APLIKACE OPTICKÝCH TOPOGRAFICKÝCH METOD V MEDICÍNĚ

OPTICAL TOPOGRAPHICAL METHODS IN MEDICAL PRACTICE

Dušan MANDÁT[1], Tomáš RÖSSLER[2], Miroslav HRABOVSKÝ[1], Jiří GALLO[3]

Abstrakt

Publikace popisuje optickou topografickou metodu 3D laser profilometry jako jednu z optických měřících metod využitelnou v medicínské praxi. Tato metoda je aplikovaná na měření velikosti a charakteru poškození implantátů koleních kloubů. Již dříve byla tato metoda použita při měření implantátů kyčelních kloubů.

Klíčová slová: kolení implantát, 3D laser profilometre, topografie.

Abstract

This article treats of using the 3D optical scanning topography as one of possible methods of an analysis of the implant deformation. The object of this experiment is to demonstrate possibilities of the method. The scanning object is polyethylene knee-joint.

Keywords: Arthroplasty, 3D laser profilometry, topography, knee.

ÚVOD

Společná laboratoř optiky Univerzity Palackého v Olomouci a Fyzikálního Ústavu Akademie Věd ČR (dále jen SLO) byla díky blízké spolupráci s univerzitními pracovišti UP Olomouc zapojena do projektu monitorujícího stav kloubních implantátů pacientů ortopedického oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci. Na jejím pracovišti jsou prováděny aplikace kloubních náhrad kyčelních a koleních kloubů. Životnost těchto implantátů je závislá na několika faktorech (jako např. věk, pohlaví, hmotnost, tělesné aktivity pacientůa atd.). V průběhu aktivního používání náhrad je pacient sledován a pomocí rentgenových technik je monitorován stav protéz. V případě poškození, nebo opotřebení implantátu je nutné jej vyjmout a nahradit jiným. Takovýto implantát je následně podroben několika testům. Výsledkem souboru testů je nalezení závislostí použitého materiálu, tvaru atd. na faktorech uvedených výše. Testům a měřením je podroben velký počet vzorků (u kyčelních endoprotéz > 200 ks, u koleních dosud cca 50 kusů), jedná se zatím o největší zkoumaný soubor tohoto druhu. Součástí měření je zkoumání tvaru opotřebení a velikosti tohoto opotřebení. Prvním orientačním měřením je již zmíněné rentgenové vyšetření. Pomocí tohoto vyšetření lze hrubě usoudit na způsobu opotřebení a dále jej též velice hrubě kvantifikovat. Vzhledem k důležitosti těchto dvou parametrů pro celkové posouzení kvality implantátu a jeho opotřebení bylo nutno zvolit jiné přesnější měřicí metody. Jedním z požadavků na novou metodu byla nutnost bezkontaktního měření (implantát je dále podroben chemické analýze povrchu, proto byla položena podmínka bezkontaktního měření).

[1] Mgr. Dušan MANDÁT, prof. RNDr. Miroslav HRABOVSKÝ, DrSc., Společná laboratoř optiky UP a FZU AV ČR, Olomouc, mandat@optnw.upol.cz, hrabovsky@optnw.upol.cz

[2] RNDr. Tomáš RÖSSLER, PhD , KEF, UP Olomouc, rossler@optnw.upol.cz

[3] MUDr. Jiří GALLO, PhD., Department of Orthopaedics, PU, Olomouc, jiri.gallo@fnol.cz

Lektoroval: Dr.h.c. prof. Ing. František TREBUŇA, CSc., KAMaM, SjF TU v Košiciach, frantisek.trebuna@tuke.sk

Pracoviště SLO má dlouhodobě bohaté zkušenosti s optickými bezkontaktními metodami. Jako vhodné pro měření takových objektů byla zvolena dvě topografická měření. 3D laserová skenovaní topografie a Fourierovská profilometre. Měřeným předmětem těchto metod byly vybrány implantáty koleních kloubů. Cílem této práce je ukázat možnosti využití 3D skenovaní topografie na těchto objektech, posoudit hranice a využitelnost této metody při měření koleních endoprotéz.

