



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

KONSTRUKCE PŘÍPRAVKU PRO UPNUTÍ ZVÍŘECÍ KYČLE DO BIOTRIBOLOGICKÉHO SIMULÁTORU

DESIGN OF A DEVICE TO CLAMP AN ANIMAL'S HIP IN A BIOTRIBOLOGICAL SIMULATOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Marek Ries

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Pavel Čípek, Ph.D.

BRNO 2026

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav konstruování
Student: **Marek Ries**
Studijní program: Základy strojíního inženýrství
Studijní obor: Základy strojíního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Pavel Čípek, Ph.D.**
Akademický rok: 2025/26

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Konstrukce přípravku pro upnutí zvířecí kyčle do biotribologického simulátoru

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V rámci výzkumů v oblasti biotribologie se z etických důvodů používají pro analýzy tření a opotřebení lidských kloubů různé typy zvířecích náhrad (prasečí/hovězí kyčel). Pro upnutí kyčelní hlavice, popř. femuru, a acetabula do experimentálního zařízení je potřeba navrhnout přípravky umožňující upnutí kostí do rámu stroje a jejich vzájemné ustavení.

Typ práce: vývojová – konstrukční

Cíle bakalářské práce:

Hlavním cílem práce je navrhnout přípravky pro upnutí zvířecího femuru a acetabula do biotribologického simulátoru. Prototypy držáků budou vyrobeny pomocí 3D tisku z vhodného materiálu a jejich funkce bude experimentálně ověřena pomocí měření tření na daném simulátoru.

Díličí cíle bakalářské práce:

- prostudovat možnosti konstrukce upínacích přípravků,
- vytvořit konstrukční návrhy přípravků pro upnutí femuru a acetabula do simulátoru,
- vyrobit prototypy držáků pomocí 3D tisku.

Požadované výstupy: průvodní zpráva, digitální data.

Rozsah práce: cca 27 000 znaků (15 – 20 stran textu bez obrázků).

Časový plán, struktura práce a šablona průvodní zprávy jsou závazné:

<https://www.ustavkonstruovani.cz/texty/bakalarske-studium-ukoncení/>

Seznam doporučené literatury:

BUDYNAS, Richard G. (Richard Gordon) a NISBETT, J. Keith. Shigleyho konstruování strojních součástí. Brno: Vysoké učení technické v Brně - Nakladatelství VUTUM, 2023. ISBN 978-80-214-5471-2.

CHOUDHURY, Dipankar; URBAN, Filip; VRBKA, Martin; HARTL, Martin a KRUPKA, Ivan. A novel tribological study on DLC-coated micro-dimpled orthopedics implant interface. Online. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2015, roč. 45, s. 121-131. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.11.028>. [cit. 2025-10-13].

NEČAS, D.; VRBKA, M.; GALANDÁKOVÁ, A.; KŘUPKA, I. a HARTL, M. On the observation of lubrication mechanisms within hip joint replacements. Part I: Hard-on-soft bearing pairs. Online. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2019, vol. 89, s. 237-248. ISSN 1751-6161. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.022>. [cit. 2025-10-13].

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2025/26

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Pro experimentální sledování chování prasečího kyčelního kloubu v biotribologickém simulátoru je nutné zajistit spolehlivé upnutí femuru a acetabula. Vzhledem k atypické geometrii biologických vzorků nelze využít běžné upínací prvky určené pro standardní strojní součásti. Tato bakalářská práce se zabývá návrhem přípravku pro upnutí zvířecí kyčle do biotribologického kyvadlového simulátoru používaného v laboratořích VUT FSI.

V rešeršní části jsou shrnuta vstupní biomechanická a tribologická problematika, společně s vlastnostmi kyčelního kloubu a požadavky vyplývající z experimentálního měření. Na základě těchto poznatků jsou zpracovány koncepční varianty řešení s následným rozpracováním nejvhodnější varianty konstrukčního řešení. Návrh je implementován na konkrétní podmínky simulátoru s požadavky na rychlou výměnu vzorků při zachování možnosti jejich natočení a ustavení.

Výsledkem práce je konstrukční návrh dvou vzájemně navazujících podsestav pro uchycení femuru a acetabula. U vybraných konstrukčních uzlů je funkčnost ověřena výpočtem. Návrh je dále převeden do podoby prototypu vyrobeného aditivní technologií. Navržené řešení vytváří základ pro experimentální měření na zvířecích kloubech a pro další rozvoj metodiky biotribologického testování.

KLÍČOVÁ SLOVA

kyčelní kloub, přípravek, upnutí, simulátor, femur, acetabulum, aditivní výroba

ABSTRACT

To experimentally observe the behaviour of a porcine hip joint in a biotribological simulator, it is necessary to ensure reliable clamping of the femur and acetabulum. Due to the atypical geometry of biological specimens, standard clamping elements designed for conventional machine components cannot be used. This bachelor's thesis deals with the design of a fixture for clamping an animal hip into a biotribological pendulum simulator used in the laboratories of VUT FSI.

The literature review section summarizes the initial biomechanical and tribological issues, along with the properties of the hip joint and the requirements arising from experimental measurements. Concepts utilizing predefined parameters from research also serve as a basic model for further use in the conceptual design. The most suitable design solution is further developed. The design is therefore implemented in a simulator, which requires rapid sample exchange while maintaining the ability for samples to rotate and position.

The result of the thesis is a design proposal for two interconnected subassemblies for securing the femur and acetabulum. The functionality of the selected mechanical structure is verified by calculation. The design is further converted into a prototype manufactured using additive manufacturing technology. The proposed solution forms the basis for experimental measurements on animal joints and for the further development of biotribological testing methodology.

KEYWORDS

hip joint, mounting, clamping, simulator, femur, acetabulum, additive manufacturing

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

RIES, Marek. *Konstrukce přípravku pro upnutí zvířecí kyčle do biotribologického simulátoru*. Bakalářská práce. Pavel ČÍPEK (vedoucí práce). Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2026.

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu práce Ing. Pavlu Čípkovy Ph.D. za jeho cenné rady, připomínky a především ochotu.

PROHLÁŠENÍ AUTORA O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením Ing. Pavla Čípka, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Podpis autora

OBSAH

1	ÚVOD	13
2	PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
2.1	Biomechanika člověka	14
2.2	Biomechanika prasete	20
2.3	Tribologie	22
2.4	Biotribologie	23
2.5	Biotribologické simulátory	27
2.6	Aditivní výroba	31
3	ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	35
4	KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ	37
4.1	Dynamické uchycení	37
4.2	Statické uchycení	40
5	KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ	47
5.1	Dynamická podsestava	47
5.2	Statická podsestava	52
6	DISKUZE	59
7	ZÁVĚR	62
8	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	63
9	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	66
10	SEZNAM TABULEK	68
11	SEZNAM PŘÍLOH	69

1 ÚVOD

V moderní době je vlivem pokročilého medicínského prostředí vytváření a nahrazování kloubů endoprotézami podstatně jednodušší. Nahrazení lidských kloubů je prováděno z důvodu traumatického zranění, či opotřebení vlivem stárí. I přes dlouhou životnost totálních náhrad nelze materiály implementovat do těla na celý lidský život. Vlivem tření mezi femurem a acetabulem je po stanovené době nutná výměna.

Pro možnost zkoumání tření v živém organismu jsou používány vzorky z prasete, konkrétně kyčelní kloub. Použití měřených dat z prasete je voleno z dostupnosti vzorků a převážně kvůli stanovené normě ISO 14242. Pro aplikaci naměřených dat na klinické testy pro lidi jsou hodnoty určeny pro možnost porozumění vnitřní funkce kloubu. Naměřená data nelze aplikovat na člověka. Odlišná kinematika a větší zatížení, které přenáší prase, jsou použity pro případ největšího zatěžování, tzv. „worst case“. V případě zatížení kyčelního kloubu prasete je síla z většiny přenášena kontaktem mezi femurem a acetabulem. U člověka je stejný typ zatížení přenášen abduktory.

Z dostupných studií, jež se zabývají zkoumáním vnitřních účinků kyčelního kloubu jsou používány jednoúčelové cementové směsi. Nevýhodou je dlouhý proces vytvrzení před testováním. Druhým způsobem uchycení jsou metody destruktivní pomocí šroubů. Společnou nevýhodou mezi oběma způsoby je dlouhý proces pro výměnu vzorků.

Cílem řešení je implementace modulárního systému uchycení do již vytvořeného biotribologického kyvadlového simulátoru. Jedním z hlavních požadavků je možnost použití vyjmutelného externího uchycení se zpětnou montáží na simulátor. Pohyb a způsob, ve kterém kloub vytváří primární pohyb určuje jeho vnitřní geometrie. Roviny, ve kterých je trajektorie tvořena nejsou obecně platné pro všechny živočichy. Pro naměření skutečných dat je nutné vytvoření obecného uchycení, jež respektuje specifika každého kloubu.

Práce je členěna na tři hlavní kapitoly: Rešeršní, koncepční a konstrukční. Pro uvažování řešení jsou zkoumána úskalí původních studií, společně s možnostmi pro splnění vytyčených požadavků. V koncepci jsou uvedena řešení, jež mohou být dále rozpracována. Samotné konstrukční řešení je následně zaměřeno na konkrétní řešení s optimalizováním vybraného koncepčního řešení.

2 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

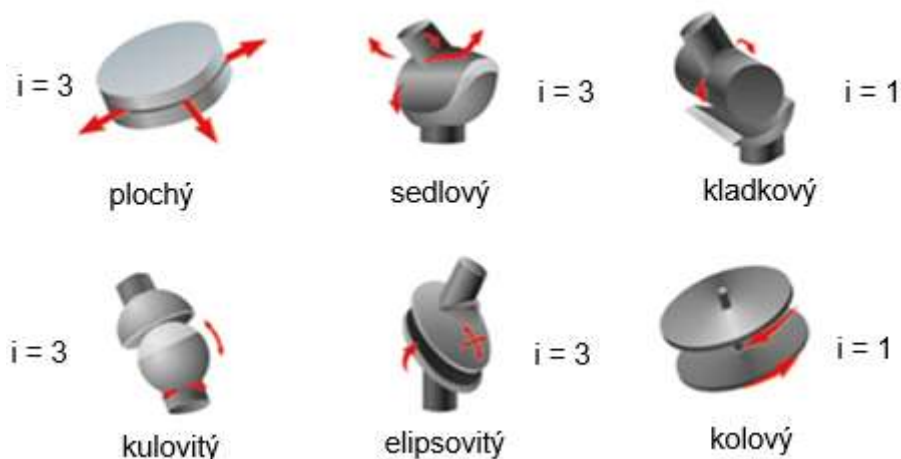
2.1 Biomechanika člověka

K pohybu člověk potřebuje pevnou oporu v podobě kosterního a svalového systému. Společně s ochranou vnitřních orgánů nesou celou tíhu člověka. Pro možnost pohybu jsou mezi kostmi kloubní spoje [1].

Svalový systém je složen ze svalové tkáně, která je následně složena ze střídavě uspořádaných bílkovin aktinu a myosinu [1]. Svalovou tkáň můžeme dále dělit dle způsobu, zda můžeme pohyb svalstva ovládat pomocí naší vnitřní vůle, či na svaly, které svůj pohyb utvářejí automaticky [1]. Automatickou aktivaci svaloviny můžeme pozorovat v svalovině hladké a srdeční, které je způsobeno izolací buněk [1]. Naproti tomu kosterní svalovina (příčně pruhovaná), kterou můžeme ovládat má buňky uspořádané v dlouhých svalových vláknech [1]. K zajištění vzájemného pohybu kostí jsou vlákna spojena se svalovinou, která je následně nervovým systémem napojena na mozkovou kůru [1].

Svaly, které jsou uchyceny na kostech vytvářejí hlavní hnací ústrojí pro pohyb těla. Z důvodů obratnosti a možnosti konání složitých pohybů, nemůže být celé tělo tvořeno z minimálního počtu částí v podobě dlouhých celistvých kostí (hodnota pro 95 % mužské populace, činí hodnotu pro délku celistvé kosti 285 mm [1]). Rozdělením dlouhých kostí na menší části (v našem případě rozdělení pomyslné celistvé kosti nohy na polovinu, tedy na délku 143 mm) vytvoříme větší počet možných pohybů k tvoření obecných pohybů.

Spojení rozdělených částí můžeme klasifikovat na pevné, pružné a pohyblivé [1]. Pro spojení kostí, které konají pohyb dále rozeznáváme kloubní spoje, kdy je klasifikace spojů odvíjena od výstelky, která je hlavní kontaktní plochou [2]. Z biomechanického hlediska rozdělujeme klouby dle „stupňů volnosti i “, a geometrie kloubních spojů znázorněných na obrázku (Obr. 2-1) [2].



Obr. 2-1 Zobrazení používaných kloubních spojí v lidském těle, které jsou dále rozřazeny dle počtu stupňů volnosti [2]

"Kloub zajišťuje spojení dvou, nebo více kostí. Tento spojovací člen je obalen chrupavkou, která je tvořena synoviální membránou¹. Zároveň platí i to, že kloub je pouhým účastníkem pohybu, který však tento pohyb sám negeneruje" [1].

Kloub je součástí vazivového kloubního pouzdra, tvořené synoviální membránou, které mohou zároveň oddělovat prostory uvnitř pouzdra [2]. Mezi další části patří "kloubní dutina, synoviální vrstvy, membrány a kloubní chrupavka" [2].

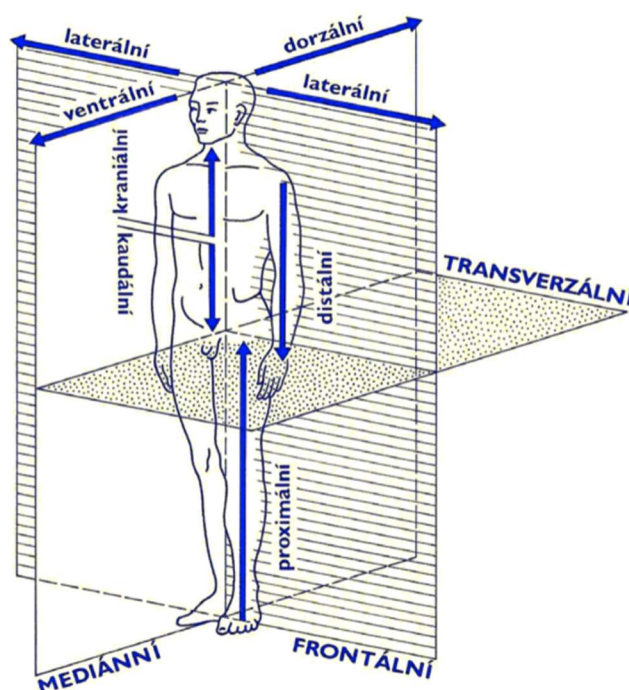
Kloubní chrupavka se vyskytuje v kloubních spojení jako hlavní mechanický člen pro přenos sil mezi pružnými vrstvami a kostmi, především které nemají dostatečně tlustou pružnou vrstvu [1]. Funkce chrupavky spočívá ve vytlačování a vtlačování synoviální tekutiny přes 6 nm otvory do místa pohybu [1]. V závislosti na způsobu zatěžování je tekutina "modifikovaná" na vytížení kloubu, kdy se může změnit hustota, složení či množství této tekutiny [1]. Funkcí připomíná přechodovou oblast z mazání mezného na hydrodynamické. Největší množství tekutiny, které je chrupavka schopna vyprodukovat do místa zatížení je až 60 %, mluvíme o tzv. "hydraulické fázi deformace" [1]. V jistém smyslu množství tekutiny uvnitř chrupavky určuje její pružnost.

Anatomická klasifikace rozděluje klouby na složité a jednoduché [2]. Příkladem jednoduchého kloubu může být kloub kyčelní, naopak do složitých kloubů zařazujeme převážně klouby, které spojují dvě a více kostí, či je součástí meniskus [2]. Dobrým příkladem složitého kloubu je kloub kolenní, či loketní [2].

¹ Tato membrána tvoří vnitřní obal chrupavky, kdy hlavní funkcí je tvorba synoviální tekutiny, která je dále přiváděna do kloubního spoje.

Pro další aplikace, které budou spjaty s kinematikou je třeba zavést terminologii (tj. „anatomické polohy“²) pro jednotlivé roviny v lidském těle [1]. Anatomické postavení je přesně definováno jako: „Tělo je ve spojeném vzpřímeném postavení, má vzpřímenou hlavu a dlaně jsou obrácené dopředu na volně spuštěných horních končetinách podél těla“ [1]. Tělem můžeme vést čtyři roviny, jež jsou znázorněny na obrázku (Obr. 2-2). Tyto roviny dále rozeznáváme na [1]:

- střední – mediánní rovina tvořící symetrickou část rovnoběžnou s podélnou osou, která rozděluje tělo na dvě poloviny
- příčné – transversální rovinu rozdělující tělo na horní a dolní polovinu, přičemž je zároveň kolmá na podélnou osu
- čelní – frontální rovinu, jež dělí tělo na polovinu přední a zadní
- šípové – sagitální rovina, tvořící všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediánní



Obr. 2-2 Znáznornění „rozdělení“ člověka pomocí rovin [1]

² Roviny v lidském těle jsou všeobecně přijaty a jejich používání usnadňuje terminologii při odkazování v odborných textech [1]. Navazující problematikou je popis rotací kloubních spojení, přičemž zde neplatí obecná terminologie z důvodu nutnosti zavedení korekce pro jednotlivé kloubní spoje, které se svou konstrukcí liší.

2.1.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub se nachází ve spodní části těla, konkrétně mezi stehenní kostí a pánevní kostí [2]. Umožňuje tvoření pohybu v podobě chůze a zároveň přenáší celou tíhu člověka. K velké nosnosti mezi vstupujícími kostmi femorální hlavice (*caput femoris*) a pánevní kosti (acetabulum), je kloub obalen velkým množstvím vazů, šlach a svalů [3]. K největšímu vazu se řadí *ligamentum iliofemorale*, který je hlavním spojovacím materiálem mezi femorální hlavicí a pánví, přičemž přispívá k celkové stabilitě kloubu [3]. Dále tvoří limity pro rotační pohyb, který je tvořen v místě transverzální roviny [3]. Dalším hlavním prvkem, který je hnacím prostředkem pro pohyb jsou svaly (abduktory) *gluteus minimus* a *gluteus medius* [3]. Tyto svaly kromě vnitřní a vnější rotace stehenní kosti dále tvoří stabilizaci [3].

Femorální hlavice, která je tvarována a charakterizovaná jako kulový kloub má na své vnější části pružnou vrstvu (z velké části je tvořena hyalinní chrupavkou), která pohlcuje kinetické rázy [1]. Tloušťka vrstvy není rovnoměrně rozprostřena, a v místě největšího zatížení má tloušťku až 3 mm [1]. Druhou částí pro utvoření funkčního celku je pánevní kost, zejména poté jamka (*acetabulum*), jež má velké zahlobnutí způsobující vysokou stabilitu a relativně velkou mobilitu [1].

- Kinematické hledisko kyčelního kloubu

Pro účely zkoumání fyzikální podstaty, která je dále potřebná v návrhových a testovacích úlohách, je třeba přenést anatomickou část na zjednodušený model, který i přes své zjednodušení bude stále přesný. Mezi hlavní části, které jsou potřebné se řadí kinematika a mechanika kloubu.

Ideální model, který bude přesně reprezentovat reálné chování musí obsahovat vlastnosti a zejména aktivity pro člověka přirozené a nepostradatelné. Mezi aktivity můžeme považovat chůzi, výstup, či sestup schodů a "sit-to-stand" ("postavení z posedu") [4]. Hlavní bod otáčení celé nohy je realizováno v kyčelním kloubu, zejména poté ve vzájemném pohybu mezi femorální hlavicí a pánevní jamkou [4]. Kyčelní kloub, tj. femorální hlavice, má z kinematického hlediska tři stupně volnosti [2]. Může se otáčet kolem tří rozdílných rovin, zejména poté kolem šípové, frontální a transverzální [4]. Zároveň se jedná o jednoduchý kloub, kdy může tvořit jednoduché pohyby [4]. Naproti tomu kloub loketní, či kolenní dokáží tvořit pohyby složené z translačního a rotačního pohybu [2].

