



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING  
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

# PEVNOSTNÍ ANALÝZA PROTÉZY DOLNÍ KONČETINY

LOWER LIMB PROSTHETICS FEM ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MILAN OMASTA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. DAVID PALOUŠEK, Ph.D.

BRNO 2009



## **ANOTACE**

Tato diplomová práce se zabývá vytvořením výpočtového modelu transtibiální protézy dolní končetiny. Informace o reálném zatížení a geometrické konfiguraci jsou získány na základě provedené analýzy chůze pacienta s protézou, zahrnující měření reakčních sil od podložky, měření přetvoření na trubce protézy a kinematickou analýzu. Model geometrie je vytvořen s využitím 3D optického skenování. Modely materiálů chodidla jsou stanoveny na základě laboratorních zkoušek a jejich simulace pomocí MKP. Je provedena statická strukturální analýza pomocí MKP v jednotlivých zátěžných stavech a jsou vyhodnocena nebezpečná místa protézy. Pro posouzení shody výpočtového a experimentálního modelu jsou porovnány hodnoty přetvoření na trubce protézy.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Protéza dolní končetiny, MKP, analýza chůze, pevnostní analýza, chodidlo Sure-flex

## **ANOTATION**

This masters' thesis deals with computational modeling of transtibial lower-limb prosthesis. For assesment of loading character and geometrical configuration, the gait analysis of an amputee, including ground reaction force measurement, strain gauge analysis and motion analysis, was accomplished. Information on geometry was obtained using 3D optical scanning procedure. Material model was gathered using non-destructive mechanical testing and mimicked in a FEA software. For loading conditions the static structure analysys using FEM was accomplished. The critical poins in construction was found. Recognition of agreement about experimental and computational model was accomplished.

## **KEYWORDS**

Lower-limb prosthesis, FEA, Gait analysis, Sure-flex foot

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

OMASTA, M. Pevnostní analýza protézy dolní končetiny. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 109 s. Vedoucí diplomové práce Ing. David Paloušek, Ph.D.



## **ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci *Pevnostní analýza protézy dolní končetiny* vypracoval samostatně pod vedením Ing. Davida Palouška, Ph.D. a uvedl v seznamu zdrojů všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne 20. května 2009

---

vlastnoruční podpis autora



## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Davidu Palouškovi, Ph. D. za odborné vedení mé práce. Dále bych rád poděkoval Ing. Tomáši Návratovi, Ph.D. (Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI VUT v Brně) za pomoc při realizaci experimentů a za cenné rady a připomínky. Poděkování také patří celému realizačnímu týmu experimentu provedeného na Katedře biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP v Olomouci, zvláště pak pacientovi za jeho ochotu a vstřícnost.





**OBSAH**

<b>ÚVOD .....</b>	<b>13</b>
<b>1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ.....</b>	<b>14</b>
1.1. Obecný přehled.....	14
1.1.1. Příčiny amputací.....	14
1.1.2 Označení anatomických rovin, směrů a pohybů.....	14
1.1.3 Rozdělení protéz dolní končetiny.....	15
1.1.4 Konstrukce transtibiální modulární protézy.....	16
1.1.5 Analýza krokového cyklu.....	18
1.2 Přehled literatury.....	20
1.2.1 Publikace.....	20
1.2.2 Články.....	22
1.2.3 Ostatní zdroje.....	25
1.3 Shrnutí.....	26
<b>2 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA .....</b>	<b>27</b>
<b>3 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE .....</b>	<b>28</b>
<b>4 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ.....</b>	<b>29</b>
<b>5 ANALÝZA A INTERPRETACE ZÍSKANÝCH ÚDAJŮ.....</b>	<b>31</b>
5.1 Experiment v reálných podmínkách.....	31
5.1.1 Cíl měření.....	31
5.1.2 Měřicí soustava.....	31
5.1.3 Pacient.....	31
5.1.4 Popis experimentu.....	32
5.1.5 Vyhodnocení výsledků kinematické analýzy.....	34
5.1.6 Vyhodnocení výsledků měření reakčních sil od podložky.....	37
5.1.7 Vyhodnocení výsledků měření přetvoření.....	38
5.2 Model geometrie protézy.....	40
5.2.1 Části protézy.....	40
5.2.2 Tvorba geometrie.....	41
5.2.3 Zjednodušení modelu geometrie pro MKP.....	43
5.3 Modely materiálů protézy.....	44
5.3.1 Zkouška třibodovým ohybem horní pružiny chodidla.....	45
5.3.2 Zkouška deformačního chování horní pružiny.....	47
5.3.3 Zkouška deformačního chování chodidla - pata.....	50
5.3.4 Zkouška deformačního chování chodidla - špička.....	52
5.3.5 Stanovené modely materiálů.....	55
5.4 Definice zátěžných stavů.....	56
5.5 MKP analýza protézy.....	58
5.5.1 Model geometrie.....	58
5.5.3 Síť konečných prvků.....	60
5.5.4 Okrajové podmínky.....	62
5.6 Interpretace výsledků MKP analýzy.....	65
5.6.1 Přetvoření na trubce protézy.....	65
5.6.2 Deformačně-napjatostní chování chodidla.....	67
5.6.3 Deformačně-napjatostní chování trubky a adaptérů.....	68

5.7 Diskuze výsledků MKP analýzy .....	72
5.7.1 Přetvoření na trubce protézy .....	72
5.7.2 Deformačně-napjatostní chování chodidla .....	74
5.7.3 Deformačně-napjatostní chování trubky a adaptérů .....	74
<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>76</b>
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....</b>	<b>78</b>
<b>SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA K DANÉ PROBLEMATICE .....</b>	<b>83</b>
<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN .....</b>	<b>84</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ .....</b>	<b>86</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>88</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>89</b>

## ÚVOD

---

Amputace končetiny ovlivňuje zásadním způsobem život i psychiku pacienta. Protéza usnadňuje pacientovi návrat do běžného života. Jejím úkolem je náhrada funkce chybějící končetiny a také náhrada funkce sociální. V případě protézy dolní končetiny má tato umožnit stoj a chůzi bez nutnosti použití dalších pomůcek. Protéza musí splňovat určité požadavky. Z mechanického hlediska je to především funkčnost, bezporuchovost a životnost. Z pohledu pacienta pak ovladatelnost, udržovatelnost, komfortnost a hlavně bezpečnost.

Od prvních primitivních pomůcek, až po současné moderní elektronicky ovládané náhrady, zaznamenala protéza dlouhý vývoj. Zvláště v posledních desetiletích, s rozvojem anatomie, fyziologie, nových konstrukčních materiálů apod., dochází k bouřlivému rozvoji v oblasti ortopedické protetiky. Vznikají nové přístupy při konstrukci protetických lůžek, různé nové kloubní mechanismy, vhodnější protetická chodidla a nové metody výroby. Trh s ortopedickou protetikou se neustále rozrůstá, nejen po stránce kvantitativní, ale především kvalitativní.

Pro konstrukci protézy je nutné pochopení funkce končetiny (zdravé, i protézované) a studium chování protézy i těla pacienta v různých situacích. K tomu se s rozvojem výpočetní techniky kromě experimentálních metod stále častěji používá také metod numerických. Jednou z metod numerické analýzy, často používané v biomechanice, je metoda konečných prvků. Ta umožňuje strukturální deformačně-napjatostní analýzu protézy, vhodnou pro pevnostní dimenzování protézy a také pro parametrickou analýzu chování protézy v procesu jejího návrhu. Numerickou analýzu je vhodné verifikovat experimentálním měřením. Mnohdy je experimentální měření nezbytné pro získání vstupních údajů pro numerickou analýzu.

## 1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

### 1.1. Obecný přehled

#### 1.1.1. Příčiny amputací

- Onemocnění periferního vaskulárního systému
- Diabetes mellitus
- Traumatické amputace
- Infekční onemocnění
- Nádorová onemocnění
- Vrozené defekty končetin

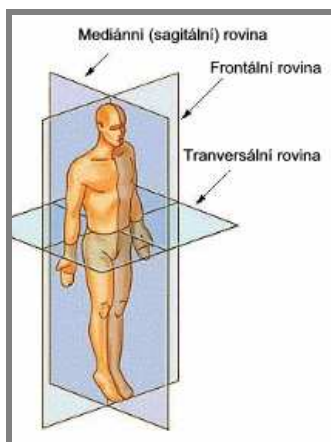
#### 1.1.2 Označení anatomických rovin, směrů a pohybů

##### Roviny

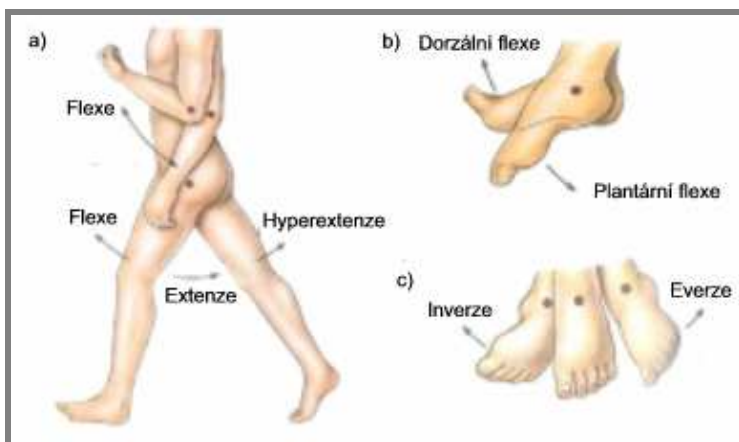
- **Mediánní rovina** - prochází středem těla a dělí ho na dvě stejné poloviny, pravou a levou (obr. 1.1 [1])
- **Sagitální roviny** - roviny rovnoběžné s rovinou mediánní
- **Transversální (horizontální) roviny** - jdou napříč tělem, jsou kolmé na frontální i sagitální roviny, dělí tělo na horní a dolní část
- **Frontální roviny** - roviny kolmé na sagitální i transversální roviny, dělí tělo na přední a zadní část

##### Směry

- **Anteriorní** - přední
- **Posteriorní** - zadní
- **Mediální** - ke střední (mediánní) rovině
- **Laterální** - od střední roviny
- **Dorzální** - hřbetní
- **Plantární** - chodidlový



Obr. 1.1 Anat. roviny [1]



Obr. 1.2 Anatomické pohyby [2]

**Pohyby**

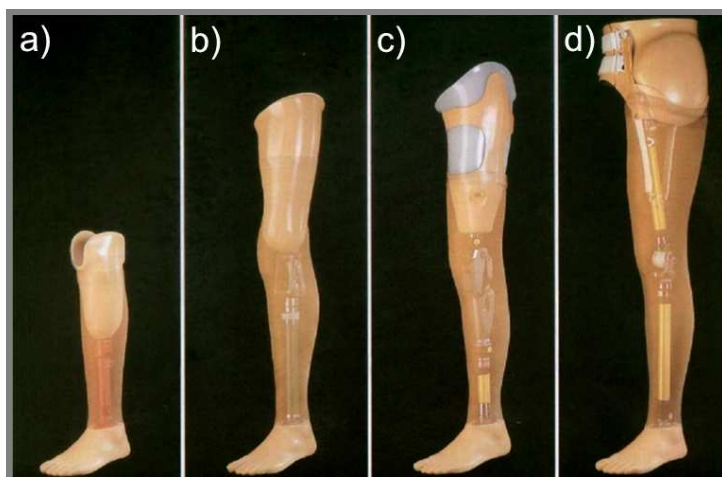
- **Flexe** - ohnutí (obr. 1.2 [2])
- **Extenze** - natažení, narovnání

**1.1.3 Rozdělení protéz dolní končetiny**

1.1.3

**Rozdělení podle úrovně amputace**

Nejčastěji se amputace označuje podle primární kosti, která je amputací přerušena. Jedná-li se o oddělení končetiny v úrovni kloubu, hovoříme o exartikulaci [3]. Pojmenování hlavních kostí dolní končetiny a označení úrovní amputací je uvedeno v **příloze 1** [4]. Protézy pro jednotlivé úrovně amputací jsou zobrazeny na obr. 1.3 [5]. Existují také určité specifické druhy amputací, které poskytují výhodný pahýl. Tyto bývají označovány jménem autora [3]. Více o úrovních a technikách amputací dolních končetin lze nalézt v [3], [6] - [8].



Obr. 1.3 Protéza pro a) amputaci v bércei, b) exartikulaci v koleni, c) amputaci ve stehně, d) hemipelvektomii [5]

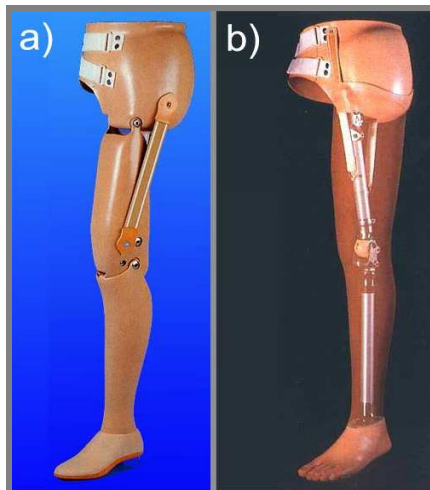
**Rozdělení podle určení**

- pooperační, včasné, přivikací neboli „interim“ protézy
- rehabilitační protézy
- protézy pro prvovybavení
- standardní protézy
- speciální protézy (sportovní, ortoprotézy atd.)

**Rozdělení podle konstrukce**

Z konstrukčního hlediska mohou být protézy endoskeletální (modulární) nebo exoskeletální. U endoskeletální protézy (obr. 1.4b [9]) plní nosnou funkci vnitřní části protézy - moduly. Plastové pahýlové lůžko je s chodidlem a příp. s klouby (kolenní, kyčelní) spojeno prostřednictvím různých tzv. adaptérů. Vnější tvar endoskeletální protézy zajišťuje pěnový kosmetický návlek. Výhodou je možnost modularity a nižší hmotnost. V současnosti se vzhledem k jednoduchosti sestavení protézy a možnosti volby z velkého množství modulů stává tento typ konstrukce dominantním. U exoskeletální protézy (obr. 1.4a [9]) je nosný vnější

povrch, zhotovený nejčastěji z plastového laminátu. Vnitřek protézy může být ze dřeva nebo pěnového polyuretanu. Tento typ protézy neumožňuje větší nastavitelnost a individuálně bývá vyráběna celá protéza. Obecně jsou exoskeletální protézy odolnější a mnohdy také levnější [10].



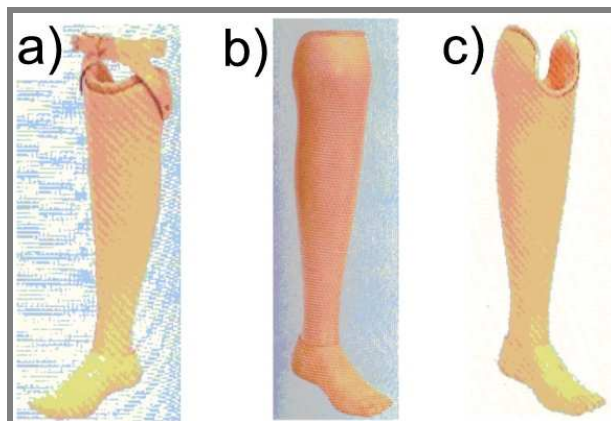
Obr. 1.4 Konstrukce protézy:  
a) exoskeletální, b) endoskeletální [9]

#### 1.1.4 Konstrukce transtibiální modulární protézy

Předmětem zájmu této práce je transtibiální modulární protéza. Ukázka takové protézy je na obr. 1.5 [11]. Skládá se z protetického lůžka, trubkového adaptéru a protetického chodidla, spojených pomocí spojovacích adaptérů.



