

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta stavební

Katedra mechaniky



Deformační analýza acetabulární komponenty
náhrady kyčelního kloubu

Deformation analysis of acetabular component of hip
replacement

Diplomová práce

Bc. Ngoc Anh Luongová

Vedoucí práce: Ing. Aleš Jíra, Ph.D.
Studijní program: Stavební inženýrství
Studijní obor: Konstrukce a dopravní stavby

Praha 2021

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou diplomovou prací „Deformační analýza acetabulární komponenty náhrady kyčelního kloubu“ vypracovala samostatně pod vedením pana Ing. Aleše Jíry, Ph.D., s využitím poskytnutých odborných konzultací, odborné literatury a dalších dostupných informačních zdrojů, které jsou uvedeny v referencích v souladu s Metodickým pokynem č. 1/2009 O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 3. ledna 2021

Poděkování

Tímto bych ráda vyjádřila velké poděkování svému vedoucímu diplomové práce Ing. Alešovi Jírovi, Ph.D. za cenné rady a připomínky, trpělivé vedení a čas, který mi věnoval při zpracování této práce. Především bych ráda poděkovala své rodině za podporu, které se mi dostávalo nejen při psaní této práce, ale především po celou dobu studia. V neposlední řadě bych také ráda poděkovala Ing. Lence Pekařové a svému příteli Ing. Petrovi Bauerovi za jejich morální podporu a korekturu této práce.

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Luongová Jméno: Ngoc Anh Osobní číslo: 423059
 Zadávací katedra: Katedra mechaniky
 Studijní program: Stavební inženýrství
 Studijní obor: Konstrukce a dopravní stavby

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce: Deformační analýza acetabulární komponenty náhrady kyčelního kloubu

Název diplomové práce anglicky: Deformation analysis of acetabular component of hip replacement

Pokyny pro vypracování:

teoretická část musí obsahovat:

- základní popis anatomie kyčelního kloubu
- přehled současně užívaných náhrad kyčelního kloubu s důrazem na jeho acetabulární část
- technologii výroby a nejčastěji používané materiály

praktická část musí obsahovat:

- realizace a vyhodnocení mechanických testů dvou druhů kyčelních jamek dle příslušné normy včetně popisu procesu zkoušky
- analýzu možnosti využití metody DIC (digital image correlation) při normové zkoušce
- analýzu možnosti nahrazení zkoušky numerickým výpočtem pomocí MKP

Seznam doporučené literatury:

Odborné články a publikace dostupné v databázích WoS a SCOPUS

EN ISO 7206-12 – Implants for surgery — Partial and total hip joint prostheses — Part 12: Deformation test method for acetabular shells

produktové katalogy výrobců kloubních náhrad (např. ProSpon, spol. s r.o.)

Jméno vedoucího diplomové práce: Aleš Jíra

Datum zadání diplomové práce: 30.9.2020

Termín odevzdání diplomové práce: 3.1.2021

Údaj uveďte v souladu s datem v časovém plánu příslušného ak. roku

Podpis vedoucího práce

Podpis vedoucího katedry

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Beru na vědomí, že jsem povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je nutné uvést v diplomové práci a při citování postupovat v souladu s metodickou příručkou ČVUT „Jak psát vysokoškolské závěrečné práce“ a metodickým pokynem ČVUT „O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací“.

30.9.2020

Datum převzetí zadání

Podpis studenta(ky)

Název diplomové práce: Deformační analýza acetabulární komponenty náhrady kyčelního kloubu

Autor: Bc. Ngoc Anh Luongová

Akademický rok: 2020/2021

Katedra: Katedra mechaniky

Studijní program: Stavební inženýrství

Studijní obor: Konstrukce a dopravní stavby

Vedoucí diplomové práce: Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

Abstrakt: Tato diplomová práce se zabývá deformační analýzou acetabulární komponenty používané při náhradě kyčelního kloubu. Pro bližší seznámení s danou problematikou jsou první kapitoly věnovány teoretickým základům. Je v nich uveden základní popis anatomie kyčelního kloubu a artroplastiky kyčelního kloubu včetně indikací, které k tomuto zákroku vedou. Dále jsou v práci zahrnuty technologie výroby kyčelních náhrad a přehled současných implantátů. Druhá část práce popisuje experimentální měření v laboratoři biomechaniky a biomateriálového inženýrství na stavební fakultě Českého vysokého učení technického v Praze, při kterých byly provedeny deformační zkoušky pláště acetabulární komponenty, a to pomocí pneumatického lisu a metody optické korelace. Součástí praktické části je i numerické řešení pomocí metody konečných prvků. V závěru jsou porovnány výsledné deformace u jednotlivých aplikovaných metod.

Klíčová slova: acetabulární komponenta, aditivní výroba, deformační analýza, digitální korelace obrazu, metoda konečných prvků, totální náhrada kyčelního kloubu

Title: Deformation analysis of acetabular component of hip replacement

Author: Bc. Ngoc Anh Luongová

Academic year: 2020/2021

Department: Department of Mechanics

Study program: Civil engineering

Field of study: Structural and Transportation Engineering

Supervisor: Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

Abstract: This Master's thesis is focused on the deformation analysis of acetabular component used in hip replacement. For a closer acquaintance with the given issue, first chapters are devoted to the theoretical foundations. These chapters provide a basic description of the anatomy of the hip joint and hip arthroplasty, including indications leading to a surgery. This work includes technologies for hip joint replacement and an overview of currently used implants. The second part of the thesis describes experimental measurements in the laboratory of biomechanics and biomaterial engineering at the Faculty of Civil engineering, Czech technical university in Prague. During these measurements, deformation tests for acetabular shells using pneumatic press and optical correlation method were performed. The practical part also includes a numerical solution using finite element method. Finally, the deformation results of individual test methods are compared.

Keywords: acetabular component, additive manufacturing, deformation analysis, digital image correlation, finite element method, total hip replacement

Obsah

1	Úvod	10
2	Anatomie kyčelního kloubu	11
2.1	Základní popis kyčelního kloubu	11
2.2	Pohyby v kyčelním kloubu	13
3	Artroplastika kyčelního kloubu	16
3.1	Základní charakteristika	16
3.2	Indikace k implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu	19
3.2.1	Vývojová dysplazie kyčelního kloubu	19
3.2.2	Osteoartróza	19
3.2.3	Jiné indikace	22
3.3	Princip výměny kyčelního kloubu	23
3.4	Revizní operace TEP kyčelního kloubu	24
4	Endoprotetika kyčelního kloubu	29
4.1	Historický vývoj moderní náhrady kyčelního kloubu	29
4.2	Technologie využívané při výrobě náhrad kyčelního kloubu	31
4.2.1	Obráběcí technologie	32
4.2.2	Aditivní výroba	32
4.3	Přehled současně používaných acetabulárních komponent náhrad kyčelního kloubu	33
4.3.1	Cementované acetabulární komponenty	33
4.3.2	Necementované acetabulární komponenty	35
4.3.3	Jiné dělení necementovaných komponent	38
5	Mechanické testy	40
5.1	Popis normy EN ISO 7206-12	40
5.1.1	Termíny a definice	40
5.1.2	Princip zkoušky	41
5.1.3	Technické vybavení	42
5.1.4	Postup měření	43
5.2	Realizace deformační zkoušky	44
5.2.1	Zatěžovací stroj	44
5.2.2	Zkušební tělesa	45
5.2.3	Jiné vybavení	46
5.2.4	Laboratorní podmínky	46
5.2.5	Průběh zatěžovacího testu	46
5.3	Vyhodnocení naměřených dat	49
6	Numerický výpočet pomocí MKP	52
6.1	Princip MKP	52
6.2	Příprava modelu	52
6.3	Nastavení úlohy	55
6.4	Vyhodnocení úlohy	55

7	Digital Image Correlation (DIC)	58
7.1	Základní princip optické korelace digitálního obrazu	58
7.2	Realizace deformační zkoušky s využitím metody DIC	61
7.2.1	Optický přístroj	61
7.2.2	Příprava a měření vzorků	62
7.3	Vyhodnocení naměřených dat	66
8	Závěr	69

Seznam použitých zkratek a symbolů

Latinské názvy

<i>acetabulum</i>	jamka kyčelního kloubu
<i>articulatio coxae</i>	kyčelní kloub
<i>caput femoris</i>	hlavice
<i>ligamentum</i>	kloubní vazy
<i>os ilium</i>	kosti kyčelní
<i>os ischii</i>	kost sedací
<i>os pubis</i>	kost stydká
<i>pronace</i>	vnitřní rotace končetin
<i>supinace</i>	zevní rotace končetin

Fyzikální veličiny

B_0	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení
B'_0	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení
B_1	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení
D_0	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru zatížení (před zatížením)
D'_0	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru zatížení (po odtížení)
D_1	[mm]	vnitřní průměr jamky ve směru zatížení (při zatížení)
T_0	[mm]	šířka stěny jamky

Zkratky

BMI	Body Mass Index
CAD	Computer Aided Design
CCEP, CKP	cervikokapitální endoprotéza
CNC	Computer Numerical Control
CT	Computed Tomography, počítačová tomografie
DIC	Digital Image Correlation, digitální korelace obrazu
MKP	metoda konečných prvků
SLS	Selective Laser Sintering
STEP	STandard for the Exchange of Product model data
STL	STereoLithography
TEP	Totální endoprotéza
OA	osteoartróza
PMMA	polymetylmetakrylát
UHMWPE	ultravysokomolekulární polyetylen
VDC-A	Vertical Double Column – Air
VDK	vývojová dysplazie kyčelního kloubu

1 Úvod

Kyčelní kloub, který je součástí dolní končetiny, je jedním z nejvýznamnějších kloubních spojení v lidském těle. Tento kloub má schopnost přenášet zatížení z kloubních povrchů na hyalinní chrupavku, a díky tomu je umožněn přirozený pohyb. Nicméně často dochází k jeho poranění, poškození či degeneraci, a důsledkem jsou nepřiměřené bolesti.

Artroplastika se stala jednou z nejvýznamnějších chirurgických zákroků současnosti. Nutnost podstoupení takové operace závisí především na zdravotním stavu pacienta, který je ovlivněn jeho životním stylem, častém přetěžováním nosného aparátu, zvyšující se obezitě apod. Výměna kyčelního kloubu může být ale potřebná i u mladých, aktivních lidí, zejména u profesionálních sportovců. Po provedení artroplastického zákroku je pacient v ideálním případě zbaven bolesti. U některých případů však brzy dochází k selhání implantátu, řešením je pak revizní náhrada.

Na základě zjištěných faktorů, které obecně k výměně vedly, mohly být zahájeny nové výzkumy a vývoj dokonalejších implantátů a jejich materiálů, které musí splňovat vysoké nároky a vyhovět potřebám pacienta. Jelikož je každý člověk jedinečný, je nutné zvolit vhodné náhrady a materiály, které obnoví funkci kyčelního kloubu a spolehlivě zajistí dlouhodobou životnost.

Vývoj moderních náhrad kyčelních kloubů je propojen s rozvojem jiných oblastí souvisejících s potřebami medicínské výroby. Velkou zásluhu mají strojírenské technologie, zejména rozšíření 3D tisku, pomocí kterého je v dnešní době možné realizovat velice složité návrhy.

Tato práce je zaměřena na deformační analýzu acetabulárních komponent a je rozčleněna do dvou hlavních částí: teoretické a praktické. Teoretická část je rozdělena do tří kapitol, které se zaměřují na popis základní anatomie kyčelního kloubu a pohybů, které se v tomto kloubu odehrávají. Dále navazuje historický vývoj moderní náhrady kyčelního kloubu, základní princip artroplastické výměny kyčelního kloubu a důvody, které tuto výměnu vyžadují a při jakých komplikacích může být provedena revizní operace. Třetí kapitola uvádí technologie, které jsou při výrobě umělých náhrad využívány a typy acetabulárních komponent, které jsou dostupné u současných výrobců. První část práce si klade za úkol seznámit čtenáře s potřebnou teorií týkající se daného tématu, vyzdvihnout přednosti moderních technologií a zamyslet se nad otázkou dalšího možného vývoje v oblasti artroplastiky.

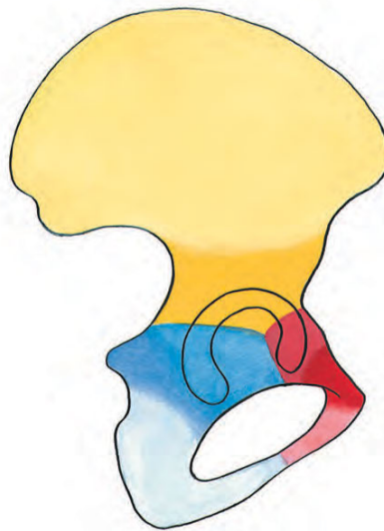
Druhá část práce popisuje proces deformační analýzy acetabulární komponenty totální endoprotézy kyčelního kloubu. Pro tento účel jsou zvoleny tři dostupné metody: mechanické testy, u kterých se vychází z normy EN ISO 7206-12: 2016, numerický výpočet pomocí MKP a metoda digitální optické korelace. Mechanické testy jsou provedeny na zkušebních vzorcích acetabulárních jamek od kladenské firmy ProSpon, které jsou zatěžovány pomocí pneumatického lisu. Další metodou je analýza numerického modelu pomocí metody konečných prvků, která simuluje předešlou zkoušku. Jako poslední je použita optická metoda s využitím digitální korelace obrazu. Účelem experimentálního měření a numerického výpočtu je sledovat deformační chování acetabulárních komponent při jejich zatížení. V závěru práce jsou výsledky jednotlivých metod deformační analýzy shrnuty a porovnány.

2 Anatomie kyčelního kloubu

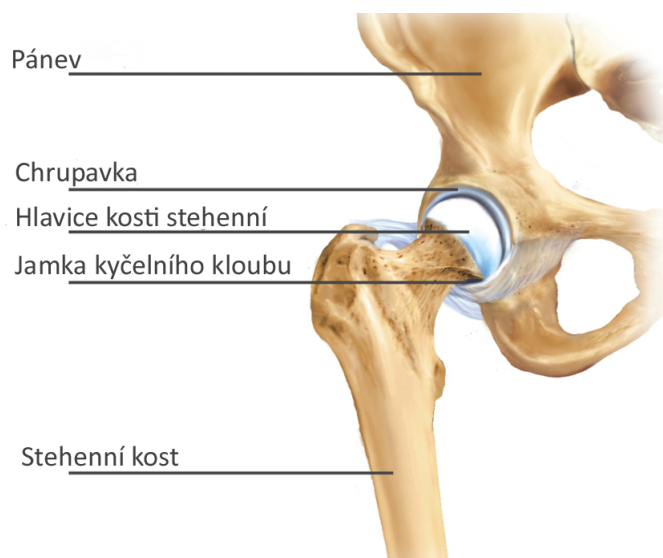
2.1 Základní popis kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) představuje druhý největší kloub v lidském těle, hned po kolenním kloubu. Tento párový kloub spojující stehenní kost (respektive volnou dolní končetinu) s pletencem dolní končetiny (respektive s pánevní kostí) patří podle tvaru styčných ploch, podobně jako kloub ramenní, mezi klouby kulovité.

Kloubní plochy jsou tvořeny hlavicí (*caput femoris*) stehenní kosti a jamkou kyčelní kosti (*acetabulum*), které jsou pokryty hladkou hyalinní chrupavkou se schopností tlumit nárazy a vyrovnávat nerovnosti dotykových kloubních ploch. Acetabulum je zároveň místem pánevní kosti, kde se stýkají všechny tři kosti, jejichž srůstem vzniká pánev, tedy kosti kyčelní (*os ilium*), sedací (*os ischii*) a stydké (*os pubis*) (Obr. 1).



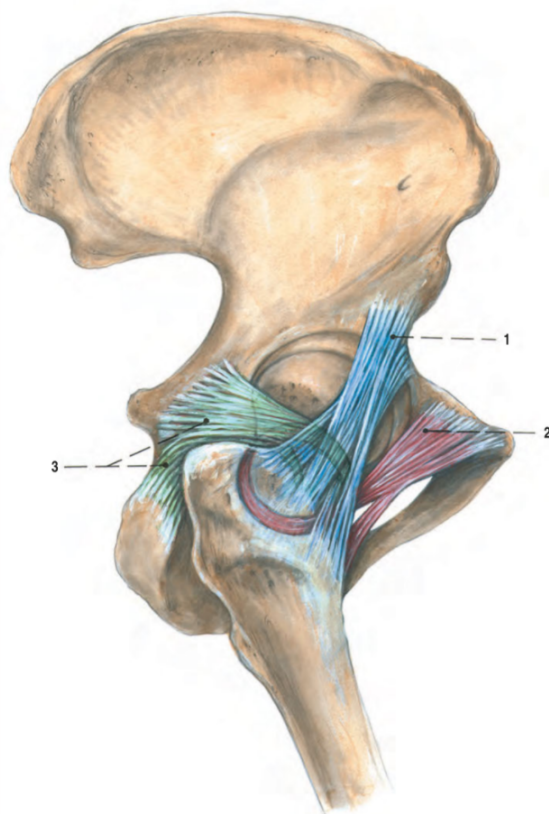
Obr. 1: Složky kosti pánevní: *os ilium* (žlutě), *os ischii* (modře), *os pubis* (červeně) [1]



Obr. 2: Stavba kyčelního kloubu [2]

Konce kostí spojují vazivové tkáně, kterým se říká kloubní vazy (*ligamenta*). Tyto vazy kolem kloubu vytváří kloubní pouzdro, které slouží taktéž jako ochrana kloubu. Vazivová vrstva tvoří pevný vnější obal kloubního pouzdra, zesílený pomocí (Obr. 3):

- *ligamentum iliofemorale* – vyskytuje se na přední straně kloubu, jedná se o nejsilnější vaz v těle, ukončuje extenzi kyčelního kloubu a brání záklonu trupu vůči stehenní kosti; při pohodlném stoji je napjato, a pomáhá tak stabilizovat kloub; brání také pánvi, aby nesklouzla do strany
- *ligamentum pubofemorale* – rozbíhá se od horního okraje stydké kosti a po dolní ploše pouzdra jde ke stehenní kosti, připojuje se k dalším vazům, omezuje abdukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu
- *ligamentum ischiofemorale* – nachází se na zadní straně kloubu a upíná se na zevním okraji ligamenta iliofemorale, omezuje addukci a vnitřní rotaci v kloubech
- *zona orbicularis* – kruhovitý vaz, který obtáčí a podchycuje hlavici femuru, ale nespojuje se s ním; pokračování ligamenta pubofemorale a ligamenta ischiofemorale [1, 3, 4, 5]



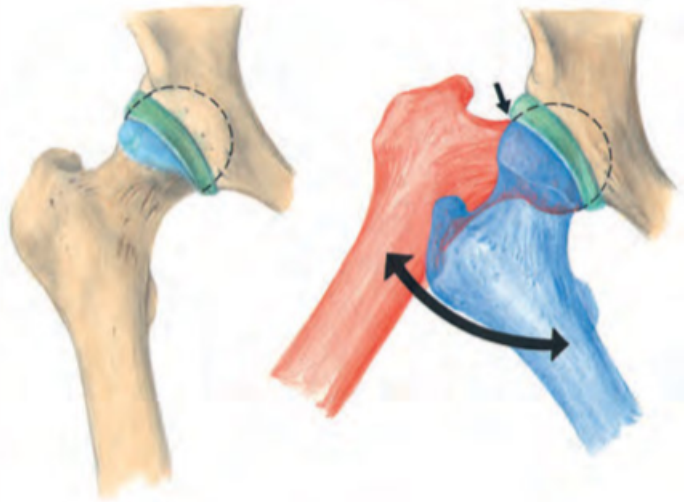
Obr. 3: Zesilující vazy (laterální pohled): (1) *ligamentum iliofemorale*, (2) *ligamentum ischiofemorale* a jeho přechod do *zona orbicularis*, (3) *ligamentum pubofemorale* a jeho přechod v *zona orbicularis* [1]

Malé porušení chrupavky má velký dopad na mechaniku kloubu. V dospělosti se při poškození prakticky neobnovuje. Pro zabezpečení struktury a funkce chrupavky je důležitá její výživa. Jelikož kloubní chrupavka neobsahuje vlastní krevní cévy, je odkázaná

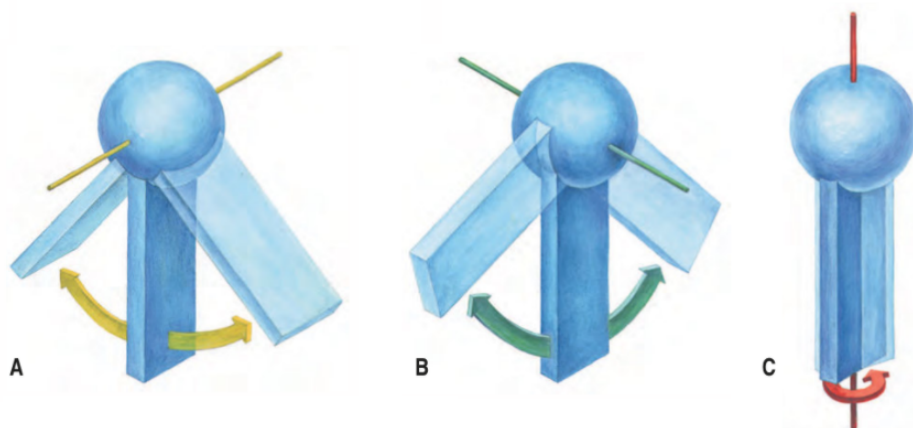
na výživu z kloubního mazu. Kloubní maz (synovie) je vazká, čirá tekutina, kterou produkuje vnitřní vrstva kloubního pouzdra (synoviální vrstva). Skládá se z vody, buněk a bílkovin a poskytuje kloubům nejen výživu, ale také zmírňuje tření styčných ploch kloubů a zvyšuje přilnavost kloubních ploch. [6]

2.2 Pohyby v kyčelním kloubu

Rozsah a směr pohybu v kloubu závisí na tvarové úpravě artikulujících kostí, mohutnosti a průběhu vazů kloubního pouzdra a uspořádáním svalů v okolí kloubu (Obr. 4). Tento typ kloubu umožňuje pohyby hlavičky v jamce všemi směry (podle tří navzájem kolmých os) (Obr. 5). Avšak na rozdíl od kloubu ramenního je pohyblivost kyčelního kloubu limitována, proto jej nazýváme kloubem kulovým omezeným (*enarthrosis*). Kost nesoucí kloubní hlavičku naráží při svém pohybu na okraje jamky a zapadá hluboko do ní, čímž je omezen rozsah pohybů hlavičky.



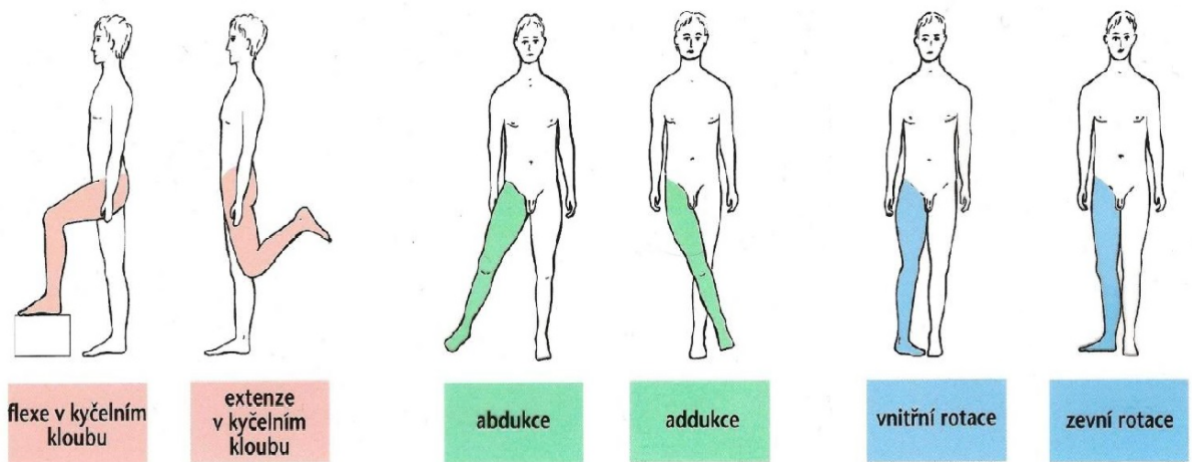
Obr. 4: Kloub kulovitý omezený [1]



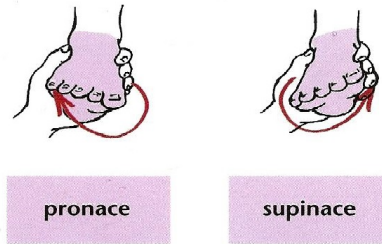
Obr. 5: Hlavní osy a základní směry pohybů kulovitého kloubu: (A) flexe s extenzí, (B) abdukce s addukcí, (C) rotace [1]

Při popisu kloubu se vychází ze základní polohy (postavení) kloubu, které odpovídá základnímu anatomickému postavení těla. Toto postavení je zaujímáno při vzpřímeném stoji s horními končetinami podél těla, s dlaněmi směřujícími vpřed. Rozsah pohybů je měřen ve stupních. Z výchozí polohy lze v kyčelním kloubu provádět následující druhy pohybů (Obr. 5):

- flexe – přednožení, ohnutí (dopředu); jedná se o pohyb, při kterém se zmenšuje kloubní úhel (úhel, který svírají pohyblivé kosti kloubu); normální flexe asi do 120°, možné zvětšení při současné abdukcii
- extenze – dochází k zanožení, natažení (dozadu) nebo-li narovnání končetiny; pohyb, při kterém se zvyšuje kloubní úhel (opak předchozího pohybu), asi jen do 13°
- abdukce – unožení, roznožení, odtážení (stranou), označuje oddálení končetiny od osy trupu; do 40°
- addukce – přinožení, přitažení; označuje pohyb směrem k ose těla (opak abdukce), do 10°
- rotace – otáčení, pohyb okolo podélné osy, podle směru pohybu se rozlišuje vnější (zevní) rotace (*supinace*) do 15° a vnitřní rotace (*pronace*) do 35°
- cirkumdukce – kroužení, nezaměňovat s rotací; k tomuto pohybu dojde, pokud se v kloubu vynechá rotace a dochází postupně k flexi, abdukcii, extenzi a addukci; při tomto pohybu kroužící útvar zdánlivě opisuje plášť kužele, přičemž jeho strany míří stále stejným směrem



Obr. 6: Základní pohyby dolní končetiny [7]



Obr. 7: Vnitřní a vnější rotace [7]



Obr. 8: Cirkumdukce kulovitého kloubu [1]

Zejména abdukce a addukce jsou omezeny hloubkou kloubní jamky. Rozsah pohybů v kyčelním kloubu je individuálně rozdílný a lze jej ovlivnit vzájemnou kombinací všech pohybů. Při současné flexi v kyčelním kloubu je možné dosáhnout abdukce, addukce a rotace oběma směry významně ve větším rozsahu. [1, 3, 4]

Kyčelní klouby slouží z funkčního hlediska k pohybu dolní končetiny vůči trupu, ale oba kyčelní klouby současně představují nosné klouby trupu a balanční klouby. Svými balančními pohyby přispívají k udržení rovnováhy (stability) vzpřímeného trupu, která je vázána na sklon pánve.

