



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

KOLENO - KOTNÍKOVÁ ORTÉZA S HYDRAULICKÝM KOLENNÍM KLOUBEM

KNEE ANKLE FOOT ORTHOSIS WITH HYDRAULIC KNEE

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JAN VÁVRA

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. DANIEL KOUTNÝ, Ph.D.

BRNO 2013

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Jan Vávra

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Konstrukční inženýrství (2301T037)**

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 diplomové práce:

Koleno - kotníková ortéza s hydraulickým kolenním kloubem

v anglickém jazyce:

Knee Ankle Foot Orthosis with Hydraulic Knee

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je konstrukční návrh ortézy dolní končetiny pro fixaci poúrazových a pooperačních stavů s těmito parametry: návrh vnitřního tvaru skeletu na základě skenovaných 3D dat pacienta, dimenzování a implementace hydraulického kolenního segmentu.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Varianty konstrukčního řešení
5. Optimální konstrukční řešení
6. Diskuze
7. Závěr
8. Bibliografie

Forma práce: průvodní zpráva, výkresy součástí, výkres sestavení, fotografická dokumentace, 3D digitální data (model), 2D digitální data (výkresy), funkční výrobek

Typ práce: konstrukční

Účel práce: výzkum a vývoj

Výstup práce: funkční vzorek

Seznam odborné literatury:

Ian Gibson, David W. Rosen and Brent Stucker. Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing. ISBN-10: 1441911197. ISBN-13: 978-1441911193.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Daniel Koutný, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2012/2013.

V Brně, dne 20.11.2012

L.S.

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

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá konstrukčním návrhem koleno- kotníkové ortézy a následnou realizaci funkčního vzorku. Práce se Předmětem první části práce je návrh vnitřního tvaru skeletu dle nohy pacienta za využití CAD softwarů. Druhá část práce se zabývá návrhem hydraulického kolenního kloubu. Kolenní kloub s hydraulickým řízením ohybu by měl pacientům přinést snadnější pohyb po schodech a nerovných površích než současné klouby. Při realizaci byly použity programy Solidworks 2012 a Geomagic Studio 12.

KLÍČOVÁ SLOVA

Koleno – kotníková ortéza, hydraulický tlumič, kolenní kloub, sken nohy

ABSTRACT

This master thesis deals with the engineering design of a knee-ankle orthosis and subsequent implementation of a functional sample. The subject of the first part of the thesis is the design of internal shape of the shell on the basis of the patient's leg using CAD software. The second part deals with the design of the hydraulic knee. The knee joint with hydraulic controlled bending enables easier movement for patients who are not able to bring up stairs and uneven surfaces than existing joints. In the implementation was used SolidWorks 2012 and Geomagic Studio 12.

KEYWORDS

Knee ankle foot orthosis, hydraulic damper, knee joint, scan feet

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

VÁVRA, J. *Koleno - kotníková ortéza s hydraulickým kolenním kloubem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2013. 78 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Daniel Koutný, Ph.D.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že diplomovou práci Koleno – kotníková ortéza s hydraulickým kolením kloubem jsem vypracoval samostatně pod vedením Ing. Daniela Koutného Ph.D. a že jsem v seznamu zdrojů uvedl všechny použité zdroje.

V Brně dne 15. května 2013

.....
Jan Vávra

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Ing. Danielu Koutnému Ph.D. za cenné rady a připomínky. Dále bych rád poděkoval Ing. Jiřímu Rosickému, Csc. ze společnosti ING corporation s. r. o. za odbornou pomoc při realizaci této diplomové práce. Mé poděkování patří i technickým pracovníkům této společnosti hlavně Filipu Chudému, kteří se podíleli na výrobě funkčního vzorku. V poslední řadě bych rád poděkoval rodině za podporu během studia.

OBSAH

ÚVOD	13
1 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ	14
1.1 Dolní končetina	14
1.1.1 Cyklus chůze	14
1.1.2 Svaly dolní končetiny	15
1.1.3 Momentové zatížení kolene	16
1.1.4 Kolenní kloub	16
1.1.5 Hlezenní kloub	18
1.2 Ortézy	19
1.2.1 Základní rozdělení ortéz	19
1.2.2 Koleno – kotníkové ortézy	19
1.3 Kolenní klouby ortéz	20
1.3.1 Ortézy s neohebným kloubem	20
1.3.2 Ortézy s ohebným kolenním kloubem	21
1.4 Hydraulické tlumiče	24
1.4.1 Kloub C-Leg	25
1.4.2 Tlumič Mauch SNS	25
1.4.3 Uložení tlumiče v kloubu	26
2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	28
2.1 Analýza problému	28
2.2 Cíl práce	28
3 VARIANTY KONSTRUKČNÍHO REŠENÍ	29
3.1 Varianta č. 1	29
3.2 Varianta č. 2	30
3.3 Varianta č. 3	31
3.4 Zhodnocení variant	32
3.5 Výběr nejvhodnější varianty	32
4 OPTIMÁLNÍ KONSTRUKČNÍ REŠENÍ	33
4.1 Návrh vnitřního tvaru skeletu	33
4.2 Klouby ortézy	38
4.3 Hydraulický kolenní kloub	40
4.4 Kontrolní výpočty kolenního kloubu	44
4.4.1 Síla v tlumiči	44
4.4.2 Kontrola ložisek	45
4.4.3 Kontrola spoje rámu tlumiče a dlahy	46
4.4.4 Kontrola čepů	48
4.4.5 Výpočet horního dílu	49
4.4.6 Výpočet rámu tlumiče	52
4.5 Výroba ortézy	57
4.5.1 Montáž kolenního kloubu	57
4.5.2 Výroba ortézy	57
4.5.3 Ekonomický rozbor vyrobené varianty	60
4.6 Zkouška ortézy pacientem	61
5 DISKUZE	63

6 ZÁVĚR	65
BIBLIOGRAFIE	66
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN	69
.1 Seznam použitých zkratk	69
.2 Seznam použitých veličin	69
SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK	70
.1 Seznam obrázků	70
.2 Seznam tabulek	71
SEZNAM PŘÍLOH	72
SAMOSTATNÉ PŘÍLOHY	73

ÚVOD

Ortézy jsou externě aplikované pomůcky používané po úrazech, onemocněních, nebo k nápravě vrozených vad. Ortézy mohou modifikovat jak strukturální, tak funkční charakteristiku dané části těla. Koleno – kotníkové ortézy jsou předepisovány pacientům pro fixaci pooperačních a poúrazových stavů, které jsou charakterizovány nedostatečnou svalovou funkcí. Jedná se především o poruchu čtyřhlavého svalu stehenního, který při chůzi zajišťuje nekontrolovatelné ohnutí kolene.

Asi jednou z nejjednodušších metod je použití ortézy s pevnými výztužemi, které pacientovi nedovolí ohnutí kolene. Chůze s těmito pomůckami je pro pacienty nepřirozená a může způsobit při delším nošení ortézy návyk na nepřirozený pohyb končetiny během chůze. Dále je nošení tohoto typu ortézy spojeno s vyšším energetickým výdejem a s tím spojené vyšší zátěže na lidské tělo, převážně kardiiovaskulárního systému.

Dalšími řešeními jsou ortézy s ohebným kloubem, které umožňují ohyb kolene a tím se přibližují více normální lidské chůzi. Pohyb je však kontrolovaný různými mechanismy, tak aby nedošlo k nekontrolovatelnému ohybu kolena. U mechanismů kolenního kloubu se můžeme setkat s mechanismy od jednoduchých mechanických mechanismů až po složité mechanismy využívající řízení ohybového momentu mikroprocesorem.

Ve výrobě ortéz je snaha uplatňovat nové výrobní postupy jakými jsou 3D skenování, modifikace modelu nohy pomocí počítače a konečná výroba modelu dolní končetiny pomocí CNC obrábění. Použití nových technologií nahrazuje komplikovanou výrobu odlitku (negativu) končetiny, která je pro pacienta nepříjemná. Dále je to výroba pozitivu (modelu nohy). Pozitiv je dále nutné modifikovat zkušeným ortotikem, tak aby nošení ortézy pro pacienta bylo příjemné.

Chůze je pro člověka velice důležitá. Ztrátu nebo omezení některé funkce našeho těla si většinou uvědomíme až v okamžiku její ztráty nebo omezení. Důležitost pohybu si uvědomují lidé, kteří o tuto možnost přišli a jsou upoutáni na invalidní vozík. Proto je důležité pro pacienty navrhovat pomůcky, které jim umožní co nejvíce se zapojit do běžného života.

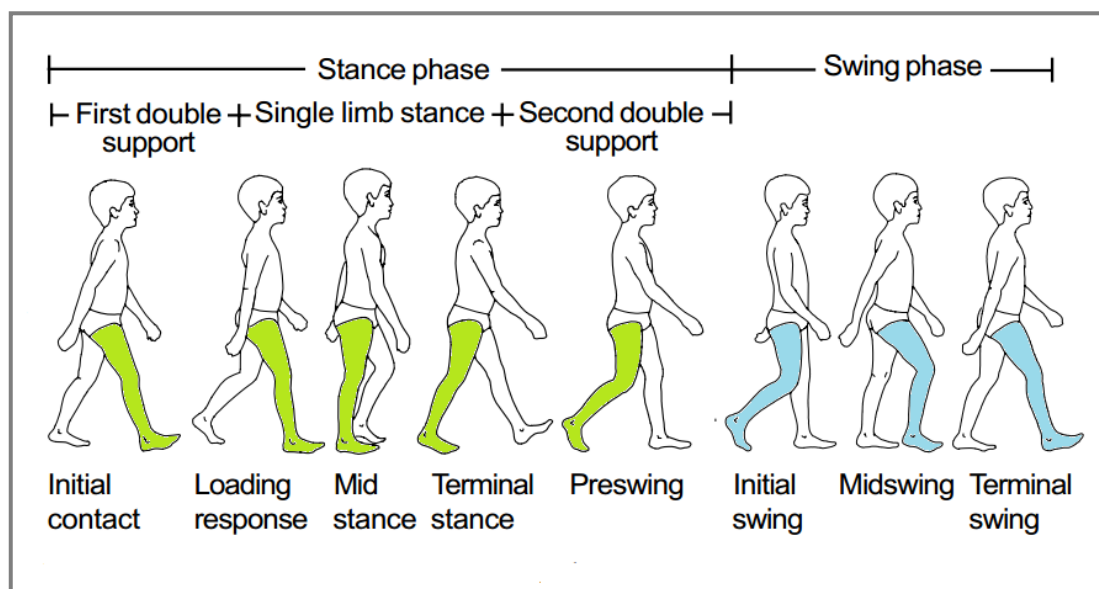
1 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ

1.1 Dolní končetina

Pro správný návrh ortézy je zapotřebí přesná znalost pohybů a funkce dolní končetiny, kterou má pomůcka ovlivnit. Důležité jsou zejména pohyby během chůze, rozsah pohybů kloubů a momentové zatížení kolene.

1.1.1 Cyklus chůze

Lidská chůze je charakteristická periodickým opakováním pohybů. Christopher L. Vaughan [1] ve své knize uvádí, ale i další literatura [2], jako základní prvek lidské chůze cyklus. Cyklus je charakterizovaný jedním krokem. Cykly se po sobě opakují a dá se říct, že jednotlivé cykly si jsou podobné. Mezi cykly různých lidí se dají nalézt určité odlišnosti, které jsou pro každou osobu unikátní. Cyklus nejčastěji začíná dotknutím paty o podložku. Vaughan přirovnává cyklus lidské chůze k valení válce po podložce, kdy otočení o 360° je jeden cyklus.



Obr. 1-1 Cyklus chůze a jeho další rozdělení [1]

Na Obr. 1-1 je zobrazen cyklus lidské chůze a jeho další rozdělení, celý cyklus je určen hodnotou 100% a jeho části procentním rozsahem. Délka cyklu vyjádřená v % je zavedena z důvodu porovnání cyklů vzájemně mezi sebou, u cyklů trvajících různou dobu. Další dělení cyklu je podle hlediska, kdy noha přenáší zatížení lidským tělem, toto rozdělení je na dvě fáze a to postoje a švihů. Na Obr. 1-1 je znázorněna postojová fáze zelenou barvou a švihová fáze modře.

Dle Esfahani [2] trvá fáze postoje 62% a fáze švihů 38%, tato hodnota je velice individuální a u jednotlivých jedinců se může lišit. Fáze postoje se dále rozděluje na první dvojitou podporu, postoj jedné končetiny a druhou dvojitou podporu. První část fáze postoje (první dvojitá podpora) trvá 0 – 12% cyklu a noha je během tohoto okamžiku rychle zatěžována tělesnou hmotností. Při této části cyklu je přesunuto zatížení z jedné nohy na druhou. V další části fáze postoje je zatížení

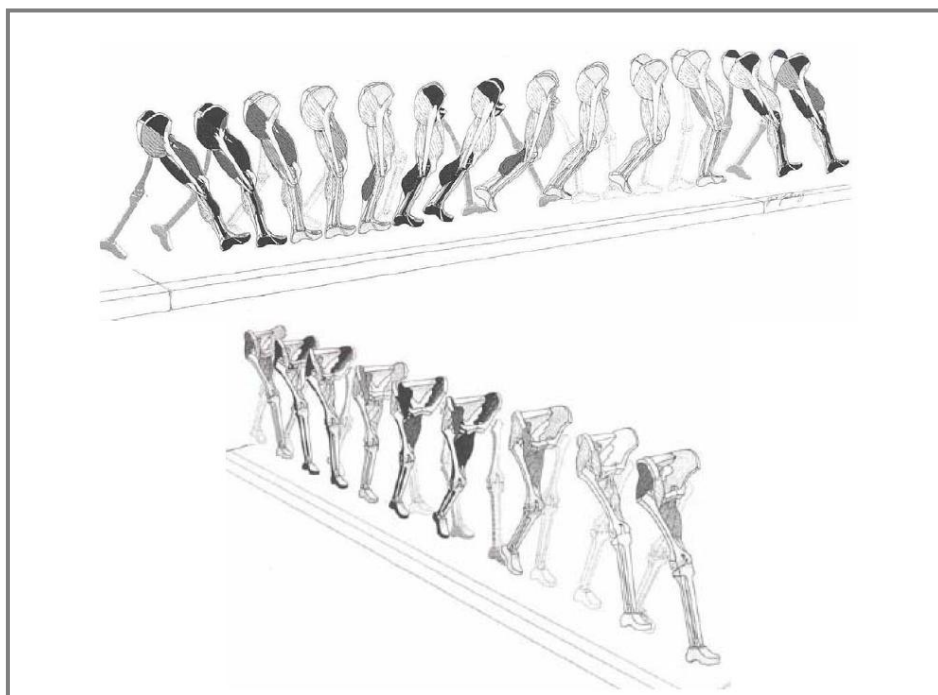
přenášeno pouze jednou končetinou, tato část trvá od 12% do 50% cyklu. Druhá noha vykonává v tomto okamžiku fázi švihů. Při poslední části fáze postoje (druhá dvojitá podpora) je zatížení z jedné nohy přeneseno na druhou. Tato poslední část fáze postoje trvá stejně jako první tedy 12% cyklu a v cyklu je zařazena od 50 % do 62 %. Fáze švihů trvá posledních 38% cyklu. Při začátku této fáze je noha za tělem a přesouvá se před tělo, aby byla připravena k dalšímu přenosu zatížení během fáze postoje.

Cykly pravé a levé nohy je u zdravého člověka symetrický. Asymetrie je pozorována u lidí s patologickou chůzí. Cykly pravé a levé nohy jsou vůdčí sobě posunuty o polovinu cyklu, tj. v polovině cyklu levé nohy začíná cyklus pravé nohy.[2]

1.1.2 Svaly dolní končetiny

Svaly svojí kontrakcí zajišťují pohyb dolní končetiny. Svaly jsou postupně aktivovány v určitém pořadí a tím je umožněna chůze. Na Obr. 1-2 jsou tmavším odstínem zobrazeny aktivované svaly. Z obrázku je vidět, že pro fázi postoje je velmi důležitý čtyřhlavý sval stehenní (quadriceps). Při poranění nebo po operačním zákroku tohoto a dalších svalů je omezena jejich funkce a je zapotřebí použití ortopedické pomůcky.[2]

1.1.2



Obr. 1-2 Aktivace svalů během chůze [2]

Během stojkové fáze je koleno základním prvkem stability končetiny. Na začátku fáze postoje je koleno ohnuto o 2-5° a v důsledku zatížení nohy tělesnou hmotností je v kolenu vyvolán flexní moment. Svalstvo kolene musí vyvolat svým stažením moment extenzní, který je velikostně roven momentu flexnímu.[3]

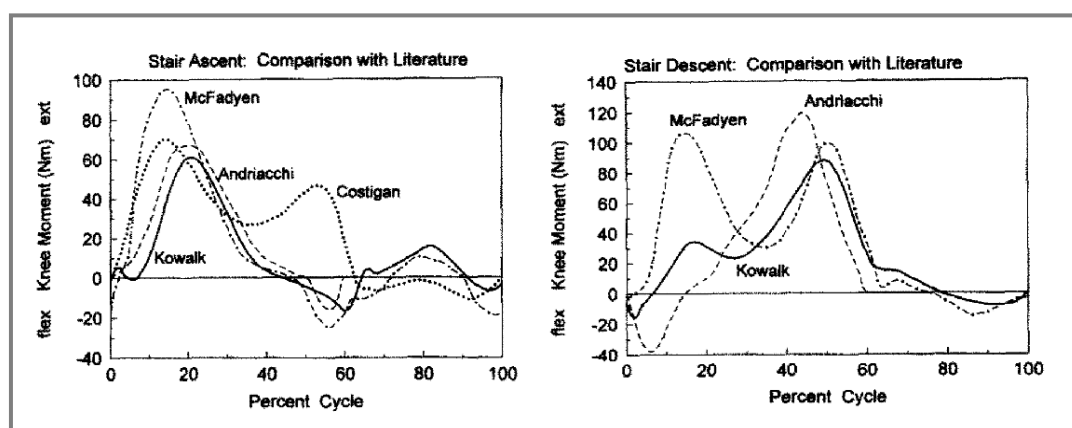
1.1.3 Momentové zatížení kolene

Moment vzniká v kolenu v důsledku přesunutí kolene před těžiště těla. Vzdálenost těžiště a kolenního kloubu je rameno pro působící hmotnost pacienta.

Kowalk et al. [8] ve svém článku provádějí srovnání vlastních měření s dříve zveřejněnými různými autory. Koleno je zatěžováno více při schodišťovém výstupu a sestupu než při chůzi po rovině. Na Obr. 1-3 je zobrazen průběh momentů pro schodišťový výstup a sestup. Kowalk et al. uvádí po statistickém zpracování hodnotu flexního momentu kolena 85Nm. Tato hodnota je určena pro hmotnost pacienta 68kg. Při přepočtu momentu na 1kg osoby se jedná o hodnotu 1,25 N/kg.

Na Obr. 1-3 patrné rozdíly v průběhu flexního momentu, tato odchylka je způsobena různými podmínkami během měření a dále přepočet hodnot momentu z různých jednotek, vyjádření a hlavně rozdílnou hmotností zkoumaných jedinců.[8]

Constigan et al.[9] uvádějí ve svém článku hodnotu 1,16 Nm/kg pro schodišťový výstup. Měření bylo prováděno na standardizovaném schodu o výšce 20cm a délce 30cm. Pro normální chůzi po rovině udává hodnotu 0,54 Nm/kg.



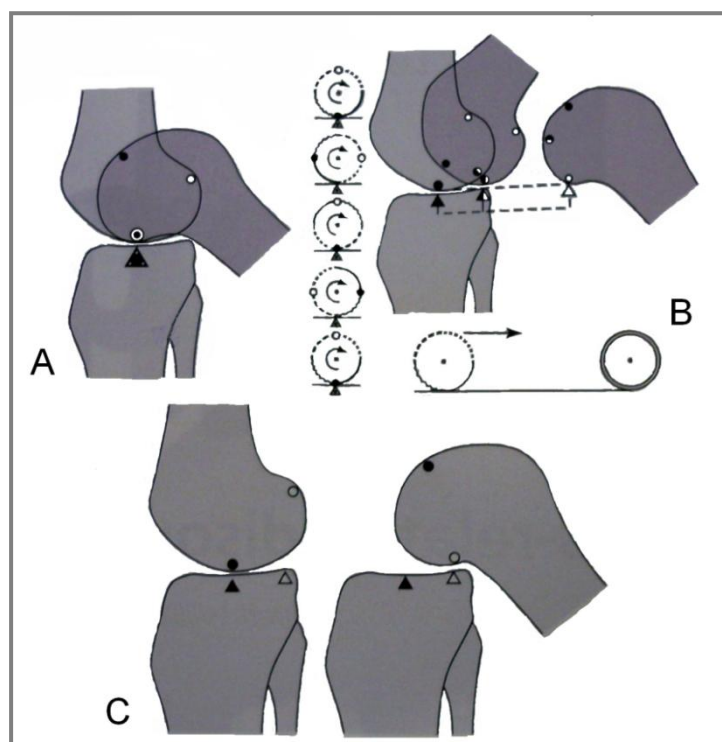
Obr. 1-3 Srovnání průběhu flexního momentu kolene při schodišťovém výstupu [8]

1.1.4 Kolenní kloub

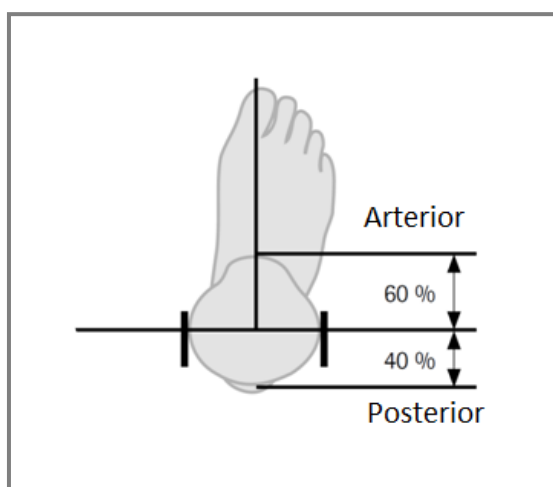
Kolenní kloub je složený a největší kloub na lidském těle. V kolenním kloubu dochází ke kontaktu femuru (stehenní kosti) a tibie (holenní kosti). Ohyb nohy v kolenním kloubu je umožněn kombinací valení a skluzu kontaktu femuru a tibie.[5]

Na Obr. 1-4 A je zobrazen čistý skluz femuru po tibii, na Obr. 1-4 B je zobrazen druhý okrajový případ tj. čisté valení. V případě valení by došlo ke ztrátě kontaktu femuru a tibie. Obr. 1-4 C znázorňuje skutečný pohyb v kloubu, který je kombinací obou předchozích pohybů. Kontaktní body v plné extenzi jsou zobrazeny černě a v plné flexi bíle. Kombinace valení a skluzu v kolenním kloubu je zajištěna pomocí křížových kolenních vazů, které zajišťují polohu femuru a tibie. Poměr valení a skluzu je v rozsahu kloubu proměnný. Na začátku pohybu převládá valení a v závěrečné části ohybu kolene začne převládat skluz femuru po tibii. [4]

Kombinace valení a skluzu má za následek to, že kolenní kloub nemá stálou osu rotace. Osa rotace se mění v závislosti na úhlu ohnutí kolene. U spojnice okamžitých os rotace mluvíme o okamžitém středu otáčení (instant center of rotation – ICR). [5] Výrobce Fior-Gentz [6] uvádí polohu osy kloubu od kloubní štěrbině ve výšce přibližně 20mm nad kontaktem kostí tvořící kolenní kloub. Ve směru anterior – posterior je rozdělení v poměru 60:40 jak zobrazuje Obr. 1-5.

