



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Odbor biomechaniky člověka

Vyšetřování mikromechanických vlastností polyethylenových kloubních náhrad

An investigation of micromechanical properties of polyethylene hip replacements

Bakalářská práce

Studijní program: Teoretický základ strojního inženýrství

Autor bakalářské práce: Martin Štěrba

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Josef Šepitka, Ph.D.

Praha 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Štěrbá** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **492726**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vyšetřování mikromechanických vlastností polyetylenových kloubních náhrad

Název bakalářské práce anglicky:

An investigation of micromechanical properties of polyethylene hip replacements

Pokyny pro vypracování:

1. Kritická rešerše (klíčová slova: nanoindentation, UHMWPE, hip replacements)
2. Příprava a provedení nanoindentačního experimentu
3. Analýza naměřených dat
4. Porovnání a interpretace mechanických vlastností testovaných vzorků

Seznam doporučené literatury:

W. C. Oliver, G. M. Pharr, An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation, *Journal of Materials Research and Technology*, 7 (1992) 1564-1583.
J. N. Katz, Total joint replacement in osteoarthritis, *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 20 (2006) 145-153.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Josef Šepitka, Ph.D. FS, ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **12.04.2022**

Termín odevzdání bakalářské práce: **14.08.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Josef Šepitka, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vyšetřování mikromechanických vlastností polyethylenových kloubních náhrad“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Praze 2022

.....

Martin Štěrba

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval Ing. Josefu Šepitkovi, Ph.D. za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování této práce.

ABSTRAKT

Vyšetřování mikromechanických vlastností polyethylenových kloubních náhrad

Cílem této bakalářské práce bylo naměřit a zhodnotit vliv opotřebení na mechanické vlastnosti explantovaného acetabulárního pouzdra kyčelní endoprotézy z UHMWPE pomocí nanoindentačního experimentu.

Klíčová slova

Nanoindentace, UHMWPE, kyčelní náhrady

ABSTRACT

An investigation of micromechanical properties of polyethylene hip replacements

Aim of this bachelor's thesis was measurement and evaluation of the effect of wear on the mechanical properties of the acetabular liner made from UHMWPE, that was obtained by explantation from hip endoprosthesis. The measurement was performed using nanoindentation.

Keywords

Nanoindentation, UHMWPE, hip replacements

Seznam použitých zkratek a symbolů

H	Indentační tvrdost
E	Youngův modul pružnosti vzorku
E_i	Youngův modul pružnosti indentoru
E_r	Redukovaný modul pružnosti
ν	Poissonovo číslo vzorku
ν_i	Poissonovo číslo indentoru
S	Kontaktní tuhost
A	Kontaktní plocha indentu
P_{\max}	Maximální zatížení vzorku indentorem
h_c	Kontaktní hloubka indentu
OI	Oxidační index
d	Hloubka vůči stanovenému původnímu kraji pouzdra na vzorcích, ve které byl proveden indent
A_{1720}	Absorpce záření o vlnovém čísle 1720 cm^{-1}
A_{1370}	Absorpce záření o vlnovém čísle 1370 cm^{-1}

Obsah

Obsah	5
1. Úvod:	8
2. Teoretická část	9
2.1. Anatomie kyčelního kloubu.....	9
2.1.1. Kostí kyčelního kloubu	9
2.1.2. Vazy kyčelního kloubu	10
2.1.3. Svaly kyčelního kloubu.....	11
2.1.4. Pohyb kyčelního kloubu	12
2.1.5. Stabilita kyčelního kloubu.....	12
2.2. Patofyziologie kyčelního kloubu	13
2.2.1. Osteoartróza	13
2.2.2. Pagetova choroba	14
2.2.3. Osteonekróza	14
2.2.4. Zlomenina krčku stehenní kosti	15
2.3. Náhrady kyčelního kloubu	16
2.3.1. Materiály endoprotéz	16
2.3.2. Problematika náhrady kyčelního kloubu	18
2.4. Ultra-high molecular weight polyethylen (UHMWPE)	18
2.4.1. Struktura UHMWPE	18
2.4.2. Vlastnosti UHMWPE	19
2.5. Mechanické vlastnosti UHMWPE	19
2.5.1. Pevnost	19
2.5.2. Tvrdost	20
2.5.3. Odolnost proti opotřebení	20
2.5.4. Stárnutí	20
2.6. Nanoindentace	21

2.6.1. Oliver a Pharr	21
2.7. Oxidační index.....	22
3. Cíle práce	23
4. Metody	23
4.1. Nanoindentační experiment	23
4.2. Úprava experimentálních dat.....	26
5. Výsledky.....	27
5.1. Indentační tvrdost	27
5.2. Youngův modul pružnosti	28
5.3. Oxidační index.....	29
6. Diskuze.....	30
6.1. Indentační tvrdost	30
6.2. Youngův modul pružnosti	31
7. Závěr	32

1. Úvod:

V dnešní době je stále více lidí dožívající se vysokého věku. Velká část lidí ve vysokém věku se setkává s omezením svého života kvůli zhoršujícímu se zdravotnímu stavu. Jedním z těchto vlivů jsou nemoci, které napadají klouby, především dolní končetiny a znemožňují jejich správnou funkci. To často vede až k potřebě výměny kloubu za umělý (endoprotéza). Z fyziologického hlediska, spojeného s aplikací endoprotézy je často možné endoprotézu po skončení její životnosti nahradit opětovně pouze jednou. S tím narůstá poptávka po kvalitních endoprotézách, které mají dostatečnou životnost, aby umožnili pacientovi bez jakýkoliv komplikací, spojených s touto problematikou, dožít plnohodnotný život.

Tato práce se zaměřuje na endoprotézu kyčelního kloubu. Moderní endoprotézy se často skládají z několika částí. Kritickou částí endoprotéz, která je hlavním bodem této práce je acetabulární pouzdro z polymeru UHMWPE (Ultra-high molecular weight polyethylene). Pouzdro je vystaveno opotřebením v závislosti na používání endoprotézy, což vede k postupné degradaci pouzdra.

Cílem této práce je naměřit a zjistit hloubkový profil indentační tvrdosti H a Youngova modulu pružnosti E vzorků z acetabulárního pouzdra endoprotézy pomocí nanoindentace a vyhodnotit vliv opotřebení na materiál těchto vzorků.

2. Teoretická část

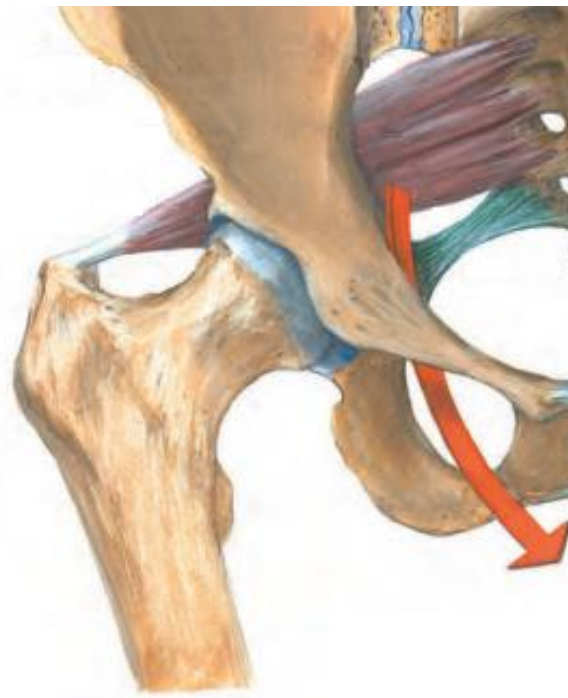
2.1. Anatomie kyčelního kloubu

Kyčelní kloub spojuje hlavici stehenní kosti (caput femoris) a kyčelní jamku (acetabulum) v pánevní kosti. Jedná se o synoviální kulovitý kloub. Celý kloub se nachází v kloubní dutině a je krytý kloubním pouzdrem. Základním úkolem kyčelního kloubu je schopnost podpory celého těla za pohybu a přenos zatížení z dolní části torza přes páteř na dolní končetiny skrze stehenní kost. [1]

2.1.1. Kostí kyčelního kloubu

V kyčelním kloubu se setkávají stehenní kost a pánevní kost (Obr. 1).

Pánevní kost je tvořena spojením tří kostí, které srůstají dohromady, a to především v místě kyčelní jamky. Kyčelní jamka je z většiny pokrytá tukovou vrstvou, která slouží jako tlumič nárazů hlavice stehenní kosti proti pánevní kosti při pohybu kloubu. Dále je kyčelní jamka zvýšená pomocí vazivově chrupavčitého lemu po svém okraji, aby mohla více obklopovat hlavici stehenní kosti. [1]



Obrázek 1: Schéma kyčelního kloubu. Převzato z [1]

Stehenní kost (femur) je největší kost v lidském těle. Na kyčelní kloub navazuje pomocí hlavice, která je propojena s tělem celé stehenní kosti pomocí krčku. Hlavice je kulovitá část kosti, pokrytá chrupavkou. Kulovitá část odpovídá přibližně třem čtvrtinám kulovité plochy, kde zbylá část hlavice přechází v krček a napojuje se na tělo hlavice a přibližně osově na opačné straně hlavice vůči krčku se nachází jamka pro úchyt nitrokloubního vazy. Hlavice je přes krček napojená k tělu stehenní kosti pod úhlem přibližně 125°. [1]

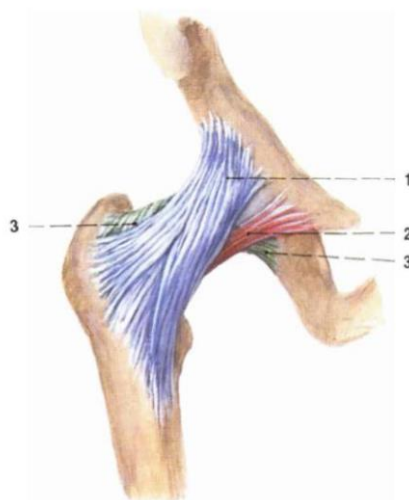
2.1.2. Vazy kyčelního kloubu

Kloub je držen několika vazy, které drží celý kloub ve spojení. Uvnitř kloubového pouzdra propojuje hlavicí stehenní kosti a pánevní kost vazem hlavice stehenní kosti (ligamentum capitis femoris), který společně s kloubním pouzdrem zabraňuje dislokaci kyčelního kloubu a zároveň tento vaz obklopuje tepnu, která vyživuje z menší části kyčelní kloub (Obr. 2). [1]



Obrázek 2: Frontální řez kyčelním kloubem. 1 – kloubní chrupavka, 2 – pulvinar acetabuli, 3 – vaz capitis femoris, 4 – vaz transverseum acetabuli, 5 – labrum acetabulare, 6 – zona orbicularis Převzato z [1].

