

Experimentální Analýza Napětí 2005

DESIGN AND REALIZATION OF EXPERIMENTAL DEVICE FOR PARTICULAR BIOMECHANICS SYSTEM TESTING

NÁVRH A REALIZACE EXPERIMENTÁLNÍHO ZAŘÍZENÍ PRO TESTOVÁNÍ VYBRANÝCH BIOMECHANICKÝCH SOUSTAV

Martin Houfek¹, Zdenek Florian², Lubomír Houfek³

Serious fact which influences necessity of revisional artificial limb is formation of granuloma that come up during abrasion. Thereby artificial limb releases and it requires subsequent re-operation. The effort appears to suggest and carry out experimental testing procedure of abrasion between header and saucer of total artificial limb

Keywords

experimental modeling, experimental machine

Úvod

Bolesti v zádech, tedy v páteři, svalech a dalších strukturách těla jsou velmi časté civilizační onemocnění, na jehož vzniku se podílejí kromě faktorů zdravotních také významně faktory ekonomické. Obecně lze bolesti zad (v anglosaské literatuře nazývané *back pain*) rozdělit na funkční, postihující kůži, podkoží, svaly a klouby páteře, které se dají ovlivnit léčbou a prevencí k úplnému zdraví, menší skupinou jsou bolesti zad organické, které jsou vyvolány strukturálními změnami páteře, disků, kloubů a vazů na podkladě vrozených a získaných vad, úrazů, zánětů, degenerativních změn, metabolických nemocí. Tyto změny zanechávají často určité trvalé následky. V záplavě informací o výskytu a socioekonomických dopadech bolestí zad (back pain, dále BP) je důležitý údaj z roku 1992 uvádějící, že s bolestmi zad má zkušenosti 80 % lidské populace. U dětí ve věku do 11 let dosahuje výskyt bolestí zad 11,6 %, ve věku kolem 15 let pak dokonce 50,4 %. Nárůst bolestí zad v české populaci v posledních 10 letech o 13 %, a to vlivem 12 rizikovým faktorů, k nimž patří nejen nedostatek pohybu (hypomobilita), ale i jednostranné dlouhodobé a nadměrné zatížení, věk a další faktory. V roce 2004 se uvádí u americké sportovní populace bolesti zad u sportovních gymnastů v 79 %, u zápasníků v 59 % a u atletů ve 44 %. Jiná studie zjistila naopak bolesti zad pouze u elitních sportovců v 29 %, zatímco u nespportovců ve 44 %. Častěji měly bolesti

¹ Ing. Martin Houfek: Ustav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Vysoké učení technické, Fakulta strojního inženýrství, technická 2, 616 69 Brno tel.: +420-5-41142887, e-mail: martin.houfek@volny.cz

² Ing. Zdenek Florian, CSc: Ustav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Vysoké učení technické, Fakulta strojního inženýrství, technická 2, 616 69 Brno tel.: +420-5-41142863, e-mail: florian@fme.vutbr.cz

³ Ing. Lubomír Houfek, PhD: Ustav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Vysoké učení technické, Fakulta strojního inženýrství, technická 2, 616 69 Brno tel.: +420-5-41142887, e-mail: houfek@fme.vutbr.cz

zad sportující ženy (25 %) než sportující muži (15 %). Je to údajně oproti normální populaci dáno motivací sportovců o udržení výkonnosti, absencí specifických generátorů bolesti a vysokým prahem pro bolest. V řadě publikací se uvádí rovněž vliv zevního prostředí, technických a sociálních změn při vzniku bolestí zad. Bolesti zad přinášejí rovněž vysoké ekonomické ztráty (v Kanadě ročně dochází vlivem nemoci ve spojitosti s BP ke ztrátě 113 milionů dolarů v ekonomice, v Anglii trpí 25 % všech pracujících intermitentními BP, v USA nazývají BP „albatrosem průmyslu“, který ujídá pracovní dny neschopností nositelů potíží). I když příčina bolestí zad není zatím komplexně ověřena, z klinických zkušeností je známým faktem spojení bolestí a stavu psychiky, somatizace psychických a stresových situací apod. To často vede k chronicitě potíží, invalidizaci a rentovým problémům. Anglosaská literatura nazývá funkční bolesti zad *back pain* a podle lokalizace je dělí na *upper back pain* (krční), *middle back pain* (hrudní) a *low back pain* (lumbosakrální).