Obr. 1.5 Transtibiální modulární protéza [11]



Obr. 1.6 Protetická lůžka a) PTB, b) PTS, c) KBM [12]

#### Protetická lůžka

Pahýlové lůžko je nejdůležitější částí protézy z hlediska komfortu a ovladatelnosti. Zajišťuje přenos zatížení z protézy na pahýl a naopak. U transtibiální protézy v zásadě (historicky) rozlišujeme dva základní typy lůžek. Prvním je PTB lůžko (*Patellar Tendon Bearing* - obr. 1.6a), u kterého jsou k přenosu zatížení využity oblasti pahýlu, které snášejí tlakové zatížení (především šlacha česky - *patella*

*tendom*). Naopak v místech pahýlu, která tlakové zatížení nesnášejí, je lůžko vyrobeno tak, aby zde k přenosu zatížení nedocházelo. Druhým typem je TSB lůžko (*Total Surface Bearing*), které je vyrobeno tak, aby k přenosu zatížení byla využita celá plocha pahýlu. U TSB lůžka je tlak na pahýl rovnoměrně rozložen a nedochází tak k otokům pahýlu v místech dominantního zatížení. Eliminuje se také skluz pahýlu v lůžku a nošení protézy je pohodlnější. Volba typu lůžka závisí na aktivitě pacienta, stavu pahýlu a zkušenostech protetiky [13]. V současnosti se využívá různých konstrukcí lůžka odvozených od obou uvedených metod. Např. lůžko PTS (*Patellar Tendon Suprakondylar* - obr. 1.6b [12]), které vzniklo modifikací PTB lůžka, a u kterého se k přenosu zatížení využívá také patela (česka). Velmi časté je lůžko KMB (*Kondylen Bettung Münster* - obr. 1.6c [12]). Zde jsou využity stabilizační peloty, které sahají až ke kondylům (výstupkům) femuru a patela zůstává volná [14], [15].

### **Protetická chodidla**

Protetické chodidlo nahrazuje různou funkci lidského chodidla v různých fázích krokového cyklu. Tohoto chování bývá dosaženo strukturou chodidla a jeho jednotlivých částí [3].

Chodidla lze podle jejich konstrukce rozdělit do několika skupin [3]

- chodidla bez kloubu
- chodidla s kloubem
- chodidla s pružným jádrem
- dynamická chodidla

Základním a nejčastěji používaným pevným chodidlem je chodidlo typu SACH (*Solid Ankle Cushioned Heel* - **příloha 2** [16]). Toto chodidlo je velmi jednoduché, levné, lehké a odolné. Nevýhodou je nízká flexibilita, tedy přizpůsobivost terénu. Toto chodidlo je vhodné pro pacienty s nižším stupněm pohybové aktivity [3]. Protetická chodidla s kloubem simulují pohyb chodidla v hlezenním kloubu člověka. Kloub může být jednoosý nebo dvouosý. Jednoosý kloub umožňuje pohyb v sagitální rovině (plantární a dorzální flexi), dvouosý kloub navíc pronaci a supinaci (natáčení chodidla do stran). Příklad chodidla s jednoosým kloubem je v **příloze 2** [16]. Výhodou tohoto chodidla je výborná stabilita v počátku stojné fáze, nevýhodou naopak vyšší hmotnost a tedy energetická náročnost [1]. Zástupcem chodidel s pružným jádrem je chodidlo typu SAFE (*Stationary Ankle Flexible Endoskeleton* - **příloha 2** [16]). Toto chodidlo je komfortní a poskytuje vysokou stabilitu. Je schopné se přizpůsobit i velmi nerovnému terénu [3]. Dynamická chodidla bývají také někdy označována jako energetická. Pracují na principu akumulace a zpětného využití energie při odvalu chodidla za účelem snížit energetickou náročnost. Jsou určeny pro pacienty s vysokým stupněm pohybové aktivity. Příkladem je chodidlo s esovitě zahnutým pružným elementem (**příloha 2** [16]). Některá dynamická chodidla předního světového výrobce, společnosti *Ossir*, jsou uvedena v **příloze 2** [17].

### 1.1.5 Analýza krokového cyklu

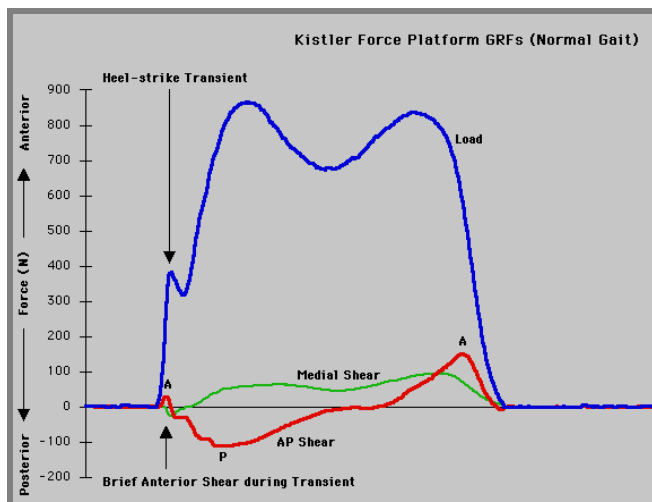
K hodnocení chůze se využívá tzv. krokového cyklu. Krokový cyklus jedné končetiny je rozdělen do dvou fází: stojné a švihové, a dále pak do několika podfází (**příloha 3** [18], [13]). Pochopení krokového cyklu a funkce končetiny během jednotlivých fází je nezbytné pro návrh funkční protézy. Více o analýze krokového cyklu u pacientů s protézou lze nalézt v [3], [6], [19] - [21].

#### Metody analýzy krokového cyklu

- časová analýza
- kinematická analýza
- dynamická analýza
- elektromyografie

Významným zástupcem kinematické analýzy je analýza pohybu. Tato analýza většinou poskytuje informace o pohybu kloubů a částí těla v grafické podobě. Pacient je opatřen značkami (markery) pro rozpoznání anatomicky významných bodů. Provádí se záznam pozorované oblasti několika kamerami (pro 3D postačí tři, většinou se používá více). Záznamy z jednotlivých kamer jsou digitalizovány. Při vyhodnocování jsou manuálně identifikovány jednotlivé markery a souřadnice jejich polohy jsou vypočítány pomocí software. Výstupem je animovaný pohyb spojnic jednotlivých bodů. Z něj lze vyhodnotit polohu bodů v čase a úhel mezi třemi body v daném časovém okamžiku. Výpočtem lze dále získat rychlosti a zrychlení jednotlivých bodů a úhlové rychlosti a zrychlení spojnic bodů [3].

Dynamické (kynetické) analýzy sledují příčiny pohybu, tedy působení sil a momentů sil, dále pak práce, energie a výkony. V biomechanice jsou nejčastěji používány tlakoměrné a siloměrné desky. Tlakoměrné desky vyhodnocují lokální tlak v jednotlivých místech pod chodidlem v průběhu došlápnutí, příp. vertikální složky reakce podložky. Siloměrné desky vyhodnocují velikost a směr reakční síly od podložky. Mohou být tenzometrické nebo piezoelektrické [22]. Typický průběh reakčních sil od podložky normální chůze během krokového cyklu je zobrazen na obr. 1.7 [23].



Obr. 1.7 Průběh reakčních sil normální chůze [22]





Obr. 1.8 Pracoviště pro analýzu krokového cyklu [22]

Na obr. 1.8 [22] je ukázka kompletně vybaveného pracoviště pro analýzu krokového cyklu. Vyhodnocovací středisko (2) shromažďuje data získaná ze šesti kamer pro 3D kinematickou analýzu (1), z EMG analýzy pro vyhodnocení svalové aktivity (3), ze siloměrných desek pro určení reakční síly od podložky (4), z tlakoměrné desky pro zjištění rozložení tlaků při našlápnutí (5) a ze dvou kamer pro získání videozáznamu v sagitální a frontální rovině (6).

## 1.2 Přehled literatury

### 1.2.1 Publikace

#### **Ortohotics and Prosthetics in Rehabilitation [3]**

Lusardi, Nielsen

Tato rozsáhlá publikace se věnuje obecně problematice ortotiky a protetiky dolních končetin. Detailně se zabývá biomechanikou lidské chůze a z ní plynoucích požadavků na funkci protéz. Prostor je zde věnován i samotné konstrukci protetických komponent a metodám jejich výroby.

Jde o jednu ze základních publikací, zabývajících se problematikou protetiky dolních končetin. Informace v ní obsažené jsou důležité pro pochopení dané problematiky.

#### **Amputation and prosthetics: a case study approach [7]**

Bella

Kniha se zabývá oblastí amputací a protetiky dolních končetin formou případových studií, především z pohledu fyzioterapie. Podrobně jsou popsány jednotlivé typy amputací a možnosti protézování, včetně nejnovějších poznatků na poli protetických komponent. Jde o jednu ze základních publikací, zabývajících se danou problematikou.

#### **Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles [6]**

Bowker, Michael

Tato rozsáhlá publikace obsahuje komplexní informace z oblasti protetiky končetin. Významná je část, zabývající se protetikou dolních končetin, konkrétně analýzou chůze s protézou a možnostmi použití protetických komponent pro jednotlivé úrovně amputací. Jde o jednu ze základních publikací, zabývajících se danou problematikou.

#### **Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal [13]**

Seymour

Kniha poskytuje ucelené informace o protetice a ortotice dolních končetin. Prezentuje metody a přístupy k volbě protetických komponent na základě požadavků pacienta. Informace jsou podpořeny výsledky klinických studií. Jde o jednu ze základních publikací, zabývajících se danou problematikou.

#### **A primer on limb prosthetics [24]**

Wilson

V této publikaci jsou shrnuty obecné informace o protetice dolních končetin. Podrobně jsou probrány jednotlivé úrovně amputací a amputační techniky, protetické

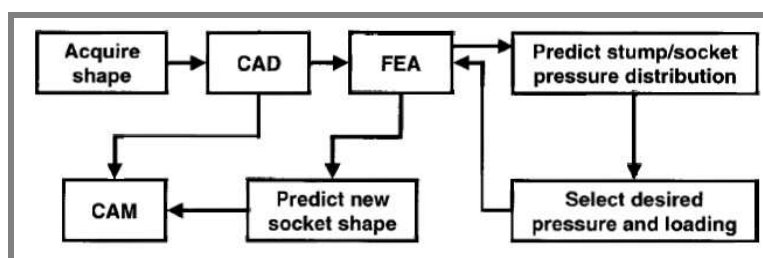
komponenty, jejich výroba, smontování a nastavení protéz na základě biomechaniky chůze pacienta. Jde o jednu ze základních publikací, zabývajících se danou problematikou.

### New Methods and Materials in Prosthetics for Rehabilitation of Lower Limb Amputees [25]

Lee

#### Kap. 10.3.1.2 Intelligent CAD/CAM system

Kapitola popisuje integraci analýzy pomocí MKP do výroby protetických lůžek pomocí CAD/CAM (obr. 1.9 [25]). Ta spočívá v odměření tvaru pahýlu a jeho převedení do CAD programu za účelem stanovení počátečního modelu lůžka. Geometrie a ostatní požadované parametry jsou poté importovány do MKP programu, kde je provedena analýza ke stanovení tlaků působících mezi lůžkem a pahýlem. V dalších krocích je upravována geometrie lůžka a prováděn výpočet, dokud není rozložení tlaků vyhovující. Vhodné lůžko je poté pomocí CAD a RM vyrobeno.



Obr. 1.9 Integrace MKP do procesu výroby protetických lůžek [25]

### Artificial Limbs [26]

Mak, Zhang, Leung

#### Kap. 9.08.4.4 Failure of Prosthetic Components

V této kapitole jsou popsány poruchy komponent protézy dolní končetiny. Nefunkčnost protézy nejčastěji souvisí s interakcí pahýlu a lůžka. Poruchy samotných komponent mohou být způsobeny konstrukčními problémy, použitím nevhodné komponenty nebo špatným nastavením protézy. Podle zprávy *RehabTech* z roku 2000 je zhruba polovina poruch způsobena špatným sestavením a druhá polovina konstrukční vadou (chodidlo + adaptér chodidla - 34,3%; trubka - 23,7%; kolenní kloub - 19,3%; lůžko + adaptér lůžka - 14,5%). Nejčastějšími příčinami je nedostatečné upnutí, přílišné dotažení šroubů, nadváha pacienta a nedostatečná revize. U kovových částí se většinou jedná o únavové poškození - nutnost omezení koncentrátorů napětí. Poškození způsobená špatnou konstrukcí lze redukovat optimalizací konstrukce pomocí MKP. Doslovně cituji: „Ačkoli je zmíněno mnoho počítačových modelů interakce pahýl-lůžko, v literatuře lze nalézt velmi málo informací o optimalizaci konstrukce ostatních komponent přenášejících zatížení pomocí MKP“ [26]. Důležitá je prevence v podobě vhodného stanovení inspekčních intervalů.

**Kap. 9.08.5 Standards for Prosthesis Testing**

Zde jsou uvedeny různé druhy testů protetických komponent a jejich specifikace dle ISO 10328. Příklad únavového testu:  $F_p = 1350 \text{ N}$ , chodidlo typu SACH. Nejnáchylnější je chodidlo ( $4,6 \times 10^4$  až  $1,06 \times 10^5$  cyklu dle výrobce), dále lůžko ( $4 \times 10^5$  cyklu), adaptér a trubka z hliníkové slitiny ( $4,86 \times 10^5$  resp.  $8,97 \times 10^5$  cyklu). Šrouby bývají poškozeny, pokud nejsou správně dotaženy.

---

**1.2.2 Články****Finite Element Analysis to Determine the Effect of Monolimb Flexibility on Structural Strength and Interaction Between Residual Limb and Prosthetic Socket [27]**

Lee, Zhang, Boone, Contoyannis

Práce se zabývá numerickou analýzou pomocí MKP protézy, u které je lůžko a holenní část vyrobena jako jeden díl z termoplastického materiálu. Deformace v holenní části mohou nahradit funkci hlezenního kloubu, ovšem při zvýšeném napětí může dojít k poškození protézy. Cílem analýzy je studium strukturálního chování této „jednodílné“ protézy při různých geometriích holenní části a určení tlaků působících mezi lůžkem protézy a pahýlem během chůze. V různých fázích krokového cyklu jsou predikována místa možného poškození protézy. Výsledky ukazují, že s klesající tuhostí holenní části klesají maximální napětí působící na pahýl.

Protéza obsahuje chodidlo Kingsley SACH, jehož geometrický model je vytvořen ze dvou částí (dřevěné jádro a pěnový obal). Materiál pěnového obalu je modelován jako lineárně elastický s modulem pružnosti v tahu 5 MPa a Poissonovým číslem 0,3. Výpočet je proveden pro zatížení a geometrické konfigurace v 8%, 19% a 43% krokového cyklu. Vzhledem k velkým deformacím je úloha řešena jako nelineární.

**Virtual Modelling of a Prosthetic Foot to Improve Footwear Testing [28]**

Mara, Harland, Mitchell

Cílem této práce je vytvoření a ověření MKP modelu protetického chodidla, použitelného k doplnění reálných zkoušek obuvi o testy virtuální, především pro posouzení tlumících vlastností obuvi. Testy zahrnují stlačování chodidla ve vodorovné poloze a tříbodový ohyb v oblasti špičky. Experimentálně a numericky je zjišťována odezva na zatížení. Výsledky poukazují na použitelnost MKP modelu k uvažovanému účelu.

Modelováno je dynamické chodidlo *Carbon Copy II* s pružnou vložkou z uhlíkového kompozitu. Materiálové vlastnosti jsou určeny s pomocí software *Cambridge Engineering Selector* z hodnot mikrotvrdosti podle Vickerse pro kompozit a z hodnoty hustoty pro obal z polyuretanové pěny. Hodnoty materiálových konstant nejsou uvedeny. Oba materiály jsou uvažovány jako lineárně-elastické, vzhledem k malým deformacím, ke kterým dochází. V případě

tříbodového ohybu se však se zvyšující silou zvětšují odchylky mezi výsledky reálného a virtuálního testu, což lze připsat právě uvedenému zjednodušení. Vnější geometrie je vytvořena pomocí laserového 3D skenování, vnitřní pomocí rentgenového zobrazovacího zařízení.

### **Finite Element Analysis as a Tool for Parametric Prosthetic Foot Design and Evaluation [29]**

Saunders, Schwentker, Kay, Bennett, Jacobs, Verstraete, Njus

V této práci je vytvořen MKP model protetického chodidla typu SACH. Numerický model je analyzován na základě zátěžných stavů zjištěných pomocí analýzy chůze pacienta s protézou a následně experimentálně ověřen mechanickým testem. MKP model je poté použit k simulaci viskoelastického chování paty chodidla, pro různé viskoelastické modely. Jedná se pouze o jeden z mnoha možných typů parametrické analýzy využívající MKP model.