Při běžném volném pohybu je využíváno zejména rotace kolem roviny frontální a transverzální [4]. Maximální hodnoty natáčení kloubu v jednotlivých rovinách je znázorněno v tabulce (Tab. 2-1).

Tabulka 2-1 Znárodnění maximálních hodnot natočení kloubu [4]

	flexe	extenze	abdukce	addukce	rotace
sagitální rovina [°]	120	10			
frontální rovina [°]			70	70	
transverzální rovina [°]					± 50

Společně s otáčením femorální hlavičky v pánevní kosti při určitém úhlu natočení je zároveň tvořen měrný moment (kdy hodnoty v tabulce (Tab. 2-2) jsou tvořeny z průměrných hodnot testovaných subjektů) [4].

Tabulka 2-2 Vlastnosti kyčelního kloubu při běžném užívání, zahrnující cyklus chůze [4]

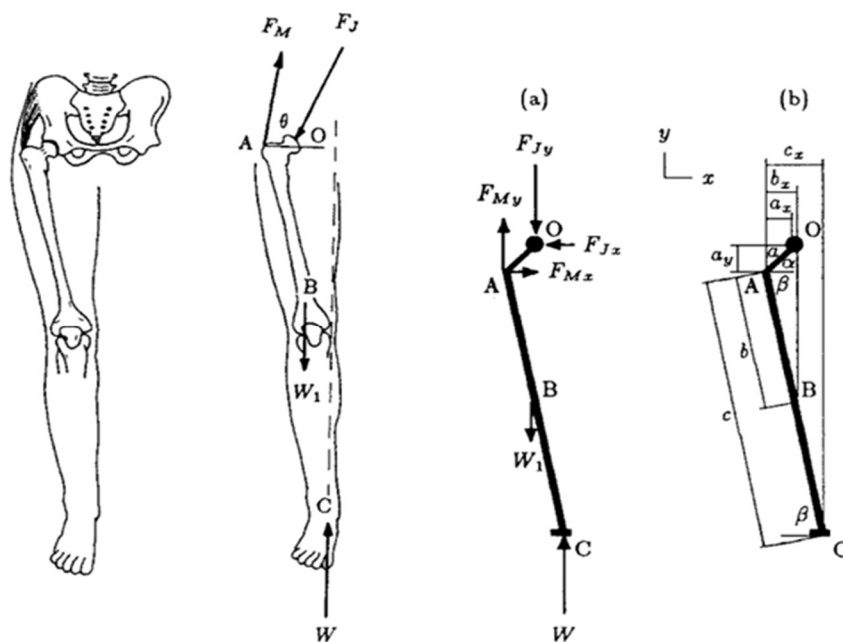
	chůze	rychlá chůze	výstup schodů	sestup schodů	sit-to-stand
flexe [°]	25,41	36,54	59,59	29,12	91,60
extenze [°]	-16,21	-17,26	-0,12	3,64	1,60
addukce [°]	3,48	3,07	5,65	2,54	3,50
abdukce [°]	-11,05	-13,64	-10,84	-6,99	-4,10
flexe [N*m/kg]	0,22	0,51	0,23	0,01	
extenze [N*m/kg]	-0,96	-1,26	-0,48	-0,54	-0,67
addukce [N*m/kg]	0,64	0,50	0,46	0,80	0,12
abdukce [N*m/kg]	-0,06	-0,11	-0,09	-0,04	

Z tabulky lze konstatovat, že z momentového namáhání je nejnáročnější chůze, kdy se zvětšující se rychlostí pohybu bude kloub zachycovat větší rázy a bude tak více namáhán.

- Mechanické zatěžování kyčelního kloubu

Kyčelní kloub je zatěžován a musí unést celou tíhu člověka. Z těchto důvodů jsou okolní šlachy a svaly dimenzovány na to, aby co nejvíce tlumily rázy, které vznikají v průběhu chůze, či jiných pohyblivých aktivitách. I přes tyto tlumící elementy jsou dosedací plochy vystaveny opotřebení v podobně minimálních nárazů a všudypřítomné třecí síle. Síly, které působí na kyčelní kloub jsou závislé převážně na tvaru femorální hlavičky (*caput femoris*) a tělesné hmotnosti, která dále vstupuje do výpočtů [4].

V průběhu chůze je přenášena celá tíha člověka pouze jednou nohou, pokud předpokládáme tíhu člověka bez jakéhokoliv závaží, které by jinak narušovalo přirozený souřadný systém, a tedy i těžiště [4]. Pro řešení problematiky zabývající se silovým namáháním je třeba vytvořit náhradní schéma dodržující náležitosti v podobě sil a třetího Newtonova zákona, dále znázorněno na obrázku (Obr. 2-3). Sval dovolující abdukci končetiny (*gluteus minimus* a *gluteus medius*) je přímo upevněný na horní části femorální hlavičky (*caput femoris*) [4]. Tento sval vytváří silový účinek na kosti, který můžeme označit jako F_M [4]. Síla od kloubu F_J ze zákona akce a reakce bude přenášet zatížení od svalu a rovněž tíhu člověka [4]. Úhel svírající mezi F_M a horizontální osou x je dán přirozeným tvarem femorální hlavičky [5].



Obr. 2-3 Převedení reálného problému na zjednodušenou statickou úlohu (zleva do prava)[26]

2.2 Biomechanika prasete

Konstrukce kyčelního kloubu je obdobná jako je u člověka. Stehenní kost (*femur*) je zakončena v kloubní jamce, přičemž ukončení je realizováno jako kloubní plocha (*caput femoris*), jenž se nachází v pánevní kosti [6]. Dosedací část je v acetabulum pomyslně rozdělena na dvě části, převážně kvůli rozdílným geometriím. Jde zejména o laterální a mediální rovinu, přičemž z pohledu laterálního tvoří tvar převážně poloměsíčitý, přičemž z mediálního jde o zcela kruhovitý tvar [6]. Vnitřní část kloubu je chráněna od poškozování kloubní chrupavkou. Zpevňující částí doplňuje úpon vazů stehenní kosti, který je "provlečen" z pánevní kosti do žlábků v kloubní chrupavce [6]. Navazující částí na chrupavku je poté úpon stehenní kosti, který je umístěn ve žlábků [6]. Tento žlábek je na povrchu drsný, přičemž vzniknutý prostor je místem nazývaný jako široká jamka (*fossa acetabuli*) [6].

Zakončení stehenní kosti, tedy chrupavky, má odlišné velikosti v závislosti na řezných rovinách. Obecně je však zakončení složeno z lemu na obvodu kloubní chrupavky [6]. Tento lem je hraniční oblastí mezi kloubní chrupavkou a fibrovní chrupavkou [6]. Rozdílnost výšek chrupavek je v důsledku hlavních pohybů, které zvíře utváří [6]. Obecně má kloub možnost natáčení ve všech směrech, ovšem k primárním účelům jsou použity pouze pohyby flexe a extenze [6].

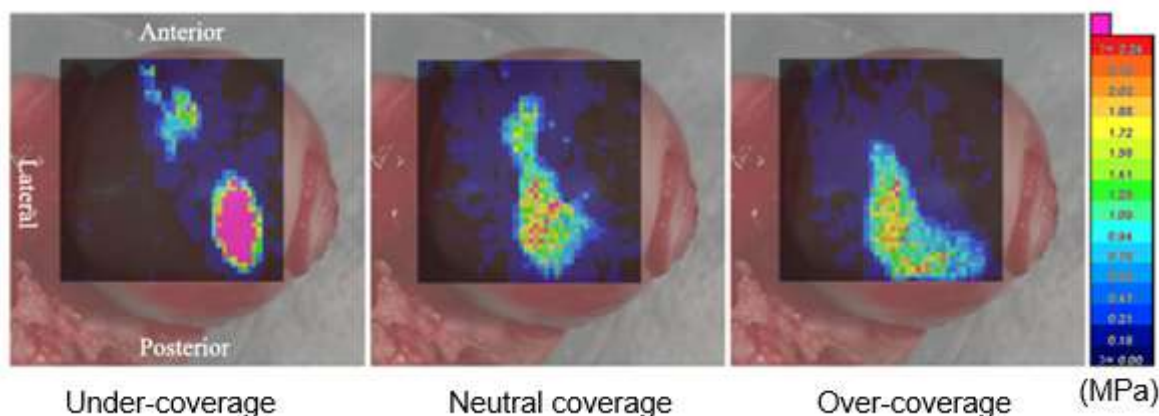
Tak jako u lidského těla, i u zvířecího jsou na kloubu svaly a úpony, jež mají důsledek k pohybům. K největším vazům řadíme vaz stehenní hlavičky (*ligamentum capitis femoris*) [6].

- Zatížení kyčelního kloubu z hlediska statického

K zjišťování chování zatížení a případného tření, jenž se děje mezi stehenní kostí (*femur*) a pánevní kostí (*acetabulum*), jsou užívané části z prasat. Ze studie [7], jenž se zabývala změnou zatížení v oblasti kloubní plochy vyplývá nárůst v závislosti natočení samotného kloubu od neutrální polohy. Míra překrytí hlavičky (angl. under coverage, neutral coverage, over coverage), dále v textu označováno jako nedostatečné, neutrální a nadměrné překrytí, úzce souvisí s natočením. Při nedostatečném překrytí má vychýlení za následek zvětšení lokálního tlaku na kontaktním povrchu. Pokud je stejné zatížení aplikované na menší oblast, musí dojít k nárůstu tlaku v místě kontaktu, a naopak. Vliv natočení je shrnut v tabulce (Tab. 2-3), společně s vyobrazením nejvíce zatíženého místa z naměřených dat poté na obrázku (Obr. 2-4). Testované zatížení bylo dosaženo za pomoci senzorů, která byla umístěna uvnitř kyčelního kloubu mezi stehenní kostí a kloubní plochou [7].

Tabulka 2-3 Statistické hodnoty naměřeny z deseti měřených vzorků s neutrální polohou a polohou natočenou od neutrální polohy o $\pm 15^\circ$

statistická míra překrytí	statistická hodnota zatížení [MPa]	statistická hodnota kontaktního povrchu [mm ²]
nedostatečné krytí	0,42±0,08	250,7±52
neutrální krytí	0,3±0,04	345,0±58
nadměrné krytí	0,28±0,04	368±43



Obr. 2-4 Zobrazení tlaku na femorální hlavici při jednotlivých vychýleních a při neutrálním natočení. Zatížení bylo realizováno v rovině laterální. [7]

Studie byla zaměřena především na úhel a s tím spojitě zatížení, které bylo ve všech testech použito při 100 N [7]. Hodnota 100 N je stanovena jako obecně platná při testování kyčelních kloubů, přičemž s překročením mezní hodnoty jsou hodnoty lokálního tlaku stabilní, tj. nedochází k tlakovým výkyvům [7]. V konkrétní studii byla hodnota maximálního zatížení preferovaná zejména kvůli používaným senzorům, kdy při překročení hodnoty zatížení vykazovala měření tlak větší, než je dovolený výrobcem senzorů [7].

Při porovnávání způsobu zatížení mezi lidským a prasečím kyčelním kloubem je nutné rozeznávat, že ačkoliv je v konstrukci femuru rozdíl minimální, tak při zatěžování je lidský kyčelní kloub kombinací působení sil rozložených na vertikální a paralelní rovinu, zatímco u prasečího kloubu je toto působení pouze vertikální [7].

Obecně je anatomie zvířat podobná s anatomii lidskou. Převážné rozdíly zvířat, kterými se odlišují od lidí, jsou v rozdílné velikosti a celkového tvaru, kdy konkrétně u prasete je pánevní kost rozložena tak, aby se tíha rozložila a snížila těžiště. Člověk má pánevní kost otočenou, na což taktéž poukazuje studie [7].

Ze studie, jež naměřila hodnoty tlaku v jednotlivých úhlech natočení je patrné, že při změně úhlu se mění i lokalita, které je namáhána extrémně vůči okolním místům. Důsledkem je nutnost považovat proměnlivý tlak za nezanedbatelný při simulaci znázorňující pohyb. Z obecné anatomie je dále nutné při rekonstrukci měřených dat zamýšlet i možné individuální anatomické rozdíly orientace acetabula a hlavice femuru jednotlivých zvířat.

2.3 Tribologie

Tribologie se zabývá zjišťováním důsledků tření, které je dále koncipováno mezi dvěma hlavními vstupujícími prvky. Jedná se o hlavní a opačně působící těleso. Toto seskupení můžeme nazývat "zařízení". Dále zde může vstupovat i závislost na geometrii povrchu [8].

Tření a její závislost je odvíjena od okolních vlivů, můžeme zde zařadit např. tepelné ztráty, které souvisí s nedokonalostí povrchu, či tvrdostí povrchů [9]. Od tvrdostí povrchu je dále odvíjen geometrický tvar na ploše [8]. V důsledku zatížení je těleso pružně deformováno, což vytváří od ideálně definovaného spoje větší plochu zatížení [8]. Čím více je povrch houževnatý a více zatížený, tím větší je deformace, a tudíž i valivý odpor tělesa [8].

Během pracovních činností dochází k namáhání mezi vzájemně se pohybujícími se součástmi, které se projeví opotřebením na styčných plochách [9]. S opotřebením a rozmezím, do kterého může součást pracovat, než dojde k nenávratnému poškození souvisí i životnost.

- Tření

V závislosti na tom, zda tělesa konají vzájemný relativní pohyb můžeme rozdělovat tření na dynamické a statické [10]. Dynamické tření je definováno jako vzájemný pohyb těles a ploch, v kterých může dále probíhat disipace energie [10]. Dále může docházet k rezonanci, a tedy vnímatelným vibracím. U statického tření nedochází k vzájemnému pohybu a nedochází tak k těmto změnám energie [10].

Vliv na konečné rozdělení mezi dynamické a statické tření má součinitel tření [11]. Mezi vzájemně pohyblivými díly je tření menší a s tím souvisící i hodnota součinitele, který je menší oproti statickému. Důvodem menších hodnot je na atomární úrovni, přičemž vzájemným působením atomů nacházejících se na dvou tělesech vytváří vazbu [11]. Do míry, tzv. "hranice mezi statickým a dynamickým třením" je závislé na vnější působící síle [11]. Atomy pospolu drží pomocí elektrostatické síle [11]. Z důvodu nutnosti překonání energetické hranice pro pohyb je u statického tření prvotní "rozpohybování" soustavy těles náročnější z energetického hlediska, protože je třeba překonat atomové vazby držící těleso v klidu [11]. Na třecí sílu má dle Newtonova zákona vliv tíha tělesa, dále poté druh materiálu vzájemně působících těles a prostředí ve kterém těleso pracuje.

Z hlediska životnosti „zařízení“ a s tímto souvislou efektivitou je třeba vytvořit ideální pracovní prostředí, přičemž můžeme rozdělovat dle soustavy, ve které "zařízení" pracuje na uzavřené, či otevřené [9]. V uzavřeném systému, kde jsou důsledky odvíjeny od vnitřního izolovaného systému jsou maziva, či další prostředky součástí systému chráněny od okolí [9]. Systém otevřený musí zahrnovat vnější prostředí, tj. třecí vlastnosti jsou odvíjeny od různorodých vlastností, které nejsou konstantní a s časem se mění.

2.4 Biotribologie

Biotribologie je obor, který s velkou částí navazuje na tribologii. Využívá poznatků z tření mezi styčnými plochami v lidmi vytvořených strojích, a aplikuje je na tření tvořené v lidském těle [12].

Jsou zkoumány chemická, fyzikální a mechanická hlediska. Z chemického hlediska jsou vnímány dopady reaktivnosti na tělní systém, které musí pracovat v ideálních podmínkách, které nenarušují integritu jednotlivých orgánů [13].

Z hledisek mechanických a fyzikálních, je lidské tělo, a tomu odpovídající stav makro biomechaniky člověka sloučena s postupným, ale trvalým opotřebením [1]. S narůstajícím věkem dochází u kloubních pouzder k změnám v kloubních chrupavkách, synoviálních membránách a vazů [1]. Zejména u hyalinní chrupavky tvořené z tkáně, která je z velké části složena z vody (78 %) je s postupným věkem dostaven s nižší schopností vodu získávat a vázat [1]. Voda je však důležitou částí k vytváření mezibuněčné hmoty, které vytváří "pružný" element k menším spotřebám energie během pohybu [1].

- Přirozený systém

Spojení dvou kostí je vyústěno v kloubním spoji, kdy jsou konce opatřeny chrupavkou [1]. V rámci zlepšení pohybových vlastností a převážně zmenšení třecích ztrát pracují chrupavky v hyalinní tekutině uvnitř kloubních spojů [1]. Nedokonalost tvaru kostí a dosedacích ploch jsou kompenzovány naddimenzovanými plochami, jenž mají na svém povrchu pružnou, a tedy i dobře tvarovatelnou plochu [1].

Podobné vlastnosti jsou řešeny v přesunech červených krvinek v krevním systému [2]. S červenými krvinkami proudí také v cévním oběhu hydro-elastická tekutina, která se nabaluje na tyto krvinky a tvoří na jejich povrchu mazací film, který zároveň funguje jako spojující vazba [2]. K dalšímu snižování tření mezi stěnami cévy a krevními disky je jejich elipsoidní tvar [2][14].

- Náhradní systém (endoprotéza)

V mnoha případech, kdy je nutné provést náhradu opotřebovaného kloubního spoje endoprotézou, je třeba vytvořit náhradní klouby z materiálů, které nebudou uvnitř těla tvořit jakkoliv reaktivní prostředí. Toto může způsobit výrazné snížení schopnosti nahrazování [13].

Při návrzích se vychází z předpokladů. Mezi hlavními je kompatibilita s tělem, do kterého se náhrada implementuje. S tímto souvisí toxicita, případně neutralita. V průběhu může dojít k: genotoxicitě a cytotoxicitě

- a) genotoxicita

- Je to schopnost chemické složky poškodit genetickou informaci, kdy okamžitě dochází ke změně genotypu (mutace).

- b) cytotoxicita

- Je vyjádřen jako vlastnosti toxické pro buňky. Může vést ke ztrátě aktivního růstu a dělení, což má za následek snížení životaschopnosti buněk.

Pokud jsou potvrzeny oba případy, dochází k imunitní reakci, která náhradní endoprotézu nepřijme.

Do fyzikálních vlastností zahrnujeme zejména mechanickou pevnost, odolnost proti opotřebení a nízkou náchylnost k mezi únavy. V mechanické sféře je důraz kladen na vhodnou kombinaci pevnosti a pružnosti. Převažující pevnost nad pružností může u kloubů vytvořit vůle, které nemusí po navrhované době dosedat. [12] Obecně by se měla dodržovat mechanická odolnost uzpůsobená k místu používání. Tedy mělo by se přihlédnout k velikosti a směru zatížení.

V ohledu vnější interakce v lidském těle je třeba zkoumat tyto prostředí a při návrhu počítat s možnou interakcí. Musí být řešena hmotnost náhrady, povrchová úprava a snadná manipulace, pokud bude muset být provedena revize, či úplná výměna. Životnost náhrady má být konstrukčně řešena s ohledem na dlouhou životnost bez nutnosti revize.

- Třecí vlastnosti materiálů

K zjištění třecích vlastností materiálu vytváříme prostředí a způsob zatěžování, pro který testovaný materiál konstruujeme. Pro případ materiálů, které jsou dále používány v kloubních náhradách záleží, který kloub budeme nahrazovat. Klouby přenášející zatížení celého těla, kdy je hlavní požadavek na pevnost a nízké tření.