Popis páteře

Páteř je flexibilní a multisegmentový sloupec osového (axiálního) skeletu, který má *funkci posturální* (udržovat vzpřímený postoj a sed v gravitačním poli za pomoci automaticky řízeného posturálního svalstva), *funkci pohybovou* (díky rovnovážné funkci kostí, kloubů, vazů, svalů a meziobratlových disků), *funkci stabilizační* (rozložení zátěže a závěs orgánů), *funkci ochrannou* (vytváří ochranné pouzdro pro míchu a míšní kořeny) a *funkci metabolickou* (je rezervoárem důležitých minerálů). Pohyblivost, stabilitu, elasticitu, rovnováhu za kontroly pozic těla v prostoru zajišťují antagonistické svaly a postavu ve správném držení zajišťuje systém hlubokých posturálních svalů. Základním funkčním elementem páteře je spojení dvou sousedních obratlů ploténkou, klouby, vazy a svaly. Přetížení předního sloupce páteře v dynamickém segmentu vede k opotřebenosti a problémům ve strukturální oblasti na disku a rotačními mechanismy na obratlovém těle (vysocí lidé, pracující v předklonu, dlouhodobý sed s kulatými zády), zatímco přetížení zadního sloupce páteře vede k degeneraci kloubů, zúžení páteřního kanálu a otvorů pro výstupy spinálních nervů (obézní lidé, práce v záklonu).

Disky (meziobratlové ploténky) tvořené želatinózním jádrem a vazivovým kruhovým obalem jsou shora a zdola kryty chrupavčitě kostěnými krycími plochami sousedních obratlových těl. Mají v rovnováze syntézu a degradaci mezibuněčné hmoty (matrix) a jejich buněčných i fibrilárních elementů. Hlavní výživa disku (nutritional pathway) jde právě od těchto krycích destiček. Již kolem 20. roku věku však začíná proces ztráty agregantů, vody, změn organizace kolagenních vláken, a tím se snižuje postupně výška disku. Rozvolňuje se funkční páteřní segment, vzniká nestabilita segmentu, změny disku jsou pak nejčastějším zdrojem bolestí zad. Ztrácí se rozdíl mezi kolagenem želatinózního jádra. Kolem 30. roku věku nastávají ve vazivovém prstenci disku trhliny a hrozí výhřezy želatinózního jádra (s maximem kolem 40. roku věku). Cévy pronikají více do nitra disku, a dokončují jeho destrukci, nervové receptory v prstenci pronikají kapilárami do jádra disku a vyvolávají bolest. Chemické působení z této oblasti dráždí i nervové struktury spinálních nervů a bolest začíná vyzářovat podle inervace do okolí. Degenerace disku je závislá na dědičných vlohách, mechanických vlivech a na stavu a kvalitě jeho zásobování (logistiky).

Kosti stárnutím a ztrátou kostní hmoty mění svůj tvar i kvalitu (osteoporóza u žen nad 50 let věku). Obratle nabývají klínových tvarů, rotační síly remodelují páteřní oblouky, což vede k posunům obratlů předozadně i laterolaterálně (*shift*), k degenerativním skoliózám a ke zúžení kanálu či výstupů míšních nervů. Tyto tlaky, jak již bylo uvedeno shora, negativně

ovlivňují krevní a likvorovou cirkulaci a podobně ischemizací vyvolávají bolesti. Přes tento proces involuce existuje řada seniorů, kteří si i přes drobné morfologické změny axiálního skeletu udržují dobrou funkci páteře bez bolesti (tzv. *young spine*). Tedy někdy i těžší morfologické změny na skeletu nekorespondují s tíží bolesti a funkčních poruch, což je třeba brát v potaz při vyšetření nemocných s bolestí páteře.