3 Artroplastika kyčelního kloubu

Horní končetina je v porovnání s dolní končetinou velmi pohyblivá a umožňuje úchop v nejrůznějších polohách, zároveň slouží k orientaci v okolním prostředí. Dolní končetina zastává především statickou úlohu a umožňuje pohyb člověka v okolním prostoru. Z rozdílné funkce tudíž vyplývá, že i postižení končetin je jiné. Na dolní končetině jsou klouby náchylnější k degenerativním změnám, zejména klouby kyčelní a kolenní.

Klouby končetiny se nacházejí pod povrchem kůže, jsou tím pádem dobře hmatatelné a to umožňuje jejich velmi dobré a spolehlivé vyhodnocení vyšetřením. Velmi dobře lze dotykem vyšetřit i úpony vazů a svalů, tzn. bolestivé body, jež mohou omezovat funkci kloubů. To pak umožňuje zkoumat správnou funkci kloubu, jeho poruchy a omezení. Současně existuje možnost jejich terapeutického ovlivnění.

Pokud je vyšetřením zjištěna omezená hybnost v kloubu, nebo jen v některém směru, nazývá se takové omezení termínem dysfunkce kloubu. Dysfunkce však neříká nic o příčině tohoto omezení. Podobně je popsán i termín porucha funkce. Jedná se o diagnózu popisnou, která sděluje, že funkce je omezena, nikoliv ale čím je její omezení způsobeno. Příčiny omezení kloubu mohou být intraartikulárního či extraartikulárního původu. Intraartikulární poruchy označují poruchy přímo v kloubu, extraartikulární poruchy jsou naopak poruchy nekloubního původu. Pohyby nejsou omezeny najednou ve všech směrech, ale nastává postupně v jednotlivých směrech a v různém stupni. [8]

3.1 Základní charakteristika

Obor ortopedie se zabývá léčbou a rehabilitací pacientů s poruchami a onemocněním pohybového aparátu. Poznatky a vzdělání v tomto oboru prodělaly obrovský posun, a možnosti léčby jsou tak daleko větší. Jednou z poměrně nových metod je i zavedení kloubních náhrad do běžné klinické praxe. Artroplastika, zvaná též aloplastika, je považována za efektivní chirurgický zákrok sloužící k úlevě od bolesti a obnovení funkce kyčelního kloubu, výsledkem je zlepšení kvality života pacienta. [9, 10] Tato metoda je dnes považována za jednu z nejčastějších a rutinních operací, která se provádí po celém světě, výjimkou není ani Česká republika. Počátky moderní artroplastiky sahají do 60. let 20. století, kdy byla ve Velké Británii sirem Johnem Charnleym uskutečněna první výměna kyčelního kloubu. O pár let později, konkrétně v roce 1969, se o ni v tehdejší Československu zasloužil Oldřich Čech. [11, 12]

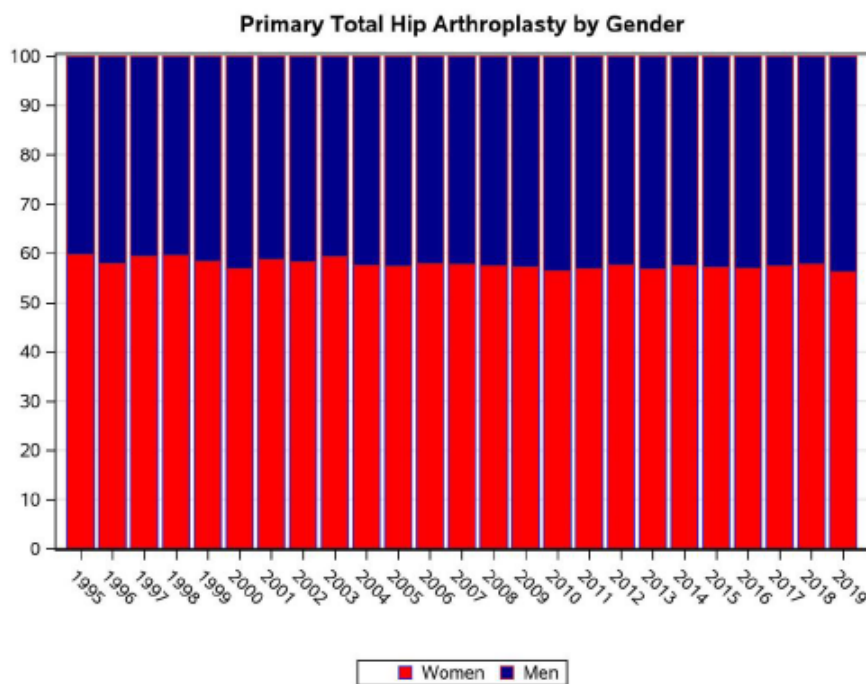
Základním principem artroplastického zákroku je výměna dosluhujícího kloubu za umělý, ať už celého nebo pouze jeho části. V případě, kdy je plně nahrazena jamka i hlavice stehenní kosti se mluví o totální endoprotéze kyčelního kloubu (zkráceně TEP). U druhého typu zákroku dochází k výměně hlavice a krčku femuru, přičemž původní acetabulum je zachováno. Tento typ náhrady se nazývá cervikokapitální endoprotéza kyčelního kloubu (CCEP, CKP) (Obr. 9). K takovým řešením pacient i lékař přistupují ve chvíli, kdy je významně narušena funkce kloubu, pacient trpí nezvladatelnými bolestmi, jež mu zneprůjemňují nebo dokonce znemožňují jakýkoliv pohyb. Endoprotéza je doporučena teprve po vyčerpání konzervativní terapie zahrnující farmakoterapii, rehabilitaci, úpravu životosprávy, redukci hmotnosti, ortopedické pomůcky a fyzioterapii. [13, 14, 15]

Důležitým předpokladem je i pečlivá anamnéza, která by se měla soustředit na další příznaky, jako je intraartikulární infekce, trauma nebo prodělané operace, dosavadní léčba, psychický stav a věk pacienta a jeho očekávání od léčby. Zásadním a klíčovým

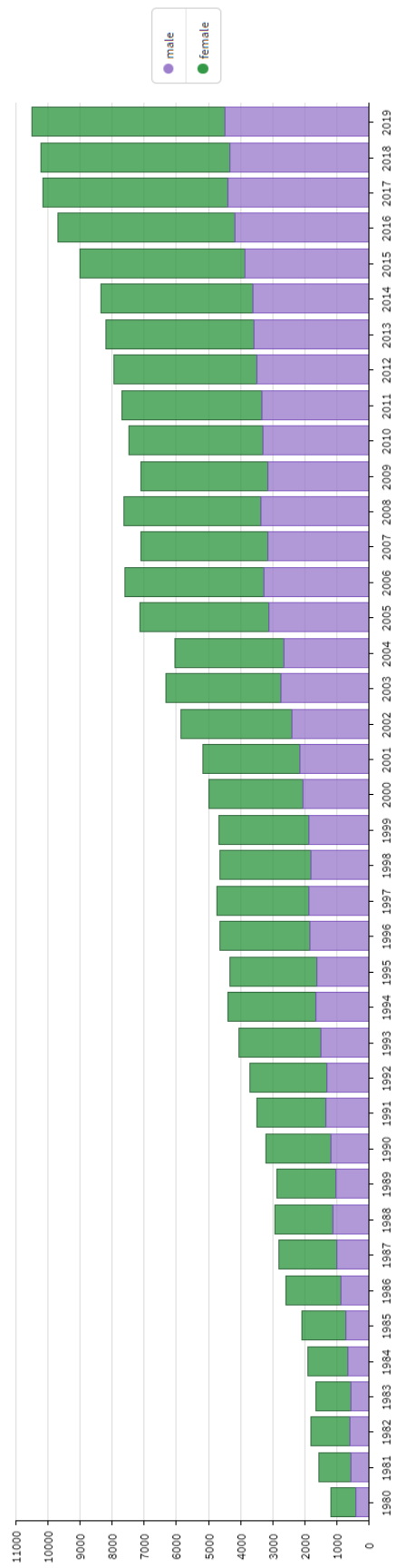
krokem je též důkladné vyšetření kyčelního kloubu, k určení diagnózy obvykle postačují rentgenové snímky (RTG), případně magnetická rezonance. Léčba by měla být uzpůsobena konkrétním potřebám pacienta a funkčním požadavkům. Volba vhodného implantátu závisí na indikaci k zákroku, anatomii pacienta a dovednostech chirurgického týmu. [16] Podle severských národních registrů je výměna kyčelního kloubu potřebná více u žen než u mužů, přičemž rozdíl není tolik výrazný (Obr. 10 a 11). Tato skutečnost je pravděpodobně způsobena rozdílným postavením pánve, přetížením v těhotenství, jinými stereotypy chůze, a dalšími důvody. [13, 17]



Obr. 9: Cervikokapitální náhrada kyčelního kloubu – typ Poldi [18]



Obr. 10: Poměr primárních operací podle pohlaví (dle údajů z Dánska) [19]



Obr. 11: Poměr primárních operací podle pohlaví (dle údajů z Finska) [20]

3.2 Indikace k implantaci totální endoprotézy kyčelního kloubu

3.2.1 Vývojová dysplazie kyčelního kloubu

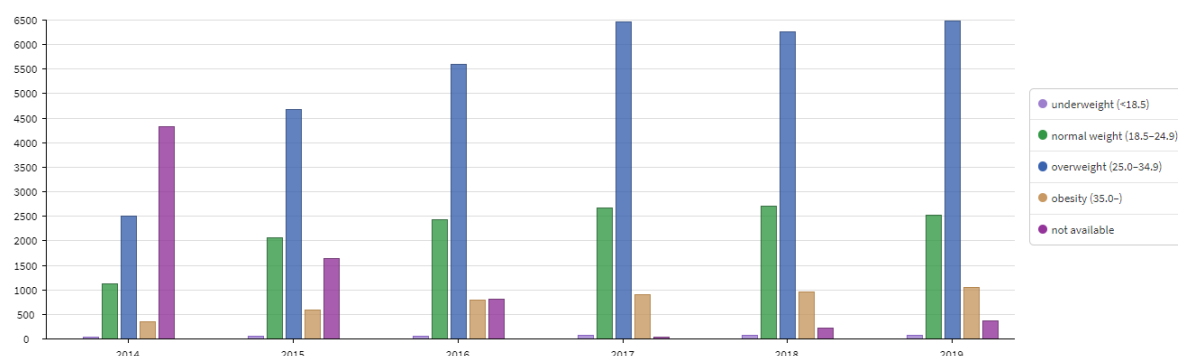
Jednou z primárních příčin vedoucích k náhradě kyčelního kloubu je vývojová dysplazie kyčelního kloubu (VDK) (Obr. 16). Toto vrozené onemocnění postihuje všechny součásti kloubu, tedy femuru, acetabula i kloubního pouzdra. Projevuje se odchýlením acetabula, uvolněním kloubního pouzdra, méně časté je zkrácení končetiny, kožní asymetrie apod. Včasným podchycením vývojové dysplazie a nasazením konzervativní léčby se lze vyhnout operačnímu řešení. [9]

3.2.2 Osteoartróza

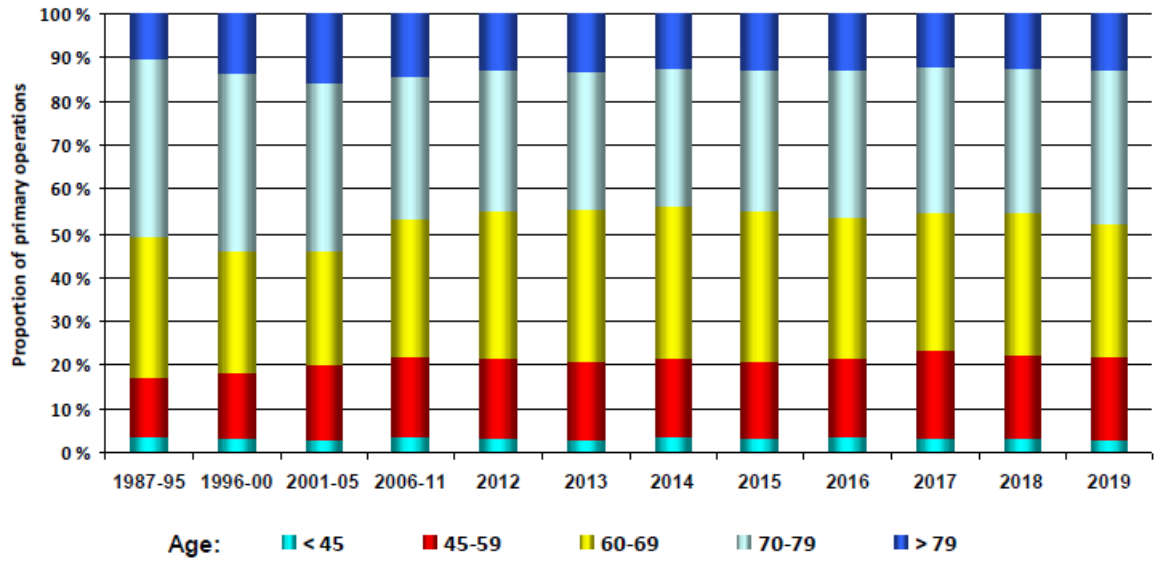
Typickou formou poškození pohybového systému je osteoartróza (OA) (Tab. 1 a 2) charakterizovaná degenerativními kloubními změnami, která postihuje různé části kyčelního kloubu a okolní tkáně (Obr. 16). Následkem těchto procesů dochází k postupnému opotřebením chrupavky, které může vyústit až v její úplné vymizení.

U některých jedinců se vyskytují mírné příznaky jako je např. citlivost, bolest a ztuhlost kloubu, ale u jiných může způsobit trvalé a závažné problémy. S mizící chrupavkou v závěrečných stádiích OA dochází ke zvýšenému tření kostí, bolest je tak zesílena a může způsobit až velmi nepříjemný a bolestivý pohyb postiženého kloubu. Dalšími doprovodnými změnami je nepravidelný tvar kloubních ploch, otoky a podráždění spojená s artritidou, na kostech se objevují i výrůstky (osteofyty). [16, 21]

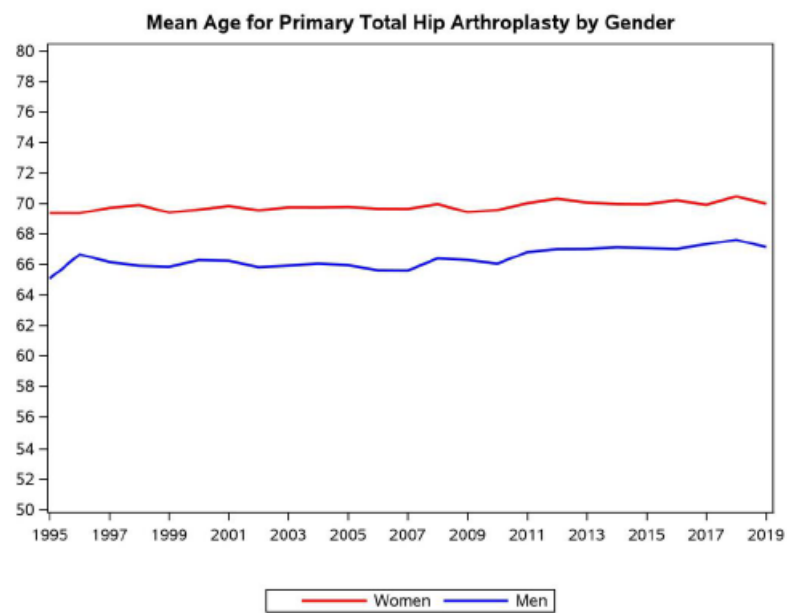
Rizikovými faktory, které přispívají ke vzniku a rozvoji OA, je způsob a míra mechanického zatížení kloubu, nadváha (Obr. 12), prodělaná kloubní onemocnění, záněty, genetické dispozice, vrozené vady apod. Průběh artrózy se v čase mění, může docházet k jejímu zmírnění, zastavení nebo v častých případech i ke zhoršení. Nelze však tvrdit, že je výsledkem stárnoucího procesu, přestože je to jeden z faktorů. Velice častá je u pacientů ve věku 65 let a více, jak ukazují Obr. 13, 14 a 15. Prevencí lze přispět k včasné diagnóze a zavedení potřebné léčby. U počátečního stádia OA se volí nechirurgická léčba, která může významně zmírnit symptomy a může pomoci zpomalit postupující nemoc. Je-li tento přístup nedostatečný nebo se kloub nachází ve vyšším stádiu poškození, je jediným řešením operační metoda. [9, 16, 22]



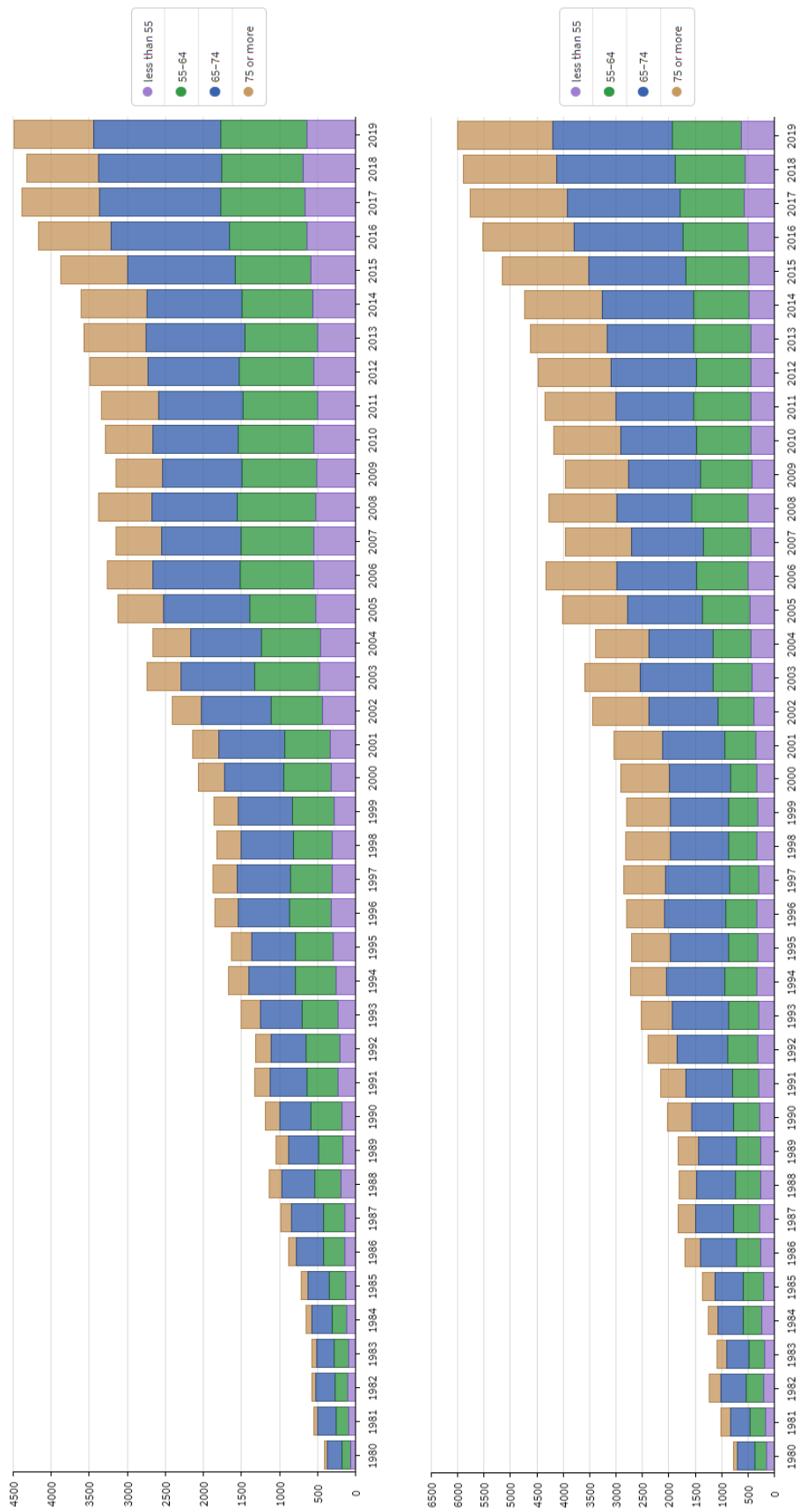
Obr. 12: Počet primárních operací podle hodnoty BMI (dle údajů z Finska) [20]



Obr. 13: Poměr primárních operací podle věku (dle údajů z Norska) [23]



Obr. 14: Průměrný věk pro primární artroplastiku kyčelního kloubu podle pohlaví (dle údajů z Dánska) [19]



Obr. 15: Změny ve věkovém rozložení primárních operací u mužů (vlevo) a žen (vpravo) [20]

3.2.3 Jiné indikace

Mezi další významné indikační skupiny vyžadující náhradu kyčelního kloubu se řadí pacienti se zánětlivou revmatoidní artritidou, poúrazovou artrózou, traumatem a posttraumatickými následky u špatně zhojených zlomenin, a ve výjimečných případech i nádorovým onemocněním. Podle stupně poškození kloubu se volí konzervativní metoda, případně je doporučen chirurgický zákrok. [13, 16, 14]



Obr. 16: Indikace pro náhradu kyčelního kloubu [24]

Tab. 1: Primární artroplastika kyčelního kloubu podle diagnózy (dle údajů z Dánska) [19]

Diagnose	1995-2017		2018		2019		Total	
	N	%	N	%	N	%	N	%
Primary Osteoarthritis	136305	79.07	8815	82.63	9277	82.97	154397	79.49
Sequelae from femoral neck fracture	12126	7.03	466	4.37	459	4.11	13051	6.72
Femoral neck fracture (acute)	8219	4.77	591	5.54	498	4.45	9308	4.79
Non Traumatic Femoral Head Osteonecrosis	4211	2.44	203	1.90	226	2.02	4640	2.39
Developmental Dysplasia	3186	1.85	275	2.58	317	2.84	3778	1.95
Rheumatoid Arthritis	2325	1.35	54	0.51	58	0.52	2437	1.25
Other	1304	0.76	43	0.40	74	0.66	1421	0.73
Post-Perthes disease	973	0.56	46	0.43	59	0.53	1078	0.56
Congenital Hip Dislocation	942	0.55	17	0.16	24	0.21	983	0.51
Acetabular fracture	807	0.47	28	0.26	47	0.42	882	0.45
Other type of Arthritis	565	0.33	9	0.08	10	0.09	584	0.30
Epiphysiolysis	501	0.29	14	0.13	23	0.21	538	0.28
Metastasis	398	0.23	86	0.81	88	0.79	572	0.29
Traumatic Hip Dislocation	279	0.16	8	0.07	10	0.09	297	0.15
Ankylosing Spondylitis	218	0.13	7	0.07	7	0.06	232	0.12
Primary tumour	24	0.01	6	0.06	4	0.04	34	0.02
Total	172383	100.00	10668	100.00	11181	100.00	194232	100.00

Tab. 2: Indikace k primární operaci (dle údajů z Norska) [23]

Year	Primary osteoarthritis	Rheumatoid arthritis	Sequelae after hip fracture	Congenital dysplasia	Cong. dysplasia with dislocation	Epiphysiol./Perthes disease	Spondyloarthropathy	Acute fracture of the femoral neck	Avascular necrosis of the femoral head	Sequelae after acetabular fracture	Other	Missing information
2019	7 804	87	303	651	17	94	20	609	293	30	288	28
2018	7 621	99	297	653	24	113	21	571	266	23	282	10
2017	7 301	108	299	679	19	105	26	404	270	34	282	13
2016	7 109	138	355	685	11	107	19	342	229	33	247	9
2015	6 796	108	332	587	11	106	21	321	181	26	200	19
2014	6 414	115	354	648	18	86	28	287	250	22	175	19
2013	6 416	125	351	611	10	115	31	288	172	29	191	30
2012	6 220	157	365	615	12	92	43	204	186	16	202	14
2011	5 787	132	372	573	24	96	26	187	138	21	187	30
2010	5 734	130	354	594	36	88	20	160	152	16	191	50
2009	5 515	131	390	560	26	127	24	150	174	11	165	32
2008	5 359	144	443	498	25	99	21	148	145	19	144	6
2007	5 166	146	475	457	21	80	22	159	174	21	110	15
2006	4 819	147	486	445	17	83	24	131	172	19	126	13
2001-05	24 253	821	2 770	2 233	132	405	130	398	464	66	462	83
1996-00	18 854	883	3 085	1 851	147	356	128	194	269	61	529	290
1987-95	26 713	1 469	5 140	3 148	562	518	175	105	156	136	741	331
Total	157 881	4 940	16 171	15 488	1 112	2 670	779	4 658	3 691	583	4 522	992

Diseases are not mutually exclusive. More than one reason for operation is possible

3.3 Princip výměny kyčelního kloubu

Výměna kyčelního kloubu je náročná operace, která závisí na typu poškození a typu použité náhrady. Operační přístupy pro náhradu kyčelního kloubu jsou různé, v současnosti jsou upřednostňovány méně invazivní, při kterých je chráněna svalová struktura a šlachy. V této části práce je popsán pouze základní princip takové výměny.