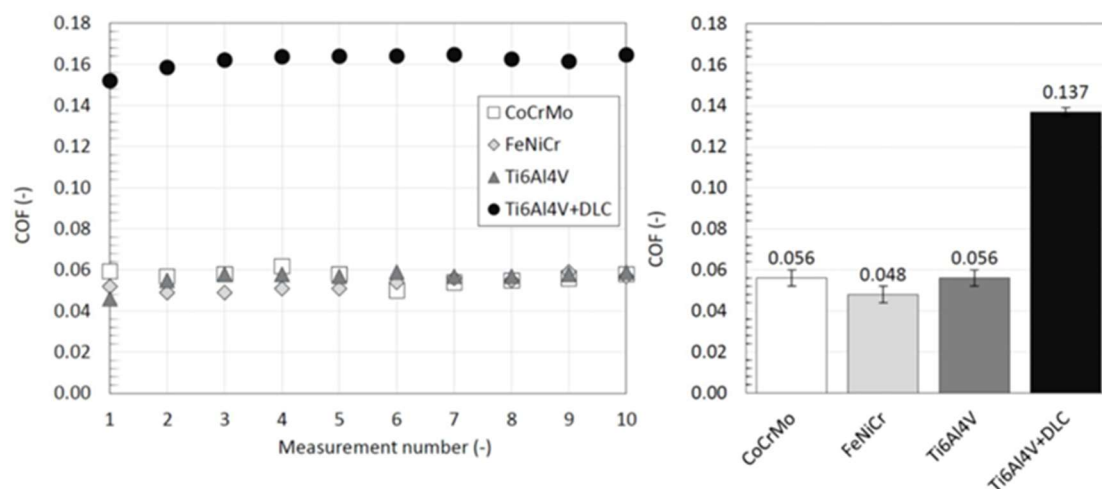
V rámci zkoumání vlastností, které jsou spjaty s materiálovými vlastnostmi byla vytvořena studie, která zjišťovala součinitel tření mezi standardně používaným materiálem a materiálem nově vyvinutým. Měření součinitele mezi dvěma styčnými plochami, tj. kloubní hlavou a jamkou, pracovalo v lázni na bázi synoviální tekutiny (bílkovina, γ -globulin, HA) a současně byla jejich teplota nastavena na 37 ° [15]. Zatížení, pro které jsou hodnoty uvedeny, bylo na biotribologickém simulátoru nastaveno na 532 N [15]. Jako zařízení pro zjišťování hodnot byl využit "gravitační" kyvadlový simulátor, který byl následně vychýlen o 16 ° ze své původní polohy. [15]

Materiály CoCrMo, FeNiCr, Ti6Al4V, představující náhradu v podobě femorální hlavičky (*caput femoris*) byly uloženy v kloubní jamce (acetabulum), přičemž materiál jamky je běžně užívány UHMWPE, či jako druhý typ materiálu v podobě skla [15]. Materiál jamky musí propouštět fotony až do místa kontaktu pro zjišťování tření pomocí kamery, které se nachází v spodní části simulátoru.

Postup měření byl sestaven ze dvou fází, které se snaží vytvořit reálné podmínky, jenž představují základní pohyby člověka.

První fáze měření byla zaměřena na cyklické zatěžování statického bodu. Testování kombinovalo zatěžování po dobu 10 s, následováno 20 s odlehčením, kdy vzorek nebyl zatížen. Na konci první fáze a zároveň před druhou fází testování byl vzorek po dobu jedné minuty zatížen. V druhé fázi bylo testováno dynamické hledisko, které bylo tvořeno vychýlením kyvadla o 16 °. Konec první zkoušky byl dosažen po samovolném zastavení kyvadla a ponechání soustavy v zatíženém stavu po dobu 300 s. Během této doby bylo zároveň pozorováno mazivo, které se po řadě testů vracelo do původního chemického a fyzikálního stavu [15].

Běžně užívané jsou povrchové úpravy materiálu v podobě DLC („diamond-like carbon“) povlaku. V konkrétním případě, kdy bylo testováno na rozdílných materiálech pro acetabulum je součinitel tření rozdílný. Tuto rozdílnost graficky znázorňuje obrázek (Obr. 2-5).



Obr. 2-5 Grafické srovnání testovaných materiálů pro součinitele tření v průběhu cyklů (vlevo) a hodnoty aritmeticky zprůměrovány (vpravo) [15]

Konkrétně pro materiál Ti6Al4V s povlakem DLC, jenž je imitací femorální hlavice a UHMWPE jako acetabulum, byly naměřeny horší třecí vlastnosti. Naopak pro stejný materiál femorální hlavice a jiného materiálu PMMA pro acetabulum má s ostatními testovanými materiály bez povlaku DLC vlastnosti lepší. Je třeba upozornit na vlastnosti testovaných materiálu. Zejména rozdíl mezi PMMA a UHMWPE, kde jsou rozdílné mechanické vlastnosti. Mezi hlavní rozdíly patří na straně UHMWPE to, že má větší odolnost proti opotřebení s nízkým třecím součinitelem. Naopak PMMA dovoluje vytváření malé kontaktní plochy díky vysokému modulu pružnosti. Nedokonalosti materiálu PMMA lze eliminovat zesílením přídatným materiálem, jako je např. UHMWPE.

DLC povlak je oproti ostatním materiálům „hrubší“, tj. má vnější nedokonalosti na povrchu, které však automaticky nenaznačují horší kvalitu oproti jiným testovaným materiálům [15]. Nedokonalosti naopak podporují zachycení maziva v pórovitém povrchu, které dále vyúsťuje v snižování tření [15].

Pohyblivé části v živých bytostech mají z hlediska jinak testovaných materiálu vlastnosti podobné. Klouby pracují v uzavřeném prostředí, kde je při větším namáhání častokrát dodáváno mazivo. Součinitelé tření v různorodých strojírenských odvětvích jsou shrnuty v tabulce (Tab. 2-4). Můžeme hodnotit odlišnost přesností strojních součástí a zejména zvolený materiál pro případné náhradní systémy v lidském těle.

Tabulka 2-4 Znázornění třecího součinitele pro materiály používané jako náhrada, či samotné hodnoty pro části v lidském těle

pracovní oblast systému	součinitel tření
náhradní protézy	0,096 - 0,422
zdravý původní kloub	0,005 - 0,020
jehlové valivé ložisko	0,0025 - 0,0035
automobilový průmysl	0,29 - 0,69

* Hodnota součinitelů není stálá, kdy v důsledku konstantního zatěžování se třecí vlastnosti s časem mění. Lze pozorovat ve spodních částech lidského těla, při dlouhotrvajícím stání [13].

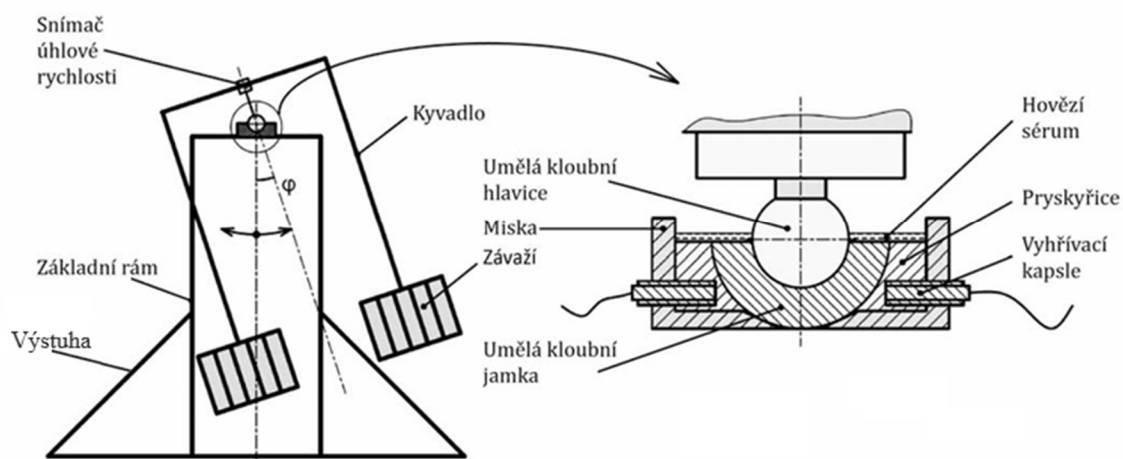
2.5 Biotribologické simulátory

Účelnost biotribologických simulátorů je ve schopnosti zjišťování třecích vlastností pro rozdílné materiály. Nejvíce používány jsou simulátory pro materiály užívaných ve speciálních zařízeních, kdy je kladen důraz na co nejmenší třecí vlastnosti. V nejobecnějším případě je testování složeno ze dvou částí, z nichž jedna je staticky uložená a druhá ložená volně. Volně ložená část vykonává pohyb translační vůči testovanému materiálu. Speciálním případem simulátoru, jenž namísto obecného přímočarého pohybu využívá pohybů rotačních, je u kyvadlového simulátoru. Snahou je dosažení imitace běžného pohybu pohyby, které jsou tvořeny v průběhu lidského chůze. Mezi nejčastěji testovanou část můžeme zařadit kyčelní kloub z již dříve zmíněného článku [4]. Poznatky z třecích vlastností jsou dále použity pro návrh a výrobu kloubních náhrad. Z historického hlediska se započalo s testováním materiálů pro náhradní endoprotézy právě v kyčelních kloubech [16], které jsou charakterizovány jako jednoduché a taktéž přenáší největší zatížení ze všech náhrad. Jako v předchozím systému je i zde kombinace staticky a dynamicky uložených součástí. Naproti přímočarému posunu je pohyb zaměřen na pohyb rotační, tedy namísto vzdálenosti uražené dráhy je důraz kladen na vychýlení o úhel.

Zde zmíněné tribologické simulátory mají společné vlastnosti s možnostmi testovatelných materiálů. Kromě velikosti testovacích přístrojů, které souvisejí s vzorky, lze od běžných materiálů, jako jsou anorganické materiály v podobě slitin kovů, testovat i zvířecí kloubní spoje a zjišťovat tak třecí vlastnosti mezi synoviálními částmi kloubů.

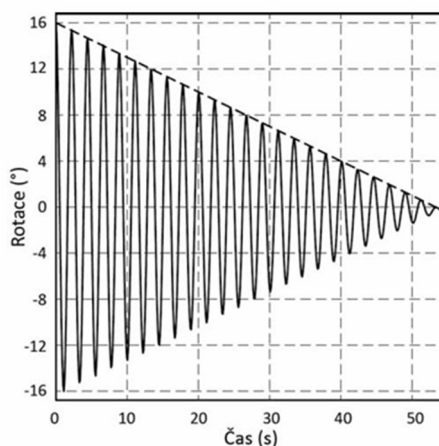
- Biotribologický kyvadlový simulátor VUT (dále jen „BKS-V“)

Jedná se o zařízení skládající se ze dvou částí: rámu a kyvadla. Hlavní rám zajišťuje stabilitu celého systému, zatímco kyvadlo svým pohybem simuluje pohyb člověka [17]. Středem otáčení pohyblivé části je imitace lidského kulového kloubu (kloubní hlavice), který je volně vložen v jamce (kloubní jamka). Umělá kloubní jamka je součástí "misky", jenž je v základní desce. Připevnění k rámu je pomocí šesti šroubů po obvodu. Ve standardním provedení jsou testované experimentální materiály přesně definovány a dodatečná aretace není potřebná. Hlavní rozměry desky jsou 319,15 x 200 x 10 mm (délka x šířka x tloušťka). Největší namáhání je ohybové, tudíž konstrukce musí být dostatečně pevná, aby bylo možno vytvářet zatížení na materiály, které se co nejvíce přibližují skutečným hodnotám. Při testování je používáno standardizované hodnoty pro vyvíjenou sílu, tedy 2 000 N, která je brána k fyziologickému zatížení dospělého člověka, která činí 75 kg [15]. K rozpohybování se využívá potenciální energie, která je vložena ve formě zvednutí pohyblivého rámu na jedné straně do nejvyšší výšky, při které má testování největší význam. Z tohoto plyne maximální možné vychýlení od základní polohy, tj. největší extenze kyčelního kloubu, která činí 16 °. Následným spuštěním je vykonáván kývavý pohyb. Princip a základní schéma je znázorněno na obrázku (Obr. 2-6). K dosažení konzistentního kývavého pohybu jsou po stranách bezpečnostní ložiska, zabráňující náhodnému vychýlení, což by vedlo na zkreslení výsledků. Třením a gravitací je pohyb postupně zbrzděn až k úplnému zastavení. Současně je tento pohyb monitorován pomocí snímače úhlové rychlosti, kdy vykreslení znázorňuje útlum kývavého pohybu (Obr. 2-7). Pomocí závaží, nacházející se na spodních pohyblivých úchytech lze konfigurovat hmotnost, a tak i provozní podmínky [18].



Obr. 2-6 Schematicky zobrazen BKS-V (vlevo) s detailnějším vyobrazením na testovací dvojici, konkrétně na jamku a kloubní hlavici v testovaném prostředí. [15]

Z hlediska zatěžování, které je vyvoláváno závažím v podobě oscilací musí být rám robustní a stabilní. Vzhledem k maximálnímu vychýlení, které je v případě testování kyčelních kloubů dosahováno, je patřičně navrhnutá délka základny, jenž činí 1,28 m. Hmotnost závaží a pohyblivého ramene přenáší konstrukce, která je složena z čtvercových profilů s délkou strany 50 mm. Výška celého svařence, potažmo hlavního rámu, činí od základny po část, ve které je uložena jamka 1226 mm. Nejvyšší místo rámu tvoří i hlavní střed otáčení. Pro eliminování možných nepřesností, způsobených od dynamického zatížení tak souvisejícího ohybového momentu, je tuhost celé soustavy zvýšená postranními výztuhami.



Obr. 2-7 Vykreslení průběhu útlumu kývavého pohybu, které je zachyceno snímačem úhlové rychlosti. [15]

Biotribologický kyvadlový simulátor – ProSim (Simulation Solutions Ltd., Stockport, UK)

Celý přístroj od společnosti „ProSim“ je postaven na řízeném pohybu horního úchyty, tedy i hlavního rámu (rozdíl oproti "gravitačnímu simulátoru", který využíval právě gravitaci k rozpohybování, tak i měření). Na hlavním rámu je v obecné variantě přichycena jedna z testovaných částí. Umístění měřených částí by mělo odpovídat posloupnosti, která se nachází ve skutečném zařízení [17]. Takto položený rám koná hlavní pracovní pohyb, který je složen z pohybu dopředného a zadního. Aby mohly být části podléhající tření otestovány až do případných kritických hodnot, je přimontován na elasticko-pohyblivé vahadlo ("flexion-extension rocker") pneumatický píst. Díky pístu můžeme vyvíjet přesně definované zatížení na hlavní rám [17]. Při testování bylo na kyčelní kloub vyvíjeno zatížení 25 N–800 N, v závislosti, zda se jednalo o dynamické zatěžování, kdy byly součástí v pohybu (25 N), či kdy bylo testováno statické zatěžování během klidového stavu při maximální zátěži 800 N [17].

V dolních částech zařízení je kromě držáku pro druhou část testovacího komponentu řada zpřesňujících doplňků. Mezi jedno navazující je "vana" přichycena na hydrostaticky mazaná valivá ložiska. Tento zpřesňující doplněk je pro případ v samotném měření, kdy může dojít k natočení a vyvinutí kroutícího momentu na testovací dvojici. Tento jev je nedílnou součástí testování zvířecích kloubů. Klouby jsou častokrát omezeny na pohyb a změna pracovního úhlu může vést i k destrukci testovacího aparátu. K dalšímu předcházení zkreslení je instalován rovněž na spodní část piezoelektrický senzor. Piezoelektrický senzor je napojen na obvod, kterým prochází proud. V případě zvýšení, či zmenšení procházejícího proudu je detekována odchylka [17].

Pokud je testovací dvojice vzata z humánně poražených zvířat dle evropských standardů, instalace musí být zcela identická s anatomii daného zvířete pro maximální efektivitu [17].

Způsob upínání je zajišťován pomocí nerezových šroubů, které jsou pomocí předvrtaných děr v kosti prostrčeny a následně zajištěny maticí v rámu. Takto vytvořené řešení je na obou součástech [17].

Firma „ProSim“ ve svém portfoliu nabízí řadu testovacích zařízení, které jsou vhodné pro biologické testování od kolenních kloubů, až po testování opotřebení vznikající na lidské páteři.

Mezi důležité vlastnosti, které jsou uvedené výrobcem je variabilita a počet testovaných součástí, přičemž simulátor umožňuje testování šesti dvojic, nebo dvou párů, které pracují v lázni [19]. S kapalinou vstupující do testovaného prostředí souvisí i teplota, která je regulovatelná až do 37 °C s odchylkou ± 2 °C [19]. Při testování může docházet k rotacím testovaných dílů, kdy jsou rotace realizovány kolem rovin (vysvětleny v části viz. kapitola 2.1 „anatomické polohy“). Zejména poté: flexe/ extenze v rozmezí ± 60 °, abdukce/ addukce v rozmezí ± 20 ° a rotace ± 30 ° [19]. Vyvinuté zatížení může dosahovat hodnot až 5 kN a posun samotné pánevní jamky je umožněn až o 5 mm z původní polohy [19].

Na stránkách výrobce jsou uváděny pouze obecné informace o simulátorech. Technické specifikace jako jsou rozměry, či energetická náročnost zde chybí.

Testování a vyhodnocování testovaných materiálů pomocí simulátorů je prováděno dle standardů. Nejvíce rozšířené je standard ISO 14242, nebo princip podle Pauliho.

Pro testování kyčelních kloubů je nutné dodržování standardizované metodiky a navrhované zatížení. Ohledně okolností zabývajících se měřením tření je norma ISO 14242, resp. ISO 14242-1 a ISO 14242-2.

2.6 Aditivní výroba

Jedná se o aditivní technologii, která pomocí počítačově vytvořené předlohy v podobě modelu vytváří fyzický model. Do nejvíce užívaných tiskáren pracujících na principu tisknutí těles z polymerů lze označit foto-polymeraci, kam se řadí zejména Stereolithografie (SLA). Dalším samostatným principem je tisknutí pomocí vytlačování zplastizovaného materiálu pomocí tiskové hlavy, označováno jako Fused Deposition Modeling (FDM). Další jako je např. Powder Bed Fusion, nebo Directed Energy Deposition jsou používány v tisknutí převážně ocelových konstrukcí.

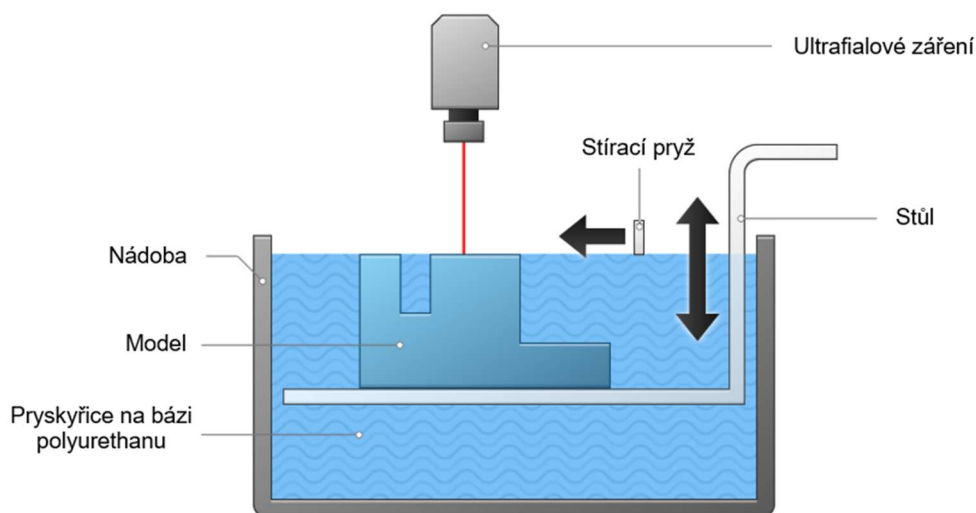
S myšlenkou využití prostorového souřadnicového systému při tisknutí poprvé přišel v roce 1984 Chuck Hull [20]. S nápadem souřadného systému následně přišel i první typ stále hojně užívaného SLA principu tvorby modelů.

Tvorbou modelu, který je vytvářen v počítačovém programu, se stanovuje obecný tvar a velikost. Ačkoliv má díl datový formát, ve kterém jsou geometrické údaje o modelu, tak z efektivního hlediska pro tisk je potřeba optimalizace pro tiskárnu. K napomáhání menším materiálovým ztrátám má důsledek změně typu výplně. Po stránce mechanických vlastností má správně nastavené hodnoty rychlost a nahřátí materiálu vliv na konečné mechanické vlastnosti [21]. Jak zde bude zmíněno, tak právě teplota a rychlost tisku ovlivňují celou strukturu dílu. Nedílnou součástí, ačkoliv ne přímo nezbytnou, jsou podstavy, resp. podpěry, pro zachování stability v průběhu tisku. Jedním způsobem tvorby modelu, tedy jednou tiskárnou, je nemožné dosáhnout nízkých výrobních časů a zároveň vysoké kvality zpracování v rámci nízkých ekonomických ztrát [20]. Pro rychlý tisk byl vyvinut princip FDM, zatímco pro hladký povrch bez viditelných přechodů je nejvhodnější SLA.

