

Fakulta strojního inženýrství  
Ústav konstruování / Odbor Tribologie

Faculty of Mechanical Engineering  
Institute of Machine and Industrial Design / Department of Tribology

# Analýza objemového opotrebenia bedrových implantátov za pomoci optických metód

[Pojednání ke státní doktorské zkoušce]  
[Thesis Type]

Autor práce: **Ing. Matúš Ranuša**  
Author





**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

**ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ**

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

## **ANALÝZA OBJEMOVÉHO OPOTREBENIA BEDROVÝCH IMPLANTÁTŮV ZA POMOCI OPTICKÝCH METÓD**

**POJEDNÁNÍ KE STÁTNÍ DOKTORSKÉ ZKOUŠCE**

DISCOURSE ON THE DISSERTATION THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Ing. Matúš Ranuša

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

doc. Ing. Martin Vrbka, Ph.D.

BRNO 2017



## OBSAH

---

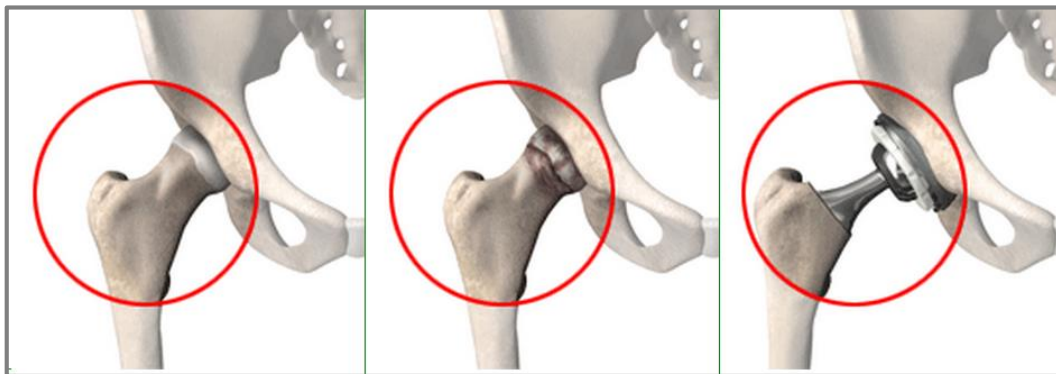
|           |                                                                                |           |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b>  | <b>Úvod .....</b>                                                              | <b>6</b>  |
| <b>2</b>  | <b>Vymedzenie riešenej problematiky a predbežného cieľa práce.....</b>         | <b>7</b>  |
| <b>3</b>  | <b>Zhrnutie súčasného stavu poznania .....</b>                                 | <b>10</b> |
| 3.1       | Metódy používané pre analýzu objemového opotrebenia .....                      | 10        |
| 3.2       | Klinické dopady objemového úbytku materiálu .....                              | 22        |
| 3.3       | Topografia povrchu.....                                                        | 24        |
| <b>4</b>  | <b>Analýza, interpretácia a zhodnotenie poznatkov na základe rešerže .....</b> | <b>33</b> |
| 4.1       | Zhrnutie rešeršných poznatkov .....                                            | 33        |
| 4.2       | Záver plynúci z rešeršnej analýzy .....                                        | 34        |
| <b>5</b>  | <b>Vymedzenie cieľov dizertačnej práce a návrh spôsobov jej riešenia.....</b>  | <b>36</b> |
| 5.1       | Pracovná hypotéza .....                                                        | 37        |
| 5.2       | Návrh spôsobu riešenia .....                                                   | 37        |
| 5.3       | Spolupráca s inými inštitúciami.....                                           | 41        |
| <b>6</b>  | <b>Súčasný stav riešenia dizertačne práce.....</b>                             | <b>42</b> |
| <b>7</b>  | <b>Záver .....</b>                                                             | <b>43</b> |
| <b>8</b>  | <b>Literatúra .....</b>                                                        | <b>44</b> |
| <b>9</b>  | <b>Zoznam obrázkov .....</b>                                                   | <b>47</b> |
| <b>10</b> | <b>Zoznam použitých skratiek .....</b>                                         | <b>48</b> |
| <b>11</b> | <b>Zoznam príloh.....</b>                                                      | <b>48</b> |

## 1 ÚVOD

Pojednanie k štátnej doktorskej skúške sa zaoberá analýzou opotrebenia implantátov bedrových kĺbov. Zrýchľujúcim sa tempom života, nárastom pohybových aktivít hlavne u mladej populácie a zvyšujúcim sa priemerným vekom, narastá riziko nutnosti operácie bedrového kĺbu. V súčasnosti patrí tento ortopedický zákrok k jedným z najčastejšie a najúspešnejšie prevádzaných operácii v modernej medicíne. Na základe dostupných štatistík OECD sa v Českej republike ročne vykoná približne 160 operácii na 100 000 obyvateľov [1]. S týmto ortopedickým zákrokom je spojený pomerne zásadný problém zlyhávania náhrad z hľadiska opotrebenia. Vzhľadom k vysokému počtu ročných operácii je táto otázka vysoko aktuálnou problematikou. Mnoho popredných odborníkov v oblasti medicíny a biomechaniky sa zaoberá príčinami zlyhávania náhrad so snahou znížiť počet nutných reoperácií a zvýšiť životnosť implantátu v tele pacienta. Dôsledok zlyhania náhrady zapríčiňujú tribologické procesy medzi povrchmi náhrady a prípadne nevhodné uloženie v tele pacienta. Tieto faktory spôsobujú uvoľňovanie častíc do tela pacienta a môžu tak viesť k vzniku osteolýzy a následne k nutnej reoperácii náhrady, čo býva často spojené s rôznymi komplikáciami a skrátenou životnosťou implantátu.

V ľudskom tele sa kĺb skladá z dvoch do seba zapadajúcich kostí, ktorých artikulujúce povrchy sú oddelené chrupavkou. Kĺbová chrupavka je vďaka svojej poddajnosti ideálnym materiálom k oddeleniu povrchov. Nielenže vytvára akýsi tlmiaci člen, ale vďaka svojej materiálovej štruktúre umožňuje neustálu hydratáciu kĺbu, čím sa vytvárajú dokonalé podmienky pre jej funkciu. U kĺbovej náhrady je ale situácia odlišná. Vzhľadom k absencii chrupavky dochádza ku kontaktu dvoch relatívne tvrdých povrchov, čo vedie k značnému zvýšeniu opotrebenia a tým aj uvoľňovaniu nežiaducich častíc materiálu do tela. Presnou kvantifikáciou a identifikáciou oteru je možné pochopiť tribologické procesy a vysvetliť klinické dopady tohto javu.

Poznatky získané v tejto oblasti, môžu viesť k zdokonaleniu náhrad či už po stránke geometrie alebo použitých materiálov, prípadne k odporúčeniam pri polohovaní implantátu chirurgom. Priamy dopad je na klinické výsledky pacientov a dôsledky by mali viesť v prvom rade k zvýšeniu životného komfortu a odstráneniu komplikácií s náhradou, ale aj ušetreniu financií spojených s nákladnými operáciami.



Obr. 1 Výmena bedrového kĺbu za umelú náhradu [ <http://www.sworthopedics.com/>]

## 2 VYMEDZENIE RIEŠENEJ PROBLEMATIKY A PREDBEŽNÉHO CIEĽA PRÁCE

2

Prvé pokusy o náhradu ľudského kĺbu siahajú až do polovice 19. storočia. Jednou z prvých datovaných operácií bola náhrada dreveným implantátom v roku 1840. Ďalší vývoj nasledoval náhradami zo slonoviny a akrylického cementu. Zásadný zlom nastal až v roku 1962, kedy bola použitá prvá náhrada z vysoko sieťovaného polyetylénu – UHMWPE pre výrobu kĺbovej jamky. Tento úspech sa pripisuje chirurgovi Sir Johnovi Charnleymu. Ďalšími míľnikmi je využitie zliatiny CoCrMo a vývoj rôznych keramických materiálov [2].

Využívanie rôznych materiálov vedie k zásadným rozdielom v oblasti tribologických procesov. Jedným z najväčších dopadov je miera opotrebenia u jednotlivých materiálových kombinácií, čo určuje životnosť náhrady. Analýze tejto problematiky sa venuje viacero výskumných skupín, ktorých snahou je za pomoci moderných dotykových a bezdotykových metód stanoviť množstvo materiálu, ktoré sa do tela pacienta uvoľnilo [3-6]. Množstvo uvoľnených častíc má nepriaznivý dopad na klinické následky pacienta a môže sa po prekročení istého množstva prejaviť vo forme osteolýzy - úbytku kostného tkaniva, čo vedie k uvoľneniu celej náhrady [7]. Dôsledkom tejto skutočnosti je, že z celkového počtu všetkých operácií je až desať percent reoperácií. Tento podiel narastá hlavne u pacientov mladšej generácie [8].

Vzhľadom k uvedeným faktom sa rada publikácií zaoberá analýzou miery opotrebenia, použitím rôznych princípov snímania reálneho povrchu a metodiky spracovania dát. Uvedená tabuľka demonštruje hodnoty oteru u jednotlivých materiálových dvojíc [9]:

Tab. 1 Objemové opotrebenie jednotlivých materiálových dvojíc

| Materiál<br>Hlavica - jamka | Objemové opotrebenie<br>(mm <sup>3</sup> /rok) |
|-----------------------------|------------------------------------------------|
| UHMWPE - Kov                | 56                                             |
| Cross linked UHMWPE - Kov   | 2,8                                            |
| Kov - Kov                   | 0,9                                            |
| Keramika- Keramika          | 0,004                                          |

Pri samotnej kvantifikácii objemu opotrebenia je možné metodicky rozčleniť dva hlavné prístupy vyhodnocovania

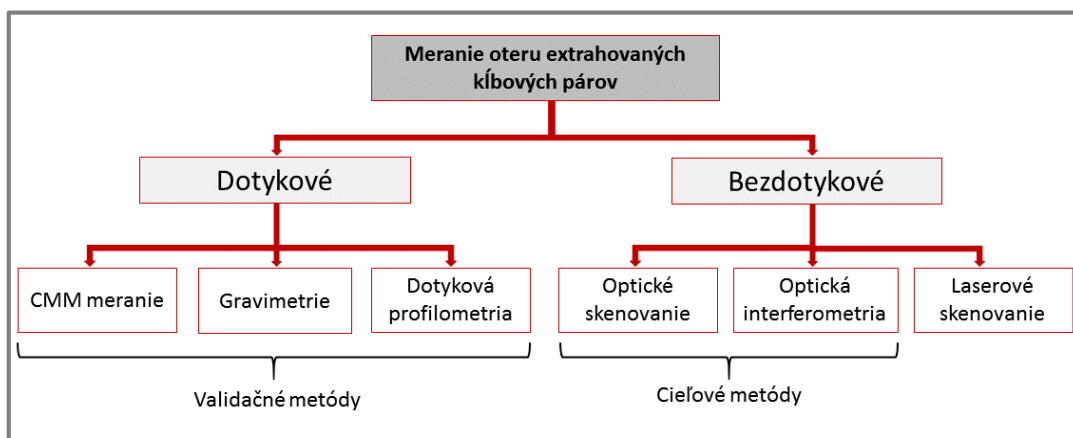
- Vyhodnocovanie v tele pacienta – *in vivo* (predikovanie zlyhávania)
- Vyhodnocovanie v laboratórnych podmienkach – *in vitro* (pooperačná analýza)

Prvá metóda je zaužívaná hlavne v klinickej praxi a je stanovený na základe röntgenového snímku bedrovej oblasti pacienta. Jednou z najčastejšie používaných je metóda Dorr a Martillova metóda. Hlavným benefitom tejto metódy je možnosť analýzy decentrácie kĺbových komponentov v tele pacienta bez zásahu do tela. Avšak

značnou nevýhodou je veľmi malá presnosť, preto objemový úbytok je čisto orientačný a využitelný len v klinickej praxi [10, 11].

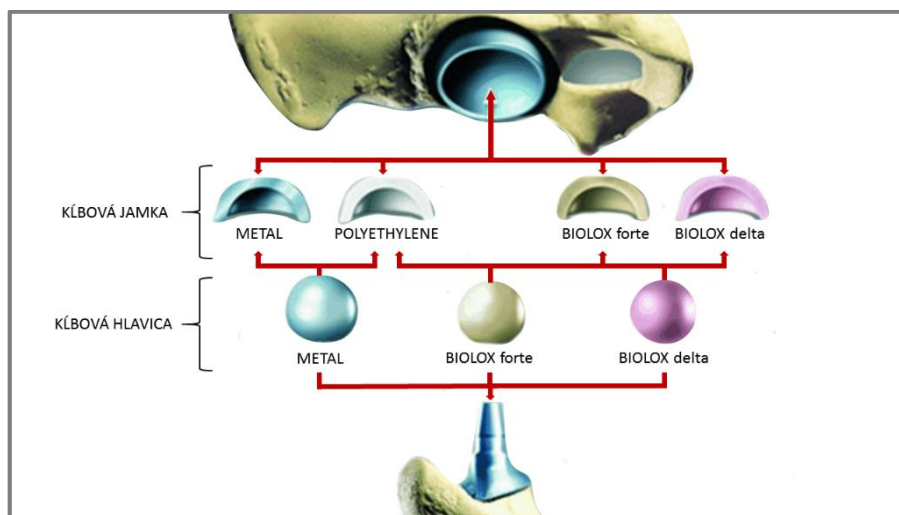
U druhého prístupu sa ponúka široké portfólio metód použiteľných pre kvantifikáciu objemu. V súčasnom prehľade publikácii nájdeme množstvo diferencií, či už v zvolenej metóde, alebo prístupe vyhodnocovania dát. Pre zjednotenie postupov boli vydané špecifikácie postupu merania prípadne simulácie opotrebenia bedrovej náhrady – norma ISO 14242, zloženú z troch častí. Jednotlivé časti pojednávajú o validačnej metóde formou gravimetrie. Definujú množstvo a rozloženie snímaných bodov na artikulačných povrchoch náhrady, ktoré je nutné získať aby sme dosiahli využiteľných výsledkov k stanoveniu oteru a definujú spôsob zaťažovania pri simulácii chôdze. Norma je pre moju prácu podstatná vzhľadom k validácii novo testovaných prístupov a prípadnému stanoveniu presnosti použitej metódy [12].

Na základe zamerania doterajších štúdií zaoberajúcich sa kvantifikáciou oterového materiálu u bedrových náhrad je možné jednotlivé prístupy deliť z hľadiska podstaty použitej meracej metódy. Následne boli špecifikované metódy s potenciálom ďalšieho rozvoja pre dizertačnú prácu.



Obr. 2 Rozdelenie meracích metód z hľadiska princípu a potenciálom rozvoja

Ďalším významným rozdelením na základe ktorého je možné doterajšie štúdie rozdeliť, sú použité materiály bedrových náhrad. Meranie úbytku materiálu je analyzované na reálnych komponentoch pripravených pre implantáciu, ktoré boli následne opotrebené na simulátore prípadne na extrahovaných implantátoch v rôznych štádiách opotrebenia. Jednotlivé kombinácie materiálov používaných u bedrových náhrad sú uvedené na nasledujúcom obrázku. Materiálové kombinácie sú definované konkrétnym výrobcom a nie je možné ich ľubovoľne kombinovať.



Obr. 3 Materiálové kombinácie kĺbových náhrad

Minimalizovanie oteru je primárnou snahou pri vývoji nových generácií kĺbových náhrad jak z pohľadu geometrie tak materiálu. Problematika spadá do rôznych oblastí materiálového a biotribologického základného výskumu. V posledných rokoch je zameranie biotribologického výskumu na Ústave konštruovania zacielené prevažne na štúdium formovania mazacieho filmu [13]. Pochopenie a definovanie základných fundamentálnych javov a analýza dôsledkov zlyhávania kĺbových náhrad vedie k objasňovaniu problematiky v širších súvislostiach. Z toho hľadiska je nutné sa zaoberať pooperačnými výsledkami a spätnou analýzou poškodených párov k pochopeniu procesov prebiehajúcich vo vnútri tela pacienta (*in vivo*).

Predbežným cieľom dizertačnej práce je vyvinúť optickú metódu k stanovovaniu objemového úbytku materiálu do tela pacienta. Táto metóda zatiaľ nebola na pracovisku riešiteľa využitá, pričom jej vývoj je z hľadiska tvorby dizertačnej práce zásadný. Vývoj metodiky bude zameraný primárne na analýzu u polyetylénových bedrových jamiek. Metóda by mala ponúkať postupy pre identifikáciu neopotrebenej oblasti bedrovej náhrady a možnosť na základe tohto poznatku hodnotiť extrahované kĺbne náhrady. Ďalším krokom je aplikovať vyvinutú metódu na klinické data konkrétnych pacientov.

### 3 ZHRNUTIE SÚČASNÉHO STAVU POZNANIA

Na základe stanovenia cieľu práce a presne vymedzeného postupu je kapitola súčasného stavu poznania rozdelená do troch hlavných celkov:

- Metódy používané pre analýzu objemového opotrebenia
- Klinické dopady objemového úbytku materiálu a základné tribologické procesy
- Topografia povrchu

V závislosti na tomto delení bude charakter dizertačnej práce koncipovaný do troch publikácií. Každá z publikácií by mala spadať do jedného z troch celkov a rozšíriť poznanie v tejto oblasti.

#### 3.1 Metódy používané pre analýzu objemového opotrebenia

- [4] **UDDIN, M. S.** Wear Measurement and Assessment of Explanted Cross-Linked PE Acetabular Cups Using a CMM. Tribology Transactions, 2014, 57(5), 767-777.

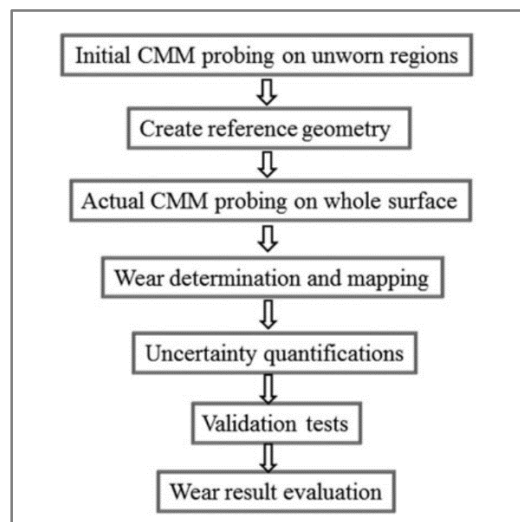
Práca sa zaoberá posudzovaním extrahovaných náhrad polyetylénových jamiek bedrových kĺbov. V práci sú analyzované vzorky bežne používaných polyetylénov „cross-linked polyethylen (XPE)“ a prvej generácie „high cross-linked polyethylene (X3)“. Primárnym nástrojom pre určenie opotrebenia je súradnicové meracie zariadenie (CMM). Pre validáciu metódy a určenie jej neistôt bola využitá gravimetrická metóda popisovaná normou ISO 14242. Experimenty sú zamerané hlavne na mieru spoľahlivosti danej metodiky merania.

Autor považuje CMM metódu doplnenú o analýzu neistôt za vhodnú k identifikácii dráhy a smeru opotrebenia. Ako najčastejšie prístupy kvantifikácie opotrebenia považuje autor, lineárne opotrebenie, objemové opotrebenia a rýchlosť opotrebovávania. Neistotu tejto metódy kvantifikuje na  $\pm 3,15 \text{ mm}^3$ . (95% hladina spoľahlivosti). Ako benefit danej metódy považuje možnosť stanovenia dráhy opotrebenia v 3D priestore a stanovenie vektoru opotrebenia.

V práci je hodnotená metodika v súlade s normou ISO 14242-2, pojednávajúcej o podmienkach merania. Vyjadruje sa k stanoveniu odchýlok a nepresností merania. Autor spomína aj ďalšie metodiky ako počítačová tomografia a radiografia ale nevyjadruje sa k hodnoteniu za pomoci optických metód.

#### Materiál a metódy

V práci je analyzovaných 5 extrahovaných vzorkov s rôznymi priermi (28-36 mm). Dva vzorky sú z XPE a tri z polyetylénu X3. Časové rozmedzie od extrakcie vzorku je 3 - 10,5 roku. Vzorky boli čistené, chemicky a teplotne stabilizované na dobu 24 hodín. Autor sa nevyjadruje k spôsobu uchovávaní vzorkov po explantácii, čo je považované za jednu z kľúčových poznatkov k validite výsledkov u extrahovaných párov, vzhľadom k degradácii povrchu. V práci je definovaný postup analýzy a spôsob vyhodnocovania. Pre meranie bolo použité zariadenie od firmy Brown & Sharpe's MicroXcel.



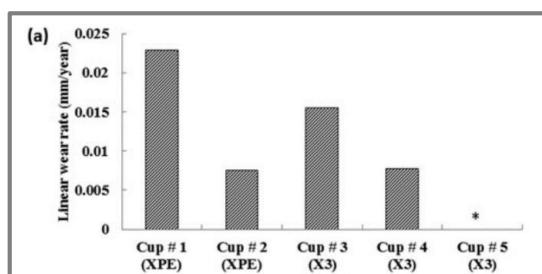
Obr. 4 CMM analýza extrahovanej jamky

Meranie prebiehalo za stálej teploty  $20 \pm 1^\circ\text{C}$  a vlhkosti  $55 \pm 5\%$ . Tieto podmienky sú v súlade s normou ISO 14242- part 2. Ako referenčné dáta používa autor geometriu vytvorenú na základe neopotrebeného povrchu, ktorá bola vytvorená z 10 snímaných bodov v smere neopotrebovanej oblasti. Objemové rozdiely boli vyhodnocované za pomoci programu MatLab.

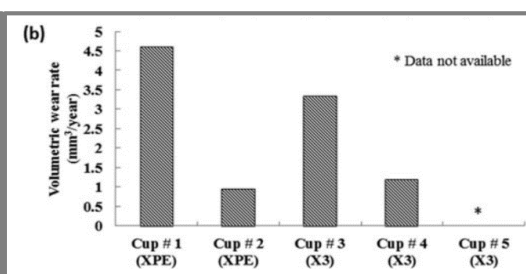
Analýza odchýlok metódy je v práci detailne rozpísaná a je možné na základe postupu stanoviť odchýlky pre rôzne veľkosti hlavice alebo jamky. V konečnom dôsledku autor validuje metodiku za pomoci gravimetrie. Ako hodnotiacia vzorka bola použitá nerezová guľička (AISI 316L). Opotrebenie bolo simulované mechanickým procesom. Presnosť váhy bola  $\pm 0,01$  mg.

## Výsledky

Výsledkom článku je stanovenie objemového a lineárneho opotrebenia u 5 extrahovaných jamiek vyrobených z X3 a XPE. Výsledky sú stanovené ako celkové množstvo ubudnutého materiálu a následne je vyjadrené množstvo úbytku za rok. Autor dokazuje vhodnosť metódy a výsledky sú podporené validáciou za pomoci gravimetrie. Ako rozhodujúci faktor je stanovenie normovanej chyby  $E_N$  ktorá nesmie byť vyššia ako 1, čoho bolo v práci dosiahnuté. Maximálna chyba medzi oboma metódami je 8,36%.



Obr. 5 Lineárne opotrebenie jamky



Obr. 6 Objemové opotrebenie jamky

## Záver

Autor pojednáva o CMM metóde ako dostatočne presnej a spoľahlivej k určovaniu objemového opotrebenia u TEP komponentov. V diskusii sú hodnotené získané výsledky a sú uvádzané v porovnaní s predchádzajúcimi publikáciami hodnotiacimi lineárne opotrebenie. Poukazuje sa na menšie opotrebenie u vysoko sieťovaného polyetylénu voči konvenčnému polyetylénu. Vyjadruje sa o nevyhnutnosti stanovovania objemového opotrebenia u extrahovaných komponentov a zároveň poukazuje na nedostatok publikácii kedy by boli výsledky uvádzané do súvislosti s klinickými dátami. Taktiež poukazuje na vplyv hustoty snímaných bodov (hustota 0,25 mm) na výslednú presnosť, čo je považované za jeden z kľúčových parametrov analýzy. Prínosom publikácie je detailný popis stanovovania referenčnej geometrie na základe neopotrebenej oblasti.

- [5] **LORD, J. K., D. J. LANGTON, A. V. F. NARGOL, T. J. JOYCE.**  
Volumetric wear assessment of failed metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Wear*, 10/3/ 2011, 272(1), 79-87.

Článok sa zaoberá analýzou metódy CMM a kvantifikovaním jej odchýlok na základe hodnotenia geometrie kovových artikulárných povrchov náhrad bedrových kĺbov. V úvode článku autor hodnotí predchádzajúce publikácie, zaoberajúce sa touto metódou. Taktiež sa vyjadruje k dôležitosti stanovenia úbytku materiálu a s tým súvisiace klinické problémy. Na základe toho predstavuje svoju štúdiu kvantifikujúcu odchýlky v hodnotení objemového opotrebenia danou metódou. Podstatou článku je spojenie meracej metódy a vyhodnocovacieho programu za pomoci software MatLab. Súčasťou práce je kvantifikovanie nepresnosti merania.

| Lead author [reference] | Year | Number of components measured | CMM accuracy ( $\mu\text{m}$ ) | Number of points taken | Size of errors      |
|-------------------------|------|-------------------------------|--------------------------------|------------------------|---------------------|
| Kothari et al. [26]     | 1996 | 22 pairs                      | $\pm 5$                        | 325                    | Not given           |
| Bills et al. [31]       | 2007 | 2 pairs                       | $\pm 1$                        | Not given              | Not given           |
| Morlock et al. [15]     | 2008 | 58 (including 26 pairs)       | $\pm 3$                        | Not given              | Up to 8%            |
| Witzleb et al. [32]     | 2009 | 10 (including 2 pairs)        | $\pm 1$                        | 1297                   | Not given           |
| Becker and Dirix [29]   | 2009 | 44 femoral heads              | $\pm 2.9$ and $\pm 0.8$        | 15,960                 | Max. 15% and 55%    |
| Present study           |      | 54 (including 22 pairs)       | $\pm 0.9$                      | Up to 7128             | 0.5 mm <sup>3</sup> |

Obr. 7 Sumarizácia štúdií zaoberajúcich sa metódou CMM na explantovaných kovových hlaviciach

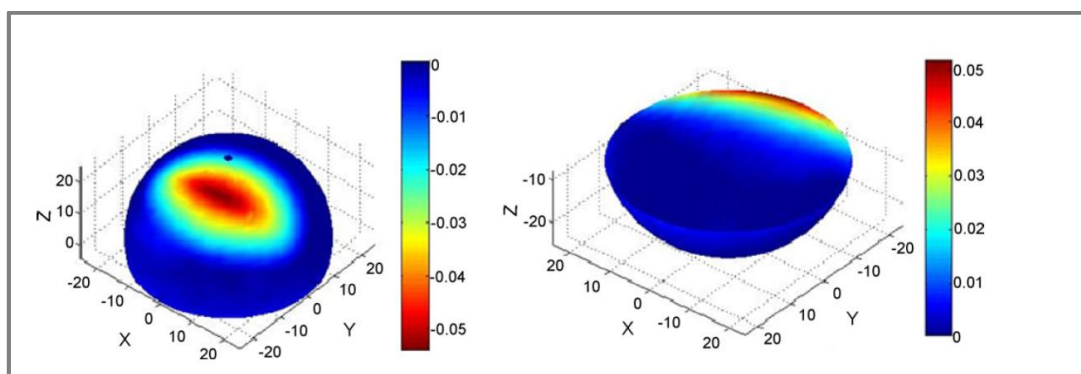
## Materiál a metódy

V práci bolo analyzovaných 32 kovových kĺbových hlavíc a 22 jamiek získaných z revízných operácií. Priemery jednotlivých náhrad sa pohybovali od 43 do 53 mm. Pacienti podstúpili reoperáciu z niekoľkých príčin: fraktúra femuru, avaskulárna nekróza, infekcia a reakcia s kovovými časticami. jednotlivé vzorky boli merané za pomoci CMM zariadenia od firmy Mitutoyo s deklarovanou presnosťou na základe normy ISO 10360 - 0.88  $\mu\text{m}$  pre priemer hlavice 53 mm. Finálne meranie bolo snímané na 7128 bodoch pre hlavicu a 4104 bodoch pre jamku na základe čoho bolo vyhodnocované opotrebenie. Na základe programu zostaveného v softvéri MatLab bol dopočítavaný polomer ktorý bol následne vyhodnotený pomocou histogramu. Plocha bola rozdelená na štvorcové oblasti a následne pre každú z nich bolo dopočítavaný objemový úbytok.

Metodika bola validovaná za pomoci gravimetrie. Presnosť validačnej metódy je udávaná na 0,1 mg. Opotrebenie referenčného vzorku pre validáciu bolo realizované za pomoci brúsneho papiera.

## Výsledky

Na základe popisu predchádzajúcej metodiky autor vyhodnocuje extrahované vzorky. Metóda je validovaná za pomoci gravimetria a výsledná odchýlka je  $0,53 \text{ mm}^3$ . Autor uvádza všetky dáta z meranie, kde je možné porovnať úbytok materiálu za rok a dôvod zlyhania náhrady.