3D OPTICKÁ SKENOVACÍ TOPOGRAFIE

Princip měření je založen na přepočtu změny posunu Δu polohy proužku vlivem změny polohy Δr testovaného povrchu vzhledem k uživatelsky definované referenční rovině určené kalibrací. Tato závislost je popsána mapovacím algoritmem [1]

$$\frac{1}{\Delta r} = a + \frac{b}{\Delta u}, \tag{1}$$

kde parametry a a b jsou jednoznačně určeny polohou referenční roviny. Citlivost c sestavy je dána vztahem [2]

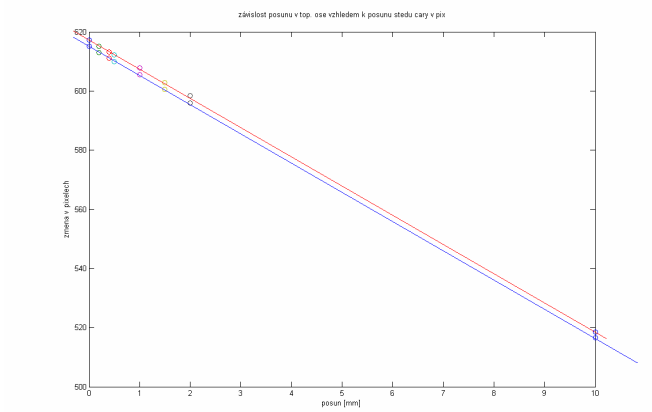
$$c = \frac{1}{a+b} = c_1 - c_2, \tag{2}$$

kde $c_1 = b^{-1}$, $c_2 = a \cdot b^{-1}$ a je závislá na geometrii měřící sestavy, zejména na úhlu mezi směrem promítání laserové stopy a směrem pozorování. Parametry c_1 a c_2 jsou počítány regresní analýzou z dat získaných při kalibraci měřící sestavy. Chyba měření se dá vyjádřit vztahem:

$$\delta(\Delta r) = \left|c_1 - 2c_2\Delta u\right|\delta(\Delta u) + \left|\Delta u\right|\delta c_1 + (\Delta u)^2\,\delta c_2 . \tag{3}$$

Je závislá na parametrech soustavy a obyčejně bývá cca 0,2 mm [3]. Obecně platí že větší citlivosti lze dosáhnou pokud přesuneme snímací zařízení blíže ke zkoumanému předmětu, nebo budeme zvětšovat úhel mezi osvitem a pozorováním. Výhodou této metody je lineární závislost odezvy vyhodnocovacího zařízení na změnu topografické výchylky. Výpočetní algoritmus je jednoduchý, nutnou součástí je prvotní kalibrace soustavy. Závislost změny pozice na změně topografické výchylky je uvedena na obr.1.