2.6.1 SLA

Model je tvořen vytvrzováním vrstev z pryskyřicově plněné nádoby. Excitovaným paprskem ultrafialového světla je v místě působení vytvářena jednotlivá vrstva modelu, přičemž laser koná pohyb po obvodu tisknuté součásti. Po vytvoření vrstvy je společně s modelem posunut i stůl o jednu vrstvu. Celý postup je tak opakován až do úplného vytvoření modelu [20]. Ilustrace vytváření jedné vrstvy modelu je znázorněna na obrázku (Obr. 2-8).

Vytvářením obrysových vrstev dílu jsou na hladině pryskyřicově plněné nádoby tvořeny stopy po předchozím vytvrzování. Pomocí stíracího mechanismu se stěrkou jsou odstraněny stopy [20]. Po vytvoření modelu následují dokončovací operace, které se skládají z omytí přebytečné pryskyřice pomocí izopropylalkoholu a dodatečného vytvrzení pro dosažení požadovaných mechanických vlastností [22].



Obr. 2-8 Schéma představuje zjednodušený model při tvorbě modelů pomocí technologie SLA. [20].

2.6.2 FDM

Podle souřadného systému, a tedy i pohybu tiskové hlavy (extruderu), podle kterého pracuje tiskárna typu FMD můžeme rozdělovat dle kartézského, delta či polárního souřadného systému [22].

Obecnou konstrukcí pro všechny typy tiskáren je namotaný materiál (filament) na cívce, jenž je vtlačován do extruderu, kde dochází k jeho natavení a změně struktury z pevné na plastickou. Nanesením filamentu na základní desku, či na dříve vytvořenou vrstvu, dojde ke spojení polymerové části a základní desky, či dvou polymerních částí. Následným ochlazením od okolního prostředí začíná filament tuhnutí a přeměňují zpět svou strukturu na pevnou.

- Kartézský souřadný systém

Před tisknutím je těleso pomocí počítačového programu zmapováno a orientováno dle souřadného systému X, Y, Z [22]. Následně je rozděleno na jednotlivé vrstvy a s tím jsou určeny trajektorie extruderu. Společně s přednastavenou trajektorií je vytvořena i síť pro vyplnění dutin, či tvorba podpor.

Tiskárny využívající kartézský systém jsou nejrozšířenější zejména kvůli jednoduchosti a snadné dostupnosti. Tiskárna má tři stupně volnosti, přičemž pro pohyb v jednotlivých osách je potřebný samostatný motor [22]. Pro vyšší efektivitu tisku jsou tvořeny nastavby na základní verzi v podobě vícero extruderů, či ohřívání základní desky, která může zvýšit přilnavost první tisknuté vrstvy, která je nejkritičtější při celém procesu tisku. Pokud není základní deska dostatečně přilnavá může po ochlazení prvních nanesených vrstev ztratit adhezi se základní deskou [20].

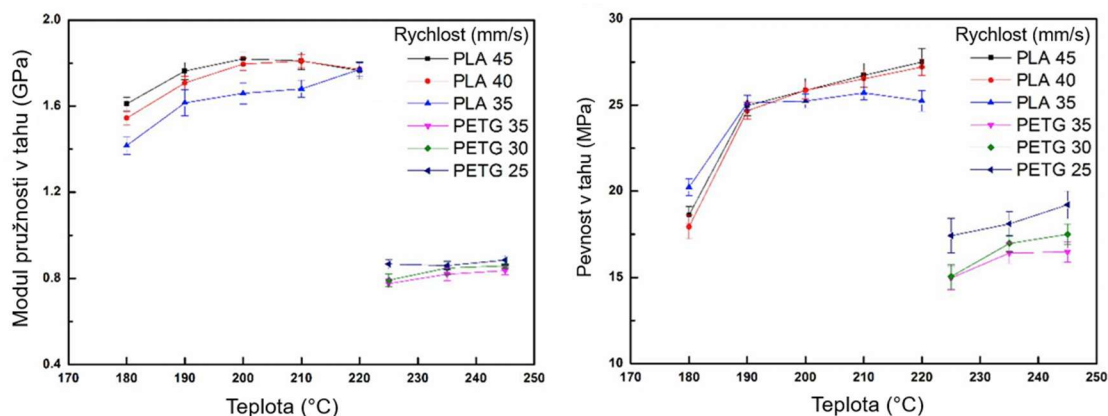
- Tiskárna "Delta"

Tiskárna tvarovaná do tvaru velkého řeckého písmene „ Δ “ je složena z tři vzájemně rozmístěných sloupů s odstupem o úhel 120° [22]. Extrudér je společně s motory a jejich nosníky spojen v bodě, tzv. "hot-endu", ve kterém je nanášena vrstva materiálu [22]. Motory jsou vzájemně spojeny, a interagují spolu skrze matematické rovnice, které nastavují výšku a směr pohybu motoru. Extruder pohyb nevytváří, a jeho pohyb je určen vzájemně se pohybujícími servi, které pohyb tvoří [22]. Naproti tomu tiskárny používající polární souřadnice využívají pohybů extruderu po obloukových trajektoriích, přičemž můžou hlavu i natáčet [22].

Materiál pro tisk je kruhovitěho tvaru, kdy používané průměry jsou od rozměrů 1,75 mm až 2,85 mm [22]. Nejrozšířenější průměr je však 1,75 mm, který je svou tloušťkou ideální pro natavení a následnou aplikaci [22].

Mechanické vlastnosti tisknutého dílu závisí na zvoleném materiálu a způsobu tisku. Při porovnávání nejčastěji užívaných materiálů, tj. Polyaktidových vláken (PLA) a polyethylentereftalátu glykolu (PET-G), vybíráme kompromisy, pokud se jedná o relativně rychlé tisknutí za sníženého předpokladu mechanické pevnosti v případě PLA, či horšího vzhledu při zpracování v rámci zvýšené pevnosti u PET-G [23][24]. Lepším materiálem z pohledu mechanické pevnosti se jeví PET-G, což je způsobeno schopností jednotlivých vláken velké vzájemné soudržnosti. Naproti tomu materiál PLA v průběhu tisku nevytváří zbytkové materiály v podobě jehliček, které zůstávají na vytvořeném modelu, které takto vznikají při používání materiálu PET-G [23][24].

V způsobu nanášení materiálů hraje velkou roli rychlost a teplota materiálu, která se zvyšuje v extruderu. Ze studií [21] plynou okolnosti, kdy je s teplotou spojeno i "tečení" materiálu neboli schopnost materiálu zaplňovat mezi-krytalické prostory z předchozích vrstev. Při nízkých teplotách nahřátí je toto „zatékání“ výrazně sníženo, což má za následek nesoudržnost vrstev, a tedy i samotnou pevnost či pružnost materiálu [21]. V opačném případě, tj. zvýšená teplota ohřívání materiálu a snížené rychlosti tisknutí, je docíleno opačného jevu, a tedy zlepšení mechanických vlastností [25]. Vliv okrajových podmínek při tisknutí je zobrazeno na obrázku (Obr. 2-9).



Obr. 2-9 Vyobrazení mechanických vlastností v závislosti na teplotě a způsobu tisknutí pro materiály PET-G a PLA; vlevo jsou zobrazeny závislosti na modulu pružnosti v tahu; vpravo jsou hodnoty pro modul pevnosti v tahu [21].

Vliv na rozdílnost jednotlivých zkoušek mají zbytkové napětí při tisku. V průběhu tahové zkoušky jsou tyto nedokonalosti v podobě koncentraci napětí zásadní. V případě ohybové zkoušky už tomu tak není, což zapříčiňuje větší modul pružnosti v tahu [21].

Pomocí aditivní technologie (AT) můžeme tvořit polymerové modely, tak i kovové. V oblasti návrhů prototypů, obecně v kusové výrobě, jsou AT nejefektivnější [25]. Díky konstrukci levných filamentů v podobě cívek a rychlosti výroby, převyšují výroby prototypů tradičních způsobů, jako je např. subtraktivní metoda. V dobách, kdy se většina spojovacích součástí nahrazují polymerovými aretujícími zátkami, které svou odolností vůči okolí nejsou nikterak dobré a hrozí jejich zničení, je v krajní situaci možnost užití tisku pro tvorbu nových. Obecně lze tvořit od složitějších po jednoduché a jednoúčelové součástky, kdy pomocí filamentu můžeme korigovat mechanické vlastnosti.

3 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

V průběhu lidského života dochází k opotřebování kyčelního kloubu v důsledku vrozených vad, či dlouhodobému vytěžování. Důsledkem opotřebování je neschopnost postiženého utvářet běžné pohyby mezi které patří chůze, či možnost dosažení posedu bez cizí pomoci. Řešením problému je totální, či pouze lokální náhrada části kyčelního kloubu pomocí kombinace dvou průmyslově opracovaných materiálů. Tyto materiály nesmí v lidském těle chemicky reagovat s okolními orgány a zároveň musí splňovat mimo jiné dlouhodobou životnost a minimální tření mezi materiály.

Vlastností zdravého kyčelního kloubu, obecně zdravých kloubů, jsou charakteristické nízkým třecím součinitelem v porovnání s průmyslovými strojními zařízeními. Z dostupných naměřených dat je patrné, že používané náhrady nedosahují patřičné hodnoty součinitele, které vykazují klouby zdravé. Důvodem je otevřený systém, ve kterém je nedostatečné mazání, přičemž při se tekutina nedoplňuje, nebo neobměňuje jako ve zdravém organismu.

Snahou dosažení nejvíce přesných referenčních dat součinitelů tření je dosahováno simulací zatížení zdravých částí živého organismu, přičemž z humánního hlediska jsou četné experimenty utvářeny na zvířecích kloubech. Testované vzorky jsou odebírány ze zvířat, přičemž tato zvířata musí vykazovat podobné namáhání v kyčelním kloubu, jako je tomu v lidském těle. Z lidské a veterinární anatomie jsou si nejvíce podobné kyčelní klouby lidské a prasečí. U kloubu prasečího je však nutné respektovat odlišnou kinematiku vychýlení dvou vstupujících kostí do kloubů, přičemž každý jedinec má individuální orientaci acetabula a hlavice femuru. S tímto souvisí i jiné zatížení oproti lidskému kloubu. Platí, že hodnoty z prasečích vzorků jsou pouze referenční a jsou pro zkoumání vnitřního chování kloubu.

Testování probíhá na tribologických simulátorech, které jsou konstrukcí předurčeny pro testování průmyslově používaných materiálů. S pokročilou technologií ve vývoji nových materiálů pro náhrady je snahou přiblížení k organickému řešení. K pochopení vnitřního chování organických materiálů se využívají simulátory pro testování zvířecích kloubů. Z ekonomického důvodu jsou pro zvířecí vzorky použity obecné simulátory s nástavbou ve formě přípravku. V dosavadních odborných člácích, jenž se zabývaly testováním na simulátorech byly použity metody „provizorní“, jenž se skládali z upnutí pomocí táhel, jež jsou vedeny provrtanými otvory v testovaných vzorcích, či za užití epoxidových tvrdidel pro ukotvení acetabula. Zároveň nejsou k dispozici přípravky, která by byla užívaná na podobném simulátoru jako se nachází v školních laboratořích, konkrétně na BKS-V.

Za účelem využití prasečích kyčelních kloubů pro testování na BKS-V je cílem práce vytvoření funkčního konstrukčního řešení pro uchycení vzorků v relativně rychlém čase.

Konstrukční řešení, které je výběrem z koncepčních řešení, má dodržet předpoklad rychlé výměny. Vzorky jsou drženy v chladicím zařízení pro zachování složení hyalinní tekutiny a při upnutí nesmí překročit teplotu, při které degradují. Další předpoklad je minimální, resp. žádný zásah do již zkonstruovaného simulátoru. Dalším hlavním bodem je schopnost znovu použití přípravku pro možnost „automatizovaného testování“³. Pro nejvíce kritická místa jsou součástí výpočty společně s vytvořením sestavy pomocí CAD programu (Autodesk, Inc., Autodesk Inventor (USA)). Konečnou částí je vytvoření prototypu za pomoci aditivní výroby s následným otestováním návaznosti na BKS-V.

³ Termínem je označována možnost výměny testovaného vzorku za pomoci nástrojů, či bez nutnosti vytváření pomocných otvorů ve vzorcích.

4 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ

Koncepční řešení je rozděleno na hlavní dvě uchycení, tj. uchycení dynamické (horní) a uchycení statické (spodní).

Důsledkem osamostatnění dílčích řešení je možnost kombinování nejvhodnějšího uspořádání, tedy celkové řešení není zcela závislé na jednotlivém uchycení. Podmínkou, která vychází z analýzy problému je volné natáčení alespoň jedné podsestavy, aby bylo dosaženo správného upnutí.

Označení "dynamické" a "statické" vychází čistě z konstrukce BKS-V, kdy pohyblivá (dynamická) podsestava koná rotační pohyb relativně vůči základové desce, na jenž lpí staticky uložený přípravek pro acetabulum.

V původní myšlence je řešení koncipováno pro systém, který pracuje na bázi stejného uspořádání jako je v živém organismu zvířete. Femur na „spodní“ části končetiny koná relativní pohyb vůči acetabulu, který je na „horní“ části končetiny. Z této myšlenky, leč pro nejlepší výsledky je nejvhodnější, bylo nutné odstoupit z důvodu možného vytečené synoviální tekutiny uvnitř kloubu.

4.1 Dynamické uchycení

Dynamické uchycení je upnuté v pohyblivém rámu simulátoru. Upínaný femur je obecně uložen v svěrném spoji, který dovoluje upínání velkého intervalu velikosti femurů. Při návrhu je použit model ideálního femuru.

4.1.1 Sférické uchycení

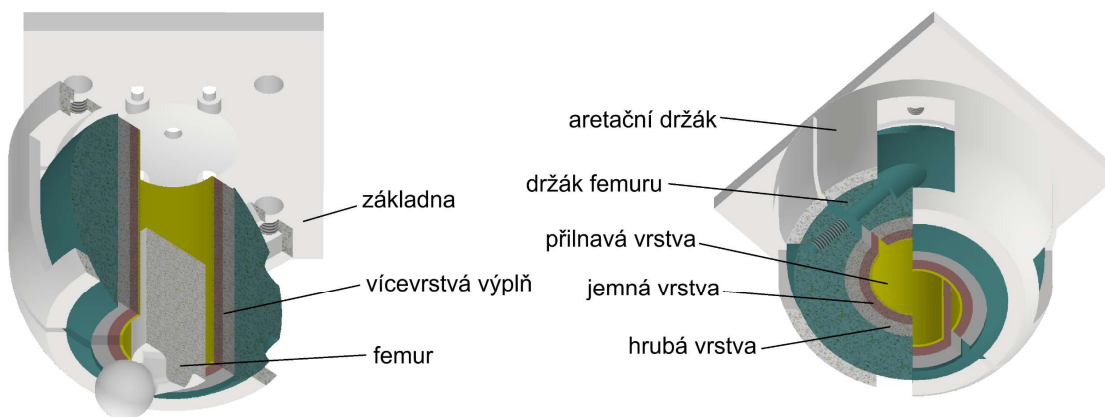
Řešení spočívá ve využití sférického tvaru, pro uchycení kosti (femuru). Otvor uprostřed držáku femuru (dále jen „DF“) je vytvořen pro nejčastější průměry femuru u dospělých zvířat v oblasti kyčelního kloubu. DF je podélným řezem rozdělena na dvě polokoule pro možnost sevření upínaného femuru. Spojení polokoulí a vytvoření sevření je možné za pomoci šroubů. Ty jsou orientovány kolmo k řezné rovině a pomocí utažení lze korigovat hodnotu sevření. Toto řešení poskytuje velké rozhraní při nastavování správného úhlu při testování.

Fixace přesně dané polohy zajišťuje aretační držák, který má stejný sférický tvar odebrán, pro možnost dosednutí na uchycení femuru. Utažení horní části k "základně"⁴ je zajištěno

⁴ "Základna" zajišťuje zahlobení a propojení sféry s rámem simulátoru.

potřebné předpětí pro zachycení případného prokluzu. Znázornění koncepce je patrné z obrázku (Obr. 4-1).

Velkou výhodou tohoto řešení je již zmiňovaná možnost neomezeného natáčení kosti a jednoduchost samotné konstrukce. Možnou nevýhodou koncipovaného řešení je zdlouhavost při nutnosti používání nadměrného množství spojovacího materiálu v případě použití šroubů.



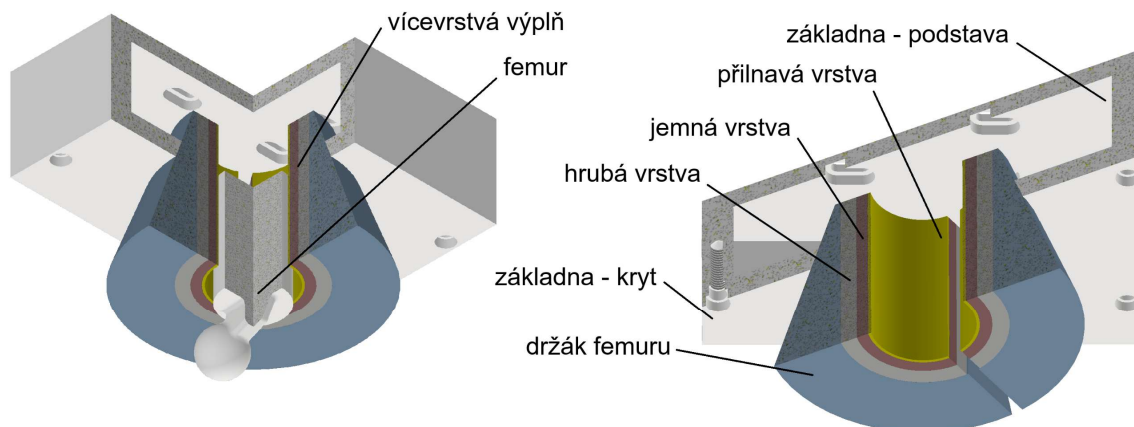
Obr. 4-1 Koncepce č.1 využívající sférického uchycení v podobě držáku femuru pro zachycení kosti.

4.1.2 Kuželovité uchycení

Ukotvení femuru v této koncepci není řešeno pomocí spojovacích materiálů, ale za užití "samosvornosti", která vzniká úhlem DF a protilehlou základnou, kdy k samosvornosti dochází při stlačení na „provozní zatížení“⁵. Zachycení kužele je řešeno pomocí desky (označeno jako „základna-kryt“) se stejným úhlem zkosení pro vzájemné dosedání obou součástí. Ukotvení do rámu stroje zajišťuje spojovací materiál procházející deskou (označeno jako základna-podstava) do rámu simulátoru. Stejně jako v případě sférického uchycení, je DF kuželovitého tvaru rozdělen na dvě symetrické části s vnitřním otvorem pro femur. Spojení obou typů základen vytvoří rovinu potřebnou pro odebrání kuželovitého vybrání pro dosednutí obou součástí. Znázornění celé koncepce je patrný z obrázku (Obr. 4-2).

⁵ Lze užít čistou samosvornost systému bez užití spojovacího materiálu, což by ovšem mohlo způsobovat rozpad systému před samotným uvedením do provozu, tj. dosednutí femuru na acetabulum, jenž vytvoří vnější tlak na přípravek.

Konstrukce dovoluje rychlou manipulaci, kdy je možná záměna testovaných vzorků bez nutnosti používání přípravků pro výměnu. Zároveň není nutné řešit správnou polohu femuru v uchycení.