Obr. 8 Odchýlková mapa generovaná za pomoci software Matlab

| Failure mode<br>(number of cups,<br>heads) | Mean wear rate ( $\text{mm}^3/\text{year}$ ) (range) |                    |                     | Mean wear volume ( $\text{mm}^3$ ) (range) |                     |                        |
|--------------------------------------------|------------------------------------------------------|--------------------|---------------------|--------------------------------------------|---------------------|------------------------|
|                                            | Cups                                                 | Heads              | Combined            | Cups                                       | Heads               | Combined               |
| ARM (18,19)                                | 9.26 (1.05–69.30)                                    | 8.30 (1.17–29.48)  | 17.64 (3.11–87.73)  | 19.30 (1.93–109.72)                        | 19.22 (2.96–75.09)  | 38.69 (5.35–138.91)    |
| ARM fracture (2,6)                         | 36.75 (9.91–63.59)                                   | 14.53 (2.48–31.91) | 68.50 (41.49–95.50) | 142.94 (42.10–243.77)                      | 56.49 (7.24–134.22) | 271.21 (176.32–366.10) |
| Early fracture (0,4)                       | –                                                    | 8.26 (3.51–17.10)  | –                   | –                                          | 2.42 (0.72–4.06)    | –                      |
| AVN (1,2)                                  | 0.30                                                 | 0.21, 0.41         | 0.51                | 1.35                                       | 0.93, 1.30          | 2.28                   |
| Infection (1,1)                            | 1.89                                                 | 0.69               | 3.98                | 3.30                                       | 1.20                | 4.50                   |

Obr. 9 Množstvo opotrebenia u jednotlivých komponent

## Záver

V závere sa pojednáva o množstve uvoľnených častíc a dopade na klinické výsledky pacienta. Taktiež sa uvádza typické množstvo úbytku materiálu pre danú náhradu. Diskusia je postavená na porovnávaní predchádzajúcich štúdií zaoberajúcich sa úbytkom materiálu a hodnotenie voči výsledkom dosiahnutím pojednávanou metodikou. V poslednom odstavci sa vyjadruje k vplyvu natočenia náhrady v tele na jej opotrebenie. Ako najvhodnejší je uhol sa uvádza  $40^\circ$ – $45^\circ$  z hľadiska opotrebenia náhrady.

- [14] **BILLS, P., L. BLUNT, X. JIANG.** Development of a technique for accurately determining clinical wear in explanted total hip replacements. *Wear*, 9/10/ 2007, 263(7–12), 1133–1137.

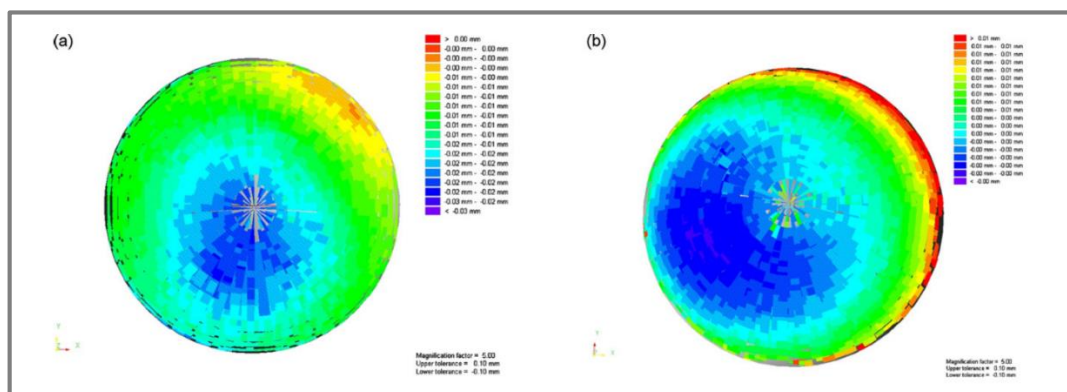
Autor v úvode poukazuje na gravimetrickú metódu a jej nedostatočné zohľadňovanie parametrov – zmäčavosť povrchov, geometrické nerovnosti. Gravimetrická metóda obsahuje mnoho nevýhod o ktorých sa autor vyjadruje že ich ťažko analyzovať. Taktiež sa vyjadruje k nepresnosti merania u materiálov s malým úbytkom častíc. Ďalšou pojednávanou metodikou je rádiografia, kde sú vyzdvihnuté veľké nepresnosti spôsobené vplyvom rozlíšenia snímku a paralaxnou chybou. Obe metodiky sú hodnotené vzhľadom k metóde použitia CMM, ako rutínnej vyhodnocovacej metódy pre extrahované náhrady.

## Materiál a metódy

Merania boli realizované na súradnicovom prístroji od firmy Zeiss typu PRISMO a deklarovaná presnosť je 1  $\mu\text{m}$ . Dáta ktoré boli softwarovo vyhodnotené ako nesplňujúce danú presnosť boli odstránené (nie je definované akým spôsobom).

Dáta boli zozbierané najprv na neopotrebenom časti povrchu a následne na celom artikulujúcom povrchu, porovnaním rozdielov bol vyhodnocovaný úbytok materiálu. Získané body z neopotrebeného povrchu boli preložené krivkami (NURBS). Rozloženie bodov bolo na sieti 0,5 x 0,5 mm. Na základe vyhodnotených dát bola vytvorená mapa opotrebenia, ktorá je v zhode s uhl'om natočenia implantátu v tele.

## Výsledky



Obr. 10 Mapa opotrebenia stanovená na základe CMM merania

Cieľom článku je stanovenie objemu opotrebeného materiálu a smeru opotrebenia na dvoch explantovaných bedrových náhradách. V článku nie sú pojednávané žiadne podrobnejšie výsledky ani podrobný postup pri spracovávaní dát.

## Záver

Článok je využiteľný z hľadiska podpory využiteľnosti metodiky CMM, ale neprináša žiadne nové využiteľné postupy aplikovateľné pre optickú digitalizáciu komponentov.

- [15] **ZOU, L., D. Y. D. SAMARAWICKRAMA, V. JOVANOVSKEI, J. C. SHELTON.** Measurements of sequential impressions of acetabula cups from Journal of Machine Tools and Manufacture, 10// 2001, 41(13–14), 2023-2030.

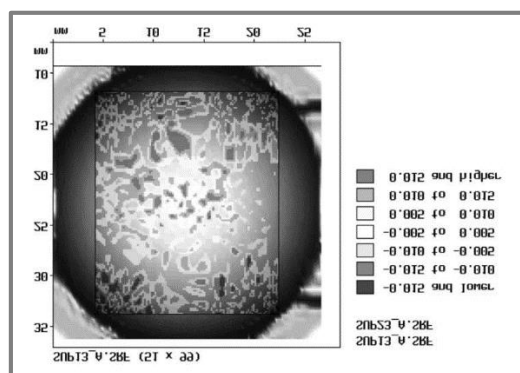
Jedná sa o staršiu publikáciu ale aj napriek tomu sú v práci uvedené myšlienky týkajúce sa optickej digitalizácie celej povrchu jamky bedrovej náhrady. V článku je použité CMM meracie zariadenie s laserovou sondou. V článku je podrobne popísané definovanie do súradnicového systému, čo je dôležitým podkladom k tvoreniu metódy merania za pomoci skeneru ATOS. Meranie bolo realizované na replikách kĺbových jamiek vytvorených z materiálu na báze silikónu.

## Materiál a metódy

Použitá laserová sonda má vlnovú dĺžku 830 nm a výkon 5 mW. Princíp snímania sondy je na báze triangulácie. Presnosť je udávaná ako  $\pm 10 \mu\text{m}$ , pre samotnú sondu a  $4,1 \mu\text{m}$  pre CMM zariadenie. Kĺbová jamka je umiestňovaná pre sekvenčné skenovanie za pomoci referenčných otvorov na okrajoch. Sekvenčné skenovanie pozostáva zo 6 skenov, ktoré sú skladané na základe súradnicového systému. Plocha XY je definovaná z 10 bodov na okraji, natočenie X osi je definované na základe referenčného otvoru. Stred súradnicového systému je umiestnený do referenčného otvoru. Dáta sú následne exportované v binárnom formáte a následne rekonštruované do plôch. Všetky dáta boli merané na jamkách opotrebených v laboratórnych podmienkach (in vitro).

## Výsledky

Výsledkom práce je komplexná mapa vytvorená za pomoci spojenia jednotlivých skenov a určenie objemového opotrebenia po 0,5 milióna cyklov na kĺbovom simulátore. Práca okrajovo pojednáva o stanovení odchýlky merania. Výsledkom reprodukovateľnosti je rozdiel objemov  $1,4 \text{ mm}^3$ . A pri meraní dvoch rôznych jamiek bol rozdiel  $5,3 \text{ mm}^3$ .



Obr. 11 Mapa opotrebenia kĺbovej jamky po 0,5 milióna cyklov na simulátore

## Záver

Prínos článku spočíva hlavne v metóde definovania súradného systému a následného skladania skenov na základe tohto umiestnenia. V článku chýbajú podrobnejšie popisy metódy. Článok ukazuje ďalšiu z možných ciest pre vyhodnocovanie objemového opotrebenia.

- 
- [16] **LU, Z., H.A. McKELLOP**, Accuracy of methods for calculating volumetric wear from coordinate measuring machine data of retrieved metal-on-metal hip joint implants. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H- Journal of Engineering in Medicine, 2014. 228(3): p. 237-249.

Publikácia analyzuje meranie CMM metódou kovových náhrad. Postupuje v troch krokoch. Samotné snímanie artikulujúcich povrchov, spracovanie nameraných bodov do mapy opotrebenia a stanovenie objemového úbytku. Autor v úvode prehľadne porovnáva metodiky stanovenia úbytku materiálu u jednotlivých autorov. Vyjadruje sa k spracovaniu nameraných dát a porovnáva jednotlivé prístupy výpočtu objemu. Odvoláva sa na užitočné štúdie a zhodnocuje postupy polygonizácie výsledkov.

## Materiál a metódy

V článku je analyzovaných 5 metód stanovujúcich objemové opotrebenie na 5 femurálnych hlavicích. V prvej metóde sa využíva sférického štvorstenu a v ostatných metódach sa používajú štvorsteny rovinné. V práci sú rozvinuté matematické postupy jednotlivých metód a postup stanovenia objemu.

- 1.metóda využitie Girardovej rovnice k stanoveniu objemu
- 2.metóda využitie Cayley-Mengerovho determinantu
- 3.metóda predpoklad rovnobežných trojuholníkov (predchádzajúce štúdie)
- 4.metóda variácia metódy 3 – dochádza k nahradeniu povrchov, pôvodný sa nahradzuje opotrebeným.
- 5.metóda – výpočet celkového objemu trojuholníkovej siete, odpočet analyticky definovanej pôvodnej geometrie

Hodnotenie jednotlivých modelov prebehla za pomoci troch prístupov: presný hemisférický model neopotrebeného povrchu, model opotrebeného povrchu za pomoci analytických riešení, gravimetrický prístup. Prístupy skúmajú nulové odchýlky u referenčných modelov. Pre jednotlivé riešenia bol využívaný výpočtový program MatLab.

## Záver

Štúdia analyzuje päť rôznych prístupov spracovania nameraných dát z kovových hlavíc. Uvádza jednotlivé postupy pri vyhodnocovaní a presne špecifikuje problémy spojené s každou z metód. Výhodou je možnosť reprodukovateľnosti

získaných výsledkov a tým možnosť validovať novú metodiku. Taktiež poukazuje na efektívnosť spracovania výsledkov softwarom MatLab.

- [17] **PALOUSEK, D., M. OMASTA, D. KOUTNY, J. BEDNAR, et al.** Effect of matte coating on 3D optical measurement accuracy. Optical Materials, Feb 2015, 40, 1-9.

Publikácia popisuje princíp skenovania za pomoci optického skeneru ATOS Tripple Scan, primárne sa zaoberá vplyvom antireflexnej vrstvy a jej vplyv na presnosť merania. Výsledkom je stanovenie neistoty, ktorú nám táto úprava spôsobuje. Jednou z hlavných výhod je že všetky experimenty sú popisované na zariadení ATOS Triple scan, ktoré bude následne využívané k analýze bedrových implantátov. A výsledky sú získavané z guľovej geometrie blízkej TEP implantátom.

### Materiál a metódy

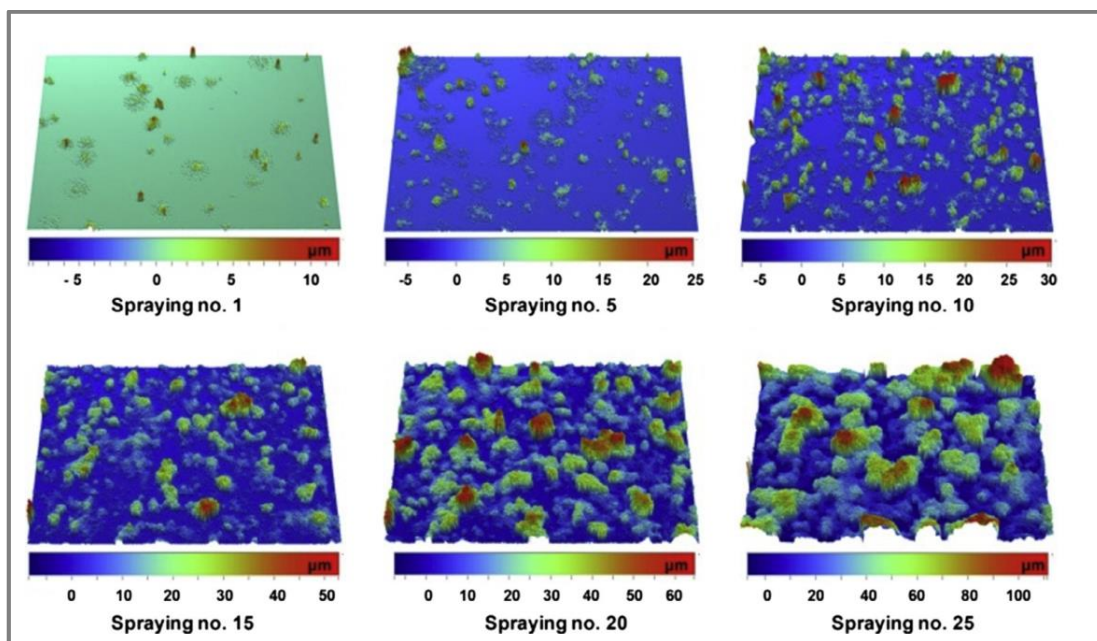
Pre analýzu hrúbky antireflexnej vrstvy bolo Použité zariadenie ATOS Tripple scan, za pomoci ktorého bol digitalizovaný sférický kaliber o nominálnom priemere 25,0064 mm. Realizované tety a priemer kalibru sa blížila meracím postupom aplikovaným na TEP náhrady. Testy boli prevádzané za pomoci objektívu MV170. Kompletný sken bol zostavený zo 6 parciálnych skenov. Ako antireflexná vrstva bol využitý titánový prášok a kriedový sprej, ktoré boli vzájomne zrovnávané a bol hodnotený dopad na presnosť merania. Pre spracovanie dát a postprocessing bol využívaný software GOM Inspect V7. V nasledujúcich postupoch boli odstránené nepotrebné dáta, bola prevedená polygonizácia na trojuholníkovú sieť a objekt vyhladený s 0,005 mm odchýlkami.

| Parameters of 3D scanner GOM ATOS III Triple Scan. |                  |
|----------------------------------------------------|------------------|
| Parameters                                         | ATOS Triple Scan |
| Camera pixels (Mpx)                                | 2 × 8            |
| Measuring volume (mm)                              | 170 × 130 × 130  |
| Measuring distance (mm)                            | 490              |
| Lamp                                               | LED              |
| Focal length camera lenses (mm)                    | 40               |
| Focal length projector lens (mm)                   | 60               |
| Point distance (mm)                                | 0.055            |
| Reference points Ø (mm)                            | 0.8              |
| Camera position                                    | SO               |

Obr. 12 Parametre 3D skeneru ATOS Triple scan

### Výsledky

Publikácia poukazuje na nevyhnutnosť korekcie merania v dôsledku hrúbky antireflexnej vrstvy nanesej na povrch artikulačnej plochy. Z výsledkov jednoznačne vyplýva, že je nutné používať pre analýzu bedrových implantátov titánový antireflexný prášok ktorého hrúbka dosahuje približne 0,003 mm rozdielu u stanovovania presných rozmerov geometrie.



Obr. 13 Rozloženie antireflexného prášku pri jednotlivých nástrekoch

| Variable $t$ (mm) | Mean     | StDev    | Range   |
|-------------------|----------|----------|---------|
| Cylinder-chalk    | 0.010580 | 0.005190 | 0.02150 |
| Cylinder-tit.     | 0.002896 | 0.000852 | 0.00310 |
| Sphere-chalk      | 0.012890 | 0.007450 | 0.02940 |
| Sphere-tit.       | 0.000970 | 0.000555 | 0.00210 |

Obr. 14 Hrúbka vrstvy

| Variable       | $u_A$ (mm) | Selected $u_A$ (mm) |
|----------------|------------|---------------------|
| Cylinder-chalk | 0.00268    | 0.00390             |
| Sphere-chalk   | 0.00385    |                     |
| Cylinder-tit.  | 0.00044    | 0.00044             |
| Sphere-tit.    | 0.00029    |                     |

Obr. 15 Neistota merania

## Záver

Publikácia stanovuje hrúbku nástreku antireflexnej vrstvy na meraný objekt a štatisticky stanovuje neistotu meraní. Výhodou je presný popis metodiky a spracovanie opakovateľnosti merania štatistickými metódami. Postup aplikovaný na vyhodnotenie hrúbky nástreku antireflexnej vrstvy je využiteľný pre spracovanie dát a vyhodnocovanie povrchovej geometrie u bedrových implantátov.

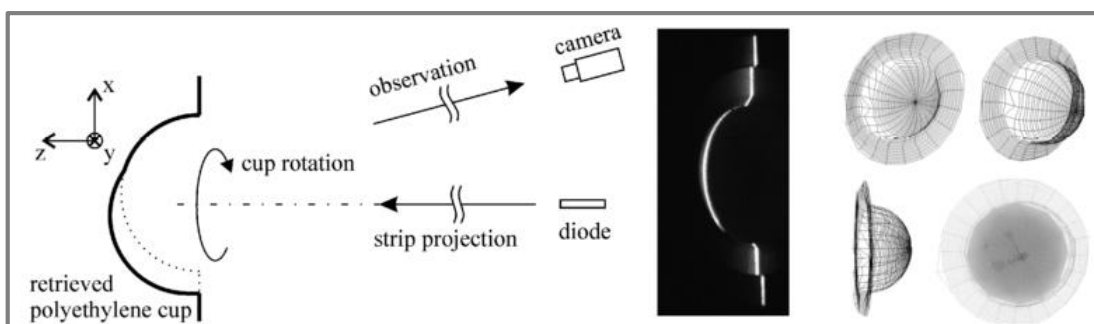
- [18] **ROSSLER, T., et al.**, Optical 3D methods for measurement of prosthetic wear of total hip arthroplasty: principles, verification and results. Optics Express, 2009. 17(15): p. 12723-12730.

Autor využíva princípy profilometrie na základe furierovej transformácie a fázového posunu k snímaniu povrchu bedrovej jamky. Testy prebiehajú na 30 extrahovaných vzorkách. V publikácii je popísaný presný postup skenovacej

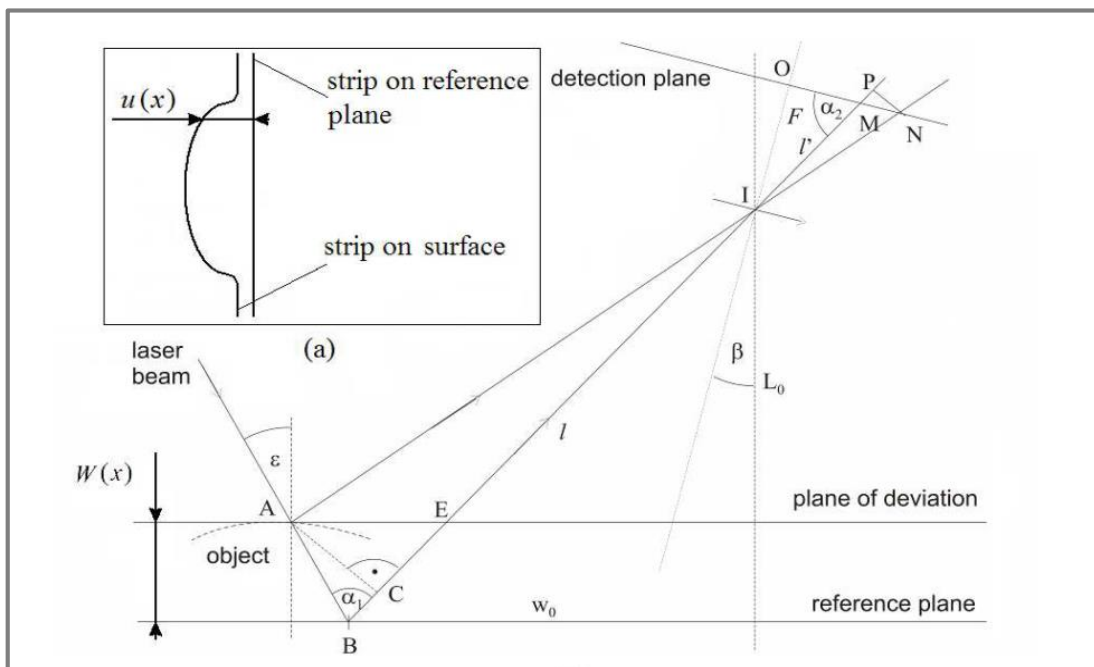
profilometrie vrátane princípu výpočtu reálneho povrchu. Metóda je validovaná za pomoci gravimetrie. Opatrenie validačného vzorku je za pomoci frézovania pod rôznymi uhlami.

### Materiál a metódy

Na súbore vzorkov bola zisťovaná penetrácia kovových hlavíc za pomoci analýzy neopotrebenej oblasti. K týmto meraniam bolo využívané zariadenie CMM, Carl Zeiss Jena a univerzálny mikroskop (bez popisu). V článku je popis princípov fázového posunu a algoritmus výpočtu hĺbky nerovnosti. K validácii metódy bola využitá gravimetria (presnosť nie je udaná). Opatrenie *in vitro* bolo realizované za pomoci frézovania pod rôznymi uhlami. Na základe materiálového úbytku hodnoteného rôznymi prístupmi bola stanovená presnosť a použiteľnosť metodiky.



Obr. 16 Skenovanie geometrie za pomoci furierovej profilometrie



Obr. 17 Princíp furierovej profilometrie - deformácie prúžkovej projekcie

## Výsledky

Na základe získaných hodnôt plynú z publikácie dva zásadné závery. Výsledky metódy sú závislé na veľkosti opotrebenia a uhle pod ktorým k opotrebeniu dochádza. Čím je uhol menší tak tým dostávame nepresnejšie výsledky. Rozptyl výsledkov metódy fázového posunu a skenovacej profilometrie je v rozsahu 10%.

| METHOD | angle [deg]             | 0     |       |        | 30    |       |        | 50    |       |        |
|--------|-------------------------|-------|-------|--------|-------|-------|--------|-------|-------|--------|
|        | depth [mm]              | 0.5   | 1.5   | 2.0    | 0.5   | 1.0   | 2.0    | 0.5   | 1.5   | 2.5    |
| GR*    |                         | 253.4 | 865.5 | 1147.6 | 259.5 | 510.6 | 1084.6 | 234.3 | 730.0 | 1269.2 |
| UM*    | wear [mm <sup>3</sup> ] | -     | -     | -      | -     | 316.0 | 484.0  | 222.0 | 620.0 | 1263.0 |
| SP*    |                         | 268.3 | 843.7 | 1197.6 | 276.4 | 465.2 | 998.7  | 218.5 | 658.0 | 1224.1 |
| FP*    |                         | 278.0 | 911.4 | 1226.7 | 281.6 | 495.8 | 1136.7 | 241.5 | 719.0 | 1238.7 |

\*legends: GR=gravimetry; UM=universal measuring microscope; SP=scanning profilometry; FP=fourier profilometry

Obr. 18 Porovnanie výsledkov profilometrie

## Záver

Publikácia využíva optickej digitalizácie implantátov, čo má úzku nadväznosť na cieľ dizertačnej práce. Výsledky sú využiteľné k získaniu prehľadu ohľadom presnosti jednotlivých prístupov.

- [19] **YUN, H.H., et al.,** *Reliability of a PowerPoint Method for Wear Measurement After Total Hip Arthroplasty: A Retrieval Study Using 3-Dimensional Laser Scanning.* The Journal of Arthroplasty, 2012. **27**(8): p. 1530-1537.

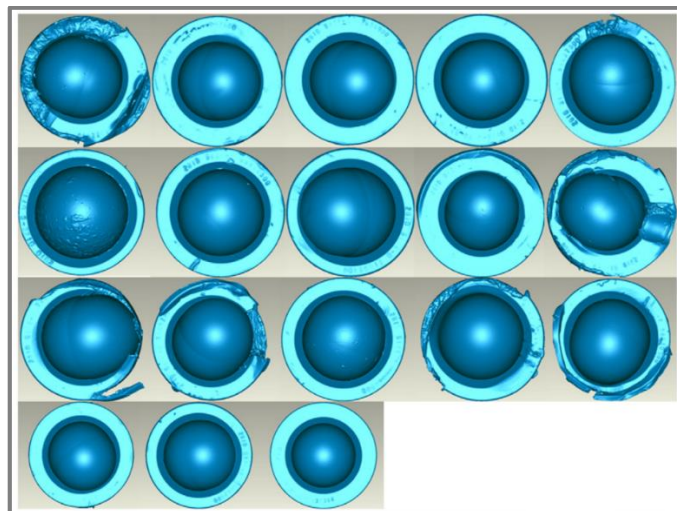
Publikácia je zameraná na hodnotenie röntgenových snímok za pomoci analýzy obrazu v software Power Point. Na základe týchto dát je určovaný objemový úbytok u polyetylenových jamiek. Výsledky metódy sú zrovnávané s určovaním objemového úbytku na extrahovaných pároch za pomoci skeneru. Porovnávacia metóda je dôležitá vzhľadom k použiteľnosti v chirurgickej praxi.

## Materiál a metódy

Z publikácie je zaujímavá v súvislosti s dizertačnou prácou validačná metóda. Validačná metóda využíva 3D skenovacej techniky založenej na princípe prúžkovej projekcie, využitím priemyslového 3D skeneru (Rexcan III, Solutionix). Presnosť zariadenia je uvádzaná menej ako 0,01 mm. Geometria je spracovávaná za pomoci software Geomagic. Meranie je realizované na 17 acetabulárnych jamkách s rôznou mierou poškodenia. Výsledky skenovania neboli ďalej validované za pomoci štandardizovanej gravimetrickej metódy.

## Výsledky

Výsledkom je porovnanie metódy skenovacej profilometrie s referenčnou gravimetriou. Výsledky opotrebenia boli udávané  $9172,19 \pm 574,7 \text{ mm}^3$  (rozsah  $8344,88 - 10480,71 \text{ mm}^3$ ).



Obr. 19 Výsledky skenovextrahovaných bedrových jamiek

## Záver

Odchýlka merania za pomoci 3D skeneru je dosť výrazná. V publikácii chýbajú presnejšie postupy vyhodnotenia geometrie za pomoci software Geomagic. Najväčšie odchýlky môžu vzniknúť pri transformácii polygonálnej siete do plôch. Autor sa k ďalšej využiteľnosti nevyjadruje.

- [20] **MORRIS, B., L. ZOU, M. ROYLE, D. SIMPSON, et al.** Quantifying the wear of acetabular cups using coordinate metrology. *Wear*, 7/18/ 2011, 271(7–8), 1086-1092.

V úvode článku autor pojednáva o jednotlivých metódach s odkazmi na publikácie. Vyjadruje sa o presnosti používaných metód pri meraní kruhovitosti (metoda OOR) uvádza presnosť až 10 nm, ale zároveň komentuje metódu ako pracovnú a zdĺhavú k stanoveniu dráhy opotrebenia. Použitá metóda je validovaná gravimetricky.

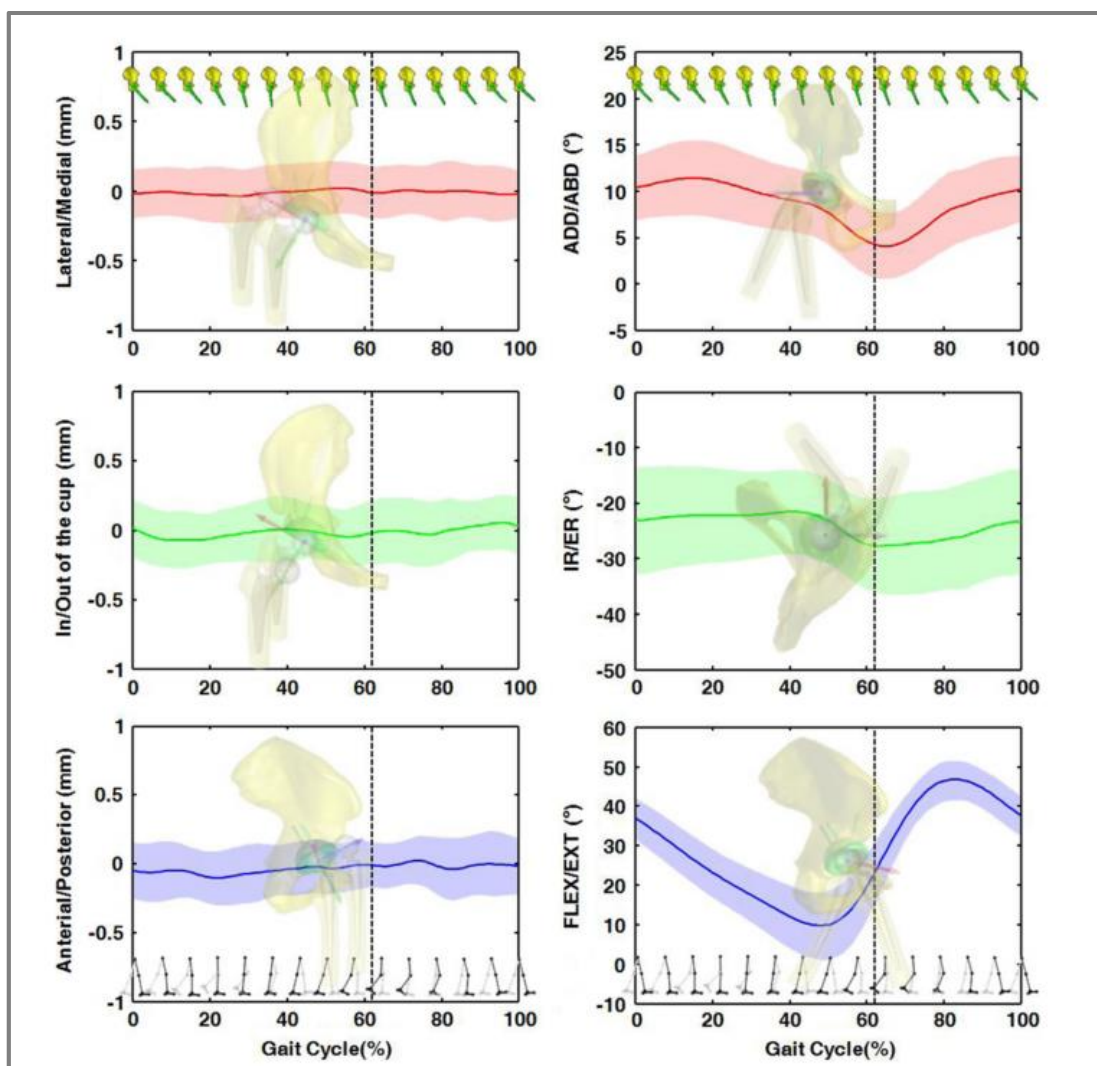
## Materiál a metódy

Súborom pozorovaných vzorkov je 13 jamiek o priemere 40 mm a 3 o priemere 48 mm vyrobené z kobalt-chrómovej zliatiny. Opotrebenie náhrad prebehlo na simulátore od firmy MTS system. Pre analýzu bola vytvorená rôzna škála opotrebení a následne mapovaná za pomoci CMM meracieho prístroja s deklarovanou presnosťou 0,020 mm. Ako referenčná geometria je používaná preklad ideálnou guľovou plochou za pomoci metódy – best fit.

