TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta strojní

Návrh zařízení pro zjišťování mechanické tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti

Bakalářská práce

Studijní program: B2301 – Strojní inženýrství
Studijní obor: 2301R000 – Strojní inženýrství

Autor práce: **Lenka Antošová**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Liberec 2016

TECHNICAL UNIVERSITY OF LIBEREC
Faculty of Mechanical Engineering

Development of device for detecting stiffness of acetabular implant and bone junction

Bachelor thesis

Study programme: B2301 – Mechanical Engineering
Study branch: 2301R000 – Mechanical Engineering

Author: **Lenka Antošová**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Liberec 2016

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta strojní
Akademický rok: **2015/2016**

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Lenka Antošová**
Osobní číslo:	**S13000019**
Studijní program:	**B2301 Strojní inženýrství**
Studijní obor:	**Strojní inženýrství**
Název tématu:	**Návrh zařízení pro zjišťování mechanické tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti**
Zadávající katedra:	**Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti**

Zásady pro vypracování:

1. Proveďte rešerši na dané téma.
2. Navrhněte metodu zjišťování tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti.
2. Navrhněte odpovídající konstrukci přípravku pro měření tuhosti.
3. Navrhněte experimentální protokol.
4. Proveďte prvotní zkoušky.
5. Zhodnoťte výsledek zkoušek.

Rozsah grafických prací: **Dle potřeby**

Rozsah pracovní zprávy: **40 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

[1] **ČIHÁK, R.** *Anatomie 1*. **Praha, Grada, 2011.**
[2] **KADIR, M.** *Computational Biomechanics of the hip joint.* **Springer, 2014.**
[3] **HENYŠ, P.** *Diagnostic tool for initial fixation of acetabular implant*, **PhD práce, 2015.**

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.**
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání bakalářské práce: **18. listopadu 2015**

Termín odevzdání bakalářské práce: **18. února 2017**

prof. Dr. Ing. Petr Lenfeld
děkan

Technická univerzita v Liberci
7b

doc. Ing. Iva Petríková, Ph.D.
vedoucí katedry

V Liberci dne 1. března 2016

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 b., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

V Liberci, 4. 7. 2016

Antošová

.....

Antošová Lenka

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D., konzultantovi Ing. Petru Henyšovi a Ing. Marku Kovářovi za trpělivost a cenné rady při vypracování práce, také děkuji své rodině a přátelům za podporu při studiu.

Dále bych chtěla poděkovat Ing. Jiřímu Štorkovi, který mi významně pomohl při realizaci praktické části této práce a poskytl mi své poznatky a rady z odborné praxe.

ANTOTACE

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem zařízení pro zjišťování mechanické tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti. Konstrukce je realizována tak, aby zařízení bylo schopné nahradit proces manuální fixace kyčelní jamky a kosti. Jeho funkčnost byla úspěšně ověřena experimentem za použití komerční jamky. Ověření tuhosti navržené konstrukce bylo provedeno modální analýzou.

Klíčová slova:

Biomechanika, kyčelní kloub, totální endoprotéza kyčelního kloubu, zjišťování tuhosti, modální analýza.

ANNOTATION

The bachelor thesis deals with the design of apparatus for detecting mechanical stiffness of the connection between the hip replacement and the bone. The construction is formed to be able to replace the process of manual fixation of the hip replacement and the bone. The function of the apparatus was verified during the experiment with commercial hip replacement. The stiffness of the apparatus was validated by the modal analysis.

Keywords:

Biomechanics, hip join, total hip arthroplasty, detecting stiffness, modal analysis.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

ANTOŠOVÁ Lenka; *Návrh zařízení pro zjišťování mechanické tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta strojní, 2016, 53 s., vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

OBSAH

Úvod 11
1 Základní anatomie 12
1.1 Kostra dolní končetiny 12
1.1.1 Kostra pletence dolní končetiny 12
1.1.2 Kostra volné dolní končetiny 14
1.2 Kyčelní kloub 15
1.3 Onemocnění pohybového aparátu 15
2 Totální endoprotéza kyčelního kloubu 17
2.1 Úvod 17
2.2 Popis operace 18
2.3 Používané materiály 21
2.4 Konstrukční kritéria pro náhrady kyčelních kloubů 22
2.5 Primární implantace a revizní operace 24
3 Rešerše 26
4 Návrh konstrukce 30
4.1 Koncept zařízení 30
4.2 Sestavení zařízení 30
5 Výpočet posuvů rámové konstrukce 32
5.1 Výpočet posuvů 32
5.2 Výpočet hmotnosti závaží 36
6 Experimentální protokoly 37
6.1 Analýza dopadu 37
6.2 Modální analýza rámu 45
7 Závěr 49
Seznamy 50

Seznam použité literatury 50
Seznam obrázků 51
Seznam tabulek 52
Seznam grafů 52
Seznam příloh 53

PŘEHLED POUŽITÝCH VELIČIN

Značka	**Veličina**	**Jednotka**
a	Délka prvního úseku	mm
b	Délka druhého úseku	mm
h	Výška	m
m	Hmotnost závaží	kg
u	Posun ve vodorovném směru	mm
w	Posun ve svislém směru	mm
E	Youngův modul pružnosti	MPa
E_p	Potenciální energie dopadu	J
F	Zatěžující síla ve svislém směru	N
J_y , J_x	Kvadratické momenty průřezu	mm^4
M_I , M_{II}	Ohybové momenty	$N \cdot m$
P	Zatěžující síla ve vodorovném směru	N
U	Deformační energie	J
δ	Celkový posun	mm

PŘEHLED POUŽITÝCH KONSTANT

Značka	**Veličina**	**Hodnota**	**Jednotka**
g	Tíhové zrychlení	9,81	$m \cdot s^{-2}$

ÚVOD

V současné době je kvalita života na prvním místě. S tou je úzce spojena i kvalita pohybu a to jak po úrazech, tak v pozdním věku. I přes vysoko nastavenou laťku jsou vyžadována další zlepšení, díky pokroku a novým technologiím je této poptávce vyhověno.

Pohyb je ovlivněn mnoha faktory. Nemoci kloubů patří k těm, které nás ovlivňují nejčastěji. Anatomie pánve člověka je variabilní, okolí acetabula nedisponuje konstantní tuhostí a mění se také materiálové vlastnosti kostí. Jedním z možných problémů je skutečnost, že všechny implantáty, v tomto případě náhrady jamky kyčelního kloubu, jsou pro všechny typy pacientů stejné. Bez ohledu na věk pacienta nebo na výchozí stav nahrazovaného kloubu se zavádějí komerčně vyráběné jamky s konstantní tuhostí.

Cílem práce je návrh zařízení, na kterém bude možné testovat vyvíjející se speciální náhradní jamky s proměnnou tuhostí. Výhodou je opakovatelnost měření a dosažení stejných podmínek pro různé implantáty. Zařízení tohoto typu je nové, konstruované tak, aby bylo schopné nahradit proces manuální fixace kyčelní jamky a kosti. Dalším cílem je prvotní měření v současné době komerčně používaných implantátů (jamky s konstantní tuhostí) za účelem ověření funkčnosti navrhovaného zkušebního zařízení. Mezi měřené výstupní veličiny patří síla při dopadu, intenzita zvuku nárazu a axiální posuv jamky vzhledem ke kosti. Hodnoty těchto naměřených veličin by měli odpovídat podmínkám při chirurgickém zákroku. Bohužel, reálné hodnoty z klinické praxe nejsou zcela známé. Je také nutné zjistit první vlastní frekvence zařízení a tak ověřit jeho tuhost, tzv. naladění celého zařízení.

1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE

1.1 KOSTRA DOLNÍ KONČETINY

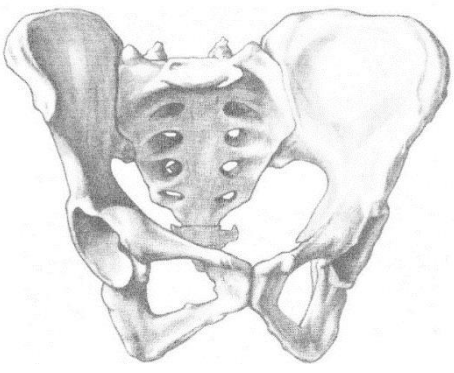
Kostra dolní končetiny se skládá z:

- pletence dolní končetiny
- kostry volné dolní končetiny.

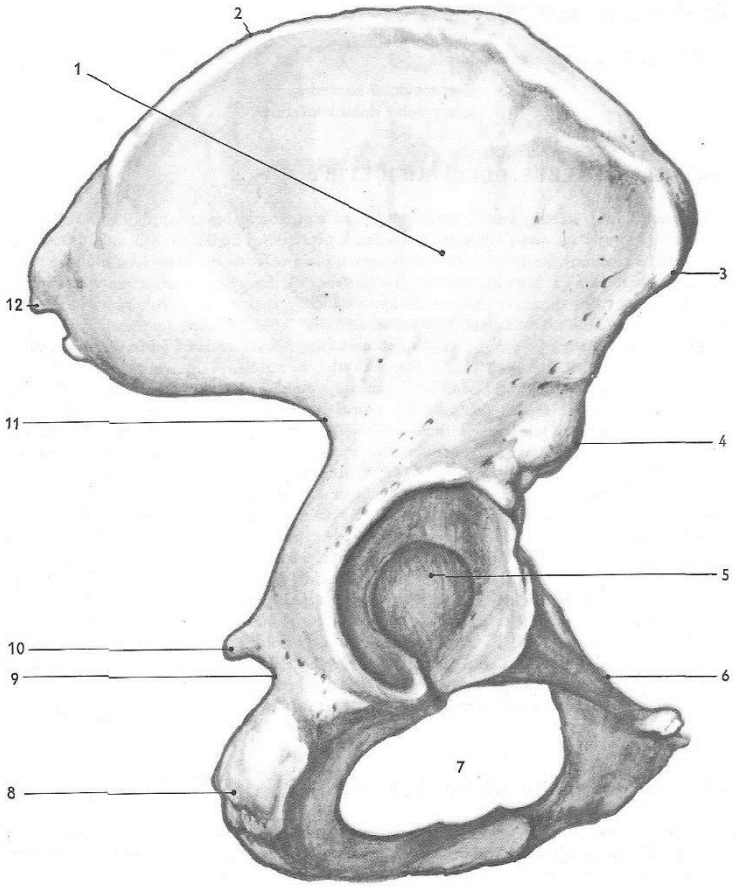
1.1.1 Kostra pletence dolní končetiny

Kostra dolní končetiny se připojuje ke kostře trupu pletencem pánevním neboli pletencem dolní končetiny. Jedná se o kostěný útvar vzniklý spojením kostí pánevních, kosti křížové a kostrče. Obě kosti pánve jsou připojeny kloubně ke kosti křížové a vpředu spojeny chrupavčitě mezi sebou ve sponě stydké. (Obrázek 1). Hmotnost těla, která je přenášená páteří na kost křížovou, je pomocí pánve rozložena do kostí stehenních ve stoje a v sedě do hrbolů sedacích.

Kost pánevní (*os coxae*) je tvořena v dospělosti třemi srostlými kostmi: kostí kyčelní (*os ilium*), kostí sedací (*os ischii*) a kostí stydkou (*os pubis*). Kyčelní kost tvoří horní část pánevní kosti, sedací tvoří zadní dolní část a stydká kost tvoří přední dolní část. Kost pánevní bývá přirovnávána k přesýpacím hodinám. Její prostřední část je úzká, horní a dolní části jsou rozšířené (Obrázek 2). Na zevní ploše zúžené části se nachází hluboká, polokulovitá jamka tzv. jamka kyčelního kloubu (*acetabulum*). [1] Jamka zasahuje po dvou pětinách do kyčelní a sedací kosti a jednou pětinou do kosti stydké. [2] Během vývoje se nachází v této jamce chrupavka ve tvaru tiskacího písmene Y, která odděluje kosti během vývoje do pubescentního období. Tvar pánve u mužů a žen se liší, ženská pánev je oproti mužské nižší a širší (Obrázek 3).

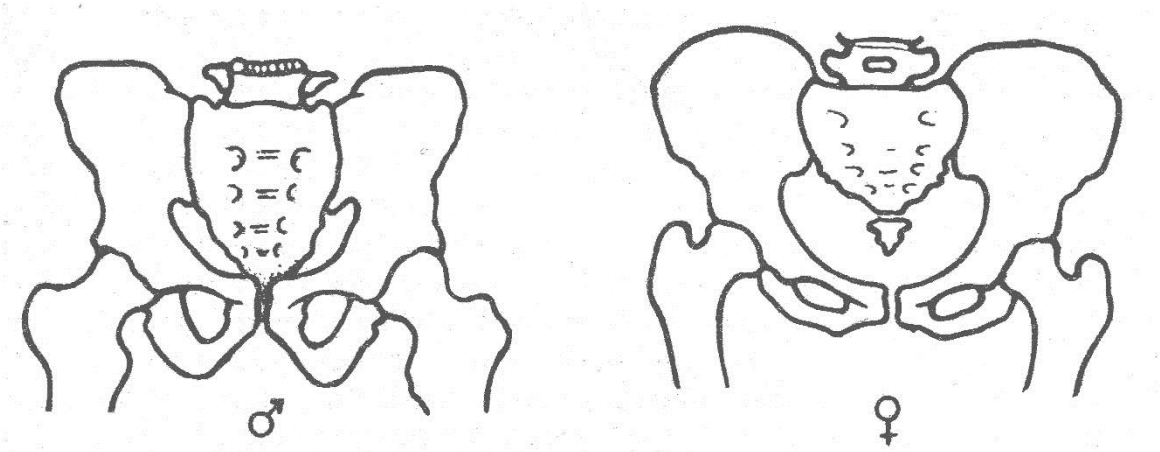


Obrázek 1 - Kostra pánve [1]



Obrázek 2 - Kost pánevní ze zevní strany, pravá končetina [1]

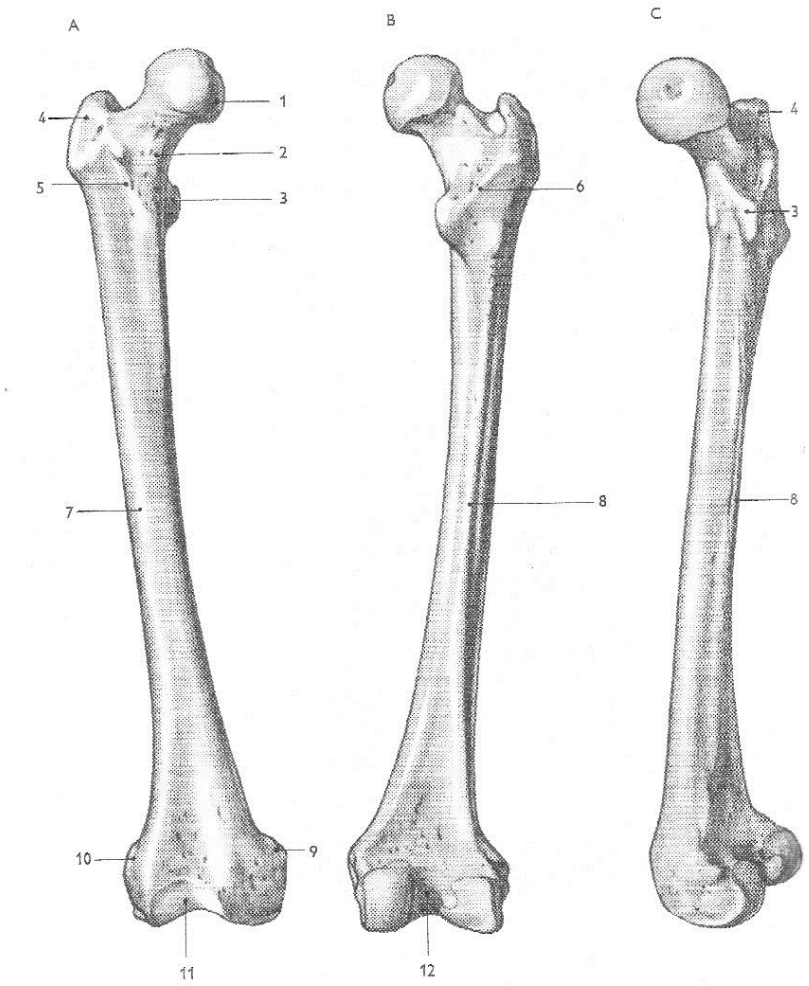
1 – lopata kosti kyčelní, 2 – hřeben kyčelní, 3 – přední trn kyčelní horní, 4 – přední trn kyčelní dolní, 5 – jamka kloubu kyčelního, 6 – hřeben kosti stydké, 7 – ucpaný otvor, 8 – hrbol sedací, 9 – malý zářez sedací, 10 – trn sedací, 11 – velký zářez sedací, 12 – zadní trn kyčelní horní



Obrázek 3 - Pohlavní rozdíly na pánvi [1]

1.1.2 Kostra volné dolní končetiny

Kostra volné dolní končetiny se skládá z kostry stehna, kostry bérce a z kostry nohy. Podkladem stehna je stehenní kost (*femur*). Je to dlouhá kost s tělem a dolním a horním koncem (Obrázek 4). Jedná se o nejmohutnější kost lidského těla. Na jejím horním konci je kulovitá hlavice stehenní kosti (*caput femoris*), která má rozsah dvou třetin kulové plochy. [1] Hlavice stehenní kosti zapadá do jamky kyčelního kloubu. [3] Hlavice je s tělem kosti spojena krčkem stehenní kosti (*collum femoris*). Tělo kosti je dopředu prohnuté a po jeho zadním obvodu sestupuje hrana, drsná čára (*linea aspera*), na niž se upínají četné svaly. Dolní konec stehenní kosti se rozšiřuje ve dva kloubní hrboly, zevní a vnitřní (*condylus lateralis* a *condylus medialis*).