Dělení páteře

I když z anatomie známe dělení páteře na krční, hrudní, bederní, křížovou kost a kostrč, právě z hlediska funkčního je třeba věnovat pozornost odlišnějšímu dělení, které má úzký vztah k problémům funkčních bolestí páteře. Řada autorů dělí z funkčního a kineziologického pohledu páteř na tyto sektory:

- Krční páteř má funkční sektor kraniocervikální (zahrnující occiput, atlas, axis a C3 – přitom funkční poruchy tohoto sektoru se zřetězují do vyzařujících bolestí záhlaví, hlavy a páteře) a funkční sektor cervikobrachiální (C3 – distálně splývá až po Th4 – přitom klinické projevy funkční patologie sahají do ramen, horních končetin a do horní části hrudníku).
- Hrudní páteř zahrnuje funkční sektor horní hrudní (splývá od C6 po Th5 a tento segment je důležitou hranicí i pro mechaniku dýchání, a to dokonce důležitější nežli dolní žebra. Tento sektor se při funkčních změnách projevuje symptomatologií srdeční, plicní, skalenovým syndromem nebo syndromem horní hrudní apertury (*thoracic outlet syndrome*). Sektor dolní hrudní (Th6–Th12) má vztah k bránici a uskutečňuje tzv. hrudní dýchání typické pro ženy. Do tohoto sektoru se promítají funkce retroperitoneálních orgánů. Také se zde vytváří vrchol hrudní kyfózy a začíná opačné zakřivení s konvexitou orientovanou ventrálně = lumbální lordóza, která má význam pro pružnost a tlumivý ochranný vliv na páteř.
- Bederní páteř se z funkčního hlediska dělí na horní bederní sektor (Th12–L3), jež má vliv na břišní respiraci (typickou pro muže) a promítají se sem funkční poruchy v oblasti břicha. Dolní bederní sektor (L4–S1) tvoří výraznou funkční jednotku s ohledem na pohyblivou bederní páteř a rigidní kost křížovou, na její důležité spoje s pánví, jako základnou postavy, a to v podobě sakroilických spojů, které mají blízký vztah nejen k orgánům malé pánve (častý zdroj bolesti v křížích u žen), ale i ke kyčlím. Současně je v běžném životě tento úsek páteře extrémně zatěžován. Zřetěžením svalových funkcí vznikají v tomto sektoru různé změny, které jsou ovlivněny funkční patologií svalů dna pánevního, svalů pelvifemorálních a ischiokrurálních.

Zatěžování páteře

Nejlepší postoj (či držení těla) je tedy dnes takový, při kterém jsou všechny sektory osového skeletu a končetin vyvážené, potřebují k udržení stability a pohybu nejmenší svalovou sílu. Dosažení tohoto stavu je osobní záležitostí každého člověka. Nicméně se doporučuje, aby se člověk snažil držení těla ovládat tak, aby při stoji stál zpřímá, přitáhl

zlehka lopatky k sobě a prsní kost se snažil vyzvednout vzhůru, pánev sklonil vzad (tzv. podsazení pánve, či tilt) a vyrovnal bederní lordózu a nadměrnou hrudní kyfózu. Riziky pro dobré držení těla jsou: dlouhodobý neměnný stoj, těžiště těla umístěné mimo opornou plochu, směr síly nesmí směřovat vzdáleně od osy těla (např. při zvedání břemen), stoj s nesprávným zakřivením páteře, akcelerace a decelerace pohybu.

Sed je další pozicí rizikovou pro vznik funkčních poruch páteře. Při sedu zapadají jednotlivé funkční sektory páteře do sebe jako ozubená kola. Jestliže se nadměrně oploští bederní lordóza vsedě, pak jsou přetíženy meziobratlové ploténky. Např. vsedě je tlak na disk L5 – S1 asi 170 kg, zatímco vstoje jen 120 kg, tedy o 30 % nižší. Sed tedy přetěžuje nejen lumbosakrální přechod, ale aktivuje i m. ileopsoas, a tím vzniká i tlak na ploténky.

Poloha vleže je další polohou, ve které strávíme více než 40 % dne. Jde o stabilní polohu z hlediska kineziologie, ale ani poloha na zádech a ani poloha na břiše nezajišťuje dokonalou relaxaci, ke které leh slouží! Ideální je poloha na boku s ohnutými končetinami a podložením hlavy, aby byla osa páteře vodorovná. Pro dobrý spánek slouží moderní zdravý lehací nábytek (rám postele na nožičkách a větráním prostoru pod ložem, lamelový rošt s podpěrou pánve a ramen, vhodná matrace sendvičového typu, či různých moderních typů, polštářek pod krční páteř vleže na zádech či pod hlavu při poloze na boku).