### 3.2 Klinické dopady objemového úbytku materiálu a základné tribologické procesy

- [21] TSAI, T.-Y., et al., *In-vivo 6 degrees-of-freedom kinematics of metal-on-polyethylene total hip arthroplasty during gait*. Journal of Biomechanics, 2014. 47(7): p. 1572-1576.

Publikácia sa zaoberá 6- stupňami voľnosti implantátu v tele človeka. V práci je podrobne rozobraná kinematika chôdze v závislosti na bežných aktivitách. 28 funkčných implantátov v tele pacienta bolo hodnotených za pomoci trekovacieho systému na bežiacom páse. Táto publikácia popisuje testovaných pacientov a presne definuje jednotlivé smery pohybov a uhly natočenia kĺbneho implantátu. V súvislosti s dizertačnou prácou, je publikácia dôležitá k ozrejmeniu základných kinematických pohybov u náhradných implantátov z čoho je možné vyvodzovať súvislosti s nameraným vektorom opotrebenia u extrahovaných implantátov.



Obr. 20 Kinematika chôdze s bedrovým implantátom

- [7] **DUMBLETON, J.H., M.T. MANLEY, A.A. EDIDIN**, *A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty*. Journal of Arthroplasty, 2002. 17(5): p. 649-661.

Publikácia uvádza do súvislosti mieru opotrebenia polyetylénových náhrad s mierou rizika vzniku osteolýzy. Na základe tejto súvislosti je možné predvídať a prevádzať opatrenia. Publikácia zhrňuje viacero štúdií zaoberajúcich sa touto problematikou. Základným poznatkom vyplývajúcim zo štúdie, je že miera vzniku osteolýzy sa značne zvyšuje pri opotrebení vyššom ako 0,1 mm za rok pri lineárnom opotrebení. Poukazuje sa na vývoj nových vysoko sieťovaných polyetylénov a nutnosť znížiť rýchlosť opotrebenia pod 0,05 mm za rok.

- [22] **DOWSON, D., Z. M. JIN** Metal-on-metal hip joint tribology. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, Feb 2006, 220(H2), 107-118.

Jedná sa o jednu z najzakladanejších publikácií v oblasti zlyhávania bedrových náhrad, neobsahuje priame nadväznosti na cieľ dizertačnej práce, ale poskytuje základné znalosti potrebné pre riešenie danej problematiky. Autor definuje základné pojmy ovplyvňujúce zlyhávanie náhrad a priamo definuje klinické dopady jednotlivých parametrov na pacienta. Zameranie článku je na kovové náhrady a problematiku spojenú s ich funkciou.

## **Materiál a metódy**

### **1. Základné trilogické aspekty u kovových bedrových náhrad**

V článku je uvádzané, že u uvedených náhrad dochádza k zmiešanému druhu mazania, pojednáva sa aj o ostatných režimoch a náhradu prirovnáva ku klznému ložisku. Na základe tohto predpokladu je možné prebrať koncept kvapalinového mazania. V spojitosti s mazaním je uvádzaná drsnosť povrchu u nových náhrad v rozmedzí 5-15 nm, tým začínajú prevažovať výhody kovových náhrad aj napriek zmenšujúcej sa vrstve mazacieho filmu.

### **2. Mazací model**

Vychádza sa z predpokladu, že hrúbku mazacieho filmu je možné predikovať na základe parametru mazania lambda. Avšak predikcia nie je triviálnou záležitosťou vzhľadom k premenlivosti zaťažovania.

### **3. Numerické riešenia predikcie mazania**

Vychádza sa z Raynoldsovej rovnice. Dochádza k zjednodušujúcim predpokladom, ako equivalentné nahradenie geometrie - guľa na rovine, mazacie médium je použité 25% bovinné sérum, smer zaťažovania a iné parametre.

### **4. Trenie**

Vyjadruje sa tvrdenie, že súčiniteľ trenia je závislý na hustote kvapaliny. Bežné hodnoty sa pohybujú v hodnote 0,2 - 0,3. Pre zmiešané mazanie v bedrových kĺboch sa dosahuje hodnoty parametru mazania 2 - 3 u kovových náhrad.

## Záver

Článok potvrdzuje predpoklad, že u tvrdých párov dochádza k zmiešanému mazaniu prípadne v špecifických prípadoch k mazaniu kvapalinovému na rozdiel od páru kov – polyetylén, kde dochádza čisto k medznému režimu mazania. Taktiež zdôvodňuje vhodnejšie použitie väčších priemerov u týchto materiálov a minimalizovanie výrobných vŕl. V diskusii sú nastolené tri podmienky k zdokonaľovaniu implantátu kov-kov:

- Výber najvhodnejšieho materiálu
- Výber základnej geometrie
- Presná výroba, kontrola guľovitosti a drsnosti.

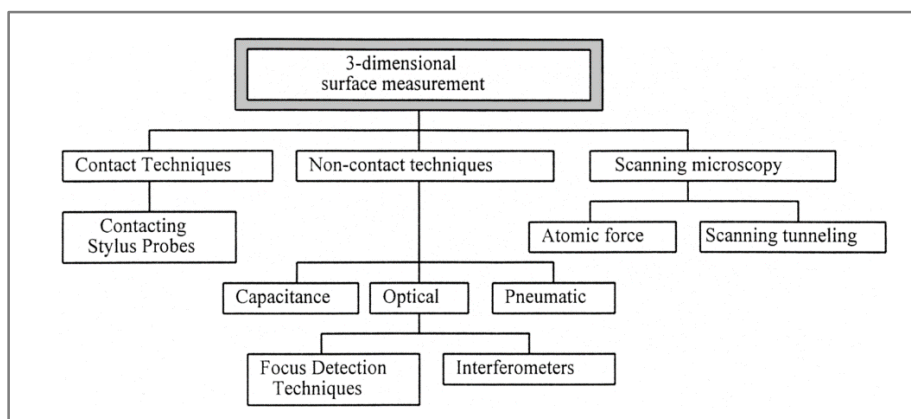
## 3.3 Topografia povrchu

[23] **BLUNT, L., X. Q. JIANG.** Three dimensional measurement of the surface topography of ceramic and metallic orthopaedic joint prostheses. Journal of Materials Science-Materials in Medicine, Apr 2000, 11(4), 235-246.

Štúdia vykazuje výsledky závislosti štruktúry a drsnosti povrchu s mierou opotrebenia. V práci sú prezentované metodiky 3D analýzy povrchu, najväčší potenciál a budúci rozvoj je očakávaný u bezkontaktných meraní, vzhľadom k tomu, že nemôže dôjsť k poškodeniu vzorku kontaktom s meracím zariadením a je možné analyzovať aj mäkké povrchy s relatívne vysokou presnosťou. Publikácia poskytuje prehľad použiteľných metód a hodnotí ich z hľadiska použiteľnosti.

### Materiál a metódy

Článok popisuje tri základné metódy využiteľné pre analýzu povrchu totálnych náhrad. Zaoberá sa fyzikálnymi princípmi a presnosťou metodiky. Zhodnocuje jej využiteľnosť a prípadné výhody a nevýhody.



Obr. 21 Rozdelenie metód na základe fyzikálnych princípov.

### Dotykové metódy - hrotové

Autor popisuje meracie zariadenie. Ako výhodu vyzdvihuje jednoduchosť systému a jeho stabilitu. Ako hlavnú nevýhodu popisuje nedostatočnú presnosť vzhľadom k veľkému rozsahu.

Princíp zariadenia je založený na Doplerovom jave a intrferometrii. Uvádzaná presnosť danej metódy je 10nm.

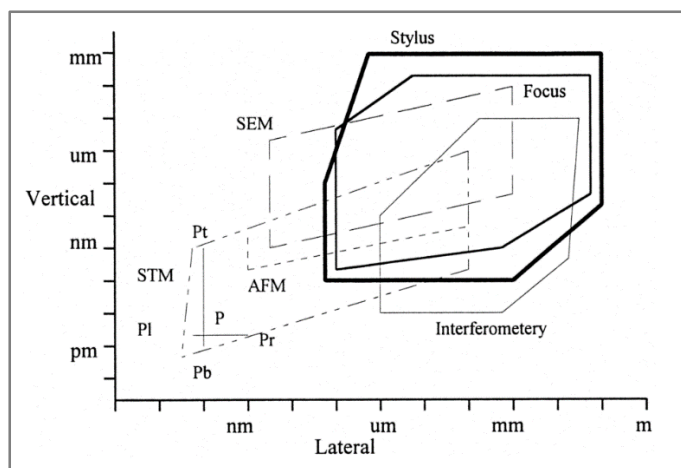
#### Optické metódy

V článku sú detailne popisované 2 základné typy optických metód k detekovaniu topografie povrchu. Jedná sa prístroje detekujúce ostrosť obrazu a prístroje na bázy optickej interferometrie.

#### Atomárne mikroskopy

Pojednávajú o metóde atomárných síl (AFM) a o metóde detekcie pohybu snímacieho hrotu pri prechode vzorkom (STM).

Následne sú jednotlivé metódy hodnotené z hľadiska rozsahu využitia pre štruktúry povrchov.



Obr. 22 Oblasti využiteľnosti jednotlivých metód na základe vlnovej dĺžky

#### Záver

Poskytnutie prehľadu jednotlivých metód k analýze povrchu. Výhodou je, že autor v závere uvádza výsledky jednotlivých meraní a komentuje snímanú oblasť a využiteľnosť metódy z hľadiska rozsahu snímanej oblasti. Článok je skôr poskytuje prehľad dostupných metód ako priamu nadväznosť na problematiku opotrebenia u bedrových náhrad. V závere sú kriticky hodnotené metodiky a k nim vzťahnuté problémy.

- [24] **AFFATATO, S., M. ZAVALLONI, P. TADDEI, M. DI FOGGIA, et al.** Comparative study on the wear behaviour of different conventional and cross-linked polyethylenes for total hip replacement. *Tribology International*, 8// 2008, 41(8), 813-822.

Autor sa v práci zaoberá analýzou 20 polyetylénových jamiek (rozdielne výrobné procesy) s nominálnym priemerom 28 mm. Jamky boli v zábehu s kovovou hlavicou (CoCrMo). Všetky testy prebiehali v laboratórnych podmienkach na priemyselne dodávanom simulátore (Shore Western, USA), po dobu troch mesiacov.

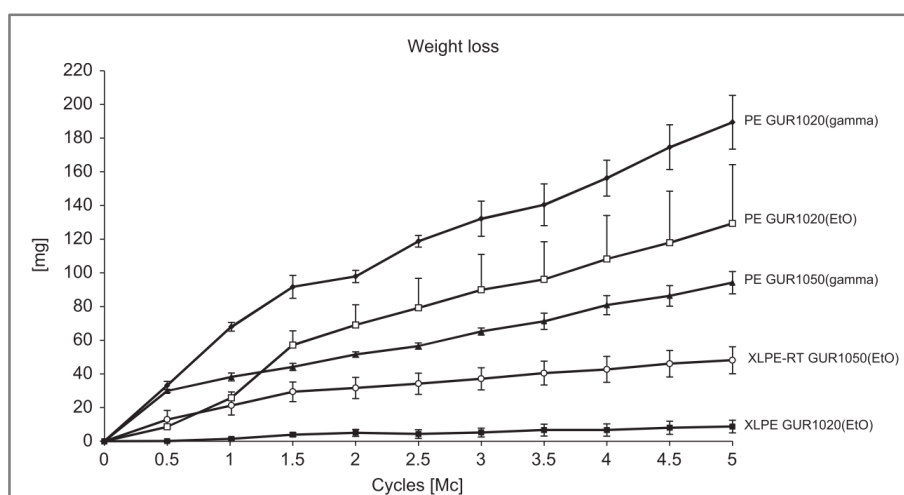
Analýza opotrebenia bola pomocou gravimetrie podľa ISO 14242 a Ramanovou mikroskopiou. Cieľom publikácie je zistiť vplyv spracovania polyetylénu a obrábacích procesov na mieru opotrebenia.

### Materiál a metódy

V súbore testovaných vzorkov bolo 20 jamiek s polyetylénu spracovávaného rôznymi operáciami a vystavovaného rôznym dávkam  $\gamma$ -žiarenia. Opotrebenie bolo prevádzané na simulátore s dvanástimi testovacími stolicami s maximálnou záťažou 2kN a frekvenciou 1.1 Hz v ustálených teplotných podmienkach. Na simulátore prebehlo 5 miliónov cyklov počas 8 mesiacov. Ako mazivo bolo použité 25% hovädzie sérum. Váhové rozdiely boli kalkulované na mikrováhach s presnosťou 0,06 mg. Ramanova mikroskopia bola prevedená s objektívom s 20 násobným zväčšením a vlnovou dĺžkou žiarenia 488 nm a výkonom 10 mW.

### Výsledky

Výsledkom je opotrebenie v závislosti na počte cyklov, pre rôzne druhy polyetylénu použitých pre výrobu jamiek.



Obr. 23 Úbytok materiálu v závislosti na počte cyklov

### Záver

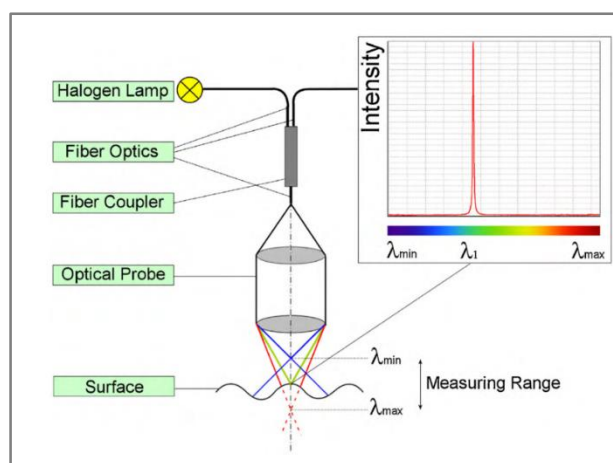
Publikácia poukazuje na závislosť oteru na spracovaní polyetylénu. Je užitočná vzhľadom k podrobnému popisu jednotlivých výrobných procesov a spracovaní polyetylénu gama žiarením.

- [25] TUKE, M., et al., 3D linear and volumetric wear measurement on artificial hip joints-Validation of a new methodology. Precision Engineering-Journal of the International Societies for Precision Engineering and Nanotechnology, 2010. 34(4): p. 777-783.

Článok pojednáva o optickej digitalizácii tvrdých povrchov femurálnej hlavice za pomoci metódy RedLux. Metóda je založená na princípe konfokálneho chromatického merania. V práci je hodnotená presnosť a opakovateľnosť. Rekonštrukcia geometrie je založená na analýze neopotrebenej časti hlavice.

## Materiál a metódy

Princíp RedLux metódy je založený na metóde chromatickej konfokálnej mikroskopie. Senzor rozpoznávajúci povrch objektu je umiestnený na meracom zariadení slúžiacemu k analýze kruhovitosti. Pri skenovaní hlavice o priemere 50 mm je získaných až 40000 bodov. Presnosť metódy je overená za pomoci sférického kalibru za ustálenej teploty. A následne prebehla validácia z apomoci gravimetrie. Presnosť váh je 0,01 mg. Testy boli prevedené na 6 hlaviciach opotrebených na simulátore.



Obr. 24 Princíp metódy RedLux

## Výsledky

Na referenčnej hlavici boli prevádzané testy vplyvu teploty na opakovateľnosť merania. Výsledky sú interpretované za pomoci grafu.

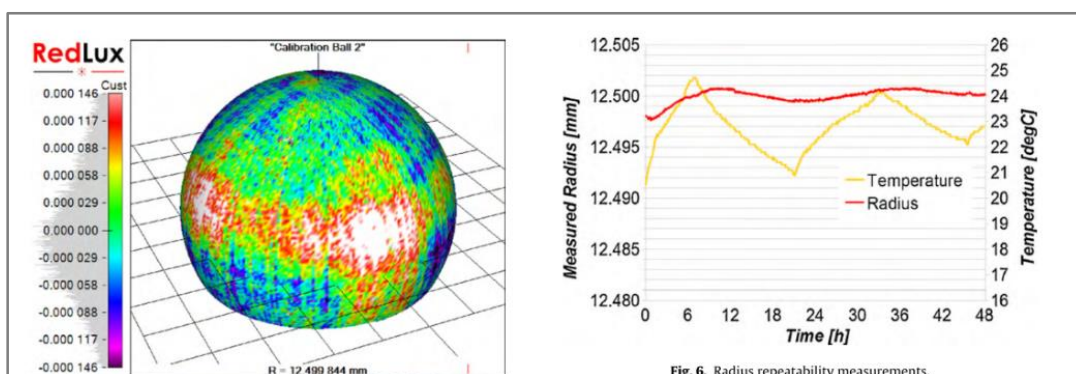


Fig. 6. Radius repeatability measurements.

Obr. 25 Výsledky hodnotenia povrchu za pomoci metódy RedLux

## Záver

Presnosť merania na základe hodnotenia referenčným kalibrom vrátane špecifikácie kalibračnej gule.

| Specifications of calibrated reference ball. |                                                         |
|----------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| Accuracy                                     | Grade 3 (<80 nm)                                        |
| Diameter [mm]                                | 24.99985                                                |
| Roundness [ $\mu\text{m}$ ]                  | 0.04                                                    |
| Material                                     | Tungsten carbide                                        |
| Traceability                                 | To National Standards via Gauge Blocks serial no: 10054 |

Obr. 26 Špecifikácia referenčného kalibru

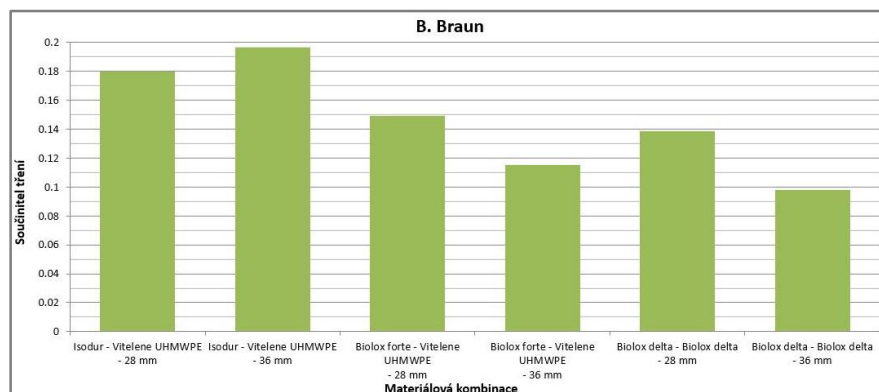
- [26] **VRBKA, M., et al.,** *Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples*. Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca, 2015. **82**(5): p. 341-347.

Článok vznikol na základe spolupráce Fakultnej nemocnice Olomouc a ÚK. Pojednáva sa o stanovení súčiniteľa trenia artikulujúcich povrchov náhrady u dvoch výrobcov náhrad B.Braun a Zimmer. Ako mazacie médium bolo použité 25% hovädzie sérum. Výsledky sú konfrontované s priemerovými vôľami analyzovaných párov, ktoré boli zisťované za pomoci optického skeneru.

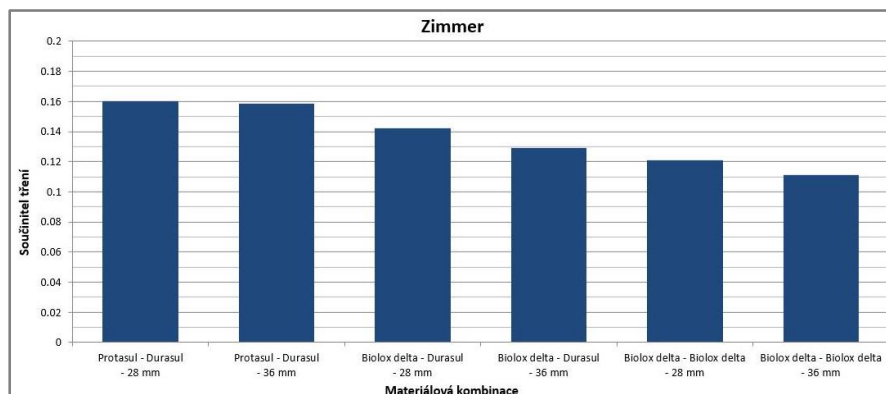
## Materiál a metódy

Drsnosť bola meraná na profilometri Bruker Contour X8, priemerové vôle boli stanovené za pomoci optického skeneru ATOS Tripple scan. Boli analyzované páry od dvoch výrobcov a rôzne materiálové kombinácie. Všetky testy boli realizované na priemere 28 a 36 mm. Samotný súčiniteľ trenia bol zisťovaný za pomoci kyvadla, zaťaženého silou 2000 N.

## Výsledky



Obr. 27 Závislosť súčiniteľa trenia na type implantátu - B.Braun



Obr. 28 Závislosť súčiniteľa trenia na type implantátu - Zimmer

## Záver

Primárnym cieľom je stanovenie súčiniteľa trenia, čo nemá priamu spojitosť s cieľom dizertačnej práce. Avšak k získaniu výsledkov bolo nutné analyzovať geometriu, čo je priestor pre aplikáciu novej metodiky. Z publikácie plynie, že metódy stanovenia odchýlok geometrie sú dôležité nielen k vyhodnocovaniu oteru náhrad ale aj k deklarovaní výrobných tolerancií TEP náhrad, čo má dopad na celkovú funkciu umelého kĺbu.

- [27] **KURTZ, S.M., et al.,** *Assessment of surface roughness and waviness using white light interferometry for short-term implanted, highly crosslinked acetabular components, in Crosslinked and Thermally Treated Ultra-High Molecular Weight Polyethylene for Joint Replacements*, 2004. p. 41-56.

Cieľom článku je opotrebenie povrchu u krátkodobo implantovaných vysokosieťovaných polyetylénových bedrových jamiek. Použitou metódou je interferometria na bázi bieleho svetla. Bolo testované 21 extrahovaných jamiek na každej bolo spravených 12 meraní.

## Výsledky

Na základe meraní boli identifikované tri oblasti.

- Oblasť po obrobení – počiatočný stav, neopotrebená oblasť
- Oblasť opotrebená adhezívnym/abrazívnym opotrebením
- Plasticky zdeformovaná oblasť

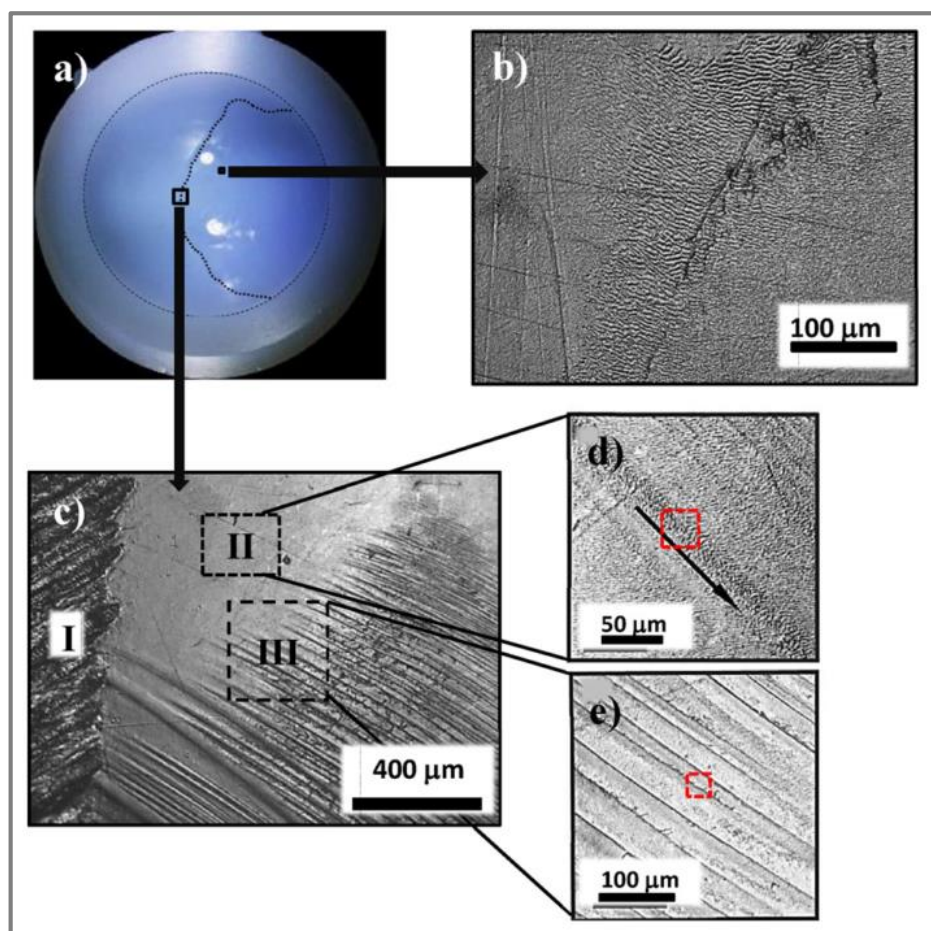
Výsledkom je porovnanie týchto troch oblastí z hľadiska drsnosti a vlnitosti povrchu. Porovnanie bolo medzi rôznymi druhmi materiálu jamiek (konvenčný polyetylén, Durasul, Crossfire). Štúdia potvrdzuje, že behom prvotného zábehu jamky dôjde k progresívnej erózii oblasti po obrobení, čo vedie k zníženiu vlnitosti povrchu.-makroskopické opotrebenie.. Po vyhladení obrobeného povrchu postupuje opotrebenie na mikroskopickú úroveň, kde dochádza k zmenám drsnosti a nie vlnitosti.

- [28] **TROMMER, R.M., et al.,** *Multi-Scale Evaluation of Wear in UHMWPE-Metal Hip Implants Tested in a hip Joint Simulator*. Biotribology, 2015. **4**: p. 1-11.

Článok využíva radu meracích techník pre analýzu opotrebenia bedrových implantátov v kombinácii vysokosieťovaný polyetylén a kov. Implantáty sú opotrebované za pomoci simulátoru. U vzorkov bol meraný úbytok materiálu pomocou štandardizovanej gravimetrickej metódy. Hĺbka opotrebenia a lineárna miera opotrebenia bola skúmaná za pomoci CMM merania, drsnosť povrchu bola skúmaná dotykovým profilometrom a mechanizmy opotrebenia boli určené pomocou optického mikroskopu a elektrónového mikroskopu.

### Výsledky

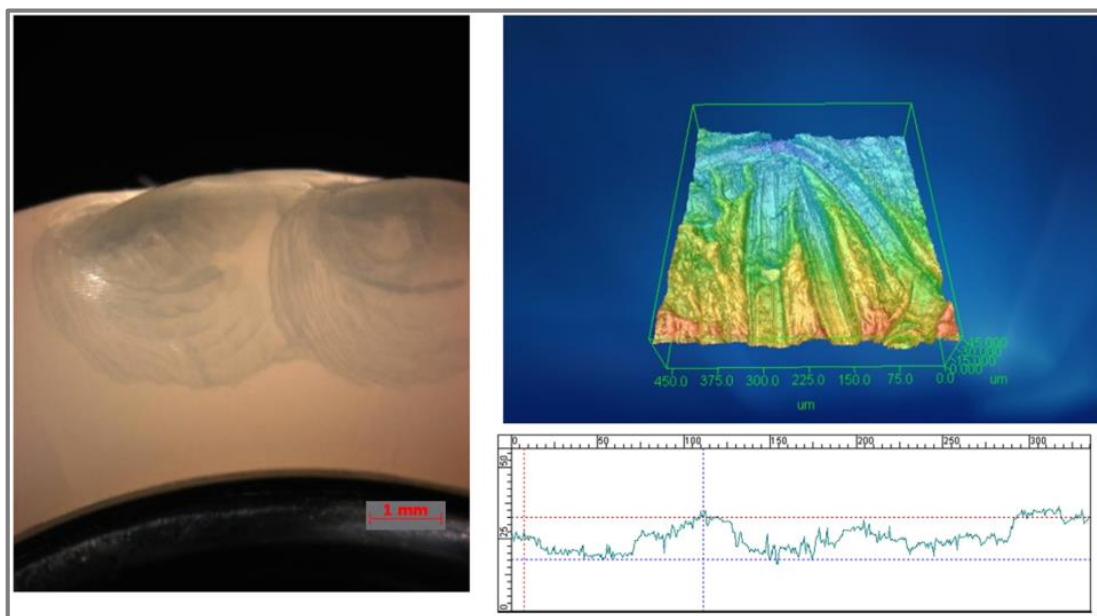
Z analýzy je zrejmé, že s vzrastajúcim počtom cyklov sa vzorky opotrebovávajú z lineárnou závislosťou nezávisle na materiáli hlavice. Obecne je možné pozorovať na povrchu jamky tri základné oblasti. Oblasť pôvodnú po obrobení s prítomnosťou drobných trhlín a zaoblení špičiek hrebeňov. Druhá oblasť bola vyhladená pravdepodobne adhezívno-abrazívnym mechanizmom opotrebenia a akumuláciou napätia. Poslednou pozorovanou oblasťou je oblasť s ryhami od výčnelkov drsnosti povrchu kovovej hlavice.