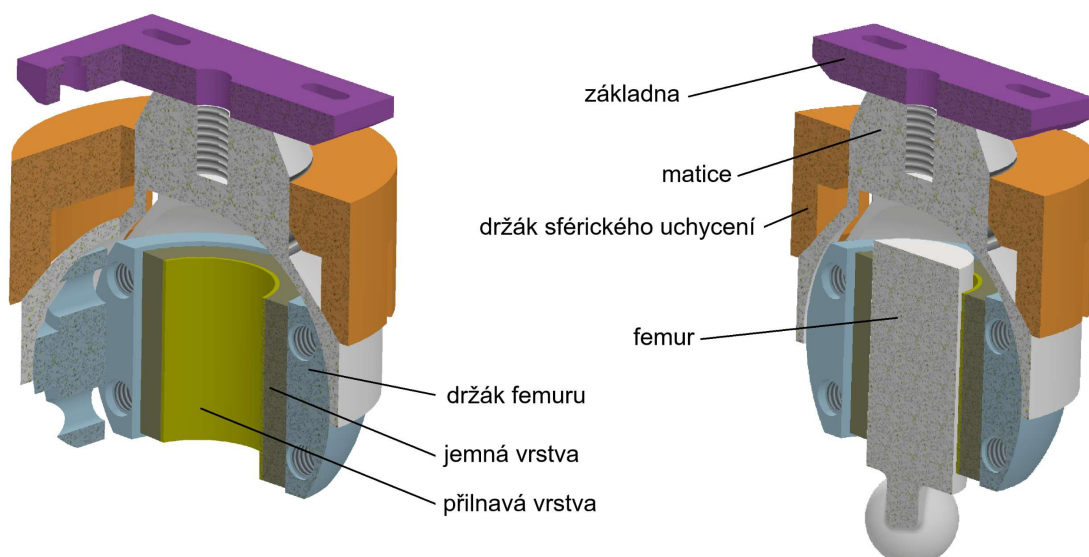


Obr. 4-2 Koncepte č.2 využívající samosvornosti mezi držákem femuru a základnou, konkrétně „základna-kryt“.

4.1.3 Sférické uchycení pomocí aretující součásti

Tento koncept je složen z tří hlavních součástí z čehož DF, ve kterém je uchycen femur, je řešen na stejném principu jako je u předchozí koncepte č.1. Druhou součástí je držák sférického uchycení (dále jen „DSU“) spojující sférickou část se základnou a rámem BKS-V. Konstrukcí dovoluje volné vložení sféry, kdy na druhé straně je pomocí spojovacího materiálu upevněn k základně. Pro vyšší efektivitu spočívající v rychlé výměně testovaných vzorků, je aretační držák upínaný řadou spojovacího materiálu z koncepte č. 1 nahrazen jedním, a to součástí s vnitřním závitem (dále označeno jako „matice“). Matice dovoluje utažení DSU, která má vlivem odebraného materiálu v příčném směru pružnou deformaci potřebnou pro vymezení vůle mezi DF a DSU. Znázornění konceptu je vyobrazen na obrázku (Obr. 4-3).

Řešení odbourává nutnost rozmontování celé soustavy (v konkrétním řešení vyjmutí spojovacího materiálu držící aretující držák) pro opakování simulace s jiným vzorkem. Nevýhodou je nemožnost uchycení větších vzorků. Tento problém však nelze řešit přípravkem nýbrž novým návrhem rámu v BKS-V, jenž není připraven pro testování větších a nenormalizovaných dílů v podobě organických kostí.



Obr. 4-3 Koncepce č.3 vycházející z koncepce č.1 s rozdílností ve využití závitu k vytvoření utahovacího momentu na držák.

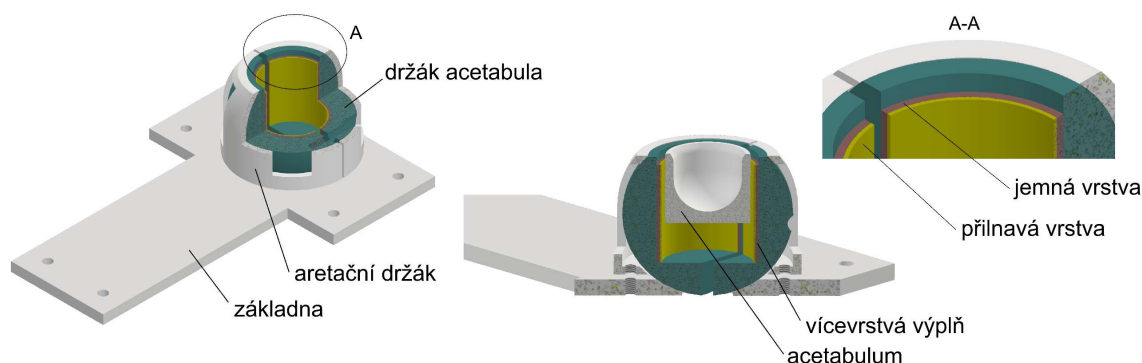
U všech řešení musí být prostor v místě uchycení femuru tvořen z materiálů, které dostatečně obepínají kost. Každá kost není dokonale hladká, či dokonale rovná. Vytvořením „vícevrstvé aretace“ (dále jen „VVA“) dokážeme maximálně obepnout kost po celé její délce. Konstrukce je dále vysvětlena až v samotném konstrukčním řešení.

4.2 Statické uchycení

Statické řešení, nacházející se v nepohyblivé části BKS-V zprostředkovává uchycení acetabula. V průběhu upínání nesmí dojít k překročení mezní síly, která způsobí deformaci a zvětšení plochy obklopení acetabula. Obecně je ve všech konceptech dán předpoklad, kdy je z pánevní kosti převzata pouze část s acetabulem.

4.2.1 Sférické uchycení

Jedná se o obdobu dynamického sférického uchycení znázorněné v koncepci č.1. Geometrie a konstrukce je totožná, společně s ní využití VVA. Pro přenášení zatížení a odstranění stlačení vnější plochy acetabula je součástí doraz. Ten umožňuje i vysunutí acetabula nad uchycení. Utažení držáku acetabula (dále jen „DA“) v požadované poloze zajišťuje stejný princip jako v dynamické podstavě. Aretující držák kopíruje tvar DA s následnými výstupy pro připevnění pomocí spojovacího materiálu k základně. Znázornění tohoto řešení je vyobrazené na obrázku (Obr. 4-4).

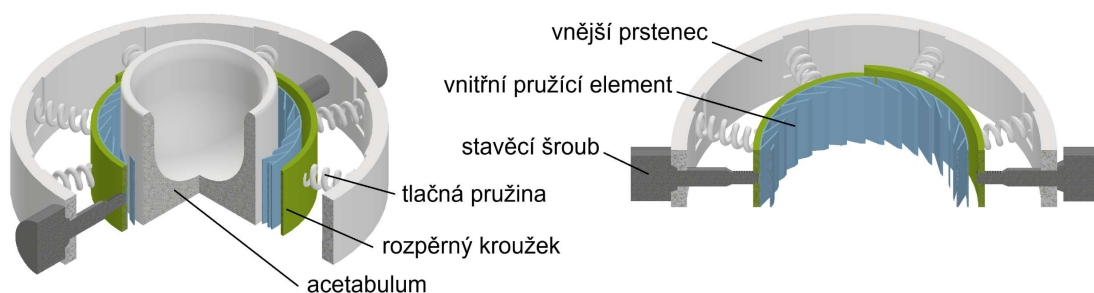


Obr. 4-4 Koncepce č.4 používající totožného systému uchycení znázorněného v koncepci č.1 v dynamickém uchycení

Výhodou tohoto systému je možnost natáčení acetabula do požadovaných úhlů, společně s relativně rychlou možností výměny. Nevýhodou je poté v případě nutnosti posouvání přípravku, kdy je dána pouze jedna pozice. Z pohledu ergonomie je samotné utahování aretačního držáku pomocí spojovacího materiálu z pohledu umístěných otvorů v základně.

4.2.2 Pružné uchycení pomocí tlačných pružin

Hlavním principem tohoto konceptu je možnost využití potenciální energie v tlačných pružinách pro ustanovení acetabula v stabilní. Celé zařízení je složeno z vnějšího prstence (dále jen „VP“), sloužící k ukotvení pružin. Zároveň jsou zde dva otvory pro průchod aretujících šroubů (dále jen „AŠ“), které jsou umístěny naproti sobě. Mezi VP a rozpěrným kroužkem (dále jen „RK“) jsou po obvodu upevněny tlačné pružiny (dále jen „TP“), které plní hlavní funkci při aretaci. RK je rozdělen na dvě části s rozdílnými vnitřními průměry. K možnosti stlačení TP a následného uvolnění slouží dva závitové otvory v RK, které lze korigovat pomocí AŠ procházející VP. Celá funkce stlačování TP po celém obvodu má za následek vytvoření vůle pro vložení testovaného acetabula. „Odjištění“ AŠ způsobí rozepření TP, jenž stlačí acetabulum. Pro zachycení nedokonalé válcové plochy acetabula je mezi TP vložen vnitřní pružící element (dále jen „VPE“). Návrh koncepce je patrný z obrázku (Obr. 4-5).



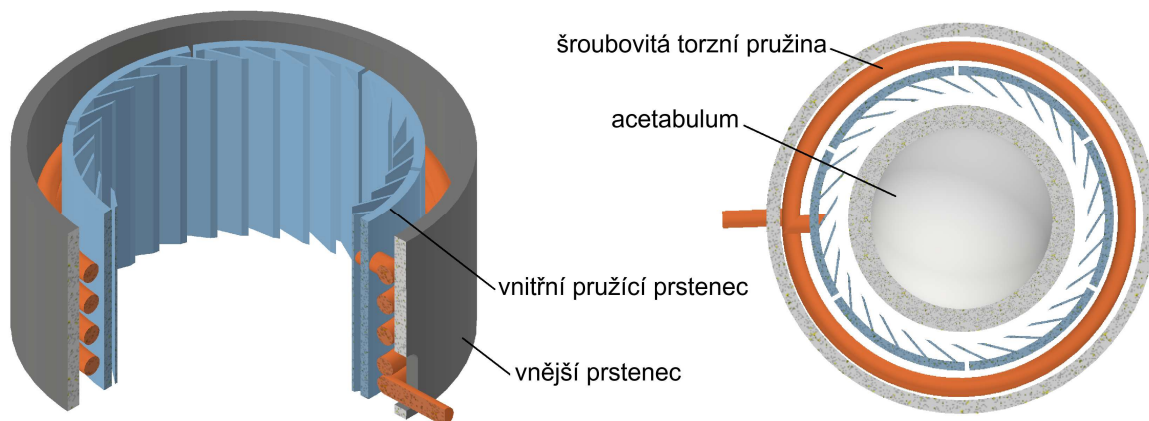
Obr. 4-5 Koncepce č.5 vytvářející vůli mezi rozpěrným kroužkem a acetabulem pomocí potenciální energie, vložené v tlačných pružinách.

Oproti předešlému řešení je konstrukce náročnější na výrobu a výpočet. Velkou nevýhodou je nutnost selekce kostí před testováním, zejména kvůli průměru acetabula v závislosti na velikosti, pro kterou je zhotoven výpočet a konstrukce. Rozmezí průměru acetabula lze odstranit prodloužením TP, jejichž chod je lineární. Výhodou je výrazně snadná manipulace a rychlost upínání.

4.2.3 Pružné uchycení pomocí šroubovitě zkrutné pružiny

V principu fungování se jedná o totožnou konfiguraci jako v koncepci č. 5. Jedná se rovněž o druhou iteraci předchozí koncepce využívající potenciální energie pro uchycení acetabula. Zjednodušení je v redukování velkém počtu TP a nahrazení jej jednou šroubovitou zkrutnou pružinou (dále jen „ZP“).

Umístění vysunutého konce ZP v tvarové drážce ve VP, je oddělen stav „předeprnutý“, resp. „povolený“⁶. Stavem „předeprnutý“ je myšleno stlačení ZP, což má za následek vytvoření prostoru pro vložení acetabula, resp. stlačení sestavy držící acetabulum. Druhý konec ZP je pevně spojen s VP, přičemž na vnitřním povrchu je vložen VPE pro úplné obepnutí vzorku. Koncepce je zobrazena na obrázku (Obr. 4-6).



Obr. 4-6 Koncepce č. 6 pracující na stejném principu jako je řešení s tlačnými pružinami (koncepce č.5) se zjednodušením v podobě nahrazení mnoha tlačných pružin jednou pružinou zkrutnou.

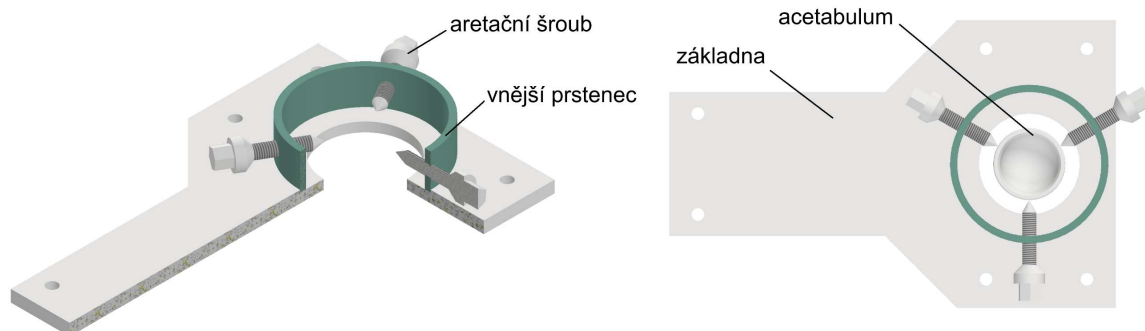
Nevýhodou je stejně jako u koncepcí č.5 v nutnosti selekce testovaných vzorků z vnitřního omezení na průměr acetabula. S průměrem se dále pojí menší interval možných použitých vzorků. Výhodou je naopak rychlost manipulace schopnosti testování mnoha vzorků v krátkém časovém období.

4.2.4 Uchycení pomocí aretačních šroubů

Výhodou řešení je jednoduchost celého systému, přičemž celá funkce je ve smyslu manuálního utažení jednotlivých aretačních šroubů tak, aby upevněné acetabulum mělo požadovaný úhel natočení. AŠ mají na svém konci hrot pro "zabodnutí" do testovaného vzorku. Možnost pro zpracování upnutí je různorodý.

Jednou z možných variant je použití standardizovaných šroubů s modifikací v podobě „bodce“, či vytvořením jednoúčelových AŠ, zde s příkladem použití šestihranu pro utahování. VP slouží pro ukotvení celého systému na základně s podporou pro AŠ. Celá sestava je znázorněna na obrázku (Obr. 4-7)

⁶ Stav předeprnutý a povolený jsou mezi sebou tvarově odděleny.



Obr. 4-7 Koncepce č. 7 s možností používání hrotů pro natočení acetabula do správného úhlu a samotné uchycení ve stabilní pozici.

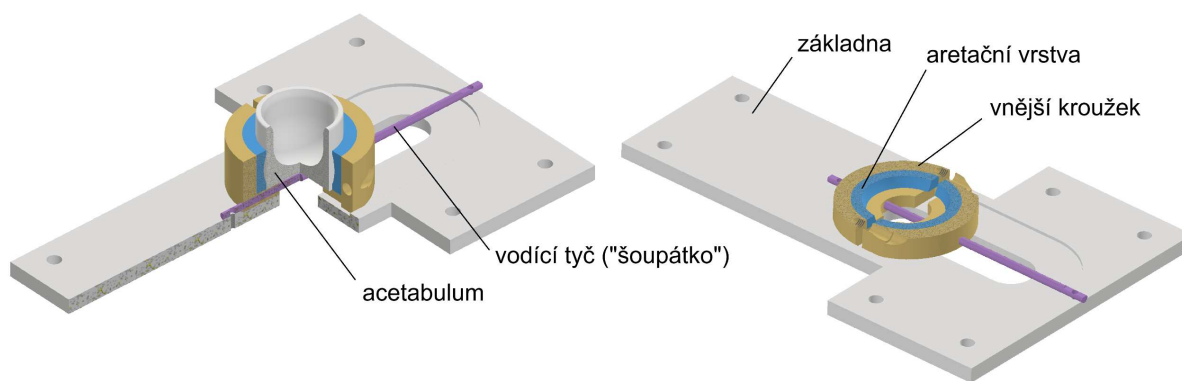
Nevýhodou je velký lokální tlak v místě působení hrotu, kdy v momentě vystavení největšímu zatížení může dojít k deformaci acetabula v podobě rýh na obvodu.

4.2.5 Uchycení na šoupátkovém systému

Ve všech dosavadních konceptech, je obecně systém uchycení konstruován s předpokladem osového zatížení mezi femurem a acetabulem. Tento předpoklad pro většinu testovaných vzorků nelze uskutečnit (převážně kvůli atypické geometrii). Pro zajištění mezních stavů vychýlení je nutné zahrnout možnost posouvání vnějšího kroužku (dále jen „VK“).

Řešení zahrnuje možnost posouvání, které je realizováno na „šoupátku“ v podélné ose, tj. v ose největší délky základny. Acetabulum je uchyceno ve VK s aretační vrstvou. Aretační vrstva slouží pro úplné obepnutí acetabula. Natočení acetabula je vlivem dosedací plochy na základnu nemožné. Upevnění VK je realizováno přitažením šoupátka k základní desce. Při testování nemůže docházet k samovolnému posouvání VK. Dostředivé síly působí kolmo na osu šoupátka. Konstrukce celé sestavy je znázorněna na obrázku (Obr. 4-8).

Nevýhodou tohoto systému je náročnost výroby, společně s omezením natočení, které je možné pouze v jedné rovině. Výhodou je možnost vychýlení testovaného vzorku v ose.

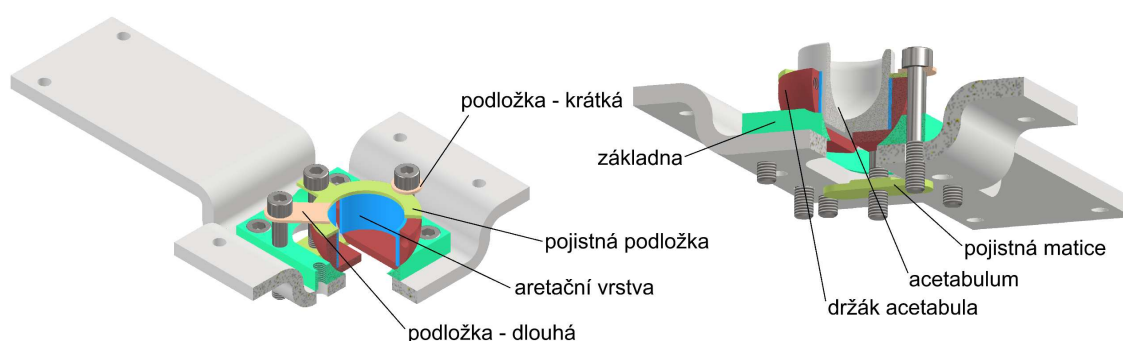


Obr. 4-8 Koncepce č. 8 dovolující posouvání i natáčení acetabula na základní desce.

4.2.6 Posuvné sférické uchycení

Koncepce je kombinací posouvání uchycení po dráze v koncepci č. 8 a možností natáčení DA z koncepci č. 4. Hlavní motivací je zjednodušení původní myšlenky s posouváním acetabula s navazující možností natočení acetabula do libovolné polohy.

Hlavní schopností je posuv po základně, pro možnost upnutí vzorků s nekolineární návazností. Uchycení acetabula je řešeno pomocí sférického tvaru. Stejný sférický tvar je odebrán v podložce. DA pracuje v podložce, pomocí které je samotný přípravek uchycen v požadované poloze pomocí trojice šroubů a speciálně tvarovaných podložek. Součástí DA je i aretační vrstva pro ochranu proti poškození v důsledku vnějšího zatížení a pro úplné obepnutí acetabula. Princip koncepcí je znázorněn na obrázku (Obr. 4-9).



Obr. 4-9 Koncepce č.9 s držákem acetabula nacházející se v krajní pozici, při které jsou použity dvě podložky se šroubem v základně. Společně je využito i pojistné matice a „výstupku“ na pojistné podložce.

Výhody řešení vyplývají z možnosti velkého množství nastavení úhlu s přídavným posunutím v jedné ose. Aretování je následně kombinací jednoduchého řešení s použitím šroubů s dodatečným využitím matic pro pojištění proti ztrátě předpětí při aretaci. Z jednoduchosti řešení vyplývá nutnost „přestavby“ šroubů a s nimi i podložky, přičemž tvary musí být náležitě umístěny, aby byl zachován vzájemný úhel mezi šrouby.