Mimo kloubové pouzdro se nacházejí tři vazy (Obr. 3). Vaz iliofemorale zajišťuje před přílišnou extenzí vůči stehenní kosti a jedná se o nejsilnější vaz v celém těle. Dále vaz pubofemorale zabraňuje přílišnému odtažení, nebo vnější rotaci stehenní kosti. Poslední vaz ischiofemorale se nachází na zadní straně kyčelního kloubu. Brání nadměrnému přitažení a vnitřní rotaci stehenní kosti. [1]



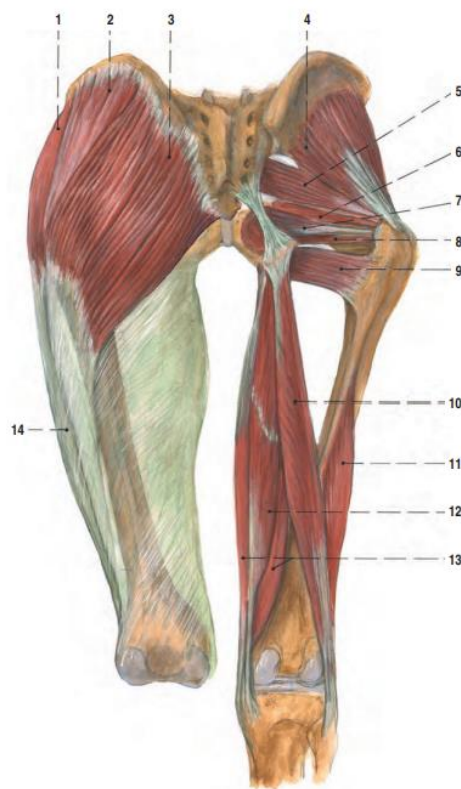
Obrázek 3: Vazy kyčelního kloubu, pohled zepředu. 1 – vaz iliofemorale, 2 – vaz pubofemorale, 3 – vaz ischiofemorale Převzato z [1].

2.1.3. Svaly kyčelního kloubu

Svaly v kyčelním kloubu se dají rozdělit podle funkce, kterou vykonávají vzhledem k typu pohybu. Závisí na jejich propojení s kostrou (Obr. 4). [1]

Tab. 1. Tabulka pohybů a svalů, které je umožňují vůči kyčelnímu kloubu. Převzato z [1].

Typ pohybu	Svaly
Flexe	psoas major, iliacus a rectus femoris
Extenze	gluteus maximus, s pomocí zadních stehenních svalů
Abdukce	gluteus medius a gluteus minimus
Addukce	adductor longus, brevis a magnus s pomocí svalu quadratus femoris
Vnitřní rotace	glutei minimus a medius společně s pomocí adduktorových svalů
Vnější rotace	gluteus maximus, piriformis, obturator internus, superior, inferior gemelli a quadratus femoris



Obrázek 4: Svaly kyčelního kloubu. 1 – m. tensor fasciae, 2 – m. gluteus medius, 3 – m. gluteus maximus, 4 – m. gluteus minimus, 5 – m. piriformis, 6 – m. gemellus superior, 7 – m. obturatorius internus, 8 – m. gemellus inferior, 9 – m. quadratus femoris, 10 – m. biceps femoris, caput longum, 11 – m. biceps femoris, caput breve, 12 – m. semitendinosus, 13 – m. semimembranosus, 14 – tractus iliotibialis Převzato z [1].

2.1.4. Pohyb kyčelního kloubu

Kyčelní kloub propojuje dolní končetiny s pánevní kostí a páteří. Kloub umožňuje rotaci do všech směrů a umožňuje tedy vysokou mobilitu. Střed rotace pro veškeré pohyby kloubu se nachází ve hlavici stehenní kosti. Kloub umožňuje flexi a extenzi ve frontální ose, vnitřní a vnější rotaci k vertikální ose a addukce (přitažení) a abdukce (odtažení) k sagitální ose. Rozsah pohybu kyčelního kloubu závisí na kolenním kloubu. [1]

2.1.5. Stabilita kyčelního kloubu

Kyčelní kloub dále musí zajišťovat přenos váhy těla. Díky tvaru a hloubce kyčelní jamky, do které hlavice stehenní kosti zapadá, je velká část skrytá v pánevní kosti, což zvyšuje stabilitu kloubu. Kyčelní jamka je dále zvýšená vazivově chrupavčným lemem, který přispívá k přenosu zátěže, stabilitě kloubu a regulaci synoviální tekutiny. [1]

2.2. Patofyziologie kyčelního kloubu

Díky neustálé aktivitě kyčelního kloubu dochází k jeho poškození či onemocnění. Nemoc kyčelního kloubu může být případně vyvolána geneticky. Nejčastějšími onemocněními bývá osteoartróza, osteoporóza, Pagetova choroba, osteonekróza, případně nádorové onemocnění v oblasti kloubu. Z hlediska poškození kyčelního kloubu je nejčastějším problémem zlomenina krčku stehenní kosti.

2.2.1. Osteoartróza

Artróza je degenerativní onemocnění synoviálních kloubů. Nejčastěji postihuje kyčelní a kolenní klouby. Projevuje se bolestí kloubu při pohybu a narušením pohyblivosti v končetinách, kde se vyskytla. [2]

Jedná se o poškození, či opotřebením kloubu, způsobené neustálou, případně nadměrnou aktivitou daného kloubu (Obr. 5). Toto opotřebením je za normální situace řešeno neustálou obnovou kostní hmoty. V souvislosti s věkem se možnost této obnovy postupně zhoršuje a dochází ke ztenčování vrstvy chrupavky, což výsledně vede ke kontaktu kostí v kloubu. To vede k bolestem a zhoršení pohybu kloubu, který tak začne více zatěžovat vazy a svaly. Ty jsou tímto procesem poškozovány a oslabovány. Dále pak dochází k nesprávné obnově kloubu, kdy na kosti začnou růst výrůstky a ty více znemožňují správnou funkci kloubu. Postupně tak dochází k výraznému omezení funkce celého kloubu a s tím spojeného pohybu. [2]

Diagnóza se provádí pozorováním pohyblivosti kloubu, nebo pomocí rentgenového vyšetření, které umožňuje pozorovat stav kloubu, strukturu kostí, či přítomnost kloubních výrůstků. Případně lze použít artroskopické vyšetření k přímému pohledu na strukturu celého kloubu. [2]

Léčba artrózy probíhá především snahou zastavit její průběh a zmírněním příznaků. V případě mírné artrózy je snaha zamezit dalšímu rozvoji onemocnění a podpořit obnovu kloubu, a to například snížením zatížení kloubu. Pokud je artróza rozsáhlejší, případně pacient trpí silnými bolestmi, bývá v poslední řadě častým řešením náhrada částí kloubu umělými náhradami. [2]



Obrázek 5: Kloub, zasažený artrózou. Převzato z [14].

2.2.2. Pagetova choroba

Pagetova choroba je častá porucha, projevující se neorganizovanou remodelací kosti a tvorbou strukturně nedostačující kosti jako náhradu. Tato kost je pak velmi náchylná ke zraněním a zlomeninám. Většina pacientů je asymptotických. Onemocnění se obvykle projevuje po 50. roku života. [3]

2.2.3. Osteonekróza

Jedná se o jev, při kterém dojde k narušení vyživování hlavice stehenní kosti, což vede k propadnutí a zničení povrchu kloubu. Tato mrtvá část kosti je pak reabsorbována. To může vést k projevu osteoartrózy. K osteonekróze může často dojít při úrazu a poškození buď části kyčelního kloubu, nebo při nalomení, či zlomení části stehenní kosti. Osteonekróza tak silně omezuje pohybové schopnosti pacienta. [4]

Léčba probíhá snahou plně odlehčit kloub například pomocí hole, případně omezení pohybových aktivit. Další možností je použití kostního materiálu z jiných částí stehenní kosti a s jejich pomocí urychlit léčení kloubu. V posledním případě se dá uvažovat o totální náhradě kyčelního kloubu. [4]

2.2.4. Zlomenina krčku stehenní kosti

Zlomenina krčku stehenní kosti může být způsobena při náročné fyzické aktivitě, zejména při některých sportech, dopravní nehodě, nebo při pádu. Případně jí může předcházet oslabení struktury kostí v souvislosti s nemocí, či věkem. [5]

Krček je díky zúženému průřezu často náchylný ke zlomeninám a při nadměrném, nebo špatném zatížení tak může dojít ke zlomenině. Zlomenina je velice bolestivá a může omezit, či znemožnit pohyb kloubu a dolní končetiny. Při zlomenině krčku může často dojít i k nekróze hlavice stehenní kosti. [6]