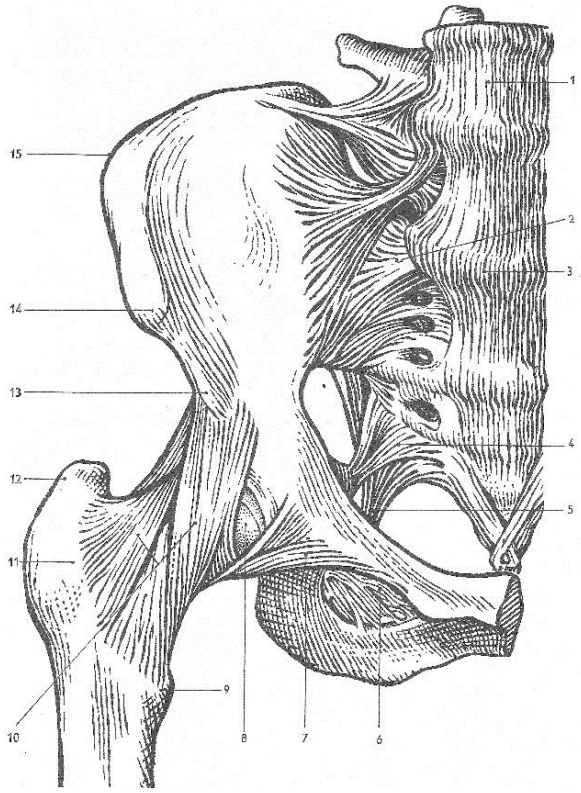


Obrázek 4 - Kost stehenní pravé končetiny [1]

A – zepředu, B – zezadu, C – z vnitřní strany
1 – hlavice kosti stehenní s jamkou pro vaz hlavice, 2 – krček kosti stehenní, 3 – malý chocholík, 4 – velký chocholík s jámou chocholíkovou, 5 – čára mezichocholíková, 6 – hrana mezichocholíková, 7 – tělo kosti stehenní, 8 – drsná čára, 9 – vnitřní hrbol kloubní s hrbolem nadkloubním, 10 – zevní hrbol kloubní s hrbolem nadkloubním, 11 – prohbí pro čéšku, 12 – jáma mezihrbolová

1.2 KYČELNÍ KLOUB

Místo spojení pánevní kosti a stehenní kosti se nazývá kyčelní kloub (Obrázek 5). Jedná se o omezený kulovitý kloub. Kloubní jamku tvoří acetabulum, o něco zvětšené chrupavčitým lemem. Kloubní chrupavka nekryje střed jamky a tak vzniká styčná poloměsíčitá plocha (*facies lunata*). Kloubní hlavicí je hlavice stehenní kosti. Je plošně jen o něco málo větší než acetabulum. [1] Kloubní pouzdro je silné a pevné, navíc je zesíleno několika vazy. Nejmohutnějším z nich je kyčlostehenní vaz, který je jedním z nejsilnějších vazů v lidském těle; jeho pevnost se odhaduje na 300 kg. [1]

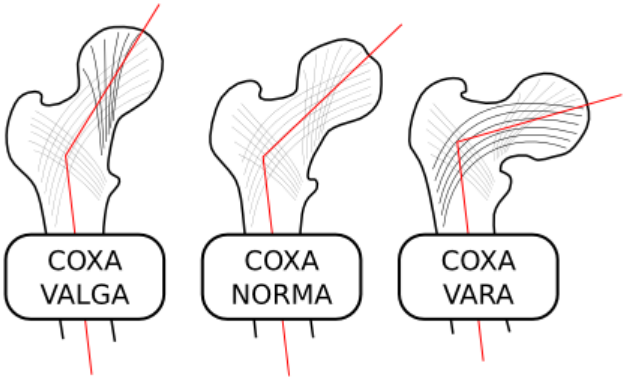


Obrázek 5 - Kloub kyčelní a spoje pánevní zepředu [1]

1 – čtvrtý obratel bederní, 2 – přední vazy křížokyčelní, 3 – předhoří, 4 – vaz křížotrnový, 5 – vaz křížohrbolový, 6 – blána vyplňující ucpaný otvor, 7 – vaz stydkokyčelní, 8 – hlavice kosti stehenní, 9 – malý chocholík kosti stehenní, 10 – vaz kyčlostehenní, 11 – čára mezichocholíková, 12 – velký chocholík kosti stehenní, 13 – přední trn kyčelní dolní, 14 – přední trn kyčelní horní, 15 – hřeben kyčelní

1.3 ONEMOCNĚNÍ POHYBOVÉHO APARÁTU

V praxi se setkáváme s různými onemocněními kyčelního kloubu. Již u dětských pacientů se můžeme setkat s nejrozšířenějším onemocněním zvaném **Morbus-Legg-Calvé-Perthes**. Tato choroba se vyznačuje špatným vývojem hlavice femuru. [2] Další dětskou chorobou je **coxa vara a coxa valga dospívajících** (Obrázek 6). Jedná se o deformaci krčku stehenní kosti, onemocnění se projevuje častěji u chlapců.



Obrázek 6 – Onemocnění coxa vara a coxa valga dospívajících [4]

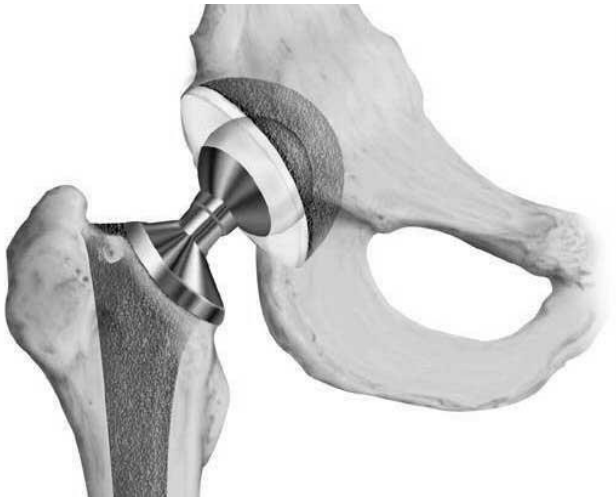
Mezi nejčastější onemocnění pozdějšího věku patří nejrůznější artritidy (různé druhy kloubních zánětů), mohou to být například: **osteoartritida** či **koxartróza** (artróza kyčelního kloubu [2]), která vzniká jako důsledek opotřebování kloubů věkem. Postihuje klouby, které jsou vystaveny větší námaze (kyčelní, kolenní, ramenní a krční oddíl páteře). Kosti se o sebe vzájemně třou v důsledku rozpadu chrupavky, která za normálního stavu tlumí mechanické nárazy. Toto onemocnění je doprovázeno velkými bolestmi a omezením pohybu člověka (postihuje asi 12% populace). Dalším onemocněním je **dna**. Jedná se o metabolickou nemoc, způsobenou nadměrnou koncentrací kyseliny močové v těle. Hlavní příčinou této nemoci je porucha odbourávání purinu, který je obsažen v některých potravinách, např.: maso, uzeniny, mléko, vejce. Konečným produktem metabolismu purinu je kyselina močová, jejíž krystalky se hromadí u kloubů, kde způsobují zánět a silné bolesti. **Revmatická artritida** vzniká zánětem membrány kloubu. Zánětem uvolněné enzymy natravují kloubní povrch, vzniká zjizvená tkáň, která postupně tvrdne a srůstá s kloubem.

Samostatnou kapitolou jsou **traumata kyčelních kloubů**. Jedná se o významný důvod k nahrazení kyčelního kloubu umělým. Nejčastější úrazy jsou způsobeny dopravními nehodami, zejména při vysokých rychlostech. I přes zvyšující se bezpečnost dopravních prostředků, je počet traumat kyčelních kloubů stále vysoký. K druhým nejčastějším příčinám zranění dochází při adrenalinových sportech. Nejvíce se v těchto případech objevují zlomeniny krčků stehenních kostí nebo výrazné poškození hlavic stehenních kostí či jamek pánevních kostí. Pokud není možná osteosyntéza za použití různých šroubů a kovových destiček, je použití umělé kloubní náhrady nevyhnutelné a jediné efektivní řešení k navrácení kvalitního života. [2]

2 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KYČELNÍHO KLOUBU

2.1 ÚVOD

Historie výměn kyčelních kloubů sahá již do 19. století, avšak hlavní průlom nastal v polovině 20. století, kdy se ukázalo, že pro úspěšnou léčbu je nutná náhrada obou kloubních povrchů (Obrázek 7). Z tohoto důvodu se také operace nazývá *totální*, neboli *úplná*, endoprotéza kyčelního kloubu. Tato operace je v dnešní době tak úspěšná, že bývá často označována jako operace století. Jde nejen o hlavní chirurgický zákrok v oblasti ortopedie, ale také o ekonomicky efektivní léčbu, která obnovuje a umožňuje bezbolestný pohyb pacientům, kteří museli podstoupit tuto operaci. V letech 2003 – 2012 bylo podle Národního registru kloubních náhrad (NRKN) provedeno přes sto tisíc primárních operací a přes třináct tisíc revizních operací (Tabulka 1). [6]



Obrázek 7 - Totální endoprotéza kyčelního kloubu [5]

Tabulka 1 - Počet primárních a revizních operací uvedených v NRKN [6]

Rok	**Primární operace**	**Revizní operace**
2003	5 640	1 025
2004	6 902	1 090
2005	9 570	1 289
2006	9 458	1 416
2007	9 495	1 452
2008	11 558	1 428
2009	11 681	1 354
2010	11 867	1 360
2011	12 433	1 488
2012	13 130	1 557
Celkem	**101 734**	**13 459**

2.2 POPIS OPERACE

Samotný chirurgický zákrok, jeho příprava a následná péče jsou rozděleny do několika následujících kroků.

Předoperační příprava

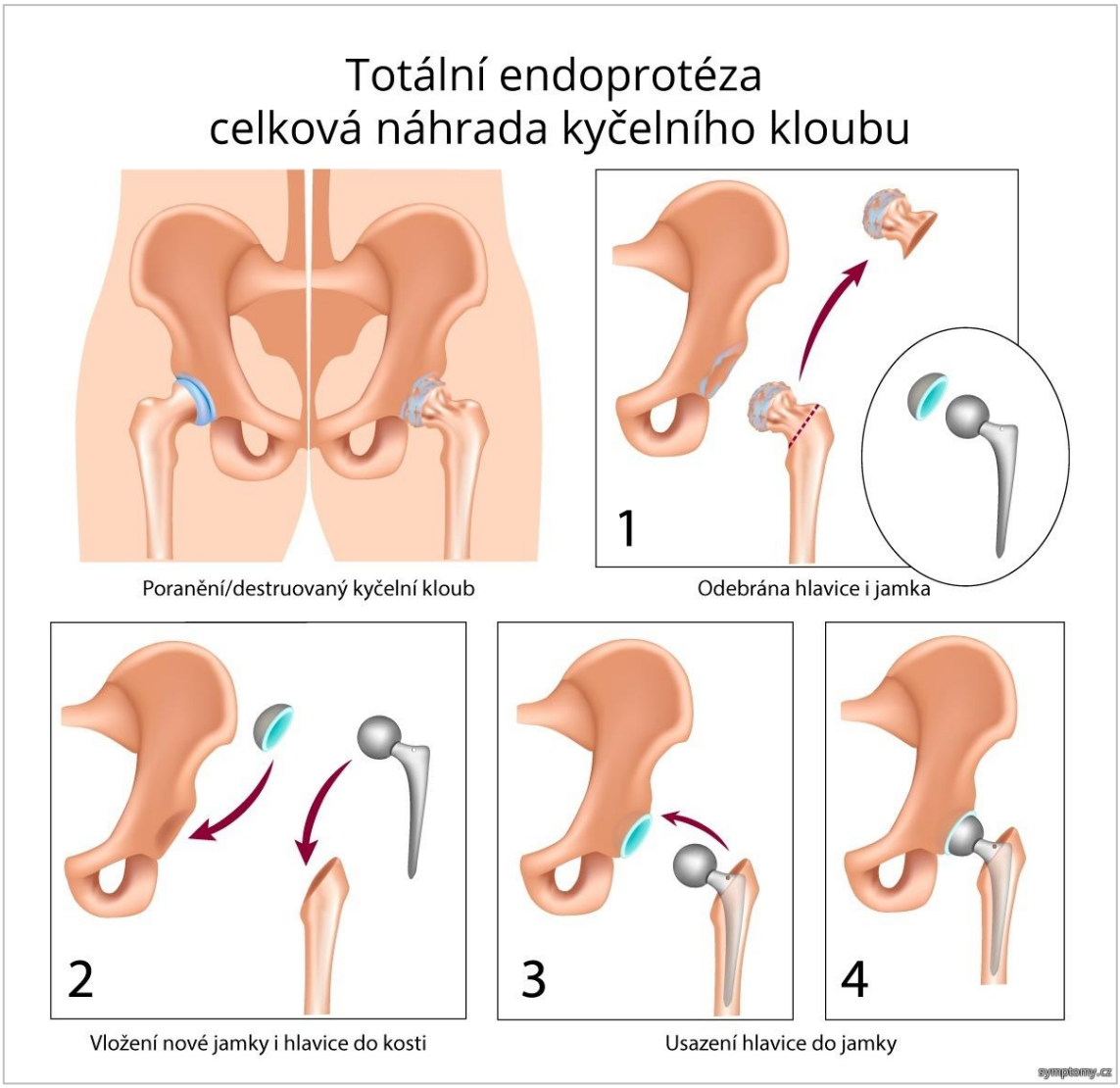
Před plánovaným operačním výkonem je pacient komplexně vyšetřen odborným interním lékařem. Součástí předoperační přípravy je i speciální vyšetření zubním a ORL lékařem. U pacientu, u nichž není kontraindikace, jsou odebrány autotransfúze na hematologickém oddělení (ty slouží k hrazení eventuálních ztrát po operaci).

Do předoperační přípravy zahrnujeme také redukci hmotnosti a rehabilitaci směřující k posílení kolem kloubního svalstva, nácvik chůze o berlích a dechovou gymnastiku. Den před plánovaným výkonem je pacient přijat na ortopedické oddělení, kde je znova vyšetřen lékařem. Pacient podpisuje pozitivní revers (souhlas s operací). [7]

Operace

V den operace je pacientovi podána intravenózně profylaktická dávka antibiotik a další medikace, dle zvyklosti zdravotnického zařízení. Do 20 minut po podání premedikace je přepraven na operační sál, kde je napolohován pod dohledem operatéra. Operuje se v poloze na boku.