5 KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

Konstrukční řešení vychází z požadavku na upnutí biologických vzorků do BKS-V při návrhovém zatížení 500 N, které představuje bezpečnostní rezervu vůči nominální hodnotě 100 N uvedené ve studii [7]. Dynamickou a statickou podsestavu nelze navrhovat odděleně, protože jejich funkce je vzájemně podmíněna možností celkového natočení testovaných vzorků. Na základě koncepčního hodnocení byla pro dynamickou část zvolena varianta sférického uchycení femuru pomocí aretující součásti (koncepte č.3) a pro statickou část varianta umožňující natočení i posuv acetabula (koncepte č.9). Následující text popisuje konstrukční řešení obou podsestav, jejich materiálové a rozměrové uspořádání, společně s ověřením vybraných uzlů výpočtem.

5.1 Dynamická podsestava

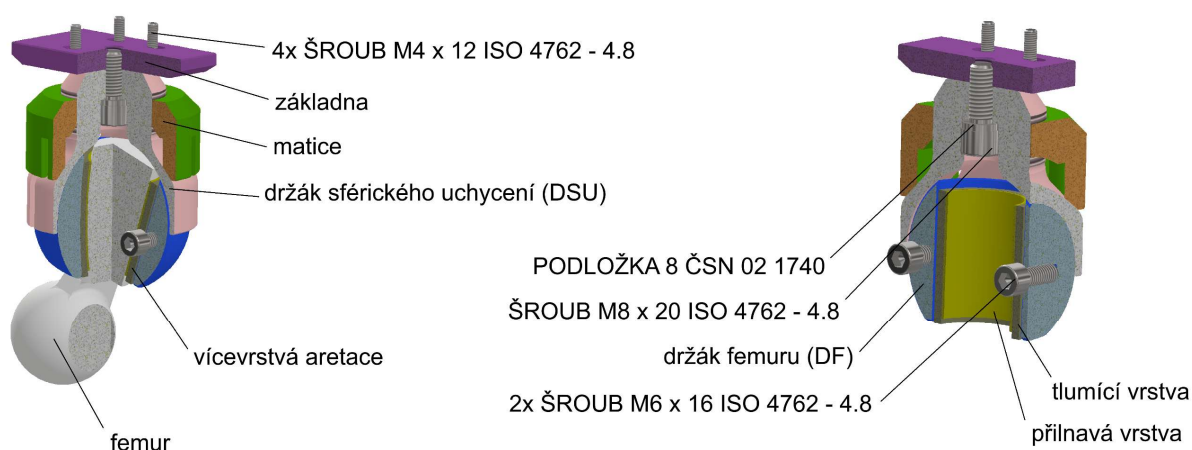
Základním požadavkem je vytváření volného natáčení DF, společně s femurem, okolo svého středu. Systém upínání rozdělujeme na dvě části. V první je řešeno samostatné upínání femuru do DF, zatímco v druhé části je řešeno upínání DF do DSU. Stabilitu DF v DSU zajišťuje vzájemné tření. Normálová síla vystupující v třecí síle je od hmotnosti pohyblivého rámu a síly od matice. V případě nízkého vnějšího zatížení dochází ke ztrátě třecího spoje.

Hlavní částí, která spojuje pohyblivý rám simulátoru a dynamické podsestavy je základna, přičemž její tvar a rozmístění otvorů pro montáž na rám jsou identické se základnou z původního řešení. Přenášení zatížení od femuru na rám je v utaženém stavu mezi identickou sférickou geometrií DSU a DF. Pro pohyb matice slouží válcová část s vnějším závitem. Tenkostěnná část u držáku, společně s vybráním v podélném směru, umožňují malá elastická přetvoření vlivem síly od matice. Volného pohybu v neutaženém stavu je využito při ustanovení DF do požadované polohy. V momentě spouštění břemene je hlavice femuru vložena do acetabula (acetabulum je součástí statického uchycení), kdy jsou DF a DA natočeny do požadované polohy. V této poloze je utažením matice DF zajištěn. Dalším způsobem uchycení je upnutí testované dvojice do DF a DA zvlášť, s následným vložením do simulátoru.

DF je složen ze dvou polo sfér, kdy vnitřní průměr pro uchycení kosti vychází ze zprůměrovaných dat pro prasečí femur. Dosažení maximální efektivity třecí síly mezi DF a femurem v kruhovém vybrání je využití VVA. Jedná se o systém složený z poddajného materiálu a přilnavého materiálu zvyšující součinitel statického tření.

V rámci celé sestavy jsou řešeny při kompletaci tolerance. V případě montáže DSU na základnu je počítáno s vzájemným kontaktem. Ztráta svěrného spoje způsobí mezi šroubem a základnou smykové, resp. střihové, namáhání šroubu. Šroub není dimenzován na jiné než tlakové namáhání (nejedná se o lícovaný šroub). Mezi DF a DSU ve vybrání je vlivem častého deformování DSU počítáno s uložení s vůlí. Vůle je vymezena pomocí matice, která je utažena na požadovaný moment.

Dynamická část uchycení je ilustrována na obrázku (Obr. 5-1).



Obr. 5-1 Vyobrazení konstrukčního řešení dynamické podsestavy

- Základna

Základna propojuje dynamickou podsestavu a je převzata z původního řešení, ve kterém došlo k vytvoření závitového otvoru ve středu součásti. Pro vytvoření šroubového spoje mezi DSU a šroubem (M8 x 16 ISO 4762 – 4.8) je použita pružná podložka (8 ČSN 02 1740). Připevňovací šroub je koncipován pro ustavení dynamické podsestavy k základně pomocí silového spoje. Pro navazující výpočet je použit krouticí moment vyvolaný femurem. Osová síla je pro zjednodušení přesunuta do připevňovacího šroubu. Výpočet potřebného utahovacího momentu šroubu je k dispozici v přílohách, viz. „Výpočet 1. Silový spoj mezi základnou a DSU – Dynamická část“.

Použitý materiál pro výrobu je zvolen s ohledem na nízké pevnostní nároky. Hlavní zatížení je přenášeno centrem celého dílu, které vytváří statický tlak na základnu a DSU. Pro potřeby pevnostní a ekonomické je materiál zvolen S235JR, bez dodatkových povrchových úprav.

Z hlediska kontaktu mezi styčnou plochu základny a DSU je drsnost stanovena na Ra 1,6 μm , s dodatečnou podmínkou pro použití součinitele statického tření 0,3 mezi ocelovými díly. Plocha, jenž dosedá na rám simulátoru je obrobena na Ra 3,2 μm . Stejnou drsnost povrchu má poté i otvor s vnitřním závitem. Ostatní plochy, které nejsou specifikovány mají obecnou hodnotu drsnosti stanovenou na Ra 12,5 μm .

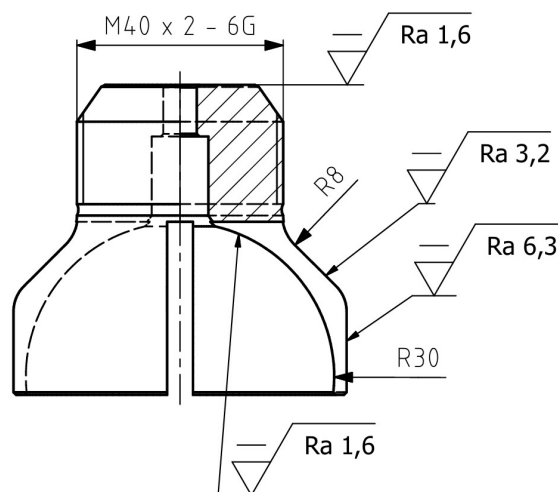
- Držák sférického uchycení („DSU“)

Principem této součásti je ve shodnosti vnitřního a vnějšího průměru DSU a DF. Aretování v požadovaném náklonu je dosaženo navazující maticí. Maticí je v průběhu utahování stlačována tenkostěnná část, kde vnější tlak vytváří silový spoj mezi DF a DSU. Pro schopnost utažení DSU je na vnějším válci vyřezán závit, konkrétně M40 x 2 – 6G. Zaoblením v místě přechodu mezi vnějším závitem a deformovatelnou částí je snížena náchylnost k šíření únavového lomu. Výška závitu na válcové části odpovídá dvojnásobné délce matice, ve které je zahrnut náběh a možnost použití celého závitu.

Z hlediska schopnosti deformace je tloušťka v místě působení matice nejmenší. K deformování je dále umožněno pomocí odebraného materiálu v podélném směru až do samotné „válcové základny“⁷. Dodatečnou schopnost deformování ovlivňuje použitý výrobní materiál. Zde už musí být brán ohled i na možné cyklické namáhání, avšak hlavní předností má být plastické přetvoření pro zajištění silového spoje. Jedním z možných materiálů je C45, který splňuje dobrou pevnost, zároveň i odolnost vůči únavě. Pro opatření závitové části je nutné použít materiálovou úpravu v podobě zakalení s následným popuštěním. Výsledkem je tvrdá vnější struktura společně s houževnatým jádrem u závitu. Část určená pro deformace nesmí být opatřena dodatekovou povrchovou úpravou.

Drsnost mezi vnitřním sférickým povrchem DSU a kontaktní plochou navazujícího na základnu má vliv na součinitel statického tření. Pro dodržení stejného předpokladu jako u základny, je drsnost povrchu stanovena na Ra 1,6 µm. Pro vnější válec s vnějším závitem je drsnost stanovena na Ra 3,2 µm. S vnějším kuzelem je během upínání neustále pracováno a z ergonomického hlediska je drsnost zvolena jako Ra 6,3 µm. Pro nekótované drsnosti obecně platí hodnota Ra 12,5 µm. Použité drsnosti povrchů s příslušnými prvky, jež jsou uvedeny je pro přehlednost znázorněno na schématu (Obr. 5-2).

⁷ „Válcovou základnou“ je myšlen základní prvek, který spojuje tenkostěnnou část DSU se základnou.



Obr. 5-2 Schématické vyobrazení DSU s kótami primárně určenými pro drsnosti povrchů

- Matice

Matice vlivem vnějšího zatížení na kuželovitou část DSU vytváří silový spoj mezi DF a DSU. Největšího momentu je dosaženo při působení na nejdelším rameni od středu otáčení DF. Konstrukce matice, zejména vnitřního závitového prvku, používá závit normalizovaný z řady "jemné". Volbou řady "jemné" oproti "hrubé", je více rozprostřený tlak na DSU, společně se schopností dosažení požadovaného momentu působením menší síly. Výška závitů na matici ovlivňuje výška závitů na válcové části DSU. Pro schopnost užití zajištění proti posuvu je pro závit nutná kontrola na samosvornost.

Do výpočtu matice zasahují třecí vlastnosti vytvářející silový spoj mezi DF a DSU. Potřebný utahovací moment, společně s ověřením samosvornosti je k dispozici v přílohách, viz. „Výpočet 2. Otlacení a potřebný moment - Dynamická část“. Ve výpočtu působením matice na DSU je uvažováno bodové zatížení. Není zde zahrnuto tlakové působení od samotné tíhy rámu. S ohledem na plochu, která je mezi DSU a DF s užitím předpokladu stejné třecí síly, je potřebné utažení od matice spíše bezpečností a zejména pro prvotní aretaci, která je před zahájením testování potřebná.

Cílem tepelného zpracování v podobě zakalení a popuštění, je v dosažení nízké hodnoty tření v závitě, a co nejmenší deformace výstupní plochy při utahování DSU. V této souvislosti, společně s možností kalitelnosti je zvolena ocel E295.

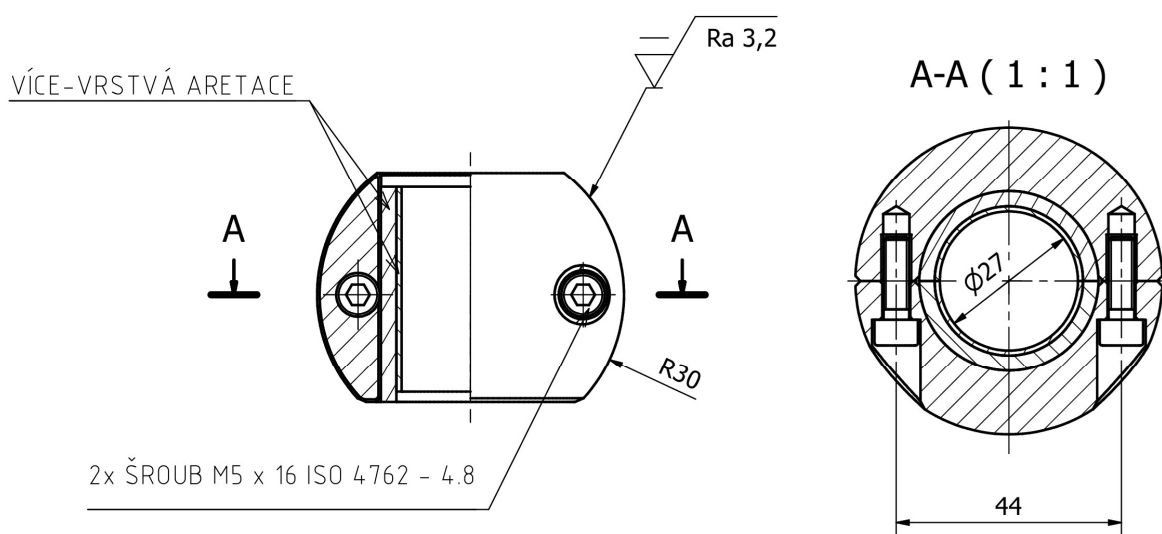
Drsnost závitu a navazující vnějšího povrch kužele DSU je stanovena na Ra 3,2 μm . Vnější plocha je nefunkční, ovšem z hlediska ergonomie je drsnost zvolena na Ra 6,3 μm . Ostatní nekótované rozměry jsou obecně nastaveny na Ra 12,5.

- Držák femuru („DF“)

Vnější tvar DF je sférického typu. Při návrhu vnitřního otvoru pro uchycení vzorku jsou použity nejčastěji se objevující průměry femurů (v této práci je použit průměr 27 mm).

Celkové řešení zahrnuje i odchylky úhlů natočení krčku společně s hlavicí femuru. Odstranění požadavku na dokonale válcovou plochu femuru a zvýšení statického součinitele tření je dosaženo použitím VVA.

V místě umístění hlavice femuru, nacházející se blíže statickému rámu, je pro snížení celkové výšky upínacího mechanismu v horizontální rovině odebrán materiál. Na straně blíže k pohyblivému rámu simulátoru tato úprava není, jelikož by zmenšila plochu pro přenášení zatížení. Zároveň by se celková výška upnutí nezměnila. Ilustrace konstrukčního řešení je na obrázku (Obr. 5-3).



Obr. 5-3 Vyobrazení sestavy DF se základními kótami, společně s označením funkční části drsností povrchu

Rozdělené půlsféry jsou k sobě připevněny šrouby (M5 x 16 ISO 4762 – 4.8). Umístění šroubů je vzhledem k omezenému prostoru redukováno z původně zamýšlených čtyř, na dva. Důvodem většího množství šroubů byl více rozprostřený tlak na femur. Doplňující zahlbubení pro šrouby je nutné. V případě přesahování vnějšího průměru DF válcovou hlavou by nebylo možné docílení volného natáčení či montáž do DSU. Výpočty pro volbu stanovené délky šroubu, společně s kontrolou na dovolené otláčení femuru, jsou uvedeny v přílohách viz. „Výpočet 3. Svěrný spoj - Dynamická část“. Z uvedené studie [7], jež se zabývala dovoleným otláčením kostí jsou převzata experimentální data. Z bezpečnostních důvodů jsou hodnoty záměrně snížena na hodnotu 10 MPA. Vnitřní struktura kosti může být narušena nemocí, či jinou vadou, kterou nelze z makroskopického hlediska rozeznat.

Specifická drsnost povrchu je potřebná pouze pro vnější povrch. Silový spoj, mezi DSU a DF je vázán se součinitelem statického tření 0,3. Pro možnost použití tohoto součinitele je použita drsnost povrchu Ra 1,6 μm . Ostatní nekótované plochy jsou opatřeny obecnou drsností Ra 12,5 μm .⁸

Použitým materiálem je C45. Důvodem znovuzavedení stejného materiálu jako u DSU je v dovození lehké deformace, která minimalizuje možný prokluz DF.

- Více-vrstvá aretace („VVA“)

Funkce dodatečného výplňového prostoru má zajistit úplné obepnutí testované součásti, společně s dodatečnou tlumící vrstvou od okolních vibrací v průběhu simulace. S využitím vícero vrstev lze kombinovat odlišné vlastnosti. Konkrétně kombinací poddajného materiálu v podobě neoprenu, či polystyrénu, s přidáním navazující přilnavé vrstvy zvyšující součinitel statické tření v podobě brusného papíru.

5.2 Statická podsestava

Spojení statické podsestavy s rámem simulátoru je řešeno pomocí základny⁹, využívající rozměrové parametry z původního dílu z BKS-V. Pro dosažení pracovní výšky simulátoru 110 mm (měřeno mezi statickou a dynamickou základnou), při které je možné konat kývavý pohyb je oblast DA odsazena směrem dolů. Hlavním konstrukčním omezením při tvorbě základny je šířka mezi příčníky rámu. Podložka zprostředkovávající uložení DA je šrouby aretována v základně. Pod základnou jsou maticemi utaženy. Podložka pro návaznost na DA má odebrán "konvexní žlab" (dále jen „KŽ“).

DA jsou sféricky tvarované dvě polo sféry. Průměr vnitřního otvoru je vytvořen ze zprůměrovaných dat pro prasečí acetabulum, přičemž je na spodní části zanechán materiál pro doraz acetabula.

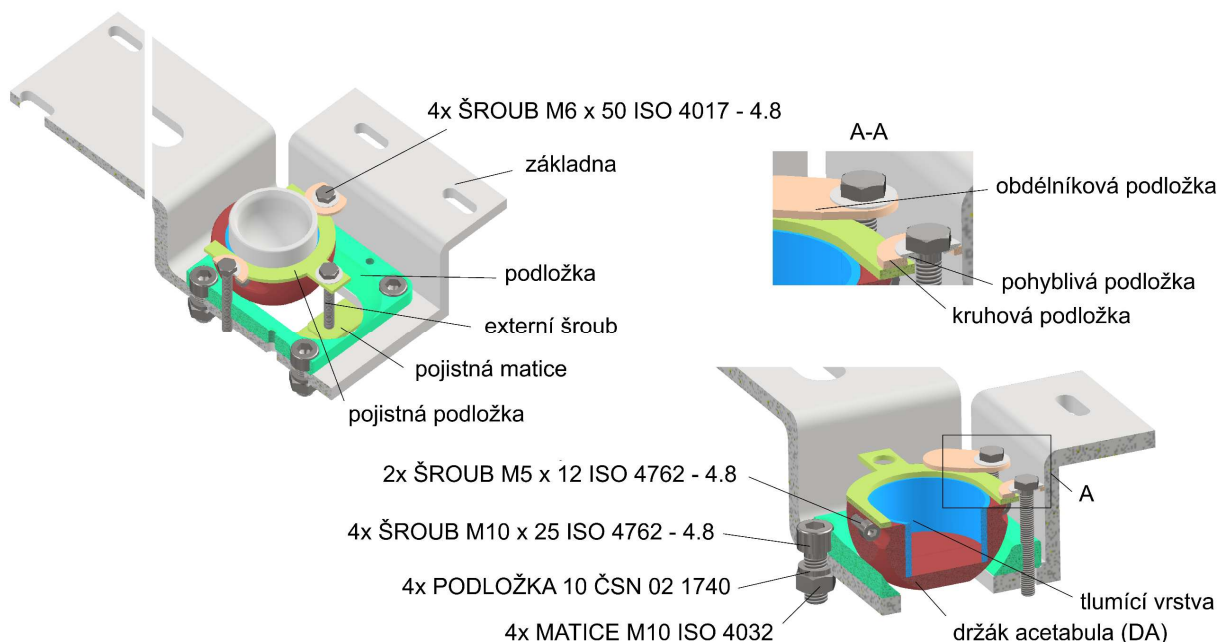
Princip ustavení DA je založen na rozpoložení síly mezi minimálně třemi šrouby po odebrané ploše DA. Prostřední poloha v podložce využívá čtyři šrouby. Nejeefektivnější uspořádání je při použití stejného úhlu mezi šrouby, což je z důvodu délky KŽ nemožné. Při řešení krajní polohy jsou dva šrouby umístěny v podložce a externí šroub v pojistné matici.