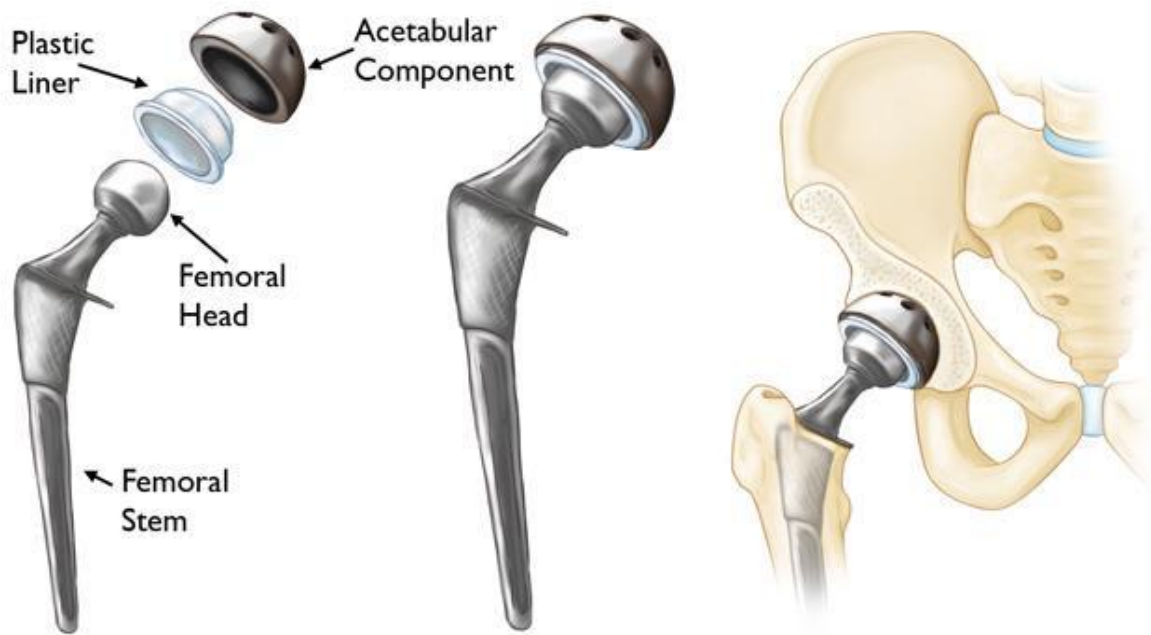
Léčba probíhá stabilizací stehenní kosti a kyčelního kloubu, nebo fixací kosti pomocí šroubů. Případně se pak v horších případech kloub nahradí umělým. [6]



Obrázek 6: Zlomenina krčku stehenní kosti. Převzato z [15].

2.3. Náhrady kyčelního kloubu

Náhrada kyčelního kloubu za umělý (totální endoprotéza) je často používaný zákrok, který umožňuje opětovné umožnění funkce kloubu (Obr. 7). V případě mladších pacientů pod 50. rok života je snaha provádět méně invazivní metody léčby. [7]



Obrázek 7: Kyčelní endoprotéza. Vlevo části skládající endoprotézu. Uprostřed složená endoprotéza. Napravo endoprotéza aplikovaná do kyčelního kloubu. Acetabular component – Acetabulární část, plastic liner – plastová výplň (pouzdro z UHMWPE), femoral head – hlava na místě stehenní kosti, femoral stem – dřík ve stehenní kosti. Převzato z [16].

Počátek náhrad kyčelního kloubu začal v minulém století, kde se neustále zlepšoval od 60. let. Kvůli růstu lidí s onemocněním, nebo zraněním kloubů byl vyvíjen tlak na schopnost umocnit opětovnou funkci kloubů. [7]

2.3.1. Materiály endoprotéz

Z kovových materiálu pro endoprotézy se nejčastěji používají specifické oceli, slitiny kobaltu a titanu. Dále se používají nekovové materiály jako je například keramika, která je upravená tak, aby zajišťovala nízkou reaktivitu materiálu endoprotézy s tělem. Případně se používají polymery přírodního nebo syntetického typu (UHMWPE viz. dále), (Obr. 8 a 9). [8]



Obrázek 8: Kyčelní endoprotéza. Polymerové acetabulární jádro, keramická hlavice, kovový dřík a jamka. Převzato z [17].



Obrázek 9: Acetabulární pouzdro. Acetabulární pouzdro z UHMWPE. Převzato z [17].

2.3.2. Problematika náhrady kyčelního kloubu

Při podstoupení totální endoprotézy kyčelního kloubu může s malou pravděpodobností docházet ke komplikacím typu embolie, případně infekce, nebo dislokace kloubu. Tyto komplikace závisí především na věku. Dále pak i na životních podmínkách, pohlaví a genetice. Nejvyšší šance těchto komplikací je do 90 dnů od provedení zákroku. [7]

Z krátkodobého hlediska je důležité, zda zákrok vedl k získání opětovné funkčnosti kloubu a jestli se pacient zbavil zdravotních problémů, které k zákroku vedly. [7]

Z dlouhodobého hlediska je zásadní životnost a přetrvání funkce náhrady. Životnost náhrad se neustále zlepšuje, kdy moderní náhrady vydrží přes 10 let. [7]

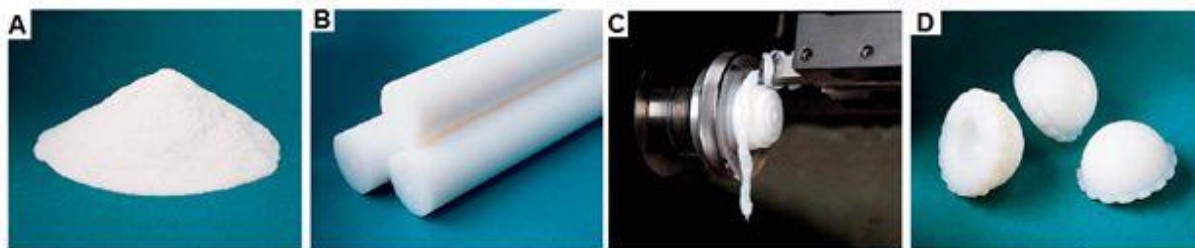
Nejčastějším problémem náhrad bývá aseptické uvolňování částic, způsobené opotřebením materiálu, které vede k zánětlivé reakci v kloubu. Další důvody selhání protézy pak bývají výše zmíněné komplikace typu infekce, dislokace kloubu, nebo pak zlomení, či technická chyba náhrady. [7]

2.4. Ultra-high molecular weight polyethylen (UHMWPE)

UHMWPE je polymer vznikající z etylenového plynu. Jedná se o polyetylen se speciálními vlastnostmi, kterých se dosahuje při jeho výrobě. Často se používá v biomechanických, či lékařských aplikacích. [9]

2.4.1. Struktura UHMWPE

UHMWPE se skládá z řetězců etylenových molekul a jedná se o tzv. homopolymer. Struktura se skládá z polymerových řetězců, které jsou při výrobě propojeny a zkříženy, což vede k pevnější a hustější struktuře celého materiálu. Molekulární váha se pohybuje v rozmezí $3,5 \cdot 10^6$ g/mol, až $6 \cdot 10^6$ g/mol. Výrobou materiál dostaneme většinou v práškové formě, která se pak dále zpracovává, případně může být výsledný polotovar zpracován do tvaru desek, tyčí a vláken (Obr. 10). UHMWPE může být pak dále zlepšeno použitím kompozitních materiálů jako jsou uhlíkové nanovlákná, či vitamín E. [9]



Obrázek 10: Proces výroby částí endoprotézy z UHMWPE. A - UHMWPE v práškové podobě po vyrobení, B - prášek zpracovaný do tyčových polotovarů, C - mechanická úprava polotovaru, D - hotové pouzdro endoprotézy kyčle z UHMWPE. Převzato z [18].

2.4.2. Vlastnosti UHMWPE

UHMWPE má mnohé vlastnosti, kvůli kterým je dobře využitelný v biomechanických aplikacích, jako jsou například endoprotézy. Základní vlastností pro tyto aplikace je biokompatibilita UHMWPE a jeho chemická odolnost a inertnost, díky kterým je možné nechat tento materiál v těle, aniž by došlo k zavržení části, nebo k jejímu zrychlenému stárnutí a opotřebení. Další důležitou vlastností je hustota, závisící na krystalizaci a případné pórovitosti výsledného materiálu. Teplota tavení se pohybuje kolem 133 °C, ale je možné jí zvýšit pomocí přidání kompozitních materiálů. Nevýhodnou vlastností je stárnutí materiálu, které vede k narušení povrchové vrstvy materiálu a tím dojde ke zhoršení kvality povrchu a snížení celkových vlastností materiálu. Proto je důležité zaznamenávat i mechanické vlastnosti. [9]

2.5. Mechanické vlastnosti UHMWPE

Pro biomechanické aplikace je potřeba sledovat mnohé mechanické vlastnosti UHMWPE. Závisí na procesu výroby materiálu, aplikaci a odolnosti výsledné části, z které se odvozuje životnost. Je tedy potřeba sledovat vlastnosti materiálu i v závislosti na čase, případně podle doby, po kterou byl materiál vystaven prostředí, které urychluje, či podporuje stárnutí materiálu. [9, 10]

2.5.1. Pevnost

Pevnost závisí na Youngova modulu pružnosti, který udává závislost napětí v materiálu na poměrném protažení daného materiálu (platí pro případ tahu), případně pak dále na modulu pružnosti ve smyku. Pro reálné elastické materiály je Youngův modul

pružnosti proměnný (nelineární) při různé úrovni deformace. Lze testovat pevnost podobně jako je tomu u klasických ocelových materiálu tahovou zkouškou zkušebního vzorku materiálu, čím lze zjistit základní hodnoty. Dále jí lze měřit pomocí nanoindentačních metod. [10]

2.5.2. Tvrdost

Tvrdost se odvíjí od pevnosti materiálu a závisí na odporu materiálu proti vnikajícímu tělesu. Zjišťuje se pomocí nanoindentačních metod pro měření vlastností materiálu v malých (mikroskopických) velikostech. [10]

2.5.3. Odolnost proti opotřebení

Odolnost proti opotřebení souvisí s tvrdostí a pevností povrchu materiálu. K opotřebení nejčastěji dochází v plochách mechanismů, které jsou vzájemně v pohybu. Opotřebení je pak opět přímo propojené s životností částí z daného materiálu, především pak v biomechanických aplikacích z UHMWPE. [10]

2.5.4. Stárnutí

Stárnutí materiálu je vedlejší vlastností materiálu, která má dopad na mechanické vlastnosti, v závislosti na čase, po kterou je materiál používán. Průběh stárnutí závisí na vystavování materiálu kyslíku, a tedy jeho postupné oxidaci a na narušení materiálu zářením. Vliv stárnutí materiálu se dá testovat pomocí metod zrychleného stárnutí materiálu, kdy se vzorek vystaví zvýšeným teplotám a větší koncentraci kyslíku. Vliv stárnutí materiálu na zhoršování mechanických vlastnosti pak přímo souvisí s možnou životností částí z UHMWPE. [10]

Tab. 2. Tabulka hodnot základních mechanických vlastností UHMWPE. Převzato z [10].