Po přípravě operačního pole se upraví acetabulum pomocí kostní struhadlové frézy upnuté do nástavce. Nejprve se použije fréza o velikosti neopracovaného chrupavčitého lůžka. Postupně se používají větší frézy odstupňované po $2\ mm$ dokud není odstraněna chrupavka (tvrdá kost musí být obnažena v celém rozsahu). Následuje kontrola opracovaného acetabula šablonou. Okraje šablony musí odpovídat kostěnému okraji, aby bylo dosaženo plného krytí pláště necementované jamky. [11] Plášť necementované jamky, jehož průměr musí být o 2 mm větší, než průměr největší použité frézy, se zavádí pomocí zavaděče pláště jamky. Před konečným vsazením polyetylenové artikulační vložky zkontrolujeme čistotu vnitřku pláště, aby bylo zaručeno dokonalé dosednutí vložky a tím i správná funkce drátěné zajišťovací pojistky. [11] V další fázi je frézována dutina kosti stehenní a implantován dřík dané velikosti (Obrázek 8). Po vyzkoušení stability endoprotézy uzavíráme ránu po vrstvách. Délka výkonu je zpravidla 90 minut. [7]



Obrázek 8 - Popis operace [8]

Pooperační péče

Po operaci je pacient sledován na jednotce intenzivní péče, kde je monitorován, jsou mu podávány léky, bolest je tlumena analgetiky. Případné krevní ztráty jsou hrazeny.

Druhý pooperační den je pacient přeložen na standardní ortopedické oddělení. Od 2. dne začíná rehabilitace pod vedením zkušeného fyzioterapeuta, jejímž cílem je obnovit rozsah pohybu operovaného kloubu, mobilizace pacienta včetně nácviku chůze o berlích a obnovení základních pohybových stereotypu s důrazem na bezpečné pohyby v kyčelním kloubu (prevence vykloubení endoprotézy). [7] Mezi zakázané pohyby patří zevní rotace a flexe nad 90°. [8]

Zakázané činnosti

- Nesedět nikdy tak, aby v kyčli byl větší než pravý úhel
- Neshýbat se, nepředklánět se
- Nedávat nohu přes nohu
- Nepřetáčet se na lůžku bez polštáře mezi koleny
- Nepoužívat při chůzi pantofle
- Neřídit 6 týdnů po operaci auto
- Neobouvat ani ponožky ani boty sám
- Vyvarovat se sportům jako je jízda na koni, běh, skok, lyžování

Doporučené činnosti

- Navštěvovat lékaře i s běžnými infekcemi
- Každodenní procházky
- Jízda na rotopedu se zvýšeným sedátkem
- Plavání, cvičení v bazénu
- Pravidelné cvičení

2.3 POUŽÍVANÉ MATERIÁLY

Hlavním principem operace je tedy nahrazení poškozeného kyčelního kloubu umělou kyčelní jamkou a stehenní hlavicí. Jedná se o substituci přirozeného kloubního povrchu, proto je zde kladen důraz na kvalitu a vlastnosti použitých materiálů, zejména pak: nízké tření, odolnost vůči opotřebení a vůči zatížení mechanickými kmity. Stehenní hlavice je zakotvena ve stehenní kosti pomocí dříku. Umělá kyčelní jamka je ukotvena v pánvi a skládá se z pláště a vložky, která poskytuje nosnou plochu kloubního spojení. Tento stavebnicový design umožňuje použití různých materiálů s vlastnostmi vhodnými pro jejich funkci (Obrázek 9).

Používané materiály se kombinují za účelem vyhovět požadavkům kloubového spojení. Často používané materiálové kombinace jsou kov-kov, keramika-keramika nebo klasická kombinace kov-polyetylen. Jedná se o kombinace materiálů používaných pro dřík a kyčelní jamku. Dřík je často vyráběn z titanových slitin, kobalt-chrom-molybdenových slitin nebo nerezové oceli. To jsou jediné materiály, které poskytují dostatečnou mechanickou pevnost. Z těchto materiálů se také vyrábějí stehenní hlavice. Kyčelní jamky se nejčastěji vyrábějí z UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene) kvůli snížení tření, ale na úkor vyšší míry opotřebení. Toto opotřebení může být značně sníženo strukturním zesítěním materiálu gama nebo beta radiačním zářením. Jamkový plášť musí poskytovat dobrou mechanickou stabilitu, a proto se většinou vyrábí ze slitin titanu (Ti_4Al_6V). [9]

Obrázek 9 - Stavebnicový design implantátu [11]

2.4 KONSTRUKČNÍ KRITÉRIA PRO NÁHRADY KYČELNÍCH KLOUBŮ

Endoprotézy dělíme podle ukotvení v kosti na cementované endoprotézy, kde kyčelní jamka i dřík jsou fixovány kostním cementem. U cementovaných dříků se vytváří tenká homogenní vrstva kostního cementu mezi dříkem a stehenní kostí za účelem plynulého přenosu zatížení. Aby se zabránilo prasknutí cementu, cementované dříky musí být tuhé a musí se vyznačovat hladkým povrchem (Obrázek 10). Cementace je výhodou pro starší pacienty s méně biologicky aktivní kostní tkání a pro pacienty s kostními vadami. Další výhodou jsou dlouholeté zkušenosti a relativně snadná operace. U mladých a aktivních pacientů se tato metoda ukazuje jako nevhodná, protože po 10 až 15 letech dochází u většiny pacientů k uvolňování implantátů a je nutná revizní operace. [2]

Obrázek 10 - Cementovaná endoprotéza [10]

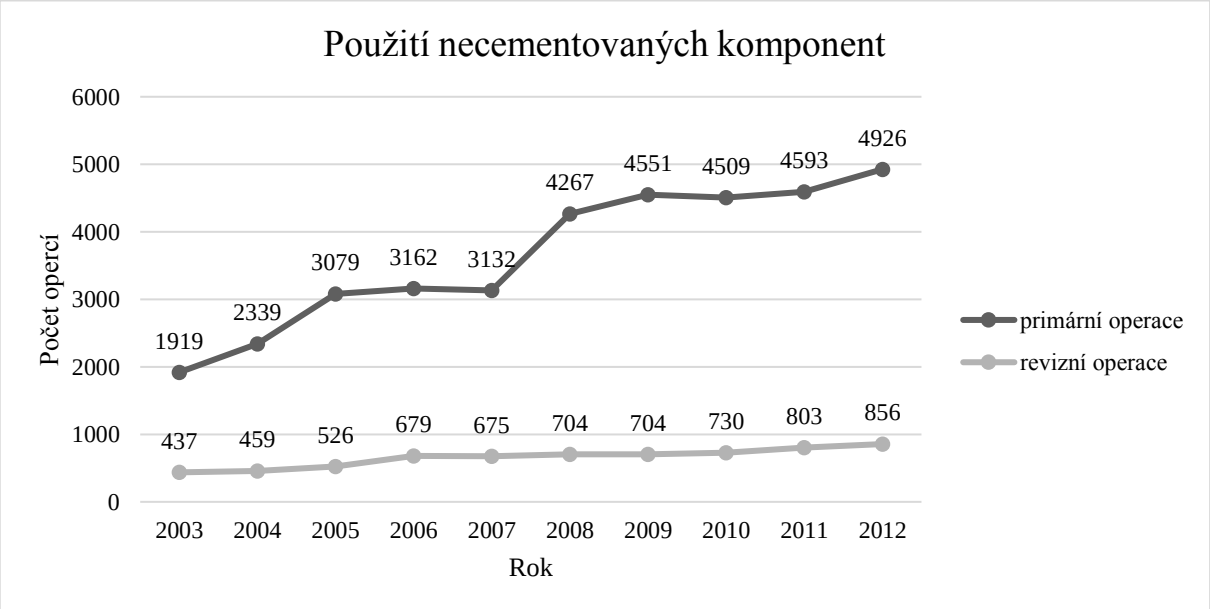
Dále se dělí na necementované a hybridní endoprotézy. Necementované jsou fixovány v kosti svým tvarem a zpracováním povrchu. Hybridní jsou kombinací předchozích variant, zpravidla je dřík cementován a kyčelní jamka není (Obrázek 11).

Obrázek 11 - Hybridní endoprotéza [12]

Necementované dříky se vyznačují hrubými a často potaženými povrchy, aby umožnili prorůstání nově vytvořené kostní tkáně (Obrázek 12). Necementované jamky jsou konstruované tak, aby v kosti kloubu drželi tzv. samosvorností bez užití kostního cementu. Využívá se systém press-fit, kde je přesah maximálně dva milimetry na průměr. Tento způsob vyžaduje biologicky aktivní kostní tkáň.[9]

Obrázek 12 - Necementovaná endoprotéza [17]

Počet operací, které byly provedeny s použitím necementovaných komponent, znázorňuje následující graf (Graf 1). Z grafu je patrné, že trend využití této metody stoupá. [6]



Graf 1 - Použití necementovaných komponent [6]

Větší průměr femorální hlavice zlepšuje stabilitu kyčelního kloubu a zvyšuje rozsah pohybu, ale její velikost je omezena anatomickou konstrukcí a mechanickými vlastnostmi materiálu, použitého na acetabulární jamku. Teoretické výhody velkého průměru femorální hlavice nemohou být realizovány v mnoha případech i z důvodu uvolnění velkého množství iontů a nečistot z opotřebení. [9]

2.5 PRIMÁRNÍ IMPLANTACE A REVIZNÍ OPERACE

Pro dlouhodobé výsledky operace je nezbytný vhodný výběr typu a provedení endoprotézy. Zásadní význam mají odborné znalosti a praxe chirurga ortopeda, který zákrok vykonává. Dalším aspektem je zdravotní stav pacienta, jeho pooperační fyzické aktivity a zejména pak jeho pohlaví. Zastoupení pohlaví u primárních implantací i revizních operací je výrazně ve prospěch žen (Tabulka 2). [6]

Tabulka 2 - Počet primárních a revizních operací [6]

Rok	Primární operace		Revizní operace	
	Muži	**Ženy**	**Muži**	**Ženy**
2003	2 184	3 456	304	721
2004	2 698	4 204	371	719
2005	3 776	5 794	423	866
2006	3 699	5 759	525	891
2007	3 815	5 680	537	915
2008	4 739	6 819	526	902
2009	4 854	6 827	513	841
2010	4 819	7 048	550	810
2011	5 233	7 200	540	948
2012	5 451	7 679	624	933
Celkem	**41 268**	**60 466**	**4 913**	**8 546**

Následující tabulka (Tabulka 3) ukazuje, jaké počty resp. procento nemocných, bylo za sledované období revidováno opakovaně. Téměř 10 % nemocných bylo re-revidováno a 0,15 % nemocných dokonce 5 a vícekrát. Smutným národním rekordem v tomto směru je 7 operací jediné kyčle ve sledovaném období. [6]

Tabulka 3 - Počet re-revizních operací [6]

Revize	**Počet**	**%**
1.	11923	88,59
2.	1256	9,33
3.	206	1,53
4.	54	0,40
5. a vícekrát	20	0,15
celkem	**13459**	**100,00**

Jako nejčastější důvod revizních operací se uvádí ztráta acetabulární komponenty, což podle NRKN, v letech 2003 až 2012, činilo 38,15 % z počtu operací. [6] Mezi další důvody se řadí ztráta femorální komponenty, dále opakovaná vykloubení nebo hluboká infekce. Tyto čtyři komplikace tvoří dohromady téměř tři čtvrtiny všech možných příčin revizních operací. Až u čtvrtiny případů revizních operací se vyměňují pouze acetabulární komponenty.

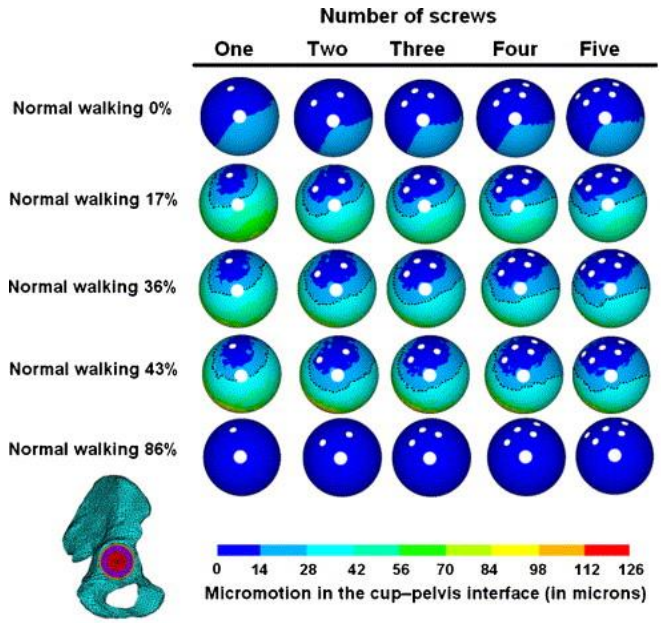
3 REŠERŠE

V další kapitole této práce byly nastudovány informace z dostupných odborných studií o různých metodách zjišťování vlastností spojení náhradní kyčelní jamky a kosti. Úspěch necementovaných implantátů závisí na prorůstání kosti do pórovité vrstvy náhradní kyčelní jamky. Tento děj je omezován relativním mikro-pohybem mezi kostí a implantátem, ke kterému dochází během běžných pacientových pohybových aktivit. Když je při operaci a bezprostředně po ni zajištěna stabilita kloubní náhrady, je tento pohyb omezen a dochází tak k lepšímu spojení obou povrchů. Počáteční stabilita je důležitým faktorem, který významně ovlivňuje dlouhodobou úspěšnost operace. Jednou z hlavních příčin ztrát necementovaných kyčelních implantátů je právě zmíněná nedostatečná počáteční stabilita. Následuje několik odborných vědeckých studií, které se touto problematikou zabývají:

1) Jui-Ting HSU a kol. *The number of screws, bone quality, and friction coeficient affect acetabular cup stability*. Science Direct 2006. [13]

V překladu do českého jazyka má tato studie název: *Počet šroubů, kvalita kosti a součinitel tření ovlivňující stabilitu náhradní kyčelní jamky*. Ve studii je použit tří dimenzionální konečno-prvkový model pánve a umělé kyčelní jamky. Byl použit ke zjištění primární stability spojení těchto komponent na základě počtu použitých šroubů, kvality kosti a koeficientu tření umělé kyčelní jamky při normální chůzi. Jako výchozí model je použita komerčně přístupná hemisférická jamka s pěti závitovými dírami. Tuhost pánve a koeficient tření byly systematicky měněny v rámci realistického rozsahu, aby bylo možné posoudit primární stabilitu kloubního implantátu.

Simulace ukázali, že vložené šrouby poskytují pouze lokální redukci relativního mikro pohybu mezi jamkou a pánví. Vkládání několika šroubů blízko sebe nejspíš nebude tak výhodné jak se očekávalo (Obrázek 13). Vztah mezi změnami pánevní tuhosti a primární stabilitou implantátu je nelineární. Kvalitní a zdravá kost zajišťuje dobrou podporu pro fixaci necementovaných implantátů. Koeficient tření nehraje tak významnou roli v odolnosti kloubního povrchu proti relativnímu mikro-pohybu jako faktor kvality kosti. [13]



Obrázek 13 - Relativní mikro-pohyby pro různý počet šroubů a zatížení [13]

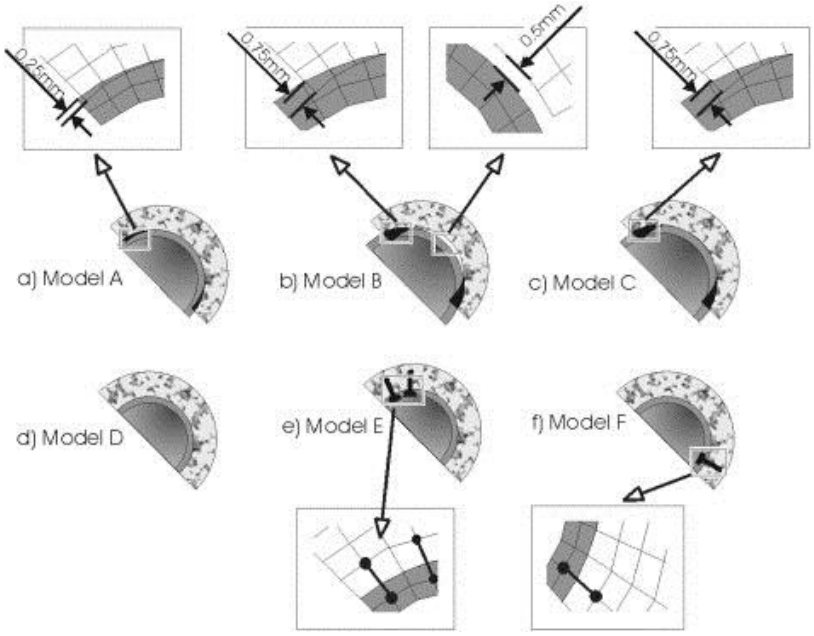
2) Keith A. FEHRING a kol. *Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces*. The Journal of Arthroplasty 2013. [14]

V překladu do českého jazyka má tato studie název: *Počáteční stabilita acetabulárních press-fit komponent zatížených rotačními silami.* Hlavním cílem této studie je určit primární press-fit stabilitu u acetabulárních komponent bez fixace pomocí šroubů. Mechanické testování implantátu bylo provedeno na vzorcích kadáverů[1]. Mezi jamkou s přesahem 1 mm a jamkou s přesahem 2 mm nebyly při zatížení nalezeny žádné významné rozdíly. Nicméně zde byly významné rozdíly v požadovaných ohýbacích silách, které vyvolají pohyb $150\ \mu m$, ty se pohybovaly od $49{,}3\ N$ do $214{,}4\ N$. [14] Tato studie ukazuje, že jamky implantované v press-fit provedení, které je vnímáno jako klinicky stabilní, mají vysoký stupeň proměnlivosti odporu vůči zátěži a mohou tak být vystaveny riziku uvolnění. Závěrem je řečeno, že je potřeba více objektivní intra-operativní techniky pro testování stability náhradní jamky kyčelního kloubu.