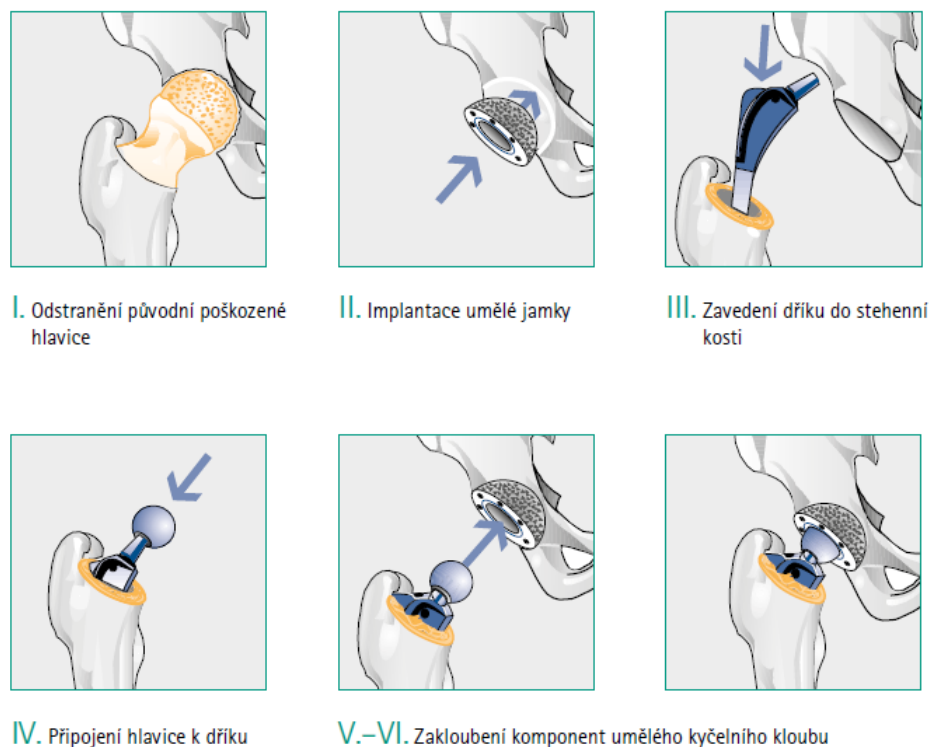
Důležitým krokem před plánovanou operací je samotná příprava k operaci. Součástí je podrobné předoperační vyšetření k identifikaci rizikových faktorů. Na jeho základě by měl zkušený chirurg a jeho zdravotní tým pacientovi poskytnout potřebné informace o rizicích spojených s operací kyčle, volbě vhodného typu a velikosti implantátu.

Po ukončení příprav k operaci je pacient uveden do anestezie. O zavedení celkové nebo částečné narkózy rozhoduje anesteziolog a operatér. Operační oblast je vydezinfikována a operatér následně provede kožní řez. Měkké tkáně a svaly pod řezem se odsunou pro lepší dostupnost ke kyčelnímu kloubu.

Nejdříve je oddělena původní postižená hlavička od krčku femuru a z kyčelního kloubu. Pomocí frézy je vybroušen zbytek kloubní chrupavky a část kosti z kloubní jamky, tímto postupem se vytvoří lůžko pro implantát. Jakmile je lůžko připraveno, do místa původního acetabula je vsazen implantát.

Poté se ve stehenní kosti připraví kanál pro zakotvení dřívku. Následně je na dřík připojena hlavička umělého kloubu a veškeré komponenty se zaklobí. Na závěr se provede kontrola funkce kloubu, sešijí se měkké tkáně, případně i svaly a uzavře se kožní rána. [24]

Nezbytnou součástí léčby jsou pravidelné pooperační kontroly, správná životospráva a rehabilitace. Cílem rehabilitace je co nejrychleji obnovit porušené funkce kloubu, posílit svaly, minimalizovat zdravotní důsledky a umožnit pacientovi návrat do aktivního života. [13]

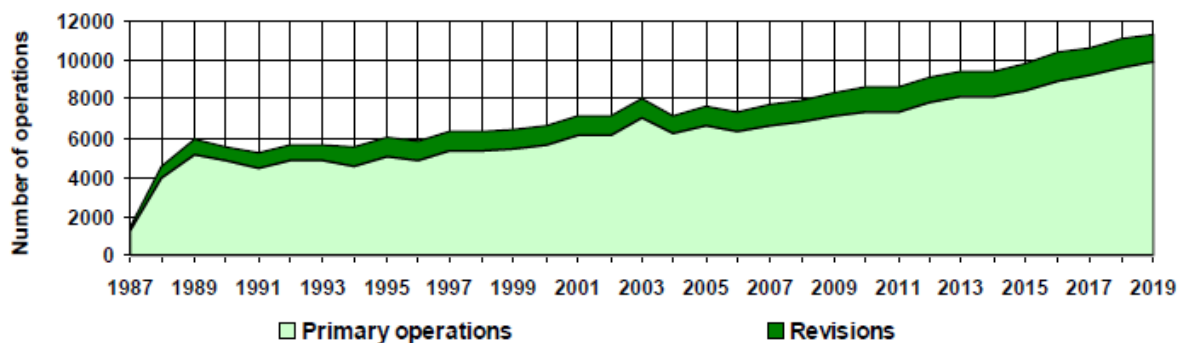


Obr. 17: Průběh operace [24]

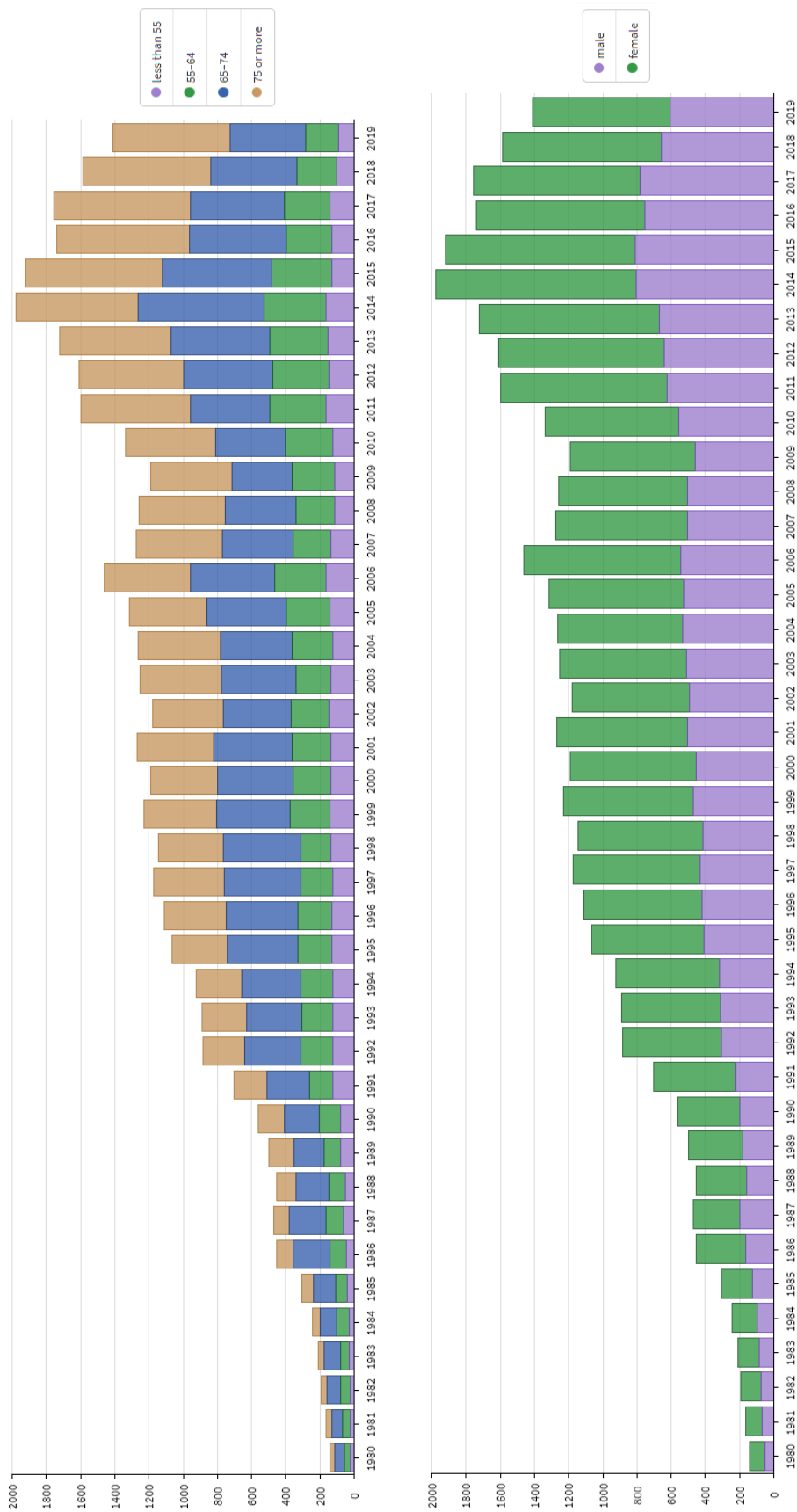
3.4 Revizní operace TEP kyčelního kloubu

V návaznosti na zvyšující se počet primárních implantací kyčelního kloubu se zvyšuje i počet provedených revizí TEP (Obr. 18 a 19). Navzdory pokročilým materiálům používaných v moderní artroplastice mohou nastat jisté komplikace, které způsobují selhání endoprotézy.

Řešením je reimplantace, při které se stávající kloubní náhrada nebo její část vymění za novou (Tab. 3). Ve srovnání s primární TEP jsou revizní operace obtížnější, hrozí u nich vyšší riziko pooperačních komplikací, vyšší krevní ztráta a náchylnost k infekcím. Revizní operace jsou také spojené s vyššími finančními náklady, zdravotní péčí a nižší životností revizních kloubních náhrad. [9, 25, 26]



Obr. 18: Počet primárních a revizních operací (dle údajů z Norska) [23]



Obr. 19: Revizní operace podle věku (vlevo) a pohlaví (vpravo) (dle údajů z Finska) [20]

Tab. 3: Typy revizních operací (dle údajů z Dánska) [19]

Type of revision	1995-2017		2018		2019		Total	
	N	(%)	N	(%)	N	(%)	N	(%)
<i>Minor Components Replaced</i>	17062	65.00	908	72.58	941	73.12	18911	65.69
<i>Total Hip Replacement</i>	6282	23.93	185	14.79	193	15.00	6660	23.13
<i>Removal of Prostheses</i>	1918	7.31	102	8.15	95	7.38	2115	7.35
<i>Reinsertion of Prostheses</i>								
<i>Girdlestone Resection Arthroplasty</i>	988	3.76	56	4.48	58	4.51	1102	3.83
Total	26250	100.00	1251	100.00	1287	100.00	28788	100.00

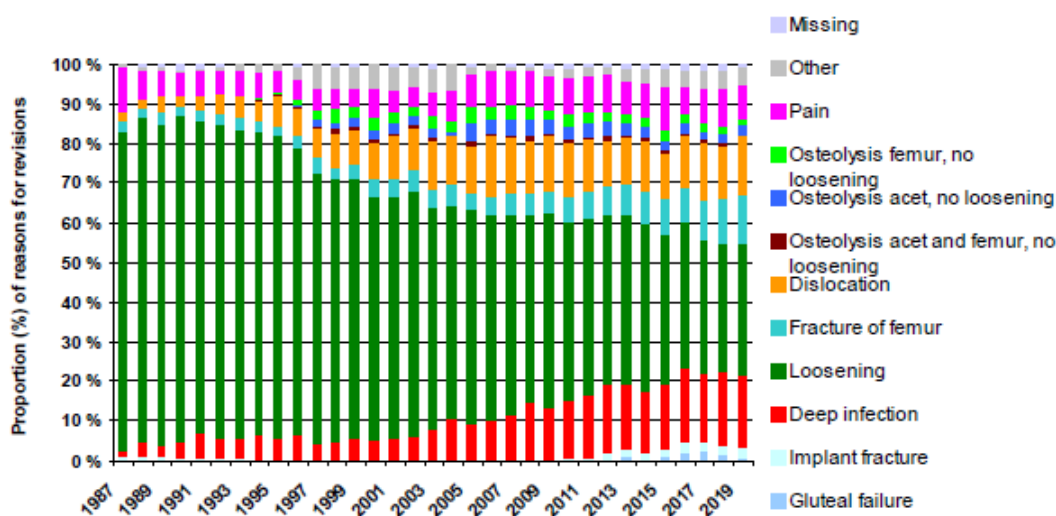
Podnětem k novému vyšetření problematické kyčle, případně i k její další operaci, je zejména přetrvávající bolest; opakovaná nestabilita vyvolaná např. nesprávným umístěním nebo velikostí komponent, chirurgickým přístupem nebo i věkem. Dalšími obávanými příčinami je infekce endoprotézy, vykloubení kloubu po operaci, oslabení kosti v okolí kloubu v důsledku reakce na umělé materiály či opakovaná zlomenina (Tab. 4 a 5) (Obr. 21 a 20). Pochopitelně i materiály samotné protézy se časem opotřebovávají, což může být způsobeno nevhodnou fyzickou aktivitou. Lékaři a výzkumní lékaři nadále pracují na řešení těchto problémů a na zdokonalení návrhu náhradního kloubu. [10, 25, 26] V některých případech nemusí být příčiny zcela jasné, proto je při plánování revizní operace důležité znát, kým a jakým způsobem byla provedena primární artroplastika, a jaké implantáty byly použity. [27]

Tab. 4: Indikace k první revizní operaci (dle údajů z Dánska) [19]

Reason for Revision	1995-2017		2018		2019		Total	
	N	(%)	N	(%)	N	(%)	N	(%)
<i>Aseptic Loosening (all)</i>	10130	49.34	248	27.37	221	23.04	10599	47.33
<i>Dislocation</i>	3410	16.61	209	23.07	228	23.77	3847	17.18
<i>Infection</i>	2264	11.03	134	14.79	187	19.50	2585	11.54
<i>Femoral Fracture</i>	1700	8.28	147	16.23	145	15.12	1992	8.89
<i>Component Failure</i>	994	4.84	28	3.09	25	2.61	1047	4.68
<i>Other</i>	724	3.53	40	4.42	37	3.86	801	3.58
<i>Pain</i>	561	2.73	33	3.64	36	3.75	630	2.81
<i>PE Wear without Loosening</i>	420	2.05	54	5.96	63	6.57	537	2.40
<i>Osteolysis without Loosening</i>	327	1.59	13	1.43	17	1.77	357	1.59
Total	20530	100.00	906	100.00	959	100.00	22395	100.00

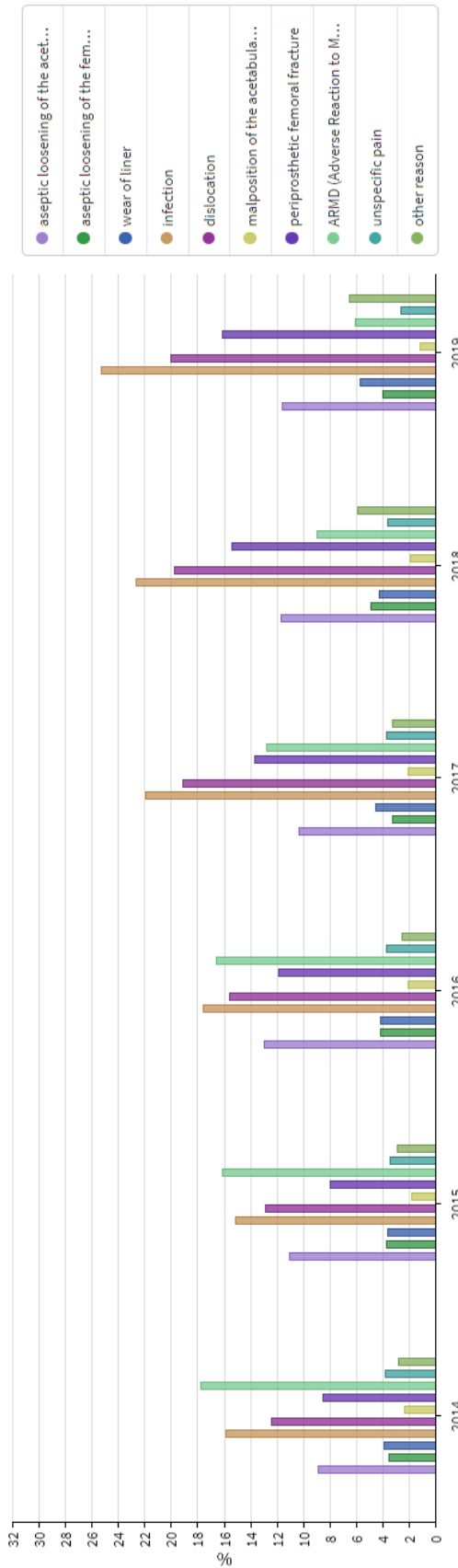
Tab. 5: Indikace k druhé a pozdější revizní operaci (dle údajů z Dánska) [19]

Reason for revision	1995-2017		2018		2019		Total	
	N	(%)	N	(%)	N	(%)	N	(%)
Infection	2177	37.25	169	48.56	141	42.73	2487	38.13
Aseptic Loosening (all)	1527	26.13	44	12.64	56	16.97	1627	24.95
Dislocation	1211	20.72	76	21.84	74	22.42	1361	20.87
Other	256	4.38	14	4.02	15	4.55	285	4.37
Femoral Fracture	246	4.21	21	6.03	15	4.55	282	4.32
Component Failure	167	2.86	10	2.87	11	3.33	188	2.88
Pain	149	2.55	5	1.44	9	2.73	163	2.50
PE Wear without Loosening	76	1.30	8	2.30	8	2.42	92	1.41
Osteolysis without Loosening	35	0.60	#	0.29	#	0.30	37	0.57
Total	5844	100.00	348	100.00	330	100.00	6522	100.00



The graph is hierarchical, i.e. if a revision is marked both "Deep infection" and "Loosening", only "Deep infection" is counted.

Obr. 20: Rozdělení revizních operací podle indikace (dle údajů z Norska) [23]



Obr. 21: Rozdělení revizních operací podle indikace (dle údajů z Finska) [20]

4 Endoprotetika kyčelního kloubu

Protéza slouží jako náhrada ztracené části těla a je vždy uzpůsobena individuálním potřebám pacienta. Vhodně navržená a postavená protéza musí plně vyhovovat fyzickým předpokladům pacienta. Správné zhotovení protézy je dané výběrem správných dílů a jejich vhodným zpracováním. Pro lepší porozumění dané problematice je v této kapitole popsán vývoj kloubních náhrad od jejich počátků, výrobní technologie, které k jejich rozšíření přispěly, a zároveň ukazuje různé varianty acetabulárních komponent dostupných na dnešním trhu.

4.1 Historický vývoj moderní náhrady kyčelního kloubu

Nejstarší pokusy o kompletní aloplastiku byly zaznamenány již na konci 19. století. Tehdy německý chirurg Themistockles Glück zhotovil jamku i hlavici stehenní kosti ze slonoviny a k upevnění obou komponent použil sádru, pemzu a kalafunu. Později se objevily experimenty i s jinými materiály, ovšem ani ty se nedočkaly dlouhodobého úspěchu. [28, 29]

První koncept nových typů kloubních náhrad vznikl v podobě zvané „molded arthroplasty“, kterou v roce 1925 představil americký chirurg Marius Nygaard Smith-Petersen. Využil přitom skleněnou dutou hemisféru, kterou vymodeloval do tvaru hlavice stehenní kosti. Skleněný materiál však nebyl ideální, nedokázal odolávat zátěži a docházelo tak k brzkému selhání. Smith-Petersen se snažil vylepšit svůj návrh pomocí jiných materiálů jako je plast a ocel. Výrazné zlepšení nastalo při zavedení kobalt-chromové slitiny (Co-Cr) do ortopedické praxe, která je korozivzdorná a dostatečně pevná. Vyvinula se tzv. „cup arthroplasty“, v ČR známá pod pojmem Smith-Petersenova čepička (Obr. 22). [30]



Obr. 22: Smith-Petersenova čepička sloužící jako náhrada hlavice kyčelního kloubu [9]

Podobný vývoj nastal i v Paříži, kde bratři Judetové zhotovili náhradu hlavice stehenní kosti ze syntetického akrylátu, ale ani tento materiál nebyl dostatečně mechanicky odolný. Touto materiálovou ideou se později inspiroval E. J. Haboush z New Yorku, který poprvé využil akrylový cement, používaný ve stomatologii a plastické chirurgii, ke kostní fixaci endoprotézy, čímž výrazně napomohl dalšímu rozvoji endoprotetiky. Navzdory tomuto pokroku byla fixace ke kosti stále neuspokojivá, aplikace na tvarově deformované hlavici obtížná a nezodpovězeny zůstaly otázky postižení acetabula.

O nový typ náhrady a základ cervikokapitální náhrady kyčelního kloubu se nezávisle na sobě zasloužily F. R. Thompson z New Yorku a A. T. Moore z Jižní Karolíny. Nahrazena byla celá hlavice femuru zakončená dříkem, který se ukotvil do dutiny stehenní kosti. Nadále však přetrvávaly problémy s acetabulem a nedostatečnou fixací, což vedlo k selhání implantátů.