Mechanické vlastnosti	UHMWPE	
Poissonovo číslo	0,46	[-]
Youngův modul pružnosti	1–2	[GPa]
Tvrdost	30–55	[MPa]

2.6. Nanoindentace

Pomocí metod nanoindentace lze zjistit vlastnosti materiálu, jako je například tvrdost a modul pružnosti materiálů. Metoda závisí na vzorku zkoušeného materiálu, indentoru a jeho indentačním tělese, které bude pod určitou silovou zátěží vtlačeno do vzorku. Mimo vzorek závisí výsledky metody na přímo aplikované metodě, síle, pod kterou je indentační těleso vtlačováno do vzorku a samotný tvar indentačního tělesa. Výsledky měření může dále ovlivnit okolí, například kvůli vibracím a změnám teploty. [11]

2.6.1. Oliver a Pharr

Vylepšená metoda pro použití indentace v malých rozměrech a za použití menších zátěžových sil (méně než 1 mN) pro materiály s jedinou fází. Pro metodu se používají speciální indentační tělesa, která mají nejčastěji tvar trojstranné pyramidy z důvodu možnosti nejlépe dosáhnout jediného bodu na vrcholu i při malých rozměrech, zatímco u čtyřstěnných pyramid je těžké dosáhnout samostatného bodu na vrcholu. Případně se používají rotačně symetrické tvary. [12]

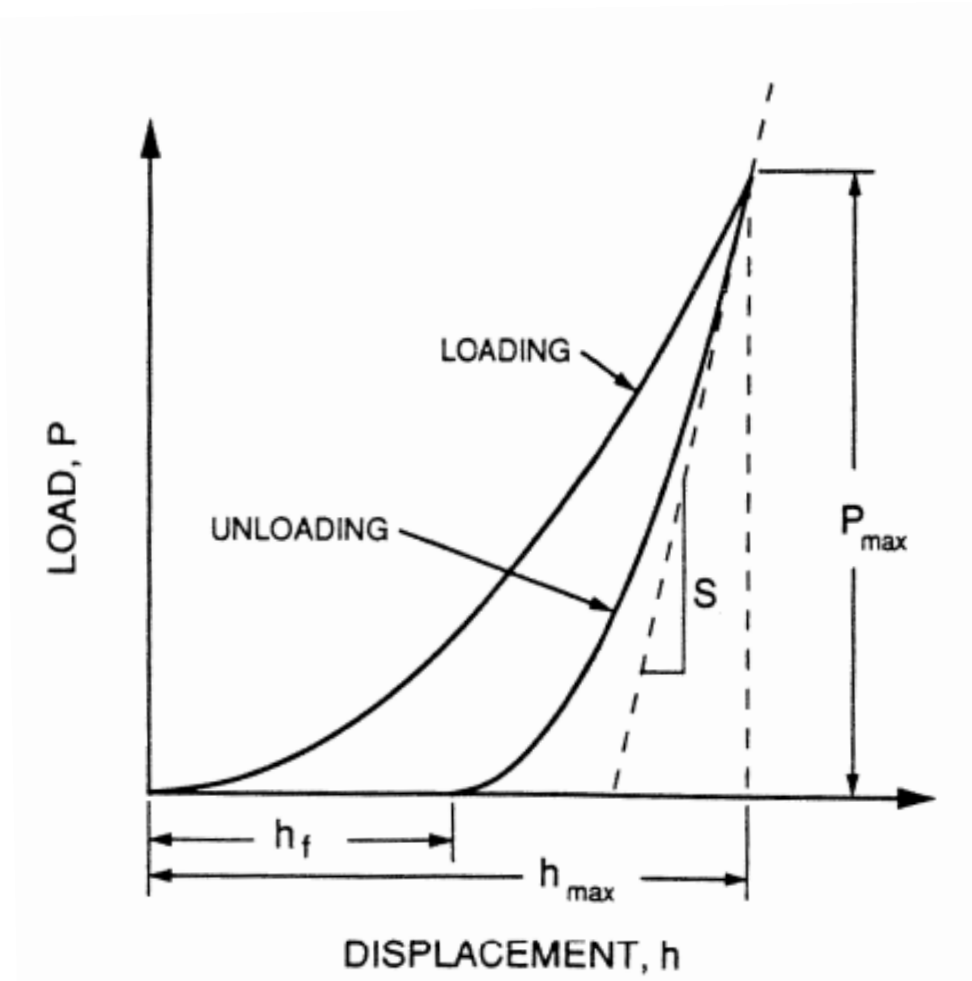
Metoda používá jako vstup odlehčující charakteristiku zkoušky, při které se předpokládá čistě elastická deformace. Pomocí rovnice (1) můžeme zjistit redukovaný modul E_r , který závisí na Youngovu modulu pružnosti E a Poissonově čísle ν v daného materiálu a indentoru E_i a ν_i . Z rovnice (2) lze vidět, že houževnatost materiálu S závisí na ploše vtisknutí indentoru A a redukovaném modulu E_r a platí pro veškeré typy indentačních těles, které mají rotačně symetrický tvar, s rostoucí odchylkou u rotačně nesymetrických tvarů. [12]

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1-\nu^2)}{E} + \frac{(1-\nu_i^2)}{E_i} \quad (1)$$

$$S = \frac{dP}{dh} = \frac{2}{\sqrt{\pi}} E_r \sqrt{A} \quad (2)$$

Indentační tvrdost H je odvozena podle rovnice (3) z empirického vztahu, při kterém se vezme maximální zaznamenané zatížení P_{max} a vydělí se plochou vtisku indentoru A . Vlastnosti se vyhodnocují podle závislosti zatížení vyvinuté indentačním tělesem vůči hloubce vtlačení indentační hlavičky do materiálu. (Obr. 11). [12]

$$H = \frac{P_{max}}{A} \quad (3)$$



Obrázek 11: Zatěžující a odlehčující křivka indentační metody. Load – zátěž, displacement – vtláčení, loading – zatěžování, unloading – odlehčování. Převzato z [12].

Pro rotačně symetrické hroty indetorů byl odvozen aproximační vzorec plochy vtisku indentoru v závislosti na hloubce indentu (4). V tomto vztahu jsou zjištěné konstanty C_i a celková indentační hloubka h_c . [12]

$$A_{(h_c)} = C_0 \cdot h_c^2 + C_1 \cdot h_c^1 + C_2 \cdot h_c^{1/2} + C_3 \cdot h_c^{1/4} + C_4 \cdot h_c^{1/8} + C_5 \cdot h_c^{1/16} \quad (4)$$

2.7. Oxidační index

K zjištění oxidace polymerů se používá infračervená spektroskopie. Využitím spektroskopu se změří absorpce světla, které bylo vyzářeno na vzorek. Hodnoty absorpce se prvně změní pomocí Fourierova transformace. Tím získáme absorpci pro jednotlivá vlnová čísla. Vlnové číslo je nepřímo úměrné vlnové délce světelného záření. Pro zjištění

oxidace UHMWPE je důležitá hodnota absorpce světla o vlnovém čísle 1720 cm^{-1} (A_{1720}) a 1370 cm^{-1} (A_{1370}). Výsledný Oxidační index OI se pak získá porovnáním těchto dvou hodnot (5). [13]

$$OI = \frac{A_{1720}}{A_{1370}} \quad (5)$$

3. Cíle práce

1. Provedení a vyhodnocení nanoindentačního experimentu explantovaného acetabulárního pouzdra z UHMWPE.
2. Analýza výsledků nanoindentačního experimentu.
3. Porovnání mechanických vlastností testovaných vzorků v závislosti na hloubce od povrchu acetabulárního pouzdra.

4. Metody

Pro měření se použily vzorky explantovaného acetabulárního pouzdra endoprotézy kyčelního kloubu z UHMWPE. Vzorky byly uměle zestárnuty a upraveny do malých zkušebních destiček tak, aby je bylo možné použít v nanoindentačním experimentu. Destičky byly ze vzorků získány a rozloženy tak, aby se zachovala známá strana původního povrchu explantovaného pouzdra, která byla v kontaktu s okolím mimo materiál, a tedy vystavena opotřebení, popřípadě okolním vlivům. Povrch jednotlivých destiček byl zarovnán a upraven pomocí stroje Microtome RM 2155, Leica, aby bylo dosaženo shodného povrchu vzorků a umožnilo se jejich použití a vzájemné srovnání v nanoindentačním experimentu a jeho následném vyhodnocení.

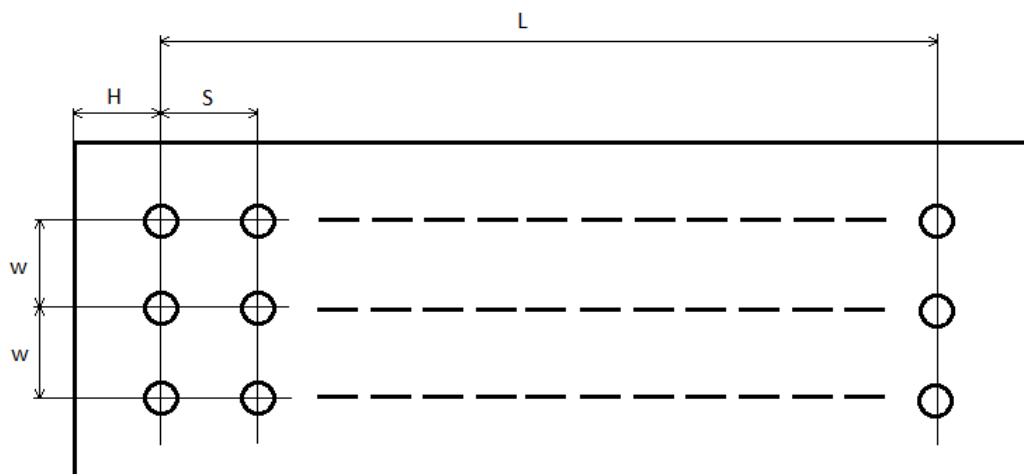
4.1. Nanoindentační experiment

Experiment byl proveden na stroji pro nanoindentaci, Hysitron Ti 950 Triboindenter, Bruker (Obr. 12). Pro všechny vzorky se použil hrot indentoru Berkovich. Tento hrot má uzpůsobení trojstranné pyramidy. Dále byl zjištěn průběh oxidačního indexu vzorků pomocí spektrometru.