[1] kadáver – tělo zemřelého

3) Iain R. SPEARS a kol. *The effect of interfacial parameters on cup–bone relative micromotions: A finite element investigation*. Journal of Biomechanics 34 (2001) 113-120. [15]

V překladu do českého jazyka má tato studie název: *Vliv styčných parametrů na relativní mikro-pohyb mezi jamkou a kostí: vyšetřováno metodou konečných prvků*. Dosažení počáteční stability je nezbytným předpokladem, který umožní prorůstání kostní tkáně do porézní vrstvy necementovaného implantátu acetabulární komponenty. Cílem této studie bylo odhadnout dopady styčných charakteristik na relativní cyklické mikro-pohyby mezi jamkou a kostí během chůze v bezprostřední pooperační fázi. Použitou technikou byla analýza pomocí metody konečných prvků. Šest modelů s různými styčnými charakteristikami bylo vytvořeno za účelem studie fixačních účinků různých technik. Těchto šest modelů je reprezentováno acetabulární komponentou s přesahem $1\,mm$ a s přesahem $2\,mm$ (s nebo bez počáteční polární mezery) a komponenty přesnými podmínkami (exact-fit), tzn. bez přesahu (s nebo bez přídavné fixace pomocí šroubů), (Obrázek 14).

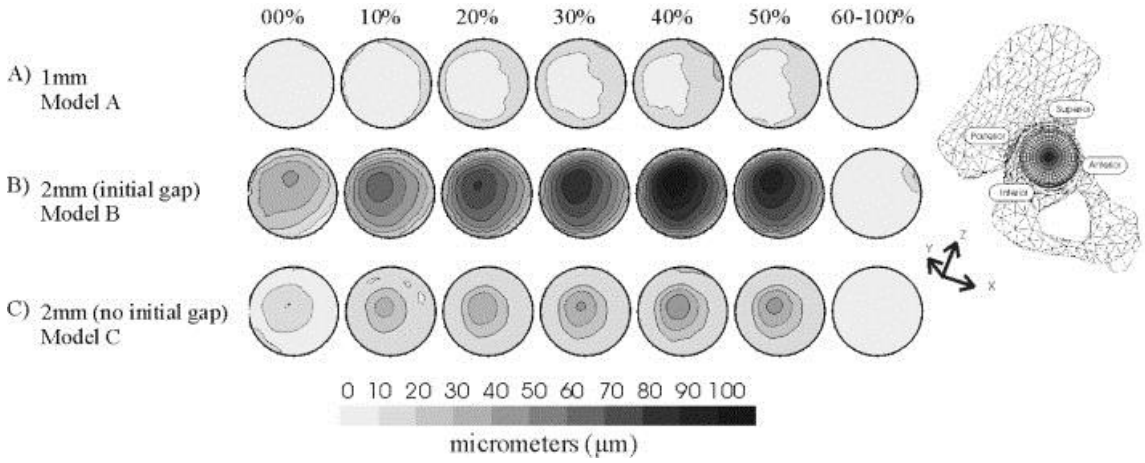


Obrázek 14 - Simulace press- a exact-fit komponent [15]

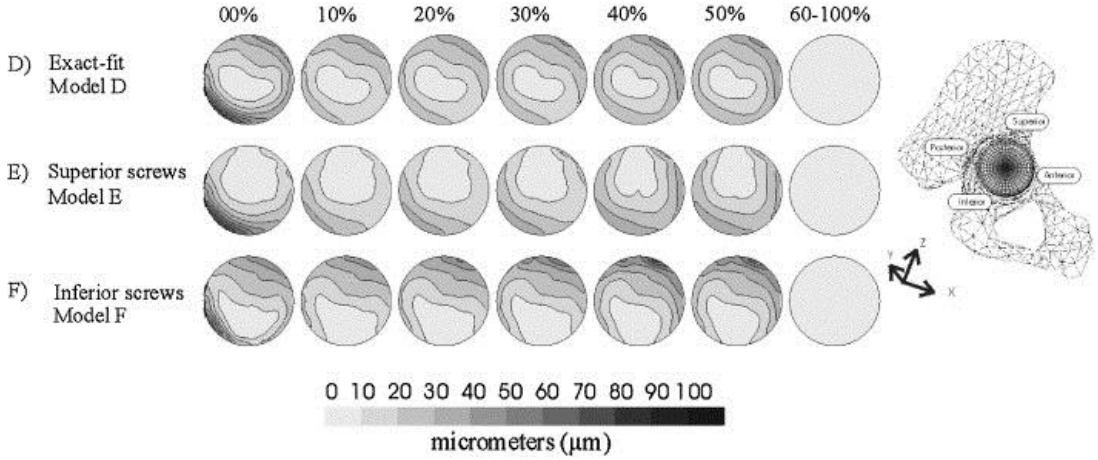
I když nebyla provedena přímá validace modelu, vypočtené mikro-pohyby při statickém zatížení $1\,112\,N$ jsou srovnatelné s příslušnými experimentálními daty. Obecně platí, že tento model má tendenci podceňovat mikro-pohyby. Toho podcenění je významné pouze v případě relativních mikro-pohybů v polárních oblastech a to pro modely s nízkým nebo žádným kontaktem. Nejpravděpodobnější příčinou tohoto

výrazného podcenění je selhání modelu v oblasti, kde je nutné přesně reprezentovat pronikání hrubých kontaktů s povrchem pod tlakem. Jiné typy mikro-pohybů, třebaže je malé, jsou v rámci standardních odchylek oznámených Kwong et al. (1994 Journal of arthroplasty 9, 163-170). [15]

U modelů A, B a C (Obrázek 15) dosáhly celkové mikro-pohyby, během simulovaného cyklu chůze, nejvyšších hodnot na nejvyšší síle v 40% chůze (tj. před zvednutím palce ze země). Mikro-pohyby jsou největší na pólu a nejnižší na obvodu. Hodnoty v modelu A zůstávají relativně nízké při porovnání s modely s větším přesahem (modely B a C). Při porovnání press-fit a exact-fit modelů jsou relativní mikro-pohyby u přesných komponent obecně nižší (Obrázek 16) a skutečný vliv fixace šrouby je obtížné izolovat. Nejvyšší mikro-pohyby ve všech případech exact-fit modelů se vyskytují na obvodu v 0% chůze (tj. stání na patě).



Obrázek 15 - Relativní mikro-pohyby u modelů s přesahem [15]



Obrázek 16 - Relativní mikro-pohyby u přesných modelů [15]

4 NÁVRH KONSTRUKCE

Jedním z hlavních cílů práce je návrh a realizace zařízení pro měření tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti.

Toto zařízení svou funkcí nahrazuje manuální fixaci náhrady kyčelní jamky do kosti, které je realizováno údery chirurgického kladívka. Navrhované zkušební zařízení funguje na principu bucharu. Energie úderu chirurga kladívkem je zde nahrazena závažím, které je po lineárním vedení spuštěno z předem definované výšky. Tento princip eliminuje lidský faktor a zajišťuje opakovatelnost experimentů. Síla dopadu závaží je měřena siloměrem, axiální posuv náhrady kyčelní jamky je měřen digitálním posuvným měřidlem.

4.1 KONCEPT ZAŘÍZENÍ

Je nutné, aby konstrukce splňovala základní předpoklady a zásadní kritéria:

- Simulace chirurgického zákroku
- Jednoduché provedení při zachování tuhosti rámové konstrukce
- Ekonomická nenáročnost
- Snadná manipulace s možností přepravy
- Snadná montáž a demontáž
- Případné možnosti výměny použitých součástí
- Opakovatelnost měření

4.2 SESTAVENÍ ZAŘÍZENÍ

1.1. K základové desce (1) jsou přišroubovány upínací desky (2) pomocí šroubů s T-hlavou a k nim příslušných matek (13).

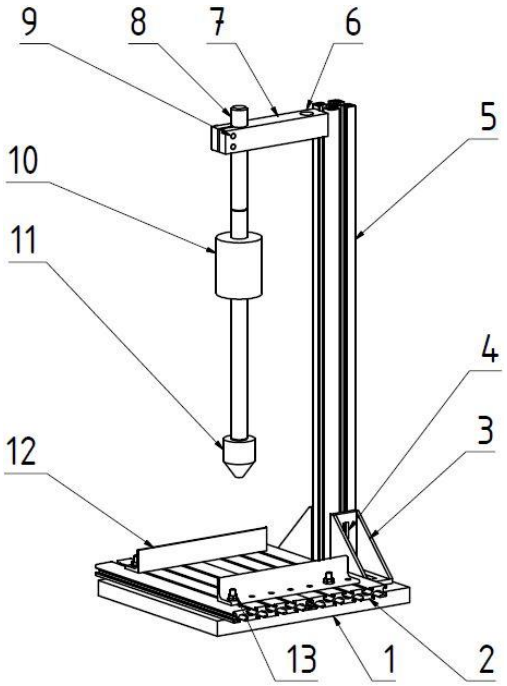
1.2. Dále je k základové desce připevněn rám (5). V případě tohoto spojení bylo využito úhelníků (3) s upínací sadou, kterou tvoří osm šroubů a k nim příslušné matky (4).

1.3. K rámu je připojena konzole (7). Toto spojení zajišťuje rychloupínací spojka (6). Vazba mezi rámem a konzolí je, dle potřeby, posuvná ve svislém směru.

1.4. Do konzole je vsunuto lineární vedení (8). Mezi konzolí a tyčí lineárního vedení je vytvořeno svorné spojení, které vznikne utažením šroubů s vnitřním šestihranem (9).

1.5. Na lineární vedení je nasunuté závaží (10) a spojka (11) se nastrčí na spodní konec lineárního vedení.

1.6. Přípravek, pro ukotvení objektu k upínací desce, je v tomto případě tvořen dvěma L-profily (12), které se připevní k upínací desce pomocí šroubů s T-hlavou (13).



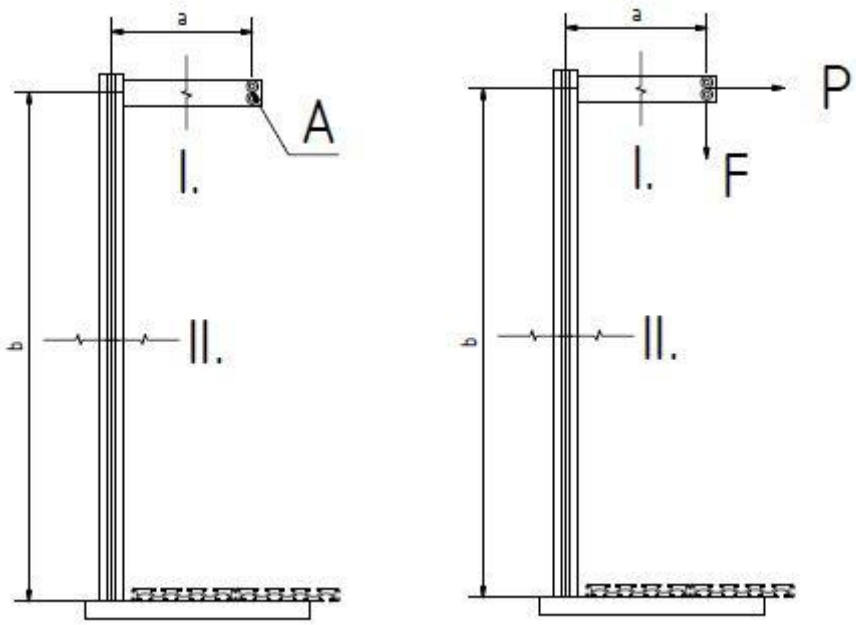
Obrázek 17 - Sestavení zařízení

Tabulka 4 - Seznam použitých komponent (Obrázek 17)

1.	Základová deska	Příloha C	1	ks
2.	Upínací deska	Profil 8 15x120 Systém 45, ASKMT	2	ks
3.	Úhelník	Úhelník 40x80 - N 10, ASKMT	2	ks
4.	Šrouby a matice M8	M8x26 - N 10, ASKMT	8	ks
5.	Rám	Profil 10 40x40L - Systém 45, ASKMT	1	ks
6.	Rychloupínací spojka	Rychloupínací spojka 45 - Form 90° - N 10	1	ks
7.	Konzole	Příloha D	1	ks
8.	Tyč lineárního vedení	Příloha E	1	ks
9.	Šrouby ISO 4762	ISO 4762 M8x30	2	ks
10.	Závaží	Vnitřní průměr 20 mm, váha 1,36 kg	1	ks
11.	Spojka	Příloha F	1	ks
12.	L-profil	Železářství Letná, Liberec	2	ks
13.	Šrouby a matice M6	M6x20 - N8, ASKMT	12	ks

5 VÝPOČET POSUVŮ RÁMOVÉ KONSTRUKCE

Jedním z požadavků zkušebního zařízení je celková tuhost zařízení. Základním předpokladem jsou minimální posuvy a sklon lineárního vedení. Výpočet je realizován pomocí Castigliánových vět pro výpočet posuvů. V první části postupu výpočtu jsou realizovány dva řezy s označením $I.$ a $II.$ (Obrázek 18), ve kterých je vypočtena deformační energie. V druhé části se obecně určí celková deformační energie (5.14), která se použije k výpočtu posuvů ve vodorovném směru (5.20) a ve svislém směru (5.26). Výsledkem popsaného výpočtu je celkový posuv bodu A (5.29) v obecném směru.



Obrázek 18 - Umístění bodu A, sil a řezů

Rám se skládá ze dvou hlavních částí: z hliníkového profilu a z duralové konzole. Tyto dvě části jsou spojeny rychloupínací spojkou, pro zjednodušení výpočtu je spojení považováno za tuhé.

5.1 VÝPOČET POSUVŮ

Při statickém zatížení jsou konzole a rám namáhány na ohyb vahou tyče lineárního zařízení, která má hmotnost $m = 1{,}56\ kg$. Síla, kterou tíha tyče vyvolá, se nazývá F.

$$F = m \cdot g = 1{,}56 \cdot 9{,}81 = 15{,}30\ N \qquad (5.1)$$

Hodnoty jednotlivých veličin jsou uvedeny v následující tabulce (Tabulka 5):

Tabulka 5 - Hodnoty veličin

	Konzole (1)	Hliníkový profil (2)
Youngův modul pružnosti E $[N\ mm^{-2}]$	72 500	70 000
Kvadratický moment průřezu J_y $[mm^4]$	67 500	91 000
Délky úseků $[mm]$	143	590

Castigliánova věta pro posun bodu A ve svislém směru:

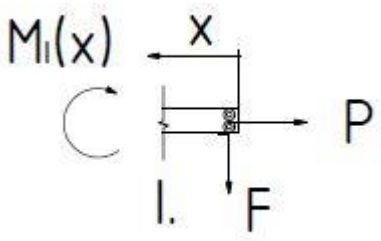
$$w = \frac{\partial U}{\partial F} \tag{5.2}$$

Castigliánova věta pro posun bodu A ve vodorovném směru:

$$u = \frac{\partial U}{\partial P} \tag{5.3}$$

Síla P ve vodorovném směru nepůsobí, ale je nezbytná pro danný postup výpočtu, proto $P = 0\ N$. Provedeme řezy jednotlivých místech nosné konstrukce a určíme ohybové momenty. (Obrázek 19, Obrázek 20).

