

Měření otěru polyetylenových jamek TEP kyčelního kloubu univerzálním měřicím mikroskopem

Charakteristika měření

Measurement of Acetabular Polyethylene Wear, Using a Universal Measuring Microscope, in Total Hip Replacement Intra- and Inter-Observer Measurement Variability

J. GALLO¹, V. HAVRÁNEK², J. ZAPLETALOVÁ³, D. MANDÁT²

¹ Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc

² Společná laboratoř optiky UP a FZÚ AV ČR, Olomouc

³ Ústav biofyziky LF UP v Olomoci, pracoviště biometrie

Práce vznikla za finančního příspěvku Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy ČR, resp. Akademie věd ČR, v rámci projektů výzkumného záměru MSM 619895213 a výzkumného záměru AVOZ 10100522.

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The aim of the study was to present our own method of measuring acetabular polyethylene wear in total hip arthroplasty, including assessment of basic measurement characteristics. It is a well known fact that, in total hip replacement, polyethylene liners wear out with use. The rate of acetabular polyethylene wear can then be related to clinical or demographic data.

MATERIAL AND METHODS

Our method, using a universal measuring microscope, is based on the ability of exact identification of central positions of the head of total hip replacement before implantation and after prosthesis removal. The difference between the original and final positions allows us to calculate both linear and volumetric wear of polyethylene. During one month, the same components were repeatedly measured by two independent investigators and a total of 10 ABG 1 acetabular components were checked. The results of measurements were evaluated by a series of statistical tests, including correlation and regression analyses and analysis of variance.

RESULTS

High correlations were found among individual measurements made by each observer ($r = 0.998$; $r = 0.973$) as well as between the mean values obtained from the two observers ($r = 0.996$). The reliability of measurements was proved by a high correlation of the regression curve of each measurement with the "ideal" line. With two exceptions, the differences between paired measurements were not significant.

CONCLUSIONS

Our method facilitates an in vitro measurement of polyethylene wear with considerable accuracy and high reliability.

Key words: total hip arthroplasty, wear measurement, linear wear, volumetric wear, polyethylene, universal measuring microscope, intra-observer variability, inter-observer variability.

ÚVOD

Nejčastějším důvodem k revizi TEP kyčelního kloubu je aseptické uvolnění implantátu od kostního lůžka. V posledních letech přibývá také reoperací pro osteolýzu kolem stabilního implantátu (7). V pozadí obou typů selhávání endoprotézy kyčle je tzv. polyetylenová nemoc, kterou provokují obrovská kvanta velmi malých částic vznikajících mechanismem adheze či abraze při

používání umělého kloubu (22). Během každého kroku se může z kloubního páru kovová hlavička – polyetylenová jamka uvolnit několik desítek až stovek tisíc polyetylenových částic o velikosti kolem $1\ \mu\text{m}$ (17).

Spolehlivé měření rychlosti otěru polyetylenu má význam praktický i teoretický. Implantáty s rychlostí opotřebení do $0,05\ \text{mm/rok}$ mívají velmi nízkou četnost periprotetických osteolýz a uvolnění, zatímco implantáty s rychlostí otěru větší než $0,3\ \text{mm/rok}$ mají signifi-

kantně vyšší riziko vzniku a rozvoje osteolýzy (4). Ačkoli nejsou všechny okolnosti související se vznikem a propagací periprotetické osteolýzy dostatečně osvětleny, pátrání po kloubu s minimální produkcí částic má nepopíratelný význam (12). Z tohoto hlediska je důležitý také vývoj přesných měřicích technik, které by existenci takového implantátu potvrdily. V souvislosti se sledováním parametru rychlosti „otěru“ lze také upravovat termíny kontrol u pacientů po implantaci endoprotézy (2), popřípadě stanovovat termíny reoperace, jestliže byla značná část polyetyleny spotřebována.