Obr. 29 Polyetylénová jamka po teste opotrebenia

- [29] **LASKA, A., V.-M. ARCHODULAKI, B. DUSCHER**, *Failure analysis of retrieved PE-UHMW acetabular liners*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2016. **61**: p. 70-78.

Článok sa zaoberá vplyvom štrukturálnych a tvarových zmien na mechanické vlastnosti vzorku. Testovaných je 19 polyetylénových bedrových jamiek (10 – vysoko sieťovaných, 9 s gamma ožiaréním). U vzorkov bolo prevedené optické zhodnotenie opotrebenia na základe definovanej stupnice. Povrch vzorku je skúmaný konfokálnym mikroskopom a u vzorkov je vyhodnocovaná drsnosť. Ku kvantifikácii oxidačnej degradácie je využitý FTIR (fourier transformed infrared spectroscopy). Ďalej je v publikácii testovaný stupeň krystality vzorkov. Z merania drsnosti je vidieť, že poškodenia je závislý na dĺžke implantácie vzorku, rovnako ako miera oxidačnej degradácie. Vzorky vysokosieťovaného polyetylénu vykazujú nižšiu mieru tvrdosti ako konvenčné gamma ožiarené jamky. Ďalej je patrné, že u vzorkov s väčšou oxidačnou vrstvou povrchu dochádza k zvýšeniu mikrotvrdosti povrchu, čo vedie ku krehkejšej vrstve na povrchu.



Obr. 30 Delaminácia okrajovej oblasti acetábula

#### Ďalšie vhodné publikácie zaoberajúce sa topografiou povrchu bedrových náhrad

- [30] **EDIDIN, A.A., et al.**, *Mechanical behavior, wear surface morphology, and clinical performance of UHMWPE acetabular components after 10 years of implantation*. Wear, 2001. **250**(1–12): p. 152-158.
- [31] **LIU, F., J. FISHER, Z. JIN**, *Effect of motion inputs on the wear prediction of artificial hip joints*. Tribology International, 2013. **63**: p. 105-114.
- [32] **TEETER, M.G., et al.**, *Manufacturing lot affects polyethylene tibial insert volume, thickness, and surface geometry*. Proceedings of the Institution of

Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 2013. **227**(8): p. 884- 889.

- 
- [33] **ANSARI, F., M.D. RIES, L. PRUITT**, *Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2016. **53**: p. 329-340.

## 4 ANALÝZA, INTERPRETÁCIA A ZHODNOTENIE POZNATKOV NA ZÁKLADE KRITICKEJ REŠERŽE

4

### 4.1 Zhrnutie rešeršných poznatkov

4.1

Opotrebenie artikulujúcich povrchov u bedrových náhrad je dôležitým aspektom z hľadiska klinických výsledkov prežitia náhrady v tele pacienta. Je dokázané že pri dosiahnutí určitého kritického množstva uvoľnených častíc do tela pacienta, dochádza k zvýšenému riziku vzniku osteolýzy a iných komplikácii [7]. Z tohto dôvodu je snaha zdokonaľovať implantáty, či už po materiálovej alebo konštrukčnej stránke. K vývoju nových generácii je nutné porozumieť tribologickým procesom odohrávajúcim sa v kontaktnej oblasti povrchov endoprotézy. Na základe podrobnej analýzy zlyhaných náhrad je možné spätne stanoviť procesy ku ktorým dochádzalo počas funkčného obdobia protézy. Prebiehajúce procesy sú závislé nielen na formovaní maziva v kontakte, ale aj na povrchoch a spôsobe zaťažovania. Vzájomné interakcie jednotlivých vplyvov môžu viesť k predčasnemu zlyhaniu náhrady [22, 23, 25]

Jedným z fundamentálnych aspektov analýzy opotrebenia je zvolenie vhodného prístupu kvantifikácie opotrebeného materiálu. Na základe preštudovaných publikácii vyplýva, že najrozšírenejšou metodikou k analýze povrchu je využívanie súradnicových meracích prístrojov a následná analýza nameraných bodov za pomoci matematických algoritmov [4, 5, 14]. Presná špecifikácia rozloženia bodov a ich hustoty v závislosti na snímanej ploche je špecifikovaná v norme ISO 14242 [12]. Výhody, ktoré nám daná metóda poskytuje, je nutné zvážiť pri hľadaní alternatívnych metód:

- analýza povrchov bez ohľadu na odrazivosť,
- nepresnosť metódy –  $1,82 \text{ mm}^3$  [4],
- export bodov vo forme „point cloud“ k matematickému spracovaniu,
- podloženie normou ISO 14242,
- možnosť vytvorenia 3D modelu a stanovenie smeru opotrebenia.

Väčšina publikácii zaoberajúcich sa CMM metódou využíva k analýze dát program MatLab, za pomoci ktorého stanovuje smer opotrebenia a definuje neopotrebenú oblasť náhrady (bedrovej jamky). V rade publikácii je pojednávané, hlavne o presnosti metodiky a chybách spôsobených, či už samotným snímaním povrchu tak spracovaním nameraných dát jednotlivými algoritmi. Ako validačná metóda na stanovenie a overenie použitej metódy sa využíva gravimetria, ktorá spočíva vo vážení vzorkov medzi jednotlivými fázami opotrebenia. Táto metóda je úzko limitovaná len pre využitie v laboratórnych podmienkach, vzhľadom k tomu že u extrahovaných vzorkov nie je známa pôvodná neopotrebená geometria a s tým spojená hmotnosť implantátu. Metóda sa vďaka svojej presnosti stala primárnou validačnou metódou k hodnoteniu novo zavádzaných postupov kvantifikácie opotrebenia.

Ďalšou rozšírenou metódou pre stanovenie objemového a lineárneho opotrebenia je dotyková profilometria. Metóda poskytuje výrazne vyššiu presnosť, až na úrovni nanometrov [18]. Podstatu tejto metódy tvorí snímanie definovanej dráhy na povrchu náhrady v jednej línii. Na základe dát môžeme vytvoriť líniový sken pomocou

ktorého môžeme stanoviť decentráciu hlavičky voči jamke. Decentráciu je možné posudzovať napríklad voči Dorr metóde bežne používanej v klinickej praxi, ktorá však nedosahuje dostatočnej presnosti. Pri reverzácii pôvodnej 3D geometrie na základe týchto skenov, dochádza k chybe, ale aj napriek tomu je metóda porovnateľná so súradnicovými meracími metódami. Spresňovanie metód nadobúda veľký potenciál vzhľadom k trendu vyvíjať tvrdšie materiály s menším opotrebením, čím sa vysoká presnosť metódy stáva kľúčovou k relevantnému stanoveniu oteru.

Väčšina publikácií pojednáva o dotykových metódach prípadne o metodikách vyhodnocujúcich objem priamo v tele pacienta (röntgenové metódy, počítačová tomografia). V posledných rokoch sa s vývojom technológií ukazuje potenciál vo využití optických meracích systémov na báze triangulácie, laserových metód a optickej interferometrie. V tejto oblasti je obmedzené množstvo publikácií, vzhľadom k početným problémom nastávajúcim pri spracovaní obrazu:

- problém s odrazivosťou – antireflexné vrstvy [17],
- skladanie jednotlivých skenov [15],
- problém s konformitou plochy,
- presnosť metódy,
- polygonizácia a stanovenie objemu.

Pri využití optických metód sa autori spravidla rozchádzajú do dvoch skupín. V prvej je snahou získať kompletnú 3D vizualizáciu povrchu, na základe ktorej by bolo možné stanoviť objemový oter a dráhu opotrebenia. Výrazný pokrok v danej oblasti priniesli publikácie zaoberajúce sa validáciou novej technológie, kde sa ukázal potenciál využitia metód.[4, 5, 18] Druhým smerom je analýza topografie povrchu, kde je v prevažnej väčšine využívaných meracích prístrojov pracujúcich na základe optickej interferometrie [28-30]. Získaním 3D profilu opotrebeného povrchu na vysokej rozlišovacej úrovni sa otvára potenciál k možnosti skúmania degradačných procesov opotrebenia u povrchov náhrady [33].

Na základe vytvorenia kritickej rešerše, je možné konštatovať, že v oblasti optického merania bedrových náhrad či už ako komplexnej geometrie, alebo topografie povrchu sa ukazuje priestor pre nové prístupy a zdokonaľovanie metodiky spracovania dát. Ďalšou výhodou optických metód, je možnosť úpravy výslednej geometrie vzhľadom k veľkému počtu zosnímaných bodov. Tieto úpravy sú často žiaduce pre poškodenia vzniknuté pri extrakcii jamky. Poškodeniam, obzvlášť u polyetylénových jamiek, sa nedá úplne vyhnúť aby bolo možné bezpečne odstránenie náhrady z tela pacienta pri reoperácii.

---

## 4.2 Záver plynúci z rešeršnej analýzy

Na základe získaných poznatkov z kritickej rešerše vyplýva, že len málo autorov sa venuje problematike analýzy extrahovaných TEP implantátov za pomoci optických metód. V štúdiách analýzy povrchu je v prevažnej väčšine využívaná metóda CMM. Jej výhodou je vysoká presnosť meracej aparatury. Avšak limitnými podmienkami sú počet získaných bodov z opotrebeného povrchu a s tým spojený problém časovej náročnosti. Taktiež narážame na problém identifikácie neopotrebennej geometrie z extrahovaných acetabulárnych jamiek. V tomto smere sa štúdie rozchádzajú do dvoch smerov. Prvým je identifikácia a validácia metodiky v laboratórnych

podmienkach na vzorkách opotrebených za pomoci simulátorov. Druhým rekonštrukcia pôvodnej geometrie extrahovaných implantátov na základe neopotrebennej časti, bez znalosti pôvodných dát.

Pre analýzu extrahovaných párov sa javí ako výhodnejšie používať bezkontaktné optické metódy, ktorými sme schopný v relatívne vysokej presnosti a za krátky čas získať profil reálneho povrchu. Táto metóda nám poskytuje veľký počet zosnímaných bodov (v rádoch stoviek tisíc), čím je umožnené následné spracovanie dát s menšou chybou. Taktiež je možné s geometriou pracovať vo forme polygonálnej siete a upravovať prípadne nežiaduce poškodenia implantátu. Taktiež je možné jednoduchšie identifikovať neopotrebenú oblasť TEP náhrad, či už za pomoci algoritmov využívaných pri spracovaní dát z CMM alebo za pomoci štatistického spracovania bodov celého povrchu.

Portfólio štúdií zaoberajúcimi sa týmito metódami je dosť úzke. Využívanie metódy Furierovej profilometrie a metódy Ultrasurf bolo využité v publikáciách v spolupráci s prof. Gallom [18]. K iným významnejším interpretáciám metódy patrí štúdia Tuke et.al zaoberajúca sa využitím a validáciou metódy RedLux [25] Technológia prúžkovej projekcie bola využitá u autora Yun et. Al k validácii powerpoint metódy [19].

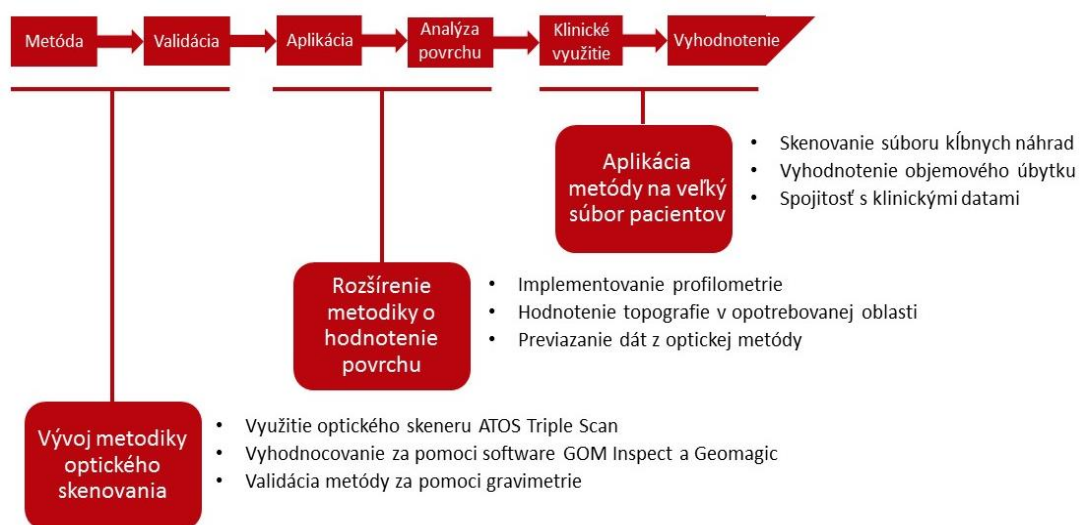
Cieľom pojednávanej dizertačnej práce bude využitie optickej metódy založenej na báze triangulácie a interferometrie k analýze oterového objemu materiálu z UHMWPE acetábulárnych jamiiek a preukázať jej prínos. Vzhľadom k relatívne malému počtu doterajších publikácií zameraných na analýzu úbytku materiálu za pomoci optických metód, je predpoklad, že v danej oblasti je možné rozšíriť oblasť poznania. Vývojom nových technológií v optickej digitalizácii je možné doterajšie postupy zdokonaľiť a upraviť použité algoritmy. Taktiež bude snahou využiť výsledky v klinickej súvislosti.

## 5 VYMEDZENIE CIEĽOV DIZERTAČNEJ PRÁCE A NÁVRH SPÔSOBOV JEJ RIEŠENIA

Cieľom dizertačnej práce je navrhnúť a vyvinúť metodiku hodnotenia zlyhávajúcich párov z hľadiska opotrebenia za pomoci optických metód. Výsledky následne budú porovnávané s klinickými dátami pacientov a hodnotené v závislosti na príčine zlyhania náhrady u jednotlivých pacientov zo skúmaného súboru. Základnou myšlienkou je kvantifikovať množstvo uvoľneného materiálu a smerový vektor opotrebenia v tela pacienta pomocou rekonštruovanej geometrie extrahovaných acetabulárnych jamiek bedrovej náhrady. Výsledky budú doplnené o analýzu povrchu náhrady a hodnotenie polohy implantátu za pomoci Martellovej metódy hodnotenia röntgenových snímok konkrétnych pacientov [34]. Nástrojom pre analýzu je využívanie optických metód 3D skenovania založených na princípoch triangulácie a hodnotenie povrchu za pomoci optickej profilometrie. Vyvinutá metodika bude zrovnávaná s doteraz využívanými metodikami slúžiacim tomuto účelu.

Dizertačná práca bude pozostávať z troch čiastočných cieľov - etáp:

- Vývoj metodiky optického skenovania
  - Využitie optického skeneru ATOS Triple Scan
  - Vyhodnocovanie za pomoci software GOM Inspect a Geomagic
  - Validácia metódy za pomoci gravimetrie
- Rozšírenie metodiky o hodnotenie povrchu
  - Implementovanie profilometrie
  - Hodnotenie topografie v opotrebovanej oblasti
  - Previazanie dát z optickej metódy
- Aplikácia metód na veľký súbor pacientov
  - Využitie optického skeneru ATOS Triple Scan
  - Vyhodnocovanie za pomoci software GOM Inspect a Geomagic
  - Validácia metódy za pomoci gravimetrie
  -



Každá etapa dizertačnej práce bude viesť k publikácii v impaktovanom časopise.

## 5.1 Pracovná hypotéza

5.1

Opotrebenie u bedrových náhrad je považované za najzásadnejší faktor určujúci životnosť implantátov. Pre analýzu povrchu a geometrie sú v súčasnosti využívané dotykové metódy, len málo autorov sa zaoberá využitím optických metód k stanoveniu objemového úbytku materiálu. Preto sa ponúka možnosť, demonštrovať potenciál týchto metód ku kompletnej analýze opotrebenia artikulujúcich povrchov.

Za predpokladu platnosti predchádzajúcej hypotézy je nutné experimentálne dokázať právoplatnú využiteľnosť v praxi na súbore extrahovaných vzorkov a vyvodiť závery zo získaných výsledkov oteru vzhľadom k spôsobu opotrebenia a ku klinickým dátam reoperovaných pacientov.

*„Optické metódy je možné využívať k stanoveniu objemového opotrebenia s porovnateľnými výsledkami, ako doteraz bežne využívané dotykové metódy. Je možné na základe výsledkov vyvodiť dopad úbytku materiálu na mechanické vlastnosti a životnosť implantátu“*

## 5.2 Návrh spôsobu riešenia

5.2

Na základe stanovenej hypotézy je nutné hľadať odpoveď k splneniu cieľov dizertačnej práce. K nájdeniu odpovedí je potreba vytvoriť a overiť algoritmus spracovania výsledkov získaných za pomoci optických metód a aplikovať postupy na reálne vzorky. V prvom kroku bola vytvorená analýza k zhodnoteniu rizík postupu dizertačnej práce a následne bola práca rozdelená do niekoľkých etáp.

### 5.2.1 SWOT analýza riešenia problému dizertačnej práce

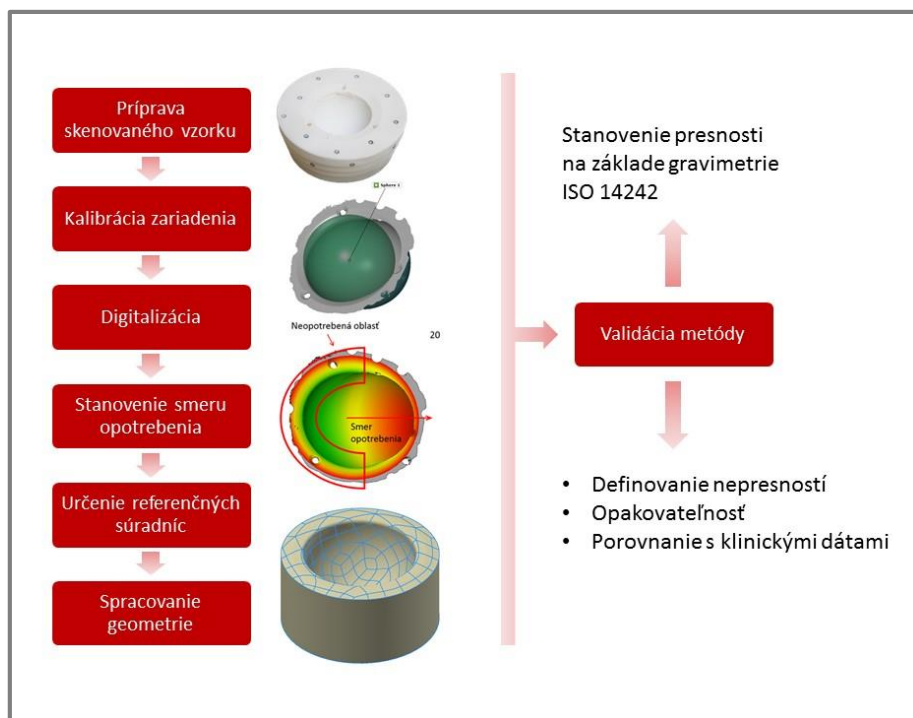
|                    | Užitočné pre splnenie cieľov                                                                                                                                                                                                                                                                         | Škodlivé pre splnenie cieľov                                                                                                                                                                                                                                     |
|--------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Vnútročné atribúty | <b>Silné stránky</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>Spolupráca s fakultnou nemocnicou v Olomouci (prof. Gallo)</li> <li>Dostupnosť meracích prístrojov k analýze</li> <li>Malé množstvo publikácií analýzy povrchu optickou metódou</li> <li>Možnosť rekonštrukcie nameraných dát</li> </ul> | <b>Slabé stránky</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>Nedostačujúca presnosť metódy optického skenovania</li> <li>Odraživosť povrchu</li> <li>Individuálny prístup v závislosti na rozsahu poškodenia</li> <li>Malá snímaná oblasť profilometru</li> </ul> |
| Vonkajšie atribúty | <b>Príležitosti</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>Spolupráca so zahraničnými univerzitami</li> <li>Záujem inštitúcií o danú problematiku</li> <li>Podpora a trvajúci záujem zo strany fakultnej nemocnice</li> </ul>                                                                        | <b>Ohrozenia</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>Nedostatok projektov pre financovanie výskumu</li> <li>Výuka a povinné predmety</li> <li>Odmietnutie článkov v časopise s IF</li> </ul>                                                                  |

Na základe osvojenia si znalostí z daného vedného odboru a doplnení poznatkov z fundamentálnych vedomostí v problematike totálnej endoprotetiky, bola zostavená základná vízia postupu pri tvorbe a skladaní jednotlivých etáp práce.

Po vytvorení podrobnej rešerše z danej oblasti, bude v práci navrhnutá metodika nového prístupu k hodnoteniu oteru (etapa 1). V druhom kroku po odladení metodiky bude demonštrované jej využitie a klinický dopad (etapa 2). Následne bude metodika doplnená a rozšírená o pozorovanie topografie za pomoci interferometrie a jej prípadná aplikácia na tvrdé páry. V rámci tejto etapy bude návrh prípadne ďalších metód využiteľný k týmto cieľom (etapa 3).

### 5.2.2 Etapa 1 - Vývoj metodiky optického skenovania

V spolupráci s fakultnou nemocnicou v Olomouci budú vybrané extrahované bedrové jamky od výrobcov, ktorých implantáty sa bežne využívajú v českej republike. Budú vyberané s ohľadom na dostupnosť nových referenčných vzorkov k možnosti porovnania výsledkov a validácie metódy. Vhodným výrobcom je firma Smith and Nephew. Súbor poskytnutých jamiek bude digitalizovaný za pomoci optického skeneru ATOS Triple Scan. Cieľom úvodných experimentov je stanovenie použiteľnosti metódy pri analýze oteru. Následne stanovenie opakovateľnosti a reprodukovateľnosti výsledkov za pomoci štatistických metód. K celkovému zhodnoteniu metodiky, bude využitá norma ISO 14242 popisujúca gravimetrické hodnotenie oteru, na základe čoho bude metodika zrovnaná s predchádzajúcimi štúdiami. Algoritmus metodického postupu pri riešení etapy 1, bude nasledovný:

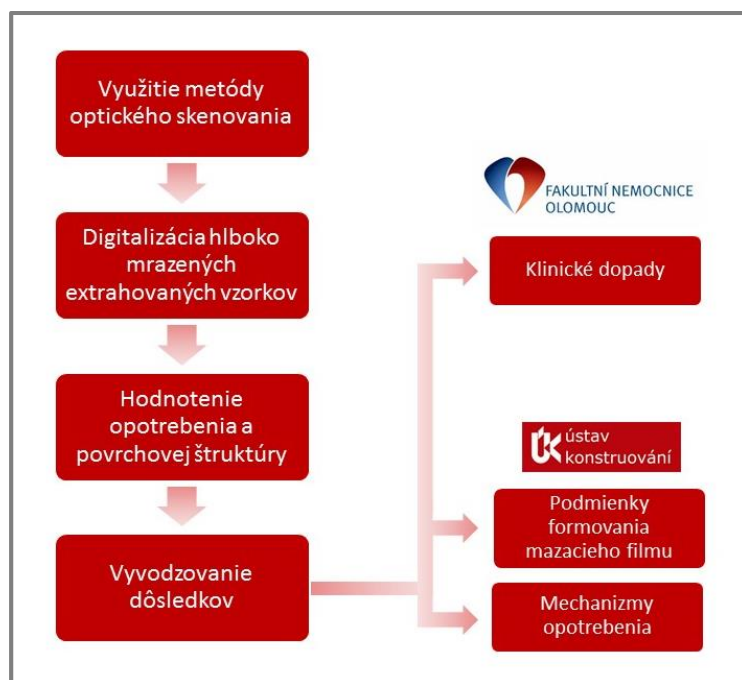


Obr. 31 Postup riešenia - etapa 1

Zhodnotením metódy sa preukáže jej využiteľnosť v praxi, možnosti ďalšieho rozvoja a spresňovania. Vyvinutá metóda hodnotenia objemového úbytku polyetylénovej bedrovej náhrady, bude publikovaná v časopise s impakt faktorom. Až na základe toho bude metóda overená a bude možné ju ďalej rozvíjať.

### 5.2.3 Etapa 2 - Rozšírenie metodiky o hodnotenie povrchu

Na základe predchádzajúceho popisu bude metodika aplikovaná na súbor vzorkov, ktoré budú poskytnuté fakultnou nemocnicou. Bude sa jednať o sterilizované preparáty pacientov. Hlavným cieľom etapy 2, je aplikovanie metodiky na súbor vzoriek s presnou klinickou históriou, aby bolo možné deklarovať prínos metódy do praxe na základe vyvedených záverov. Publikácia bude zameraná na implantáty bežne využívané pri zákrokoch v Českej republike – konkrétne sa jedná o typ s obchodným označením Bicon.



Obr. 32 Postup riešenia - etapa 2

Výsledkom analýzy bude impaktovaný článok zameraný na klinické dopady hodnotenia oteru a prezentáciu novej metódy z etapy 1 využiteľnej pre analýzu extrahovaných párov. Dosiahnutie výsledkov bude v úzkej kooperácii s ostatnými členmi tímu Ústavu konstruování a Ortopedickým oddelením fakultnej nemocnice Olomouc, pod vedením prof. Galla.

#### **5.2.4 Etapa 3. Aplikácia metód na veľký súbor pacientov**

Za predpokladu úspešnosti predchádzajúcich metód, bude nasledovať aplikácia metodiky optického skenovania a analýzy drsnosti povrchu na čo najväčší súbor pacientov s kompletnými klinickými dátami. Výsledky budú doplnené o analýzu polohy acetabulárnej jamky v tele pacienta a hodnotenie vplyvu natočenia vzhľadom k opotrebeniu. Na základe týchto výsledkov bude možné hodnotiť nielen extrahované TEP náhrady, ale následne navrhnuť experimenty za pomoci simulátoru opotrebenia a získané výsledky porovnať. Etapa 3. povedie k sérii experimentov na testovacom zariadení vyvinutom v rámci diplomovej práce na Ústave konstruování. Cieľ experimentu bude získať závislosť miery opotrebenia na veľkosti abdukčného uhla. K analýze vzorkov počas testu bude využitá metodika popisovaná v etape 1 a 2 doplnené o normou špecifikovanú gravimetrickú metódu hodnotenia úbytku materiálu.

Výsledky budú publikované v niektorom z tematických časopisov s IF a predpokladá sa nadviazanie spolupráce s inštitúciami zaoberajúcou sa podobnou problematikou.

Súčasťou etapy 3 je metodiky porovnať s inými prístupmi používanými k hodnoteniu extrahovaných TEP či už v klinickej praxi alebo v oblasti metrológie. Jednou z možných metód je hodnotenie za micro CT prípadne rozšírenie v oblasti chemickej analýzy povrchu za pomoci Ramanovej spektroskopie.

### 5.3 Spolupráca s inými inštitúciami

5.3

---

Vzhľadom k cieľom dizertačnej práce sa predpokladá spolupráca s nasledujúcimi inštitúciami. Taktiež by bolo vhodné nadviazať novú spoluprácu so zahraničnými inštitúciami, pre prípadné spolupodieľanie sa na výskume s víziou spoločných projektov.

- **Fakultná nemocnica v Olomouci, Česká Republika**

- prof. MUDr. Jiří Gallo, Ph.D.
- MUDr. Martin Hobza



- **Kyushu University, Japonsko**

- prof. Yoshinori Sawae



- **University of Waterloo, Kanada**

- prof. John Medley



- **Anglian Ruskin University, Anglicko**

- Rajshree Hillstrom, PhD MBA



## 6 SÚČASNÝ STAV RIEŠENIA DIZERTAČNE PRÁCE

---

Na základe doterajšieho rozdelenia postupu dizertačnej práce je v súčasnom stave práca v etape 3.

Doterajšou prácou bol vývoj metodiky pre analýzu extrahovaných vzorkov a stanovenie objemu opotrebenia za pomoci optického skeneru ATOS Triple scan. Podrobný popis metódy a výsledkov dosiahnutých touto metódou je uvedený v nasledujúcom texte prebratom z manuskriptu. Článok bol publikovaný v Tribology Transaction IF 1,66 (podľa Scopus 2015), čím bola prvá etapa ukončená (Príloha 1).

Na základe tejto publikácie pokračovala práca rozšírením o hodnotenie povrchu a porovnaním výsledkov s klinickými datami. Podrobný popis hodnotenia a popis dosiahnutých výsledkov je uvedený v nasledujúcom texte prebratom z manuskriptu. Článok bol prijatý k publikácii v časopise Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Čechoslovaca s IF 0,59 (podľa Scopus 2015), čím bola druhá etapa ukončená (Príloha 2).

Počas štúdia bola nadviazaná spolupráca s kanadskou univerzitou – University of Waterloo v rámci ktorej sa uskutoční trojmesačná stáž pod vedením prof. Medleyho. Predmetom tejto stáže bude porovnanie vytvorenej metodiky s metódou microCT, ktorá v súčasnosti je jednou z potenciálnych metód v rozvoji oblasti biotribológie. Stáž spadá do 3. etapy riešenia dizertačnej práce. Výsledkom by mala byť publikácia zameraná na porovnanie týchto dvoch prístupov a doplnená o chemickú analýzu povrchov v spolupráci s Dr. Dipankarom Choudhuryom z University of Arkansas. V súčasnej dobe je publikácia v poslednej fázi prípravy a bude odoslaná do časopisu Journal of Biomedical Materials Research

## 7 ZÁVER

---

**7**

Toto pojednanie k štátnej doktorskej skúške zhrňuje súčasné poznatky z oblasti analýzy a kvantifikácie oteru u bedrových náhrad. Práca je rozdelená do troch hlavných etáp, ktoré vzájomne na seba nadväzujú. V prvej etape sa práca zaoberá metódami využívanými pre kvantifikáciu úbytku materiálu do tela pacienta, taktiež je pojednávané o alternatívnych možnostiach využiteľných pre túto metódu. Na základe týchto poznatkov bola zostavená metóda, ktorá bola následne aplikovaná na extrahované páry a validovaná štandardizovanou gravimetrickou metódou. V ďalšej časti je výber publikácii zameraný na povrchovú analýzu implantátu a dôsledky s tým spojené. Na základe zhodnotenia súčasného stavu poznania je zhodnotený doterajší postup a stanovené ciele dizertačnej práce, navrhnutá pracovná hypotéza a ďalší metodický postup riešenia. Následne je zhodnotený doterajší postup riešenia, pričom sa podarilo čiastočne splniť ciele a bol tak položený základ pre úspešné dokončenie dizertačnej práce.