Náhrady kyčelního kloubu se začaly využívat v běžné praxi na konci 60. let minulého století. Základ sestával z jamky z vysokomolekulárního polyetylenu (UHMWPE), která se pevně ukotvila do vyfrézovaného acetabula polymetylmetakrylátem, známým jako kostní cement, a femorálního dříku, vyrobeného z ušlechtilé slitiny nebo korozivzdorné oceli, který se zacementoval do dutiny femuru. Se zavedením kostního cementu bylo možné dosáhnout pevné fixace implantátu do kosti. Tento princip využil a šikovným způsobem rozvíjel v Anglii John Charnley, jenž je za své zásluhy považován za průkopníka moderní endoprotetiky. Ve své práci se inspiroval vývojem nových třecích materiálů, které uplatnil při implantaci první totální endoprotézy kyčelního kloubu (friction arthroplasty). Využil již dříve vyvinutý dřík a původní acetabulum nahradil umělou jamkou z teflonu. Svými minimálními třecími vlastnosti se zdál být ideální, ale docházelo k velmi rychlému otěru a tedy i opotřebení a pozdějšímu selhání. Neúspěšný teflon byl později nahrazen polyetylenem. Jak se ukázalo, díky svým kluzným vlastnostem je dodnes považován za jeden z optimálních materiálů pro artikulační povrchy endoprotéz. Vznikla tak první generace cementované endoprotézy kyčelního kloubu, zároveň tím započala éra moderní endoprotetiky. Charnleyho původní návrh endoprotézy je, ačkoliv s drobnými úpravami, úspěšně používán dodnes. Výsledky dlouhodobých studií původních protéz ukázaly dobré výsledky s životností 15 – 20 let. [29]



Obr. 23: Originální balení Charnleyovy TEP kyčelního kloubu včetně kostního cementu [9]

Tato metoda se později rozšířila i do jiných zemí, v 70. letech se původním návrhem inspirovali např. Müller v roce 1970, Harris, Aufrane a Turner, Amstutz či mnoho dalších osobností. V České republice byla výroba endoprotéz iniciována významným ortopedem Oldřichem Čechem, jenž roku 1972 ve spolupráci s kladenskou hutí Poldi modifikoval Müllerovu protézu (Obr. 24). Tento typ náhrady zvaný Čech-Beznoska (Obr. 24) je na našem území populární dodnes. [31]

S rozšiřující se endoprotetikou se začaly objevovat nové komplikace, především týkající se otěru polyetylenu a uvolnění cementového implantátu z kostního lůžka. Další vývoj proto směřoval k fixaci endoprotézy bez využití kostního cementu. V 80. letech 20. století se vyvinuly necementované implantáty, začal převládat titan a hlavičky se začaly vyrábět z korundové nebo zirkoniové keramiky. S vývojem nových endoprotéz se doufá v delší trvanlivost a usnadnění implantace. [9, 28, 32]



Obr. 24: Femorální komponenty typu (1) Charnley, (2) Müller, (3) a (4) Čech-Beznoska [9]

4.2 Technologie využívané při výrobě náhrad kyčelního kloubu

Strojírenské technologie se uplatňují v mnoha odvětvích jako je automobilový průmysl, letectví, ale významnou úlohu má i ve zdravotnictví, kde se využívají především při výrobě umělých kloubních náhrad, chirurgických nástrojů, stomatologických náhrad, ortopedických pomůcek, fixátorů a mnoha jiných lékařských pomůcek či zařízení.

Na trhu je k dostání široký výběr komponentů a moderních materiálů v chirurgii, které významně prodloužily životnost implantátů. V totální artroplastice jsou typické materiály jak přírodní, tak syntetické. Z přírodních jsou to nejčastěji kovy (slitiny hliníku, titan, slitiny titanu, ocel). Syntetické materiály jako syntetické plasty, termoplasty (polyetylen, polypropylen, PVC atp.), elastomery (silikony, syntetické polymery) a vyztužené plasty (kompozity) se dnes využívají téměř standardně. [9]

V současnosti existuje řada výrobců poskytujících náhrady kyčelního kloubu. Mezi světové výrobce patří např. sloučené společnosti Zimmer a Biomet či B. Braun Medical. Z ryze domácích je třeba zmínit firmy Beznoska (dříve Poldi Kladno) a ProSpon (Kladno) ve spolupráci se společností Medin a.s. (Nové Město na Moravě).

4.2.1 Obráběcí technologie

Standardní metodou výroby pro medicínskou techniku je obrábění, které je velmi náročné, ale je u něj zaručena vysoká úroveň automatizace. Tato metoda vyžaduje přípravu výkresové dokumentace, technologické postupy a tvorbu CNC (Computer Numerical Control) programů pro přesné opracování.

Pomocí CNC obrábění lze vyrobit přesné součásti s vynikajícími fyzikálními vlastnostmi. Příslušné stroje a výroba musí splňovat přísná kritéria na kvalitu a poradit si s různými materiály, jako jsou vysoce pevné plasty, nerezové oceli, titan či kobalt. U konvenčních metod je materiál, na rozdíl od aditivní výroby, často odstraňován frézováním, obráběním, tvarováním, vyřezáváním a jinými prostředky. [33, 34]

4.2.2 Aditivní výroba

Aditivní výroba, též známá jako 3D tisk, je technologie, která v posledních letech nabývá stále větší popularity. Kloubní náhrady se obvykle vyrábí ve standardních velikostech. Na rozdíl od nich se zakázkové implantáty vytvoří z dat získaných z CT snímku. Ze získaných dat je konstruktér pomocí software schopen vytvořit kompletní počítačový model, a poté na 3D tiskárně i plastový model.

Individuálně přizpůsobené náhrady se uplatní zejména u komplexních případů, složitých zlomenin, apod. Během přípravného procesu je možné navrhnout optimální řešení a vyhovět tak konkrétním potřebám pacienta, což může vést k lepšímu výkonu ošetřujícího ortopeda, a tudíž i zkrátit čas strávený na operačním sále a minimalizovat komplikace během operace. [35, 36]

Existují různé metody založené na aditivní výrobě, z nichž nejvýznamnější jsou SLM, DMLM, DMLS a EBM. Aditivní výroba využívá geometrická data z počítačového modelu. Pro návrh implantátu se běžně používá CAD software, jenž slouží pro převedení dat do formátu STL, který objekt rozloží na velmi tenké vrstvy. Data v sobě uchovávají informaci o tvaru, textuře a tloušťce objektu, který má být vytištěn. [37]

Výsledná data jsou odeslána do zařízení vybaveného řídicím programem a slouží ke správnému nasměrování hardwaru v pracovním prostoru, který ukládá práškový materiál po velmi jemných vrstvách do přesných geometrických tvarů. Tyto systémy využívají laserový či elektronový paprsek k jejich roztavení nebo k částečnému tavení, kdy k sobě jednotlivé vrstvy přilnou. Jak je tedy z názvu patrné, u aditivní výroby je materiál přidáván. Nespotřebovaný prášek se následně zrecykluje a využije při další výrobě, což s sebou přináší ekonomická a ekologická pozitiva. Tato technologie je rovněž výhodná pro urychlení přípravy a výroby, řešení složitých geometrií a zjednodušení výroby.

Direct Metal Laser Melting (DMLM)

Direct Metal Laser Melting (DMLM) je metoda, která je schopna vyrábět geometricky složité struktury a dochází při ní k přímému tavení kovového materiálu. Při výrobě lze použít různé kovy, včetně titanu, chromu a slitin hliníku.

Po dokončení tisku se získá produkt s hladkým povrchem, výjimečnými povrchovými a mechanickými vlastnostmi, který může být dále zpracován. Technologie DMLM i EBM jsou ideální pro výrobu neporézních povrchů.

Direct Metal Laser Sintering (DMLS)

Direct Metal Laser Sintering (DMLS) nebo také SLM (Selective Laser Melting) je metoda vhodná pro rychlé a geometricky složité návrhy. Funguje na principu postupného tavení velmi jemných vrstev materiálu na základní desce (platformě) pomocí laserového paprsku řízeného vysoce výkonným počítačem. Tato metoda bývá občas označována jako SLS technologie, která však využívá nižší teploty. Při této metodě se využívá titan, titanové slitiny, hliník a nerezová ocel ve formě prášku.

Proces probíhá v regulované atmosféře, komora je zbavena vzduchu a vlhkosti a poté vyplněna plynem. U většiny materiálů je pracovní komora vyplněna dusíkem, v případě titanu se používá inertní argon, a to z důvodu ochrany výrobku před oxidací. Vyrobené díly se pak přesouvají do vysokoteplotní pece, aby byly zajištěny požadované vlastnosti. Teprve pak je možné provádět povrchové úpravy běžnými způsoby jako je obrábění, broušení, tryskání, leštění apod. Výrobky zhotovené metodou DMLS se vyznačují kvalitními povrchovými a mechanickými vlastnostmi.

Electron Beam Melting (EBM)

Electron Beam Melting (EBM) představuje časově a finančně efektivní metodu, při které dochází k tavení kovového prášku pomocí vysoce výkonného elektronového paprsku. Celý proces probíhá ve vakuové komoře, aby bylo zabráněno kontaminaci. EBM se používá k tisku sofistikovaných implantátů. U EBM metody vznikají výrobky s mírným drsným povrchem, který je však žádoucí pro podporu růstu kostí. Pro hladkou strukturu je možné povrch upravit klasickým obráběním. Výrobky zhotovené ze slitiny titanu dosahují vysoce kvalitních mechanických vlastností bez zbytkového napětí. [38, 39, 40]

4.3 Přehled současně používaných acetabulárních komponent náhrad kyčelního kloubu

Podle způsobu fixace do kosti se acetabulární jamky, podobně jako u femorálního dříku, dělí na cementované a necementované. Z hlediska konstrukce se naopak rozlišují monoblokové a modulární. Dlouhodobé výsledky cementovaných a necementovaných technik ale jasně neukazují, který typ fixace je výhodnější. Volba fixace se tak odvíjí v závislosti na charakteristikách pacienta, kvalitě kosti, druhu poškození a zkušenostech chirurga. [9, 16]

4.3.1 Cementované acetabulární komponenty

V dnešní době se výhradně jako monoblok používají cementované jamky vyrobené z polyetyleny (UHMWPE), který je pružný a nedochází tak k mechanickému poškození cementovaného lůžka. Dříve se vyskytovaly také v kovové a keramické podobě, ale kvůli své neuspokojivé fixaci bylo od takových materiálů upuštěno. [9]

K fixaci se používá speciální kostní cement, který působí jako injektážní malta a je možné jím stmelit kloubní jamku a dřík na místě. Cementované jamky se připojují pomocí polymetylmetakrylátových hmot do kosti a jsou vyráběny z vysokomolekulárních polyetylenů, a fungují jako výplň mezi kostí a dříkem endoprotézy. [16, 24] Kostní cement dodávají výrobci v balení ve formě práškového polymeru a tekutého monomeru. Kostní cement se připravuje ve sterilním prostředí přímo na operačním sále, kde se

obě látky smíchají. V kostním cementu je obsažen přídatek barviva (chlorofyl) kvůli lepší viditelnosti během aplikace a RTG kontrastní látky pro jeho zobrazení na RTG snímku. [9]

Příklad polyetylenové jamky je na Obr. 25 a 26. Vnější povrch jamky je zdrsňen kvůli optimálnímu spojení s kostí. Jsou též opatřeny diagnostickým kroužkem z RTG kontrastního materiálu pro určení polohy jamky na RTG snímku. [24]



Obr. 25: Polyetylenová jamka [24]



Obr. 26: Jamka acetabulární cementovaná standard PE [41]

Antiluxační jamky

Další variantou cementované jamky je tzv. antiluxační jamka (Obr. 27) se zvýšeným okrajem, který zlepšuje stabilitu endoprotézy, avšak na úkor životnosti. Rozsah pohybu je výrazně omezen, tyto jamky se v běžných situacích neuplatní, jsou používány např. při revizních nebo rekonstrukčních a onkologických operacích. [9]



Obr. 27: Jamka acetabulární cementovaná antiluxační PE [41]

Jamka s centralizéry

Na českém trhu je k dostání i cementovaná jamka s nalisovanými centralizéry po obvodě z PMMA (Obr. 28). Pomocí těchto výstupků a kompresního límce v horní části jamky je možné zajistit rovnoměrnou vrstvu kostního cementu mezi povrchem polyetylenové jamky a opracovaným acetabulem. Tím se zvýší stabilita mezi jamkou, cementem a kostí a minimalizuje se riziko uvolnění. [18]



Obr. 28: Cementovaná jamka s centralizéry – typ 02/II [18]

4.3.2 Necementované acetabulární komponenty

Necementované jamky jsou převážně modulární a sestávají z kovového pláště jamky, nejčastěji ze slitiny titanu Ti6Al4V, a artikulační vložky (výplně), která slouží jako kluzný povrch. Podobně jako u cementovaných jamek se nejčastěji vyrábí z vysokomolekulárního polyetylenu (UHMWPE) (Obr. 32), keramiky (Obr. 31) či kovu. Artikulační vložky kopírují obvod kovové části jamky nebo tvoří tzv. přesah (off-set), který poskytuje větší krytí hlavic, čímž se zvýší stabilita endoprotézy. Nevýhodou vložek s off-setem je však zmenšený rozsah pohybu. [9, 24]



Obr. 29: Plášť necementované acetabulární jamky Corona [42]



Obr. 30: Plášť necementované acetabulární jamky – typ SF [18]

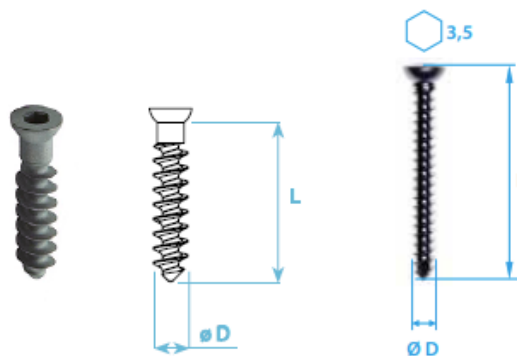


Obr. 31: Keramická vložka necementované jamky Corona [42]



Obr. 32: PE-X vložka necementované jamky Corona [42]

U necementované jamky se kostní cement neuplatňuje, naopak díky své povrchové úpravě kost srůstá do pórů povrchu protézy a poskytuje pevné zajištění. Tento způsob se vyznačuje delší životností a je upřednostňován u pacientů se silnou a zdravou kostí, zatímco cement je vhodný zejména u starších pacientů se špatným růstem kostí. [9] Pláště necementovaných jamek bývají doplněny otvory pro lepší zafixování jamky v acetabulu, používají se přitom šrouby z Ti6Al4V (Obr. 33). [42, 18]



Obr. 33: Šrouby necementované jamky [42, 18]

Press-fitové jamky

Kloubní jamky typu press-fit (Obr. 34) patří mezi nejčastěji používané jamky a fungují na principu předpětí mezi kostí a jamkou. Pro dosažení pevné fixace se použije implantát, jehož průměr je o 1–2 mm větší než poslední použitá fréza, která svým tvarem kopíruje plášť jamky. Nová jamka se upevní zatlučením do předem vyfrézované kosti v místě původního acetabula. Označování velikostí jamek je nejednotné a může se lišit u jednotlivých výrobců. Někteří výrobci používají při označování skutečný průměr, v takovém případě je nutné implantovat jamku o 1–2 mm větší než použitá fréza (podle tvrdosti kosti), nebo jsou označovány stejným průměrem jako frézy určené k jejich implantaci, pak se implantuje jamka se stejným průměrem frézy.

Pro zvýšení stability se využívá přídatná fixace šrouby, jamky jsou pro tento účel doplněny otvory. Tyto jamky mají tvar polokoule, neúplné polokoule, polokoule se zploštělým dnem nebo je jejich dno ve tvaru polokoule s rozšířeným límcem na okrajích.



Obr. 34: Press-fitová jamka Plasmacup SC[24]

Exact-fitové jamky

Velikost exact-fitových jamek je stejná jako u opracovaného acetabula, proto je potřeba jamku zafixovat přídatnými šrouby. Tyto šrouby nesou rizika spojená s neurovaskulárním poškozením a přílišným dotažením šroubů hrozí jednostranná komprese pláště jamky.

Závitořezné jamky

Závitořezné jamky (Obr. 35) jsou typické svým titanovým pláštěm, který si lze představit jako dutý samořezný šroub kuželovitého tvaru upevněný pomocí závitové spirály. Díky svému tvaru funguje částečně i na principu press-fitové fixace, které je dosaženo zašroubováním do předem připravené dutiny vyfrézované kuželovitou frézou. Tento typ implantátu je vhodné použít v nestandardních situacích, např. pro revizní operace acetabula, nebo u segmentálních poškození.

V souvislosti s ostrými závity se mohou objevit rizika při zavádění implantátu, nebo mohou způsobit podráždění měkkých tkání. Existují však i tzv. přechodné typy, např. sférická jamka se širokými závity.



Obr. 35: Jamka Schraubring SC [24]

Rozpěrné jamky

Pláště rozpěrných jamek mají tvar polokoule s nářezy směřujícími k vrcholu. Jamku je pak možné speciálním zavaděčem sevřít po obvodu a zavést ji do acetabula. Po uvolnění zavaděče získá zpět svou původní velikost.

4.3.3 Jiné dělení necementovaných komponent

Kromě běžně vyráběných jamek se vyrábí i speciální asymetrické jamky, které mají oválný nebo eliptický tvar a jsou určeny zejména k reimplantacím či k primárním operacím. [9]

Tyto jamky nabízí např. firma ProSpon (Obr. 36 a 37) i Beznoska (Obr. 40), které jsou vyrobeny z titanové slitiny Ti6Al4V s vrstvou hydroxiapatitu (ProSpon) nebo s porézní vrstvou titanu (Beznoska).



Obr. 36: Jamka acetabulární oválná [43]



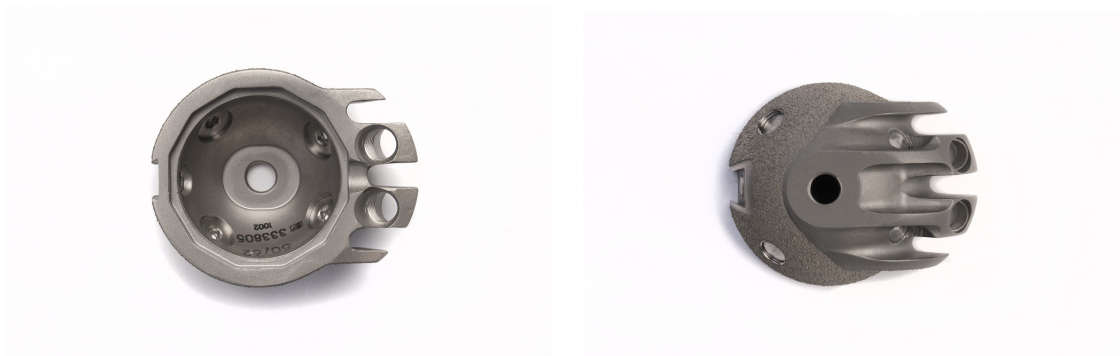
Obr. 37: Jamka acetabulární oválná modulární [43]



Obr. 38: Polyetylenová vložka acetabulární jamky oválné a oválné modulární [43]



Obr. 39: Plášť oválné necementované jamky s polyetylenovou vložkou – typ SC [44]



Obr. 40: Plášť oválné necementované jamky – typ SC [44]

5 Mechanické testy

Deformaci acetabulárního pláště ovlivňují kromě vzájemného působení kosti a jamky a tuhosti kosti také určité návrhové prvky. Mezi ně patří průměr jamky, tloušťka stěny, materiál a protirotační prvky na plášti, jako jsou žebra a drážky. Otvory pro šrouby a jiné typy asymetricky umístěných výřezů ovlivňují deformační chování jamky vedoucí k rozdílným deformacím v závislosti na směru zatížení.

Deformace acetabulární komponenty může ovlivnit správné usazení a fixaci artikulující vložky, stejně jako lubrikační a třecí vlastnosti artikulujících povrchů. Může vést k vyššímu opotřebení a předčasnému selhání protézy. Proto je důležité zajistit, aby deformace acetabulární komponenty výrazně neovlivnila funkční vlastnosti systému.

5.1 Popis normy EN ISO 7206-12

Tato část normy EN ISO 7206-12 specifikuje zkušební metodu pro stanovení krátkodobé deformace press-fitové acetabulární komponenty totální náhrady kyčelního kloubu za určitých laboratorních podmínek. Rovněž definuje podmínky zkoušení tak, aby byly brány v potaz významné parametry, které mají vliv na komponenty a popisuje, jak jsou zkušební vzorky nastaveny. Dále tato část normy specifikuje zkušební parametry acetabulárních komponent testovaných v souladu s EN ISO 7206-12.

Popsaná metoda je určena k porovnání a vyhodnocení různých variant acetabulárních komponent totální kyčelní náhrady při zkoušce, a to za obdobných podmínek. Zatěžování acetabulární komponenty v živém organismu se bude obecně lišit od zatěžování definovaném v této zkušební metodě. Získané výsledky proto nelze využít k predikci skutečného chování.

5.1.1 Termíny a definice

V této části normy jsou použity termíny a definice podle ISO 7206-1, ISO 7206-2 a ISO 21534 a dále tyto:

Deformace pláště jamky

Velikost geometrické odchylky (vnitřní průměr a kruhovitost v definované měřicí rovině) od návrhových specifikací při zatěžování.

Deformace sférické jamky (deformace kloubní plochy)

Velikost geometrické odchylky (vnitřní průměr a kruhovitost v definované měřicí rovině) od návrhových specifikací při zatěžování.

Čelní referenční rovina

Rovina, která je kolmá k polární ose komponenty, na úrovni čelní plochy (obr. 41a). V případě asymetricky tvarované čelní plochy, např. anatomicky tvarované acetabulární komponenty, může být čelní referenční rovina umístěna na úrovni obsahující největší část čelní plochy, která je kolmá k polární ose komponenty (Obr. 41b a 41c). Pokud čelní plocha nezahrnuje žádnou kolmou část k ose komponenty, čelní referenční rovinu lze umístit přibližně ve středu mezi nejvýše a nejnižše položeným bodem čelní plochy (Obr. 41d).

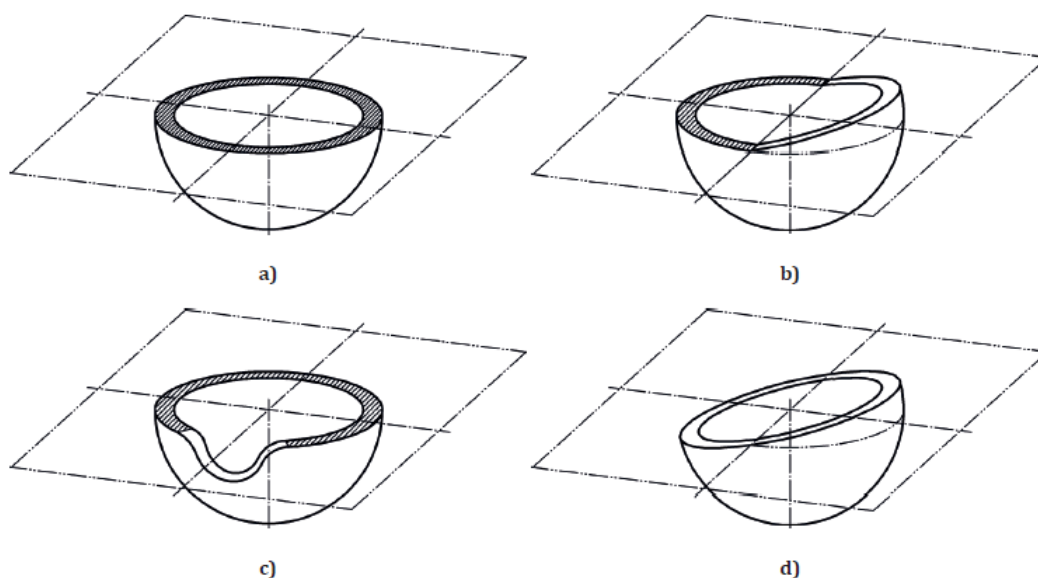
Rovina zatěžování

Rovina, která je rovnoběžná s referenční rovinou a je umístěna v oblasti, kde se acetabulární jamka stýká s kortikální kostí při správném intraoperačním usazení. U symetricky tvarovaných acetabulárních komponent (Obr. 41a) bývá rovina zatěžování umístěna v blízkosti čelní referenční roviny.

Měřicí rovina

Rovina, která je rovnoběžná s čelní referenční rovinou. Je umístěna v určité vzdálenosti od čelní referenční roviny, pokud možno co nejbližší k ní.

Citlivost měření deformace klesá se zvětšující se vzdáleností měřicí roviny od čelní referenční roviny a se zmenšující se vzdáleností měřicí roviny k horní části jamky. V měřicí rovině lze získat body pro určení vnitřního průměru zkušební vzorku, je tudíž možné definovat měřicí rovinu. Zachycení těchto bodů tak není narušeno žádnými návrhovými prvky, jako jsou otvory nebo výřezy.



NOTE Marked (shaded) areas of the frontal face are located in the reference plane.

Obr. 41: Příklad referenčních rovin acetabulární komponenty[45]

5.1.2 Princip zkoušky

Zkušební vzorek je vystaven opačnému dvoubodovému zatížení. Pro stanovení krátkodobé deformace se měření průměru ve směru zatížení v definované měřicí rovině provádí před zatížením, při zatížení i po odtížení. Tento postup měření je opakován dvakrát po otočení vzorku s vlastními úhly natočení. Každý úhel natočení odpovídá 120° , aby se zohlednil vliv asymetrických konstrukčních prvků jako jsou žebra, otvory, apod.