Rychlost zanořování kloubní hlavičky do polyetylenové vložky je akceptovanou mírou opotřebení implantátu (5). Můžeme ji měřit *in vivo* z rtg-snímku nebo *in vitro* po vyjmutí implantátu z těla hostitele. *In vivo* detekce je založena na několika teoretických principech, jako jsou např. koncentrické kruhy, směrodatné vektory, aktivní tvarové modely či aktivní elipsy (11, 14, 20, 25). Při *in vitro* stanovování otěru jsou k určování úbytku materiálu využívány ověřené fyzikální metody (9, 18) či speciální měřicí přístroje s nezbytným matematickým aparátem (19). My jsme k měření celkového úbytku polyetyleny vyvinuli vlastní metodiku založenou na stanovování polohy hlavičky TEP kyčelního kloubu v extrahované jamce pomocí Univerzálního měřicího mikroskopu (6). Cílem sdělení je popis metody a prezentace základních charakteristik měření.

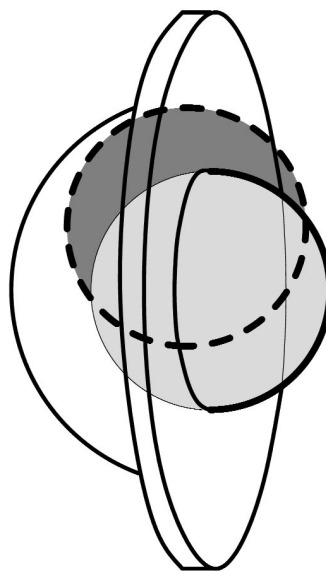
MATERIÁL A METODIKA

Materiál

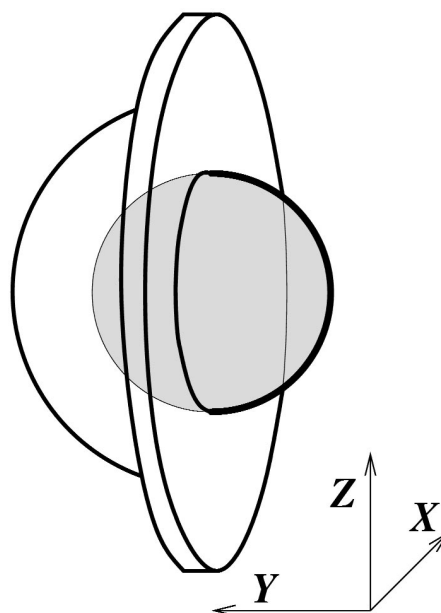
Měřeny byly náhodně vybrané jamky ABG 1 (7), které byly extrahovány na Ortopedické klinice LF UP a FN Olomouc v období od 30. 4. 2002 do 27. 1. 2005. Tyto byly po vyjmutí z těla mechanicky očištěny a sterilizovány v roztoku Sekusept Aktiv (Ecolab GmbH, Düsseldorf, Německo). Po vysušení a zabalení byly jamky posílány do laboratoře spoluautorů k měření otěru. Důvodem k revizi byla aseptická periprotetická osteolýza kolem stabilního implantátu (8krát), ve dvou případech uvolnění jamky. Jamky byly extrahovány průměrně 80 měsíců od primóimplantace (58-108, SD 13,98). Současně s opotřebením primární kloubní plochy bylo u dvou případů zjištěno poškození neartikuluující části jamky (IV. typ opotřebení jamky, ref. 17).

Princip měření

Vnitřní povrch opotřebených jamek připomíná miskou ve tvaru dvou na sebe navazujících částí kulových ploch (obr. 1). První je původní výrobní plocha a druhá je nově vytlačená poloha hlavičky, která se ustavila používáním implantátu. Zjistili jsme, že kloubní hlavička extrahovaná současně s jamkou má v obou polohách zpravidla zanedbatelnou vůli. Jestliže pro zjednodušení vyloučíme podíl plastické deformace polyetyleny, měl by posun středů obou koulí vepsaných do jamky jednoznačně odpovídat lineárnímu úbytku polyetyleny. K tomu, abychom mohli stanovit střed koule, jejíž poloměr známe, potřebujeme minimálně 4 body, které neleží v jedné rovině. Kompromisem jsme zvolili 9 takových bodů,