Moderní operační způsoby degenerativního onemocnění páteře, jejichž boom přišel s nástupem 21. století, představují pro mnohé pacienty lepší pooperační prognózu, než jakou měli před zavedením nových metod. Tyto tzv. dynamické stabilizace páteře řeší určité typy degenerativního onemocnění její krční a bederní části buď za použití umělých náhrad meziobratlových plotének, nebo implantací pružných systémů - jakýchsi drobných vzpěr, které zajišťují stabilitu obratlů a umožňují zachovat hybnost operovaných páteřních segmentů s možnou regenerací ploténky. Díky těmto metodám nedochází k přetěžování sousedních meziobratlových plotének s akcelerací degenerativního procesu, čemuž jsou vystaveni pacienti po provedené páteřní fúzi, která se doposud místo dynamických stabilizací prováděla. Dynamické stabilizace páteře provádí v České republice pět specializovaných pracovišť, v Praze Nemocnice Na Homolce. Nemocnice Na Homolce je také školicím centrem v této operativě pro Českou republiku, Slovensko, Polsko a Maďarsko. O indikaci pacienta k operaci za použití dynamické stabilizace páteře rozhoduje jeho radiologický nálezn.

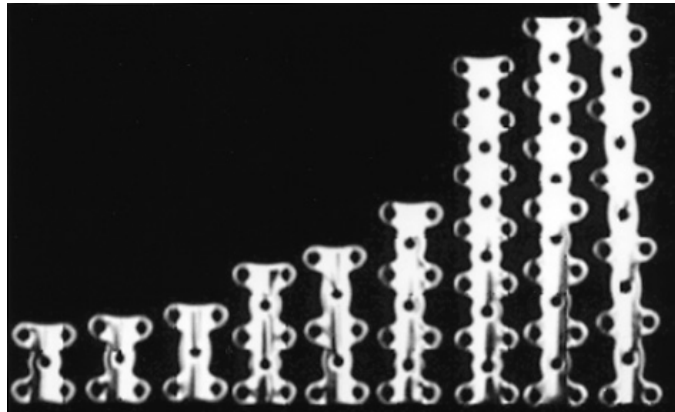
Páteřní fixátor

Za posledních 20 let, ačkoli základní design ACPS zůstal stejný, několik důležitých rysů bylo přidáno k novější generaci fixátorů. Ačkoli všechny nynější krční fixátory pokryjí požadavky, je důležité vědět který Fixátor se hodí k daným potřebám. Novější typy fixátorů se musí důkladněji prostudovat, aby odpovídali daným požadavkům. V dnešní době se vyvíjí mnoho typů fixátorů, ale je důležité převést získané poznatky ze starších typů fixátorů na nově se vyvíjející.

Dnešní destička je potažena titanem a připevněna do obratle přes duté šrouby. Do těchto dutých šroubů se opět zašroubují šrouby, které však slouží k zajištění šroubů kterými se připevnila destička na obratel. Poprvé byla představena tato metoda uchycení na Universitě of

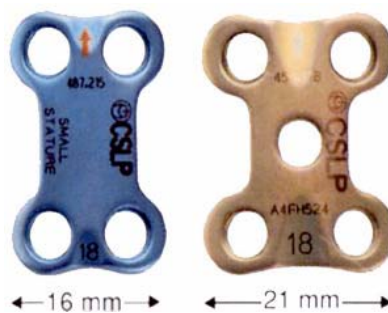
Berne.

V roce 1986 p. Morscher modifikoval destičku pro novou metodu připevňování a to unicortikálně. Tento nový systém byl představený v USA v roce 1991. Další rozdíly mezi jednotlivými destičkami je v tzv. fixovaném úhlu. Páteřní destičky se vyrábí v sadách, různé velikosti (**obr.1**). Průměrný dospělý obratel má rozměr kolem 21 - 22mm proto se vyrábějí ve dvou šířkách. Tím se snížilo riziko špatného připevnění. Jak již bylo zmíněno je rozdíl ve sklonu šroubu a to takový, že u předních šroubů je úhel 12° , naproti tomu zadní šrouby jsou koncipovány kolmo k destičce. Časem se však ukázalo, že je třeba vyrábět destičky i v jiných rozměrech než jak bylo uvedeno. [3]



Obr.1 Sada destiček

V naší klinické praxi se nejčastěji používají dva typy krčních fixátorů a to MORSCHER a CERVI – LOK. Na **obr.2,3** je zobrazen krční fixátor typu Morscher. Fixátory se vyrábí v několika sadách od nejmenších po největší. Šířka fixátoru je rovna 15 - 21 mm obr. 5,6.