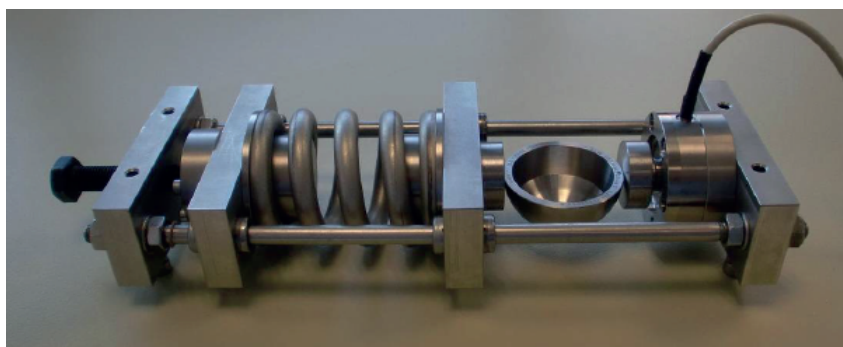
5.1.3 Technické vybavení

Zatěžovací přístroj

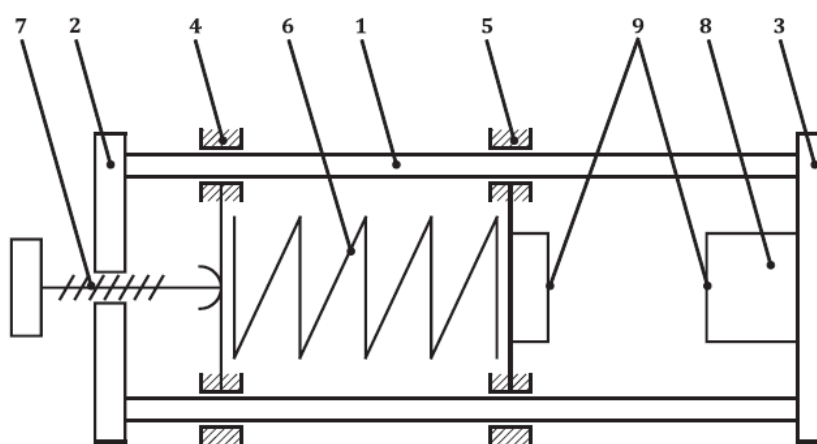
Zatěžovací rám s následujícími funkcemi:

- nesmí vykazovat žádné viditelné a nevratné deformace při zatěžování zkušební vzorku
- musí umožnit opakované zatěžování a odtěžování zkušební vzorku podél definované mechanické osy, respektive měření zatížení a vzdáleností
- musí být schopen zatěžovat acetabulární jamky až do průměru 100 mm a výšky 0–50 mm

Příkladem takového zatěžovacího přístroje může být zařízení na Obr. 42. Nosný rám sestává ze dvou příčných nosníků upevněných na začátku a na konci dvou paralelních vodicích kolejnic a dvou univerzálních příčných nosníků, které je možno posouvat podél vodicích kolejnic (Obr. 43). Zatížení je aplikováno pomocí upínacího šroubu na jednom pohyblivém nosníku a přenáší se na druhý pohyblivý nosník pomocí spirálové pružiny.



Obr. 42: Příklad zatěžovacího stroje [45]



Key

- | | | | |
|------|----------------------|---|---------------------------|
| 1 | guiding rails | 6 | spiral spring |
| 2, 3 | fixed cross beams | 7 | load adjustment screw |
| 4, 5 | moveable cross beams | 8 | load cell |
| | | 9 | clamping/loading surfaces |

Obr. 43: Schéma zatěžovacího stroje [45]

Upínací čelisti držící zkušební vzorek na místě během zatěžování musí mít rovnou plochu, aby se zabránilo příčným silám způsobených překlopením nebo posunutím zkušební vzorku během zatěžování a měření.

Některé návrhy acetabulárních komponent obsahují prvky určené pro zvláštní účely, jako jsou komplexní revizní chirurgie nebo specifické požadavky pacientů, např. kotvení hrany, anatomicky tvarovaný okraj, atd. Pokud jsou takové acetabulární komponenty testovány, použijí se upínací čelisti navržené tak, aby bylo možné vzorky upevnit a zatížit.

Šířka upínacího povrchu musí být nejméně 20 % vnějšího průměru zkušební vzorku v čelní referenční rovině, což umožňuje ruční centrování kontaktních bodů na upínací plochy před zkouškou. Další centrovací prvky nebo nástroje nejsou nutné. Pokud jsou však centrovací prvky nebo nástroje k dispozici, je třeba se ujistit, že není omezeno zatěžování a deformace zkušební vzorku.

Snímač zatížení musí být schopen měřit axiální tlakovou sílu s nejistotou 1%.

Zkušební vzorky

Zkušební vzorky o velikosti acetabulárních komponent musí být vybrány náhodně, musí mít stejnou geometrii a musí být vyrobeny stejným postupem jako konečný produkt. Pokud jsou u acetabulárních komponent dostupné různé materiály povrchů, pak se vyhodnotí veškeré materiály a velikosti pro určení nejhoršího z nich. Zároveň je třeba uvážit konstrukční prvky, jako jsou asymetricky umístěné otvory pro šrouby.

5.1.4 Postup měření

a) Před zatěžováním je třeba změřit vnitřní průměr D_0 zkušební vzorku pro každý směr zatěžování pomocí vhodného měřicího zařízení. Průměr se musí změřit v měřicí rovině uvnitř kulové jamky. Požadovaná nejistota měření musí být $< 5 \mu\text{m}$. Průměr lze dodatečně měřit v dalších polohách ve stejné měřicí rovině, např. kolmo ke směru zatížení, k získání dalších údajů o obecném chování zkušební vzorku.

b) Vzorek se umístí do testovací sestavy a je na něj aplikována a udržována síla $(1,00 \pm 0,01) \text{ kN}$. Styčné body vzorku se zatěžovacími plochami přístroje musí ležet v rovině zatěžování.

c) Změří se průměr vzorku D_1 ve směru zatížení, ve stejné měřicí rovině a s použitím stejného měřicího zařízení jako v kroku a). Deformace jamky je rozdíl $D_0 - D_1$.

d) Odtíží se zkušební vzorek.

e) Změří se průměr D'_0 vzorku podobně jako v kroku c) užitím stejného měřicího zařízení. Jestliže je rozdíl $D'_0 - D_0$ větší než nejistota měřicího zařízení a větší než 2 % deformace stanové v kroku c), tedy

$$\left| \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right| > 0,02 \quad (1)$$

pak došlo ke vzniku plastické deformace vzorku. V takovém případě je testování daného vzorku pozastaveno a zkouška pokračuje s dalším vzorkem, opět od kroku a).

f) Jamka se pootočí o úhel 120° od předchozí polohy, přičemž je jako střed otáčení použita polární osa komponenty. Zopakují se kroky b) až e). Poté se jamka pootočí o dalších 120° , přičemž se jako střed otáčení použije polární osa komponenty. Zopakují se kroky b) až e) a postupuje se k dalšímu vzorku.

5.2 Realizace deformační zkoušky

Normovaná zkouška byla realizována v laboratoři biomechaniky a biomateriálového inženýrství na stavební fakultě Českého vysokého učení technického v Praze, která je součástí katedry mechaniky, a to dle normy EN ISO 7206-12: 2016: Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 12: Deformation test method for acetabular shells.

Pro deformační zkoušku byly dodány dva druhy vzorků acetabulárních komponent od společnosti ProSpon, spol. s.r.o. Cílem této zkoušky bylo zaznamenat deformaci acetabulárního pláště v souladu s výše zmíněnou normou a stanovení mezní plastické deformace.

5.2.1 Zatěžovací stroj

Zkouška byla provedena na vertikálním dvousloupkovém zatěžovacím přístroji LiTeM Vertical Double Column VDC-A-6 (Obr. 44) s pneumatickým budícím válcem AA63 - 50, doplněným silovým snímačem pro maximální sílu 2,5 kN. Stroj byl taktéž vybaven řídicí jednotkou RTC9001, doplněnou softwarem od dodavatele LiTeM pomocí něhož byl test řízen.



Obr. 44: Zatěžovací stroj LiTeM VDC-A-6 [46]

GENERAL TECHNICAL SPECIFICATIONS				
ACTUATOR MODEL	VDC-A-1,5	VDC-A-2,5	VDC-A-3	VDC-A-6
STATIC FORCE (*)	1,8 kN	3 kN	4,5 kN	7 kN
DYNAMIC FORCE (**)	1,5 kN	2,5 kN	3 kN	6 kN
STROKE (mm)(***)	50-400	50-400	50-400	50-400
FORCE SENSOR Mounted to the base or to the actuator	5 kN	5 kN	5 kN	5 kN
FORCE ACCURACY	±2N	±2N	±2N	±2N
DISPLACEMENT ACCURACY (****)	±0,02mm	±0,02mm	±0,02mm	±0,02mm
SENSOR READ LIMIT	1kHz	1kHz	1kHz	1kHz
WORKING FREQUENCY	1-30 Hz	1-30 Hz	1-30 Hz	1-30 Hz
DIMENSIONS (mm)	500x700x1100			
SOFTWARE	RTC Pneumatic Standard			
CONTROLLER	RTC9001 Standard			

* The values are expressed in thrust with 6 bar pressure

** The dynamic force decreases as the deflection and cycle frequency increase

*** It's recommended to use 50mm stroke for fatigue testing and 100mm for stiffness testing to optimize the air consumption

**** Accuracy expressed in mm per 100 mm stroke of the sensor

Obr. 45: Obecné technické parametry zatěžovacího stroje [46]

5.2.2 Zkušební tělesa

V rámci dlouhodobé spolupráce stavební fakulty ČVUT s firmou ProSpon, spol. s r.o. bylo poskytnuto celkem šest vzorků acetabulárních komponent určených pro náhrady kyčelních jamek, které byly vyrobeny ze slitiny titanu Ti6Al4V a doplněny třemi otvory pro kostní šrouby. Pro výrobu tří testovacích těles byla využita technologie 3D tisku, nebo-li aditivní výroby, a jejich povrch byl opatřen trabekulární strukturou. Zbylé tři vzorky byly vyrobeny konvenčním obráběním, pro povrchovou úpravu byl aplikován plasmatický titanový nástřik.



Obr. 46: 3D tištěné acetabulární komponenty (před zatěžováním)



Obr. 47: Obráběné acetabulární komponenty (před zatěžováním)

5.2.3 Jiné vybavení

K měření rozměrů jednotlivých zkušebních těles bylo použito digitální posuvné měřítko Festa. Vybrané parametry prostředí v laboratoři byly sledovány pomocí digitálního teploměru a vlhkoměru. Pro uložení zkušebního tělesa do zatěžovacího stroje a zajištění jeho polohy ve stejné rovině jako směr zatěžování byl využit ustavovací přípravek. Tento přípravek byl zhotoven metodou 3D tisku na 3D SLS tiskárně Sinterit Lisa Pro s použitím materiálu na bázi polyamidu PA12, jenž se vyznačuje dobrou odolností proti mechanickému namáhání.



Obr. 48: Ustavovací přípravek pro zajištění rovinnosti zkoušeného vzorku

5.2.4 Laboratorní podmínky

Testování vzorků bylo rozděleno do dvou dnů:

- 6. 3. 2020 v čase 7:00 – 11:00, kdy byly zkoušeny pouze 3D tištěné jamky
- 9. 3. 2020 v čase 10:00 – 13:30, kdy bylo dokončeno měření obráběných jamek

Průměrné laboratorní podmínky v době měření:

- Průměrná okolní teplota: 23,2 °C
- Průměrná relativní vlhkost: 28 %

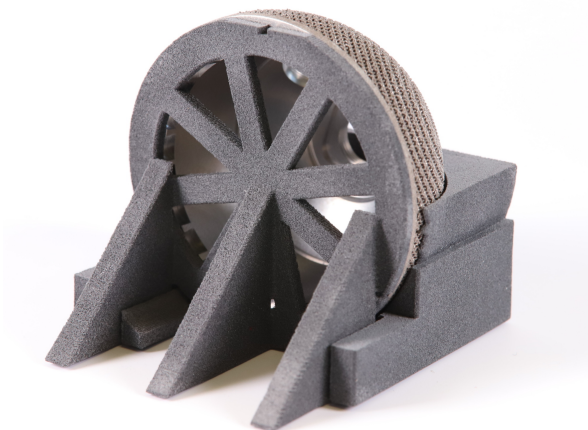
5.2.5 Průběh zatěžovacího testu

Před zahájením zkoušky byly na jednotlivých tělesech vyznačeny směry zatěžování. Následně byly posuvným měřítkem odečteny rozměry T_0 , D_0 a B_0 , kde T_0 je šířka stěny jamky, D_0 je vnitřní průměr jamky ve směru zatížení a B_0 představuje vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení. Snahou bylo změřit požadované rozměry co nejblíže k povrchu.

Samotné měření bylo rozděleno do tří fází, a to:

- měření vzorku před zatížením
- měření vzorku při zatěžování
- měření vzorku po odtížení

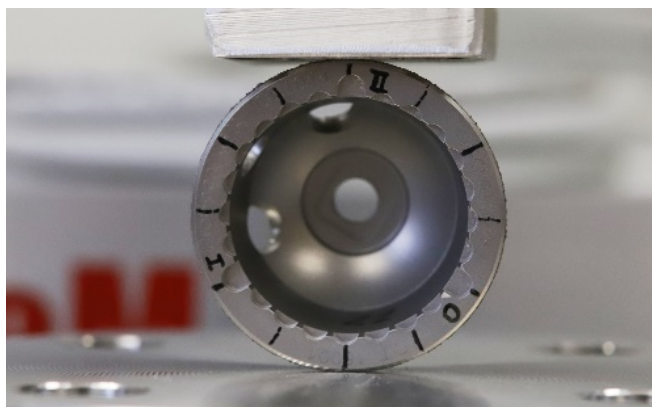
Pomocí ustavovacího přípravku bylo zkušební těleso umístěno do zatěžovacího přístroje v příslušné poloze (Obr. 50). Podle potřeby bylo jeho umístění dodatečně opraveno dle pokynů uvedených v EN ISO 7206-12, teprve poté byl ustavovací přípravek opatrně odstraněn (Obr. 51).



Obr. 49: Zkušební vzorek v ustavovacím přípravku



Obr. 50: Umístění testovacího vzorku v lisu pomocí ustavovacího přípravku



Obr. 51: Vzorek po odstranění ustavovacího přípravku, při plném zatížení 1 kN

Zatěžování probíhalo postupně ve třech rovinách dle Tab. 6) a rovinách k nim kolmých. Každý vzorek byl vystaven zatěžování do maximální hodnoty zatěžovací síly 1 kN, rychlostí 50 N/s. Zatěžovací síla byla řízena pomocí přístroje LiTeM. Následně byly změřeny a zaznamenány hodnoty D_1 (vnitřní průměr jamky ve směru zatížení při zatěžování) a B_1 (vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení při zatěžování). Po odtížení vzorku byly nakonec změřeny rozměry D'_0 a B'_0 , kde D'_0 je vnitřní průměr jamky ve směru zatížení po zatěžování a B_0 je vnitřní průměr jamky ve směru kolmém na směr zatížení po zatěžování.

Celý postup měření a odečet rozměrů byl opakován pro různá pootočení zkušebních těles. Pootočení vzorku v jednotlivých směrech odpovídá Tab. 6. Stejný proces testování byl proveden i pro vzorky obráběné.

Tab. 6: Pootočení vzorku v jednotlivých směrech [45]

Směr	Pootočení
0	0°
I	120°
II	240°

Tab. 7: Naměřené rozměry 3D tištěných vzorků „Corona“

Vzorek	Zatížení [kN]	Veličina	Hodnota měřené veličiny [mm]		
			0 (0°)	I (120°)	II (240°)
3D tištěný (LOT 10)	0	D_0	35,478	35,464	35,474
	1	D_1	35,103	34,964	35,114
	0 (odtížení)	D'_0	35,474	35,477	35,466
3D tištěný (LOT 11)	0	D_0	35,419	35,419	35,419
	1	D_1	35,109	35,049	34,989
	0 (odtížení)	D'_0	35,434	35,440	35,447
3D tištěný (LOT 12)	0	D_0	35,418	35,423	35,430
	1	D_1	35,004	35,014	35,060
	0 (odtížení)	D'_0	35,444	35,447	35,437

Tab. 8: Naměřené rozměry obráběných vzorků „MS-CR“

Vzorek	Zatížení [kN]	Veličina	Hodnota měřené veličiny [mm]		
			0 (0°)	I (120°)	II (240°)
Obráběný (170 21)	0	D_0	35,446	35,435	35,447
	1	D_1	34,849	34,868	34,761
	0 (odtížení)	D'_0	35,445	35,443	35,442
Obráběný (180 01)	0	D_0	35,391	35,415	35,411
	1	D_1	34,912	34,922	34,893
	0 (odtížení)	D'_0	35,413	35,414	35,423
Obráběný (180 21)	0	D_0	35,414	35,403	35,401
	1	D_1	34,807	34,737	34,755
	0 (odtížení)	D'_0	35,426	35,413	35,422

5.3 Vyhodnocení naměřených dat

Výstup z měření byl dále zpracován a vyhodnocen v programu Microsoft Excel. Testované vzorky se posoudily pro všechny testované směry dle vztahu (2)

$$\left| \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right| < 0,02 \quad (2)$$

kde pravá strana zastupuje mezní deformaci 2%. Jednotlivé kroky jsou uvedeny v Tab. 9 a 10.

Z výsledků je patrné, že podmínka limitní deformace v různých směrech byla splněna převážně u vzorků obráběných. Kritickým místem obou variant zkoumaných jamek byly otvory určené pro šrouby, kde docházelo k větším deformacím. Na závěr je však důležité zmínit, že výsledky laboratorního měření mohly být zkresleny nepřesnostmi, které vznikly při měření rozměrů zkušebních jamek posuvným měřítkem nebo neideálním umístěním vzorků do zatěžovacího lisu.

Tab. 9: Vyhodnocení deformací 3D tištěných vzorků „Corona“

Vzorek	Deformace [mm]			
		0 (0°)	I (120°)	II (240°)
3D tištěný (LOT 10)	$D'_0 - D_0$	-0,004	0,013	-0,008
	$D_0 - D_1$	0,375	0,500	0,360
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,011	0,026	0,022
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Vyhovuje	Nevyhovuje	Nevyhovuje
3D tištěný (LOT 11)	$D'_0 - D_0$	0,015	0,021	0,028
	$D_0 - D_1$	0,310	0,370	0,430
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,048	0,057	0,065
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Nevyhovuje	Nevyhovuje	Nevyhovuje
3D tištěný (LOT 12)	$D'_0 - D_0$	0,026	0,024	0,007
	$D_0 - D_1$	0,414	0,409	0,370
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,063	0,059	0,019
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Nevyhovuje	Nevyhovuje	Vyhovuje

Tab. 10: Vyhodnocení deformací obráběných vzorků „MS-CR“

Vzorek	Deformace [mm]			
		0 (0°)	I (120°)	II (240°)
Obráběný (170 21)	$D'_0 - D_0$	-0,001	0,008	-0,005
	$D_0 - D_1$	0,597	0,567	0,686
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,002	0,014	0,007
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Vyhovuje	Vyhovuje	Vyhovuje
Obráběný (180 01)	$D'_0 - D_0$	0,022	-0,001	0,012
	$D_0 - D_1$	0,479	0,493	0,518
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,046	0,002	0,023
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Nevyhovuje	Vyhovuje	Nevyhovuje
Obráběný (180 21)	$D'_0 - D_0$	0,012	0,010	0,021
	$D_0 - D_1$	0,607	0,666	0,646
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right $	0,020	0,015	0,033
	$\left \frac{D'_0 - D_0}{D_0 - D_1} \right < 0,02$	Vyhovuje	Vyhovuje	Nevyhovuje

6 Numerický výpočet pomocí MKP

6.1 Princip MKP

Metoda konečných prvků (MKP) je metoda, pomocí níž lze simulovat průběh napětí, deformací, proudění tekutin atd. Tato numerická metoda představuje diskrétní řešení s konečným počtem prvků. Jedná se o přibližnou metodu, která je omezena časovými možnostmi a výkonem hardwaru. Konečný výsledek tedy závisí na nastavení daného příkladu, s každou změnou je nutné celé řešení opakovat.

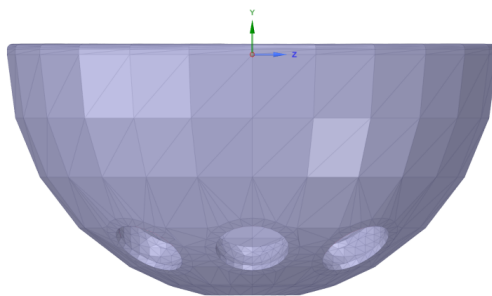
Metoda konečných prvků je založena na diskretizaci tělesa na několik menších částí určité velikosti (konečné prvky), tzn. že složité tvary jsou převedeny na jednodušší. Tvar konečných prvků může být různý, těmi základními tvary jsou např. trojúhelníky a čtyřúhelníky, které se používají v rovinných úlohách. Výhoda jednoduchých prvků spočívá v tom, že je lze matematicky snadno popsat. Pro diskretizaci v prostoru se často jako základní prvek používá šestistěn, někdy je však nutné použít zjednodušených prvků jako je čtyřstěn. Pro každý typ prvku je charakteristický počet a poloha uzlů, které s prvky tvoří síť. Uzly představují body, v nichž jsou hledány neznámé parametry řešení. Rozhodujícím parametrem při vytváření je nastavení její hustoty. Obecně platí, že čím hustší je síť, tím přesnějšího výsledku je možné dosáhnout, tedy do určité míry. S jemnější sítí se však zároveň zvyšuje náročnost výpočtu. [47]

6.2 Příprava modelu

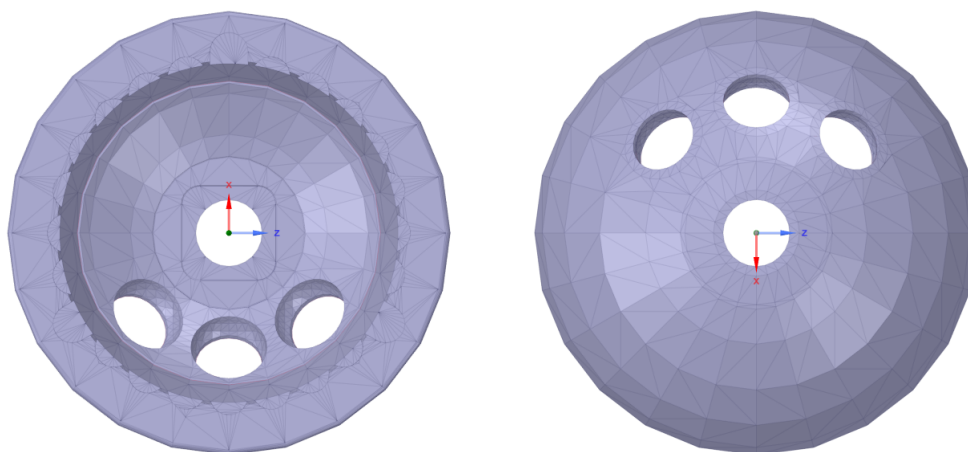
Pro potřeby této práce poskytla firma ProSpon model acetabulární jamky ve formátu STL. STL je ztrátový formát, který popisuje pouze povrchovou síť pomocí trojúhelníků (Obr. 53 a 52).

Prvním krokem proto byla oprava původního modelu, při které bylo vytvořeno těleso. K tomu posloužil program Ansys SpaceClaim, do kterého byl model jamky importován. Na první pohled je zřejmé, že původní model neodpovídal skutečnému tvaru jamky. Ansys SpaceClaim je systém, který umožňuje rychlé 3D modelování, proto byla pomocí nástrojů v tomto prostředí provedena přímá oprava geometrie jamky a to takovým způsobem, aby byla zachována velikost a návrhové detaily původní jamky (Obr. 54 a 55).

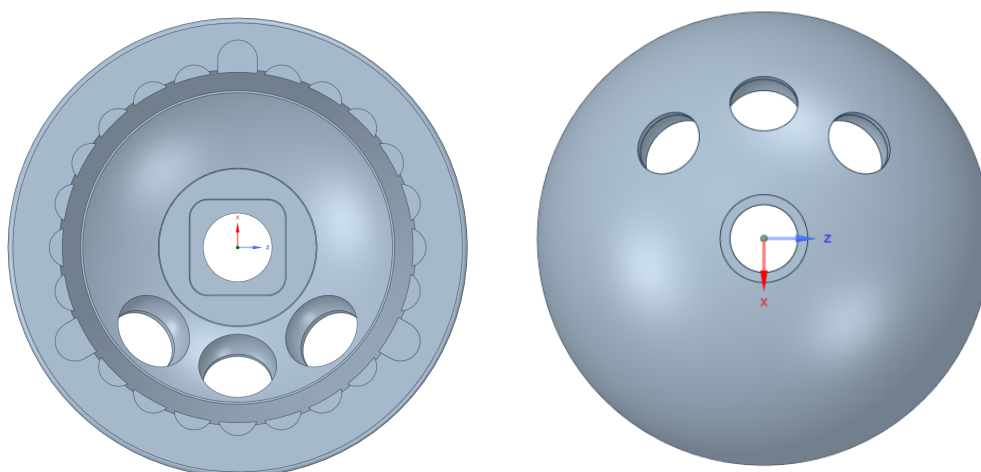
V modelu kloubní jamky byly taktéž potlačeny nepodstatné části jako jsou malá zaoblení uvnitř jamky, která by mohla zkomplikovat tvorbu sítě. Pro zjednodušení modelu nebyla taktéž uvažována povrchová struktura acetabulární jamky, která se vyskytovala u zkušebních vzorků při statické zkoušce. Důvodem bylo zjednodušení geometrie, a tím i generování sítě. Pokud by byly dodrženy minimálně čtyři prvky na tloušťku každé trabekuly, byl by u 3D tištěného vzorku s trabekulární strukturou brzy překročen maximálně povolený počet prvků ve školní licenci programu Ansys. Pro další práci s modelem byla celá jamka natočena do požadované polohy podle Tab. 6.