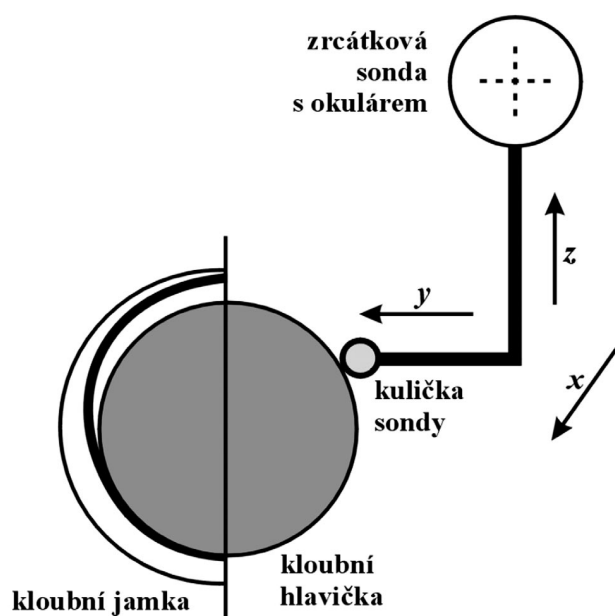
Obr. 1. Perspektivní pohled na polyetylenovou kloubní jamku: výrobní poloha kloubní hlavičky v jamce je světle šedá, tmavě šedá je nově vytlačená pozice; pro jednoduchost není zakreslena fazeta po obvodu vydaté polokoule



Obr. 2. Orientace souřadných os vzhledem k polyetylenové kloubní jamce

neboť více než čtyři měřené body umožňují zpřesnit měření průměrováním. Na druhou stranu s narůstajícím počtem bodů se významně prodlužuje doba měření.

Body jsme umístili do vrcholů pravoúhlé sítě $X-Z$, přičemž přesnost výpočtu středu koule je ovlivněna také jejich vzdáleností. Trojice bodů leží vždy v jedné rovině rovnoběžné s osou Y . Celkem tedy máme šest rovin, které protínají kouli hlavičky, z čehož každá trojice je spolu rovnoběžná a rovněž rovnoběžná s osou X případně Z (obr. 2). Za těchto okolností se nabízí možnost vypočítat ze souřadnic bodů třikrát polohu (x , y) středu



Obr. 3. Schéma měření souřadnic bodů na povrchu koule pomocí safírové dotykové sondy; umístění hlavičky ve výrobní poloze jamky

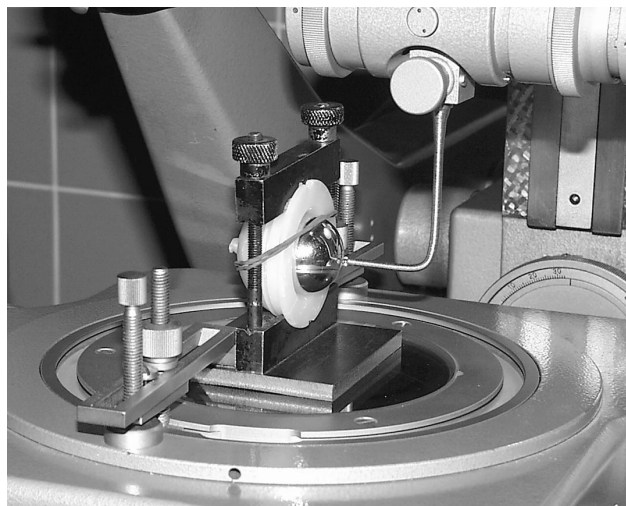
kružnice tvořené průsečíkem koule a příslušné roviny a stejně tak třikrát polohu středu (z , y). Tyto souřadnice potom korespondují se souřadnicemi středu koule. Univerzálnějším postupem je určení parametrů koule, jejíž povrch má minimální kvadratickou odchylku od naměřených bodů. Průměrování (první metoda) je výpočetně i programátorsky jednodušší, naproti tomu princip minimálních odchylek (druhá metoda) umožňuje zpracovat i obecné rozložení bodů mimo pravoúhlou síť. Průměr safírové kuličky měřicí sondy je 3 mm. Přesnost odečítání je mikronová.