První interval: $x \in \langle 0, a \rangle$

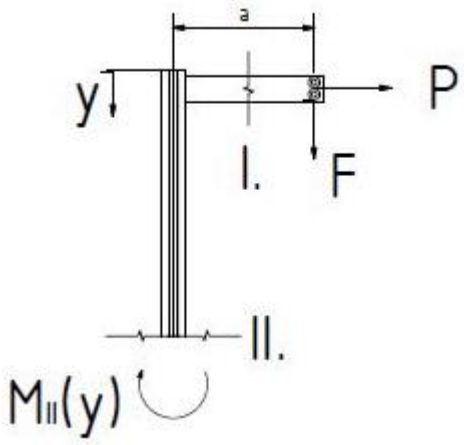


Obrázek 19 - První interval

$$M_I(x) + F \cdot x = 0 \tag{5.4}$$

$$M_I(x) = -F \cdot x \tag{5.5}$$

Druhý interval: $y \in \langle 0, b \rangle$



Obrázek 20 - Druhý interval

$$M_{II}(y) + P \cdot y + F \cdot a = 0 \tag{5.6}$$

$$M_{II}(y) = -P \cdot y - F \cdot a \tag{5.7}$$

Deformační energie na prvním intervalu:

$$U_I = \int_0^a \frac{M_I^2(x)}{2 \cdot E_1 \cdot J_{y1}} dx \tag{5.8}$$

$$U_I = \int_0^a \frac{F^2 \cdot x^2}{2 \cdot E_1 \cdot J_{y1}} dx \tag{5.9}$$

Deformační energie na druhém intervalu:

$$U_{II} = \int_0^b \frac{M_{II}^2(y)}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.10}$$

$$U_{II} = \int_0^b \frac{(-P \cdot y - F \cdot a)^2}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.11}$$

$$U_{II} = \int_0^b \frac{P^2 \cdot y^2 + 2 \cdot P \cdot y \cdot F \cdot a + F^2 \cdot a^2}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.12}$$

Celková deformační energie:

$$U = U_I + U_{II} \tag{5.13}$$

$$U = \int_0^a \frac{F^2 \cdot x^2}{2 \cdot E_1 \cdot J_{y1}} dx + \int_0^b \frac{P^2 \cdot y^2 + 2 \cdot P \cdot y \cdot F \cdot a + F^2 \cdot a^2}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.14}$$

Posuv ve vodorovném směru:

$$u = \frac{\partial U}{\partial P} = \int_0^b \frac{P \cdot y^2}{E_2 \cdot J_{y2}} dy + \int_0^b \frac{F \cdot a \cdot y}{E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.15}$$

Dosadíme za sílu ve vodorovném směru: $P = 0\ N$.

$$u = \int_0^b \frac{F \cdot a \cdot y}{E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.16}$$

$$u = \left[\frac{F \cdot a \cdot y^2}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} \right]_0^b \tag{5.17}$$

$$u = \frac{F \cdot a \cdot b^2}{2 \cdot E_2 \cdot J_{y2}} \tag{5.18}$$

$$u = \frac{15{,}30 \cdot 143 \cdot 590^2}{2 \cdot 70\,000 \cdot 91\,000} \tag{5.19}$$

$$u = 0{,}0598\ mm \tag{5.20}$$

Posuv ve svislém směru:

$$w = \frac{\partial U}{\partial F} = \int_0^a \frac{F \cdot x^2}{E_1 \cdot J_{y1}} dx + \int_0^b \frac{P \cdot y \cdot a}{E_2 \cdot J_{y2}} dy + \int_0^b \frac{F \cdot a^2}{E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.21}$$

Dosadíme za sílu ve svislém směru: $P = 0\ N$.

$$w = \int_0^a \frac{F \cdot x^2}{E_1 \cdot J_{y1}} dx + \int_0^b \frac{F \cdot a^2}{E_2 \cdot J_{y2}} dy \tag{5.22}$$

$$w = \left[\frac{F \cdot x^3}{3 \cdot E_1 \cdot J_{y1}} \right]_0^a + \left[\frac{F \cdot a^2 \cdot y}{E_2 \cdot J_{y2}} \right]_0^b \tag{5.23}$$

$$w = \frac{F \cdot a^3}{3 \cdot E_1 \cdot J_{y1}} + \frac{F \cdot a^2 \cdot b}{E_2 \cdot J_{y2}} \tag{5.24}$$

$$w = \frac{15{,}30 \cdot 143^3}{3 \cdot 72\,500 \cdot 67\,500} + \frac{15{,}30 \cdot 143^2 \cdot 590}{70\,000 \cdot 91\,000} \tag{5.25}$$

$$w = 0{,}0320\ mm \tag{5.26}$$

Celkový posuv:

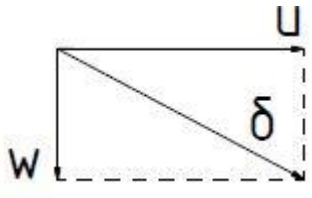
$$\delta = \sqrt{u^2 + w^2} \tag{5.27}$$

$$\delta = \sqrt{0{,}0598^2 + 0{,}0320^2} \tag{5.28}$$

$$\boxed{\boldsymbol{\delta = 0{,}0678\ mm}} \tag{5.29}$$

Závěr:

Hodnota celkového posuvu $\delta = 0{,}0678\ mm$ je malá a vzhledem k velikosti zařízení zanedbatelná. Neovlivňuje správnost měření. Výpočtem byla ověřena odolnost rámové konstrukce proti ohybu.



Obrázek 21 - Znázornění posuvů

5.2 VÝPOČET HMOTNOSTI ZÁVAŽÍ

Požadovaná energie dopadu je $E_p = 4\,J$, což zhruba odpovídá energii, kterou chirurg při operaci manuálně vpravuje jamku do kosti pacienta.

$$E_p = m \cdot g \cdot h \tag{5.30}$$

Vyjádříme hmotnost závaží z výrazu (5.30). Výška, ze které padá závaží je $h = 300\ mm$.

$$m = \frac{E_p}{g \cdot h} = \frac{4}{9{,}81 \cdot 0{,}3} = 1{,}36\ kg \tag{5.31}$$

6 EXPERIMENTÁLNÍ PROTOKOLY

Hlavní část této práce je popsána v této kapitole – experimentální protokoly pro analýzu dopadu a modální analýzu rámu navrženého zařízení. Měření byla provedena v Laboratoři medicínských modelů na Katedře mechaniky, pružnosti a pevnosti TUL, která slouží k výzkumu biomedicínského charakteru. Podrobné informace o měření jsou popsány v příloze A.

6.1 ANALÝZA DOPADU

Datum měření: 9. 6. 2016

Úloha:

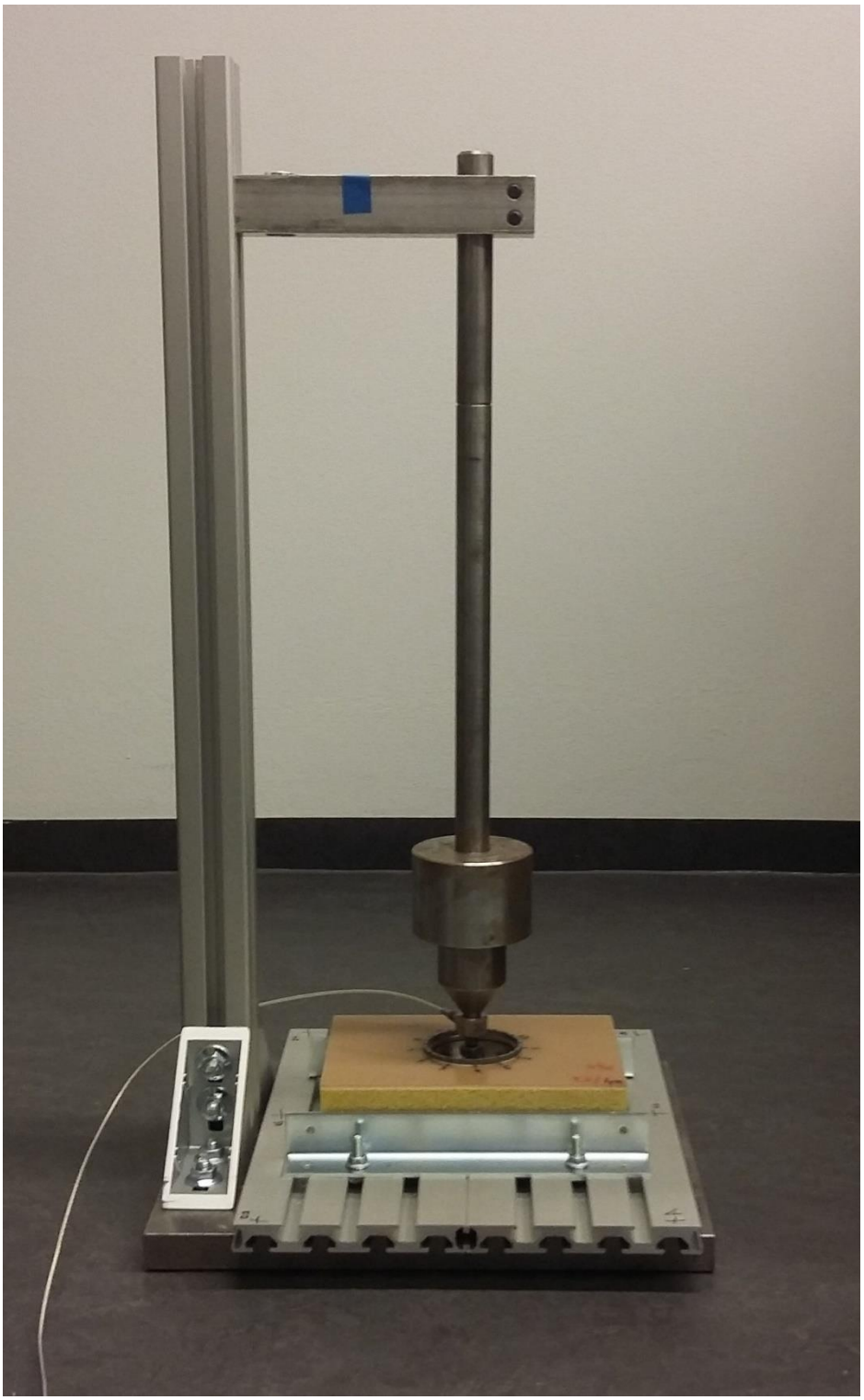
Zajištění axiálního posuvu [mm], intenzity zvuku [dB] a velikosti síly [N] při dopadu závaží na implantát.

Pomůcky:

- Zařízení pro měření tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti (Obrázek 23)
- Siloměr Kistler, typ 9222
- Mikrofon Gras, typ 40PR (sériové číslo: 163827)
- Digitální posuvné měřítko Lobster
- Nábojový zesilovač Kistler, typ 5011B
- Blok kompozitní kosti
- Náhrada kyčelní jamky Beznoska SF-58

Obrázek 22 - Nábojový zesilovač Kistler 5011 a měřící karta NI DAQ 9331

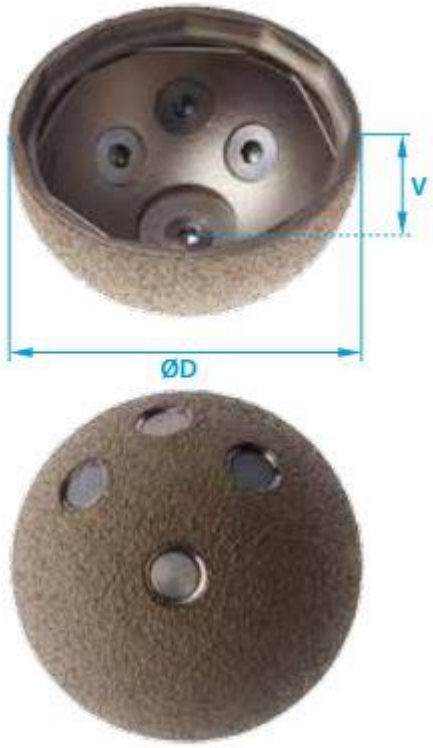
Poznámka: Výstupy z měřících čidel jsou zpracovány měřící kartou NI DAQ 9331. Výstupy jsou vzorkovány frekvencí 51kHz. Pro synchronizaci výstupů byl použit trigger na výstupu siloměru s úrovní 100 N. Vzhledem k charakteru silového snímače musel být použit pro jeho obsluhu nábojový zesilovač Kistler 5011B (Obrázek 22).



Obrázek 23 - Zařízení pro měření tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti

Definice necementované jamky:

Necementovaná jamka totální náhrady kyčelního kloubu typ SF 2. generace firmy Beznoska s.r.o., je konstruována s využitím poznatků a zkušeností s necementovanými endoprotézami. Je zhotovena z titanové slitiny (ISO 5832-2) a vyrobena moderní technologií pomocí CNC řízených obráběcích strojů. Povrch je upraven plazmovým nástřikem bioaktivní vrstvou oxidu titanu, který zajišťuje plnou biokompatibilitu implantátu. [11] Vnější průměr testované jamky je $\emptyset D = 58\ mm$ a výška je $v = 32\ mm$ (Obrázek 24).



Obrázek 24 - Plášť necementované jamky [11]

Příprava bloku umělé kosti:

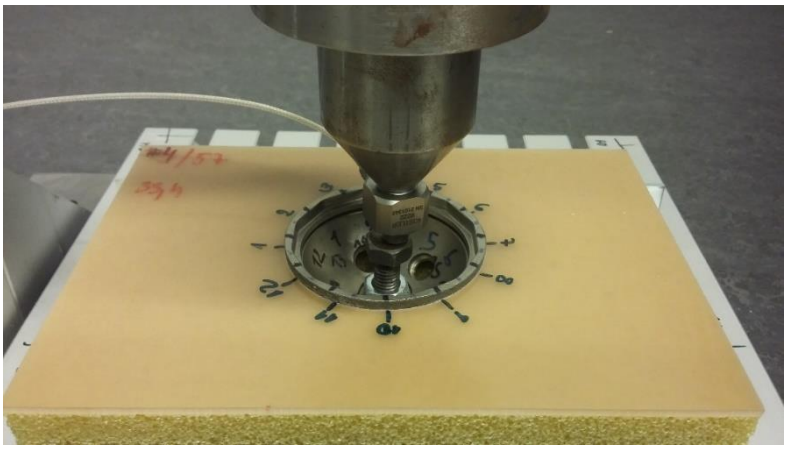
Substitucí lidské kosti je v tomto experimentu syntetická kost od společnosti SAW bone, USA. Vnější část (kortikální) je kompozitní materiál s krátkými skleněnými vlákny v epoxidové matrici. Vnitřní část (spongiózní) je polyuretanová pěna. Materiálové vlastnosti syntetické kosti jsou srovnatelné s vlastnostmi lidské kosti (Tabulka 6). Do bloku kosti je vyhlouben kulovitý otvor příslušným instrumentálem k press-fit jamce typu Beznoska SF-58. Přesah jamky je 1,5 mm (Průměr: 58.5 - 58.6 mm).