Analýza je provedena pro tři zátěžné stavy - v 15%, 35% a 52% krokového cyklu. Okrajové podmínky jsou získány z analýzy chůze, která zahrnuje analýzu kinematiky pro určení polohy chodidla, měření reakčních sil od podložky pro určení zatížení a vyhodnocení tlakocitlivého filmu pro určení kontaktní oblasti chodidla s podložkou. Materiálové vlastnosti obalu chodidla z polyuretanové pěny jsou získány měření deformačního chování na zkušební stroji pro vzorky odebrané ze špičky, středu a paty chodidla. Hodnoty modulu pružnosti v tahu se pohybují v řádu kPa.

### **Load Transfer Mechanics Between Trans-Tibial Prosthetic Socket and Residual Limb - Dynamic Effects [30]**

Jia, Zhang, Lee

Jedna z mnoha prací, studujících rozložení napětí mezi lůžkem a pahýlem pomocí MKP. Okrajové podmínky jsou získány z kinematických dat a reakčních sil od podložky pomocí inverzní dynamiky. Výpočet je proveden se zahrnutím setrvačných sil i bez nich a výsledky jsou porovnány.

Rozdíly ve výsledných napětích mezi oběma výpočty jsou 8,4% ve stojné fázi a 20,1% ve švihové fázi. Ty poukazují na výrazný vliv setrvačných sil ve švihové fázi.

### **Determining Inspection Intervals For Lower Limb Prosthetic Components [31]**

Brown, Stewart

Cílem práce je stanovení životnosti komponent protézy a doporučení servisního intervalu. Pomocí MKP analýzy a analýzy růstu trhliny je vytvořen model předpokládané životnosti komponent. Testována je *Al* trubka a *Ti* trubkový adaptér. Trhlina je iniciována v místě, kde nejčastěji dochází k poškození. Při cyklickém

únavovém testu je sledován růst trhliny. Je vytvořen MKP model trubky a adaptéru za účelem stanovení zatížení mezi oběma komponentami a rozložení napětí pro analýzu růstu trhliny. Adaptér trubky je také modelován s trhlinou různé délky k určení faktoru intenzity napětí. S využitím výsledků MKP analýzy je dále provedena analytická simulace trhliny. Využívá lineárně elastické lomové mechaniky (LEFM) a *strain-life* přístupu.

Při cyklickém únavovém testu je dosaženo u trubky i adaptéru  $1,74 \times 10^6$  cyklu bez lomu. Na trubce zjištěna trhlina délky 51 mm. Trhlina iniciovaná na adaptéru se dále nešířila. Adaptér (*Ti*) má velkou odolnost proti iniciaci trhliny, ale malou odolnost proti jejímu šíření. Výsledky analýzy růstu trhliny jsou porovnány s výsledkem únavového testu dle ISO a vykazují vysokou shodu.

### **Mechanical Properties of Dynamic Energy Return Prosthetic Feet [32]**

Haberman

Práce se zabývá vytvořením metodiky testování pro stanovení nelineárních a časově závislých mechanických vlastností protetikých chodidel. První část se zabývá stanovením tuhosti paty a špičky v jednotlivých částech krokového cyklu. Výsledkem je křivka tuhosti během krokového cyklu. Druhá část se zabývá popisem časově závislých vlastností paty a špičky měřením relaxace zatížení. Měření jsou prováděna u čtyř typů protetikých chodidel.

Z výsledků vyplývá, že mechanické vlastnosti chodidel lze popsat kvazi-lineárně. Tuhost chodidel roste se zvětšujícím se zatížením a s klesajícím úhlem natočení chodidla (ve směru plantární flexe).

### **Energy Loss and Stiffness Properties of Dynamic Elastic Response Prosthetic Feet [33]**

Geil

Tato práce se zabývá testováním 12ti dynamických protetikých chodidel k určení materiálových a strukturních vlastností - tuhosti a hysterezního chování. Test tuhosti je prováděn při  $12^\circ$  plantární flexi chodidla tlakovým zatěžováním do hodnoty 800 N. Tuhost je graficky vyjádřena jako závislost deformace na zatížení.

Jedním z testovaných chodidel je chodidlo *Flex-Foot Vari-Flex*, které je velmi podobné námi řešenému chodidlu *Sure-flex*. Chodidlo *Vari-flex* je testováno bez kosmetického obalu a v daném rozsahu zatížení vykazuje téměř lineární chování (konstantní tuhost).

**Prosthetic Foot Design [34]**

Rihs, Polizzi

Práce se zabývá návrhem nového protetického chodidla, vycházejícího z analýzy vlastností existujících chodidel. Analyzováno je 11 chodidel vč. chodidla *Sure-flex*. U jednotlivých chodidel jsou uvedeny materiály jednotlivých částí a slovně popsány jejich vlastnosti. Pro posouzení vlastností chodidel je experimentálně zjištěna jejich reakce při dorsální/plantární flexi, inverzi a everzi, natočení v ose adateru a řízeném drop-testu.

Jde o jednu z mála dostupných prací, které se zabývají mj. studiem chodidla *Sure-flex*. Jádrem tohoto chodidla je tvořeno pružinou ze 100% kompozitu z uhlíkových vláken. Obal je z polyuretanové pěny tvrzené kevlar, dostupné ve třech různých hustotách.

**Analytical Evaluation of an Energy-Storing Foot Prosthesis [35]**

Jin, Pilkey, Zhang, Gruver

Cílem této práce je zhodnocení dynamického protetického chodidla vyvinutého pro sportovní použití. Použita je dynamická MKP analýza k určení propulzí schopnosti chodidla (poměr akumulované a vydané energie). Numericky zjištěné hodnoty jsou porovnány s experimentálním měřením při běhu pacienta s protézou a vykazují dobrou shodu. Chodidlo je tvořeno pružinou z kompozitu se skleněnými vlákny. Materiál je uvažován jako nelineární ortotropní; úloha nelineární.

**1.2.3 Ostatní zdroje**1.2.3

---

**Loads in a Prosthetic Pylon Using Strain Gauges [36]**

Vaithianathan

Zmínka o studii zabývající se měřením zatížení trubky protézy pomocí tenzometrů. Ty jsou nalepeny přímo na trubce a z jejich přetvoření je vyhodnocena axiální síla, krouticí moment a ohybové momenty působící v ose trubky. Výhodou této metody oproti ostatním silovým snímačům je skutečnost, že trubku protézy není potřeba modifikovat a její mechanické vlastnosti zůstávají nezměněny. Konkrétní výsledky uvedeny nejsou.

Doslovně cituji: „Naměřené síly a momenty mohou být využity např. ke stanovení absorpčních vlastností protetického chodidla při běhu, ve vztahu k ISO normě. Dále mohou poskytnout informace o skutečném zatížení na distálním konci lůžka důležité pro MKP analýzu lůžka.“ [36]

Pozn.: Při testování dle ISO je zvolen stupeň zatížení podle hmotnosti pacienta - A60, A80 a A100 (kg); při náročnější aktivitě (běh) je tedy nutné zjistit skutečné zatížení protézy a podle něj zvolit vhodnou skupinu zatížení dle ISO.

### 1.3 Shrnutí

Ze studia literatury je zřejmé, že MKP nachází uplatnění v oblasti protetiky dolních končetin. V naprosté většině se jedná o statickou strukturální deformačně-napjatostní analýzu. Převážná část prací se zabývá studiem interakce mezi pahýlem a protetickým lůžkem [30], [37] - [40]. Jedná se o nejdůležitější prvek, který ovlivňuje komfort, ovladatelnost a potažmo i bezpečnost při používání protézy. Z pohledu pacienta je nejzásadnější vhodně navržené a zhotovené protetické lůžko. Cílem těchto prací je stanovení smykových a tlakových napětí v měkkých tkáních pahýlu a jejich rozložení. Výsledkem může být integrace MKP do procesu výroby lůžek pomocí CAD/CAM [25], [40].

Několik málo článků se zabývá MKP analýzou samotného protetického chodidla [28], [29], [35], většinou za účelem návrhu nového chodidla s využitím parametrizace. Práce studující komplexně chování protézy dolní končetiny pomocí MKP ovšem až na výjimku [27] chybí.

Pro MKP analýzu je nutné zajistit vstupy v podobě modelu geometrie, okrajových podmínek (vazby a zatížení) a materiálového modelu. K vytvoření geometrie existující součásti se nejčastěji používají metody reversního inženýrství. Velikost a směr zatížení lze nejsnadněji získat s použitím siloměrných desek a v případě MKP modelu chodidla je lze ihned aplikovat na model. Pokud je potřeba znát hodnoty zatížení v kloubech končetiny, nebo např. na distálním konci lůžka (při řešení interakce pahýl/lůžko), je nutné síly dopočítat s využitím inverzní dynamiky [21]. Tato metoda má však určitá omezení [41], [42]. Druhou možností je využití kompaktních měřících zařízení pro přímé vyhodnocení sil, popř. momentů působících v dané místě protézy. Jedná se o elektronické převodníky různé konstrukce, nejčastěji piezoelektrické nebo tenzometrické [36], [43] - [45]. Hodnoty materiálových charakteristik (konstitutivních parametrů) lze v případě řešení kontaktu pahýlu a lůžka (měkké a tvrdé tkáně, materiály lůžek) snadno získat z dostupné literatury, vzhledem k množství prací zabývajících se touto problematikou. V případě protetických chodidel je situace horší, zvláště v případě dynamických chodidel. Je tedy nutné vhodným způsobem hodnoty experimentálně stanovit.

MKP analýza bývá prováděna v několika fázích krokového cyklu s charakteristickým zatížením a geometrickou konfigurací. Nejčastěji se jedná o okamžik našlápnutí na patu, chodidlo v plném kontaktu s podložkou a odraz špičky od podložky .



## 2 FORMULACE ŘEŠENÉHO PROBLÉMU A JEHO ANALÝZA

**2**

---

Protéza, spolu s pacientem, představuje složitý biomechanický celek. Konstrukce a nastavení protézy významně ovlivňuje chování tohoto celku. Studium tohoto chování je důležité pro zpětnou úpravu konstrukce a nastavení protézy.

Z mechanického hlediska musí protéza vyhovět normě ISO 10328. Tato norma specifikuje podmínky statických a cyklických testů protetických komponent i celé protézy. Silové působení je podle této normy definováno na základě zatížení působícího při normální chůzi v příslušné hmotnostní třídě pacienta. Nezohledňuje ovšem individuální odchylky v chůzi pacienta nebo jiný režim chůze. V tomto případě je pro stanovení zatížení vhodné využití informací z analýzy chůze konkrétního pacienta v reálných podmínkách.

Laboratorní testování protézy může být finančně i časově náročné. V závislosti na použité měřicí technice lze většinou získat pouze základní informace o chování zkoumaného objektu. V případě potřeby detailních a komplexních informací o chování protézy se nabízí možnost náhrady experimentálního modelování výpočtovým modelováním.

Výpočtové modelování s pomocí MKP umožňuje provést strukturální analýzu a získat informace o napětích a přetvořeních v libovolném místě protézy. Tyto informace lze dále využít např. k simulaci vlivu konstrukce, materiálů a zatížení na chování protézy při úpravě nebo návrhu protézy, v kombinaci s lomovou mechanikou ke stanovení životnosti, k posouzení vhodnosti použití příslušné komponenty u pacienta, apod.

Nevýhodou výpočtového modelování je nutnost přesných vstupů v podobě geometrie, okrajových podmínek a materiálových modelů. Platnost výpočtového modelu je vždy nutné ověřit experimentálním modelováním.

### 3 VYMEZENÍ CÍLŮ PRÁCE

#### **Primární cíle**

Cílem této práce je vytvoření MKP modelu protézy dolní končetiny a provedení statické strukturální deformačně-napjatostní analýzy k posouzení maximálních napětí a deformací působících v protéze během krokového cyklu v reálných podmínkách. Výsledky budou porovnány s experimentálně zjištěnými hodnotami. Předmětem zájmu je transtibiální modulární protéza dolní končetiny řešená bez protetického lůžka.

#### **Širší cíle**

Tato práce je součástí širšího projektu, který se zabývá vytvořením a ověřením metodiky měření, za účelem posouzení komplexní spolehlivosti protézy. Součástí analýzy komplexní spolehlivosti je také mechanická analýza samotné protézy. Výsledky této práce umožňují získat představu o charakteru namáhání a deformací protézy v jednotlivých fázích krokového cyklu. Výsledky mohou být dále využity ke stanovení životnosti jednotlivých komponent nebo např. pro parametrickou analýzu při úpravě stávající nebo návrhu nové protézy popř. jejích komponent. V další fázi projektu se také předpokládá rozšíření analýzy na složitější transfemorální protézu, s využitím zkušeností získaných při řešení této práce.

#### **Dílčí cíle v bodech**

- Experimentálně získat informace o geometrické konfiguraci a vnějším zatížení protézy v reálných podmínkách v jednotlivých fázích krokového cyklu.
- Vytvořit model geometrie existující protézy.
- Stanovit modely materiálů jednotlivých částí protézy a potřebné materiálové konstanty.
- Provést a vyhodnotit strukturální deformačně-napjatostní analýzu protézy.
- Získané hodnoty porovnat s hodnotami získanými experimentálně.

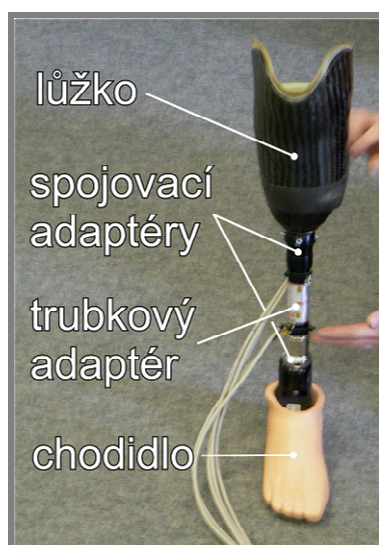
## 4 NÁVRH METODICKÉHO PŘÍSTUPU K ŘEŠENÍ

4

### 4.1 Popis řešené protézy

4.1

Předmětem zájmu této práce je transtibiální modulární protéza. Sestává z protetického lůžka, trubkového adaptéru, protetického chodidla a spojovacích adaptérů (obr. 4.1). Protéza je nastavena podle potřeb pacienta. Vzhledem k náročnosti deformačně napjatostní analýzy celé protézy bude tato provedena u protézy bez protetického lůžka.



Obr. 4.1 Analyzovaná protéza

### 4.2 Metodika řešení

4.2

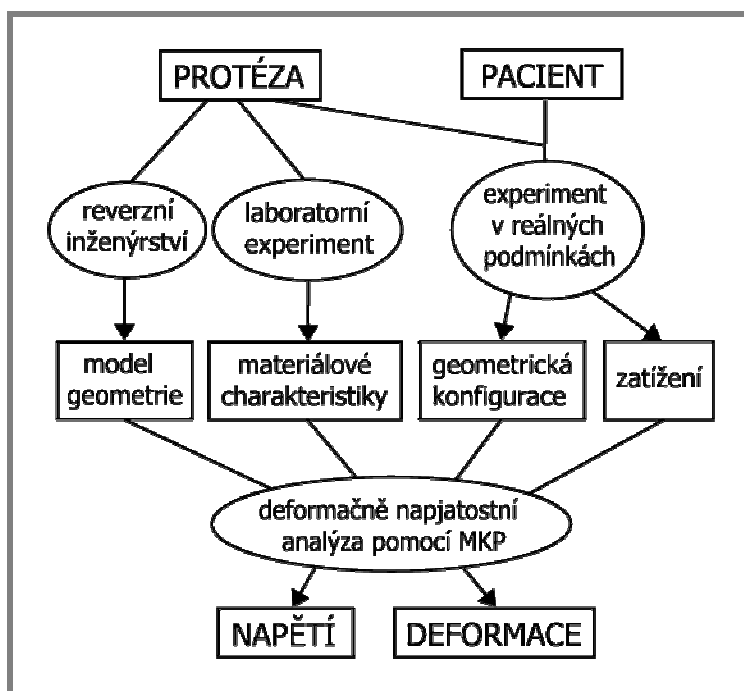
Pro deformačně napjatostní analýzu pomocí MKP je nutné definovat vstupy v podobě modelu geometrie, modelu materiálu (vč. materiálových charakteristik) a okrajových podmínek (vazby a zatížení).

