složení modelové kapaliny i geometrie a rozložení textury zde hrají zásadní roli. Dosažené výsledky byly srovnány s aktuálními studii zabývajících se touto problematikou. Nad rámec definovaných cílů byl diskutován i vliv materiálu kloubní hlavice.

Tato práce se zabývá velmi aktuálním tématem a je tedy na místě se danou problematikou i nadále zabývat. V budoucnu by se výzkum mohl zaměřit na analýzu opotřebení v záběhové fázi implantátů a nadále se zabývat vlivem geometrie a rozložení textury. Je otázkou času, kdy poznání dospěje do fáze, kdy bude možné tuto metodu s jistotou aplikovat v klinické praxi.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [2] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika kloubů člověka a jejich náhrady*. Praha: Viena a Štroffek, 2000. ISBN 80-7099-443-6.
- [3] ZVÁROVÁ, Jana a Jiří NEDOMA, ed. *Biomedicínská informatika. II., Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1227-5.
- [4] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HEŘT. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 1. 2., upr. a dopl. vyd.* Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [6] Problematický kyčelní kloub. *Mluvme o kloubech: Jak si udržet klouby v dobré kondici* [online]. 2017 [cit. 2020-04-30]. Dostupné z: <http://mluvmeokloubech.cz/2017/11/problematicky-kycelni-kloub/>
- [7] *Health at a Glance 2019* [online]. In: . 2019-11-07 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1787/4dd50c09-en. Dostupné z: [https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/health-at-a-glance-2019\\_4dd50c09-en](https://www.oecd-ilibrary.org/social-issues-migration-health/health-at-a-glance-2019_4dd50c09-en)
- [8] SOSNA, Antonín, David JAHODA a David POKORNÝ. *Náhrada kyčelního kloubu: rehabilitace a režimová opatření*. Praha: Triton, 2003. ISBN 80-7254-302-4.
- [9] GALLO, Jiří. *Artróza váhonosných kloubů ve světle medicíny založené na důkazu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. Učební texty. ISBN 978-80-244-1741-7.
- [10] Necementovaná jamka TEP kyčelního kloubu – typ SF. *BEZNOSKA, s. r. o.* [online]. [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/necementovana-jamka-tep-kycelniho-kloubu-typ-sf/>
- [11] Modulární krčky Kinectiv. *Zimmer Personal Fit. Renewed Life.™* [online]. [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: <https://www.zimmerczech.cz/medical-professionals/our-science/hip/ml-taper-w-kinectiv-technology.html>

- [12] Hlavice pro CEP/TEP kyčelního kloubu. *BEZNOSKA, s.r.o.* [online]. [cit. 2020-05-09]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/hlavice-pro-ceptep-kycelniho-kloubu/>
- [13] GANDHE, Advait a Martin GROVER. (i) Head size, does it matter? *Current Orthopaedics* [online]. 2008, **22**(3), 155-164 [cit. 2020-05-17]. ISSN 02680890. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268089008000686>
- [14] KNAHR, Karl, ed. *Tribology in Total Hip and Knee Arthroplasty* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer, 2014 [cit. 2020-05-17]. ISBN 978-3-642-45266-6. Dostupné z: <https://link.springer.com/book/10.1007%2F978-3-642-45266-6>
- [15] LINK® IP Acetabular Cup: Hips – Primary – Cemented. *LINK® UK* [online]. Edinburgh [cit. 2020-05-24]. Dostupné z: <https://linkorthopaedics.co.uk/project/ip-cup/>
- [16] Cementless screw cup system with polyethylene or ceramic inserts. *B.Braun Sharing Expertise* [online]. Tuttlingen [cit. 2020-05-24]. Dostupné z: <https://www.bbraun.com/en/products/b1/screw-cup-sc-acetabularcupsystem.html>
- [17] POLIAKOV, Aleksandr, Vladimir PAKHALIUK a Valentin L. POPOV. Current Trends in Improving of Artificial Joints Design and Technologies for Their Arthroplasty. *Frontiers in Mechanical Engineering* [online]. 2020, **6** [cit. 2020-06-10]. ISSN 2297-3079. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fmech.2020.00004/full>
- [18] MEROLA, Massimiliano a Saverio AFFATATO. A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials (Basel)* [online]. 2019 **12**(3) [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6384837/>
- [19] HU, Chang Yong, and Taek-Rim YOON. Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty. *Biomaterials research*. 2018, **22** [cit. 2020-06-08] Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6280401/>
- [20] Explaining OXINIUM. *Smith & Nephew* [online]. [cit. 2020-06-10]. Dostupné z: <https://www.smith-nephew.com/education/resources/video/2014/march/oxinium/>
- [21] BIOLOX Materials Matters: Bioceramics – High-tech Is Becoming More and More Popular for Artificial Hip Joints. *Ceram Tec: The Ceramic Experts* [online]. [cit. 2020-05-17]. Dostupné z: <https://www.ceramtec.com/biolox/materials/>



