



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ**

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

**EXPERIMENTÁLNÍ STANOVENÍ VLIVU ORIENTACE  
POLYETYLÉNOVÉHO ACETABULA NA VÝVOJ  
PLASTICKÝCH DEFORMACÍ V POČÁTEČNÍ FÁZI  
OPOTŘEBENÍ**

EXPERIMENTAL ASSESSMENT OF INFLUENCE OF POLYETHYLENE LINERS' POSITION ON PLASTIC DEFORMATION IN THE RUN-IN PHASE OF WEAR

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. Jakub Zeman**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Matúš Ranuša**

**BRNO 2018**



# Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav konstruování  
Student: **Bc. Jakub Zeman**  
Studijní program: Strojní inženýrství  
Studijní obor: Konstrukční inženýrství  
Vedoucí práce: **Ing. Matúš Ranuša**  
Akademický rok: 2017/18

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 diplomové práce:

## **Experimentální stanovení vlivu orientace polyetylenového acetabula na vývoj plastických deformací v počáteční fázi opotřebení**

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

Poloha bedrového implantátu v tele pacienta predurčuje smer opotrebenia a veľkosť kontaktného tlaku, čím je výrazne ovplyvňovaná životnosť implantátu a s tým je spojená nutnosť revíznej operácie. V počiatkovej fázi opotrebovávania dochádza k výrazným plastickým deformáciám, ktoré predurčujú geometriu artikulačnej oblasti pre nasledujúci životný cyklus implantátu. Na základe štúdií sa ukazujú tieto plastické deformácie ako významné a do značnej miery môžu ovplyvniť výsledky celkového opotrebenia implantátu. Doterajšie poznatky vyplývajú z matematických modelov ideálnej geometrie, ktoré zanedbávajú viaceré ďalšie parametre nepriamo ovplyvňujúce proces deformácie. Prinesené poznatky z experimentálnej štúdie môžu pozitívne prispieť k vývoju nových generácii implantátu.

Typ práce: výzkumná

Projekt: specifický vysokoškolský výzkum

### **Cíle diplomové práce:**

Hlavným cílem je sledovat vývoj plastických deformací v počáteční fázi opotřebení v závislosti na klinicky doporučených uhlech uložení implantátu v tele pacienta. Pro analýzu budou využívány nedeštruktivní optické metody.

Dílčí cíle diplomové práce:

- konstrukce modulu pro testování kyčelní náhrady ve fyziologické poloze včetně modifikací a odladení současného simulátoru,
- vytvořit průběh zátěžného cyklu pro dvojosí simulátor s ohledem na kinematiku a způsob zařazování kĺbové dvojice v souladu s normou ISO 14242,
- zábehový test nakušobnom vzorku včetně kvantifikace opotřebení/deformací,
- experimentálně popísať a vyhodnotiť vplyv uhlov uloženia na mieru plastických deformácií polyetylénového acetabula v zábehovej fázi pomocou optickej skenovacej metódy,
- porovnať a verifikovať získané výsledky s poznatkami zo štúdií popisujúcich deformácie za pomoci MKP modelov.

Požadované výstupy: publikace, průvodní zpráva, digitální data.

Rozsah práce: cca 72 000 znaků (40 – 50 stran textu bez obrázků).

Struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

[http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP\\_DP/Zasady\\_VSKP\\_2018.pdf](http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2018.pdf)

### **Seznam doporučené literatury:**

RIJAVEC, B., R. KOŠAK, M. DANIEL, V. KRALJ-IGLIČ a D. DOLINAR. Effect of cup inclination on predicted contact stress-induced volumetric wear in total hip replacement. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, 18(13), 1468-1473.

LITTLE, N. J., C. A. BUSCH, J. A. GALLAGHER, C. H. RORABECK a R. B. BOURNE. Acetabular Polyethylene Wear and Acetabular Inclination and Femoral Offset. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2009, 467(11), 2895-2900.

LESLIE, I. J., S. WILLIAMS, G. ISAAC, E. INGHAM a J. FISHER. High Cup Angle and Microseparation Increase the Wear of Hip Surface Replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2009, 467(9), 2259-2265.

RIJAVEC, B., R. KOŠAK, M. DANIEL, V. KRALJ-IGLIČ a D. DOLINAR. Effect of cup inclination on predicted contact stress-induced volumetric wear in total hip replacement. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, 18(13), 1468-1473.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2017/18

V Brně, dne

L. S.

---

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

---

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



---

## **ABSTRAKT**

Diplomová práce je zaměřena na počáteční fázi opotřebení celkové náhrady kyčelního kloubu s polyethylenovým acetabulem. V této fázi dochází k přizpůsobování artikulačních povrchů náhrady a k nezanedbatelným plastickým deformacím acetabula, které jsou způsobené tečením (creepem).

Experimentálně je zkoumán rozsah deformací acetabula v závislosti na jeho orientaci v lidském těle, která je učena při implantaci náhrady. Zároveň je monitorován stav artikulačních povrchů náhrady a vývoj koeficientu tření. V rámci práce je realizován nový modul kloubního simulátoru, který umožňuje fyziologickou orientaci acetabula vůči simulovanému zatížení a kinematice kloubního páru při jeho zaplavení kloubní kapalinou a výhřevu na teplotu lidského těla. Deformace a stav artikulačních povrchů jsou sledovány optickými metodami a elektronovou mikroskopií.

Získaná data o dějích v počáteční fázi opotřebení jsou konfrontována s existujícími MKP analýzami této fáze pro ověření správnosti zjednodušení těchto analýz. Popis deformací acetabula také může pomoci zpřesnit diagnostiku opotřebení náhrady v klinické praxi.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Totální kyčelní endoprotéza, orientace acetabula, creep, UHMWPE, simulátor kyčelního kloubu

---

## **ABSTRACT**

The diploma thesis is focused on the run-in phase of total hip replacement. Mutual adjustment of contact surfaces takes place in this phase and polyethylene acetabular cup shows notable creep behaviour.

The magnitude of creep deformations is assessed experimentally in relation to acetabular cups orientation in human body after its implantation. The condition of articulating surfaces is also assessed as well as resulting coefficient of friction in run-in phase. Physiological load and kinematics of the artificial joint as well as physiological conditioning is achieved by new module of existing joint simulator, which is created as part of this thesis. Deformations and condition of articulating surfaces are assessed via optical methods and SEM.

Findings about the run-in phase are compared with existing FEM analyses to evaluate simplifications used in these analyses. Measurement of creep deformations has also potential to improve the accuracy of acetabular wear diagnosis in clinical practice.

## **KEY WORDS**

Total hip arthroplasty, acetabular orientation, creep, UHMWPE, hip joint simulator

---





---

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

ZEMAN, J. *Experimentální stanovení vlivu orientace polyetylénového acetabula na vývoj plastických deformací v počáteční fázi opotřebení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 97 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Matúš Ranuša.

---

---



---

## PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu své diplomové práce Ing. Matúšovi Ranušovi za odborné vedení, pomoc a rady při řešení této diplomové práce. Také bych chtěl poděkovat své rodině a přítelkyni za trpělivost a podporu v průběhu tvorby této práce i celého studia.

## ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že diplomovou práci *Experimentální stanovení vlivu orientace polyetylenového acetabula na vývoj plastických deformací v počáteční fázi opotřebení* jsem vypracoval samostatně, pod vedením Ing. Matúša Ranušu a uvedl jsem v seznamu zdrojů všechny použité literární prameny.

V Brně, dne 18. května 2018

.....  
Jakub Zeman

---



**OBSAH**

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ</b>	<b>14</b>
2.1	Kyčelní endoprotéza	14
2.2	Materiálové kombinace kyčelních náhrad	15
2.2.1	Kombinace polyetylen/kov	15
2.2.2	Kombinace kov/kov	15
2.2.3	Kombinace keramika/polyetylen a keramika/keramika	15
2.3	Degradace polyetylenového acetabula	16
2.3.1	Oxidační degradace	16
2.3.2	Opotřebení	16
2.3.3	Metody určování opotřebení kyčelní náhrady	17
2.4	Creep polyethylenu	19
2.4.1	Mechanismus creepu polyethylenu	19
2.4.2	Creep polyethylenu u kyčelních náhrad in vitro	20
2.4.3	Creep polyethylenu u kyčelních náhrad in vivo	24
2.5	Orientace acetabula v lidském těle a její důsledky	25
2.6	In vitro testování kyčelních náhrad	29
2.6.1	Charakteristika kinematiky a zátěže kyčelního kloubu	29
2.6.2	Simulátor typu „orbital bearing“	30
2.6.3	Univerzální víceosé kloubní simulátory	31
<b>3</b>	<b>ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE</b>	<b>33</b>
3.1	Analýza problému	33
3.2	Podstata a cíle diplomové práce	35
<b>4</b>	<b>MATERIÁL A METODY</b>	<b>36</b>
4.1	Kinematika kyčelního simulátoru	37
4.2	Modul simulátoru pro fyziologickou zátěž kyčelní náhrady	39
4.2.1	Podsestava pohybu IROR	41
4.2.2	Podsestava acetabula	42
4.2.3	Zaplavení a výhřev prostoru kloubního kontaktu	43
4.3	Konstrukční a softwarové úpravy simulátoru	44
4.3.1	Zátěžný pružinový mechanismus	44
4.3.2	Vedení zátěžného rámu simulátoru	45
4.3.3	Zpevnění pohonu FE osy, chlazení pohonů simulátoru	46
4.3.4	Úpravy systému řízení	46
4.4	Použitý materiál	47
4.5	Simulace opotřebení artikulační dvojice	48
4.5.1	Určení rozsahu experimentu	49
4.5.2	Příprava artikulační dvojice a kyčelního simulátoru	50
4.5.3	Testování na simulátoru	52
4.6	Zkoumání acetabula optickými metodami	52
4.6.1	Skenování na 3D skeneru ATOS Triple Scan	52
4.6.2	Vyhodnocení naskenovaných 3D dat	54
4.6.3	Pozorování artikulačního povrchu optickým mikroskopem	55
4.7	Zkoumání kloubní hlavice interferenční profilometrií	56
4.8	Vývoj koeficientu tření náhrady	57
4.8.1	Měření koeficientu tření	57

---

4.8.2	Vyhodnocení koeficientu tření	58
4.9	Pozorování acetabula elektronovým mikroskopem	59
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY</b>	<b>61</b>
5.1	Konstrukce modulu simulátoru a úpravy simulátoru	61
5.2	Deformace acetabula: Stlačení artikulační plochy	63
5.2.1	Vliv abdukce na parametry stlačené oblasti	64
5.2.2	Vliv abdukce na vývoj stlačení v počáteční fázi opotřebení	67
5.3	Deformace acetabula: Vytlačení horního kvadrantu hrany	69
5.4	Degradace artikulačních povrchů	70
5.4.1	Vývoj struktury povrchu acetabula	70
5.4.2	Vývoj drsnosti povrchu hlavice	72
5.5	Vývoj koeficientu tření v počáteční fázi opotřebení	74
<b>6</b>	<b>DISKUZE</b>	<b>75</b>
6.1	Konstrukční část práce	75
6.2	Deformace acetabula v počáteční fázi opotřebení	76
6.3	Degradace artikulačních povrchů a koeficient tření náhrady	78
<b>7</b>	<b>ZÁVĚR</b>	<b>79</b>
<b>8</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ</b>	<b>81</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN</b>	<b>86</b>
<b>10</b>	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ</b>	<b>87</b>
<b>11</b>	<b>SEZNAM TABULEK</b>	<b>89</b>
<b>12</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	<b>90</b>

## 1 ÚVOD

Totální endoprotéza kyčelního kloubu představuje jednu z celosvětově nejčastěji prováděných chirurgických operací. Dle statistik OECD navíc mezi lety 2001 a 2017 došlo k 30% nárůstu těchto zákroků, při kterých je nahrazena kloubní hlavice i acetabulum. Pro umělý kloubní pár je v současnosti nejčastější materiálová kombinace kovové femorální hlavice a polyethylenového acetabula (Obr. 1-1). Dlouhodobě řešeným tématem je zde vzhledem k rostoucímu počtu implantací a klesajícímu věkovému průměru pacientů [1] prodloužení životnosti náhrady, která je dána zejména mírou opotřebení acetabula. Částice, vydírané při pohybu kloubní hlavice z acetabula do okolí kloubního páru, jsou pro lidské tělo cizí a způsobují záněty a osteolýzu kosti, která může vést až k aseptickému uvolnění implantátu [2]. Ukazuje se, že na míru opotřebení kloubní dvojice mají vliv nejen koeficient tření a odolnost použité materiálové kombinace vůči degradaci, ale i orientace acetabula v těle pacienta. Současně se změnou polohy acetabula se totiž modifikuje i oblast zatížená kontaktním tlakem od kloubní hlavice a přímo je tak ovlivněn i proces otěru kloubního páru [2]. Se snahami zvýšit odolnost náhrad vůči opotřebení přímo souvisí potřeba umět opotřebení správně určit a kvantifikovat.



Obr. 1-1 Polyethylenové acetabulum a kovová hlavice [46]

Určení opotřebení je problematické zejména u zmíněné materiálové dvojice polyethylenového acetabula a kovové hlavice, kde je kromě opotřebení prokázáno creepové chování polyethylenu. V klinické praxi tak dochází ke zkreslování opotřebení měřených z RTG snímků. Nejvýraznější creep je předpokládán v počáteční fázi životního cyklu náhrady, ihned po implantaci. [3] V této periodě také dochází k vzájemnému přizpůsobování artikulárních povrchů a dotvoření konformity kontaktu.

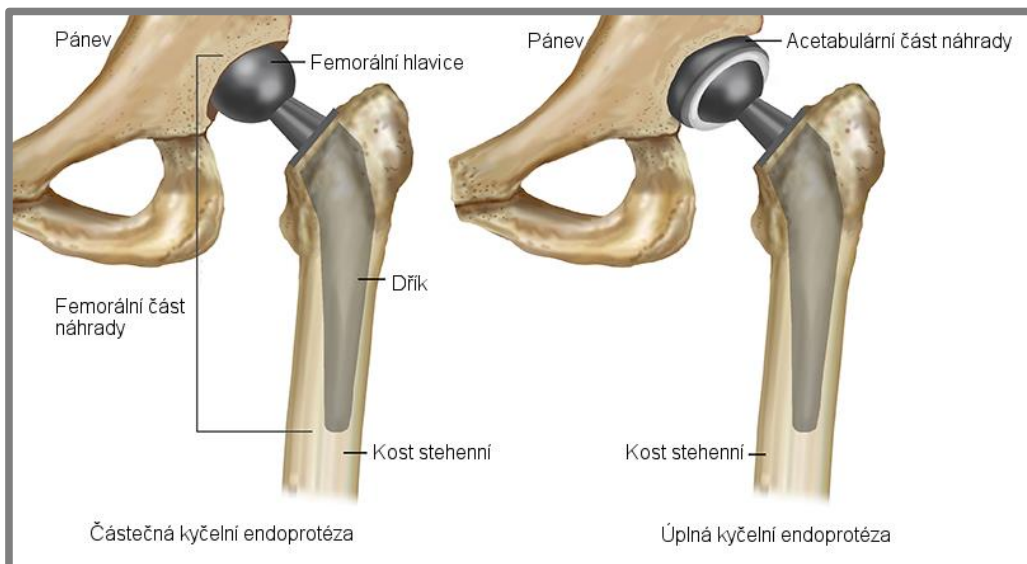
Práce je zaměřena na počáteční fázi opotřebení kyčelní náhrady v nejběžnější materiálové kombinaci polyethylen-kov. Experimentálně je zkoumán je vliv orientace acetabula v lidském těle na jeho creepové deformace. Dále je pozorován vývoj struktury artikulárních povrchů a související koeficient tření náhrady v této fázi jejího životního cyklu. V rámci práce je realizován nový modul kloubního simulátoru, který umožňuje fyziologickou orientaci acetabula vůči simulovanému zatížení a kinematice kloubního páru při jeho zaplavení kloubní kapalinou a výhřevu na teplotu lidského těla. Deformace a stav artikulárních povrchů jsou sledovány optickými metodami a elektronovou mikroskopií.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 2.1 Kyčelní endoprotéza

Kyčelní kloub představuje spojení mezi pánevní kostí a stehenní kostí, po kloubu kolenním se jedná o druhý největší kloub v lidském těle a má zásadní vliv na pohyblivost člověka. Při poškození kyčelního kloubu důsledkem úrazu nebo vlivem nadměrného opotřebení chrupavky je pro zachování pohyblivosti pacienta nutné přikročit k operativnímu řešení ve formě implantace endoprotézy.

Kyčelní endoprotézy se dělí na částečné, kdy je nahrazena pouze jedna z ploch kloubního kontaktu (obvykle kloubní hlavice) a na endoprotézy úplné (totální), kdy je implantována jak kloubní hlavice, tak kyčelní acetabulum [4]. Totální kyčelní endoprotézy vynikají vyšší životností a poskytují pacientům lepší pohyblivost. Tyto náhrady tak představují výchozí volbu u mladších a aktivnějších pacientů. Naopak endoprotézy částečné představují menší zásah do těla pacienta a zároveň menší riziko pooperačních komplikací. Jsou tak vhodné pro pacienty ve vysokém věku či ve špatném zdravotním stavu [5].



Obr. 2-1 Částečná a úplná endoprotéza kyčelního kloubu [47]

Totální endoprotéza se skládá z několika částí (Obr. 2-1). V kosti stehenní je uložen dřík, v jehož horní části je na kuželu naražena femorální hlavice (případně je hlavice součástí dříku). V kosti pánevní je potom umístěna tzv. acetabulární část náhrady. Podle typu ukotvení náhrady do kosti se dají rozlišit náhrady necementované a cementované. Necementované náhrady jsou v těle kotveny pomocí prorůstání kosti do speciálně upravené porózní povrchové vrstvy kovového dříku a skořepiny acetabula. Ve skořepině je potom umístěno samotné acetabulum. Cementované náhrady jsou v kosti fixovány za pomoci polymethylmetakrylátového cementu (kostní cement) a acetabulární část obvykle neobsahuje skořepinu. Pro samotný artikulační pár náhrady, tedy acetabulum a femorální hlavici, jsou v současnosti používány různé materiálové dvojice popsané v následující kapitole.



## 2.2 Materiálové kombinace kyčelních náhrad

2.2

---

### 2.2.1 Kombinace polyetylen/kov

2.2.1

---

Pro kontaktní pár kyčelní náhrady se jako historicky první začala v 50. letech využívat kombinace kovové hlavice a acetabula z vysokomolekulárního polyethylenu (UHMWPE – Ultra High Molecular Weight Polyethylene), připraveného katalyzovanou řetězovou polymerací a sterilizovaného bez dalších modifikací. Tato kombinace, původně adaptovaná z ložisek textilních strojů, vyniká svojí biokompatibilitou. V postupně inovované podobě se proto používá dodnes a je celosvětově implantována vůbec nejčastěji [6, 7].

Zápornou stránkou semikrystalického UHMWPE je jeho nízká odolnost vůči opotřebení otěrem, vzhledem k tomu, že se jedná o podstatně měkčí materiál než kov femorální hlavice (obvykle CrCoMo slitina). Otěr acetabula se podařilo koncem 90. let snížit zavedením první generace síťovaného polyethylenu. Inovace spočívala v zesíťování amorfni frakce polyethylenu pomocí gama záření, kdy dochází ke štěpení vazeb v dlouhých uhlovodíkových řetězcích a vzniku volných radikálů. Vysoce reaktivní radikály potom vzájemně reagují a vytváří můstky mezi jednotlivými řetězci [8]. Po procesu síťování je takto upravený polyetylen (XLPE – Cross Linked Polyethylene) odolnější vůči otěru, avšak obsahuje zbytkové radikály, které způsobují oxidační degradaci polyethylenu [8]. Zbytkové radikály se proto odstraňují přetavením či žíháním polyethylenu. Tyto tepelné úpravy ale mají svá negativa. Přetavení snižuje mez pevnosti polyethylenu a zvyšuje tak riziko fraktury acetabula. Žíhání zachovává mechanické vlastnosti, avšak neodstraní veškeré volné radikály (zejména z krystalické frakce polyethylenu) [9].

V současnosti je v druhé generaci XLPE snaha najít vhodnější způsoby eliminace zbytkových radikálů, než jsou tepelné úpravy používané u první generace XLPE. Konvenční strategie spočívá v sekvenčním ozařování, kdy je dávka gama záření rozdělena do více kroků a po každém kroku následuje kratší žíhání. Nejnovější přístup spočívá v přidání vitamínu E do polyethylenu při jeho výrobě. Vitamin E, jakožto antioxidant, následně eliminuje volné radikály místo tepelných úprav [10].

### 2.2.2 Kombinace kov/kov

2.2.2

---

V devadesátých letech se na krátkou dobu staly velice populárními náhrady s kontaktní dvojicí kovového acetabula a kovové hlavice. Zdánlivě měly ideální vlastnosti: nebývale malou míru opotřebení a vysokou odolnost náhrady proti fraktuře a vykloubení. Avšak záhy se zjistilo, že částice chromu a kobaltu vydřené při používání náhrady způsobují růst benigních cyst v okolí kloubu a další zdravotní komplikace. Z důvodu zjištěných negativních dopadů na lidské zdraví se dnes tyto náhrady téměř nepoužívají [6].

### 2.2.3 Kombinace keramika/polyetylen a keramika/keramika

2.2.3

---

Jako alternativa ke dvojici polyetylen/kov se začíná v poslední době prosazovat kombinace keramické hlavice a polyetylenového acetabula. Tyto kloubní páry nabízejí menší míru opotřebení než kombinace polyetylen-kov při zachování velmi dobré biokompatibility. Většímu rozšíření těchto náhrad však brání vyšší cena a křehkost keramických hlavic snižující spolehlivost náhrady [6].

Poslední používaná materiálová dvojice se skládá z keramické hlavice a keramického acetabula. Z hlediska odolnosti vůči opotřebení se jedná o nejvýhodnější kombinaci,

novější generace těchto náhrad již také eliminovaly specifickou nevýhodu této materiálové kombinace ve formě nepříjemného skřípání. Klinické výsledky však vykazují spolehlivost srovnatelnou s páry polyethylen/kov, což společně s vyšší cenou a křehkostí keramických komponent stejně jako u výše zmíněné kombinace polyethylen-keramika brání rozšíření těchto náhrad [11].

---

## 2.3 Degradace polyetylenového acetabula

Na životnost kyčelní náhrady s polyetylenovým acetabulem mají vliv dva základní faktory: oxidační degradace polyetylenu a opotřebení acetabula vzájemnou artikulací s femorální hlavici [8].

---

### 2.3.1 Oxidační degradace

Při výrobním procesu polyetylenového acetabula dochází ke vzniku volných radikálů v molekulární struktuře polyetylenu. I v případě nesíťovaných acetabul je totiž nutná jejich sterilizace, která se obvykle provádí menší dávkou gama záření [1]. Volné radikály však ochotně reagují s kyslíkem, který do polyetylenu difunduje jak při výrobě, tak po implantaci z fyziologického prostředí a při tomto procesu oxidace dochází ke štěpení polyetylenových makromolekul (podobně jako při procesu síťování). Toto snížení molekulové hmotnosti vede k sekundární dokrystalizaci polyetylenu, navýšení tuhosti materiálu a jeho zkrěhnutí, což zvyšuje riziko fraktury náhrady [12]. Právě z těchto důvodů je při výrobě snaha co nejvíce snížit obsah volných radikálů v polyetylenu.

---

### 2.3.2 Opotřebení

Při pohybu kloubní hlavice v acetabulu dochází k otěru artikulačních ploch v mezním, případně smíšeném mazném režimu [13]. V dlouhodobém horizontu dochází abrazivními a adhezivními procesy k uvolňování částic zejména z polyetylenového acetabula. Částice se hromadí v okolí kloubního prostoru, odkud jsou následně fagocytujícími buňkami roznášeny mimo oblast kloubního styku [14].

Část vydřeného materiálu se takto dostává na rozhraní mezi implantátem a kostí. Částice polyetylenu o velikosti 0,2 – 7  $\mu\text{m}$  jsou ve fagocytujících buňkách aktivní a stimulují tvorbu zánětlivého granulomu [11]. Tento chronický zánět má schopnost rozkládat kostní tkáň a může dojít až k úplnému uvolnění implantátu (Obr. 2-2) z řídnoucí kosti [14]. Tímto se umělý kyčelní kloub stává nefunkčním a pro obnovení funkce je nutná revizní operace. Při tomto zákroku je odebrána poškozená kostní tkáň, následně je nahrazena speciální výplní či kovovými výztuhami a na místo je uloženo nové acetabulum, případně i femorální část náhrady. Revizní operace tak představují rozsáhlejší zásah do těla pacienta v porovnání s prvotní implantací náhrady a mají vyšší potenciál ke komplikacím.



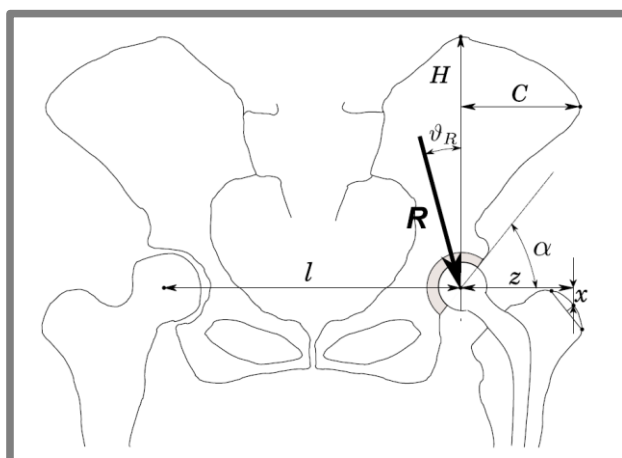
Obr. 2-2 Aseptické uvolnění pravého acetabula totální kyčelní endoprotézy [48]

### 2.3.3 Metody určování opotřebení kyčelní náhrady

2.3.3

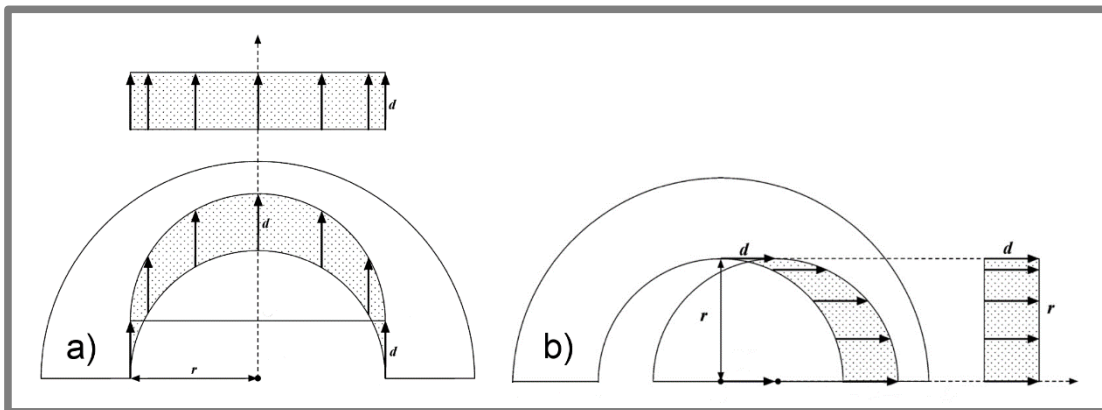
Objem částic uvolněných z náhrady, tzv. volumetrické opotřebení, je klíčovým údajem při sledování opotřebení jakýchkoliv kloubních náhrad v lidském těle.

V případě implantované náhrady v klinické praxi se volumetrické opotřebení určuje z RTG snímků pánevní oblasti. Na rentgenových snímcích pánve je možné změřit hloubku penetrace kloubní hlavice do acetabula v rovině RTG snímku (tzv. lineární reprezentace volumetrického opotřebení), ze které se následně volumetrické opotřebení přepočítává. Při výpočtu je nutné zohlednit dva faktory. Prvním je samotná morfologie pánve a rozložení svalových úponů, zajišťujících kinematiku kyčle. Tyto morfologické parametry ovlivňují směr reakční síly  $\mathbf{R}$  v acetabulu (Obr. 2-3). Bylo zjištěno, že největší vliv má umístění svalového úponu na výběžku kosti stehenní (Obr. 2-3, rozměr  $z$ ) [15].



Obr. 2-3 Vektor reakční síly  $\mathbf{R}$  v acetabulu [15]

Druhým faktorem je orientace acetabula vůči vektoru reakční síly v acetabulu. Stejně lineární penetraci při různé orientaci acetabula totiž odpovídá různé volumetrické opotřebení výstelky. Na Obr. 2-4 jsou viditelné dva extrémní případy, kdy je vektor reakční síly orientován a) ve směru osy souměrnosti acetabula případně b) v rovině čela acetabula [16].



Obr. 2-4 Rozdílné volumetrické opotřebení při stejné lineární penetraci [16]

Postupně bylo vytvořeno vícero možných přepočtů lineární penetrace hlavice do acetabula na volumetrické opotřebení [16]. Liší se převážně v komplexnosti, s jakou jsou do výpočtu zahrnuty výše zmíněné faktory. Všechny výpočty však vycházejí z lineární penetrace ve formě, v jaké je naměřena z RTG snímku. Kromě samotného úběru materiálu však bylo u polyethylenových acetabul prokázáno jejich creepové chování (popsáno v kapitole 2.4), způsobené zátěží kyčelního kloubu, které vnáší do přepočtu chybu navýšením penetrace hlavice do acetabula. Další zkreslení může přinést usazování polyethylenového acetabula do kovové skořepiny v případě necementovaných náhrad, pokud je jako referenční geometrie zvolena samotná skořepina [17].

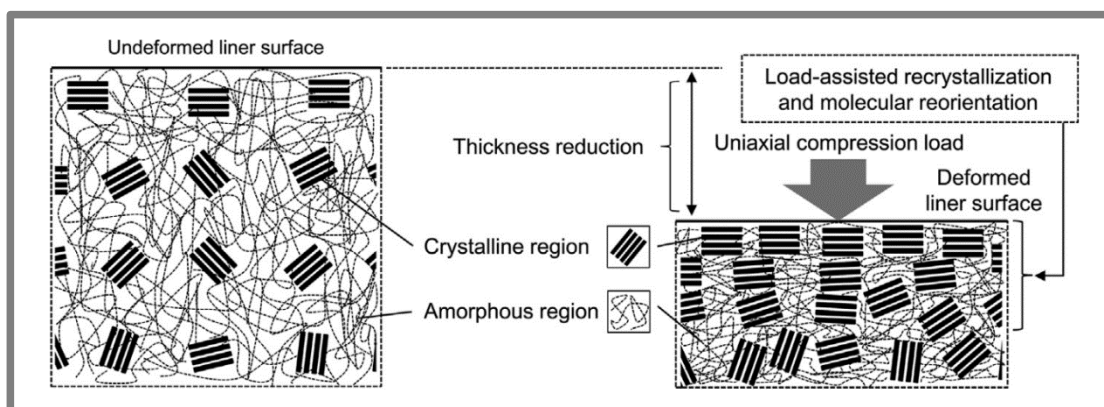
Při simulovaných testech opotřebení se úbytek materiálu nejčastěji určuje gravimetricky. Je zde však třeba dbát na to, aby vážení neovlivnila kloubní kapalina nasáklá do acetabula. Proto byl normou ISO 14242-2 [18] zaveden několikafázový postup sušení a následného vážení. Použito je také referenční acetabulum, které je neopotřebované umístěné v kloubní kapalině po dobu testu opotřebení zkušební acetabula a absolvuje proces sušení společně s testovaným vzorkem. Následně se hmotnostní úbytek oproti referenčnímu acetabulu přepočítá na volumetrický úbytek polyethylenu. Alternativní metodou může potom být porovnání artikulačního povrchu acetabula před a po testu opotřebení pomocí optického či kontaktního 3D skenování [19]. V porovnání s gravimetrií se jedná o jednodušší procedury, které podávají komplexní informaci o změnách geometrie povrchu acetabula. Lze tak identifikovat faktory jako je zóna opotřebení, směr postupu opotřebení a deformace artikulačního povrchu acetabula, které jsou gravimetrií nezjistitelné. Limit těchto metod však spočívá v tom, že zobrazují objemové opotřebení společně se zmíněnými deformacemi artikulačního povrchu. Informace o opotřebení proto tímto může být zkreslená.

## 2.4 Creep polyethylenu

Creep neboli tečení materiálu je proces, kdy se pevný materiál plasticky deformuje pod dlouhodobým napětím menším, než je mez kluzu materiálu. V případě kyčelních náhrad podléhá creepovému chování měkké polyetylenové acetabulum, do kterého je při zatěžování kyčle vtlačena kovová či keramická hlavice o podstatně vyšší tvrdosti.

### 2.4.1 Mechanismus creepu polyethylenu

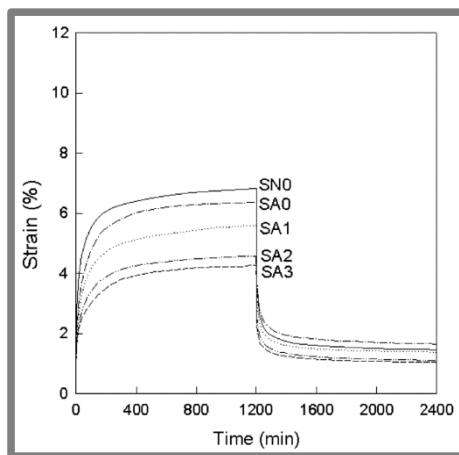
Vysokomolekulární polyetylen řad GUR 1020 a GUR 1050, používaný v kloubních náhradách, je semi-krystalický polymer. Úroveň krystalinity se liší v závislosti na výrobním postupu (zejména na tepelných úpravách) v rozmezí zhruba 51 – 56 % [12]. Creepové deformace probíhají přednostně v amorfní fázi polyethylenu a projevují se stlačováním a vzájemným pohybem polyetylenových řetězců. Krystalická fáze na přetvoření reaguje orientováním krystalových lamel kolmo na aplikovanou zátěž a také rekrytalizací v podpovrchové vrstvě (Obr. 2-5) [20]. Tyto procesy doprovázející creepovou deformací mohou mít negativní vliv na odolnost vůči opotřebení, protože takto plasticky přetvořená anizotropní vrstva vykazuje zhoršenou odolnost vůči vícesměrému stříhovému namáhání, způsobenému vzájemnou artikulací hlavice a acetabula [21].



Obr. 2-5 Změny ve struktuře polyethylenu způsobené creepovou deformací [20]

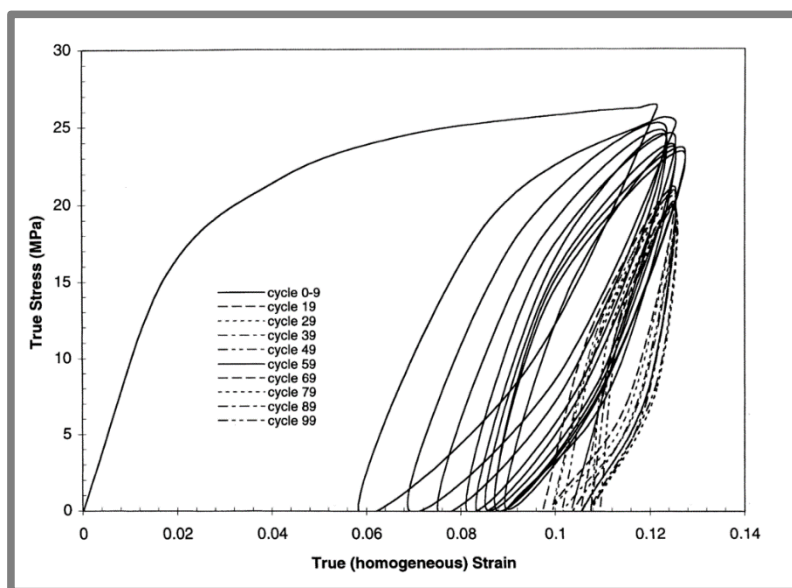
Časový průběh creepových deformací vysokomolekulárního polyethylenu vystaveného různým dávkám gama záření, odpovídajícím ozařování při výrobním procesu polyetylenových acetabul, byl sledován ve studii [22]. Testovací vzorky byly zatěžovány konstantním statickým tahem, a sledován byl nejen průběh creepové deformace, ale i průběh relaxace deformace po odtížení. Průběh creepu byl u všech dávek ozáření obdobný (Obr. 2-6), pozorován byl prvotní prudký nárůst deformace s logaritmickým průběhem v prvních cca 200 minutách zátěže, kdy vzniklo přibližně 90 % deformace. Následovalo zpomalení nárůstu deformací do lineárního průběhu. U relaxace byl pozorován obdobný trend, kdy během prvních 200 minut po odtížení nastává relaxace převážné části deformace a po této periodě se průběh relaxací mění na pozvolný lineární.

Jednorázové dlouhodobé zatížení a odpovídající perioda odtížení neodpovídá fyziologické zátěži kyčle, kdy se střídají kratší úseky zátěže a relaxace napětí. Vliv cyklického deformování a relaxace polyethylenu byl popsán ve studii [23], kdy byly polyetylenové vzorky cyklicky deformovány tahem a poté byly deformace před



Obr. 2-6 Rozvoj a relaxace creepových deformací UHMWPE [22]

dalším zatížením nechány zrelaxovat (Obr. 2-7). Byl prokázán postupný nárůst plastického přetvoření vzorku a také změny mikrostruktury polyethylenu. Pozorována byla tvorba mikroskopických mezer v krystalové mřížce a také s rostoucím počtem zátěžných cyklů důkladnější orientace krystalových lamel ve směru tahového zatěžování. Byl tak prokázán morfologický vývoj materiálu vlivem cyklických deformací polyethylenu.