Model geometrie existující protézy bude vytvořen ve vhodném CAD modeláři s využitím dat získaných metodami reverzního inženýrství. U vnější geometrie protetického chodidla bude použito optického skenování, u ostatních částí postačí ruční odměření rozměrů.

V případě materiálového modelu představuje největší problém protetické chodidlo, u něhož nejsou známy materiálové charakteristiky vnitřní pružiny z uhlíkového kompozitu a vnějšího obalu z PUR pěny. K jejich stanovení poslouží nedestruktivní laboratorní zkoušky deformačního chování komponent chodidla a jejich následná simulace v MKP systému.

Okrajové podmínky budou definovány na základě informací z experimentu prováděného v reálných podmínkách s pacientem. Výstupem budou informace o zatížení a geometrické konfiguraci protézy v jednotlivých fázích krokového cyklu. Navržený postup je schématicky znázorněn na obr. 4.2.

Deformačně napjatostní analýza bude provedena v MKP systému Ansys Workbench. Výsledky analýzy budou porovnány s hodnotami přetvoření na trubkovém adaptéru protézy zjištěnými pomocí odporové tenzometrie během výše zmíněného experimentu v reálných podmínkách.



Obr. 4.2 Schéma navrženého postupu

### Časový plán experimentů

Tato práce je součástí širšího projektu. Již v její počáteční fázi byl připraven komplexní experiment v reálných podmínkách (s pacientem), jehož cílem bylo stanovení stykových sil mezi podložkou a chodidlem, stanovení kinematických a dynamických veličin a určení přetvoření na trubkovém adaptéru protézy během chůze. Dalšími experimenty jsou laboratorní zkoušky sloužící ke stanovení materiálových charakteristik komponent chodidla.

## 5 ANALÝZA A INTERPRETACE ZÍSKANÝCH ÚDAJŮ

**5**

---

### 5.1 Experiment v reálných podmínkách

**5.1**

---

#### 5.1.1 Cíl měření

**5.1.1**

---

Cílem experimentu v reálných podmínkách (s pacientem) je stanovit průběh zatížení a průběh kinematických veličin protézy a odezvu na zatížení trubky protézy během krokového cyklu.

Měřené veličiny

- reakční síly od podložky
- kinematické veličiny získané ze záznamu polohy trekovacích bodů v čase
- přetvoření na trubce protézy

Měření bylo připraveno a realizováno v rámci širšího projektu, zabývajícího se analýzou komplexní spolehlivosti protézy dolní končetiny. Uskutečněno bylo v Laboratoři lidské motoriky Katedry biomechaniky a technické kybernetiky na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, za podpory firmy ING corporation, s.r.o. - Ortopedická protetika.

#### 5.1.2 Měřicí soustava

**5.1.2**

---

Kinematická analýza

- miniDV kamery 2x JVC GR-DVL9800, 1x Sony TRV900E
- PC se softwarem
- kabeláž

Měření reakčních sil od podložky

- tenzometrické desky 2x AMTI RP 6-5
- PC se softwarem
- kabeláž

Měření přetvoření na trubce protézy

- skupina tenzometrů nalepených na trubce protézy
- měřicí zesilovač Spider 8
- PC se softwarem
- kabeláž

#### 5.1.3 Pacient

**5.1.3**

---

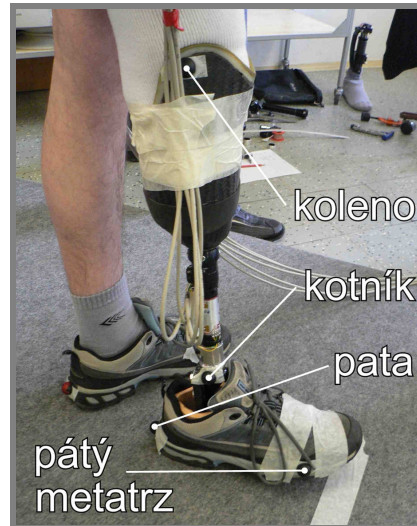
- věk: 32 let
- hmotnost: 80 kg
- aktivní způsob života
- pozitivní přístup, zkušenosti s měřením

### 5.1.4 Popis experimentu

Před samotným experimentem byla pacientovi protetickým technikem vyměněna jeho standardní protéza za analyzovanou protézu a nastavena dle jeho požadavků (obr. 5.1). Individuálně zhotovené protetické lůžko bylo pacientovi ponecháno. Po nastavení protézy byla ručním odměřením stanovena geometrická konfigurace nezátížené protézy (natočení chodidla vzhledem k trubce; délka trubky).



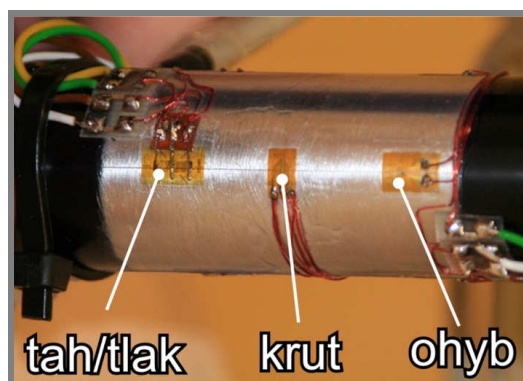
Obr. 5.1 Nastavení protézy



Obr. 5.2 Značkovací body na protéze

Pro účely kinematické analýzy bylo pacientovo tělo vč. protézy opatřeno značkami pro rozpoznání anatomicky významných bodů (především kloubů). Pro účely této práce jsou důležité hlavně body nalepené na samotné protéze (obr. 5.2). Těmi jsou body definující polohu kolene, kotníku, paty a pátého metatarzu. Pro správné vyhodnocení výsledků byla ručně odměřena relativní poloha těchto bodů vzhledem k protéze.

Pro měření přetvoření na trubce protézy byl v rámci širšího projektu sestaven a experimentálně ověřen měřicí řetězec [46]. Ten obsahoval tenzometry nalepené na trubce protézy (obr. 5.3). Umožňoval vyhodnocení přetvoření od tahu/tlaku, ohybu (ve dvou rovinách) a krutu.



Obr. 5.3 Tenzometry na trubce protézy

Přetvoření od tahu/tlaku bylo měřeno prostřednictvím čtyř dvojitých tenzometrů, rozmístěných po 90° okolo trubky. Protější tenzometry byly zapojeny do plného mostu. Pro měření přetvoření od ohybu bylo použito čtyř tenzometrů taktéž rozmístěných po 90° a po dvojicích (proti sobě) zapojených do polovičního mostu. Ohyb bylo možné vyhodnotit ve dvou rovinách. V případě přetvoření od krutu se jednalo o dva dvojité tenzometry umístěné na protějších stranách trubky a zapojených do plného mostu [46].

Pacient byl seznámen s průběhem experimentu a byly zapojeny a nakonfigurovány všechny měřicí řetězce.

Experiment spočíval v plynulé pomalé chůzi pacienta po stanovené dráze. Během chůze byl snímán pohyb pacienta pomocí trojice kamer. Kamery byly v prostoru rozmístěny tak, aby bylo možné vyhodnotit 3D pohyb všech označených bodů (obr. 5.5).



Obr. 5.4 Dráha s umístěním siloměrných desek



Obr. 5.5 Jedna z kamer

Současně probíhal záznam hodnot přetvoření jednotlivých tenzometrických můstků. Kabeláž od tenzometrů byla vedena podél pacientova těla a dále letmo k měřicímu zesilovači.

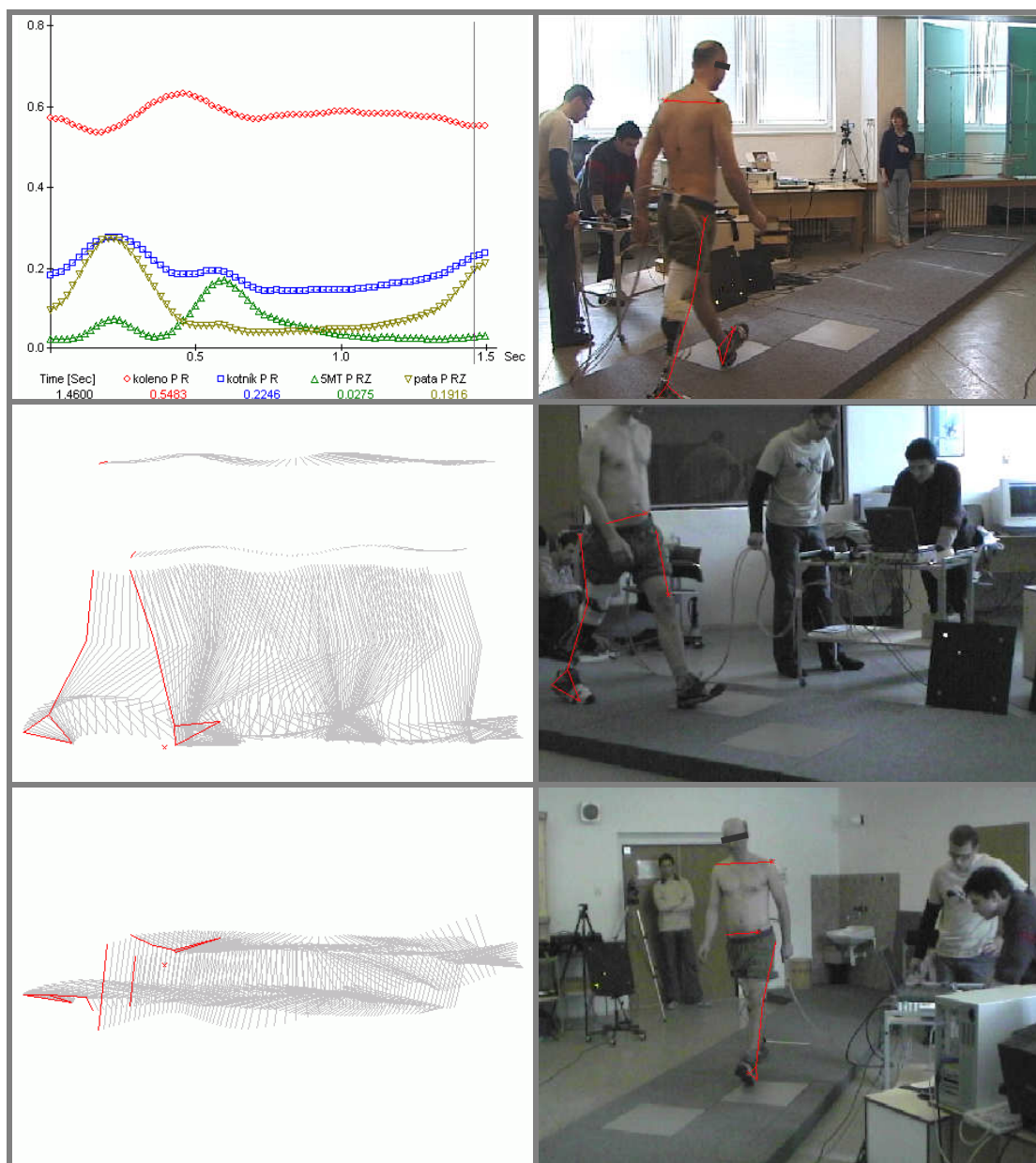
Ve střední části dráhy byla umístěna dvojice tenzometrických desek pro vyhodnocení reakčních sil od podložky (obr. 5.4). Vzhledem k možnostem měřicí techniky a prostorovému omezení laboratoře byly pacientem během jednotlivých experimentů provedeny „pouze“ čtyři kroky. Našlápnutí na tenzometrické desky proběhlo při druhém a třetím kroku (pro levou a pravou končetinu).

V rámci širšího projektu byl experiment prováděn pro různě nastavenou protézu (délka a natočení trubky protézy). Pro tuto práci je důležité měření pro standardně nastavenou protézu. Každé měření bylo opakováno čtyřikrát.

### 5.1.5 Vyhodnocení výsledků kinematické analýzy

Jedním z nezbytných vstupů pro statickou MKP analýzu je geometrická konfigurace protězy resp. její poloha vzhledem k podložce. Tyto informace lze získat na základě provedené kinematické analýzy.

Zpracování a vyhodnocení záznamů z jednotlivých kamer bylo provedeno v systému APAS. Výstupem tohoto systému jsou informace o poloze označených bodů a úhlovém natočení jednotlivých segmentů (spojnic bodů) v čase a jejich prvních a druhých derivací (rychlostí a zrychlení). Informace lze vyhodnotit vzhledem k souřadnému systému nebo vzhledem k dalším bodům/segmentům a dále je lze rozložit do složek souřadného systému. Souřadný systém byl definován na základě vertikální osy a směru pohybu, takže lze data získat v sagitální, frontální příp.



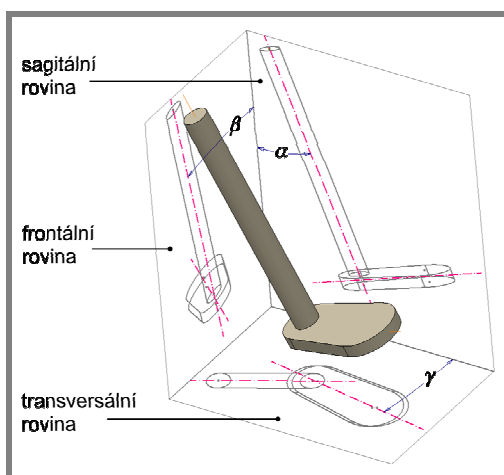
Obr. 5.6 Ukázka výstupů ze systému APAS



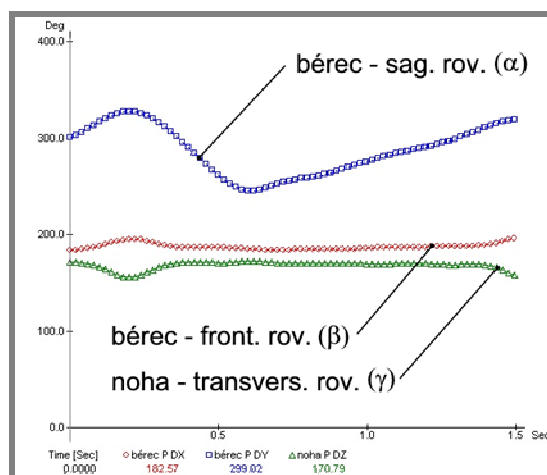
transversální rovině. Výstupem mohou být data v grafické nebo tabulkové podobě, grafické zobrazení drátového (spojnicového) modelu a pohledy z jednotlivých kamer. Ukázka možných výstupů je na obr. 5.6. Zobrazen je průběh polohy v ose z (vertikální osa) kolena, kotníku, paty a pátého metatarzu pravé (protézované) končetiny, spojnicové modely v sagitální a transversální rovině a pohledy ze tří kamer s vyznačenými spojnicemi.

### Úhly natočení protézy

Pro stanovení geometrické konfigurace protézy postačí informace o natočení osy trubky protézy v sagitální a frontální rovině a natočení podélné osy chodidla v transversální rovině. Vzájemná poloha trubky protézy a chodidla byla stanovena na základě měření protézy v nezátíženém stavu.

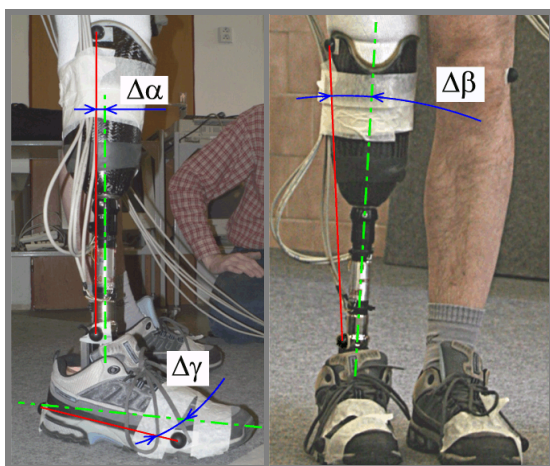


Obr. 5.7 Zobrazení průmětů protézy do rovin



Obr. 5.8 Průběh hledaných úhlů v čase (APAS)

Schématické znázornění průmětů protézy do rovin spolu s vyznačením hledaných úhlů je na obr. 5.7. V grafu na obr. 5.8 jsou zobrazeny průběhy úhlů natočení v daných rovinách bérce a nohy protézy v čase získané ze systému APAS. Při vyhodnocování úhlů ze systému APAS je nutné správně určit osu, od které je hodnota úhlu počítána.