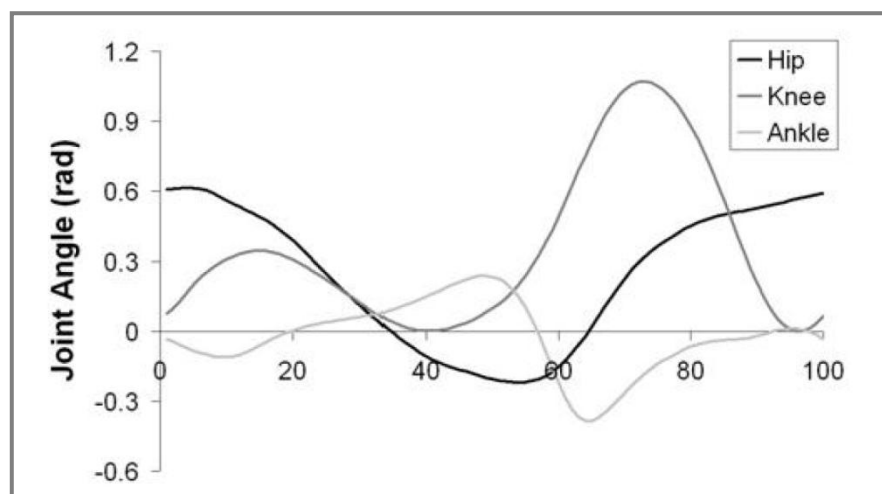


Obr. 1-4 Pohyb v kolenním kloubu [3]



Obr. 1-5 Poloha náhradní osy rotace kolenního kloubu [6]

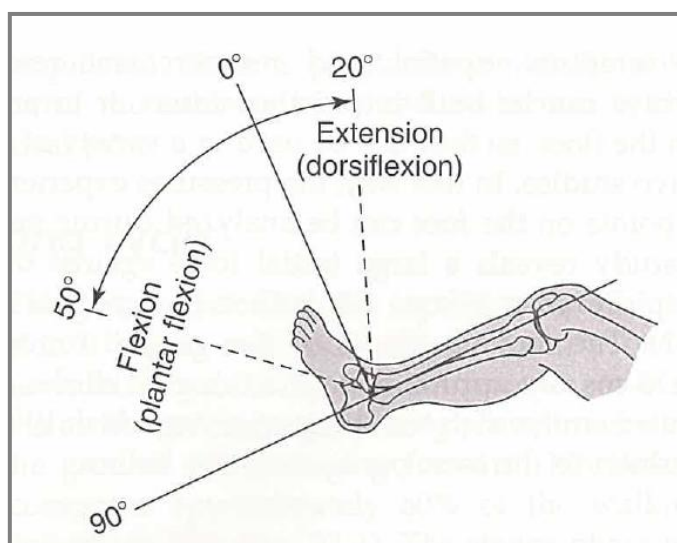
Průběh úhlu v kolenním kloubu během chůze je zobrazen na následujícím obrázku. Z průběhu úhlu je patrné maximální ohnutí v kolenním kloubu přibližně při 75% cyklu. Toto ohnutí je nutné kvůli eliminaci kontaktu špičky nohy s podložkou. Ohnutí kolene v rozsahu 0 – 40% cyklu je z důvodu tlumení rázů v dolní končetině způsobené rychlým zatížením končetiny[7]. Ohnutí v kolenním kloubu při chůzi dosahuje přibližně poloviny rozsahu kloubu. Kolenní kloub umožňuje ohnutí kolene kolem 130°, tohoto ohnutí se využívá například při sezení, kdy se nohy nachází pod židlí.[5]



Obr. 1-6 Průběh úhlů v kloubech dolní končetiny [7]

1.1.5 Hlezenní kloub

Osa ohybu hlezenního kloubu je snadněji určitelná než v případě kolenního kloubu, hlezenní kloub je kladkového provedení a tudíž má jednu stálou osu rotace. Osa rotace kloubu se určí velmi jednoduše spojením vnitřního a vnějšího kotníku. Vnitřní kotník je hmatatelný výstupek tibie v místě hlezenního kloubu. Vnější kotník je taktéž hmatatelný, jedná se však o výstupek fibuli (lýtkové kosti).[3]



Obr. 1-7 Typy flexe a jejich rozsah [3]

Pohyby, které vykonává hlezenní kloub, jsou dorziflexe a plantarflexe. Flexe jsou znázorněny na Obr. 1-7. Hodnota dorziflexe je kolem 20°, plantarflexe dosahuje hodnoty 50°. Hodnoty se mohou lišit podle jedince [3]. Průběh úhlu v hlezenním kloubu během chůze je zobrazen na Obr. 1-6, kde je patrný převažující ohyb do plantární části rozsahu hlezenního kloubu. K maximálnímu ohnutí nohy v hlezenním kloubu dochází v okamžiku konce postojové fáze, kdy pata ztratí kontakt s podložkou a v kontaktu setrvává pouze špička chodidla.[7]

1.2 Ortézy

Ortéra je externě aplikovaná ortopedická pomůcka, využívaná k modifikaci strukturálního nebo funkčních charakteristik nervového, svalového a skeletového systému (definice dle normy ISO 8549). [4]

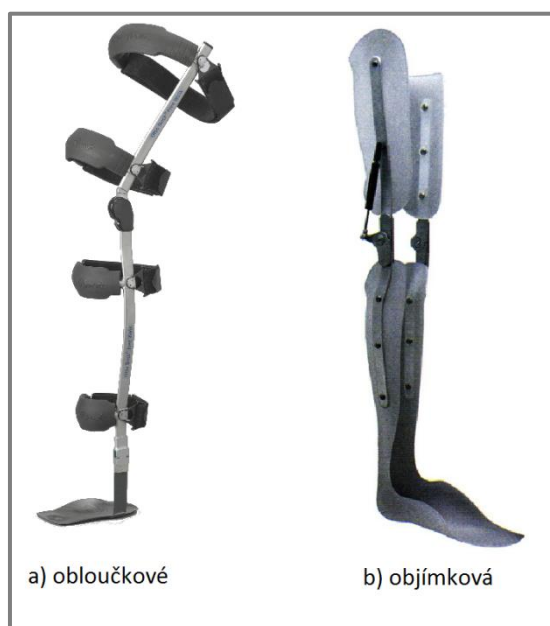
1.2.1 Základní rozdělení ortéz

Ortézy lze dle literatury lze rozdělit podle mnoha hledisek. Hlavními hledisky jsou:

- **Způsobu výroby** – na sériově a individuálně vyráběné
- **Účelu** - na léčebné dočasně používané a kompenzační, které se používají dlouhodobě
- **Funkce** – na fixační, podpůrné, vyrovnávací, korekční, stabilizační, odlehčující
- **Materiálu užitého k výrobě** – textilní materiály, kůže, kov, plasty a kompozitní materiály
- **Konstrukce pomůcky a ovlivnění jednotlivých segmentů** – na ortézy statické a dynamické
- **Lokalizace na těle pacienta** – trupové a končetinové [4]

1.2.2 Koleno – kotníkové ortézy

Podle provedení upevnění ortézy na končetině je rozdělujeme na obloučkové a objímkové provedení (Obr. 1-8). Obloučkové provedení je tvořeno dlahami připevněných ke kloubům. Dlahy jsou, jak název napovídá, spojeny obloučky. Toto řešení má malou kontaktní plochu mezi ortézou a dolní končetinou. Objímkové provedení je tvořeno natvarovanou plastovou skořepinou. Skořepina je tvarována podle modifikovaného modelu dolní končetiny. Toto řešení má výhodu ve vyšší kontaktní ploše mezi dolní končetinou a ortézou. Jednotlivé části objímkové ortézy jsou zobrazeny na Obr. 1-9. Klouby jsou ortetikem voleny podle potřeb pacienta. [4]



Obr. 1-8 Provedení koleno - kotníkových ortéz [14], [20]



Obr. 1-9 Části koleno - kotníkové ortézy [4]

1.3 Kolenní klouby ortéz

Koleno - kotníkové ortézy lze rozdělit podle podpory kolennímu kloubu do dvou skupin. První skupinou jsou ortézy s neohebným kolenním kloubem během celého cyklu chůze. Druhou skupinou jsou ortézy s klouby, které vytvářejí podporu kolennímu kloubu během fáze postoje a ve fázi švihů dovolují ohnutí dolní končetiny v kolenní a tím zamezují styku nohy s podložkou.

1.3.1 Ortézy s neohebným kloubem

Yakimovich et al. [10] ve svém článku uvádí negativní vlivy způsobené nošením koleno kotníkových ortéz s pevným kolenním kloubem. Při použití těchto ortéz pacienti naklání své tělo do strany opačné než je noha, na které je nošena ortéza, a tím nahrazují ohnutí kolene během střední části fáze švihů. Kdyby pacienti nenakláněli své tělo, došlo by ke kontaktu špičky nohy s podložkou. Toto naklání způsobuje zapojení částí těla, které nejsou přirozeně zapojeny do chůze, nebo se chůze neúčastní v takové míře. To může vést k bolestem těchto částí těla. Jedná se například o bederní páteř, pánev a chodidlovou část nohy. Náklon těla během chůze způsobuje posun těžiště z místa mezi chodidly k noze, která je ve styku s podložkou.

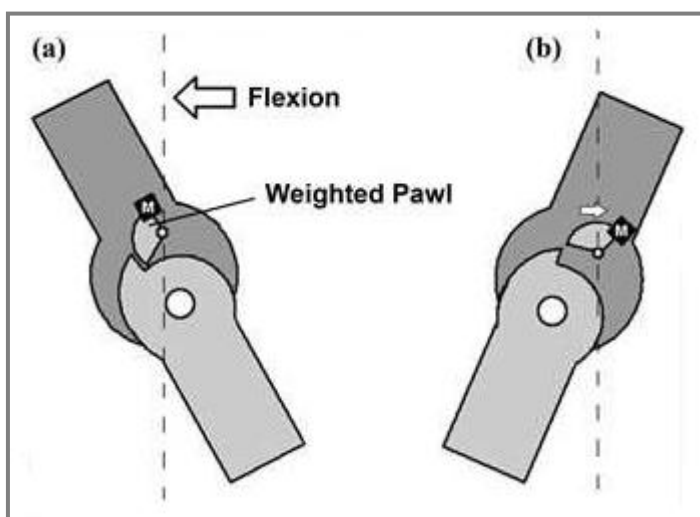
Výše popsané naklonění je spojené se zvýšeným energetickým výdejem pacienta. Energetický výdej může stoupnout až o 25%. Energetický výdej je spojen se zátěží pro kardiovaskulární systém, který je nechtěný zvláště u pacientů s jeho onemocněním. Část energie připadá na naklonění těla během chůze a druhá část připadá na stabilizaci těla způsobené posunem těžiště nad nohu, která tvoří podporu těla.[10]

1.3.2 Ortézy s ohebným kolenním kloubem

Nevýhody ortéz s pevným kolenním kloubem se snaží odstranit ortézy s ohebným kolenním kloubem. Tyto ortézy poskytují podporu kolennímu kloubu ve fázi postoje a během fáze švihů umožňují ohnutí kolene a tím se snaží přiblížit přirozené chůzi člověka.[10] Kolenní klouby můžeme podle způsobu podpory kolennímu kloubu rozdělit do dvou skupin

Uzamykatelné kolenní klouby

Uzamykání kolenních kloubů může být realizováno různými řešeními. Základním řešením je gravitační západka, která je ovládána úhlem natočení v kyčelním kloubu. Na začátku cyklu, kdy je koleno předsunuto před kloubem, západka zajistí kolenní kloub. Na konci fáze postoje při zániku flexního momentu na koleno, je koleno automaticky odjištěno (Obr. 1-10). Jedná se o nejjednodušší, ale málo spolehlivé řešení.[10]

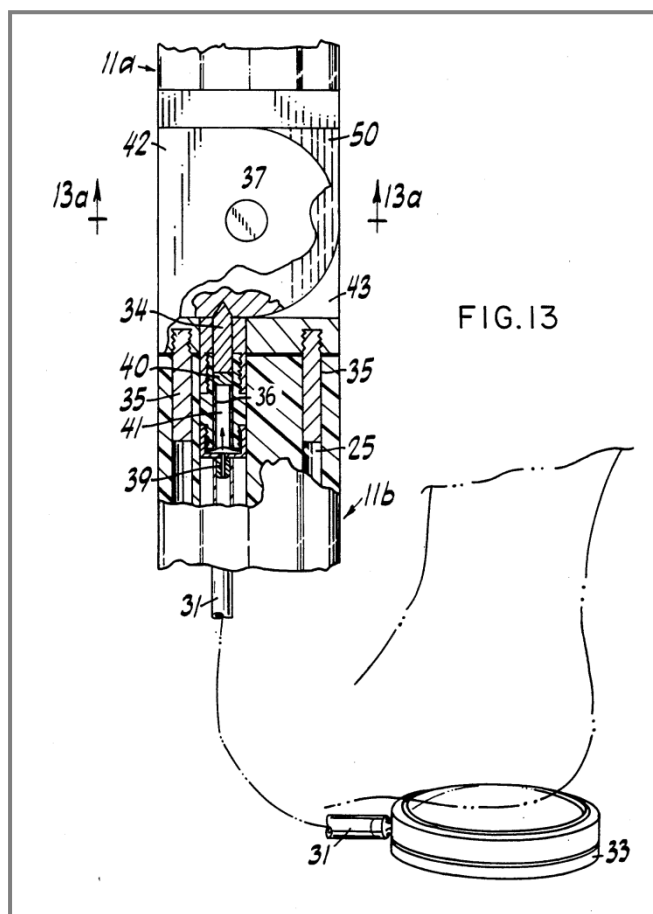


Obr. 1-10 Kolení kloub s gravitační západkou [10]

Druhým způsobem uzamykatelní kolenního kloubu je ovládání zámku kolenního kloubu pomocí tlaku paty na podložku, nebo natočením v hlezenním kloubu. Jedno z možných řešení je zobrazeno na zástupci na Obr. 1-11.

Nevýhodou těchto systémů je uzamykání v jedné poloze nebo použití rohatky a západky. V prvním konstrukčním případě je problém s nezamknutím zámku kloubu a tím možný pád pacienta. Použití rohatky a západky řeší selhání uzamčení kolenního kloubu, kde dochází v případě selhání zámku k uzamčení na dalším následujícím zubu rohatky. Toto řešení je však nepříjemné pro pacienty, kvůli volnému pohybu v kolenním kloubu. Úhel volného pohybu je závislý na počtu zubů rohatky, který však nelze odstranit.[10]

Nevýhodou uzamykatelných kloubů je komplikovaný pohyb po schodech a dále chůze po svazích a nerovných površích, která je dána ovládním zámku kolenního kloubu.[10]



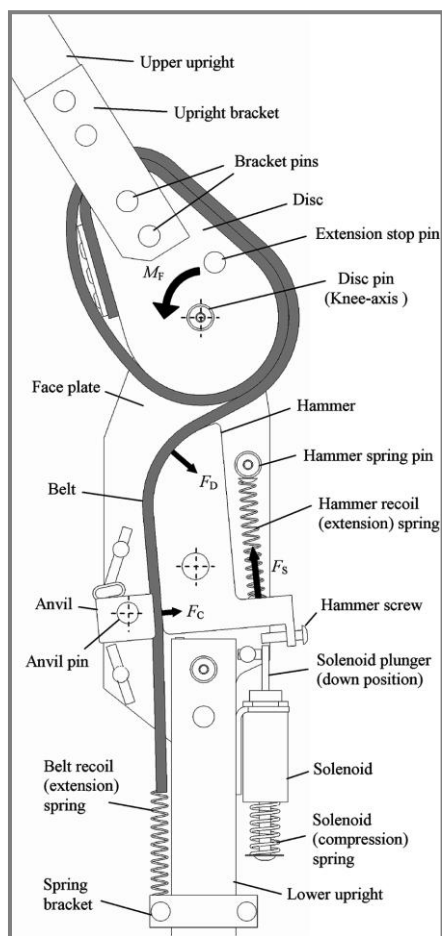
Obr. 1-11 Kolenní kloub se zámek [19]

Brzděné kolenní klouby

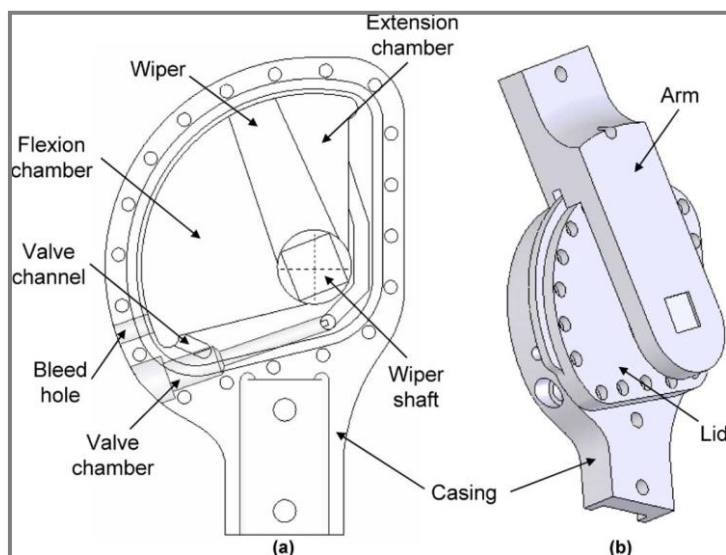
Tyto systémy umožňují, na rozdíl od uzamykatelných kolenních kloubů, podporu kolene v libovolném úhlu ohnutí a díky tomu umožňují pohyb po schodech a chůzi po svazích nebo nerovných površích.[10]

Řešení brzdění ohybu v kolenním kloubu je možné dvěma způsoby. Prvním je použití třecí brzdy. Na Obr. 1-12 je příklad, kde je ohyb řízen třením pásku o pohyblivý segment. Tento segment je pomocí elektromagnetu přitlačován k pásku a tím je řízen flexní moment. Toto řešení potřebuje zdroj elektrické energie, řídicí jednotku a čidla tlaku na patu nebo natočení v kloubech.[11]

Dalším rozšířenějším způsobem podpory kolennímu kloubu je použití hydraulického tlumiče. Můžeme se setkat se dvěma způsoby provedení kolenního kloubu. Goudreau et al. [12] představuje hydraulický kolenní kloub s rotačním pístem (Obr. 1-13). Rotační píst rozděljuje komoru kloubu na dvě části, které jsou naplněny hydraulickým olejem. Olej je při pohybu pístu přepouštěn z jedné strany na druhou a tím je brzděn pohyb kloubu. Při flexi je olej přepouštěn z prostoru za píst mezerou mezi pístem a komorou. Problematické utěsnění pístu v komoře je využito jako škrťací ventil. Toto řešení neumožňuje měnit hodnotu flexního momentu. Pro snížení odporu při extenzi kolenního kloubu proudí olej přes jednosměrný ventil. Záměnou pružiny o jiné tuhosti se dá nastavit odpor extenze kolenního kloubu. Výměna pružiny je možná po demontáži zátky komory kolenního kloubu, kde může dojít k úniku oleje z kloubu.



Obr. 1-12 Kolenní kloub s třecí brzdou [11]



Obr. 1-13 Kolenní kloub s rotačním tlumičem [12]

Další možnost provedení hydraulického kolenního kloubu je použití hydraulického teleskopického tlumiče. Jeden z článků [15] představuje ortézu Ivana Longa, který si k ortéze připevnil hydraulický kolenní kloub, který je používán u protéz při

amputaci nad kolenem. Tento hydraulický kloub nahrazuje kolenní kloub včetně svalové funkce. U prvního prototypu (Obr. 1-14) bylo použito kolenního kloubu s hydraulickým tlumičem C-Leg. [15] Tento hydraulický tlumič je vybaven elektronickým řídicím systémem, který řídí během celého cyklu chůze velikost flexního momentu.[17]



Obr. 1-14 Ortéza s protetikou hydraulickou jednotkou [15]

U druhého prototypu ortézy použil Long hydraulický tlumič Mauch SNS. Tento tlumič na rozdíl od tlumiče C-Leg je plně mechanického provedení bez elektroniky. [15] Tlumič umožňuje nastavení odporu flexe a extenze nezávisle na sobě.[18]

1.4 Hydraulické tlumiče

Na ortetické hydraulické tlumiče jsou kladeny nejrůznější požadavky. Jedním z požadavků je zadržení poměrně vysokého flexního momentu při kompaktních rozměrech. Dalšími požadavky je nastavení flexního a extenzního momentu nezávisle na sobě. Tlumiče musí umožnit také uzamknutí kolenního kloubu, nebo naopak vyřazení odporu flexe v případech, kdy je to nežádoucí jako je jízda na kole, veslování apod. Nastavená hodnota odporů by měla být nezávislá na venkovní teplotě, aby nebylo nutné seřizování v případech přechodu z vnitřku budov vně a opačně.

Průmyslové tlumiče nabízené na trhu nespĺňují výše uvedené požadavky. Tyto požadavky splňují pouze tlumiče vyráběné speciálně pro protetické kolenní klouby. Na trhu se můžeme setkat s protetickými klouby s teleskopickým

hydraulickým tlumičem značek Catech, Seattle, C- Leg, Mauch a další. V následujícím textu budou představeny dva tlumiče k dostání na českém trhu.

1.4.1 Kloub C-Leg

1.4.1

Klouby C – Leg společnosti Otto – Bock jsou osazeny tlumiči, které jsou řízeny pomocí mikroprocesoru. Mikroprocesor dostává každý zlomek sekundy informace z čidel o ohybovém namáhání kolenního kloubu, tlaku na patu, rychlosti a poloze ohybu kolenního kloubu. Na základě těchto hodnot, nastavení provedeného pomocí počítače a předchozích záznamů chůze provede mikroprocesor řízení odporu flexe a extenze [17]. Tento hydraulický tlumič použili u svých kolenních kloubů [15], [16]. Cena tohoto kompletního kolenního kloubu se pohybuje v rozmezí 40 000 – 50 000 \$ [21].

1.4.2 Tlumič Mauch SNS

1.4.2

Kolenní klouby s hydraulickým tlumičem Mauch SNS představuje starší plně mechanickou variantu ke kloubu C-Leg. Tento tlumič byl patentován již roku 1958 Hansem Mauchem a dále byl pouze drobně upravován [22]. Tlumič umožňuje nastavení odporu flexe, extenze při nezávislosti na okolní teplotě. Dále tlumič umožňuje uzamknutí tlumiče tj. zamezení pohybu pístu v tlumiči a úplné vypnutí odporu flexe [18].

Nastavení tlumiče

Pro běžnou chůzi je důležité nastavení odporu flexe a extenze. Odpor se nastavuje v horní části tlumiče otáčením objímky (Obr. 1-15, poz. 1). Nejprve se nastavuje odpor extenze a poté odpor flexe. Z počátku je nutné otáčet objímkou, až objímka dosedne na doraz, poté dochází k samotnému nastavení odporu extenze, odpor je možné nastavit na stupnici v rozmezí 1 – 10 (poz. 2). Zvýšení odporu se provádí ve směru hodinových ručiček a snížení proti směru [24].