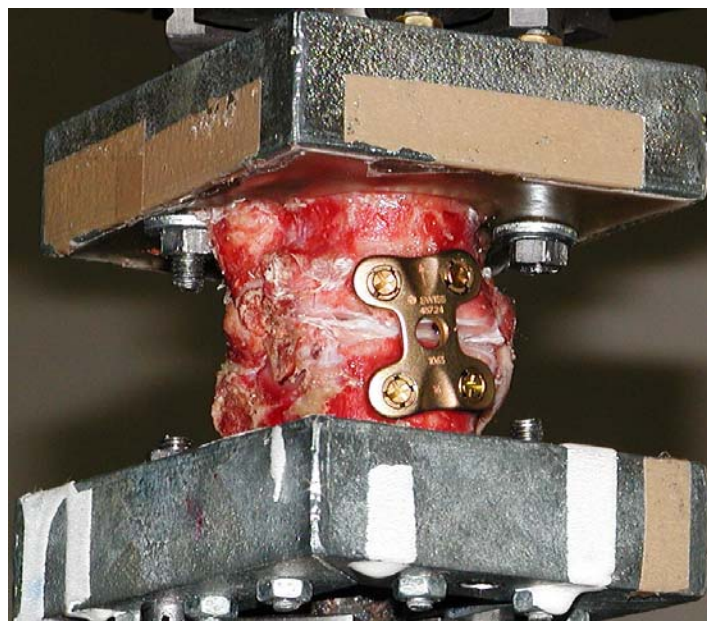
Obr.2 Krční fixátory



Obr.3 Krční fixátor

Uchycení vzorků

Závažným problémem se jevílo upínání páteřních segmentů s páteřním fixátorem do misky zkušebního zařízení. Je zřejmé, že se jedná o biologický materiál, takže konvenční metody uchycení jsou problematické. Jako nejučinnější uchycení se jeví zalévání páteřních segmentů do dentakrylu. Takto připravený vzorek je možno upnout do experimentálního zařízení. (obr.4) [1]



Obr. 4 Zalité páteřní vzorky

Experiment

Zkušební zařízení je konstruováno tak, aby bylo schopno zatěžovat daný vzorek s páteřním fixátorem. Namáhání je koncipováno, aby co nejvíce odpovídalo fyziologickému stavu. Vložený zkušební vzorek je namáhán torzí a současně flexí, ale pouze v jenom směru což odpovídá předklonům a záklonům. Po konzultacích s lékaři a byl počet zátěžných cyklů odhadnut na 10 000. Po dokončení jedné sady cyklů se páteřní element pootočí o 90° a provede se druhá série zatěžování kde flexe bude odpovídat úklonům. Takto prováděné namáhání se bude konat u dvou typů fixátorů a z výsledku experimentu se bude porovnávat který z daných fixátorů je vhodnější.

Na zkušebním zařízení bylo provedeno testovací měření, ze kterého je snaha usoudit funkčnost zařízení. Na základě tohoto měření bylo zjištěno, že není dostatečně sloučen torzní pohyb s flexí.

Kyčelní kloub

Nástup moderní léčby kyčelního kloubu (endoprotetiky) se datuje od roku 1966, kdy byla přijata za léčebnou metodu implantace totální náhrady kyčelního kloubu u pacientů starších 65 let.

U nás se implantace totální endoprotézy kyčelního kloubu se začala provádět od roku 1969. Koncem roku 1981 bylo vyhodnoceno na I. ortopedické klinice v Praze s odstupem 6 až 13 let po operaci prvních 100 implantovaných náhrad. Vedle popisu technických chyb a pooperačních komplikací byly zaregistrovány nálezy určující budoucí uvolnění komponenty a potřebu reimplantace.