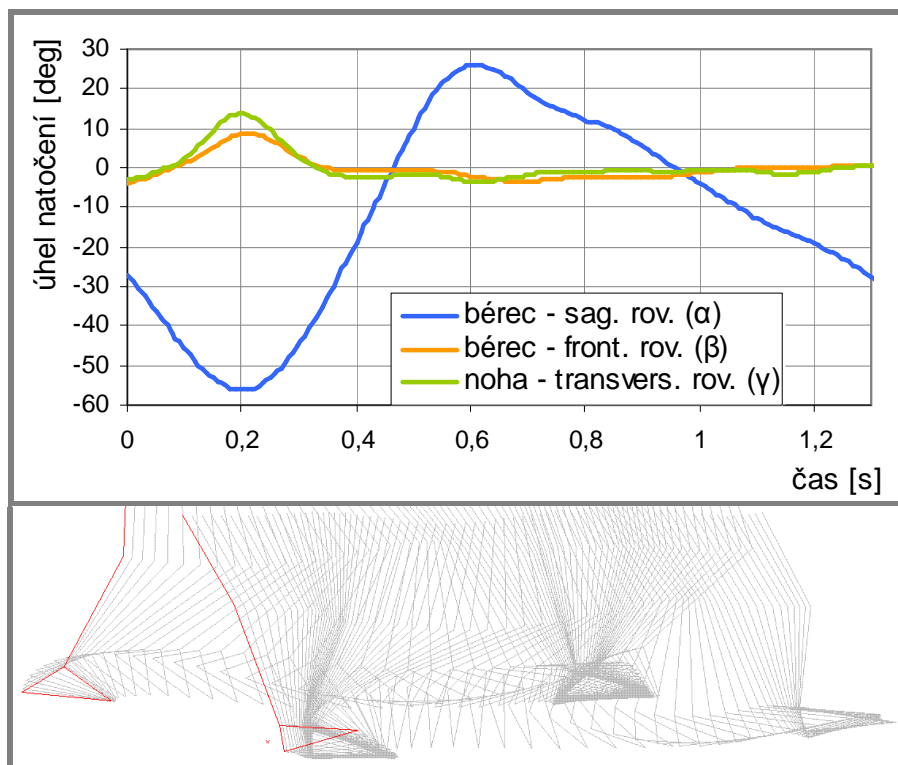
Obr. 5.9 Schématické zobrazení odchylek úhlů

Tab. 5.1 Hodnoty odchylek úhlů

definice	rovina	úhel	
bérec / osa tr. adaptéru	sagitální	$\Delta\alpha$	$0^\circ$
bérec / osa tr. adaptéru	frontální	$\Delta\beta$	$6^\circ$
noha / podél. osa chodidla	transversální	$\Delta\gamma$	$12^\circ$

Dále je nutné uvědomit si, že data ze systému APAS jsou stanovena pro spojnice označených bodů, které ovšem nejsou totožné s osou trubky protézy popř. podélnou osou chodidla. Proto bylo nutné stanovit odchylky úhlů spojnic bodů a os protézy v daných rovinách (obr. 5.9) a tyto aplikovat na data získaná ze systému APAS. Na základě ručního odměření byly definovány odchylky úhlů viz. tab. 5.1.

V grafu na obr. 5.10 jsou znázorněny již upravené průběhy uvedených úhlů u pravé končetiny v čase od okamžiku prvního do okamžiku druhého našlápnutí pravé končetiny na patu (viz. obr. níže). Orientace a smysl uvedených úhlů jsou totožné s úhly označenými na obr. 5.7.

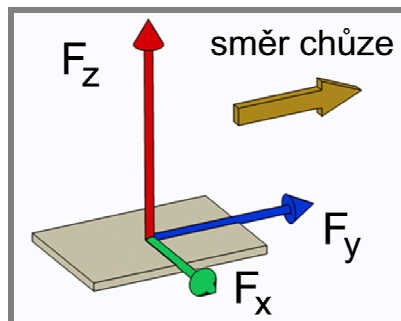


Obr. 5.10 Průběh úhlů natočení v čase; spojnicový model v čase

Pozn.: Měření bylo opakováno čtyřikrát. V rámci širšího projektu byla měření pro korektně nastavenou protézu realizována na počátku experimentu. V prvních měřeních se ovšem vyskytly problémy v nastavení měřicí techniky, které bránily správnému vyhodnocení výsledků kinematické analýzy. Uváděny jsou tedy výsledky pouze čtvrtého měření..

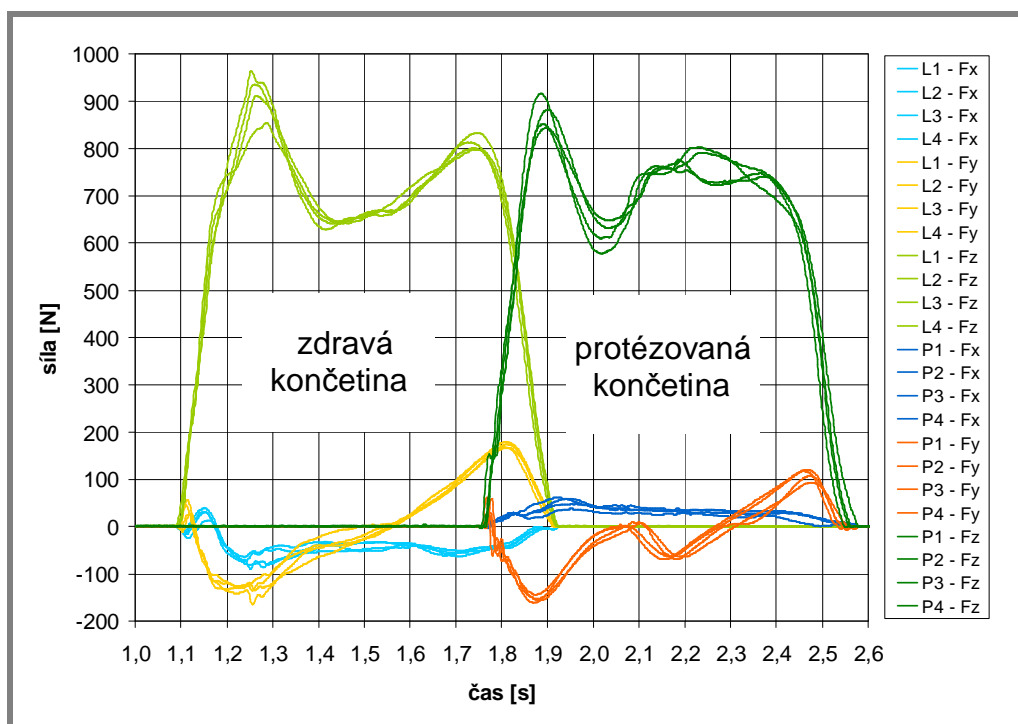
### 5.1.6 Vyhodnocení výsledků měření reakčních sil od podložky

Na základě měření reakčních sil od podložky (GRF) lze definovat pro MKP analýzu vnější zatížení protézy. Výstupem měření jsou velikosti jednotlivých složek GRF. Souřadný systém tenzometrických desek je zobrazen na obr. 5.11.



Obr. 5.11 Souř. systém tenz. desek

V grafu na obr. 5.12 je zobrazen výsledný průběh reakčních sil od podložky v čase pro levou (zdravou) a pravou (protézovanou) končetinu. Zobrazena jsou data pro všechna čtyři měření. Vzhledem k drobným odchylkám v rychlosti chůze pacienta a rozdílnému časování při jednotlivých měřeních byla data srovnána do okamžiku našlápnutí na patu a dále upravena v časové ose k dosažení stejné rychlosti chůze.

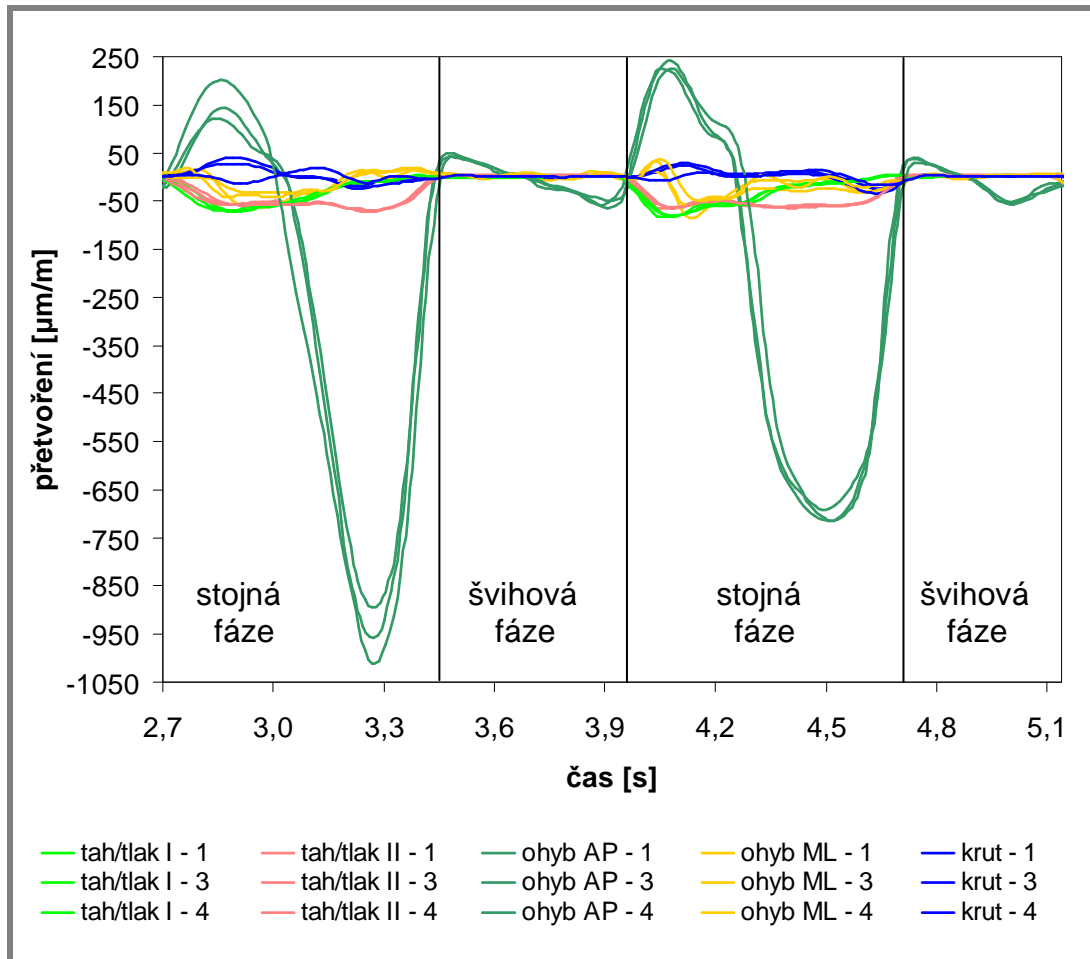


Obr. 5.12 Reakční síly od podložky

Uvedený průběh u protézované končetiny je ve shodě s průběhy typickými pro chůzi pacienta s transtibiální protézou [3]. Data pro jednotlivá měření taktéž vykazují vysokou shodu. Drobné odchylky jsou způsobeny určitou nejistotou v pacientově chůzi a snahou o správné našlápnutí na tenzometrické desky, která ovlivňovala přirozenost chůze.

### 5.1.7 Vyhodnocení výsledků měření přetvoření

Cílem měření přetvoření na trubce protězy bylo získat informace o charakteru zatěžování v reálných podmínkách během krokového cyklu. Konkrétní hodnoty přetvoření od jednotlivých druhů zatížení (tah/tlak, ohyb, krut) byly použity k porovnání odpovídajících přetvoření získaných pomocí MKP analýzy.



Obr. 5.13 Přetvoření na trubce protězy během chůze

V grafu na obr. 5.13 jsou zobrazeny průběhy jednotlivých přetvoření v čase během dvou krokových cyklů pro měření č.1, 3 a 4. Sledováno bylo přetvoření od tahu/tlaku ve dvou rovinách, přetvoření od ohybu v předozadním směru (AP - Anterior Posterior) a ve směru do stran (ML - Media Lateral) a přetvoření od krutu.

Vzhledem k drobným odchylkám v rychlosti chůze pacienta a rozdílnému časování při jednotlivých měřeních byla data srovnána do okamžiku prvního našlápnutí a dále upravena v časové ose k dosažení stejné rychlosti chůze. Při druhé stojné fázi, zobrazené v grafu, pacient našlápl protézovanou končetinou na jednu ze siloměrných desek.

Dominantní je přetvoření od ohybu v předozadním směru, především ve stojné fázi. Vlivem tíhových a setrvačných sil lze určité hodnoty zaznamenat také při švihové fázi. Průběhy jednotlivých měření se dobře shodují. Výraznější odchylky při první

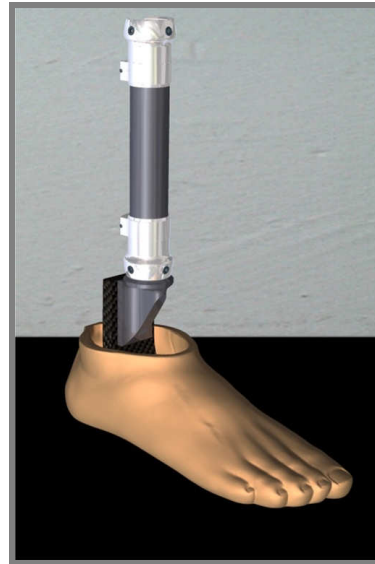
stojné fázi jsou způsobeny tím, že pacient v předchozím krokovém cyklu zahájil pohyb z klidové polohy.

## 5.2 Model geometrie protézy

Základním vstupem do MKP analýzy je síť konečných prvků, popř. geometrie, na níž má být síť vytvořena. Analyzovaná protéza je ukázána na obr. 5.14. Na obr. 5.15 je její geometrický model, zpracovaný pro prezentační účely. Další pohledy na model geometrie protézy jsou uvedeny v **příloze 4**.



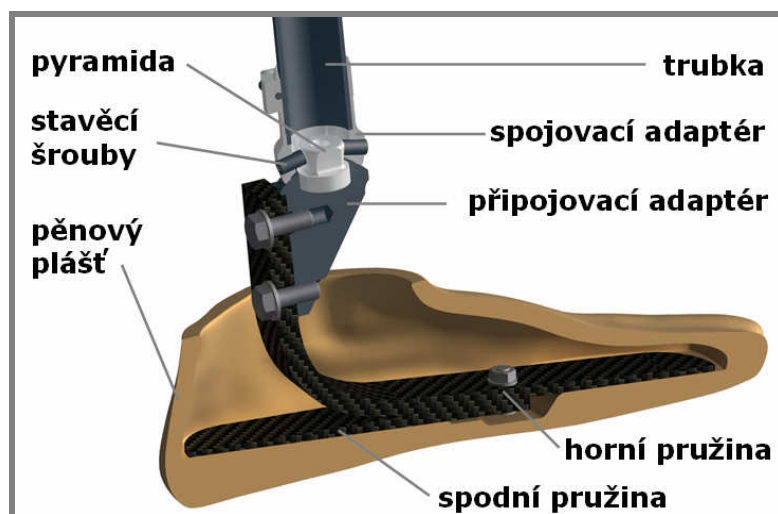
Obr. 5.14 Reálná protéza



Obr. 5.15 Geometrický model

### 5.2.1 Části protézy

Model protézy v řezu je uveden na obr. 5.16. Základními částmi je protetické chodidlo a trubka protézy. Protetické chodidlo typu *Sure-flex* je tvořeno vnitřní pružinou z uhlíkového kompozitu, složené pomocí dvojice šroubových spojů z horní a spodní části. Pružina je vložena ve vnějším plášti z PUR pěny. K horní části pružiny chodidla je opět pomocí dvojice šroubů připevněn připojovací adaptér s našroubovanou pyramidou. Trubka protézy je pomocí objímky spojena



Obr. 5.16 Model protézy v řezu

se spojovacím adaptérem. K ustavení vzájemné polohy chodidla a trubky slouží čtyři stavěcí šrouby zajišťující kontakt mezi spojovacím adaptérem a pyramidou připojovacího adaptéru. Uvedený systém umožňuje úhlové nastavení chodidla ve třech směrech.