⁸ Vnitřní část, ve které je upevněn femur pracuje s použitím VVA. Drsnost vnitřní upínací plochy je irelevantní, kdy nebude použita jako hlavní kontaktní plocha mezi upnutými vzorky.

⁹ Jedná se o "základnu" v statické části. Název s základnou v dynamické části přenáší stejný význam, ovšem tvar obou dílů je odlišný.

Pro odstranění kolize mezi šrouby a základnou jsou v souvislosti při naklápění DA v základně vytvořeny otvory ve stejné pozici jako v podložce. Otvory v podložce určené pro aretaci jsou opatřeny závity, zatímco v základně jsou otvory průchozí. Pro zajištění souososti mezi otvory je v základně odebrán obrys podložky.

Statická část je zobrazena na obrázku (Obr. 5-4).

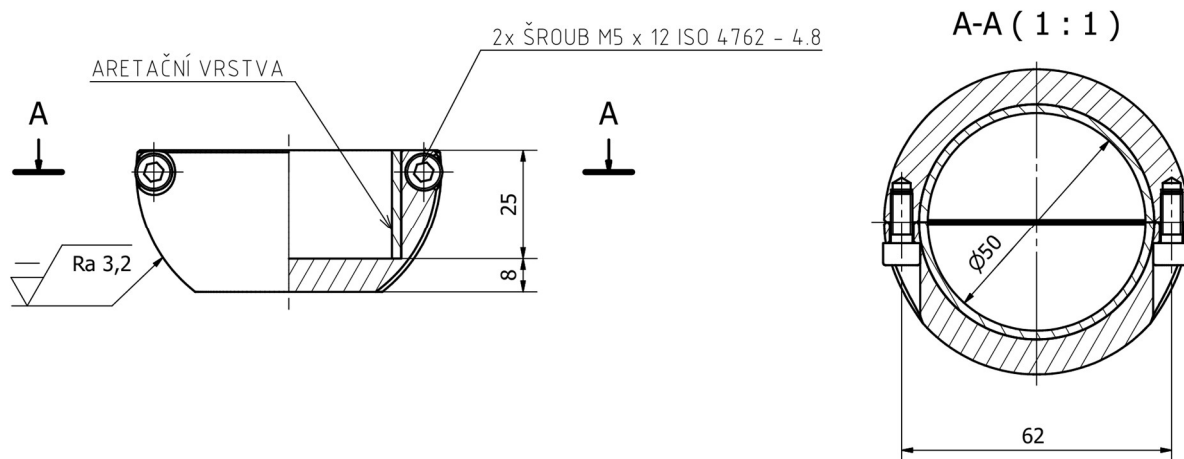


Obr. 5-4 Vyobrazení konstrukčního řešení statické podsestavy

- Držák acetabula (DA)

Koncepci systému lze rozdělit na dvě funkční části. Jednou ze schopností je možné otáčení kolem referenčního bodu, jenž je k otáčení neměnný. Druhou funkcí je možnost posouvání referenčního bodu po vodorovné úsečce v ose kolmé na trajektorii kývavého pohybu simulátoru.

Konstrukce DA ovlivňuje parametr maximální šířky podložky. Upínané acetabulum je tvořeno tenkými stěnami, které v porovnání s femurem nejsou natolik robustní, aby je šlo upínat na stejném principu jako DF. Osově zatížení působící na acetabulum je rozloženo na dorazu DA. Zahloubení otvoru je tvořeno tak, aby bylo celé acetabulum povytaženo o jednu šestinu své upnuté výšky. Menší upínací silou nedochází ke stlačování stěny acetabula. VVA je tvořena jednou tlumící vrstvou. Konstrukce nepočítá s přenášením zatížení pomocí tření, proto je u VVA použita pouze pružná vrstva. Znázornění celého DA je na obrázku (Obr. 5-5).



Obr. 5-5 Zobrazení celé pod sestavy DA se základními kótami, společně s tloušťkou desky (8 mm).

Při optimalizování vnějšího průměru na co nejmenší hodnotu je nemožné úplné zapuštění šroubů (M5 x 12 ISO 4762 – 4.8). Řešením by byla kompletní "přestavba" celé koncepce a samotné konstrukce.

Při podrobnějším průzkumu se jedná o zcela zanedbatelnou problematiku. V jediném případě, kdy by skutečně mohl tento nedostatek omezovat provoz, je při natočení DA o 70 °, vzhledem k podložce. Při upnutí v této poloze by další navazující části, jako jsou např. AŠ nemohly být realizovány. Pro geometrii prasečího kyčelního kloubu jsou přítomny odchylky, avšak ve většině případů jsou to odchylky běžné, nikoliv extrémní. Můžeme tedy konstatovat, že přidáváním omezujícího faktoru při naklápění se nedopouštíme možné chyby při upínání.

Drsnost vnějšího povrchu DF je zvolena na Ra 3,2 μm . Ostatní plochy, zejména plocha vnitřního průměru, na které je aplikována VVA jsou z hlediska funkce nepodstatné. Platí pro ně obecná hodnota drsnosti Ra 12,5 μm .

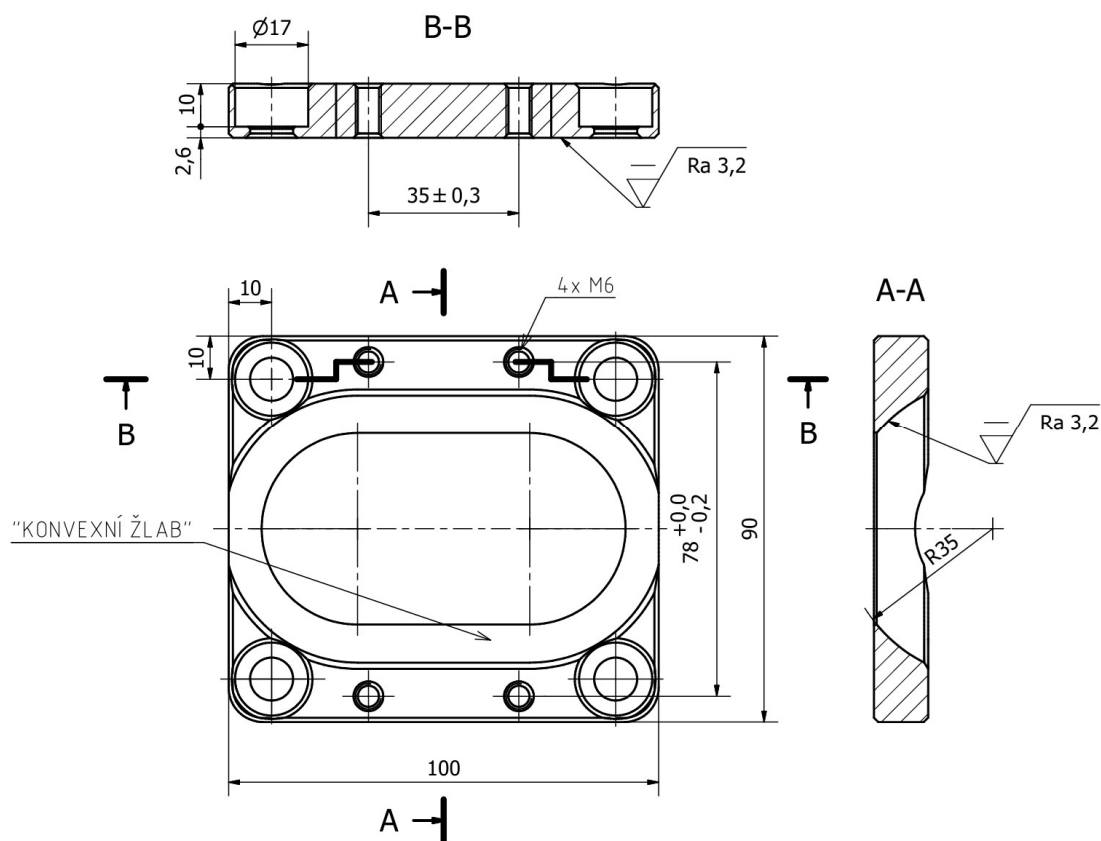
Při volbě materiálu je brána v potaz dodatečná možnost tepelného zpracování v podobě zakalení a popouštění. Stejná vlastnost je nutná i pro podložku. Zvýšením tvrdosti na stykových plochách zamezíme deformacím KŽ, jež by byla v podobě drobných promáčeklin. Vyhovujícím materiálem je C45.

- Podložka

Podložka propojuje základnu a DA s možností připojení externích AŠ. KŽ v podložce umožňuje DA volný pohyb v jedné rovině při ustanovení a stabilitu při simulaci. Pro zachování funkce KŽ při optimalizování tloušťky, je na lícující straně se základnou odebrán materiál. Vzniklá drážka musí být odebrána i na základně.

Podložka je k základně připevněna čtveřicí šroubů (M10 x 25 ISO 4762 – 4.8). Tyto šrouby jsou na spodní části základny utaženy maticemi (M10 x 1 ISO 4032 – 6), společně s pružnými podložkami (10 ČSN 02 1740).

Rozvržení vzdálenosti mezi závitovými otvory je vytvořeno prvotním odhadem. Rozdělením vzdálenosti mezi upevňovanými AŠ na tři stejné podoblasti vytvoří vzdálenost rovnou 24,5 mm. Při optimalizování je tato vzdálenost zvětšena na 35 mm. Při použití původně odhadnutých vzdáleností nelze v krajních polohách vytvořit požadované upnutí. Umístění závitových otvorů je znázorněno na obrázku (Obr. 5-6)



Obr. 5-6 Schéma s tolerovaným rozmístěním otvorů pro závit, společně s označením „konvexního žlabu“

Pro návaznost na DA je povrchovými úpravami na povrchu KŽ zvýšená tvrdost. Pro zbylé části, převážně závitů představující koncentrátoři napětí, je nutná houževnatost. Vhodnou kombinací je při použití materiálu E295, který je v KŽ zakalen a popuštěn.

Pro KŽ je zvolena totožná drsnost jako pro DA, tedy $Ra\ 3,2\ \mu m$. Stejná drsnost povrchu je použita i pro kontaktní plochu mezi podložkou a základnou. Ostatní plochy nejsou funkční, je použita obecná hodnota drsnosti $Ra\ 12,5\ \mu m$.

- Aretační šrouby a podložky

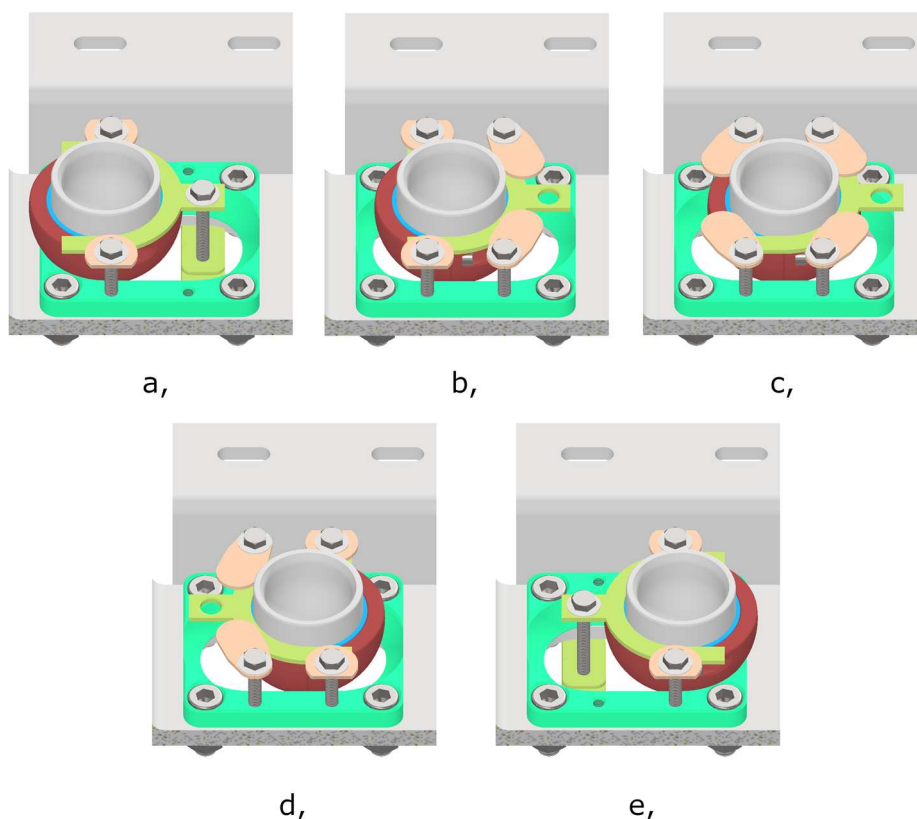
Koncept použití podložek a šroubů spočívá ve snadné výrobě, společně s možností rychlé přestavby v závitových otvorech. Rozmezí délky šroubů bylo určeno z geometrického vztahu při maximálním náklonu DA o 70° . Průměrné rozmezí mezi třemi šrouby náleží do intervalu $(55 \pm 7)\ mm$. Jelikož je v důsledku naklápění DA pro určité vzorky náklon odlišný, nelze stanovit jednu konkrétní délku závitu. Pro možnost využití celé délky závitu jsou použity šrouby (M6 x 50 ISO 4017 – 4.8).

Aretační podložka je složena ze dvou vzájemně se dotýkajících celků s "konvexním čočkovitým tvarem". Pohyblivá část vytváří relativní pohyb v podobě natočení vůči staticky uložené podložce. V pohyblivé části je otvor pro průchod šroubu oproti statické části o milimetr zvětšen.

Prvním typem podložky je kruhová. Ta je použita při každé upnuté pozici. Je zde rovněž odebrán materiál pro možnost pracování ve vysunuté části. Druhým typem je podložka „obdélníková“. Tvar vychází z potřeby vytvoření vzdálenějšího bodu pro uchycení v případě, kdy nelze použít externí šroub. Pro možnost aretace v zapuštěné části je vytvořeno vnější zaoblení.

Použití obdélníkové podložky závisí na použití externího šroubu. V případě nepoužití externího šroubu jsou použity dvě „obdélníkové“ podložky, společně s doplňujícími dvěma podložkami kruhovými. Tato pozice nastává tehdy, když se DA nachází v prostřední pozici. V krajních polohách, které umožňují použití externího šroubu, je aretace rozdělena mezi externí šroub a dvě kruhové podložky. Externí šroub je utažen v navazující pojistné matici, která se zachycuje o spodní plochu základny. Pro všechna rozpoložení kruhových nebo obdélníkových podložek platí přímý kontakt s podložkou pojistnou. Její funkce je podstatná především při použití externího šroubu, ale i jako dodatečná plocha pro maximalizaci přenosu sil.

Znázorněné polohy jsou zobrazeny na obrázku (Obr. 5-7) (pro zjednodušení je zavedeno pouze pět poloh, přičemž se jedná o polohy okrajové).

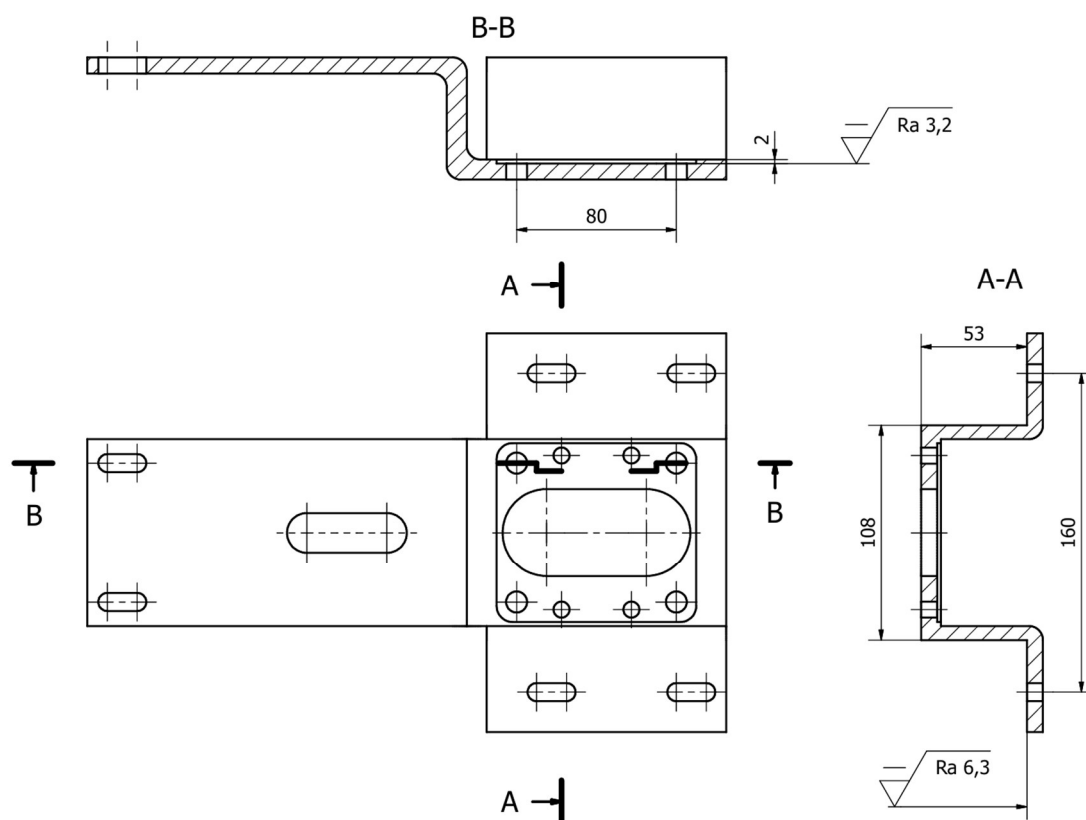


Obr. 5-7 Znázorněné pět poloh (a až e). Jednotlivé označené polohy znázorňují okrajové polohy s rozmístěním AŠ

- **Základna**

Jedná se o spojující díl mezi rámem a uchycením. Geometrie a upevňovací otvory vychází z původního řešení. Rovněž zde není použita vysokorychlostní kamera pro vyhodnocování opotřebení na průhledných testovaných materiálech. Kyčelní kloub je obalen neprůhlednými vazy, které neumožňují sledování změn materiálů. Snížení pracovní výšky mezi základnami je dosaženo vysunutím v místě uložení acetabula, přičemž hloubkou je korigována pracovní výška mezi základnami. Při optimalizování je interval konečné výšky v rozmezí (70–85) mm. Nutno podotknout, že interval celkové výšky je ovlivňován upnutými vzorky.

Pro přesné uložení podložky jsou v zapuštěné oblasti základny odebrány 2 mm materiálu s vnějším obrysem podložky. V případě velkého naklonění DA prochází AŠ podložkou a dochází tak k interferenci se základnou. K odstranění kolize je vytvořen průchozí otvor s průměrem 8 mm ve stejné poloze jako je v podložce. V návaznosti na podložku je pro možnost volného naklápění DA v základně odebrán drážkovitý tvar. Schéma základny je znázorněno na obrázku (Obr. 5-8).



Obr. 5-8 Schéma základny se znázorněním drsností, společně s tolerancemi pro schopnost vložení podložky.

Základna je staticky namáhanou součástí, která je jako celek tvořena svařováním. Zvolený materiál S235JR splňuje dobrou svařitelnost a pevnost v tahu. V návaznosti na rám je spodní plocha základny obrobena s drsností Ra 6,3 μm . Kontaktní plocha na podložku je z důvodu přesnějšího uložení obrobena na Ra 3,2 μm . Ostatní plochy jsou obrobena s drsností Ra 12,5 μm .

6 DISKUZE

Tato kapitola je věnována objasnění učiněných voleb v konstrukčním řešení, které je pro přesné zařazení rozděleno stejně jako v předešlé kapitole. V poslední části jsou rozebrána témata spojená s aditivní výrobou a ověřením návazností prototypu na BKS-V.