Tabulka 6 - Materiálové vlastnosti bloku kompozitní kosti [16]

		Kortikální kost	**Spongiózní kost**	Jednotky
Hustota		1 640	270	$m^3 \cdot kg^{-1}$
Podélný tah	Pevnost	106	-	MPa
	Youngův modul pružnosti E	16 000	-	MPa
Příčný tah	Pevnost	93	-	MPa
	Youngův modul pružnosti E	10 000	-	MPa
Tlak	Pevnost	157	6	MPa
	Youngův modul pružnosti E	16 700	155	MPa

Metodika měření:

1. Axiální posuv, intenzita zvuku a síla při dopadu závaží na implantát
   1.1. Ke spojce je přišroubován siloměr a spojka se nastrčí na spodní konec lineárního vedení. (Obrázek 25)
   1.2. Pod siloměr se umístí náhrada kyčelní jamky, která je volně vložená do díry v bloku umělé kosti. Blok umělé kosti je pomocí přípravku připevněn k upínací desce. Pěnou izolovaný mikrofon je umístěn na stativu a namířen ke zdroji zvuku.
   1.3. Axiální posuv jamky je měřen digitální posuvkou ve 12 bodech na periferii jamky po každém úderu.
   1.4. Závaží se manuálně vysune po vedení na úroveň druhé drážky, která představuje výšku pádu $h = 300\ mm$ a spustí se dolů volným pádem.
   1.5. Bod 1. 5. se opakuje, dokud se hodnota axiálního posuvu neustálí.

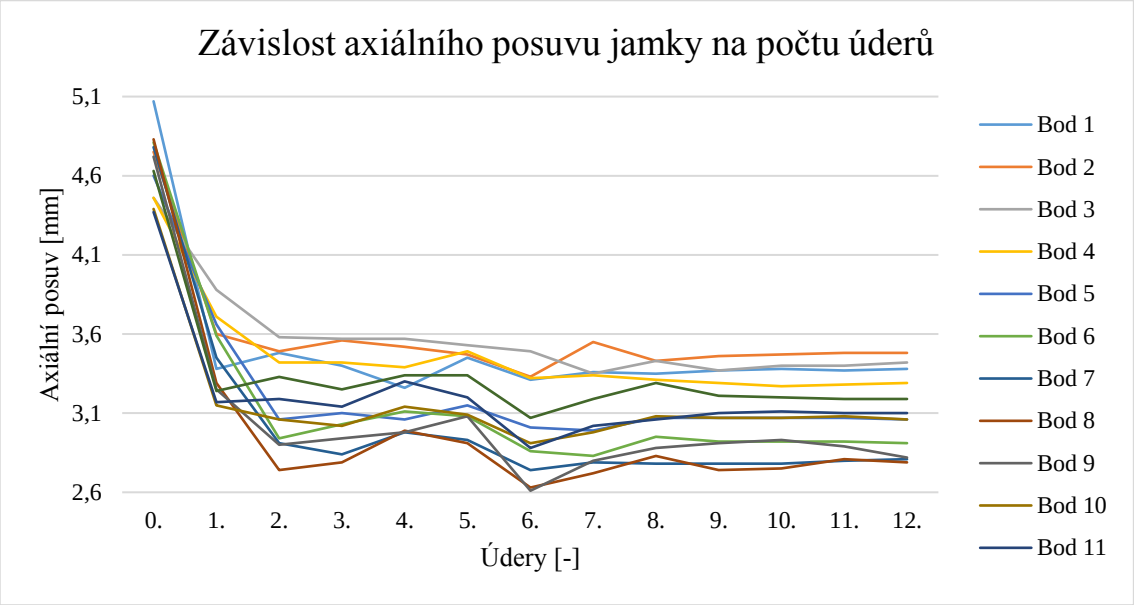


Obrázek 25 - Umístění siloměru pod spojkou

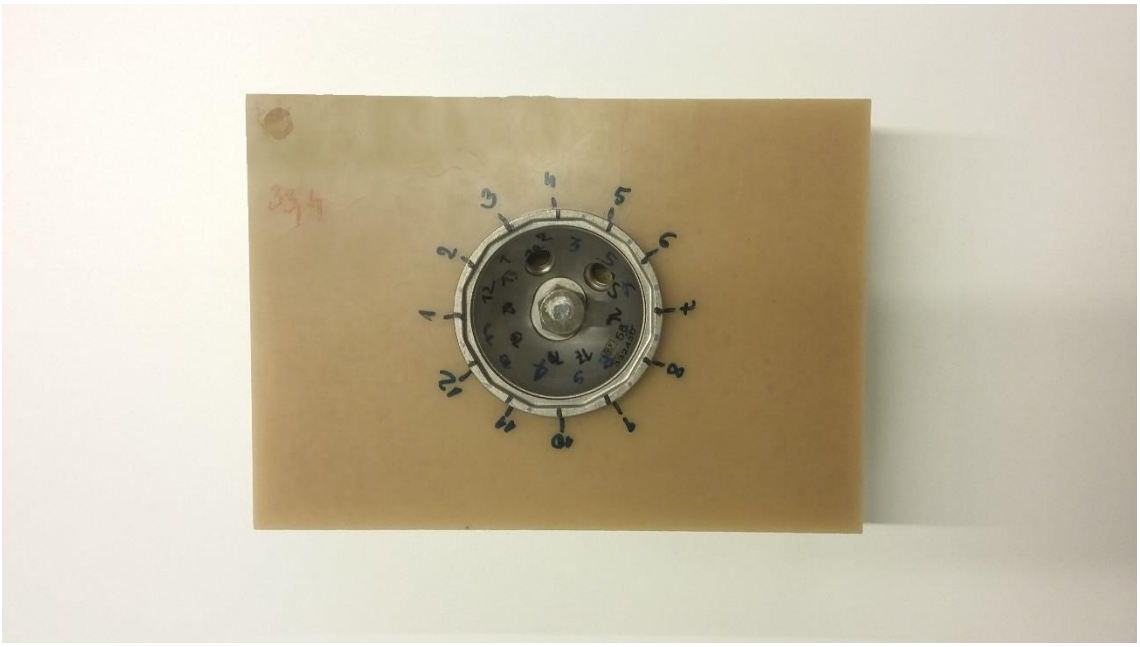
Vypracování:

1) Axiální posuv

Výsledkem pro zjištění axiálního posuvu je soubor hodnot, které znázorňuje graf závislosti axiálního posuvu na počtu úderů (Graf 2) ve dvanácti bodech na periferii jamky (Obrázek 26).



Graf 2 - Závislost axiálního posuvu jamky na počtu úderů



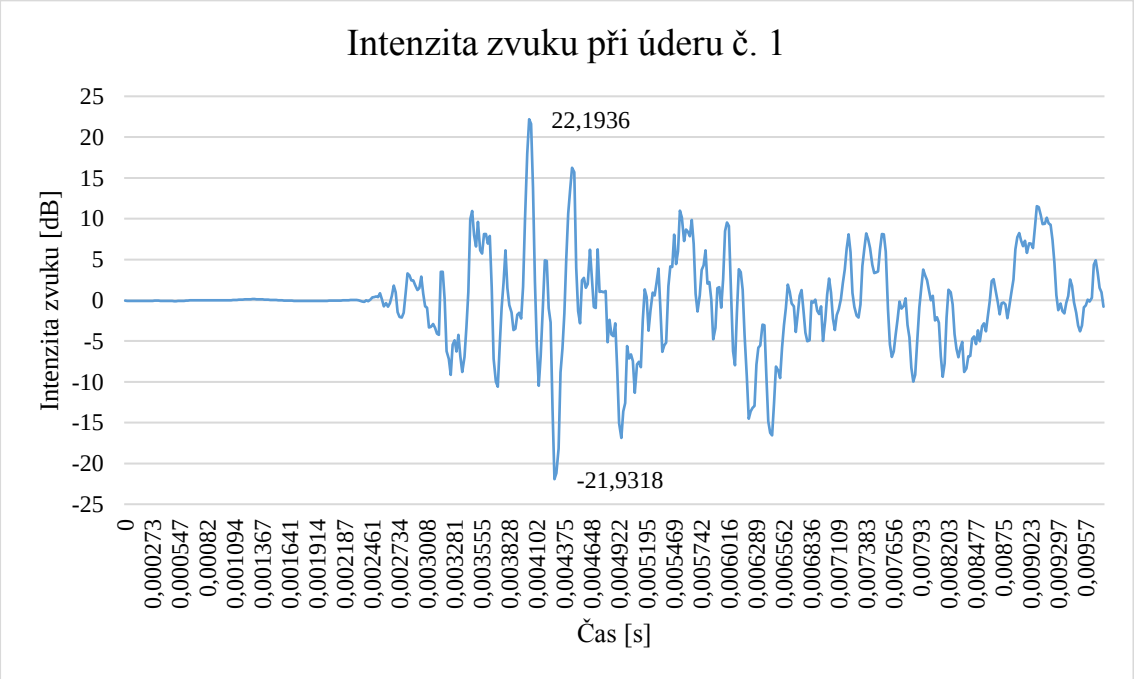
Obrázek 26 - Umístění bodů na periferii jamky

Závěr:

Z grafu je patrné, že k největšímu axiálnímu posuvu dojde při prvním úderu do náhrady. K ustálení hodnot ve všech bodech dochází od devátého úderu. Než dojde k ustálení, jsou hodnoty v bodech variabilní.

2) Intenzita zvuku

Výsledkem pro zjištění intenzity zvuku jsou grafy závislosti intenzity zvuku na čase. Ukázku této závislosti představuje následující graf (Graf 3). Grafy intenzit vyobrazují pouze prvních pět set hodnot. V této oblasti dat je intenzita zvuku největší, což je požadovaným výstupem měření.



Graf 3 - Závislost intenzity zvuku na čase při úderu č. 1

Další grafy, které vyobrazují intenzitu zvuku pro následujících jedenáct úderů, mají obdobný průběh jako ukázkový graf, proto není nutné uvádět všechny grafy. V následující tabulce hodnot (Tabulka 7) jsou vybrány maxima a minima intenzit zvuků jednotlivých úderů. Nejvyšší a nejnižší hladina intenzity zvuku je v tabulce vyznačena světle modrou barvou.

Tabulka 7 - Maximální a minimální intenzita zvuku

	Maximální intenzita [dB]	**Minimální intenzita [dB]**
úder č. 1	22,1936	−21,9318
úder č. 2	37,6338	−37,1685
úder č. 3	29,2770	−30,1241
úder č. 4	28,4641	−37,7002
úder č. 5	29,8492	−34,2572
úder č. 6	28,3084	−26,0341
úder č. 7	28,7778	−29,9210
úder č. 8	29,6482	−27,9500
úder č. 9	33,1089	−33,2659
úder č. 10	34,7762	−39,2422
úder č. 11	27,5395	−31,1243
úder č. 12	26,0935	−33,1557
Průměr	**29,6392**	**−31,8229**
Odchylka	4,0320	5,0568

Závěr:

Z tabulky maximálních a minimálních hodnot intenzit zvuků (Tabulka 7), je patrné, že průměrná hodnota minima se pohybuje okolo $-31,823 \pm 5,057\ dB$ a průměrná hodnota maxima okolo $29,639 \pm 4,032\ dB$.

3) Síla

Výsledkem měření pomocí siloměru umístěného pod spojkou je soubor dat, která tvoří grafy závislosti dopadové síly na čase. Po dopadu závaží bylo zaznamenáno dvanáct souborů dat. Nejvyšší hodnota síly byla zjištěna při úderu číslo čtyři, v tabulce maximálních hodnot sil je vyznačena světle modrou barvou (Tabulka 8). Graf pro úder č. 12 je zde použit jako ukázkový (Graf 4). Graf síly vyobrazuje pouze prvních dvě stě hodnot. V této oblasti dat je síla největší, což je požadovaným výstupem měření.

Tabulka 8 - Maximální hodnoty síly

	Maximální síla [N]
úder č. 1	6932,59
úder č. 2	6851,23
úder č. 3	6407,51
úder č. 4	8078,87
úder č. 5	6936,43
úder č. 6	8076,39
úder č. 7	6530,87
úder č. 8	7357,66
úder č. 9	5823,99
úder č. 10	6252,14
úder č. 11	6166,63
úder č. 12	7741,97
Průměr	**6929, 69**
odchylka	749,57

Graf 4 - Závislost síly na čase při úderu č. 12

Závěr:

Z tabulky maximálních hodnot (Tabulka 8) je patrné, že průměrná hodnota rázové síly byla naměřena $6929{,}69 \pm 749{,}57\ N$. Tato hodnota odpovídá velikosti síly při chirurgickém zákroku.

6.2 MODÁLNÍ ANALÝZA RÁMU

Datum měření: 8. 6. 2016

Úloha:

Zjištění velikosti první vlastní frekvence zařízení [Hz] pro měření tuhosti v sedmi bodech po deseti opakování.

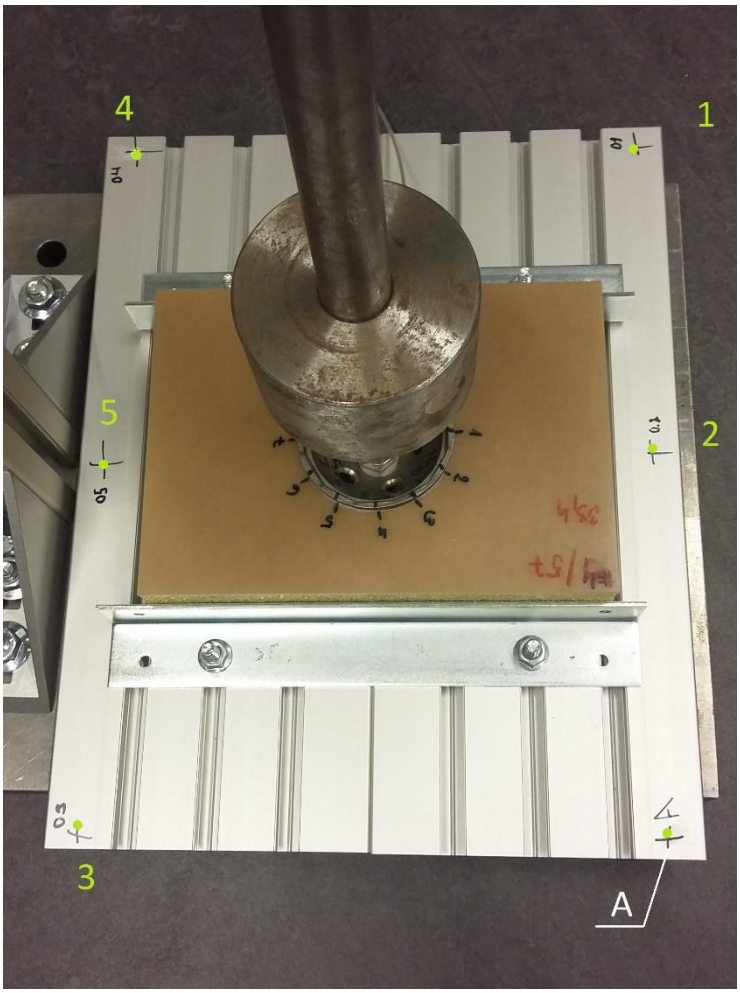
Pomůcky:

- Zařízení pro měření tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti (Obrázek 23)
- Modální kladívko Kistler 9724A5000 (Obrázek 27)
- Akcelerometr Kistler 8728A MINIATURE K-SHEAR®

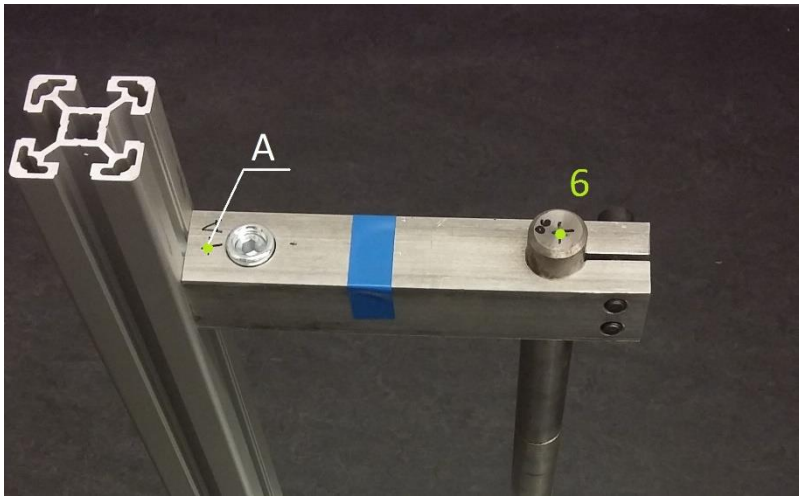
Obrázek 27 - Modální kladívko Kistler 9724A5000 [18]