### 5.2.2 Tvorba geometrie

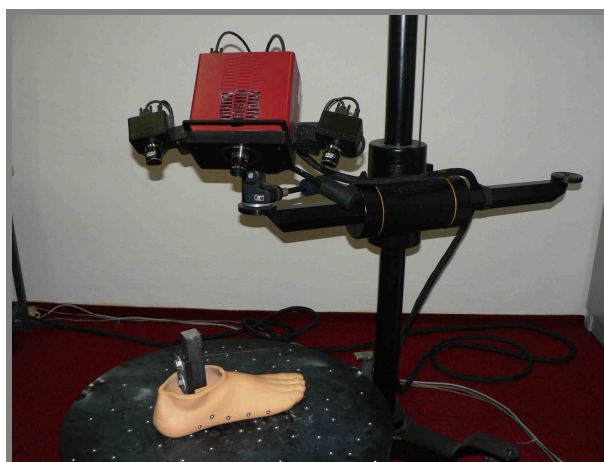
5.2.2

---

Geometrie všech jednotlivých komponent, kromě pláště protetického chodidla, byla vytvořena na základě ručního odměření rozměrů. Využito bylo parametrického modeláře Autodesk Inventor a pro rendering obrázků aplikace Inventor Studio. V případě pláště protetického chodidla bylo vzhledem k tvarové složitosti nutné použít některou ze sofistikovanějších metod reversního inženýrství.

#### Digitalizace chodidla

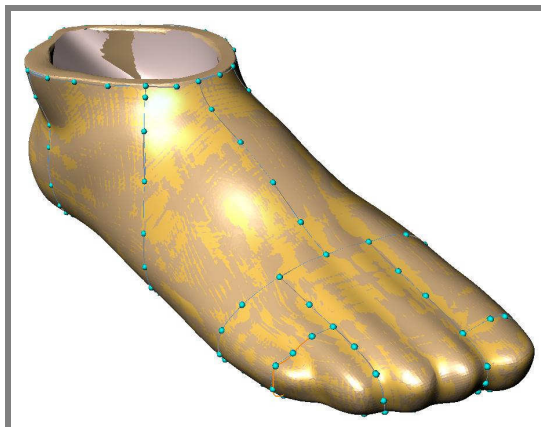
Pro digitalizaci vnějšího tvaru pláště chodidla bylo použito 3D optického skenovacího systému ATOS I (obr. 5.17). Systém je založen na projekci světelného vzoru a jeho 3D optické triangulaci pomocí dvojice kamer. Před samotným skenováním byla provedena kalibrace systému pomocí kalibrační tyče, lesklé povrchy byly zmatněny křídovým sprejem a skenovaný předmět i podložka byly opatřeny značkami pro identifikaci jednotlivých skenů.



Obr. 5.17 Optický skenovací systém ATOS I

Během skenování byla mezi jednotlivými skeny měněna poloha otočného stolku se skenovaným objektem příp. skenovací hlavy tak, aby byla zaznamenána celá oblast. Skenování bylo prováděno ve dvou projektech, tj. pro dvě polohy chodidla vzhledem k referenčním bodům na podložce. Výsledné skupiny skenů byly srovnány podle označených bodů na chodidle se střední odchylkou sítě 0,028 mm (**příloha 5**). Postprocessing byl prováděn v programu Atos. Byla provedena registrace vícenásobných mraků bodů, jejich překrytí a následná filtrace a odstranění přebytečných bodů. Výsledný mrak bodů byl převeden na polygonální síť a ta byla vyhlazena a byly zaceleny otvory po značkách. Dále byla vytvořena plošná primitiva na površích připojovacího adaptéru a vnější části vnitřní pružiny a na základě nich byl definován souřadný systém.

Geometrie vnější části chodidla byla vytvářena ve dvou provedeních - pro prezentační účely, se zachováním všech detailů, a pro účely MKP analýzy. V druhém případě byla v software Atos polygonální síť dále zjednodušena pomocí funkcí lokálního a celkového vyhlazení (smoothing) a redukce (thinning), zvláště v prstové části chodidla. Výstupem ze systému Atos byla geometrie ve formátu STL.

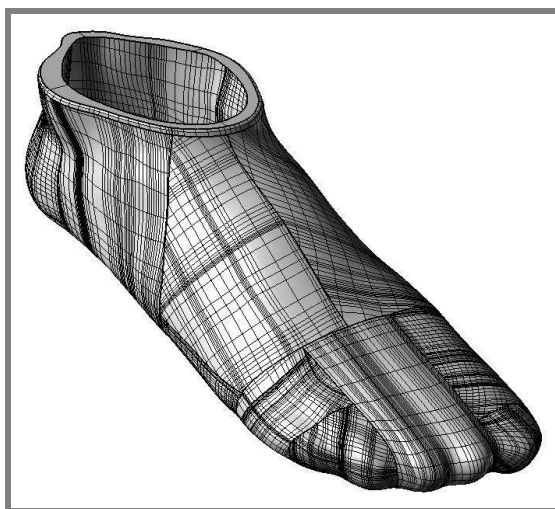


Obr. 5.18 Tvorba ploch - RhinoReverse

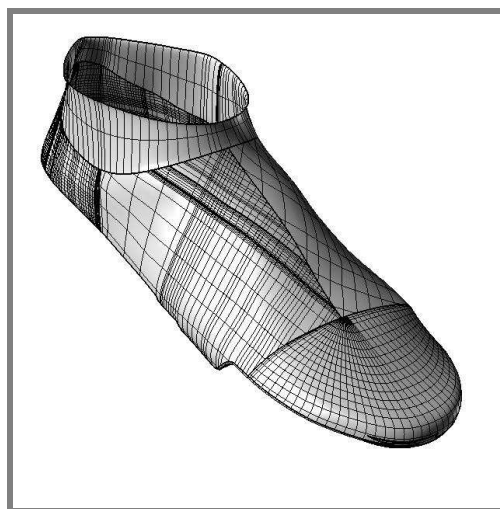
### Tvorba ploch chodidla

Pro prezentační a vizualizační účely lze plochy snadno a rychle vytvořit pomocí funkcí automatické tvorby ploch, které obsahují některé CAD systémy. Na základě importovaného STL souboru lze pro zadanou hodnotu střední odchylky rychle získat sadu ploch. Použita byla funkce *Automatic Surface* systému Catia (V5). Ukázka vygenerovaných ploch je v **příloze 5**. Tyto plochy jsou pro prezentační účely dostačující, ovšem pro další práci s plochami pro účely MKP analýzy bylo nutné vytvoření kvalitnějších ploch.

Tvorba ploch pro účely MKP analýzy byla prováděna na základě stl. souboru zjednodušeného modelu chodidla. Použito bylo modulu RhinoReverse pro CAD systém Rhinoceros. Tento modul umožňuje převádět digitalizované polygonové sítě



Obr. 5.19 Vnější plochy pláště chodidla



Obr. 5.20 Vnitřní plochy pláště chodidla

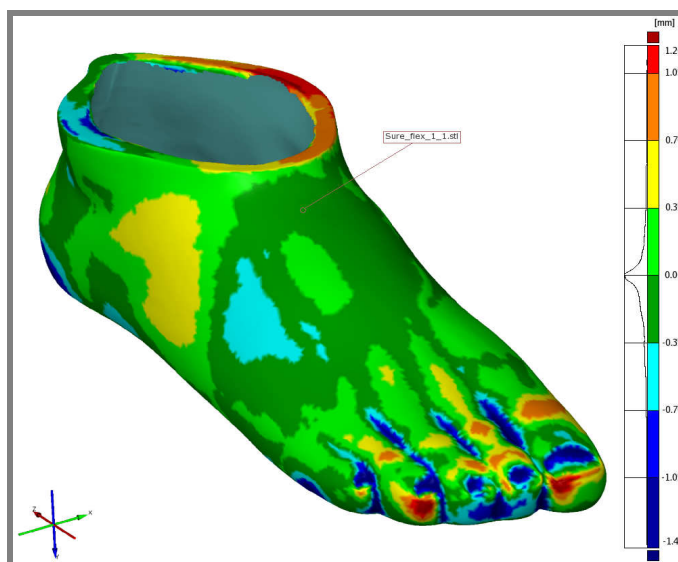


na NURBS plochy. Nejprve byly na polygonální síti definovány hraniční křivky (obr. 5.18) a program následně na základě zadané tolerance automaticky vypočítal plochy, jejich přechody a sjednocení křivostí. Konečné plochy vnější části pláště chodidla jsou na obr. 5.19. Na obr. 5.20 jsou zobrazeny plochy vnitřní části. Tyto byly vytvořeny na základě vnějších ploch, tvaru a poloze vnitřní pružiny a znalosti tloušťky pláště po jeho částečném rozříznutí v přední části chodidla.

### 5.2.3 Zjednodušení modelu geometrie pro MKP

5.2.3

Zjednodušení vnější geometrie pláště chodidla již bylo diskutováno výše. Na obr. 5.21 je výsledek analýzy odchylek vytvořených ploch chodidla pro MKP analýzu a původní polygonální síť v systému Atos. Odchytky se pohybují v rozmezí -1,4 až +1,2 mm, což lze považovat za přijatelnou hodnotu. V **příloze 6** je zobrazeno reálné chodidlo a render geometrického modelu v původní a zjednodušené podobě.



Obr. 5.21 Analýza odchylek v systému Atos

Součástí reálného chodidla je tenká vložka (tl. 2 mm) s tkaninou z kevlarových vláken [22], vložená v přední části pod horní pružinou. Tato vložka slouží k vyztužení pěnového pláště chodidla v jeho přední části. Pro zjednodušení vložka nebyla modelována, a to ani v případě modelu pro prezentační účely.

Dále byl zjednodušen geometrický model spojovacího adaptéru, u kterého nebyl modelován mechanismus objímky, neboť zde bylo uvažováno pevné vetknutí trubky. Další zjednodušení spočívá v absenci šroubových spojů mezi horní a spodní pružinou a horní pružinou a připojovacím adaptérem. Ponechány jsou pouze díry pro šrouby. V případě stavěcích šroubů mezi spojovacím adaptérem a pyramidou jsou tyto modelovány jako válce (bez závitů) s plochým koncem pro zajištění plného kontaktu.

### 5.3 Modely materiálů protézy

Jedním z nezbytných vstupů do MKP analýzy je definice modelů materiálů a jejich materiálových konstant (konstitutivních parametrů materiálu). Základním modelem materiálu je model izotropní lineárně elastický. Pro něj je v případě statické strukturální analýzy potřeba zadat hodnotu modulu pružnosti ( $E$ ) a Poissonova čísla ( $\mu$ ).

Jednotlivé části protézy jsou vyrobeny z různých materiálů (tab. 5.3). V případě trubky a adaptérů protézy je použito, podle informací výrobce, kombinace oceli 12 050.6 ČSN 412050 a Al slitiny AlCu4Mg ČSN 424201 (Ekvivalent EN: AW-2017A). Pro tyto materiály byl na základě jejich charakteristického chování zvolen izotropní lineárně elastický model.

Tab. 5.3 Materiály komponent protézy

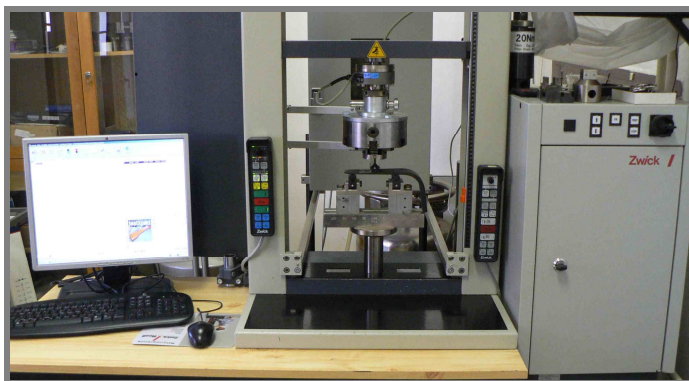
komponenta	materiál
trubka	AlCu4Mg
spojovací adaptér	12 050.6
připojovací adaptér	AlCu4Mg
pyramida	12 050.6
stavěcí šrouby	ocel
vnitřní pružina chodidla	uhlíkový kompozit
vnější plášť chodidla	pěnový PUR

V případě protetického chodidla typu Sure-flex bylo z dostupných zdrojů možné získat jen základní informace o použitých materiálech. Vnitřní pružina je vyrobena z uhlíkového kompozitu a materiálem vnějšího pláště je pěnový PUR [22]. Na základě těchto informací však z dostupných zdrojů nebylo možné přesně stanovit hodnoty materiálových konstant. Proto bylo realizováno několik laboratorních zkoušek sloužících ke stanovení těchto konstant, především modulu pružnosti.

#### Provedené experimenty a způsoby jejich vyhodnocení (ověření):

- zkouška tříbodovým ohybem horní pružiny  
→ analytický výpočet
- zkouška deformačního chování horní pružiny  
→ simulace zkoušky MKP
- zkouška deformačního chování chodidla - pata  
→ simulace zkoušky MKP
- zkouška deformačního chování chodidla - špička  
→ simulace zkoušky MKP

Uvedené experimenty byly realizovány v laboratoři Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na zkušebním stroji ZWICK Z020 (obr. 5.22). Jedná se o mechanický, počítačem řízený stroj. Umožňuje zkoušky v tahové i tlakové oblasti. K obsluze, měření a zpracování dat je použit software testXpert. Stroj je vybaven snímačem prodloužení Multisens s přesností 0,1  $\mu\text{m}$ . Max. zatížení je 20 kN.



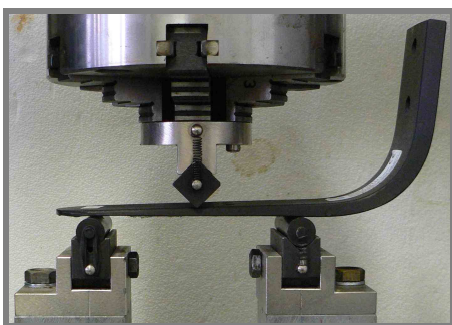
Obr. 5.22 Zkušební stroj Zwick Z020

### 5.3.1 Zkouška třibodovým ohybem horní pružiny chodidla

5.3.1

Za účelem stanovení konstitutivních parametrů použitého uhlíkového kompozitu byla z protetického chodidla vyjmuta horní pružina a na ní byly provedeny jednotlivé experimenty.

Prvním experimentem byla zkouška třibodovým ohybem v přímé části pružiny (obr. 5.23). Pružina byla podepřena dvěma podpěrami a konstantní rychlostí prohýbána trnem uprostřed mezi podpěrami, až do dosažení stanovené síly. Parametry zkoušky vč. detekovaného posuvu příčnicku jsou uvedeny v tab. 5.4.



Obr. 5.23 Zkouška třibodovým ohybem

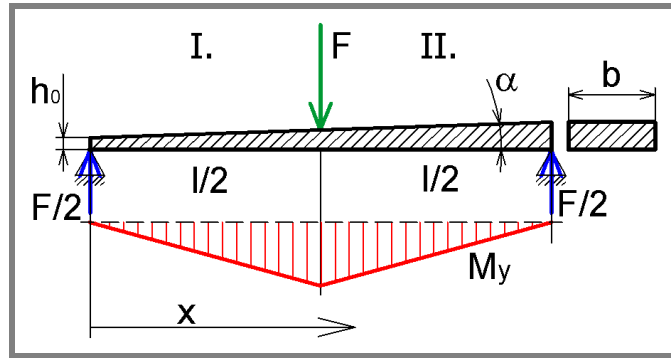
Tab. 5.4 Parametry zkoušky třibodovým ohybem

síla	F [N]	800
rychlost zatěžování	v [mm/min]	2
vzdálenost podpěr	L [mm]	109,4
<b>posuv příčnicku</b>	<b>w [mm]</b>	<b>0,958</b>

#### Analytický výpočet

Pro parametry zkoušky byl v programu Mathcad proveden analytický výpočet. Na základě známého průhybu nosníku mezi dvěma podporami byl hledán odpovídající modul pružnosti. Pružina je v dané oblasti uvažována jako prut s lineárně proměnnou výškou ( $h$ ) a konstantní šířkou ( $b$ ), což odpovídá realitě.