- [22] RIEKER, Claude B. Tribology of total hip arthroplasty prostheses: What an orthopaedic surgeon should know. *EFORT open reviews*. 2017, **1**(2), 52-57 [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5367615/>
- [23] Hip Implants Explained: Hip Implant Components. *LIRC* [online]. London [cit. 2020-06-10]. Dostupné z: <http://www.lirc.co.uk/hips>
- [24] STACHOWIAK, Gwidon W. a Andrew W. BATCHELOR. *Engineering tribology*. Fourth edition. Amsterdam: Butterworth-Heinemann is an imprint of Elsevier, [2014]. ISBN 978-0128100318.
- [25] ZHOU, Z.R. a Z.M. JIN. Biotribology: Recent progresses and future perspectives. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2015, **1**(1), 3-24 [cit. 2020-06-11]. ISSN 24054518. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000082>
- [26] GALLO, Jiří, Martin HARTL, Martin VRBKA, Tomáš NÁVRAT a Ivan KŘUPKA. Co by měl vědět ortoped o biotribologii totální endoprotézy kyčelního kloubu. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca* [online]. 2013, **80**(6), 377–385 [cit. 2020-06-11]. Dostupné z: [http://www.achot.cz/dwnld/achot\\_2013\\_6\\_377\\_385.pdf](http://www.achot.cz/dwnld/achot_2013_6_377_385.pdf)
- [27] MAVRAKI, Aikaterini a Philippa M. CANN. Friction and lubricant film thickness measurements on simulated synovial fluids. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2009, **223**(3), 325-335 [cit. 2020-06-10]. ISSN 1350-6501. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1243/13506501JET580>
- [28] MAVRAKI, Aikaterini a Philippa M. CANN. Lubricating film thickness measurements with bovine serum. *Tribology International* [online]. 2011, **44**(5), 550-556 [cit. 2020-06-10]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X10001775>
- [29] MYANT, Connor, Richard J. UNDERWOOD, Jingyun FAN a Philippa M. CANN. Lubrication of metal-on-metal hip joints: The effect of protein content and load on film formation and wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2012, **6**, 30-40 [cit. 2020-06-10]. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616111002426>



- [30] PARKES, Maria, Connor MYANT, Philippa M. CANN a Janet S.S. WONG. Synovial Fluid Lubrication: The Effect of Protein Interactions on Adsorbed and Lubricating Films. *Biotribology* [online]. 2015, **1-2**, 51-60 [cit. 2020-06-10]. ISSN 23525738. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352573815000086>
- [31] NEČAS, David, Yoshinori SAWAE, Kazuhiro NAKASHIMA, et al. The Influence of Proteins and Speed on Friction and Adsorption of Metal/UHMWPE Contact Pair. *Biotribology* [online]. 2017, **11**, 51-59 [cit. 2020-06-10]. ISSN 23525738. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352573816300749>
- [32] NEČAS, David, Martin VRBKA, Adéla GALANDÁKOVÁ, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019, **89**, 237-248 [cit. 2020-06-10]. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118310282>
- [33] NEČAS, David, Martin VRBKA, Jiří GALLO, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part II: Hard-on-hard bearing pairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2019, **89**, 249-259 [cit. 2020-06-10]. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118310294>
- [34] MENG, Yonggang, Jun XU, Zhongmin JIN, Braham PRAKASH a Yuanzhong HU. A review of recent advances in tribology. *Friction* [online]. 2020, **8(2)**, 221-300 [cit. 2020-06-11]. ISSN 2223-7690. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40544-020-0367-2>
- [35] SAGBAS, Binnur. Biotribology of Artificial Hip Joints. *Advances in Tribology* [online]. InTech, 2016, 2016-10-26 [cit. 2020-06-11]. ISBN 978-953-51-2742-0. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-tribology/biotribology-of-artificial-hip-joints>
- [36] HUA, Xijun, Jianguo SUN, Peiyun ZHANG, et al. Research on discriminating partition laser surface micro-texturing technology of engine cylinder. *Tribology International* [online]. 2016, **98**, 190-196 [cit. 2020-06-15]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X16000955>