Metodika měření:

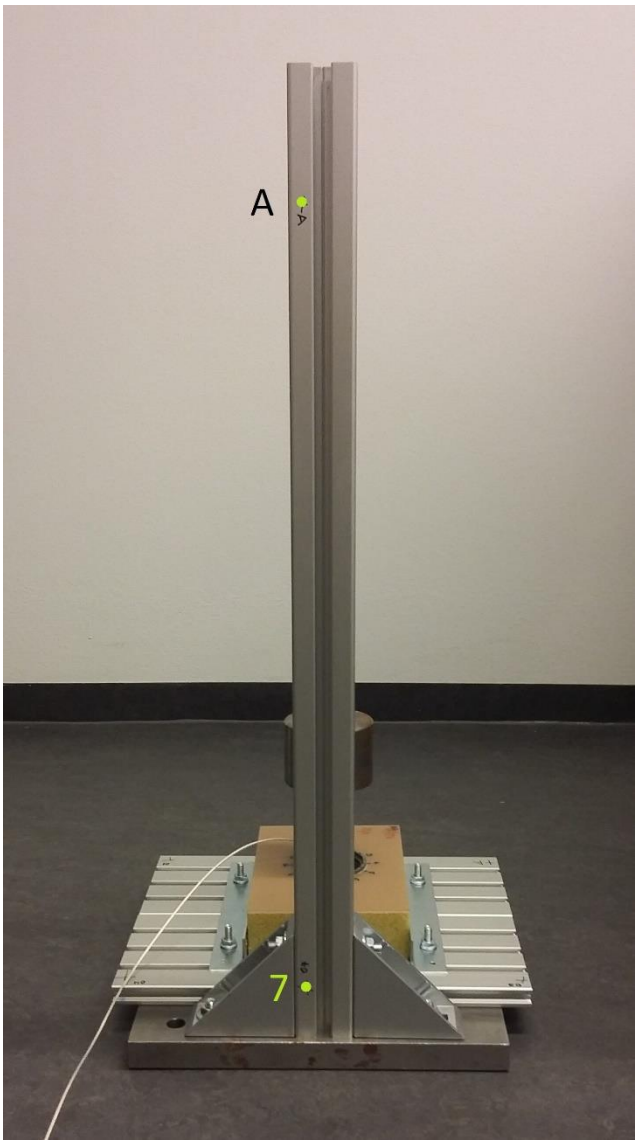
1. Volba testovacích bodů.
   1.1. Pět bodů se nachází na upínacích deskách a akcelerometr je umístěn v rohu upínací desky (Obrázek 28).
   1.2. Šestý bod se nachází na tyči lineárního vedení a akcelerometr je umístěn mezi rychloupínací spojkou a rámem na konzoli (Obrázek 29).
   1.3. Sedmý bod se nachází v patě rámu mezi úhelníky a akcelerometr umístěn na rámu ze zadní strany na úrovni konzole (Obrázek 30).
2. Údery modálním kladívkem do bodů s co nejvyšší hodnotou koherence.



Obrázek 28 - Umístění bodů č. 1 - 5 a akcelerometru (A)



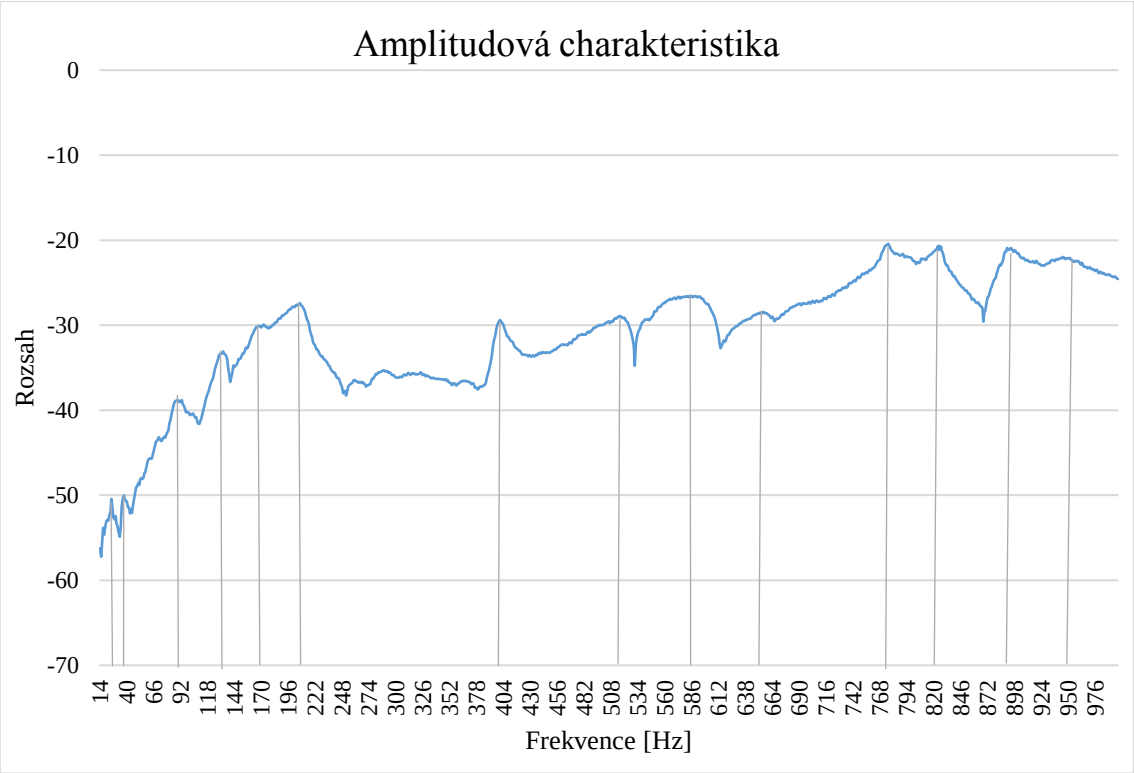
Obrázek 29 - Umístění bodu č. 6 a akcelerometru (A)



Obrázek 30 - Umístění bodu č. 7 a akcelerometru (A)

Výsledky:

Výstupem z tohoto měření je amplitudová charakteristika (Graf 5). Z grafu je patrné, že sestava je tlumící a v rozsahu $1000\ Hz$ se nachází přibližně čtrnáct vlastních frekvencí. Průměrná hodnota koherence je $90{,}1\ \pm 7{,}8$ %.



Graf 5 - Amplitudová charakteristika

Závěr:

Z tohoto měření jsou důležité hodnoty prvních dvou vlastních frekvencí, které mají velikost 26 Hz a 38 Hz. Hodnoty vlastních frekvencí získané z tohoto experimentu jsou poměrně vysoké. Lze předpokládat, že žádné objekty v laboratorních podmínkách nevyvolávají takové frekvence, které by mohli způsobit rezonanci rámu a ovlivnit tak výsledky měření.

7 ZÁVĚR

Bakalářská práce se zabývala návrhem zařízení pro zjišťování mechanické tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti. Návrh zařízení byl realizován tak, aby zařízení bylo schopné nahradit proces manuální fixace kyčelní jamky a kosti. Ten je v praxi realizován údery chirurgického kladívka a daného instrumentária. V rámci konstrukce je chirurgické kladívko substituováno závažím, které se spouští po lineárním vedení. Tímto se eliminuje lidský faktor a dosáhne se lepší opakovatelnosti procesu.

V první fázi této bakalářské práce byla definována funkce a základní požadavky pro návrh zařízení. Mezi hlavní požadavky patří dosažení stejných podmínek jako při chirurgickém zákroku. Jeho funkčnost byla úspěšně ověřena experimentem za použití komerční jamky a bloku kompozitní kosti. Průměrná hodnota rázové síly byla naměřena z dvanácti úderů, její velikost je $6929{,}69 \pm 749{,}57\ N$. Síla rázu může dle potřeby ovlivněna výměnou závaží, která mají různou hmotnost. Mezi další základní požadavky patří především jednoduché provedení a tuhost celé rámové konstrukce. Zkušební zařízení je funkční, vhodné pro simulaci podmínek chirurgického zákroku a splňuje koncept zadaný před vlastním návrhem. Zlepšením by mohlo být zajištění přesnější souososti mezi dráhou pádu závaží a implantátem. Kvalita měření by se také mohla zvýšit použitím optického systému pro přesnější stanovení posuvu jamky do kosti.

Ověření tuhosti navrženého zařízení bylo provedeno modální analýzou v sedmi bodech konstrukce. Hodnoty vlastních frekvencí získané z tohoto experimentu jsou poměrně vysoké, první dvě hodnoty dosahují velikosti $26\ Hz$ a $38\ Hz$. Lze předpokládat, že žádné objekty v laboratorních podmínkám nevyvolávají takové frekvence, které by mohli způsobit rezonanci rámu a ovlivnit tak výsledky měření.

V další fázi výzkumu, do kterého přispěla tato páce, budou na zkušebním zařízení testovány speciální náhradní jamky kyčelních kloubů s proměnnou tuhostí, kterou by měla zajistit proměnná tloušťka stěny jamky. Předpokladem je zajištění lepší počáteční fixace náhrady. Za použití kompozitní pánevní kosti s proměnnou tuhostí v okolí jamky bude možné za použití rentgenu sledovat kritická místa v oblasti periferie implantátu, která disponují možností pravděpodobného vzniku lomu kosti. Vývoj takto specifických jamek bude jistě přínosem pro zlepšení dlouhodobých výsledků operace, závislých na počáteční fixaci.

SEZNAMY

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

[1] Jaroslav FLEISCHMANN, Rudolf LINC. *Anatomie člověka I*. Páté, upravené vydání. SPN Praha 1964.

[2] ŠŮLA Václav. *Pevnostní analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta strojní, 2008, 79 s., vedoucí diplomové práce doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

[3] *Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu*. Vyd. 1. Překlad Jaroslav Hořejší. Bratislava: Gemini, 1991. ISBN 80-85265-13-3.

[4] Wikipedia: *Coxa valga-norma-vara.* [cit. 6. 5. 2016] http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Coxa-valga-norma-vara-000.png

[5] Helth pages - Stories: *Resurfaced right hip 2008.* [cit. 22. 4. 2016] http://www.healthpages.org/personal-stories/resurfaced-hip-2008/

[6] Národní registr kloubních náhrad (NRKN)

[7] Ortopedické oddělení, Nemocnice Vsetín. *Totální endoprotéza kyčelního kloubu*. [cit. 20. 4. 2016] http://www.nemocnice-vs.cz/

[8] Symptomy: *Totální endoprotéza – náhrada kyčelního kloubu*. [cit. 16. 6. 2016] http://www.symptomy.cz/vysetreni/totalni-endoproteza-nahrada-kycelniho-kloubu

[9] Uwe HOLZWARTH, Giulio COTOGNO. *Total Hip Arthroplasty*. JRC Scientific and Policy Repords. July 2012.

[10] The Journal of Lancaster general Hospital. [cit. 12. 2. 2016] http://www.jlgh.org

[11] Beznoska s.r.o. [cit. 2. 6. 2016] http://www.beznoska.cz

[12] My Mini Hip: *Cementless hybrid THR.* [cit. 22. 4. 2016] http://www.myminihip.com

[13] Jui-Ting HSU a kol. *The number of screws, bone quality, and friction coeficient affect acetabular cup stability*. Science Direct 2006.

[14] Keith A. FEHRING a kol. *Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces*. The Journal of Arthroplasty 2013.

[15] Iain R. SPEARS a kol. *The effect of interfacial parameters on cup–bone relative micromotions: A finite element investigation*. Journal of Biomechanics 34 (2001) 113-120.

[16] Petr HENYŠ. *Diagnostic Tool for Initial Fixation of Acetabular Implant*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Fakulta strojní, 2015, 192 s., vedoucí práce doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

[17] The porto hip unit: *A prótese da Anca*. [cit. 22. 4. 2016] http://www.unidadedaanca.com

[18] Famtech [cit. 29. 6. 2016] http://www.famtech.co.kr/sub02/product_view.php?pid=27110&idx=224&pdidx=394

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Kostra pánve [1] 12
Obrázek 2 - Kost pánevní ze zevní strany, pravá končetina [1] 13
Obrázek 3 - Pohlavní rozdíly na pánvi [1] 13
Obrázek 4 - Kost stehenní pravé končetiny [1] 14
Obrázek 5 - Kloub kyčelní a spoje pánevní zepředu [1] 15
Obrázek 6 – Onemocnění coxa vara a coxa valga dospívajících [4] 16
Obrázek 7 - Totální endoprotéza kyčelního kloubu [5] 17
Obrázek 8 - Popis operace [8] 19
Obrázek 9 - Stavebnicový design implantátu [11] 21
Obrázek 10 - Cementovaná endoprotéza [10] 22
Obrázek 11 - Hybridní endoprotéza [12] 22
Obrázek 12 - Necementovaná endoprotéza [17] 23
Obrázek 13 - Relativní mikro-pohyby pro různý počet šroubů a zatížení [13] 27
Obrázek 14 - Simulace press- a exact-fit komponent [15] 28
Obrázek 15 - Relativní mikro-pohyby u modelů s přesahem [15] 29
Obrázek 16 - Relativní mikro-pohyby u přesných modelů [15] 29

Obrázek 17 - Sestavení zařízení 31
Obrázek 18 - Umístění bodu A, sil a řezů 32
Obrázek 19 - První interval 33
Obrázek 20 - Druhý interval 34
Obrázek 21 - Znázornění posuvů 36
Obrázek 22 - Nábojový zesilovač Kistler 5011 a měřící karta NI DAQ 9331 37
Obrázek 23 - Zařízení pro měření tuhosti spojení náhrady kyčelní jamky a kosti 38
Obrázek 24 - Plášť necementované jamky [11] 39
Obrázek 25 - Umístění siloměru pod spojkou 40
Obrázek 26 - Umístění bodů na periferii jamky 41
Obrázek 27 - Modální kladívko Kistler 9724A5000 [18] 45
Obrázek 28 - Umístění bodů č. 1 - 5 a akcelerometru (A) 46
Obrázek 29 - Umístění bodu č. 6 a akcelerometru (A) 46
Obrázek 30 - Umístění bodu č. 7 a akcelerometru (A) 47

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 - Počet primárních a revizních operací uvedených v NRKN [6] 17
Tabulka 2 - Počet primárních a revizních operací [6] 24
Tabulka 3 - Počet re-revizních operací [6] 25
Tabulka 4 - Seznam použitých komponent (Obrázek 17) 31
Tabulka 5 - Hodnoty veličin 33
Tabulka 6 - Materiálové vlastnosti bloku kompozitní kosti [16] 40
Tabulka 7 - Maximální a minimální intenzita zvuku 43
Tabulka 8 - Maximální hodnoty síly 44

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 - Použití necementovaných komponent [6] 23
Graf 2 - Závislost axiálního posuvu jamky na počtu úderů 41
Graf 3 - Závislost intenzity zvuku na čase při úderu č. 1 42
Graf 4 - Závislost síly na čase při úderu č. 12 44
Graf 5 - Amplitudová charakteristika 48

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: CD s elektronickou dokumentací k bakalářské práci