Řešená úloha je zobrazena na obr. 5.24. Výpočet vychází z diferenciální rovnice ohybové čáry pro malé deformace (5.1). Osový kvadratický moment obdélníkového průřezu je dán vztahem (5.2) a vzhledem k proměnné výšce prutu je proměnný po délce (souřadnice  $x$ ). Výška prutu je vyjádřena rovnicí přímky (5.3). Prut je rozdělen na dvě oblasti s působícími ohybovými momenty podle vztahu (5.4), (5.5). Integrací diferenciálních rovnic druhého řádu (5.6), (5.7) jsou získány první derivace rovnice ohybové čáry (5.8), (5.9). Další integrací je získána rovnice ohybové čáry (5.10),



Obr. 5.24 Schéma řešené úlohy

(5.11). Integrační konstanty jsou získány řešením soustavy rovnic dané okrajovými podmínkami (5.12). Po dosazení síly, šířky prutu a vzdálenosti podpěr (5.13) je rovnice ohybové čáry dána vztahy (5.14), (5.15). Pro známý průhyb ve středu prutu (5.16) je pak získána hodnota modulu pružnosti (5.17).

$$w''(x) = \frac{M_y(x)}{E \cdot J_y(x)} \quad (5.1)$$

$$J_y(x) = \frac{b \cdot h(x)^3}{12} \quad (5.2)$$

$$h(x) = h_0 + \tan(\alpha) \cdot x = 2.87 + 0.033x \quad (5.3)$$

$$M_{yI}(x) = 0.5F \cdot x \quad (5.4)$$

$$M_{yII}(x) = 0.5F \cdot (L - x) \quad (5.5)$$

$$w''_{I}(x) = \frac{6 \cdot F \cdot x}{E \cdot b \cdot (2.87 + 0.033x)^3} \quad (5.6)$$

$$w''_{II}(x) = \frac{6 \cdot F \cdot (L - x)}{E \cdot b \cdot (2.87 + 0.033x)^3} \quad (5.7)$$

$$w'_{I}(x) = 6 \cdot \left[ \frac{1.32 \cdot 10^9}{(2.87 \cdot 10^3 + 33x)^2} - \frac{9.18 \cdot 10^5}{2.87 \cdot 10^3 + 33x} \right] \cdot \frac{F}{E \cdot b} + C_1 \quad (5.8)$$

$$w'_{II}(x) = 6 \cdot \left[ -0.5 \cdot \frac{3.03 \cdot 10^7 \cdot L + 2.63 \cdot 10^9}{(2.87 \cdot 10^3 + 33x)^2} + \frac{9.18 \cdot 10^5}{2.87 \cdot 10^3 + 33x} \right] \cdot \frac{F}{E \cdot b} + C_2 \quad (5.9)$$

$$w_I(x) = -2.39 \cdot 10^6 \cdot \frac{F}{E \cdot b \cdot (2.87 \cdot 10^3 + 33x)} - 1.67 \cdot 10^5 \cdot \frac{F}{E \cdot b} \cdot \ln(2.87^3 + 33x) + C_1 \cdot x + C_3 \quad (5.10)$$

$$w_{II}(x) = 2.79 \cdot 10^6 \cdot \frac{F}{E \cdot b \cdot (2.87 \cdot 10^3 + 33x)} \cdot L + 2.39 \cdot 10^8 \cdot \frac{F}{E \cdot b \cdot (2.87 \cdot 10^3 + 33x)} + 1.67 \cdot 10^5 \cdot \frac{F}{E \cdot b} \cdot \ln(2.87 \cdot 10^3 + 33x) + C_2 \cdot x + C_4 \quad (5.11)$$

$$w_I(0) = 0 \quad w_{II}(L) = 0 \quad w_I\left(\frac{L}{2}\right) = w_{II}\left(\frac{L}{2}\right) \quad w'_I\left(\frac{L}{2}\right) = w'_{II}\left(\frac{L}{2}\right) \quad (5.12)$$

$$F = 800\text{N} \quad b = 50\text{mm} \quad L = 109.4\text{mm} \quad (5.13)$$

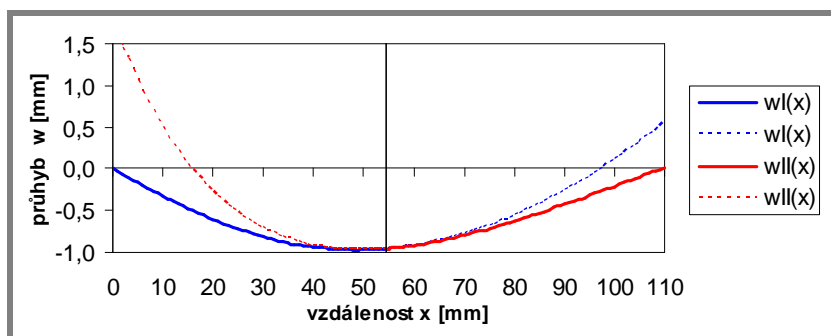
$$w_I(x) = \frac{-1.91 \cdot 10^{11}}{E \cdot (1.43 \cdot 10^5 + 1.65 \cdot 10^3 \cdot x)} - \frac{2.67 \cdot 10^6}{E} \cdot \ln(2.87 \cdot 10^3 + 33 \cdot x) + \frac{1.33 \cdot 10^4}{E} \cdot x + \frac{2.26 \cdot 10^7}{E} \quad (5.14)$$

$$w_{II}(x) = \frac{4.33 \cdot 10^{11}}{E \cdot (1.43 \cdot 10^5 + 1.65 \cdot 10^3 \cdot x)} + \frac{2.67 \cdot 10^6}{E} \cdot \ln(2.87 \cdot 10^3 + 33 \cdot x) - \frac{5.48 \cdot 10^3}{E} \cdot x - \frac{2.41 \cdot 10^7}{E} \quad (5.15)$$

$$w_I\left(\frac{L}{2}\right) = -0.958\text{mm} \quad (5.16)$$

$$E = 58865\text{MPa} \quad (5.17)$$

Rovnice ohybové čáry v úseku I a II je graficky zobrazena v grafu na obr. 5.25. Analyticky stanovená hodnota modulu pružnosti je platná v rozsahu platnosti prutových předpokladů. Nezhledňuje vliv otvorů pro šrouby ( $\varnothing 6,4$ ). Tato hodnota byla použita jako vstupní hodnota pro MKP simulaci následujícího experimentu.

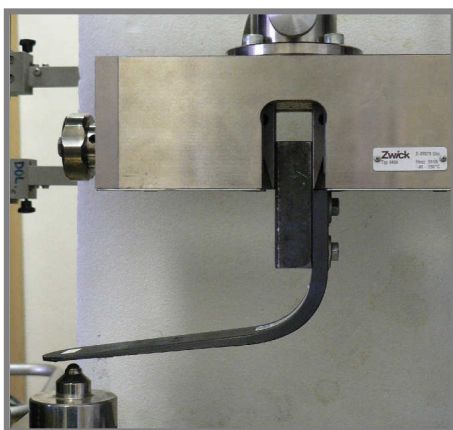


Obr. 5.25 Rovnice ohybové čáry

### 5.3.2 Zkouška deformačního chování horní pružiny

Pro stanovení konečné hodnoty modulu pružnosti materiálu pružiny byla provedena zkouška deformačního chování pružiny a její následná MKP simulace. Zkouška spočívala v ohýbání pružiny proti kuličce (obr. 5.26). Za účelem této i dalších zkoušek byl vyroben jednoduchý přípravek pro připevnění pružiny v místě pro

5.3.2



Obr. 5.26 Zkouška ohybu proti kuličce

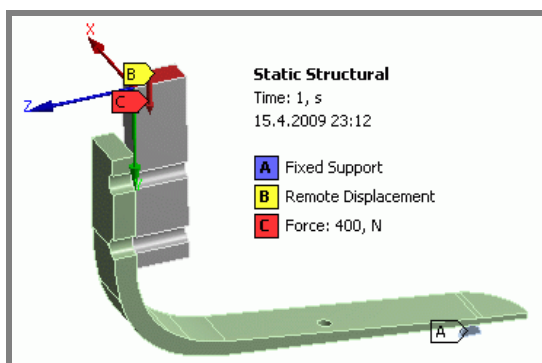
Tab. 5.5 Parametry zkoušky ohybu proti kuličce

síla	F [N]	800
rychlost zatěžování	v [mm/min]	2
vzdálenost kuličky od osy čelistí	L [mm]	153
<b>posuv příčnicku</b>	<b>w [mm]</b>	<b>16,84</b>

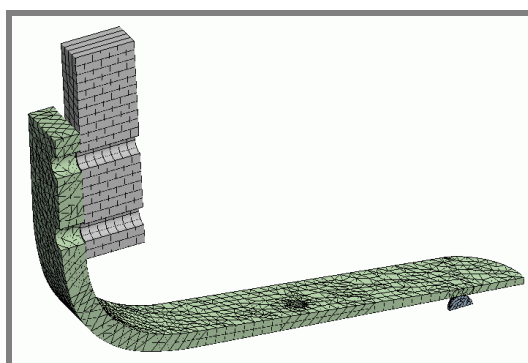
připojení připojovacího adaptéru, tak aby nedošlo k ovlivnění deformačního chování při upnutí samotné pružiny. Přípravek byl upnut v plochých čelistech zkušebního stroje. Pružina byla ve své spodní části v rovině symetrie podepřena kuličkou. Byl nastaven posuv příčnicku konstantní rychlostí až do okamžiku dosažení stanovené síly. Parametry zkoušky vč. max. dosaženého posuvu příčnicku jsou uvedeny v tab. 5.5.

### MKP simulace zkoušky

Provedená zkouška byla simulována pomocí MKP za účelem stanovení modelu materiálu a materiálových konstant tak, aby posuv příčnicku odpovídal příslušné deformaci MKP modelu.



Obr. 5.27 Okrajové podmínky MKP modelu

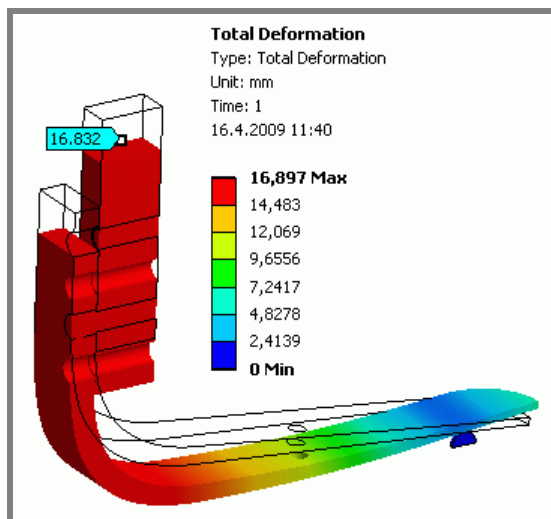


Obr. 5.28 Síť konečných prvků MKP modelu

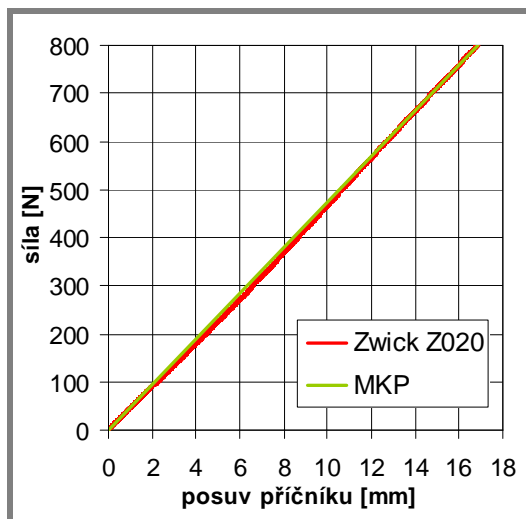
Okrajové podmínky 3D MKP modelu jsou zobrazeny na obr. 5.27. Vzhledem k rovinné symetrii byla modelována pouze polovina pružiny s přípravkem a čtvrtina kuličky. Na horní plochu přípravku bylo aplikováno silové zatížení (poloviční velikost) a byl zde vazbou umožněn pouze posuv ve směru pohybu příčnicku zkušebního stroje. Část kuličky byla ve své spodní části pevně vetknuta. Mezi pružinou a přípravkem byl nastaven kontakt typu bonded a mezi pružinou a kuličkou kontakt typu frictionless. Vzhledem k použitému typu kontaktu se jedná o nelineární úlohu (vazbová nelinearita). Byl použit iterativní řešič.

Síť konečných prvků (obr. 5.28) byla vytvořena automaticky. Pro primitivní geometrii (přípravek) bylo použito kvadratických tetrahedrů SOLID187 a pro komplexnější geometrii kvadratických hexahedrů SOLID186. Kontaktní páry byly realizovány prvky typu CONTA174 a TARGE170. Síť byla zjemněna v oblasti kontaktu kuličky a pružiny a u díry pro šroub ve střední části pružiny.

Materiál přípravku byl modelován jako izotropní lineárně elastický s konstantami charakteristickými pro ocel ( $E = 2,1 \cdot 10^5$  MPa,  $\mu = 0,3$ ). Kompozitní materiál byl modelován také jako izotropní lineárně elastický. Simulace byla prováděna pro různé hodnoty modulu pružnosti až do okamžiku dosažení max. posuvu příčnicku odpovídajícího experimentálně zjištěné hodnotě. Počáteční hodnota modulu pružnosti vycházela z hodnoty analyticky stanovené na základě zkoušky třibodovým ohybem. Hodnota Poissonova čísla byla pro všechny simulace zvolena 0,3.



Obr. 5.29 Celková deformace MKP modelu



Obr. 5.30 Deformační chování pružiny stanovené experimentálně a pomocí MKP

### Vyhodnocení výsledků zkoušky a MKP simulace

Deformační shody MKP simulace s laboratorní zkouškou bylo dosaženo při modulu pružnosti  $E = 58500 \text{ MPa}$ . Na obr. 5.39 je zobrazena celková deformace MKP modelu. Drátově je zobrazen nezdeformovaný tvar modelu.

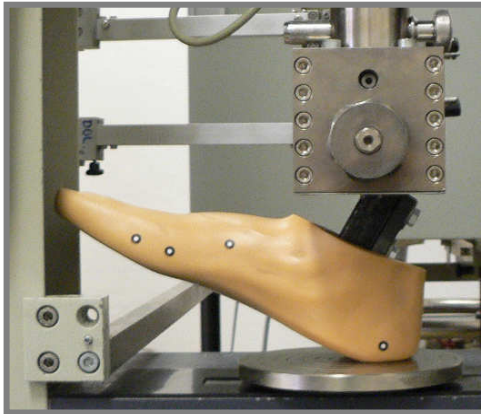
V grafu na obr. 5.30 je zobrazena deformační odezva na zatížení při laboratorní zkoušce a při MKP simulaci. Zřejmá je vysoká shoda obou průběhů. Můžeme tedy konstatovat, že materiál pružiny lze při dané rychlosti zatěžování s nepatrnou odchylkou modelovat jako lineární (v oblasti elastických deformací).

Charakteristickým rysem kompozitních materiálů je jejich anizotropie, tedy směrová závislost materiálových charakteristik. V případě použitého uhlíkového kompozitu lze na základě vizuálního prozkoumání konstatovat, že se jedná o kompozit s tkaninovou výztuží s dvousměrným uložením vláken (pramenců) ve směrech  $0^\circ/90^\circ$ . Takový materiál tedy vykazuje obecně ortotropní chování. K jeho popisu by bylo zapotřebí devíti nezávislých materiálových konstant (prvků matice tuhosti). Vzhledem k charakteru zatěžování, při kterém se dominantně projevují pouze jednosměrná napětí lze materiál modelovat jako izotropní s modulem pružnosti pro daný směr. Pro tento směr byl na základě provedené zkoušky modul pružnosti stanoven. Charakteru zatížení při provedené zkoušce odpovídá také charakter zatížení při použití chodidla v reálných podmínkách (s pacientem).

Hodnota Poissonova čísla izotropního modelu kompozitního materiálu byla vzhledem k nedostatku informací a obtížnému laboratornímu určení stanovena  $\mu = 0,3$ . Vzhledem k charakteru zatížení nemá výrazný vliv na deformačně-napjatostní chování pružiny protetického chodidla.