- [37] USMAN, Ali a Cheol Woo PARK. Optimizing the tribological performance of textured piston ring–liner contact for reduced frictional losses in SI engine: Warm operating conditions. *Tribology International* [online]. 2016, **99**, 224-236 [cit. 2020-06-15]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X1630038X>
- [38] KŘUPKA, Ivan a Martin HARTL. The effect of surface texturing on thin EHD lubrication films. *Tribology International* [online]. 2007, **40**(7), 1100-1110 [cit. 2020-06-17]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X06003240>
- [39] WANG, Lili, Shaohui GUO, Yuliang WEI, Guoteng YUAN a Huan GENG. Optimization research on the lubrication characteristics for friction pairs surface of journal bearings with micro texture. *Meccanica* [online]. 2019, **54**(8), 1135-1148 [cit. 2020-06-17]. ISSN 0025-6455. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11012-019-01015-1>
- [40] KOSHY, Philip a Josh TOVEY. Performance of electrical discharge textured cutting tools. *CIRP Annals* [online]. 2011, **60**(1), 153-156 [cit. 2020-06-15]. ISSN 00078506. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0007850611001053>
- [41] ORRA, Kashfull a Sounak K. CHOUDHURY. Tribological aspects of various geometrically shaped micro-textures on cutting insert to improve tool life in hard turning process. *Journal of Manufacturing Processes* [online]. 2018, **31**, 502-513 [cit. 2020-06-15]. ISSN 15266125. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1526612517303705>
- [42] ITO, Hiroshi, Kiyoshi KANEDA, Toshio YUHTA, et al. Reduction of polyethylene wear by concave dimples on the frictional surface in artificial hip joints. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2000, **15**(3), 332-338 [cit. 2020-06-17]. ISSN 08835403. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540300906703>
- [43] SAWANO, Hiroshi, Shin'ichi WARISAWA a Sunao ISHIHARA. Study on long life of artificial joints by investigating optimal sliding surface geometry for improvement in wear resistance. *Precision Engineering* [online]. 2009, **33**(4), 492-498 [cit. 2020-06-17]. ISSN 01416359. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0141635909000439>

- [44] CHOUDHURY, Dipankar, David REBENDA, Shinya SASAKI, et al. Enhanced lubricant film formation through micro-dimpled hard-on-hard artificial hip joint: An in-situ observation of dimple shape effects. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2018, **81**(5), 120-129 [cit. 2020-06-19]. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616118301231>
- [45] BORJALI, Alireza, Jason LANGHORN, Kenneth L. MONSON a Bart RAEYMAEKERS. Using a patterned microtexture to reduce polyethylene wear in metal-on-polyethylene prosthetic bearing couples. *Wear* [online]. 2017, **392-393**(12), 77-83 [cit. 2020-06-18]. ISSN 00431648. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164817311237>
- [46] BORJALI, Alireza, Kenneth L. MONSON a Bart RAEYMAEKERS. Friction between a polyethylene pin and a microtextured CoCrMo disc, and its correlation to polyethylene wear, as a function of sliding velocity and contact pressure, in the context of metal-on-polyethylene prosthetic hip implants. *Tribology International* [online]. 2018, **127**(11), 568-574 [cit. 2020-06-18]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X18303335>
- [47] LANGHORN, Jason, Alireza BORJALI, Elizabeth A. HIPPENSTEEL, et al. Microtextured CoCrMo alloy for use in metal-on-polyethylene prosthetic joint bearings: Multi-directional wear and corrosion measurements. *Tribology International* [online]. 2018, **124**(8), 178-183 [cit. 2020-06-19]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X18301944>
- [48] ROY, Taposh, Dipankar CHOUDHURY, Subir GHOSH, et al. Improved friction and wear performance of micro dimpled ceramic-on-ceramic interface for hip joint arthroplasty. *Ceramics International* [online]. 2015, **41**(1), 681-690 [cit. 2020-06-12]. ISSN 02728842. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0272884214013649>
- [49] CHOUDHURY, Dipankar, Martin VRBKA, Azuddin Bin MAMAT, et al. The impact of surface and geometry on coefficient of friction of artificial hip joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2017, **72**(8), 192-199 [cit. 2020-06-05]. ISSN 17516161. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616117301996>
- [50] DRESCHER, Philipp, Paul OLDORF, Tim DREIER, et al. Ring-Shaped Surface Microstructures for Improved Lubrication Performance of Joint Prostheses. *Lubricants* [online]. 2020, **8**(4) [cit. 2020-06-18]. ISSN 2075-4442. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2075-4442/8/4/45>