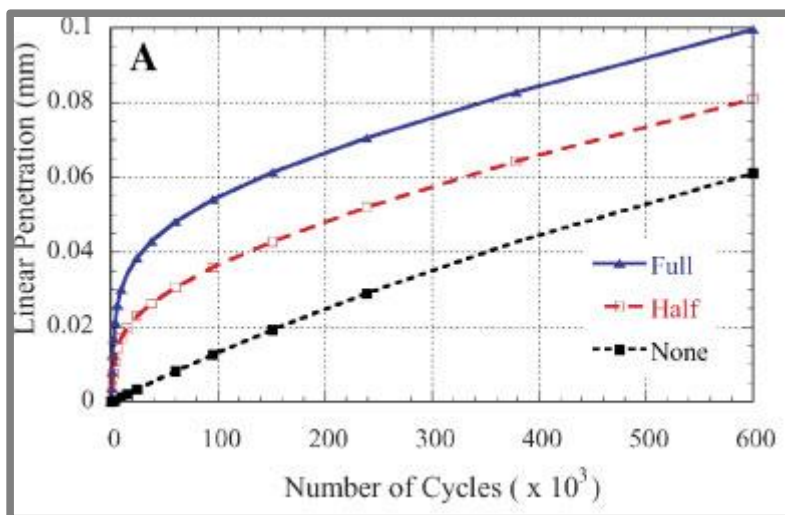


Obr. 2-7 Vývoj plastického přetvoření vlivem cyklických deformací [23]

#### 2.4.2 Creep polyethylenu u kyčelních náhrad in vitro

Creepové chování UHMWPE u kyčelních náhrad bylo popsáno pomocí MKP analýzy ve studii [24]. Simulován byl konformní kontakt kloubní hlavice a acetabula. Pro creep byl použit neelastický model odvozený ze statických tlakových zkoušek, a aplikován byl pomocí svého logaritmického průběhu při současném simulování opotřebení acetabula. Z analýzy vyplývá, že creep se projevuje penetrací hlavice do acetabula ve stejném směru jako opotřebení acetabula. Dále výsledky studie naznačují (Obr. 2-8), že creep nastává ve výrazné míře v počáteční fázi životního cyklu náhrady, kdy je

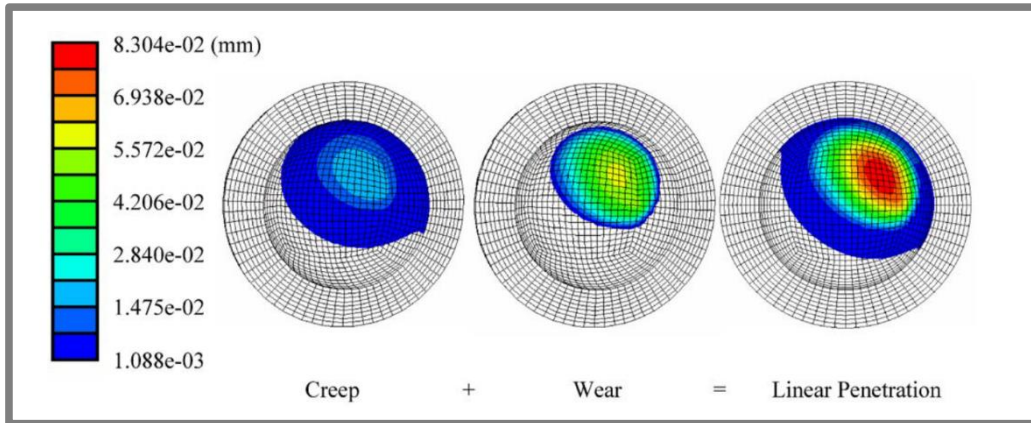
přibližně 85 % celkového creepu přisouzeno prvním 150 000 cyklů (1 cyklus = 1 simulovaný lidský krok). Je to tedy období, kdy je opotřebení acetabula minimální a naprostá většina lineární penetrace hlavice do acetabula je způsobena creepem. Celková penetrace hlavice do acetabula způsobená creepem byla ve studii odhadnuta na 0,032 až 0,055 mm v závislosti na průměru artikulačních povrchů a tloušťce stěny acetabula.



Obr. 2-8 Vliv creepu na penetraci kloubní hlavice do acetabula (modrá – s creepem; černá – bez creepu) [24]

Creep a opotřebení v počáteční fázi byl řešen také ve studii [25]. Pomocí MKP analýzy kloubního páru zatěžovaného periodicky krokovým cyklem byl zjištěn výrazný počáteční creep polyethylenu v oblasti prvních cca 120 000 krokových cyklů. Vlivem creepu se dle studie zvětšuje oblast kontaktu artikulačních povrchů, naopak klesá maximální kontaktní tlak. Z analýzy také vyplývá, že až 40 % celkového opotřebení v prvních deseti letech od implantace se odehraje v prvních dvou postoperačních letech. Navíc v těchto dvou počátečních letech se až 56 % celkové lineární penetrace hlavice do acetabula odehraje v prvních 3-4 měsících. Jako hlavní faktor rané penetrace tak byl označen creep polyethylenu, jehož hloubka dosahovala 0,01 až 0,08 mm. Ve studii byla však stejně jako u předchozí použita četná zjednodušení pro zkrácení výpočetního času. Zejména v prvotní fázi, kdy průběhy prvních deseti simulovaných lidských kroků byly dle logaritického měřítka rozloženy tak, aby pokrývaly 2000 minut lidské chůze. Minimalizován tak byl vliv vícesměrného stříhového namáhání povrchu acetabula při artikulaci. Kromě maximální hloubky penetrace byla také vizualizována oblast acetabula, ovlivněná lineární penetrací hlavice (Obr. 2-9). Dále byly identifikovány faktory, které mají vliv na intenzitu creepu polyethylenu. Obecně lze říci, že výraznější creep se vyskytuje u menších průměrů artikulačních povrchů, u velké radiální vůle a velké tloušťky stěny acetabula.

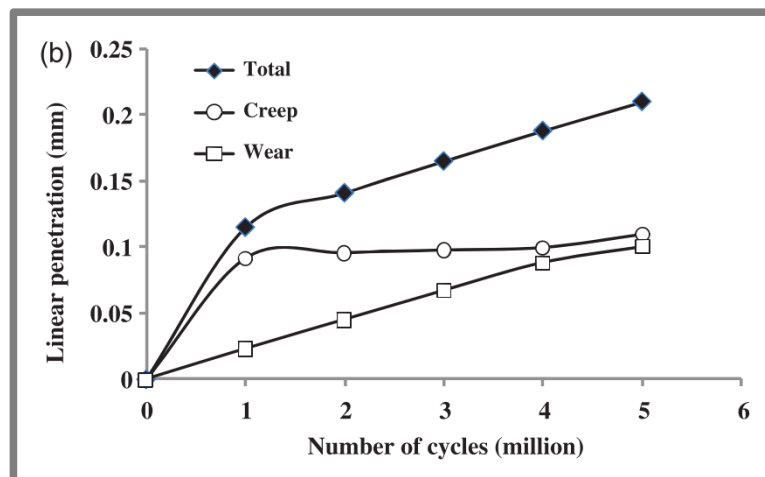
Zjištění ohledně faktorů, ovlivňujících creep z předchozí studie lze doplnit výsledky studie [26], kde byly sledovány vlivy velikosti kloubní hlavice a tloušťky stěny acetabula na odolnost acetabula vůči opotřebení. Výsledky studie ukazují, že tloušťka stěny acetabula a průměr artikulačních povrchů mají na opotřebení minimální vliv. Zmenšováním tloušťky acetabula však dochází k výraznému nárůstu maximálního



Obr. 2-9 Penetrace hlavice do acetabula způsobená creepem a opotřebením [25]

kontaktního napětí v náhradě. Pro klinickou praxi to znamená, že je možné používat kombinaci větší hlavice a tenčího acetabula, která vykazuje lepší odolnost proti vykloubení bez negativního vlivu na míru opotřebením. Pro creepové chování polyethylenu výsledky studie potvrzují, že tloušťka stěny acetabula je faktor, který nelze zanedbat.

V MKP analýze [27] byl do analýz creepu a opotřebením polyethylenového acetabula přidán faktor radiální vůle mezi acetabulem a hlavicí. Creepový model však vycházel ze stejného matematického vztahu jako v předchozích studiích. Uvažována tedy byla pouze uniaxiální zátěž statickým stlačením, bez vlivu třecích sil při artikulaci a bez relaxace creepových deformací. Protože byla studie zaměřena na dlouhodobější průběh opotřebením, není v ní detailněji popsána prvotní fáze nejvýraznějšího creepu identifikována předchozími studiemi. Autoři se omezují na tvrzení, že veškerý creep proběhne do prvního milionu krokových cyklů (Obr. 2-10) a dosahuje přibližně 0,09 mm hloubky.

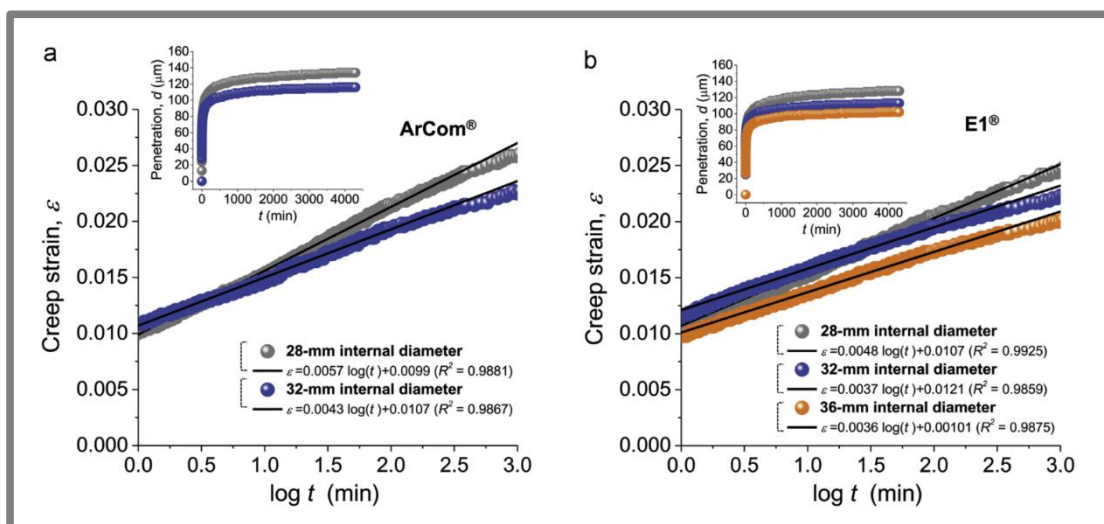


Obr. 2-10 Dlouhodobý průběh lineární penetrace hlavice do polyethylenového acetabula [27]



Ve studii [28] bylo provedeno srovnání creepu u konvenčního UHMWPE a XPLE první generace. Použita byla tlaková zkouška na reálných náhradách z klinické praxe, fyziologicky orientovaných vůči zátěži. Zátěžný cyklus byl odvozený dle lidské chůze o frekvenci 2 Hz a nejvyšším zatížení 3330 N, test však probíhal bez jakékoliv vzájemné artikulace hlavice a acetabula. Toto opatření umožnilo sledovat creep odděleně od opotřebení. Naměřené hodnoty maximální penetrace hlavice do acetabula vykazaly u rozměrově srovnatelných kloubních párů mírně nižší odolnost síťovaného polyetyleny vůči creepu (rozdíl max. 15%). Toto zjištění je v kontrastu s prokázanou výrazně vyšší odolností síťovaného polyetyleny vůči opotřebení.

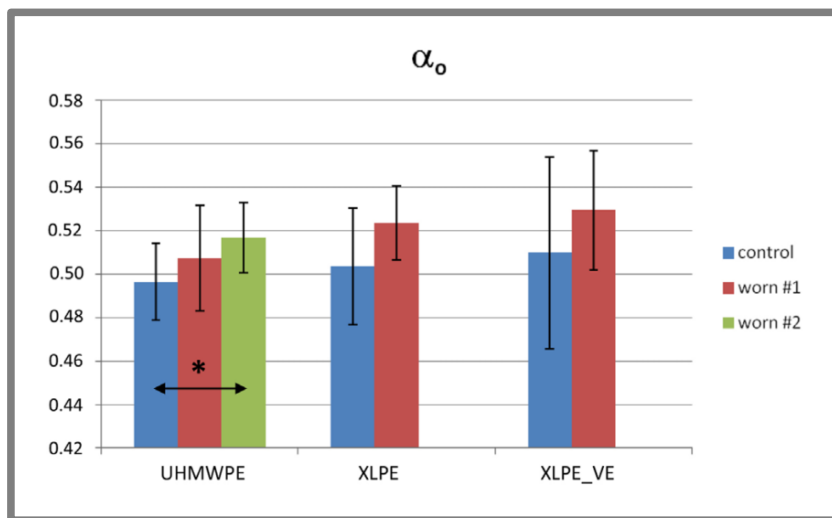
Ve studii [29] byla porovnávána acetabula z konvenčního UHMWPE s XLPE acetabuly druhé generace (stabilizované vitaminem E). Použita byla opět tlaková zkouška na reálných komponentech náhrady z klinické praxe s fyziologickou orientací vůči zátěži. Zátěž byla konstantní s hodnotou 3000 N aplikována po dobu 72 hodin. Zjištěn byl rychlý nástup creepových deformací v rámci prvních 500 minut testu, kdy se odehrála absolutní většina deformace. Dále již deformace přibývaly pouze nepatrně s lineární závislostí na době zatížení. Rozdíly mezi plastickými deformacemi jednotlivých generací polyetyleny byly při testování stejného průměru artikulacních povrchů a stejné tloušťky stěny acetabula zanedbatelné (Obr. 2-11).



Obr. 2-11 Průběh creepových deformací a) konvenční UHMWPE, b) XPLE stabilizovaný vit. E [29]

Ve studii [8] byly srovnány změny v mikrostruktuře konvenčního i obou generací síťovaného polyetyleny způsobené opotřebováním na kyčelním simulátoru. U všech typů polyetyleny byl zaznamenán podobný nárůst poměrného zastoupení ortorombické krystalické fáze polyetyleny (Obr. 2-12) mezi novým a opotřebovaným stavem. Nárůst byl statisticky nejvýraznější u UHMWPE konvenčních acetabul, méně výrazný potom v případě síťovaných acetabul. Testy opotřebování vykazaly velmi rozdílné míry opotřebování mezi jednotlivými typy polyetyleny, kdy nejvyšší odolnost vykazoval XLPE první generace a nejhorší odolnost konvenční UHMWPE. Vzhledem k nezjištěné korelaci mezi opotřebováním a změnou krystalinity se dá z výsledků

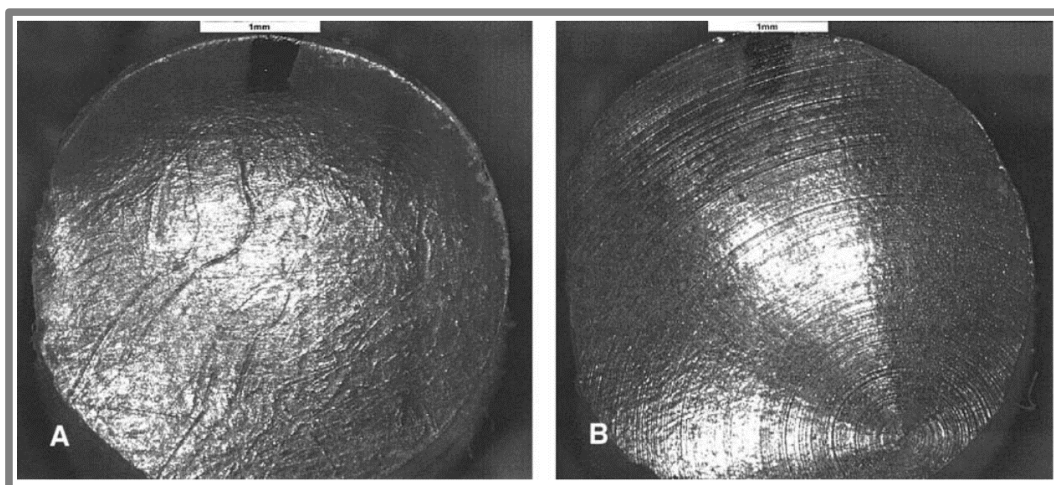
usoudit, že nárůst krystalinity byl způsoben creepem, kterýžto je dle předchozích studií u všech typů polyethylenu obdobný.



Obr. 2-12 Nárůst krystalinity ortorombické fáze u acetabul ze tří typů polyethylenu [8]

### 2.4.3 Creep polyethylenu u kyčelních náhrad in vivo

Creep v kyčelních náhradách extrahovaných z různých příčin u pacientů krátce po implantaci (zánět, vykloubení, uvolnění komponent) byl zkoumán ve studii [30]. Testována byla acetabula z konvenčního UHMWPE a XLPE první generace. U obou typů polyethylenu bylo shodně pozorováno vyhlazení stop po obrábění artikulačního povrchu a množství různě orientovaných škrábanců v oblasti acetabula zatěžované kontaktním tlakem. Působením těchto škrábanců došlo ke zmatnění zatěžované oblasti. Díky tvarové paměti polyethylenu byla možná následná regenerace acetabul žiháním v peci, při které bylo dosaženo z velké části obnovení počátečního stavu artikulačního povrchu včetně stop po obrábění (Obr. 2-13).



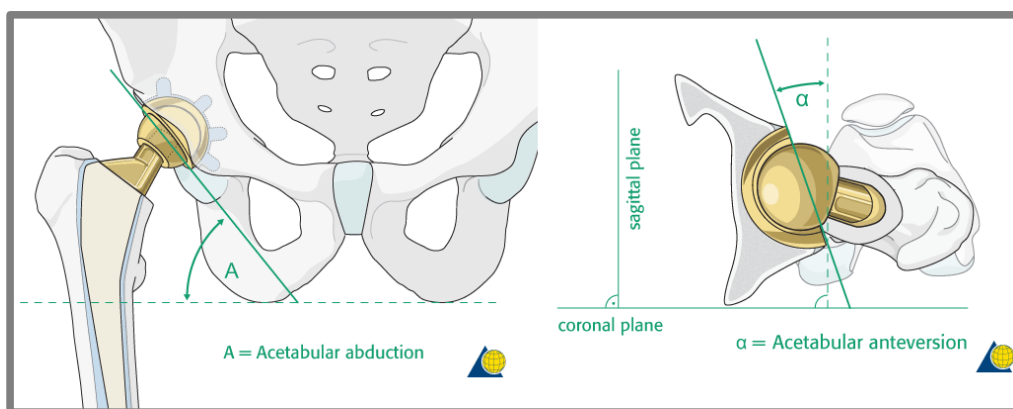
Obr. 2-13 Stav UHMWPE acetabula 3 měsíce po implantaci (A), stav po regeneraci žiháním (B) [30]

Tento fakt znamená, že opotřebenění povrchu acetabula v rané pooperační fázi bylo převážně povahy plastické deformace a škrábanců od cizích částic, které vznikly při implantaci (částice kosti a kostního cementu). Opotřebenění ve formě úběru materiálu bylo v této fázi vyhodnoceno jako zanedbatelné.

## 2.5 Orientace acetabula v lidském těle a její důsledky

2.5

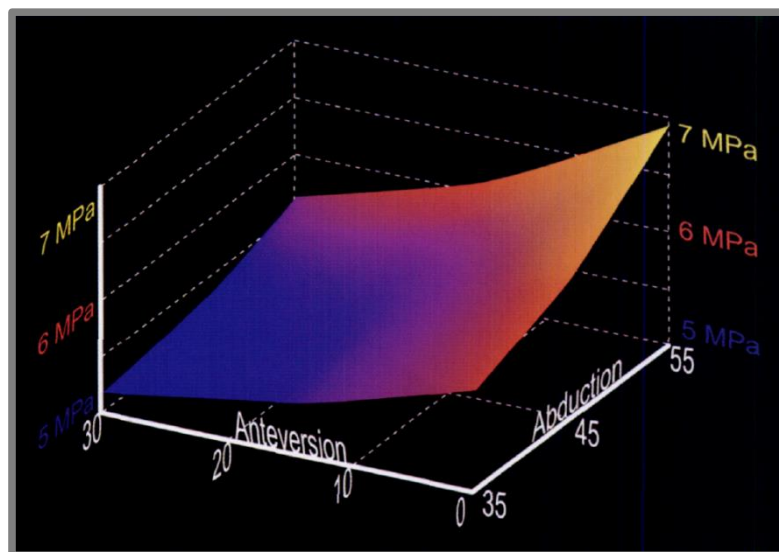
Umístění acetabula v těle je definováno polohou bodu rotace kloubního páru a prostorovou orientací acetabula. Poloha bodu rotace se odvíjí od fyziologické stavby pacienta a bylo zjištěno, že změna polohy středu rotace kyčle při implantaci náhrady neovlivňuje ve významné míře fungování kyčle [31]. Prostorová orientace acetabula je potom popsána úhlem abdukčním (inklinačním) a anteversním (Obr. 2-14).



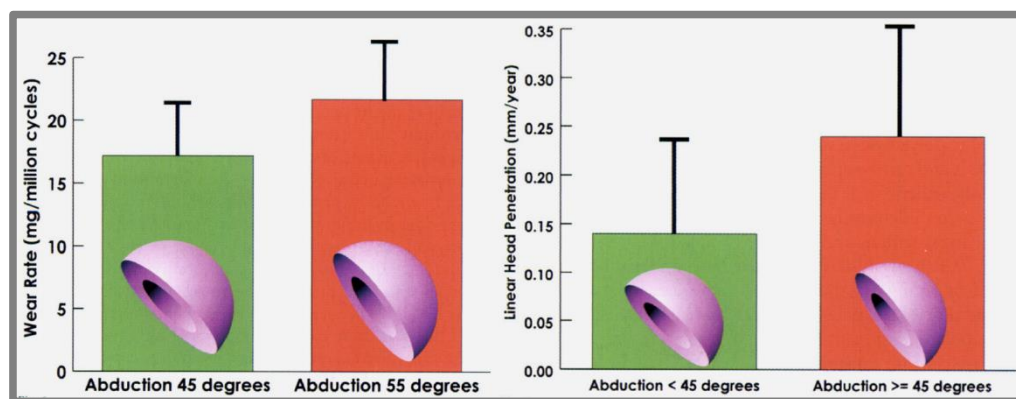
Obr. 2-14 Abdukční a anteversní úhel acetabula v lidském těle [49]

Tyto úhly jsou z klinického hlediska omezeny doporučenými intervaly  $30^{\circ}$ – $50^{\circ}$  abdukce a  $5^{\circ}$ – $25^{\circ}$  anteverse. Takto ohraničená oblast je optimální z hlediska stability kloubu a odolnosti vůči vykloubení [32].

Při zatěžování kyčle vzniká v acetabulu oblast kontaktního napětí od kloubní hlavičky. Ve studii [2] byla MKP analýzou zjištěna závislost maximálního kontaktního napětí na orientaci acetabula (Obr. 2-15). S rostoucí abdukcí a klesající anteversí se hodnota maximálního kontaktního napětí zvětšovala. Dále se ve studii za pomoci klinických dat i simulování fyziologické zátěže na kyčelním simulátoru ukázala přímá úměra mezi kontaktním napětím a opotřebením acetabula, kdy zejména s rostoucí abdukcí roste míra opotřebenění (Obr. 2-16). Testy na simulátoru však vykázaly celkově menší míry opotřebenění než reálné implantáty. Tyto rozdíly byly ve studii vysvětlovány mimo jiné creepem polyethylenu v období těsně po implantaci.



Obr. 2-15 Maximální hodnoty kontaktního napětí v závislosti na abdukci a anteversi acetabula [2]



Obr. 2-16 Volumetrické opotřebení (kyčelní simulátor) a penetrace kloubní hlavice do acetabula (klinická data) [2]

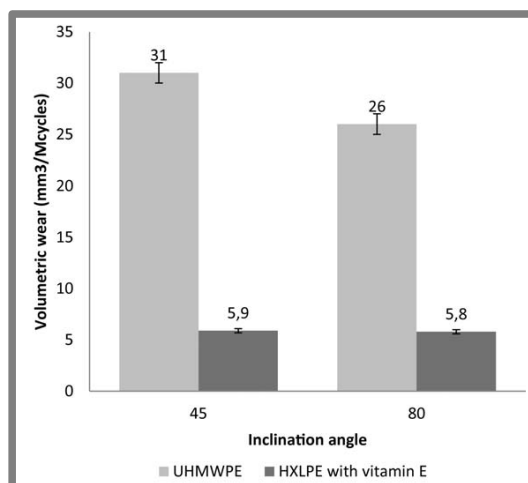
Ve studii [33] byla obdobně jako v předchozí studii měřena na kyčelním simulátoru závislost míry opotřebení acetabula na jeho abdukci. Měřena byla acetabula z konvenčního UHMWPE. Gravimetrickou metodou byla ve studii zjištěna výrazná nepřímá úměra opotřebení acetabula na abdukci, což je v kontrastu s výsledky předchozí studie (Obr. 2-17) zabývající se konvenčním UHMWPE. Autoři fakt vysvětlují menší plochou zatíženého kontaktu hlavice a acetabula při vyšších abdukcích, kdy opotřebení probíhá na menší ploše. V klinické praxi však tomuto trendu neodpovídají trendy spolehlivosti implantovaných náhrad. Dle studie lze najít vysvětlení v tom, že snížené opotřebení u vysokých abdukcí není jediný faktor ovlivňující spolehlivost náhrad a tento benefit je vyvážen nevýhodami, jako jsou snížená stabilita umělého kloubu, případně zatěžování okraje acetabula.

Abduction Angle, °	Mean Volumetric Wear, mm <sup>3</sup> /10 <sup>6</sup> cycles	
	Mean	SD
0	30.8	3.1
40	24.2	1.0
50	20.1	4.0
70	16.3	0.7

<sup>a</sup>All *P*s < .001.

Obr. 2-17 Závislost volumetrického opotřebení konvenčního UHMWPE na abdukci [33]

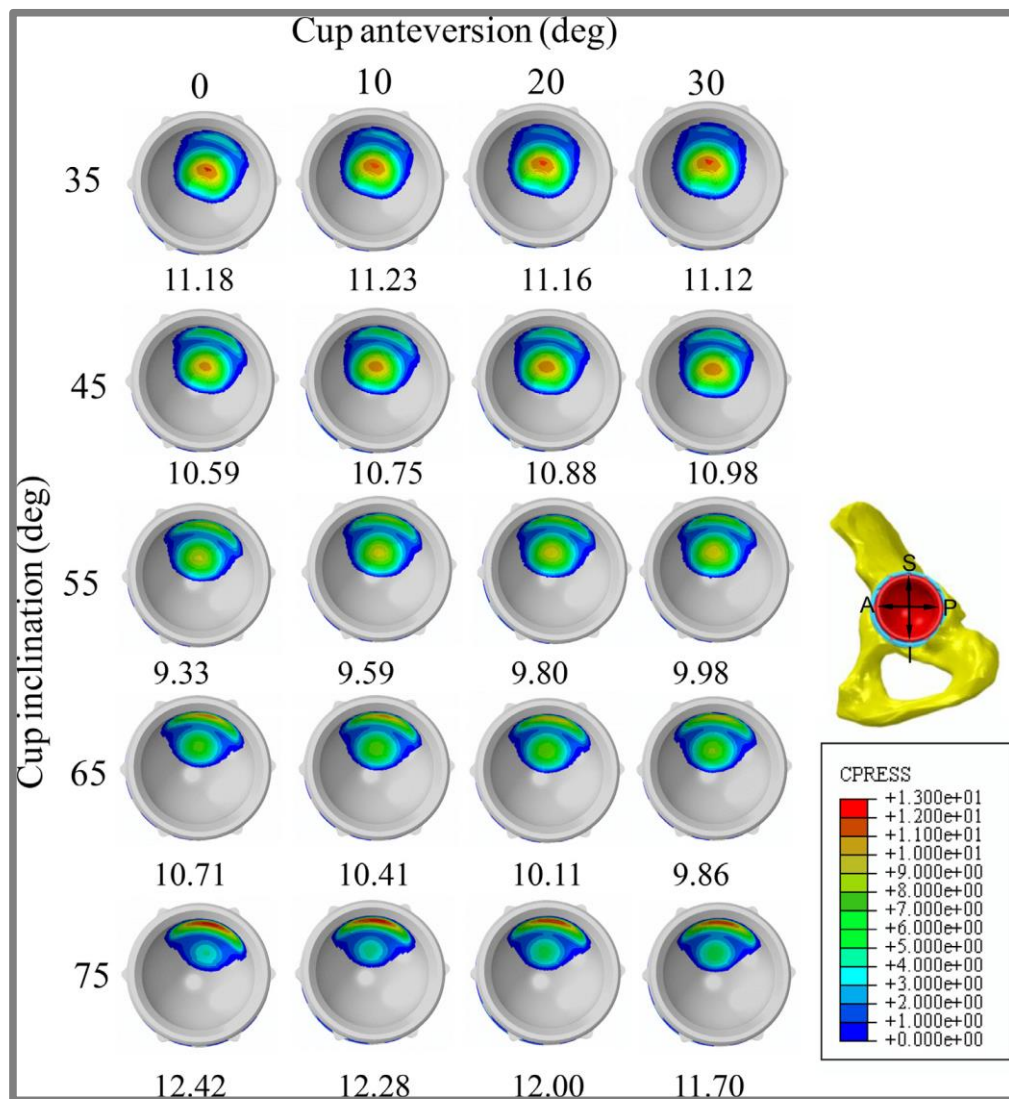
Vliv abdukce na míru opotřebení a zatěžování okraje acetabula u konvenčních UHMWPE acetabul v porovnání s druhou generací XLPE acetabul stabilizovaných vitamínem E byl sledován v experimentální studii [34]. U konvenčních UHMWPE acetabul byla gravimetrickou metodou zjištěna nepřímá úměra míry opotřebení na abdukci (Obr. 2-18), což je v souladu s trendem v předchozí studii [33]. Autoři vidí kromě menšího pokrytí hlavice acetabulem při vyšších abdukcích možné vysvětlení v tom, že v nezatížené části krokového cyklu dochází při větších abdukcích acetabula k mikroseparaci hlavice a acetabula. Do kontaktu se tak dostává větší množství kloubní kapaliny a režim mazání přechází ze smíšeného do elastohydrodynamického za snížení tření v náhradě. Díky tomuto zlepšenému mazání se potom v této části cyklu snižuje opotřebení. U stabilizovaných XLPE acetabul bylo celkově opotřebení výrazně menší a ukázalo se, že tato acetabula nejsou zdaleka tak citlivá na velikost abdukčního úhlu jako konvenční UHMWPE.



Obr. 2-18 Vliv abdukce na míru opotřebení u konvenčních a síťovaných acetabul 2. generace [34]

Oblast zatížená kontaktním tlakem byla za pomoci MKP analýz podrobněji popsána ve studii [35]. Bylo zjištěno, že na orientaci acetabula v lidském těle závisí nejen maximální hodnota kontaktního tlaku a poloha zatížené oblasti na artikulární ploše

acetabula, ale i velikost a tvar této oblasti. Obzvláště abdukční úhel má na kontaktní oblast zásadní vliv, protože s jeho zvětšováním se kontaktní oblast posouvá se směrem k horní hraně acetabula (Obr. 2-19). Kromě oválné oblasti orientované shodně se směrem aplikovaného zatížení, která byla v souladu s předchozími studiemi, byla lokalizována druhá zatížená oblast zaujímající horní okraj acetabula. S narůstající abdukcí se také mění maximální hodnota kontaktního tlaku, avšak závislost není čistě lineární jako ve dříve zmíněné studii [2]. Ve středních polohách abdukce je maximální tlak v kontaktu menší než v případě extrémních hodnot abdukce, pravděpodobně díky různému rozložení zatížení mezi dvě oblasti kontaktního tlaku. K výraznému zatížení samotné hrany acetabula dochází dle studie při abdukcích větších než  $55^\circ$ .



Obr. 2-19 Oblasti kontaktního tlaku a jeho maximální hodnoty pro různé orientace acetabula [35]

Pro výzkumy zabývající se hledáním optimální orientace náhrady v lidském těle je důležitým faktem, že dle subjektivních názorů pacientů s implantovanou totální kyčelní endoprotézou nemá dle studie [36] na funkčnost, stabilitu a komfort

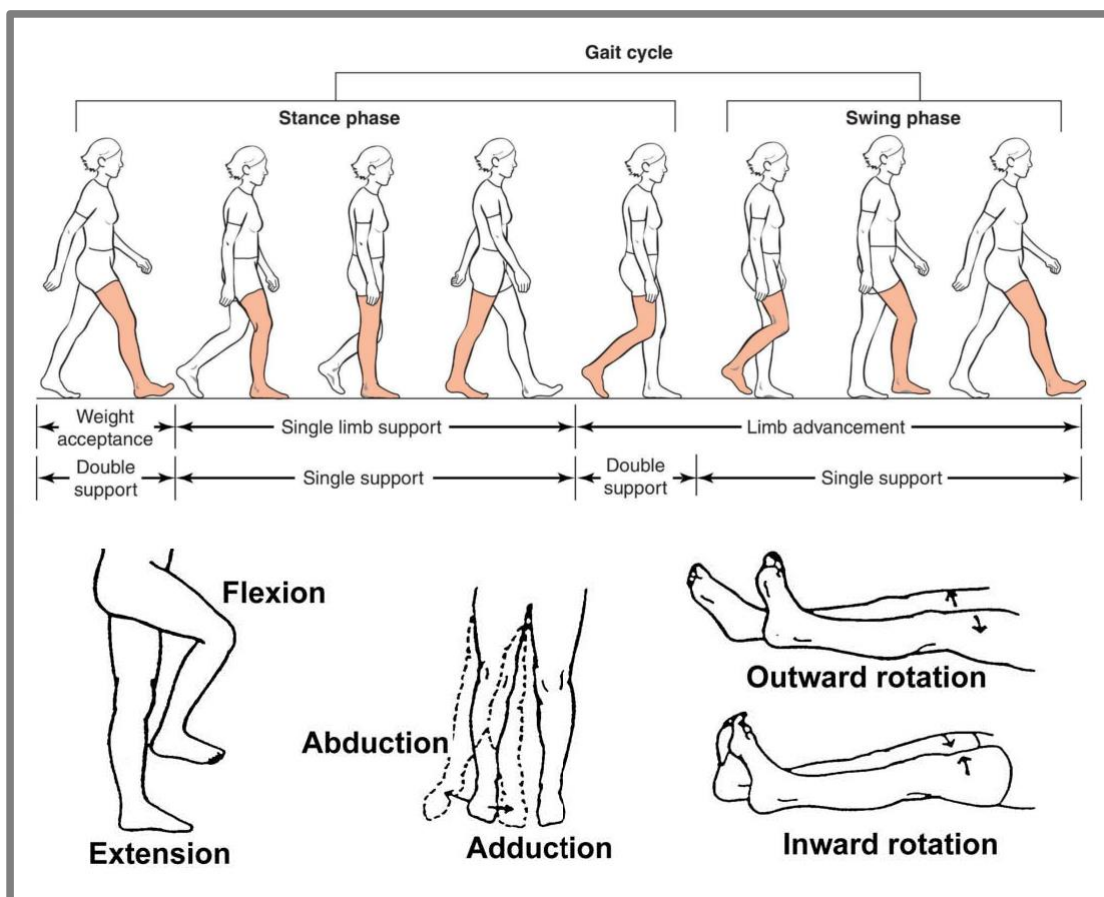
každodenního života orientace acetabula zásadní vliv. Je tak možné se v dříve zmíněných bezpečných limitech abdukce a anteverse acetabula libovolně pohybovat a hledat zde optimální polohu z hlediska minimalizace opotřebení a zvýšení spolehlivosti náhrady.

## 2.6 In vitro testování kyčelních náhrad

V klinické praxi je fungování kyčelních náhrad ovlivněno mnohými faktory. Individuální geometrie pánevní oblasti, věk, pohlaví, váha a aktivita pacienta jsou parametry, které znesnadňují popsání izolovaných vlivů (např. orientace acetabula nebo průměr artikulárních ploch náhrady) na fungování kyčelní náhrady. Tyto fyziologické faktory však lze unifikovat a řídit *in vitro* za pomoci kyčelních simulátorů, což umožňuje zkoumat výše zmíněné vlivy odděleně a jejich vliv kvantifikovat.

### 2.6.1 Charakteristika kinematiky a zátěže kyčelního kloubu

Klíčovým fyziologickým pohybem pro kyčelní kloub je lidský krok. Komplexní pohyb kyčelního kloubu při chůzi je možné rozložit na tři základní vzájemně kolmé rotační pohyby: flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/zevní rotace (Obr. 2-20).

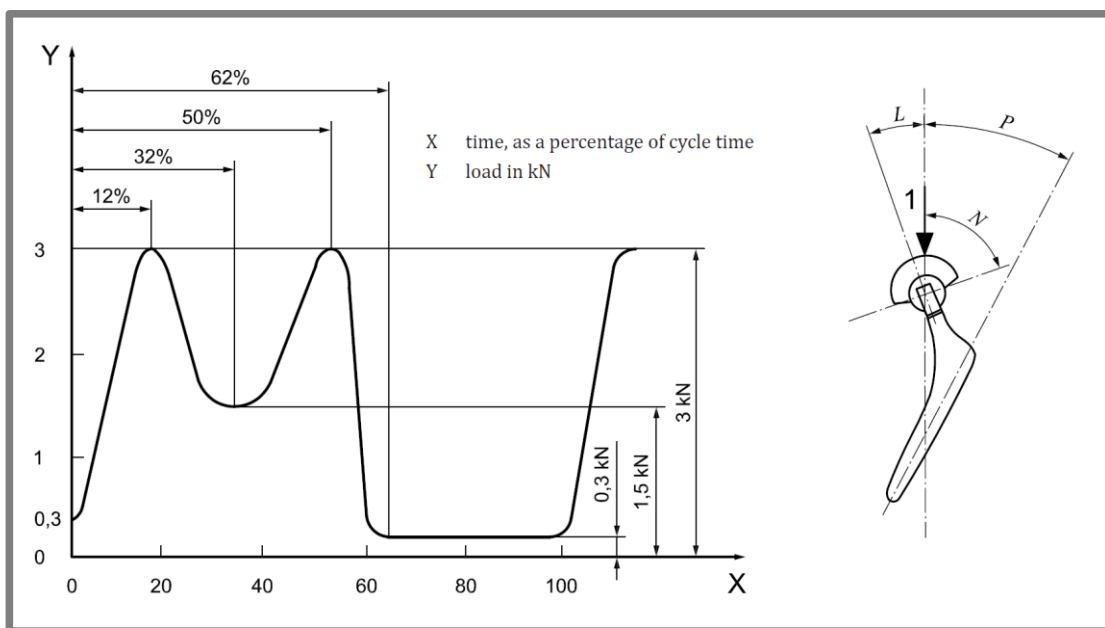


Obr. 2-20 Krokový cyklus při chůzi a základní fyziologické pohyby kyčle [50, 51]

2.6

2.6.1

Při reprodukování lidské chůze pomocí výše zmíněných vzájemně kolmých rotací je nutné vytvořit eliptickou dráhu artikulace hlavice v acetabulu. Dosáhne se tak vícesměrného stříhového zatěžování artikulačních povrchů, které odpovídá fyziologické zátěži [37]. Při nedodržení eliptické artikulace hlavice v acetabulu (například simulováním pouze jednoho z pohybů: flexe/extense) by docházelo pouze k jednosměrnému stříhovému namáhání neodpovídajícímu reálnému typu zátěže kyčelního kloubu. V případě polyetylenového acetabula se navíc liší jeho odolnost vůči jednosměrnému a vícesměrnému zatěžování, což může dále zkreslit výsledky měření [21]. Kinematické parametry byly z těchto důvodů normalizovány normou ISO 14242 pro získání porovnatelných výsledků mezi jednotlivými studiemi. Na simulování chůze dle této normy jsou založeny všechny experimentální studie zahrnující kinematiku kyčle, které jsou zmíněné v předchozí kapitole.



Obr. 2-21 Průběh a orientace zátěžné síly při lidském kroku [39]

Zátěžná síla (Obr. 2-21, **1**) v kyčelním kloubu má při chůzi specifický průběh, taktéž popsany v normě ISO 14242. V cyklu jsou podstatná dvě silová maxima o hodnotě 3000 N, simulující došlápnutí na patu a odraz od špičky při kroku. Zbývající část cyklu o zátěži 300 N simuluje odlehčenou fázi „švihů“ nohy vpřed.