Popis měření

Měření posunu středů vepsaných polokoulí provádíme na Univerzálním měřicím mikroskopu (Carl Zeiss Jena, Německo) nepřímým způsobem (6). Do misky vložíme kloubní hlavičku a vhodně ji zafixujeme nejprve v jedné (výrobní) a poté ve druhé poloze (obr. 3). Dotykovou sondou pak stanovíme prostorové souřadnice bodů dotyku s hlavičkou v obou uvedených polohách. Tyto body jsou na kulovém vrchlíku vně jamky (obr. 4). Jestliže měla jamka více než jeden vektor otěru, zvolili jsme největší. Naměřené hodnoty byly zpracovány podle původního výpočtového algoritmu. Průměry extrahovaných hlaviček jsme měřili mikrometrem se setinovou přesností. Medián velikosti hlaviček byl 27,98 milimetrů (27,94–27,99). Jestliže hlavička chyběla, vzala se náhradní s největším průměrem. Z měření byly vyloučeny extrémně poškozené jamky.

Výpočet objemového úbytku polyetylenu

Výpočet objemového úbytku je rovněž založen na předpokladu, že nenastává stlačení ani tečení polyetylenu. Dále předpokládáme, že reliéf extrahované jamky



Obr. 4. Univerzální měřicí mikroskop: dotykové měření souřadnic na povrchu hlavičky extrahované endoprotézy v jedné z definovaných poloh

tvoří dvě vzájemně posunuté koule stejného poloměru, mezi nimiž je ostrý přechod. Úbytek (objemový oter) se potom rovná rozdílu vnitřních objemů opotřebované (vyjmuté) a původní jamky (nové). Vzhledem ke složitějšímu tvaru provádíme výpočet numericky s volbou integračního kroku (k) a rozdělením jamky rovinami X , Z na řezy „ r “ (6). Pro malé k považujeme proužek za úsečku, jejíž koncové body určíme z parametrů obou koulí, a tím získáme její délku l . Úsečce přiřadíme elementární objem $l \cdot k^2$, který sečteme pro všechny proužky ze všech rovin. Důležitá je volba parametru k . Zmenšováním kroku roste přesnost výpočtu, ale výrazně narůstá výpočetní čas. Program je sestaven tak, že počítá samostatně maximální a minimální objem, jejichž rozdíl určuje přesnost výpočtu.

Charakteristiky měření

K určení spolehlivosti a objektivit navrhované metodiky bylo využito opakovaných měření jedné, resp. několika jamek v oddělených časových intervalech. Míru spolehlivosti lze poté stanovit zhodnocením konzistence získaných výsledků (8).

1. *Reprodukovatelnost odlišných principů získávání výsledku.* Pro stanovení přesnosti a reprodukovatelnosti obou variant výpočtu (pomocí průměru kružnic a minimální odchylky) jsme vybrali jednu jamku a změřili ji 6krát, pokaždé s novým upevněním a s různými polohami měřených bodů (VH). Výsledky výpočtů jsou uvedeny v tabulce 1.
2. *Stanovení shody mezi měřeními jednoho objektu jednou osobou, resp. několika osobami.* V průběhu jednoho měsíce bylo provedeno celkem sedm měření desíti vybraných jamek podle stejné metodiky. Čtyři měření provedl autor metody (VH), nezávisle na něm

Tab. 1. Porovnání výpočtů lineárního otěru pomocí průměru kružnic a minimální odchylky (P je vypočtený lineární otěr a Δ je nejistota tohoto výpočtu, spodní řádek uvádí průměrné hodnoty)