- [51] DONG, Guang-Neng, Meng HUA, Jian LI a Kong Bieng CHUAH. Temperature field and wear prediction for UHMWPE acetabular cup with assumed rectangular surface texture. *Materials & Design* [online]. 2007, **28**(9), 2402-2416 [cit. 2020-05-27]. ISSN 02613069. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306906002652>
- [52] NEČAS, David, Hatsuhiko USAMI, Tatsuya NIIMI, Yoshinori SAWAE, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Running-in friction of hip joint replacements can be significantly reduced: The effect of surface-textured acetabular cup. *Friction* [online]. [cit. 2020-05-26]. ISSN 2223-7690. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40544-019-0351-x>
- [53] ALLEN, Quentin, Bart RAEYMAEKERS, Tatsuya NIIMI, et al. Maximizing the Lubricant Film Thickness Between a Rigid Microtextured and a Smooth Deformable Surface in Relative Motion, Using a Soft Elasto-Hydrodynamic Lubrication Model: The effect of surface-textured acetabular cup. *Journal of Tribology* [online]. 2020, **142**(7) [cit. 2020-06-18]. ISSN 0742-4787. Dostupné z: <https://asmedigitalcollection.asme.org/tribology/article/doi/10.1115/1.4046291/1074421/Maximizing-the-Lubricant-Film-Thickness-Between-a>
- [54] GAO, Leiming, Peiran YANG, Ian DYMOND, John FISHER a Zhongmin JIN. Effect of surface texturing on the elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip implants. *Tribology International* [online]. 2010, **43**(10), 1851-1860 [cit. 2020-06-12]. ISSN 0301679X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X10000496>
- [55] GAO, Leiming, Zikai HUA, Robert HEWSON, et al. Elastohydrodynamic lubrication and wear modelling of the knee joint replacements with surface topography. *Biosurface and Biotribology* [online]. 2018, **4**(1), 18-23 [cit. 2020-06-12]. ISSN 2405-4518. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/bsbt.2017.0003>
- [56] CHYR, Anthony, Mingfeng QIU, Jared W. SPELTZ, Ronald L. JACOBSEN, Anthony P. SANDERS a Bart RAEYMAEKERS. A patterned microtexture to reduce friction and increase longevity of prosthetic hip joints. *Wear* [online]. 2014, **315**(1-2), 51-57 [cit. 2020-05-25]. ISSN 00431648. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164814001239>

- [57] ZHOU, Xincong, Alison L GALVIN, Zhongmin JIN, et al. The influence of concave dimples on the metallic counterface on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2012, **226**(6), 455-462 [cit. 2020-06-17]. ISSN 1350-6501. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1350650111425439>
- [58] USAMI, Hatsuhiko, Toshiki SATO, Yasuyuki KANDA a Satoru NISHIO. Applicability of Interrupted Micro Cutting Process “Tilling” as Surface Texturing. *Key Engineering Materials* [online]. 2017, **749**, 241-245 [cit. 2020-06-22]. ISSN 1662-9795. Dostupné z: <https://www.scientific.net/KEM.749.241>
- [59] VRBKA, Martin, David NEČAS, Martin HARTL, Ivan KŘUPKA, Filip URBAN a Jiří GALLO. Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology* [online]. 2015, **2015**(1-2), 61-65 [cit. 2020-06-05]. ISSN 23525738. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2352573815000098>
- [60] VRBKA, Martin, David NEČAS, Jan BARTOŠÍK, Martin HARTL, Adéla GALANDÁKOVÁ a Jiří GALLO. Stanovení součinitele tření hlavic a jamek TEP kyčle. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca* [online]. 2015, **2015**(82), 341-347 [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=782>
- [61] NEČAS, David, Martin VRBKA, Filip URBAN, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2016, **55**, 295-307 [cit. 2020-06-22]. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616115004245>

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

ALB	albumin
CoC	keramika na keramiku
CoM	keramika na kov
CoP	keramika na polyethylen
GLO	$\gamma$ -globulin
HXLPE	vysoce síťovaný UHMWPE
MSK	modelová synoviální kapalina
MoM	kov na kov
MoP	kov na polyethylen
OECD	Organisation for Economics Co-operation and Development
PBS	fosfátový pufr
PEEK	polyetheretherketon
PR	procentuální rozdíl
PST	průměrný součinitel tření
PTFE	teflon
SDS	dodecylsírán sodný
SO	směrodatná odchylka
UHMWPE	polyethylen s mimořádně vysokou molekulovou hmotností
XLPE	síťovaný UHMWPE



## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1	Základní popis kyčelního kloubu [6]. .....	14
Obr. 2-3	Konstrukce kyčelní endoprotézy; (a) zobrazení ve funkční poloze [10]; (b) zobrazení jednotlivých součástí, zleva dřík, hlavice, jamková vložka a kotvicí pouzdro [10]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [10]. .....	17
Obr. 2-4	Uložení hlavice v jamce; (a) rozsah možného pohybu v závislosti na velikosti hlavice [14]; (b) dislokace kloubního spojení (jumping distance = vzdálenost, kterou je nutné překonat k dosažení dislokace) [14]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [14]. .....	18
Obr. 2-5	Umělá kyčelní jamka; (a) cementovaná [15]; (b) necementovaná [16]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [15, 16]. .....	18
Obr. 2-6	Používané materiály a materiálové kombinace kyčelních náhrad [23]. .....	21
Obr. 2-7	Příklady testovaných textur ve zmíněných studiích; (a) textury na pístních kroužcích [37]; (b) texturované vzorky simulující kluzná ložiska [39]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [37, 39]. .....	23
Obr. 2-8	Textury testované ve studiích se zaměřením na kloubní náhrady; (a) texturovaná hlavice [42]; (b) textury o různé geometrii a rozložení [45]. Vytvořeno kompilací ze zdrojů [42, 45]. .....	24
Obr. 4-1	Kyvadlový simulátor; (a) schématický nákres, base frame = základní rám, pendulum arm = kyvné rameno, weight = závaží [52]; (b) fotografie simulátoru. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52] a z vlastního archivu. ....	29
Obr. 4-2	Uložení hlavice a jamky, (a) schématický nákres, lubricant bath = lázeň maziva, UHMWPE acetabular cup = jamka z UHMWPE, resin = pryskyřice, pot = miska, femoral head = hlavice [52]; (b) fotografie uložení. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52] a z vlastního archivu. ....	30
Obr. 4-3	Hlavice použité v experimentu; (a) kov; (b) alumina; (c) zirkonia. ....	31
Obr. 4-4	Detailní snímky texturované jamky z první části experimentu; (a) snímek z laserového mikroskopu [52]; (b) a (c) snímky vytvořené 3D optickým profilometrem Bruker Contour GT-X8 pracující na principu interferometrie s řízenou změnou fáze [52]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [52]. .....	32
Obr. 4-5	Fotografie z průběhu zalévání umělé kloubní jamky. ....	32
Obr. 4-6	Ukázka záznamu signálu. ....	34

Graf 2-1	Znázornění počtu operací a jeho vývoje v zemích OECD; (a) počet operací provedených v členských zemích OECD v roce 2017 [7]; (b) vývoj počtu operací ve vybraných zemích OECD v letech 2007-2017 [7]. Vytvořeno kompilací ze zdroje [7].....	16
Graf 5-1	Výsledky měření s kovovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.....	37
Graf 5-2	Výsledky měření s aluminovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.....	37
Graf 5-3	Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; (a) s PBS; (b) s MSK.....	37
Graf 5-4	Výsledky měření s PBS obohacným o albumin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.....	40
Graf 5-5	Výsledky měření s PBS obohacným o $\gamma$ -globulin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.....	40
Graf 5-6	Výsledky měření s PBS obohacným o albumin a $\gamma$ -globulin; (a) s kovovou hlavicí; (b) se zirkoniovou hlavicí.....	40
Graf 5-7	Souhrnné výsledky měření pro určení vlivu složení kapaliny.....	42
Graf 5-8	Výsledky měření s kovovou hlavicí pro určení vlivu geometrie textury.....	44
Graf 5-9	Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí pro určení vlivu geometrie textury..	44
Graf 5-10	Souhrnné výsledky měření pro určení vlivu geometrie a rozložení textury....	45



## 11 SEZNAM TABULEK

Tab. 4-1	Přehled použitých hlavic a jejich parametrů. ....	30
Tab. 4-2	Přehled použitých jamek a jejich parametrů .....	32
Tab. 4-3	Koncentrace látek v použitých mazivech. ....	33
Tab. 5-1	Výsledky měření s kovovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	38
Tab. 5-2	Výsledky měření s aluminovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	38
Tab. 5-3	Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí v kombinaci s PBS a MSK; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	38
Tab. 5-4	Výsledky měření s kovovou hlavicí v kombinaci s PBS obsahující proteiny; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	41
Tab. 5-5	Výsledky měření se zirkoniovou hlavicí v kombinaci s PBS obsahující proteiny; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	41
Tab. 5-6	Výsledky měření pro určení vlivu geometrie textury; PST = průměrný součinitel tření, SO = směrodatná odchylka, PR = procentuální rozdíl. ....	45

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1      Laboratorní protokol 1 – vliv kapaliny

Příloha 2      Laboratorní protokol 2 – vliv textury