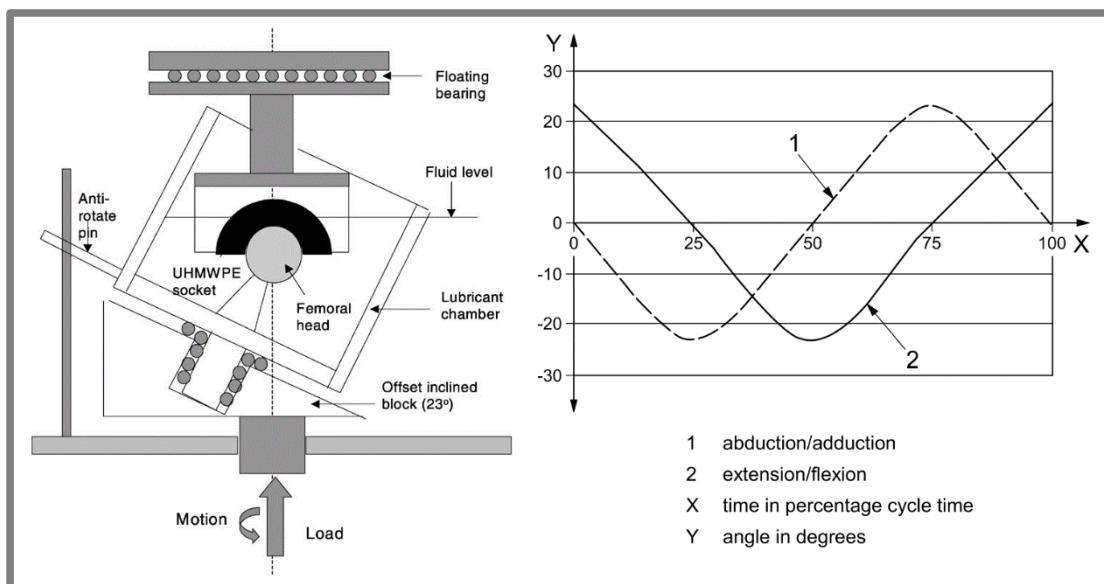
Pro simulování fyziologického pohybu a zátěže kyčelního kloubu se v současné době používá pestrá škála kloubních simulátorů. Od jednodušších, obvykle jednoúčelových přístrojů konstruovaných v rámci specifických vědeckých výzkumů po komerční univerzální simulátory. Z koncepčního hlediska lze rozlišit dvě hlavní kinematická řešení kyčelních simulátorů, jednodušší typ „orbital bearing“ a komplexnější víceosý kloubní simulátor.

### 2.6.2 Simulátor typu „orbital bearing“

Simulátory typu „orbital bearing“ disponují dvěma vzájemně spřaženými rotačními osami, hnanými jediným pohonem (Obr. 2-22). Jedna část kloubní dvojice (obvykle femorální hlavice) se nachází ve vodotěsné nádobě umožňující zaplavení kloubního



kontaktu náhradkou kloubní kapaliny. Nádoba je rotačně uložena na hnané rotační platformě. Osy těchto dvou rotačních pohybů svírají úhel  $23^\circ$ , který vyplývá z normy ISO 14242-3 [38]. Protáčení nádoby je zamezeno pomocí kolíku, který se při rotaci platformy opírá o pevnou zarážku, díky čemuž vykonává hlavice dva kyvné pohyby kolem vzájemně kolmých os.



Obr. 2-22 Kyčelní simulátor typu orbital bearing a průběhy kyvných pohybů simulátoru [38, 52]

Druhá část náhrady (obvykle acetabulum) je uložena tak, aby byl umožněn volný translační pohyb v rovině kolmé na hnanou rotační osu. Zároveň je zamezeno její rotaci kolem hnané osy simulátoru. Zatížení je realizováno v ose hnané rotace na jednu z komponent. Pro zatížení je obvykle použit normalizovaný silový cyklus (kapitola 2.6.1). Průběhy dvojice kyvných pohybů, které reprezentují abdukci/addukci a flexi/extensi (zahrnující vliv vnitřní/zevní rotace), jsou sinusové a fázově posunuté o čtvrt periody cyklu, což vychází z konstrukčního uspořádání simulátoru (Obr. 2-22)

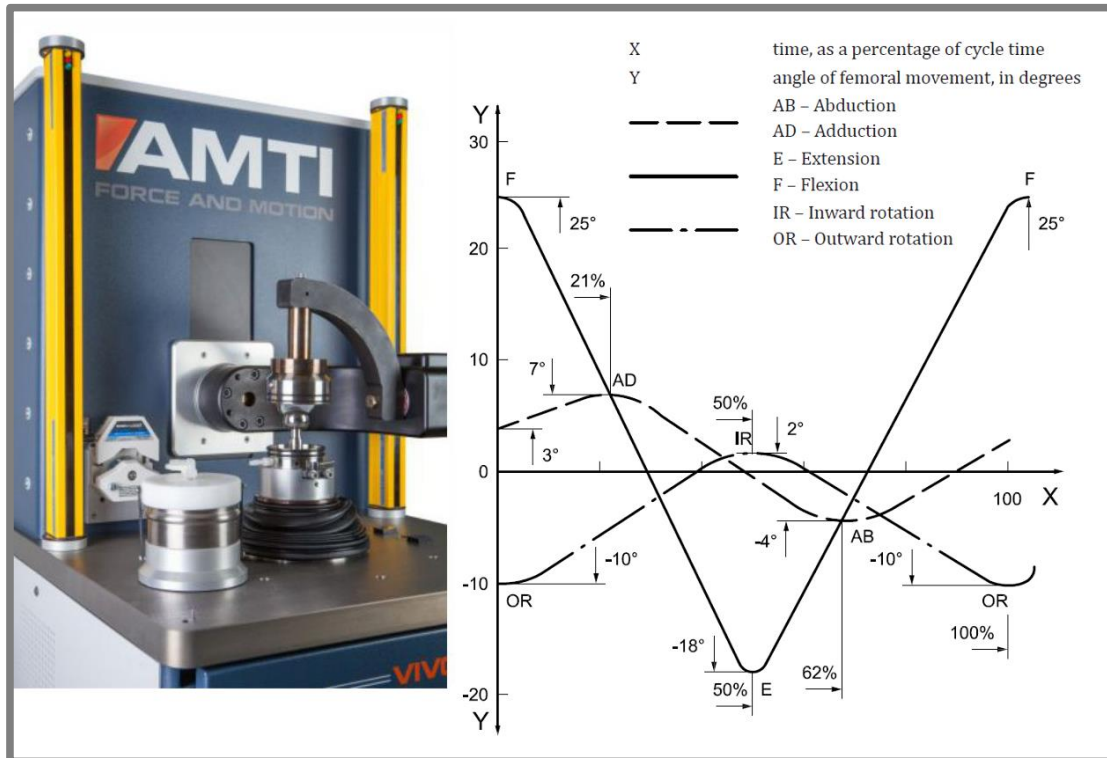
Nevýhodou tohoto typu simulátoru je, že je koncipován pouze pro simulování chůze dle normy ISO 14242-3 [38]. Průběhy a rozsahy kyvných pohybů jsou dané konstrukcí simulátoru a není možné je jednoduše měnit. Problematické je tak simulování jiných specifických pohybů (dřep, skok, chůze do schodů...).

### 2.6.3 Univerzální víceosé kloubní simulátory

Konstrukčně složitějším typem simulátoru je univerzální víceosý kloubní simulátor. V současné době existují až šestiosé simulátory (3 rotace, 3 translace) a rozložení os mezi jednotlivé komponenty artikulačního páru se u každého simulátoru může lišit. Pohybové osy jsou na rozdíl od předchozího typu simulátoru nezávislé, každá s vlastním pohonem. Pro každou pohybovou osu je tak možné nastavit nezávislý pohybový cyklus a simulátor tak může sloužit pro testování různých fyziologických pohybů řady lidských kloubů (kyčel, koleno, rameno...).

Pro testování kyčelních náhrad na tomto simulátoru je vytvořena norma ISO 14242-1 [39], předepisující průběhy všech tří základních rotací kyčelního kloubu, pro vytvoření

fyziologického pohybu lidské chůze (Obr. 2-23). Rozložení pohybů mezi acetabulum a hlavici se liší dle konkrétního typu simulátoru. Jako příklad lze uvést rozložení na šestiosém simulátoru AMTI VIVO™, kde rotační pohyby flexe/extenze a abdukce/addukce vykonává acetabulum upnuté na kyvném ramenu. Pohyb



**Obr. 2-23** Šestiosý kloubní simulátor AMTI VIVO™ a pohybové cykly pro testování kyčelních náhrad [39, 53]

vnitřní/zevní rotace a aplikování zátěže potom zajišťuje femorální hlavice upnutá na rotační platformě. Zátěžný cyklus pro testy kyčelních náhrad je shodný s typem simulátoru „orbital bearing“.

### 3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

3

#### 3.1 Analýza problému

3.1

Úplná endoprotéza kyčelního kloubu představuje celosvětově jeden z nejčastěji prováděných chirurgických zákroků. Počet implantací meziročně neustále narůstá a současně klesá věkový průměr pacientů [1]. S vyššími nároky na životnost náhrady se pojí snaha zvyšovat odolnost kloubní náhrady vůči opotřebení. Klíčovým faktorem je množství částic, které se uvolní vzájemnou artikulací kontaktního páru náhrady: femorální hlavice a acetabula. V případě nejčastějšího typu náhrad se jedná převážně o částice polyethylenového acetabula. Dlouhodobou snahou je omezit množství uvolněných částic polyethylenu, protože zejména částice o velikostech 0,2–7  $\mu\text{m}$  mohou být fagocytovány makrofágy a způsobovat tak záněty kostní tkáně a v konečném důsledku i aseptické uvolnění ukotvení komponent náhrady z kosti [11]. Jednou z cest, jak snížit volumetrický úbytek polyethylenu acetabula je optimalizovat orientaci acetabula v lidském těle. Bylo zjištěno, že na úroveň opotřebení má vliv zejména abdukční úhel acetabula, avšak i po mnohaletém výzkumu se výsledky studií na toto téma rozcházejí [2, 33, 34]. Dle nejnovějších studií se z hlediska opotřebení jeví jako výhodnější vyšší úhly abdukce ( $>45^\circ$ ), kde však hrozí zatěžování hrany acetabula a nižší stabilita náhrady.

Vyhodnocení procesu opotřebení u polyethylenových acetabul komplikuje jeho creepové chování. Bylo prokázáno, že v důsledku creepu dochází k morfologickým změnám polyethylenu ve zdeformované oblasti, zejména k navyšování podílu krystalické frakce polyethylenu a natáčení lamel této krystalické frakce kolmo na aplikované zatížení [12, 20]. Způsobená anizotropie polyethylenu má negativní vliv na odolnost polyethylenu vůči vícesměrému stříhovému namáhání, které je charakteristické pro fyziologickou zátěž acetabula [21].

Samotná změna geometrie náhrady vlivem creepu polyethylenu se projevuje stejně jako opotřebení: penetrací hlavice do acetabula. Toto vnáší problém také do kvantifikování opotřebení náhrady v klinické praxi, kde se volumetrické opotřebení přepočítává z hloubky penetrace hlavice do acetabula. V matematických vztazích, používaných v současné době k přepočtu lineární penetrace na volumetrický úbytek materiálu, není creep polyethylenu zahrnut [16]. Dosavadními studiemi byl creep identifikován téměř výhradně v počáteční fázi životního cyklu náhrady, což je v kontrastu s lineárním průběhem samotného opotřebení. Počáteční fáze životního cyklu náhrady byla podrobněji prozkoumána pouze pomocí MKP analýz a celkový creep byl v různých studiích odhadnut v rozmezí 0,01–0,09 mm v závislosti na průměru artikulárních ploch a síle stěny acetabula [24, 25, 27]. V případě nových generací polyethylenových acetabul s vysokou odolností vůči opotřebení se jedná o ekvivalent až několikaletého opotřebení [34]. MKP analýzy však obsahovaly čtená zjednodušení, zejména z hlediska materiálového modelu creepu, který byl oproti své reálné elasticko-plastické povaze uvažován jako plastický. Zcela byla zanedbána částečná relaxace creepových deformací probíhající převážně v krátké periodě ihned po odtížení náhrady a potlačeno bylo stříhové namáhání artikulární plochy [22].

Creep polyethylenových acetabul byl řešen také v několika experimentálních studiích, avšak zde byla kvůli oddělení creepu a opotřebení použita pouze tlaková zkouška bez

artikulace náhrady a vynechána tak byla vícesměrá stříhová zátěž acetabula. V experimentálních studiích bylo zjištěno, že mezi creepových chováním acetabul konvenčního UHMWPE a acetabuly z obou generací XLPE nejsou výraznější rozdíly [28, 29]. Síťování amorfni fáze u XLPE tak výrazně zlepšuje pouze odolnost vůči opotřebení, ne však vůči creepu. I z hlediska nárůstu zastoupení krystalické fáze v důsledku creepu vykazala konvenční a síťovaná acetabula obdobné výsledky [8]. Stejně jako opotřebení je i creep polyethylenového acetabula ovlivněn zvoleným abdukčním úhlem náhrady. S měnící se abdukci se totiž mění rozložení kontaktního tlaku mezi dvěma hlavními zónami – oválnou zónou orientovanou shodně se směrem zatížení a zónou poblíž horního kvadrantu acetabula [35]. Přítomnost dvou zón kontaktního tlaku může svědčit o deformování horního kvadrantu hrany, které však dosud nebylo ve studiích zmíněno. Se zvyšujícím se abdukčním úhlem se obě zóny přibližují hornímu kvadrantu hrany acetabula. K přímému zatížení hrany dle rešerše dochází zhruba od 55° abdukce [35]. Zatěžování hrany nezvyšuje volumetrický úbytek polyethylenu [34], avšak negativně se projevuje na odolnosti náhrad vůči vykloubení či fraktuře hrany acetabula [9].

Vzhledem k tomu, že na fungování kyčelní náhrady v klinické praxi má vliv mnoho faktorů, není zde snadné posoudit vliv jednotlivých parametrů, jako například orientace acetabula, odděleně. Je tak nutné přistoupit k testům *in vitro* za pomoci kloubních simulátorů, kde je možné jednotlivé parametry řídit. Pro testování kyčelních náhrad je klíčovým pohybem lidská chůze, kterou lze rozložit do tří vzájemně kolmých rotací – flexe/extenze, abdukce/addukce a vnitřní/zevní rotace. Pro reprodukci specifického charakteru fyziologické zátěže kyčelní náhrady je třeba vytvořit průběhy těchto rotací tak, aby vznikla eliptická dráha artikulace hlavice v acetabulu vytvářející vícesměré stříhové namáhání artikulární plochy acetabula [37]. Průběhy výše zmíněných rotací a průběh zátěže kyčelního kloubu pro testování náhrad na simulátorech jsou proto standardizovány normou ISO 14242.

Z kritické rešerše vyplynuly následující poznatky, klíčové pro řešení této práce:

- U nejčastější materiálové kombinace totální kyčelní náhrady kov/polyethylen je prokázáno creepové chování polyethylenu
- Konvenční i síťovaná acetabula vykazují obdobné creepové chování
- Creep ovlivňuje morfologii polyethylenu a zkresluje kvantifikaci opotřebení v klinické praxi
- Creep se odehrává téměř výhradně v počáteční fázi životního cyklu náhrady, kdy je opotřebení acetabula minimální
- Opotřebení polyethylenového acetabula je převážně abrazivní povahy, v menší míře adhezivní (delaminace)
- Creepové deformace jsou elasticko-plastické povahy s rychlým průběhem relaxace elastické frakce deformace po odtížení náhrady
- Počáteční fáze byla dosud popsána pouze pomocí MKP analýz s plastickým modelem creepu nebo experimentálně tlakovou zkouškou bez artikulace
- Orientace acetabula kyčelní náhrady v lidském těle ovlivňuje nejen opotřebení, ale i creep polyethylenu
- Pro reprodukci fyziologické zátěže kloubní náhrady *in vitro* je třeba vytvořit pomocí základních rotačních pohybů kyčelního kloubu eliptickou dráhu artikulace náhrady

### 3.2 Podstata a cíle diplomové práce

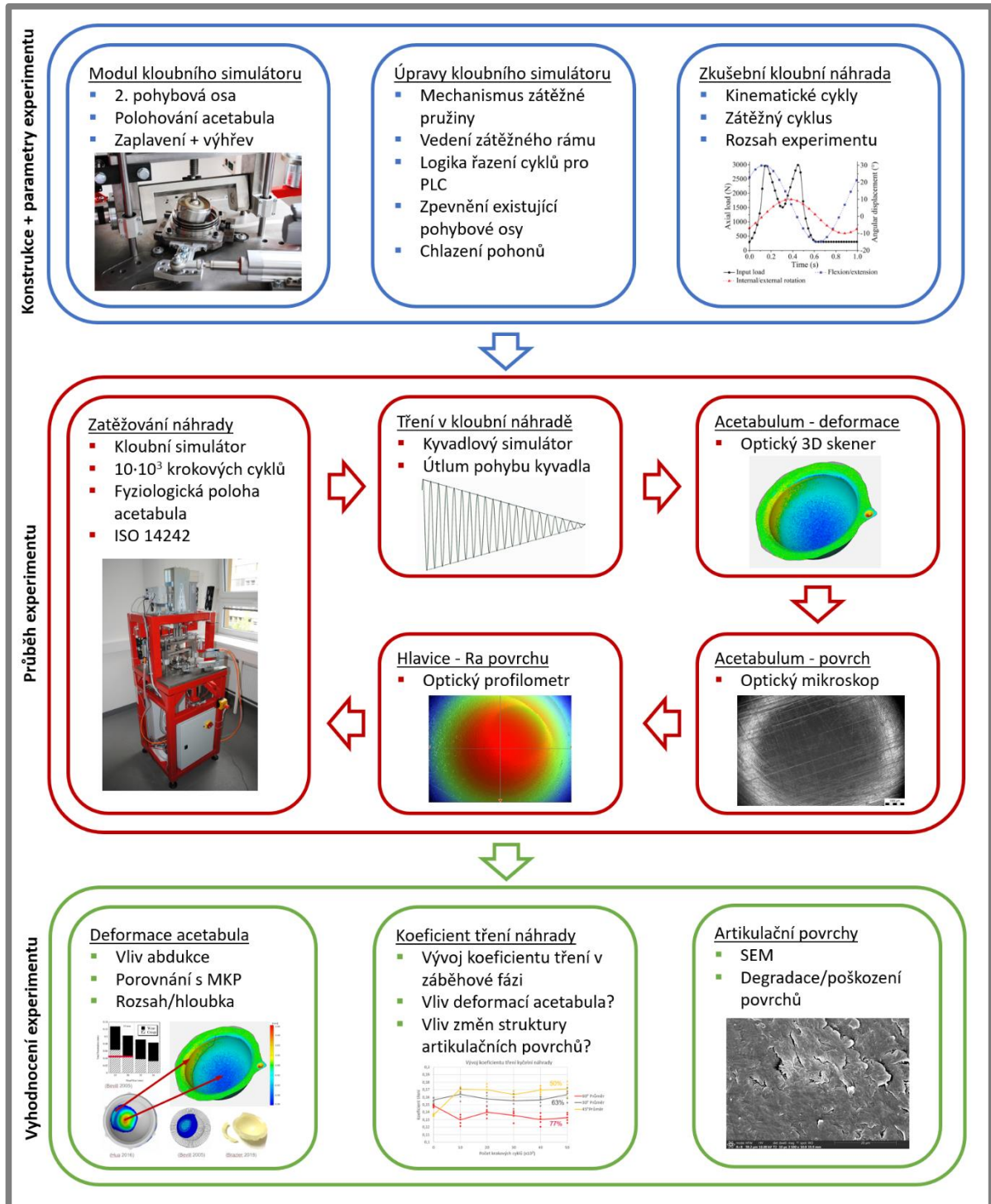
Hlavním cílem této práce je experimentální popsání creepových plastických deformací polyethylenových kyčelních acetabul v počáteční fázi opotřebení v závislosti na orientaci acetabula v lidském těle. Deformace budou měřeny pomocí nedestruktivních optických metod. Motivací k řešení práce je ověření dosavadních MKP analýz této fáze a kvantifikací creepu přispět ke zpřesnění výpočtu volumetrického opotřebení v klinické praxi.

Dílejší cíle práce jsou:

- Konstrukce modulu pro současný kyčelní simulátor na ÚK, který umožní testování totálních kyčelních náhrad ve fyziologické poloze, přidání druhé pohybové osy simulátoru
- Modifikace a konstrukční úpravy pro odladění bezproblémové funkce simulátoru i pro dlouhodobý provoz
- Vytvoření kinematických a zátěžných podmínek krokového cyklu pro dvouosý simulátor v souladu s normou ISO 14242
- Záběhový test na zkušebním kloubním páru, určení intervalu počáteční fáze opotřebení s nejvýraznějšími creepovými deformacemi, kvantifikace opotřebení/creepu v této fázi
- Experimentální posouzení vlivu orientace acetabula na míru plastických deformací v počáteční fázi životního cyklu náhrady pomocí nedestruktivních metod
- Srovnání experimentálně získaných dat s existujícími MKP analýzami pro validaci správnosti zjednodušení, použitých v analýzách
- Zmapování vývoje struktury artikulárních povrchů a koeficientu tření náhrady v počáteční fázi opotřebení

## 4 MATERIÁL A METODY

Problematika deformací polyetylenového acetabula v počáteční fázi opotřebení kyčelní náhrady byla v práci studována experimentálně. Celkový postup řešení je vyobrazen na Obr. 4-1.



Obr. 4-1 Postup řešení práce

Nejprve bylo nutné navrhnout a realizovat modul pro stávající jednoosý kyčelní simulátor na ÚK, který umožní zatěžování kyčelních náhrad v jejich fyziologické orientaci včetně implementace druhé pohybové osy. Pro tuto koncepci simulátoru bylo nutné vytvořit kinematické cykly a zátěžný cyklus dle normy ISO 14242. Následně bylo nutné na zkušební kloubní páru určit rozsah experimentu vymezením záběhové fáze opotřebení náhrady s výraznými creepovými deformacemi. V rámci testovacího provozu bylo také identifikováno několik konstrukčních a softwarových vad simulátoru, které bylo nutné před samotným experimentem odstranit.

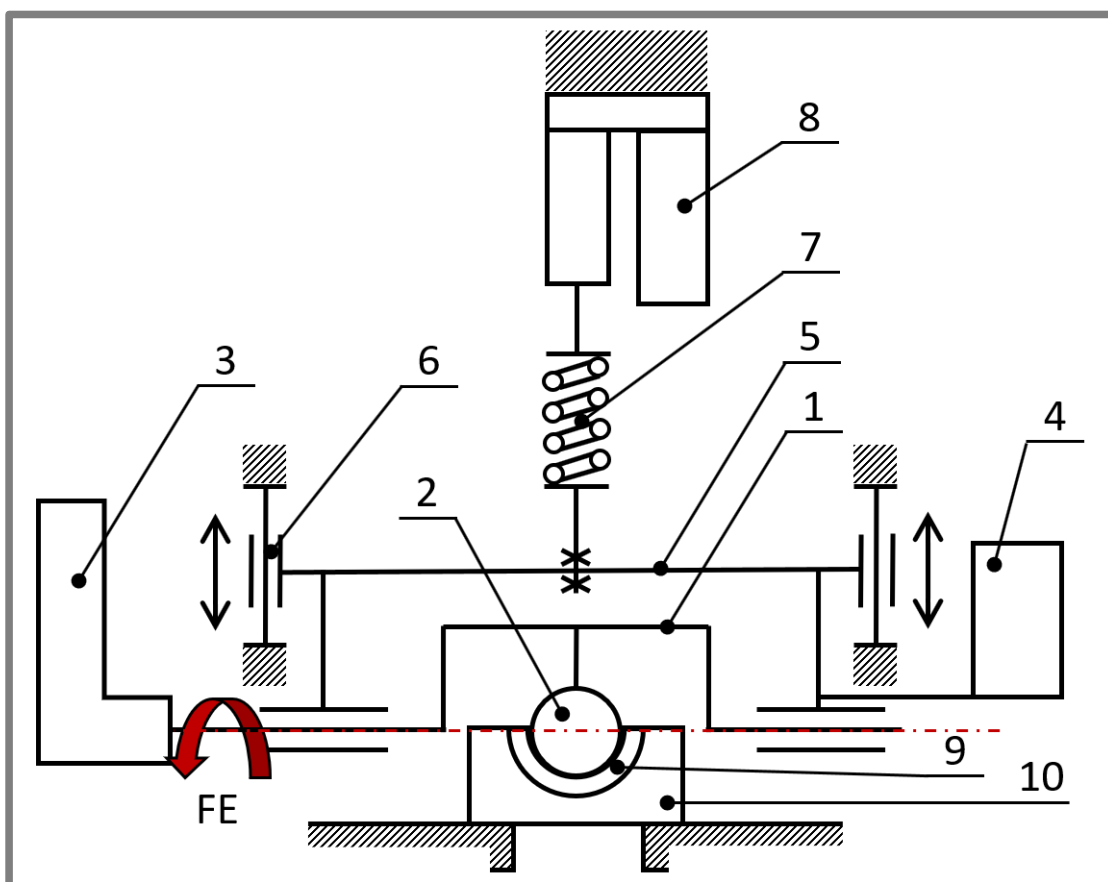
V rámci experimentu bylo vykonáno vždy  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů na kyčelním simulátoru, které následovala série měření acetabula a hlavice popsána podrobněji dále. Fáze zatěžování a následného měření se opakovaly až do pokrytí intervalu počátečních creepových deformací.

Po poslední sérii měření byly artikulační povrchy sledovány skenovacím elektronovým mikroskopem pro posouzení jejich degradace v počáteční fázi opotřebení.

#### 4.1 Kinematika kyčelního simulátoru

4.1

Existující simulátor kyčelního kloubu (Obr. 4-2) disponoval pouze jednou rotační pohybovou osou (flexe/extenze, FE) která byla realizována kyvným rámem (1) s upnutou kloubní hlavice (2). Kyvný rám byl poháněn servopohonem (3) připevněným spolu s protizávažím (4) na zátěžném rámu (5). Zátěžný rám byl umístěn



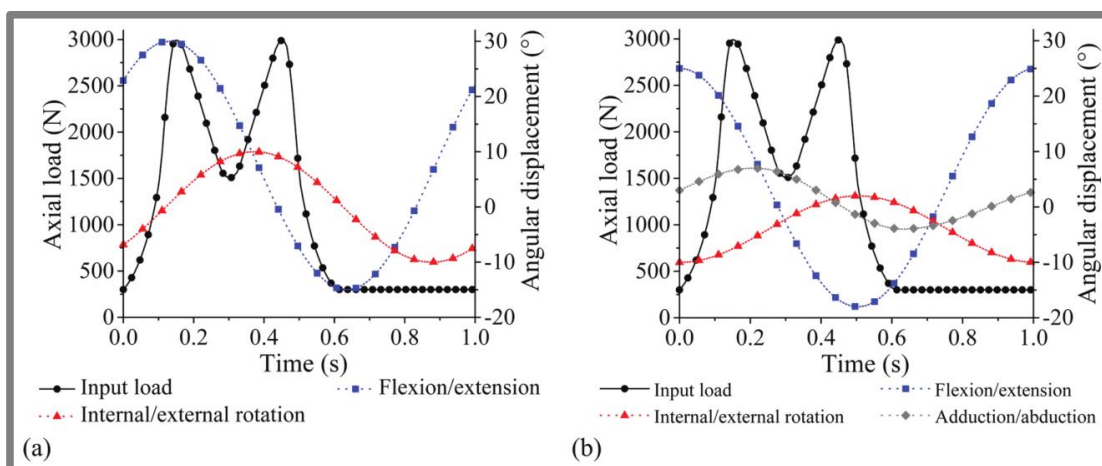
Obr. 4-2 Schéma původní kinematiky simulátoru

na lineárním vedení (6) zajišťujícím jeden stupeň volnosti rámu, translaci rovnoběžnou se směrem zatěžování rámu pružinou (7). Stlačování pružiny bylo realizováno lineárním aktuátorem (8). Acetabulum (9) zalité pryskyřicí do misky (10) bylo v původní koncepci uloženo stacionárně na základní desce simulátoru.

Norma ISO 14242-1 [39] pro testování kyčelních náhrad stanovuje průběhy tří fyziologických pohybů: flexe/extenze (FE), vnitřní/zevní rotace (IROR) a abdukce/addukce (AA)(Obr. 4-3 (b)). Jedná se o rotace kolem tří vzájemně kolmých os. Průběhy těchto tří pohybů dohromady vytváří krouživý pohyb hlavice v acetabulu, který dle [37] věrně replikuje zátěž kyčle při chůzi.

Pro dosažení krouživého artikulačního pohybu, simulujícího lidskou chůzi, však nejsou tři vzájemně kolmé rotace nezbytně nutné. Ve starší koncepci komerčních simulátorů byly a dosud jsou využívány dvě pohybové osy. Oproti ISO normě (Obr. 4-3 (b)) jsou v tomto případě aplikovány následující změny (Obr. 4-3 (a)):

- Vynechání pohybové osy abdukce/addukce
- Časový průběh zátěžného cyklu zvolen jako referenční
- Průběh pohybu FE posunut o osminu periody před průběh zátěžného cyklu
- Průběh pohybu IROR posunut o osminu periody za průběh zátěžného cyklu



Obr. 4-3 Zátěžný cyklus a pohybové cykly pro dvouosý (a) a tříosý (b) kyčelní simulátor

Fázový posun sinusových průběhů pohybů, které jsou dle ISO normy ve fázi (Obr. 4-3 (b)), kompenzuje absenci třetí pohybové osy a zajišťuje krouživý pohyb hlavice v acetabulu. Ten by se pouhým vynecháním třetí osy zredukoval na vratný pohyb po křivce neodpovídající fyziologické zátěži náhrady. Ve studii [40] bylo dokázáno, že fázově posunuté pohyby FE a IROR při simulování lidské chůze způsobí srovnatelnou zátěž a opotřebení jako tři pohyby dle normy ISO. Třetí pohyb (abdukce/addukce) hraje podstatnou roli až při simulování specifických pohybů kyčle jako dřep či skok, které nelze postihnout dvojicí pohybů FE a IROR.

Rozšíření simulátoru o dvě pohybové osy na tříosý by vyžadovalo rozsáhlé a nákladné konstrukční úpravy simulátoru. Vzhledem k tomu, že třetí osa není při použití fázově posunutých kinematických cyklů nezbytně nutná pro dosažení fyziologické zátěže



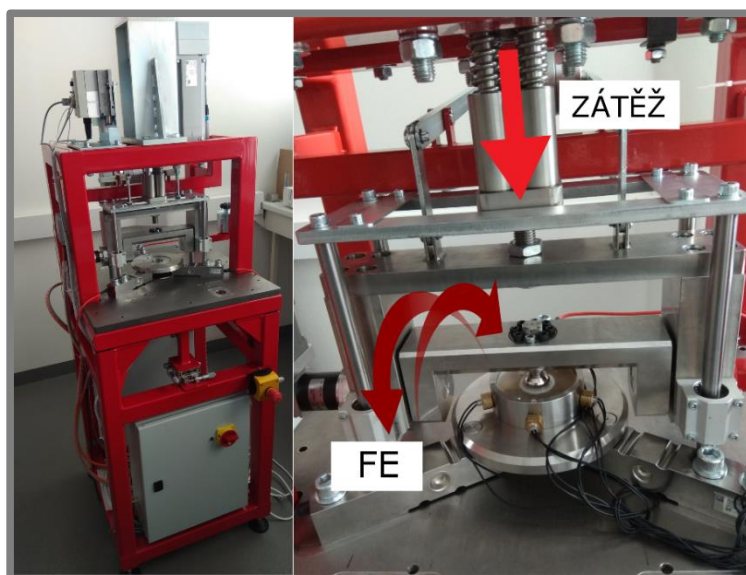
náhrady, bylo z časových a finančních důvodů přistoupeno k rozšíření simulátoru na dvouosý.

## 4.2 Modul simulátoru pro fyziologickou zátěž kyčelní náhrady

4.2

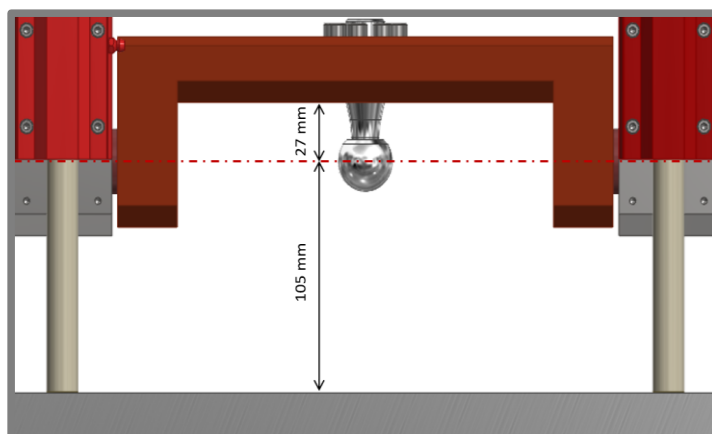
Na základě kinematického rozboru byl pro stávající simulátor navržen nový modul, který v sobě spojoval následující funkce:

- Druhá rotační pohybová osa simulátoru (IROR), osa rotace shodná se směrem zatěžování
- Polohování acetabula abdukčním a anteversním úhlem v doporučeném fyziologickém rozsahu vůči směru zatěžování
- Zaplavení kloubního kontaktu náhražkou kloubní kapaliny
- Výhřev kloubního kontaktu na tělesnou teplotu



Obr. 4-4 Původní koncepce kyčelního simulátoru

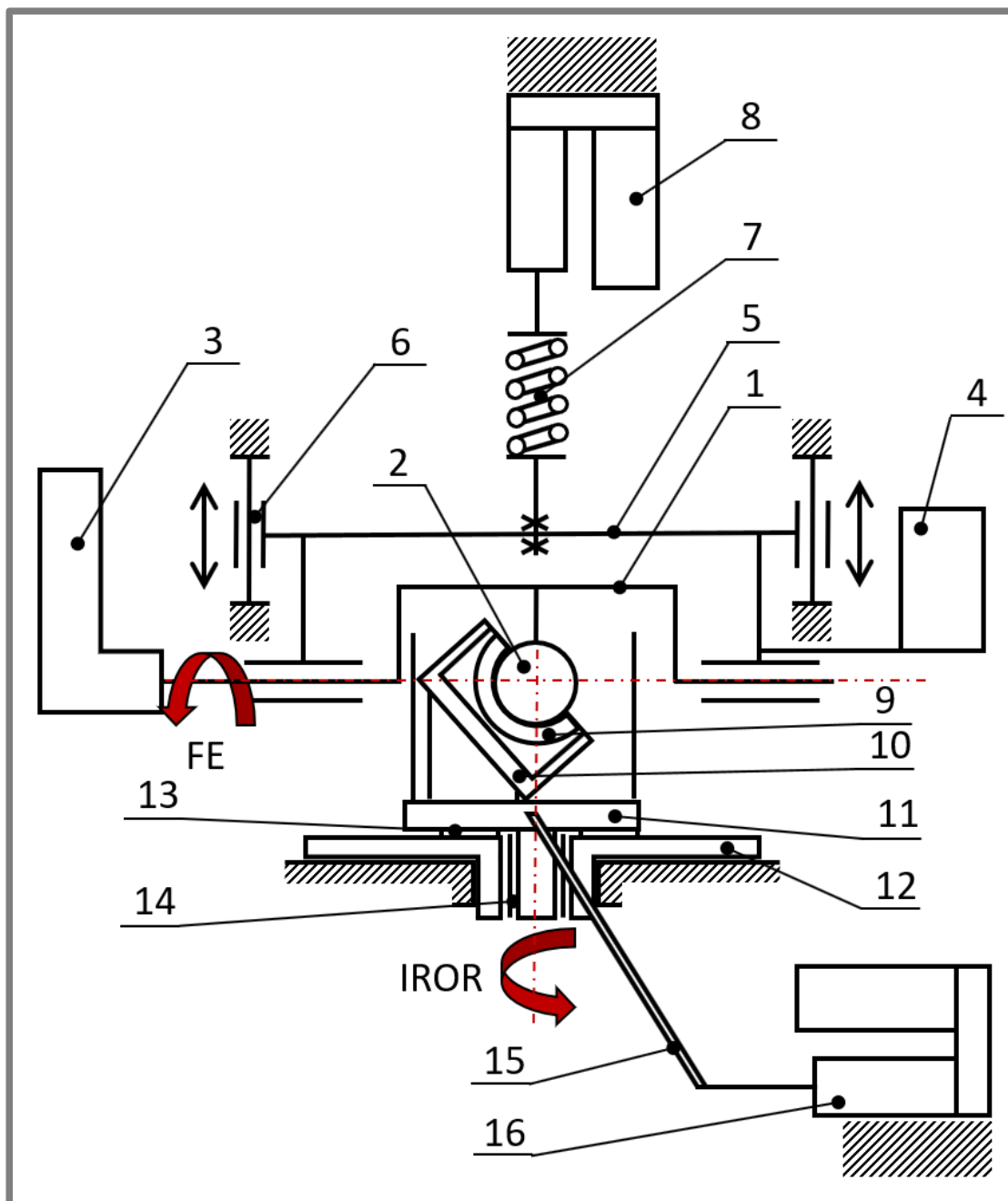
Výchozí stav simulátoru zahrnoval svislou zátěžnou osu a vodorovnou rotační pohybovou osu FE (Obr. 4-4). Z tohoto uspořádání plynuly pro navrhovaný modul omezení ve smyslu zástavbového prostoru. Limitním faktorem byl omezený zdvih kyvného rámu flexe extenze s upnutou femorální hlavicí nad základní desku



Obr. 4-5 Vymezení zástavbového prostoru pro modul simulátoru

simulátoru a omezená vzdálenost mezi středem hlavice a příčnickem kyvného rámu (Obr. 4-5).

Na schématu (Obr. 4-6) je patrný princip fungování navrženého modulu. Acetabulum (9) je zalito pryskyřicí do misky (10), která je vykloněna pod abdukčním úhlem a připevněna na rotační platformě (11). Platforma je uložena kluzně axiálně (13) i radiálně (14) na stacionární základně (12) která je upnuta na základní desku simulátoru. Druhý rotační pohyb IROR a polohování anteversního úhlu zajišťuje přes páku (15) lineární aktuátor (16) převzatý z existujícího kolenního modulu simulátoru.



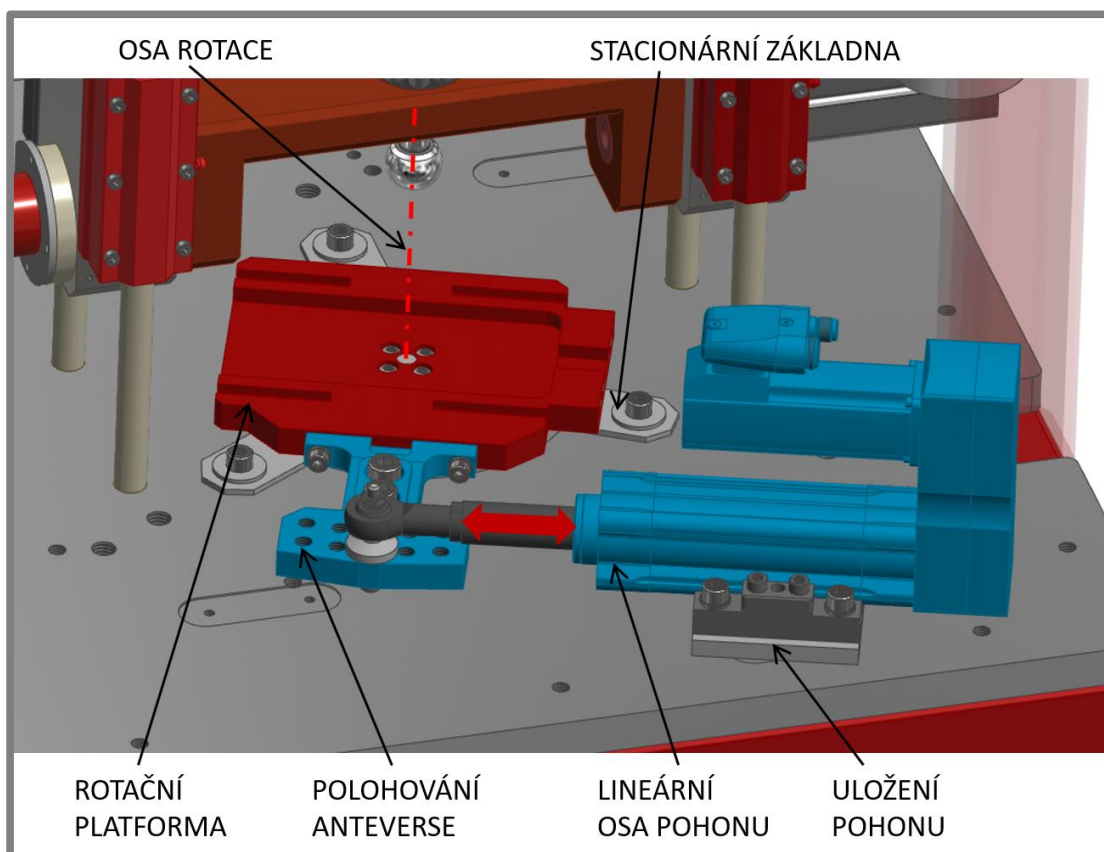
Obr. 4-6 Schéma navrženého modulu simulátoru

Modul se skládá ze dvou hlavních konstrukčních podsestav. Jedná se o podsestavu, zajišťující pohyb IROR a polohování anteverse a podsestavu acetabula, zajišťující polohování abdukce, zaplavení kloubního kontaktu a jeho výhřev.