Odpor flexe se nastavuje na stupnici označené nápisem „HYDRAULIC“ oproti značce na objímce. Hodnota se nastaví pootočením objímky nad značku nad jedním z písmen (poz.3). Zvýšení se provádí pootočením ve směru hodinových ručiček. Protisměru otáčení hodinových ručiček se odpor flexe snižuje. Pro nastavení pouze odporu flexe není nutné nastavovat odpor extenze. V případě nastavení odporu extenze je nutné nastavit znovu odpor flexe i v případě, kdy je vyhovující [24].

Během chůze může dojít k zakopnutí. Pro tento účel je tlumič vybaven řízením odporu. Tento odpor se u uživatelů protéz využívá také pro schůzi ze schodů, nebo při sedání. Nastavení tohoto odporu se provádí pootočením šroubku (poz.4) na horní části pístnice. Pootočení je možné v rozsahu 120°. Natočením na doraz ve směru hodinových ručiček je nastavena maximální hodnota flexe stejné fáze [24, 18].

Dále umožňuje tlumič uzamknutí tj. zabránění ohybu kolenního kloubu v případech, kdy je to nežádoucí. Pro uzamknutí kloubu je nutné mírné ohnutí v koleni a poté se překlopí páčka (poz. 5) v horní části pístnice do horní polohy. V tomto okamžiku není možné kloub dále ohnout, ale je možné kloub narovnat. Funkce je vypnuta překlopením páčky do dolní polohy [24, 18].

Pro některé aktivity jako je jízda na kole, veslování apod. je potřeba vyblokování stejné fáze. Pro vyblokování stejné fáze je nutné vyvolat hyperextenzi

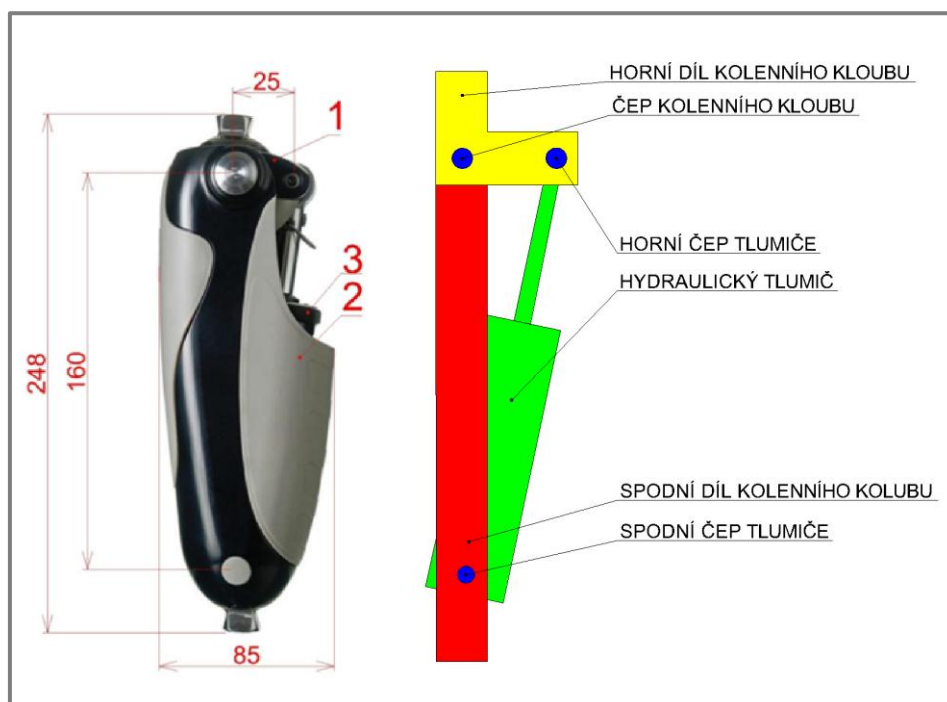
(narovnáme koleno více, než při běžné chůzi). Při tomto ohnutí kolene se přepne páčka na pístnici tlumiče do horní polohy (poz.4) [24, 18]



Obr. 1-15 Tlumič Mauch SNS

1.4.3 Uložení tlumiče v kloubu

Tlumič (poz. 3) je v kolenním kloubu uložen, jak znázorňuje Obr. 1-16. Oko pístnice je připevněno k hornímu dílu kolenního kloubu (poz. 1), které je připevněno k lůžku protézy. Spodní část tlumiče je připevněna k rámu tlumiče (poz.2), který je dále připevněn k prodlužovací trubce a protetickému chodidlu. Tlumič svým odporem brzdí ohnutí kloubu. Toto uložení tlumiče umožňuje ohnutí kloubu na hodnotu přibližně 125°. [24]



Obr. 1-16 Protetický kloub s hydraulickým tlumičem [18]

2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

2.1 Analýza problému

Na trhu je dostupná celá řada sériově vyráběných kolenních kloubů, ale můžeme se setkat i s různými prototypy testující nové konstrukce. Snahou všech konstrukcí je umožnit pacientovi pohyb v co největší míře bez omezení. Nevýhodou sériově vyráběných kloubů je absence pohybu po schodech a chůze po nerovných površích.

V současné době není na trhu výrobce sériově vyráběných ortetických kolenních kloubů, který by k podpoře kolenního kloubu používal hydraulického tlumiče.

Hydraulický tlumič s rotačním pístem představuje kompaktnější řešení. U tohoto řešení je problematické těsnění pístu v tělese kloubu. Dále je složité do kloubu navrhnout systém pro nastavení odporu flexe a extenze. Kromě nastavení odporů je potřebné do kloubu realizovat mechanismus pro zrušení odporu flexe, nebo naopak uzamknout kolenní kloub. To sebou přináší poměrně složitou a drahou konstrukci [12].

Kolenní ortetické klouby s protetickým teleskopickým hydraulickým tlumičem jsou možnou variantou řešení. I když hydraulický tlumič je nakupován jeho cena je značná, přesto je nižší, než výroba vlastního tlumiče. Z článku [15] vyplývá, že pro ortetický kolenní kloub plně postačuje mechanický protetický hydraulický tlumič.

Hydraulický tlumič u ortetického kloubu by měl poskytnout stejný komfort, jako poskytují tlumiče u protetických kolenních kloubů. Tedy nejenom běžnou chůzi, ale i chůzi po schodech, svazích a nerovných površích.

2.2 Cíl práce

Cílem diplomové práce je konstrukční návrh a realizace koleno – kotníkové ortézy s hydraulickým kolenním kloubem. Ortéza má být navržena s ohledem na přirozený pohyb končetiny během chůze. Konstrukce ortézy má mít minimální hmotnost, má využívat co nejvíce součástí používaných při výrobě ortéz a normalizovaných součástí.

Navržený kolenní kloub musí splňovat následující parametry. Tyto parametry by měly umožnit pacientům bezproblémové a bezpečné používání ortézy.

- Maximální hmotnost pacienta 100 kg
- Maximální úhel ohnutí kolene 125°
- Nízká hmotnost

Díličí cíle diplomové práce jsou:

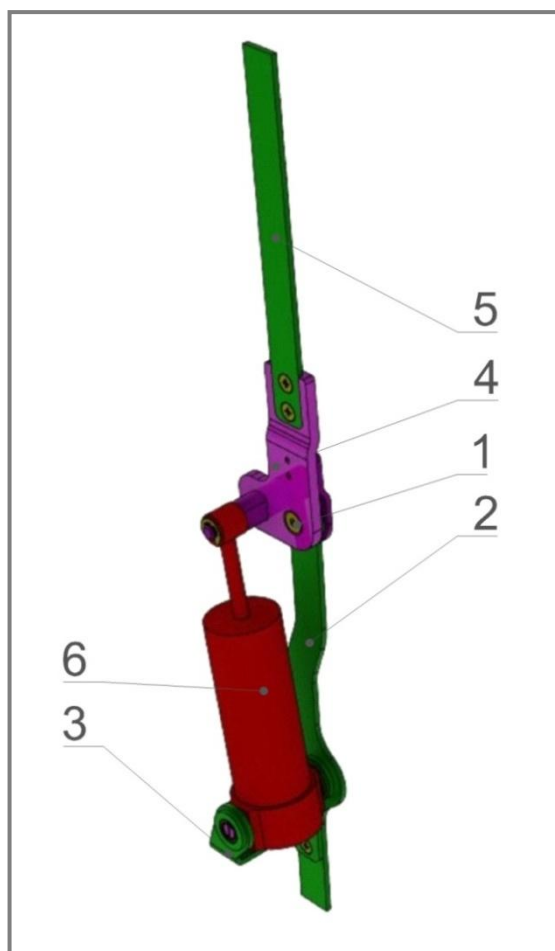
- Návrh vnitřního tvaru skeletu
- Návrh kolenního kloubu
- Výroba ortézy a testování pacientem

3 VARIANTY KONSTRUKČNÍHO ŘEŠENÍ

Všechny konstrukční varianty kolenního kloubu vycházejí z upevnění tlumiče v protéze, jak bylo uvedeno v kapitole 1.4.3. Toto řešení bylo zvoleno s ohledem na zdvih tlumiče a zachování průběhu síly v tlumiči během cyklu chůze.

3.1 Varianta č. 1

U první konstrukční varianty (Obr. 3-1) je spojení horní a spodní části kolenního kloubu pomocí jednoho otočného spojení (poz.1). Spodní část kloubu tvoří samotná dlaha (poz.2), která je na ortéze zalaminována do skořepiny ortézy přiléhající k bérce. Připevnění spodní části tlumiče k dlaze je provedeno jednak pomocí čepu našroubovaného do tlumiče a otočně uloženého v ložisku, které je zalisováno do dlaha. Druhá strana tlumiče je upevněna přes držák (poz.3), který je k dlaze přišroubován. Horní díl kloubu (poz.4) se skládá ze dvou dílů, mezi kterými je upevněna spodní dlaha. Díly horního kloubu jsou mezi sebou vzájemně sešroubovány. K hornímu dílu kolenního kloubu je přišroubována dlaha (poz.5) pro spojení se skořepinou ortézy stehna. Tlumič (poz.6) je k hornímu dílu kolenního kloubu připevněn z boku na letmo uloženém čepu.



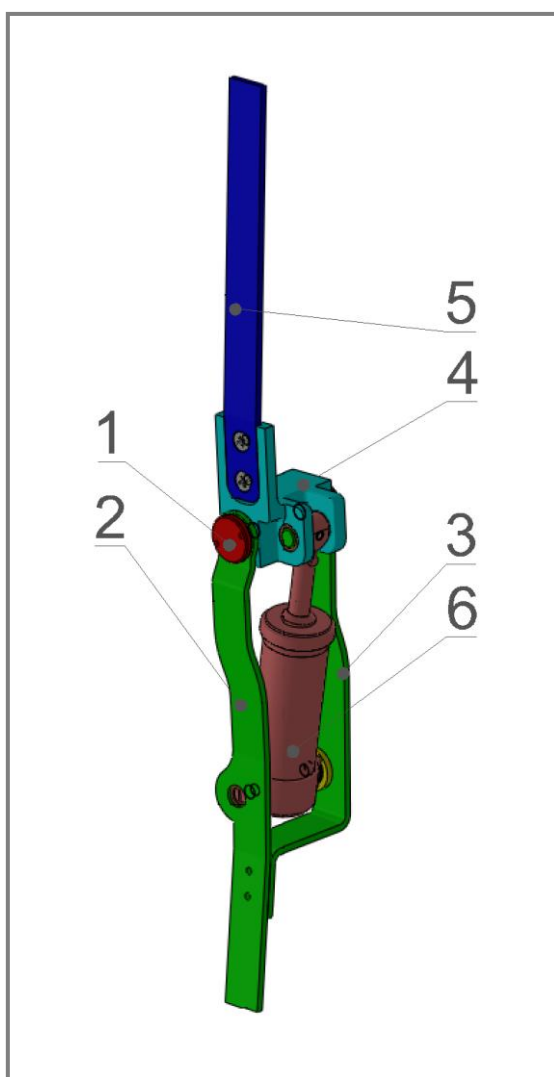
Obr. 3-1 Konstrukční varianta č. 1; 1 - kloubové spojení, 2 – dlaha bérce, 3 – držák tlumiče, 4 – horní díl kloubu, 5 – stehenní dlaha, 6 - tlumič

Konstrukce kloubu je zhotovena z velké části jako výpalky z nerezového plechu, které jsou dále tvarovány, svařovány a obráběny. Všechna pohyblivá uložení jsou realizována pomocí kluzných ložisek.

3.2 Varianta č. 2

U této varianty (Obr. 3-2) je použito pro spojení horního a spodního dílu kloubu dvou ložisek. Toto řešení eliminuje namáhání kloubu ohybovým momentem a v dílech kloubu je zatížení pouze tahem (tlakem), které je pro díly příznivější.

Konstrukce kolenního kloubu je obdobná jako u předchozí varianty. Rozdíl je v horním dílu kloubu (poz.4.), který je u této varianty vyroben obráběním a umožňuje připevnění jak spodní dlahy (poz.2), tak držáku tlumiče (poz.3), který je rovněž otočně spojen s horním dílem kloubu.



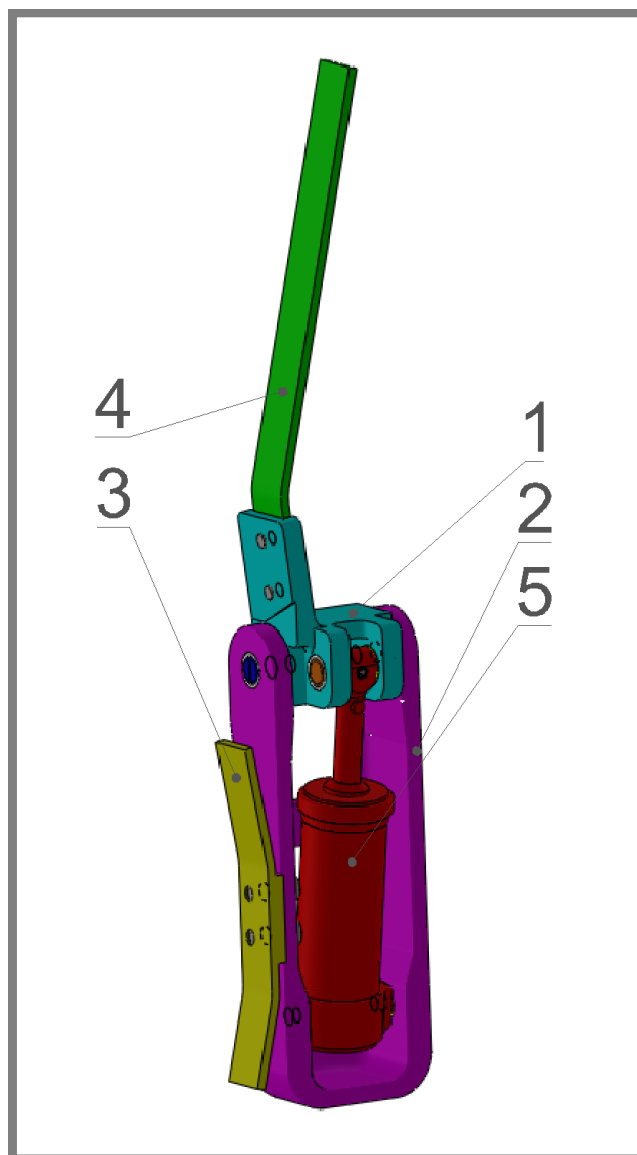
Obr. 3-2 Konstruktivní varianta č. 2; 1- čep, 2 - dlahy bérce, 3 - držák tlumiče, 4 - horní díl kloubu, 5 - stehenní dlahy, 6 - tlumič

Kromě horního dílu, který je navržen jako obrobek, jsou ostatní díly navrženy jako u varianty č. 1, tedy výpalky z plechu dále zpracovávají. Pohyblivé uložení je také navrženo jako kluzné.

3.3 Varianta č. 3

3.3

Varianta č. 3 (Obr. 3-3) využívá pro uložení tlumiče rám vyrobený jako obrobek z jednoho celku. K rámu tlumiče je přišroubována dlaha, která je poté zalaminována do skořepiny ortézy, která přiléhá bércové části nohy. Horní část kloubu je shodná s kloubem uvedeným jako varianta č. 2. Toto řešení umožňuje snadnější výrobu skořepin ortézy a zároveň poskytuje dostatečnou přesnost otvorů pro uložení tlumiče.



Obr. 3-3 Konstrukční varianta č. 3; 1 - horní díl kloubu, 2 - rám tlumiče, 3 - dlaha bérce, 4 - stehenní dlaha, 5 - hydraulický tlumič

3.4 Zhodnocení variant

Varianta č. 1

Výhody:

- + Nízká hmotnost
- + Malý zástavový rozměr

Nevýhody:

- Namáhání konstrukce ohybem
- Malá tuhost konstrukce - tlak na nohu pacienta
 - nesouosost ložiskových otvorů
- Zatížení ložiska kloubu momentem

Varianta č. 2

Výhody:

- + Tuhost uložení tlumiče
- + Symetrické uložení tlumiče → eliminace namáhání ohybem

Nevýhody:

- Uložení čepu tlumiče do dlahy
- Těžko zaručitelná souosost otvorů spodního uložení tlumiče
- Nutnost tvarovat dlahu podle nohy pacienta

Varianta č. 3

Výhody:

- + Souosost děr pro uložení tlumiče
- + Tuhost konstrukce
- + Jednoduchá opravitelnost v případě opotřebení

Nevýhody:

- Vyšší hmotnost
- Rozměrnější konstrukce

3.5 Výběr nejvhodnější varianty

Na základě shrnutí výhod a nevýhod jednotlivých konstrukčních variant byla vybrána varianta č. 3. Tato varianta zaručuje potřebnou přesnost a tuhost uložení tlumiče, která je pro tlumič důležitá z důvodu jeho životnosti. Toto konstrukční řešení umožňuje jednoduchým natvarováním dlah přizpůsobit ortetický kolenní kloub podle tvaru nohy pacienta, a tím urychlit výrobu ortézy díky absenci výroby dílů na míru pacientovi.

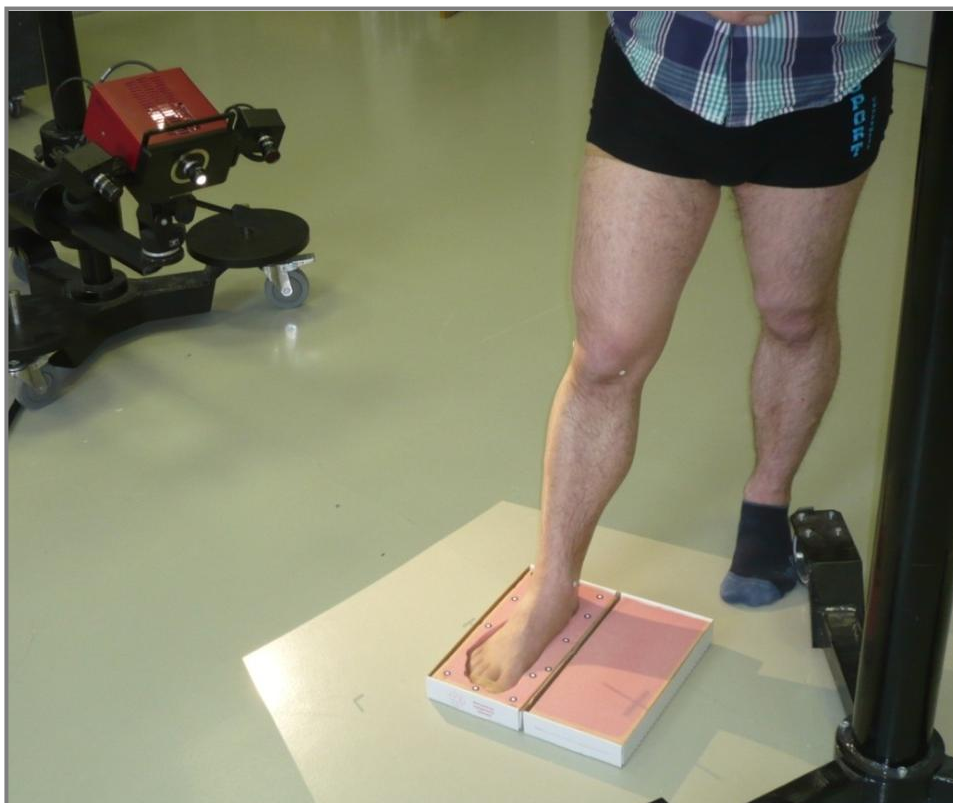
4 OPTIMÁLNÍ KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ

V této kapitole bude nejdříve popsán návrh vnitřního tvaru skeletu ortézy, poté podrobně představena vybraná konstrukční varianta a potřebné výpočty pro návrh kolenního kloubu. V závěru kapitoly bude popsána výroba ortézy o její otestování pacientem.

Koleno kotníkové ortézy jsou z důvodu jedinečnosti lidského těla vyráběny pro konkrétního pacienta. Hydraulický kolenní kloub je prototyp, který nelze bez ověření funkce testovat na pacientovi. Při ověřování funkčnosti kloubu na pacientovi by mohlo dojít k selhání, nebo nedostatečné podpoře kloubu a tím k pádu pacienta a možnému zranění, které je nepřijatelné. Pro základní ověření funkce byla vybrána varianta testování na zdravém jedinci, za kterého byl zvolen autor této práce (dále označován jako pacient).

4.1 Návrh vnitřního tvaru skeletu

Pro návrh skořepiny bylo nutné získat počítačová 3D data pacientovi nohy. Skenování nohy pacienta proběhlo na Ústavu konstruování za pomoci 3D skeneru Atos I. Kvůli ochlupení dolní končetiny, které by při skenování dělalo problémy, byla na nohu navlečena silonová punčocha. Skenování bylo provedeno ve stoje (Obr. 4-1), kde skenovaná noha byla předsunuta před druhou. Kompletní sken nohy vzniknul složením skenu nohy v obtiskové krabici a skenu otisku v obtiskové krabici.

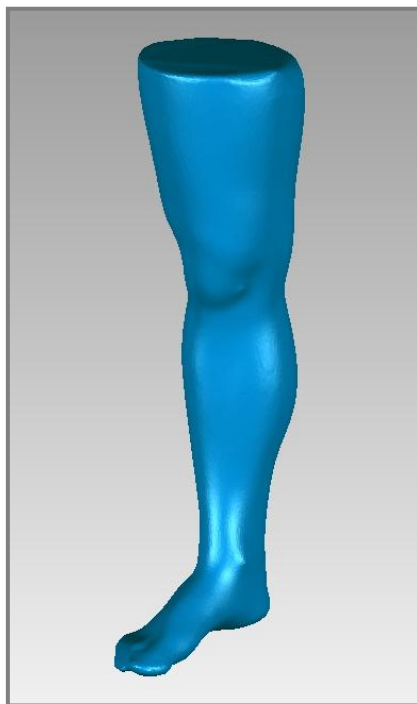


Obr. 4-1 Skenování dolní končetiny

Skeny byly z programu GOM Inspectr exportovány ve formátu STL pro další zpracování. Pro další zpracování byl použit program Geomagic Quality 12

a Geomagic Studio 12. Oba skeny byly složeny, odmazány nepotřebné části a následně uzavřeny díry v síti. Na výsledném skenu bylo provedeno na potřebných částech vyhlazení s přihlédnutím na zachování co nejvíce původních dat, aby zbytečně nenarostla odchylka od naskenovaných dat.