Závažnou skutečností ovlivňující nutnost revizní endoprotetiky je posouvání věku pacientů indikovaných k výkonu do mladších skupin. Na mnoha ortopedických pracovištích u nás i v zahraničí tvoří reimplantace 20 % z celkového počtu implantovaných endoprotéz kyčelního kloubu. V budoucnu je proto nutno počítat s tímto procentem revizních operací, ale zároveň je nutné zabránit zvýšené devastaci skeletu. Důležitý je výběr vhodného implantátu. Významný vliv na dlouhodobý výsledek po reimplantaci totální náhrady kyčelního kloubu má správné a včasné rozpoznání známek uvolnění. U významných defektů acetabula se používají kostní štěpy. Typy štěpů, jejich odběry, vyšetření, včetně aplikace a zpracování jsou zpracovány samostatně.

Typy používaných endoprotéz

Pro náhradu kyčelního kloubu může být použita tzv. endoprotéza cervikokapitální, kdy je nahrazena pouze hlavice stehenní kosti nebo endoprotéza totální, která umožňuje nahradit endoprotézou jak hlavici, tak kloubní jamku. Obě tyto varianty mají své výhody pro pacienta a své nevýhody. V současnosti narůstá spíše počet náhrad endoprotézami totálními. Zde záleží především na celkovém zdravotním stavu operovaného a jeho schopnosti snést o něco větší operační výkon.



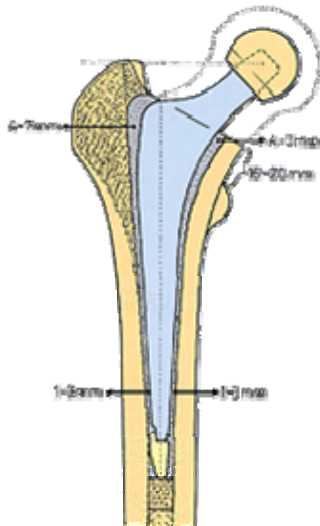
Dalším rozlišujícím faktorem je způsob fixace endoprotézy ke kostnímu lůžku. Implantáty v první skupině- tzv. "cementované" jsou určeny k ukotvení pomocí tzv. "kostního cementu", což je speciální rychle tuhnutí hmota (chemicky metylmetakrylát). Do druhé skupiny patří endoprotézy tzv. "necementované" či "bezcementové", jejichž povrchová úprava v místech kontaktu s kostí umožní fixaci bez tohoto cementu. Opět každá tato skupina má své jasné výhody i nevýhody. Volbu mezi těmito typy musí učinit operátor často až v průběhu vlastního výkonu podle aktuálního nálezu. Nepravdivé je zatracování jedné nebo druhé skupiny, či její označování za "nemoderní". Každá endoprotéza se skládá z tzv. dřívku, který je zaveden do dřeňového kanálu stehenní kosti. Ten je vyráběn z různých kovových slitin o vysoké pevnosti a ověřené dobré toleranci organismu. Na krček tohoto dřívku je