Č. m.	Průměr kružnic		Minimální odchylka		Rozdíl posunů
	P [mm]	Δ [μm]	P [mm]	Δ [μm]	
1	2,165	2	2,158	1	0,007
2	2,172	2	2,173	2	-0,001
3	2,130	2	2,128	2	0,002
4	2,073	2	2,074	2	-0,001
5	2,115	1	2,110	1	0,005
6	2,061	1	2,059	1	0,002
Průměr	2,119	46	2,117	45	0,002

Tab. 2. Charakteristiky měření lineárního otěru (N = počet jamek)

	N	Min-Max	Průměr	Medián	S.D.
Posuzovatel č. 1					
1. měření	10	0,215 - 2,987	1,801	2,173	0,883
2. měření	10	0,245 - 3,160	1,829	2,157	0,891
3. měření	10	0,249 - 3,111	1,787	2,114	0,897
4. měření	10	0,255 - 3,151	1,783	2,154	0,910
Posuzovatel č. 2					
1. měření	10	0,259 - 3,133	1,851	2,129	0,989
2. měření	10	0,297 - 3,146	1,804	2,183	0,888
3. měření	10	0,281 - 3,180	1,833	2,214	0,913

provedl tři měření další spolupracovník (DM), který byl za tímto účelem do metodiky zacvičen a neznal relace předchozích měření. Mohli jsme tak formulovat pracovní hypotézu tvrdící, že rozdíly mezi jednotlivými pozorováními provedenými podle stejné metodiky jedním nebo několika posuzovateli jsou nulové. Výsledky měření jsou uvedeny v tabulce 2.

Statistické zpracování

Pro posouzení míry spolehlivosti testovaného měřicího postupu byly použity Pearsonovy korelační koeficienty. Abychom posoudili míru shody, byla pro všechny dvojice měření provedena regresní analýza a byly zhodnoceny odchylky získané regresní přímkou od přímky ideální závislosti dvojice měření, která prochází počátkem a má směrnici 1. Pro každou regresní analýzu byly provedeny testy nulovosti absolutního členu a byla testována hypotéza tvrdící, že směrnice regresní přímky je rovna hodnotě 1. Použit byl také Levenův test homogeneity rozptylů jednotlivých měření. Všechny testy byly provedeny na hladině významnosti 0,05 (JZ).

VÝSLEDKY

Reprodukovatelnost odlišných principů získávání výsledku

Z tabulky 1 je zřejmé, že chyba vlastního výpočtu (tedy odchylka vypočteného poloměru a poloh měřicích bodů) je pro oba postupy v řádu jednotek mikrometrů a rozdíl v hodnotách mezi nimi rovněž tak. Ovšem směrodatná odchylka pro opakované měření vzrostla v obou

případech k 50 mikrometrům. Výsledné hodnoty mají tedy přesnost dvě a půl procenta z příslušné hodnoty měření a oba postupy výpočtu poskytují takřka shodné výsledky. V dalším jsme se kvůli větší univerzálnosti přiklonili k metodě minimální kvadratické odchylky.

Stupeň konzistence výsledků měření jednoho objektu jedním posuzovatelem

Korelační analýza prokázala velmi silnou korelaci mezi výsledky jednotlivých měření u jednoho posuzovatele (minimální – maximální korelace 0,988 – 0,998, resp. 0,973 – 0,997). Vysokou míru shody potvrdilo překrývání regresní přímky s přímkou ideální. Analýza jednotlivých měření pomocí párového t-testu neprokázala statisticky významné rozdíly ani u prvního ani u druhého posuzovatele ($p = 0,182$ až $p = 0,853$, resp. $p = 0,218$ až $p = 0,793$).

Stupeň konzistence výsledků měření jednoho objektu různými posuzovateli

Pomocí korelační analýzy byla prokázána velmi vysoká korelace mezi měřeními jednoho objektu různými posuzovateli (minimální – maximální korelace 0,959 – 1,000). Vysokou míru shody potvrdilo i překrývání regresní přímky s přímkou ideální. Pomocí párového t-testu byl ale mezi oběma posuzovateli zjištěn statisticky významný rozdíl v průměrných hodnotách 3. měření ($p = 0,048$) a dále v průměrných hodnotách 4. měření prvního posuzovatele a 3. měření druhého posuzovatele ($p = 0,028$). Statisticky významný rozdíl však nebyl zjištěn v průměrných hodnotách naměřených oběma posuzovateli ($p = 0,331$). Ani Levenův test neprokázal statisticky signifikantní rozdíly rozptylů jednotlivých měření ($p = 0,821$), přičemž mezi průměrnými hodnotami naměřenými oběma posuzovateli byla zjištěna vysoká korelace $r = 0,996$.

DISKUSE

Měření otěru polyetylenu popisované v tomto článku vychází z možnosti stanovit přesně střed hlavičky endoprotézy kyčelního kloubu v jamce pomocí Univerzálního měřicího mikroskopu (6). Z rozdílu mezi „výrobní“ a „výslednou“ pozicí hlavičky je poté vypočten lineární otěr polyetylenu. Principiálně odpovídá tento postup nejčastěji používané definici otěru jako nejhlubšímu místu zanoření hlavičky endoprotézy do polyetylenu (15). Na rozdíl od výplňových a profilometrických metod nezohledňuje naše technika tzv. „vedlejší“ dráhy otěru (9, 25). Otázkou zůstává, jak jsou tyto dráhy časté a významné. Bez zajímavosti není v této souvislosti ani zjištění Martella a spol., že existuje vysoká míra shody mezi 2-D a 3-D počítačově asistovaným stanovením objemového otěru na základě rtg-snímku (16).

Ve svém řešení jsme se pokusili vyhnout zjednodušenému převodu lineárních hodnot na objemové pomocí vzorce $V = \pi r^2 l$, kde r = poloměr hlavičky endoprotézy a l = lineární otěr (13). Vytvořili jsme výpočtový program pracující na základě série integračních kroků, kterými se ze zadané lineární veličiny dopočítává obje-

mový otěr. V literatuře existují i další matematické postupy snažící se o co největší přiblížení ke skutečné hodnotě objemového otěru (3, 10, 18). Přesnější jsou pochopitelně přímé metodiky využívající speciálních měřicích přístrojů, odlitkové techniky či dokapávání kapaliny do mezery mezi hlavičkou a polyetylenem (18). Žádná z uvedených studií, včetně naší, však neuvažuje plastickou deformaci materiálu. Zajímavé je v této souvislosti řešení Tippera a spol. (24), kteří od vypočteného objemového otěru odečítali 20 mm³ jako kompenzaci za „tok polyetyleny za studena“ (pro hlavičku o průměru 22 mm). O správnosti této korekce se můžeme přesvědčit zvážení nových a extrahovaných implantátů od stejného výrobce (23) s případnou formulací vlastního korekčního koeficientu.

Ověřili jsme dále, že pro *in vitro* měření lineárního posunu hlavičky v kloubní jamce pomocí Univerzálního měřicího mikroskopu vyhovuje jak výpočtový postup založený na průměru kružnic, tak univerzálnější převod založený na principu minimálních kvadratických odchylek. Obecně platí, že kvalita jakéhokoli měření je ovlivněna chybou náhodnou a systematickou, které mohou být statisticky popsány pomocí charakteristik jako opakovatelnost (reprodukovatelnost) a spolehlivost. Ve speciálně uspořádaném pokusu jsme zjistili vysokou míru shody jak mezi jednotlivými měřeními u jednoho posuzovatele, tak při měření jednoho objektu stejnou metodikou různými pozorovateli.

Také další autoři uvádějí u svých postupů vysokou míru spolehlivosti. Jasty a spol. vyplňovali defekt polyetyleny v extrahované jamce po usazení hlavičky rostlinným olejem (9). Přestože je logické, že s klesající velikostí objemového otěru by nepřesnost metody měla narůstat, zjistil tento tým při testování charakteristik pouze 10% variabilitu mezi jednotlivými nálezy jednoho posuzovatele, resp. při porovnání výsledků tří různých posuzovatelů. Berzins a spol. publikovali počítačově asistovanou metodu měření tloušťky extrahovaného polyetylenu za pomoci ultrazvuku (1). Koeficient variace pro měření tloušťky polyetyleny byl v jejich studii u nepoužité jamky 0,02 %, u použitého implantátu pak 0,12 %.

Přesnost manuálních *in vivo* postupů měření otěru polyetyleny se podle literatury pohybuje v řádu desetin milimetru (15), což by mohlo cílům klinického sledování vyhovovat. Jestliže potřebujeme vyšší úroveň přesnosti, je možné využít některou z počítačově asistovaných technik, které měří s přesností řádově setin milimetru (16). Martell a spol. (15) měřili lineární otěr Livermoreho metodou (14) a zjistili, že koeficient opakovatelnosti byl při odečítání jedním posuzovatelem 0,609 mm, zatímco druhý posuzovatel dosáhl hodnoty 0,680 mm. Pokud byla použita počítačově asistovaná varianta, pohyboval se první posuzovatel ve stejné studii na úrovni koeficientu opakovatelnosti 0,004 mm a druhý na hladině 0,060 mm. Nevýhodou těchto aplikací je však jejich vyšší ekonomická i časová náročnost.

ZÁVĚR

Měření otěru polyetyleny metodikou testovanou v této studii je založeno na předpokladu, že maximální hloubka zanoření hlavičky TEP kyčelního kloubu do polyetyleny odpovídá skutečnému otěru (úbytku materiálu). Námi vyvíjený postup se může uplatnit v klinických studiích, dále při testování přesnosti ostatních používaných měřicích technik i na poli experimentálního výzkumu v oblasti materiálů a protetických designů (výrobní a preklinické studie). Přesnost uvedeného měření je přijatelná. Důležité je však to, že naše metodika je vysoce spolehlivá a poměrně objektivní.

Literatura

1. BERZINS, A., SUMNER, D. R., GALANTE, J. O.: Dimensional characteristics of uncomplicated autopsy-retrieved acetabular polyethylene liners by ultrasound. *J. Biomed. Mater. Res.*, 39: 120–129, 1998.
2. ČECH, O., DŽUPA, V.: The European school of total hip arthroplasty and 35 years of total hip arthroplasty in the Czech Republic. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 57–76, 2005.
3. DERBYSHIRE, B.: The estimation of acetabular cup wear volume from two-dimensional measurements: a comprehensive analysis. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 212: 281–291, 1998.
4. DUMBLETON, J. H., MANLEY, M. T., EDIDIN, A. A.: A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 17: 649–661, 2002.
5. EBRAMZADEH, E., SANGIORGIO, S. N., LATTUADA, F., KANG, J. S., CHIESA, R., McKELLOP, H. A., DORR, L. D.: Accuracy of measurement of polyethylene wear with use of radiographs of total hip replacements. *J. Bone Jt Surg.*, 85-A: 2378–2384, 2003.
6. GALLO, J., HAVRÁNEK, V., HRABOVSKÝ, M.: Měření opotřebení extrahovaných polyetylenových jamek TEP kyčelního kloubu za pomoci univerzálního mikroskopu. *Jemná mechanika a optika*, 48: 333–338, 2003.
7. GALLO, J., KAMÍNEK, P., ZAPLETALOVÁ, J., NOVOTNÝ, R., ČECHOVÁ, I., DITMAR, R.: Předčasné selhání polyetylenové vložky u TEP kyčelního kloubu ABG I. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 70: 343–349, 2003.
8. HENDL, J.: Přehled statistických metod zpracování dat. Analýza a metaanalýza dat. Praha, Portál 2004.
9. JASTY, M., GOETZ, D. D., BRAGDON, C. R., LEE, K. R., HANSON, A. E., ELDER, J. R., HARRIS, W. H.: Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J. Bone Jt Surg.*, 79-A: 349–358, 1997.
10. KABO, J. M., GEBHARD, J. S., LOREN, G., AMSTUTZ, H. C.: In vivo wear of polyethylene acetabular components. *J. Bone Jt Surg.*, 75-B: 254–258, 1993.
11. KERRIGAN, S., RICKETTS, I. W., MCKENNA, S. J., WIGDEROWITZ, C.: Measurement of acetabular wear using intelligent ellipses. In: Meeting of the British Orthopaedic Research Society. Cardiff, p. 35, 2002.
12. KNAHR, K., KARAMAT, L., LOHO, G., POSPISCHILL, M.: Tri-biological considerations for a new hip system. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 72: 116–121, 2005.