Příloha B: Výkres základové desky

Příloha C: Výkres konzole

Příloha D: Výkres lineárního vedení

Příloha E: Výkres spojky

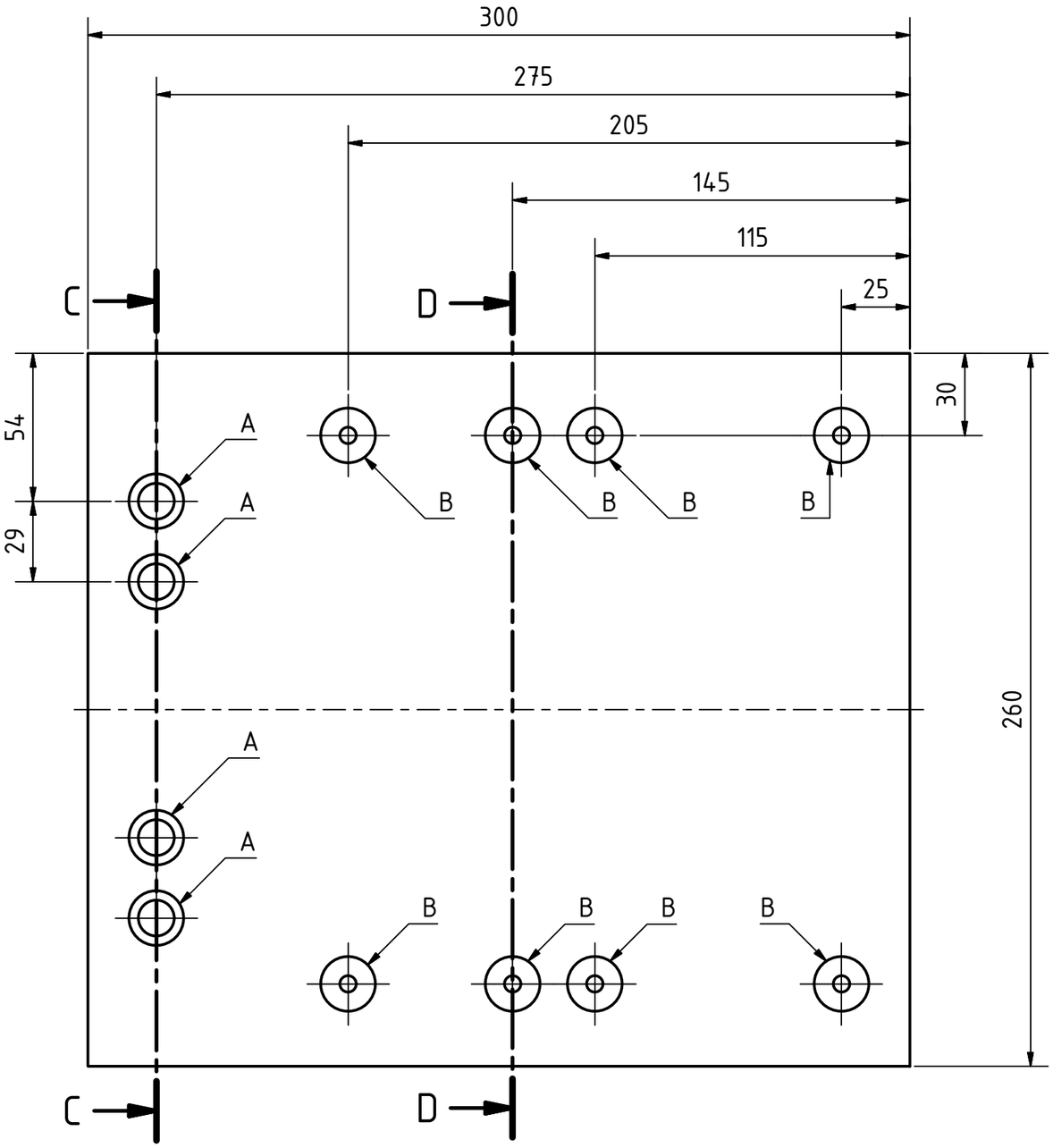
Příloha A – CD s elektronickou dokumentací k bakalářské práci

Text bakalářské práce:

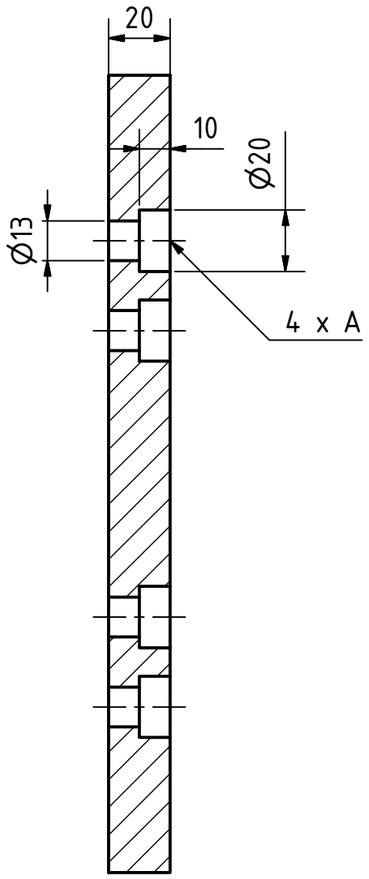
- *bakalarska_prace_2016_lenka_antosova.pdf*

Přílohy bakalářské práce:

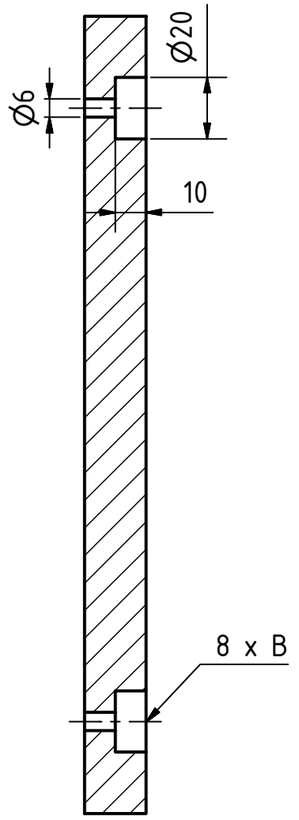
- *priloha_B.pdf*: Výkres základové desky
- *priloha_C.pdf*: Výkres konzole
- *priloha_D.pdf*: Výkres lineárního vedení
- *priloha_E.pdf*: Výkres spojky



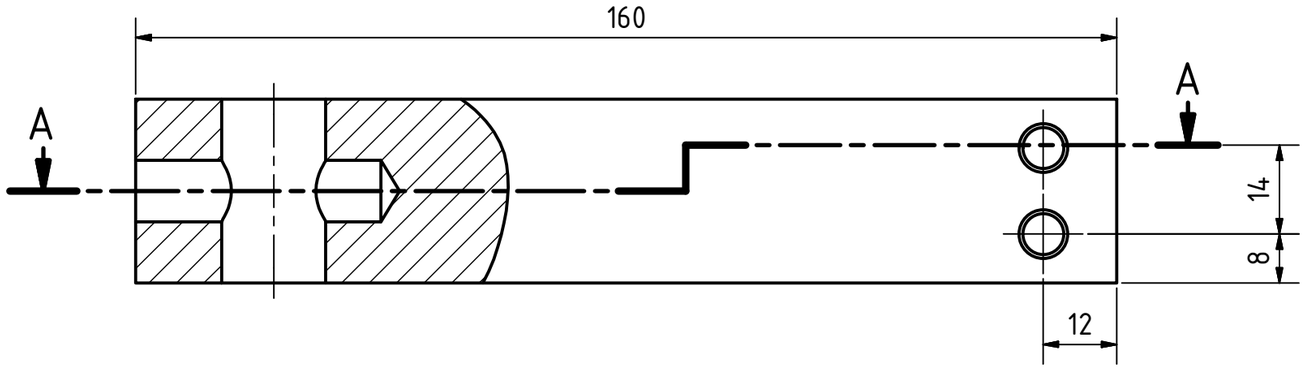
C-C (1 : 2)



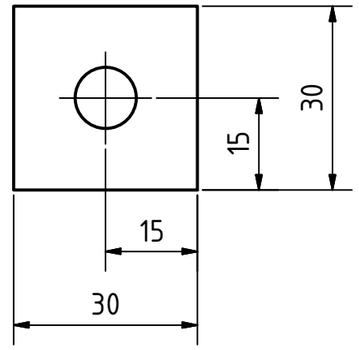
D-D (1 : 2)

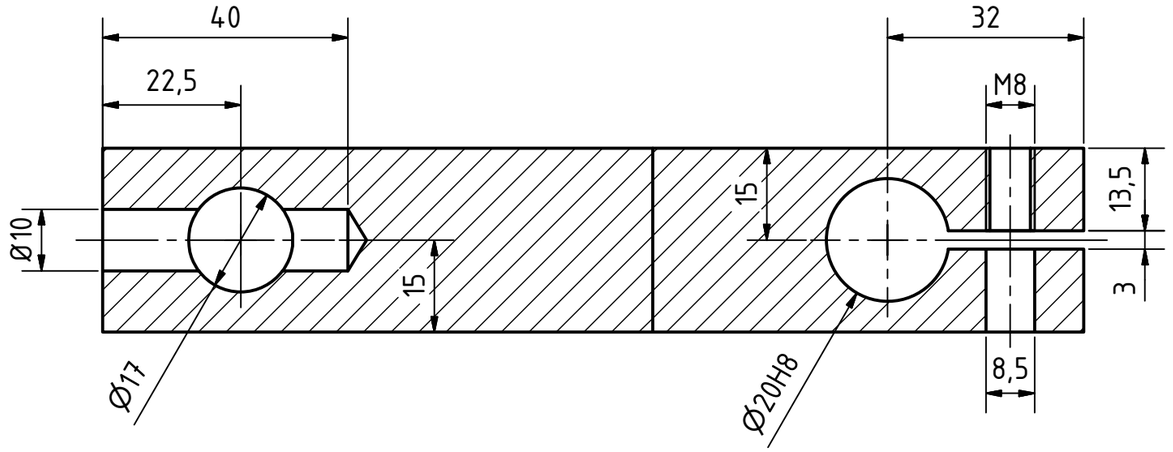


Rozm.–Polot.	300 x 260 x 20		DESKA				PŘESNOST ISO 2768–mK
			c)		Mater.	– Tř. odp.	TOLEROVÁNÍ ISO 8015
			b)		Č. hm.	kg Hr. hm. kg	PROMÍTÁNÍ
			a)				
Změna		Datum	Index	Podpisy	TU v Liberci		
Měřítko 1:2	Pozn.	Navrhl					
		Kreslil	ANTOŠOVA		Název	ZÁKLADOVÁ DESKA	
		Přezkoušel					
Č.seznamu		Technolog			Typ		
Č.sestavy		Normaliz.			Čís.výkresu	PŘÍLOHA B	
Starý výkr.		Schválil					
Nový výkr.		Datum	9. 4. 2016				List



A-A (1 : 1)

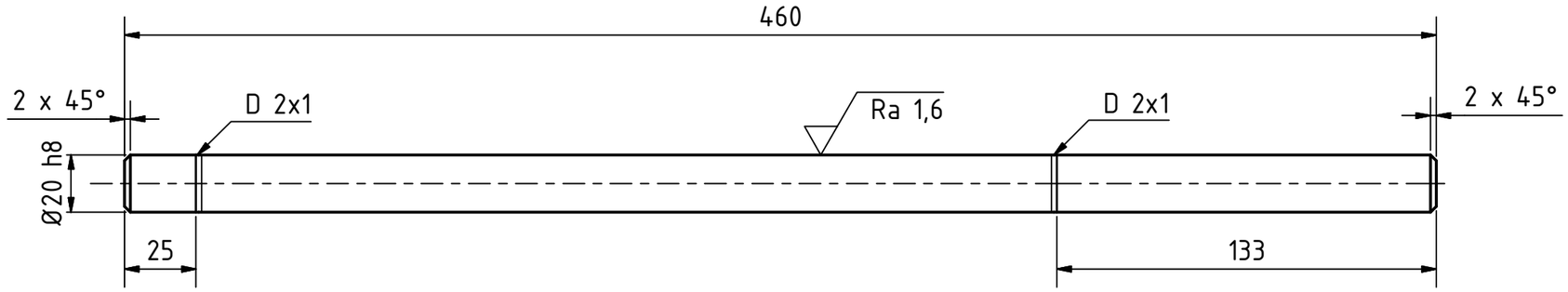




Ra 3,2

+0,3 -0,3

Rozm.–Polot.	4HR 30			ČSN 42 5520			PŘESNOST ISO 2768–mK
			c)		Mater.	Tř. odp.	TOLEROVÁNÍ ISO 8015
			b)		Č. hm. kg	Hr. hm. kg	PROMÍTÁNÍ
			a)				
Změna		Datum	Index	Podpisy	TU v Liberci		
Měřítko 1:1	Pozn.	Navrhl					
		Kreslil		ANTOŠOVÁ	Název	KONZOLE	
		Přezkoušel					
Č.seznamu		Technolog			Typ		
Č.sestavy		Normaliz.			Čís.výkresu	PŘÍLOHA C	
Starý výkr.		Schválil					
Nový výkr.		Datum		12.11.2016			List

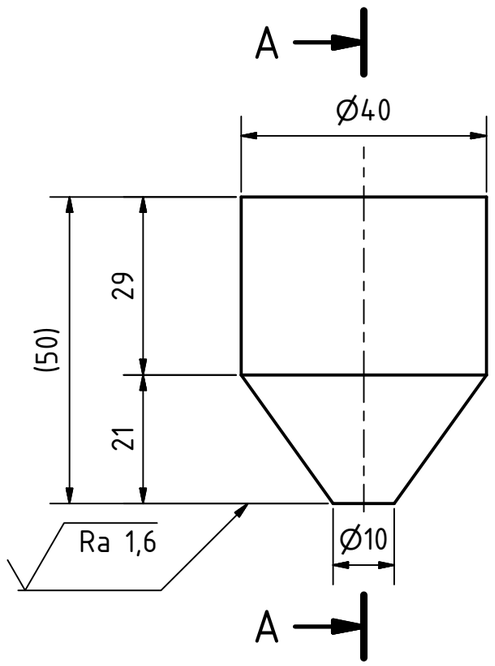


Ra 3,2

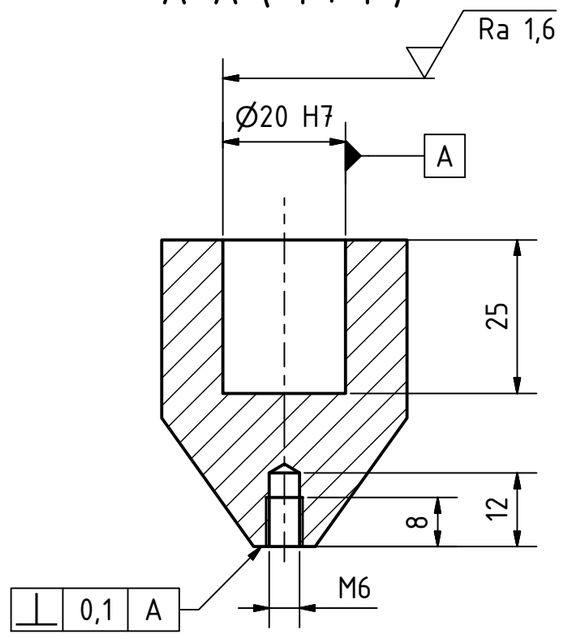
+0,3
-0,3

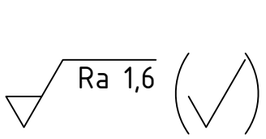
Rozm.–Polot.	KR 20x460			KR 20x464				PŘESNOST ISO 2768–mK
			c)		Mater.	11 500	Tř. odp. 001	TOLEROVÁNÍ ISO 8015
			b)		Č. hm.	kg	Hr. hm. kg	PROMÍTÁNÍ
			a)					
Změna		Datum	Index	Podpisy				
Měřítko 1:2	Pozn.	Navrhl						
		Kreslil	ANTOŠOVÁ		Název			
		Přezkoušel				LINEÁRNÍ VEDENÍ		
Č.seznamu		Technolog			Typ			
Č.sestavy		Normaliz.			Čis.výkresu			
Starý výkr.		Schválil				PŘÍLOHA D		
Nový výkr.		Datum	13.1.2016					List

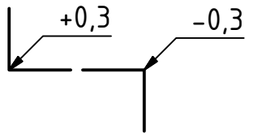
TU v Liberci



A-A (1 : 1)







Rozm.–Polot.	KR Ø42			ČSN 42 5510.12			PŘESNOST ISO 2768–mK
			c)		Mater.	11 500	Tř. odp. 001	TOLEROVÁNÍ ISO 8015
			b)		Č. hm.	kg	Hr. hm. kg	PROMÍTÁNÍ
			a)					
Změna		Datum	Index	Podpisy	TU v Liberci			
Měřítko 1:1	Pozn.	Navrhl						
		Kreslil	ANTOŠOVÁ		Název	SPOJKA		
		Přezkoušel						
Č.seznamu		Technolog			Typ			
Č.sestavy		Normaliz.			Čís.výkresu	PŘÍLOHA E		
Starý výkr.		Schválil						
Nový výkr.		Datum	12.1.2016					List