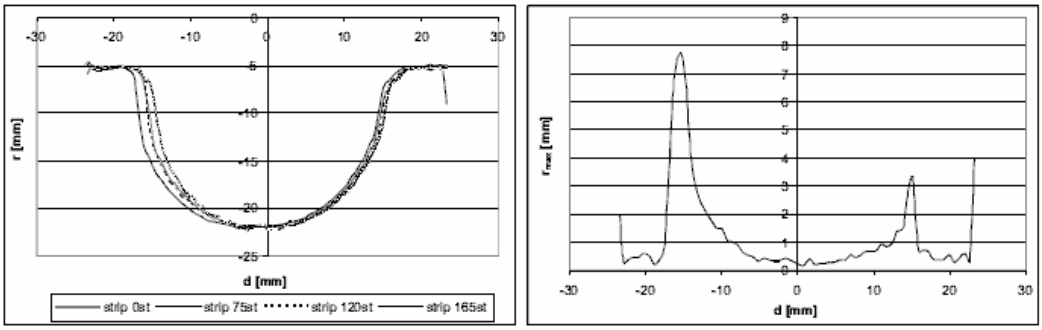
Důležitým krokem při sestavování experimentu je volba světelného zdroje. Souvisí to s vyhodnocením pozice struktury (stopy) na zkoumaném povrchu. Zajímá nás maximum profilu projektovaného na povrch (střed stopy). Při použití laserových zdrojů je výhodou vysoká intenzita zdroje a kvalitní profil paprsku. Jistou nevýhodou u drsných profilů je přítomnost spekle efektu. Ten způsobí „rozmazání stopy“, odfiltrování digitální popř. principiální je složité a náročné na výpočet popř. optické vybavení (koherentní délka obyčejného laserového ukazovátka je několik cm). Dobrou volbou je použití nekoherentního zdroje, tím odstraníme problém „interferenčního šumu“. Vneseme si však do systému méně kvalitní (co se týče profilu světelného svazku) zdroj. V naší sestavě používáme nekoherentní LED diodu s vysokým výkonem. Světelnou stopu tvoříme pomocí dírkové clony a válcové čočky. Obecně platí, že čím menší ploška clonky, tím tenčí (ostřejší) světelná stopa. S tím souvisí intenzita této stopy. Je proto nutné volit zdroj s vysokou intenzitou. Z našich zkušeností vyplívá že dnešní supersvítivé diody jsou použitelné pro standardní difuzní povrchy měřených předmětů. Problém nastává při měření našich vzorků, popsán je v následující kapitole. Řešením je využití citlivých kamer a kvalitních objektivů s nízkým útlumem světla (nízké F).



Obr.1 Závislost změny pozice vyhodnocované struktury na CCD čipu kamery na změně topografické výchylky kalibrační roviny. V tomto případě jde o měření ve dvou řádkách CCD čipu pro topografickou změnu 0 – 10 mm. Pozice struktury se změní o cca 100 pixelů. To odpovídá citlivosti cca 100 μm.

MĚŘENÍ KYČELNÍCH IMPLANTÁTŮ

V předchozích několika letech bylo na našem pracovišti naměřeno několik desítek použitých náhrad kyčelních kloubů. Měření bylo z velké většiny prováděno na měřícím mikroskopu, práce je publikován např. v [4.]. Několik měření bylo provedeno pomocí 3D optické skenovaní topografie. Na obr.2a,b jsou výsledky několika měření umělých kyčelních jamek.



Obr.2 a) příklad vybraných profilů, b) maximální odchylky

V případě těchto implantátů (obr.3) došlo k výtlaku „druhé“ jamky v materiálu. Následkem toho kloubní hlavice měla dvě pevné polohy. V některých případech došlo k poškození celé jamky a vyklouznutí hlavice.

KOLENÍ IMPLANTÁT

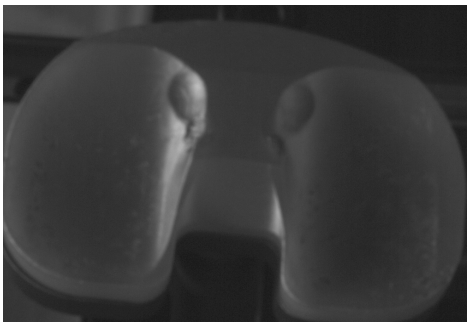
Kolení náhrada je tvořena dvěma částmi. První kovová je nalepena na stehenní kost a tvoří náhradu hlavice stehenní kosti. Druhou částí je support pro umělou kolení jamku, viz obr.4 a obr.5. Nejexponovanější plochy tohoto implantátu jsou části jamky na které působí kovový protikusu. Zkoumanou částí je tedy tato oblast a spodní plocha umělého kloubu (ukazuje se že tato

část je opotřebovaná jen u minima vzorků). V některých případech dochází k většímu otěru na jedné z plošek, což svědčí o špatné aplikaci kloubu nebo o vadě motorického aparátu pacienta.