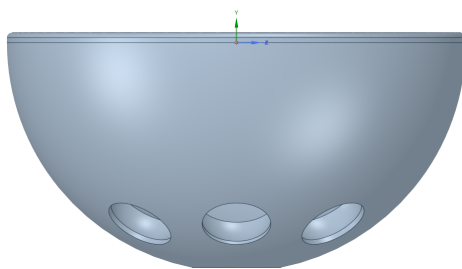
Obr. 52: Původní model acetabulární jamky



Obr. 53: Původní model acetabulární jamky (pohled shora)

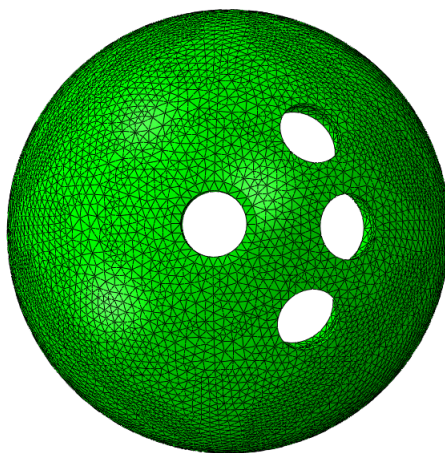


Obr. 54: Opravený model acetabulární jamky (pohled shora)

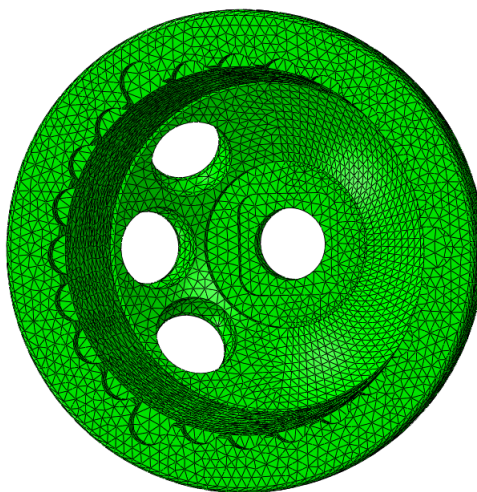


Obr. 55: Opravený model acetabulární jamky

Takto upravený soubor bylo možné vyexportovat do souboru STEP a otevřít v programu Abaqus, který tento formát podporuje. Následně byla na modelu automaticky vytvořena síť pomocí kvadratických tetra-prvků. Použitím těchto prvků mohou být výsledky poměrně nepřesné oproti jiným prvkům, aby bylo dosaženo podobných výsledků, byla síť postupně zjemňována. Velikost elementu byla nastavena na konečnou hodnotu 1 mm (Obr. 56 a 57).



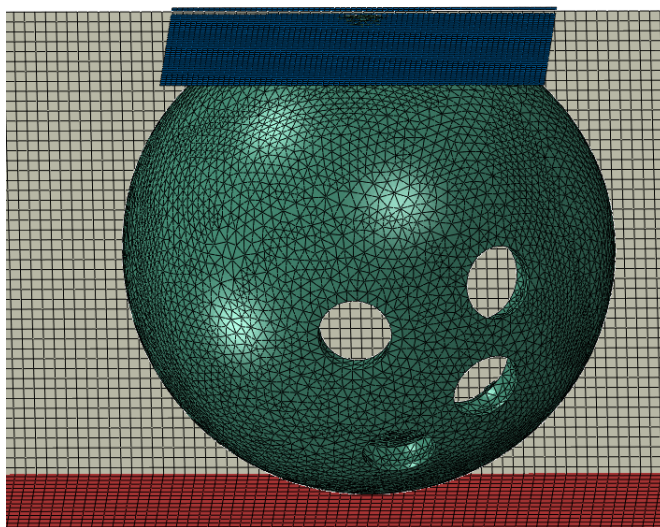
Obr. 56: Vygenerovaná síť kloubní jamky (pohled na sférickou plochu jamky)



Obr. 57: Vygenerovaná síť kloubní jamky (pohled dovnitř jamky)

6.3 Nastavení úlohy

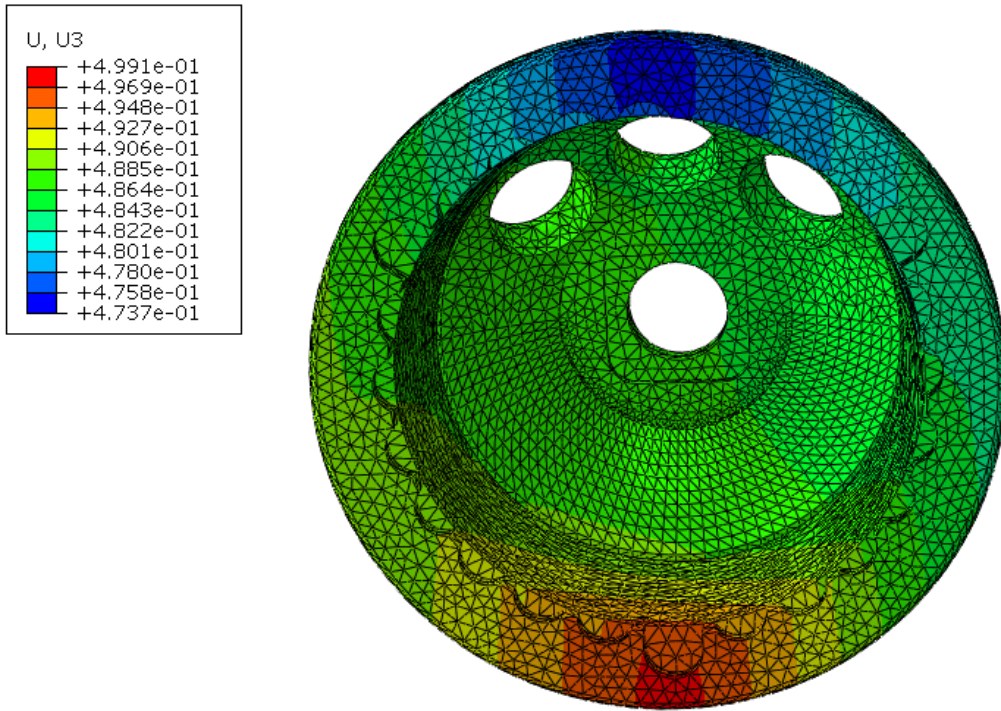
Model acetabulární jamky byl vyroben z titanové slitiny Ti6Al4V, a proto byly uvažovány materiálové vlastnosti pro tento materiál. Tento model byl nastaven pouze jako elastický, kdy hodnota Youngova modulu pružnosti byla $E = 114 \text{ GPa}$ a hodnota Poissonova čísla na $\nu = 0,34$. [48, 49] Tato úloha byla řešena jako kontaktní úloha. Kontakt byl definován pomocí dvou rovnoběžných ploch, mezi kterými byla umístěna jamka (Obr. 58). Pro řešení úlohy bylo třeba zadat okrajové podmínky tak, aby odpovídala normové zkoušce podle EN ISO 7206-12. Na jedné z ploch (červeně na Obr. 58) bylo nastaveno pevné podepření, a na druhé bylo aplikováno zatížení o velikosti 1000 N (modře na Obr. 58).



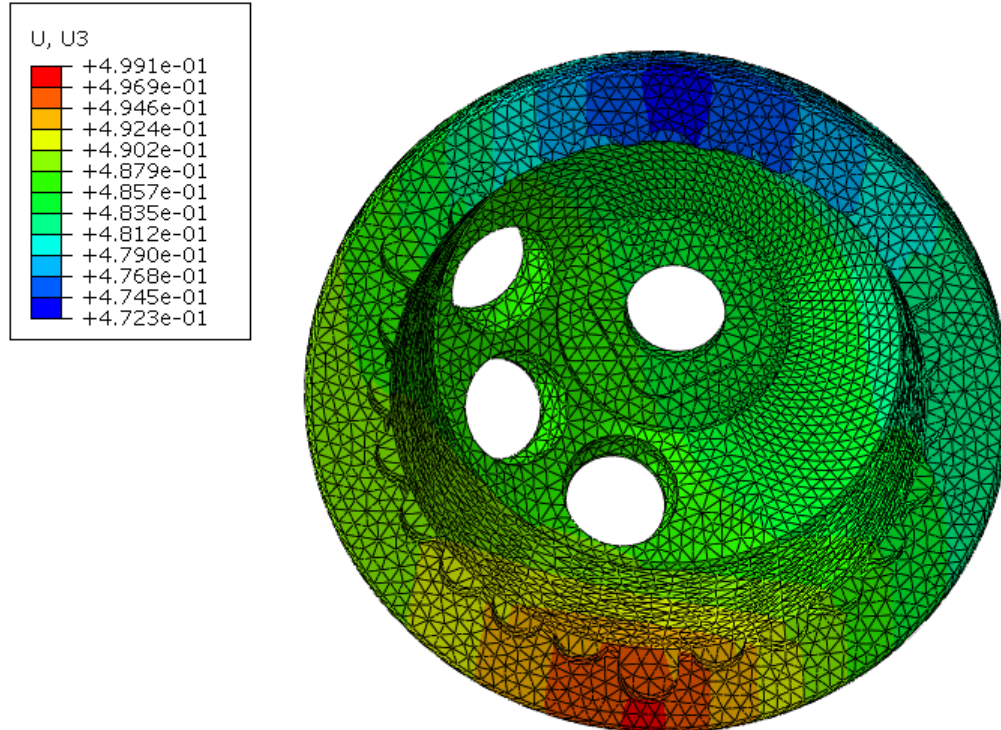
Obr. 58: Definice kontaktních ploch

6.4 Vyhodnocení úlohy

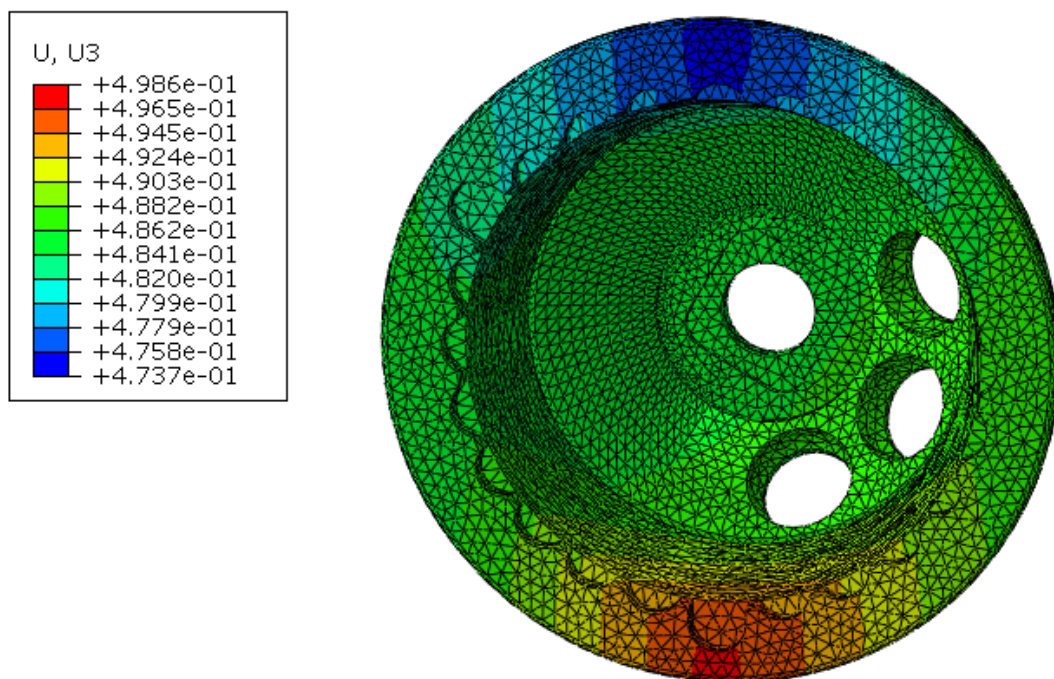
Významným omezením při řešení této úlohy byla prvotní neznalost prostředí Ansys a Abaqus a především kapacita použitého přístroje. Oprava původního modelu jamky a příprava daného modelu pro výpočet byly proto časově náročnější. I přes tyto překážky byl výpočet nakonec dokončen. Výsledné deformace jsou zobrazeny na následujících obrázcích. Maximální deformace při plném zatížení ve směru 0° byla rovna 0,491 mm (Obr. 59), ve směru 120° 0,499 mm (Obr. 60) a ve směru 240° nastala deformace 0,486 mm (Obr. 61).



Obr. 59: Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 0°



Obr. 60: Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 120°



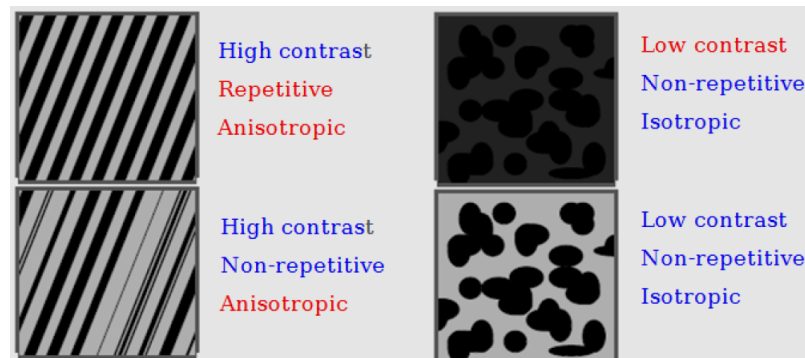
Obr. 61: Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 240°

7 Digital Image Correlation (DIC)

Digitální korelace obrazu, z anglického Digital Image Correlation (DIC), je optická metoda, s jejíž pomocí lze získat okamžité výsledky bez nutnosti numerické analýzy, zároveň slouží jako podrobnější či doplňující měření. Tato metoda umožňuje bezkontaktní měření obrysů, tvarů, napětí a deformací na 2D nebo 3D površích objektu v reálném čase.

7.1 Základní princip optické korelace digitálního obrazu

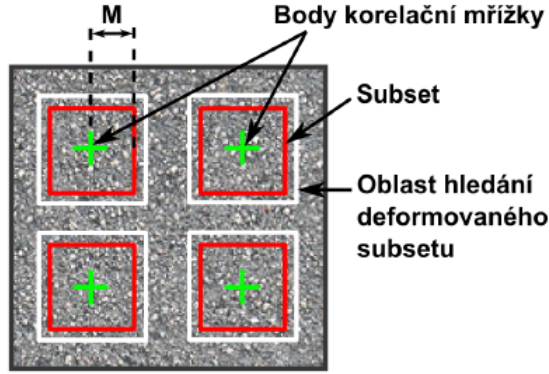
Před samotným měřením je vhodné systém pomocí kalibrační mřížky kalibrovat. Základní podmínkou pro úspěšné měření je vhodně vytvořený vzor (patern) na povrchu měřeného tělesa, který může být přirozený nebo uměle vytvořený. Patern by měl být vysoce kontrastní, izotropní a neměl by se opakovat (Obr. 62). Tento vzor musí mít dostatečnou přilnavost k povrchu vzorku, aby se deformoval se zkoumaným vzorkem, a je snímán v časovém intervalu jednou (2D) nebo dvěma (3D) kamerami. Dalším požadavkem je správné nastavení optického zařízení, u kterého je nutné dbát na to, aby se během měření nepohnulo a nedocházelo tak ke zkreslení výsledků.



Obr. 62: Ukázka vhodných a nevhodných paternů [50]

Dále je třeba definovat výpočetní oblast. Ta je tvořena pixely ve stupních šedi, jejichž velikost je závislá na rozlišení digitální kamery. Optická korelace spočívá v porovnání polohy stejného pixelu v referenčním (obraz před deformací) a deformovaném obrazu (obraz po deformaci), které byly pořízeny v různém časovém okamžiku.

V celém obrazu se vyskytuje velké množství pixelů shodných s vybranými pixely z dané oblasti, a proto se korelační analýza realizuje na vymezené množině pixelů zvané subset (faset) (Obr. 63). V každé fasetě se vyskytuje stejný počet pixelů a je definována jako čtvercové pole o rozměrech $(2M+1) \times (2M+1)$ pixelů, v jehož středu leží sledovaný bod $P(x_0, y_0)$ výpočetní oblasti. Aby byla analýza úspěšná, musí být fasety dostatečně velké, a tudíž jsou závislé na volbě parametru M . Čím větší je však faset, tím časově náročnější bude výpočet. Při správném předpokladu vznikajícího posunu lze výpočet optimalizovat vhodnou definicí oblasti hledání, tzn. okolí každého referenčního fasetu.

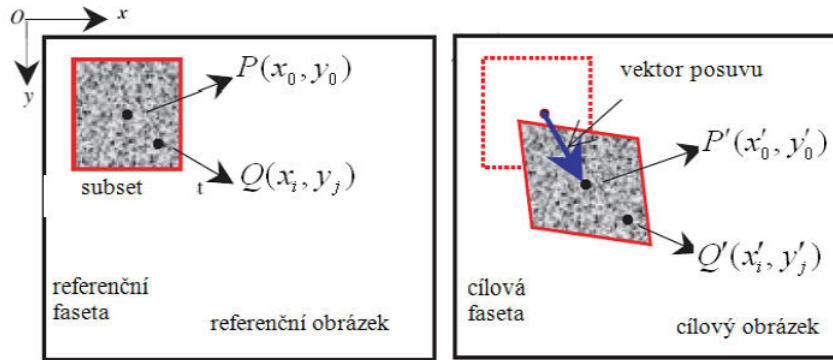


Obr. 63: Ukázka snímaného povrchu s vyznačenými body korelační mřížky (zelené), subsety jednotlivých bodů (červené) a oblastmi hledání deformovaných subsetů (bílé) [54]

Při deformaci může docházet ke změně tvaru fasetu na deformovaném obraze. Libovolnému bodu $Q(x_i, y_j)$ pro $i, j \in \langle -M, M \rangle$, který leží v referenčním fasetu okolo bodu $P(x_0, y_0)$, je přiřazen odpovídající bod $Q'(x'_i, y'_j)$ v deformovaném fasetu. Tuto změnu polohy popisují tvarové funkce ξ a η .

$$x'_i = x_i + \xi(x_i, y_j) \quad (3)$$

$$y'_i = y_i + \eta(x_i, y_j) \quad (4)$$



Obr. 64: Hledání subsetu z referenčního obrazu na deformovaném obraze [55]

Podle typu deformace se rozlišují různé stupně tvarových funkcí. Pokud dochází k posuvu celého fasetu, kdy každý bod fasetu mění svou polohu stejně a nedochází tak ke změně jeho tvaru, využije se funkce nultého řádu (5) a (6). K popsání běžného deformačního popisu je však třeba využít složitějších rovnic. Nejčastěji se využívají funkce prvního řádu (7) a (8), které popisují translační, rotační a smykové deformace a jejich kombinace. U složitějších deformačních stavů jsou vhodné funkce druhého řádu (9) a (10)

$$\xi_0(x_i, y_j) = u \quad (5)$$

$$\eta_0(x_i, y_j) = v \quad (6)$$

$$\xi_1(x_i, y_j) = u + u_x \Delta x + u_y \Delta y \quad (7)$$

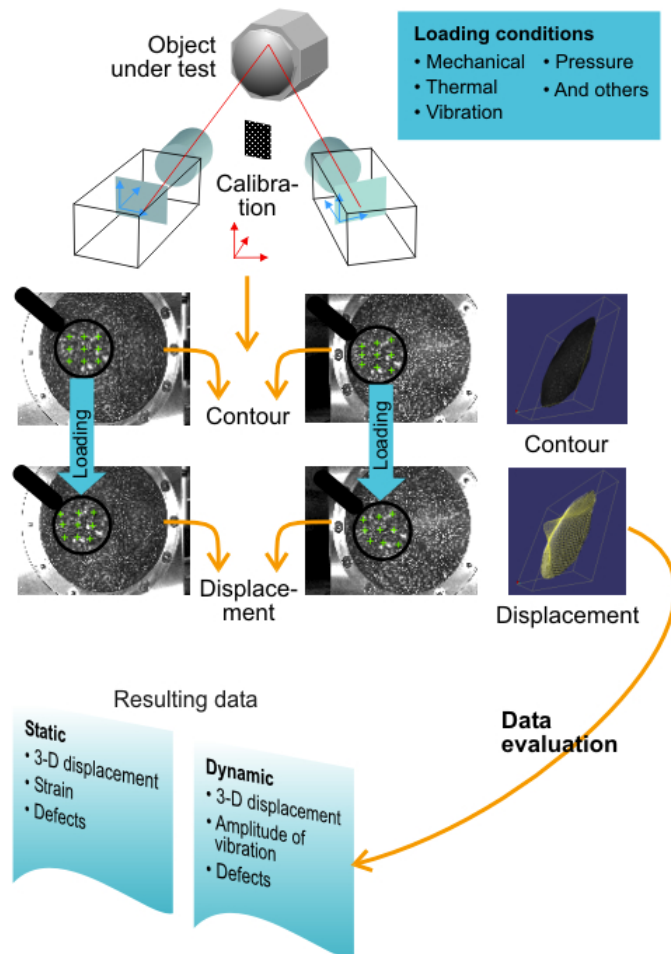
$$\eta_1(x_i, y_j) = v + v_x \Delta x + v_y \Delta y \quad (8)$$

$$\xi_2(x_i, y_j) = u + u_x \Delta x + u_y \Delta y + \frac{1}{2} u_{xx} \Delta x^2 + \frac{1}{2} u_{yy} \Delta y^2 + u_y \Delta x \Delta y \quad (9)$$

$$\eta_2(x_i, y_j) = v + v_x \Delta x + v_y \Delta y + \frac{1}{2} v_{xx} \Delta x^2 + \frac{1}{2} v_{yy} \Delta y^2 + v_y \Delta x \Delta y \quad (10)$$

kde jsou jednotlivé proměnné definovány následujícím způsobem: $\Delta x = x_i - x_0$, $\Delta y = y_i - y_0$ a u, v jsou složky posunutí bodu P ve směru x a y , dále u_x, u_y, v_x, v_y jsou gradienty posunů prvního řádu a $u_{xx}, u_{xy}, u_{yy}, v_{xx}, v_{xy}, v_{yy}$ jsou gradienty posunů druhého řádu.

Při hledání nové polohy deformovaného fasetu se využívá matematické operace korelace, při které je hledán extrém korelační funkce podle předdefinovaného korelačního kritéria. Rozlišuje se kritérium křížové korelace (CC) z anglického cross-correlation a SSD (sum-squared difference) kritérium, které je založené na součtu kvadrátu odchylek. [54, 55, 56] Podrobnější matematickou definici lze dohledat v [53].



Obr. 65: Princip optické korelace digitálního obrazu [52]

7.2 Realizace deformační zkoušky s využitím metody DIC

Měření kloubních jamek probíhalo opět v laboratoři biomechaniky a biomateriálového inženýrství na stavební fakultě Českého vysokého učení technického v Praze. Nejprve bylo zahájeno zkušební měření, při kterém bylo možné se seznámit s novým zařízením a na zkušebním vzorku kloubní jamky si vyzkoušet princip metody DIC. Přesnější měření, při kterém byla ověřena možnost nahrazení numerické analýzy, se uskutečnilo o několik dní později.

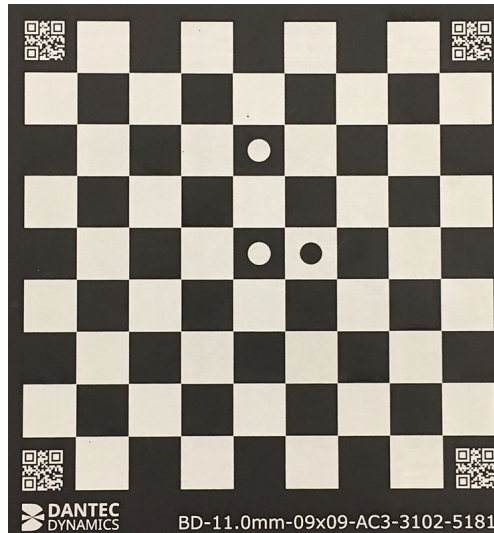
7.2.1 Optický přístroj

Při měření byl použit digitální korelační systém Micro DIC Q-400 (Obr. 66) firmy Dantec Dynamics, který je určen pro horizontální a vertikální 3D měření vzorků o velikosti 0,2 x 0,2 – 17 x 17 mm, nejedná se tedy o klasické DIC určené pro měření makro vzorků.