## 8 LITERATÚRA

8

1. OECD, *Health at a Glance 2015*. OECD Publishing.
2. Pramanik, S., A.K. Agarwal, and K. Rai, *Chronology of total hip joint replacement and materials development*. Trends in Biomaterials & Artificial Organs, 2005. **19**(1): p. 15-26.
3. Bills, P.J., et al., *Volumetric wear assessment of retrieved metal-on-metal hip prostheses and the impact of measurement uncertainty*. Wear, 2012. **274–275**(0): p. 212-219.
4. Uddin, M.S., *Wear Measurement and Assessment of Explanted Cross-Linked PE Acetabular Cups Using a CMM*. Tribology Transactions, 2014. **57**(5): p. 767-777.
5. Lord, J.K., et al., *Volumetric wear assessment of failed metal-on-metal hip resurfacing prostheses*. Wear, 2011. **272**(1): p. 79-87.
6. Kothari, M., D.L. Bartel, and J.F. Booker, *Surface geometry of retrieved McKee-Farrar total hip replacements*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1996(329): p. S141-S147.
7. Dumbleton, J.H., M.T. Manley, and A.A. Edidin, *A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty*. Journal of Arthroplasty, 2002. **17**(5): p. 649-661.
8. Registry, N.J., *National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland*, in *12th Annual Report*. 2015. p. 183.
9. Heisel, C., M. Silva, and T.P. Schmalzried, *Bearing surface options for total hip replacement in young patients*. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 2003. **85A**(7): p. 1366-1379.
10. McCalden, R.W., et al., *Current concepts review - Radiographic methods for the assessment of polyethylene wear after total hip arthroplasty*. Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume, 2005. **87A**(10): p. 2323-2334.
11. Ilchmann, T., et al., *Acetabular polyethylene wear volume after hip replacement: Reliability of volume calculations from plain radiographs*. Wear, 2012. **282–283**(0): p. 69-75.
12. ISO14242-2, *ISO 14242-2, Implants for surgery-Wear of total hip-joint prostheses*, in *Part 2 - Methods of measurement*. 2000, ISO copyright office: Switzerland, CH-1211 Geneva 20. p. 5.
13. Choudhury, D., et al., *The influence of surface modification on friction and lubrication mechanism under a bovine serum lubricated condition*. Tribology Transactions, 2015: p. 1-28.
14. Bills, P., L. Blunt, and X. Jiang, *Development of a technique for accurately determining clinical wear in explanted total hip replacements*. Wear, 2007. **263**(7–12): p. 1133-1137.
15. Zou, L., et al., *Measurements of sequential impressions of acetabula cups from a total hip joint replacement using a non-contact measurement system*. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2001. **41**(13–14): p. 2023-2030.
16. Lu, Z. and H.A. McKellop, *Accuracy of methods for calculating volumetric wear from coordinate measuring machine data of retrieved metal-on-metal hip joint implants*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 2014. **228**(3): p. 237-249.

17. Palousek, D., et al., *Effect of matte coating on 3D optical measurement accuracy*. Optical Materials, 2015. **40**: p. 1-9.
18. Rossler, T., et al., *Optical 3D methods for measurement of prosthetic wear of total hip arthroplasty: principles, verification and results*. Optics Express, 2009. **17**(15): p. 12723-12730.
19. Yun, H.H., et al., *Reliability of a PowerPoint Method for Wear Measurement After Total Hip Arthroplasty: A Retrieval Study Using 3-Dimensional Laser Scanning*. The Journal of Arthroplasty, 2012. **27**(8): p. 1530-1537.
20. Morris, B., et al., *Quantifying the wear of acetabular cups using coordinate metrology*. Wear, 2011. **271**(7–8): p. 1086-1092.
21. Tsai, T.-Y., et al., *In-vivo 6 degrees-of-freedom kinematics of metal-on-polyethylene total hip arthroplasty during gait*. Journal of Biomechanics, 2014. **47**(7): p. 1572-1576.
22. Dowson, D. and Z.M. Jin, *Metal-on-metal hip joint tribology*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 2006. **220**(H2): p. 107-118.
23. Blunt, L. and X.Q. Jiang, *Three dimensional measurement of the surface topography of ceramic and metallic orthopaedic joint prostheses*. Journal of Materials Science-Materials in Medicine, 2000. **11**(4): p. 235-246.
24. Affatato, S., et al., *Comparative study on the wear behaviour of different conventional and cross-linked polyethylenes for total hip replacement*. Tribology International, 2008. **41**(8): p. 813-822.
25. Tuke, M., et al., *3D linear and volumetric wear measurement on artificial hip joints-Validation of a new methodology*. Precision Engineering-Journal of the International Societies for Precision Engineering and Nanotechnology, 2010. **34**(4): p. 777-783.
26. Vrbka, M., et al., *Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples*. Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca, 2015. **82**(5): p. 341-347.
27. Kurtz, S.M., et al., *Assessment of surface roughness and waviness using white light interferometry for short-term implanted, highly crosslinked acetabular components*, in *Crosslinked and Thermally Treated Ultra-High Molecular Weight Polyethylene for Joint Replacements*, S.M. Kurtz, R.A. Gsell, and J. Martell, Editors. 2004. p. 41-56.
28. Trommer, R.M., et al., *Multi-Scale Evaluation of Wear in UHMWPE-Metal Hip Implants Tested in a hip Joint Simulator*. Biotribology, 2015. **4**: p. 1-11.
29. Laska, A., V.-M. Archodoulaki, and B. Duscher, *Failure analysis of retrieved PE-UHMW acetabular liners*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2016. **61**: p. 70-78.
30. Edidin, A.A., et al., *Mechanical behavior, wear surface morphology, and clinical performance of UHMWPE acetabular components after 10 years of implantation*. Wear, 2001. **250**(1–12): p. 152-158.
31. Liu, F., J. Fisher, and Z. Jin, *Effect of motion inputs on the wear prediction of artificial hip joints*. Tribology International, 2013. **63**: p. 105-114.
32. Teeter, M.G., et al., *Manufacturing lot affects polyethylene tibial insert volume, thickness, and surface geometry*. Proceedings of the Institution of

- Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine, 2013. **227**(8): p. 884-889.
33. Ansari, F., M.D. Ries, and L. Pruitt, *Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2016. **53**: p. 329-340.
34. Martell, J.M. and S. Berdia, *Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 1997. **79**(11): p. 1635-1641.

**9 ZOZNAM OBRÁZKOV****9**

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obr. 1 Výmena bedrového kĺbu za umelú náhradu .....                              | 6  |
| Obr. 2 Rozdelenie meracích metód z hľadiska princípu a potenciálom rozvoja ..... | 8  |
| Obr. 3 Materiálové kombinácie kĺbových náhrad .....                              | 9  |
| Obr. 4 CMM analýza extrahovanej jamky .....                                      | 11 |
| Obr. 5 Lineárne opotrebenie jamky .....                                          | 11 |
| Obr. 6 Objemové opotrebenie jamky .....                                          | 11 |
| Obr. 7 Sumarizácia štúdií zaoberajúcich sa metódou CMM .....                     | 12 |
| Obr. 8 Odchýlková mapa generovaná za pomoci software Matlab .....                | 13 |
| Obr. 9 Množstvo opotrebenia u jednotlivých komponent .....                       | 13 |
| Obr. 10 Mapa opotrebenia stanovená na základe CMM merania .....                  | 14 |
| Obr. 11 Mapa opotrebenia kĺbovej jamky po 0,5 milióna cyklov na simulátore ..... | 15 |
| Obr. 12 Parametre 3D skeneru ATOS Triple scan .....                              | 17 |
| Obr. 13 Rozloženie antireflexného prášku pri jednotlivých nástrekoch .....       | 18 |
| Obr. 14 Hrúbka vrstvy .....                                                      | 18 |
| Obr. 15 Neistota merania .....                                                   | 18 |
| Obr. 16 Skenovanie geometrie za pomoci furierovej profilometrie .....            | 19 |
| Obr. 17 Princíp furierovej profilometrie - deformácie prúžkovej projekcie .....  | 19 |
| Obr. 18 Porovnanie výsledkov profilometrie .....                                 | 20 |
| Obr. 19 Výsledky skenovextrahovaných bedrových jamiek .....                      | 21 |
| Obr. 20 Kinematika chôdze s bedrovým implantátom .....                           | 22 |
| Obr. 21 Rozdelenie metód na základe fyzikálnych princípov .....                  | 24 |
| Obr. 22 Oblasti využiteľnosti jednotlivých metód na základe vlnovej dĺžky .....  | 25 |
| Obr. 23 Úbytok materiálu v závislosti na počte cyklov .....                      | 26 |
| Obr. 24 Princíp metódy RedLux .....                                              | 27 |
| Obr. 25 Výsledky hodnotenia povrchu za pomoci metódy RedLux .....                | 27 |
| Obr. 26 Špecifikácia referenčného kalibru .....                                  | 28 |
| Obr. 27 Závislosť súčiniteľa trenia na type implantátu - B.Braun .....           | 28 |
| Obr. 28 Závislosť súčiniteľa trenia na type implantátu - Zimmer .....            | 29 |
| Obr. 29 Polyetylénová jamka po teste opotrebenia .....                           | 30 |
| Obr. 30 Delaminácia okrajovej oblasti acetábula .....                            | 31 |
| Obr. 31 Postup riešenia - etapa 1 .....                                          | 38 |
| Obr. 32 Postup riešenia - etapa 2 .....                                          | 39 |

---

## 10 ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK

|        |                                                |
|--------|------------------------------------------------|
| VUT    | Vysoké učení technické                         |
| UK     | Ústav konstruování                             |
| CMM    | Súradnicové meracie zariadenie                 |
| X3     | Prvá generácia vysoko sieťovaného polyetylénu  |
| XPE    | Sieťovaný polyetylén                           |
| UHMWPE | Druhá generácia vysoko sieťovaného polyetylénu |
| 3D     | Trojrozmerný                                   |
| TEP    | Totálna náhrada bedrového kĺbu                 |
| OOR    | Odchýlky kruhovitosti                          |
| IF     | Impakt faktor                                  |

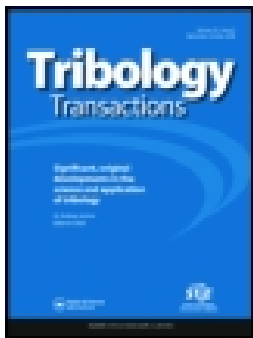
---

## 11 ZOZNAM PRÍLOH

|           |                                                                                                                                                                |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Príloha 1 | Ranusa, M., et al., <i>Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner</i> . Tribology Transactions, 2016.                  |
| Príloha 2 | Ranusa, M., et al., <i>Wear and roughness of bearing surface in retrieved Bicon cups</i> . Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Českoslovaca, 2017. |

## **11.1 Príloha 1**

Ranusa, M., et al., *Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner*. Tribology Transactions, 2016.



## Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner

Matúš Ranuša, Jiří Gallo, Martin Vrbka, Martin Hobza, David Paloušek, Ivan Křupka & Martin Hartl

To cite this article: Matúš Ranuša, Jiří Gallo, Martin Vrbka, Martin Hobza, David Paloušek, Ivan Křupka & Martin Hartl (2016): Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner, Tribology Transactions, DOI: [10.1080/10402004.2016.1176286](https://doi.org/10.1080/10402004.2016.1176286)

To link to this article: <http://dx.doi.org/10.1080/10402004.2016.1176286>



Accepted author version posted online: 09 May 2016.  
Published online: 25 Aug 2016.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 62



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)

## Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner

Matúš Ranuša<sup>a</sup>, Jiří Gallo<sup>b</sup>, Martin Vrbka<sup>a</sup>, Martin Hobza<sup>b</sup>, David Paloušek<sup>a</sup>, Ivan Krupka<sup>a</sup>, and Martin Hartl<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Faculty of Mechanical Engineering, Institute of Machine and Industrial Design, Brno University of Technology, Brno, Czech Republic; <sup>b</sup>Department of Orthopaedics, University Hospital Olomouc, Faculty of Medicine and Dentistry, Palacky University, Olomouc, Czech Republic

### ABSTRACT

Wear analysis of total hip replacements (THRs) is considered one of the most relevant research areas helping to improve the longevity and overall design of THRs. The coordinate machine method (CMM) and Fourier profilometry are the most common methods for measuring THR wear. This article presents optical scanner digitalization as a new method for measuring the wear of polyethylene (PE) acetabular cups. The aim of this article is to explore the potential of this method for the PE wear measurements. Optical scans for the purposes of this study were produced using an ATOS Triple Scan 3D optical scanner. The optical scanner is efficient and it can measure a large number of points for polygonization and for further development of the preworn models. In this study, the scanner first generated point clouds on a sample of 13 retrieved ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) acetabular cups. Next, volumetric models of the cups were created by polygonizing the point clouds. Reverse engineering was used to develop models of the original acetabular cups using the geometry of the unworn parts of the retrieved cups. A comparison of the two models then showed the total volume of the PE debris. The optical scanning method was validated against the gravimetric method using three new acetabular cups that were worn out on a hip pendulum simulator. Validation shows that the optical scanning method is a valid method for wear analysis of the retrieved UHMWPE acetabular cups.

### ARTICLE HISTORY

Received 15 December 2015  
Accepted 5 April 2016

### KEYWORDS

Total hip replacement; polyethylene; wear measurement; optical digitalization; volumetric wear

### Introduction

Total hip replacement (THR) is currently the most effective treatment of a number of hip afflictions that helps to alleviate pain and improve quality of life. This surgical procedure consists of removing the damaged joint surfaces and replacing them with artificial ones—an acetabular cup articulating surface with femoral head on a femoral stem. The most common combination of bearing materials is a polyethylene (PE) acetabular cup articulating with a metal or ceramic head.

Along with a growing number of THRs, there is a growing need for revision surgeries due to prosthesis failure. Projected estimates made for the United States show that by 2030 the demand for primary THA will grow by 174% for primary surgery and 137% for revision surgery compared to the levels in 2005 (Kurtz, et al. (1)). By far, the main reason for a revision surgery is aseptic loosening followed by infection and dislocation. Aseptic loosening is causally associated with liberation of huge amount of prosthetic wear particles from the bearing surfaces. These particles stimulate the receptors of innate immunity to trigger a foreign body host response driven predominantly by macrophages and fibrocytes (Gallo, et al. (2)). That is why manufacturers and researchers are motivated to develop bearing materials with increased resistance to wear.

In order to measure the amount and rate of prosthetic wear, various in vivo and in vitro methods have been developed offering clinicians as well as researchers the ability to determine

damage to the prosthetic cup liner (Patel, et al. (3)). In vivo wear measurement methods rely on the assumption that a definite relationship exists between a quantifiable X-ray penetration of the prosthetic head in the cup and the true amount of wear. However, this article focuses only on in vitro methods. Gravimetric methods are suitable for evaluation of the cups tested under repetitive load cycle in special hip joint simulators when the pretest weight of a cup is known. The gravimetric method is also suitable for assessment of artificially worn components in experimental settings. The approach is defined by international standards ISO 14242 (Affatato, et al. (4)). The accuracy of this method is a minimum of 0.1 mg according to ISO 14242-2 (5).

However, this method is not useful for the analysis of extracted hip implants because the weight of the original cup in a preworn stage is not known. Therefore, development of alternative methods allowing the measurement of volumetric wear in a retrieved cup without knowledge of its weight before its use is needed (Bills, et al. (6)).

One of these methods is the analysis of surface geometry by a coordinate measurement machine (CMM). It is the most common method for measuring the geometry in manufacturing practice for control of the shape and dimensions of product elements. Use of this method has also become a correct standard method for the measurement of THR volumetric wear during in vitro tests (Bills, et al. (7); Martell, et al. (8)). A precise description of

this method is clearly summarized in ISO 14242-2 (5), where a particular focus is dedicated to the maximum axial position error of measurement, which is described as  $D = 4 + 4l \times 10^{-6}$  ( $D$  = volumetric position error in micrometers, and  $l$  = measuring length of the work envelope in millimeters). A location change of specimen must affect the volume by no more than 0.05%, and the point mesh spacing should be  $<1$  mm. This standard offers a fundamental basis for the volumetric wear analysis with defined uncertainty of THR measurement (ISO 14242-2 (5)).

There are many studies describing the uncertainty and postprocessing algorithm related to this method. Kothari, et al. (9) published one of the first studies discussing the use of a CMM method to evaluate 22 retrieved THR components. Three hundred and twenty-five points were measured on the surface of a sample. The analysis was carried out in vitro and the examined implants were from metal material (Kothari, et al. (9)). The declared accuracy of this method was  $\pm 5 \mu\text{m}$ , with the definition described in geometrical product specification for CMM system declaration by ISO 10360-2 (10). Becker and Dirix (11) evaluated the precision of this method in the study comparing two CMM methods with a standard precision of  $2.6 \mu\text{m}$  and a high precision of  $1.2 \mu\text{m}$ . Lord, et al. (12) assessed metal-on-metal THR components, analyzing 32 femoral heads and 22 acetabular cups. The aim was to evaluate the effectiveness of the CMM method against a conventional gravimetric method. To determine the volumetric wear, a program using mathematical software was created. This program aimed to identify the origin of the spherical components from as wide an area of the articulating surface as possible. Then the worn area was localized. Results of this study were verified by the gravimetric method. A validation procedure compared the mathematical and the gravimetric method. In Lord, et al. (12), three stages of mean absolute error—0.53, 0.50, and  $0.24 \text{ mm}^3$ —were reported for metal components. Another study examined distribution of the scan lines. The results deal with the impact of the scanning method (polar, planar, etc.), distances between the scan lines, and distribution of points along a single scan line (Bills, et al. (6)).

An innovative surface analysis methodology is the optical method. A noncontact analysis provides simplification of measurements and postprocessing analysis. On the other hand, it offers new possibilities for postprocessing the scanned geometry. The main method used for complex analysis of THR geometry is based on reflectivity of the surface. Reflection of the incident beam is processed by an active or passive triangulation.

One of the studies focused on the use of a noncontact scanning method using Fourier profilometry (Rossler, et al. (13)). The study deals with a sinusoidal grating projector that creates an optical pattern on the object. This pattern is deformed by refraction on the surface, which is reflected in changes of its phase. The image is recorded by a digital camera. Information about the geometry and topographic depth is obtained by the image processing and by the mathematical algorithm computing the phase shift toward the reference plane. A relative percentage difference of this method compared to the gravimetric method is approximately 6.3% depending on the rate of volumetric wear (Rossler, et al. (13)).

Another approach, called scanning profilometry, uses only a one-strip projection. For the analysis of all surfaces, the object is rotated. The sensitivity and accuracy of this method depends on the size of the angle of object rotation. As a result, the whole profile is created by connecting the individual linear scans. The third coordinate is determined from the equal compared reference plane and the plane of refraction. The relative percentage difference of this method compared to the gravimetric method is about 10% (Pochmon, et al. (14)).

Zou, et al. (15) studied the macrostructure surface of acetabular cups. To establish an accurate method for digitizing a convex hemispherical shape, a laser probe fitted on a CMM machine is used. The principle of this optical method is based on triangulation. The surface was digitized at 0.1-mm intervals in  $X$  and  $Y$  directions divided into six scans. Then discrete points were merged into one surface data. Reproducibility of the method shows a volumetric difference of  $1.411 \text{ mm}^3$  (Zou, et al. (15)).

Yun, et al. (16) used 3D optical scanning for validation of the reliability of a power point method to recognize volumetric wear in vivo from radiographs. This method is applied on 17 retrieved PE acetabular cups. A 3D laser scanner used for the analysis of the cup has a resolution of 2.0 megapixels and precision less than 0.01 mm. Data are postprocessed using special software (Geomagic, Morrisville, NC). The mean wear volume achieved by the 3D laser scanning method is  $1,146.72 \pm 576.59 \text{ mm}^3$ . The main message is to show that the power point method correlated well with the 3D scanning method (Yun, et al. (16)).

The aim of this article is to demonstrate the optical method as a method suitable for determination of volumetric wear and material loss. This method is applicable for retrieved PE acetabular cups at various stages of wear. The data obtained from the 3D digitizing process by the optical scanner are processed and evaluated using computer-aided design (CAD). Using a post-processing algorithm, it is possible to determine the amount of volumetric wear. A particular focus is given to validation of this method by the standard gravimetric method. This method ranks among the most innovative methods in the respective field to determine the volumetric wear of PE acetabular cups. Information on volumetric wear can be used to suggest an effective modification of geometry that would lower the friction and wear by effectively moving the lubrication regime away from the boundary regime toward the mixed and hydrodynamic lubrication regimes (Dougherty, et al. (17); Choudhury, et al. (18)).

As indicated above, the CMM and the gravimetric method are the two most widely used methods for determining the volumetric wear on acetabular cups in vitro. These methods are very precise and have high confidence levels. In recent years, these methods have been supplemented with optical methods to obtain a more comprehensive and time-efficient analysis. The main advantage of the approach described in this article is its ability to reconstruct the unworn geometry of the cup. The analysis of geometry is made on the basis of a large number of points forming the point clouds. This advantage opens new opportunities for analytic and statistical approaches for determination of volumetric wear.

**Table 1.** Characteristics of the patients enrolled in the study.

| Patient | Gender | Weight (kg) | Body ms index | Age (years) | Side  | Date of revision   | Duration (months) | Type of patient <sup>a</sup> | Reason for revision            |
|---------|--------|-------------|---------------|-------------|-------|--------------------|-------------------|------------------------------|--------------------------------|
| 1       | M      | 66          | 24.24         | 67          | Right | January 27, 2015   | 145               | B                            | Periprosthetic fracture, wear  |
| 2       | F      | 48          | 19.23         | 48          | Right | October 10, 2011   | 126               | B                            | Aseptic loosening <sup>b</sup> |
| 3       | F      | 75          | 27.55         | 55          | Left  | November 5, 2012   | 120               | B                            | Aseptic loosening–stem         |
| 4       | F      | 63          | 24.01         | 61.5        | Right | September 11, 2013 | 131.5             | B                            | Aseptic loosening              |
| 5       | M      | 103         | 32.51         | 52          | Right | January 30, 2012   | 75                | A                            | Painful hip                    |
| 6       | F      | 88          | 34.38         | 77          | Right | January 22, 2014   | 48.5              | B                            | Aseptic loosening              |
| 7       | M      | 100         | 30.86         | 73          | Left  | May 14, 2013       | 89.5              | A                            | Aseptic loosening–stem         |
| 8       | F      | 58          | 21.05         | 43          | Left  | October 20, 2010   | 92.2              | B                            | Fracture of the cup            |
| 9       | F      | 56          | 23.31         | 63          | Right | October 30, 2013   | 164               | B                            | Aseptic loosening              |
| 10      | F      | 72          | 26.77         | 53          | Right | September 24, 2014 | 53.6              | A                            | Aseptic loosening              |
| 11      | F      | 77          | 26.96         | 69          | Left  | March 12, 2014     | 61.9              | A                            | Aseptic loosening              |
| 12      | F      | 60          | 22.04         | 77          | Right | September 14, 2010 | 43                | B                            | Aseptic loosening              |
| 13      | F      | 68          | 29.05         | 59          | Left  | April 20, 2011     | 114.6             | B                            | Aseptic loosening              |

<sup>a</sup>The Charnley classification tries to estimate the level of walking capacity, with class A having no disturbance in locomotion, class B with bilateral hip disease (or hip and knee) and normal findings in other weight-bearing joints, and class C with severe compromise of locomotion due to multiple joint involvement.

<sup>b</sup>Both components.

## Materials and methods

### Components

The new method of wear evaluation was demonstrated on 13 acetabular cups with a diameter of 28 mm (Table 1). All extracted acetabular cups were part of the Bicon-plus cup (Plus Endoprothetik AG, Rotkreuz, Switzerland; later Smith and Nephew). Ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) was made of RCH-1000 Chirulen (Quadrant PHS Deutschland GmbH, Vreden, Germany) according to ISO 5834-2 and ASTM F648. The UHMWPE liner was gamma radiation sterilized (cobalt-60) while sealed in a threefold pouch in a nitrogen atmosphere. The dose adopted was between a minimum of 25 kGy and a maximum of 37 kGy (Milosev, et al. (19)). There is a consistent agreement in clinical studies that the UHMWPE represents an improvement in wear over conventional PE (Williams, et al. (20)). The extracted cups were produced in two designs. The first design was a standard acetabular cup and the second design was an acetabular cup with an elevated rim (the so-called antiluxation modification). Retrieved prostheses were obtained at revision surgeries between 2010 and 2015. All surgeries were performed by one surgeon. The component's survival time in situ was on average 97.29 months (range = 43–145, SD = 37.83 months). After prosthesis extraction, all of the PE liners were mechanically cleaned, immersed in a disinfectant for 24 h, and then sterilized routinely for 2 h. All retrieved cups were obtained under standard conditions with written informed patient consent, and the study was approved by the local Ethics Committee (as a part of project NT11049-5, Ministry of Health, Czech Republic).

New acetabular cups with a diameter of 28 mm were used as reference samples for validation of the method. The new acetabular cups were Durasul Low Profile Cups produced by Zimmer (size 50/28). Validation was replicated on three independent samples to eliminate measurement and manufacturing random errors.

### Optical scanning method

Acetabular cups were measured using an 3D ATOS Triple Scan optical scanner (Fig. 1). This optical system is based on active fringe projection and triangulation. The ATOS Triple Scan uses

blue light technology in three viewing angles between the stereo camera and projector. With this approach, the measurements are not dependent on environmental factors and therefore it is not necessary to maintain constant environmental conditions during the measurements. A fringe pattern is projected on the object to be measured and the image is acquired using a two-camera system (Fig. 2). The final scan is composed of multiple partial scans that are aligned according to the reference points detected by software.

For measurement of the acetabular cups, the reference points with a diameter of 0.8 mm were positioned on the surface of the cups outside their evaluated areas (GOM (21)). The measurement was carried out with MV170 lenses with a measurement volume of 170 × 130 × 130 mm calibrated in a small object arrangement. The lenses complied with VDI/VDE2634-3 (22). Further parameters of the measuring equipment are shown in Table 2.

The scanner was calibrated according to the procedures as defined by the producer. Results of calibration are shown in Table 3.

The surface of PE acetabular cups was too transparent for scanning and it was necessary to apply a layer of TiO<sub>2</sub> coating. An airbrush system was used to apply an approximately 3 μm coating (Palousek, et al. (23)). The acetabular cup was fixed in the middle of a rotary measurement table. The scanner was focused on the center of the acetabular cup at a scanning



**Figure 1.** Measuring by ATOS III Triple Scan 3D optical scanner.

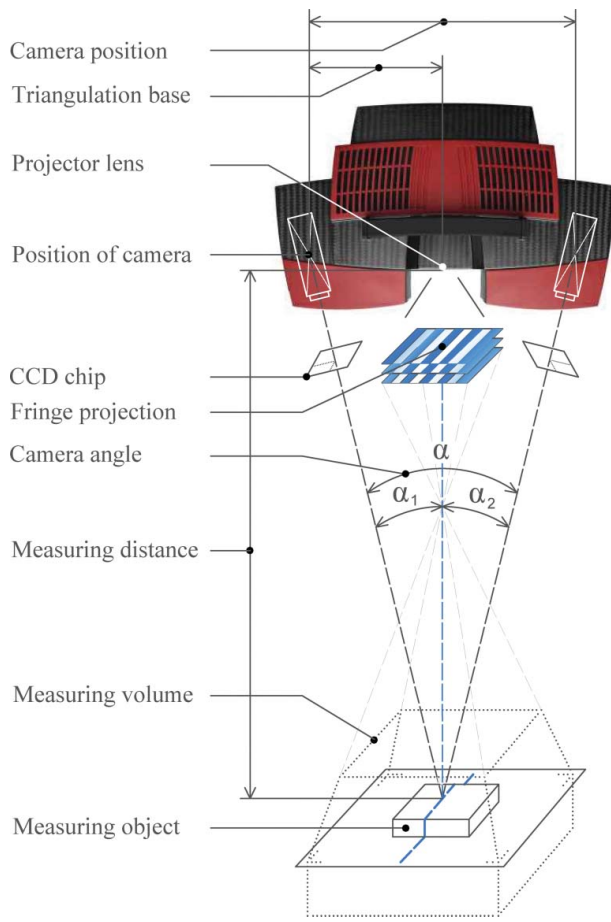


Figure 2. Principle of ATOS 3D optical system.

distance of 490 mm. Each individual scan consists of a large number of isolated points, technically described as a point cloud. Approximately six partial scans were used for the final scan to be used in postprocessing.

### Polygonization and definition of coordinate system

After the measurement, the data were postprocessed using the software GOM Inspect (GOM mbH). First, the scan was polygonized. For the purpose of further analysis, only the articulating surface and its close surroundings were necessary; redundant data were removed. Next, the polygonized object was reconstructed by removing and filling in damage caused by the surgeon during extraction of THR components (Fig. 3). Surgical damage was identified after analyzing and considering

Table 2. Parameters of GOM ATOS III Triple Scan 3D scanner (Palousek, et al. (23)).

| Parameters                       | ATOS Triple Scan |
|----------------------------------|------------------|
| Camera pixels (Mpx)              | 2 × 8            |
| Measuring volume (mm)            | 170 × 130 × 130  |
| Measuring distance (mm)          | 490              |
| Lamp                             | LED              |
| Focal length camera lenses (mm)  | 40               |
| Focal length projector lens (mm) | 60               |
| Point distance (mm)              | 0.055            |
| Reference points diameter (mm)   | 0.8              |
| Camera position                  | Small object     |

Table 3. Results of calibration.

| Parameters                                  | Results of calibration |
|---------------------------------------------|------------------------|
| Deviation of calibration (pixels)           | 0.033                  |
| Optimized deviation of calibration (pixels) | 0.020                  |
| Calibration of projector (pixels)           | 0.118                  |
| Optimized calibration of projector (pixels) | 0.019                  |
| Angles of cameras (°)                       | 27.2                   |
| Temperature (°C)                            | 24                     |
| Type of calibration object                  | CP40-170-40346         |

the procedures used for extracting of THR implants. After these modifications, the polygonized geometry was smoothed with a surface tolerance of 3  $\mu\text{m}$  to remove the surface roughness and possible coating defects that could distort the measurements.