Poškození plochy kloubního implantátu lze rozdělit na dva základní typy. Prvním typem je opotřebení vlivem normálního používání náhrady. Dochází k otěru vrchních vrstev implantátu a snížení profilu, materiál vzniklý otěrem se dále vstřebává do těla. Toto poškození je nejmarkantnější a nejdůležitější z pohledu analýzy úbytku hmoty implantátu. Druhý typ poškození tvoří drobné odštěpky a rýhy. Jejich vznik je nejčastěji přisuzován vadám materiálu a také vnikem cizích těles do oblasti kloubu. Jejich objem je v řádu desetin mm^3. Pomocí 3D skenovaní topografie jsou prakticky neměřitelné. Z prvních analýz je patrné že tvoří mizivou část úbytku hmoty.

Nevýhodou těchto předmětů pro měření je volba materiálu implantátu. Dochází k reflexím světla ve vnitřních vrstvách hmoty, tento problém jsme částečně odstranili aplikací daktyloskopického prášku na povrch kloubu.

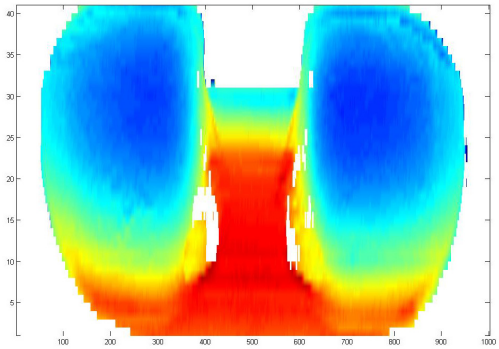
Obr3 Kyčelní implantát



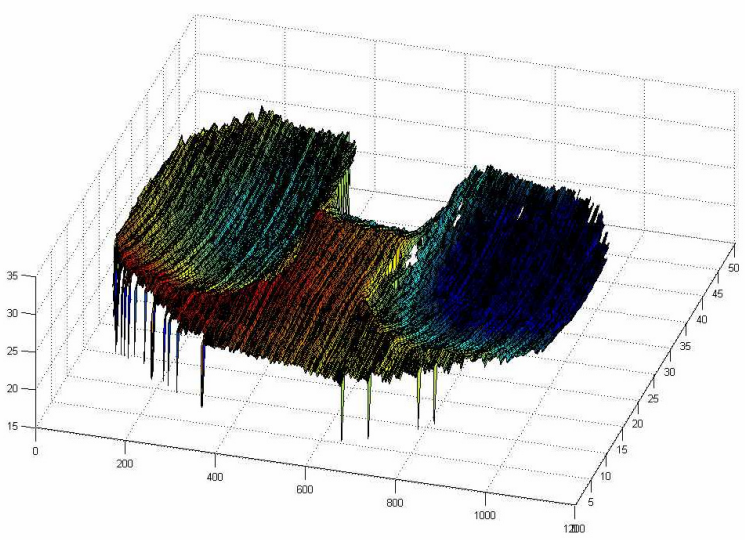
Obr.4 Spodní „dosedací“ část umělé náhrady kolenního kloubu