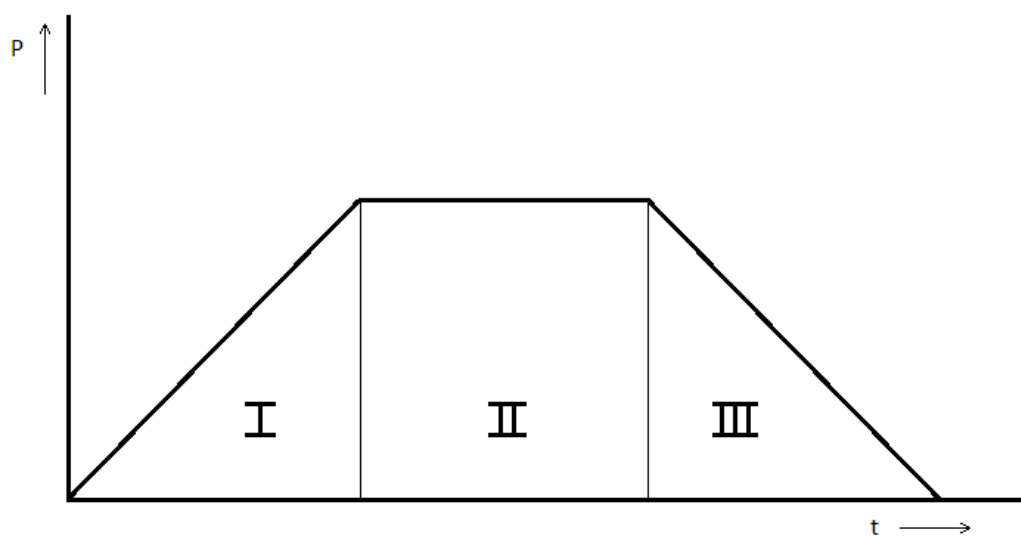
Obrázek 12: Hysitron Ti 950 Triboindenter, Bruker. Převzato z [19].

Měřena byla jedna sada vzorků. Sada se skládá ze dvou vzorků. Oba vzorky byly explantovány z jednoho pouzdra. Jeden vzorek byl explantován z části pouzdra, kde došlo k viditelnému opotřebování (worn) pouzdra a druhý se explantoval z části, kde nedošlo k viditelnému opotřebování (unworn) pouzdra. Celá sada byla shodně měřena pro oba vzorky ve třech řadách indentů v matici 42x3 (Obr. 13). Jednotlivé řady byly od sebe vzdálené dle schéma $W = 10 \mu\text{m}$. Všechny řady začínají prvním indentem ve vzdálenosti $H = 10 \mu\text{m}$ od určeného kraje vzorku, který byl vzhledem k výchozímu pouzdru na kraji, a tedy dle typu vzorku worn, či unworn vystaven vlivům opotřebování. Další indenty pak pokračují v závislosti na vzdálenosti od kraje s odstupem $S = 10 \mu\text{m}$ mezi jednotlivými indenty. Celkově bylo provedeno 126 indentů na každém vzorku, a tedy celková délka od prvního indentu po poslední $L = 410 \mu\text{m}$.



Obrázek 13: Schéma matice indentů na vzorcích. w – vzdálenost mezi řadami, S – krok mezi indenty, L – délka celé matice indentů, H – vzdálenost od kraje vzorku. Vlastní příloha.

Zatěžování vzorku proběhlo ve třech časových intervalech (Obr. 14), každý o délce 5 sekund. První časový interval docházelo k zatěžování vzorku a tedy indentaci. Při druhém intervalu se udržovala stálá zatěžující síla při maximu $1200 \mu\text{N}$, aby došlo k ustálení. V posledním intervalu se vzorek postupně odlehčoval z maximální síly opět do plného odlehčení, a tedy nulové hloubky indentu vzhledem k povrchu destičky vzorku a nulové zátěžné síly.



Obrázek 14: Schéma intervalů zatěžování vzorků. I – indentace, II – interval udržování stálé síly, III – odlehčování, t – čas, P – zátěžná síla. Vlastní příloha.

4.2. Úprava experimentálních dat

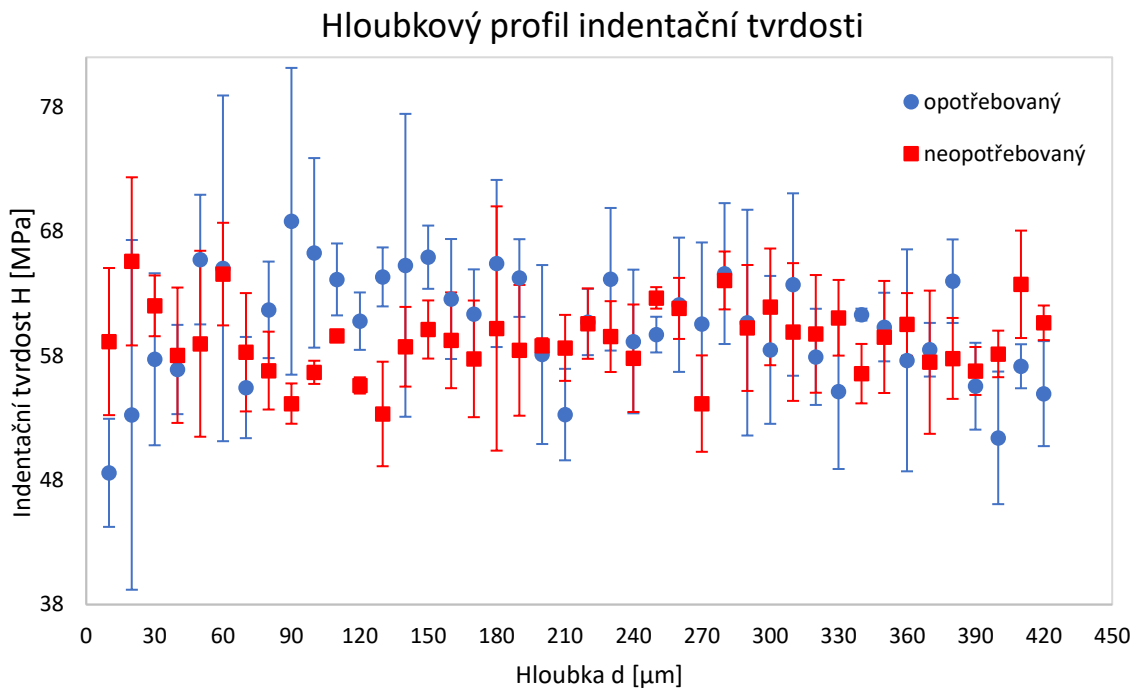
Naměřené hodnoty z Triboindentoru byly vloženy do souborů pro jednotlivé indenty, kde byl zaznamenán průběh měřených hodnot hloubky, síly a času. Následná úprava a zpracování výsledků bylo uskutečněno pomocí vlastního skriptu v softwaru Matlab. Jednotlivé datové soubory byly upraveny dle hodnot hloubky na nulovou počáteční polohu. Pro sadu se z třetího časového intervalu získala nejvyšší zátěžná síla a největší hloubka indentu, které se při této síle dosáhlo. Dále se získala zachovaná hloubka indentu po plném odlehčení. Z těchto hodnot hloubek se získala výsledná elastická hloubka indentu.

Pro použitý hrot indentoru se dá aproximačně určit vtláčná plocha indentu dle odvozeného vzorce v teorii od Olivera a Pharra (4). Určené konstanty pro použitý hrot typu Berkovich jsou $C_0 = 24,5$, $C_1 = 1706,450735$, $C_2 = 41852,706351$, $C_3 = -0,24305,728961$, $C_4 = 3294407,82546$, $C_5 = -2352857,175614$. Ze získané hodnoty vtláčené plochy a maximální zátěžné síly získáme hodnotu H (3). Pro získání redukovaného modulu pružnosti E_r zjistíme směrnici derivace odlehčující křivky indentu z hlediska síly vůči hloubce a získáme houževnatost materiálu S , díky které dopočteme hodnotu E_r (2). Výsledně dopočteme Youngův modul pružnosti pomocí poissonova čísla UHMWPE a hrotu indentoru, společně s Youngova modulem pružnosti hrotu (1). Poissonovo číslo hrotu $\nu_i = 0,07$, Youngův modul pružnosti hrotu $E_i = 1140$ MPa a poissonovo číslo UHMWPE $\nu = 0,46$. Tyto hodnoty zpracujeme pro všechny indenty a vložíme do grafu.

Grafy výsledných hodnot byly zpracovány pomocí softwaru Microsoft Excel. Z naměřených dat byly získány závislosti indentační tvrdosti H (Graf 1) a Youngova modulu pružnosti E (Graf 2) vůči hloubce od vnějšího kraje (povrchu) původního celku vzorku d . Do grafu byl zároveň zpracován průběh oxidačního indexu OI v závislosti na d (Graf 3).

5. Výsledky

5.1. Indentační tvrdost



Obrázek 15. Hloubkový profil indentační tvrdosti zkoumaných vzorků.