Zpracovaný sken nohy je zobrazen na Obr. 4-2 . Podle dat skenu byl na CNC frézce vyfrézován model nohy z tvrzené polyuretanové pěny. Model byl zkušným ortetikem společnosti ING Corporation modifikován pomocí nanesené sádry a dále opracován. Modifikovaný model dolní končetiny je zobrazen na Obr. 4-3.



Obr. 4-2 Sken dolní končetiny

Modifikovaný sken byl ve společnosti ING Corporation naskenován pomocí Artec EVA 3D skeneru. Získaná STL data modifikované končetiny byla v softwaru Geomagic Qualify 12 porovnána se skenem končetiny provedeným na Ústavu konstruování. Přidaný materiál při modifikaci je zobrazen jako odchylka od skenu nohy (Obr. 4-4), z vykreslené mapy odchylek jsou patrná místa a tloušťka naneseného materiálu. Na obrázku jsou patrné okraje budoucích skořepin, jako spojnice bodů se stejnou odchylkou. Modifikace v těchto místech je provedena z důvodu zvýšení okraje skořepiny a tím zabránění otlacení měkkých tkání o okraj skořepiny. Zvýšený okraj skořepiny je proveden i z důvodu otevření skořepiny a tím usnadnění nasazování ortézy na končetinu. Tloušťka přidaného materiálu se pohybuje okolo hodnoty 10mm.

Na modelu končetiny je nutné dále modifikovat místa, kde by došlo k tlaku skořepiny ortézy na kosti dolní končetiny. V bérkové části se jedná o tlak skořepiny na fibulu (kost lýtkovou) v místě, kde kost vystupuje z měkkých tkání k vnějšímu kotníku. Další modifikace je provedena v místech, kde vystupují ze skořepiny dlahy pro spojení s klouby ortézy. V těchto místech je potřebné přizvednutí skořepiny z důvodu zamezení kontaktu kloubů s končetinou.

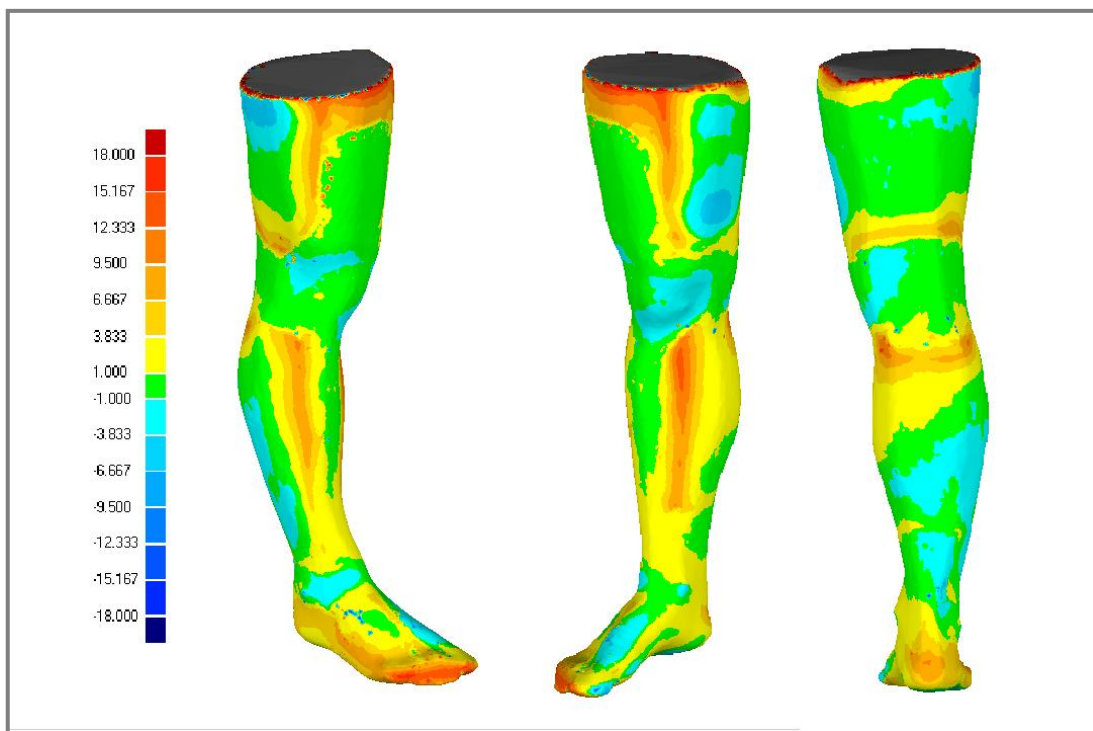


Obr. 4-3 Modifikovaný model nohy

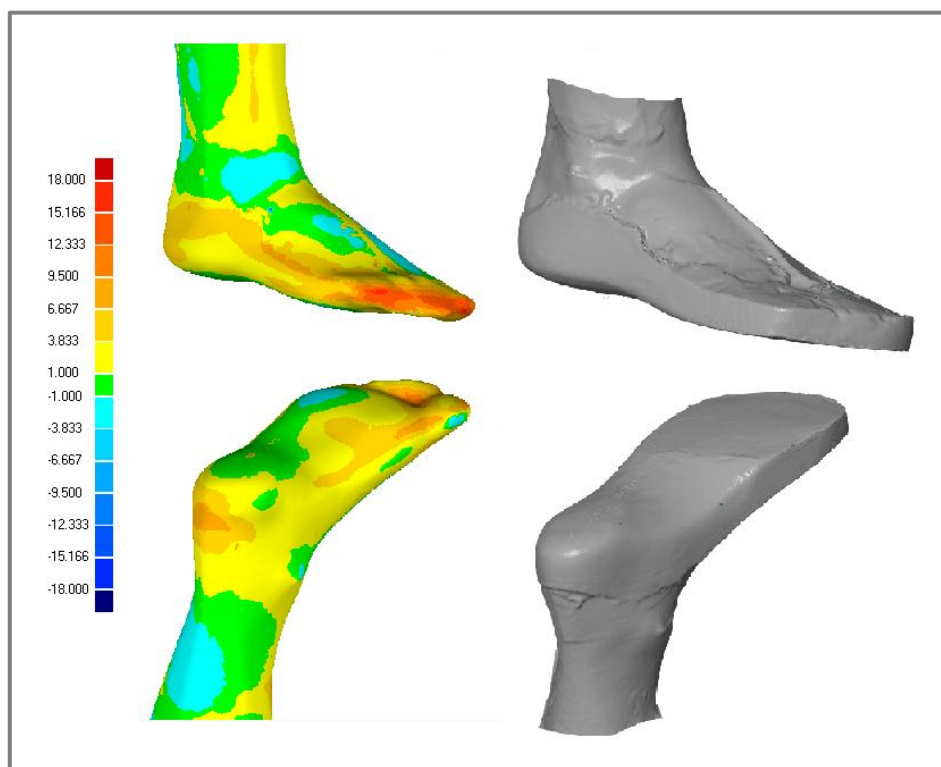
Nejvíce modifikovanou částí modelu dolní končetiny je noha. Modifikace nohy je zobrazena na Obr. 4-5. Z obrázku jsou patrná místa a množství naneseného materiálu. Modifikace spočívá ve vytažení obrysu chodidla směrem k hlezennímu kloubu. Tato modifikace je nutná z důvodu otevření chodidlové části ortézy pro umožnění nasazení ortézy. Na straně hlezenního kloubu je tato modifikace také nutná z důvodu laminace dlahy kotníkového kloubu a zabránění kontaktu kloubu s vnějším kotníkem. V přední části chodidla spočívá modifikace v nahrazení členitého tvaru chodidla jednoduchou zakřivenou plochou. Při modifikaci chodidla je zachována klenba nohy, aby byla zachována její podpora. Při úpravě modelu v chodidlové části je zmenšen přechod mezi chodidlovou a boční částí.

Na základě provedené ruční modifikace a její analýzy byla provedena softwarová modifikace získaného skenu nohy. Cílem této softwarové modifikace je nahrazení ruční práce ortetika výrobou již modifikovaného modelu pomocí CNC frézky. Základní modifikace v místech, kde je nanášeno nejvíce materiálu byla provedena v programu Solidworks 2012 pomocí náčrtů v řezech modelu a použití příkazu pro spojení načrtnutých profilů. V chodidlové části bylo použito příkazu pro přidání materiálu vysunutím. Takto upravený model byl uložen do formátu STL a dále upravován pomocí programu Geomagic Studio 12. Další modifikace spočívala v použití příkazu pro lokální offset vybraných polygonů. Pomocí této funkce byla provedena zbývající modifikace modelu. Modifikovaný model byl dále pomocí

nástrojů pro úpravu sítě vyhlazen. Na Obr. 4-6 je zobrazen výsledný modifikovaný model dolní končetiny.



Obr. 4-4 Vykreslení naneseného materiálu při modifikaci

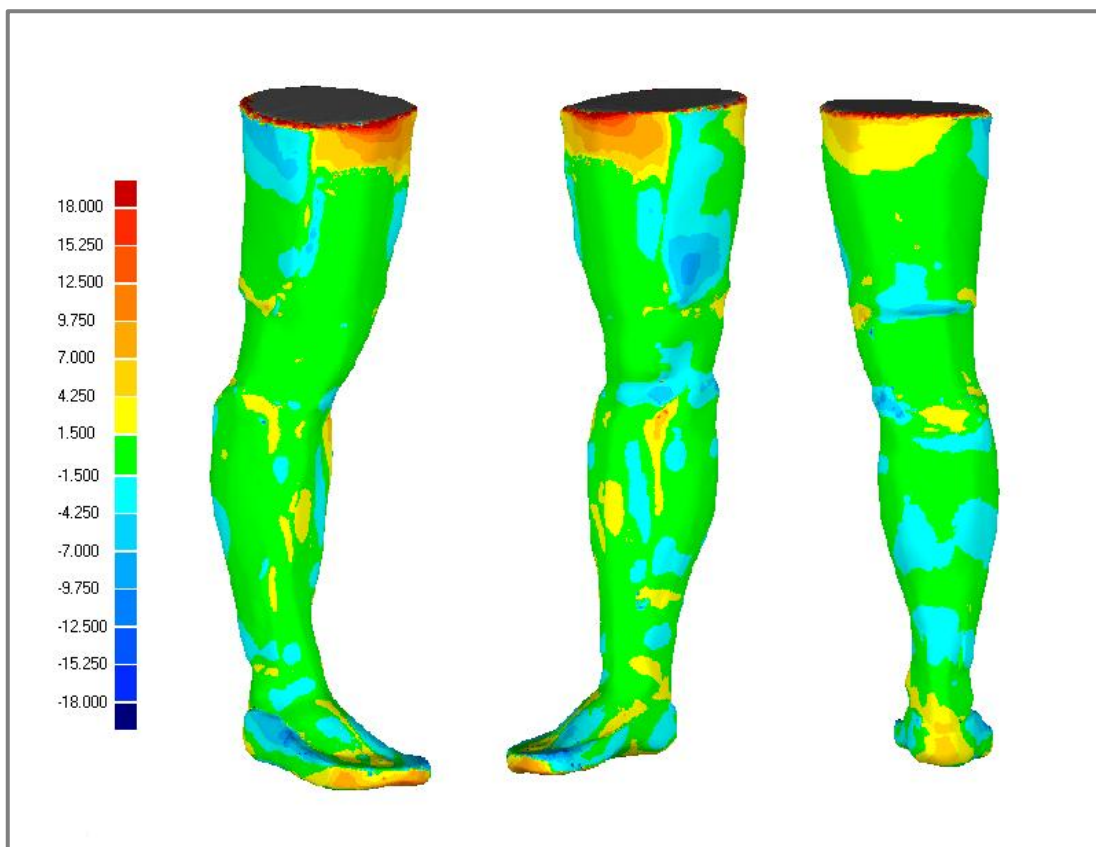


Obr. 4-5 Modifikace chodidla



Obr. 4-6 Počítačově modifikovaný model

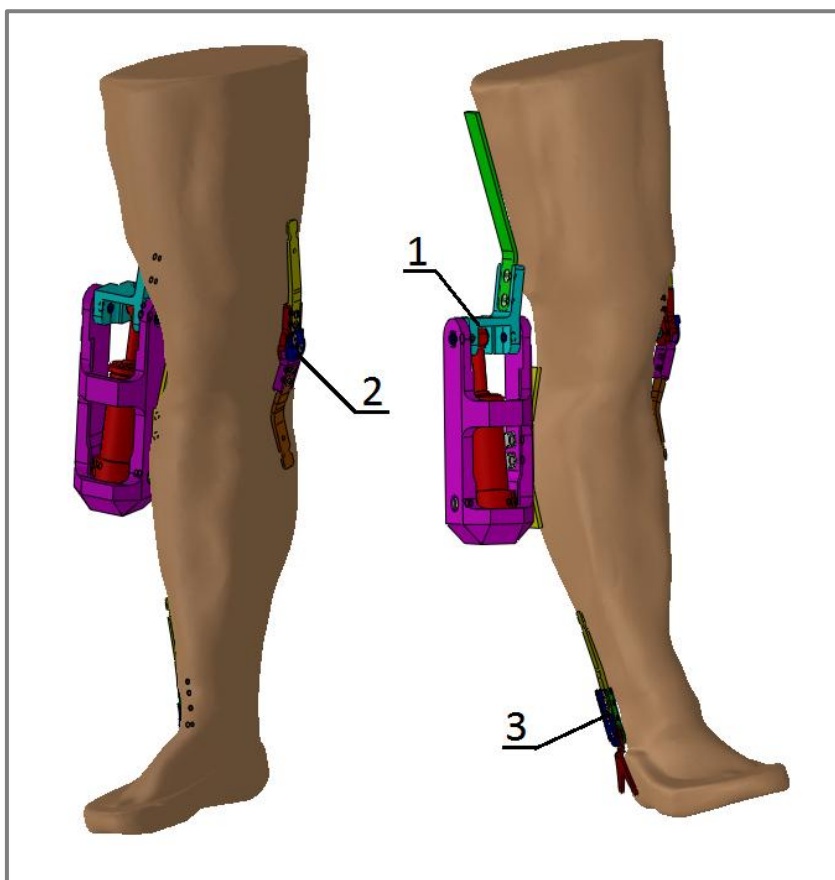
Výsledný počítačově modifikovaný model byl porovnán s modelem ručně modifikovaným ortetikem. Na Obr. 4-7 jsou vykresleny odchylky mezi počítačově a ručně modifikovaným modelem. Zelenou barvou je vykreslena odchylka ± 1 mm počítačově modifikovaného modelu od ručně modifikovaného. Snahou při modifikaci byla minimální odchylka od ručně modifikovaného modelu v částech modelu, na které bude vyráběna budoucí skořepina ortézy. V ostatních místech je tato odchylka vyšší. Odchylka po okrajích modifikované části, kde již nebude skořepina, je dána způsobem ruční modifikace, kde zůstávají patrné vrstvy nanášené sádry. V části nohy je odchylka způsobena modifikací do větší výšky od chodidla. Ve stehenní části je patrná odchylka i v místech, kde nedošlo k modifikaci v obou případech. Tato odchylka je dána nutností nastavení modelu pro ruční modifikaci, kde model nebyl vyfrézován v dostatečné výšce, z důvodu možnosti frézky.



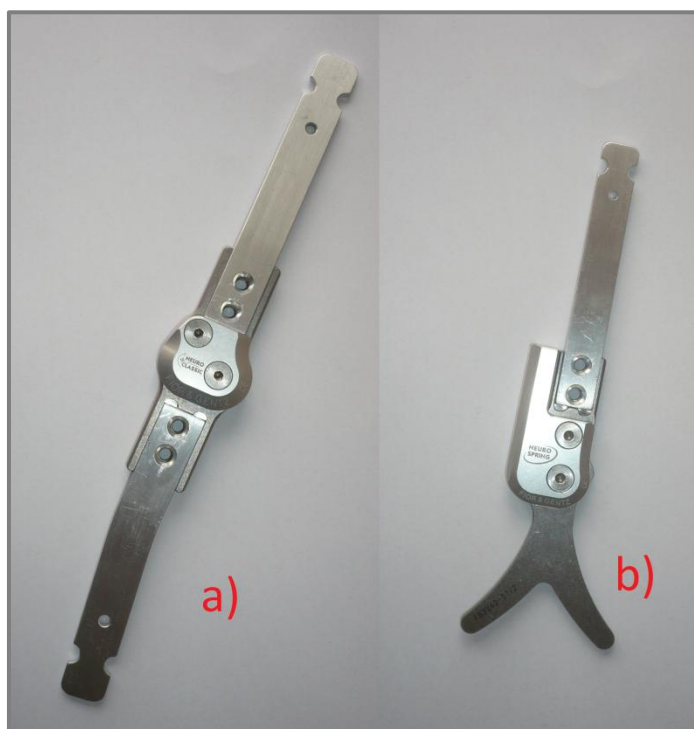
Obr. 4-7 Odchylka počítačové modifikace od ruční

4.2 Klouby ortézy

Ortézu bylo kromě navrženého kolenního kloubu s hydraulickým tlumením potřeba osadit ještě dalšími klouby. Jedná se o kolenní kloub umístěný na vnitřní straně ortézy a kotníkový kloub umístěn na vnější straně. Klouby byly zvoleny od výrobce Fior – Gentz. Tyto klouby jsou standardně vyráběny a jejich návrh a výroba by nebyla ekonomická. Umístění kloubů je patrné z Obr. 4-8. Navržený kolenní kloub s hydraulickým tlumičem (poz. 1) je umístěn na laterální straně nohy, kvůli svým rozměrům. Na vnitřní straně ortézy je použit jednoosý kolenní kloub (poz. 2) v katalogu výrobce označen názvem Neuro Classic. Jedná se o jednoosý kolenní kloub bez jakéhokoli zajištění kloubu a tím bez podpory kolennímu kloubu. Tento kloub je použit z důvodu zabránění kroucení skořepiny ortézy vlivem jejího velkého zatížení. Kotníkový kloub (poz. 3) je použit pouze jeden a to na laterální straně nohy. Kotníkový kloub je výrobcem nabízen pod názvem Neuro Spring. Kloub umožňuje ohyb v hlezenním kloubu pouze do plantární části flexe. Základní poloha kloubu je zajišťována pružinou v kloubu. Umístění na laterální straně je z důvodu zabránění kontaktu kotníkového kloubu s druhou končetinou, kde by kontakt s kostmi vnitřního kotníku druhé nohy byl bolestivý.



Obr. 4-8 Rozmístění jednotlivých kloubů; 1- navržený kolenní kloub, 2 - jednoosý kolenní kloub, 3 - kotníkový kloub

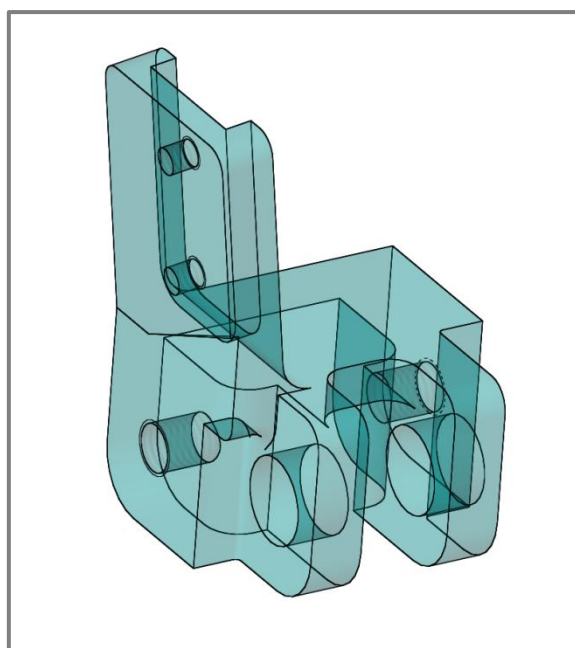


Obr. 4-9 Klouby ortézy; a) kolenní, b) kotníkový

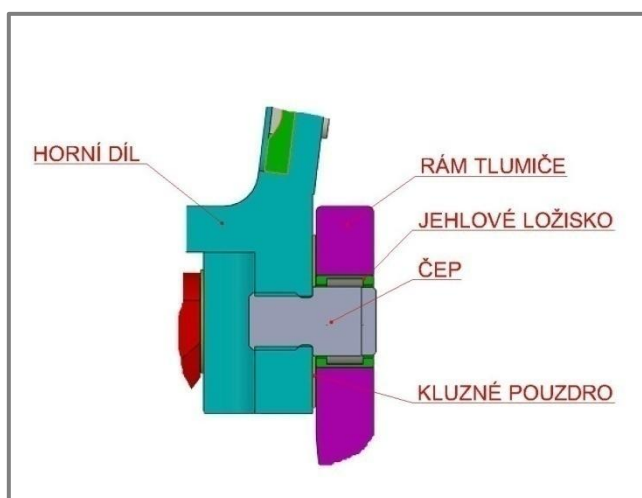
4.3 Hydraulický kolenní kloub

V následující kapitole bude podrobně představena konstrukční varianta č. 3, která byla vybrána jako optimální. Konstrukce kolenního kloubu se skládá z pěti hlavních konstrukčních dílů (Obr. 3-3), které jsou vzájemně spojeny pomocí čepů, šroubů a ložisek. Rozložený kolenní kloub je zobrazen v příloze č. 3 této práce. Na obrázku jsou zobrazeny všechny díly kolenního kloubu a je patrná jejich poloha při montáži.

Horní díl kloubu (Obr. 4-10) tvoří jednu ze dvou součástí kloubu, které jsou spojeny pomocí otočného spojení. Díl je navržen z nerezové oceli 1.4301 (ekvivalent 17240). Nerezová ocel je zvolena z důvodu ochrany proti korozi na plochách, které nemohou být povrchově ošetřeny z důvodu pohybu dvou součástí po sobě. V potaz je nutné vzít i možné působení lidského potu, který se na součásti kolenního kloubu může dostat z dolní končetiny díky blízkému kontaktu.