VÝSLEDKY MĚŘENÍ

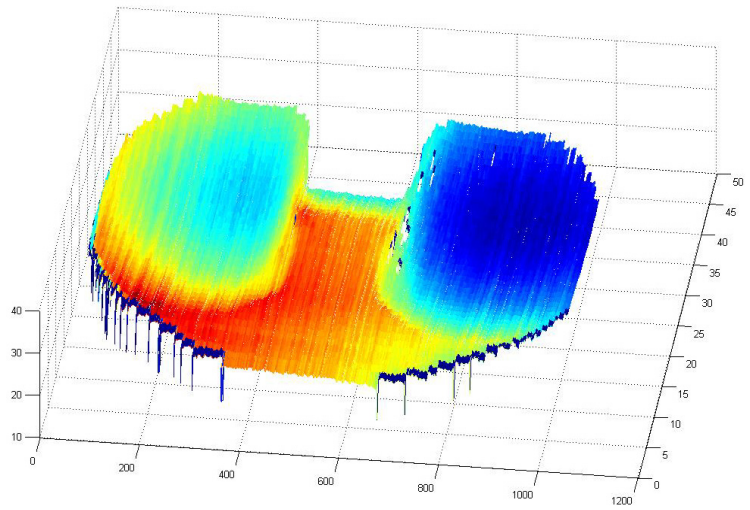
Měření jsme prováděli na několika vzorcích různých tvarů, velikostí a stupně opotřebení. Použili jsme nekoherentní zdroj a povrch upravili aplikací zmíněného prášku. Z výsledků obr.6 a obr.7 je patrné že tato metoda je schopná kvalifikovat a kvantifikovat základní opotřebení implantátu. Z těchto dat lze vycházet při dalším výpočtu objemových ztrát materiálu a analýze typu poškození. Nevýhodou metody je její náročnost. S implantátem se musí pohybovat kolmo na kameru, aby byla zaznamenána celá plocha náhrady. Metodu je možné automatizovat při použití vhodného programového prostředí a motorických posuvů. Výsledky měření byly zpracovány v prostředí MALTAB R14.



Obr.5 Čelní pohled na dosedací část implantátu, barva udává topografické rozložení předmětu



Obr.6 Pohled na dosedací část kolení náhrady



Obr.7 Stejný obrázek jako na obr.6 s použitím jiného typu vyzualizace

ZÁVĚR

Z textu jsou patrné klady metody a její možné použití při měření kloubních implantátů tohoto typu. V budoucnu na tyto výsledky naváže analýza objemových úbytků jednotlivých vzorků koleních náhrad. Jelikož existuje velké množství typů těchto implantátů (velikost ploch, tloušťka materiálu atd.) od různých výrobců, není v některých případech možné použít jako srovnávací normál nepoškozenou náhradu. Tímto je následná analýza komplikovaná. Jistou možností je srovnat stejné implantáty s různým stupněm poškození a zhodnotit je navzájem. Další možností srovnání výsledků je posouzení shody naměřených dat pomocí Fourierovské profilometre a gravimetrie. Výsledky z dřívějších měření kyčelních náhrad jsou velice vítány

v medicínské praxi. Data získaná při měření a analýze koleních protéz napomohou budoucím pacientů jednak zvýšením kvality použitých materiálu, ale také ze znalosti charakteru poškození jejich lepší aplikaci. Věříme že naše výsledky povedou ke zvýšení komfortu pacientů vyžadujících tento typ náhrad.

Tento výsledek byl získán za finančního přispění Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci podpory projektu výzkumu a vývoje 1M06002.

LITERATURA

[1] ASUNDI, A., SAJAN, M.R.: *Mapping algorithm for 360-deg profilometry with time delayed integration imaging*. Optical Engineering 38, p. 339-343, 1999

[2] NOŽKA L., MANDÁT D., HRABOVSKÝ M.: 3D *optical Scanning Topography*. Experimental stress analysis 2003, 2003, p. 71-72

[3] MANDÁT D., NOŽKA L., HRABOVSKÝ M.: *Image Data Analysis of* 3D *Topography*. Experimental stress analysis 2003, p. 71-72

[4] GALLO J., HAVRÁNEK V., HRABOVSKÝ M.: *Měření opotřebení extrahovaných polyetylenových jamek TEP kyčelního kloubu za pomoci universálního mikroskopu*. Fine Mechanics and Optics 11-12, 333-338, 2003, ISSN 0447-6441