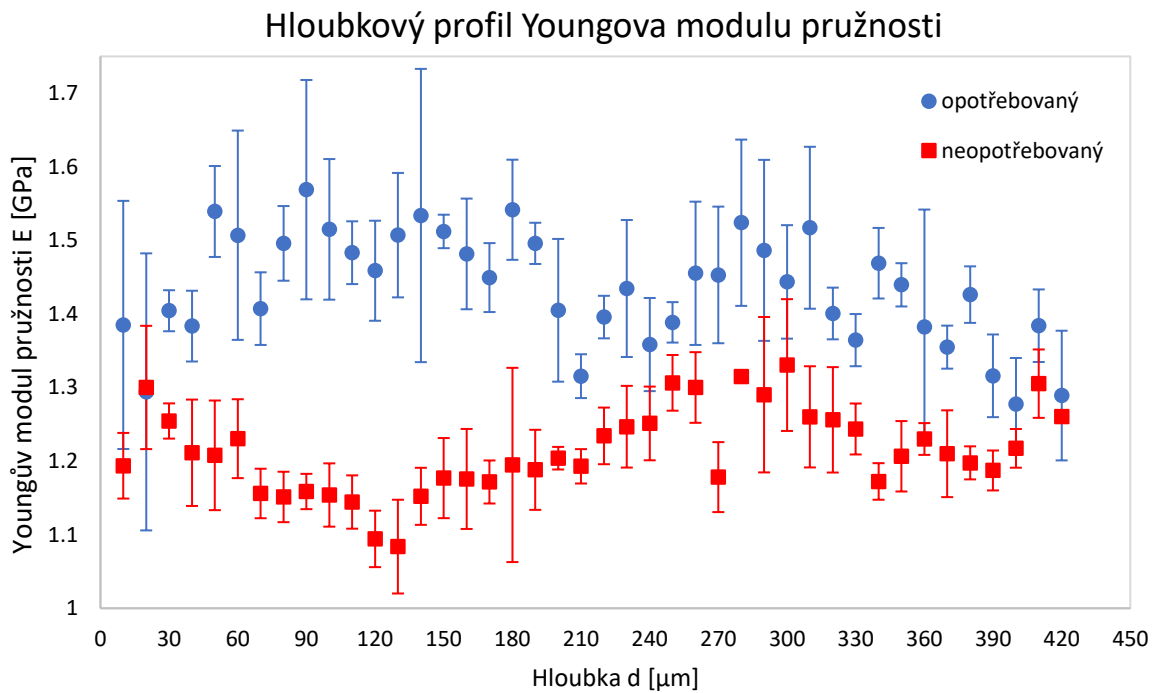
Hodnoty tvrdosti opotřebovaného vzorku dosahují globálního maxima $H = 69 \pm 12$ MPa v hloubce 90 μm a globálního minima $H = 49 \pm 4$ MPa v hloubce 10 μm . Hodnoty H neopotřebovaného vzorku dosahují globálního maxima $H = 66 \pm 8$ MPa v hloubce 20 μm a globálního minima $H = 53 \pm 4$ MPa v hloubce 130 μm .

Tvrdost opotřebovaného vzorku v intervalu d od povrchu do 30 μm roste z hodnoty $H = 49 \pm 4$ MPa do $H = 58 \pm 7$ MPa. V hloubce 40 μm je $H = 57 \pm 4$ MPa. V intervalu hloubky od 50 μm do 70 μm H klesá z 66 ± 5 MPa na 55 ± 4 MPa. V intervalu hloubky od 70 μm do 90 μm prudce roste H do hodnoty 69 ± 12 MPa. V hloubce od 90 μm do 210 μm byla tvrdost naměřena v rozmezí H od 53 ± 3 MPa do 66 ± 7 MPa. H opotřebovaného vzorku je v hloubce nad 210 μm téměř konstantní.

H neopotřebovaného vzorku v intervalu d od povrchu do 20 μm roste z hodnoty $H = 59 \pm 6$ MPa do $H = 66 \pm 8$ MPa. V intervalu hloubky od 20 μm do 40 μm H klesá z hodnoty 66 ± 8 MPa na 58 ± 5 MPa. V intervalu hloubky od 40 μm do 60 μm roste H do hodnoty 65 ± 4 MPa. V intervalu hloubky od 60 μm do 90 μm H prudce klesá do hodnoty 54 ± 2 MPa. H neopotřebovaného vzorku je v hloubce nad 90 μm dále téměř

konstantní s výjimkou dvou lokálních minim v hloubce 130 μm a 270 μm . V hloubce 130 μm bylo naměřeno lokální minimum $H 53 \pm 4$ MPa. V hloubce 270 μm bylo naměřeno další lokální minimum $H 54 \pm 4$ MPa.

5.2. Youngův modul pružnosti



Obrázek 16. Hloubkový profil Youngova modulu pružnosti zkoumaných vzorků.

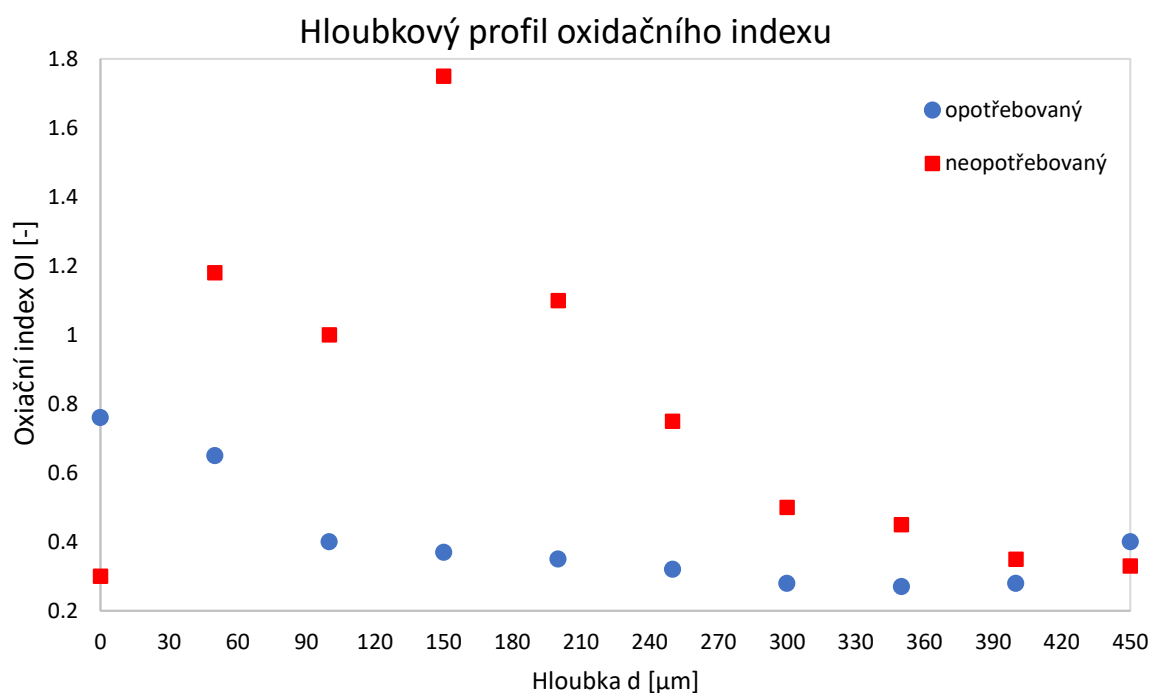
Naměřené hodnoty Youngova modulu pružnosti opotřebovaného vzorku dosahují globálního maxima $E = 1,57 \pm 0,15$ GPa v hloubce 90 μm a globálního minima $E = 1,28 \pm 0,06$ GPa v hloubce 400 μm . Hodnoty E neopotřebovaného vzorku dosahují globálního maxima $E = 1,33 \pm 0,09$ GPa v hloubce 300 μm a globálního minima $E = 1,08 \pm 0,06$ GPa v hloubce 130 μm .

Youngův modul pružnosti opotřebovaného vzorku v intervalu d od povrchu do 20 μm klesá z hodnoty $E 1,39 \pm 0,17$ GPa do $E = 1,29 \pm 0,19$ GPa. V intervalu hloubky od 20 μm do 50 μm E roste na $1,54 \pm 0,06$ GPa. V intervalu hloubky od 50 μm do 190 μm se hodnoty E výrazně nemění. V intervalu hloubky od 190 μm do 210 μm E prudce klesá do hodnoty $1,32 \pm 0,03$ GPa. V intervalu hloubky od 210 μm od 280 μm E roste do hodnoty

1,52±0,11 GPa. V intervalu hloubky od 280 μm do 420 μm E klesá do hodnoty E 1,29±0,09 GPa.

E neopotřebovaného vzorku v intervalu d od povrchu do 20 μm roste z hodnoty E 1,19±0,04 GPa do E 1,3±0,08 GPa. V intervalu hloubky od 20 μm do 60 μm E klesá na 1,23±0,05 GPa. V intervalu hloubky od 70 μm do 130 μm prudce klesá E do hodnoty 1,08±0,06 GPa. V intervalu hloubky od 130 μm do 260 μm E roste na hodnotu 1,30±0,05 GPa. V hloubce 270 μm se E sníží na hodnotu 1,18±0,05 GPa. V intervalu hloubky od 280 μm do 340 μm E klesá z hodnoty 1,31±0,01 GPa do 1,17±0,02 GPa. V intervalu hloubky od 340 μm do 400 μm se hodnoty E výrazně nemění. V intervalu hloubky 400 μm až 420 μm E roste na hodnotu 1,26±0,003 GPa.

5.3. Oxidační index



Obrázek 17. Hloubkový profil oxidačního indexu zkoumaných vzorků.

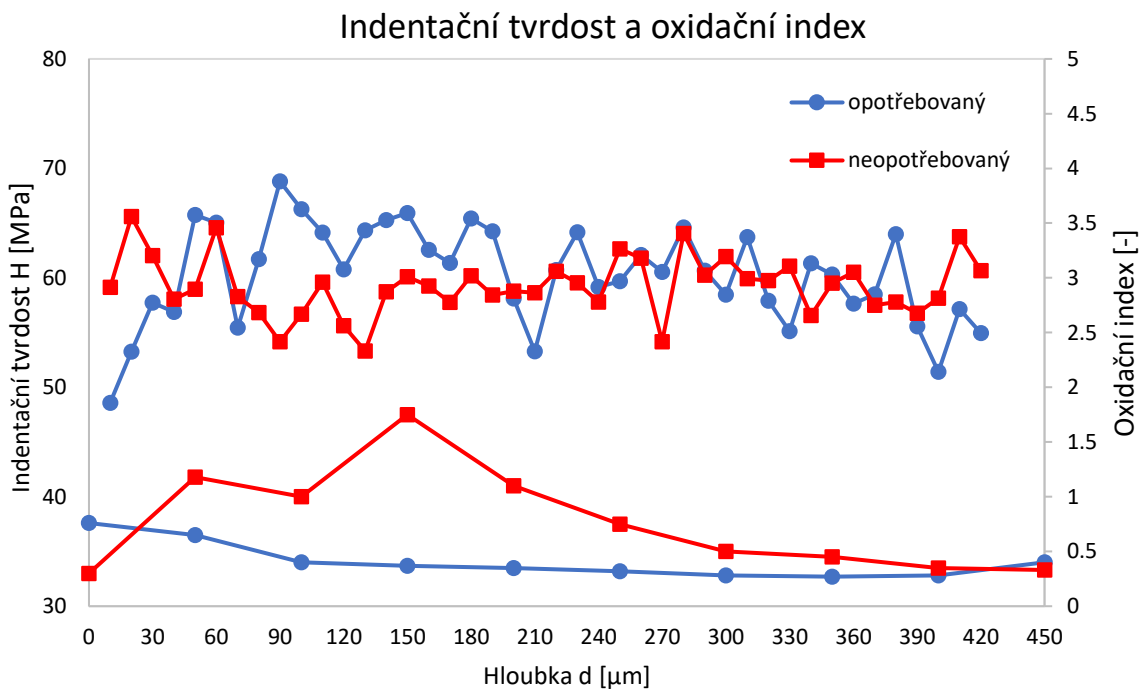
U opotřebovaného vzorku dosahuje oxidační index OI na povrchu svého globálního maxima na hodnotě 0,76. Do hloubky 100 μm OI strmě klesá na hodnotu 0,4. Dále klesá pozvolna na hodnotu 0,32 ve hloubce 300 μm. OI opotřebovaného vzorku je dále již konstantní. U neopotřebovaného vzorku je OI na povrchu nejnižší na hodnotě 0,3.