#### 4.2.1 Podsestava pohybu IROR

4.2.1

Pohyb IROR byl realizován pomocí lineárního aktuátoru, který pomocí ramena otáčí rotační platformou modulu (Obr. 4-7). Platforma je rotačně uložena na stacionární základně, která tvoří spojení mezi navrženým modulem a základní deskou simulátoru. Axiální i radiální uložení platformy v základně je řešeno pomocí kluzných elementů s kompozitní PTFE vrstvou. Jedná se o samomazná, bezúdržbová a kompaktní uložení, což bylo výhodné vzhledem k omezeným zástavbovým prostorům simulátoru. Vybrané kluzné elementy pracují v mezním režimu mazání, vhodném pro pomalý kývavý pohyb rotační platformy. Navíc disponují enormní únosností, kdy rozměrově vhodný axiální kroužek mezi rotační platformou a stacionární základnou (nejzatíženější kluzný element) disponuje stonásobně vyšší dynamickou únosností oproti maximální zátěži simulátoru. Vzhledem k charakteru pohybu aktuátoru bylo i jeho uložení řešeno rotačně za použití stejného typu kluzných elementů jako v případě platformy.



Obr. 4-7 Podsestava pohybu IROR

Na ramenu platformy se nachází sada závitových děr, přesunutím čepu lineární osy je v případě potřeby možné měnit anteveršní úhel acetabula v rozmezí  $5^\circ$  až  $25^\circ$ , což pokrývá klinicky doporučené limity anteverse pro kyčelní implantáty. Vzhledem k tomu, že koncepce využila již existující pohon, bylo nutné dimenzovat délku ramene

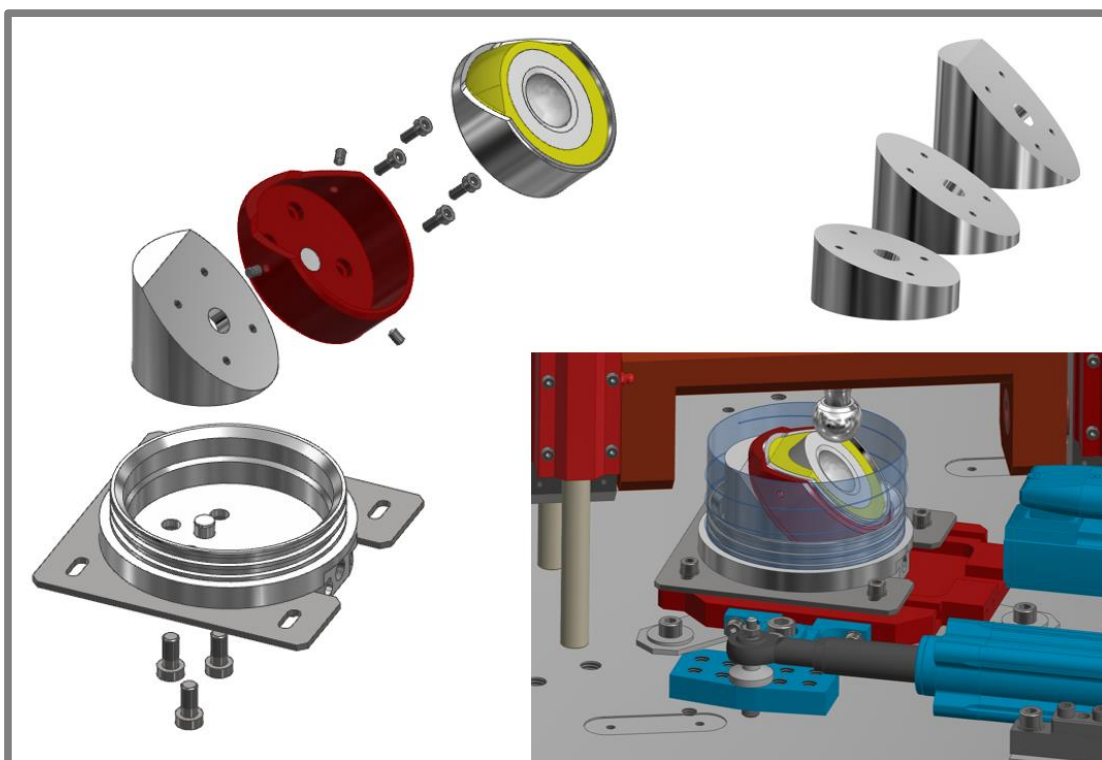
platformy vzhledem k maximálnímu povolenému zatížení, zdvihu, rychlosti a zrychlení lineárního aktuátoru. Parametry dimenzování pro použitou délku ramene 190 mm jsou uvedeny v Tab. 4-1.

Tab. 4-1 Dimenzování pohonu IROR

	Zátěž (N)	Zdvih (mm)	Rychlost (mm/s)	Zrychlení (m/s <sup>2</sup> )
<b>Přípustná hodnota</b>	304,8	50,0	156,0	5,0
<b>Využitá hodnota</b>	101,6	39,0	125,0	0,8
<b>Návrhový koeficient</b>	3,0	1,3	1,2	6,4

#### 4.2.2 Podsestava acetabula

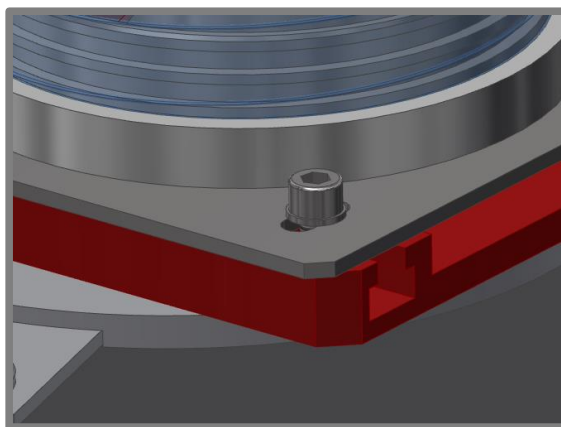
Polohování abdukce acetabula bylo vzhledem k omezenému zástavbovému prostoru vyřešeno pomocí pevných úhelníků. Pro účely práce byly vyrobeny celkem 3 úhelníky s úhly 15°, 30° a 45°. Samotné acetabulum zalité pryskyřicí (žlutá) ve válcové patroně je fixováno držákem (červená) se třemi stavícimi šrouby proti protáčení patrony (Obr. 4-8). Držák acetabula je s úhelníkem spojen čtveřicí šroubů, jejichž stříhové zatěžování zabraňuje středový kolík. Úhelník nesoucí držák acetabula je připevněn třemi šrouby na dno kruhového přípravku.



Obr. 4-8 Podsestava acetabula

Kruhový přípravek se upevňuje na rotační platformu podstavy IROR pohybu pomocí čtveřice šroubů a díky vzájemně kolmým drážkám v límci přípravku a T drážkám s maticemi v platformě umožňuje jednoduché středění polohovacího přípravku vzhledem k ose rotace základny (Obr. 4-9). Toto středění je nutné vzhledem k možným nepřesnostem při zalévání acetabula pryskyřicí do patrony. Veškeré díly

této podsestavy byly vyrobeny z nerezové (potravinářské) oceli EN 1.4301 kvůli korozivní povaze kloubního séra a požadavku na zdravotní nezávadnost materiálu.



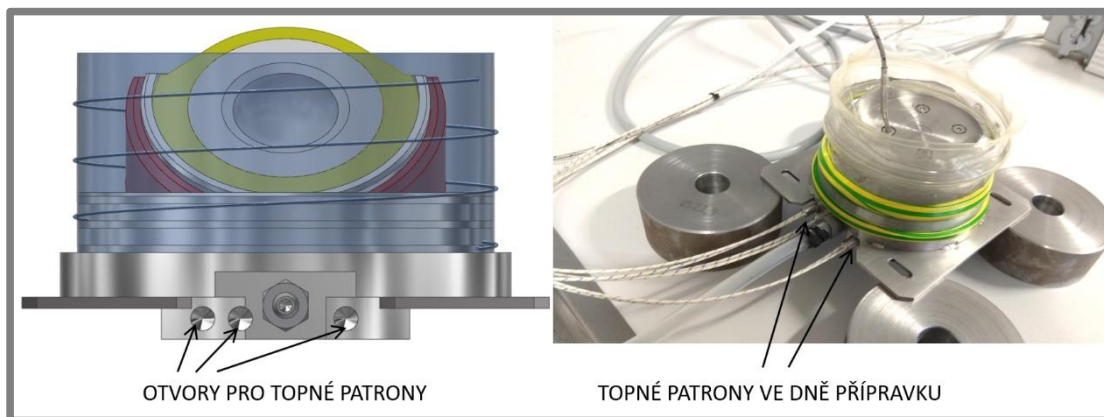
Obr. 4-9 Způsob upnutí kruhového přípravku na rotační platformu

#### 4.2.3 Zaplavení a výhřev prostoru kloubního kontaktu

4.2.3

Prostor kloubního kontaktu je nutné zaplavit substitutem kloubní kapaliny pro věrnou reprodukci biotribologických podmínek *in vivo*. Za tímto účelem je vnitřní část kruhového přípravku koncipována jako vodotěsná. Zatěsnění mezi úhelníkem a dnem přípravku a na vnějším obvodu přípravku je realizováno pomocí O kroužků. Na vnějších O kroužcích je potom nasazen segment sací hadice o průměru 110 mm bez výztužného drátu (Obr. 4-10). Tento segment tvoří stěny zaplaveného prostoru. Sací hadice byla zvolena jako cenově dostupné řešení, kde tuhost stěn je dostatečná pro udržení vodního sloupce, ale zároveň natolik flexibilní, že umožňuje kontakt s kyvným rámem při cyklování. Je tak možné realizovat vyšší stěny zaplaveného prostoru pro důkladnější zaplavení oproti pevným stěnám.

Norma ISO 14242-1 specifikuje požadavek na teplotu prostředí kloubního kontaktu v rozmezí 35–39 °C. Výhřev je realizován pomocí trojice topných patron umístěných v zesíleném dně polohovacího přípravku kolem výpustného otvoru přípravku (Obr. 4-10).



Obr. 4-10 Systém výhřevu prostoru kloubního kontaktu

Řídící jednotka patron poté udržuje teplotu v předepsaném intervalu dle teplotního čidla, umístěného v zaplaveném prostoru v blízkosti acetabula.

### 4.3 Konstrukční a softwarové úpravy simulátoru

Při testovacím provozu simulátoru na zkušebním kloubním páru bylo zjištěno několik nedostatků simulátoru neslučitelných s dlouhodobějším bezpečným provozem.

#### 4.3.1 Zátěžný pružinový mechanismus

Původní pružinový zátěžný mechanismus byl navržen jako univerzální pro testování kyčelních (zátěž 300–3000 N) i kolenních (zátěž 0–500 N) náhrad. Obsahoval soustavu 4 pružin s kruhovým průřezem o katalogové tuhosti 21,73 N/mm vedených na jednom čele vodícími trny a na druhém vodícími pouzdry (Obr. 4-11). Toto uspořádání však vykazovalo několik nevýhod. Lineární aktuátor, stlačující systém pružin, při předepsané frekvenci cyklování 1 Hz překračoval periodicky během cyklu svůj rychlostní limit. Toto způsobovalo po několika stech cyklech přehřátí brzdného rezistoru v řídicí jednotce a odstavení pohonu. Dlouhodobě tak nebylo možné provozovat zátěžný cyklus pro kyčelní náhrady dle ISO normy. Také vzhledem k poddimenzovanému vedení zátěžného rámu (řešeno dále), nesouososti zátěžné osy a vedení rámu a nestejně délce použitých pružin (výrobní tolerance) docházelo ke naklánění zátěžného rámu na stranu a stranovému stlačování pružin mezi trn a pouzdro. Následkem bylo abrazivní opotřebování trnů a pouzder, a nakonec i prasknutí jedné z pružin (Obr. 4-11).



Obr. 4-11 Stará a nová koncepce zátěžných pružin, poškození trnu a pružiny původní koncepce

Pro testování kyčelních náhrad byl proto v rámci práce realizován nový pružinový zátěžný mechanismus. Konceptně vycházel z původního mechanismu, implementoval však jedinou nástrojovou pružinu o katalogové tuhosti 207,4 N/mm (Obr. 4-11). Nástrojová pružina nevyžaduje oproti původním pružinám natolik důkladné vedení. Byla použita pouze dvojice kratších vodících trnů, horší souosost vedení simulátoru se směrem zátěže zde proto nepředstavovala zdaleka takový problém, jako u původní koncepce. Vyšší tuhost pružiny znamená také menší nutné délky stlačení pružiny

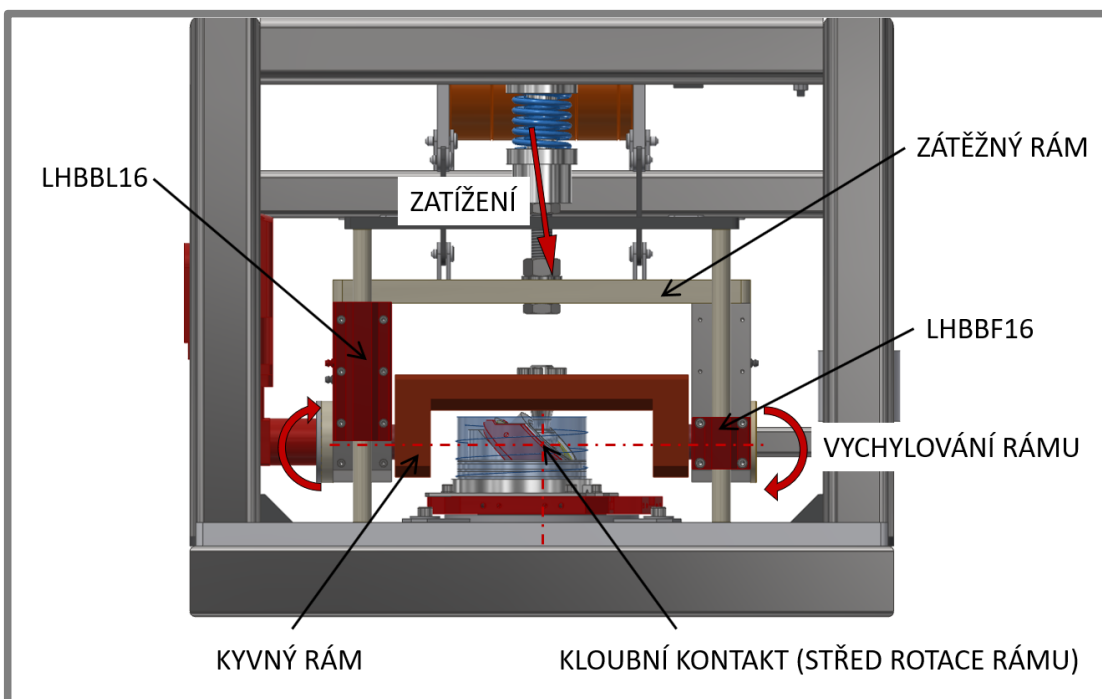
během cyklu, tedy menší rychlost lineárního aktuátoru, což vyřešilo problém se zastavováním pohonu kvůli přehřáté řídicí jednotce.

#### 4.3.2 Vedení zátěžného rámu simulátoru

4.3.2

Zatížení způsobené stlačením pružiny je na simulátoru přenášeno přes zátěžný rám do kyvného rámu a do kloubního kontaktu (Obr. 4-12). Zátěžný rám byl v původní koncepci veden čtveřicí lineárních vedení s kuličkovými ložiskovými tělesy MISUMI LHBBF16, umístěnými ve výši kloubního kontaktu. Vzhledem k faktorům uvedeným v kapitole 4.3.1 však docházelo k zatěžování rámu také ve směru kolmém na lineární vedení. Ložiskové jednotky tak vzhledem ke svému umístění byly namáhány ohybovým momentem (kloubní kontakt tvořil střed otáčení), pro který nebyly dle specifikace výrobce navrženy. Při provozu simulátoru tak docházelo k zvětšování vůlí v ložiskových jednotkách, jejich postupné degradaci a zvětšování úhlu stranového vychylování zátěžného rámu. Tímto vzrůstalo radiální zatížení válce lineárního aktuátoru, což by při dlouhodobém provozu vedlo k výraznému snížení jeho životnosti.

Krátké ložiskové jednotky proto byly nahrazeny prodlouženými jednotkami MISUMI LHBBL16 a přesunuty výše nad kloubní kontakt. Tyto jednotky již jsou dimenzované i na zatížení ohybovým momentem a díky nově zvolené poloze přenášejí případně parazitní boční zatížení částečně také radiálně (Obr. 4-12).

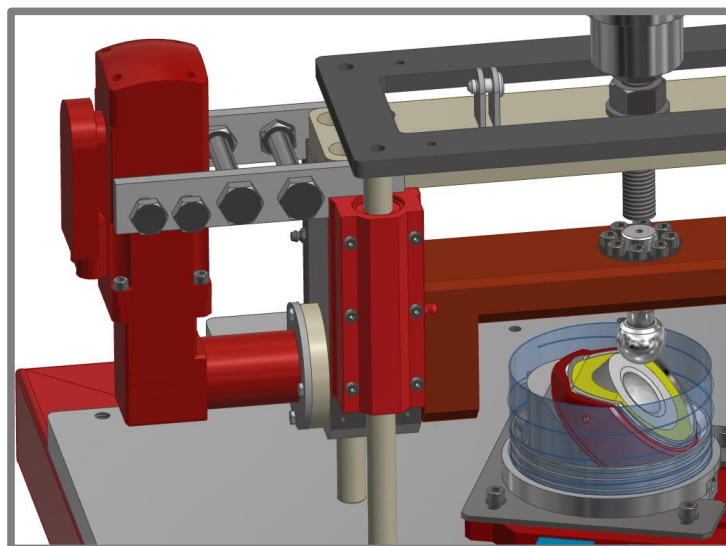


Obr. 4-12 Přenos sil do kloubního kontaktu a vedení zátěžného rámu

Na simulátoru bylo také provedeno vyrovnání nesouososti pohybové osy pružin a vedení zátěžného rámu v rámci možností konstrukce simulátoru pro omezení parazitního bočního zatížení rámu.

### 4.3.3 Zpevnění pohonu FE osy, chlazení pohonů simulátoru

Servopohon pohybové osy FE byl k zátěžnému rámu připevněn za přírubu jeho úhlové převodovky, ale vzhledem k reverzování chodu kyvného rámu dle sinusového průběhu úhlu natočení docházelo k postupnému uvolňování uchycení pohonu. Jelikož příruba převodovky neumožňovala důkladnější uchycení k rámu, bylo provedeno uchycení samotného těla servopohonu k zátěžnému rámu (Obr. 4-13), čímž byl problém uvolňování pohonu odstraněn.



Obr. 4-13 Zpevnění pohonu FE pohybové osy

Při delším testování na simulátoru bylo zaznamenáno výrazné zahřívání servopohonů na pohybové ose FE a na zátěžné ose simulátoru. Teplota hliníkového krytu elektromotorů při provozu stoupala nad 70 °C (měřeno infračerveným teploměrem). Po konzultaci s firmou vyrábějící tyto pohony bylo přistoupeno k implementaci aktivního chlazení pohonů z obavy o životnost absolutního víceotáčkového enkodéru, implementovaného v těle elektromotoru, jehož spolehlivé fungování je nezbytné pro bezpečný provoz simulátoru.

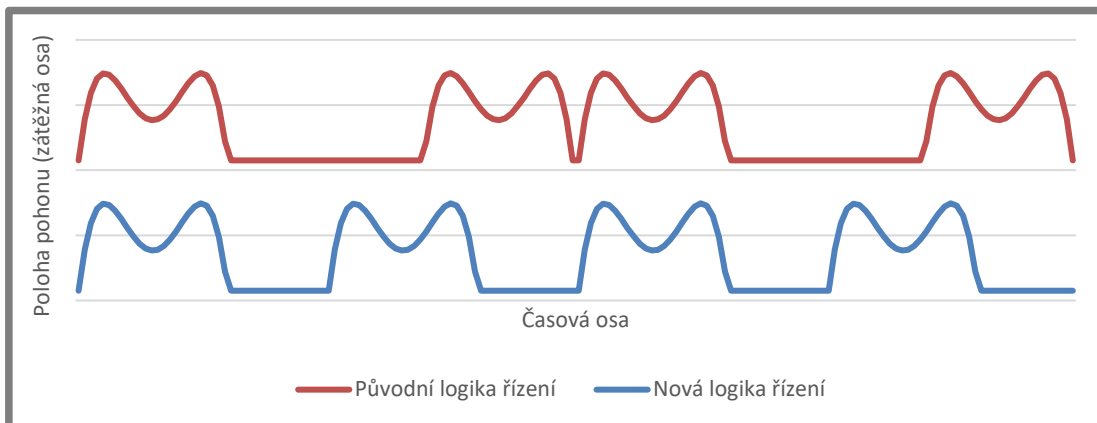
Chlazení bylo realizováno pomocí šestice 24 V ventilátorů o průměru 80 mm. Díky aktivnímu chlazení se teplota na krytu elektromotoru při provozu simulátoru stabilizovala na cca 35 °C.

### 4.3.4 Úpravy systému řízení

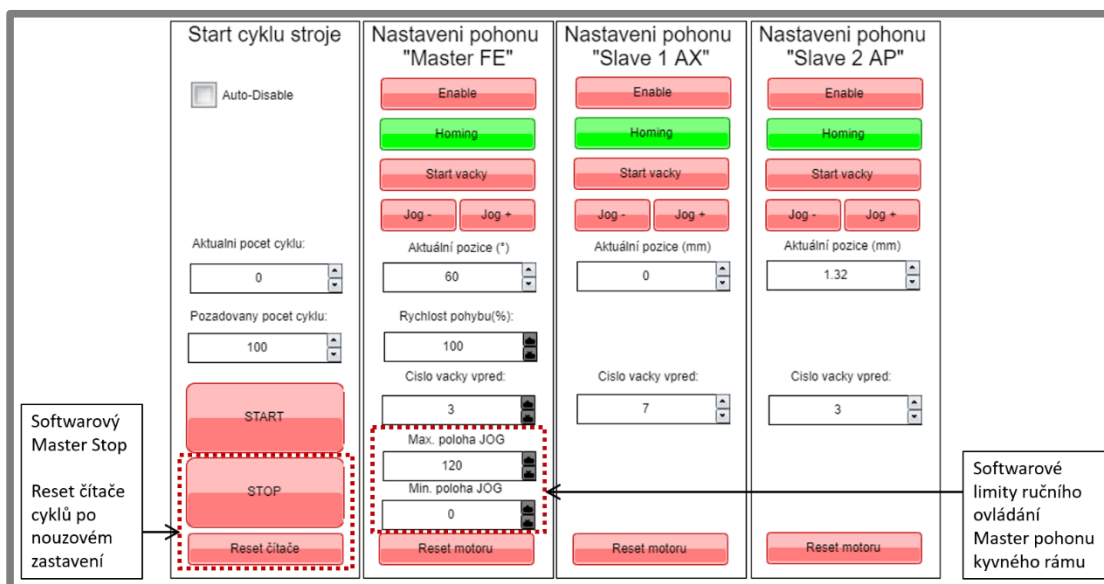
Úpravami prošel také systém řízení simulátoru. Jako řídicí veličina byla zvolena časová osa cyklu master pohonu (FE) místo fyzické pozice tohoto pohonu odečítané z enkodéru. Změnou logiky řízení byl odstraněn zásadní nedostatek původní koncepce, kdy simulátor nedokázal za sebe správně zařadit více cyklů a docházelo tak k zrcadlení průběhů cyklů všech pohonů (Obr. 4-14), kdy správný průběh měl pouze každý lichý cyklus. Ve webovém rozhraní, přes které je simulátor ovládán, byly přidány nastavitelné limity pro manuální pohyb s FE pohybovou osou. Bylo tak eliminováno nebezpečí kontaktu kyvného rámu simulátoru s kyčelním modulem v režimu manuálního ovládání. Do webového rozhraní byl také přidán Master Stop sloužící k okamžitému vypnutí všech pohonů a reset čítače cyklů (Obr. 4-15).



Veškeré řídicí jednotky pohonů a PLC procesorová jednotka simulátoru byly napojeny na switch umožňující pohodlnou obsluhu simulátoru přes jediný síťový kabel.



Obr. 4-14 Původní vs. nové řazení cyklů (naznačeno ilustračně na cyklu zátěže)



Obr. 4-15 Úpravy webového prostředí simulátoru

## 4.4 Použitý materiál

4.4

### Kloubní pár

Pro testování byla použita necementovaná acetabula z konvenčního UHMWPE se shodným průměrem artikulačních ploch, shodnou radiální vůlí a obdobnou tloušťkou stěny acetabula pro zajištění porovnatelných výsledků změn geometrie artikulačních povrchů mezi jednotlivými vzorky. Parametry náhrad jsou shrnuty v Tab. 4-2.

Tab. 4-2 Parametry testovaných náhrad

<b>Výrobce náhrad</b>	B Braun Aesculap
<b>Materiál acetabul</b>	UHMWPE (Chirulen)
<b>Materiál hlavic</b>	CrCo <sub>29</sub> Mo (Isodur)
<b>Typ náhrad</b>	Necementované
<b>Průměr artikulačních ploch</b>	28 mm
<b>Radiální vůle náhrad</b>	0,21 mm
<b>Vnější průměr acetabul</b>	58–60 mm

### Kloubní kapalina

V průběhu testování na simulátoru byl kloubní kontakt zaplaven PBS sérem s rozmíchanými bílkovinami v koncentracích uvedených v Tab. 4-3. Tento roztok plní funkci kloubní kapaliny: snižuje tření a opotřebení kloubního páru a odplavuje případné vydřené částice acetabula z prostoru kontaktu.

Tab. 4-3 Složky použité náhražky kloubního séra

<b>Albumin</b>	28 mg/ml
<b>γ-globulin</b>	9,4 mg/ml
<b>PBS sérum</b>	350 ml

### Ostatní materiály

Pro usnadnění manipulace se vzorky byla acetabula zalita do kompaktních nerezových patron pomocí technické licí metylmetakrylátové pryskyřice (Dentacrylu). Tato zalévací hmota disponuje dostatečnou pevností vzhledem k značnému zatěžování při testování (Tab. 4-4). Pro účely testování je klíčová zejména pevnost v tlaku. Mezi další přednosti Dentacrylu patří je také jeho výborná přilnavost k polyethylenu a netečnost vůči kloubnímu séru.

Tab. 4-4 Parametry použité zalévací hmoty

<b>Pevnost v ohybu</b>	50 MPa
<b>Pevnost v tahu</b>	20 MPa
<b>Pevnost v tlaku</b>	80 MPa
<b>Tvrдость podle Vickerse</b>	17°
<b>Nasákavost</b>	+ 0,45 %

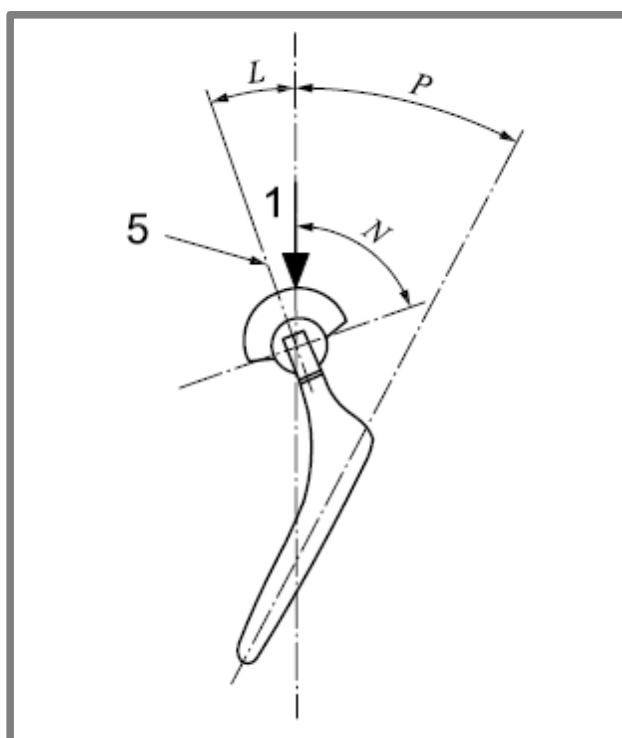
## 4.5 Simulace opotřebení artikulační dvojice

V rámci práce byly sledovány tři kloubní páry lišící se abdukčním úhlem acetabula (Tab. 4-5). Abdukce u náhrady č. 1 a č. 2 jsou v souladu s doporučenými klinickými limity, abdukce náhrady č. 3 již leží mírně nad doporučeným intervalem. Je takto volena záměrně, vzhledem k hranovému efektu, předpokládanému dle rešerše u abdukci nad 55° [41]. Anteverzní úhel byl u všech vzorků shodný, volený ve středu klinicky doporučeného intervalu.

Tab. 4-5 Zkoumané konfigurace kyčelních náhrad

Náhrada č.	1	2	3
Abdukce	30°	45°	60°
Anteverse	15°	15°	15°

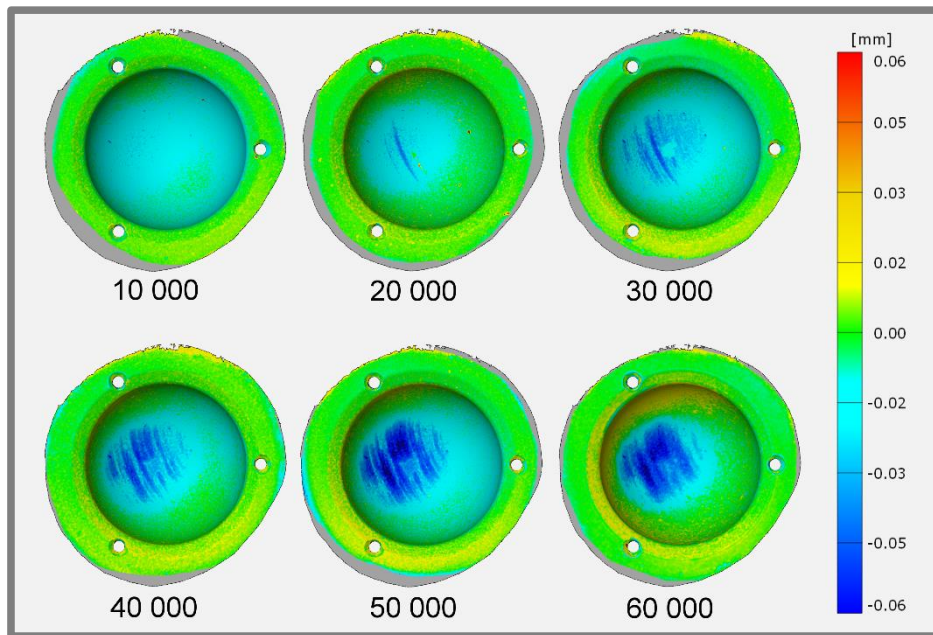
Kyčelní simulátor je koncipován tak, že zatížení je vyvozováno ve svislém směru (vertikální osa lidského těla), což však neodpovídá fyziologii člověka, kde je vektor reakční síly v acetabulu od vertikální osy odchýlen (Obr. 4-16). Toto vychýlení vektoru **1** o úhel  $L$  se dle normy ISO kompenzuje přičtením hodnoty 15° k hodnotě abdukce, která je na simulátoru nastavena (např. fyziologické abdukci 45° odpovídá na simulátoru abdukce 30° apod.).



Obr. 4-16 Poloha acetabula vzhledem k zátěžné ose dle ISO 14242-1

#### 4.5.1 Určení rozsahu experimentu

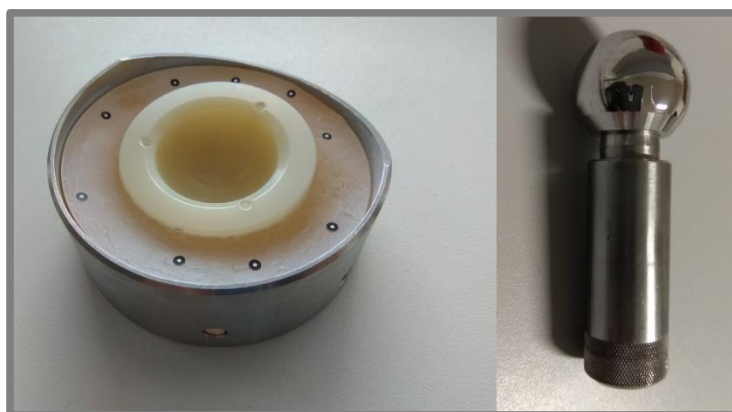
Vzhledem k tomu, že odhady trvání počáteční fáze creepových deformací se v dosavadních studiích značně lišily ( $60 \cdot 10^3$ – $1 \cdot 10^6$  krokových cyklů), bylo nejprve třeba experimentálně určit rozsah experimentu, nutný k pokrytí této fáze. Pro určení rozsahu byl použit zkušební kloubní pár stejné materiálové kombinace jako náhrady určené pro samotný experiment. Základní interval měření byl stanoven na  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů, po kterých vždy následovalo měření deformací acetabula na optickém 3D skeneru ATOS Triple Scan (podrobněji popsáno v kap. 4.6). Celkem bylo na zkušebním kloubním páru provedeno  $60 \cdot 10^3$  krokových cyklů a rozvoj deformací byl pozorován prvních  $50 \cdot 10^3$  krokových cyklů (Obr. 4-17). Tímto byl určen rozsah experimentu na  $50 \cdot 10^3$  krokových cyklů s intervalem měření každých  $10 \cdot 10^3$  cyklů.



Obr. 4-17 Vývoj deformací artikulárního povrchu zkušební acetabula

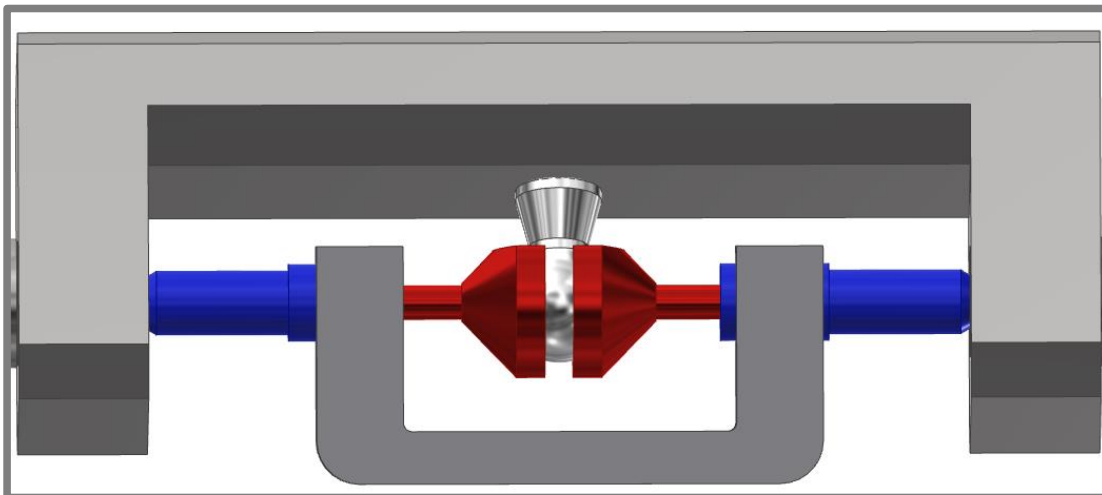
#### 4.5.2 Příprava artikulární dvojice a kyčelního simulátoru

Před zahájením zatěžování náhrady bylo třeba každé polyethylenové acetabulum umístit do trubkové nerezové patrony sloužící k snadnější manipulaci se vzorkem (Obr. 4-18). K zalití acetabula do trubkové patrony byla použita metylmetakrylátová lepicí pryskyřice, která se vyznačuje výbornou přilnavostí k polyethylenu, a naopak velmi slabou přilnavostí k nerezové oceli. Aby nedocházelo k protáčení zalitého acetabula v patroně, byly do patrony vloženy zámky vyrobené z PLA plastu FDM 3D tiskem (Prusa Mk.1). Po zalití acetabula do pryskyřice bylo nutné celou patronu a zejména artikulární povrch důkladně očistit a zbavit všech nečistot, které by mohly kontaminovat kloubní sérum, případně se dostat do kontaktu artikulární dvojice a působit zde jako abrazivo. K čištění byla použita ultrazvuková čistička a následný oplach izopropylalkoholem a destilovanou vodou. Příprava kloubní hlavice spočívala v obdobném procesu čištění a následném naražení hlavice na speciální trn pro upnutí do kyvného rámu simulátoru (Obr. 4-18).



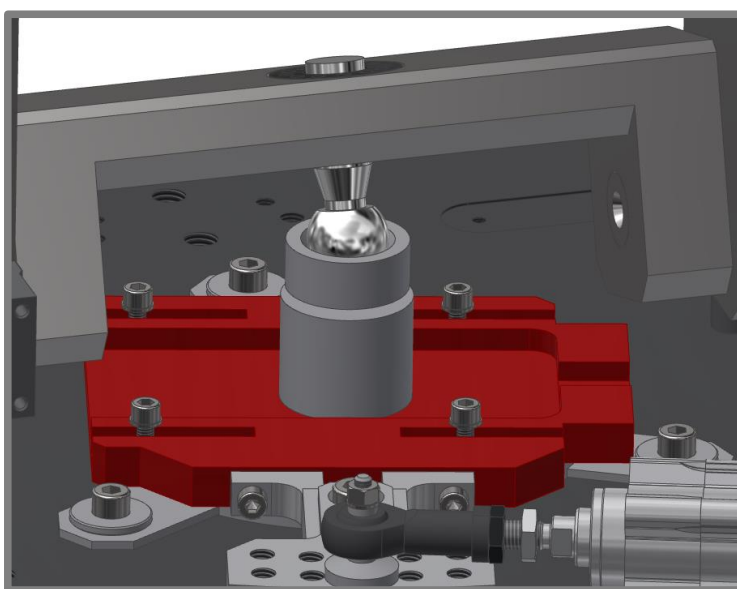
Obr. 4-18 Příprava acetabula a hlavice

Příprava simulátoru spočívala zejména v pečlivém vystředění středu rotace artikulačního páru vzhledem ke dvojici pohybových os simulátoru. Nejprve bylo třeba umístit trn s kloubní hlavici do kyvného rámu simulátoru a za pomoci středícího přípravku ustavit střed hlavice na osu rotace kyvného rámu (pohyb FE) (Obr. 4-19).