A reference coordinate system for cup geometry was created using three fitting elements: a line, a point, and a plane.

The line represented the direction of the wear path (also described as a wear scar) and was used to identify the unworn parts of the samples. The 3D model was created on the basis of the nominal value of the acetabulum diameter. The direction of the wear scar was obtained by an initial comparison of the measured data with the nominal data of the new acetabular cup using the best-fit function of GOM Inspect. This comparison rendered a map of deviations that enabled us to infer the final direction of the wear scar (Fig. 4).

The point was defined by the center of a sphere with a diameter corresponding to the original dimensions of the acetabular cup. The sphere itself was created using the Gaussian best-fit method on a cloud of points of the unworn region. A selection of points defining the unworn region is made manually according to the deviations from the ideal model. Cups with higher wear volumes have a clearly identifiable line between the worn and unworn regions. The selected points were then evaluated with three sigma statistical criteria enabling use of 99.73% of the points.

The plane was defined by the rim of the acetabular cup. A selection of points was performed automatically. A different method of point selection was used for antiluxation cups where the definition points were located only on the outer edge of the rim.

Polygonal data with the defined coordinate system were then used to determine the wear vector as a vector originating from the center of the unworn cup geometry to the most worn point on the inner surface of the cup. The center of the unworn region is defined by the point in the center of the coordinate system as described above. The center of the worn region is defined by the best-fit function applied to the selection of data in the direction of the wear scar. This can be calculated using the basic linear algebra equation for the angle between the two vectors (Fig. 5; Uddin (24)).

The surface of the original acetabular cup was defined by fitting the primitives on unworn parts of the extracted acetabular cup as described above (Fig. 6d). The original unworn model was created on the basis of the dimensions of the primitives from the unworn parts of the samples by means of reverse engineering (Fig. 6e). This method assumed that the original unworn surface was truly spherical and without roughness after machining.

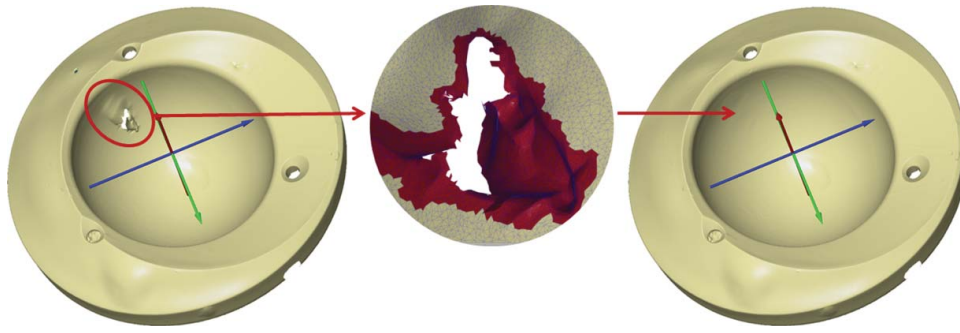


Figure 3. Reconstruction of extracted acetabular cup (GOM Inspect).

### Surface and volume creation

Polygonal data were exported to STL (STereoLithography) format for further postprocessing with Geomagic Design X (3D Systems GmbH) software (Fig. 6b). First, the surface model was generated from the polygonal data using the Geomagic auto-surface tool. The quality of this transformation was evaluated by comparing the rendered surface model with the polygonal data. This comparison showed a maximum deviation of  $2\text{ }\mu\text{m}$ , which is a negligible uncertainty (Fig. 7).

Next, the scanned geometry was trimmed and closed with a cylindrical geometry. Dimensions of the geometry were specified with respect to the extent of the volumetric wear. The cylindrical geometry had to include the whole articulation surface showing any material loss. The resulting surface model was suitable for transformation to the volumetric model using Geomagic tools (Fig. 6c).

In the next step, the volumetric model was compared with the model of the original acetabular cup. The resulting comparison shows the volume of material released to a human body during the life cycle of the cup (Fig. 6f).

### Validation of method

The 3D scanning method was validated by a gravimetric comparison. Wear of the extracted cups was simulated simply by removing the material from new cups. The method specification

and preparation of specimen can be found in ISO 14242-2 (5). The samples were cleaned of the PE particles to avoid loosening of the particles during scanning.

A Kern ABS 320-4N analytic balance was used to determine the weight loss. Reproducibility of the balance was  $0.2\text{ mg}$  and the linearity was  $\pm 0.3\text{ mg}$ . The resolution was  $\pm 0.1\text{ mg}$ , which results in the volumetric uncertainty of  $\pm 0.106\text{ mm}^3$  for PE analysis. Gravimetric measurements were performed at temperatures between  $22$  and  $23^\circ\text{C}$  at a constant humidity level. Gravimetric measurements were taken five times in order to reduce a random error. The average of the measurements was used for the gravimetric comparison.

The volume of the acetabular cup was multiplied by the density of UHMWPE ( $0.940\text{ g/cm}^3$ ; McKellop, et al. (25)). The validation samples consisted of three noncemented new acetabular cups with a size of 50/28.

Wear was carried out on a hip pendulum composed of two main parts: a base frame with an acetabular cup and a pendulum with a femoral head. The pendulum was allowed to oscillate freely in the flexion–extension plane. The simulator setup is described in detail elsewhere (Vrbka, et al. (26)). The parameter of weight loss was defined as the decisive parameter for validation. The articulating surface of the metal (CoCrMo) femoral head was scratched to increase the material loss (Fig. 8). One test of volumetric wear lasted  $1.5\text{ h}$  with a frequency of approximately  $0.48\text{ Hz}$ . The test was performed without lubrication. Weights on pendulum arms ensured a total load of  $2,080\text{ N}$ . The weight loss of the cups was measured in six cycles. The average weight loss after the sixth cycle was  $0.075\text{ g}$  ( $80\text{ mm}^3$ ). This material loss simulates the wear rate as discussed in previous research (Dumbleton, et al. (27)).

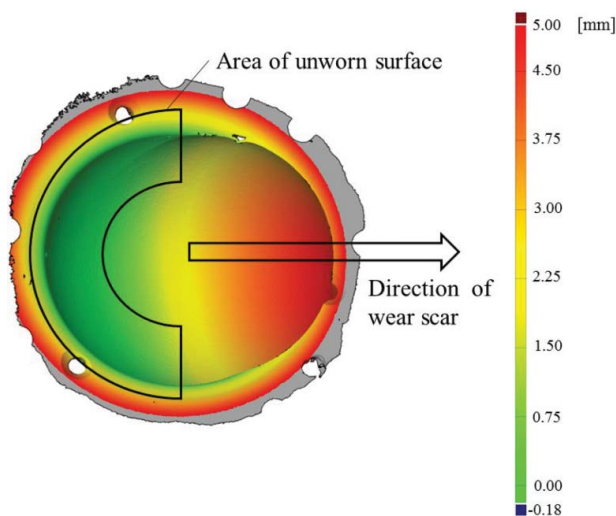


Figure 4. Definition of wear scar direction and coordinate system.

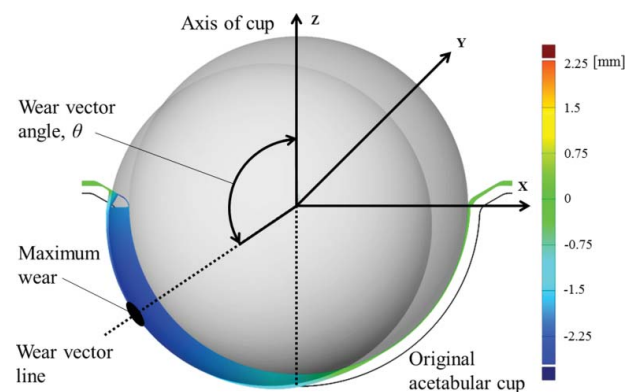


Figure 5. Determination of wear vector.

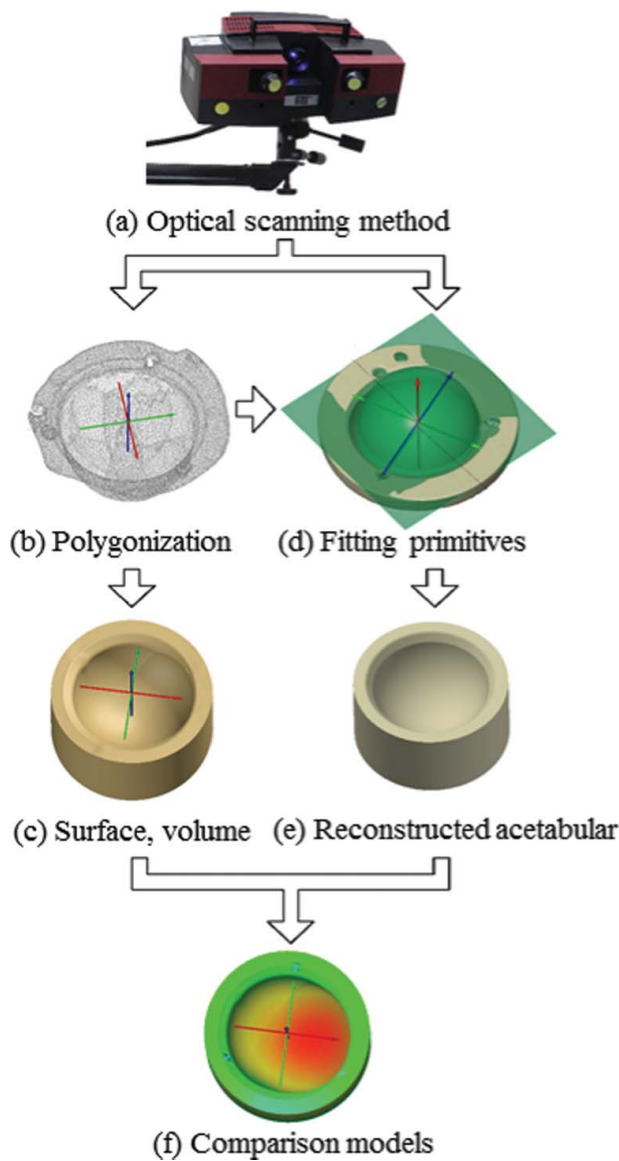


Figure 6. Process of evaluation of volumetric wear.

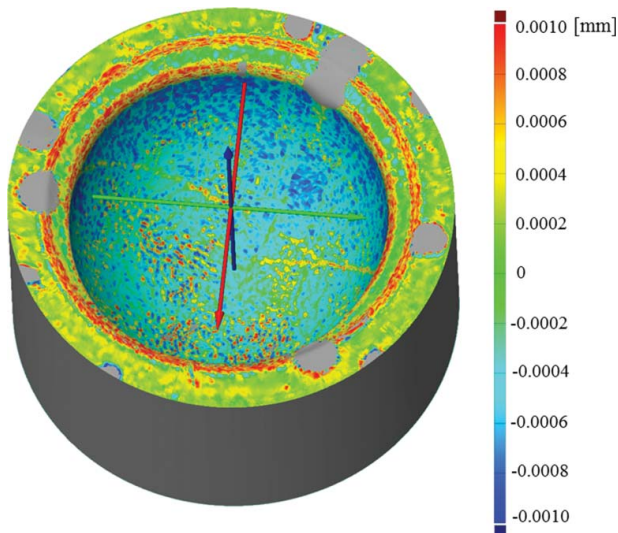


Figure 7. Comparison of 3D scan and reconstructed geometry.



Figure 8. Validation test by hip pendulum.

The sample was weighed before and after testing. In order to mount the acetabular cup on the hip pendulum, it was necessary to fix the outer rim into the epoxy resin mixture. All tests were performed with this fixation; each cup was thoroughly cleaned before weighing and scanning.

## Results

### Validation of 3D scanning method by gravimetric method

The material loss of the cups was measured in six cycles using both the gravimetric and 3D optical methods. Each cycle lasted 15 min and the process was replicated on three cups. Validation results are shown in Figs. 9a–9c. As can be seen, the mean difference between the reference gravimetric method and the optical scanning method was

- $-0.0040$  g (range  $-0.0352$  to  $0.0089$  g) for cup 1 (Fig. 9a).
- $-0.0021$  g (range  $-0.0159$  to  $0.0051$  g) for cup 2 (Fig. 9b).
- $-0.0029$  g (range  $-0.0286$  to  $0.0067$  g) for cup 3 (Fig. 9c).

A significant difference in volumetric wear values measured with the gravimetric method and optical scanning method was present after the first 15-min cycle. This difference may have occurred due to the plastic deformation process. Polygonal data for each measurement were created on average from 191,500 points. This number of points ensures a high quality of surface transformation with deviations less than  $0.002$  mm as shown in Fig. 7. A volume calculation based on surface data was carried out using the CAD system calculation algorithm. The calculation was replicated using three independent software systems. The difference was less than  $0.1$  mm<sup>3</sup>; hence, the deviation of the calculation algorithm is considered negligible.

In order to demonstrate the time efficiency of the method, the duration of each step in the measurement process was recorded. Results are shown in Table 4.

### Analysis of extracted acetabular cups

This study analyzed 13 extracted acetabular cups using the optical scanning method based on the principle of fringe

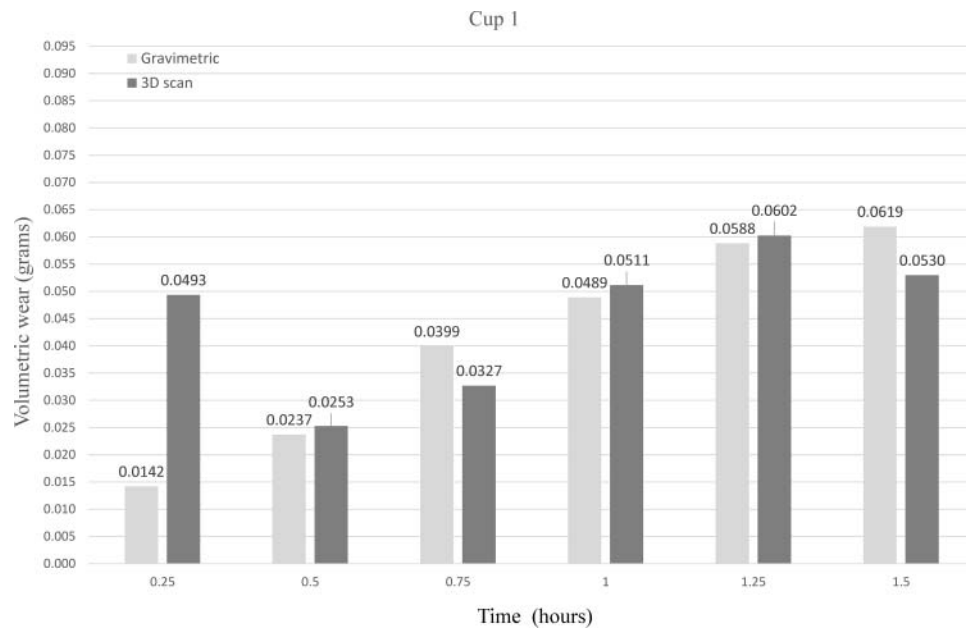


Figure 9a. Comparison of validation test results of 3D scan and gravimetric method—Cup 1.

projection and triangulation. The cups were scanned using the ATOS III Triple scan to create digital representations of articulating surfaces of cups. Results of measurements and the analysis of 13 extracted UHMWPE bearing cups are shown in Table 5.

The nominal inner diameter of the extracted acetabular cups was 28 mm. The outer diameter varied; however, this had no influence on the results. Acetabular cups exhibited a mean volumetric wear of 395.53 mm<sup>3</sup> (range = 51.80–1,119.70 mm<sup>3</sup>). The mean wear rate was 44.37 mm<sup>3</sup>/year (range = 9.98–125.85 mm<sup>3</sup>, SD = 32.45 mm<sup>3</sup>). Each measurement was replicated twice in order to eliminate scanning errors. Small differences between the measurements had no impact on quantification of volumetric wear. This can be supported by the

repeatability analysis of measurement. The results were supported by a study of survival of replacements produced by Bicon-plus where the mean linear wear of the Bicon-plus PE was 1.8 mm, which corresponds to 0.12 mm/year (Ottink, et al. (28)). Another study validates the results of the scanning method with a widely used radiographic method where the volumetric wear of the failed replacement ranged from 730 to 813 mm<sup>3</sup> (Ilchmann, et al. (29)).

A new acetabular cup produced by the same producer as the extracted cups (Endoplus GmbH) was used as a reference sample for repeatability of the optical scanning method. Results of the repeatability test are shown in the graph below (Fig. 10). Repeatability was evaluated on the basis of the software-determined value of the inner diameter using the best-fit function.

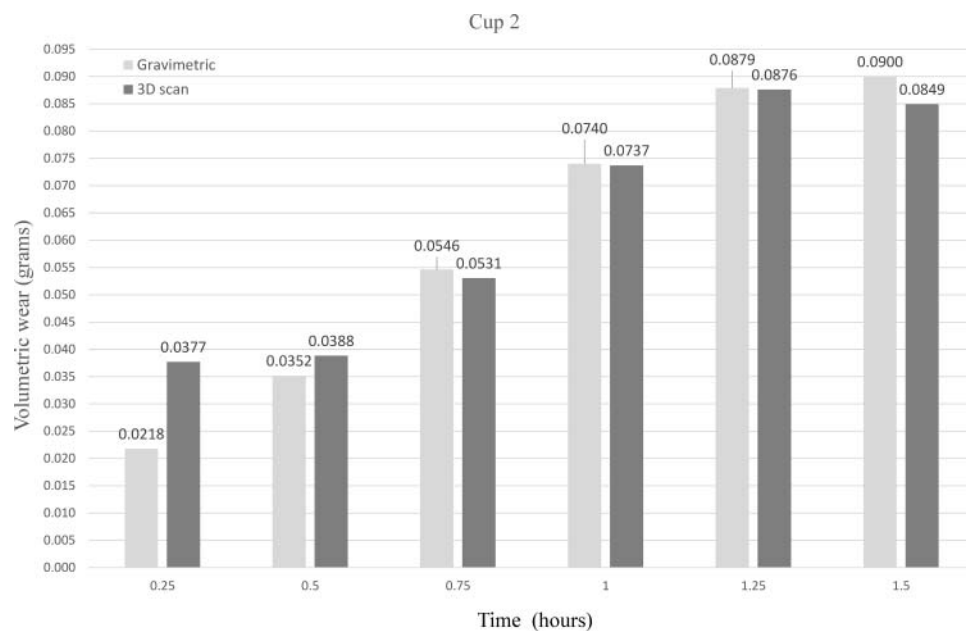


Figure 9b. Comparison of validation test results of 3D scan and gravimetric method—Cup 2.

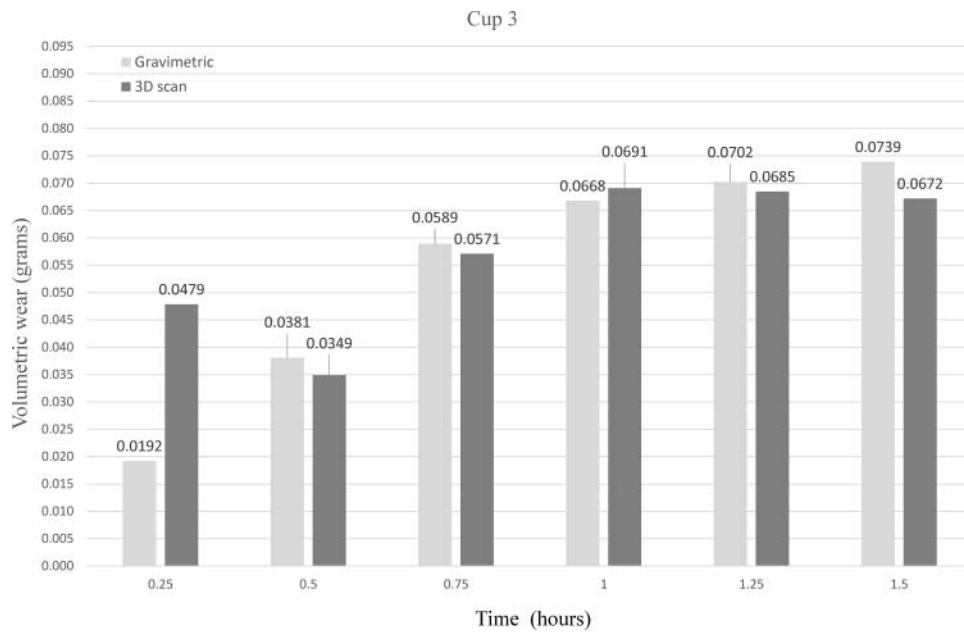


**Figure 9c.** Comparison of validation test results of 3D scan and gravimetric method—Cup 3.

The method was set to the Gaussian statistic method using point filtration three sigma. Measurements were replicated 10 times. Results of measurement were obtained only from the articulating surface; the rim and the outer diameter were not taken into account when determining the volumetric wear. Roughness and roundness of the measured object were neglected. The mean variation of the inner diameter was 0.005 mm (range = 28.624–28.643 mm, SD = 0.005 mm).

## Discussion

The results show that the 3D optical method is suitable for measuring the THR wear of PE acetabular cups and thus it represents an effective alternative to the CMM method, which has, in some cases, reached the limits of its use.

One of the major limitations of the CMM method is a limited number of measured points collected for designing the geometry. Collecting a larger number of surface points using the CMM method is relatively time consuming. However, larger numbers of collected points are crucial for credible reconstruction of the unworn geometry and hence for a more precise analysis of wear. Previous studies showed that the mesh definition and performance of the meshing algorithms can significantly influence the obtained results (Bills, et al. (6); Lord, et al. (12); Carmignato, et al. (30)).

**Table 4.** Time efficiency of scanning method.

| Operation                       | Approximate time (min)         |
|---------------------------------|--------------------------------|
| Cleaning of acetabular cup      | 10                             |
| Application of titanium coating | 15                             |
| Placement of a reference points | 10                             |
| Scanning process                | 12                             |
| Polygonization                  | 5                              |
| Repair of geometry              | 10 (depends on rate of damage) |
| Transformation on surface       | 20                             |
| Transformation on volume        | 8                              |
| Total                           | 90                             |

This limitation of the CMM method can be solved by the optical scanning method, which allows for collecting a larger number of points in a shorter time. Approximately 191,500 points collected on a single 28-mm acetabular cup can help to create a better surface visualisation. The resulting close point spacing solves the problem of curvature of the elements (Lu and McKellop (31)) and the problems related to the latitudinal and longitudinal mesh pattern (Bills, et al. (6)). Moreover, the ability to produce fully three-dimensional wear contours allows us to locate the wear scar with high reliability. The direction of the wear scar helps to define the unworn area of the acetabular cup. A right selection of points in the unworn area can then have a significant influence on the obtained result.

It is therefore important to carefully select the measured points of the unworn area to create the original geometry and to define the diameter. One of the options is to use GOM Inspect software. This approach was used in this study, taking advantage of compatibility of the results with the CAD software for further analysis. Another option is to use a fitting histogram for a precise selection of the unworn area points (Uddin (24)).

**Table 5.** Quantification of volumetric wear explanted acetabular cup.

| Patient | Duration (months) | Size of implants | Type of implant        | Material loss (mm <sup>3</sup> ) | Material loss per year (mm <sup>3</sup> ) |
|---------|-------------------|------------------|------------------------|----------------------------------|-------------------------------------------|
| 1       | 145               | 4/28             | PE insert standard     | 1,119.7                          | 92.66                                     |
| 2       | 126               | 5/28             | PE insert standard     | 528.97                           | 50.38                                     |
| 3       | 120               | 4/28             | PE insert antiluxation | 99.81                            | 9.98                                      |
| 4       | 131.5             | 4/28             | PE insert standard     | 752.01                           | 68.63                                     |
| 5       | 75                | 6/28             | PE insert standard     | 170.98                           | 27.36                                     |
| 6       | 48.5              | 4/28             | PE insert standard     | 162.63                           | 40.24                                     |
| 7       | 89.5              | 5/28             | PE insert standard     | 299.66                           | 40.18                                     |
| 8       | 92.2              | 4/28             | PE insert antiluxation | 966.92                           | 125.84                                    |
| 9       | 164               | 3/28             | PE insert standard     | 584.86                           | 42.80                                     |
| 10      | 536               | 5/28             | PE insert antiluxation | 69.46                            | 15.55                                     |
| 11      | 61.9              | 4/28             | PE insert antiluxation | 152.98                           | 29.66                                     |
| 12      | 43                | 7/28             | PE insert standard     | 51.80                            | 14.46                                     |
| 13      | 114.6             | 4/28             | PE insert standard     | 182.05                           | 19.06                                     |

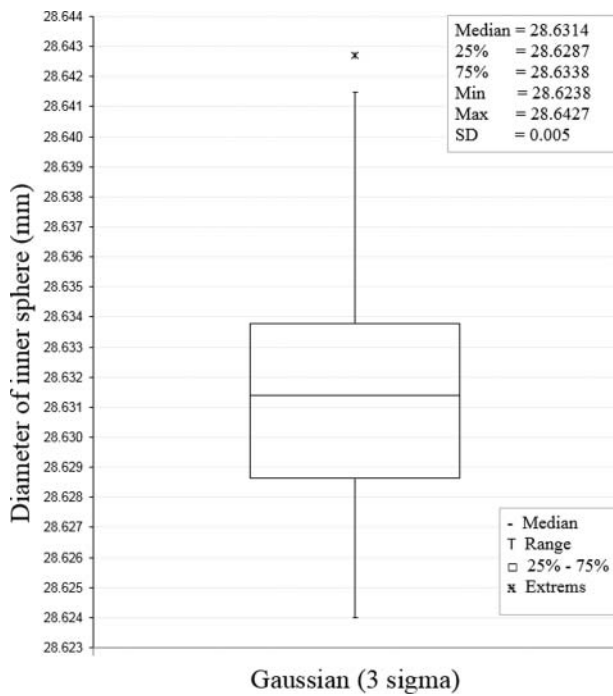


Figure 10. Repeatability of 3D scanning measurement.

Another advantage of the optical 3D method is the ability to define the wear vector on the basis of decentration of the worn region position against the original, software-generated geometry (Fig. 5). Parameters of the resulting wear vector can be then compared with the results obtained by medical methods (Dai, et al. (32)).

Data collected through the optical scanning method can be also suitable as input parameters for finite element prediction models (Uddin and Zhang (33)).

Despite the clear advantages of the optical scanning method, this method poses some challenges and limitations. The main limitation is the precision of the optical 3D scanner, which was established by repeatability of the measurement and parameters of the device. The optical scanning precision as established for the purposes of this study did not reach the levels of accuracy of the CMM method. The maximum accuracy of CMM is approximately  $\pm 1 \mu\text{m}$ . An evaluation of measurement method uncertainty, following ISO/IEC98-3 (34), is fundamental for both establishing a metrological traceability and allowing a proper comparison to the reference gravimetric method. The CMM method finds its application for the analysis of small amounts of material loss. Therefore, it is often used for metal femoral heads, which have a wear rate of approximately 1–40 mm<sup>3</sup> (Bills, et al. (6); Lu and McKellop (31)). The method of measurement is defined by standard ISO 14242-2 (5).

The lower precision of the optical scanning method makes the method inadequate for the analysis of hard components. On the other hand, the accuracy of the optical scanning method is fully acceptable when it comes to the analysis of PE components.

When evaluating the quantitative wear of PE acetabular cups by volume loss, it is also necessary to consider the cold flow phenomenon. This process takes place in the first few months of implant use and results in plastic deformation of PE cup

without generation of wear debris (McKellop (35)). This phenomenon and effect of radial clearance of hard prostheses can be analyzed and specified by the finite element method (Shankar and Nithyaprakash (36)).

The analysis of PE components using the optical scanning method poses the problem of the correct selection of the unworn area of the components, which is important for further reconstruction of the original geometry as stated above. The optical scanning method takes into account neither the problem of the surface roughness nor the problem of nonsphericity of the cups. This issue is particularly evident in the initial phases after implanting the acetabulum when the material loss is relatively low as simulated during the first cycle of our validation, where there was a significant difference in volumetric wear values measured with the gravimetric method and optical scanning method, probably due to the plastic deformation process.

Because there is a wide selection of THRs on the market, some cups are nonspherical in their original geometry as produced by the manufacturers; other cups are originally spherical but can be deformed later. Nonsphericity of the cups is one of the limitations of the presented method and opens up the possibilities for further research aimed at developing an evaluation algorithm to correct the manufacturing tolerance and the non-spherical shape of the cup.

Despite these shortcomings, the 3D optical method is a fast and effective measurement method that simplifies further data processing. It is particularly suitable for the analysis of PE acetabular cups where the volumetric wear is more significant than in the case of metal and ceramic bearing components.

## Conclusion

This article presents a new method of determining volumetric wear using an optical 3D scanner. This method was demonstrated on 13 extracted UHMWPE acetabular cups with various ranges of wear.

The study consists of three parts: (1) description of the optical method used for volumetric wear analysis, (2) validation of the methodology, and (3) application of methodology on the extracted acetabular cups.

1. The optical 3D scanner was used to investigate the volume loss of an acetabular cup. This method is less time consuming than the conventionally used CMM method. Another advantage of the method is the ability to develop a complex geometry built on a large number of points. This approach enables us to reconstruct the most accurate original geometry. A comparison of the extracted cup scans with models of their original geometry reconstructed on the basis of these scans can determine the volumetric wear for PE acetabular cups with satisfying results. The obtained data can be further processed by CAD software.
2. The optical scanning method was validated with the gravimetric method as defined by the standard ISO 14242-2 (5). The mean difference between the methods in quantifying the volume for three cups was  $-0.0040$ ,  $-0.0021$ , and  $-0.0029$  g. Repeatability of the scanning method was 0.005 mm on the evaluated diameter.