- Statická část

Vzdálenost vysunutí v základně je navržena s předpokladem nejmenší délky upnutého femuru. V případě upnutí delšího femuru se zvyšuje vzdálenost základen, kdy v krajním stavu může dojít k nemožnosti konání kývavého pohybu. Pro vytvoření přesného řešení by byla nutná dodatečná experimentální analýza zabývající se délkami kostí. V rámci zjednodušení byla vysunutá část oproti původnímu návrhu zvětšena o 10 mm. Předpokládané omezení vychýlení je maximálně 2° . Konstrukce a technologie výroby základny byly z původně zamýšleného hlubokého tažení změněny na konstrukci svařovanou. I přes možnou nepřesnost při svařování je větší výběr použitelného materiálu, což vede k větší ekonomičnosti.

Při ustavení DA pomocí podložek je možné natočení acetabula do roviny, která ve zdravém organismu nemůže existovat. Obecný princip uchycení však nedovoluje zachování pozic podložek, které by mohly být použity v případě výměny starých vzorků za nové, geometricky obdobné.

- Dynamická část

Při uvažování DSU je přechodná oblast vystavována cyklickému zatěžování. Výpočet na únavové porušení byl zanedbán, jelikož jsou posuvy minimální. Pro ověření a stanovení, zda dojde k poruše je vhodné v budoucí studii udělat únavovou zkoušku.

Pro výpočty statické a dynamické podsestavy jsou použity spojovací materiály s nejnižší pevnostní třídou 4.8. Použitý akademický materiál má však pevnostní třídu 8.8. Pro vypočtené hodnoty tato změna není z funkčního hlediska zásadní, pouze je zvětšena bezpečnost u svěrného spoje. V navazující studii by byla vhodná dodateková optimalizace, která by mohla vést k celkovému zmenšení sestavy.

Pro vytváření základny v dynamické podsestavě byla předlohou původní (stará) verze základny pohyblivého ramene, která má oproti stávající verzi rozdílnou rozteč otvorů. Během testování návaznosti byl zpozorován problém v nemožnosti upnutí návrhu na nový pohyblivý rám. Odstraněním a zároveň vytvoření univerzálního řešení jsou sloučeny rozteče původního i stávajícího modelu pohyblivého rámu. Tato konstrukční úprava je zahrnuta v 3D modelu a na prototypu.

V průběhu testování uložení konstrukčního řešení v simulátoru byl upozorován možný nedostatek v oblasti sevření DSU a matice. Navzdory výpočetně navrženému řešení byla provedena další tvarová úprava matice a DSU. Na spodní válcové hraně DSU je vytvořen výstupek se zkosením. Matice s prodlouženou délkou pro dosednutí při utahování přichází jako první do kontaktu se spodní hranou DSU, následně i v místě původně myšleném. Tímto krokem je tlak, společně s třecí silou více rozprostřen po celém DF. Navrhované řešení je pouze součástí virtuálního 3D modelu.

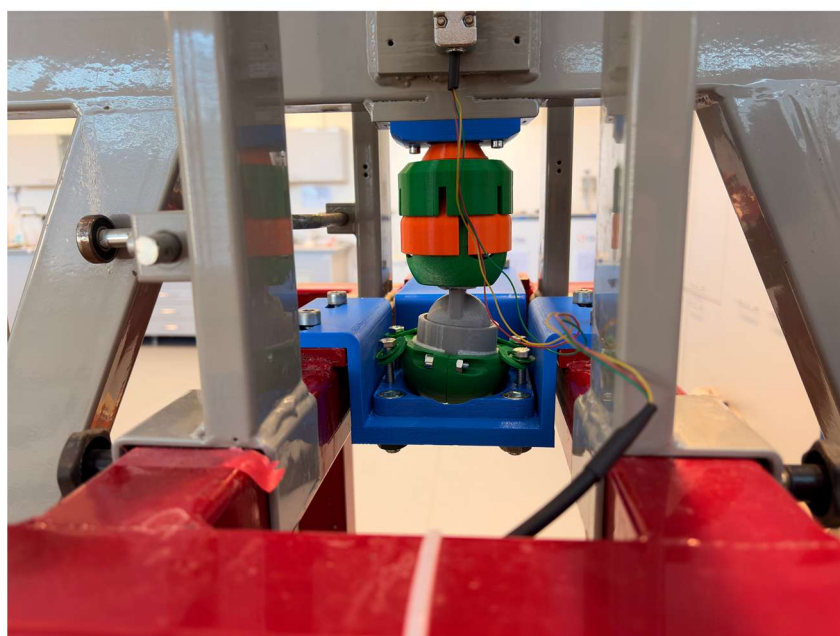
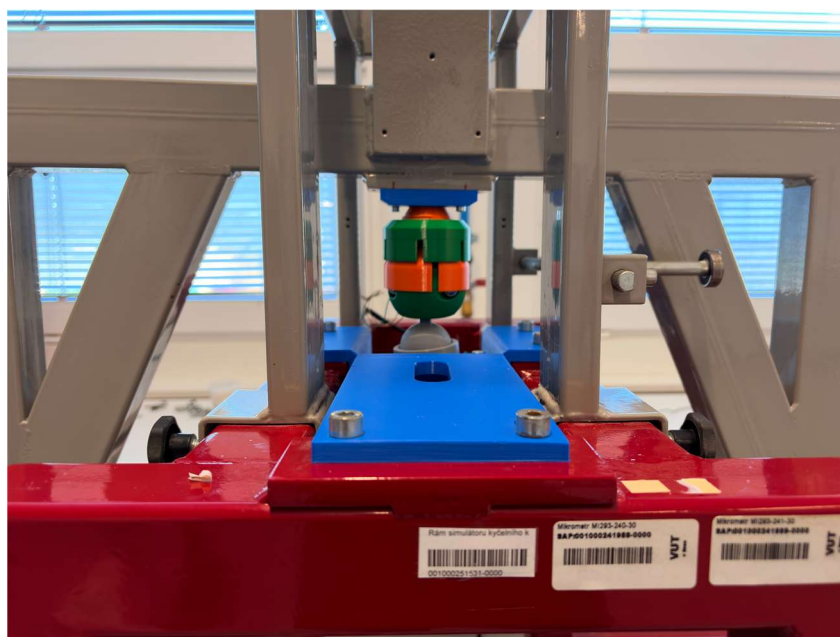
- Aditivní výroba

Závitové prvky jsou na prototypu nahrazeny maticí. Výjimku tvoří vnější závit na DSU a vnitřní závit na matici, které nahradit nelze. Přesný geometrický tvar malého závitového otvoru nelze aditivní výrobou dosáhnout. Zároveň by mohlo při zatížení dojít k tvarovému deformování. Společně s úpravou vnitřních závitů je průchozí šroub zvolen delší nežli v konstrukčním řešení. Závitů jsou nahrazeny průchozím otvorem, kdy pro použitou matici je pro všechny díly vytvořeno zahlobení. Při tisku byl zásadní problém se statickou základnou, která přesahuje tiskovou plochu na používaných tiskárnách. Kvůli přesahu je základna rozdělena na dva modely. Vytisknuté části jsou následně slepeny.

Vyrobená sestava je tvořena jako prototyp, který nelze používat pro simulace.

- Kompletace a testování

Vytvořený prototyp svými rozměry navazuje na biotribologický simulátor. Sestava v simulátoru je znázorněna na obrázku (Obr. 6-1). Statická základna, společně s DA dokázala přenést tíhu pohyblivého rámu bez přídavného zatížení. Při lehkém vychýlení rámu došlo ke ztrátě svěrného spoje mezi DSU a DF. Selhání je způsobeno vlastností používaného materiálu PET-G. Hlavním nedostatkem použitého materiálu je nízký součinitel statického tření mezi plochami, který se pohybuje v intervalu (0,1 – 0,2). Vedlejší problém je poté ve snížené možnosti utažení matice. Dodatkem práce je vytvoření přípravku, který delší pákou zvyšuje utahovací moment. Přípravek je zachycen o jednu z drážek na matici. S možností selhání bylo předpokládáno. Navržený prototyp má pouze zajistit návaznost na simulátor, nikoliv vytvořit plnohodnotnou sestavu pro simulování. Při dynamickém rázu rovněž nedošlo k poškození prototypu, ani simulátoru.



Obr. 6-1 Skutečné uložení konstrukčního řešení v BKS-V (horní obrázek focen zepředu, spodní obrázek focen zezadu simulátoru).

7 ZÁVĚR

Tato práce se zaměřila na vytvoření funkčního modelu pro uchycení prasečího kyčelního kloubu do BKS-V. Konstrukční řešení vychází z analýzy dostupných řešení a zejména vlastností, které musí přípravek pro upnutí splňovat. Finální návrh je výsledkem kombinací a úpravou koncepčních variant.

Byl splněn předdefinovaný požadavek na vytvoření komplexního návrhového řešení umožňujícího volné otáčení femuru a acetabula. Pro femur je umožněn maximální náklon 50° a pro acetabulum 70° . Rychlá výměna vzorků je umožněna rozdělením uchycení na dvě části. V návaznosti je použitím VVA vytvořen prostor pro možnost vkládání rozměrnějších či menších vzorků. Při návrhovém výpočtu byla s ohledem na maximální možný tlak na femur zvolena konzervativní hodnota 10 MPa. Funkčnost řešení byla rozměrově ověřena v simulátoru pomocí aditivně vyrobeného prototypu. Konstrukční nedostatky vyplývající z ověřování jsou v digitální verzi modelu odstraněny. Výstupem práce je základní konstrukční návrh pro upínání prasečích kyčlí nedestruktivním způsobem, který není v dostupné literatuře detailně uvažován.

Návrh pracoval s omezením na celkovou výšku pohyblivého rámu, přičemž maximální rozdíl výšek, ve kterém lze konat kývavý pohyb, je stanoven na 100 mm.

Výstupní návrh slouží jako základní podklad pro navazující zdokonalení. Výsledný přípravek lze v konečné podobě využívat pro studie vnitřního tření a způsobů opotřebení prasečích kyčlí.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] IVAN, Dylevský. *Biomedicínská ergonomie*. Grada Publishing a.s, 2022. ISBN ISBN 8027136008.
- [2] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing, 2018.
- [3] SCHÜNKE, Michael, Erik SCHULTE, Udo SCHUMACHER, LAWRENCE M. ROSS, M.D MICHAEL, M.D. Schulte ERIK, MICHAEL SCHUENKE M.D. PH.D a ERIK SCHULTE M.D. *Thieme atlas of anatomy*. 5th ed. Stuttgart: Thieme Medical Publishers, 2005. ISBN ISBN 3-13-142081-2.
- [4] *Orthopaedics and Trauma* [online]. Elsevier, 2016 [cit. 2025-10-28]. ISSN issn1877-1327.
- [5] ÖZKAYA, Nihat, Dawn LEGER, David GOLDSHEYDER a Margareta NORDIN. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 4th ed. Springer, 2017. ISBN ISBN 978-3-319-44738-4.
- [6] NAJBRT, Radim. *Veterinární anatomie*. 1. Praha: Státní zemědělské nakladatelství, 1973. Dostupné také z: <http://krameriusndk.nkp.cz/search/handle/uuid:fae7eeb0-3c8b-11f0-8d74-5ef3fc9bb22f>
- [7] T, Tachibana, Katagiri H a Matsuda J. Biomechanical analysis of load distribution in porcine hip joints at different acetabular coverages. *BMC Musculoskeletal Disorders*. July 2024, **25**(576), 2 - 6.
- [8] BUDYNAS, Richard G. a J. Keith NISBETT. *Shigleyho konstruování strojních součástí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně - Nakladatelství VUTIAM, 2023.
- [9] GROTE, Karl-Heinrich a Hamid HEFAZI. *Springer Handbook of Mechanical Engineering*. 2nd ed. Springer Nature, 2021. ISBN e-ISBN 978-3-030-47035-7.
- [10] BARTEL, Dirk. *Tribology in Germany: Latest Research and Development*. MDPI - Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 2025. ISBN ISBN 978-3-7258-2920-0.

- [11] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fundamentals of Physics Extended*. 8th ed. Wiley, 2007. ISBN ISBN 978-0-471-75801-3.
- [12] J. PAULO DAVIM. *Mechanical Behavior of Biomaterials*. Woodhead Publishing, 2019. ISBN 9780081021743.
- [13] BRIANNE K. CONNIZZO, Lin HAN a ROBERT L. SAH. Electromechanobiology of Cartilage and Osteoarthritis. In: *Advances in experimental medicine and biology* [online]. Springer, 2023, s. 85-87 [cit. 2025-11-29]. ISSN 0065-2598. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-031-25588-5
- [14] OSHIDA, Yoshiki a Takashi MIYAZAKI. *Biomaterials and Engineering for Implantology: In Medicine and Dentistry*. Walter de Gruyter GmbH & Co, 2022. ISBN 9783110740134.
- [15] REBENDA, David, Lukáš ODEHNAL, Simona UHROVÁ, David NEČAS a Martin VRBKA. On the Friction and Lubrication of 3D Printed Ti6Al4V Hip Joint Replacement. *Tribology Letters* [online]. 2025, 2025-04-28, **73**(2), 4 - 9 [cit. 2025-11-08]. ISSN 1023-8883. Dostupné z: doi:10.1007/s11249-025-02002-2
- [16] AFFATATO, Saverio, M. SPINELLI, M. ZAVALLONI, C. MAZZEGA-FABBRO a Marco VICECONTI. Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2008, 2008-09-07, **30**(10), 1305-1317 [cit. 2025-12-09]. ISSN 1350-4533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2008.07.006
- [17] GROVES-WILLIAMS, Dawn, John FISHER a Sophie WILLIAMS. An in vitro simulation method for the tribological assessment of complete natural hip joints. *PLoS ONE* [online]. 2017, 2017-09-08, **12**(9), e0184226-e0184226 [cit. 2025-11-22]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0184226
- [18] NEČAS, David, Hatsuhiko USAMI, Tatsuya NIIMI, Yoshinori SAWAE, Ivan KŘUPKA a Martin HARTL. Running-in friction of hip joint replacements can be significantly reduced: The effect of surface-textured acetabular cup. *Friction* [online]. 2020, 2020-02-22, **8**(6), 1137-1152 [cit. 2025-11-22]. ISSN 2223-7690. Dostupné z: doi:10.1007/s40544-019-0351-x
- [19] PROSIM. The Prosim Hip Wear Simulator. PROSIM. *The Prosim Hip Wear Simulator* [online]. © 2023 [cit. 2025-12-09]. Dostupné z: <https://www.prosim.co.uk/wp-content/uploads/2025/11/machine-spec-hip-wear-sim.pdf>

- [20] MAKE — 3DEXPERIENCE. *Introduction to Additive Processes* [online]. ©2018 [cit. 2026-05-22]. Dostupné z: <https://make.3dexperience.3ds.com/processes/introduction-to-additive-processes>
- [21] HSUEH, Ming-Hsien, Chao-Jung LAI, Shihao WANG, Yushan ZENG, Chia-Hsin HSIEH, Chieh-Yu PAN a Wen-Chen HUANG. Effect of Printing Parameters on the Thermal and Mechanical Properties of 3D-Printed PLA and PETG, Using Fused Deposition Modeling. *Polymers* [online]. 2021, 2021-05-27, **13**(11), 1758-1758 [cit. 2025-11-19]. ISSN 2073-4360. Dostupné z: doi:10.3390/polym13111758
- [22] PRUSA RESEARCH A.S. *Typy tiskáren a rozdíly mezi nimi. Prusa Knowledge Base*. [online]. [cit. 2026-05-22]. Dostupné z: https://help.prusa3d.com/cs/article/typy-tiskaren-a-rozdily-mezi-nimi_112464
- [23] PRUSA RESEARCH A.S. *PETG. Prusa Knowledge Base* [online]. [cit. 2025-11-19]. Dostupné z: https://help.prusa3d.com/cs/article/petg_2059
- [24] PRUSA RESEARCH A.S. *PLA. Prusa Knowledge Base* [online]. [cit. 2025-11-19]. Dostupné z: https://help.prusa3d.com/cs/article/pla_2062
- [25] PELIN, Cristina-Elisabeta a Anton FICAI. *Polymeric Materials and Their Application in 3D Printing*. MDPI - Multidisciplinary Digital Publishing Institute, ©2024. ISBN ISBN 3725814066.
- [26] ÖZKAYA, Nihat, Dawn LEGER, David GOLDSHEYDER a Margareta NORDIN. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 4. vyd. Springer, 2016. ISBN 978-3-319-44738-4.

9 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ

Obr. 2-1 Zobrazení používaných kloubních spojů v lidském těle, které jsou dále rozřazeny dle počtu stupňů volnosti [2]	15
Obr. 2-2 Znázornění „rozdělení“ člověka pomocí rovin [1]	16
Obr. 2-3 Převedení reálného problému na zjednodušenou statickou úlohu (zleva do prava)[26]	19
Obr. 2-4 Zobrazení tlaku na femorální hlavici při jednotlivých vychýleních a při neutrálním natočením. Zatížení bylo realizováno v rovině laterální. [7]	21
Obr. 2-5 Grafické srovnání testovaných materiálů pro součinitele tření v průběhu cyklů (vlevo) a hodnoty aritmeticky zprůměrovány (vpravo) [15]	26
Obr. 4-1 Koncepce č.1 využívající sférického uchycení v podobě držáku femuru pro zachycení kosti.	38
Obr. 4-2 Koncepce č.2 využívající samosvornosti mezi držákem femuru a základnou, konkrétně „základna-kryt“	39
Obr. 4-3 Koncepce č.3 vycházející z koncepce č.1 s rozdílností ve využití závitu k vytvoření utahovacího momentu.na držák.....	40
Obr. 4-4 Koncepce č.4 používající totožného systému uchycení znázorněného v koncepci č.1 v dynamickém uchycení	41
Obr. 4-5 Koncepce č.5 vytvářející vůli mezi rozpěrným kroužkem a acetabulem pomocí potenciální energie, vložené v tlačných pružinách.....	42
Obr. 4-6 Koncepce č. 6 pracující na stejném principu jako je řešení s tlačnými pružinami (koncepce č.5) se zjednodušením v podobě nahrazení mnoha tlačných pružin jednou pružinou zkrutnou.	43
Obr. 4-7 Koncepce č. 7 s možností používání hrotů pro natočení acetabula do správného úhlu a samotné uchycení ve stabilní pozici.....	44
Obr. 4-8 Koncepce č. 8 dovolující posouvání i natáčení acetabula na základní desce.	45
Obr. 4-9 Koncepce č.9 s držákem acetabula nacházející se v krajní pozici, při které jsou použity dvě podložky se šroubem v základně. Společně je využito i pojistné matice a „výstupku“ na pojistné podložce.	45
Obr. 5-1 Vyobrazení konstrukčního řešení dynamické podsestavy	48
Obr. 5-2 Schématické vyobrazení DSU s kótami primárně určenými pro drsnosti povrchů	50

Obr. 5-3 Vyobrazení sestavy DF se základními kótami, společně s označením funkční části drsností povrchu	51
Obr. 5-4 Vyobrazení konstrukčního řešení statické podsestavy	53
Obr. 5-5 Zobrazení celé pod sestavy DA se základními kótami, společně s tloušťkou desky (8 mm).....	54
Obr. 5-6 Schéma s tolerovaným rozmístěním otvorů pro závit, společně s označením „konvexního žlabu“	55
Obr. 5-7 Znázorněné pět poloh (a až e). Jednotlivé označené polohy znázorňují okrajové polohy s rozmístěním AŠ	57
Obr. 5-8 Schéma základny se znázorněním drsností, společně s tolerancemi pro schopnost vložení podložky.....	58
Obr. 6-1 Skutečné uložení konstrukčního řešení v BKS-V (horní obrázek focen zepředu, spodní obrázek focen zezadu simulátoru).....	61

10 SEZNAM TABULEK

Tabulka 2-1 Znázornění maximálních hodnot natočení kloubu [4].....	18
Tabulka 2-2 Vlastnosti kyčelního kloubu při běžném užívání, zahrnující cyklus chůze [4]	18
Tabulka 2-3 Statistické hodnoty naměřeny z deseti měřených vzorků s neutrální polohou a polohou natočenou od neutrální polohy o $\pm 15^\circ$	21
Tabulka 2-4 Znázornění třecího součinitele pro materiály používány jako náhrada, či samotné hodnoty pro části v lidském těle	27

11 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 - Výpočet 1. Silový spoj mezi základnou a DSU - Dynamická část

Příloha č. 2 - Výpočet 2. Otláčení a potřebný moment - Dynamická část

Příloha č. 3 - Výpočet 3. Svěrný spoj - Dynamická část