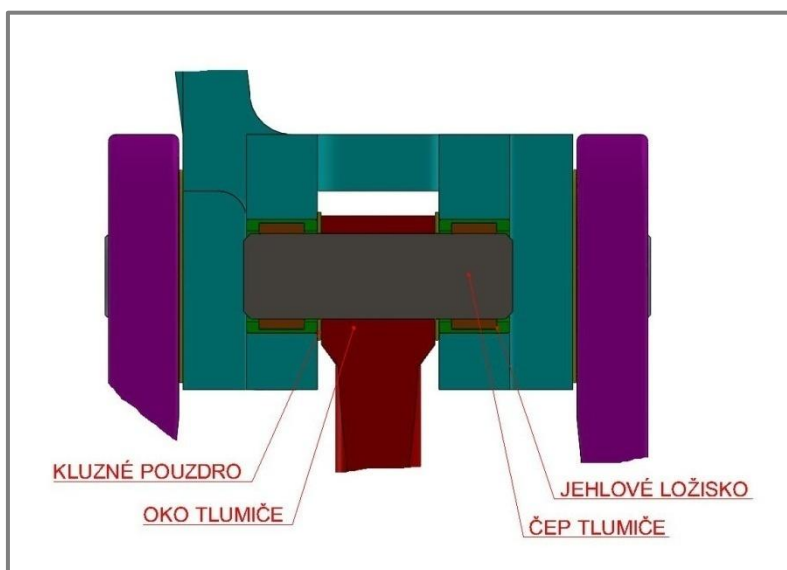
Obr. 4-10 Horní díl kloubu



Obr. 4-11 Řez spojením dílů kloubu

Ve spodní části horního dílu kloubu se nachází dvě dvojice souosých otvorů. První dvojice jsou otvory s vnitřním závitem M10x1,25 (Obr. 4-11), do kterých jsou zašroubovány čepy. Po čepích se odvalují jehly jehlového ložiska kloubového spojení horního dílu a rámu tlumiče. Jehlová ložiska (HK 1210) byla zvolena z důvodu zamezení zvětšující se vůle v ložisku, která nastává vlivem opotřebení u kluzných ložisek. Zvětšování vůle v ložiscích má za následek nesouosost uložení tlumiče, která vrcholí poškozením jeho těsnosti. Výhodou valivých ložisek oproti kluzným ložiskům je menší radiální vůle, která je u valivého ložiska přibližně poloviční. Axiální poloha dílů je zajištěna pomocí fólie z polyamidu.

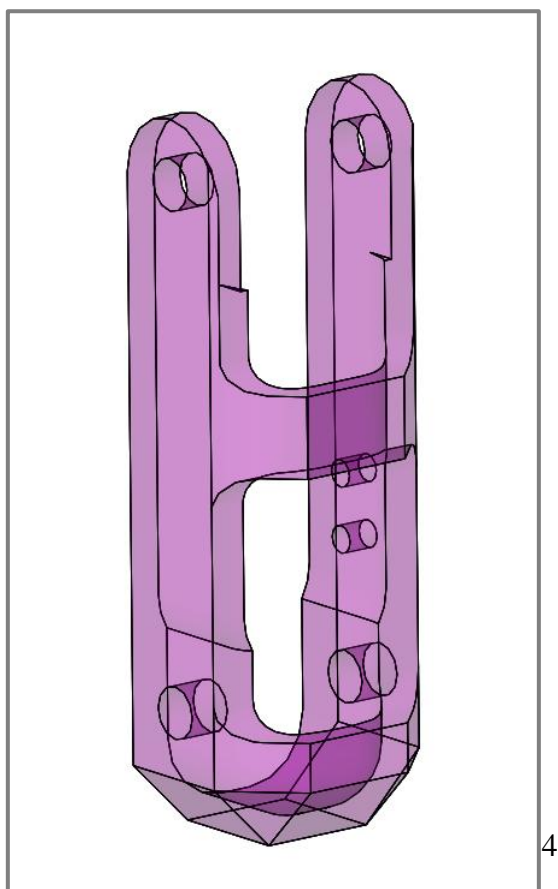
Uložení horní části tlumiče v horním dílu je provedeno ve druhé dvojici otvorů ve spodní části horního dílu (Obr. 4-12). V otvorech jsou nalisována stejná jehlová ložiska s lisovanou klecí, jako ve spojení horního dílu a rámu tlumiče. V ložiscích se pohybuje čep, který prochází okem na pístní tyči tlumiče. Čep je zajištěn proti vysunutí a otáčení stavěcím šroubkem M5, který je zašroubován do oka pístní tyče. Axiální uložení oka je realizováno jako v případě otočného spojení dílů kloubu, tedy pomocí polyamidových pouzder.



Obr. 4-12 Horní uložení tlumiče

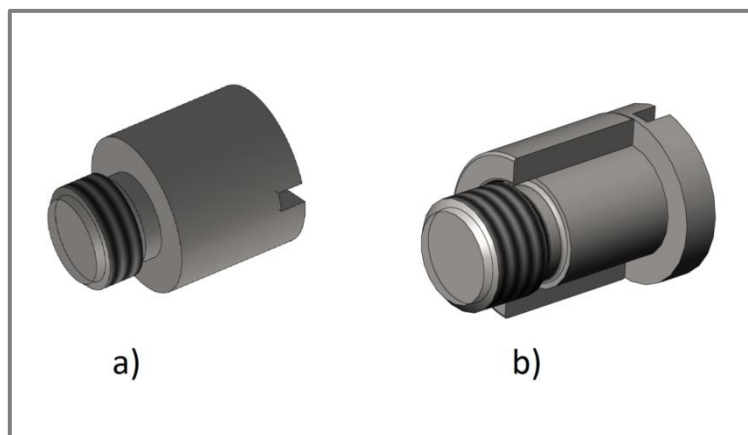
Rám tlumiče (Obr. 4-13) je druhá ze součástí tvořící kloub. Rám byl po několika simulacích různých materiálů navržen jako obrobek z hliníkové slitiny EN-AW 2007, která zaručuje dostatečnou pevnost, ale v první řadě hlavně dostatečnou tuhost, která je pro životnost tlumiče důležitá. Tvar rámu tlumiče je navržen, tak že co nejlépe obklopuje ze tří stran tlumič, při zachování vzájemného pohybu v celém rozsahu ohybu kloubu. Rám tlumiče je také upraven, aby umožňoval přístup k seřizovací objímce tlumiče, pomocí které se nastavuje tlumič.

Detail uložení tlumiče a rámu je zobrazen na Obr. 4-15. Na čepu, který je zašroubován do tlumiče, je nasazen standardní kroužek, vyráběný pro použití s jehlovými ložisky (Obr. 4-14). Toto řešení bylo zvoleno, kvůli vyrobiteľnosti čepů, kde na čepu je nutný zápch z důvodu výroby závitu. V případě výroby osazených čepů (Obr. 4-14a) by délka zašroubování byla pouhé 3 mm, což je z pevnostního hlediska závitu nevyhovující. Čep tvoří přechod mezi tlumičem vyrobeným v palcových rozměrech a u nás běžně používanými metrickými rozměry.

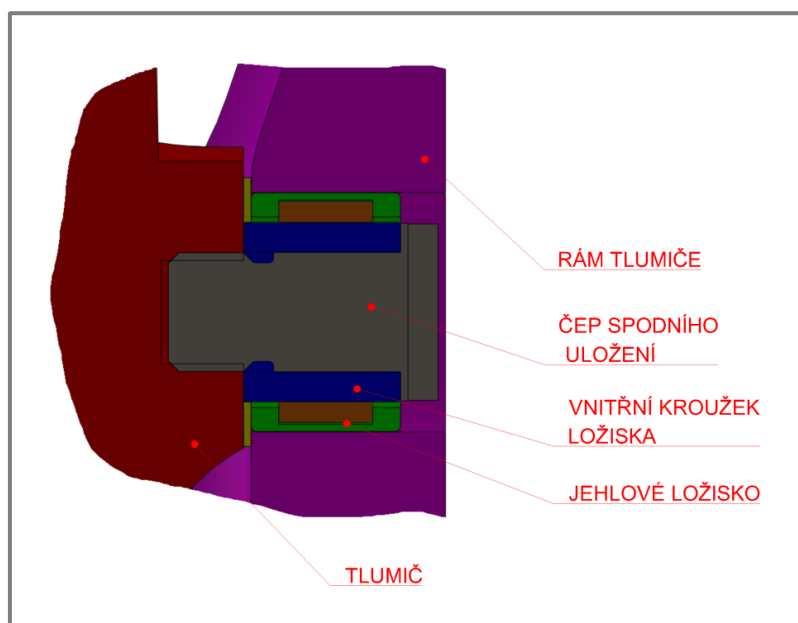


Obr. 4-13 Pohled na rám tlumiče zepředu

K rámu tlumiče je připevněna dlahá (Obr. 4-16), která zajišťuje spojení rámu tlumiče a bérkové skořepiny ortézy. Spojení je provedeno pomocí dvou šroubů M8, které volně prochází rámem tlumiče a jsou zašroubovány v dlahě, kde jsou závitové otvory. Šrouby M8 a podložky pod hlavou byly zvoleny z důvodu otláčení, aby nedocházelo k zaboření hlavy šroubu do rámu tlumiče.

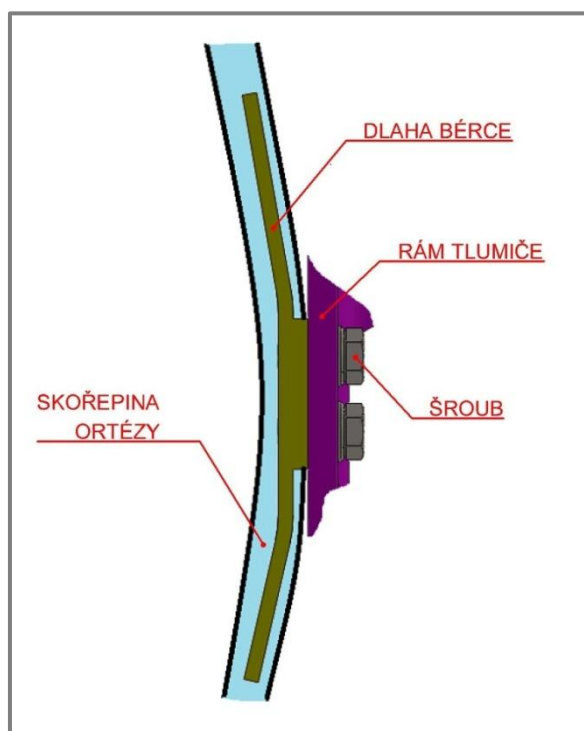


Obr. 4-14 Varianty čepů; a) čep z jednoho kusu, b) čep s ložiskovým kroužkem



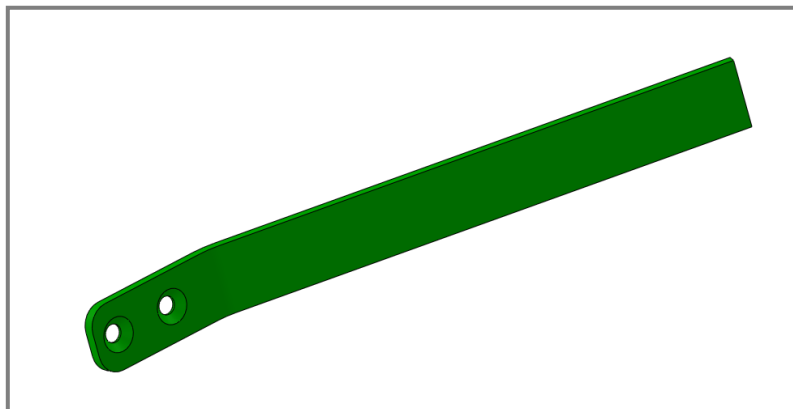
Obr. 4-15 Řez spodním uložením tlumiče

Dlaha bérce je vyrobena jako svařenec ze dvou dílů. Navaření zesilujícího dílu je provedeno jednak, kvůli dostatečné délce zašroubování spojovacích šroubů a dále se jedná o distanční prvek, který umožňuje odsazení rámu tlumiče od dlaha a tím výrobu samotné bérce skořepiny ortézy. Materiál a umístění dlaha umožňuje její individuální přizpůsobení tvaru dle nohy konkrétního pacienta.



Obr. 4-16 Dlaha bérce a její zalaminování

Stehenní dlaha (Obr. 4-17) zabezpečuje spojení kolenního kloubu a stehenní skořepiny ortézy, zalaminováním do skořepiny ortézy. Dlaha je vyrobena ze stejného polotovaru jako dlaha bérce, tj. plochá nerezová pásová ocel. Na konci dlaha jsou vyvrtány otvory pro šrouby se zápusťnou hlavou. Dlaha je navržena tak, aby kopírovala nohu pacienta a dala se individuálně přizpůsobit.



Obr. 4-17 Stehenní dlaha

4.4 Kontrolní výpočty kolenního kloubu

4.4.1 Síla v tlumiči

Charakteristiku tohoto tlumiče výrobce neuvádí, ani se jí nepodařilo získat z jiných zdrojů. Bylo zvažováno změřit charakteristiku tlumiče na zařízení Gillop 1.4 dostupné na Ústavu konstruování. Od tohoto testu bylo odstoupeno pro možnost poškození tlumiče, jak je uvedeno v článku [28] a pro vysokou pořizovací cenu tlumiče, která činí 28 000 Kč s DPH. Pro stanovení maximální síly v tlumiči a tím namáhání kolenního kloubu byl vybrán způsob výpočtu z momentu udávaného v literatuře pro schodišťový výstup. Maximální moment udávaný literaturou v tomto stavu je 1,2 Nm/kg (kap 1.1.3). Síla v tlumiči F_t vypočtená v rovnici 4-3 svojí hodnotou odpovídá hodnotám změřených na tlumičích jiného výrobce, které jsou uvedeny v [28], [23]. Tlumiče mají téměř identické rozměry ramen uložení od osy kloubu. Na základě tohoto porovnání byla síla uznána jako reálná a použitelná pro další výpočet.

$$F_{ty} = \frac{M_{flex}}{l_1} = \frac{120 \text{ Nm}}{25 \text{ mm}} = 4800 \text{ N} \quad (4-1)$$

$$\tan \beta = \frac{l_1}{l_2} = \frac{25 \text{ mm}}{160 \text{ mm}} \Rightarrow \alpha = 8,9^\circ \quad (4-2)$$

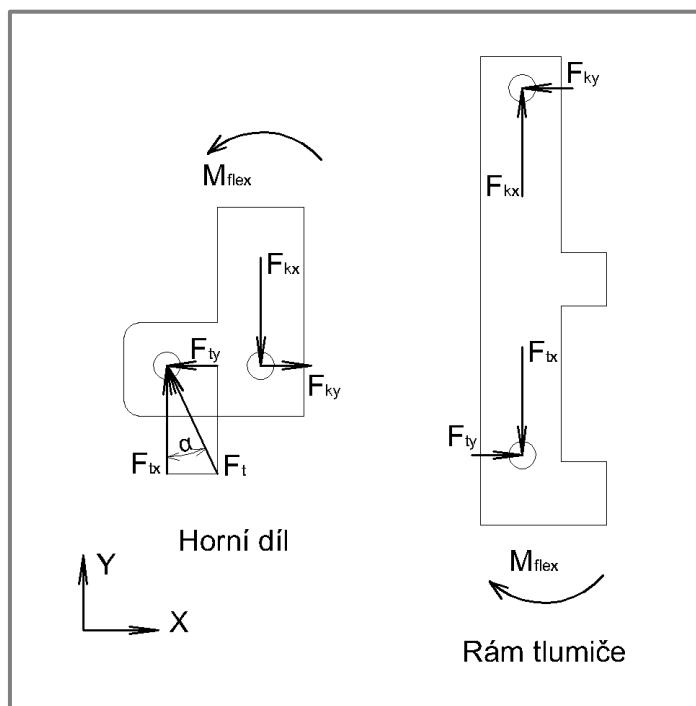
$$F_t = \frac{F_{ty}}{\cos \beta} = \frac{4800 \text{ N}}{\cos 8,9^\circ} = 4858,5 \text{ N} \quad (4-3)$$

$$F_{tx} = \sqrt{F_t^2 - F_{ty}^2} = \sqrt{4858,5N^2 - 4800N^2} = 751,7 N \quad (4-4)$$

kde:

M_{flex}	Nm	- flexní (ohybový) moment
l_1	mm	- rameno horního uložení tlumiče
l_2	mm	- rameno spodního uložení tlumiče
β	°	- úhel odklonu tlumiče od svislice
F_t	N	- síla v tlumiči
F_{tx}	N	- síla v tlumiči v ose X
F_{ty}	N	- síla v tlumiči v ose Y

Na následujícím Obr. 4-18 jsou zobrazeny silové poměry na horním dílu kolenního kloubu. Ze silové rovnováhy vyplývá, že složky síly F_k působící v čepech osy kolenního kloubu se rovnají složkám síly F_t v okách horního uložení tlumiče. Dále na základě zákona akce a reakce vyplývá, že i rám tlumiče je namáhán silou F_t ve spodním uložení tlumiče a v otvorech pro ložiska kloubového spojení dílů silou F_k stejné velikosti, ale opačného směru. Všechna kyvná uložení jsou provedena pomocí dvojce ložisek, která jsou symetricky uložena vůči tlumiči a z toho vyplývající rovnoměrně rozdělení síl F_t a F_k mezi ložiska. Síly v ložiscích F_l jsou tedy polovinou síly F_t resp. F_k .



Obr. 4-18 Silové poměry na dílech kolenního kloubu

4.4.2 Kontrola ložisek

4.4.2

Kontrola jehlových ložisek spočívá v kontrole na statickou únosnost. Výrobce ložisek SKF uvádí ve svém dokumentu pro výpočet ložisek [27] parametry, za

kterých tento výpočet postačuje. Zatížení ložisek odpovídá těmto parametrům tj. kývavý pohyb a malá frekvence pohybu, kdy je pro ložiska důležité kontrola na stykový tlak valivých těles. Z tabulky udané výrobcem ložisek [27] byl vybrán součinitel statické bezpečnosti $s_{0t}=1$. Pro ložisko HK 1210 je výrobcem udaná statická únosnost $C_0=6,4$ kN.

$$s_0 = \frac{C_0}{F_1} = \frac{6\,400\text{ N}}{2\,429,3\text{ N}} = 2,63 \quad (4-5)$$

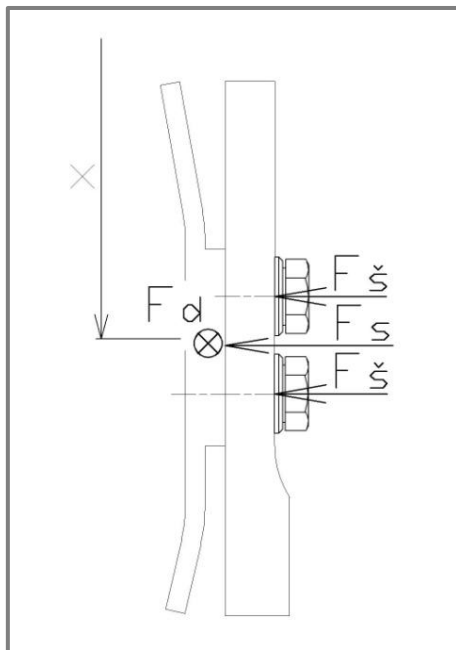
kde:

s_{0t}	-	- součinitel statické bezpečnosti doporučený výrobcem
s_0	-	- vypočtený součinitel statické bezpečnosti
C_0	N	- statická únosnost ložiska
F_1	N	- síla v ložisku

Vypočítaný součinitel statické bezpečnosti s_0 je 2,63 krát vyšší než hodnota s_{0t} uvedená výrobcem ložiska a proto ložiska z pohledu statické únosnosti vyhovují a nebude docházet ke vtisku valivých těles do čepů.

4.4.3 Kontrola spoje rámu tlumiče a dlahy

Pro šroubové spojení dlahy bérce a rámu tlumiče je potřeba stanovit potřebný utahovací moment šroubů, aby nedošlo k vzájemnému posuvu dílů mezi sebou a případnému namáhání šroubů na stříh. Pro výpočet předepnutí šroubů je nutné znát velikost třecí síly mezi oběma tělesy. Velikost třecí síly by měla být vyšší, než je hodnota síly vyvolaná flexním momentem na spojení dlahy bérce a rámu tlumiče. Na Obr. 4-19 jsou znázorněny silové poměry ve spojení rámu tlumiče a dlahy.



Obr. 4-19 Výpočet šroubového spoje

Výpočet síly F_d :

$$F_d = \frac{M_{\text{flex}}}{x} = \frac{120 \text{ Nm}}{110 \text{ mm}} = 1\,091 \text{ N} \quad (4-6)$$

kde:

F_d N - síla vyvolaná flexním momentem
 M_{flex} Nm - flexní (ohybový) moment
 x mm - vzdálenost mezi osou otáčení kloubu a šroubovým spojem

Dále ve výpočtu je uvažováno, že hodnota třecí síly F_f mezi dlabou bérce a rámem tlumiče musí být rovna minimálně hodnotě síly F_d . Při výpočtu je použit součinitel tření $f=0,25$ [26] pomocí, kterého je vypočtena hodnota svěrné síly šroubového spoje F_s .

$$F_s = \frac{F_f}{f} = \frac{1\,091 \text{ N}}{0,25} = 4\,364 \text{ N} \quad (4-7)$$

kde:

F_s N - svěrná síla šroubového spoje
 F_f N - třecí síla mezi dlahou a rámem
 f - součinitel tření

Síla v jednom šroubu se vypočte podělením počtu šroubů.

$$F_{\text{s}} = \frac{F_s}{n} = \frac{4\,364 \text{ N}}{2} = 2\,182 \text{ N} \quad (4-8)$$

kde:

F_{s} N - síla ve šroubu
 n - počet šroubů ve spoji

Minimální utahovací moment M_u pro šroub se vypočte podle rovnice 4-8.

$$M_u = 0,2 \cdot F_{\text{s}} \cdot D = 0,2 \cdot 2\,182 \text{ N} \cdot 8 \text{ mm} = 3,5 \text{ Nm} \quad (4-9)$$

kde:

M_u Nm - utahovací moment šroubu
 D mm - průměr šroubu

Pro vypočtenou sílu ve šroubu je nutné zkontrolovat napětí σ_{s} ve šroubu (rovnice 4-10). Vypočtené napětí ve šroubu je mnohem menší než hodnota meze kluzu šroubu, která pro pevnost šroubu 5.6 je 300MPa

$$\sigma_{\text{s}} = \frac{F_{\text{s}}}{A_s} = \frac{2\,186 \text{ N}}{36,6 \text{ mm}^2} = 59,7 \text{ MPa} \quad (4-10)$$

kde:

σ_s	MPa	- napětí ve šroubu
F_s	N	- síla ve šroubu
A_s	mm ²	- průřez šroubu

4.4.4 Kontrola čepů

Kontrola byla provedena pouze pro čepy spodního uložení tlumiče. Tyto čepy mají nejmenší průměr z čepů použitých na kolenním kloubu při stejném zatížení. Čep je namáhán tahem, který se snaží čep vytáhnout z tlumiče. Toto namáhání je způsobeno opřením kroužku ložiska o tlumič. Čep je dále namáhán posouvající silou, která namáhá čep na střiž Z jednotlivých napětí je v kritickém místě tj. zápich za závitem,ypočteno redukované napětí.

$$F_{\check{c}} = \frac{F_l \cdot a}{d/2} = \frac{2429,3 \text{ N} \cdot 5,5 \text{ mm}}{12 \text{ mm}/2} = 2226,9 \text{ N} \quad (4-11)$$

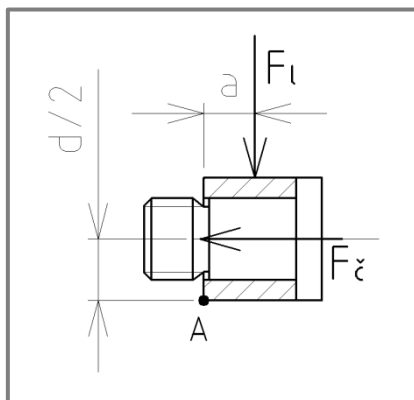
$$\sigma_t = \alpha \cdot \frac{4 \cdot F_{\check{c}}}{\pi \cdot d_g^2} = 3 \cdot \frac{4 \cdot 2226,9 \text{ N}}{\pi \cdot 6,6^2 \text{ mm}} = 195,3 \text{ MPa} \quad (4-12)$$

$$\tau = \frac{4 \cdot F_l}{\pi \cdot d_g^2} = \frac{4 \cdot 2429,3 \text{ N}}{\pi \cdot 6,6^2 \text{ mm}} = 71 \text{ MPa} \quad (4-13)$$

$$\sigma_{\text{red}} = \sqrt{\sigma_t^2 + 3 \cdot \tau^2} = \sqrt{195,3^2 \text{ MPa} + 3 \cdot 71^2 \text{ MPa}} = 230,8 \text{ MPa} \quad (4-14)$$

kde:

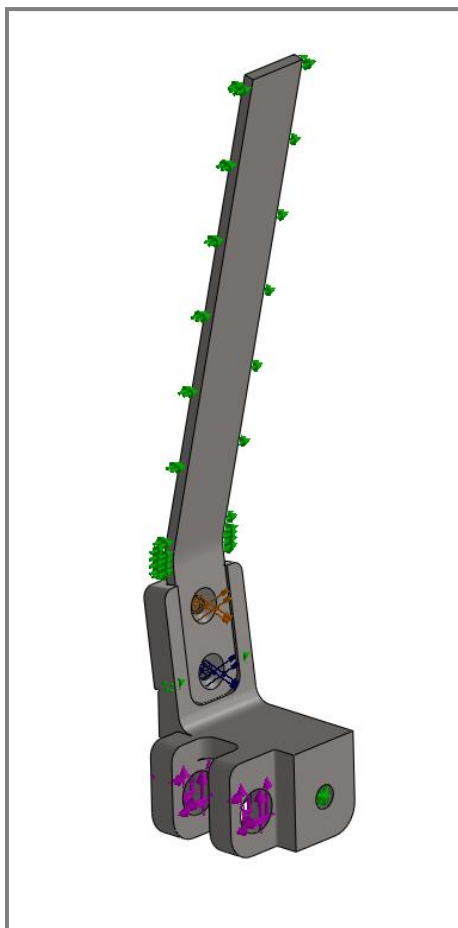
$F_{\check{c}}$	N	- síla v ose čepu
F_l	N	- síla v ložisku
a	mm	- rameno působíště síly v ložisku
d	mm	- průměr čepu pro ložisko
d_g	mm	- průměr čepu v zápichu
σ_t	MPa	- napětí v tahu
τ	MPa	- napětí ve smyku
α	MPa	- tvarový součinitel [25]
σ_{red}	MPa	- redukované napětí



Obr. 4-20 Zatížení čepu

4.4.5 Výpočet horního dílu

Kontrola horního dílu, a rámu tlumiče byla provedena výpočtem pomocí MKP. Pro výpočet byl zvolen software Solidworks 2012 a jeho modul Simulace. Výpočet horního dílu je proveden se stehenní dlahou. Toto řešení je zvoleno z důvodu vzájemného kontaktního působení mezi tělesy a simulování působení šroubového spoje, které aplikace umožňuje.

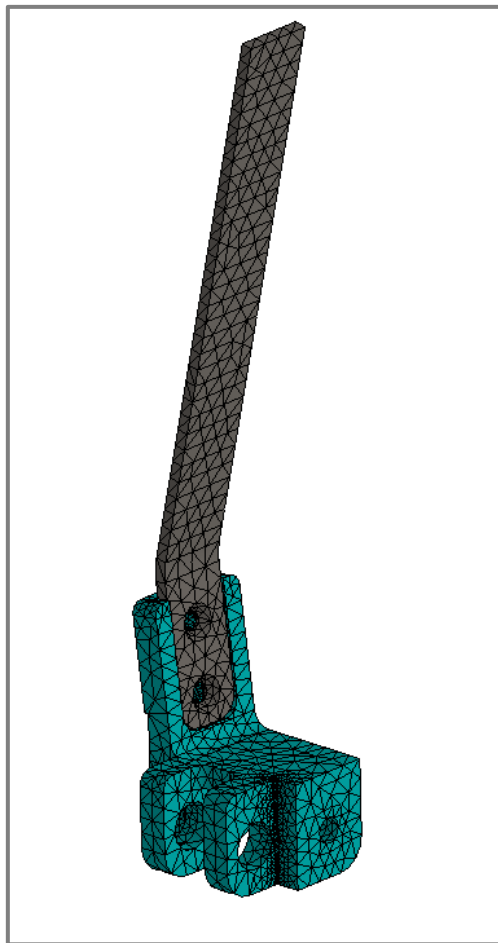


Obr. 4-21 Okrajové podmínky výpočtu horního dílu

V místě závitových otvorů, pro čepy kloubu, je použita vazba „fixní čep“, která omezuje posuv ve dvou osách a ponechává rotaci kolem osy. Rotace je eliminována vazbou „vedení“ použitá na hranu dlahy. Tato vazba omezuje pohyb kolmý na zvolenou plochu, ale umožňuje pohyb tečný ke zvolené ploše. Šroubové spojení je nasimulováno pomocí příkazu „šrouby“, kde v nastavení příkazu byla nastavena hodnota utahovacího momentu 8 Nm. Vzájemné působení těles je omezeno na kontakt těles bez vzájemného průniku. Zatížení je provedeno v místech pro ložiska horního uložení čepů, kde každý otvor je zatížen silou 2430 N.

Při tvorbě sítě byla vybrána volba „sít' na základě zakřivení“, kde v místech změny přechodu tvaru je provedeno zjemnění sítě, Tato možnost umožňuje zrychlit výpočet, protože není nutné mít zjemněnou sít' na celém tělese. Na sestavě byla vytvořena objemová sít' (Obr. 4-22) s 17546 uzly a 10448 prvky. Maximální velikost prvku je 6,684 mm a minimální velikost 1,337 mm. Materiál obou dílů byl

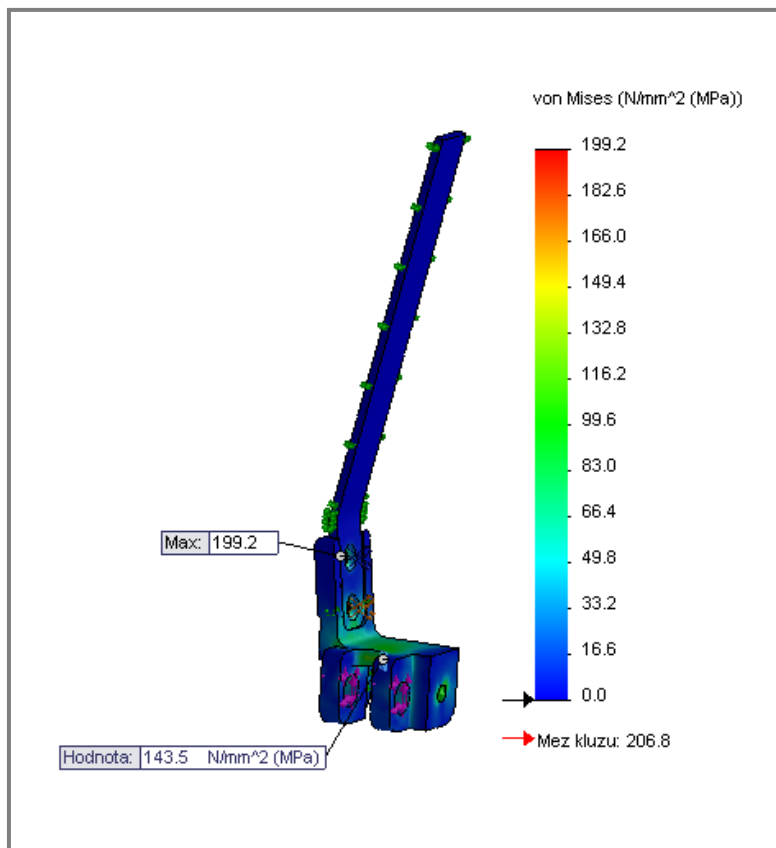
vybrán z knihovny programu a to ocel 1.4301. Pro vyřešení úlohy byl použit řešič „Direct Space“



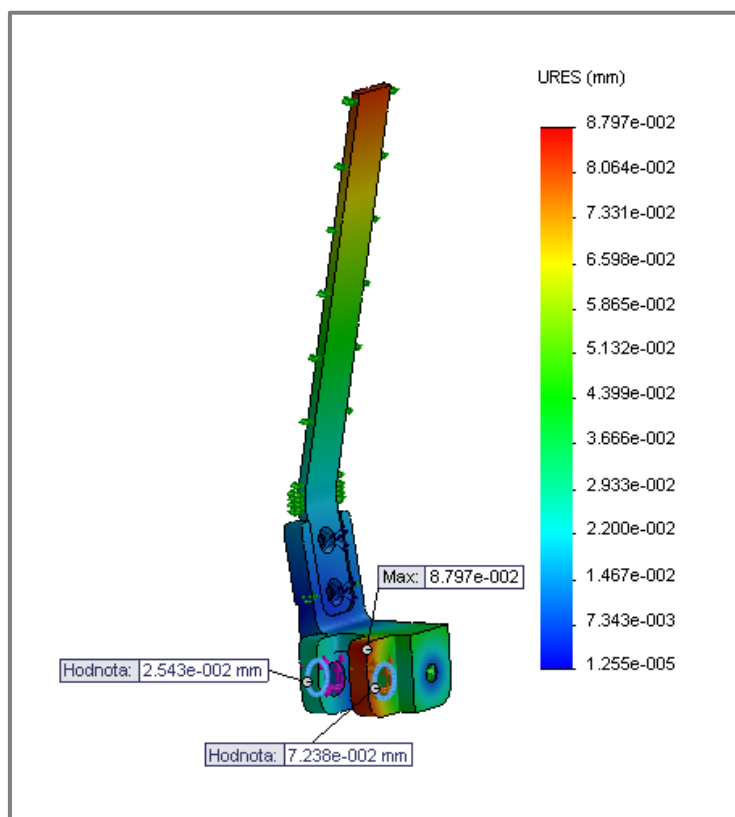
Obr. 4-22 Síť rámu tlumiče

Na Obr. 4-23 je zobrazen průběh napětí HMM. Na obrázku jsou vidět 2 lokální maxima. První maximum 199,2 MPa je v závitovém otvoru šroubového spoje. Solidworks před výpočtem zobrazuje upozornění, že hodnota napětí u reálného tělesa nemusí dosahovat této hodnoty. Druhá hodnota maximálního napětí 143,5 MPa se nachází mezi uchy pro uložení horní části tlumiče. S přihlédnutím na minimální hmotnost kolenního kloubu nebylo možné díl více odlehčit a to z důvodů potřebné tloušťky stěn, jednak pro pouzdro jehlového ložiska a jednak pro potřebnou délku zašroubování čepů tlumiče.

Celkové posunutí je zobrazeno na obrázku Obr. 4-24. Maximální posunutí na horním dílu kloubu je 0,088 mm, Toto posunutí se nachází na hraně součásti a nemá z funkčního hlediska význam. Pro funkci součásti je důležitý vzájemný posun otvorů pro ložiska horního uložení čepu tlumiče. Rozdíl v posunutí otvorů horního uložení tlumiče je 0,047 mm Toto posunutí by nemělo mít zásadní vliv na souosost horního uložení tlumiče a tím nepříznivě působit na tlumič a tím snižovat jeho životnosti hydraulického tlumiče.



Obr. 4-23 Průběh napětí HMH na horním dílu

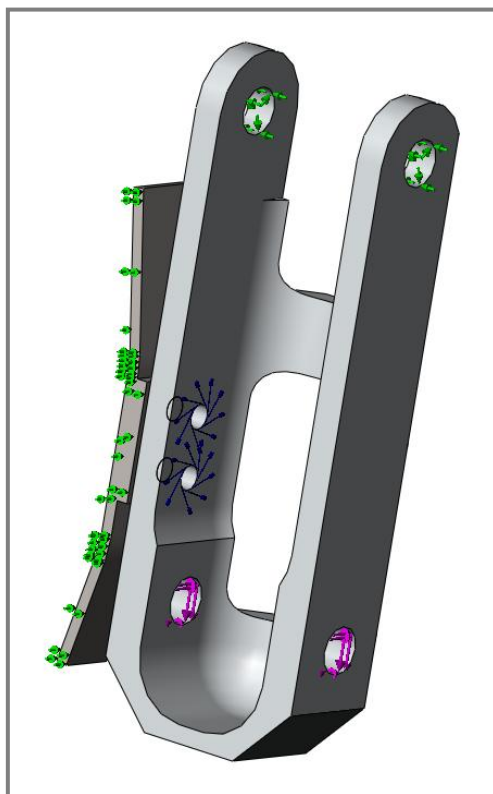


Obr. 4-24 Celkové posunutí horního dílu

4.4.6 Výpočet rámu tlumiče

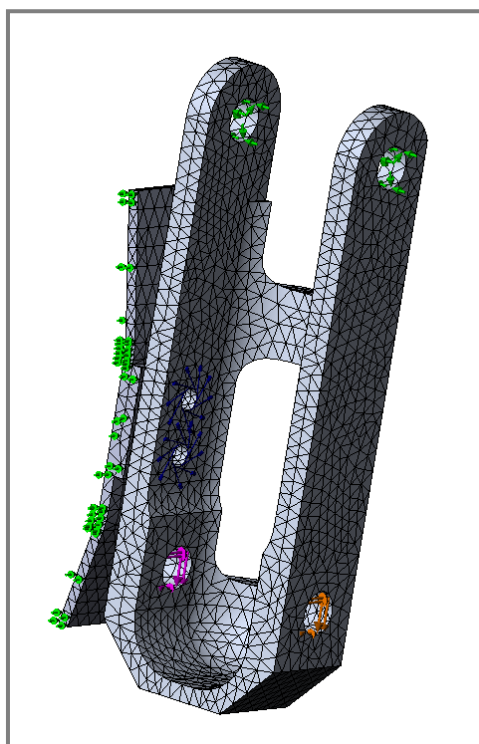
Tuhost uložení hydraulického tlumiče je důležitá pro jeho životnost, kde je velice důležité dodržení souososti horního a spodního uložení tlumiče po celou dobu zatěžování kolenního kloubu. Z tohoto požadavku je velice důležitá tuhost rámu tlumiče. Výpočet probíhá obdobně jako u horního dílu kloubu, tj. výpočet je proveden s dlahou pro simulování šroubového spojení dílů.

Upevnění rámu bylo realizováno pomocí vazby „fixní čep“, která je aplikována na otvory pro ložiska kloubu. Dále je aplikována vazba „vedení“ na hranu dlahy, která omezuje rotaci. Zatížení bylo aplikováno v otvorech spodního uložení tlumiče. Hodnota síly na jeden otvor má hodnotu 2430 N, která odpovídá síle 4860 N v tlumiči a flexnímu momentu 120 Nm. V nastavení šroubového spoje byla nastavena hodnota utahovacího momentu na 8 Nm a průměr hlavy byl z hodnoty 12 mm, která odpovídá hlavě šroubu, změněna na hodnotu 16 mm, která odpovídá průměru podložky pro šroub M8.



Obr. 4-25 Okrajové podmínky výpočtu rámu tlumiče

Síť byla vytvořena taktéž jako v předchozím výpočtu horního dílu tj. síť zjemněná na základě zakřivení. Na tělesech byla vytvořena objemová síť s 27594 uzly a 15957 elementy, maximální velikost prvku byla 5,428 mm a minimální velikosti 1,809 mm. Materiály dílů byly vybrány z knihovny materiálů. Materiál rámu byl nastaven na EN – AW 2007 a materiál dlahy byl zvolen 1.4301. Řešič úlohy byl nastaven na typ „Direct space“



Obr. 4-26 Síť rámu tlumiče

Hodnota maximálního napětí HMH (Obr. 4-27) na sestavě rámu tlumiče a dlahy se nachází v závitovém otvoru dlahy. Hodnota 122,8 MPa je hodnota, která se podle upozornění softwaru nemusí ve skutečnosti na součásti nacházet. Maximální hodnota napětí na rámu tlumiče je 46,1 MPa, tedy poloviční hodnota meze kluzu zvoleného materiálu rámu tlumiče. Z pevnostního hlediska tedy dlahy bérce a rám tlumiče vyhovuje.

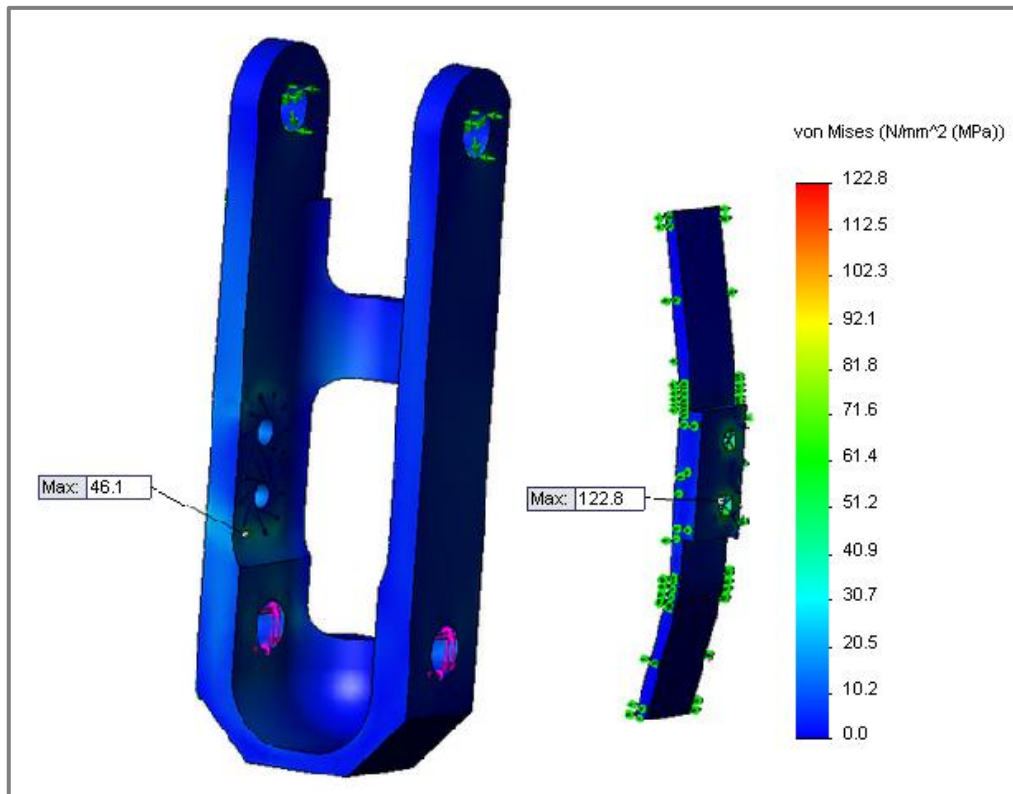
Celkové posunutí rámu tlumiče je vykresleno na Obr. 4-28. Maximální hodnota posunutí je 0,22 mm. Z důvodu možného natočení tělesa tlumiče vůči písní tyči a tedy možnému vyššímu posunutí v ose Y než v ostatních směrech, byly vykresleny posunutí v jednotlivých osách.

Pro funkci součásti není podstatné celkové posunutí, ale posunutí otvorů pro ložiska vzájemně mezi sebou. Toto posunutí je zjištěno pomocí sond posunutí, které jsou aplikovány na otvory pro jehlová ložiska. Hodnota posunutí sousedních otvorů vůči sobě je zjištěna rozdílem hodnot celkového posunutí protilehlých otvorů. Celkové posunutí otvorů a otvorů vůči sobě je uvedeno v Tab. 4-1.

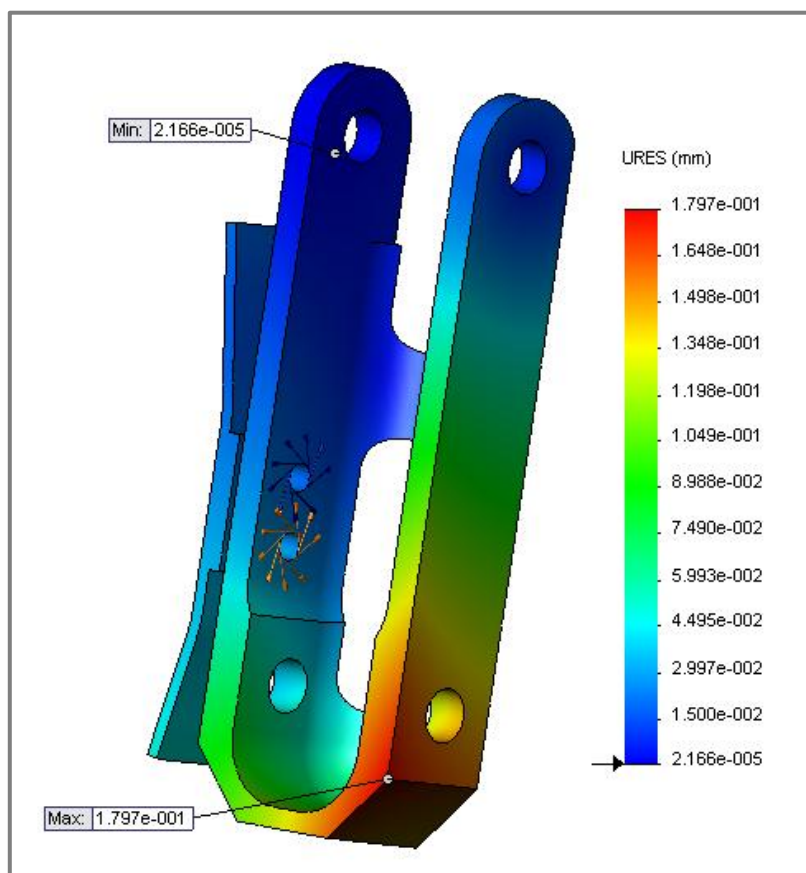
Na Obr. 4-29 je vykresleno posunutí v ose Z. Maximální hodnota posunutí v této ose je -0,019 mm. Vzájemné posunutí otvorů mezi sebou je do jedné setiny milimetru.

	HL(mm)	HM (mm)	DL (mm)	DM (mm)	ΔH (mm)	ΔL (mm)
Posunutí v ose Z	-0,001	0,006	-0,010	-0,009	-0,007	-0,001
Posunutí v ose X	0	0	-0,029	-0,035	0	0,006
Posunutí v ose Y	0	0,001	-0,020	-0,142	0,001	0,122

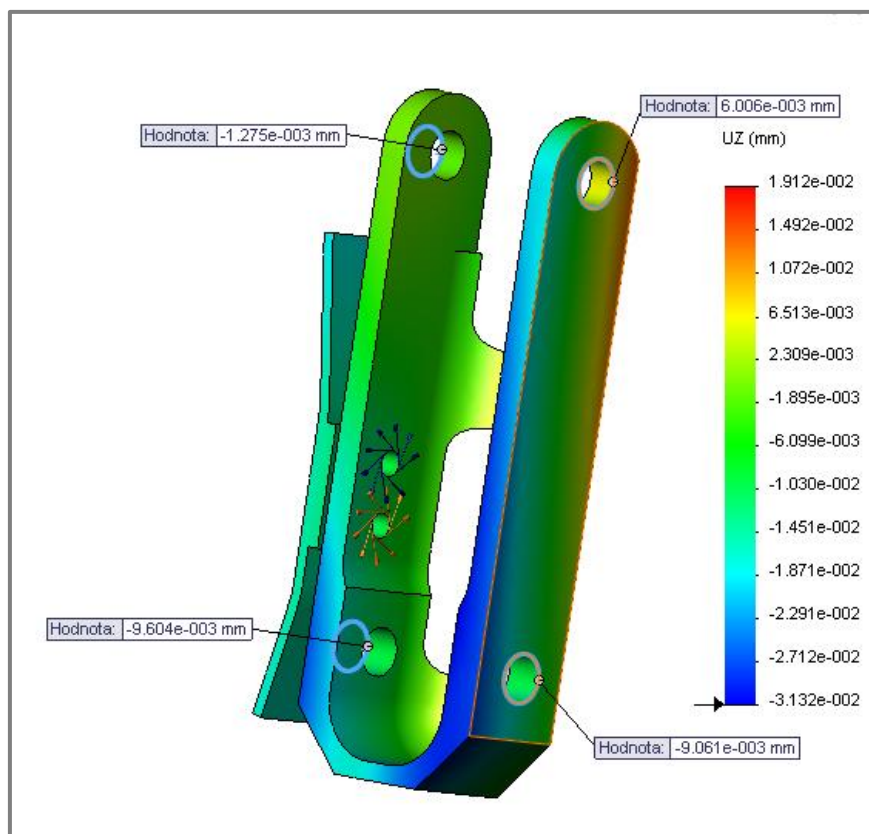
Tab. 4-1 Posunutí otvorů pro ložiska rámu tlumiče; HL - horní laterální, HM - horní mediální, DL - dolní laterální, DM - dolní mediální



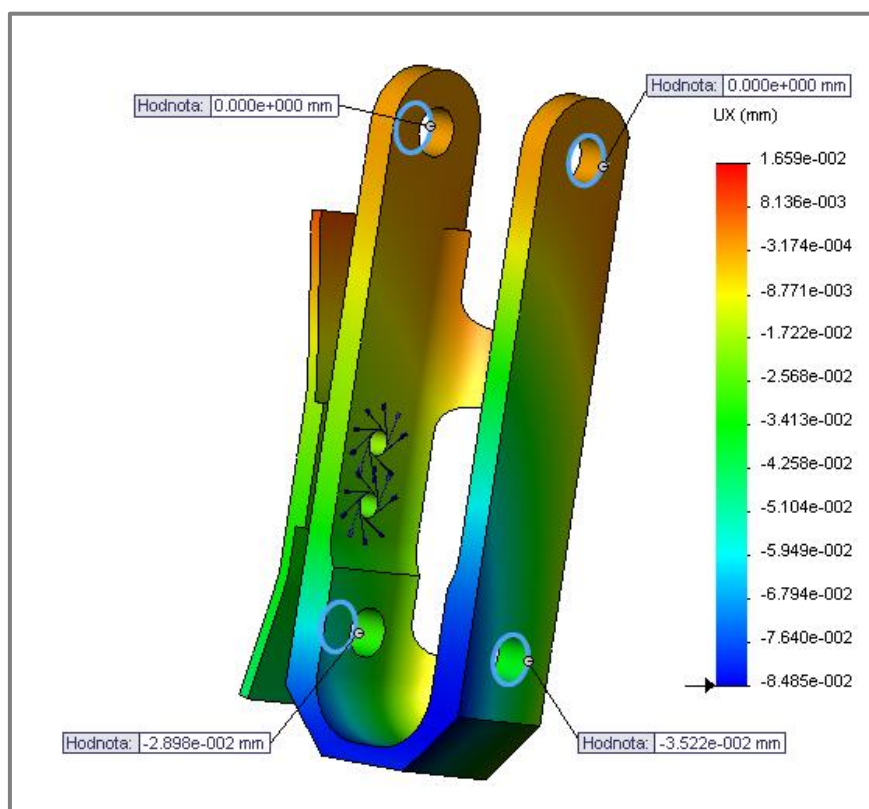
Obr. 4-27 Průběh napětí na rámu a dlaze bérce



Obr. 4-28 Celkové posunutí rámu tlumiče



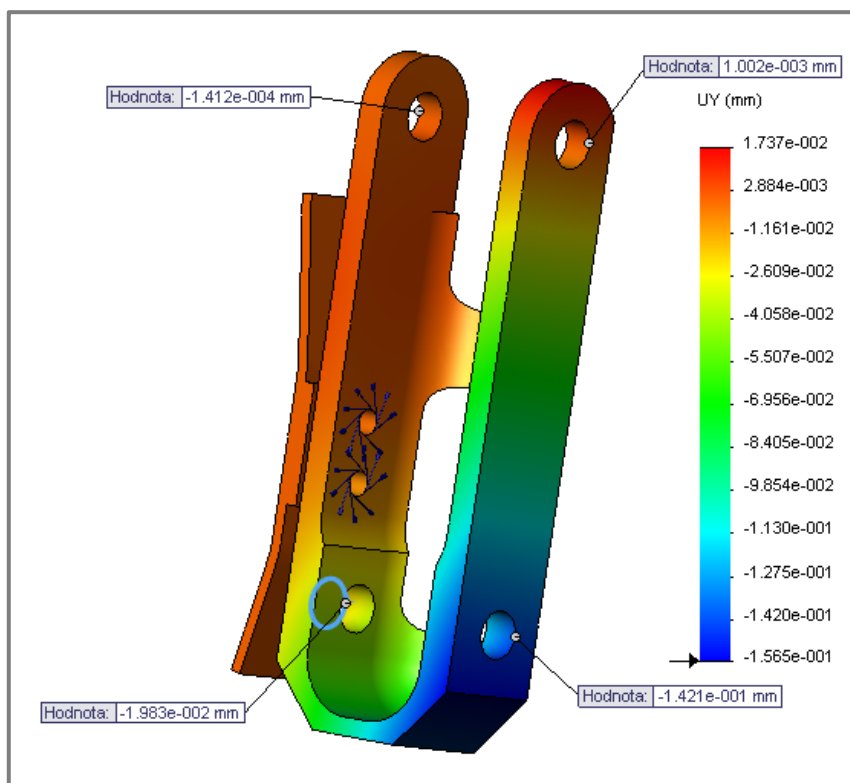
Obr. 4-29 Posunutí rámu tlumiče v ose Z



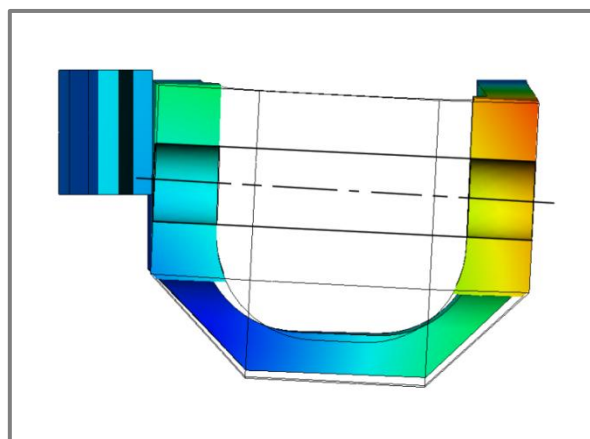
Obr. 4-30 Posunutí rámu tlumiče v ose X

Jako posunutí v ose Z bylo provedeno vykreslení posunutí v ose X (Obr. 4-30). Hodnoty posunutí v ose X se pohybují ve stejném řádu jako posunutí v ose Z tj. do jedné setiny mm. Z pohledu tuhosti nemá toto posunutí vliv na sousost otvorů uložení tlumiče. Toto posunutí je ze všech posunutí největší. Toto posunutí je způsobeno jednostranným

Na závěr bylo provedeno vykreslení posunutí v ose Y (Obr. 4-31) upevněním rámu tlumiče k dlaze bérce. Hodnota posunutí otvorů spodního uložení tlumiče v ose Y o 0,12 mm je kompenzována vzájemným natočením tělesa tlumiče a pístní tyče. Z řezu (Obr. 4-32) je patrné dodržení vzájemné sousosti těchto otvorů, které je důležité z důvodu zachování pohybu čepů spodního uložení tlumiče v jehlových ložiscích. Řez je zobrazen v měřítku deformace 30 krát zvětšeném



Obr. 4-31 Posunutí rámu tlumiče v ose Y



Obr. 4-32 Řez rámem tlumiče ve spodních otvorech

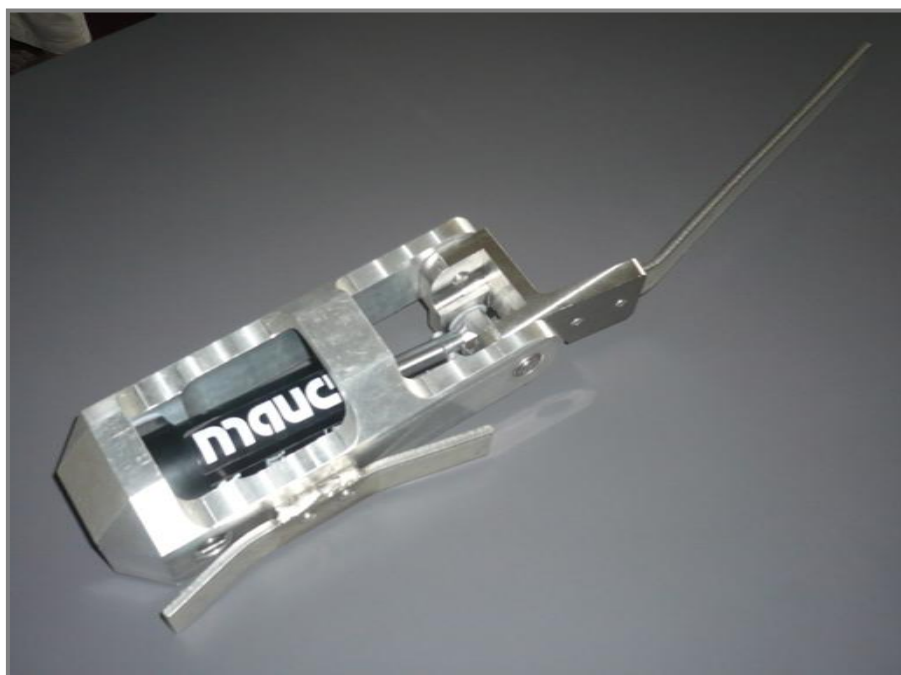
4.5 Výroba ortézy

4.5

4.5.1 Montáž kolenního kloubu

4.5.1

Montáž kolenního kloubu začala zalisováním jehlových ložisek s pouzdrem HK 1210 do otvorů v rámu tlumiče a horního dílu kloubu. Horní díl kloubu byl vložen do rámu tlumiče a dále byly do mezery mezi díly vložena polyamidová pouzdra pro zajištění polohy a zachycení axiální síly. Před zašroubováním čepů bylo nutné pouzdra vystředit, aby při zašroubování čepů nedošlo k jejich sevřením čepem. Montáž následovala montáží tlumiče do rámu. Mezi tlumič a rám tlumiče byla vložena také axiální polyamidová pouzdra pro zajištění polohy. Na čepy tlumiče před jejich zašroubováním byly nasunuty ložiskové kroužky, po kterých se odvalují jehly ložiska. Je nutné jako u spojení kloubu dbát na správné vystředění pouzdra vůči jehlovému ložisku. Kompletace pokračovala montáží samotných dlah, nebo dlah zalamínovaných do skořepin ortézy podle toho v jaké části výroby se ortéza nachází nacházíme. Šrouby je nutné utáhnout momentem 8Nm, aby nedošlo k vzájemnému posuvu dlah a dílů kloubu. Na závěr byla provedena montáž oka horního uložení tlumiče. Mezi oko písní tyče a horní díl kloubu byla vložena axiální polyamidová pouzdra pro zajištění polohy oka. Do jehlových ložisek uložení a oka tlumiče byl vložen čep, který byl zajištěn proti vysunutí a otáčení v oku tlumiče stavěcím šroubem. Jednotlivá šroubová spojení bylo nutné zajistit proti povolení při konečné montáži lepidlem, aby nedošlo k jejich uvolnění. Čepy byly namazány plastickým mazivem pro valivá ložiska.



Obr. 4-33 Smontovaný hydraulický kolenní kloub

4.5.2 Výroba ortézy

4.5.2

Pro finální realizaci prototypu byla zvolena varianta koleno – kotníkové ortézy bez kotníkového kloubu. Jelikož hlavním úkolem realizace bylo ověření funkce

hydraulického kolenního kloubu. Při ověřování funkce, vynechání kotníkového kloubu nemá vliv na ověření funkce hydraulického kloubu. Absencí kotníkového kloubu byla vyrobena jedna bércevo – chodidlová skořepina, která nahrazuje bérceovou a chodidlovou skořepinou spojenou pomocí kotníkového kloubu.

Pro výrobu ortézy, z důvodu absence kotníkového kloubu, byla potřebná úprava modelu v hlezenní části nohy. Modifikován byl model, který sloužil jako vzor pro počítačovou modifikaci. Na modifikovaný model byl natvarován polypropylenový plast o síle 3 mm, který vytvořil na modelu zkušební skořepinu (Obr. 4-34), která po ořezání na tvar ortézy slouží pro zkoušku, zda nošení ortézy bude pro pacienta pohodlné, nebo je třeba model dále modifikovat.



Obr. 4-34 Zkušební skořepina

Pro výrobu ortézy byl zvolen způsob laminování ve dvou krocích. U ortéz je obvyklý způsob výroby v jednom kroku. Laminování ve dvou krocích bylo zvoleno z důvodu zajištění správné polohy dlah hydraulického kolenního kloubu a sousostí os kloubů. V prvním kroku výroby laminátu byl připevněn jednoosý kolenní kloub a ve druhém kroku výroby laminátu hydraulický kolenní kloub. Před první vrstvou laminátu byla na modelu označena poloha kloubů, do modelu vlepna kotva pro jednoosý kolenní kloub a byly natvarovány dlahy kloubu.

Na takto připravený model byla natvarována výstelka o síle 2 mm, která byla předtím nahřáta v peci. Výstelka byla ořezána a slepena pomocí lepicí pásky. Na výstelku byl natažen elastický návlek a sáček z PVA, pomocí kterého je možné odsátí vzduchu z příchozích vrstev a tím lepší tvarování podle modelu dolní končetiny.



Obr. 4-35 Nanášení uhlíkových tkanin

Pro výrobu laminátové skořepiny byla použita uhlíková tkanina o hmotnosti 600 g/m² a 200 g/m², která byla použita na poslední vrstvu tkaniny. Dále byla použita elastická uhlíková tkanina pro lepší spojení dlah kloubu se skořepinou a vyztužení ve více namáhaných částech skořepiny. Montáž jednoosého kolenního kloubu proběhla mezi nanášením jednotlivých vrstev tkaniny, aby bylo zaručeno spojení s uhlíkovými tkaninami. Přes poslední vrstvu tkaniny byl natažen elastický návlak a sáček z PVA. Vysátím vzduchu bylo provedeno přitažení jednotlivých vrstev tkaniny k sobě a umožněno laminování bez vzduchových bublinek. Pro laminování byla použita laminovací pryskyřice BKF Carbon.

Po vytvrzení pryskyřice byla provedena montáž dlah hydraulického kolenního kloubu (Obr. 4-36). Po zatvrdnutí lepidla byly demontovány díly kloubu a bylo provedeno nanesení uhlíkových tkanin opět o hmotnosti 600 a 200 g/m². Výroba pokračovala jako u prvního kroku natažením sáčku z PVA a zalitím laminovací pryskyřice.



Obr. 4-36 Přilepené dlahy hydraulického kolenního kloubu

Po vytvrzení pryskyřice byl vyrobený laminát rozřezán a demontován z modelu dolní končetiny. Jednotlivé skořepiny byly dokončeny zabroušením hran (Obr. 4-37). Do bércevo chodidlové skořepiny byla vlepena výstelka, která byla natvarována na modelu. Pro stehenní skořepinu byla použita výstelka o síle 5mm, která přináší pohodlnější nošení pacientovi. Na závěr výroby byla ortéza smontována a opatřena popruhy pro fixaci ortézy na dolní končetině.

Hmotnost celé ortézy je 3,16 kg. Hmotnost klasického uzamykatelného kloubu se pohybuje v rozmezí 0,5 – 0,7 kg. Navržený kolenní kloub má hmotnost 1,75 kg. Navýšená hmotnost kloubu je vyvážena jeho přidanou hodnotou pro pacienty.



Obr. 4-37 Výsledný tvar skořepin

4.5.3 Ekonomický rozbor vyrobené varianty

V následující Tab. 4-2 jsou uvedeny ceny za díly ortézy a práci na výrobu skořepin. Ceny jsou uvedeny bez DPH, na ortopedické pomůcky se vztahuje nižší sazba DPH tj. 15%.

Položka	Cena [Kč]
Tlumič MAUCH SNS	23 000
Kolenní kloub Fior-Gentz	6 500
Horní díl kloubu	4 400
Rám tlumiče	4 600
Dlahy	500
Čepy	1 000
Ložiska	550
Materiál na výrobu skořepin	4 000
Výroba skořepin	12 000
Celkové náklady	58 550

Tab. 4-2 Ekonomický rozbor

4.6 Zkouška ortézy pacientem

Ortéza byla pro vřzení funkce nasazena na nohu pacienta, který s ní provedl základní ověření funkce. Na obrázku v příloze č. 4 můžeme vidět nasazenou ortézu na dolní končetině. Pro lepší odval ortézy po podložce je nutná chůze v obuvi. Pro nazutí obuvi na nohu s ortézou bylo potřeba použití o jedno číslo větší obuvi, než nosí pacient. Potřeba větší obuvi je dána tvarováním skořepiny v zadní části chodidla, aby nedocházelo ke kontaktu skořepiny a patní kosti.

Jako první byla provedena zkouška chůze po rovině, kde byla zkoušena podpora kolennímu kloubu při fázi postoje, kde noha přenáší zatížení. Při těchto testech bylo nutné provést nastavení hydraulického tlumiče, aby umožňoval chůzi s postupným ohybem ve druhé části fáze postoje. Při chůzi je využíváno nelineárního průběhu odporu flexe během zdvihu tlumiče. V první části fáze postoje je využíván vyšší odpor flexe pro stabilitu kolenního kloubu proti nekontrolovatelnému ohnutí v koleni. Ve druhé části fáze postoje je možné díky nižšímu odporu flexe a působení tělesné hmotnosti na kolenní kloub nohu ohnout. S takto ohnutou nohou je možné provést fázi švihu, aniž by došlo ke kontaktu špičky nohy s podložkou. Ve druhé fázi švihu, kde dochází ke zpomalování pohybu v kyčelním kloubu, se vlivem setrvačných sil provede narovnání nohy v kolenním kloubu. Na Obr. 4-39 je zobrazen konec fáze postoje, kde dochází ke zvednutí špičky chodidla.



Obr. 4-38 Nasazená ortéza

Hydraulický kolenní kloub díky absenci ovládní kolenního kloubu pomocí tlaku na patu, nebo úhlu v hlezenním kloubu umožňuje pohodlný pohyb po nakloněných površích. Na rozdíl od uzamykatelných kolenního kloubu není nutné úplné narovnání dolní končetiny v koleni, které je u kloubů se zámek nutné z důvodu uzamknutí. Mírné ohnutí v koleni je při pohybu po nerovných površích přirozené a díky

hydraulickému řízení ohybu kolenního kloubu je chůze po těchto površích přirozenější.



Obr. 4-39 Chůze po rovné ploše

Pohyb ze schodů je umožněn díky brzdění ohybu v kolenním kloubu. Díky tomu je možný sestup po schodech, tak jako u zdravého jedince. Sestup ze schodů probíhá, tak že zdravá noha je zvednuta a posunuta v před nad další nižší schod a díky brzdění pohybu v ortetickém kolenním kloubu dochází k plynulému ohybu tohoto kloubu a dotyku zdravé končetiny na schod. Další schod je zdolán přirozeným pohybem zdravé končetiny, kde ortéza zajistí stabilitu nemocné končetině. Schodišťový sestup je zachycen na Obr. 5-1.

U schodišťového výstupu je nutné provést výstup schod po schodu, kde ke zvedání těla dochází vždy zdravou končetinou a končetina s ortézou je vždy položena na stejný schod, na kterém je zdravá noha. Schodišťový výstup, kde noha s ortézou je pokládána na schod výše není možný z důvodu absence mechanismu, který by provedl extenzi v kolenním kloubu tj. jeho narovnání.

5 DISKUZE

Návrh vnitřního tvaru laminátového skeletu pomocí CAD nástrojů na základě modifikace provedené zkušeným ortetikem byl proveden se snahou minimálních odchylek od této modifikace. Modifikace počítačového modelu za použití CAD nástrojů je značně časově náročná, jelikož nejsou prvotně určeny pro organické tvary, jakým je dolní končetina. V současné době je časově výhodnější provedení modifikace pomocí nanesené sádry, než modifikace ve strojírenském CAD programu a frézování již modifikovaného modelu připraveného pro další část výroby skořepin ortézy.

Zvolený tlumič pro protetické kolenní klouby splňuje požadavky kladené na ortetické kolenní klouby tj. kromě možnosti uzamknutí nebo odemknutí kloubu, kterou umožňují současné kolenní klouby, také nastavení odporu flexe i extenze kolenního kloubu. Přes výhody, které tlumič poskytuje a díky, kterým byl vybrán, přináší konstrukce kolenního kloubu problém v uložení tlumiče, který je citlivý na vysokou tuhost uložení.

Splnění požadavků na vysokou tuhost uložení tlumiče sebou přináší poměrně masivní konstrukci, které je v rozporu s požadavky pacientů na diskrétní nošení ortézy pod oblečením. Jak uvádí článek Yakimoviche et. al. [10], každá pomůcka, která neumožňuje pouze stav odemknutí a zamknutí kolenního kloubu, ale i určité řízení pohybu kolene v jednotlivých fázích pohybu je z konstrukčních důvodů rozměrnější a tím se pomůcka hůře skrývá pod oblečení. Masivnost konstrukce působí se zbytkem ortézy výrazně nevyváženě.



Obr. 5-1 Schodišťový sestup

Oproti uzamykatelným kolenním kloubům umožňuje navržený hydraulický kloub při chůzi po rovině ve druhé části fáze postoje postupné ohnutí kolene, které přetrvává

do fáze švihu, kde na jejím konci dojde k narovnání dolní končetiny v kolenu. Stejného výsledku bylo dosaženo i při chůzi po nakloněné plošině.

Při pohybu do schodů je nutný výstup pomocí zdravé končetiny, kde končetina s ortézou je pokládána vždy na schod, na kterém se nachází zdravá končetina. U schodišťového sestupu je možné uplatnit klasický sestup používaný zdravými lidmi, tj noha je položena na schod o stupeň níže, díky tlumiči, který umožňuje brzdit ohnutí dolní končetiny v kolenu a tím přenesení těla na druhou končetinu na nižším schodu.

6 ZÁVĚR

Tato diplomová práce se zabývá konstrukcí koleno – kotníkové ortézy s hydraulickým kolenním kloubem. Přestože je na trhu dostupná celá řada sériově vyráběných kloubů, nevýhodou všech je absence pohybu po schodech a nerovných površích, která je dána konstrukcí a ovládáním kolenního kloubu. Navržený prototyp umožňuje pohyb po nerovných površích a schodech a tím přispívá k přirozenému pohybu.

V první části je proveden návrh vnitřního tvaru laminátové skořepiny za pomoci využití 3D skenování a CAD nástrojů. Získání informace o tvaru dolní končetiny pomocí 3D skenování je pro pacienty příjemnější a rychlejší, než je doposud používaná výroba negativního odlitku. Získaná data byla poté použita jako základ pro počítačově modifikovaný model dolní končetiny. Z dat je poté možné již z pěny vyfrézovat model dolní končetiny, na kterém se provádí přímo laminování skořepiny ortézy.

Druhá část práce se zabývá návrhem kolenního kloubu s hydraulickou podporou funkce čtyřhlavého svalu stehenního. Díky absenci západkového mechanismu a použití hydraulického tlumiče je pacientům umožněna přirozená chůze s postupným ohybem již během fáze postoje, kde stávající mechanismy jsou ještě stále uzamčeny. Při pohybu po nerovných površích je výhodou navrženého kolenního kloubu opora kolenu pacienta v libovolném úhlu ohnutí a nejen při plné extenzi jako u současných kloubů. Dalším přínosem navrženého kloubu je pohyb ze schodů, kdy je možné díky brzdění v kloubu provést schodišťový sestup pomocí nemocné nohy.

Prototyp koleno kotníkové ortézy, na které byl použit navržený hydraulický kolenní kloub svými celkovými náklady na výrobu ve výši cca 59 000 Kč nepřekračuje náklady na výrobu ortézy s uzamykatelným kolenním kloubem. Při testech prototypu byl potvrzený očekávaný přínos, který byl dán na začátku práce a to, že hydraulický kolenní kloub umožní lepší chůzi po nerovných površích a chůzi ze schodů.

V budoucnu lze očekávat s vyšší dostupností technologií 3D skenování rozvoj speciálního softwaru pro úpravu pozitivních modelů pro výrobu ortéz, ale i protetických lůžek. Použitím těchto technologií se urychlí a pro pacienta příjemně získání informací o jeho těle a nahradí se ruční úprava modelu. V budoucnu by bylo vhodné za účelem snížení hmotnosti a zástavbového prostoru kloubu, nahrnout nový tlumič určený výhradně pro ortetické klouby.

BIBLIOGRAFIE

- [1] CHRISTOPHER L. VAUGHAN, Christopher L. Brian L. *Dynamics of humangait*. 2nd ed. Howard Place: Kiboho Publishers, 1999. ISBN 06-202-3560-8.
- [2] ESFAHANI, Ehsan Tarkesh. *Developing an Active Ankle Foot Orthosis Based On Shape Memory Alloys*. Toledo, 2007. Dostupné z: <http://etd.ohiolink.edu/send-pdf.cgi/Tarkesh%20Esfahani%20Ehsan.pdf?toledo1197561946>. A Thesis. The University of Toledo.
- [3] HSU, John D, John W MICHAEL a John R FISK., AAOS atlas of orthoses and assistive devices. 4th ed. Philadelphia: Mosby/Elsevier, c2008, 652 p. ISBN 978-0-323-03931-4.
- [4] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- [5] Stavební plán dolní končetiny. *Masáže* [online]. 2007 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: http://z5.vokal.co.uk/other/ruzne_texty/_new_dolni_koncetiny.pdf
- [6] Produktinformationen. *FIOR - GENTZ* [online]. 2013 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: http://www.fior-gentz.de/statisch/Katalogseiten/Deutsch/KT2100_DE.pdf
- [7] DOLLAR, A.M.; Herr, H.; , "Active Orthoses for the Lower-Limbs: Challenges and State of the Art," *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, vol., no., pp.968-977, 13-15 June 2007 doi: 10.1109/ICORR.2007.4428541
- [8] KOWALK, David L., Jeffrey A. DUNCAN a Christopher L. VAUGHAN. Abduction-adduction moments at the knee during stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*. 1996, roč. 29, č. 3, s. 383-388. ISSN 00219290. DOI: 10.1016/0021-9290(95)00038-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929095000380>
- [9] COSTIGAN, Patrick A, Kevin J DELUZIO a Urs P WYSS. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait*. 2002, roč. 16, č. 1, s. 31-37. ISSN 09666362. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00201-6. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636201002016>
- [10] YAKIMOVICH, Terris, Edward D. LEMAIRE a Jonathan KOFMAN. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2009, roč. 46, č. 2, s. 257-. ISSN 0748-7711. DOI: 10.1682/JRRD.2008.02.0024. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/09/46/2/yakimovich.html>

- [11] YAKIMOVICH, T., J. KOFMAN a E.D. LEMAIRE. Design and Evaluation of a Stance-Control Knee-Ankle-Foot Orthosis Knee Joint. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2006, roč. 14, č. 3, s. 361-369. ISSN 1534-4320. DOI: 10.1109/TNSRE.2006.881578. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1703568>
- [12] LEMAIRE, E.D., L. GOUDREAU, T. YAKIMOVICH a J. KOFMAN. Angular-Velocity Control Approach for Stance-Control Orthoses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2009, roč. 17, č. 5, s. 497-503. ISSN 1534-4320. DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2023308. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5061590>
- [13] BLUMENTRITT, S, Hans Werner SCHERER, John W. MICHAEL a T SCHMALZ. Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism: A Preliminary Report. *JPO Journal of Prosthetics & Orthotics*. 1998, roč. 10, č. 3. Dostupné z: http://journals.lww.com/jpojournal/Abstract/1998/01030/Transfemoral_Amputees_Walking_on_a_Rotary.5.aspx
- [14] Knee-Ankle-Foot Braces / Orthoses (KAFO). *Kawartha Regional Orthopedic Specialists* [online]. 2013 [cit. 2013-04-24]. Dostupné z: <http://www.kros.ca/knee-ankle-foot-braces.php>
- [15] Ivan Long CP[E] Does It Again. *Oandp* [online]. 2002 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: <http://www.oandp.com/news/jmcorner/2002-09/1.asp>
- [16] Adaptive neuro-control for a Knee-Ankle-Foot-Orthosis with patient feedback. *Frontiers* [online]. 2010 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: http://www.frontiersin.org/10.3389/conf.fncom.2010.51.00022/event_abstract
- [17] Nový C-Leg® Důvěra v další krok. *Ottobock* [online]. 2011 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: <http://c-leg.ottobock.com/cs/>
- [18] Mauch® Knee. *Ossur* [online]. 2011 [cit. 2013-02-26]. Dostupné z: <http://www.ossur.co.uk/lisalib/getfile.aspx?itemid=9835>
- [19] *Lower extremity orthotic device* [patent]. patent, US005121742A. Uděleno 1992. Dostupné z: <http://www.google.cz/patents?hl=cs&lr=&vid=USPAT5121742&id=6foZAAAAEBAJ&oi=fnd&dq=US005121742A&printsec=abstract#v=onepage&q=US005121742A&f=false>
- [20] Stance Control KAFOs. *Ottobock* [online]. 2013 [cit. 2013-04-24]. Dostupné z: http://www.ottobockus.com/cps/rde/xbcr/ob_us_en/2Freewalkhires.jpg

- [21] <http://www.nytimes.com/2002/01/03/technology/a-leg-with-a-mind-of-its-own.html?pagewanted=all&src=pm>
- [22] *Hydraulicssystem* [patent]. US, 2859451. Uděleno 11.11.1958. Dostupné z: <http://www.google.cz/patents/US2859451?printsec=claims&hl=cs&dq=us+patent+2859451#v=onepage&q&f=false>
- [23] ARTIFICIAL KNEE JOINT CONTROLLER CHARACTERISATION AND CONDITION DIAGNOSIS. *Defense TechnicalInformation Center (DTIC)* [online]. FortBelvoir, VA: Defense TechnicalInformation Center, 1996 [cit. 2013-04-01]. Dostupné z: <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?AD=ADP010212>
- [24] *Kolenní kloub z uhlíkového kompozitu a hydraulickou jednotkou Mauch*. Frýdek - Místek, 2012.
- [25] *Mechanika těles: pružnost a pevnost*. 3. přeprac. vyd. Brno: CERM, 2004, 287 s. Učební texty vysokých škol (Vysoké učení technické v Brně). ISBN 80-214-2592-X.
- [26] SHIGLEY, Joseph Edward, Charles R MISCHKE a Richard G BUDYNAS. *Konstruování strojních součástí*. 1. vyd. Editor Martin Hartl, Miloš Vlk. Brno: VUTIUM, 2010, 1159 s. ISBN 978-80-214-2629-0.
- [27] Určení velikosti ložiska. *SKF* [online]. 2010 [cit. 2013-04-04]. Dostupné z: <http://www.skf.com/files/515039.pdf>
- [28] Experimental Investigation of the Decaying performance of Hydraulic Knee Controllers. Monash university [online]. 2000 [cit. 2013-04-09]. Dostupné z: <http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/reports/catech.pdf>

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN**8****.1 Seznam použitých zkratk**

8.1

CAD	Compute raided design (počítačem podporované konstruování)
ICR	Instant Center of Rotation
KAFO	Knee ankle foot orthosis (koleno – kotníková ortéza)
MKP	Metoda konečných prvků
PVA	PolyVinylAlkohol
STL	Stereo Lithography, přenosový formát CAD systémů

.2 ||Seznam použitých veličin

8.2

a	[mm]	- rameno působíště síly v ložisku
A_s	[mm ²]	- průřez šroubu
C_o	[N]	- statická únosnost ložiska
d	[mm]	- průměr čepu pro ložisko
d_g	[mm]	- průměr čepu v zápichu
D	[mm]	- průměr šroubu
f	[-]	- součinitel tření
$F_{\check{c}}$	[N]	- síla v ose čepu
F_d	[N]	- síla vyvolaná flexním momentem
F_f	[N]	- třecí síla mezi dlahou a rámem
F_{kx}	[N]	- síla v čepu kloubu v ose X
F_{ky}	[N]	- síla v čepu kloubu v ose Y
F_l	[N]	- síla v ložisku
F_t	[N]	- síla v tlumiči
F_{tx}	[N]	- síla v tlumiči v ose X
F_{ty}	[N]	- síla v tlumiči v ose Y
F_s	[N]	- svěrná síla šroubového spoje
$F_{\check{s}}$	[N]	- síla ve šroubu
l_1	[mm]	- rameno horního uložení tlumiče
l_2	[mm]	- rameno spodního uložení tlumiče
M_u	[Nm]	- utahovací moment šroubu
M_{flex}	[Nm]	- flexní (ohybový) moment
n	[-]	- počet šroubů ve spoji
s_{0t}	[-]	- součinitel statické bezpečnosti doporučený výrobcem
s_0	[-]	- vypočtený součinitel statické bezpečnosti
x	[mm]	- vzdálenost mezi osou otáčení kloubu a šroubovým spojením
α	[MPa]	- tvarový součinitel
β	[°]	- úhel odklonu tlumiče od svislice
$\sigma_{\check{s}}$	[MPa]	- napětí ve šroubu
σ_t	[MPa]	- napětí v tahu
σ_{red}	[MPa]	- redukované napětí
τ	[MPa]	- napětí ve smyku

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

.1 Seznam obrázků

Obr. 1-1 Cyklus chůze a jeho další rozdělení [1]	14
Obr. 1-2 Aktivace svalů během chůze [2]	15
Obr. 1-3 Srovnání průběhu flexního momentu kolene při schodišťovém výstupu [8]	16
Obr. 1-4 Pohyb v kolenním kloubu [3]	17
Obr. 1-5 Poloha náhradní osy rotace kolenního kloubu [6]	17
Obr. 1-6 Průběh úhlů v kloubech dolní končetiny [7]	18
Obr. 1-7 Typy flexe a jejich rozsah [3]	18
Obr. 1-8 Provedení koleno - kotníkových ortéz [14], [20]	19
Obr. 1-9 Části koleno - kotníkové ortézy [4]	20
Obr. 1-10 Kolení kloub s gravitační západkou [10]	21
Obr. 1-11 Kolenní kloub se zámkem [19]	22
Obr. 1-12 Kolenní kloub s třecí brzdou [11]	23
Obr. 1-13 Kolenní kloub s rotačním tlumičem [12]	23
Obr. 1-14 Ortéza s protetickou hydraulickou jednotkou [15]	24
Obr. 1-15 Tlumič Mauch SNS	26
Obr. 1-16 Protetický kloub s hydraulickým tlumičem [18]	27
Obr. 3-1 Konstrukční varianta č. 1; 1 - kloubové spojení, 2 - dlaha bérce, 3 - držák tlumiče, 4 - horní díl kloubu, 5 - stehenní dlaha, 6 - tlumič	29
Obr. 3-2 Konstrukční varianta č. 2; 1 - čep, 2 - dlaha bérce, 3 - držák tlumiče, 4 - horní díl kloubu, 5 - stehenní dlaha, 6 - tlumič	30
Obr. 3-3 Konstrukční varianta č. 3; 1 - horní díl kloubu, 2 - rám tlumiče, 3 - dlaha bérce, 4 - stehenní dlaha, 5 - hydraulický tlumič	31
Obr. 4-1 Skenování dolní končetiny	33
Obr. 4-2 Sken dolní končetiny	34
Obr. 4-3 Modifikovaný model nohy	35
Obr. 4-4 Vykreslení naneseného materiálu při modifikaci	36
Obr. 4-5 Modifikace chodidla	36
Obr. 4-6 Počítačově modifikovaný model	37
Obr. 4-7 Odchylka počítačové modifikace od ruční	38
Obr. 4-8 Rozmístění jednotlivých kloubů; 1- navržený kolenní kloub, 2 - jednoosý kolenní kloub, 3 - kotníkový kloub	39
Obr. 4-9 Klouby ortézy; a) kolenní, b) kotníkový	39
Obr. 4-10 Horní díl kloubu	40
Obr. 4-11 Řez spojením dílů kloubu	40
Obr. 4-12 Horní uložení tlumiče	41
Obr. 4-13 Pohled na rám tlumiče zepředu	42
Obr. 4-14 Varianty čepů; a) čep z jednoho kusu, b) čep s ložiskovým kroužkem	42
Obr. 4-15 Řez spodním uložení tlumiče	43
Obr. 4-16 Dlaha bérce a její zalaminování	43
Obr. 4-17 Stehenní dlaha	44
Obr. 4-18 Sílové poměry na dílech kolenního kloubu	45
Obr. 4-19 Výpočet šroubového spoje	46
Obr. 4-20 Zatížení čepu	48

Obr. 4-21 Okrajové podmínky výpočtu horního dílu	49
Obr. 4-22 Síť rámu tlumiče	50
Obr. 4-23 Průběh napětí HMH na horním dílu	51
Obr. 4-24 Celkové posunutí horního dílu	51
Obr. 4-25 Okrajové podmínky výpočtu rámu tlumiče	52
Obr. 4-26 Síť rámu tlumiče	53
Obr. 4-27 Průběh napětí na rámu a dlaze bérce	54
Obr. 4-28 Celkové posunutí rámu tlumiče	54
Obr. 4-29 Posunutí rámu tlumiče v ose Z	55
Obr. 4-30 Posunutí rámu tlumiče v ose X	55
Obr. 4-31 Posunutí rámu tlumiče v ose Y	56
Obr. 4-32 Řez rámem tlumiče ve spodních otvorech	56
Obr. 4-33 Smontovaný hydraulický kolenní kloub	57
Obr. 4-34 Zkušební skořepina	58
Obr. 4-35 Nanášení uhlíkových tkanin	58
Obr. 4-36 Přilepené dlahy hydraulického kolenního kloubu	59
Obr. 4-37 Výsledný tvar skořepin	60
Obr. 4-38 Nasazená ortéza	61
Obr. 4-39 Chůze po rovné ploše	62
Obr. 5-1 Schodišťový sestup	63

.2 Seznam tabulek

9.2

Tab. 4-1 Posunutí otvorů pro ložiska rámu tlumiče; HL - horní laterální, HM - horní mediální, DL - dolní laterální, DM - dolní mediální	53
Tab. 4-2 Ekonomický rozbor	60

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Render – pohled zepředu

Příloha 2: Render – pohled zezadu na kolenní kloub

Příloha 3: Render – rozložený kolenní kloubu

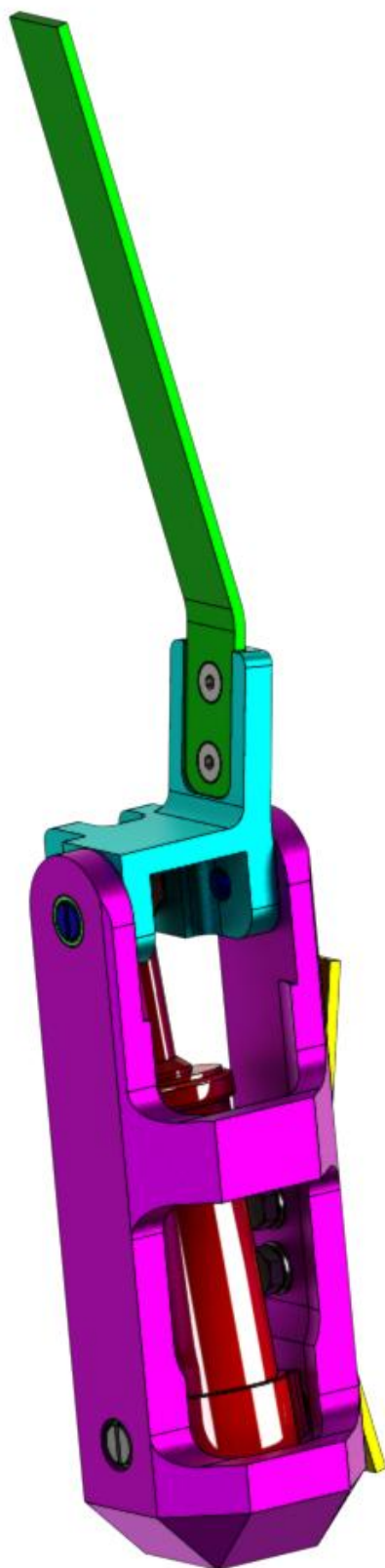
Příloha 4: Vyrobená ortéza

SAMOSTATNÉ PŘÍLOHY

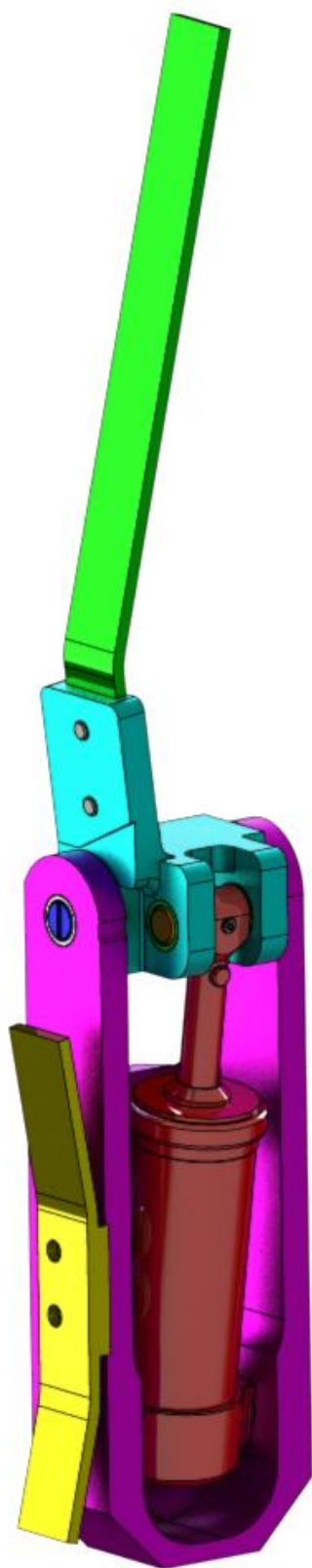
Výkresová dokumentace:

DP – 1000	Kolenní kloub
DP – 0100	Horní díl
DP – 0200	Rám tlumiče
DP – 0300	Stehenní dlaha
DP – 0400	Dlaha bérce
DP – 0500	Čep kloubu
DP – 0600	Čep tlumiče
DP – 0700	Pouzdro boční
DP – 0800	Pouzdro tlumiče boční
DP – 0900	Čep spodní

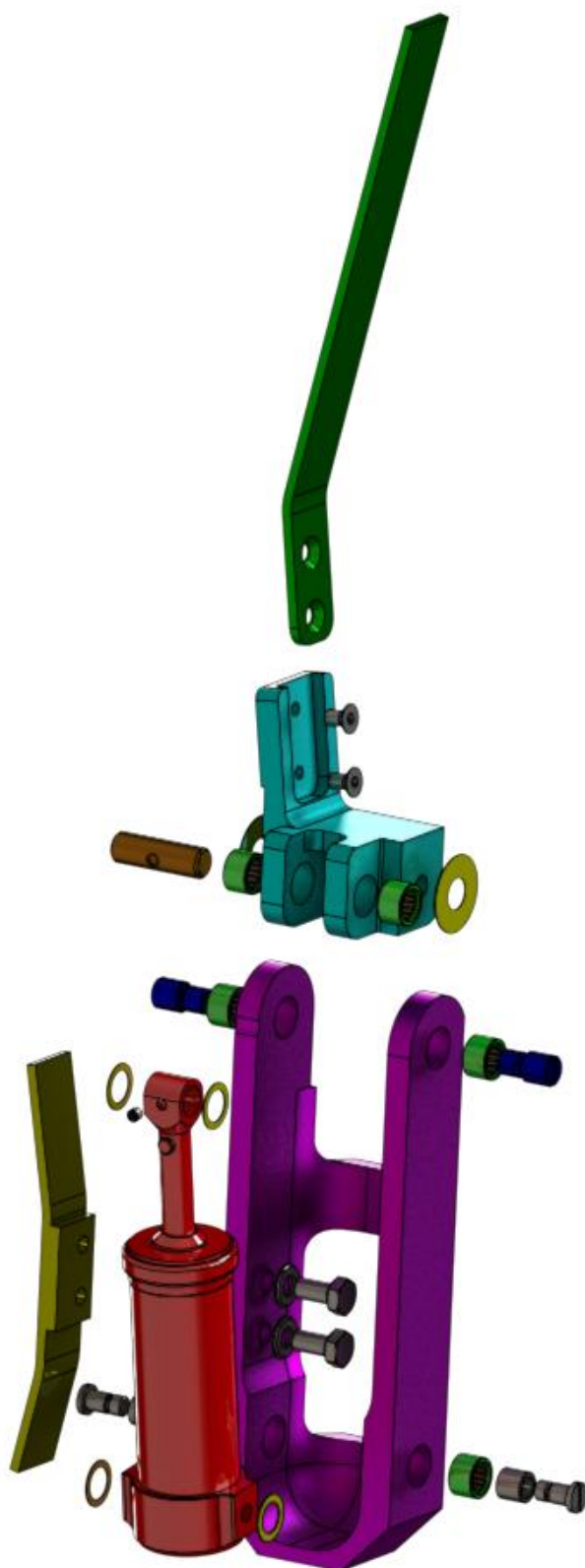
Příloha 1: Render – pohled zepředu



Příloha 2: Render – pohled zezadu na kolenní kloub



Příloha 3: Render – rozložený kolenní kloubu



Příloha 4: Vyrobená ortéza