Přístroj se skládá se ze dvou kamer s rozlišením 5 Mpx, stereoskopického mikroskopu, optiky, integrované clony pro nastavování hloubky ostrosti, objektivu a kruhového LED osvětlení a jiných. Součástí systému jsou kalibrační obrazce se čtyřmi velikostmi obrazců (2 x 2 mm, 5 x 5 mm, 10 x 10 mm a 15 x 15 mm) (Obr. 67). Zařízení je dále vybaveno ručně ovládaným mechanickým lisem Mark-10 pro vyvození statického zatížení až o velikosti 5 kN a měřícím přenosným počítačem s vyhodnocovacím softwarem ISTR A 4D.



Obr. 66: 3D korelační systém Micro DIC Q-400 od firmy Dantec Dynamics [52]



Obr. 67: Příklad kalibračního obrazce [52]

7.2.2 Příprava a měření vzorků

Oproti klasickému DIC je u mikro DIC kladen důraz na vytvoření detailního vzoru na povrchu měřeného vzorku (Obr. 68). Tato náročná příprava má význam pro zachycení jednotlivých ohraničených oblastí digitální kamerou. Při vyhodnocování záleží na hustotě paternu, která je přímo úměrná množství analyzovaných bodů. Pokud je v jedné hodnocené buňce obsaženo 25 px (facet size), rozlišení kamery je 5 Mpx a je dána oblast měření o velikosti 15 x 15 mm, tzn. že plocha A zkoumané oblasti je

$$A = 15 \cdot 15 = 225 = 225 \text{ mm}^2$$

a tato plocha je analyzována 5 000 000 obrazovými body, pak je velikost jednoho bodu rovna

$$\frac{225}{5\,000\,000} = 4,5 \cdot 10^{-5} \text{ mm}$$

Jelikož je v jedné fasetě obsaženo 25 bodů, plocha A jednoho bodu paternu je pak

$$A = 4,5 \cdot 10^{-5} \cdot 25 = 1,125 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2$$

Uvažujeme-li kruhové body, platí vztah

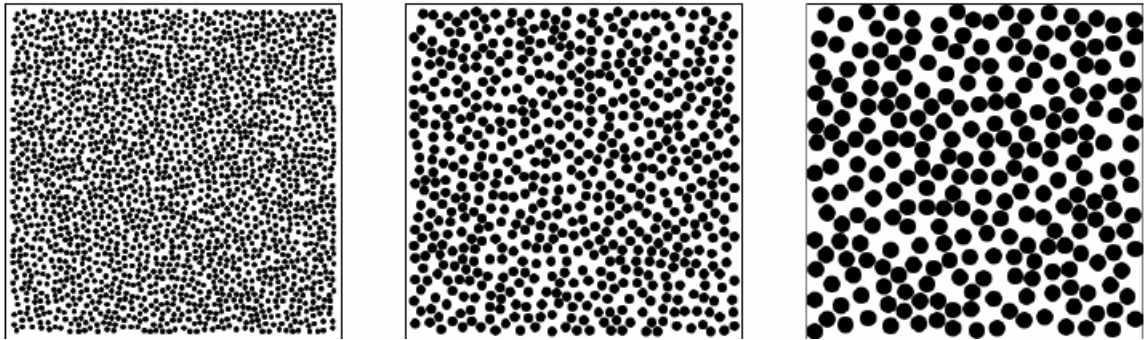
$$A = \frac{\pi \cdot d^2}{4}$$

ze kterého lze vyjádřit velikost bodu d

$$d = \sqrt{\frac{A \cdot 4}{\pi}} = \sqrt{\frac{1,125 \cdot 10^{-3} \cdot 4}{\pi}} = 0,038 \text{ mm}$$

Z předchozí ukázky je patrné, že pro úspěšné měření je nutné vytvořit dostatečně jemný patern, optimální velikost bodu paternu je však velice malá. Pro vytvoření ideálního paternu byl na sledovanou oblast aplikován vysoce kontrastní nástřík pomocí airbrush sady sestávající ze stříkací pistole s průměrem trysky 0,15 mm a akrylátových

barev (Obr. 69). Díky tomu bylo dosaženo paternu s hodnocením přibližně 38 (facet size). Velikost obrazových bodů je též ovlivněna nežádoucími odlesky vznikajícími při osvětlení, což se projevuje nižší kvalitou analýzy. Z tohoto důvodu byly použity dvě varianty nástřiku. Pro variantu I byl zvolen černý podklad s bílým bodovým nástřikem, naopak pro variantu II se použil bílý podklad s černým bodovým nástřikem (Obr. 70).



Obr. 68: Jemnost skvrnitého nástřiku [51]

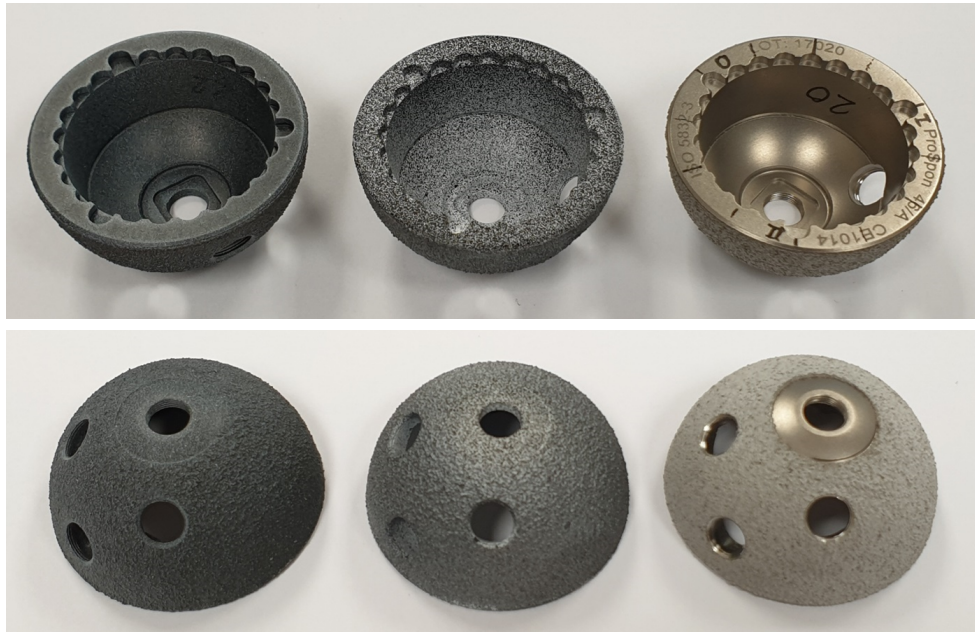


Obr. 69: Akrylátové barvy pro vytvoření paternu

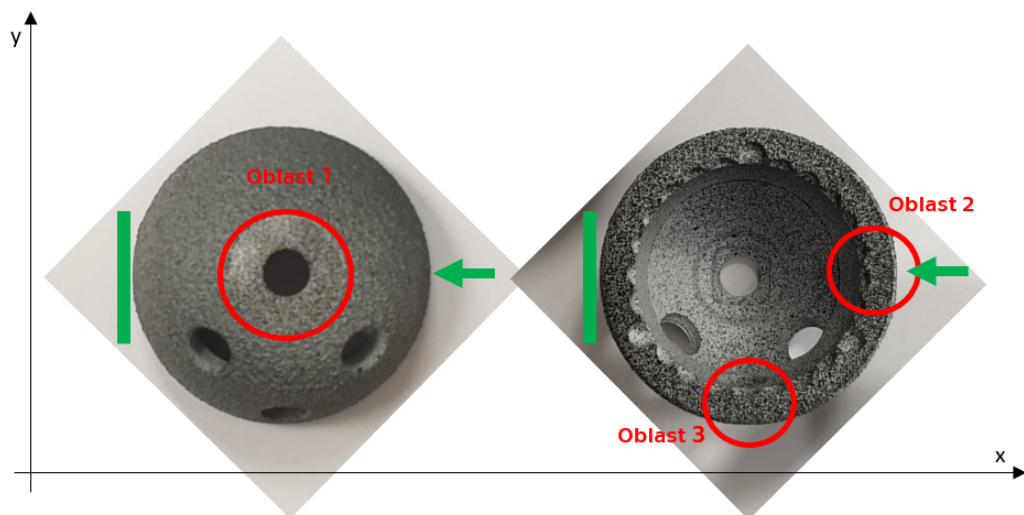
Z Obr. 70 je zřejmé, že obě varianty se liší v kontrastu paternu, u varianty I bylo sice dosaženo jemnějšího nástřiku, nicméně u varianty II bylo dosaženo vyššího kontrastu mezi bílou a černou oblastí bodů. Na velikost obrazových bodů měla značný vliv manuální nanášení barev, kdy kolísala vzdálenost mezi hrotem pistole a vzorku a úhel a směr trysky, ve kterém byl nástřik nanesen. Tyto faktory nebyly z časových důvodů ověřeny, případně eliminovány. Z obou variant byla zvolena varianta II s vyšším kontrastem.

Daný prvek byl zkoumán ve třech oblastech (Obr. 71, 72, 73 a 74). Vzorek se umístil mezi tlačné desky tak, aby nedošlo k uvolnění nebo nežádoucímu pohybu během měření, a byl postupně přitěžován po 200 N až do velikost síly 1 000 N, stejným způsobem bylo provedeno odtížení vzorku. Důležitým krokem bylo i samotné nastavení

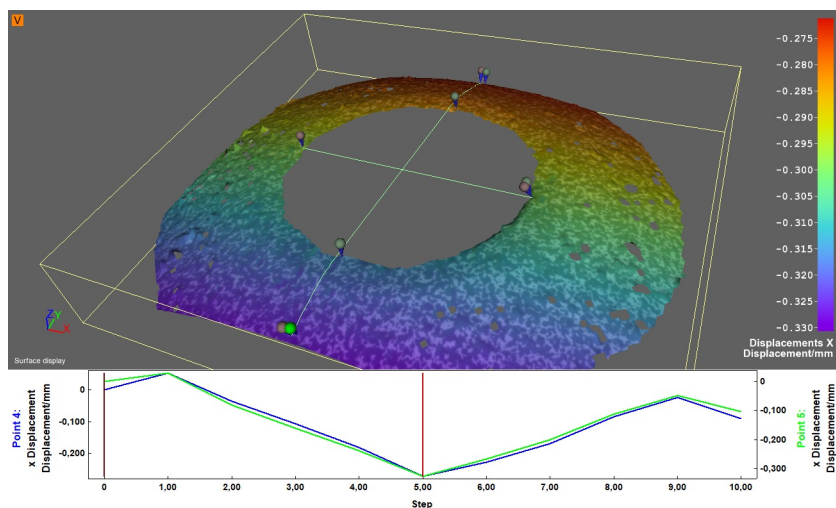
přístroje a zaostření vzorku. V každé oblasti vzniklo celkem 11 snímků, pomocí nichž byly zaznamenány obrazové body, jež byly vzájemně analyzovány pomocí obrazové korelace. Pomocí softwaru ISTR4 4D byla vyhodnocena především deformace ve směru x a dodatečně i ve směru y pro ověření některých jevů.



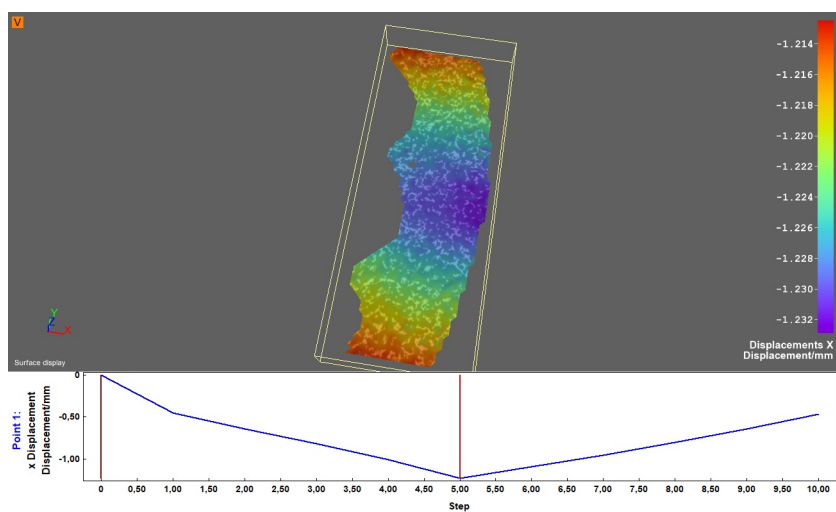
Obr. 70: Povrchové úpravy kyčelních jamek pro snímání optickou metodou: varianta I (vlevo), varianta II (uprostřed), bez nástříku (vpravo)



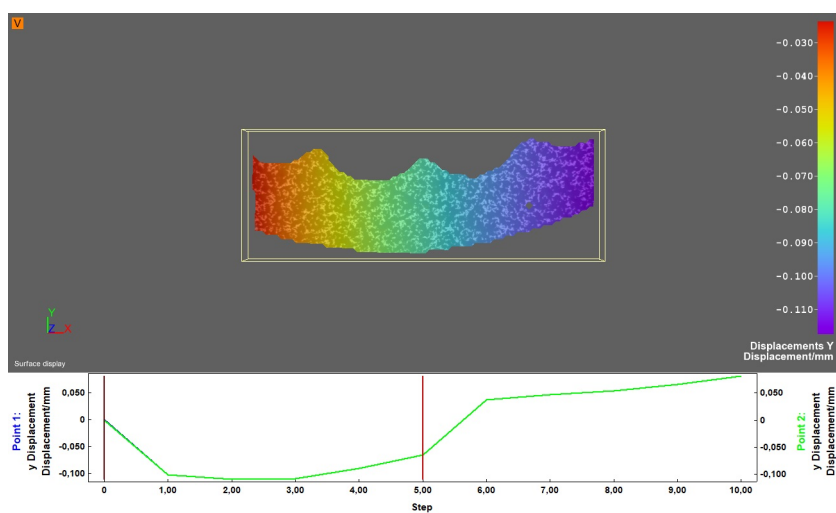
Obr. 71: Korelované oblasti: oblast 1 – sférická plocha jamky, oblast 2 – stěna jamky v místě působení zatížení, oblast 3 – stěna jamky ve vzdálenosti nejdále od osy zatížení (směr zatížení a pevné podepření vyznačeno zeleně)



Obr. 72: Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 1)



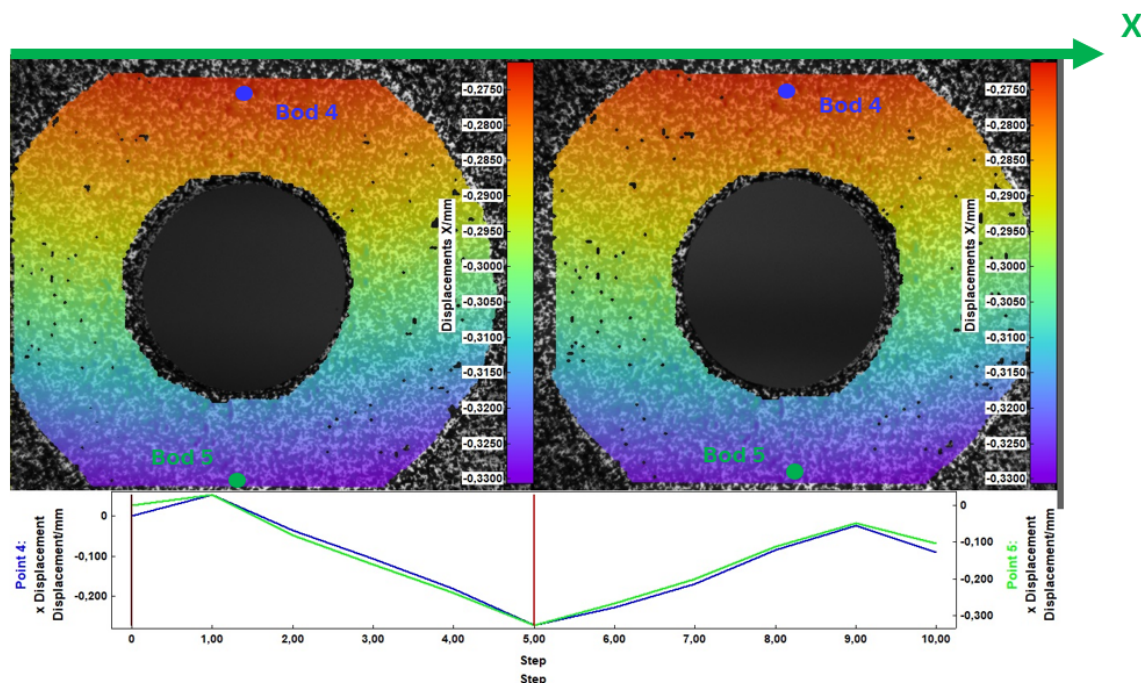
Obr. 73: Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 2)



Obr. 74: Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 3)

7.3 Vyhodnocení naměřených dat

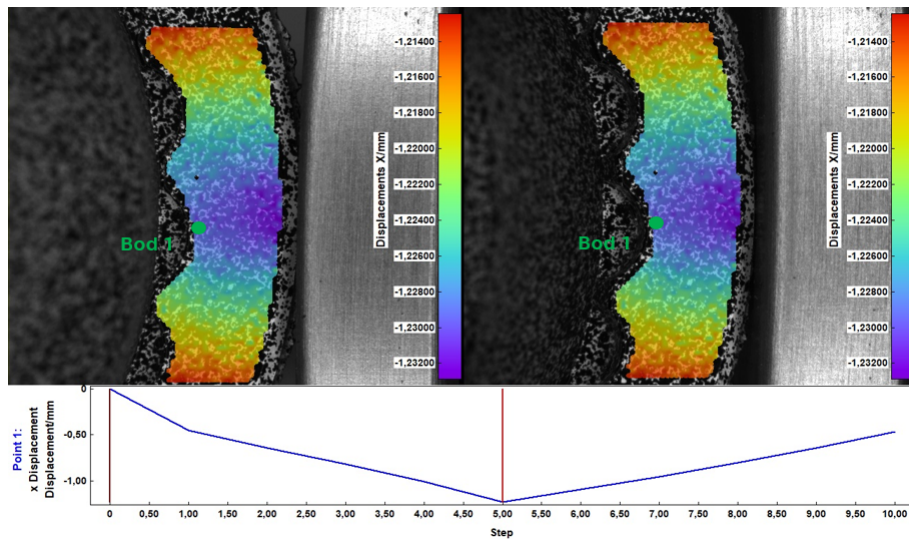
Na Obr. 72 a 75 jsou znázorněny deformace ve směru x v oblasti 1 při maximálním zatížení 1000 N a průběh deformace v celém zatěžovacím cyklu. Deformace vůči ose zatížení jsou nesymetrické, důvodem je rozdílná tuhost v horní a dolní části kloubní jamky, která je vyvolaná otvory v kloubní jamce.



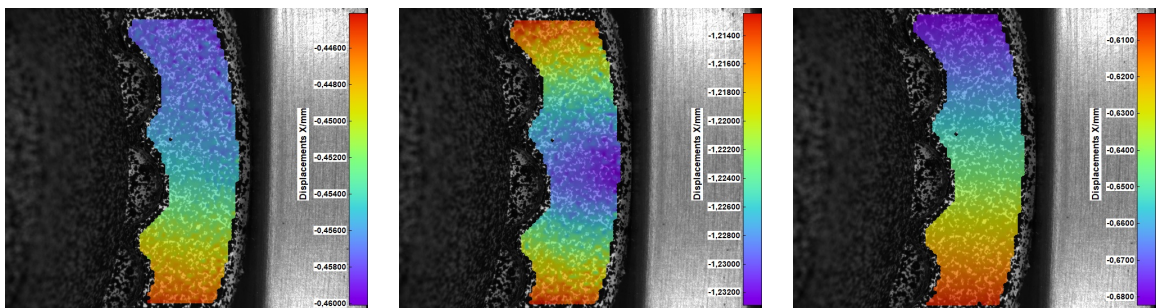
Obr. 75: Průběh deformace [mm] ve směru osy x v oblasti 1 a znázornění posunu bodů 4 a 5 při plném zatížení

Na dalších obrázcích jsou graficky znázorněny deformace ve směru x v oblasti 2 a 3 a deformace ve směru y v oblasti 3. V oblasti 2 je (Obr. 76) zachycena deformace k jedinému bodu, který odpovídá bodu při statické zkoušce. Při plném zatížení byla dosažena maximální hodnota posunutí 772 μm , po odtížení byla zjištěna nevratná deformace o velikosti 220 μm . Díky tomu je možné porovnat výsledky získané ze statické zkoušky, MKP a DIC.

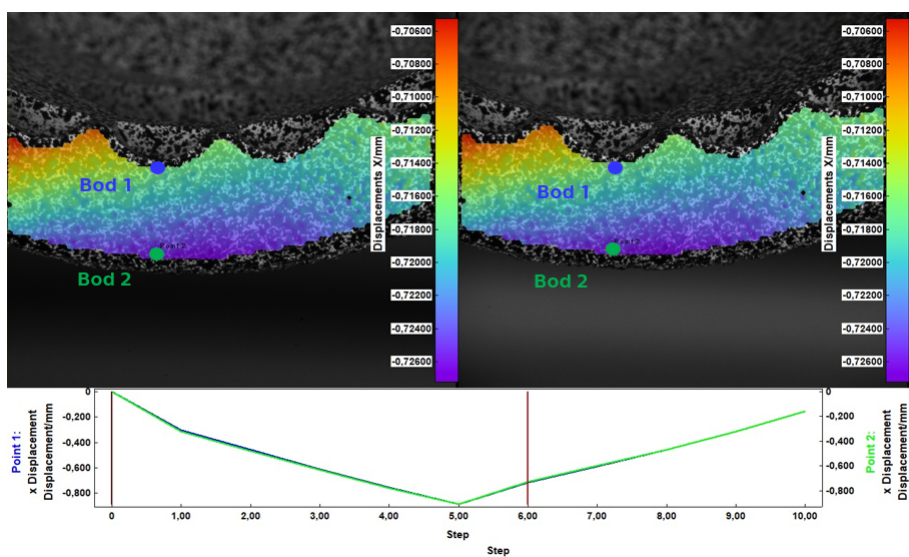
Metoda optické korelace se ukázala být jako vhodný nástroj pro podrobnou analýzu zkoušených vzorků. Z vyhodnocených dat bylo možné sledovat nesymetrické chování kloubní jamky, a prověřit očekávané příčné roztahení. Nevýhodou může být práce s velmi malými deformacemi, kdy sebemenší odchylky mohou vést k nepřesným výsledkům měření. Deformace při plném zatížení a odtížení dosahovaly vyšších hodnot, což mohlo být způsobeno mírnou vůlí v tlačných deskách, a především i skutečností, že zkouška nebyla standardně provedena na nepoužitých testovacích vzorcích. Místo toho byly převzaty vzorky z přechodí experimentální analýzy, u kterých byla zjištěna plastická deformace, tudíž i reziduální napětí. Podrobnějších výsledků by bylo možné dosáhnout použitím nových vzorků a kvalitnějším paternem.



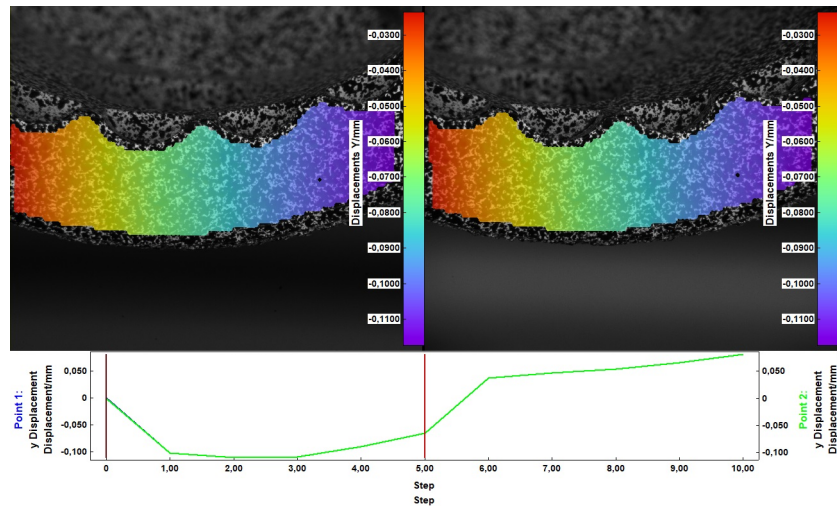
Obr. 76: Průběh deformace v [mm] ve směru osy x v oblasti 2 a znázornění posunu bodu 1 při plném zatížení



Obr. 77: Deformace v [mm] ve směru x v oblasti 2 při zahájení zatížení (vlevo), při maximálním zatížení 1000 N a při odtížení (vpravo)



Obr. 78: Průběh deformace v [mm] ve směru osy x v oblasti 3 a znázornění posunu bodů 1 a 2 při odtěžování



Obr. 79: Deformace v [mm] ve směru osy y v oblasti 3 při plném zatížení

8 Závěr

V této práci byla provedena deformační analýza acetabulární komponenty kyčelního kloubu. Pro seznámení s danou problematikou byl v práci uveden přehled teoretických poznatků na téma acetabulárních komponent. První část práce si mimo jiné kladla za úkol vyzdvihnout přínos moderních technologií a pobízela k dalšímu zamyšlení v oblasti artroplastiky.