OI neopotřebovaného vzorku výrazně roste na hodnotu 1,18 pro hloubku 50 μm . Pro hloubku 100 μm dojde k poklesu na hodnotu 1. Dále *OI* opět výrazně roste na hodnotu 1,75 ve hloubce 150 μm . Od hloubky 150 μm dochází u *OI* k exponenciálnímu klesání do hloubky 450 μm na hodnotu 0,33.

6. Diskuze

Z výsledků lze pozorovat propojení mezi *H*, *E* a *OI* a jejich podobné vývoje v závislosti na hloubce. Lze tedy vzorky rozdělit na jednotlivé intervaly dle hloubky, v kterých se vlivy opotřebení projevují různými způsoby.

6.1. Indentační tvrdost



Obrázek 18. Porovnání Indentační tvrdosti a oxidačního indexu v hloubkovém profilu vzorků.

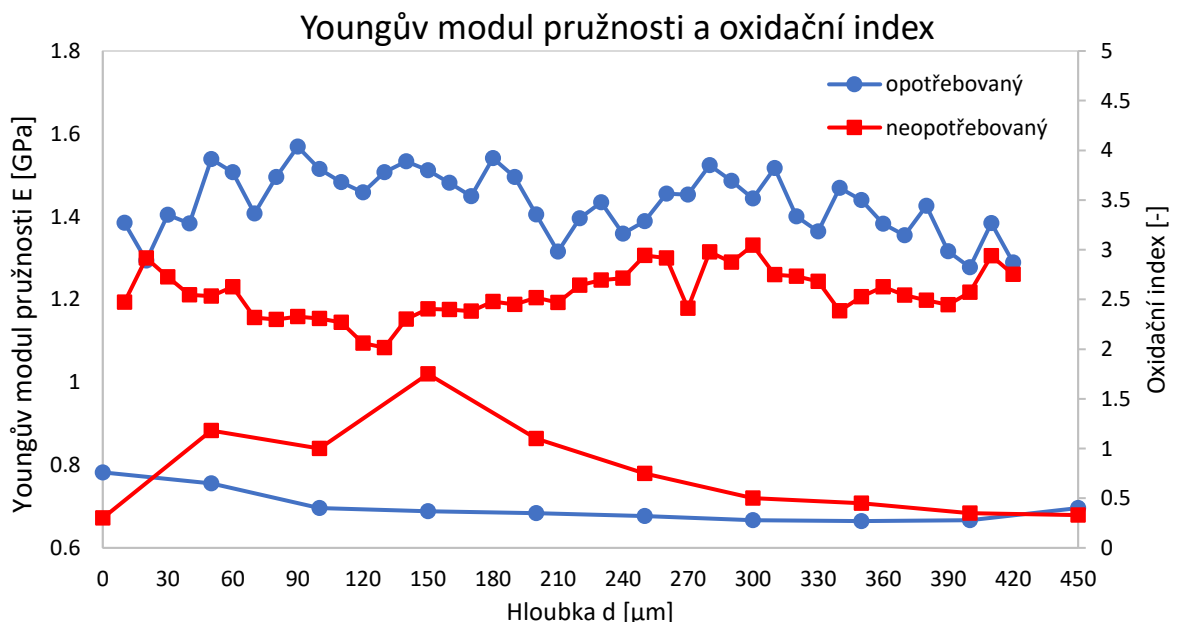
Indentační tvrdost se v intervalu d od povrchu do 70 μm výrazně zvyšuje vlivem opotřebování materiálu. U neopotřebovaného dochází k mírnému snížení H (o 7 %) v intervalu od povrchu do 90 μm . V tomto intervalu lze zároveň pozorovat propojení

průběhu OI a H , kdy u neopotřebovaného vzorku H klesá a OI roste. (Obr. 18). OI opotřebovaného vzorku je mírně zvýšené pro d do 90 μm . V tomto intervalu hloubky lze vidět výrazný pokles H opotřebovaného vzorku, což nasvědčuje propojení H a OI , stejně jako je tomu u neopotřebovaného vzorku.

V případě neopotřebovaného vzorku lze vidět významné propojení poklesu H s růstem OI , což naznačuje souvislost s degradací materiálu vlivem svého okolí a s oxidací materiálu, nasyceného kyslíkem, který tak narušuje stálost materiálu. Pro hloubku d od 90 μm do 190 μm se H opotřebovaného materiálu zvětšuje, což může být způsobeno mechanickými vlivy samotného procesu opotřebení materiálu, kdy došlo ke zvýšení H za pomoci vnějšího vlivu. H neopotřebovaného vzorku se v tomto intervalu již nijak výrazně nemění.

Ve hloubce větší, než je 190 μm , je H již konstantní pro oba vzorky. Lze tedy uvažovat, že tvrdost materiálu ve větších hloubkách než $d = 190 \mu\text{m}$ se nijak výrazně nemění z hlediska degradace materiálu opotřebením.

6.2. Youngův modul pružnosti



Obrázek 19. Porovnání Youngova modulu pružnosti a oxidačního indexu v hloubkovém profilu vzorků.

Výsledné hodnoty E podobně jako H vykazují rozdílný průběh u obou vzorků (Obr. 19). U obou vzorků je výrazný rozdíl vývoje E od povrchu do hloubky $d = 90 \mu\text{m}$.

Hodnoty E opotřebovaného vzorku ve hloubce od povrchu do $d = 400 \mu\text{m}$ jsou výrazně vyšší oproti hodnotám E neopotřebovaného vzorku. Ve hloubce d nad $400 \mu\text{m}$ se E obou vzorků podobají. Z výsledků vyplývá zvýšení E při vystavení materiálu mechanickému opotřebení.

Youngův modul pružnosti se snižuje v blízkosti povrchu opotřebovaného vzorku, což může být způsobeno opotřebením materiálu. V blízkosti povrchu neopotřebovaného vzorku lze sledovat, že při nárůstu OI dochází k poklesu E . Podobně jako u H opotřebovaného vzorku lze pozorovat výrazně nižší hodnoty E pro hloubku v intervalu od povrchu do $70 \mu\text{m}$, kde je OI vzorku mírně zvýšené. Tyto výsledky nasvědčují snížení E při vyšších hodnotách OI . Dle výsledků tedy dochází k poklesu E působením vnějších sil a deformací vzorku.

Youngův modul pružnosti se v důsledku opotřebení vzorku snížil, a to nejvíce v intervalu od povrchu do $90 \mu\text{m}$ podobně jako je tomu u indentační tvrdosti a lze tedy předpokládat shodnou příčinu degradace této vlastnosti.

Všechny hodnoty E , naměřené nanoindentačním experimentem jsou v intervalu hodnot od 1 GPa do 2 GPa , což odpovídá hodnotám uvedených ve zdroji pro UHMWPE [10]. Naměřené H obou vzorků nabývají hodnot od 40 MPa do 78 MPa . Hodnoty H , uvedené ve zdroji [10] udávají interval od 30 MPa do 55 MPa . H naměřených vzorků je zvýšené oproti hodnotám H , uvedeným ve zdroji. Toto zvýšení může být vlivem opotřebení vzorků.

7. Závěr

Cílem této práce bylo provedení nanoindentačního experimentu na vzorcích explantovaného acetabulárního pouzdra endoprotézy z UHMWPE, vyhodnocení experimentu a získaných dat, vypovídajících o změnách mechanických vlastností v opotřebovaných a neopotřebovaných vzorcích a jejich vzájemné porovnání.

Z experimentu jsme zjistili vliv opotřebení a oxidace na Youngův modul pružnosti a indentační tvrdost UHMWPE zkoumaného acetabulárního pouzdra. Změny v těchto vlastnostech byly zaznamenány do hloubkového profilu mechanických vlastností vzorku, určeného od povrchu původního explantovaného pouzdra. Opotřebení pouzdra má největší vliv o povrchu do hloubky 90 μm . Na povrchu použitého pouzdra jsou při opotřebení výrazně nižší hodnoty indentační tvrdosti H (30 %) a Youngova modulu pružnosti E (15 %), než je tomu v hloubce 90 μm . V hloubce v intervalu od 90 μm do 200 μm se naopak obě hodnoty po opotřebení pouzdra mírně zvýší oproti průměrné hodnotě (H 15 %, E 13 %). V hloubce nad 300 μm se již rozdíly v mechanickém opotřebení mezi vzorky přílišně neprojevují a jsou konstantní.

Oxidace má výrazný vliv na mechanické vlastnosti obou vzorků, kdy při zvýšení oxidačního indexu OI dochází ke snížení mechanických vlastností. Oxidační index je výrazně vyšší u neopotrebovaného pouzdra, a to nejvíce v hloubce od 50 μm do 250 μm . U opotřebovaného pouzdra je oxidační index mírně vyšší od povrchu do hloubky 50 μm .