nasazována hlavička - ta je vyráběna buď ze stejné kovové slitiny jako dřík nebo ze speciální keramiky. Velmi důležitou vlastností u těchto hlaviček je jejich povrchová úprava a tolerance, neboť čím kvalitnější a přesnější je jejich povrch, tím menší je opotřebení polyetylenové vložky v kloubní jamce umělého kyčelního kloubu při každém pohybu. Proto i snahou všech výrobců umělých kloubů je vývoj a používání stále nových- dokonalejších materiálů pro výrobu těchto hlaviček. Další komponentou umělého kloubu je jamka. Tato jamka nahradí kloubní povrch postiženého kyčelního kloubu při totální náhradě - jak již bylo uvedeno. Také typů těchto umělých jamek je celá řada. Liší se jednak tvarem - některé mají tvar tzv. sférický (polokulovitý), jiné mají tvar konický (kuželovitý). Dále se odlišují materiálem, ze kterého jsou vyráběny a povrchovou úpravou. Jamky ukotvené pomocí cementu se skládají pouze z jedné polyetylenové části, jamky bezcementové se skládají z kovové kotvící části, do které se vkládá vložka z vysokomolekulárního polyethylenu dlouhé životnosti. Tento polyethylen, ve spojení s hlavičkou, zajišťuje velmi dlouhou, nikoliv však nekonečnou životnost. Proto si pacient s umělým kloubem musí být vědom faktu, že každým pohybem dojde k otěru jistého, byť minimálního množství zmíněné vložky. Z tohoto důvodu je vhodné omezit často zcela nepřiměřené a nadměrné procvičování operovaného kloubu. Není pravdou, že "čím více budu umělý kloub trvale procvičovat, tím delší a lepší bude jeho funkce"! Klasickým příkladem endoprotézy, kde jsou obě komponenty fixované cementem, je implantát dříve vyráběný v Poldi SONP Kladno, jehož výrobu převzala nyní firma Beznoska-Meditech. Konstrukce a tvar obou komponent vychází z principů, které poprvé použil před 45 lety sir John Charnley, anglický ortopéd. Ten je považován za otce prvních moderních implantátů. V naší republice byla první generace implantátů "Poldi" do klinické praxe zavedena profesorem Čechem na I. ortopedické klinice v Praze v roce 1970 a ještě nyní máme pacienty s dobrou funkcí kloubní náhrady po 25 letech. Po roce 1989 se do České republiky dostaly i další cementované typy náhrad kyčelního kloubu různých zahraničních firem. Jak již bylo uvedeno, do druhé skupiny implantátů patří endoprotézy, které není zapotřebí fixovat do kostního lůžka kostním cementem. Ukotvení je zde zajištěno jednak tvarem a dále speciální úpravou jejich povrchu, která po určité době zajistí pevnou adhezi ke kostnímu lůžku. U zmiňovaných necementovaných jamek konického tvaru, je fixace zajištěna buď lamelami, které na obvodě kotvící části tvoří závit a do kostního lůžka jsou zašroubovány. Tohoto principu je užito u implantátů "Zweymüller" a českého "Walter-Motorlet". Jiný princip využívá jamka "Balgrist". I zde jsou po obvodu kotvící části jakési lamely, fixace je však zajištěna jejím dorazením a rozepřením - (princip ukotvení obdobný jako u hmoždinky ve zdi). U necementovaných jamek sférického (polokulovitého) tvaru je kotvící část pevně zaražena do kostního lůžka, které je velmi přesně vyfrézováno. Povrch těchto jamek je navíc opatřen některým typem speciálního nástřiku, který povrch zdrsňuje a zajistí tak možnost postupného vrůstu kostní tkáně do takto vzniklých nepravidelých prostorů implantátu. Příklady této skupiny implantátů jsou jamky Duraloc či Bicontact. Mírně odlišným způsobem je upraven povrch nejnovější jamky "Walter". Zde je zvláštní technologií na porézní titanový povrch nanášena vrstva hydroxyapatitu. Podle provedených výzkumů jsou kostní buňky schopné jakési přímé vazby s tímto povrchem a je tak zajištěna snad "ideální" integrace kloubní náhrady do kostního lůžka. Ukotvení necementovaných dříků je zajištěno jednak tvarem - ten je přizpůsoben tvaru dřeňové dutiny horního konce stehenní kosti. Povrch je buď pouze zdrsněn - tak je tomu například u implantátu "Zweymüller", "Walter-Motorlet", nebo je nanesen různými technologiemi nástřik pro umožnění vrůstu kostní tkáně do vzniklých mikroskopických prostorů. Tento princip je využit např. u implantátu AML. Pro povrchovou úpravu dříku "Walter" je použito technologie nástřiku hydroxyapatitu na titanový porézní povrch.

V kapitole o možných komplikacích kloubních náhrad jsme se zmínili o řešení uvolnění či selhání endoprotézy. Pro řešení takovýchto složitých případů jsou v současné

době již užívány speciální, tzv. revizní endoprotézy. Tyto implantáty již svým tvarem počítají s defektním kostním lůžkem, které uvolněním endoprotézy vznikne a pouze proto jsou někdy jedinou možností řešení takových komplikací. Příkladem těchto revizních implantátů je oválná revizní jamka L.O.R., variabilní revizní dřík S-ROM.

Stále platí, že endoprotéza, která je v některém případě ideální pro zajištění dobré a adekvátní funkce kloubní náhrady, je v jiném případě zcela nevhodná.