13. LEWIS, G.: Design issues in clinical studies of the in vivo volumetric wear rate of polyethylene bearing components. *J. Bone Jt Surg.*, 82-A: 281–287, 2000.
14. LIVERMORE, J., ILSTRUP, D., MORREY, B.: Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J. Bone Jt Surg.*, 72-A: 518–528, 1990.
15. MARTELL, J. M., BERDIA, S.: Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J. Bone Jt Surg.*, 79-A: 1635–1641, 1997.
16. MARTELL, J. M., BERKSON, E., BERGER, R., JACOBS, J.: Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J. Bone Jt Surg.*, 85-A: 1111–1117, 2003.
17. McKELLOP, H. A., CAMPBELL, P., PARK, S. H., SCHMALZRIED, T. P., GRIGORIS, P., AMSTUTZ, H. C., SARMIENTO, A.: The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 311: 3–20, 1995.
18. MIZOUE, T., YAMAMOTO, K., MASAOKA, T., IMAKIIRE, A., AKAGI, M., CLARKE, I. C.: Validation of acetabular cup wear volume based on direct and two-dimensional measurements: hip simulator analysis. *J. Orthop. Sci.*, 8: 491–499, 2003.
19. RAIMONDI, M. T., SASSI, R., PIETRABISSA, R.: A method for the evaluation of the change in volume of retrieved acetabular cups. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 214: 577–587, 2000.
20. REDHEAD, A. L., KOTCHEFF, A. C., TAYLOR, C. J., PORTER, M. L., HUKINS, D. W.: An automated method for assessing routine radiographs of patients with total hip replacements. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, 211: 145–154, 1997.
21. SCHMALZRIED, T. P., CALLAGHAN, J. J.: Wear in total hip and knee replacements. *J. Bone Jt Surg.*, 81-A: 115–136, 1999.
22. SOSNA, A., RADONSKÝ, T., POKORNÝ, D., VEIGL, D., HORÁK, Z., JAHODA, D.: Polyetylenová nemoc. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 70: 6–16, 2003.
23. SYCHTERZ, C. J., MOON, K. H., HASHIMOTO, Y., TERE-FENKO, K. M., ENGH, C. A., JR., BAUER, T. W.: Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty. A study of specimens retrieved post mortem. *J. Bone Jt Surg.*, 78-A: 1193–1200, 1996.
24. TIPPER, J. L., INGHAM, E., HAILEY, J. L., BESONG, A. A., FISHER, J., WROBLEWSKI, B. M., STONE, M. H.: Quantitative analysis of polyethylene wear debris, wear rate and head damage in retrieved Charnley hip prostheses. *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 11: 117–124, 2000.
25. YAMAGUCHI, M., HASHIMOTO, Y., AKISUE, T., BAUER, T. W.: Polyethylene wear vector in vivo: a three-dimensional analysis using retrieved acetabular components and radiographs. *J. Orthop. Res.*, 17: 695–702, 1999.

MUDr. Jiří Gallo, Ph. D.,
Ortopedická klinika LF UP a FN Olomouc,
I. P. Pavlova 6,
775 20 Olomouc
E-mail: jiri.gallo@volny.cz