Obr. 4-19 Vystředění kloubní hlavice vůči ose rotace kyvného rámu

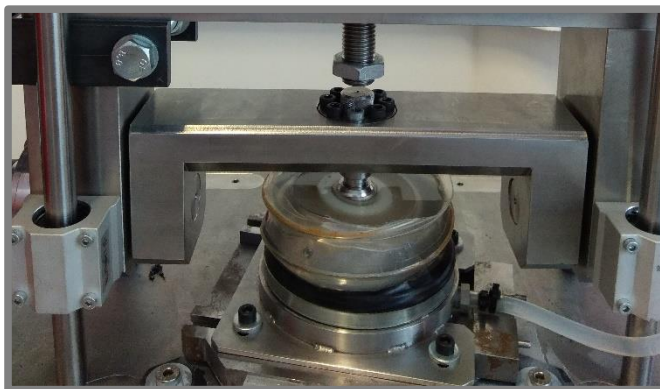
Následovalo vystředění rotační platformy nového modulu simulátoru. Pomocí středícího přípravku byla osa rotace platformy vystředěna vůči hlavici upnuté v kyvném rámu a stacionární základna modulu byla upnuta k základní desce simulátoru (Obr. 4-20).



Obr. 4-20 Středění osy rotace rotační platformy vůči kloubní hlavici

Acetabulum zalité do trubkové patrony bylo umístěno s příslušným úhelníkem do kruhového přípravku modulu. Do otvorů ve dně přípravku byly umístěny topné patrony a do blízkosti acetabula potom tepelné čidlo výhřevu. Celý přípravek byl

následně umístěn na rotační platformu modulu a kloubní hlavice byla s celým kyvným a zátěžným rámem spuštěna do acetabula. Po dosednutí hlavice do acetabula byly přitaženy šrouby spojující kruhový přípravek s rotační platformou (Obr. 4-21). Následovalo zaplavení vnitřního prostoru kruhového přípravku a spuštění výhřevu lázně. Po dosažení teploty cca 37 °C bylo možné zahájit zatěžování kloubního páru.



Obr. 4-21 Kyčelní modul připravený na testování

#### 4.5.3 Testování na simulátoru

Po spuštění simulátoru bylo nutné pro každou řídicí jednotku pohonu vybrat předem připravený časový průběh poloh pohonu v testovaném cyklu, tzv. vačku. Pohony byly mezi sebou synchronizovány pomocí specifického systému řízení elektronickou vačkou, kdy pohon FE pohybové osy plní úlohu master pohonu. U master pohonu se volí rychlost, jakou tento pohon prochází jednotlivé polohy z průběhu cyklu a ostatní pohony (tzv. slave pohony) svoji rychlost přizpůsobují masteru.

Po vybrání příslušných vaček byl navolen počet cyklů, který má simulátor provést a bylo spuštěno cyklování simulátoru. Systém elektronické vačky zajistil, že během provozu simulátoru nedojde k fázovému posunutí průběhů jednotlivých pohybů a zátěže, což je důležité k zachování eliptické dráhy hlavice v acetabulu. Po provedení předepsaného počtu  $10 \cdot 10^3$  cyklů byl simulátor automaticky zastaven.

## 4.6 Zkoumání acetabula optickými metodami

### 4.6.1 Skenování na 3D skeneru ATOS Triple Scan

Před zahájením zatěžování náhrady a následně po každých  $10 \cdot 10^3$  cyklech na simulátoru bylo acetabulum naskenováno 3D optickým skenerem ATOS Triple Scan. Mezi zatěžováním na simulátoru a skenováním byla vždy dodržena prodleva 12 hodin pro relaxaci elastické frakce deformace acetabula. Toto opatření zajistilo, že byly pozorovány pouze trvalé plastické deformace acetabula. Pro skenování byla využita metoda několikanásobné proužkové projekce s fázovým posunem a následně triangulace. Při této metodě se na povrch skenovaného předmětu promítá speciální proužkový vzor, promítnuté přímé proužky se díky různému tvarování objektu na jeho povrchu deformují a jsou takto snímány dvojicí kamer skeneru.

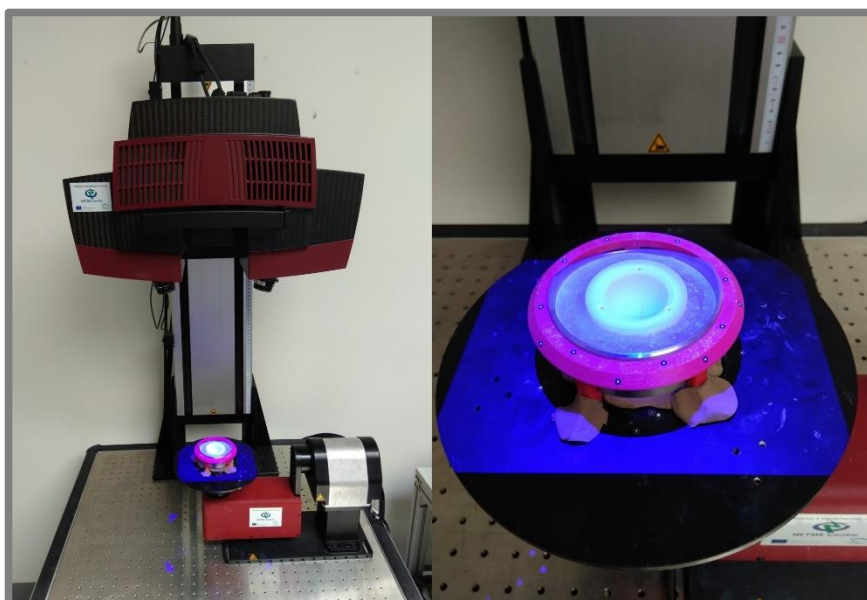
Následně se za pomoci triangulace porovnávají rozdíly mezi nasnímaným zdeformovaným proužkovým vzorem a referenčním nezdeformovaným vzorem, z čehož je získána třetí prostorová souřadnice každého bodu 2D snímku. Pro složení

celkového 3D obrazu předmětu z více skenů je použito referenčních bodů, lepených na povrch skenovaného předmětu. Vzájemná poloha těchto bodů se během pořizování více snímků z různých úhlů pohledu nemění, každý referenční bod se vždy nachází na vícero snímcích a pomocí triangulace je ho tak možné zaměřit v prostoru. Podle prostorově lokalizovaných referenčních bodů potom lze vzájemně v prostoru rozmístit jednotlivé skeny částí povrchu předmětu. Parametry optiky použité pro skenování acetabul jsou uvedeny v Tab. 4-6.

Tab. 4-6 Parametry použité optiky skeneru ATOS Triple Scan

<b>Optika</b>	SO 170
<b>Pracovní objem</b>	170 x 130 x 130 mm <sup>3</sup>
<b>Vzdálenost naskenovaných bodů</b>	0.055 mm
<b>Kalibrovaná přesnost</b>	0,003–0,005 mm
<b>Velikost referenčních bodů</b>	0.8 mm

Polyethylenové acetabulum se vyznačuje bílým povrchem s vysokou odrazivostí, který je metodou proužkové projekce obtížně snímatelný. Vytváří totiž odlesky promítaného vzoru. Odlesky přesvětlují kamery skeneru, následkem čehož se části povrchu naskenují. Před vlastním skenováním je proto nutné provést zmatnění artikulačního povrchu acetabula. Zmatnění bylo realizováno nástřikem airbrush pistolí roztokem oxidu titaničitého v izopropylalkoholu o hmotnostním poměru 1:12. Tloušťka matnící vrstvy se pro tento poměr směsi pohybuje v rozsahu 1–3 μm.



Obr. 4-22 Skenování acetabula na 3D skeneru ATOS Triple Scan

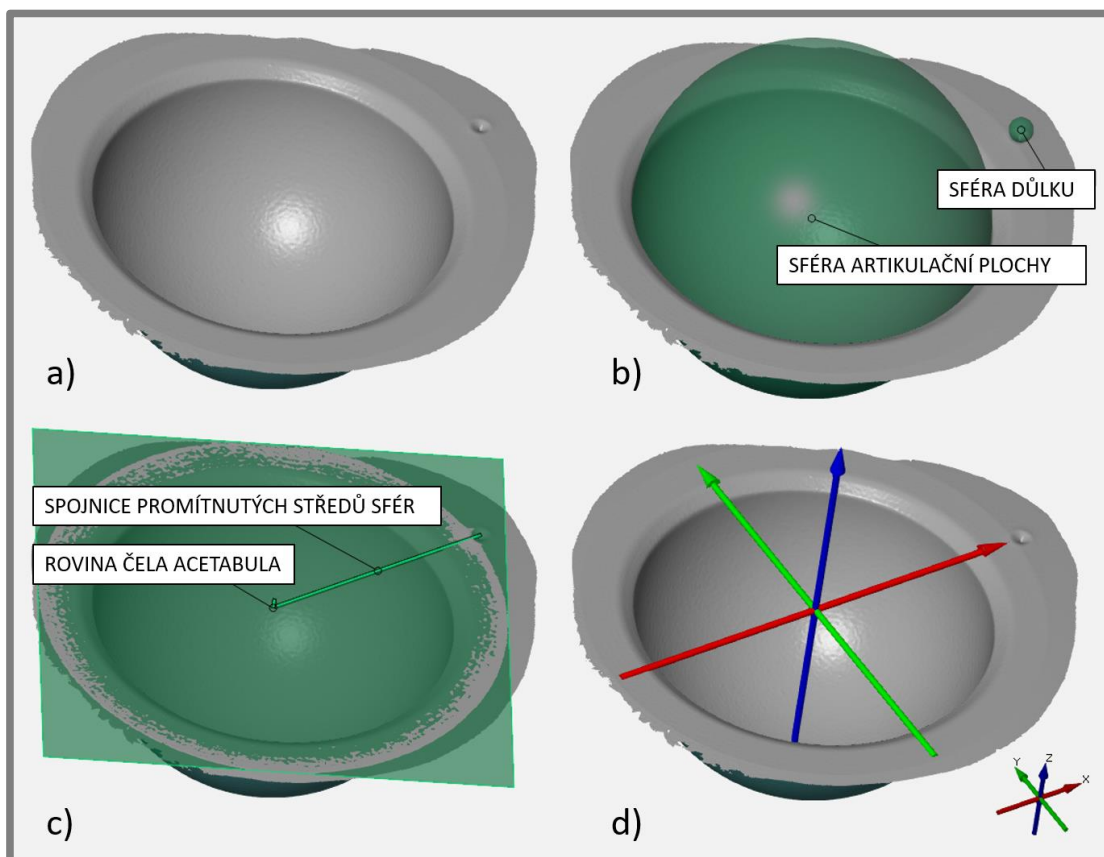
Po zmatnění byla trubková patrona s acetabulem umístěna do přípravku s nalepenými referenčními body a s tímto přípravkem umístěna na rotační stolek skeneru ATOS. Zde bylo acetabulum snímáno v dostatečném množství poloh (8–10) pro vytvoření 3D obrazu celého artikulačního povrchu (Obr. 4-22). Nanesený TiO<sub>2</sub> byl po dokončení

skenování z povrchu acetabula důkladně odstraněn v ultrazvukové čističce. Garantovaná přesnost měření touto metodikou se pohybuje v rozmezí 3–5  $\mu\text{m}$ . [42]

#### 4.6.2 Vyhodnocení naskenovaných 3D dat

Výstupem 3D skenování je mračno bodů, které bylo nutné pro vyhodnocení deformací polygonizovat do 3D sítě. Zpracování polygonální sítě probíhalo v softwaru GOM Inspect. Prvním krokem bylo odstranění šumu měření funkcí *Smooth mesh* s hodnotou tolerance drsnosti povrchu 0,005 mm.

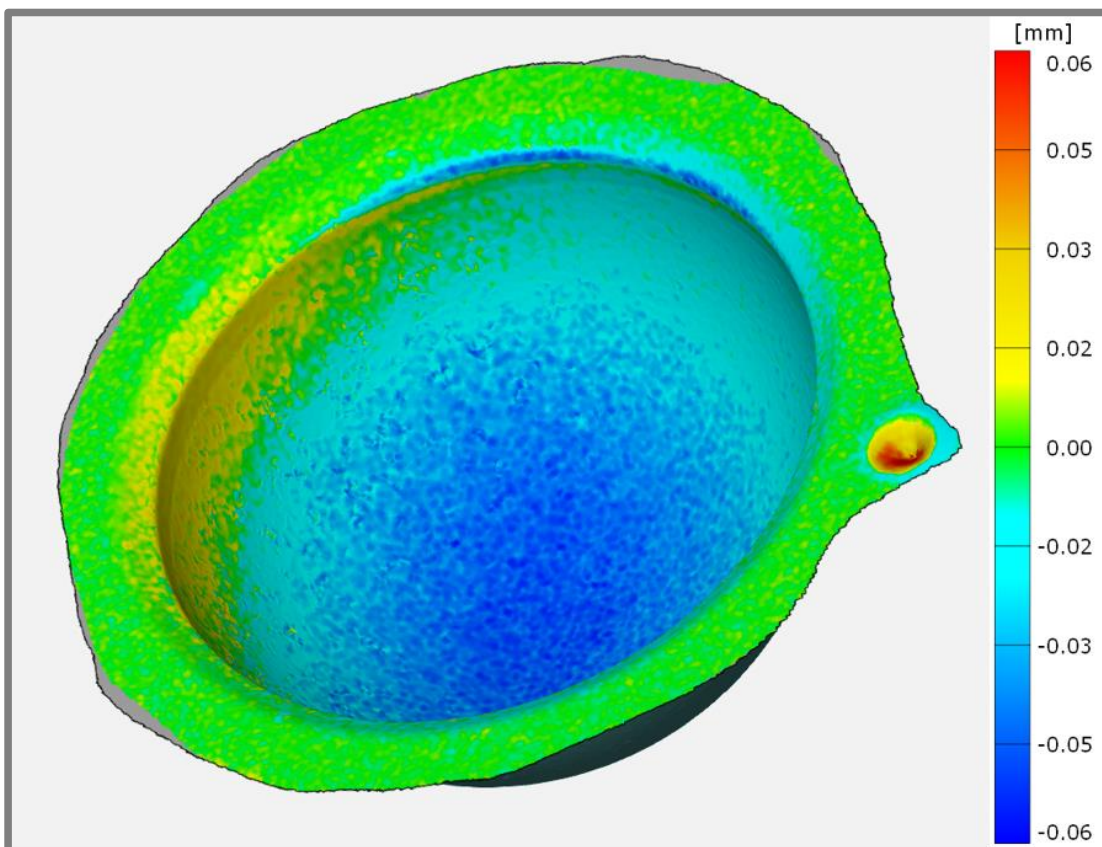
Následovalo zarovnání veškerých 3D skenů (Obr. 4-23 a)) do jednotného souřadného systému. Pro účely zarovnání byl na čele acetabula v rámci přípravy na experiment po zalití do trubkové patrony vyražen důlčikem důlek, jakožto referenční bod rotace budoucího souřadného systému kolem osy Z. Do tohoto důlku byla na skenu funkcí *Fitting Sphere* vložena sféra o průměru 1 mm. Stejnou funkcí byla sférou proložena artikulace plocha (Obr. 4-23 b)). Dále bylo funkcí *Fitting Plane* proloženo čelo acetabula rovinou. Veškeré tyto elementy byly vytvořeny metodou *Gaussian best-fit* (3  $\sigma$ ). Středů vytvořených sfér byly promítnuty na proloženou rovinu metodou *Projection Point* a následně vytvořena jejich spojnice metodou *2-Point Line* (Obr. 4-23 c)). Zarovnání do jednotného souřadného systému bylo provedeno funkcí *Main Alignment* typu *Plane-Line-Point*. Kde byla rovina Z zarovnána na rovinu čela acetabula, osa X na spojnici promítnutých bodů a střed souřadného systému na promítnutý střed sféry proložené artikulace plochou (Obr. 4-23 d)).



Obr. 4-23 Postup zarovnání 3D skenů do jednotného souřadného systému



Počáteční sken acetabula před začátkem zatěžování byl převeden na referenční CAD geometrii. Zbylé skeny potom bylo díky zarovnání do jednotného souřadného systému možné s referenční geometrií srovnat pomocí funkce *Surface Comparison On CAD*, která zobrazila odchylky skenů od referenční geometrie ve formě barevné mapy (Obr. 4-24).



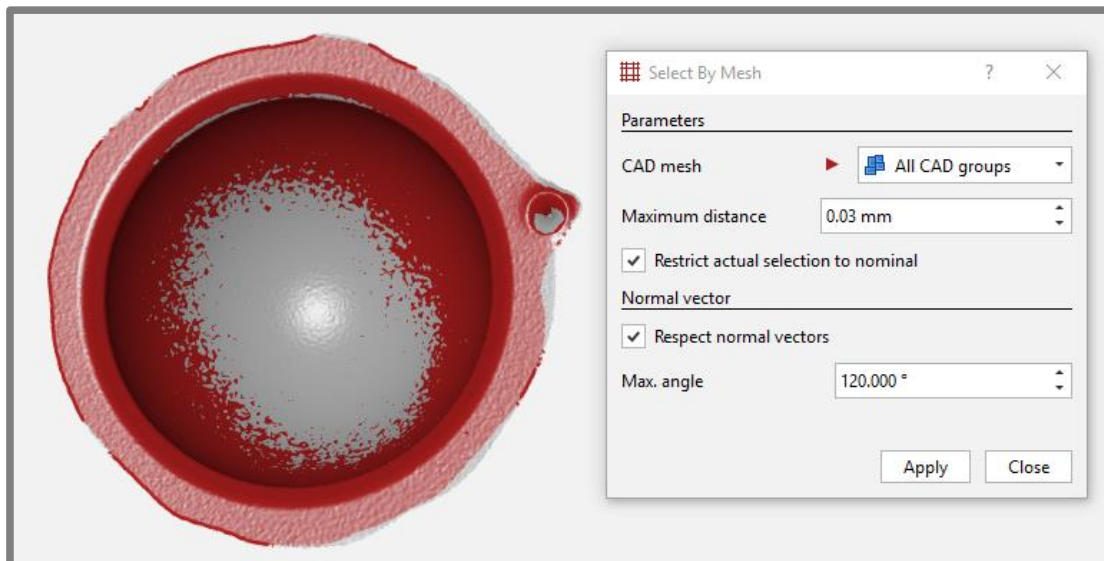
Obr. 4-24 Zobrazení deformací acetabula ve formě barevné mapy

Pro kvantifikaci velikosti oblasti ovlivněné plastickými deformacemi byl použit nástroj *Select By Mesh*, který automaticky vybírá oblasti skenů vzdálené od referenční geometrie maximálně o zadanou hodnotu (Obr. 4-25). Invertováním výběru potom byly označeny pouze oblasti zdeformované více než zadaná mez a byl vypsán jejich obsah. Toto bylo opakováno s krokem 0,01 mm do té doby, než obsah označené oblasti představoval méně než 1 % obsahu artikulárního povrchu. Hloubky deformací s obsahem menším, než tato hranice byly považovány za zanedbatelné.

#### 4.6.3 Pozorování artikulárního povrchu optickým mikroskopem

4.6.3

Společně s 3D skenováním bylo acetabulum vždy také snímáno na mikroskopu OLYMPUS SZX7 s použitým přiblížením 2,5x pro vizuální zhodnocení změn vzhledu povrchu. Vzhledem k zaoblení snímaného povrchu byla využita funkce Deep Focus, kde složením několika snímků zaostřených v různé hloubce acetabula vznikne snímek s rozšířenou hloubkou ostrosti.



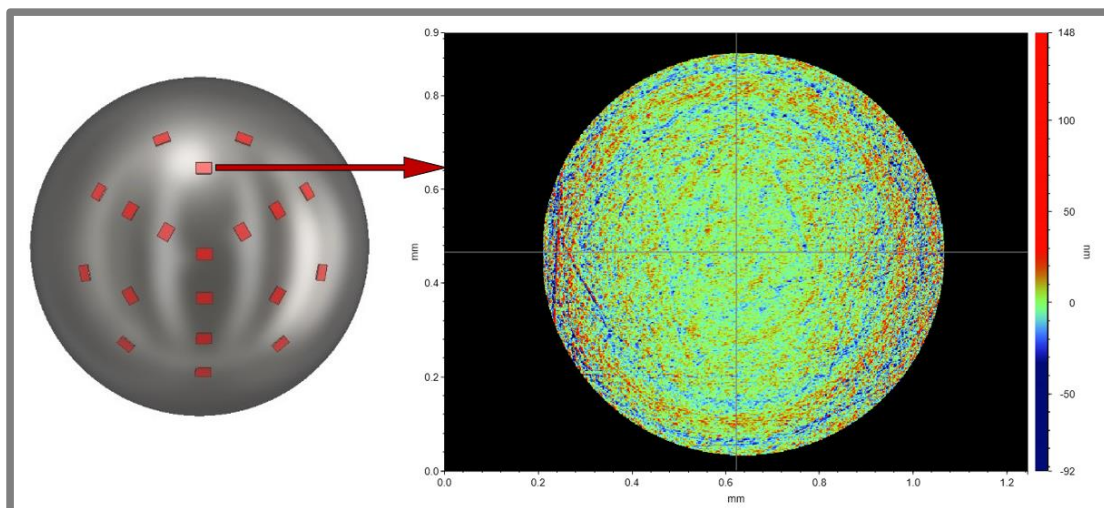
Obr. 4-25 Určení rozsahu jednotlivých hloubek deformací

#### 4.7 Zkoumání kloubní hlavice interferenční profilometrií

Opotřebením podléhá kromě polyethylenového acetabula v menší míře i kovová kloubní hlavice. Pro zhodnocení změn struktury povrchu hlavice byl použit optický profilometr Bruker Contour GTX. Nasnímáno bylo vždy 19 pozic na povrchu hlavice (Obr. 4-26), rozmístěných v oblasti hlavice, která byla v kontaktu s acetabulem. Následovala analýza každého snímku v softwaru Vision64. Nasnímaná kulová plocha byla vyrovnána do roviny funkcí *Terms Removal (Sphere and Tilt)* a funkcí *Mask Data* byly zakryty okraje snímku, s příliš velkým skloněním povrchu vůči objektivu profilometru. Dále byl aplikován Gaussův regresní filtr (cut-off délka 0,8 mm) pro získání Ra drsnosti povrchu. Jednotlivé drsnosti z 19 pozic byly zprůměrovány pro omezení vlivu náhodných poškození hlavice. Parametry použité optiky jsou uvedeny v Tab. 4-7.

Tab. 4-7 Parametry použité optiky profilometru

Objektiv	5X Standard
Pracovní vzdálenost objektivu	6,7 mm
Numerická apertura objektivu	0,12
Optické rozlišení	2,2 $\mu\text{m}$
Vertikální rozlišení	<0,1 nm
Zorné pole	1,3 mm x 1,0 mm



Obr. 4-26 Rozmístění pozic pro měření Ra drsnosti povrchu hlavice

## 4.8 Vývoj koeficientu tření náhrady

4.8

Vliv vývoje deformací a struktury artikulacních povrchů v počáteční fázi opotřebení na fungování kloubní náhrady byl zkoumán pomocí měření koeficientu tření v náhradě.

### 4.8.1 Měření koeficientu tření

4.8.1

Koeficient tření v kloubním páru byl měřen na kyvadlovém simulátoru kyčelního kloubu (Obr. 4-27). Kloubní pár zde hraje roli čepu kyvadla a představuje tak jediné spojení mezi kyvadlem a základnou simulátoru. Na základnu simulátoru byla umístěna celá podsestava acetabula (Obr. 4-8), což umožnilo měřit koeficient tření reprodukováním pohybu FE orientovaného stejně, jako při zatěžování náhrady na simulátoru. Použití podsestavy acetabula také umožnilo zaplavení kloubního kontaktu a jeho výhřev pro dosažení stejných podmínek jako při zatěžování.



Obr. 4-27 Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu

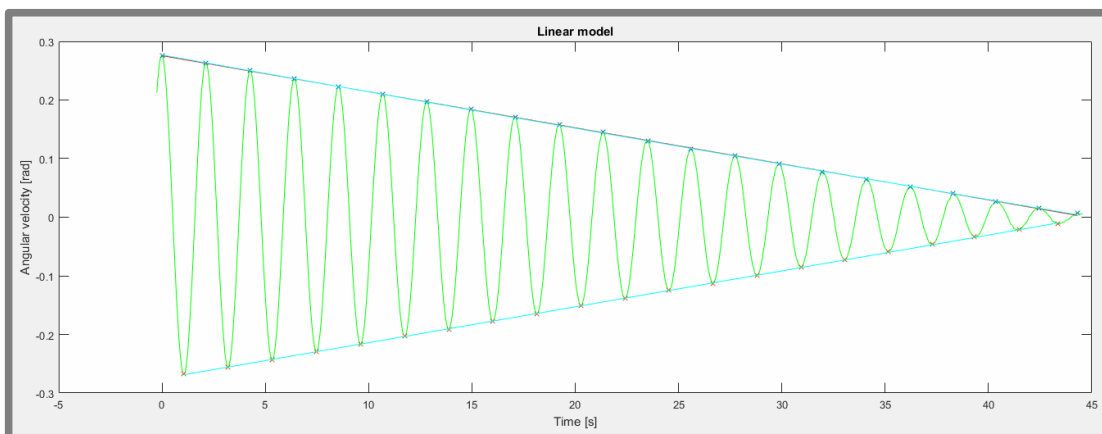
Celkem bylo po každých  $10 \cdot 10^3$  cyklech zátěže na simulátoru provedeno 10 kyvadlových cyklů. Prvních 5 cyklů sloužilo pro ustálení podmínek mazání kloubního kontaktu a následných 5 cyklů bylo použito k výpočtu koeficientu tření. Každý kyvadlový cyklus sestával z vychýlení kyvadla o daný úhel od svislice. Po následném uvolnění kyvadla byl zaznamenáván průběh úhlové rychlosti snímačem na kyvadle během útlumu kývání až do rovnovážné polohy. Zaznamenaný průběh úhlové rychlosti byl dále softwarově zpracován. Měřicí aparatura a vstupní parametry pro výpočet koeficientu tření jsou uvedeny v Tab. 4-8.

Tab. 4-8 Vstupní parametry pro výpočet koeficientu tření a měřicí aparatura

<b>Hmotnost kyvadla</b>	177,3 kg
<b>Moment setrvačnosti k ose rotace</b>	169,05 kg·m <sup>2</sup>
<b>Počáteční vychýlení kyvadla</b>	16°
<b>Vzdálenost těžiště - osa rotace</b>	0,848 m
<b>Čidlo úhlové rychlosti</b>	ADXRS623
<b>Vzorkovací frekvence čidla</b>	5 kHz
<b>Měřicí karta</b>	NI USB-6009
<b>AD převodník</b>	14-bit

#### 4.8.2 Vyhodnocení koeficientu tření

Záznamy ze snímače úhlové rychlosti byly zpracovány pomocí scriptu softwaru MATLAB. Na data byl aplikován filtr typu dolní propust 5. řádu s mezní frekvencí 20 Hz. Následně byly amplitudy úhlové rychlosti (Obr. 4-28) přepočítány na amplitudy úhlové výchylky kyvadla od rovnovážné polohy.



Obr. 4-28 Útlum úhlové rychlosti kyvadla

Další výpočet vychází z matematického modelu kyvadla

$$I\ddot{\theta} + mgl\sin(\theta) + fmgR\text{sign}(\dot{\theta}) = 0$$

kde je

$I$	[kg·m <sup>2</sup> ]	moment setrvačnosti kyvadla k ose rotace
$m$	[kg]	hmotnost kyvadla
$g$	[m·s <sup>-2</sup> ]	tíhové zrychlení
$l$	[m]	vzdálenost od těžiště kyvadla ke středu rotace
$f$	[-]	koeficient tření
$R$	[m]	poloměr kloubní hlavice
$\Theta$	[rad]	úhel mezi vertikálou a osou kyvadla (úhel vychýlení)

V tomto matematickém modelu je uvažováno tření v kloubním páru jako jediný druh ztráty energie. Odpor vzduchu při pohybu kyvadla je stejně jako odpor kabeláže čidla úhlové rychlosti zanedbán. Jako nulový je také uvažován viskózní útlum v kontaktu, jelikož se nepředpokládá žádný výrazný hydrodynamický efekt. Vyslovením těchto předpokladů je získána rovnice závislosti amplitudy úhlu vychýlení na čase v lineárním tvaru

$$\theta_t = \frac{-4fR}{2\pi l} \sqrt{\frac{mgl}{I}} t + \theta_0$$

kde  $t$  je čas a  $\theta_0$  počáteční úhel vychýlení kyvadla. Amplitudy polohy jsou tedy v kladné i záporné polorovině proloženy přímkou popsanou výše uvedenou rovnicí, směrnice je zde vyjádřena ve tvaru

$$\frac{-4fR}{2\pi l} \sqrt{\frac{mgl}{I}}$$

který již obsahuje jedinou neznámou, a to hledaný koeficient tření v kloubním páru.

#### 4.9 Pozorování acetabula elektronovým mikroskopem

4.9

Pro detailní rozbor degradace artikulačních povrchů v záběhové fázi opotřebení byl artikulační pár ve spolupráci s firmou Thermo Fisher Scientific snímán na elektronovém skenovacím mikroskopu. Technologie skenovací elektronové mikroskopie dokáže poskytnout zvětšení řádově až 1 000 000x, a rozlišovací schopnost pod 1 nm. Nevýhodou je požadavek na vodivý povrch pozorovaných předmětů pro odvedení hromadícího se náboje z elektronového děla. Toto byl problém u nevodivého polyethylenového acetabula, kde docházelo k hromadění náboje a tvorbě artefaktů znehodnocujících snímky. U acetabula tedy bylo provedeno pokovení naprašněním zlaté vrstvy o tloušťce menší než 10 nm (Obr. 4-29). Z tohoto důvodů byl na mikroskopu pozorován pouze koncový stav náhrady. Detailní snímky

umožnily identifikovat charakter degradace povrchu způsobený zatěžováním (abrazivní a adhezivní opotřebení, delaminace povrchu...).

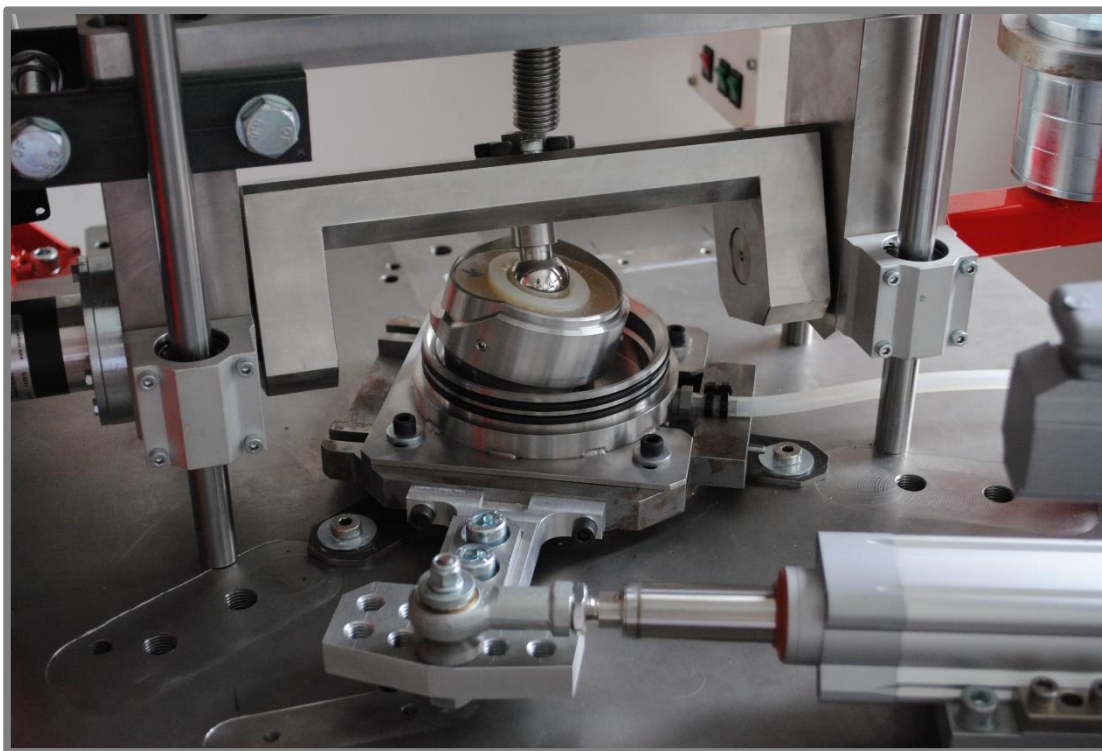


Obr. 4-29 Srovnání acetabula bez pokovení a pozlaceného acetabula

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Konstrukce modulu simulátoru a úpravy simulátoru

V rámci práce byl navržen a realizován modul pro testy opotřebení kyčelních náhrad na stávajícím kloubním simulátoru na ÚK. Modul byl navržen tak, aby nevyžadoval žádné úpravy stávajícího stavu simulátoru. Pohon osy IROR byl pro finanční úsporu realizován pomocí stávajícího pohonu z kolenního modulu simulátoru. Při instalaci modulu na simulátor není nutné provádět žádné změny konfigurace simulátoru, kromě přesunutí zmíněného pohonu IROR. Rozšíření simulátoru o druhou pohybovou osu a polohování acetabula umožnilo na tomto simulátoru vůbec poprvé vytvořit fyziologické zátěžné podmínky kyčelní náhrady. Modul se při provádění experimentu ukázal jako plně funkční, v průběhu celého experimentu se nevyskytl žádný problém jak s podsestavou pohonu, tak s podsestavou acetabula. Realizovaný modul je možné vidět na Obr. 5-1.



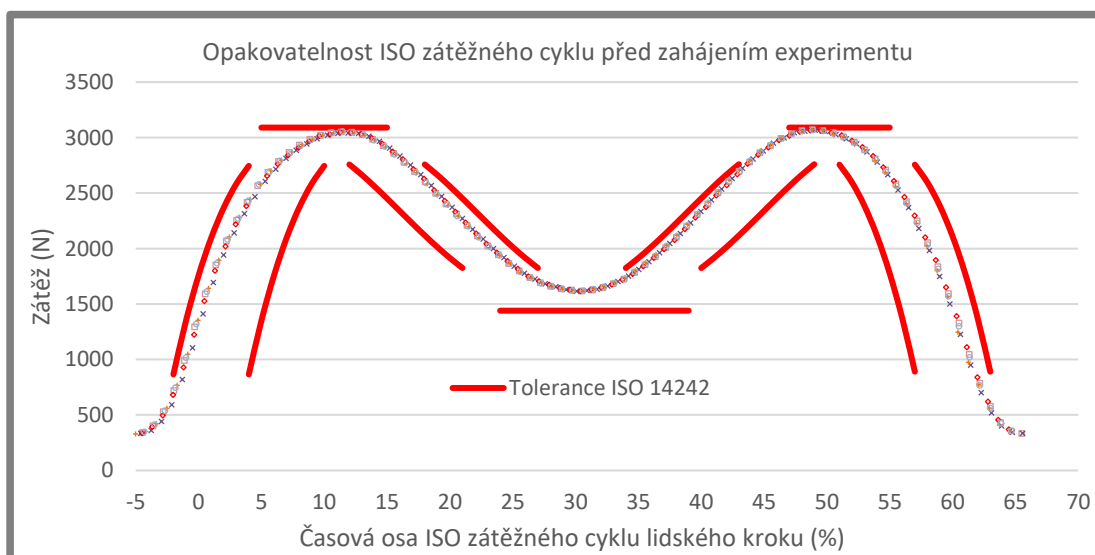
Obr. 5-1 Modul kyčelního simulátoru pro testy kyčelních náhrad ve fyziologické poloze

Na simulátoru bylo také během testování zkušebního kloubního páru odstraněno množství konstrukčních i softwarových nedostatků, které zabraňovaly bezpečnému provozu simulátoru. Seznam řešených problémů s příslušnými opatřeními je uveden v Tab. 5-1. Výběr fotografií realizovaných úprav tvoří přílohu 1.

Tab. 5-1 Seznam vyřešených vad simulátoru

Problém	Řešení
Nevhodné řešení čtyř-pružinového zátěžného mechanismu (přetěžování řídicí jednotky lineárního aktuátoru)	Nový mechanismus s jednou nástrojovou pružinou
Nesouosost zátěžné osy a vedení zátěžného rámu	Vyrovnání nesouososti
Vychylování zátěžného rámu pod zátěží	Nově dimenzovaná ložisková tělesa a jejich vhodnější umístění
Přehřívání pohonů osy FE a zátěžné osy	Implementace aktivního chlazení pohonů.
Poddimenzované upevnění pohonu FE	Přídavné zpevnění uchycení pohonu
Chybné řazení cyklů: zrcadlení průběhu cyklů	Změněna logika řízení slave pohonů
Nebezpečný manuální režim FE pohonu	Implementace nastavitelných softwarových limitů manuálního režimu

Nejvýraznější úprava spočívala v nové koncepci zátěžného mechanismu s využitím jedné nástrojové pružiny místo původních čtyř tlačných pružin. Průběh aplikované zátěže s novou pružinou byl zkalibrovan za pomoci tenzometrů tak, aby spadl do tolerancí normy ISO 14242 pro zátěž během krokového cyklu. V rámci tolerancí byl potom průběh volen tak, aby bylo dosaženo co nejplynulejšího chodu lineárního aktuátoru a omezení rázů do převodového ústrojí aktuátoru. Simulátor s novou pružinou vykázal vynikající opakovatelnost aplikované zátěže. Na Obr. 5-2 je zaznamenán průběh pěti náhodně vybraných zátěžných cyklů z měření před zahájením experimentu.

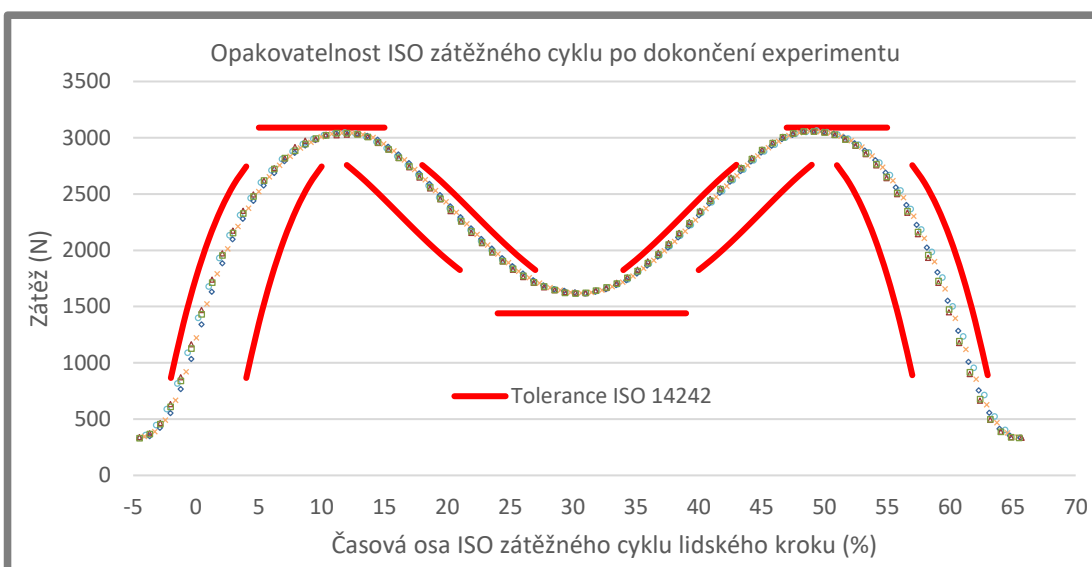


Obr. 5-2 Test opakovatelnosti zátěžného cyklu před zahájením experimentu

Stejné měření opakovatelnosti zátěžného cyklu simulátoru bylo provedeno po dokončení experimentu. Na Obr. 5-3 jsou opět průběhy pěti náhodně vybraných



zátěžných cyklů měřených po dokončení experimentu. Z obrázku je patrné, že po  $150 \cdot 10^3$  zátěžných cyklech uskutečněných během testování nedošlo k žádné měřitelné degradaci pružiny a také opakovatelnost zůstala na stejné úrovni jako před zahájením experimentu. Zátěžné podmínky všech tří testovaných náhrad lze tedy považovat za shodné. Obdobné limity existují i pro kinematické cykly simulovaných pohybů, avšak zpětná vazba enkodérů servopohonů simulátoru a synchronizace jednotlivých pohonů elektronickou vačkou jsou zde řádově přesnější než požadavky normy.