3. This method was demonstrated on a series of 13 extracted UHMWPE acetabular cups with known clinical history. Here, all components showed volumetric wear that exceeds the uncertainty of measurement. This method allows for an efficient analysis of acetabular cups.

Basically, there are contact and noncontact methods of volumetric wear measurement. Selection of the most suitable wear measurement method usually depends on various characteristics of the measured samples. This article introduces a new optical scanning method using the ATOS Triple Scan and evaluates its advantages and disadvantages in the context of the conventional CMM method.

Previous research shows that CMM enables more accurate measurements suitable for metal and ceramic components. This article suggests that the scanning method enables more efficient data collection and a more variable geometry processing, which is particularly useful for PE extracted acetabular cups.

## Acknowledgements

The authors thank A. Přikryl for optical scanning of acetabular cups and V. Trulíková for help with editing the article.

## Funding

This research was carried out under the project NETME CENTRE PLUS (LO1202) with financial support from the Ministry of Education, Youth and Sports under the National Sustainability Programme I. This research was also supported by the project “The Influence of Joint Fluid Composition on Formation of Lubricating Film in THA” (NT/14267-3/2013) financed by the Internal Grant Agency of the Ministry of Health of the Czech Republic.

## References

- (1) Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., and Halpern, M. (2007), “Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030,” *Journal of Bone and Joint Surgery*, **89**(4), pp 780–785.
- (2) Gallo, J., Goodman, S. B., Konttinen, Y. T., and Raska, M. (2013), “Particle Disease: Biologic Mechanisms of Periprosthetic Osteolysis in Total Hip Arthroplasty,” *Innate Immunity*, **19**(2), pp 213–224.
- (3) Patel, A., Pavlou, G., Mujica-Mota, R. E., and Toms, A. D. (2015), “The Epidemiology of Revision Total Knee and Hip Arthroplasty in England and Wales: A Comparative Analysis with Projections for the United States. A Study Using the National Joint Registry Dataset,” *Bone & Joint*, **97**(8), pp 1076–1081.
- (4) Affatato, S., Zavalloni, M., Taddei, P., Di Foggia, M., Fagnano, C., and Viceconti, M. (2008), “Comparative Study on the Wear Behaviour of Different Conventional and Cross-Linked Polyethylenes for Total Hip Replacement,” *Tribology International*, **41**(8), pp 813–822.
- (5) International Organization for Standardization (ISO) 14242-2. (2000), “Implants for Surgery—Wear of Total Hip-Joint Prostheses,” Geneva, Switzerland.
- (6) Bills, P. J., Racasan, R., Underwood, R. J., Cann, P., Skinner, J., Hart, A. J., Jiang, X., and Blunt, L. (2012), “Volumetric Wear Assessment of Retrieved Metal-on-Metal Hip Prostheses and the Impact of Measurement Uncertainty,” *Wear*, **274**–**275**, pp 212–219.
- (7) Bills, P., Blunt, L., and Jiang, X. (2007), “Development of a Technique for Accurately Determining Clinical Wear in Explanted Total Hip Replacements,” *Wear*, **263**(7–12), pp 1133–1137.
- (8) Martell, J. M., Leopold, S. S., and Liu, X. L. (2000), “The Effect of Joint Loading on Acetabular Wear Measurement in Total Hip Arthroplasty,” *Journal of Arthroplasty*, **15**(4), pp 512–518.
- (9) Kothari, M., Bartel, D. L., and Booker, J. F. (1996), “Surface Geometry of Retrieved McKee-Farrar Total Hip Replacements,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **329**, pp S141–S147.
- (10) International Organization for Standardization (ISO) 10360-2. (2009), “Geometrical Product Specifications (GPS)—Acceptance and Verification Tests for Coordinate Measuring Machines (CMM),” Geneva, Switzerland.
- (11) Becker, A. and Dirix, Y. (2009), “Wear Measurements on Retrieved Metal-on-Metal Bearings: A High Accuracy 3D Measurement Approach,” *Proceedings of the 55th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, Poster No. 2270, Smith & Nephew Orthopaedics AG: Aarau, Switzerland.
- (12) Lord, J. K., Langton, D. J., Nargol, A. V. F., and Joyce, T. J. (2011), “Volumetric Wear Assessment of Failed Metal-on-Metal Hip Resurfacing Prostheses,” *Wear*, **272**(1), pp 79–87.
- (13) Rossler, T., Mandat, D., Gallo, J., Hrabovsky, M., Pochmon, M., and Havranek, V. (2009), “Optical 3D Methods for Measurement of Prosthetic Wear of Total Hip Arthroplasty: Principles, Verification and Results,” *Optics Express*, **17**(15), pp 12723–12730.
- (14) Pochmon, M., Rossler, T., Mandat, D., Gallo, J., and Hrabovsky, M. (2007), “Verification of Abrasion Measurement of Junction Implants Using Fourier Profilometry,” *15th Czech-Polish-Slovak conference on Wave and Quantum Aspect of Contemporary Optics*, 9780819467485, p. 6609.
- (15) Zou, L., Samarawickrama, D. Y. D., Jovanovski, V., and Shelton, J. C. (2001), “Measurements of Sequential Impressions of Acetabula Cups from a Total Hip Joint Replacement Using a Non-Contact Measurement System,” *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, **41**(13–14), pp 2023–2030.
- (16) Yun, H. H., Shon, W. Y., Yoon, J. R., Yang, J.-H., and Lim, D.-S. (2012), “Reliability of a PowerPoint Method for Wear Measurement After Total Hip Arthroplasty: A Retrieval Study Using 3-Dimensional Laser Scanning,” *The Journal of Arthroplasty*, **27**(8), pp 1530–1537.
- (17) Dougherty, P. S. M., Srivastava, G., Onler, R., Ozdoganlar, O. B., and Higgs, C. F., III. (2015), “Lubrication Enhancement for UHMWPE Sliding Contacts through Surface Texturing,” *Tribology Transactions*, **58**(1), pp 79–86.
- (18) Choudhury, D., Ghosh, S., Ali, F., Vrbka, M., Hartl, M., and Krupka, I. (2015), “The Influence of Surface Modification on Friction and Lubrication Mechanism under a Bovine Serum Lubricated Condition,” *Tribology Transactions*, **59**, pp 1–28.
- (19) Milosev, I., Kovac, S., Trebse, R., Levasic, V., and Pisot, V. (2012), “Comparison of Ten-Year Survivorship of Hip Prostheses with Use of Conventional Polyethylene, Metal-on-Metal, or Ceramic-on-Ceramic Bearings,” *Journal of Bone and Joint Surgery*, **94**(19), pp 1756–1763.
- (20) Williams, P. A., Yamamoto, K., Masaoka, T., Oonishi, H., and Clarke, I. C. (2007), “Highly Crosslinked Polyethylenes in Hip Replacements: Improved Wear Performance or Paradox?,” *Tribology Transactions*, **50**(2), pp 277–290.
- (21) GOM mbH. Available at: <http://www.gom.com/metrology-systems/3d-scanner.html>. (accessed October 16, 2015).
- (22) VDI/VDE2634-3. (2008), “Optical 3D-Measuring Systems-Multiple view systems based on area scanning,” Fachbereich Fertigungsmesstechnik: Dusseldorf, Germany.
- (23) Palousek, D., Omasta, M., Koutny, D., Bednar, J., Koutecky, T., and Dokoupil, F. (2015), “Effect of Matte Coating on 3D Optical Measurement Accuracy,” *Optical Materials*, **40**, pp 1–9.
- (24) Uddin, M. S. (2014), “Wear Measurement and Assessment of Explanted Cross-Linked PE Acetabular Cups Using a CMM,” *Tribology Transactions*, **57**(5), pp 767–777.
- (25) McKellop, H. A., Campbell, P., Park, S. H., Schmalzried, T. P., Grigoris, P., Amstutz, H. C., and Sarmiento, A. (1995), “The Origin of Sub-micron Polyethylene Wear Debris in Total Hip-Arthroplasty,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **311**, pp 3–20.
- (26) Vrbka, M., Nečas, D., Hartl, M., Krupka, I., Urban, F., and Gallo, J. (2015), “Visualization of Lubricating Films between Artificial Head and Cup with Respect to Real Geometry,” *Biotribology*, **1**–**2**, pp 61–65.
- (27) Dumbleton, J. H., Manley, M. T., and Edidin, A. A. (2002), “A Literature Review of the Association between Wear Rate and Osteolysis in Total Hip Arthroplasty,” *Journal of Arthroplasty*, **17**(5), pp 649–661.

- (28) Ottink, K., Barnaart, L., Westerbeek, R., van Kampen, K., Bulstra, S., and van Jonbergen, H. P. (2015), "Survival, Clinical and Radiological Outcome of the Zweymuller SL/Bicon-Plus Total Hip Arthroplasty: A 15-Year Follow-Up Study," *Hip International*, **25**(3), pp 204–208.
- (29) Ilchmann, T., Lüem, M., Pannhorst, S., and Clauss, M. (2012), "Acetabular Polyethylene Wear Volume after Hip Replacement: Reliability of Volume Calculations from Plain Radiographs," *Wear*, **282–283**, pp 69–75.
- (30) Carmignato, S., Spinelli, M., Affatato, S., and Savio, E. (2011), "Uncertainty Evaluation of Volumetric Wear Assessment from Coordinate Measurements of Ceramic Hip Joint Prostheses," *Wear*, **270** (9–10), pp 584–590.
- (31) Lu, Z. and McKellop, H. A. (2014), "Accuracy of Methods for Calculating Volumetric Wear from Coordinate Measuring Machine Data of Retrieved Metal-on-Metal Hip Joint Implants," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers - Part H: Journal of Engineering in Medicine*, **228**(3), pp 237–249.
- (32) Dai, X. S., Omori, H., Okumura, Y., Ando, M., Oki, H., Hashimoto, N., and Baba, H. (2000), "Serial Measurement of Polyethylene Wear of Well-Fixed Cementless Metal-Backed Acetabular Component in Total Hip Arthroplasty: An over 10 Year Follow-Up Study," *Artificial Organs*, **24**(9), pp 746–751.
- (33) Uddin, M. S. and Zhang, L. C. (2013), "Predicting the Wear of Hard-on-Hard Hip Joint Prostheses," *Wear*, **301**(1–2), pp 192–200.
- (34) International Organization for Standardization (ISO)/IEC98-3. (2008), "Uncertainty of Measurement," Geneva, Switzerland.
- (35) McKellop, H. A. (2007), "The Lexicon of Polyethylene Wear in Artificial Joints," *Biomaterials*, **28**(34), pp 5049–5057.
- (36) Shankar, S. and Nithyaprakash, R. (2014), "Effect of Radial Clearance on Wear and Contact Pressure of Hard-on-Hard Hip Prostheses Using Finite Element Concepts," *Tribology Transactions*, **57**(5), pp 814–820.

## **11.2 Príloha 2**

Ranusa, M., et al., *Wear and roughness of bearing surface in retrieved Bicon cups*. Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Čechoslovaca, 2017.



Vážený pan

**Prof. MUDr. Jiří GALLO, Ph.D.**  
**Ortopedická klinika LF UP a FNOL**  
**I. P. Pavlova 6**  
**779 00 Olomouc**

Práce autorů : **Ranuša M., Gallo J., Hobza M., Vrbka M., Nečas D., Hartl M.**

s názvem : **Opotřebení a drsnost artikulačního povrchu u extrahovaných polyetylenů  
jamky Bicon**

byla podrobena recenznímu řízení s tímto výsledkem :

Práce byla přijata k uveřejnění bez dalších úprav. Redakce si vyhrazuje právo k redakčním úpravám rukopisu dle norem platných pro časopis Acta.

Děkuji za spolupráci, s pozdravem

Prof. MUDr. Martin Krbec, CSc.  
vedoucí redaktor

V Praze dne 3. 1. 2017

## **Opotřebení a drsnost artikulačního povrchu u extrahovaných polyetylenů jamky Bicon**

### **Wear and roughness of bearing surface in retrieved Bicon cups**

Matúš Ranuša<sup>1</sup>, Jiří Gallo<sup>2</sup>, Martin Hobza<sup>2</sup>, Martin Vrbka<sup>1</sup>, David Nečas<sup>1</sup>, Martin Hartl<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Ústav konstruování, Fakulta strojního inženýrství, Vysoké učení technické v Brně

<sup>2</sup>Ortopedická klinika, Lékařská fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci a Fakultní nemocnice Olomouc

### **Abstrakt česky:**

#### **Purpose of the study:**

V ČR bylo implantováno k 7. 12. 2016 celkem 4 755 jamek Bicon. Postupně některé z nich reoperujeme, nejčastěji z důvodu opotřebení polyetylenu a aseptického uvolnění. Cílem studie bylo provést povrchovou analýzu extrahovaných polyetylenů jamky Bicon a stanovit drsnost jejich artikulačního povrchu.

#### **Material and method:**

K dispozici jsme měli 13 implantátů z vysokomolekulárního polyetylenu, které byly implantovány průměrně 8,11 roku (3,6 – 13,7, SD 3,2) před extrakcí. Soubor tvořili 3 muži, 10 žen, průměrný věk byl 53,31 let. Pro stanovení otěru byla použita optická skenovací metoda založená na principu aktivní triangulace. Velikost otěru byla stanovena na základě získaného skenu následně zpracovaného pomocí software GOM Inspect. Drsnost povrchu byla analyzována s využitím profilometru Contour GT-X8 pracujícím na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Měření topografie povrchu na extrahovaných jamkách bylo realizované rovnoměrně po celém artikulačním povrchu. U jednotlivých povrchových změn bylo na základě struktury povrchu stanovené typické rozmezí drsností popisující konkrétní charakter opotřebení. Analýzou morfologie povrchu testovaných náhrad byly stanoveny tři oblasti – neopotřeбенá oblast, oblast popisující opotřeбенou oblast jamky a oblast zdrsненá paralelním rýhováním. Celková drsnost povrchu byla stanovena aritmetickým průměrem naměřených hodnot. Následně byly hodnoty seřazeny podle četnosti a byly zařazeny do kategorie definující jednotlivé mechanismy opotřebení.

#### **Results:**

U extrahovaných acetabulárních jamek bylo opotřebení povrchu vyhodnocené na základě směrového vektoru opotřebení, velikosti lineárního opotřebení, kde průměrná rychlost lineárního otěru u měřených jamek byla 0,13 mm/rok, a celkového objemového úbytku materiálu, průměrně 44,37 mm<sup>3</sup>/rok. Výsledkem měření na

optickém profilometru je mapa rozložení drsností u jednotlivých explantátů. Celkem tak bylo získáno 76 hodnot drsností pro každý extrahovaný implantát. Na základě průměrné hodnoty drsnosti byly definované vzorky rozděleny do několika kategorií popisujících: vyhlazení povrchu; abrazivně-adhezní opotřebení; povrchy se zachovaným rýhováním; výrazné plastické poškození.

### **Discussion:**

Z výsledků je jasně pozorovatelný nárůst opotřebení s délkou přežití implantátu, kdy se však nejedná o závislost lineární. Tento jev může být způsobený vyšším počtem abrazivních částic způsobujících zvýšení tření, případně výskyt povrchového opotřebení ve formě mikrotrhlin a oxidační degradace polyetylenu. Tato studie se snaží poukázat na fakt, že geometrie, poloha a způsob uložení jamky při její implantaci mají zásadní vliv na její životnost. Další korelaci, která je identifikována u jamek s převažující drsností v rozsahu  $0,1 - 0,3 \mu\text{m}$ , je poměrně velký úhel vektoru opotřebení stanovený za pomoci optické metody. U implantátů s nejdelší dobou přežití, u kterých současně nedošlo k uvolnění acetabulární jamky, byl stanovený průměrný úhel směrového vektoru  $56,8^\circ$  (SD  $2,1^\circ$ ).

### **Conclusion:**

V práci jsou předloženy výsledky morfologické analýzy extrahovaných jamek Bicon-Plus. Zjistili jsme relativně vysokou rychlost otěru, který byl převážně abrazivně adhezního typu. Závislost mezi otěrem a délkou implantátu in situ nebyla jednoznačně lineární, což ukazuje na vliv dalších parametrů na rychlost opotřebení polyetylenu. Důležitý vliv na celkové přežití implantátu má také jeho poloha po implantaci. Zdá se dokonce, že jde o významnější parametr, nežli jsou charakteristiky pacienta.

## ÚVOD

Bikonická titanová šroubovací jamka byla uvedena do praxe koncem roku 1993 (Bicon-Plus®; Plus Orthopedics AG, Rotkreuz, Switzerland). Charakteristickým konstrukčním rysem této jamky jsou tenký plášť, lamelární závity a dvojitý kónus, který v porovnání s jednoduchým kónusem například jamky Alloclassic šetří kost při frézování acetabula. Jamka má verzi standardní a tzv. porózní s rozšířeným povrchem zdrsňelého titanu. Podle firemních údajů jí bylo implantováno několik set tisíc. V literatuře lze nalézt studie s 10- a víceletým sledováním tohoto implantátu s výbornými klinickými výsledky a vynikajícím přežitím k 10. roku od operace [1-3]. V české literatuře se jí věnovalo několik autorských týmů [4-6]. Implantát se stále používá, a proto má smysl věnovat se výzkumu jeho výsledků.

Jamku Bicon používáme na naší klinice nepřetržitě od roku 1998 v primární a revizní indikaci, v posledních letech s polyetylenem RexPol (s vysokým stupněm síťování). V posledních letech se setkáváme s aseptickým uvolněním implantátů, které jsme operovali v první dekádě tohoto století. Setkali jsme se také několikrát s její frakturou. Měření otěru polyetylenu se věnujeme dlouhodobě, vyvinuli jsme postupně kontaktní [7] i bezkontaktní metody [8] ke stanovení jeho míry na extrahovaných jamkách. Cílem této studie bylo změřit opotřebení extrahovaných polyetylenů u jamek Bicon-Plus a stanovit drsnost jejich artikulačního povrchu.

## MATERIÁL A METODIKA

### Pacienti

V letech 2010 až 2016 jsme reoperovali 51 jamek Bicon-Plus. Důvod k reoperaci byl 46x aseptický (aseptické uvolnění včetně centrální migrace jamky [obr. 1], opotřebení polyetylenu, periprotetické zlomeniny) a 5x byla kyčel reoperována pro infekci. Do studie s měřením extrahovaného polyetylenu jsme mohli zařadit 13 vyjmutých komponent od 13 pacientů, kterým jsme extrahovali polyetylenovou vložku TEP kyčle s jamkou Bicon-Plus. U ostatních byl povrch polyetylenu při vyprošťování z kovové části jamky buď výrazně poškozen, anebo se jamku nepodařilo archivovat podle níže uvedeného protokolu. Základní informace o pacientech shrnuje tabulka 1.



**Obr. 1** Aseptické uvolnění jamky Bicon

| Číslo pacienta | Pohlaví | Rok narození | BMI   | Strana | Datum implantace | Věk v době implantace | Primární diagnóza | Abdukční úhel [°] | Přežití implantátu [roky] | Stabilita implantátu * | Důvod revize                   |
|----------------|---------|--------------|-------|--------|------------------|-----------------------|-------------------|-------------------|---------------------------|------------------------|--------------------------------|
| 01             | m       | 1947         | 24,24 | pravá  | 9. 1. 2003       | 55                    | PA                | 50,6              | 12,08                     | 1                      | PPFF                           |
| 02             | ž       | 1963         | 19,23 | pravá  | 15. 4. 2001      | 37                    | PD                | 35,5              | 10,5                      | 1                      | asymptomatické, uvolnění dráku |
| 03             | ž       | 1957         | 27,55 | levá   | 5. 4. 2002       | 45                    | PA                | 35,7              | 10                        | 1                      | bolesti                        |
| 04             | ž       | 1952         | 24,01 | pravá  | 30. 9. 2002      | 50                    | PA                | 48                | 10,96                     | 2                      | bolesti                        |
| 05             | m       | 1960         | 32,51 | pravá  | 8. 11. 2005      | 45                    | AVN               | 46,4              | 6,25                      | 0                      | bolesti                        |
| 06             | ž       | 1936         | 34,38 | pravá  | 13. 1. 2010      | 73                    | PA                | 46                | 4,04                      | 2                      | bolesti                        |
| 07             | m       | 1940         | 30,86 | levá   | 4. 1. 2006       | 66                    | PA                | 48                | 7,46                      | 1                      | bolesti                        |
| 08             | ž       | 1966         | 21,05 | levá   | 15. 1. 2003      | 36                    | PD                | 34                | 7,68                      | 1                      | fraktura pláště jamky          |
| 09             | ž       | 1950         | 23,31 | pravá  | 3. 3. 2000       | 50                    | PA                | 51                | 13,67                     | 0                      | bolesti                        |
| 10             | ž       | 1960         | 26,77 | pravá  | 7. 4. 2010       | 49                    | PD                | 35,5              | 4,47                      | 2                      | bolesti                        |
| 11             | ž       | 1944         | 26,96 | levá   | 13. 1. 2009      | 64                    | PA                | 63                | 5,16                      | 2                      | bolesti                        |
| 12             | ž       | 1933         | 22,04 | pravá  | 14. 2. 2007      | 73                    | PA                | 40                | 3,58                      | 2                      | bolesti                        |
| 13             | ž       | 1951         | 29,05 | levá   | 3. 10. 2001      | 50                    | PA                | 39                | 9,55                      | 1                      | bolesti                        |

**Tabulka 1.** Základní klinické informace o pacientech; m = muž, ž = žena; \* 0 = obě komponenty stabilní, 1 = stabilní jamka, nestabilní dráček, 2 = uvolněná jamka; AVN = avaskulární nekróza hlavičky femuru; PA = primární artróza; PD = postdysplastická artróza; PPFF = periprotetická fraktura femuru.

## Polyetylenová vložka do jamky Bicon-Plus

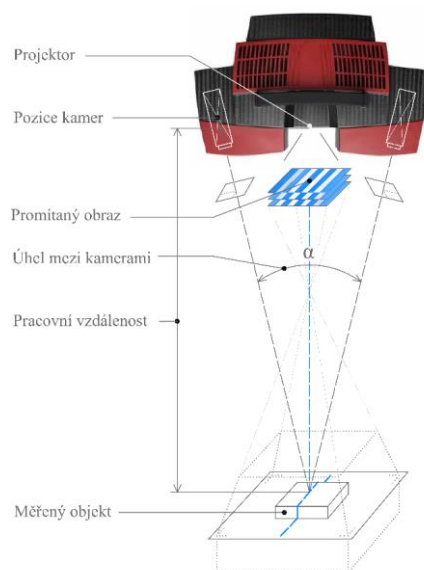
Acetabulární vložka z vysokomolekulárního polyetylenu GUR 1020 (Ticona) byla vyrobena technologií „compression molded“ podle normy ISO 5834-2. Sterilizace probíhala gama zářením (2,5 Mrad; 1 rad = 0,01 Gy) v inertním prostředí dusíku. Zámek vložky fungoval výborně. Polyetylenová vložka artikulovala s keramickou hlavicí.

## Extrakce a archivování

Extrahované polyetyleny byly ihned po vyjmutí z těla mechanicky očištěny a sterilizovány v roztoku Sekusept Aktiv (Ecolab GmbH, Düsseldorf, Německo). Po vysušení a zabalení byly jamky archivovány za standardní pokojové teploty. Následně byly poslány do laboratoře spoluautorů k měření otěru.

## Metodika měření otěru

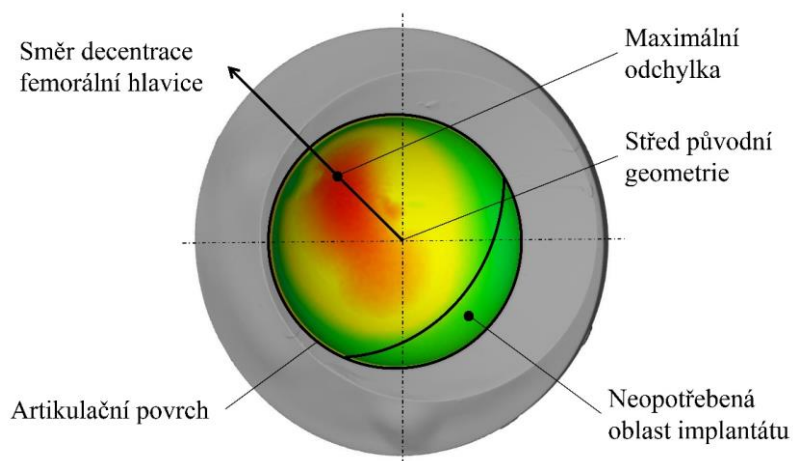
Pro stanovení otěru u artikulačních povrchů extrahovaných polyetylenových vložek byla použita optická skenovací metoda [9]. Měření bylo realizováno s využitím skeneru ATOS Triple Scan od společnosti GOM. Princip metody je založený na aktivní triangulaci. Analyzovaný objekt je nasvícený úzkopásmovým modrým světlem, přičemž se využívá takzvaná proužková projekce. Využívaná technologie se nazývá „blue light technology“. Jednou z výhod této technologie je nezávislost na okolních světelných podmínkách [10]. Obrazce promítané na objekt jsou snímány dvěma kamerami, které jsou uloženy ve skenovací hlavě. Ze získaných obrazů a na základě znalosti úhlu mezi snímacími kamerami je možné pomocí triangulačních algoritmů získat prostorové souřadnice jednotlivých bodů na skenovaném objektu (obr. 2). Výsledkem skenovacího procesu je tak získání velkého počtu bodů na povrchu objektu. V případě skenování acetabulární jamky s průměrem 28 mm je na jejím artikulačním povrchu získáno přibližně 200 000 bodů. Hustota bodů poskytuje možnost přesnější vizualizace povrchu.



**Obr. 2** Schéma principu optického skenování.

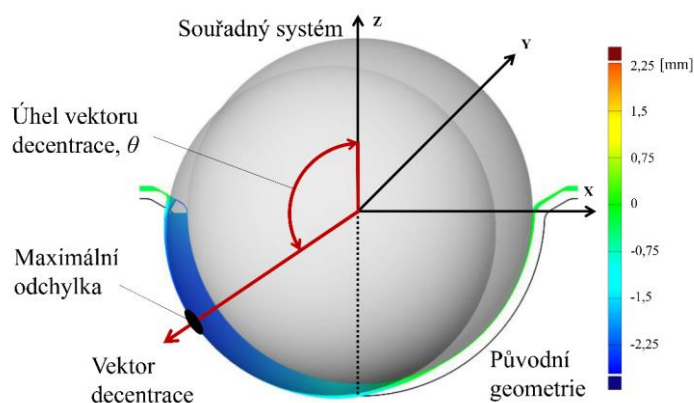
Následně jsou data polygonizována za pomoci software GOM Inspect, čímž je získána geometrie povrchu jamky. Tuto geometrii je možné dále editovat. V prvním kroku byla odstraněna všechna poškození způsobená chirurgem při explantaci, která do objemového úbytku jamky v těle pacienta nesmí být započítaná. V dalším kroku byla odstraněna nadbytečná data, jako je například okolí analyzované jamky. K analýze byl zachovaný jen artikulární povrch explantátu a jeho blízké okolí. Následně jsou povrchová data transformována na objemové těleso.

Získaná geometrie byla následně proložena ideální koulí, takzvaným primitivem, o nominálním průměru odpovídajícím průměru neopotřebované části jamky. Tím bylo možné stanovit odchylky od ideální geometrie v jednotlivých směrech, a následně tak definovat neopotřebovanou oblast acetabulární jamky a směr nárůstu opotřebení. Na základě definovaného neopotřebovaného povrchu byla softwarově vytvořena rekonstrukce původní geometrie implantátu (obr. 3).



**Obr. 3** Odchylková mapa opotřebení extrahovaného implantátu.

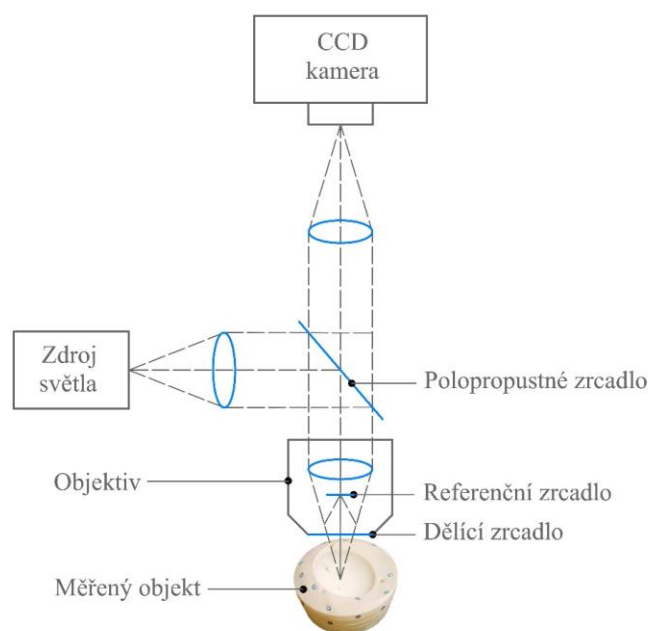
Model skenu extrahovaného implantátu byl následně porovnán s rekonstruovanou původní geometrií. Tímto postupem je možné stanovit množství úbytku materiálu v těle pacienta, směr nárůstu opotřebení a velikost decentrace femorální hlavičky. Jedním z parametrů, který definuje rozsah opotřebení, je směrový vektor opotřebení, často také označovaný jako vektor decentrace, který je určen maximální odchylkou opotřeбенé artikulární oblasti vůči původní geometrii. Tento vektor svírá s vertikální osou jamky (osa z) takzvaný úhel vektoru decentrace (obr. 4), [11].