Všechny stanovené cíle práce byly splněny. Byl proveden nanoindentační experiment, ze kterého byl vyhodnocen Youngův modul pružnosti a indentační tvrdost zkoumaných vzorků z acetabulárního pouzdra v závislosti na hloubce od určeného povrchu původního explantovaného pouzdra. Průběhy mechanických vlastností vzorků byly porovnány s průběhem oxidačního indexu vzorků.

Domnívám se, že by bylo vhodné provést měření na větším množství vzorků, aby bylo možné snížit odchylky v měření a bylo by možné lépe definovat hloubkové intervaly, v kterých se vliv opotřebení nejvíce projevuje.

8. Reference

- [1] R. Čihák, Anatomie 1, Praha: Grada publishing, a.s., 3, 2011.
- [2] M. H. Atkinson, Osteoarthritis, Canadian Family Physician, 1984, pp. 1503-7
- [3] J. Winfield, T. C. Stamp, Bone and joint symptoms in Paget's disease, Annals of the rheumatic diseases, 43 (6), 1984, pp. 769-773.
- [4] A. P. Kaushik, Osteonecrosis of the femoral head, World journal of orthopedics, 3 (5), 2012, pp. 49-57
- [5] N. Ezirmik, Bilateral femoral neck fracture-related hyperparathyroidism, Eurasian journal of medicine, 43 (1), 2011, pp. 60-62
- [6] P. G. Collin, Hip fractures in the elderly: A clinical anatomy review, Clinical anatomy, č. 30, 2017, pp. 89-97
- [7] J. N. Katz, Total joint replacement in osteoarthritis, Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 20 (1), 2006, pp. 145-153
- [8] B. Świczko-Żurek M. Bartmański, Project of Hip Joint Endoprosthesis for an Individual Patient with Materials Selection, Advances in Materials Science, 15 (1), 2015, pp. 30-36.
- [9] N. A. Patil, J. Njuguna, B. Kandasubramanian, UHMWPE for biomedical applications: Performance and functionalization, European Polymer Journal, 2020
- [10] S. Spiegelberg, A. Kozak, G. Braithwaite, UHMWPE Biomaterials Handbook, Characterization of Physical, Chemical, and Mechanical Properties of UHMWPE, 2016, pp. 531-552
- [11] C. A. Schuh, Nanoindentation studies of materials, Materials Today, 9 (5), 2006, pp. 32-40

- [12] W. C. Oliver, G. M. Pharr, An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation, *Journal of Materials Research and Technology*, 7 (6) 1992, pp. 1564 - 1583
- [13] T. Vacková M. Nevoralová, D. Pokorný, M. Šlouf, Micromechanical properties of one-step and sequentially crosslinked UHMWPEs for total joint replacements, *Polymer testing*, 2015, pp. 191-197.
- [14] An osteoarthritic hip, OrthoInfo, American Academy of Orthopaedic Surgeons, <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/osteoarthritis-of-the-hip/> [vid. 2022].
- [15] Milujeme zdraví, Zlomenina krčku stehenní kosti, Vojtěch Vaněk, <https://milujemezdravi.cz/2017/10/18/2127/>. [vid. 2022].
- [16] Components of a total hip replacement, OrthoInfo, American Academy of Orthopaedic Surgeons, <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/> [vid. 2022].
- [17] Beznoska s.r.o., Beznoska, <https://www.beznoska.cz/product/necementovana-jamka-tep-kycelniho-kloubu-typ-sf/>. [vid. 2022].
- [18] Processing steps in manufacture of UHMWPE, TextileToday, Amin & Jahan Corporation Ltd, <https://www.textiletoday.com.bd/ultra-high-molecular-weight-polyethylene-manufacturing-and-application-in-medical-textiles-sector/> [vid. 2022].
- [19] Azom Hysitron TI 950 TriboIndenter Nanoindenter Bruker, Azo materials, Dostupné z: <https://www.azom.com/equipment-details.aspx?EquipID=6098>. [vid. 2022].

9. Přílohy

Skript v software Matlab pro zpracování dat získaných nanoindentačním experimentem.

```
clear all
format long, format compact;

filedir = 'C:\Users\Martin Štěrba\OneDrive\Plocha\DATA k
analyze\UHMWPE\SADA 1\UNWORN\';
files = dir(fullfile(filedir, '*.txt'));

for i=1:length(files)
    file = fullfile(filedir, files(i).name);
    importdata(file);
    Data = ans.data(:,1:3);
    k = 1;
    while Data(k,1) < 0
        k = k + 1;
    end
    Data = Data(k:end,:);

    [Pmax,index] = max(Data(:,2));
    Pmax = [Pmax];
    hmax = Data(index,1);

    j = index;
    p = size(Data,1);
    while Data(j,2) > 0 && j < p
        j = j + 1;
    end
    hf = Data(j,1);
    hs = ((pi - 2)/pi)*(hmax-hf);
    hc = hmax - hs;

    c0 = 24.5;
    c1 = 1706.450735;
    c2 = 41852.706351;
    c3 = -1024305.728961;
    c4 = 3294407.82546;
    c5 = -2352857.175614;
    A = c0*hc^2 + c1*hc^1 + c2*hc^(1/2) + c3*hc^(1/4) +
c4*hc^(1/8) + c5*hc^(1/16);

    H = Pmax*1000000/A;

    P1 = Pmax*0.95;
    kk = index;
    while P1 < Data(kk,2)
        kk = kk + 1;
    end
    h1 = Data(kk,1);
    P1 = Data(kk,2);

    P2 = Pmax*0.75;
    while P2 < Data(kk,2)
        kk = kk + 1;
```

```

        end
        h2 = Data(kk,1);
        P2 = Data(kk,2);

        delta_h = h1 - h2;
        delta_P = P1 - P2;
        S = 1000*delta_P/delta_h;

        Er = S*sqrt(pi)/(2*sqrt(A));

        H_unw_celk(i) = H;
        Er_unw_celk(i) = Er;

        vi = 0.07;
        v = 0.46;
        Ei = 1140;
        E = (1-v^2)/((1/Er)-((1-vi^2)/Ei));

        E_unw_celk(i) = E;
end

clearvars Data

filedir = 'C:\Users\Martin Štěrba\OneDrive\Plocha\DATA k
analyze\UHMWPE\SADA 1\WORN\';
files = dir(fullfile(filedir,'*.txt'));

for i=1:length(files)
    file = fullfile(filedir,files(i).name);
    importdata(file);
    Data = ans.data(:,1:3);
    k = 1;
    while Data(k,1) < 0
        k = k + 1;
    end
    Data = Data(k:end,:);

    [Pmax,index] = max(Data(:,2));
    Pmax = [Pmax];
    hmax = Data(index,1);

    j = index;
    p = size(Data,1);
    while Data(j,2) > 0 && j < p
        j = j + 1;
    end
    hf = Data(j,1);
    hs = ((pi - 2)/pi)*(hmax-hf);
    hc = hmax - hs;

    c0 = 24.5;
    c1 = 1706.450735;
    c2 = 41852.706351;
    c3 = -1024305.728961;
    c4 = 3294407.82546;
    c5 = -2352857.175614;

```

```

A = c0*hc^2 + c1*hc^1 + c2*hc^(1/2) + c3*hc^(1/4) +
c4*hc^(1/8) + c5*hc^(1/16);

H = Pmax*1000000/A;

P1 = Pmax*0.95;
kk = index;
    while P1 < Data(kk,2)
        kk = kk + 1;
    end
h1 = Data(kk,1);
P1 = Data(kk,2);

P2 = Pmax*0.75;
    while P2 < Data(kk,2)
        kk = kk + 1;
    end
h2 = Data(kk,1);
P2 = Data(kk,2);

delta_h = h1 - h2;
delta_P = P1 - P2;
S = 1000*delta_P/delta_h;

Er = S*sqrt(pi)/(2*sqrt(A));

H_w_celk(i) = H;
Er_w_celk(i) = Er;

E = (1-v^2)/((1/Er)-((1-vi^2)/Ei));

E_w_celk(i) = E;
end

for jj = 1:42
Hunw(jj) = (H_unw_celk(jj) + H_unw_celk(jj+42) +
H_unw_celk(jj+84))/3;
Hw(jj) = (H_w_celk(jj) + H_w_celk(jj+42) + H_w_celk(jj+84))/3;

Erunw(jj) = (Er_unw_celk(jj) + Er_unw_celk(jj+42) +
Er_unw_celk(jj+84))/3;
Erw(jj) = (Er_w_celk(jj) + Er_w_celk(jj+42) +
Er_w_celk(jj+84))/3;

Eunw(jj) = (E_unw_celk(jj) + E_unw_celk(jj+42) +
E_unw_celk(jj+84))/3;
Ew(jj) = (E_w_celk(jj) + E_w_celk(jj+42) + E_w_celk(jj+84))/3;

Hunw_s(jj) = sqrt(((Hunw(jj)-H_unw_celk(jj))^2) + ((Hunw(jj)-
H_unw_celk(jj+42))^2) + (Hunw(jj)-H_unw_celk(jj+84))^2)/2);
Hw_s(jj) = sqrt(((Hw(jj)-H_w_celk(jj))^2) + ((Hw(jj)-
H_w_celk(jj+42))^2) + (Hw(jj)-H_w_celk(jj+84))^2)/2);

Erunw_s(jj) = sqrt(((Erunw(jj)-Er_unw_celk(jj))^2)
+ ((Erunw(jj)-Er_unw_celk(jj+42))^2) + (Erunw(jj)-
Er_unw_celk(jj+84))^2)/2);

```

```
Erw_s(jj) = sqrt((((Erw(jj)-Er_w_celk(jj))^2) + ((Erw(jj)-  
Er_w_celk(jj+42))^2) + (Erw(jj)-Er_w_celk(jj+84))^2)/2);
```

```
Eunw_s(jj) = sqrt((((Eunw(jj)-E_unw_celk(jj))^2) + ((Eunw(jj)-  
E_unw_celk(jj+42))^2) + (Eunw(jj)-E_unw_celk(jj+84))^2)/2);
```

```
Ew_s(jj) = sqrt((((Ew(jj)-E_w_celk(jj))^2) + ((Ew(jj)-  
E_w_celk(jj+42))^2) + (Ew(jj)-E_w_celk(jj+84))^2)/2);
```

```
end
```