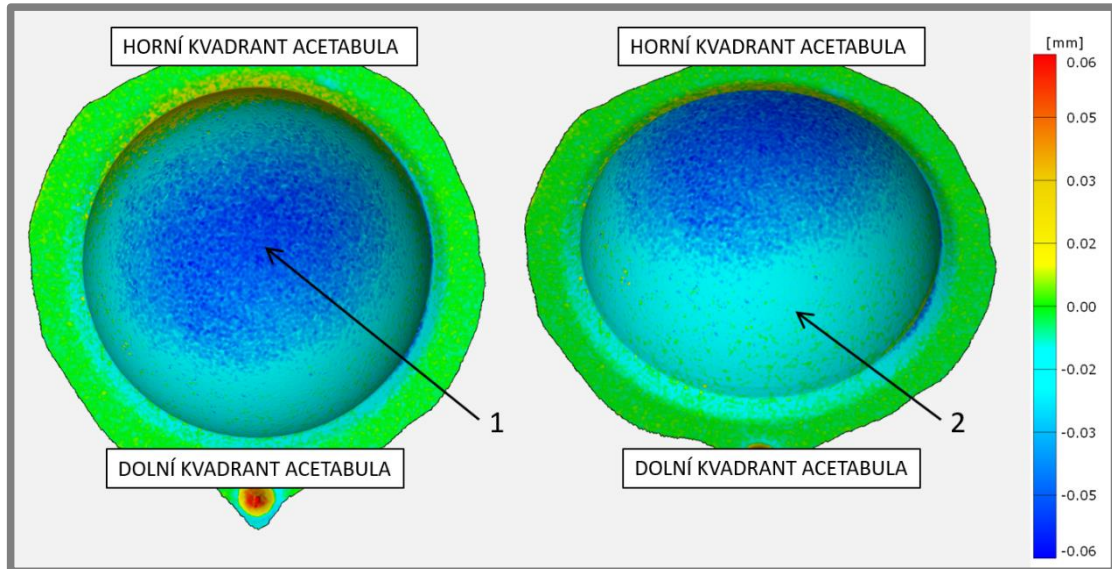


Obr. 5-3 Test opakovatelnosti zátěžného cyklu po dokončení experimentu

Vzhledem k jednoduchosti a robustnosti navrženého zátěžného mechanismu bylo také rozhodnuto o jeho použití pro všechny ostatní moduly simulátoru místo původní koncepce.

## 5.2 Deformace acetabula: Stlačení artikulační plochy

Na 3D skenech acetabula je možné rozlišit dva hlavní typy deformace. Prvním z nich je oblast acetabula, která oproti referenční geometrii acetabula před zatěžováním vykazuje deformaci stlačením. Pro všechny testované abdukce lze pozorovat oblast největšího stlačení (Obr. 5-4 (1)) v oblasti kontaktu artikulačních ploch acetabula a hlavice. Na tuto oblast plynule navazuje okolní zóna méně výrazných deformací, která sahá až do dolního kvadrantu hrany acetabula (Obr. 5-4 (2)).



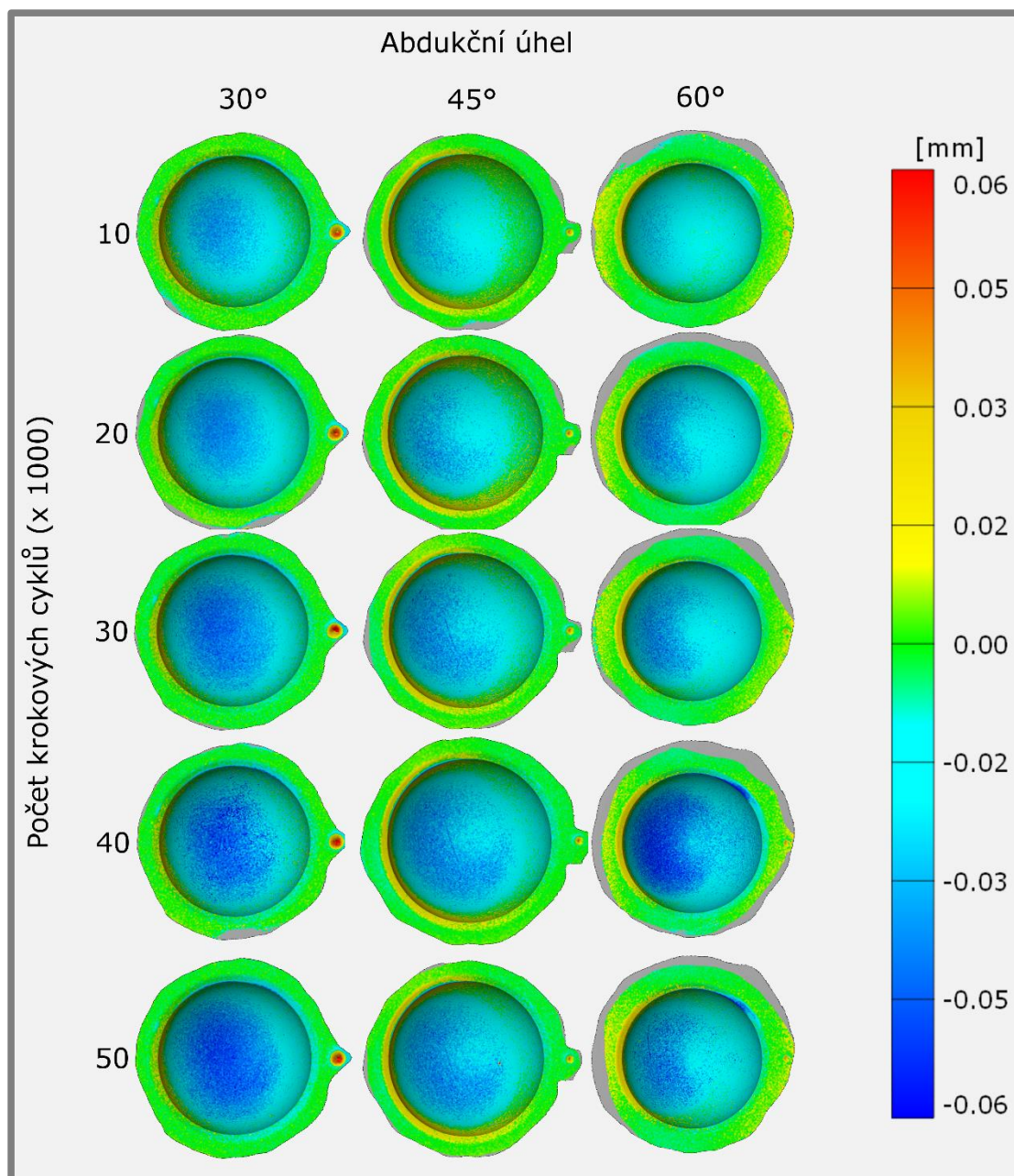
Obr. 5-4 Stlačení artikulační plochy acetabula

### 5.2.1 Vliv abdukce na parametry stlačené oblasti

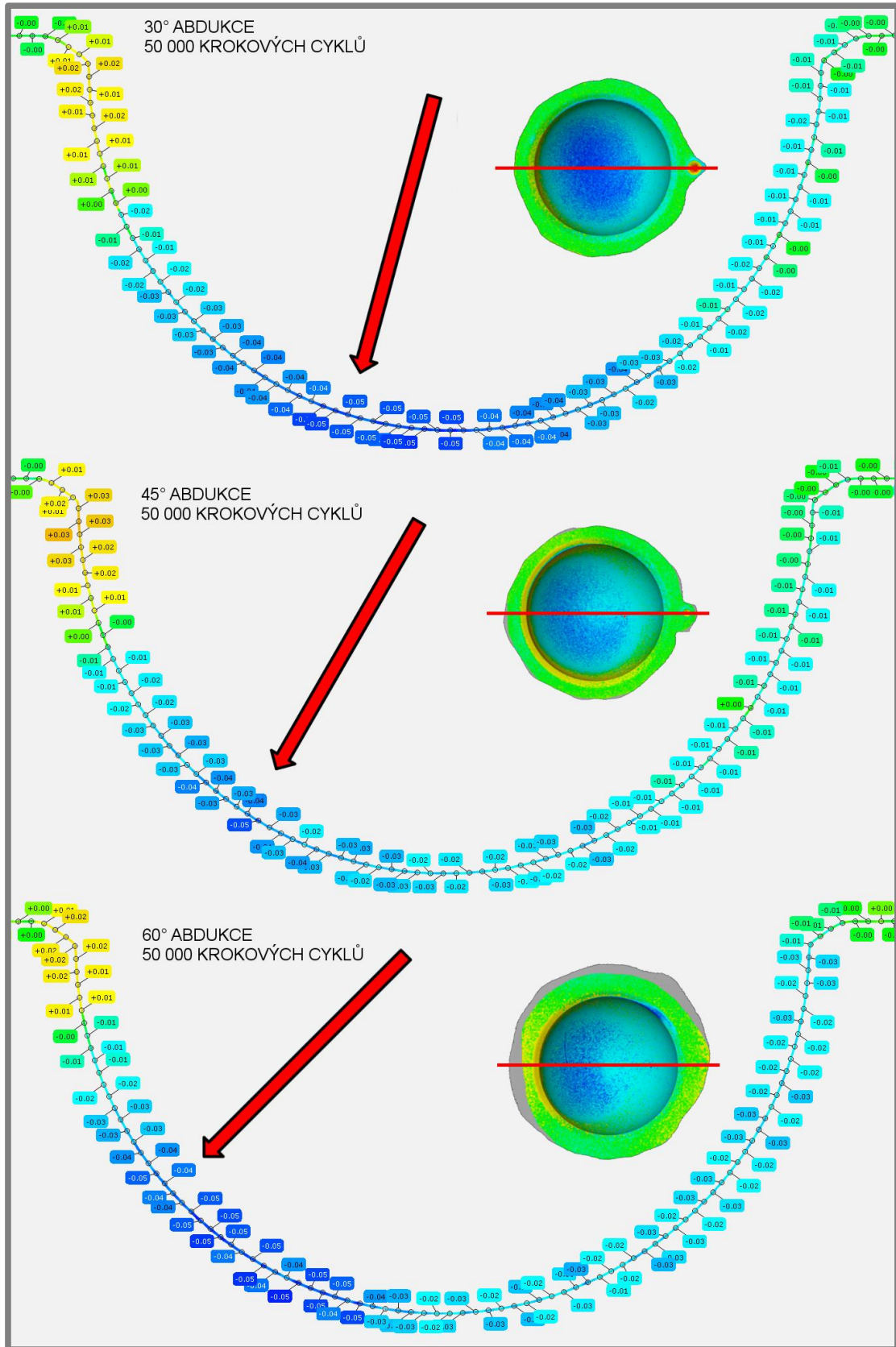
S rostoucím abdukčním úhlem byl pozorován očekávaný posun oblasti nejhlubšího stlačení k hornímu kvadrantu hrany acetabula (Obr. 5-5), ani při největší testované abdukci však stlačená oblast neobsahovala samotnou hranu acetabula. Tvar této oblasti se potom v závislosti na abdukci mění od oválného (30° abdukce) do ledvinovitého (60° abdukce).

Z hlediska polohy stlačené oblasti vzhledem ke směru zatěžování acetabula lze na Obr. 5-6 vidět, že v případě krajních hodnot abdukce 30° a 60° je oblast nejhlubšího stlačení odchýlena od směru zatěžování směrem ke středu artikulační plochy acetabula. Největší hloubka stlačení u obou těchto abdukcí potom dosahuje 0,04–0,05 mm. V případě střední hodnoty abdukce 45° potom poloha oblasti nejhlubšího stlačení odpovídá orientaci zátěže acetabula a stlačení dosahuje 0,03–0,04 mm. Odlišná orientace oblasti nejhlubšího stlačení vzhledem k zátěži a menší hloubka stlačení u střední hodnoty abdukce byla pravděpodobně způsobena rozdílným rozsahem vytlačení horního kvadrantu hrany acetabula (popsáno v kapitole 5.3).

Na Obr. 5-6 lze také nalézt odlišnosti v oblasti menších deformací (Obr. 5-4 (2)). V případě abdukcí 30° a 45° dosahovala hloubka stlačení v této oblasti pouze 0,01 mm. U abdukce 60° je tato oblast výraznější s deformacemi do 0,02 mm.



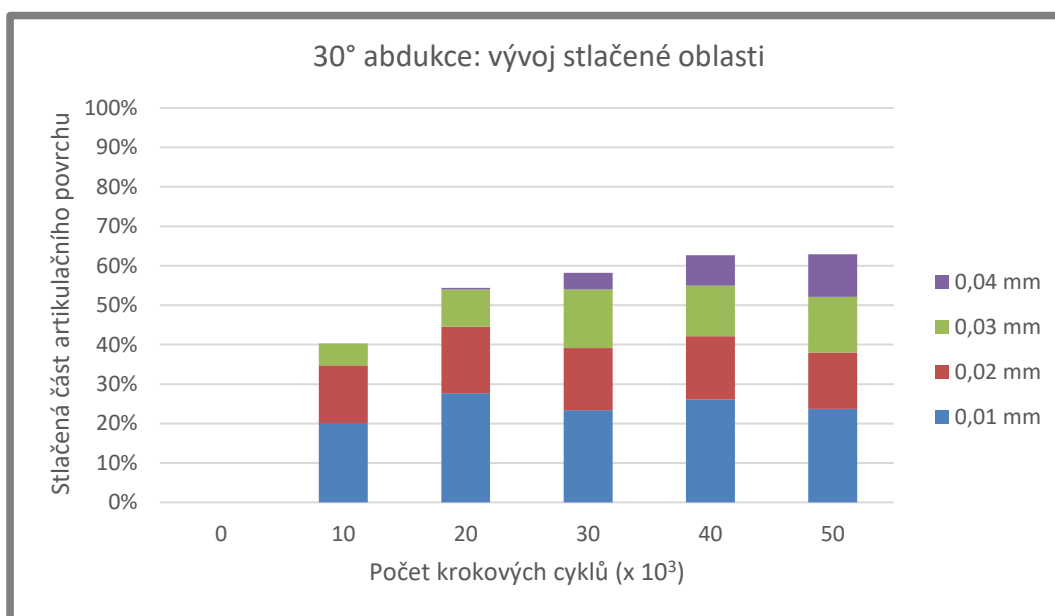
Obr. 5-5 Přehled stlačených oblastí acetabula v záběhové fázi opotřebení



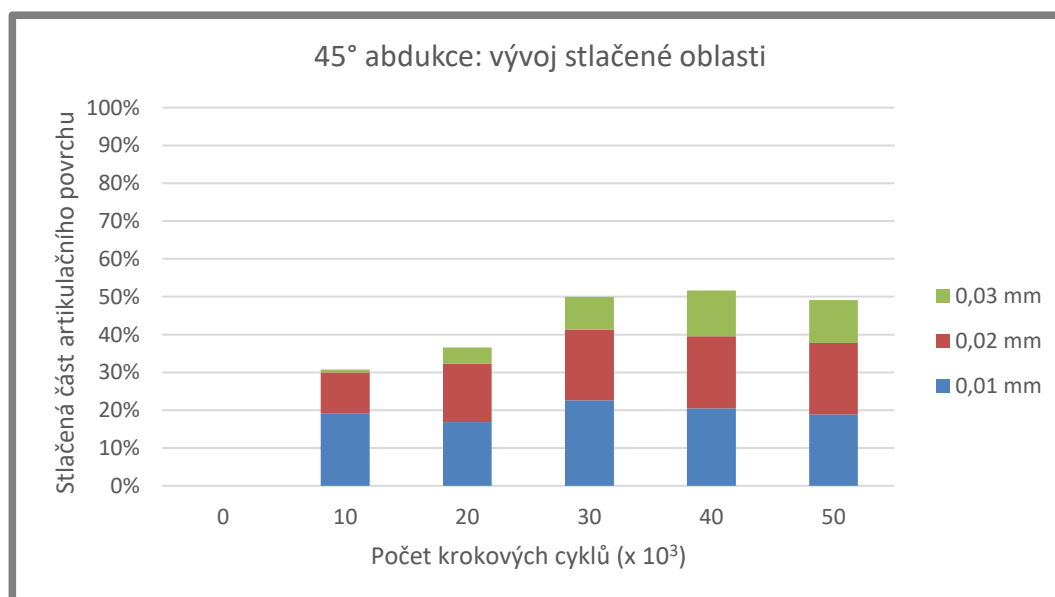
Obr. 5-6 Poloha stlačené oblasti v závislosti na směru zatížení acetabula (v řezu)

### 5.2.2 Vliv abdukce na vývoj stlačení v počáteční fázi opotřebení

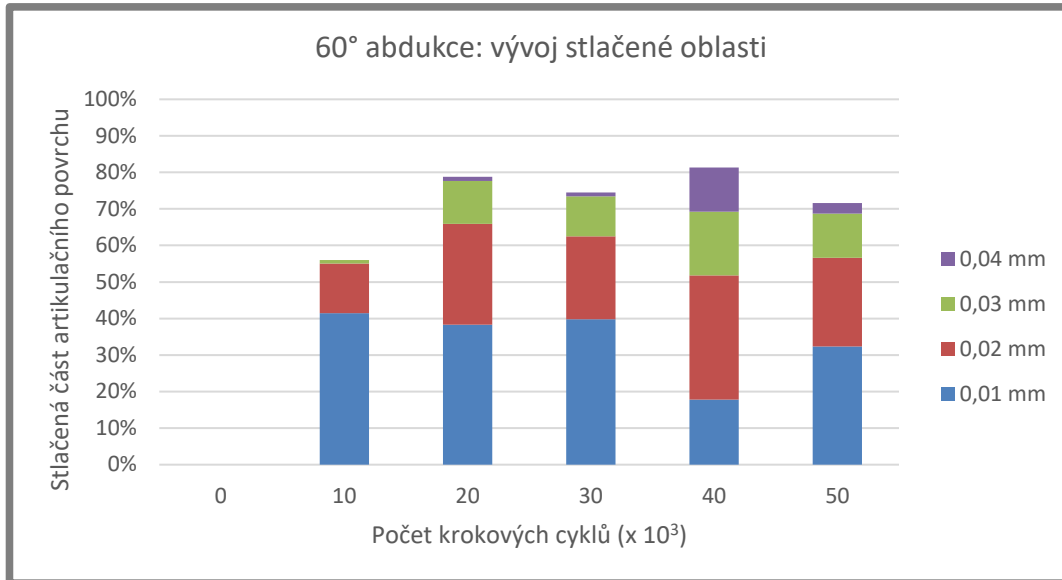
Abdukční úhel acetabula má vliv také na vývoj oblasti stlačení v počáteční fázi opotřebení. Na grafech na Obr. 5-7,8,9 je zaznamenán rozvoj deformací stlačené oblasti acetabula v rámci rozsahu experimentu. V grafech jsou vynechány hloubky stlačení zaujímající méně než 1 % artikulačního povrchu. U každého testovaného abdukčního úhlu je možné vymežit periodu rozvoje stlačení, která následně přechází do stagnace deformací. Rychlost rozvoje deformací stlačené oblasti se ukázala jako přímo úměrná velikosti abdukčního úhlu. U nejnižší abdukce 30° probíhal rozvoj deformací do  $40 \cdot 10^3$  krokových cyklů, abdukce 45° vykazala rozvoj deformací do  $30 \cdot 10^3$  a rozvoj deformací 60° abdukce trval pouze prvních  $20 \cdot 10^3$  krokových cyklů.



Obr. 5-7 Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 30°



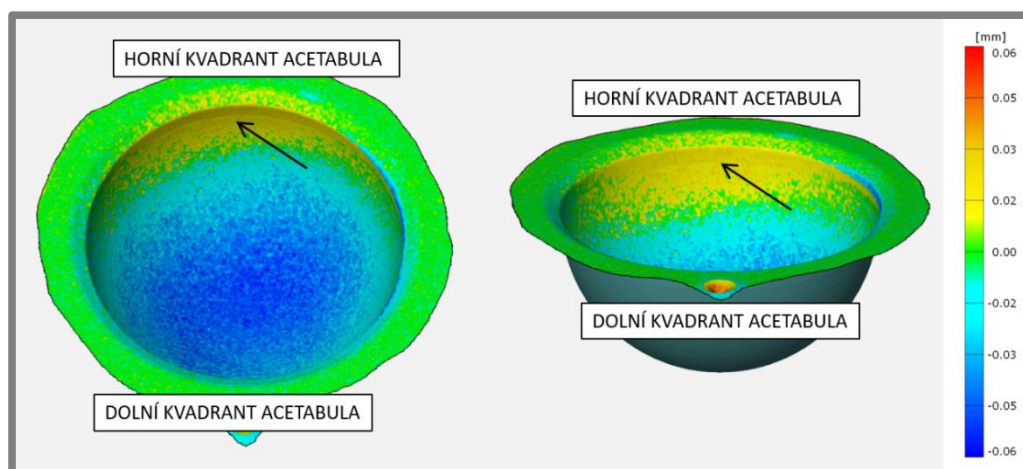
Obr. 5-8 Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 45°



Obr. 5-9 Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 60°

Rozdíly je možné najít také v celkové oblasti artikulačního povrchu acetabula zasaženém stlačením. Největší rozsah má stlačená oblast v případě 60° abdukce, kdy v periodě stagnace zaujímá průměrně 77 % artikulačního povrchu acetabula. Druhá největší oblast stlačení se vyskytovala u abdukce 30°, v periodě stagnace průměrně 63 % artikulačního povrchu. Nejmenší rozsah měla stlačená oblast v případě střední abdukce 45°, kde zaujímala pouze 51 % artikulačního povrchu acetabula. Naměřená data vývoje stlačených oblastí tvoří přílohu 2.

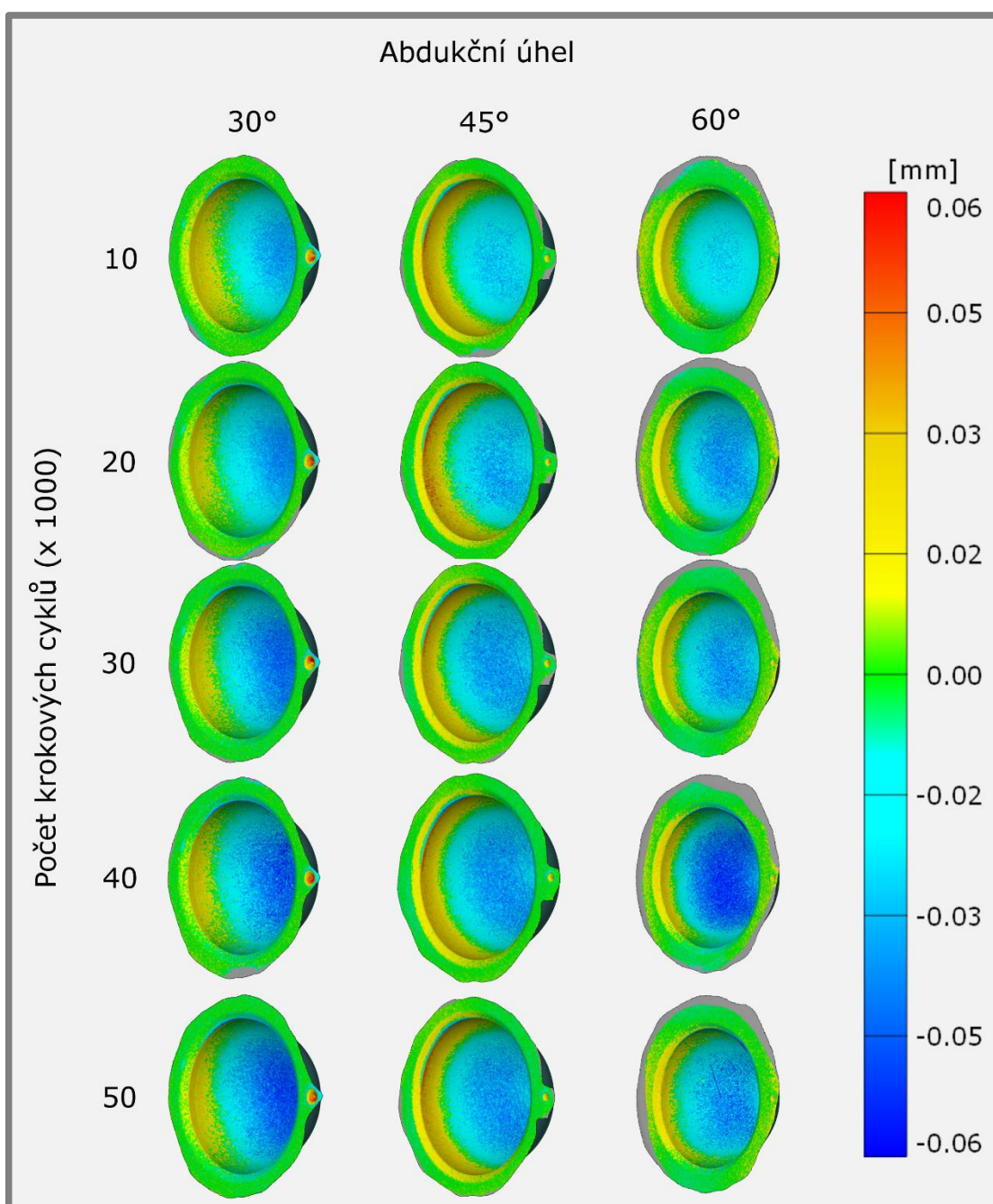
V trendu vývoje stlačené oblasti u abdukce 60° (Obr. 5-9) se vyskytuje anomálie při měření po 40·10<sup>3</sup> cyklech, kdy byly naměřeny podstatně větší deformace než při předchozím a následném měření. Tato anomálie byla způsobena nedostupností 3D skeneru v čase určeném pro měření deformací (prodleva 12 hodin od zatěžování na simulátoru). Deformace proto byly měřeny s menší prodlevou (cca 3 hodiny od zatěžování) než při ostatních měřeních. Je pravděpodobné, že zde byla naměřena i část elastických deformací acetabula, která ve zkráceném intervalu prodlevy nebyla relaxována.



Obr. 5-10 Vytlačení horního kvadrantu hrany acetabula

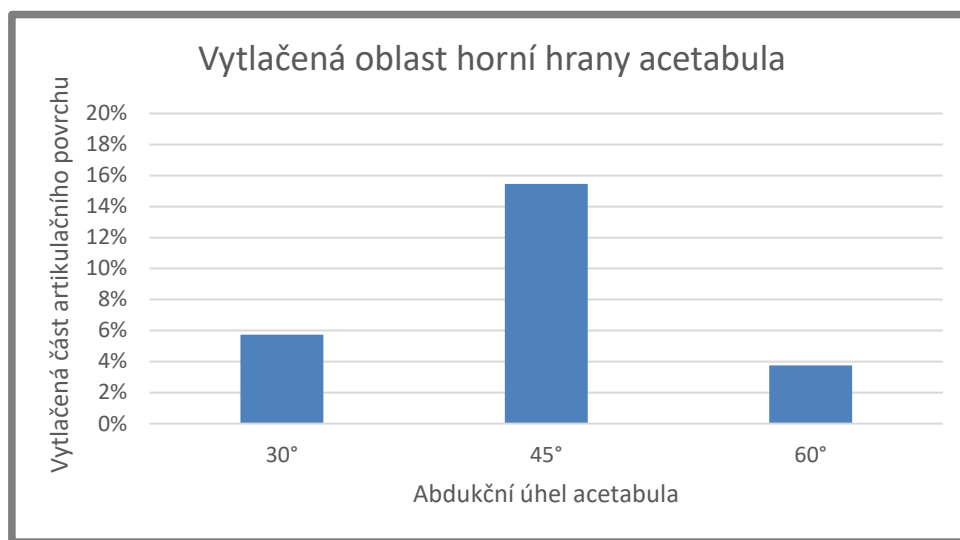
### 5.3 Deformace acetabula: Vytlačení horního kvadrantu hrany

Druhým typem deformace zjištěným na 3D skenech je vytlačení horního kvadrantu hrany artikulární plochy nad úroveň referenční geometrie acetabula před zatěžováním. Tato oblast deformací (Obr. 5-10) navazuje na oblast stlačení, a kromě části artikulární plochy přesahuje také na přední čelo acetabula a vyskytuje se u všech měřených abdukcí (Obr. 5-11). Na rozdíl od oblasti stlačení zde není patrný žádný vývoj deformací. Z přehledu 3D skenů je patrné, že naprostá většina vytlačení horní hrany acetabula se odehrála během prvních  $10 \cdot 10^3$  cyklů a poté následovala během celého rozsahu experimentu stagnace s minimálními výchyly naměřené deformace.



Obr. 5-11 Přehled oblastí vytlačené horní hrany acetabula v záběhové fázi opotřebení

Z přehledu 3D skenů na Obr. 5-11 a vyčíslení na Obr. 5-12 vyplývá, že oblast vytlačeného horního okraje acetabula je nejrozsáhlejší u abdukce 45°, kde zaujímá průměrně téměř 16% artikulačního povrchu, dosahuje také největšího vytlačení 0,03 mm na hraně acetabula. U zbylých abdukci 30° a 60° mají vytlačené oblasti výrazně menší rozsah (6 % a 4 %) a vytlačení dosahují pouze 0,02 mm. Jedná se tak o zcela opačný trend než u stlačené oblasti acetabula, která byla nejrozsáhlejší u 60° abdukce, a naopak nejmenší u 45° abdukce.



Obr. 5-12 Rozsah vytlačené oblasti artikulační plochy acetabula

## 5.4 Degradace artikulačních povrchů

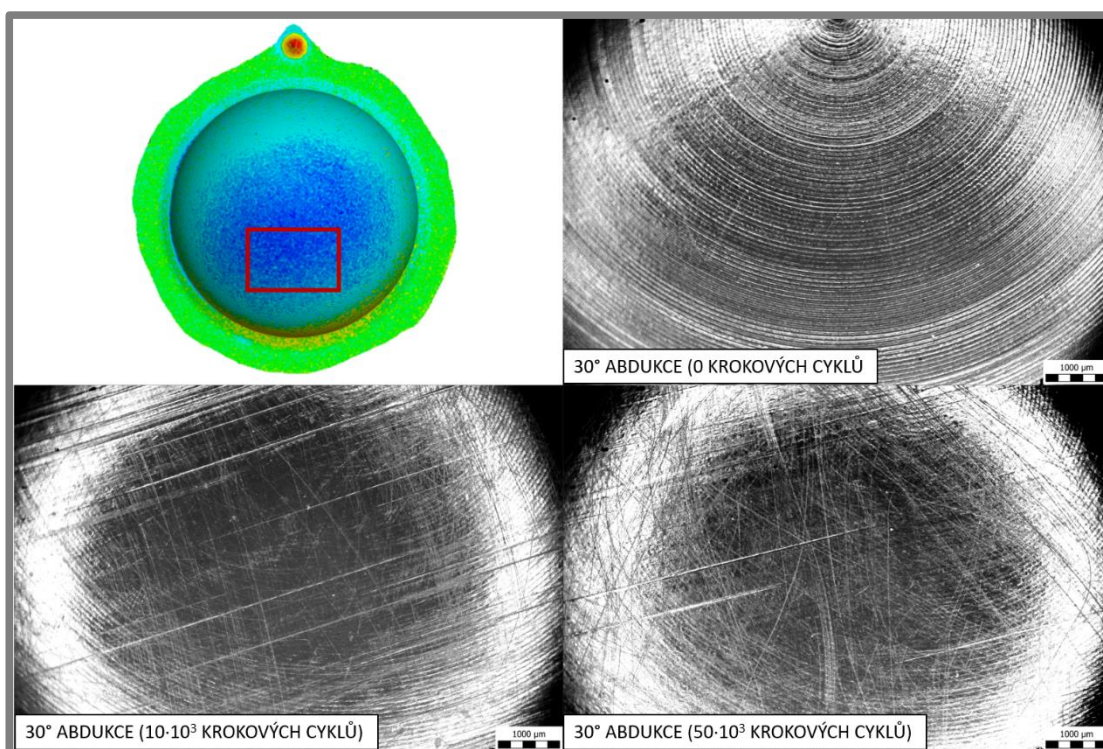
Během záběhové fáze opotřebení dochází k vzájemnému přizpůsobení artikulačních ploch acetabula a hlavičky, děje se tak nejen prostřednictvím deformací acetabula, ale i změnou struktury těchto povrchů. V počáteční fázi byla pozorována zejména degradace povrchu acetabula a první náznaky volumetrického opotřebení. Změny struktury povrchu byly pozorovány také na kloubní hlavičce, byly však nevýznamného rozsahu.

### 5.4.1 Vývoj struktury povrchu acetabula

U všech tří testovaných abdukčních úhlů lze pozorovat obdobný vývoj struktury artikulační plochy acetabula (Obr. 5-13). Na nových acetabulech jsou na snímcích z optického mikroskopu patrné stopy po obrábění ve formě soustředných kružnic na artikulační ploše. Během prvních  $10 \cdot 10^3$  až  $20 \cdot 10^3$  krokových cyklů dochází k vyhlazení těchto stop po obrábění a dále se rozvíjí jemné, různě orientované škrábance. Dále je možné na artikulačním povrchu pozorovat v menším množství výraznější rýhy, orientované výhradně v jednom směru. Shodná orientace těchto rýh naznačuje, že nevznikly při samotném zatěžování acetabula ale spíše při následném testování koeficientu tření, které předcházelo pozorování acetabula optickým mikroskopem. Na kyvadlovém simulátoru, kde byl reprodukován pouze pohyb Flexe/extense, totiž probíhal na rozdíl od dvouosého simulátoru ořez artikulačních ploch pouze v jednom směru. Částečné vyhlazení výrazných rýh (na Obr. 5-13 mezi  $10 \cdot 10^3$  a  $50 \cdot 10^3$  cykly) na snímcích optického mikroskopu potvrzuje přítomnost



plastických deformací v počáteční fázi opotřebení. Snímky ostatních abdukčních úhlů tvoří přílohu 3.



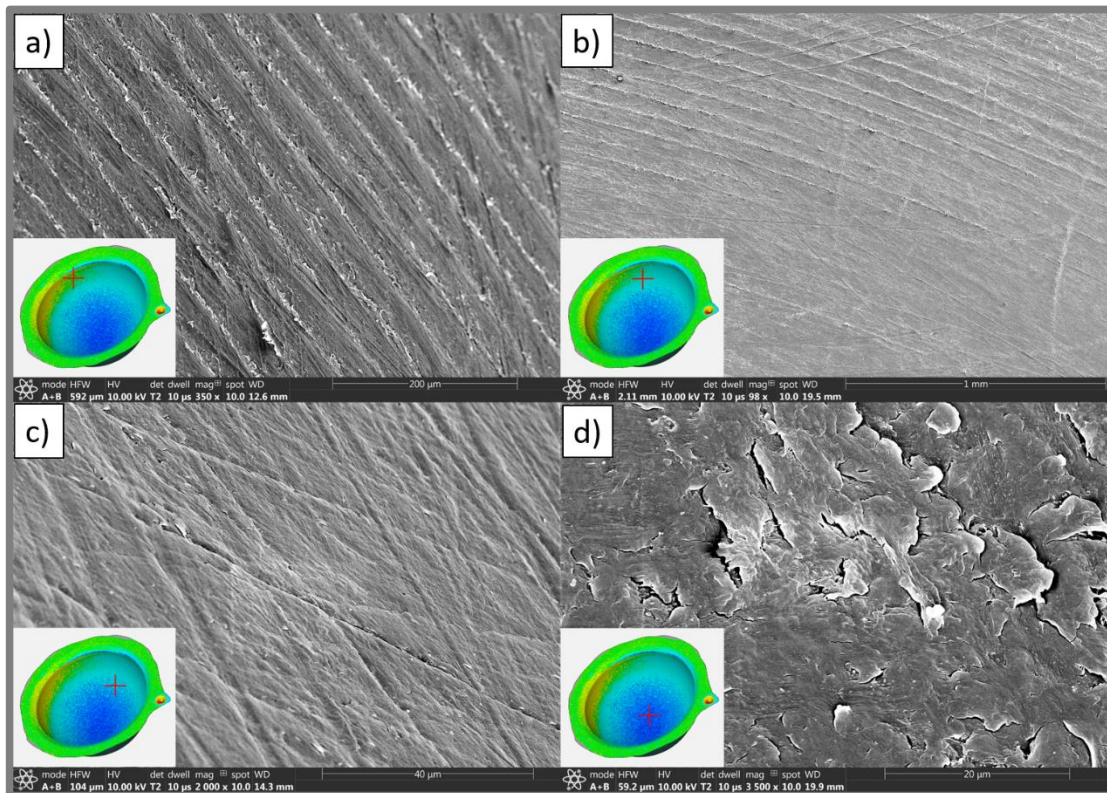
Obr. 5-13 Vývoj struktury povrchu acetabula v počáteční fázi opotřebení

Detailní zhodnocení stavu artikulárního povrchu acetabula skenovacím elektronovým mikroskopem po dokončení  $50 \cdot 10^3$  krokových cyklů ukázalo několik typů degradace povrchu (Obr. 5-14). V částech artikulárního povrchu, které nebyly zasaženy plastickými deformacemi, byly dosud patrné stopy po obrábění acetabula (Obr. 5-14 (a)). Na hranici mezi zdeformovanými a nezdeformovanými oblastmi lze pozorovat vyhlazení stop po obrábění (Obr. 5-14 (b)). V zónách méně výrazných deformací stlačením (Obr. 5-14 (c)) je patrné první abrazivní opotřebení povrchu ve formě různě orientovaných jemných škrábanců, které naznačilo již pozorování optickým mikroskopem. V oblasti nejhlubšího stlačení lze pozorovat plasticky přetvořenou povrchovou vrstvu narušenou adhezivním opotřebením (Obr. 5-14 (d)). Projevem tohoto typu degradace je počínající delaminace povrchu ve formě částečně odtržených 5-20  $\mu\text{m}$  velkých vloček. Velikost těchto vloček odpovídá velikosti uvolněných vločkových částic polyethylenu nalezených v kloubní kapalině pacientů s totální kyčelní endoprotézou [43].

Oblast vytlačeného horního kvadrantu acetabula vykazovala v závislosti na abdukci dva rozdílné typy degenerace povrchu. U abdukci  $30^\circ$  a  $60^\circ$ , kde byla vytlačená oblast artikulární plochy menšího rozsahu, vykazovala tato oblast částečné vyhlazení stop po obrábění. U abdukce  $45^\circ$ , kde byla tato oblast podstatně rozsáhlejší, bylo však na hraně artikulární oblasti možné pozorovat adhezivní opotřebení podobné Obr. 5-14 (d).

Na základě zhodnocení povrchu tak lze konstatovat, že během prvních  $50 \cdot 10^3$  krokových cyklů nedošlo k významnému volumetrickému opotřebením, avšak

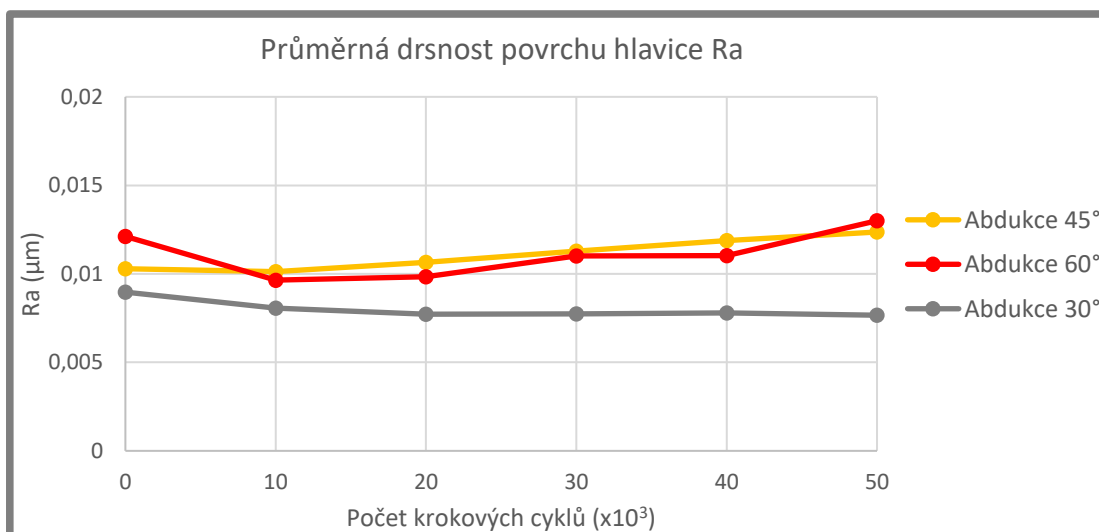
dle degenerace povrchu obzvláště v nejhluběji stlačené oblasti ho lze očekávat v řádu následujících desítek tisíc krokových cyklů.



Obr. 5-14 Degradace artikulačního povrchu acetabula

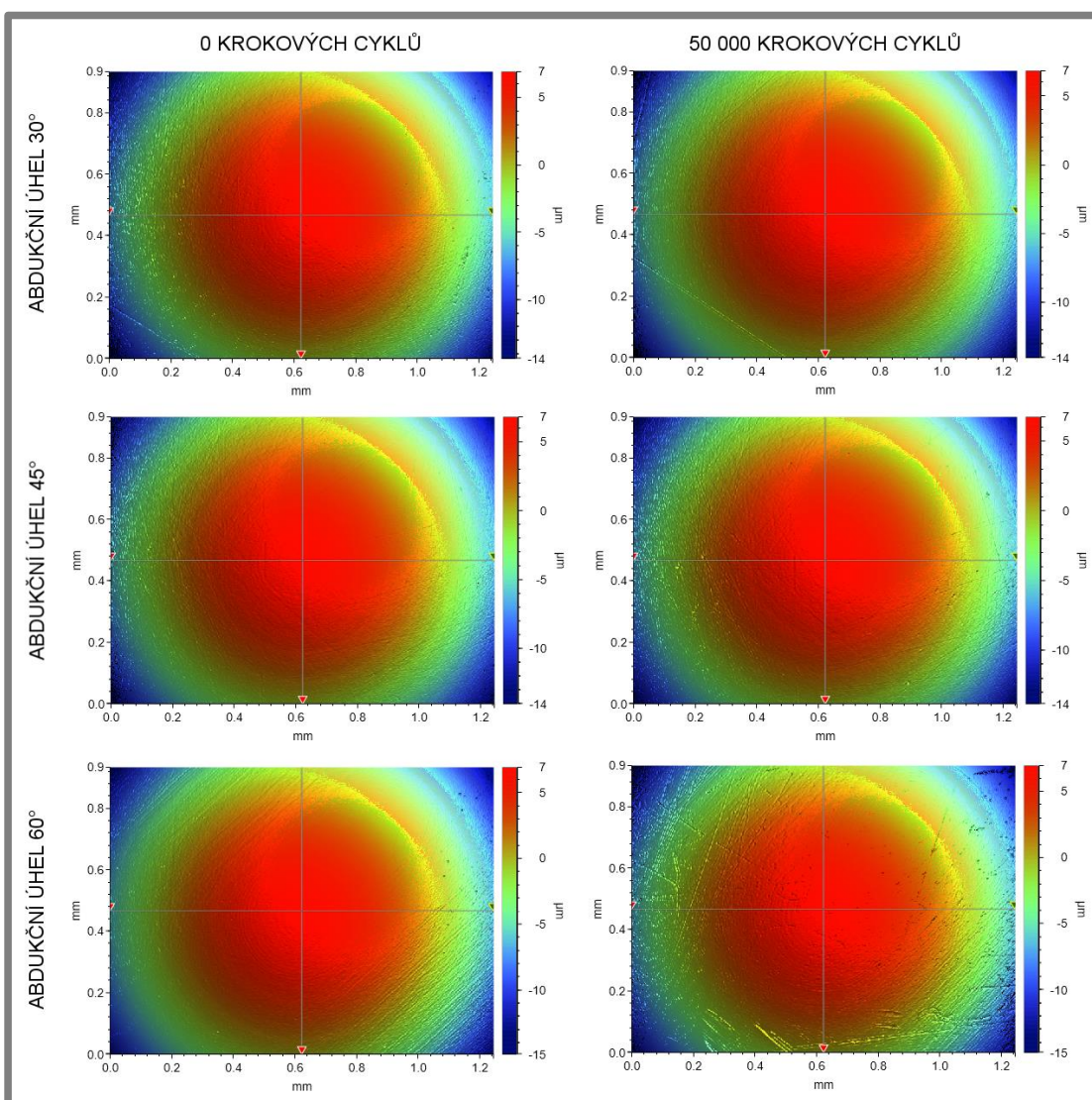
#### 5.4.2 Vývoj drsnosti povrchu hlavice

Femorální hlavice oproti acetabulu vykázala nevýznamné změny struktury povrchu. Změny průměrné drsnosti povrchu hlavice  $R_a$ , měřené optickým profilometrem jsou vyznačeny v Obr. 5-15. Jednotlivé naměřené hodnoty drsnosti povrchu  $R_a$  tvoří přílohu 4.



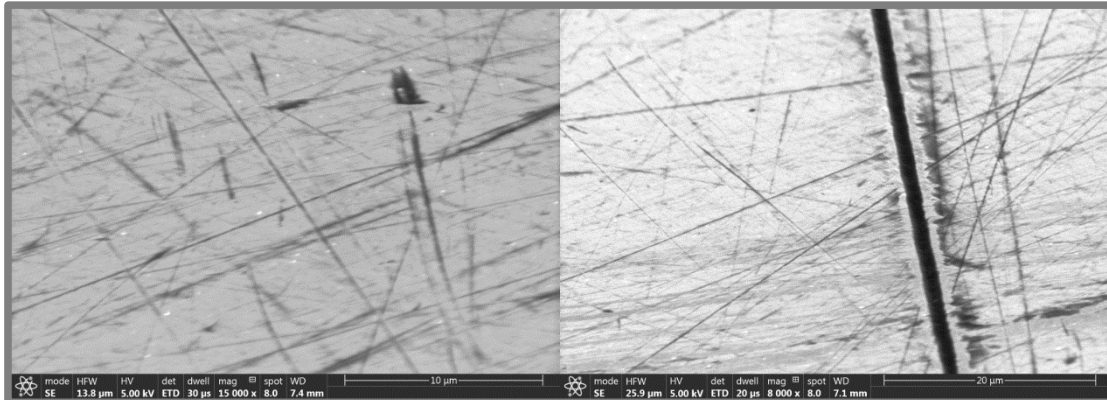
Obr. 5-15 Vývoj drsnosti povrchu  $R_a$  v počáteční fázi opotřebení

U abdukčních úhlů 45° a 60° byl během počáteční fáze opotřebení zaznamenán nárůst parametru Ra, u abdukčního úhlu 30° drsnost povrchu stagnovala. Vliv zaznamenaných změn na proces opotřebení náhrady je však minimální. Veškeré naměřené hodnoty totiž spadají do intervalu 0–0,02  $\mu\text{m}$ , ve kterém se opotřebení náhrady v závislosti na drsnosti hlavice liší o méně než 5% [44]. Degradace artikulárního povrchu má v případě hlavice charakter jemného náhodně orientovaného poškrábání (Obr. 5-16) obdobného jako v případě artikulárního povrchu acetabula. Ojediněle se na povrchu hlavice vyskytují drobné důlky, které mohou naznačovat uvolňování karbidů z povrchu hlavice [45], tyto karbidy potom mohou být příčinou jemného poškrábání artikulárních povrchů.



Obr. 5-16 Počáteční a konečná struktura povrchu hlavice pro jednotlivé abdukce

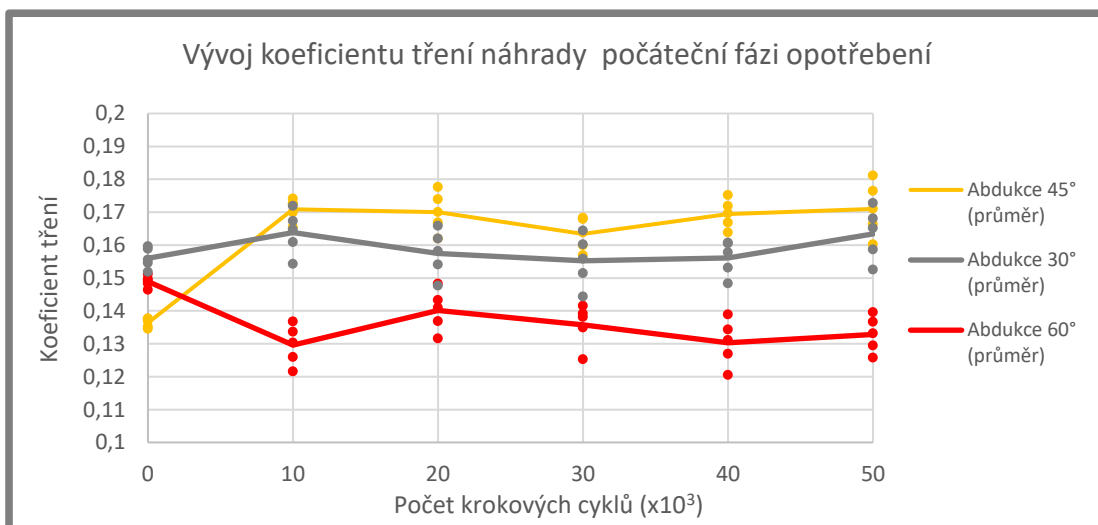
Detailní zkoumání povrchu femorální hlavice skenovacím elektronovým mikroskopem potvrdilo jako primární druh degradace jemné poškrábání. Zjištěny byly také ojedinělé rozměrnější rýhy. Z hlediska opotřebení tyto ojedinělé rýhy hrají důležitější roli, vzhledem k přítomnosti „vyhrnutého“ materiálu po jejich stranách, který vystupuje nad úroveň artikulárního povrchu (Obr. 5-17).



Obr. 5-17 Poškrábání a výraznější rýha na povrchu femorální hlavičky

### 5.5 Vývoj koeficientu tření v počáteční fázi opotřebení

Významné změny v koeficientu tření byly u všech testovaných abdukci zaznamenány v prvních  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklech (Obr. 5-18). Jedná se o periodu, během které dochází k nejvýznamnějšímu rozvoji deformací a dle pozorování povrchu acetabula optickým mikroskopem dochází k vyhlazení stop po obrábění acetabula. Po této periodě koeficient tření dále u žádné z testovaných abdukci nevykazoval významnější změny. Nebyla prokázána žádná korelace s rozvojem deformací či drsností povrchu hlavičky. Hodnoty koeficientu tření po jeho ustálení se však ukazují být závislé na abdukčním úhlu. Konkrétně lze najít souvislost mezi rozsahem stlačené oblasti artikulární plochy acetabula a koeficientem tření náhrady. Abdukční úhel  $45^\circ$  s nejméně výrazným stlačením vykazoval nejvyšší koeficient tření a naopak  $60^\circ$  abdukce s nejvýraznějším stlačením vykazovala nejnižší koeficient tření. Z celkového vývoje koeficientu tření v počáteční fázi opotřebení lze usoudit, že dotvoření konformity kontaktu a ustálení tribologie kloubní náhrady trvá nejdéle  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů. Naměřené hodnoty koeficientu tření tvoří přílohu 5.



Obr. 5-18 Vývoj koeficientu tření v počáteční fázi opotřebení

## 6 DISKUZE

### 6.1 Konstrukční část práce

V rámci práce byl pro stávající kloubní simulátor na ÚK realizován modul pro testování kyčelních náhrad ve fyziologické poloze vůči zatěžování a implementující druhou pohybovou osu. Modul byl dle zadání navrhován tak, aby nevyžadoval žádné zásadní úpravy stávající koncepce simulátoru, které by znemožnily použití již existujících modulů pro pozorování mazného filmu v kyčelních a kolenních náhradách. Finanční úspory bylo při návrhu dosaženo využitím stávajícího lineárního aktuátoru z kolenního modulu pro pohon druhé rotační pohybové osy simulátoru. Kinematické cykly pro dvouosou koncepci simulátoru byly voleny dle normy ISO 14242 a fázově posunuty pro dosažení požadované eliptické dráhy artikulace kloubního páru. O správném dimenzování pohonu IROR pro dlouhodobější provoz simulátoru svědčí fakt, že jako jediný z pohonů na simulátoru nevyžadoval aktivní chlazení. Modul se ukázal jako plně funkční, během provozu simulátoru se neprojeví žádné zásadní chyby koncepce. Modul je vzhledem ke své robustnosti vhodný i pro budoucí dlouhodobější testy kyčelních náhrad (testy opotřebení aj.), volené kluzné elementy po dokončení experimentu nevykazovaly známky opotřebení.

Zachování původních prostorových dispozic simulátoru na druhou stranu přineslo pro nový modul dvě omezení. Vzhledem k omezené výšce zástavbového prostoru pod kyvným rámem FE bylo nutné přistoupit k zjednodušenému polohování abdukce pomocí úhelníků, protože koncepce nastavení libovolného abdukčního úhlu se ukázala jako příliš rozměrná. Jemnějšího rozdělení klinicky doporučeného intervalu abdukce s krokem  $5^\circ$  by bylo dosaženo vyroběním dalších tří úhelníků s úhly  $20^\circ$ ,  $25^\circ$  a  $35^\circ$  (abdukce  $35^\circ$ ,  $40^\circ$  a  $50^\circ$ ). Toto rozdělení by se již vyrovnalo nejjemnějšímu rozdělení, použitému v dosavadních studiích porovnávající různé orientace náhrady. Polohování anteversního úhlu bylo realizováno v rámci klinicky doporučeného intervalu s krokem  $5^\circ$  a nevyžaduje tedy další úpravy. Druhým nutným zjednodušením koncepce kvůli zástavbovým prostorům bylo vynechání plovoucího uložení acetabula, kdy stacionární základna byla připevněna k základní desce simulátoru. Pro účely prováděného experimentu toto zjednodušení (za předpokladu důkladného vystředění hlavice a acetabula před každým intervalem zatěžování) problém nepředstavovalo, protože radiální vůle náhrady několikanásobně překračovala deformace acetabula během jednoho intervalu zatěžování náhrady. Pro náhrady s menší radiální vůlí či velmi dlouhé testovací úseky bez středění by toto zjednodušení však mohlo způsobit parazitní stranové předpětí náhrady.

Vzhledem k tomu, že byl v rámci této práce simulátor poprvé v dlouhodobějším provozu, projeví se některé nedostatky koncepce, bránící jeho spolehlivé funkci. Zejména koncept jedné sady pružin pro testy kyčelních i kolenních náhrad s diametrálně odlišnými zátěžnými podmínkami se prokázal jako nevyhovující. Realizováno bylo jednodušší robustnější řešení se snadno vyměnitelnou nástrojovou pružinou, kdy je pro každou aplikaci možné použít pružinu optimální tuhosti. Navržené řešení se prokázalo jako vyhovující a bude nadále používáno pro všechny stávající moduly simulátoru.

## 6.2 Deformace acetabula v počáteční fázi opotřebení

Hlavním cílem práce bylo pozorovat deformace v počáteční fázi opotřebení polyethylenového acetabula. Z porovnání experimentálně získaných dat s existujícími MKP analýzami vyplývá, že hloubky stlačení artikulační plochy jsou srovnatelné s analýzami, které provedl **Bevill** [25] (\* pro srovnatelný průměr artikulačních ploch a tloušťku stěny acetabula) a **Penmetsa** [24]. Pozdější studie, kterou provedl **Liu** [27], již hloubkou creepové deformace značně přesahovala hodnoty naměřené v této práci (Tab. 6-1). Odhadované rozsahy trvání počáteční fáze opotřebení potom ve všech případech výrazně přesahovaly rozsah určený v této práci.

Tab. 6-1 Porovnání existujících studií zabývajících se creepem acetabula s výsledky této práce

	Bevill 2005	Penmetsa 2006	Liu 2012	Tato práce
Hloubka creepové deformace (mm)	0,055*	0,032–0,055	0,1	0,04-0,05
Rozsah fáze creepové deformace (počet krokových cyklů)	$120 \cdot 10^3$	$150 \cdot 10^3$	$1 \cdot 10^6$	$20 \cdot 10^3$ – $40 \cdot 10^3$

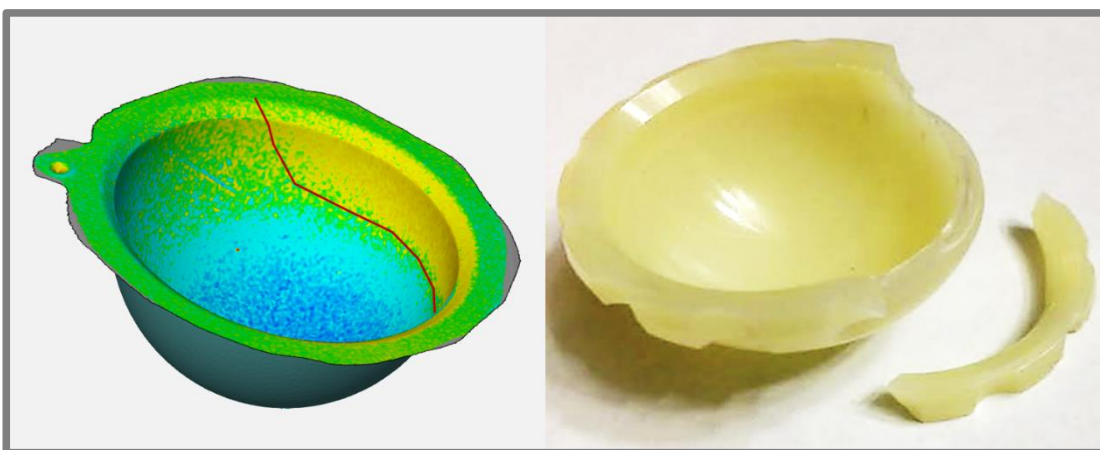
Z této částečné shody s existujícími MKP analýzami lze vyvodit několik závěrů. Shoda naměřené hloubky stlačení artikulačního povrchu acetabula se studiemi [24, 25] naznačuje, že creepový model těchto studií, převzatý ze statických creepových zkoušek, je použitelný pro odhad celkové hloubky stlačení artikulačního povrchu acetabula creepem. Rozpočítání logaritmického časového průběhu creepu ze statické zkoušky na jednotlivé krokové cykly však neodpovídá reálnému vývoji creepových deformací, naměřenému v rámci experimentu. Je tak možné, že creep se při zatěžování cyklickým krokovým cyklem vyvíjí rychleji než při statické tlakové zkoušce. Další možnou příčinou bylo uspořádání experimentu, kdy byla po každých  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklech zařazena perioda odtížení pro relaxaci elastické frakce creepových deformací před 3D skenováním. Tento režim cyklického deformování a relaxace je bližší fyziologické zátěži náhrady než nepřerušované cyklování prováděné v MKP analýzách. Dle [23] navíc cyklické deformace a relaxace polyethylenu zvyšují jeho odolnost vůči dalšímu creepu, což vysvětluje podstatně rychlejší stabilizaci naměřeného stlačení acetabula oproti MKP analýzám [24, 25]. Studie [27] základním creepovým modelem vycházela z předchozích zmíněných studií, creepový model v se však v této studii lišil komplikovanějším výpočtem kontaktního tlaku, který pro každý krokový cyklus zohledňoval kontaktní tlak ve všech předešlých krokových cyklech, což mohlo negativně ovlivnit výsledek simulace.

Ve všech třech uvedených MKP analýzách měla oblast artikulačního povrchu acetabula zasažená stlačení menší rozsah, než vyplynulo z experimentu v této práci. Nejbližše experimentálním výsledkům byla studie [27] kde byl jako v jediné učiněn pokus zahrnut do modelu creepu faktor vícesměřového stříhového namáhání artikulačního povrchu acetabula. Pro budoucí simulace by tak bylo vhodné zaměřit se důkladněji na tento typ namáhání kyčelní náhrady oproti pouhému zatěžování tlakem. Pro klinickou praxi potom z naměřených dat plyne hloubka penetrace hlavice do acetabula, kterou lze při identifikaci opotřebení náhrady na RTG snímcích považovat jako creepovou. Druhá možná interpretace naměřených dat je využít určeného rozsahu fáze počátečních creepových deformací a referenční snímek, vůči kterému se

opotřebení porovnává, pořádku až po této fázi, kdy proběhne většina deformací acetabula, a naopak opotřebení je dosud zanedbatelné.

V žádné dosavadní studii creepových deformací nebyla blíže popsána oblast zvednutého horního kvadrantu okraje acetabula. Studie rozložení kontaktního napětí v acetabulu [35] však tuto oblast označila jako místo, kde se vyskytuje nezanedbatelné kontaktní napětí. Příčina vzniku této oblasti je nejistá, je však pravděpodobné že souvisí s vícesměrným stříhovým namáháním acetabula, protože zatím ve stávajících MKP modelech nebylo plně implementováno [27]. Dle pozorování horního kvadrantu acetabula na elektronovém mikroskopu je minimálně v případě 45° abdukce tato oblast skutečně přenáší určitou část zátěže acetabula.

Vzhledem k tomu, že dle měření tato deformace proběhla během prvních  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů je pravděpodobné, že se jednalo o součást procesu dotváření konformity kontaktu. Zvednutý horní kvadrant hrany acetabula může být jednou z příčin časté fraktury acetabul v této oblasti [9]. Ve zmíněné studii byl jako příklad zmíněn nedávný případ pacientky s XLPE acetabulem druhé generace, implantovaným pod abdukčním úhlem 45°–50°. Po dvou letech bez jakýchkoliv komplikací či náznaků poškození acetabula na kontrolních RTG snímcích došlo po pádu ze schodů k fraktuře horního kvadrantu hrany acetabula a vykloubení náhrady směrem vzhůru. Umístění praskliny zde odpovídá hranici mezi stlačenou a vytlačenou částí acetabula viditelnou na 3D snímcích (Obr. 6-1). Je tak možné, že zvednutá část hrany acetabula, vzniklá během záběhové fáze opotřebení zapůsobila jako koncentrátor napětí při pádu, kdy vzhledem ke směru vykloubení vektor reakční síly acetabula směřoval do tohoto místa acetabula. Odhalení deformovaného kvadrantu hrany acetabula ukazuje přednosti optického 3D skenování při inspekci kloubních náhrad. Tato metoda totiž v jednom kroku podává ucelenou informaci o deformaci celého povrchu acetabula, oproti dosud používanější dotykové sondě, kdy se měření kvůli větší časové náročnosti často omezuje na oblast předpokládaných deformací (oblast stlačení).



Obr. 6-1 Zvednutý horní kvadrant hrany acetabula a fraktura v této oblasti [9]

### **6.3 Degradace artikulačních povrchů a koeficient tření náhrady**

Z vývoje struktur povrchu pozorovaného v průběhu experimentu lze usoudit, že naměřené změny geometrie acetabula byly způsobeny téměř výhradně deformacemi. Úbytek materiálu vznikl v minimální míře abrazivním opotřebením, jemné škrábance o šířce zlomku mikrometru však celkovou geometrii artikulační plochy neovlivňují. Proces delaminace a s ním spojené uvolňování většího objemu polyethylenových částic byl během počáteční fáze zahájen částečným odtrháváním vloček polyethylenu, avšak k jejich úplnému uvolnění v rámci experimentu nedošlo. Vzhledem k tomu, že nebyl během experimentu zaznamenán významný úbytek polyethylenu a odolnost vůči creepu je na rozdíl od odolnosti vůči opotřebení mezi generacemi polyethylenu srovnatelná, je možné deformace naměřené na konvenčním polyethylenu aplikovat i na nové generace polyethylenových acetabul [28, 29]. Obezřetně je však třeba postupovat k zobecnění naměřených dat na acetabula s výrazně odlišným průměrem artikulačních ploch a tloušťkou stěny acetabula, protože již byl prokázán vliv těchto parametřů na míru creepových deformací polyethylenových acetabul [25, 29]. U menšího průměru artikulačních ploch a větší tloušťky stěny acetabula tak lze očekávat výraznější creepové deformace, u většího průměru artikulačních ploch a menší tloušťky stěny acetabula naopak méně výrazné creepové deformace. Zkoumání koeficientu tření náhrady ukázalo, že z hlediska tribologie dochází ke stabilizaci mazných procesů záhy po implantaci náhrady, ještě před skončením fáze výrazných deformací. Podstatnou roli zde tak hraje spíše vyhlazení stop po obrábění a prvotní přizpůsobení konformity kontaktu. Vliv následných creepových deformací nebyl prokázán.



## 7 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývá počáteční fází životního cyklu kyčelní náhrady v nejběžnější konfiguraci polyethylenového acetabula a kovové kloubní hlavice. Experimentálně byla zkoumána závislost creepových deformací acetabula v této fázi na orientaci acetabula v lidském těle. Pozornost byla věnována také vývoji struktury povrchu artikulacních povrchů a koeficientu tření v této fázi životního cyklu náhrady. V práci byla nejprve provedena rešerše současného stavu poznání. Rešerše byla zaměřena zejména na mechanismus creepu a dosavadní studie, zabývající se creepem polyethylenu v kontextu kyčelních náhrad i mimo ně. Vzhledem k tomu, že bylo v rámci práce nutné přizpůsobit existující simulátor pro zamýšlený experiment, byly v rešeršní části rozebrány také kinematické a zátěžné podmínky pro testování kyčelních náhrad a nepoužívanější koncepce kyčelních simulátorů.

Na základě poznatků z rešerše byl stávající kloubní simulátor na ÚK rozšířen o modul, umožňující testování kyčelních náhrad ve fyziologické orientaci vůči zatížení. Modul v sobě implementoval také druhou rotační pohybovou osu simulátoru. Dvouosá koncepce umožnila simulování fyziologické eliptické artikulacní dráhy hlavice v acetabulu. Na simulátoru byly také odstraněny četné konstrukční a softwarové vady, bránící jeho spolehlivé funkci.

V rámci experimentální části práce byl nejprve vymezen rozsah počáteční fáze výrazných creepových deformací. Následně byl za pomoci optických metod zmapován vývoj plastických deformací pro tři hodnoty abdukčního úhlu acetabula, volené v rámci klinicky doporučených limitů. Současně byly sledovány změny struktury artikulacních povrchů. Vliv deformací a degradace artikulacních povrchů na funkci náhrady byl zjišťován pomocí měření koeficientu tření náhrady. Experimentálně získaná data byla porovnána s existujícími MKP analýzami. Kromě dříve popsanych creepových deformací ve formě stlačení artikulacního povrchu byla nově identifikována také druhá oblast creepových deformací – vytlačení horního kvadrantu acetabulární hrany. Pomocí naměřených dat byl verifikován creepový model, použitý v dosavadních MKP analýzách a zdůrazněna důležitost zahrnutí vícesměrného stříhového namáhání acetabula do budoucích MKP analýz. Získaná data mají také potenciál pro aplikaci v klinické praxi při kvantifikaci opotřebení a dále nabízí jednu z možných příčin častých fraktur horního kvadrantu hrany acetabula. Nejdůležitějšími poznatky plynoucími z práce jsou:

- Největší hloubka stlačení artikulacního povrchu acetabula (penetrace hlavice do acetabula) vlivem creepu dosahuje 0,04–0,05 mm u abdukce 30° a 60°, u abdukce 45° dosahuje 0,03–0,04 mm
- Oblast creepového stlačení zaujímá u 60° abdukce 77 % artikulacního povrchu acetabula, u 30° abdukce 63 % artikulacního povrchu acetabula a u 45° abdukce 51 % artikulacního povrchu acetabula,
- Počáteční rozvoj creepových deformací u 60° abdukce ukončen po  $20 \cdot 10^3$  krokových cyklech, u 45° abdukce po  $30 \cdot 10^3$  cyklech a u 30° abdukce po  $40 \cdot 10^3$  cyklech
- Identifikováno vytlačení horního kvadrantu hrany acetabula o 0,02–0,03 mm, nejvýraznější u 45° abdukce (16 % artikulacního povrchu), jedna z možných příčin častých fraktur acetabula v této oblasti
- Po  $50 \cdot 10^3$  krokových cyklech pozorován rozvoj abrazivního (škrábane) opotřebení a počátek adhezivního (delaminace) opotřebení acetabula

- Ustálení koeficientu tření náhrady během prvních  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů, nepřímá úměra mezi velikostí stlačené oblasti acetabula a velikostí koeficientu tření náhrady

Všechny vymezené cíle diplomové práce byly splněny, realizovaný modul pro kloubní simulátor se ukázal jako plně funkční, experimentální část práce byla provedena v plném rozsahu a porovnána se stávajícím stavem poznání. Tématika creepových deformací polyethylenových acetabul je velmi rozsáhlá. Kromě orientace acetabula existují další parametry s potenciálem ovlivnit tyto deformace (průměr artikulačních ploch, tloušťka stěny acetabula), což poskytuje prostor pro další výzkum v této oblasti. Vhodné by se také bylo podrobněji zaměřit na fázi prvotního přizpůsobení konformity kontaktu do  $10 \cdot 10^3$  krokových cyklů, vzhledem k výrazným změnám geometrie a koeficientu tření v této krátké periodě.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] SLOUF, M, T VACKOVA, M NEVORALOVA, J MIKESOVA, J DYBAL, J PILAR, A ZHIGUNOV, J KOTEK, J KREDATUSOVA a P FULIN. Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene for Total Joint Replacements with Longer Lifetime. *Chemické Listy*. 2013, **107**(10), 783–790.
- [2] PATIL, Shantanu, Arnie BERGULA, Peter C CHEN, Clifford W COLWELL a Darryl D D'LIMA. Polyethylene Wear and Acetabular Component Orientation. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 2003, **85**(suppl 4), 56–63. ISSN 0021-9355. Dostupné z: [http://jbjs.org/content/85/suppl\\_4/56.abstract](http://jbjs.org/content/85/suppl_4/56.abstract)
- [3] GALVIN, A L, L M JENNINGS, J L TIPPER, E INGHAM a J FISHER. Wear and creep of highly crosslinked polyethylene against cobalt chrome and ceramic femoral heads. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2010, **224**(10), 1175–1183. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM741
- [4] MARICONDA, Massimo, Giovangiuseppe COSTA, Mario MISASI, Pasquale RECANO, Giovanni BALATO a Maria RIZZO. Ambulatory Ability and Personal Independence After Hemiarthroplasty and Total Arthroplasty for Intracapsular Hip Fracture: A Prospective Comparative Study. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2017, **32**(2), 447–452. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2016.07.017
- [5] RAVIKUMAR, Kasetti J. a Gavin MARSH. Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur — 13 year results of a prospective randomised study. *Injury* [online]. 2000, **31**(10), 793–797. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/S0020-1383(00)00125-X
- [6] ASHMAN, Bradley, David CRUIKSHANK a Michael MORAN. Total hip replacement: Relieving pain and restoring function. *British Columbia Medical Journal*. 2016, **58**(9), 505–513. ISSN 00070556.
- [7] SREEKUMAR, Ramankutty a Peter KAY. Primary total hip arthroplasty. In: *Mercer's Textbook of Orthopaedics and Trauma Tenth edition* [online]. B.m.: CRC Press, 2012, s. 1135–1146. ISBN 978-1-4441-2876-5. Dostupné z: doi:10.1201/b13543-114
- [8] AFFATATO, Saverio, Nadia FRECCERO a Paola TADDEI. The biomaterials challenge: A comparison of polyethylene wear using a hip joint simulator. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2016, **53**, 40–48. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2015.08.001
- [9] BRAZIER, Brett G a J Wesley MESKO. Arthroplasty Today Superior rim fracture of a vitamin E-infused highly cross-linked polyethylene ( HXLPE ) liner leading to total hip arthroplasty revision. *Arthroplasty Today* [online]. 2018, 4–7. ISSN 2352-3441. Dostupné z: doi:10.1016/j.artd.2018.02.001
- [10] ORAL, Ebru, Bassem W. GHALI a Orhun K. MURATOGLU. The elimination of free radicals in irradiated UHMWPEs with and without vitamin e stabilization by annealing under pressure. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* [online]. 2011, **97 B**(1), 167–174. ISSN 15524973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.31799
- [11] KUMAR, Narinder, Gen N C ARORA a Barun DATTA. Bearing surfaces in

- hip replacement - Evolution and likely future. *Medical journal, Armed Forces India* [online]. 2014, **70**(4), 371–6. ISSN 0377-1237. Dostupné z: doi:10.1016/j.mjafi.2014.04.015
- [12] NEVORALOVÁ, Martina, Miroslav ŠLOUF, Jiří DYBAL, Jana KREDATUSOVÁ, Petr FULÍN a David POKORNÝ. Mikroskopická analýza oxidativní degradace polyethylenových komponent kloubních náhrad. *Chemické listy*. 2015, **109**, 395–400. ISSN 0009-2770.
- [13] ALI, Murat, Mazen AL-HAJJAR a Louise M. JENNINGS. *Tribology of UHMWPE in the Hip* [online]. Third Edit. B.m.: Elsevier Inc., 2015. ISBN 9780323354011. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-323-35401-1.00031-4
- [14] ŠTĚDRÝ, Václav. *Uvolnění totální protézy kyčelního kloubu - ZDN* [online]. [vid. 2017-03-23]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/uvolneni-totalni-protezy-kycelniho-kloubu-134311>
- [15] DANIEL, Matej, Boris RIJAVEC, Drago DOLINAR, David POKORNÝ, Aleš IGLIČ a Veronika KRALJ-IGLIČ. Patient-specific hip geometry has greater effect on THA wear than femoral head size. *Journal of Biomechanics* [online]. 2016, **49**(16), 3996–4001. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.10.030
- [16] ILCHMANN, T., M. REIMOLD a W. MÜLLER-SCHAUENBURG. Estimation of the wear volume after total hip replacement. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2008, **30**(3), 373–379. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2007.04.003
- [17] NEBERGALL, Audrey K., Kevin RADER, Henrik PALM, Henrik MALCHAU a Meridith E. GREENE. Precision of radiostereometric analysis (RSA) of acetabular cup stability and polyethylene wear improved by adding tantalum beads to the liner. *Acta Orthopaedica* [online]. 2015, **86**(5), 563–568. ISSN 17453682. Dostupné z: doi:10.3109/17453674.2015.1054255
- [18] ISO\_14242-2. *Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - part 1: Methods of measurement*. 1. vyd. 2000.
- [19] UDDIN, M. S., C. Y.E. MAK a S. A. CALLARY. Evaluating hip implant wear measurements by CMM technique. *Wear* [online]. 2016, **364–365**(July), 193–200. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2016.07.017
- [20] TAKAHASHI, Yasuhito, Takaaki SHISHIDO, Kengo YAMAMOTO, Toshinori MASAOKA, Kosuke KUBO, Toshiyuki TATEIWA a Giuseppe PEZZOTTI. Mechanisms of plastic deformation in highly cross-linked UHMWPE for total hip components-The molecular physics viewpoint. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2015, **42**, 43–53. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2014.11.002
- [21] WANG, A, D C SUN, S YAU, B EDWARDS, M SOKOL, A ESSNER, V K POLINENI, C STARK a J H DUMBLETON. Orientation softening in the deformation and wear of ultra-high molecular weight polyethylene. 1997, **204**, 230–241.
- [22] LEE, Choon Soo, Jae Young JHO, Kuiwon CHOI a Tae-Won HWANG. Dynamic mechanical behavior of ultra-high molecular weight polyethylene irradiated with gamma rays. *Macromolecular Research* [online]. 2004, **12**(1), 141–143. ISSN 1598-5032. Dostupné z: doi:10.1007/BF03219007
- [23] MEYER, R. W. a L. A. PRUITT. The effect of cyclic true strain on the

- morphology, structure, and relaxation behavior of ultra high molecular weight polyethylene. *Polymer* [online]. 2001, **42**(12), 5293–5306. ISSN 00323861. Dostupné z: doi:10.1016/S0032-3861(00)00626-1
- [24] PENMETS, Janaki R., Peter J. LAZ, Anthony J. PETRELLA a Paul J. RULLKOETTER. Influence of polyethylene creep behavior on wear in total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2006, **24**(3), 422–427. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:10.1002/jor.20042
- [25] BEVILL, Scott L., Grant R. BEVILL, Janaki R. PENMETS, Anthony J. PETRELLA a Paul J. RULLKOETTER. Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, **38**(12), 2365–2374. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.022
- [26] SHEN, Fu Wen, Zhen LU a Harry A. MCKELLOP. Wear versus thickness and other features of 5-mrad crosslinked UHMWPE acetabular liners. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2011, **469**(2), 395–404. ISSN 0009921X. Dostupné z: doi:10.1007/s11999-010-1555-6
- [27] LIU, Feng, John FISHER a Zhongmin JIN. Computational modelling of polyethylene wear and creep in total hip joint replacements: Effect of the bearing clearance and diameter. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology* [online]. 2012, **226**(6), 552–563. ISSN 1350-6501. Dostupné z: doi:10.1177/1350650112441908
- [28] ESTOK, Daniel M., Charles R. BRAGDON, Gordon R. PLANK, Anna HUANG, Orhun K. MURATOGLU a William H. HARRIS. The measurement of creep in ultrahigh molecular weight polyethylene: A comparison of conventional versus highly cross-linked polyethylene. *Journal of Arthroplasty* [online]. 2005, **20**(2), 239–243. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2004.08.008
- [29] TAKAHASHI, Yasuhito, Toshiyuki TATEIWA, Takaaki SHISHIDO, Toshinori MASAOKA, Kosuke KUBO a Kengo YAMAMOTO. Size and thickness effect on creep behavior in conventional and vitamin E-diffused highly crosslinked polyethylene for total hip arthroplasty. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. 2016, **62**, 399–406. ISSN 18780180. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2016.05.020
- [30] MURATOGLU, Orhun K., Evan S. GREENBAUM, Charles R. BRAGDON, Murali JASTY, Andrew A. FREIBERG a William H. HARRIS. Surface analysis of early retrieved acetabular polyethylene liners. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2004, **19**(1), 68–77. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2003.08.003
- [31] WAN, Zhinian, Myriam BOUTARY a Lawrence D. DORR. The Influence of Acetabular Component Position on Wear in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* [online]. 2008, **23**(1), 51–56. ISSN 08835403. Dostupné z: doi:10.1016/j.arth.2007.06.008
- [32] SCHEERLINCK, Thierry. Cup Positioning in Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online]. 2014, **98**(2), 108–116. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/JBJS.N.00753
- [33] KORDUBA, L. A., A. ESSNER, R. PIVEC, P. LANCIN, M. A. MONT, A. WANG a R. E. DELANOIS. Effect of Acetabular Cup Abduction Angle on Wear of Ultrahigh-Molecular-Weight Polyethylene in Hip Simulator Testing.

- Am J Orthop (Belle Mead NJ)* [online]. 2014, **43**(10), 466–471. ISSN 1934-3418. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25303445>
- [34] HALMA, Jelle J., Jose SEÑARIS, Daniel DELFOSSE, Reto LERF, Thomas OBERBACH, Steven M. VAN GAALEN a Arthur DE GAST. Edge loading does not increase wear rates of ceramic-on-ceramic and metal-on-polyethylene articulations. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [online]. 2014, **102**(8), 1627–1638. ISSN 15524973. Dostupné z: [doi:10.1002/jbm.b.33147](https://doi.org/10.1002/jbm.b.33147)
- [35] HUA, Xijin, Junyan LI, Zhongmin JIN a John FISHER. The contact mechanics and occurrence of edge loading in modular metal-on-polyethylene total hip replacement during daily activities. *Medical Engineering and Physics* [online]. 2016, **38**(6), 518–525. ISSN 18734030. Dostupné z: [doi:10.1016/j.medengphy.2016.03.004](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.03.004)
- [36] BOBMAN, Jacob T., Jonathan R. DANOFF, Oladapo M. BABATUNDE, Kaicen ZHU, Katie PEYSER, Jeffrey A. GELLER, Prakash GORROOCHURN a William MACAULAY. Total Hip Arthroplasty Functional Outcomes Are Independent of Acetabular Component Orientation When a Polyethylene Liner Is Used. *Journal of Arthroplasty* [online]. 2016, **31**(4), 830–834.e3. ISSN 15328406. Dostupné z: [doi:10.1016/j.arth.2015.10.022](https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.10.022)
- [37] TURELL, Mary, Aiguo WANG a Anuj BELLARE. Quantification of the effect of cross-path motion on the wear rate of ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear* [online]. 2003, **255**(7–12), 1034–1039. ISSN 00431648. Dostupné z: [doi:10.1016/S0043-1648\(03\)00357-0](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(03)00357-0)
- [38] ISO\_14242-3. *Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test*. 1. vyd. 2009.
- [39] ISO\_14242-1. *Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test*. 3. vyd. 2014.
- [40] ALI, Murat, Mazen AL-HAJJAR, Susan PARTRIDGE, Sophie WILLIAMS, John FISHER a Louise M JENNINGS. Influence of hip joint simulator design and mechanics on the wear and creep of metal-on-polyethylene bearings. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* [online]. 2016, **230**(5), 389–97. ISSN 2041-3033. Dostupné z: [doi:10.1177/0954411915620454](https://doi.org/10.1177/0954411915620454)
- [41] LESLIE, Ian J., Sophie WILLIAMS, Graham ISAAC, Eileen INGHAM a John FISHER. High cup angle and microseparation increase the wear of hip surface replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2009, **467**(9), 2259–2265. ISSN 0009921X. Dostupné z: [doi:10.1007/s11999-009-0830-x](https://doi.org/10.1007/s11999-009-0830-x)
- [42] RANUŠA, Matúš, Jiří GALLO, Martin VRBKA, Martin HOBZA, David PALOUŠEK, Ivan KRŮPKA a Martin HARTL. Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner. *Tribology Transactions* [online]. 2016, **60**(3), 437–447. ISSN 1040-2004. Dostupné z: [doi:10.1080/10402004.2016.1176286](https://doi.org/10.1080/10402004.2016.1176286)
- [43] HONGTAO, Liu, Ge SHIRONG, Cao SHOUFAN a Wang SHIBO. Comparison of wear debris generated from ultra high molecular weight polyethylene in vivo and in artificial joint simulator. *Wear* [online]. 2011,

- 271(5–6), 647–652. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/j.wear.2010.11.012
- [44] SORIMACHI, T., I. C. CLARKE, P. A. WILLIAMS, A. GUSTAFSON a K. YAMAMOTO. Third-body abrasive wear challenge of 32 mm conventional and 44 mm highly crosslinked polyethylene liners in a hip simulator model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 2009, **223**(5), 607–623. ISSN 09544119. Dostupné z: doi:10.1243/09544119JEIM562
- [45] WONG, Wendy W, Ian C CLARKE, Thomas K DONALDSON a Michelle BURGETT. Surface roughness of retrieved femoral heads in CoCr-Polyethylene Hip Bearings – A retrieval assessment with 11-17 years follow-up [online]. 2013, (March), 45–48. Dostupné z: <https://reconstructivereview.org/ojs/index.php/rr/article/viewFile/28/27>
- [46] GRUPPO BIOIMPLANTI. *bioimpianti.it (upraveno)* [online]. [vid. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://www.bioimpianti.it/en/>
- [47] MOVEFORWARDPT.COM. *Hemiarthroplasty vs. Total Hip replacement* [online]. [vid. 2017-03-18]. Dostupné z: <http://www.moveforwardpt.com/image.axd?id=0a8ab28e-db63-417d-b546-50fd74cdc7f7>
- [48] *Aseptic loosening of the hip cup* [online]. [vid. 2017-03-23]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/figure/271708773\\_fig5\\_Fig-5-Aseptic-loosening-of-the-cup-and-augment-at-17-months-after-surgery-in-a-61-year](https://www.researchgate.net/figure/271708773_fig5_Fig-5-Aseptic-loosening-of-the-cup-and-augment-at-17-months-after-surgery-in-a-61-year)
- [49] *AO Foundation – Trauma, Spine, VET, CMF, Neuro, Recon* [online]. [vid. 2017-03-24]. Dostupné z: <https://www.aofoundation.org/Structure/Pages/default.aspx>
- [50] *Gait - Physical Therapist Assistant 180 with P. Hill at Washtenaw Community College - StudyBlue* [online]. [vid. 2017-03-27]. Dostupné z: <https://www.studyblue.com/notes/note/n/gait/deck/16020893>
- [51] *Hip Movements* [online]. Dostupné z: [http://nursing411.org/Courses/MD0556\\_Basic\\_Patient\\_Care\\_Procedures/MD0556/images/MD0556\\_img\\_34.jpg](http://nursing411.org/Courses/MD0556_Basic_Patient_Care_Procedures/MD0556/images/MD0556_img_34.jpg)
- [52] WANG, A. a G. SCHMIDIG. Ceramic femoral heads prevent runaway wear for highly crosslinked polyethylene acetabular cups by third-body bone cement particles. *Wear* [online]. 2003, **255**(7–12), 1057–1063. ISSN 00431648. Dostupné z: doi:10.1016/S0043-1648(03)00289-8
- [53] *AMTI Force and motion* [online]. [vid. 2018-05-03]. Dostupné z: <http://www.amti.biz/vivo.aspx>

## 9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN

Zkratka	Význam
2D	Dvoudimenzionální
3D	Třidimenzionální
AA	Abdukce/Addukce kyčle
CAD	Computer Aided Design
EN	European Standards
FDM	Fused Deposition Modeling
FE	Flexe/Extense kyčle
ISO	International Organization for Standardization
IROR	Inward Rotation/Outward Rotation (vnitřní/zevní rotace kyčle)
MKP (FEM)	Metoda Konečných Prvků
OECD	Organization for Economic Cooperation and Development
PBS	Phosphate-buffered Saline
PLA	Polylactic Acid
PTFE	Polytetrafluoroethylen
RTG	Rentgen
SEM	Skenovací Elektronová Mikroskopie
UHMWPE (GUR)	Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene
ÚK	Ústav Konstruování
XLPE	Cross-linked Polyethylene

Symbol	Jednotka	Popis
$I$	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$	moment setrvačnosti kyvadla k ose rotace
$m$	kg	hmotnost kyvadla
$g$	$\text{m} \cdot \text{s}^2$	tíhové zrychlení
$l$	m	vzdálenost od těžiště kyvadla ke středu rotace
$f$	-	koeficient tření
$R$	m	poloměr kloubní hlavice
$\theta$	rad	úhel mezi vertikálou a osou kyvadla (úhel vychýlení)



## 10 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

<b>Obr. 1-1</b> Polyethylenové acetabulum a kovová hlavice [46].....	13
<b>Obr. 2-1</b> Částečná a úplná endoprotéza kyčelního kloubu [47].....	14
<b>Obr. 2-2</b> Aseptické uvolnění pravého acetabula totální kyčelní endoprotézy [48] ...	17
<b>Obr. 2-3</b> Vektor reakční síly <b>R</b> v acetabulu [15] .....	17
<b>Obr. 2-4</b> Rozdílné volumetrické opotřebení při stejné lineární penetraci [16].....	18
<b>Obr. 2-5</b> Změny ve struktuře polyethylenu způsobené creepovou deformací [20] ...	19
<b>Obr. 2-6</b> Rozvoj a relaxace creepových deformací UHMWPE [22] .....	20
<b>Obr. 2-7</b> Vývoj plastického přetvoření vlivem cyklických deformací [23].....	20
<b>Obr. 2-8</b> Vliv creepu na penetraci kloubní hlavice do acetabula (modrá- s creepem; černá – bez creepu) [24] .....	21
<b>Obr. 2-9</b> Penetrace hlavice do acetabula způsobená creepem a opotřebením [25] ...	22
<b>Obr. 2-10</b> Dlouhodobý průběh lineární penetrace hlavice do polyethylenového acetabula [27] .....	22
<b>Obr. 2-11</b> Průběh creepových deformací a) konvenční UHMWPE, b) XPLE stabilizovaný vit. E [29] .....	23
<b>Obr. 2-12</b> Nárůst krystalinity ortorombické fáze u acetabul ze tří typů polyethylenu [8] .....	24
<b>Obr. 2-13</b> Stav UHMWPE acetabula 3 měsíce po implantaci (A), stav po regeneraci žiháním (B) [30].....	24
<b>Obr. 2-14</b> Abdukční a anteversní úhel acetabula v lidském těle [49].....	25
<b>Obr. 2-15</b> Maximální hodnoty kontaktního napětí v závislosti na abdukci a anteversi acetabula [2] .....	26
<b>Obr. 2-16</b> Volumetrické opotřebení (kyčelní simulátor) a penetrace kloubní hlavice do acetabula (klinická data) [2].....	26
<b>Obr. 2-17</b> Závislost volumetrického opotřebení konvenčního UHMWPE na abdukci [33] .....	27
<b>Obr. 2-18</b> Vliv abdukce na míru opotřebení u konvenčních a síťovaných acetabul 2. generace [34] .....	27
<b>Obr. 2-19</b> Oblasti kontaktního tlaku a jeho maximální hodnoty pro různé orientace acetabula [35] .....	28
<b>Obr. 2-20</b> Krokový cyklus při chůzi a základní fyziologické pohyby kyčle [50, 51]29	
<b>Obr. 2-21</b> Průběh a orientace zátěžné síly při lidském kroku [39] .....	30
<b>Obr. 2-22</b> Kyčelní simulátor typu orbital bearing a průběhy kyvných pohybů simulátoru [38, 52] .....	31
<b>Obr. 2-23</b> Šestiosý kloubní simulátor AMTI VIVO™ a pohybové cykly pro testování kyčelních náhrad [39, 53].....	32
<b>Obr. 4-1</b> Postup řešení práce.....	36
<b>Obr. 4-2</b> Schéma původní kinematiky simulátoru.....	37
<b>Obr. 4-3</b> Zátěžný cyklus a pohybové cykly pro dvouosý (a) a tříosý (b) kyčelní simulátor .....	38
<b>Obr. 4-4</b> Původní koncepce kyčelního simulátoru .....	39
<b>Obr. 4-5</b> Vymezení zástavbového prostoru pro modul simulátoru .....	39
<b>Obr. 4-6</b> Schéma navrženého modulu simulátoru .....	40
<b>Obr. 4-7</b> Podsestava pohybu IROR .....	41
<b>Obr. 4-8</b> Podsestava acetabula.....	42
<b>Obr. 4-9</b> Způsob upnutí kruhového přípravku na rotační platformu .....	43

<b>Obr. 4-10</b> Systém výhřevu prostoru kloubního kontaktu.....	43
<b>Obr. 4-11</b> Stará a nová koncepce zátěžných pružin, poškození trnu a pružiny původní koncepce .....	44
<b>Obr. 4-12</b> Přenos sil do kloubního kontaktu a vedení zátěžného rámu .....	45
<b>Obr. 4-13</b> Zpevnění pohonu FE pohybové osy .....	46
<b>Obr. 4-14</b> Původní vs. nové řazení cyklů (naznačeno ilustračně na cyklu zátěže) ...	47
<b>Obr. 4-15</b> Úpravy webového prostředí simulátoru .....	47
<b>Obr. 4-16</b> Poloha acetabula vzhledem k zátěžné ose dle ISO 14242-1 .....	49
<b>Obr. 4-17</b> Vývoj deformací artikulačního povrchu zkušební acetabula .....	50
<b>Obr. 4-18</b> Příprava acetabula a hlavice .....	50
<b>Obr. 4-19</b> Vystředění kloubní hlavice vůči ose rotace kyvného rámu.....	51
<b>Obr. 4-20</b> Středění osy rotace rotační platformy vůči kloubní hlavici .....	51
<b>Obr. 4-21</b> Kyčelní modul připravený na testování.....	52
<b>Obr. 4-22</b> Skenování acetabula na 3D skeneru ATOS Triple Scan .....	53
<b>Obr. 4-23</b> Postup zarovnání 3D skenů do jednotného souřadného systému.....	54
<b>Obr. 4-24</b> Zobrazení deformací acetabula ve formě barevné mapy.....	55
<b>Obr. 4-25</b> Určení rozsahu jednotlivých hloubek deformací.....	56
<b>Obr. 4-26</b> Rozmístění pozic pro měření Ra drsnosti povrchu hlavice.....	57
<b>Obr. 4-27</b> Kyvadlový simulátor kyčelního kloubu .....	57
<b>Obr. 4-28</b> Útlum úhlové rychlosti kyvadla .....	58
<b>Obr. 4-29</b> Srovnání acetabula bez pokovení a pozlaceného acetabula .....	60
<b>Obr. 5-1</b> Modul kyčelního simulátoru pro testy kyčelních náhrad ve fyziologické poloze.....	61
<b>Obr. 5-2</b> Test opakovatelnosti zátěžného cyklu před zahájením experimentu .....	62
<b>Obr. 5-3</b> Test opakovatelnosti zátěžného cyklu po dokončení experimentu .....	63
<b>Obr. 5-4</b> Stlačení artikulační plochy acetabula .....	64
<b>Obr. 5-5</b> Přehled stlačených oblastí acetabula v záběhové fázi opotřebení.....	65
<b>Obr. 5-6</b> Poloha stlačené oblasti v závislosti na směru zatížení acetabula (v řezu)..	66
<b>Obr. 5-7</b> Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 30° .....	67
<b>Obr. 5-8</b> Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 45° .....	67
<b>Obr. 5-9</b> Vývoj stlačené oblasti pro abdukční úhel 60° .....	68
<b>Obr. 5-10</b> Vytlačení horního kvadrantu hrany acetabula.....	68
<b>Obr. 5-11</b> Přehled oblastí vytlačené horní hrany acetabula v záběhové fázi opotřebení .....	69
<b>Obr. 5-12</b> Rozsah vytlačené oblasti artikulační plochy acetabula .....	70
<b>Obr. 5-13</b> Vývoj struktury povrchu acetabula v počáteční fázi opotřebení.....	71
<b>Obr. 5-14</b> Degradace artikulačního povrchu acetabula.....	72
<b>Obr. 5-15</b> Vývoj drsnosti povrchu Ra v počáteční fázi opotřebení .....	72
<b>Obr. 5-16</b> Počáteční a konečná struktura povrchu hlavice pro jednotlivé abdukce..	73
<b>Obr. 5-17</b> Poškrábání a výraznější rýha na povrchu femorální hlavice.....	74
<b>Obr. 5-18</b> Vývoj koeficientu tření v počáteční fázi opotřebení .....	74
<b>Obr. 6-1</b> Zvednutý horní kvadrant hrany acetabula a fraktura v této oblasti [9] .....	77

**11 SEZNAM TABULEK**

<b>Tab. 4-1</b> Dimenzování pohonu IROR.....	42
<b>Tab. 4-2</b> Parametry testovaných náhrad.....	48
<b>Tab. 4-3</b> Složky použité náhražky kloubního séra.....	48
<b>Tab. 4-4</b> Parametry použité zalévací hmoty .....	48
<b>Tab. 4-5</b> Zkoumané konfigurace kyčelních náhrad .....	49
<b>Tab. 4-6</b> Parametry použité optiky skeneru ATOS Triple Scan .....	53
<b>Tab. 4-7</b> Parametry použité optiky profilometru .....	56
<b>Tab. 4-8</b> Vstupní parametry pro výpočet koeficientu tření a měřící aparatura.....	58
<b>Tab. 5-1</b> Seznam vyřešených vad simulátoru .....	62
<b>Tab. 6-1</b> Porovnání existujících studií zabývajících se creepem acetabula s výsledky této práce.....	76

## 12 SEZNAM PŘÍLOH

---

- Příloha 1** Fotografie úprav simulátoru
- Příloha 2** Snímky hlavice z optického mikroskopu
- Příloha 3** Data vývoje rozsahu stlačené a vytlačené oblasti
- Příloha 4** Naměřené hodnoty Ra hlavice
- Příloha 5** Naměřené hodnoty koeficientu tření

Samostatné přílohy

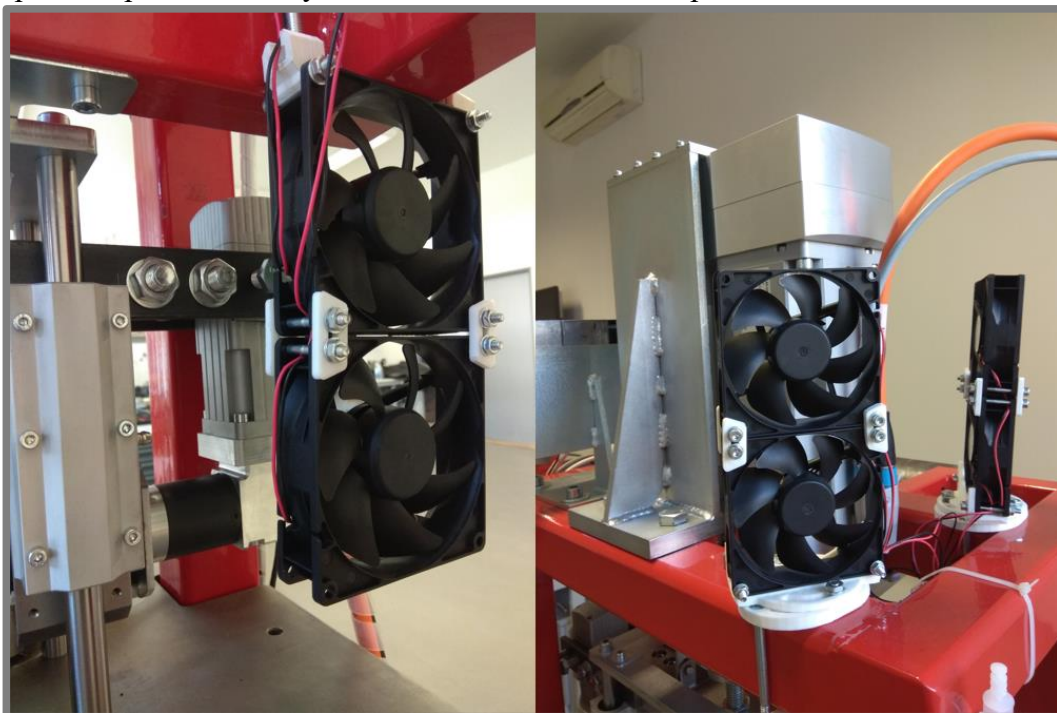
- Příloha 6** Manuskript článku do odborného časopisu
- Příloha 7** DVD (3D skeny acetabula, datové soubory z měření hlavice a koeficientu tření, CAD model simulátoru)

## PŘÍLOHA 1

Původní (vlevo) a nová (vpravo) koncepce zátěžných pružin.

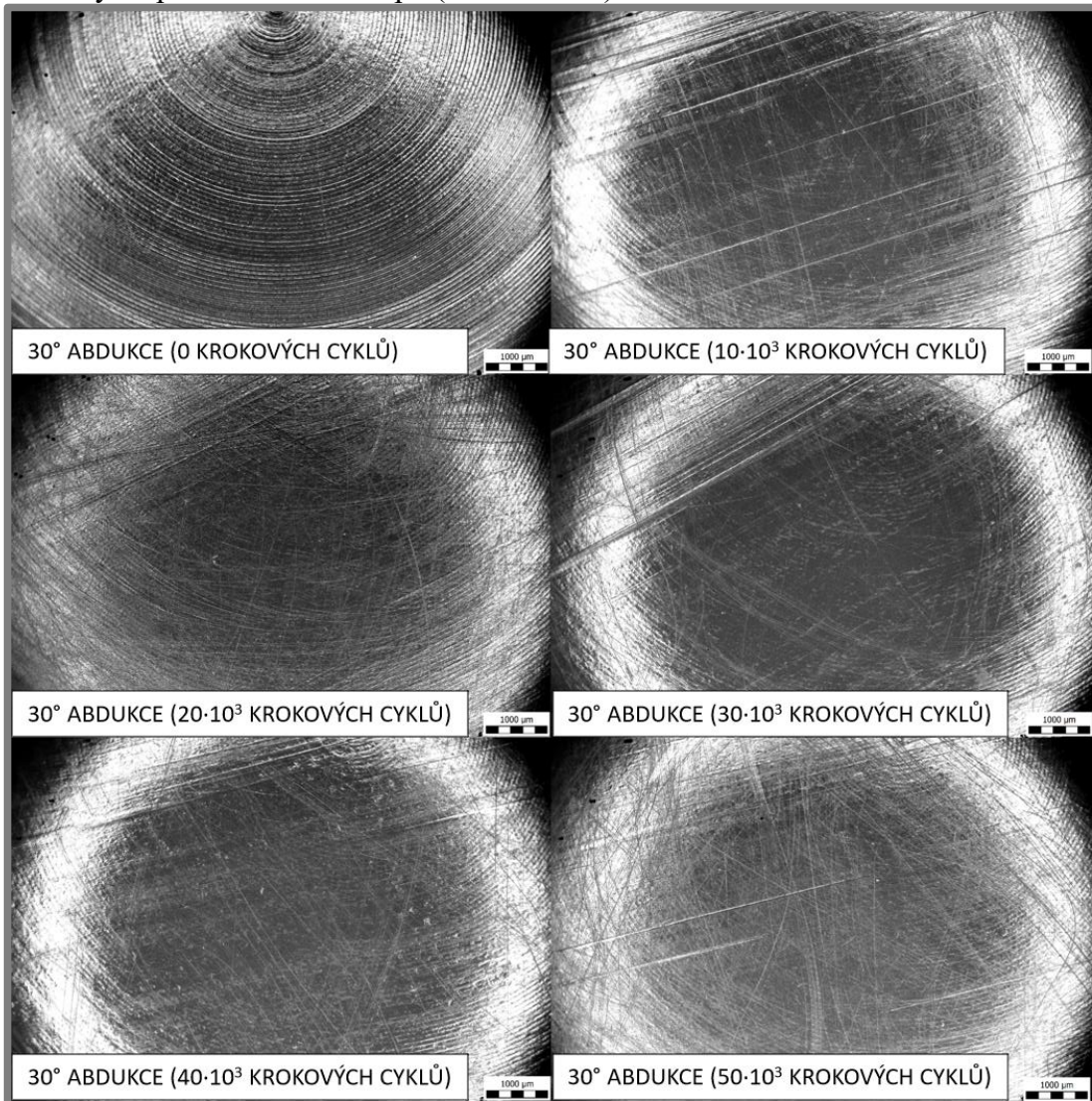


Zpevnění pohonu FE osy simulátoru, aktivní chlazení pohonů simulátoru.

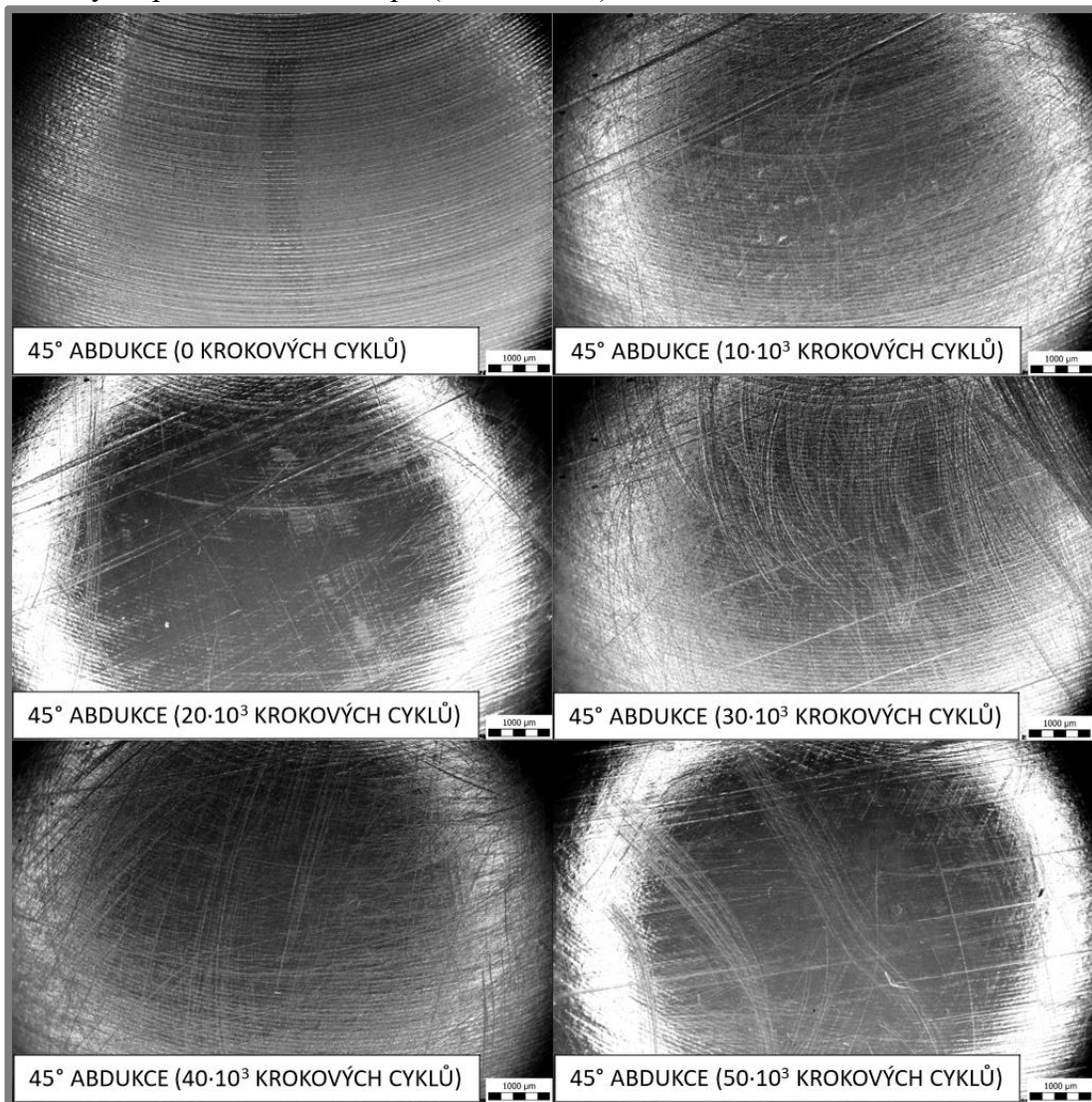


## PŘÍLOHA 2

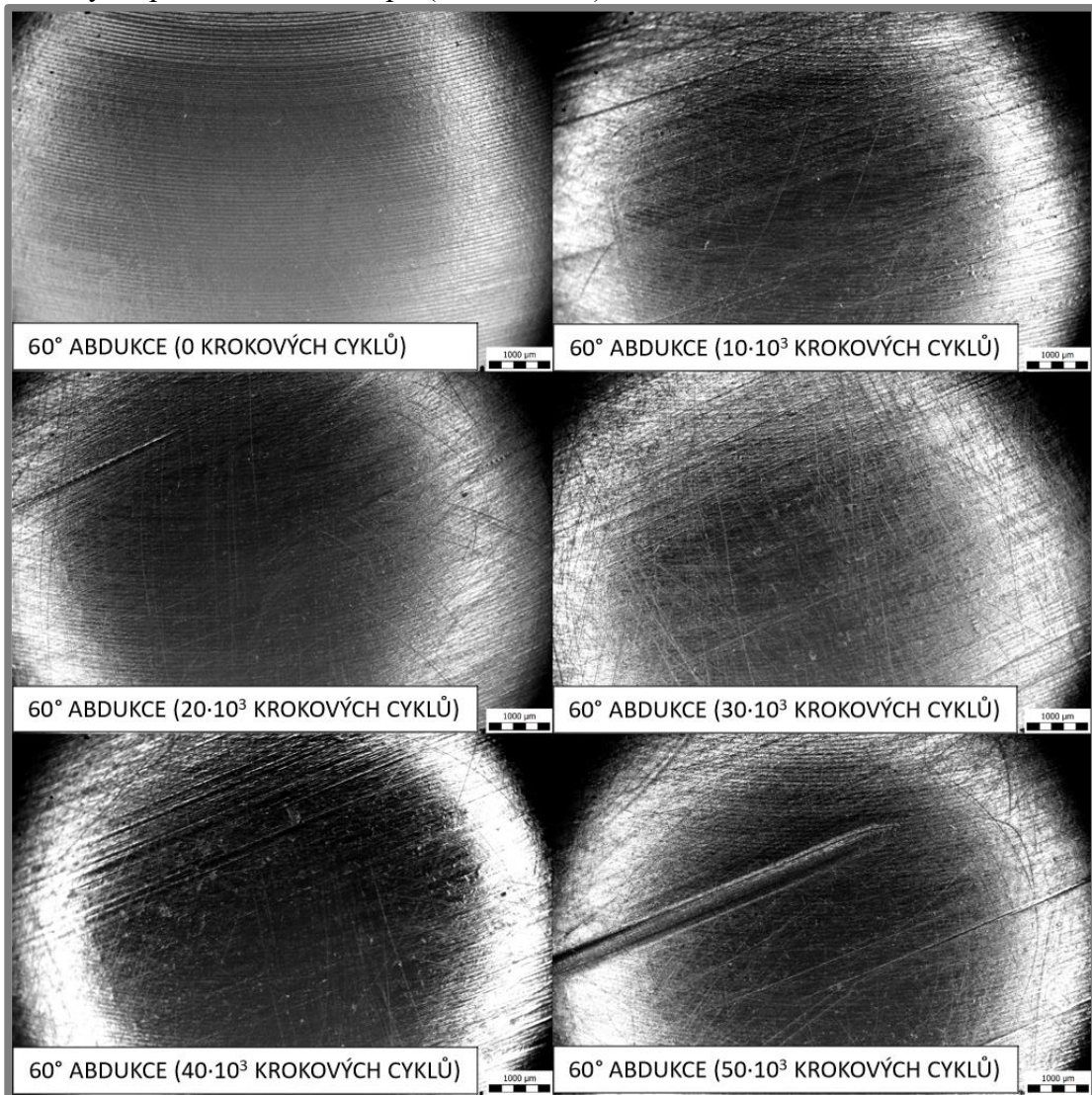
Snímky z optického mikroskopu (abdukce 30°)



Snímky z optického mikroskopu (abdukce 45°)



Snímky z optického mikroskopu (abdukce 60°)





## PŘÍLOHA 3

Data vývoje rozsahu stlačené a vytlačené oblasti

Abdukce	Počet cyklů ( $\times 10^3$ )	Artikulační povrch ( $\text{mm}^2$ )	Stlačení $>0,01$ mm ( $\text{mm}^2$ )	Stlačení $>0,02$ mm ( $\text{mm}^2$ )	Stlačení $>0,03$ mm ( $\text{mm}^2$ )	Stlačení $>0,04$ mm ( $\text{mm}^2$ )	Stlačení $>0,05$ mm ( $\text{mm}^2$ )	Vytlačení $>0,01$ mm ( $\text{mm}^2$ )
30°	10	1254,1	504,7	251,9	68,6	0,9	0,0	110,28
30°	20	1254,1	681,7	334,9	123,0	4,2	0,0	53,11
30°	30	1254,1	730,2	436,6	239,3	53,4	0,4	73,8
30°	40	1254,1	786,1	459,1	258,1	96,5	13,1	70,07
30°	50	1254,1	789,5	491,6	312,8	136,0	12,3	52,99
45°	10	1264,9	388,9	148,3	9,7	0,1	0,0	211,64
45°	20	1264,9	465,7	252,2	57,3	2,5	0,1	262,69
45°	30	1264,9	637,2	351,6	114,7	5,6	0,1	179,41
45°	40	1264,9	653,7	394,3	153,9	10,4	0,0	174,01
45°	50	1264,9	629,9	390,5	152,1	9,2	0,1	209,99
60°	10	1260,0	705,6	182,9	12,0	0,0	0,0	44,9
60°	20	1260,0	993,0	510,2	162,6	14,2	0,0	36,33
60°	30	1260,0	938,7	436,8	150,9	13,5	0,1	49,68
60°	40	1260,0	1067,7	843,7	415,1	195,6	43,3	49,31
60°	50	1260,0	905,0	496,8	191,4	39,2	3,1	55,41

## PŘÍLOHA 4

Naměřené hodnoty Ra hlavice

Pozice na hlavici	30° Abdukce, Ra hlavice (nm)					45° Abdukce, Ra hlavice (nm)					60° Abdukce, Ra hlavice (nm)							
	0 k. cyklu	10·10 <sup>3</sup> k. cyklu	20·10 <sup>3</sup> k. cyklu	30·10 <sup>3</sup> k. cyklu	40·10 <sup>3</sup> k. cyklu	50·10 <sup>3</sup> k. cyklu	0 k. cyklu	10·10 <sup>3</sup> k. cyklu	20·10 <sup>3</sup> k. cyklu	30·10 <sup>3</sup> k. cyklu	40·10 <sup>3</sup> k. cyklu	50·10 <sup>3</sup> k. cyklu	0 k. cyklu	10·10 <sup>3</sup> k. cyklu	20·10 <sup>3</sup> k. cyklu	30·10 <sup>3</sup> k. cyklu	40·10 <sup>3</sup> k. cyklu	50·10 <sup>3</sup> k. cyklu
1	11,3	6,7	7,2	7,4	6,6	6,6	9,6	9,8	10,8	11,4	15,7	16,8	9,9	9,4	9,9	10,2	12,0	13,0
2	14,2	10,4	10,1	8,7	9,6	9,0	11,5	11,8	12,3	12,5	14,1	17,4	14,5	10,4	10,9	12,0	13,5	16,3
3	8,6	6,8	6,8	7,0	6,9	6,9	10,9	10,8	10,8	11,5	11,5	12,4	13,7	9,0	12,0	13,9	11,0	11,4
4	9,5	8,1	7,4	7,9	8,5	8,6	9,0	9,1	10,6	11,3	11,6	11,9	10,6	13,7	10,3	11,8	12,9	15,0
5	8,3	8,4	7,2	7,5	7,4	7,5	13,4	13,5	14,6	15,2	19,3	19,4	10,0	8,4	10,0	11,8	12,4	18,7
6	7,8	7,3	7,1	7,0	7,3	7,4	8,7	8,5	9,1	9,2	9,5	9,6	12,9	8,9	12,1	12,1	12,1	13,6
7	9,3	7,3	7,1	7,2	7,3	7,0	12,0	14,5	16,4	14,7	14,8	16,5	11,3	8,3	10,9	12,9	13,1	13,0
8	7,4	7,6	6,8	7,2	7,0	7,0	9,0	9,1	10,3	10,7	11,8	13,3	10,7	10,3	8,6	9,1	8,8	10,1
9	7,7	7,7	7,4	7,4	7,5	7,3	9,3	9,2	8,8	9,3	9,7	9,9	10,4	11,0	9,3	10,3	9,9	10,3
10	9,0	7,4	7,8	7,2	7,5	7,3	9,6	9,5	11,2	11,5	12,0	10,3	13,3	9,8	8,3	9,4	9,2	10,4
11	8,4	8,5	7,7	8,1	8,2	7,8	8,4	8,3	9,1	8,8	8,6	8,7	10,6	8,8	8,8	8,8	9,4	10,6
12	8,0	7,9	7,5	8,2	8,2	8,1	8,8	8,6	9,0	9,8	9,9	9,8	10,7	8,7	9,2	9,6	9,8	11,0
13	8,4	9,7	9,8	9,6	8,5	8,7	9,2	9,0	9,3	9,7	10,2	9,5	11,3	9,1	11,1	10,4	10,2	11,7
14	9,6	7,9	7,8	7,6	7,9	7,7	9,1	10,5	10,7	10,4	11,0	11,1	17,3	8,4	8,9	9,7	9,1	9,2
15	8,4	8,2	7,6	7,5	7,7	7,6	12,8	11,7	13,0	16,1	16,2	18,9	10,2	8,6	10,5	13,0	15,0	20,3
16	8,2	8,1	8,1	8,2	7,9	7,6	9,3	9,8	8,9	9,7	9,1	9,4	10,3	8,8	10,2	15,9	13,0	19,2
17	9,4	8,6	7,9	8,0	7,9	7,8	11,1	9,9	9,0	9,4	9,5	10,1	9,9	9,3	8,8	9,5	9,0	11,1
18	8,4	8,6	8,0	7,6	7,6	8,0	8,9	9,1	8,9	13,1	11,4	10,5	10,4	11,5	8,7	10,1	10,4	12,8
19	8,4	8,0	7,6	8,1	7,9	7,7	15,1	9,8	9,6	9,8	9,9	9,5	22,2	10,8	8,4	8,7	8,7	9,3

## PŘÍLOHA 5

Naměřené hodnoty koeficientu tření

Koeficient tření				
	Číslo měření	Abdukce 30°	Abdukce 45°	Abdukce 60°
0 krokových cyklů	1	0,152	0,135	0,146
	2	0,155	0,137	0,148
	3	0,156	0,138	0,149
	4	0,159	0,138	0,150
	5	0,160	0,135	0,151
10 · 10 <sup>3</sup> krokových cyklů	1	0,154	0,165	0,122
	2	0,161	0,170	0,126
	3	0,165	0,172	0,130
	4	0,167	0,174	0,134
	5	0,172	0,173	0,137
20 · 10 <sup>3</sup> krokových cyklů	1	0,148	0,162	0,132
	2	0,154	0,167	0,137
	3	0,158	0,170	0,141
	4	0,162	0,174	0,143
	5	0,166	0,178	0,148
30 · 10 <sup>3</sup> krokových cyklů	1	0,144	0,157	0,125
	2	0,151	0,160	0,135
	3	0,156	0,164	0,138
	4	0,160	0,168	0,139
	5	0,164	0,168	0,142
40 · 10 <sup>3</sup> krokových cyklů	1	0,148	0,164	0,121
	2	0,153	0,167	0,127
	3	0,158	0,170	0,131
	4	0,161	0,172	0,134
	5	0,161	0,175	0,139
50 · 10 <sup>3</sup> krokových cyklů	1	0,153	0,160	0,126
	2	0,159	0,166	0,129
	3	0,165	0,171	0,133
	4	0,168	0,176	0,137
	5	0,173	0,181	0,140