**Obr. 4** Stanovení vektoru decentrace femorální hlavičky.

#### Metodika měření drsnosti

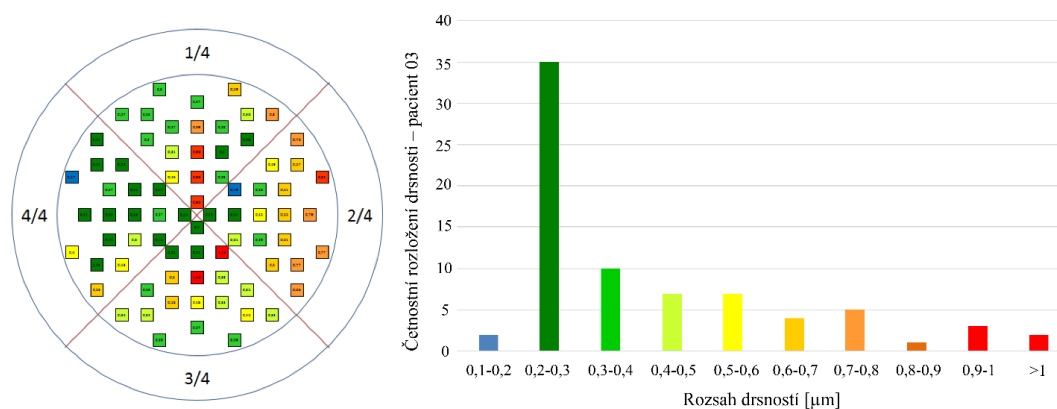
Pro stanovení drsnosti povrchu extrahovaných jamek byl využit profilometr Contour GT-X8 od společnosti Bruker. Optický profilometr pracuje na principu interferometrie s řízenou změnou fáze. Profilometr využívá vlnovou délku světla pro porovnání optických drah světla mezi analyzovaným povrchem a referenčním povrchem. Vyzařovaný světelný paprsek je rozdělen, přičemž jedna jeho část se odrazí od testovaného povrchu po průchodu objektivem a druhá část se odrazí od referenčního zrcadla. Na základě interference paprsků je možné následně vyhodnotit topografii povrchu, přičemž výsledný interferogram (obrazec interferujících paprsků) je snímán CCD kamerou (obr. 5).



**Obr. 5** Schéma principu optické profilometrie.

Metoda poskytuje meranie topografie povrchu s rozlíšením až 0,1 nm. Pro skenování povrchu byl použit objektiv s 20násobným zvětšením snímání plochy o velikosti 0,22 mm<sup>2</sup>, což je dostatečné pro účely námi prováděných měření. U acetabulární jamky o průměru 28 mm docházelo při měření drsnosti v určitých bodech ke kolizi mezi jamkou a objektivem. Nutností tak bylo měřené jamky rozřezat na čtyři části a po měření data následně složit do komplexní mapy popisující topografii povrchu. Pro definici jednotlivých měřených bodů na povrchu jamky byl navržený polohovací přípravek umožňující natočení vzorku do konkrétní definované polohy, přičemž se využívá takzvaný polární souřadnicový systém.

Výsledkem měření na optickém profilometru je mapa rozložení drsností u jednotlivých explantátů. U každé čtvrtiny jamky bylo provedeno měření v 19 definovaných místech rovnoměrně rozložených podle stanovené souřadnicové mapy měření (obr. 6). Celkem tak bylo získáno 76 hodnot drsností pro každý extrahovaný implantát.



**Obr. 6** Měření drsnosti povrchu – pacient 03.

U jednotlivých povrchových změn bylo na základě struktury povrchu stanovené typické rozmezí drsností popisující konkrétní charakter opotřebení. Analýzou morfologie povrchu testovaných náhrad byly stanoveny tři oblasti lišící se úrovní drsnosti povrchu. Jednu z oblastí lze popsat jako neopotřeбенou. V této oblasti jsou jasně viditelné stopy po výrobním nástroji. Pověšinou se přitom jeví jako neopotřebované, případně bylo pozorováno jen jejich velmi omezené opotřebení. Drsnost této oblasti dosahuje hodnot nižších, než bylo naměřeno u jamek před opotřebením, což naznačuje, že v důsledku artikulace náhrady došlo k určitému vyhlazení povrchu [12, 13]. Další dvě oblasti popisují opotřeбенou oblast jamky a oblast zdrsněnou paralelním rýhováním způsobeným kontaktem jamky s povrchem hlavice. Z pozorování opotřeбенé oblasti bylo identifikováno zvlnění povrchu jamky a případná delaminace, která je přisuzována plastické deformaci [14]. Měřená drsnost povrchu jamek byla popsána parametrem drsnosti Ra, tedy střední aritmetickou úchylkou profilu. Jednotlivé hodnoty drsnosti u každého explantovaného vzorku byly zařazené do rozmezí drsností (obr. 6).

## VÝSLEDKY

### Opotřebení povrchu

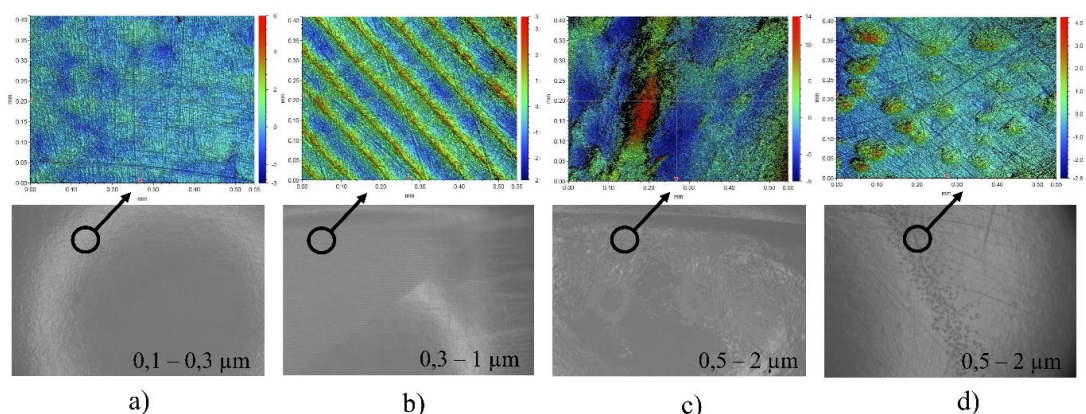
Na základě měření za pomoci optické skenovací metody byl u třinácti extrahovaných acetabulárních jamek stanoven směrový vektor opotřebení, velikost lineárního opotřebení a celkový objemový úbytek materiálu. Výsledky těchto parametrů jsou uvedeny v tabulce 2. Měření bylo u každého vzorku třikrát zopakováno a z naměřených hodnot byl stanoven aritmetický průměr. Průměrná rychlost lineárního otěru u měřených jamek byla 0,13 mm/rok (směrodatná odchylka, angl. standard deviation (SD) = 0,06 mm/rok). Průměrná hodnota objemového otěru byla 44,37 mm<sup>3</sup>/rok (SD = 32,45 mm<sup>3</sup>/rok). Získaná data byla porovnána s klinickými daty jednotlivých pacientů. Graf 1 popisuje závislost rychlosti lineárního opotřebení v závislosti na době přežití implantátu v těle pacienta. Na elementární úrovni lze očekávat, že opotřebení bude narůstat přímo úměrně s časem, po který je implantát přítomný v těle pacienta. Na základě výsledků uvedených v grafu 1 se však ukazuje, že závislost mezi rychlostí otěru a délkou používání implantátu lineární není. Podobně jsme stanovili závislost mezi rychlostí otěru, délkou implantátu in situ a body mass index (BMI), (graf 2, 3).

| Číslo pacienta | Velkost implantátu | Lineární opotřebení [mm] | Lineární opotřebení [mm/rok] | Úhel vektoru opotřebení [°] | Objemové opotřebení [mm <sup>3</sup> ] | Objemové opotřebení [mm <sup>3</sup> /rok] |
|----------------|--------------------|--------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------------|
| 01             | 4/28               | 2,27                     | 0,19                         | 63,4                        | 1119,7                                 | 92,66                                      |
| 02             | 5/28               | 1,39                     | 0,13                         | 59,3                        | 528,97                                 | 50,38                                      |
| 03             | 4/28-Antilux.      | 0,43                     | 0,04                         | -                           | 99,81                                  | 9,98                                       |
| 04             | 4/28               | 1,60                     | 0,15                         | 13,8                        | 752,02                                 | 68,63                                      |
| 05             | 6/28               | 0,66                     | 0,11                         | -                           | 170,98                                 | 27,36                                      |
| 06             | 4/28               | 0,48                     | 0,12                         | 42,6                        | 162,63                                 | 40,24                                      |
| 07             | 5/28               | 0,90                     | 0,12                         | -                           | 299,66                                 | 40,18                                      |
| 08             | 4/28-Antilux.      | 2,24                     | 0,30                         | 59,3                        | 966,92                                 | 125,85                                     |
| 09             | 3/28               | 2,29                     | 0,17                         | 53,0                        | 584,86                                 | 42,79                                      |
| 10             | 5/28-Antilux.      | 0,26                     | 0,06                         | 62,9                        | 69,46                                  | 15,55                                      |
| 11             | 4/28-Antilux.      | 0,47                     | 0,09                         | 20,8                        | 152,98                                 | 29,66                                      |
| 12             | 7/28               | 0,31                     | 0,09                         | 33,1                        | 51,80                                  | 14,46                                      |
| 13             | 4/28               | 0,92                     | 0,10                         | 67,8                        | 182,05                                 | 19,06                                      |

**Tabulka 2.** Geometrická analýza extrahovaných implantátů.

## Drsnost povrchu

Měření topografie povrchu na extrahovaných jamkách bylo realizované rovnoměrně po celém artikulačním povrchu. Celková drsnost povrchu byla stanovena aritmetickým průměrem naměřených hodnot. Následně byly hodnoty seřazeny podle četnosti a byly zařazeny do kategorie definující jednotlivé mechanismy opotřebení (tab. 3). Tímto způsobem je možné definovat vzorky, u kterých došlo k výraznému vyhlazení povrchu abrazivně adhezivním opotřebením (obr. 7a), povrchy se zachovanými rýhami po výrobní nástroji (obr. 7b) a vzorky s výrazným plastickým poškozením (obr. 7c).


**Obr. 7** Typy opotřebení na explantovaných vzorcích.

| Číslo pacienta | Průměrná drsnost [μm] | Drsnost artikulujícího povrchu [μm] |                           |           |           |                                         |           |         |      | Pozorovaný typ opotřebení                                                        |
|----------------|-----------------------|-------------------------------------|---------------------------|-----------|-----------|-----------------------------------------|-----------|---------|------|----------------------------------------------------------------------------------|
|                |                       | 0,1 – 0,3                           | 0,3 – 0,4                 | 0,4 – 0,5 | 0,5 – 0,6 | 0,6 – 0,7                               | 0,7 – 0,8 | 0,9 – 1 | 1 <  |                                                                                  |
|                |                       | Vyhlaž.                             |                           |           |           |                                         |           |         |      |                                                                                  |
|                |                       |                                     | Znatelné rýhy po nástroji |           |           | Výrazné rýhy po nástroji                |           |         |      |                                                                                  |
|                |                       |                                     |                           |           |           | Plastické deformace, znatelné poškození |           |         |      |                                                                                  |
| 01             | 0,33                  | 58 %                                | 17 %                      |           | 12 %      |                                         |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting                                            |
| 02             | 0,53                  | 30 %                                | 14 %                      | 18 %      |           |                                         |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting                                            |
| 03             | 0,42                  | 46 %                                | 13 %                      |           | 9 %       |                                         |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, pitting                                            |
| 04             | 1,46                  |                                     |                           |           | 9 %       | 14 %                                    |           |         | 55 % | Vyhlazení, výrazné plastické deformace                                           |
| 05             | 0,42                  | 43 %                                | 18 %                      |           |           |                                         |           |         | 11 % | Vyhlazení, stopy po obrábění, počátek pittingu                                   |
| 06             | 0,46                  |                                     | 30 %                      | 37 %      | 24 %      |                                         |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, trhliny                       |
| 07             | 0,75                  |                                     | 18 %                      | 13 %      |           |                                         |           |         | 26 % | Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, trhliny                       |
| 08             | -                     |                                     |                           |           |           |                                         |           |         |      | Delaminace povrchu, hranové poškození                                            |
| 09             | 0,63                  | 34 %                                | 33 %                      |           |           |                                         |           |         | 28 % | Vyhlazení, stopy po obrábění, delaminace povrchu                                 |
| 10             | 0,70                  |                                     |                           | 13 %      | 37 %      | 28 %                                    |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, plastické deformace, delaminace, hranové poškození |
| 11             | 0,45                  | 20 %                                | 25 %                      | 24 %      |           |                                         |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění                                                     |
| 12             | 0,37                  | 25 %                                | 53 %                      |           |           | 9 %                                     |           |         |      | Vyhlazení, stopy po obrábění, delaminace, hranové poškození                      |
| 13             | 0,51                  | 41 %                                | 22 %                      |           |           |                                         |           | 21 %    |      | Vyhlazení, stopy po obrábění                                                     |

**Tabulka 3.** Vyhodnocení drsností artikulárních povrchů u extrahovaných jamek.

## DISKUZE

U souboru 13 vzorků extrahovaných implantátů Bicon s průměrnou délkou přežití 8,1 roku (SD 3,2 roku) byly analyzované geometrické a topografické změny artikulárních povrchů. Získané výsledky byly následně hodnoceny v porovnání s dostupnými klinickými daty pacientů.

Jednou z porovnávaných veličin je rychlost lineárního opotřebení implantátu stanovená jako rychlost vnoření femorální hlavice do polyetylenové jamky vyjádřená v mm/rok, případně mm<sup>3</sup>/rok. Z literatury i z vlastní zkušenosti víme, že hodnocený implantát má vynikající přežití (tab. 4), [1, 2, 15-18]. V naší práci jsme zjistili průměrnou rychlost otěru polyetylenu vyšší než 0,1 mm/rok a převážně abrazivně adhezní typ otěru. Také další autoři změřili na rentgenových snímcích rychlost otěru vyšší než 0,1 mm/rok (tab. 5), což by měla být hodnota sružená s vyšší pravděpodobností výskytu periprotetické osteolýzy a aseptického uvolnění [19].

| Autor            | Počet kyčlí | Délka sledování (roky) | Přežití k 10. roku od operace | Výskyt AU      | Výskyt PPOL      |
|------------------|-------------|------------------------|-------------------------------|----------------|------------------|
| Zweymüller, 2007 | 232         | 10                     | 99,3 % (96,9 – 99,8 %) *#     | 0              | 1/232; 0,43 %    |
| Veen, 2016       | 125         | 7                      | 99,2 % # **                   | 1/125; 0,80 %  | -                |
| Topolovec, 2014  | 587         | 11                     | 96,1 % (94,3 – 97,9 %) *#     | 13/587; 2,21 % | 13/587; 2,21 % § |
| Milošev, 2012    | 200         | 10                     | 98,4 % (96,6 – 100 %) *#      | 1/200; 0,5 %   | 0 §              |
| Korovessis, 2011 | 153         | 11                     | 97,5 % (94,0 – 99,0 %) *      | 4/153; 2,61 %  | 6,54 %           |
| Schmolders, 2016 | 81          | 13,5                   | 96,8 % (90,5 – 98,9 %) *#     | 4/81; 4,94 %   | 12/81; 14,81 %   |
| Ottink, 2015     | 218         | 14,4                   | 97 % (0,95 – 0,99 %) *#       | 7/218; 3,21 %  | -                |

**Tabulka 4.** Přehled studií referujících přežití TEP Bicon-Plus; AU = aseptické uvolnění, PPOL = periprotetická osteolýza, # = reoperace z jakéhokoliv důvodu, \* = v závorce je uveden 95% interval spolehlivosti, \*\* = přežití k 7. roku, § = osteolýza hodnocena jen u revidovaných pacientů.

| Autor            | Počet kyčlí | Délka sledování (roky) | Kloubní pár | Průměr hlavičky | Metoda měření            | Lineární otěr (mm) | Lineární otěr (mm/R) |
|------------------|-------------|------------------------|-------------|-----------------|--------------------------|--------------------|----------------------|
| Zweymuller, 2007 | 232         | 10                     | Ker-PE      | ?               | Hall                     | 1,33 ± 0,66        | 0,13                 |
| Ottink, 2015     | 218         | 14,4                   | Ker-PE      | 32 mm           | Rogan-Delft software     | 1,80               | 0,12                 |
| Korovessis, 2011 | 153         | 11                     | Ker-PE      | 28 mm           | Diagnostic PRO Advantage | -                  | 0,059 ± 0,06         |

**Tabulka 5.** Rychlost otěru polyetylénu u jamky Bicon-Plus; Ker = keramika; PE = polyetylen; R = rok; ? = není explicitně uvedeno.

Jinými slovy, tento implantát se zjevně dokázal ubránit rozvoji osteolýzy, přestože základní podmínka rozvoje této reakce byla zjevně splněna. Přesto doporučujeme pacienty s jamkou Bicon-Plus a starším polyetylenem pravidelně kontrolovat, a to zejména po desátém roce od operace.

Z výsledků je jasně pozorovatelný nárůst opotřebení s délkou přežití implantátu, kdy se však nejedná o závislost lineární (graf 1). Tento jev může být způsobený vyšším počtem abrazivních částic způsobujících zvýšení tření, případně výskyt povrchového opotřebení ve formě mikrotrhlin a oxidační degradace polyetylénu [12, 20]. Procesy opotřebení může ovlivňovat dále také různá velikost a tvar otěrových částic [21]. Je však třeba zdůraznit, že bylo analyzováno pouze 13 vzorků, což nemusí být pro vyvození jasných závěrů dostatečné množství. Nejvyšší odchylky od lineárního trendu nárůstu opotřebení v porovnání s dobou přežití byly pozorovány u pacientů s menším abdukčním úhlem náhrady, přičemž však i u těchto jamek je hodnota abdukčního úhlu v rozsahu 30° – 50°, kdy by na základě studií [22–24] mělo docházet k nejmenšímu opotřebení artikulační vložky. Uložení mimo optimální rozsah je spjato s vyšší rychlostí otěru, případně s poškozením jamky frakturou.

Mnohem méně víme o reálném rozložení a velikosti síly působící na kloub při zátěži a o způsobu zatěžování jednotlivými pacienty. Tento fakt do velké míry ovlivňuje přežití náhrady v důsledku opotřebení, případně jejího uvolnění. Doposud však nebyla publikována práce, která by porovnávala reálné parametry zatěžování kloubní soustavy při běžných aktivitách v souvislosti s objemovým opotřebením implantátu. Jedná se pouze o simulace jednotlivých stavů za pomoci numerických metod. Tato studie se snaží poukázat na fakt, že geometrie, poloha a způsob uložení jamky při její implantaci mají zásadní vliv na její životnost. Dalšími parametry, které rovněž nelze opomenout, je konkrétní materiálová kombinace, případně velikost implantátu [25].

Následně byla data rozšířena o porovnání topografie artikulačního povrchu. U těchto výsledků je nutné poukázat na vzorky, kde byla zaznamenána největší četnost drsností v rozsahu 0,1 – 0,3 μm (tab. 3). Tato hodnota drsnosti je vykazována u povrchů, kde došlo v důsledku proběhlé artikulace k výraznému vyhlazení povrchu oproti drsnosti dosažené při výrobě jamky. Jde přitom o mechanismus abrazivně adhezního opotřebení s přítomností významných paralelních rýh od kovové femorální hlavičky [26]. V našem souboru však polyetylen artikuloval s keramickou hlavičkou. Toto opotřebení bylo pozorováno výhradně u pacientů, kde nedošlo k uvolnění jamky, a ve vícero případech předcházelo vzniku mikrotrhlin – pittingu (obr. 7d) či odlupování větších povrchových vrstev (obr. 7c). Tento jev je možné pozorovat u implantátů s průměrnou dobou přežití 10,5 roku (SD 2,5 roku). Avšak plastická deformace a delaminace materiálu mohou souviset také s uvolněním jamky. U tohoto typu selhání je možné předpokládat změny směru zatěžování, které mohou způsobovat tento důsledek a případně vést až ke kolizi okraje jamky s krčkem femorální hlavičky,

čož se prejavilo u niektorých našich pacientů (konkrétne u pacientů č. 08, 10, 12). Zmena rozložení tlaku vlivem natočení vložky je popsána v niekoľika studiách [27, 28].

Další korelaci, která je identifikována u jamek s převažující drsností v rozsahu 0,1 – 0,3  $\mu\text{m}$ , je poměrně velký úhel vektoru opotřebení stanovený za pomoci optické metody. U implantátů s nejdelší dobou přežití, u kterých současně nedošlo k uvolnění acetabulární jamky, byl stanovený průměrný úhel směrového vektoru 56,8° (SD 2,1°). Tyto výsledky jsou unikátní a nemůžeme je proto porovnat s literárními údaji. Z hlediska biotribologických procesů vyplývajících z pozorování je přežití implantátu spojené tedy i se strukturou povrchu. V běžných podmínkách, kdy je implantát uložený do těla v rozmezí doporučovaných abdukčních úhlů, a za předpokladu stability implantátu dochází k rovnoměrnému opotřebení a vyhlazování povrchu.

Metody schopné testovat parametry konkrétního souboru extrahovaných implantátů můžeme v uvedeném kontextu chápat jako nezbytné analytické nástroje pro zpětné hodnocení procesů opotřebení TEP kyčle. Z hlediska geometrie náhrady hraje dále velmi podstatnou roli i velikost průměrové vůle. Studie [29] se zabývala vlivem velikosti vůle na koeficient tření mezi povrchy, kdy byl pozorován trend snižujícího se tření se snižující se vůlí mezi komponentami. Stejně chování bylo popsáno i v další literatuře [30], kdy byl zaznamenán pokles opotřebení u dvojic s menší vůlí. Tento efekt byl pozorován jak v případě 36 mm, tak 54 mm implantátu. S ohledem na vliv průměru tak autoři konstatovali, že velikost implantátu by měla být co možná největší při zachování co možná nejmenší průměrové vůle. V této souvislosti je třeba také zmínit problematiku mazání, která má bezpochyby na opotřebení implantátů zásadní vliv. Z tohoto pohledu je rozhodující především tloušťka mazacího filmu [31] a adsorpce proteinů na třecí povrchy [32]. Přitom bylo v literatuře poukázáno na fakt, že utváření proteinového mazacího filmu mezi komponentami náhrady je ovlivněno jak materiálovou kombinací [33, 34], tak geometrií [35], a především pak velikostí náhrady a průměrovou vůlí [36]. Rovněž je třeba vzít v úvahu složení synoviální kapaliny, která se liší v závislosti na mnoha faktorech, jako je pohlaví, věk, zdravotní stav apod. [37].

Pokud jde o limitace provedené studie, je třeba zmínit zejména malý soubor analyzovaných implantátů. Dále by bylo nepochybně vhodné doplnit povrchové analýzy o stanovení oxidačního indexu extrahovaných polyetylenů. Tuto metodu však v současné době nemáme k dispozici.

## ZÁVĚR

V této práci předkládáme výsledky morfologické analýzy extrahovaných jamek Bicon-Plus. Zjistili jsme relativně vysokou rychlost otěru, který byl převážně abrazivně adhezního typu. Závislost mezi otěrem a délkou implantátu in situ nebyla jednoznačně lineární, což ukazuje na vliv dalších parametrů na rychlost opotřebení polyetylenu. Přesto doporučujeme pacienty s tímto implantátem pravidelně sledovat, zvláště po 10. roce od operace. Důležitý vliv na celkové přežití implantátu má také jeho poloha po implantaci. Zdá se dokonce, že jde o významnější parametr, nežli jsou charakteristiky pacienta. Z optických měření je možné pozorovat vliv směrového vektoru opotřebení na topografii povrchu. Při vyšších úhlech byla celková stanovená drsnost menší, což se projevilo hlavně na stabilitě jamky, a tím i na jejím přežití po implantaci.

Poděkování:

Tento článek vznikl v rámci projektu LO1202 za finanční podpory MŠMT v rámci programu NPU I a v rámci projektu IGA MZ ČR 16-31852A.

Literatura:

1. Zweymuller, K.A., M. Steindl, and U. Schwarzingler, Good stability and minimal osteolysis with a biconical threaded cup at 10 years. *Clin Orthop Relat Res*, 2007. 463: p. 128-37.
2. Ottink, K., et al., Survival, clinical and radiological outcome of the Zweymuller SL/Bicon-Plus total hip arthroplasty: a 15-year follow-up study. *Hip Int*, 2015. 25(3): p. 204-8.
3. Schmolders, J., et al., Thirteen year follow-up of a cementless femoral stem and a threaded acetabular cup in patients younger than fifty years of age. *Int Orthop*, 2016.
4. Dungal, P., V. Stedry, and P. Hajny, [Medium-term Experience with Zweymuller's Bicon Plus Cup in the Treatment of Postdysplastic Osteoarthritis of the Hip Joint.]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2000. 67(2): p. 88-92.
5. Cichy, Z., [Treatment of dysplastic acetabulum using total hip arthroplasty: our intermediate-term results]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2006. 73(5): p. 340-4.
6. Pavelka, T., M. Linhart, and P. Houcek, [Hip joint arthroplasty following surgical treatment of acetabular fracture]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 2006. 73(4): p. 268-74.
7. Gallo, J., et al., Wear measurement of retrieved polyethylene ABG 1 cups by universal-type measuring microscope and X-ray methods. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 2006. 150(2): p. 321-6.
8. Rossler, T., et al., Optical 3D methods for measurement of prosthetic wear of total hip arthroplasty: principles, verification and results. *Optics Express*, 2009. 17(15): p. 12723-12730.
9. Palousek, D., et al., Effect of matte coating on 3D optical measurement accuracy. *Optical Materials*, 2015. 40: p. 1-9.
10. GOM. GOM mbH, ATOS - Industrial 3D Scanning Technology. Available from: <http://www.gom.com/metrology-systems/3d-scanner.html>.
11. Ranusa, M., et al., Wear Analysis of Extracted Polyethylene Acetabular Cups Using a 3D Optical Scanner. *Tribology Transactions*, 2016.
12. Edidin, A.A., et al., Mechanical behavior, wear surface morphology, and clinical performance of UHMWPE acetabular components after 10 years of implantation. *Wear*, 2001. 250(1-12): p. 152-158.
13. Kurtz, S.M., et al., Assessment of surface roughness and waviness using white light interferometry for short-term implanted, highly crosslinked acetabular

components, in Crosslinked and Thermally Treated Ultra-High Molecular Weight Polyethylene for Joint Replacements, S.M. Kurtz, R.A. Gsell, and J. Martell, Editors. 2004. p. 41-56.

14. Trommer, R.M., et al., Multi-Scale Evaluation of Wear in UHMWPE-Metal Hip Implants Tested in a hip Joint Simulator. *Biotribology*, 2015. 4: p. 1-11.

15. Veen, E.J., et al., Outcome of the Cementless Zweymuller BICON-PLUS Cup and SL-PLUS Stem in the Very Elderly Individuals. *Geriatr Orthop Surg Rehabil*, 2016. 7(2): p. 74-80.

16. Topolovec, M. and I. Milosev, A comparative study of four bearing couples of the same acetabular and femoral component: a mean follow-up of 11.5 years. *J Arthroplasty*, 2014. 29(1): p. 176-80.

17. Milosev, I., et al., Comparison of ten-year survivorship of hip prostheses with use of conventional polyethylene, metal-on-metal, or ceramic-on-ceramic bearings. *J Bone Joint Surg Am*, 2012. 94(19): p. 1756-63.

18. Koroivessis, P., T. Repantis, and A. Zafiropoulos, High medium-term survivorship and durability of Zweymuller-Plus total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2011. 131(5): p. 603-11.

19. Dumbleton, J.H., M.T. Manley, and A.A. Edidin, A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2002. 17(5): p. 649-61.

20. Fulin, P., et al., Analysis of Oxidative Damage to Components Removed from Beznoska/Poldi Total Hip Replacements. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*, 2016. 83(3): p. 155-162.

21. Zolotarevova, E., et al., Distribution of polyethylene wear particles and bone fragments in periprosthetic tissue around total hip joint replacements. *Acta Biomaterialia*, 2010. 6(9): p. 3595-3600.

22. Wan, Z., M. Boutary, and L.D. Dorr, The Influence of Acetabular Component Position on Wear in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 2008. 23(1): p. 51-56.

23. McBride, A., et al., Body mass index and acetabular component position in total hip arthroplasty. *ANZ Journal of Surgery*, 2013. 83(3): p. 171-174.

24. Little, N.J., et al., Acetabular Polyethylene Wear and Acetabular Inclination and Femoral Offset. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 2009. 467(11): p. 2895-2900.

25. Vrbka, M., et al., Determination of a Friction Coefficient for THA Bearing Couples. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca*, 2015. 82(5): p. 341-347.

26. Pruitt, L.A. and A.M. Chakravartula, Mechanics of biomaterials: Fundamental principles for implant design. *Mechanics of Biomaterials: Fundamental Principles for Implant Design*. 2011. 1-681.
27. Korhonen, R.K., et al., The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups - Finite element simulations and experimental tests. *BioMedical Engineering Online*, 2005. 4.
28. Patil, S., et al., Polyethylene wear and acetabular component orientation. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 2003. 85(SUPPL. 4): p. 56-63.
29. Brockett, C.L., et al., The influence of clearance on friction, lubrication and squeaking in large diameter metal-on-metal hip replacements. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 2008. 19(4): p. 1575-1579.
30. Dowson, D., et al., A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints - Part II: Design. *Journal of Arthroplasty*, 2004. 19(8): p. 124-130.
31. Vrbka, M., et al., Study of film formation in bovine serum lubricated contacts under rolling/sliding conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 2013. 227(5): p. 459-475.
32. Parkes, M., et al., The effect of buffer solution choice on protein adsorption and lubrication. *Tribology International*, 2014. 72: p. 108-117.
33. Nečas, D., et al., The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2015. 55: p. 295-307.
34. Nečas, D., et al., Lubrication within hip replacements - Implication for ceramic-on-hard bearing couples. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016. 61: p. 371-383.
35. Vrbka, M., et al., Visualization of lubricating films between artificial head and cup with respect to real geometry. *Biotribology*, 2015. 1–2(0): p. 61-65.
36. Necas, D., et al., The effect of lubricant constituents on lubrication mechanisms in hip joint replacements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016. 55: p. 295-307.
37. Galandáková, A., et al., Characteristics of synovial fluid required for optimization of lubrication fluid for biotribological experiments. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 2016.