Dle poznatků uvedených v teoretické části práce lze s úspěchem říci, že současné implantáty splnily svůj účel pro zmírnění bolesti a obnovení funkce kloubu. Další posun by mohl směřovat k vývoji dokonalejších implantátů a přístupů v chirurgii, především k ideálnímu umístění komponent. Objevují se zde rovněž otázky týkající se zrychlení výkonů artroplastiky kyčelního kloubu. Velká pozornost je dodnes věnována výzkumu a vývoji kloubních implantátů, které jsou přizpůsobeny konkrétním požadavkům pacienta. S tím souvisí vývoj 3D tisku. Jeho výhodou je relativně krátká doba výrobního procesu a minimální spotřeba materiálu. 3D tisk navíc umožňuje výrobu složitých dílů, které nelze zhotovit konvenční metodou a vytvořit náhrady velkých kloubů pro pacienta na základě CT snímku.

Hlavním cílem této práce byla deformační analýza acetabulární komponenty kyčelního kloubu pomocí statické zkoušky, metody digitální korelace a numerického výpočtu, při kterých bylo sledováno deformační chování acetabulární jamky. Dále jsou shrnuty jednotlivé postupy a porovnány výsledky jednotlivých metod, součástí vyhodnocení je ověření možnosti využití numerické a optické metody při normové zkoušce.

Mechanické testy zkušebních vzorků acetabulárních komponent proběhly podle normy EN ISO 7206-12: 2016. Během zkoušky byly testovány dva typy jamek z titanové slitiny Ti6Al4V od firmy ProSpon, které se lišily svou strukturou. U 3D tištěných vzorků byla tvořena trabekulární strukturou, u obráběných pomocí plasmatického titanového nástřiku. Zatěžování probíhalo ve třech hlavních směrech pomocí pneumatického lisu, každý vzorek byl zatížen maximální silou 1 000 N. Naměřené deformace v jednotlivých směrech byly vyhodnoceny pro oba druhy jamek zvlášť (Tab. 7 a 8) a poté posouzeny z hlediska limitní deformace 2 %. Tato podmínka byla splněna převážně u vzorků obráběných než-li 3D tištěných. V závislosti na směru působení zatížení bylo zjištěno, že v blízkosti otvorů se vyskytovaly větší deformace. Z hlediska druhu jamky byly zpozorovány větší deformace u obráběných vzorků, kde vypočtená maximální hodnota činila 0,686 mm. U 3D tištěné byla tato hodnota rovna 0,500 mm. Po odtížení zůstala plastická deformace 0,028 mm (obráběný vzorek) a 0,021 mm (3D tištěný vzorek). Celkové výsledky byly ovlivněny měřením rozměrů zkušebních těles pomocí digitálního posuvného měřítka a nepřesností při umísťování vzorku do lisu.

Další použitou metodou byl numerický výpočet pomocí MKP. Model kyčelní jamky vznikl v programu Ansys SpaceClaim, kde byla opravena jeho geometrie, samotné výpočty probíhaly v programu Abaqus. U této metody byla důležitá příprava modelu před spuštěním analýzy. Model byl uvažován jako elastický ze slitiny Ti6Al4V, nebyl v něm však zahrnut titanový nástřik na povrchu jamky a malá zaoblání uvnitř jamky. Úspěšnost výpočtu závisela především na vytvoření dostatečně jemné sítě, tedy volbě tvaru a velikosti prvků, správně zavedených okrajových podmínek a výkonu počítače. Zvoleny byly kvadratické tetra-prvky o velikosti 1 mm, zatížení bylo aplikováno podobně jako u mechanických testů ve třech směrech. Ve směru 0° byla spočtena deformace 0,491 mm, ve směru 120° 0,499 mm a ve směru 240° vyšla 0,486 mm.

Poslední metodou byla digitální korelace obrazu (DIC), která je založena na po-

rovnání dvou snímků, referenčního (obraz před deformací) a deformovaného (obraz po deformaci), pomocí vzájemné korelace. Aby digitální kamery dokázaly zaznamenávat takové deformace, bylo nutné na povrchu zkušební vzorku vytvořit přílnavý, vysoce kontrastní a neopakující se patern. K tomuto účelu byly vytvořeny dvě varianty nástřiku pomocí airbrush pistole. Ke snímání byla vybrána varianta s bílým podkladem a černým bodovým nástřikem, u níž bylo dosaženo vyššího kontrastu. Pro vyhodnocení byly zvoleny tři oblasti měření: oblast sférické plochy jamky, stěna jamky v místě zatížení a stěna jamky nejdále od osy zatížení. Po umístění vzorku mezi tlačné desky optického přístroje byl vzorek postupně přitěžován po 200 N až do dosažení hodnoty 1 000 N. U této metody byly zjištěny vyšší deformace, které byly způsobeny testováním vzorku použitého v předešlém měření. Při maximálním zatížení se maximální hodnota posunutí rovnala $772\ \mu\text{m}$ a nevratná deformace po odtížení činila $220\ \mu\text{m}$.

Výsledky jednotlivých analýz byly pro srovnání uvedeny v Tab. 11. Z naměřených a vypočtených hodnot lze soudit, že nejmenších deformací bylo dosaženo u numerického výpočtu pomocí MKP a nejvyšších hodnot u metody DIC. Mechanické testy byly výrazně ovlivněny nepřesnostmi v průběhu měření, které byly způsobeny použitou měřicí technikou. Naopak výsledky a úspěšnost metody DIC a MKP byly závislé již na přípravném procesu. U MKP byla přesnost výsledků ovlivněna nastavením sítě či zjednodušením modelu, kdy nebyla zahrnuta struktura s titanovým nástřikem. Navíc se tato metoda jevila jako časově náročná z hlediska přípravy i výpočtu. Metoda DIC si zakládala především na správném provedení paternu, který však v tomto případě nemusel být dostatečný. Navíc mohly být výsledky deformací zkresleny tím, že byly převzaty vzorky z předchozího experimentálního měření. Navzdory tomu ale metoda DIC poskytla podrobnou analýzu, kterou lze využít k rozšíření jiného laboratorního měření.

Tab. 11: Porovnání výsledků jednotlivých metod

		Maximální hodnota deformace [mm]
Mechanické testy	Směr 0°	0,607
	Směr 120°	0,666
	Směr 240°	0,686
MKP	Směr 0°	0,491
	Směr 120°	0,499
	Směr 240°	0,486
DIC		0,772

Porovnáním všech analýz se zjistilo, že výsledky vykazovaly poměrně dobrou shodu. Nicméně pro získání přesného hodnocení MKP by bylo vhodné do budoucna rozšířit řešenou úlohu i o plastickou analýzu, aby bylo možné vyhodnotit plastickou deformaci. Metoda DIC sloužila v této práci jako zajímavé doplňující měření, ale vzhledem k uspokojivým výsledkům je při důsledném dodržení kvality paternu a měření možné tuto metodu využít jako rozšíření k mechanickým testům.

Seznam obrázků

1	Složky kosti pánevní: os ilium (žlutě), os ischii (modře), os pubis (červeně) [1]	11
2	Stavba kyčelního kloubu [2]	11
3	Zesilující vazy (laterální pohled): (1) ligamentum iliofemorale, (2) ligamentum ischiofemorale a jeho přechod do zona orbicularis, (3) ligamentum pubofemorale a jeho přechod v zona orbicularis [1]	12
4	Kloub kulovitý omezený [1]	13
5	Hlavní osy a základní směry pohybů kulovitého kloubu: (A) flexe s extenzí, (B) abdukce s addukcí, (C) rotace [1]	13
6	Základní pohyby dolní končetiny [7]	14
7	Vnitřní a vnější rotace [7]	15
8	Cirkumdukce kulovitého kloubu [1]	15
9	Cervikokapitální náhrada kyčelního kloubu – typ Poldi [18]	17
10	Poměr primárních operací podle pohlaví (dle údajů z Dánska) [19]	17
11	Poměr primárních operací podle pohlaví (dle údajů z Finska) [20]	18
12	Počet primárních operací podle hodnoty BMI (dle údaje z Finska) [20]	19
13	Poměr primárních operací podle věku (dle údajů z Norska) [23]	20
14	Průměrný věk pro primární artroplastiku kyčelního kloubu podle pohlaví (dle údajů z Dánska) [19]	20
15	Změny ve věkovém rozložení primárních operací u mužů (vlevo) a žen (vpravo) [20]	21
16	Indikace pro náhradu kyčelního kloubu [24]	22
17	Průběh operace [24]	24
18	Počet primárních a revizních operací (dle údajů z Norska) [23]	24
19	Revizní operace podle věku (vlevo) a pohlaví (vpravo) (dle údajů z Finska) [20]	25
20	Rozdělení revizních operací podle indikace (dle údajů z Norska) [23]	27
21	Rozdělení revizních operací podle indikace (dle údajů z Finska) [20]	28
22	Smith-Petersenova čepička sloužící jako náhrada hlavice kyčelního kloubu [9]	29
23	Originální balení Charnleyovy TEP kyčelního kloubu včetně kostního cementu [9]	30
24	Femorální komponenty typu (1) Charnley, (2) Müller, (3) a (4) Čech-Beznoska [9]	31
25	Polyetylenová jamka [24]	34
26	Jamka acetabulární cementovaná standard PE [41]	34
27	Jamka acetabulární cementovaná antiluxační PE [41]	34
28	Cementovaná jamka s centralizéry – typ 02/II [18]	35
29	Plášť necementované acetabulární jamky Corona [42]	35
30	Plášť necementované acetabulární jamky – typ SF [18]	36
31	Keramická vložka necementované jamky Corona [42]	36
32	PE-X vložka necementované jamky Corona [42]	36
33	Šrouby necementované jamky [42, 18]	37
34	Press-fitová jamka Plasmacup SC[24]	37
35	Jamka Schraubring SC [24]	38
36	Jamka acetabulární oválná [43]	38

37	Jamka acetabulární oválná modulární [43]	39
38	Polyetylenová vložka acetabulární jamky oválné a oválné modulární [43]	39
39	Plášť oválné necementované jamky s polyetylenovou vložkou – typ SC [44]	39
40	Plášť oválné necementované jamky – typ SC [44]	39
41	Příklad referenčních rovin acetabulární komponenty [45]	41
42	Příklad zatěžovacího stroje [45]	42
43	Schéma zatěžovacího stroje [45]	42
44	Zatěžovací stroj LiTeM VDC-A-6 [46]	44
45	Obecné technické parametry zatěžovacího stroje [46]	45
46	3D tištěné acetabulární komponenty (před zatěžováním)	45
47	Obráběné acetabulární komponenty (před zatěžováním)	45
48	Ustavovací přípravek pro zajištění rovinnosti zkoušeného vzorku	46
49	Zkušební vzorek v ustavovacím přípravku	47
50	Umístění testovacího vzorku v lisu pomocí ustavovacího přípravku	47
51	Vzorek po odstranění ustavovacího přípravku, při plném zatížení 1 kN	48
52	Původní model acetabulární jamky	53
53	Původní model acetabulární jamky (pohled shora)	53
54	Opravený model acetabulární jamky (pohled shora)	53
55	Opravený model acetabulární jamky	54
56	Vygenerovaná síť kloubní jamky (pohled na sférickou plochu jamky)	54
57	Vygenerovaná síť kloubní jamky (pohled dovnitř jamky)	54
58	Definice kontaktních ploch	55
59	Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 0°	56
60	Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 120°	56
61	Deformace acetabulární jamky v [mm] ve směru 240°	57
62	Ukázka vhodných a nevhodných paternů [50]	58
63	Ukázka snímaného povrchu s vyznačenými body korelační mřížky (zelené), subsety jednotlivých bodů (červené) a oblastmi hledání deformovaných subsetů (bílé) [54]	59
64	Hledání subsetu z referenčního obrazu na deformovaném obrazu [55]	59
65	Princip optické korelace digitálního obrazu [52]	60
66	3D korelační systém Micro DIC Q-400 od firmy Dantec Dynamics [52]	61
67	Příklad kalibračního obrazce [52]	62
68	Jemnost skvrnitého nástřiku [51]	63
69	Akrylátové barvy pro vytvoření paternu	63
70	Povrchové úpravy kyčelních jamek pro snímání optickou metodou: varianta I (vlevo), varianta II (uprostřed), bez nástřiku (vpravo)	64
71	Korelované oblasti: oblast 1 – sférická plocha jamky, oblast 2 – stěna jamky v místě působení zatížení, oblast 3 – stěna jamky ve vzdálenosti nejdále od osy zatížení (směr zatížení a pevné podepření vyznačeno zeleně)	64
72	Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 1)	65
73	Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 2)	65
74	Snímaný povrch vzorku a průběh deformací v [mm] ve směru osy x (oblast 3)	65

75	Průběh deformace [mm] ve směru osy x v oblasti 1 a znázornění posunu bodů 4 a 5 při plném zatížení	66
76	Průběh deformace v [mm] ve směru osy x v oblasti 2 a znázornění posunu bodu 1 při plném zatížení	67
77	Deformace v [mm] ve směru x v oblasti 2 při zahájení zatížení (vlevo), při maximálním zatížení 1 000 N a při odtížení (vpravo)	67
78	Průběh deformace v [mm] ve směru osy x v oblasti 3 a znázornění posunu bodů 1 a 2 při odtěžování	67
79	Deformace v [mm] ve směru osy y v oblasti 3 při plném zatížení	68

Seznam tabulek

1	Primární artroplastika kyčelního kloubu podle diagnózy (dle údajů z Dánska) [19]	22
2	Indikace k primární operaci (dle údajů z Norska) [23]	23
3	Typy revizních operací (dle údajů z Dánska) [19]	26
4	Indikace k první revizní operaci (dle údajů z Dánska) [19]	26
5	Indikace k druhé a pozdější revizní operaci (dle údajů z Dánska) [19] .	27
6	Pootočení vzorku v jednotlivých směrech [45]	48
7	Naměřené rozměry 3D tištěných vzorků „Corona“	48
8	Naměřené rozměry obráběných vzorků „MS-CR“	49
9	Vyhodnocení deformací 3D tištěných vzorků „Corona“	50
10	Vyhodnocení deformací obráběných vzorků „MS-CR“	51
11	Porovnání výsledků jednotlivých metod	70

Reference

- [1] ČIHÁK, Radomír: *Anatomie 1*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [2] Kyčelní kloub. In: *Problematický kyčelní kloub* [online]. Mluvme o kloubech [cit. 18. 11. 2020]. Dostupné z: <http://mluvmeokloubech.cz/2017/11/problematicky-kycelni-kloub/>
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan: *Funkční anatomie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- [4] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. Praha: nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2.
- [5] HORÁČKOVÁ, Ladislava. *Panoráma antropologie biologické - sociální - kulturní: modulové učební texty pro studenty antropologie a „příbuzných oborů“*. 1. vydání. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. ISBN 978-80-2704-558-7.
- [6] DYLEVSKÝ, Ivan: *Somatologie: pro předmět Základy a fyziologie člověka*. 3., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3.
- [7] Pohyb končetin. In: *Pohyby v kloubech* [online]. ELUC, [cit. 6. 11. 2020]. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/177>
- [8] RYCHLÍKOVÁ, Eva: *Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba*. 2., doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2952-2.
- [9] DUNGL, Pavel a kolektiv: *Ortopedie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [10] PIVEC, Robert, Aaron J. JOHNSON, Simon C. MEARS a Michael A. MONT. Hip arthroplasty. *The Lancet* [online]. 2012. ISSN 0140-6736. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673612606072>
- [11] ŠALOUNOVÁ, Kateřina. *Padesát let operací kyčelního kloubu* [reportáž zpravodajského pořadu]. Česká republika, 2019. ČT24, 27. února 2019.
- [12] KOCOURKOVÁ, Lucie. *Medicína: S elitním ortopedem Tomášem Tomášem o endoprotézách i onkologii* [epizoda podcastu]. Česká republika, 2020. B. Braun, 4. listopadu 2020.
- [13] *Nejen primář Sova si věděl rady s výměnou kyčelních kloubů. Poradí vám MUDr. Roman Umlauf*. [online]. Český rozhlas [cit. 12. 12. 2020]. Dostupné z: <https://hradec.rozhlas.cz/nejen-primar-sova-si-vedel-rady-s-vymenou-kycelnich-kloubu-poradi-vam-mudr-roman-8097165>
- [14] BUCHOLZ, Robert W. Indications, techniques and results of total hip replacement in the united states. *Revista Médica Clínica Las Condes*. 2014. ISSN 0716-8640.
- [15] *Slovník* [online]. [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/pro-pacienty/informace/slovník/>

- [16] KING, Andrew, Jonathan R. A. PHILLIPS. Total hip and knee replacement surgery. *Surgery (Oxford)*. 2016. ISSN 0263-9319.
- [17] LÜBBEKE, A., A. J. SILMAN, C. BAREA, D. PRIETO-ALHAMBRA a A. J. CARR. Mapping existing hip and knee replacement registries in Europe. *Health Policy*. 2018. ISSN 0168-8510.
- [18] *Primoimplantáty*. 2013. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/pro-odborniky/produkty/aloplastika/kycle/primoimplantaty/>
- [19] The Danish Hip Arthroplasty Register (DHR). *2020 National Report* [online]. Dostupné z: http://danskhoftealloplastikregister.dk/wp-content/uploads/2020/11/dhr-aarsrapport-2020_til_offentliggoerelse-1.pdf
- [20] *Finnish Arthroplasty Register* [online]. National Institute for Health and Welfare. 2020. [cit. 25. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.thl.fi/far/#index>
- [21] *Innerbody Research* [online]. Innerbody Research 1993–2020 [cit. 12. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.innerbody.com/image/skel08.html#continued>
- [22] BURN, E., D.W. MURRAY, G.A. HAWKER, R. PINEDO-VILLANUEVA a D. PRIETO-ALHAMBRA. Lifetime risk of knee and hip replacement following a GP diagnosis of osteoarthritis: a real-world cohort study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2019. ISSN 1063-4584.
- [23] Norwegian National Advisory Unit on Arthroplasty and Hip Fractures. *Report 2020* [online]. Dostupné z: <http://nrlweb.ihelse.net/>
- [24] *Operace umělého kyčelního kloubu*. 2018. Dostupné z: https://lepsipecce.cz/wp-content/uploads/2019/07/Brozura_kycle_T039AECZ_2018-12-10_NAHLED.pdf
- [25] PATHAK, Neil, Cynthia A. KAHLENBERG, Harold G. MOORE, Peter K. SCULCO a Jonathan N. GRAUER. Thirty-Day Readmissions After Aseptic Revision Total Hip Arthroplasty: Rates, Predictors, and Reasons Vary by Surgical Indication. *The Journal of Arthroplasty*. 2020. ISSN 0883-5403.
- [26] GREEN, Gemma, Mohsin KHAN a Fares Sami HADDAD. *(i) Why do total hip replacements fail?*. *Orthopaedics and Trauma*. 2015. ISSN 1877-1327.
- [27] WARD, Jonathan, Rhys CLARK, Guy MORRIS a Lee JEYS. Hints and tips in revision hip surgery. *Orthopaedics and Trauma*. 2018. ISSN 1877-1327.
- [28] KOCIÁNOVÁ, Veronika. Ošetřovatelská péče o pacienta po TEP kyčelního kloubu. 2016. Dostupné z: <http://bulovka.cz/osetrovatelska-pecce-o-pacienta-po-tep-kycelniho-kloubu/>
- [29] KNIGH, Stephen Richard, Randeep AUJLA a Satya Prasad BISWAS. Total Hip Arthroplasty – over 100 years of operative history. *Orthop Rev (Pavia)* [online]. 2011. Dostupné z : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3257425/>
- [30] HALLAB, Nadim James, Joshua James JACOBS. Orthopedic Applications. *Bio-materials Science (Third Edition)*. 2013. ISBN 9780123746269.

- [31] Půl století od první implantace endoprotézy v ČR. Medical Tribune. 2019. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/44440-pul-stoleti-od-prvni-implantace-endoprotezy-v-cr>
- [32] ORAL, E. *Polymeric joint bearing surfaces for total joint replacements*. 2011. ISBN 9781845696535.
- [33] *CNC machining: The Complete engineering guide* [online]. 3D HUBS [cit. 29. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.3dhubs.com/guides/cnc-machining/>
- [34] *3D tisk v medicíně* [online]. ProSpon [cit. 29. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.prospon.cz/3d-tisk/25-all/3d/83-3d-tisk-v-medicine>
- [35] DIPAOLA, Matthew, Felasfa M. WODAJO. *3D Printing in Orthopaedic Surgery* [online]. ISBN 978-0-323-58118-9. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323581189000154>
- [36] WOO, Seong-Hwan, Myung-Jin SUNG, Kyung-Soon PARK a Taek-Rim YOON. Three-dimensional-printing Technology in Hip and Pelvic Surgery: Current Landscape. *Hip & pelvis* [online]. 2020. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7054078/>
- [37] TSEROVSKI, Stefan, Simona GEORGIEVA, Radoil SIMEONOV, Amir BIGDELI, Heinz RÖTTINGER a Plamen KINOV. Advantages and disadvantages of 3D printing for pre-operative planning of revision hip surgery. *Journal of Surgical Case Reports* [online]. 2020. Dostupné z: <https://academic.oup.com/jscr/article/2019/7/rjz214/5531192>
- [38] VAKRČKA, Petr. *Trabecular structure as the basis for modern implants*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta stavební, Katedra mechaniky.
- [39] *GE Additive* [online]. General Electric [cit. 29. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.ge.com/additive/additive-manufacturing/information/additive-manufacturing-processes>
- [40] *Jak funguje 3D tisk metodou Direct Metal Laser Sintering* [online]. [cit. 29. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.konstrukter.cz/jak-funguje-3d-tisk-metodou-direct-metal-laser-sintering/>
- [41] *Náhrady kyčelního kloubu: Cementované*. 2016. Dostupné z: <https://www.medin.cz/katalogy>
- [42] *Náhrady kyčelního kloubu: Necementované*. 2016. Dostupné z: https://www.medin.cz/media/cache/file/9b/ProSpon_Kycel_necement.pdf
- [43] *Náhrady kyčelního kloubu: Oválná, oválná modulární*. 2016. Dostupné z: https://www.medin.cz/media/cache/file/4f/ProSpon_Kycel_oval.pdf
- [44] *Revizní systémy*. 2017. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/pro-odborniky/produkty/aloplastika/kycle/revizni-implantaty/>
- [45] EN ISO 7206-12: 2016: *Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 12: Deformation test method for acetabular shells*. First edition. January 2016. International Organization for Standardization.

- [46] *Vertical Double Column Machine – Air*. 2016. Dostupné z: <https://www.litem.info/en/vertical-double-column-fatigue-machine/>
- [47] ZÁŘECKÝ, Tomáš. *Výpočtové modelování s využitím metod přesítování v MKP programu Abaqus*. Brno, 2018. Bakalářská práce. VUT v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.
- [48] *MatWeb: Material property data* [online]. MatWeb [cit. 1. 1. 2021] Dostupné z: <http://www.matweb.com/index.aspx>
- [49] *AZO Materials* [online]. AZoM [cit. 1. 1. 2021]. Dostupné z: <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1547>
- [50] SEBERA, Václav, Jan TIPPNER. Optické měření deformace metodou korelace digitálního obrazu [přednáška]. *DocPlayer* [online]. Brno: Mendelova univerzita v Brně, 15. 11. 2012. [cit. 1. 1. 2021]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/117562076-Opticke-mereni-deformace-metodou-korelace-digitalniho-obrazu.html>
- [51] LECOMPTE, D. a kol. Analysis of speckle patterns for deformation measurements by DIC. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2006.
- [52] *Dantec Dynamics* [online]. Dantec Dynamics A/S [cit. 31. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.dantecdynamics.com/solutions-applications/solutions/stress-strain-espi-dic/digital-image-correlation-dic/microdic/>
- [53] JANÍČEK, Přemysl, Jiří MAREK a kol. *Expertní inženýrství v systémovém pojetí*. 1. vydání. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4127-7.
- [54] NEUHÄUSEROVÁ, Michaela. *Mechanické vlastnosti auxetických struktur určené kvazi-statickými zkouškami*. Praha, 2015. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta dopravní, Ústav mechaniky a materiálů.
- [55] TEBICH, Dominik. *Měření deformací pomocí digitální korelace obrazu*. Praha, 2018. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky.
- [56] ZAJÍČEK, Vít. *Porovnání deformací stanovených metodou konečných prvků a optickým měřicím zařízením*. Brno, 2011. Diplomová práce. VUT v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky.