

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

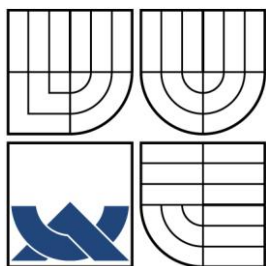
AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. KATEŘINA MUSILOVÁ

BRNO 2010





VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A  
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MECHANICS, MECHATRONICS AND  
BIOMECHANICS

# DEFORMAČNĚ-NAPĚŤOVÁ ANALÝZA PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF LOWER LIMB PROSTHETIC

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. KATEŘINA MUSILOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. TOMÁŠ NÁVRAT, Ph.D.

BRNO 2010



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2009/2010

## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

student(ka): Bc. Kateřina Musilová

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

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

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:

### **Deformačně-napěťová analýza protézy dolní končetiny**

v anglickém jazyce:

### **Stress-strain analysis of lower limb prosthetic**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem diplomové práce je deformačně-napěťová analýza protézy dolní končetiny s uvedením metodiky posuzování mezního stavu únavové pevnosti vybrané komponenty protézy.

Cíle diplomové práce:

Diplomová práce musí obsahovat:

1. Přehled současného stavu poznání.
2. Vytvoření výpočtového modelu protézy.
3. Deformačně-napěťová analýza
4. Posouzení vybrané komponenty vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti.

Seznam odborné literatury:

1. BOWKER, J. H – MICHAEL, J. W. Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 2nd. ed. 1992. American Academy of Orthopaedic Surgeons. p930. ISBN: 0-8016-0209-2.
2. SEYMOUR, R. Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal. Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 0-7817-2854-1.
3. Wilson, A. B. A primer on limb prosthetics. 1998, Charles C Thomas. ISBN: 0-398-06897-6.
4. Bella, J. Amputation and prosthetics: a case study approach. 2002, F. A. Davis Company. 2nd ed. ISBN 0-8036-0839-X.
5. Lusardi, M. M. – Nielsen, C. C. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 2nd ed. 2007 Elsevier Inc. ISBN: 0-7506-7479-2.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2009/2010.

V Brně, dne 19.11.2009

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

---

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty

## **Anotace**

Tato diplomová práce se zabývá protézou dolní končetiny. Cílem první části je deformačně-napěťová analýza transtibiální protézy, která je uvažována bez protetického lůžka a bez protetického pěnového chodidla. Analýza je provedena metodou konečných prvků v programu ANSYS Workbench 12.0. K sestavení výpočtového modelu je nutné vytvoření dílčích modelů. Model geometrie protézy je vytvořen v programu SolidWorks 2009. Na základě výsledků deformačně-napěťové analýzy a zhodnocení jejích výsledků je vybrána kritická komponenta a tato je posouzena vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti. Algoritmus posouzení komponenty při vysokocyklové únavě je uveden v druhé části práce.

### **Klíčová slova**

protéza dolní končetiny, transtibiální protéza, MKP analýza, únavová analýza

## **Annotation**

This master thesis deals with lower-limb prosthesis. The aim of the first part of this work is stress-strain analysis of trans-tibial prosthesis, which is understood without prosthetic socket and the foam prosthetic feet. Analysis is made using finite element method in ANSYS Workbench 12.0 software. For the purpose of setting up the computational model it is necessary to make few partial models. Model of geometry of the prosthesis is made in SolidWorks 2009. Based on the outputs of stress-strain analysis and the results evaluation, the critical component is chosen and this one is evaluated according to limit state for fatigue. The algorithm of evaluation of named component in the state of high cycle fatigue is discussed in the second part of this thesis.

### **Keywords**

lower-limb prosthesis, transtibial prosthesis, FEA, fatigue analysis



## **Bibliografická citace**

MUSILOVÁ, K. *Deformačně-napěťová analýza protézy dolní končetiny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 68 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Tomáš Návrát, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Deformačně-napěťová analýza protézy dolní končetiny“ vypracovala samostatně po konzultacích s vedoucím diplomové práce a dalších odborníků a s využitím uvedené literatury a internetových zdrojů.

Kateřina Musilová, Brno, 2010

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu mé práce Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D. za ochotu, cenné připomínky, rady a čas. Také prof. Ing. Přemyslu Janíčkovi, DrSc. a doc. Ing. Miloši Vlkovi, CSc. za ochotu a konzultace při vyhodnocení únavové analýzy. Dále také mým kolegům spolužákům a kamarádům za jejich postřehy a rady. A také mým rodičům za jejich podporu během studií.

## OBSAH

|                                                              |           |
|--------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>OBSAH .....</b>                                           | <b>12</b> |
| <b>1 ÚVOD .....</b>                                          | <b>15</b> |
| <b>2 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ .....</b>                         | <b>16</b> |
| 2.1 Historický vývoj .....                                   | 16        |
| 2.2 Amputace a protéza dolní končetiny .....                 | 16        |
| 2.2.1 Příčiny amputací a základní typy amputací .....        | 16        |
| 2.2.2 Protézy dolních končetin .....                         | 17        |
| 2.3 Krokový cyklus .....                                     | 19        |
| <b>3 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE .....</b>                      | <b>21</b> |
| 3.1 Formulace problému .....                                 | 21        |
| 3.2 Volba metody řešení .....                                | 21        |
| <b>4 VYTVOŘENÍ VÝPOČTOVÉHO MODELU .....</b>                  | <b>22</b> |
| <b>5 MODEL TOPOLOGIE .....</b>                               | <b>23</b> |
| <b>6 MODEL DEKOMPOZICE OBJEKTU .....</b>                     | <b>23</b> |
| <b>7 MODEL GEOMETRIE .....</b>                               | <b>24</b> |
| <b>8 MODEL OKOLÍ OBJEKTU .....</b>                           | <b>27</b> |
| <b>9 MODEL AKTIVACE PROTÉZY Z OKOLÍ .....</b>                | <b>27</b> |
| <b>10 MODEL OKRAJOVÝCH PODMÍNEK .....</b>                    | <b>28</b> |
| 10.1 Model okrajových podmínek chodidla .....                | 29        |
| 10.2 Model okrajových podmínek trubky s adaptéry .....       | 31        |
| <b>11 MODEL MATERIÁLU .....</b>                              | <b>36</b> |
| <b>12 MODEL MEZNÍCH STAVŮ .....</b>                          | <b>37</b> |
| <b>13 ŘEŠENÍ MODELU PROBLÉMU – STATICKÁ ANALÝZA .....</b>    | <b>39</b> |
| 13.1 Nastavení kontaktů .....                                | 39        |
| 13.1.1 Kontakt podložka – chodidlo .....                     | 39        |
| 13.1.2 Kontakt horní pružina – spodní pružina chodidla ..... | 40        |
| 13.1.3 Popis šroubových spojení .....                        | 40        |
| 13.1.4 Kontakt stavěcí šrouby – pyramida .....               | 41        |
| 13.1.5 Kontakt trubka – spojovací adaptéry .....             | 42        |
| 13.1.6 Kontakt spojovací adaptér – připojovací adaptér ..... | 42        |
| 13.1.7 Nastavení algoritmu kontaktu .....                    | 42        |
| 13.2 Volba sítě .....                                        | 43        |
| 13.2.1 Síť chodidla .....                                    | 43        |
| 13.2.2 Síť trubky s adaptéry .....                           | 44        |
| 13.3 Nastavení řešiče .....                                  | 46        |

|           |                                                             |           |
|-----------|-------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>14</b> | <b>ANALÝZA VÝSLEDKŮ – STATICKÁ ANALÝZA .....</b>            | <b>47</b> |
| 14.1      | Rozložení napjatosti a deformace na chodidle .....          | 47        |
| 14.2      | Rozložení napjatosti a deformace na trubce s adaptéry ..... | 49        |
| 14.2.1    | Trubka.....                                                 | 50        |
| 14.2.2    | Spojovací adaptéry .....                                    | 50        |
| 14.2.3    | Pyramidy .....                                              | 51        |
| 14.2.4    | Připojovací adaptéry .....                                  | 52        |
| <b>15</b> | <b>ANALÝZA VÝSLEDKŮ – ÚNAVOVÁ ANALÝZA.....</b>              | <b>53</b> |
| <b>16</b> | <b>ZÁVĚR .....</b>                                          | <b>58</b> |
|           | <b>Použitá literatura a zdroje .....</b>                    | <b>60</b> |
|           | <b>Seznam příloh.....</b>                                   | <b>62</b> |



# 1 ÚVOD

Amputace je odstranění periferní části těla, včetně krytu měkkých tkání, s přerušením skeletu a je velkým zásahem do života člověka. Změna aktivního i sociálního života a problémy v základních aspektech života vedou často k zhoršení psychického stavu pacienta a depresím. Je třeba si ale uvědomit, že amputace je zákrok, ke kterému lékaři přistupují jako k poslední šanci, jak zachránit pacientův život.

Náhrada chybějící končetiny je otázkou nejen navrácení pacienta do aktivního života, ale má také zdravotní důvody. U pacientů dochází nejen k značnému přetěžování zdravé končetiny, čímž se stává náchylnější k vývinu především artrotických změn, ale také k asymetrickému zatěžování páteře, což může vést k dalším vážným komplikacím a poruchám pohybového ústrojí.

Obor zabývající se léčbou pacientů po amputaci používajících protézu a vývojem pomůcek kompenzujících morfologický i funkční deficit, nazýváme protetika. Je jednou z částí interdisciplinárního oboru ortopedická protetika, který studuje způsoby náhrady ztracených částí těla a možnosti náhrady omezených pohybových funkcí technickými prostředky. Vedle protetiky řadíme mezi obory ortopedické protetiky také protetickou protetometrii, ortotiku, epitetiku, kalceotiku a adjuvatiku.

Protéza je uměle vytvořená pomůcka určená k nahrazení chybějící končetiny nebo její části, orgánu nebo kloubu. Tato práce se zabývá protézou dolní končetiny po amputaci pod kolenem, tzv. transtibiální protézou.

## 2 SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ

### 2.1 Historický vývoj

Amputace je prvním doloženým operačním úkonem. Důvody těchto zákroků byly a jsou dodnes léčebné, ale i rituální nebo trestní. Již Hippokrates stanovil zásady provádění amputací : odstranění nemocné tkáně, snížení invalidity a záchrana života. K největším pokrokům v této oblasti chirurgie docházelo během válek. Jen v 1.světové válce bylo provedeno více než 100 000 amputací. Současně se zvyšující se četností amputací, se rozvíjí i zlepšování protetických pomůcek.

Rozvoj protetiky jde současně s rozvojem technických a vědních oborů v 19.století. Původní materiál jako dřevo, textil nebo kůži nahrazují nové materiály, jako např. titan, termoplasty, kompozity. Dnes jsou na protézu kladeny tři základní požadavky :

- komfort, který zajišťuje protetické lůžko;
- funkce zajištěná jednotlivými protetickými komponentami;
- vzhled, tedy tvarové, materiálové a barevné provedení protézy.

### 2.2 Amputace a protéza dolní končetiny

#### 2.2.1 Příčiny amputací a základní typy amputací

K amputaci končetiny dochází z různých důvodů :

- trauma (pracovní úrazy, dopravní nehody, adrenalinové sporty, exploze atd.)
- infekce
- nekróza (popáleniny, omrzliny atd.)
- tumory
- funkce (vrozené vady)
- poškození měkkých tkání

Amputace dolní končetiny je několika typů :

#### **Amputace v oblasti nohy**

- amputace prstu a prstového paprsku : nejčastější typ amputace
- transmetatarzální amputace : amputace při indikované gangréně prstů
- Symeova amputace : amputace v oblasti hlezna

#### **Amputace v oblasti bérce**

Tento typ amputace je druhým nejčastějším, přistupuje se k němu z důvodu cévního onemocnění nebo infekce.

**Amputace v kolenním kloubu**

Výhodou tohoto zákroku je zátěžově kvalitní pahýl, protože zůstávají zachovány stehenní svaly, které ulehčují celkovou hybnost pacienta s protézou.

**Amputace v oblasti femuru (stehenní kosti)**

Tento typ amputace se provádí ve třech různých částech stehenní kosti. Pahýl vzniklý po tomto zákroku se podle zbylé části kosti rozlišuje na dlouhý, krátký a velmi krátký. U pacientů s velmi krátkým pahýlem bývá nošení protézy obtížné.

**Exartikulace v kyčli**

Tento typ amputace je odstranění končetiny v linii kloubu (včetně krytu měkkých tkání a s přerušením skeletu).

**Hemipelvektomie**

Jedná se o odstranění celé dolní končetiny i s různě velkou částí pánevní kosti. Tato amputace je způsobena nejčastěji nádorovým onemocněním.

**Hemikorporektomie**

Je zákrok, kdy se pacientovi odstraní celý pánevní pletenec i s křížovou kostí. U pacientů po tomto zákroku je nutná nejen protéza končetiny, ale pro zajištění sedu i tzv. protetická objímka.

Protézy pro jednotlivé typy amputací jsou na Obr 2.1.



Obr 2.1 : Protéza pro amputaci v bérce, v koleni, ve stehně a v kyčli. [12]

## 2.2.2 Protézy dolních končetin

Protéza obecně nahrazuje nejen kosmeticky, ale hlavně funkčně chybějící končetinu. Přesto ale není náhrada vhodná pro každého pacienta. Chůze s protézou je energeticky náročnější než chůze zdravého člověka, proto je při indikaci protézy a jejím nastavení nutné přistupovat ke každému pacientovi individuálně s ohledem na jeho věk, fyzickou zdatnost a životní styl.

Protézy dolní končetiny lze dělit podle různých kritérií. Jako nejobecnější bych uvedla dělení protéz podle způsobu konstrukce, a to na *exoskeletové* a *endoskeletové*.

### **Exoskeletové konstrukce**

Jednotlivé komponenty přímo zajišťují nosnou funkci a celkový tvar protézy.

### **Endoskeletová konstrukce**

Nosná funkce zůstává na jednotlivých komponentách, ale k protéze patří tzv. kosmetický kryt, který zajišťuje tvar protézy.

Na samotné protéze se rozlišují dvě části : pahýlové lůžko a periferie.

### **Pahýlové lůžko**

Pahýlové lůžko je „spojovací“ komponenta mezi protézou a pahýlem. Jedná se o nejkritičtější komponentu celé protézy z hlediska kompatibility, protože musí zajistit dlouhodobý komfort pacienta. Při špatném výběru nebo nastavení pahýlového lůžka může docházet k poškození pahýlu pacienta, který je potom bolestivý a jeho zatížení není rovnoměrné.

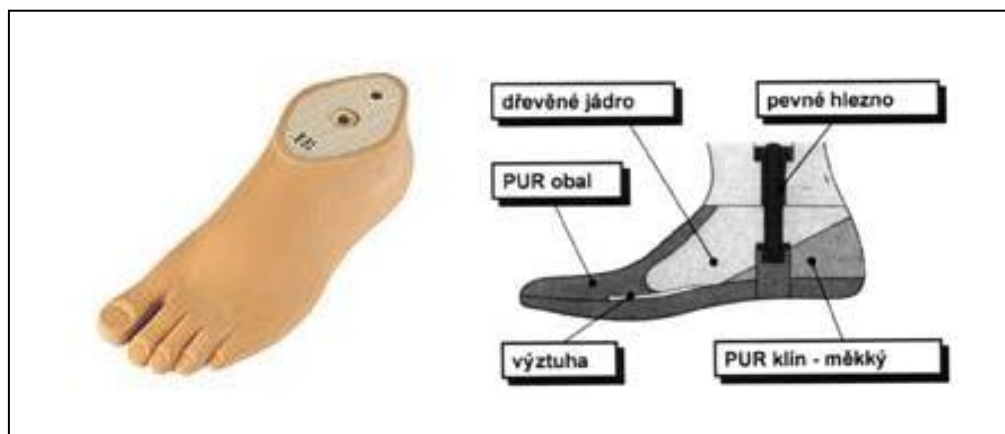
Pro transtibiální protézy je hlavním parametrem pro tvarování lůžka příčný průřez bérce. Rozlišují se dva základní typy bérce lůžek lišící se způsobem přenášené zatížení : PTB (patella tendon supracondylar suspension socket) lůžko, kde je přenos zatížení přes šlachu česky kolene a KBM (kondylar bearing Münster) lůžko, které k přenosu využívá peloty (zpevňující dlahy) sahající až k výstupkům stehenní kosti. Tím není zatěžována česka, což je výhodou tohoto typu lůžka.

Protetické lůžko je nejdůležitější částí protézy, a proto se velké množství prací zabývá problematikou přenosu zatížení mezi lůžkem a pahýlem. Např. v [15], kde se autoři zabývají interakcemi mezi lůžkem a pahýlem s možností, že lůžko a holenní částí protézy jsou vyrobeny jako jeden kus z termoplastického materiálu. Výsledky ukazují, že hlavním parametrem ovlivňující rozložení napětí je v tomto případě neideální designové provedení. Nebo práce [16], která se zabývá MKP analýzou přenosu zatížení mezi lůžkem a pahýlem z dynamického hlediska.

### **Periferie protézy**

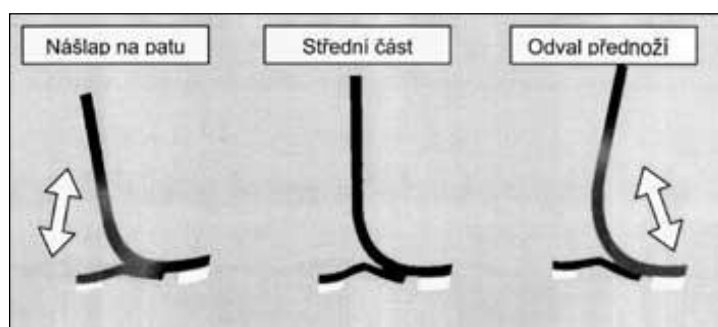
Periferie protézy zajišťuje mechanické vlastnosti protézy. Na periferní části protézy se rozlišuje několik částí : trubkový adaptér vyrobený z hliníkové slitiny nebo kompozitního materiálu, chodidlo a spojovací adaptéry spojující jednotlivé části. Konstrukce chodidla nahrazuje funkci zdravého chodidla při ohybu vpřed a vzad.

Protetická chodidla se dělí na dva základní typy, podle úrovně aktivity pacienta, pro kterého je protéza určena. Jsou to pevná a dynamická chodidla. Pevná chodidla jsou základním typem protetických chodidel, jsou vhodná pro pacienty s nízkou úrovní aktivity. Jejich nevýhodou je malá flexibilita. Nejpoužívanějším typem tohoto chodidla je chodidlo SACH (Solid Ankle Cushioned Heel), na Obr 2.2.



Obr 2.2 : Princip SACH protetického chodidla. [18], [19]

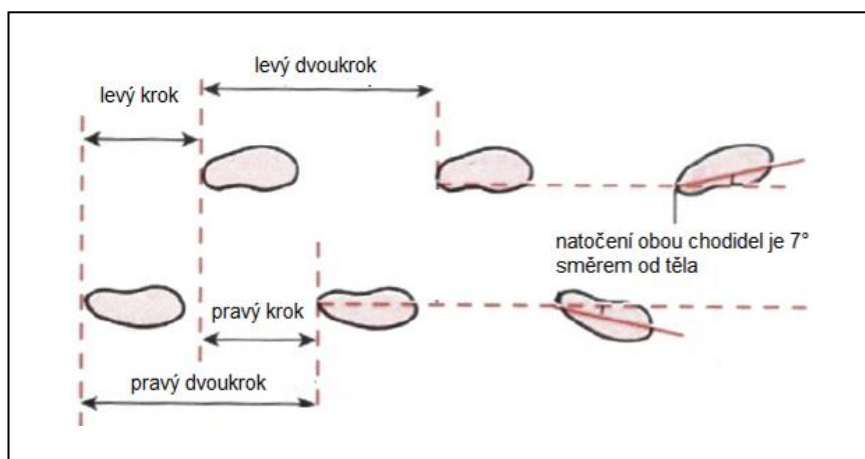
Dynamická chodidla jsou určena pacientům s vysokým stupněm aktivity. Tento typ chodidla využívá energii odvalu ke švihové části kroku a lépe se přizpůsobují nerovnostem povrchu. Nejčastěji jsou vyráběna z kompozitních materiálů, především na uhlíkové bázi. Princip dynamického chodidla je na Obr 2.3.



Obr 2.3 : Princip dynamického protetického chodidla. [19]

## 2.3 Krokový cyklus

Definice krokového cyklu podle [21] : *krokový cyklus* je doba, kdy se během chůze jedna noha dostane do stejné pozice. *Krok* je vzdálenost mezi chodidly dotýkajících se ve stejný čas podložky (Obr 2.4). Krokový cyklus tedy odpovídá dvěma krokům a rozlišuje se na dvě fáze : stojnou, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou a švihovou.



Obr 2.4 : Grafické znázornění krokového cyklu při chůzi. [14]

Pro analýzu krokové cyklu existuje několik metod: kinematická analýza, dynamická analýza a elektromyografie.

### Kinematická analýza

Podstatou je snímání pohybu jednotlivých reflexních bodů, které jsou nalepeny na kloubech a dalších částech těla. Systém umožňuje následné grafické zaznamenání snímaného pohybu. Nasnímaný pohyb je v rovině a postupným skládáním jednotlivých záznamů je možné vytvořit i prostorový obraz.

### Dynamická analýza

Dynamickou analýzou jsou zjištěny působící síly a momenty, a to pomocí silových nebo tlakových desek. Silové desky umožňují měření reakčních sil od podložky v podobě velikosti a směru jejích jednotlivých složek. Tlakové desky měří tlak od chodidla vyvinutý na podložku. Je možné jej měřit jak ve stoji, tak při chůzi.

### Elektromyografie

Tato metoda spočívá v napojení elektrod ke svalům a následnému snímání svalové činnosti. Porovnání záznamů zdravých jedinců a pacientů umožňuje určení odchylek svalové činnosti pacientů.

## 3 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

### 3.1 Formulace problému

Problém je formulován následovně : proveďte deformačně napěťovou analýzu transtibiální protézy dolní končetiny a uveďte metodiku posuzování mezního stavu únavové pevnosti vybrané komponenty této protézy.

Cílem této práce je vytvoření výpočtového modelu transtibiální protézy, provedení deformačně-napěťové strukturální analýzy s interpretací jejích výsledků a kritickou komponentu zhodnotit vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti.

V této práci je transtibiální protéza uvažována bez protetického lůžka a pěnového protetického chodidla, tedy pouze její periferní část. A chůze pacienta po rovině. Chůze do schodů, ze schodů, běh, ani náhlé zvýšení hmotnosti pacienta není uvažováno.

#### **Vymezení cílů práce**

1. Přehled současného stavu poznání.
2. Vytvoření výpočtového modelu protézy.
3. Deformačně-napěťová analýza.
4. Posouzení vybrané komponenty vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti.

### 3.2 Volba metody řešení

Výše formulovaný problém je řešen výpočtovým modelováním. Jedná se o statickou, deformačně napěťovou analýzu tvarově složitější součásti, a proto je nejvhodnější volbou metoda konečných prvků.

Výpočet je proveden v programu ANSYS 12.0 a vzhledem ke složitosti geometrie v prostředí Workbench, které umožňuje jednodušší import složitějších geometrických modelů.

## 4 VYTVOŘENÍ VÝPOČTOVÉHO MODELU

Pro MKP analýzu je třeba vytvořit výpočtový model. Tento výpočtový model se skládá z dílčích modelů, které jsou hlavními vstupními údaji do prováděné analýzy.

### **Systém podstatných veličin**

Vytvoření systému podstatných veličin je důležité z hlediska efektivnosti řešení a věrohodnosti získaných výsledků. Při neuvažování některé, z hlediska řešeného problému podstatné, veličiny získáme nesprávné výsledky. Při zahrnutí nepodstatných veličin prodlužujeme dobu výpočtu.

Podstatné veličiny lze rozdělit na veličiny závislé a nezávislé. Pro tento výpočtový model jsou veličiny určeny takto :

#### **Závislé veličiny**

- posuvy
- napětí
- kontaktní tlaky

#### **Nezávislé veličiny**

- geometrie komponent soustavy
- materiál komponent
- silové zatížení

Tato práce řeší přímý problém, tzn. že jsou známy vstupní veličiny – geometrie, materiál, vazby a zatížení, a výstupní veličiny – napětí, posuvy a deformace, jsou hledány v závislosti na těchto vstupních veličinách.

## 5 MODEL TOPOLOGIE

Hlavní části protézy - periferie a pahýlové lůžko jsou spojeny horním připojovacím adaptérem. Pahýl amputované končetiny je uchycen v pahýlovém lůžku.

## 6 MODEL DEKOMPOZICE OBJEKTU

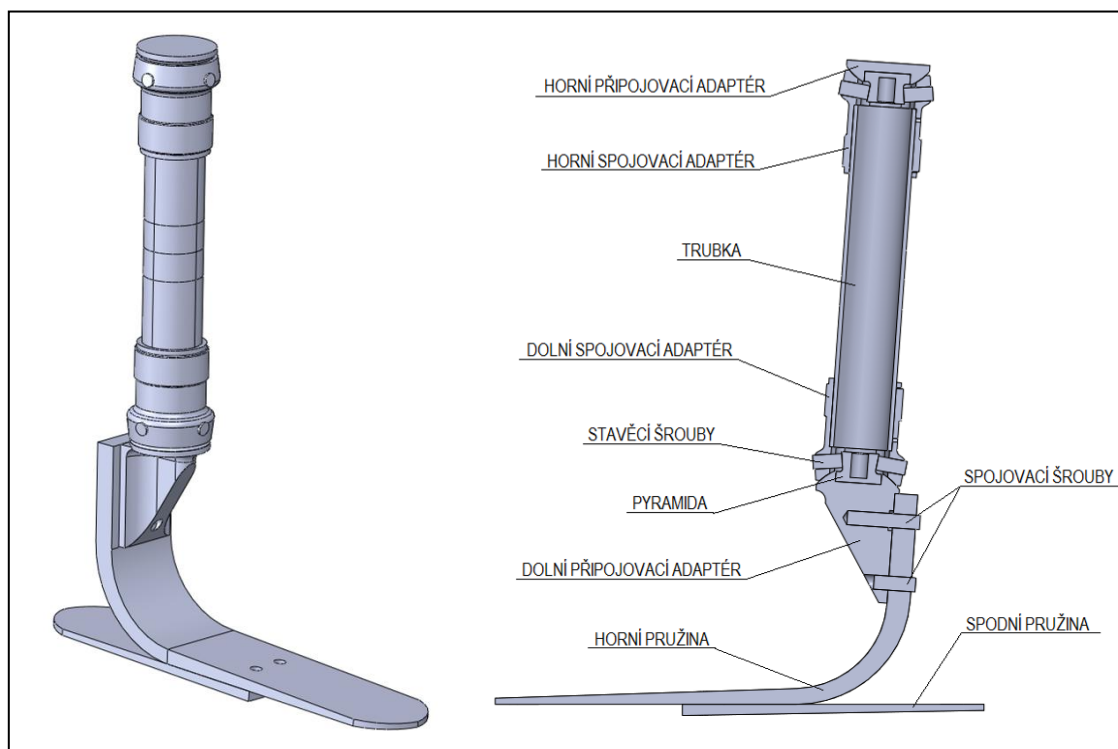
Dekompozice transtibiální protézy je provedena následovně : uvažují pouze jednu část protézy, a to periferii, tedy není uvažováno pahýlové lůžko a pěnové protetické chodidlo.

## 7 MODEL GEOMETRIE

Modely jednotlivých komponent protézy jsou vytvořeny v programu SolidWorks, stejně tak sestava protézy pro výpočet v programu ANSYS Workbench. Program SolidWorks byl zvolen z důvodu kompatibility při převodu geometrie do programu Workbench.

Rozměry všech komponent byly z protézy odměřeny manuálně, a proto jsou některé komponenty zjednodušeny. Jsou to především stavěcí a spojovací šrouby, které jsou modelovány jako hladké pruty s rozměrem malého průměru závitu, stejně tak díry. V důsledku tohoto zjednodušení geometrie je třeba uvažovat, že napětí na šroubech budou ve skutečnosti vyšší než výsledná napětí analýzy, stejně jako koncentrace napětí v okolí děr. Zjednodušeny jsou také spojovací adaptéry, u kterých nebyl modelován mechanismus objímky. Tento je alespoň částečně nahrazen rozdělením obvodové vnitřní plochy obou adaptérů, pro lepší popis reálného kontaktu trubky s objímkou. Kompletní model počítané protézy i s popisem jednotlivých komponent je zobrazen na Obr 7.1.

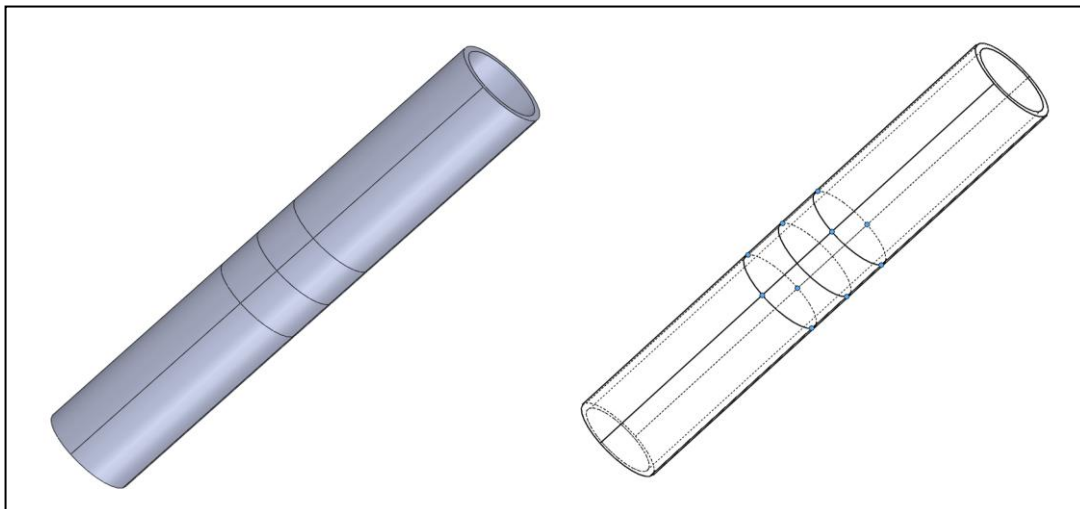
Protože byly rozměry odměřovány manuálně, jsou zaokrouhlené a při vytvoření modelu geometrie nejsou uvažovány výrobní nepřesnosti.



Obr 7.1 : Model geometrie protézy s popisem komponent.

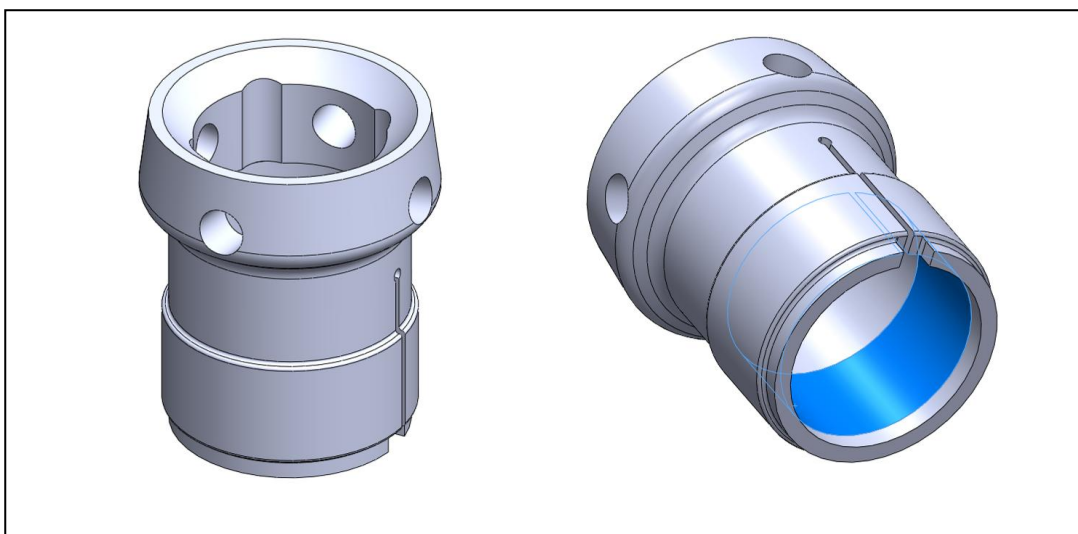
Zmínila bych zde pouze několik poznámek k úpravám modelu geometrie protězy :

- Vnější plocha trubky je rozdělena na několik jednotlivých ploch, z důvodu přesného určení polohy při odečítání přetvoření. Z experimentu jsou známy hodnoty přetvoření od ohybového namáhání v předozadním směru, pravolevém směru, dále hodnoty přetvoření od tahového/tlakového namáhání a od krutu. Rozdělením na jednotlivé plochy jsou získány body (na Obr 7.2 označeny modře), které znázorňují polohu středů jednotlivých tenzometrů měřících tato přetvoření.



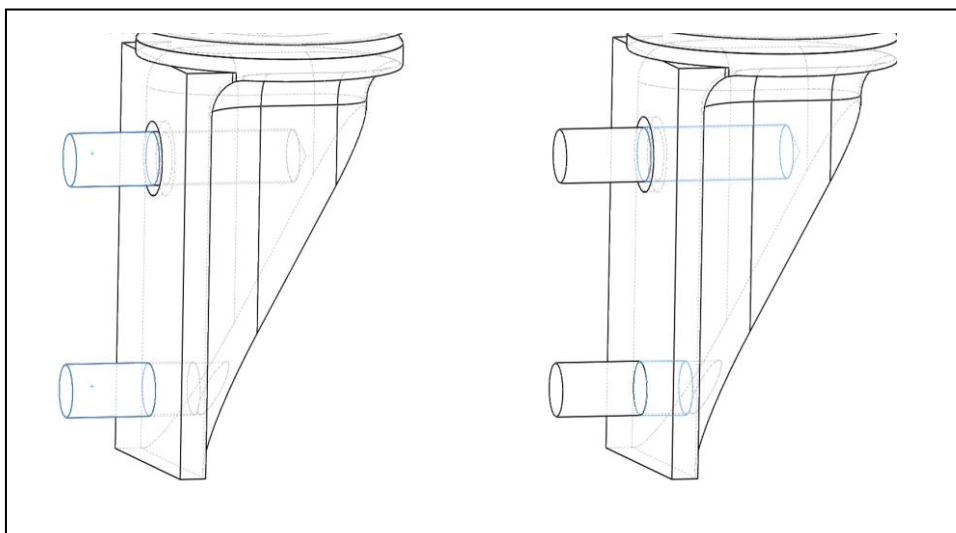
Obr 7.2 : Rozdělení plochy trubky s modře vyznačenými polohami tenzometrů.

- Vnitřní plocha spojovacích adaptérů je také rozdělena, a to v místě objímek (Obr 7.3). Oddělovaná plocha je stejné šířky jako modelovaný pás objímky na vnější straně adaptéru. Toto rozdělení je provedeno pro simulaci kontaktní plochy v reálném případě adaptéru s objímkou. Vnitřní plocha adaptéru neobepíná trubku celou svou plochou, ale pouze pásem, který nahrazuje právě oddělená plocha označená modře na Obr 7.3.



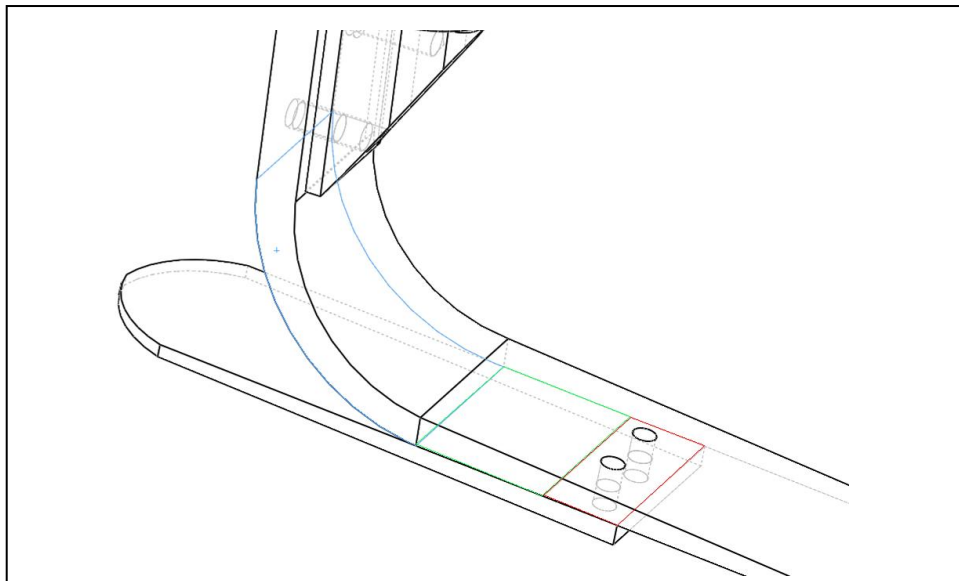
Obr 7.3 : Spojovací adaptér s rozdělenou vnitřní plochou v místě objímky.

- Rozdělení plochy je použito také u šroubů spojujících připojovací adaptér (Obr 7.4) a horní pružinu chodidla, a to pro přesnější vyjádření přenosu zatížení při zjišťování reakčních sil a momentů.



Obr 7.4 : Připojovací adaptér, rozdělené plochy spojovacích šroubů.

- Mezi horní a dolní pružinou chodidla byla také plocha rozdělena (červeně, zeleně a modře označené plochy) z důvodu přesnějšího definování kontaktních ploch v průběhu analýzy. Zobrazeno na Obr 7.5.



Obr 7.5 : Rozdělení ploch horní a spodní pružiny chodidla.

## 8 MODEL OKOLÍ OBJEKTU

V okolí protézy se nachází pouze vzduch a podložka, po které pacient s protézou chodí. Jedinou interakcí mezi okolím a protézou je tak právě podložka při došlapu a jejím důsledkem je zatížení protézy.

## 9 MODEL AKTIVACE PROTÉZY Z OKOLÍ

Tento model zahrnuje zatížení od těla pacienta při došlapu. Odpovídající zatížení je rozepsáno v modelu okrajových podmínek v kapitole 10.

## 10 MODEL OKRAJOVÝCH PODMÍNEK

Model okrajových podmínek je vytvořen s ohledem na efektivnost a časovou náročnost MKP výpočtů. Výpočet je rozdělen do dvou částí, protože na chodidle protézy jsou velké deformace, tedy výpočet je nelineární. Na zbytku protézy jsou ale deformace malé, tedy výpočet lze uvažovat jako lineárně pružný. Rozdělením výpočtu na části podle typu deformace lze ušetřit velký počet prvků, a to zejména při nelineárním výpočtu s velkými deformacemi, kde snížení počtu prvků výrazně zjednoduší samotný výpočet.

V první části výpočtu uvažují pouze chodidlo, tj. horní a spodní pružinu se spojovacími šrouby, kde jsou velké deformace. V druhé části zbytek protézy, tj. trubku s adaptéry a také spojovacími šrouby, přes které jsou zadávány reakční síly a momenty z první části. Pro popis celého jednoho kroku je výpočet každé této části opět rozdělen na dva výpočty. V první fázi je řešena protéza od plného došlapu na podložku po došlap na patu a v druhé fázi je protéza v plném došlapu na podložku po došlap na špičku.

Z provedeného experimentu [20] jsou známy průběhy reakčních sil od podložky, úhlů natočení protézy vzhledem k podložce a přetvoření na trubce protézy. Všechny tyto průběhy jsou během stojné fáze kroku a jsou vykresleny v Obr 10.2.

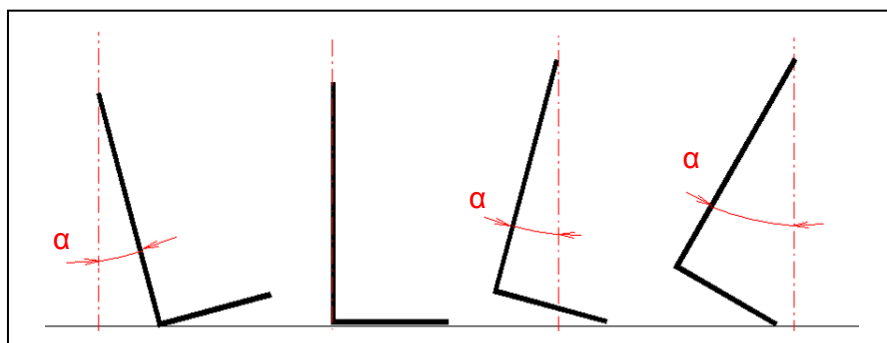
V grafu jsou také vyznačeny čtyři fáze definující polohu protézy (Obr 10.1) a jí odpovídající zatížení ve stojné fázi kroku. V oboru ortopedická protetika se pro tyto fáze běžně užívá výrazu *zátěžné stavy* a jsou definovány takto :

**LC1** při maximální reakční síle od podložky, trubka protézy svírá se svislou osou úhel  $\alpha = 12^\circ$ . Protéza je v došlapu na patě.

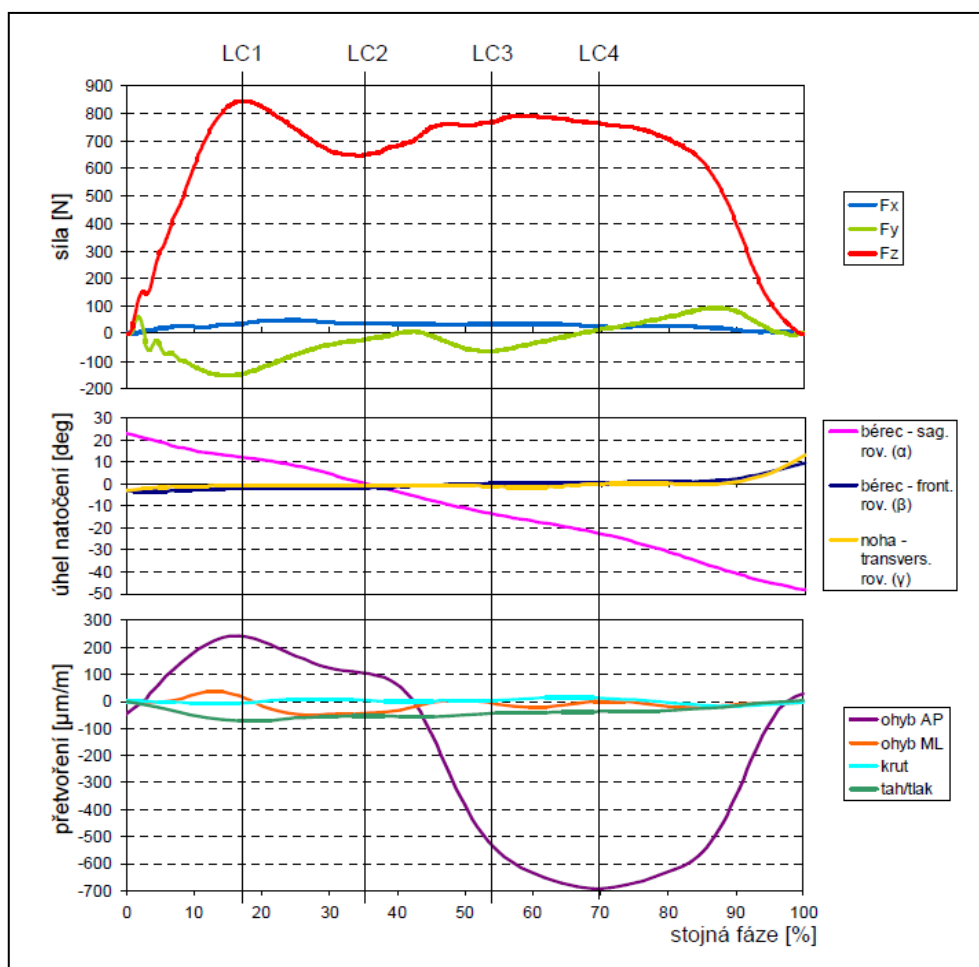
**LC2**, kdy je trubka protézy kolmá k podložce a chodidlo je v plném došlapu na podložku. Úhel trubky se svislou osou je nulový.

**LC3** při druhém extrému reakční síly od podložky, trubka protézy svírá se svislou osou úhel  $\alpha = -12^\circ$ . Protéza je v nášlapu na špičku.

**LC4** při maximálním přetvoření od ohybu v předozadním směru, trubka protézy svírá se svislou osou úhel  $\alpha = -22^\circ$  a protéza je v došlapu na špičce.



Obr 10.1 : Pozice protézy při zátěžných stavech LC1, LC2, LC3 a LC4.



Obr 10.2 : Průběhy reakční síly, úhlů natočení a přetvoření během jednoho kroku. [20]

## 10.1 Model okrajových podmínek chodidla

Jak již bylo zmíněno, výpočet je rozdělen na dvě etapy. Jako první je počítána fáze od plného došlapu na podložce po došlap na patu, který je vzhledem k průběhu napětí ekvivalentní opačnému pohybu (od došlapu na patě po plný došlap). V druhé fázi je simulována fáze od plného došlapu na podložku k došlapu na špičce. Takto rozložený výpočet popisuje celý průběh stojné fáze jednoho kroku a je tak možné ověřit lokální extrémy definující jednotlivé zátěžné stavy.

Obě fáze jsou počítány od plného došlapu, protože dosažení konvergence je jednodušší na ploše než v izolovaném bodě. Pokud výpočty začínají při plném došlapu, kontaktní plocha je velká a výpočet tak konverguje v prvním podkroku rychleji.

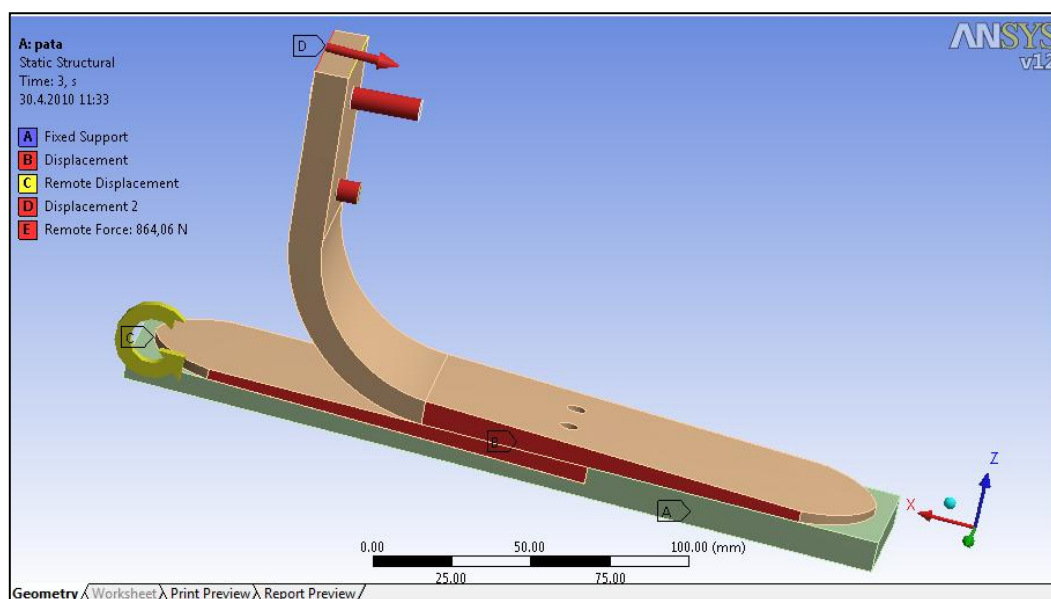
Protože pohyb chodidla během kroku nelze popsat silovou okrajovou podmínkou, je pro jeho popis použita podmínka *remote displacement*. Tato podmínka definuje natočení trubky protězy k podložce v sagitální rovině, rovině rovnoběžné s rovinou dělicí lidské tělo na pravou a levou polovinu, tedy rovině kolmé k podložce došlapu (natočení ve zbylých dvou rovinách jsou zanedbána s ohledem na hodnoty

blízké nule). Každému tomuto úhlu odpovídají tři složky reakční síly, zadané pomocí okrajové podmínky *remote force*. Takto si odpovídající hodnoty jsou v Tab 10.1. Jelikož známe průběh reakčních sil od podložky, okrajová podmínka *remote force* je zadána na plochy spojovacích šroubů a hodnoty těchto reakčních sil jsou zadány s opačnými znaménky (s ohledem na souřadné systémy experimentu a výpočtu), než hodnoty v Obr 10.2.

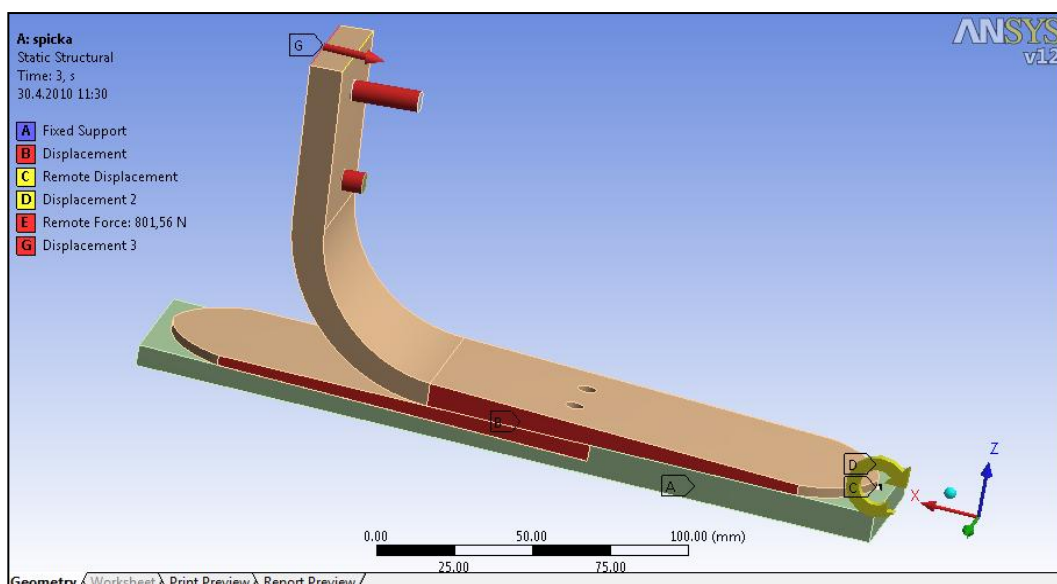
| fáze kroku [%]     | 0  | 5    | 10   | 18   | 20   | 35   | 54   | 60   | 70   | 80   | 90   |
|--------------------|----|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| natočení [°]       | 23 | 20   | 15   | 12   | 10   | 0    | -12  | -18  | -22  | -30  | -40  |
| F <sub>x</sub> [N] | 0  | -80  | -110 | -150 | -110 | -20  | -80  | -40  | 10   | 70   | 100  |
| F <sub>y</sub> [N] | 0  | -10  | -10  | -40  | -50  | -40  | -30  | -30  | -20  | -20  | 0    |
| F <sub>z</sub> [N] | 0  | -300 | -600 | -850 | -820 | -650 | -770 | -800 | -760 | -700 | -400 |

Tab 10.1 : Hodnoty okrajových podmínek první části výpočtu.

Protože trubka protézy s horní pružinou chodidla konstrukčně nesvírají pravý úhel, ale úhel 3°, a protože plný došlap na podložku je definován nulovým úhlem trubky se svislou osou, musí být zadána také okrajová podmínka *displacement* na hranu horní pružiny chodidla s hodnotou posuvu  $x=-5$ . Tato hodnota odpovídá geometricky vyjádřené podmínce nulového úhlu se svislou osou :  $100 \cdot \sin 3^\circ \approx 5 \text{ mm}$ , kde 100mm je délka těla horní pružiny. Podmínka *displacement* s hodnotou  $y=0$  (označen písmenem B) je zadána na boční plochu obou pružin, protože moment od druhé nohy vyvažující silové zatížení není známý a chodidlo by tak bez této podmínky ustřelovalo v y-ové ose. Okrajové podmínky pro první a druhou fázi jsou znázorněny na Obr 10.3, resp. Obr 10.4.



Obr 10.3 : Okrajové podmínky první fáze: plný došlap-došlap na patu.



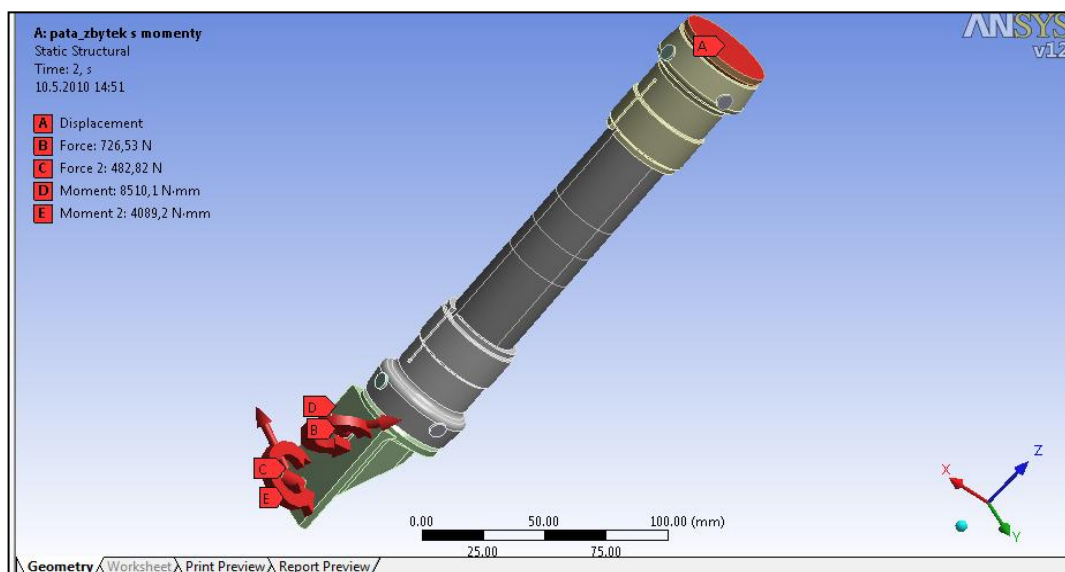
Obr 10.4 : Okrajové podmínky druhé fáze: plný došlap-došlap na špičku.

## 10.2 Model okrajových podmínek trubky s adaptéry

Druhá část výpočtu, tj. zbytku protézy, je taktéž rozdělena na dvě etapy, obdobně jako v předchozím. Výpočet této části je uvažován jako lineárně elastický.

Jak bylo popsáno v kapitole 7, plochy spojovacích šroubů jsou rozděleny na dvě, a to v místě kontaktu horní pružiny chodidla a připojovacího adaptéru. Z předchozího výpočtu známe průběhy reakční síly a reakčního momentu na každé z ploch spojovacího šroubu, která je v kontaktu s horní pružinou chodidla. Tyto síly a momenty jsou zadány jako okrajová podmínka na tytéž plochy, jak je znázorněno na Obr 10.5. Celá část protézy je vetknuta v horní ploše horního připojovacího adaptéru.

Takto zadané okrajové podmínky jsou ale neúplné. Na protézu působí také moment od zbytku těla, který ale není z experimentu znám. Jelikož jsou ale známé hodnoty přetvoření, měřené pomocí tenzometrů nalepených na trubce protézy, lze k určení tohoto chybějícího momentu využít modulu *Design Exploration* v programu Workbench.



Obr 10.5 : Okrajové podmínky v druhé části výpočtu.

### Určení chybějícího momentu

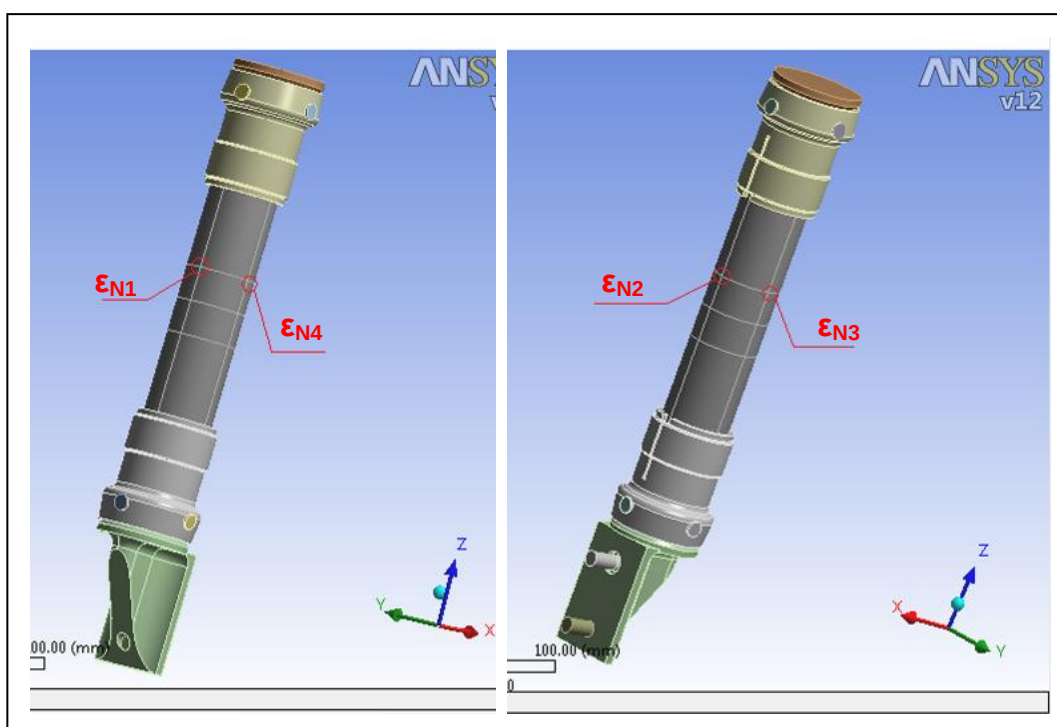
Pro zjištění chybějícího momentu pro danou kombinaci normálových přetvoření nelze využít metodu konečných prvků, protože její pomocí nelze řešit inverzní úlohy, kterou určení daného chybějícího momentu je. Známe přetvoření v jednotlivých zátěžných stavech a hledáme odpovídající moment, který tato přetvoření způsobí.

V nastavení okrajových podmínek je zadán moment na plochy spojovacích šroubů. Tento moment je definován pomocí jednotlivých složek a každá z těchto složek je označena jako parametr. Stejně tak jsou ve výsledcích analýzy pro každý zátěžný stav LC1 až LC4 definována čtyři normálová přetvoření  $\epsilon_{N1}$  až  $\epsilon_{N4}$ . Tato přetvoření jsou definována v bodě, vždy ve středu plochy tenzometru, a tak jako parametr lze označit buď minimum nebo maximum, tyto hodnoty jsou totožné. Složky hledaného momentu definujeme v nastavení parametrů jako vstupní, známá přetvoření jsou označena jako parametry výstupní.

Modul *Design Exploration* pracuje na principu metody plochy odezvy. Výsledkem několika simulovaných experimentů jsou odezvy hlavní funkce na vstupní parametry, kterými je proložena plocha. Z rovnice této plochy je potom možné analyticky spočítat odezvu v libovolném bodě. Tedy jednotlivé složky hledaného momentu. Tento moment se doplní jako chybějící okrajová podmínka a provede se výpočet. Výsledná přetvoření se porovnají s hodnotami přetvoření zjištěnými experimentem. Přetvoření z experimentu jsou měřena tenzometry nalepenými na trubce, jejich hodnoty v jednotlivých zátěžných stavech jsou v Tab 10.2.

| přetvoření [ $\mu\text{m/m}$ ] | LC1 | LC2 | LC3  | LC4  |
|--------------------------------|-----|-----|------|------|
| $\epsilon_{O1}$ = ohyb AP      | 238 | 106 | -516 | -690 |
| $\epsilon_{O2}$ = ohyb ML      | 8   | -44 | -6   | -1   |
| $\epsilon_T$ = tah/tlak        | -73 | -55 | -45  | -38  |
| $\epsilon_K$ = krut            | -4  | 4   | 5    | 14   |

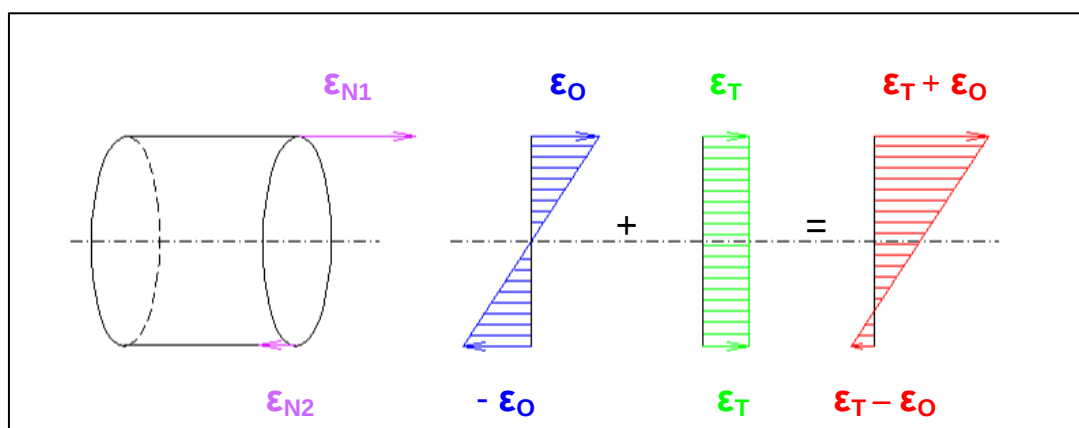
Tab 10.2 : Hodnoty přetvoření na trubce z experimentu.



Obr 10.6 : Označení umístění tenzometrů (míst odečítání normálových napětí) na trubce.

Určit hodnoty přetvoření po MKP analýze provedené s chybějícím momentem je možné pomocí normálových přetvoření (Obr 10.6) v podélné ose trubky, ose z, proto je nutné hodnoty přetvoření od jednotlivých zatížení zjištěné experimentem přepočítat na normálová napětí  $\epsilon_{N1}$  až  $\epsilon_{N4}$ .

Princip přepočtu jednotlivých přetvoření na normálová je uveden na Obr 10.7. Při kombinovaném namáhání tahem (tlakem) a ohybem, zůstává průřez vždy rovinný, ale natočí se kolem neutrálné osy od ohybového momentu a posouvá se ve směru normálové síly při tahu (tlaku). Výsledná deformace je součtem těchto dvou účinků.



Obr 10.7 : Rozložení normálových přetvoření na složky.

Příslušné vzorce i s hodnotami pro normálová napětí  $\epsilon_{N1}$  až  $\epsilon_{N4}$  jsou shrnuty v Tab 10.3. Každá kombinace těchto čtyř přetvoření pro každý zátěžný stav představuje jeden bod, v kterém je počítána odezva, tedy tři složky hledaného momentu.

| přetvoření [ $\mu\text{m/m}$ ]               | LC1 | LC2 | LC3  | LC4  |
|----------------------------------------------|-----|-----|------|------|
| $\epsilon_{N1} = \epsilon_T + \epsilon_{O1}$ | 238 | 106 | -516 | -690 |
| $\epsilon_{N2} = \epsilon_T - \epsilon_{O1}$ | 8   | -44 | -6   | -1   |
| $\epsilon_{N3} = \epsilon_T + \epsilon_{O2}$ | -73 | -55 | -45  | -38  |
| $\epsilon_{N4} = \epsilon_T - \epsilon_{O2}$ | -4  | 4   | 5    | 14   |

Tab 10.3 : Vztahy a hodnoty pro hledaná normálová napětí.

Optimalizací každé z kombinací normálových přetvoření jsou definovány všechny složky hledaného momentu pro každý ze zátěžných stavů. Shrnutí průběhu tohoto momentu je v Tab 10.4.

| moment [Nm] | LC1 | LC2 | LC3 | LC4 |
|-------------|-----|-----|-----|-----|
| <b>Mx</b>   | -16 | -5  | 3   | -1  |
| <b>My</b>   | 7   | 9   | 11  | 8   |
| <b>Mz</b>   | -40 | 0   | 38  | 6   |

Tab 10.4 : Hledaný moment pro jednotlivé zátěžné stavy.

Nalezený moment je poslední okrajovou podmínkou, kterou je nutné definovat. Výsledná přetvoření získaná analýzou s takto definovanými okrajovými podmínkami jsou porovnávána s přetvořeními naměřenými během experimentu v Tab 10.5.

| přetvoření<br>[ $\mu\text{m/m}$ ] | LC1  |      |     | LC2  |      |     | LC3  |      |    | LC4  |      |     |
|-----------------------------------|------|------|-----|------|------|-----|------|------|----|------|------|-----|
|                                   | exp. | MKP  | %   | exp. | MKP  | %   | exp. | MKP  | %  | exp. | MKP  | %   |
| $\epsilon_{N1}$                   | 165  | 192  | 16  | -161 | -163 | 1   | -560 | -543 | 3  | -728 | -806 | 11  |
| $\epsilon_{N2}$                   | -311 | -323 | 4   | 51   | 66   | 29  | 471  | 408  | 13 | 652  | 686  | 5   |
| $\epsilon_{N3}$                   | -65  | 183  | 181 | -11  | 47   | 327 | -39  | -59  | 51 | -37  | -40  | 8   |
| $\epsilon_{N4}$                   | -81  | -321 | 296 | -110 | -153 | 39  | -51  | -80  | 57 | -39  | -107 | 174 |

Tab 10.5 : Srovnání výsledných normálových přetvoření z MKP a experimentu.

Sloupec označený „%“ v Tab 10.5 vyjadřuje procentuální rozdíl mezi hodnotami přetvoření z experimentu a hodnotami z MKP analýzy. Vzhledem k tomu, že zjištění hodnot chybějícího momentu bylo optimalizací pro danou kombinaci přetvoření a také byla zadána okrajová podmínka *displacement*  $y=0$  na boční straně obou pružin, tedy byl zabráněn pohyb v ose  $y$ , hodnoty přetvoření  $\epsilon_{N3}$  a  $\epsilon_{N4}$  jsou výrazně odlišné od hodnot z experimentu.

## 11 MODEL MATERIÁLU

Jednotlivé komponenty jsou vyrobeny z různých materiálů, jejich přehled je uveden v Tab 11.1. Model konstitutivních vztahů materiálů je uvažován homogenní izotropní lineárně pružný, materiálové charakteristiky materiálu 12050.6 jsou převzaty z knihovny programu WorkBench a [10], materiálu AlCu<sub>4</sub>Mg z [9]. Protože od výrobce nejsou k dispozici materiálové charakteristiky kompozitního materiálu, materiálové charakteristiky byly určeny experimentálně, jejich hodnoty jsou převzaty z [20]. Celkový přehled materiálových charakteristik je uveden v Tab 11.2.

| materiál             | komponenta                                                                       |
|----------------------|----------------------------------------------------------------------------------|
| ocel 12 050.6        | spojovací adaptéry<br>pyramida<br>stavěcí šrouby<br>spojovací šrouby<br>podložka |
| AlCu <sub>4</sub> Mg | trubka<br>připojovací adaptéry                                                   |
| uhlíkový kompozit    | horní pružina<br>dolní pružina                                                   |

Tab 11.1 : Materiál jednotlivých komponent.

| materiál             | modul pružnosti<br>E [MPa] | Poissonovo číslo<br>$\mu$ [-] | mez pevnosti v tahu<br>Rm [MPa] | mez kluzu<br>Re [MPa] |
|----------------------|----------------------------|-------------------------------|---------------------------------|-----------------------|
| 12050.6              | 210000                     | 0,3                           | min 590                         | 330                   |
| AlCu <sub>4</sub> Mg | 70000                      | 0,33                          | min 370                         | 240                   |
| uhlík.kompozit       | 58500                      | 0,3                           | -                               | -                     |

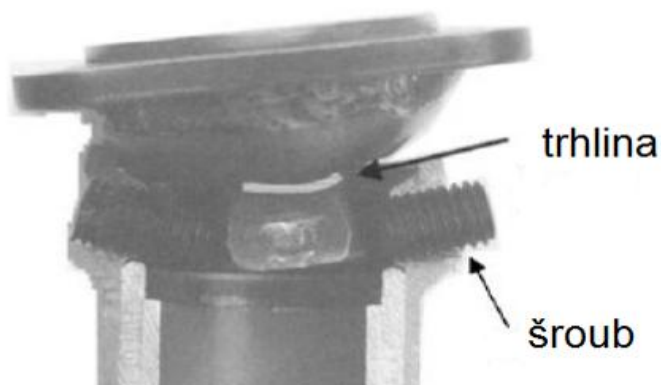
Tab 11.2 : Materiálové charakteristiky materiálů.

Materiálové charakteristiky podložky musely být později v průběhu výpočtu upraveny. Konkrétně modul pružnosti E, jehož hodnota byla o dva řády zvýšena, tj. na hodnotu  $2,1 \cdot 10^7$  MPa, aby deformace podložky byly vzhledem ke zbytku protézy nepodstatné, a aby se energie napjatosti akumulovala jen v komponentách protézy.

## 12 MODEL MEZNÍCH STAVŮ

Cílem této práce je posouzení vybrané komponenty vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti. Tedy jediným vyšetřovaným mezním stavem je mezní stav únavové pevnosti, který nastává při časově proměnném zatěžování. Je způsoben kumulací plastických deformací při jednotlivých cyklech zatěžování. Pro popis jsou hlavními parametry čas a počet zátěžných cyklů.

Podle [3], únavové poškození protézy je ve většině případů způsobeno nesprávným nastavením nebo nedostatky v designovém zpracování protézy, přičemž nejčastěji poškozenými komponentami (34,3%) jsou adaptéry. Kritickým místem je kontaktní plocha stavěcích šroubů s pyramidou, toto ale nelze vyšetřit v této práci z důvodu zjednodušení geometrie šroubů, kde nebyl modelován závit, a tedy ani tato kontaktní plocha není realisticky popsána. Z obdržených výsledků nelze vyvodit věrohodný závěr. Také pata pyramidy horního připojovacího adaptéru (Obr 12.1), kde dochází ke koncentraci napětí, je kritickým místem, kde dochází k únavovým poškozením.



Obr 12.1 : Místo trhliny v patě horní pyramidy. [1]

V horní části protézy tedy dochází k meznímu stavu únavové pevnosti, a je třeba vyšetřit, jestli i v tomto případě transtibiální protézy dojde k dosažení tohoto mezního stavu. Podle [13] ujde člověk, který nesportuje a nevykonává žádnou nadprůměrnou aktivitu během dne 5000-7500 kroků, tedy přibližně 2 200 000 kroků ročně. Protože se předpokládá, že protéza je navržena tak, aby pacientovi vydržela několik let, z hlediska mezního stavu únavové pevnosti je to trvalá pevnost, kterou budu vyšetřovat.

Protože nejsou známy žádné informace o kompozitním materiálu pružin chodidla, nelze tyto komponenty nijak hodnotit. Stejně tak komponenty ve šroubových spojeních, a to protože závity nebyly modelovány a došlo tedy k velkému zjednodušení geometrie. Při posouzení komponent vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti uvažuji chůzi pacienta po rovině, s konstantní rychlostí, bez nerovností povrchu, bez schodů, bez zvýšení hmotnosti pacienta.

## 13 ŘEŠENÍ MODELU PROBLÉMU – STATICKÁ ANALÝZA

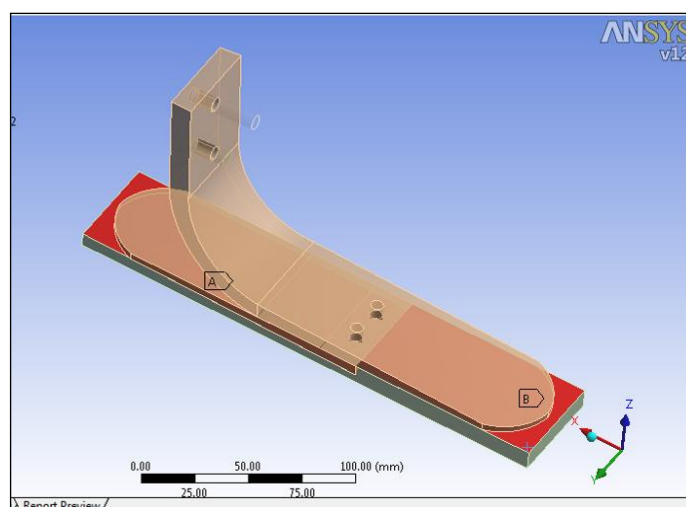
Dílčí modely uvedené v předchozích kapitolách shrnují potřebné informace k sestavení modelu problému. Řešení problému je tedy nyní možné za předpokladu správného nastavení jednotlivých kroků analýzy a také nastavení kontaktů mezi komponentami a volby vhodné sítě.

### 13.1 Nastavení kontaktů

#### 13.1.1 Kontakt podložka – chodidlo

Kontaktní plocha mezi pružinami chodidla a podložkou se v průběhu kroku mění. Protože je chodidlo zatížené pouze silami a moment je v průběhu kroku neznámý, není zaručena statická rovnováha v každém okamžiku a je nutné ji dosáhnout jinak.

Okrajovou podmínkou *displacement*  $y=0$  v 10.1 je zabráněno překlopení chodidla do strany. Okrajovou podmínku zabránění posuvu v nějakém bodě ale nelze vzhledem k pohybu, který chodidlo vykonává, použít pro zabránění ujetí chodidla v předozadním směru. Pro kontaktní plochu s podložkou je proto nastaven kontakt typu *rough* (Obr 13.1). Tento typ kontaktu umožňuje přenos libovolně velké smykové síly, čímž lze dosáhnout kompenzace chybějícího momentu a zabránit tak překlopení chodidla.

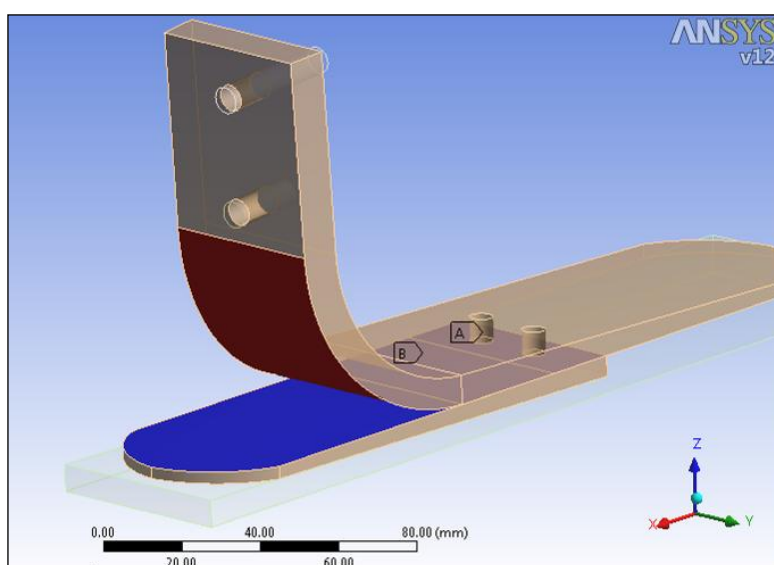


Obr 13.1 : Kontakt typu *rough* mezi podložkou a chodidlem.

V nastavení kontaktu byla upravena normálová tuhost, její hodnota byla zmenšena o tři řády, a to z důvodu rychlejší konvergence, a byla nastavena její aktualizace v každé iteraci. Při takovém snížení hodnoty normálové tuhosti je nutné sledovat největší penetraci. Tato byla 0,3mm při velikosti hrany prvku 5mm, ale výsledná napětí v tomto místě nebyla vysoká, takže tuto penetraci lze akceptovat.

### 13.1.2 Kontakt horní pružina – spodní pružina chodidla

Ve skutečnosti jsou k sobě pružiny chodidla spojeny dvěma šrouby, které pro analýzu nebyly modelovány. Pro popis tohoto kontaktu byla kontaktní plocha pružin rozdělena na dvě (Obr 7.5). Pro simulaci spojení dvěma šrouby byl zvolen kontakt typu *bonded* na ploše A, Obr 13.2.



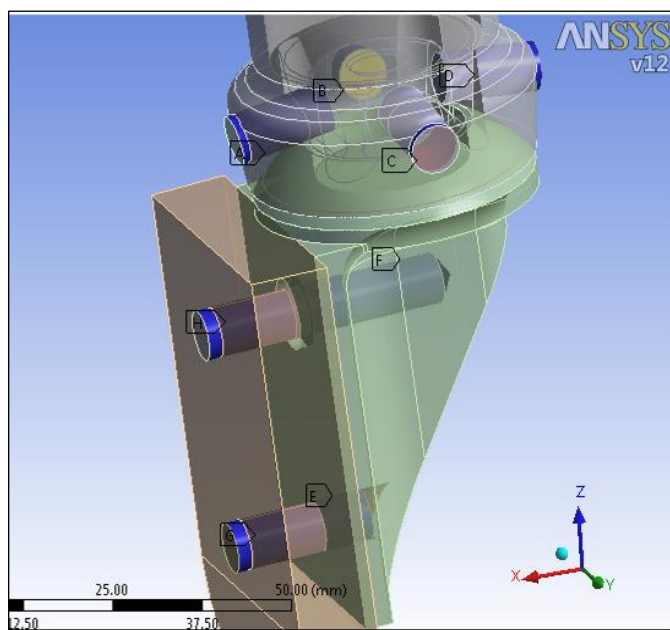
Obr 13.2 : Nastavení kontaktů mezi pružinami chodidla a spojovacími šrouby.

Ze smyslu pohybu chodidla může dojít ke kontaktu těchto komponent pouze v normálovém směru. Tuto skutečnost popisuje kontakt typu *frictionless* (kontakt B na Obr 13.2), který umožňuje vzájemný relativní pohyb i případné oddělení kontaktních ploch, ale nepřenáší žádné smykové složky.

### 13.1.3 Popis šroubových spojení

Stejně jako u šroubového spojení dvou pružin chodidla, také pro popis ostatních šroubových spojení komponent protézy (Obr 13.3) je použit kontakt typu *bonded* : mezi stavěcími šrouby a dolním, resp.horním spojovacím adaptérem (kontakty A-D) a kontakt mezi spojovacími šrouby a připojovacím adaptérem (E, F) a horní pružinou chodidla (G, H).

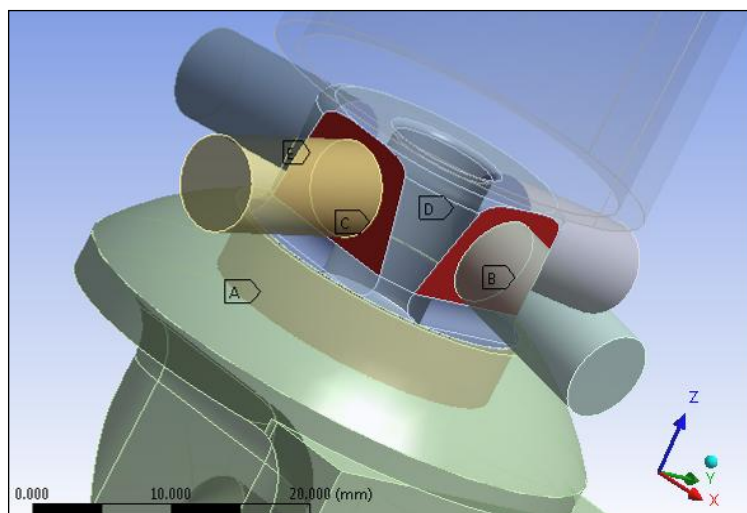
V důsledku rozdělení analýzy do dvou částí viz.10, přímý kontakt mezi horní pružinou chodidla a připojovacím adaptérem není definován.

Obr 13.3 : Kontakt typu *bonded* popisující šroubové spojení.

#### 13.1.4 Kontakt stavěcí šrouby – pyramida

Toto spojení je analogické pro dolní i horní pyramidu. Na Obr 13.4 je znázorněno nastavení pro dolní pyramidu. Pyramida je s přípojovacím adaptérem v kontaktu typu *bonded*.

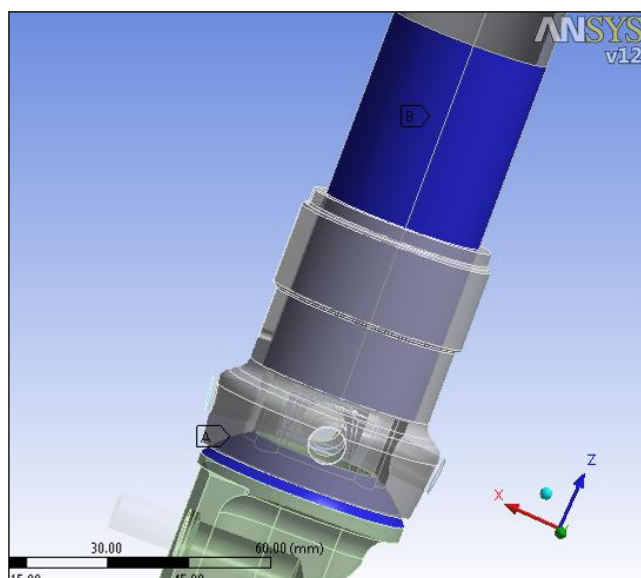
Stavěcí šrouby jsou ve skutečnosti dotažené v závitech tak, že jejich čelní plocha dosedá kolmo na plochu pyramidy. Opět je předpoklad nepodstatného přenosu smykových sil, pouze případného vzájemného posunutí nebo oddálení komponent. Z tohoto důvodu byl tedy nastaven kontakt typu *frictionless*.



Obr 13.4 : Uložení pyramidy, kontakt stavěcích šroubů.

### 13.1.5 Kontakt trubka – spojovací adaptéry

Pro toto spojení (B na Obr 13.5) je zvolen kontakt typu *bonded*, který je nastaven mezi plochou trubky a oddělenou plochou na vnitřní ploše adaptéru (Obr 7.3), pro co nejpřesnější popis upevnění adaptéru na trubce pomocí objímky, která nebyla modelována.



Obr 13.5 : Nastavení kontaktu mezi spojovacími adaptéry a trubkou a připojovacími adaptéry.

### 13.1.6 Kontakt spojovací adaptér – připojovací adaptér

Kontakt je definován analogicky pro horní i dolní adaptéry. Na Obr 13.5 je zobrazen kontakt pro dolní adaptéry (A). Nastaven byl opět kontakt typu *frictionless*.

### 13.1.7 Nastavení algoritmu kontaktu

U všech kontaktů typu *bonded* je použito algoritmu *MPC*, který je podle [4] nejvhodnější pro tento typ kontaktu. Nedovoluje žádnou penetraci, kontaktní tlak, ani vzájemný posuv komponent.

Pro kontakty typu *frictionless* a *rough* je použit algoritmus *Augmented Lagrange*, který umožňuje manuální nastavení normálové tuhosti a její aktualizace během jednotlivých iterací. U obou typů kontaktů tak byla nastavena aktualizace v každé iteraci. Pro redukci počáteční penetrace je u těchto typů kontaktů využito příkazu *adjust to touch*, a to z důvodu zabránění „ustřelení“ kontaktních ploch v první iteraci výpočtu.

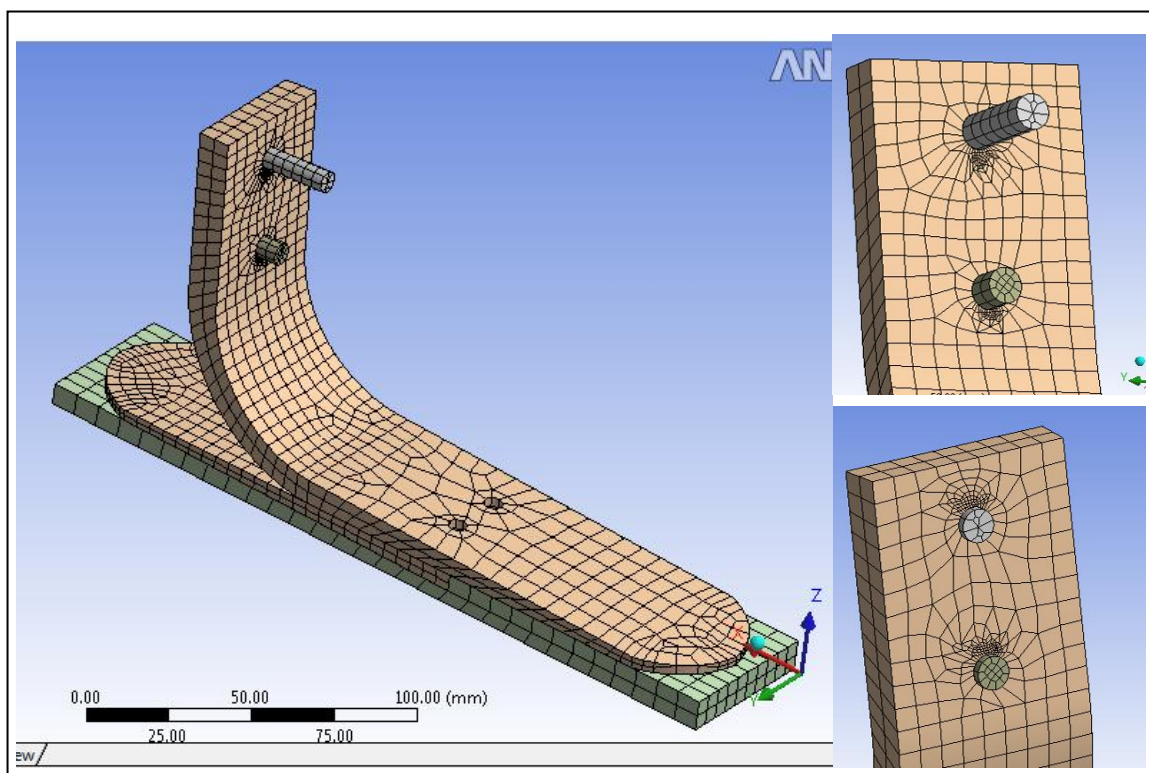
## 13.2 Volba sítě

Pro 3D geometrii používá program ANSYS Workbench standardně prvek SOLID. Konkrétně pro geometrii protézy jsou to prvky SOLID186, dvacet uzlový hexaedr, a SOLID187, deseti uzlový tetraedr. Oba tyto prvky jsou kvadratické. Pro kontaktní páry jsou to prvky CONTA174 a TARGE170.

Pro dostatečně věrohodné výsledky výpočtu, je nutné počítat s dostatečně jemnou sítí. Proto je síť v kritických oblastech zjemněna a naopak v oblastech s nevýraznými gradienty napětí je síť ponechána hrubší. Velikost prvků byla zvolena tak, aby výrazně neovlivňovala hodnoty napětí.

### 13.2.1 Síť chodidla

Pro první část výpočtu, tedy chodidla, byla pro obě fáze zvolena globální velikost sítě, která byla lokálně zjemněna podle charakteru zatížení pro danou fázi. Pro fázi od plného došlapu po došlap na patu je síť na Obr 13.6.

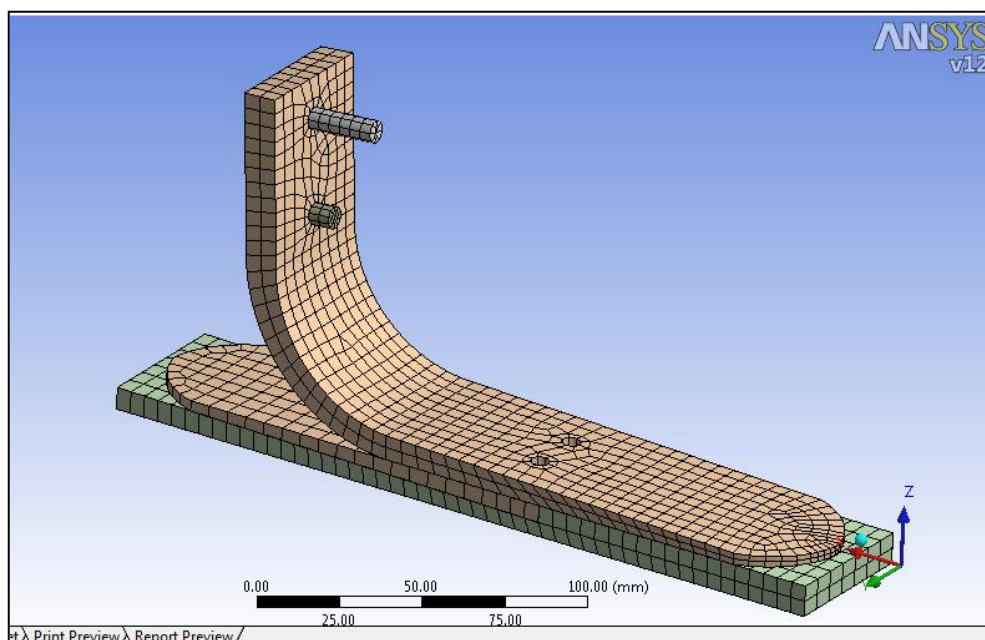


Obr 13.6 : Síť chodidla ve fázi plný došlap-došlap na patu.

Síť na přední části horní pružiny chodidla je ponechána hrubší, velikost prvku je 8mm. Na zbytku chodidla je velikost prvku nastavena na 5mm. Vzhledem k charakteru zatížení chodidla je síť zjemněna na přední ploše horní pružiny ve spodní části a na zadní ploše na horní části obou děr. Velikost prvku je 0,5mm. A s ohledem na to, že

z ploch šroubů, které jsou v kontaktu s horní pružinou, budou reakční síly a momenty použity pro další část výpočtu, je zde velikost prvku 2mm. Na zbytku šroubů jsou prvky o velikosti 4mm.

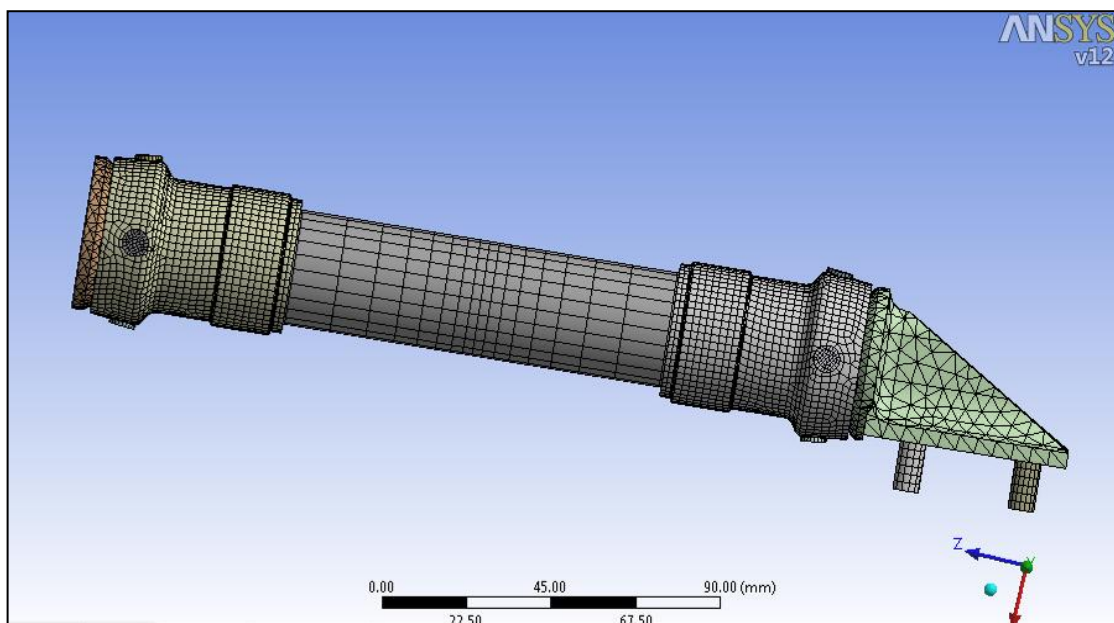
Pro druhou fázi výpočtu, tedy od plného došlapu po došlap na špičku je zvolená síť na Obr 13.7. Velikost prvků horní pružiny chodidla je 5mm a na spodní pružině je síť hrubší, o velikosti prvku 8mm.



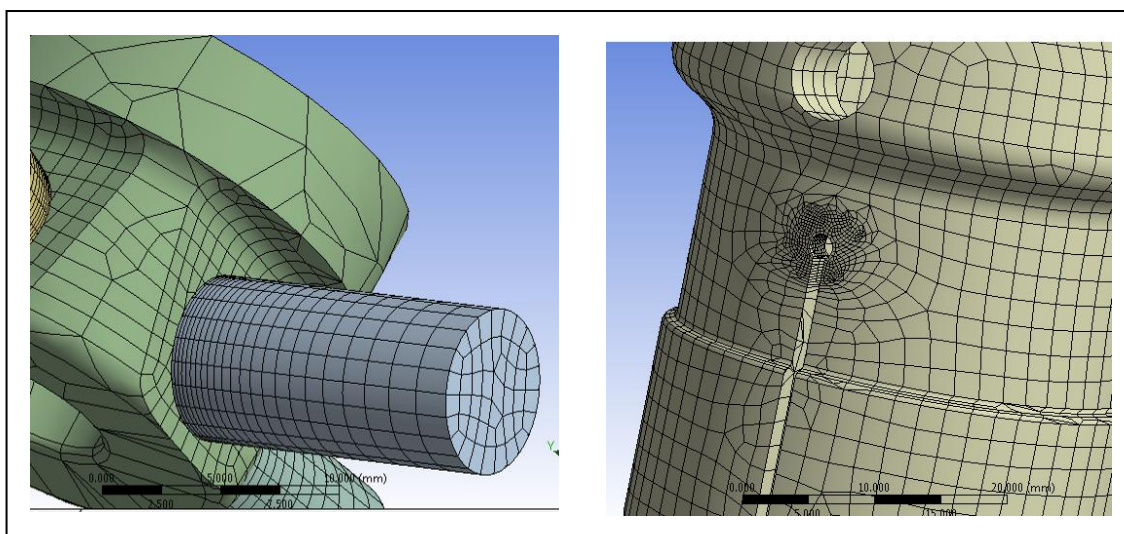
Obr 13.7 : Síť chodidla ve fázi plný došlap-došlap na špičku.

### 13.2.2 Síť trubky s adaptéry

Pro obě fáze této části výpočtu byla použita stejná síť, zobrazena je na Obr 13.8. Na obou spojovacích adaptérech je síť s prvky velkými 4mm. Síť stavěcích šroubů je vytvořena pomocí metody *sweep* se zvolenou variabilní velikostí prvku zmenšující se ve směru podélné osy šroubu. Stejná metoda je použita i na trubce, kde se velikost prvku zmenšuje také v podélné ose směrem ke středu, tedy směrem k tenzometrům. Na kontaktních plochách pyramidy s čelními plochami šroubů je rovněž zjemněná síť, velikost prvku je 1mm. Předpokládá se také, že drážka na obou adaptérech bude koncentrátorem napětí, z tohoto důvodu je síť zjemněna na velikost prvku 0,25mm (Obr 13.9).



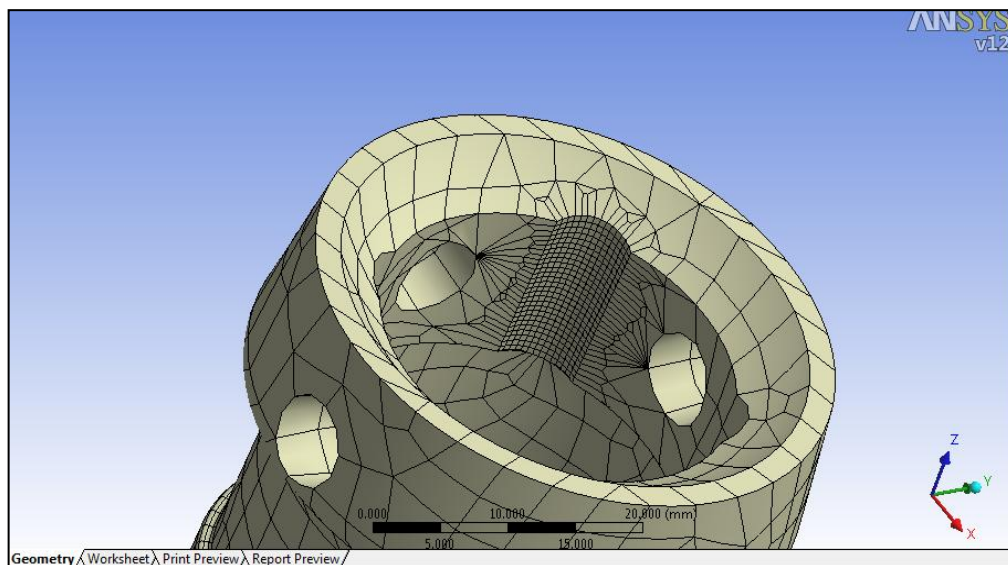
Obr 13.8 : Síť protézy pro druhou část výpočtu.



Obr 13.9 : Síť stavěcího šroubu a zjemněná síť spojovacích adaptérů.

Po výpočtu a analýze výsledků byla síť upravena. Velikost prvků byla zvětšena na obou spojovacích adaptérech a šroubech a naopak zmenšena v kritickém místě - výřezu na vnitřní ploše spojovacích adaptérů, kde byla velikost prvku po úpravě 0,5mm. Takto upravená síť je na Obr 13.10.

Celkově byl takto snížen počet elementů oproti prvnímu nastavení přibližně o 16 000, počet uzlů potom o 67 000, což představuje již významnou časovou i hardwarovou úsporu.



Obr 13.10 : Zjemněná síť kritické plochy horního spojovacího adaptéru.

### 13.3 Nastavení řešiče

Pro každou z částí výpočtu bylo s ohledem na charakter zatížení, typ deformace a počet uzlů úlohy zvoleno jiné nastavení řešiče.

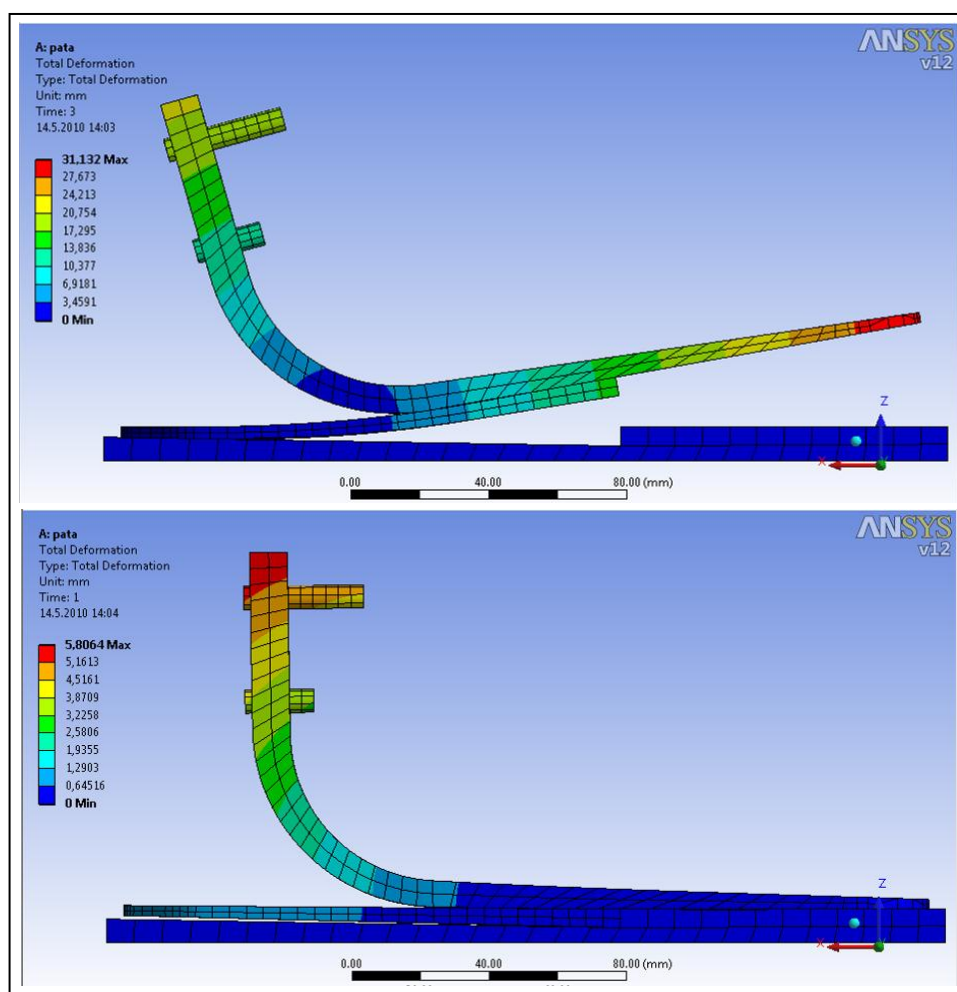
V obou částech řešení je použit přímý řešič *sparse*. V jeho nastavení je zvýšená hodnota tolerance konvergence o tři řády, z  $10^{-8}$  na  $10^{-5}$ , pro rychlejší konvergenci bez snížení přesnosti výsledků. V první části jsou pro obě fáze povoleny velké deformace, pro fázi došlap-pata je zadán maximální počet iterací 100, pro fázi došlap-špička 30. Samotná analýza je potom nastavena na 6 kroků s minimálním počtem dvou podkroků, počátečním počtem 10 a maximálním 100. Druhá část řešení je počítána v jednom kroku s minimálním počtem podkroků 20 a pro obě fáze je nastaven maximální počet iterací na 100.

## 14 ANALÝZA VÝSLEDKŮ - STATICKÁ ANALÝZA

V dalším textu vystupuje pojem *redukované napětí*, čímž je chápáno redukované napětí dle podmínky HMH. V programu Workbench potom *equivalent stress* (*von Mises*).

### 14.1 Rozložení napjatosti a deformace na chodidle

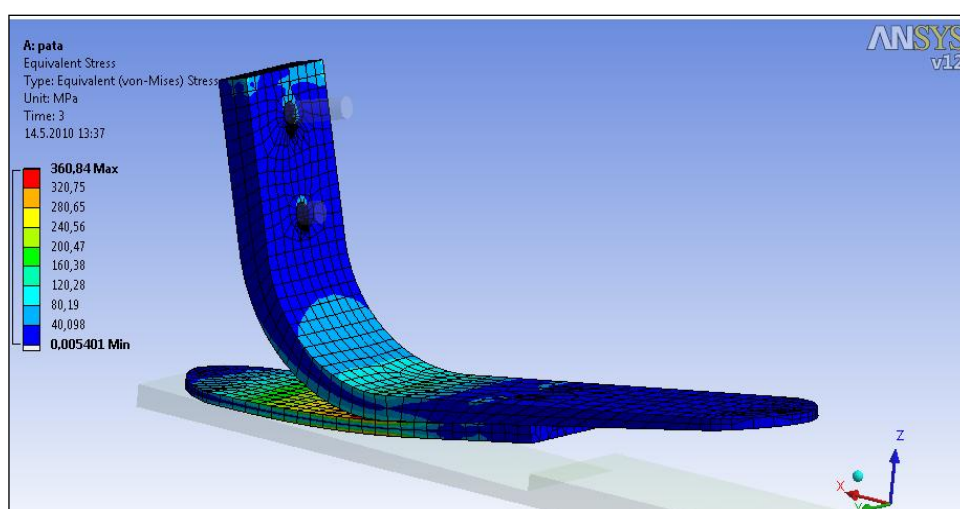
Na Obr 14.1 je vykreslena celková deformace chodidla pro zátěžný stav LC1 a LC2, tedy došlap na patu a plný došlap na podložku. Celkové deformace pro zátěžné stavy LC3 a LC4 jsou uvedeny v **příloze 1**.



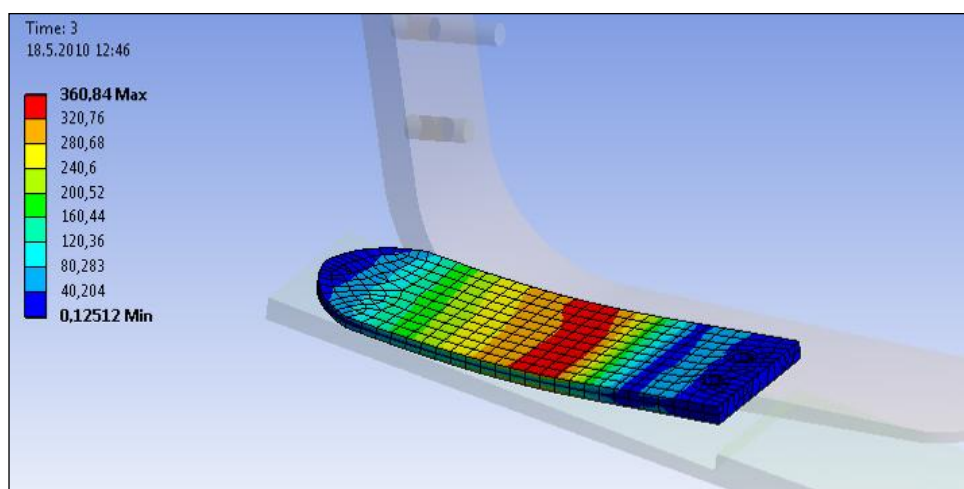
Obr 14.1 : Celková deformace chodidla [mm] při LC1 a LC2.

V zátěžném stavu LC2 je maximální posuv na horní pružině, v místě připojení trubky protězy, a to z důvodu splnění podmínky, že při plném došlapu chodidla na podložku je trubka v kolmé poloze k podložce, což způsobí odlehčení dolní pružiny.

Rozložení napjatosti na chodidle je uvedeno na Obr 14.2, a to pro zátěžný stav LC1, pro který je charakteristické výrazné zatížení spodní pružiny (Obr 14.3). V ostatních zátěžných stavech není spodní pružina výrazně zatěžována. Při srovnání maximálních hodnot redukovaného napětí spodní pružiny v jednotlivých zátěžných stavech dostáváme 360MPa, 10MPa, 18MPa a 20MPa pro LC1, respektive následující zátěžné stavy, kdy je napětí odečteno z volné části dolní pružiny. Hodnoty napětí pro zátěžné stavy LC2 až LC4 odečtené na dolní pružině v oblasti pevného kontaktu jsou respektive 30MPa, 85MPa a 70MPa.



Obr 14.2 : Redukované napětí [MPa] na chodidle při LC1.



Obr 14.3 : Redukované napětí [MPa] na spodní pružině chodidla při LC1.

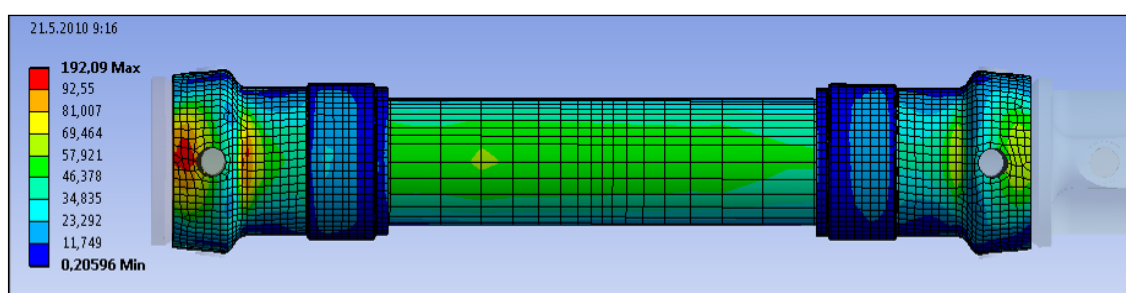
Naopak v zátěžných stavech LC2 až LC4 jsou namáhány především horní pružiny, dominantním namáháním je ohybové. Hodnoty maximálních redukovaných napětí jsou na hranách děr pro spojovací šrouby. Z důvodů absence závitů v modelu geometrie však tyto hodnoty nemají dostatečnou výpovědní hodnotu, jejich odchylka od skutečných hodnot je značná. Redukovaná napětí na horní pružině pro jednotlivé zátěžné stavy jsou uvedena v **příloze 2**.

Protože nejsou známy žádné bližší informace k materiálu chodidla, pouze to, že se jedná o uhlíkový kompozit, a protože materiálové charakteristiky byly určeny experimentálně, za předpokladu hodnoty Poissonova čísla  $\mu = 0,3$  a byl použit izotropní lineárně elastický model materiálu, nelze výsledky první části výpočtu porovnávat, ani jinak hodnotit z hlediska spolehlivosti.

## 14.2 Rozložení napjatosti a deformace na trubce s adaptéry

V druhé části výpočtu je řešena trubka s adaptéry a dalšími komponentami protézy bez chodidla. Deformační chování trubky bylo diskutováno v části hledající okrajové podmínky v 10.2.

Rozložení napjatosti na trubce s adaptéry je zobrazeno na Obr 14.4. Hlavními oblastmi koncentrace napětí na povrchu protézy jsou adaptéry. Maximální hodnoty redukovaného napětí se potom nacházejí na vnitřní straně adaptérů. Celkově je to horní část protézy, které je více namáhána, tedy i hodnoty redukovaného napětí jsou zde vyšší. Vzhledem k dominantnímu ohybovému namáhání této části protézy jsou maxima v předním a zadním anatomickém směru.

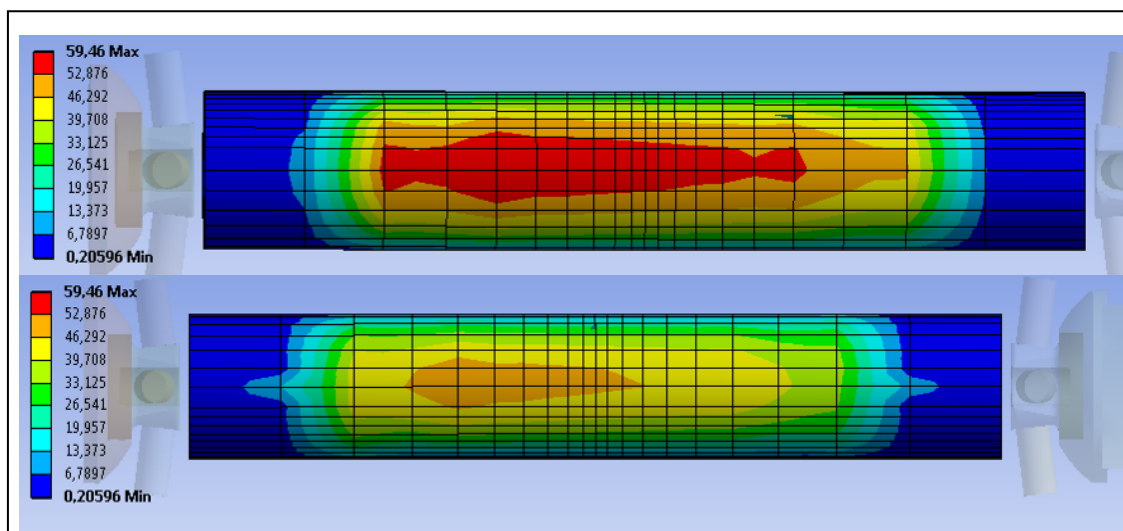


Obr 14.4 : Rozložení napjatosti na trubce s adaptéry na přední straně pro LC4.

Porovnáním výsledných napětí jednotlivých komponent, která jsou diskutována níže v této kapitole, jsou výsledky vykresleny vždy pro čtvrtý zátěžný cyklus LC4, kdy je zatížení maximální. Výsledky pro všechny zátěžné stavy jsou uvedeny v jednotlivých přílohách.

### 14.2.1 Trubka

Rozložení napjatosti na trubce protézy je uvedeno na Obr 14.5. Dominantním namáháním je ohybové, tedy napětí se koncentruje na přední a zadní straně trubky. Maximální hodnoty jsou při zátěžných stavech LC3 a LC4 jsou na přední straně, z důvodu tlakového zatížení od ohybu.



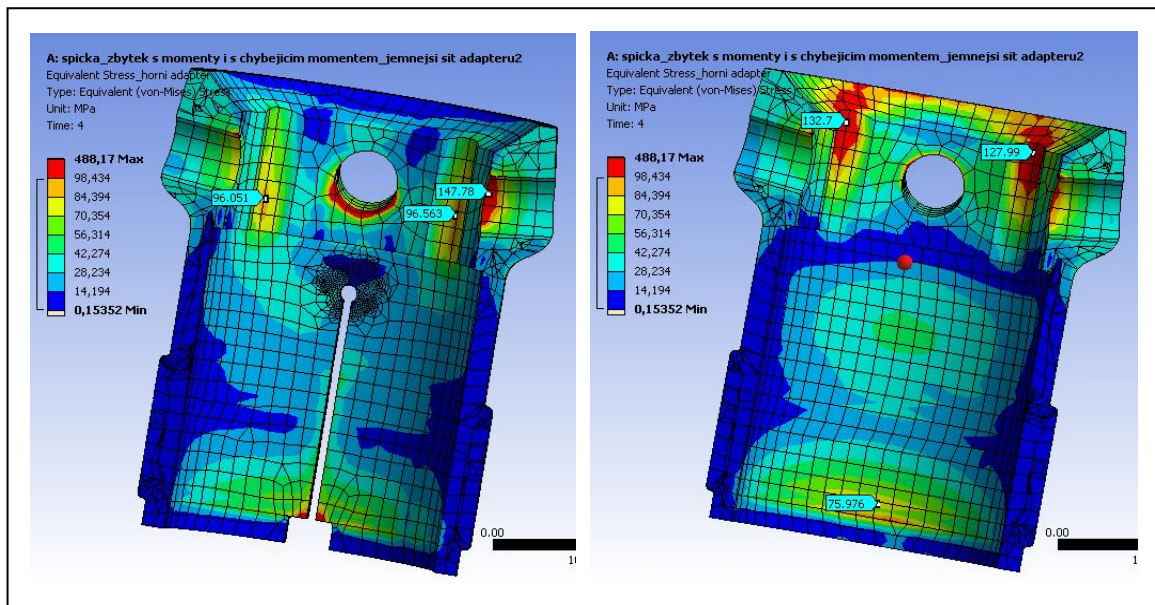
Obr 14.5 : Redukované napětí [MPa] na trubce při LC4 na přední a zadní straně.

Pro zátěžný stav LC2 je rozložení napjatosti analogické, ale protože jde o fázi plného došlapu na podložku, tlakové zatížení je dominantnější než ohybové, a proto jsou hodnoty redukovaného napětí výrazně nižší. Při došlapu na patu (LC3) na trubku působí opět výrazné ohybové zatížení, maximální hodnoty redukovaného napětí se nacházejí na zadní straně trubky. Výsledky pro tyto zátěžné stavy jsou vykresleny v **příloze 3**.

### 14.2.2 Spojovací adaptéry

Rozložení napjatosti na dolním a horním adaptéru je srovnatelné, vyšší hodnoty redukovaného napětí jsou na horním spojovacím adaptéru, proto jsou výsledky vykresleny pro tento adaptér v zátěžném stavu LC4 (Obr 14.6). Ostatní zátěžné stavy jsou zobrazeny v **příloze 4**.

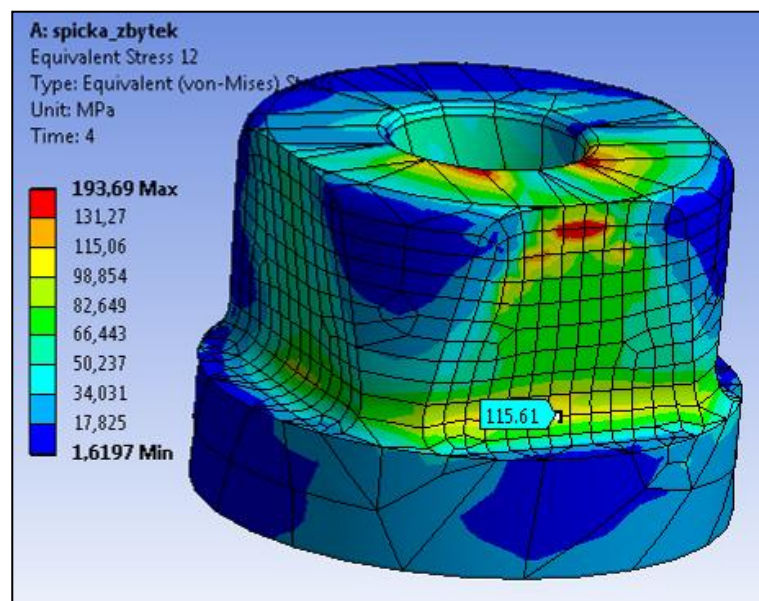
Maximální hodnoty redukovaného napětí jsou v okolí děr pro šrouby, ale předpokládám, že skutečné hodnoty budou odlišné, a to z důvodu velkého zjednodušení geometrie v těchto místech. Závit zde nebyl vůbec modelován. Proto jsou jako oblasti s maximálním redukovaným napětím označeny plochy výřezů na vnitřní straně adaptéru (Obr 14.6). Jestli se jedná o přední nebo zadní stranu rozhoduje vliv tlakového zatížení od ohybu v jednotlivých zátěžných stavech.



Obr 14.6 : Rozložení napjatosti na vnitřní straně horního spojovacího adaptéru v LC4.

### 14.2.3 Pyramidy

Pyramidy jsou nejvíce zatěžovány v místě paty a na kontaktních plochách se šrouby. Na Obr 14.7 je vykresleno redukované napětí pro zátěžný stav LC4, kompletní výsledky jsou v **příloze 5**. Pyramidy jsou jediné komponenty, u kterých není maximální redukované napětí při čtvrtém zátěžném stavu. Hodnoty maxim jsou srovnatelné pro první a třetí zátěžný stav: na horní pyramidě 141 Mpa a 139Mpa, na dolní 146Mpa a 137MPa.



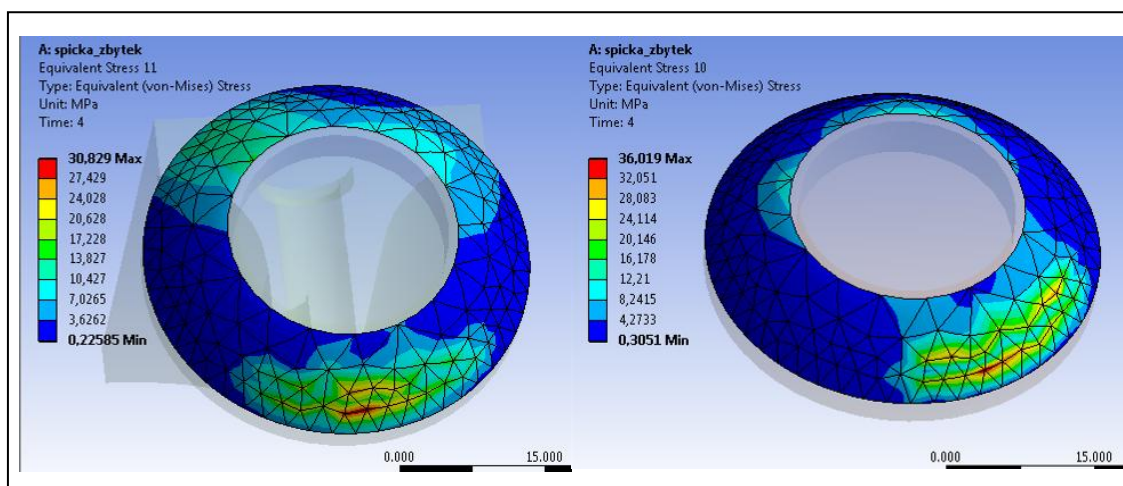
Obr 14.7 : Redukované napětí [MPa] na horní pyramidě při LC4.

Maximální napětí na pyramidách je na plochách, v místě kontaktu se stavěcími šrouby. Tato napětí opět nelze hodnotit, protože šroubová spojení nebyla modelována. Tím není zahrnut vliv nastavení, zejména předpětí při dotažení šroubů při nastavování protézy. Také kontaktní plocha neodpovídá reálnému kontaktu mezi stavěcím šroubem a pyramidou. Při analýze je uvažován plný kontakt mezi čelní plochou šroubu a dosedací plochou pyramidy, který je zřejmě ve skutečnosti menší (závit na šroubu, výrobní nepřesnosti).

#### 14.2.4 Připojovací adaptéry

Nejvíce namáhanými oblastmi obou připojovacích adaptérů jsou kontaktní plochy se spojovacími adaptéry. Kontaktní plochy připojovacích adaptérů nejsou významně namáhány, proto nebyla síť kontaktních ploch zjemňována. Na Obr 14.8 je zobrazeno redukované napětí kontaktní plochy pro oba připojovací adaptéry při zátěžném stavu LC4.

Redukované napětí pro ostatní zátěžné stavy je uvedeno v **příloze 6**.



Obr 14.8 : Redukované napětí [MPa] na kontaktních plochách dolního a horního připojovacího adaptéru.

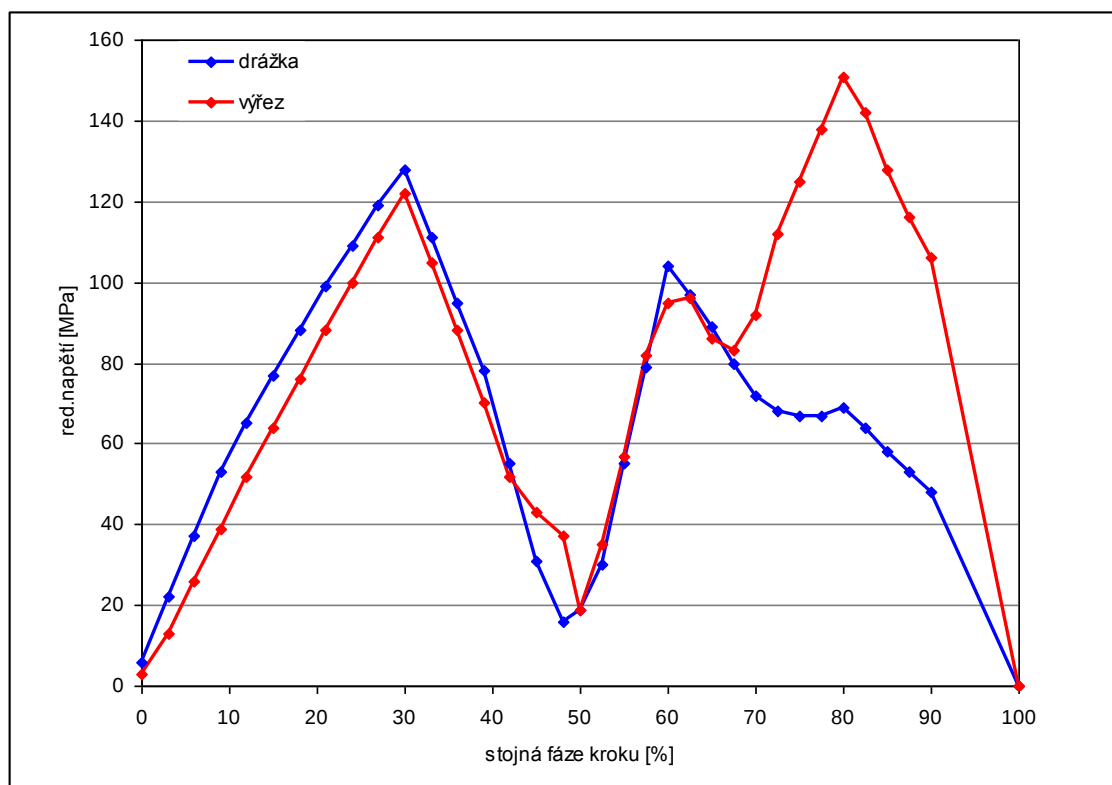
## 15 ANALÝZA VÝSLEDKŮ – ÚNAVOVÁ ANALÝZA

Poznámka : Tato kapitola byla konzultována s doc.Ing. Milošem Vlčkem, CSc..

Na základě výsledků deformačně-napěťové analýzy z 14.2, je kritickou komponentou horní spojovací adaptér, kde jsou dvě kritické oblasti : drážka (vpravo na Obr 13.9) a výřez vnitřní plochy adaptéru (Obr 13.10). Porovnání vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti je tedy provedeno pro horní spojovací adaptér.

Z deformačně napěťové analýzy protězy, jsou známy průběhy deformace a napětí na vybrané komponentě. Tyto výsledky tvoří společně s pevnostními materiálovými charakteristikami materiálu spojovacího adaptéru vstupní data do algoritmu posuzování mezního stavu. Jedná se tedy o řešení přímé úlohy.

Pro výběr vhodné metody řešení tohoto problému, je nutné znát druh cyklu napětí a charakter napjatosti. Průběh redukovaného napětí v kritických oblastech adaptéru je vykresleno v grafu na Obr 15.1.



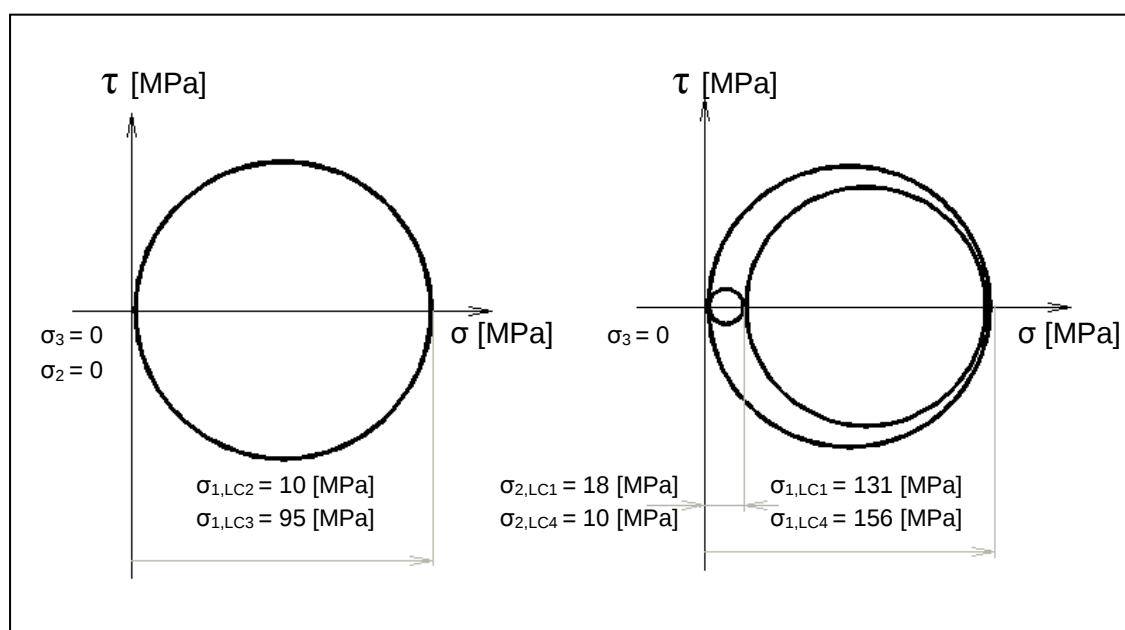
Obr 15.1 : Průběhy red.napětí v drážce a výřezu horního spojovacího adaptéru během jednoho kroku.

Vyšší maximální napětí je ve výřezu adaptéru, proto je k posouzení vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti vybráno toto kritické místo. Hodnoty redukovaného napětí pro jednotlivé zátěžné stavy jsou porovnány v Tab 15.1.

| red.napětí [MPa] | LC1 | LC2 | LC3 | LC4 |
|------------------|-----|-----|-----|-----|
| drážka           | 128 | 54  | 104 | 69  |
| výřez            | 122 | 40  | 95  | 151 |

Tab 15.1 : Maximální redukované napětí [Mpa] v kritických oblastech.

Charakter napjatosti pro vybranou kritickou oblast adaptéru (výřez na vnitřní ploše) je znázorněn v Mohrově rovině na Obr 15.2. U zátěžných stavů LC2 a LC3 se jedná o jednoosou tahovou napjatost, u zátěžných stavů LC1 a LC4 lze také napjatost považovat za jednoosou, protože hodnota  $\sigma_2$  je řádově menší než hodnota  $\sigma_1$ . Pro všechny zátěžné stavy je potom  $\sigma_3 = 0$ .



Obr 15.2 : Napjatost znázorněná v Mohrově rovině pro jednotlivé zátěžné stavy.

Jedná se tedy o řešení přímého problému únavového poškození při jednoosé tahové napjatosti a neharmonickém průběhu napětí s nekonstantní amplitudou.

Pro formulaci podmínek kumulace poškození existují dva hlavní přístupy k řešení tohoto problému [1] :

- přístup využívající výsledků třídících metod (deterministický)
- přístup vycházející z teorie náhodných procesů (stochastický)

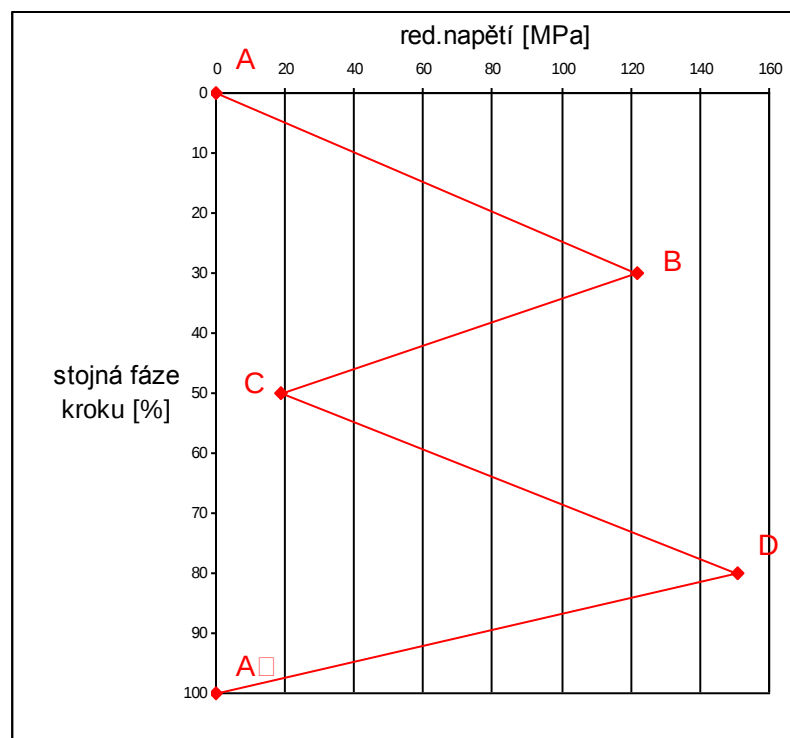
Do první skupiny se řadí *podmínka Palmgren-Minerova* a *metoda stékajícího deště*. Druhý přístup umožňuje získat představu ze statistického hlediska.

Podmínka Palmgren-Minerova vychází ze střídavého cyklu napětí, kdy je možné nenulové amplitudy napětí uspořádat podle jejich velikostí do bloků. Porušení tělesa potom závisí na počtu těchto bloků a počtu cyklů v každém tomto bloku. Metoda stékajícího deště předpokládá náhodný charakter amplitud napětí. Podrobný popis obou přístupů je uveden v [1].

Pro případ horního spojovacího adaptéru, lze využít obou těchto metod. Zatěžovací cyklus lze buď rozdělit podle podmínky Palmgren-Minera do dvou bloků o různých amplitudách, nebo lze uvažovat cyklus jako cyklus a nekonstantní amplitudou. Zvolila jsem řešení metodou stékajícího deště.

### Řešení metodou stékajícího deště

Principem metody je rozložení neharmonického průběhu napětí na několik harmonických o dané amplitudě a daném středním napětím. Vychází se z průběhu napětí na Obr 15.3.



Obr 15.3 : Schéma zatěžného cyklu pro metodu stékajícího deště.

Voda vytéká ze zdrojů : na vrcholu „střechy“ v bodě A a z vnitřku vrcholu každé střechy, tedy z bodu B do C, z bodu C do D a z bodu D do A. Stékající voda padá na okrajích, z bodů B, C a D. Voda, která stéká po střeše je zastavena v místech, kde se potká s padajícím deštěm z vrchu (např. proud tekoucí po CD je zastaven padajícím proudem z bodu B). Tímto je vytvořen půlcykl. Padající proud se zastaví v takovém časovém okamžiku, kdy proud dosáhne kladnějšího maxima, než je místo z kterého vyteká (tedy proud padající z bodu B se zastaví v čase odpovídajícímu bodu D, tedy v 80-ti% stejné fáze kroku). Takto se vytvoří jednotlivé půlcykly, které tvoří hysterezi smyčky v diagramu  $\sigma$ - $\epsilon$ .

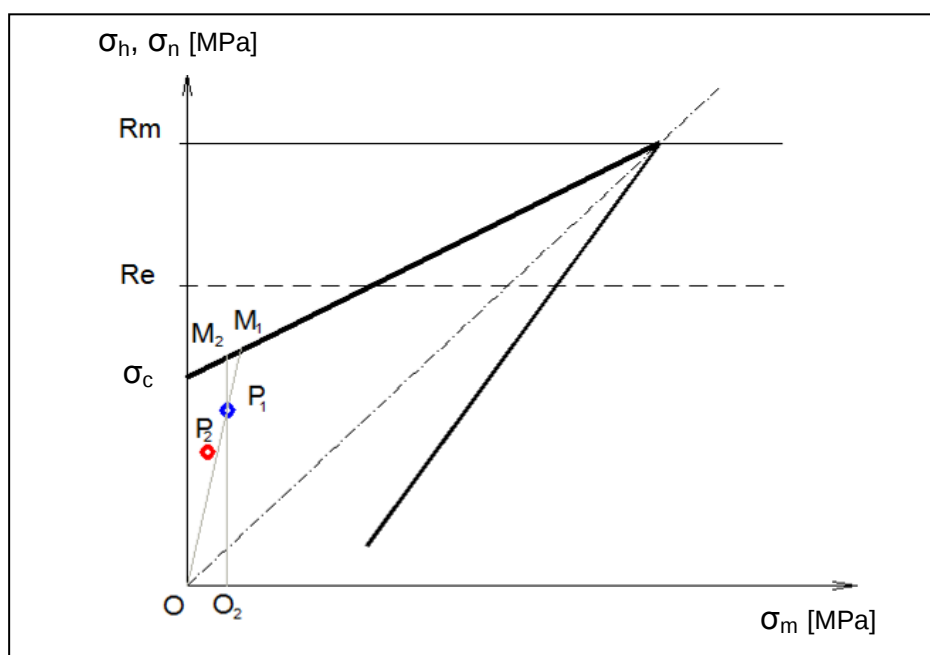
Vzniknou tedy 2 cykly : mezi hodnotami bodů ADA a BCB, jejichž charakteristiky –  $\sigma_n$  dolní,  $\sigma_m$  střední,  $\sigma_h$  horní napětí a  $\sigma_a$  amplituda napětí, jsou uvedeny v Tab 15.2.

| napětí [MPa] | $\sigma_n$ | $\sigma_m$ | $\sigma_h$ | $\sigma_a$ |
|--------------|------------|------------|------------|------------|
| cyklus ADA   | 0          | 76         | 151        | 76         |
| cyklus BCB   | 19         | 74         | 128        | 55         |

Tab 15.2 : Rozložení neharmonického zátěžného cyklu.

Oba cykly jsou zaneseny do nejjednoduššího Smithova diagramu (Obr 15.4). Spojením průsečíku přímky  $\sigma_n = \sigma_h = \sigma_m$  s přímkou vedenou v hodnotě meze pevnosti  $R_m$  a hodnoty meze únavy  $R_e$  vynesené na svislou osu, je dána mezní křivka únavové pevnosti. Hodnoty parametrů pro materiál spojovacích adaptérů ocel 12 050.6 jsou uvedeny v Tab 11.2. Hodnota meze únavy  $\sigma_c$  je vypočtena ze vztahu :

$$\sigma_c \approx 0,35 \cdot R_m = 0,35 \cdot 590 \approx \underline{207 \text{ MPa}}$$



Obr 15.4 : Zjednodušený Smithův diagram.

Hodnota meze únavy pro součástku  $\sigma_c^*$  je rovna hodnotě meze únavy  $\sigma_c$ , protože napětí, která vystupují jako charakteristiky jednotlivých cyklů, jsou výsledná redukovaná napětí již uvažující vliv vrubu.

Poté jsou do diagramu zaneseny body o souřadnicích  $P_i = [\sigma_{mi}; \sigma_{hi}]$ , které odpovídají každému z cyklů vzniklých rozložením zátěžného cyklu. V Obr 15.4 odpovídá modrý bod  $P_1$  o souřadnicích [76; 151] cyklu ADA a červený bod  $P_2$  o souřadnicích [74; 128] cyklu BCB.

Spolehlivost komponenty se vyjádří bezpečností, která je charakterizována součinitelem bezpečnosti  $k$ . Protože střední napětí jsou nízká vzhledem k mezi pevnosti, předpokládám prostou zatěžovací a přetěžovací dráhu, která je definována přímkou  $OP_1M_1$ , kde bod  $M_1$  je průsečík příslušné mezní křivky s křivkou  $\sigma_h(\sigma_m)$  a udává mezní stav. Koeficient prosté bezpečnosti je určen pro cyklus s větší amplitudou  $\sigma_a$ , cyklus ADA a je dán vztahem :

$$k_{PR} = \frac{\overline{OM_1}}{\overline{OP_1}}, \text{ ze kterého po dosazení odpovídajících délek úseček dostáváme :}$$

$$\underline{k_{PR} = \frac{\overline{OM_1}}{\overline{OP_1}} = 2}$$

Při daném zatěžování by tedy horní spojovací adaptér měl vydržet neomezený počet cyklů.

## 16 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo :

- vytvoření výpočtového modelu části transtibiální protézy bez protetického lůžka
- provedení deformačně-napěťové analýzy na tomto modelu
- vybranou kritickou komponentu protézy posoudit vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti.

Výpočet byl proveden v programu ANSYS Workbench 12.0.

Při první analýze problému bylo rozhodnuto rozdělit výpočet na dvě části, a to podle typu deformace. V první části bylo řešeno pouze kompozitové chodidlo protézy, kde byly velké deformace. V druhé části byla provedena analýza zbytku protézy, tedy trubky s adaptéry. Toto rozdělení umožnilo především časovou úsporu při nelineárním výpočtu v první části, protože neuvažováním zbytku protézy došlo k značnému snížení počtu prvků. Společnou komponentou obou částí výpočtu byly dva spojovací šrouby, ze kterých byly v první části výpočtu zjištěny reakční síly a momenty. Tyto byly použity jako jedna z okrajových podmínek v druhé části výpočtu.

K vytvoření výpočtového modelu protézy byly postupně vytvořeny dílčí modely. Model geometrie byl vytvořen v programu SolidWorks, z důvodu snadného převedení na konečnoprvkový model do programu Workbench. Při modelování jednotlivých komponent došlo k výraznému zjednodušení, a to v nemodelování šroubových spojů, které byly modelovány jako hladký prut – díra, a také neuvažování mechanismu objímky adaptérů. Princip uchycení trubky v adaptéru byl částečně simulován rozdělením jeho vnitřní plochy.

V modelu okrajových podmínek bylo třeba simulovat pohyb chodidla v průběhu náslapu na podložku v předozadním směru, což nebylo možné pouze okrajovými podmínkami zabraňujícími posuvu v určitém směru. Byly proto nastaveny okrajové podmínky určující úhel natočení chodidla a k nim odpovídající hodnoty složek síly. Protože analýza byla prováděna pouze pro protézu, bylo také nutné zjistit chybějící moment při chůzi od druhé končetiny. Tento moment byl určen pomocí modulu Design Exploration programu Workbench, za podmínky daného přetvoření na trubce protézy, jehož hodnoty byly známy z experimentu.

Další důležitou částí bylo vhodné nastavení kontaktů mezi komponentami protézy. Především kontakt mezi chodidlem a podložkou bylo nutné zvolit tak, aby přenášel smykové síly a dokázal tak vykompenzovat chybějící moment.

Analýza byla provedena pro celou stojnou fázi kroku, nikoliv pouze pro dané pozice (zátěžné stavy) protézy během ní. Na základě experimentu byly stanoveny čtyři zátěžné stavy a provedenou analýzou tak bylo ověřeno, že extrémní napětí protézy během stojné fáze kroku se nacházejí právě v těchto zátěžných stavech. Tzn. že při

dalším případném posuzování protézy stačí vyšetřovat protézu v těchto zátěžných stavech a není nutná analýza celého průběhu stojné fáze.

Jako nejkritičtější byly vyhodnoceny poslední dva zátěžné stavy, tedy fáze, kdy je chodidlo ve fázi nášlapu a došlapu na špičku. Největší hodnoty napětí byly zjištěny v horní části protézy. Maximální redukované napětí bylo zjištěno na stavěcích šroubech a v okolí děr připojovacího adaptéru, ale z důvodu nemodelování reálné geometrie nelze tyto výsledky hodnotit. Vyhodnoceny proto byly komponenty horní připojovací adaptér a horní pyramida. Maximální redukované napětí těchto komponent bylo v místě výřezů vnitřní plochy adaptéru (151MPa) a v patě pyramidy (141MPa).

K posouzení vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti byl vybrán horní spojovací adaptér. Ze dvou kritických oblastí na tomto adaptéru je posuzován výřez na jeho vnitřní ploše. Vzhledem k nekonstantní amplitudě napětí a jednoosé tahové napjatosti byla z možných metod pro posouzení vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti vybrána metoda stékajícího deště. Tato metoda umožňuje nahradit neharmonický průběh napětí spektrem harmonických cyklů. Při vyhodnocení koeficientu bezpečnosti bylo předpokládáno prosté zatěžování a byla vypočtena hodnota koeficientu bezpečnosti  $k_{PR} = 2$ . Horní spojovací adaptér by tedy měl vydržet neomezený počet cyklů.

## Další postup práce, návrh změn

Kritickou komponentou je jistě i kompozitové chodidlo a šroubová spojení, která v této práci nebyla uvažována, proto by bylo vhodné rozšířit model o modelování těchto spojů a provést posouzení těchto kritických komponent a oblastí vzhledem k meznímu stavu únavové pevnosti.

Při pokračování v této práci, bych doporučila při postupu zejména :

- uvažovat a modelovat šroubová spojení, která mohou být kritickými oblastmi z hlediska únavové životnosti
- uvažovat výrobní nepřesnosti
- zjistit informace o kompozitním materiálu chodidla (druh kompozitu, jeho procentuální složení), aby bylo možné spočítat jeho materiálové charakteristiky

## Použitá literatura a zdroje

- [1] Janíček, P. : *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, hledání souvislostí*, nakladatelství CERM, 2007
- [2] Janíček, P. – Ondráček, E. : *Řešení problémů modelováním – Téměř vše o téměř ničem*, nakladatelství CERM, 2007
- [3] Mak, A.F.-T. – Zhang, M. – Leung, A.K.-L. : *Artificial Limbs*, In Comprehensive Structural Integrity, volumes 1-10, 2003, kap. 9.08, s. 329-363
- [4] ANSYS Workbench 12.0, produkt help
- [5] Lauschmann, H. : *Mezní stavy I, Únava materiálu*, nakladatelství ČVUT v Praze, 2007, 2.vydání
- [6] Vlk, M. : *Dynamická pevnost a životnost*, nakladatelství VUT Brno, 1992
- [7] Ondráček, E. – Vrbka, J. – Janíček, P. : *Mechanika těles, Pružnost a pevnost II*, nakladatelství CERM, 2002
- [8] Janíček, P. : *Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, hledání souvislostí*, nakladatelství CERM 2007
- [9] VÚK Panenské Břežany, s.r.o, ČSN 424201 [cit. 18.5.2010],  
<http://cesar.fme.vutbr.cz/cgi-bin/toMAC.cs/informace/nezelezo/At6.htm>
- [10] T-PROM, s.r.o, tabulky online [cit. 18.5.2010],  
<http://www.tprom.cz/tabulky/tabulka4.html>
- [11] Kubeš, R. : *Amputace*, In Dungal, P.aj. Ortopedie, Grada Praha, 2005, s.165-176
- [12] ORTEA Brno, s.r.o. [cit. 18.5.2010],  
<http://www.ortea.cz/protezy-dolnich-koncetin.html>
- [13] <http://www.10000kroku.cz/?page=kategorie&&ktera=proc-10000-kroku>
- [14] Seymour, R. : *Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal*, Lippincott Williams&Wilkins, 2002
- [15] Lee, W.C.C. – Zhang, M. : *Finite-element analysis to determine effect of monolimb flexibility on structural strength and interaction between residual limb and prosthetic socket*, In Journal of Rehabilitation Research&Development, volume 41, 2004, s.775-786

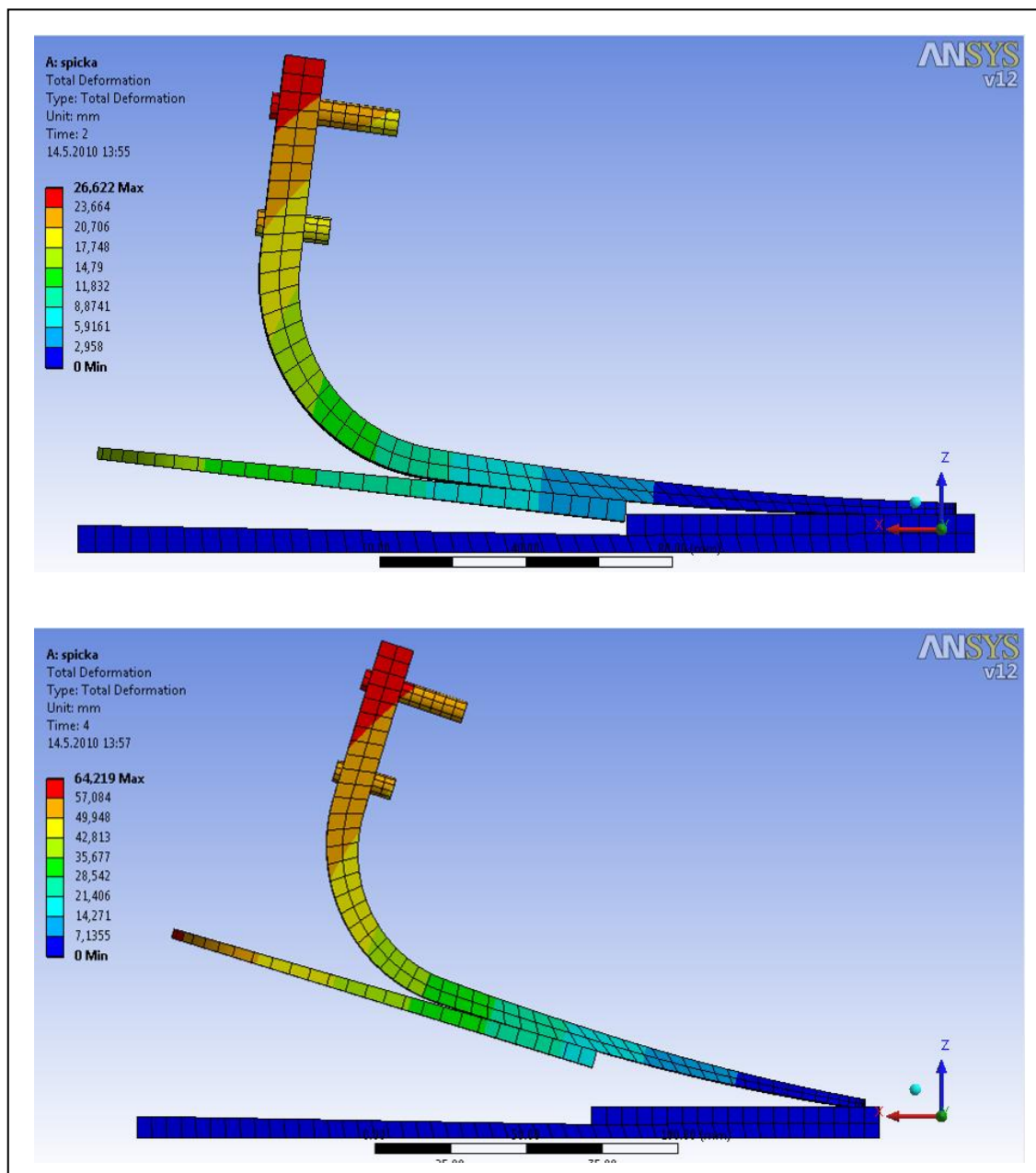
- [16] Ossür – Protetika, <http://www.ossur.cz/Protetika>
- [17] Lusardi, M.M. – Nielsen, C.C. : *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*, Elsevier Inc., 2007, 2<sup>nd</sup> ed.
- [18] Otto Bock ČR, s.r.o. – Protézy dolních končetin, [http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob\\_cz\\_cs/hs.xsl/397.html](http://www.ottobock.cz/cps/rde/xchg/ob_cz_cs/hs.xsl/397.html)
- [19] Ortopedická protetika, <http://www.ortotikaprotetika.cz/oldweb/>
- [20] Omasta, D. : *Pevnostní analýza protézy dolní končetiny*, diplomová práce, ÚK FSI v Brně, 2009
- [21] Wikipedia, internetová encyklopedie, [cit. 22.5.2010]  
<http://fr.wikipedia.org/w/index.php?oldid=52331222>
- [22] Paloušek, D. : *Analýza komplexní spolehlivosti transtibiální protézy*, disertační práce, ÚK FSI v Brně, 2008

## Seznam příloh

- Příloha 1 :** Celková deformace chodidla [mm] v zátěžných stavech LC1 až LC4.
- Příloha 2 :** Redukované napětí [MPa] na chodidle pro zátěžné stavy LC2 až LC4.
- Příloha 3 :** Redukované napětí [MPa] na trubce pro zátěžné stavy LC2 až LC4 na přední a zadní straně.
- Příloha 4 :** Redukované napětí [MPa] na vnitřní straně horního spojovacího adaptéru pro LC1 až LC3.
- Příloha 5 :** Redukovaná napětí [MPa] v patě horní pyramidy pro zátěžné stavy LC1 až LC4.
- Příloha 6 :** Redukovaná napětí [MPa] na dolní a horní pyramidě při zátěžných stavech LC1 až LC3.
- Příloha 7 :** CD s elektronickou verzí práce.

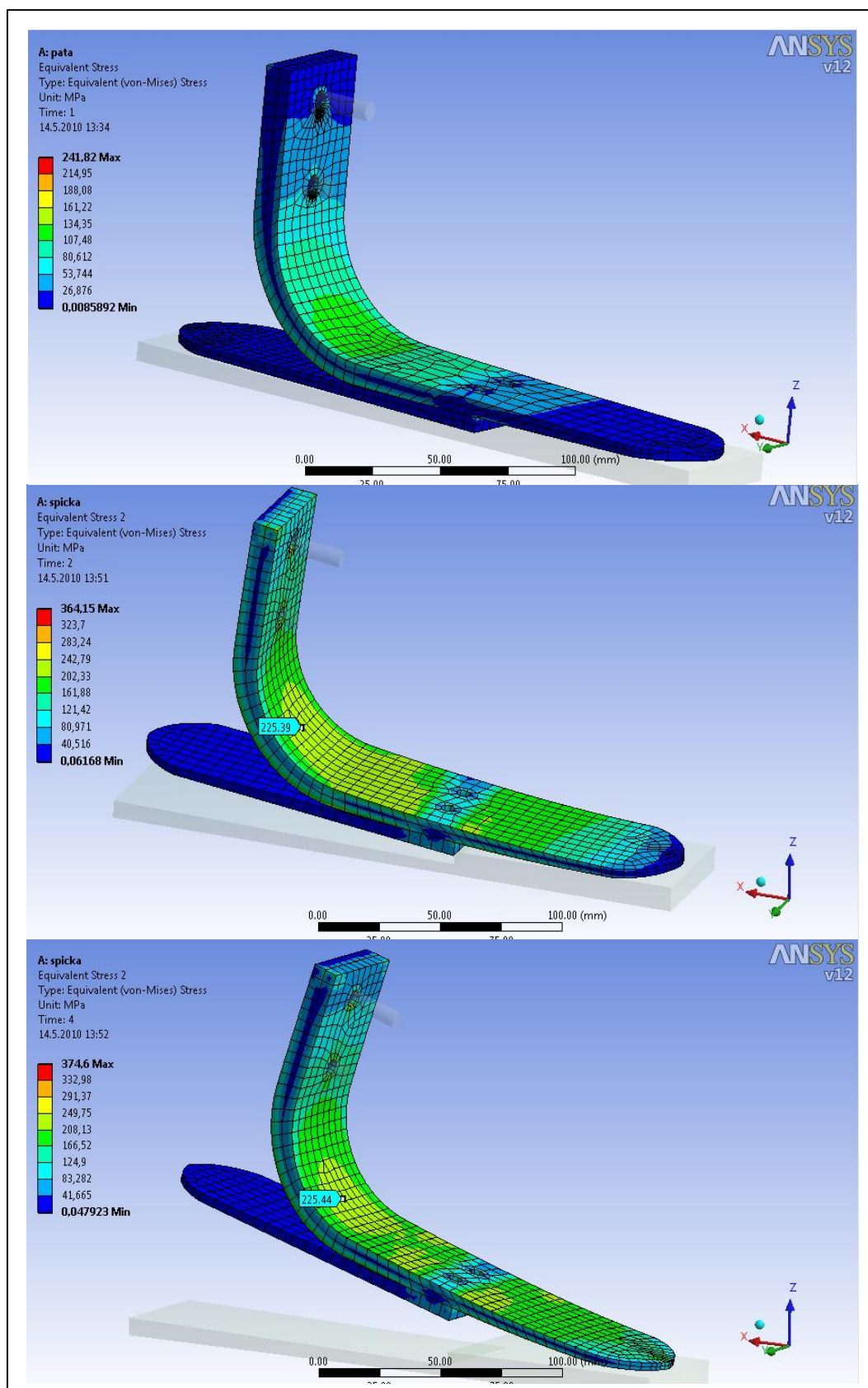
**Příloha 1**

Celková deformace chodidla [mm] v zátěžných stavech LC1 až LC4.



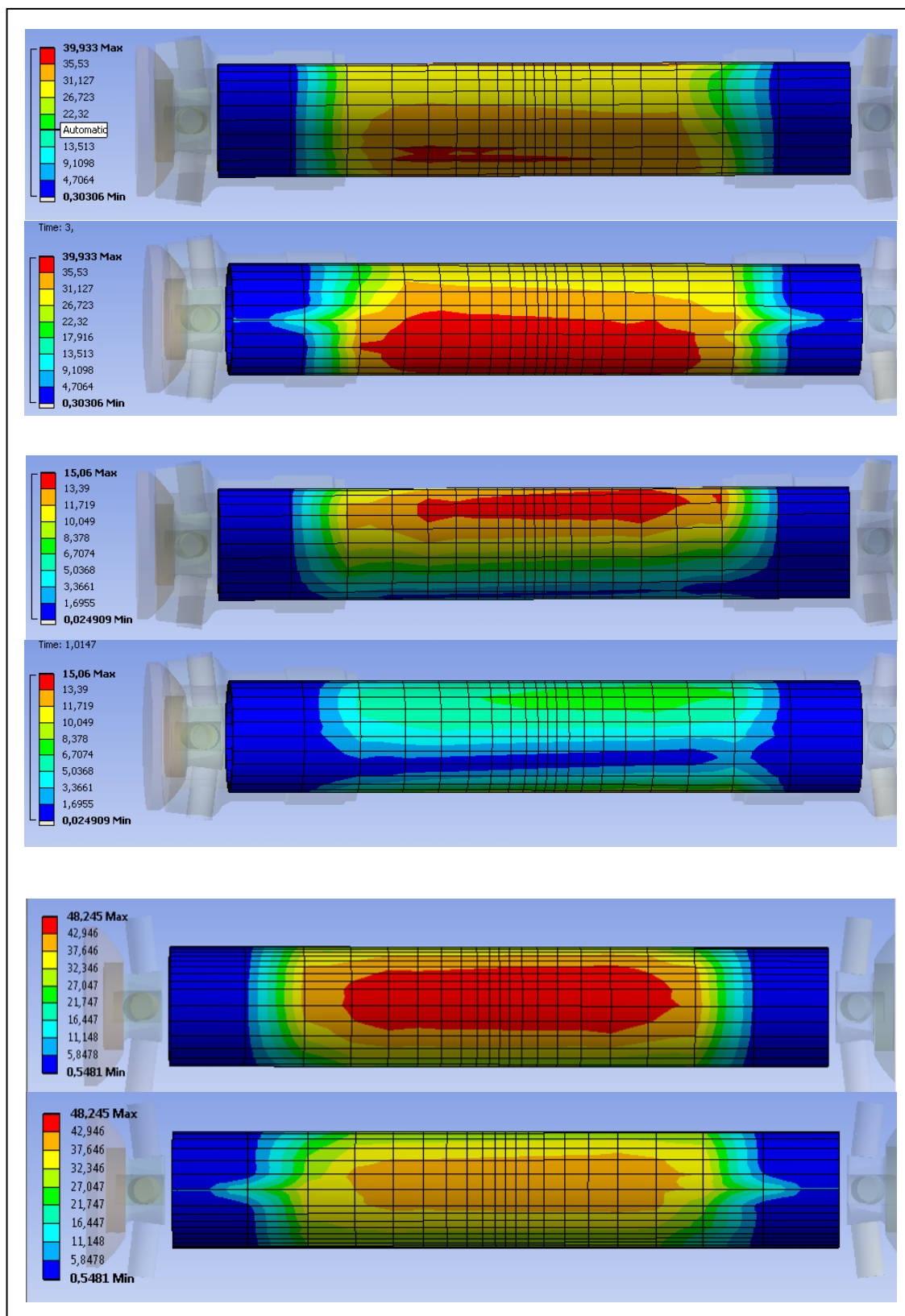
## Příloha 2

Redukované napětí [MPa] na chodidle pro zátěžné stavy LC2 až LC4.



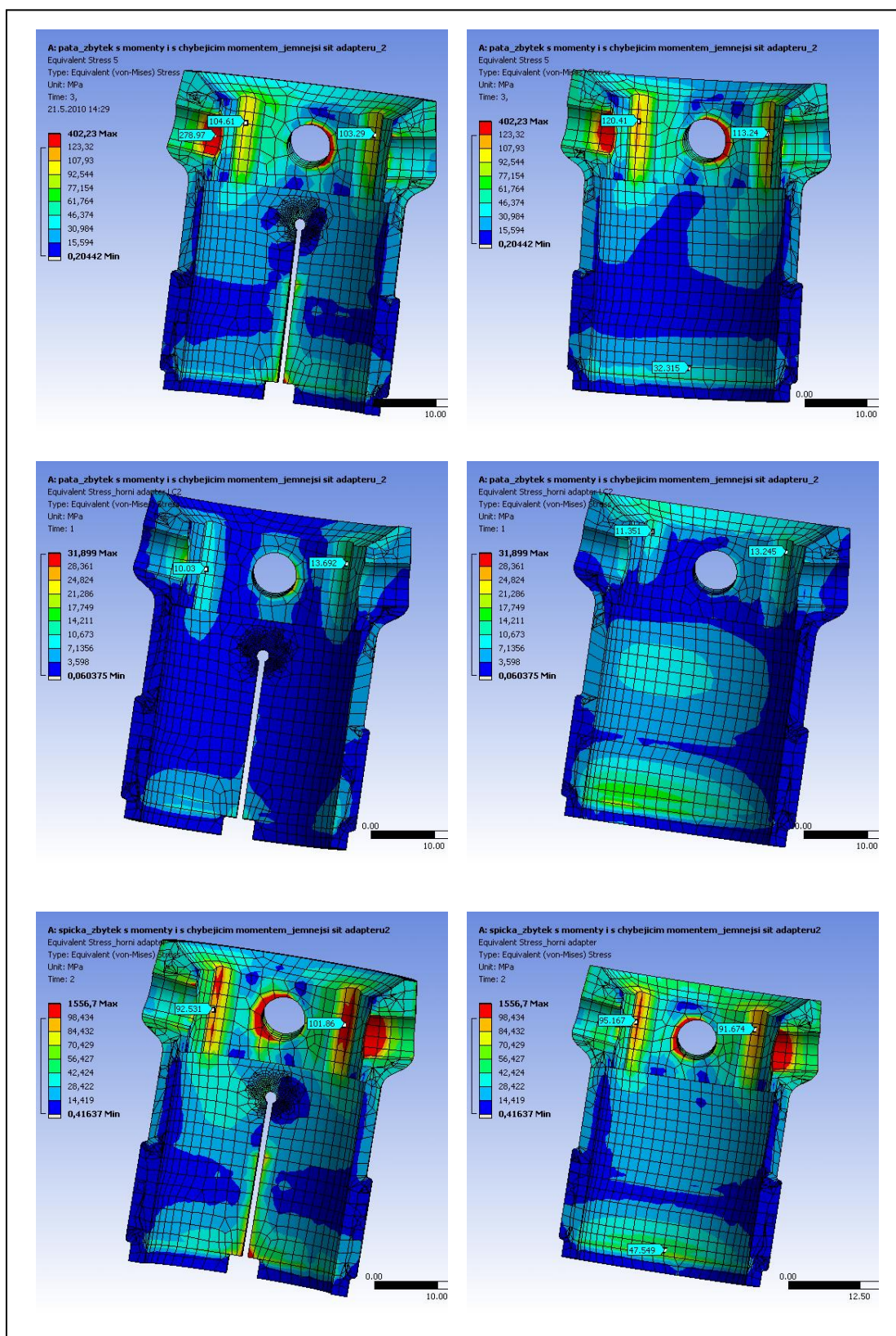
**Příloha 3**

Redukované napětí [MPa] na trubce pro zátěžné stavy LC2 až LC4 na přední a zadní straně.



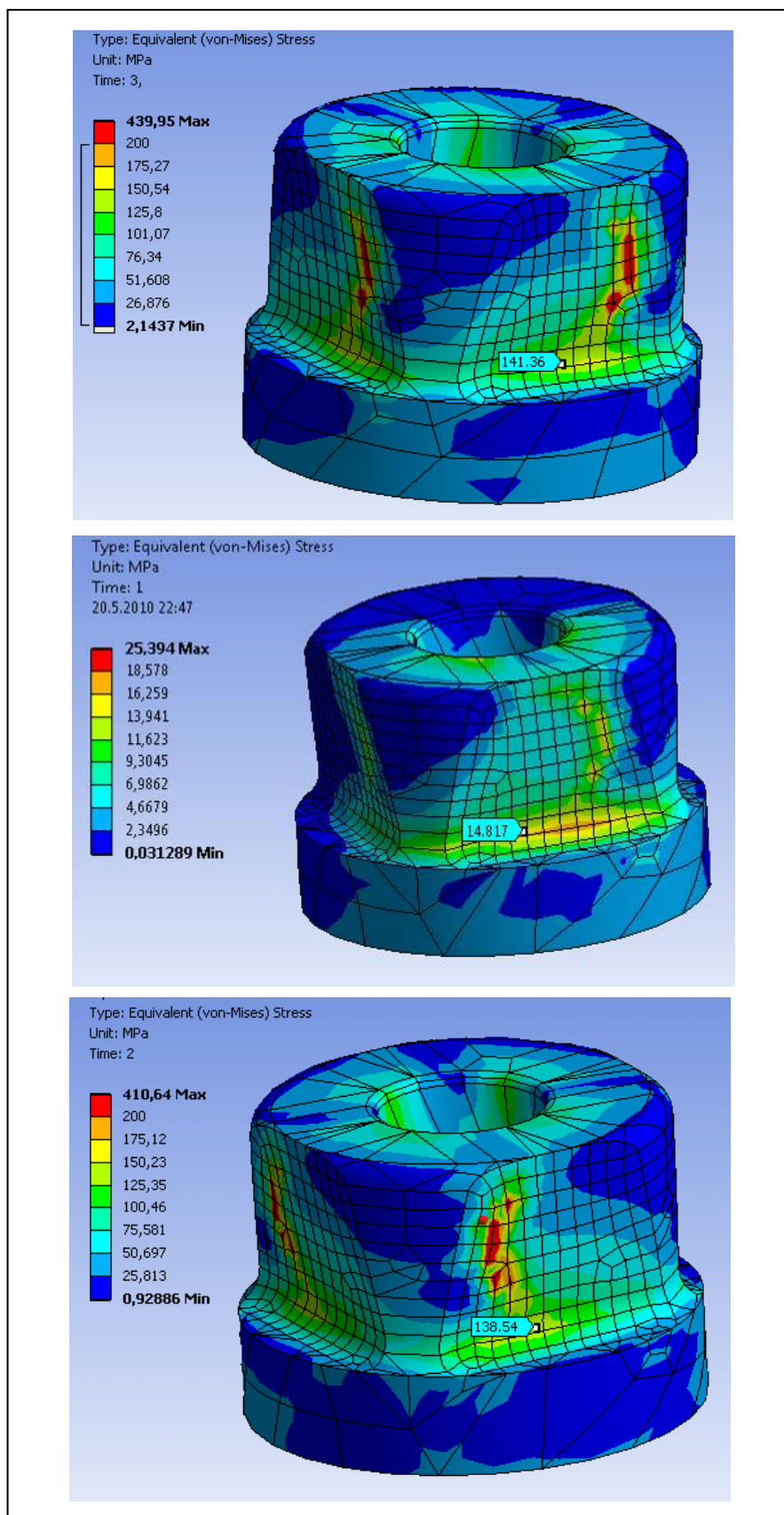
## Příloha 4

Redukované napětí [MPa] na vnitřní straně horního spojovacího adaptéru pro LC1 až LC3.



**Příloha 5**

Redukovaná napětí [MPa] v patě horní pyramidy pro zátěžné stavy LC1 až LC4.



## Příloha 6

Redukovaná napětí [MPa] na dolní a horní pyramidě při zátěžných stavech LC1 až LC3.