Důvody k provedení náhrady kyčelního kloubu endoprotézou

Jak již bylo uvedeno, počet onemocnění, které může být řešeno pomocí kloubní náhrady, stále narůstá. Mezi nejčastější patří:

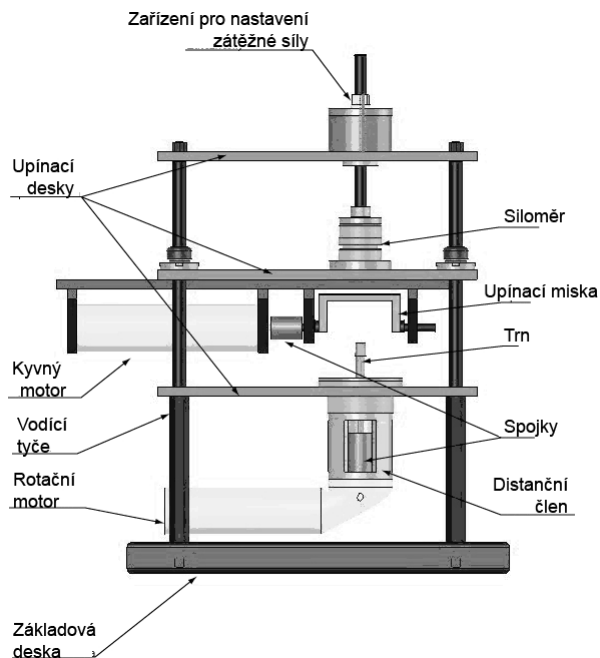
- degenerativní onemocnění kyčelního kloubu- koxartróza
- poškození kyčelního kloubu úrazem- zlomenina krčku stehenní kosti, pouřazová destrukce kloubu
- destrukce kloubu v důsledku revmatického onemocnění
- destrukce hlavice stehenní kosti, zapříčiněná jiným onemocněním
- nádorové onemocnění horního konce stehenní kosti

Hlavním důvodem, který vede lékaře k doporučení operace je bolest.

Může být způsobena kteroukoli z výše jmenovaných příčin. Dalším je pak výrazná porucha funkce kloubu, která vede k omezení celkové pohybové schopnosti. Odlišnou situací, kdy v některých případech ani pacient výraznější bolesti trpět nemusí a přesto je náhrada kloubu nezbytná, je nádorové onemocnění, postihující oblast kyčelního kloubu.

Popis zkušebního zařízení

Na experimentálním zařízení jsou realizovány pohyby pomocí krokových motorů. Akční členy jsou krokové motory s převodovkou. Jeden krokový motor ovládá naklápění mysy, které se pod vlivem takto přivedené silové dvojice naklápí a vyvolává dané namáhání. Dalším namáháním totální endoprotézy je krut, který je opět vyvozen pomocí krokového motoru. Zatížení bude mít deformační charakter odpovídající funkci daného kloubu. Pro toto kombinované zatěžování bylo navrženo experimentální zařízení, které bude sloužit pro testování totálních krčních kloubů. Zkušební experimentální zařízení pro testování totálních kyčelních kloubů se skládá z několika komponentů:(Obr.1)



Obr.1

Uchycení vzorku

Zkušební vzorek je tvořen ze dvou částí a to z jamky která je zalita do dentakrilu a vložena do upínací misky a kuličky která je nasazena na trn zkušebního zařízení. Takto uchycený zkušební vzorek by měl co nejlépe odpovídat fyziologickému zatížení kloubu.

Experiment

Na zkušebním zařízení je plánováno testování totálních kyčelních kloubů na otěr. Jedná se o otěr mezi kloubní jamkou a kloubní kuličkou. Předběžný odhad velikosti zátěžné síly byl stanoven na 2500N což by mělo odpovídat trojnásobku průměrné hmotnosti dospělého jedince. Zátěžný počet cyklu byl stanoven na 100000 cyklu.

Poděkování

Tato práce vznikla za podpory projektu MŠMT-MSM 0021630518- simulační modelování mechatronických soustav

Literatura

- [1] Z. Florian, V. Kotek, M. Vlk Problémy experimentálního modelování na páteřních prvcích, VUT FSI UMT Brno

- [2] J. Tošovský, Z Forian, R. Vlach (2003) Experimentální zjišťování mechanických vlastností fixátoru MACS TL – Twin Screw
- [3] Roham Moftakhar, M.D., Gregory R. Trost, M.D. Anterior cervical plates: a historical perspective, Department of Neurosurgery, University of Wisconsin School of Medicine, Madison, Wisconsin