### 5.3.3 Zkouška deformačního chování chodidla - pata

Po stanovení materiálového modelu a příslušných konstitutivních parametrů pružiny bylo nutné stanovit (ověřit) materiálový model pláště chodidla. Za tímto účelem byly provedeny zkoušky deformačního chování celého protetického chodidla v oblasti paty a špičky.



Obr. 5.31 Zkouška našlápnutí na patu

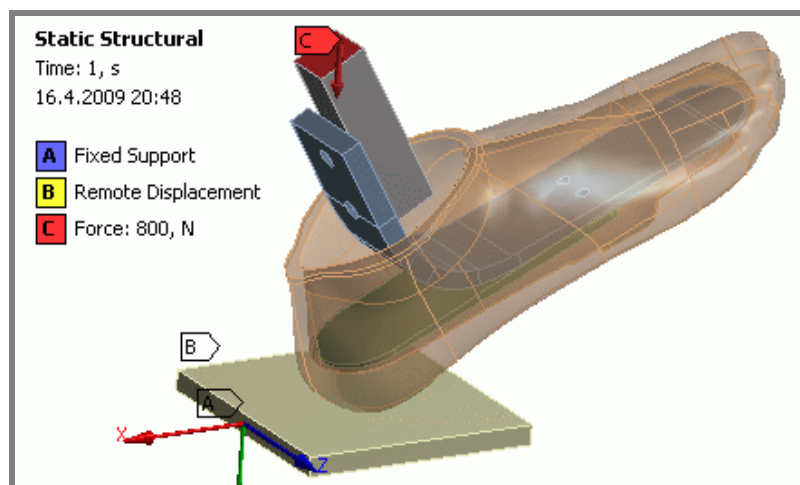
Tab. 5.6 Parametry zkoušky chodidla - pata

síla	F [N]	800
rychlost zatěžování	v [mm/min]	2
posuv příčnicku	w [mm]	25,3

Chodidlo bylo pomocí přípravku upevněno v plochých čelistech zkušebního stroje v dorzální flexi 30° (obr. 5.31). Zkouška spočívala v kompresi chodidla proti podkladové desce. Do místa kontaktu chodidla a desky byl nanesen mazací olej pro omezení tření při deformaci pěnového pláště chodidla. Byl nastaven posuv příčnicku konstantní rychlostí až do okamžiku dosažení stanovené síly. Parametry zkoušky vč. max. dosaženého posuvu příčnicku jsou uvedeny v tab. 5.6.

### MKP simulace zkoušky

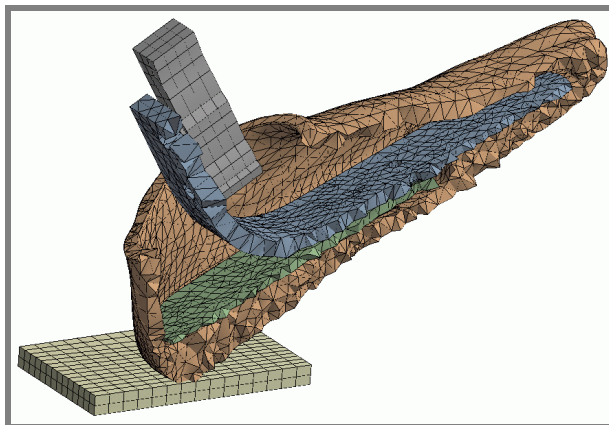
Zkouška byla simulována pomocí MKP. Okrajové podmínky 3D MKP modelu jsou zobrazeny na obr. 5.32. Na horní plochu přípravku bylo aplikováno silové zatížení a byl zde vazbou umožněn pouze posuv ve směru pohybu příčnicku zkušebního stroje. Spodní plocha desky byla pevně vetknuta. Mezi pláštěm chodidla a deskou byl nastaven kontakt typu *frictionless*. Kontakt typu *bonded* byl definován mezi



Obr. 5.32 Okrajové podmínky MKP modelu



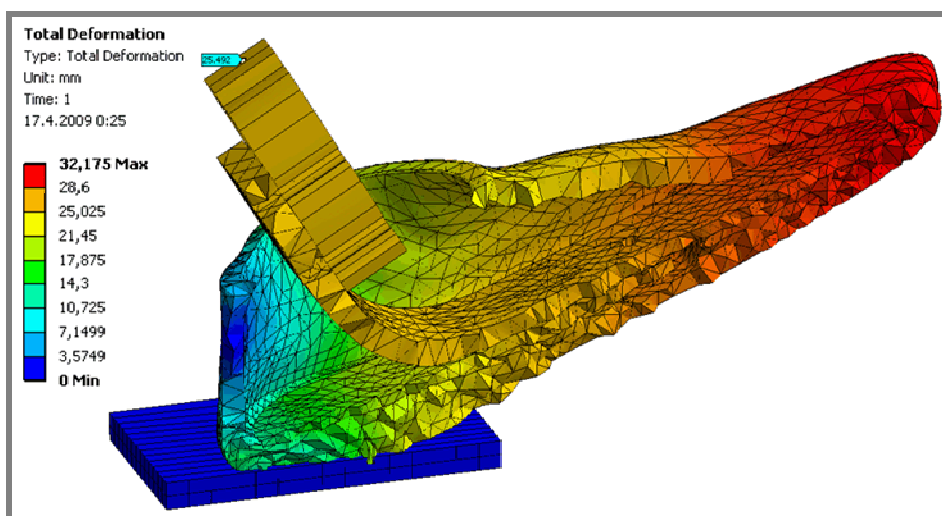
přípravkem a horní pružinou, horní pružinou a pláštěm chodidla a spodní pružinou a pláštěm chodidla. Mezi horní a spodní pružinou byl v oblasti šroubových spojů definován kontakt typu *bonded*, ve zbylé části kontakt typu *frictionless* umožňující „odval“ části horní pružiny. Vzhledem k použitému typu kontaktu se jedná o nelineární úlohu (vazbová nelinearita). Použit byl přímý řešič (*sparse direct*). Řešení úlohy bylo rozděleno do podkroků.



Obr. 5.33 Síť konečných prvků MKP modelu

Síť konečných prvků je v řezu zobrazena na obr. 5.33. Byla vytvořena automaticky. Pro primitivní geometrii (přípravek, deska) bylo systémem použito kvadratických tetrahedrů SOLID187 a pro komplexnější geometrii kvadratických hexahedrů SOLID186. Kontaktní páry byly realizovány prvky typu CONTA174 a TARGE170. Síť byla zjemněna v jednotlivých kontaktních oblastech.

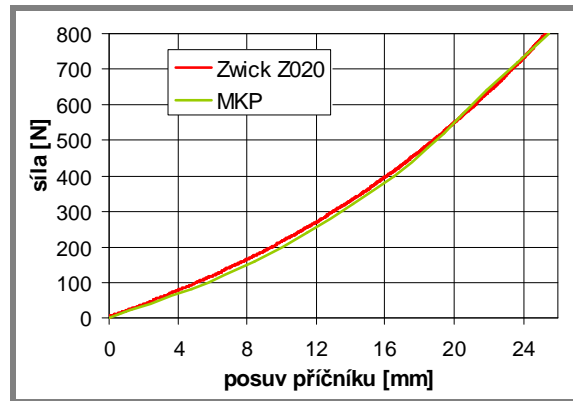
Materiál desky a přípravku byl modelován jako ocel. Kompozitní materiál byl modelován na základě výsledků předchozí zkoušky a MKP simulace. Materiál pláště chodidla byl modelován jako izotropní lineárně elastický. Simulace byla prováděna pro různé hodnoty modulu pružnosti až do okamžiku dosažení max. posuvu příčnicku odpovídajícího experimentálně zjištěné hodnotě. Hodnota Poissonova čísla byla pro všechny simulace zvolena 0,3.



Obr. 5.34 Celková deformace MKP modelu chodidla zobrazená v řezu

### Vyhodnocení výsledků zkoušky a MKP simulace

Deformační shody MKP simulace s laboratorní zkouškou bylo dosaženo při modulu pružnosti  $E = 0,85 \text{ MPa}$ . Na obr. 5.34 je v řezu zobrazena celková deformace MKP modelu. Dosažená deformace horní plochy přípravku 25,5 mm je z části realizována deformací pěnového pláště chodidla a z části ohybem volné části spodní pružiny.



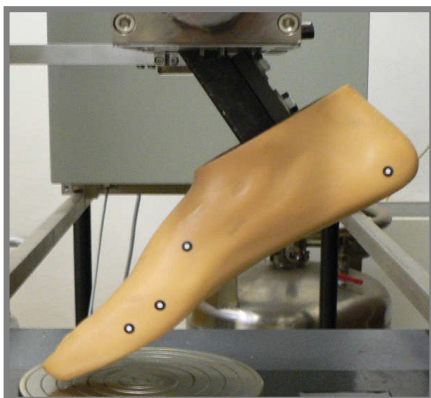
Obr. 5.35 Deformační chování chodidla stanovené experimentálně a pomocí MKP

V grafu na obr. 5.35 je zobrazena deformační odezva na zatížení při laboratorní zkoušce a při MKP simulaci. Oba průběhy opět vykazují vysokou shodu. Na základě této shody lze konstatovat, že použitý izotropní lineárně elastický model materiálu je při daných podmínkách pro PUR pěnu použitelný.

Hodnota Poissonova čísla modelu materiálu pláště chodidla byla vzhledem k obtížnému laboratornímu určení stanovena  $\mu = 0,3$ .

#### 5.3.4 Zkouška deformačního chování chodidla - špička

Další provedenou zkouškou protetického chodidla byla zkouška našlápnutí na špičku. Cílem této zkoušky bylo ověření platnosti modelu materiálu a materiálových konstant pláště chodidla stanovených předchozím experimentem při zatížení jiné části chodidla. Průběh zkoušky byl stejný jako u předchozí zkoušky, pouze chodidlo bylo upnuto v plantární flexi  $33^\circ$  (obr. 5.36). Parametry zkoušky jsou uvedeny v tab. 5.7.



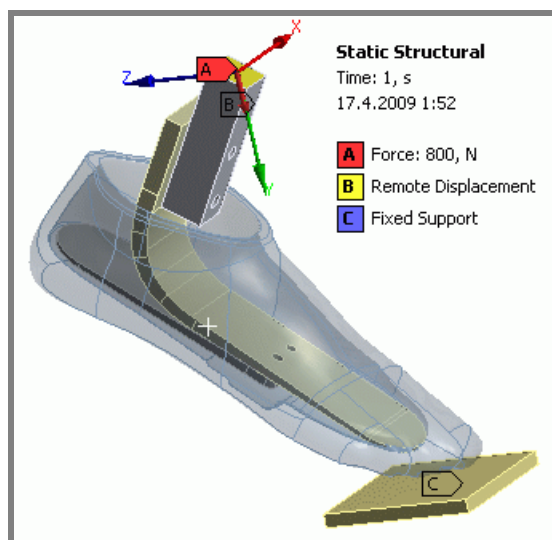
Obr. 5.36 Zkouška našlápnutí na špičku

Tab. 5.7 Parametry zkoušky chodidla - špička

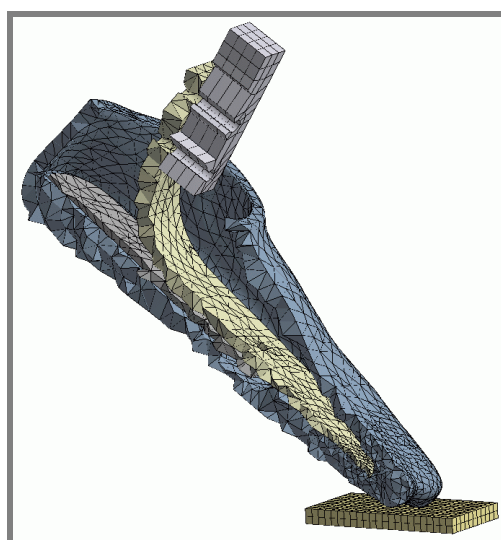
síla	F [N]	800
rychlost zatěžování	v [mm/min]	2
posuv příčnicku	w [mm]	26,3

**MKP simulace zkoušky**

Zkouška byla opět simulována pomocí MKP. Okrajové podmínky (obr. 5.37) a síť konečných prvků (obr. 5.38) byly stejné jako u simulace předchozí zkoušky. Rozdílná byla kontaktní oblast mezi chodidlem a podložkou, která byla v tomto případě na základě geometrické konfigurace definována v prstové části chodidla. Dále nebyl vzhledem k charakteru deformace definován kontakt typu *frictionless* mezi horní a spodní pružinou.

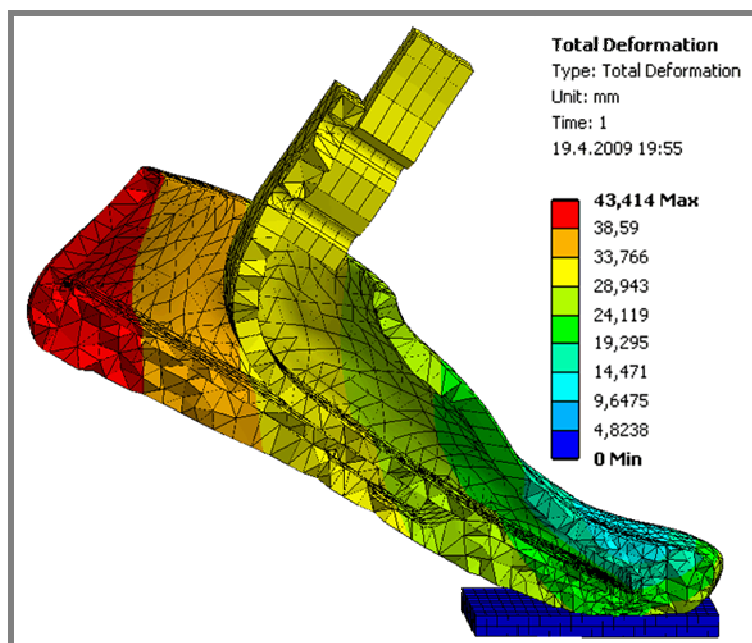


Obr. 5.37 Okrajové podmínky MKP modelu



Obr. 5.38 Síť konečných prvků MKP modelu

Použité modely materiálů byly také stejné jako u předchozí simulace. Počáteční hodnota modulu pružnosti pláště chodidla vycházela z výsledků předchozí simulace. V případě neshody s výsledkem experimentu byly prováděny další simulace s pozměněnou hodnotou modulu pružnosti.



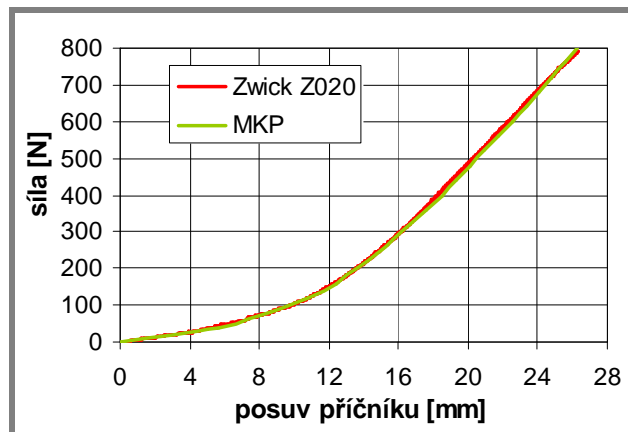
Obr. 5.39 Celková deformace MKP modelu chodidla v řezu

### Vyhodnocení výsledků zkoušky a MKP simulace

Celková deformace chodidla v řezu je zobrazena na obr. 5.39. Posuv horní plochy přípravku je realizován především deformací pláště chodidla v místě kontaktu s podložkou a dále ohybem přední části horní pružiny.

Výsledky MKP simulace a laboratorní zkoušky byly shodné při hodnotě modulu pružnosti pláště chodidla  $E = 2,4 \text{ MPa}$ . Tato hodnota se od hodnoty stanovené na základě zkoušky našlápnutí na patu ( $E = 0,85 \text{ MPa}$ ) značně liší (3,3x). Rozdíl je způsoben zjednodušením modelu protézy (kap. 5.2.3) v podobě absence vložky pod přední částí horní pružiny, sloužící k vyztužení chodidla v této oblasti, v MKP modelu. Tato vložka ovlivňuje průběh deformací mezi spodní pružinou a deskou.

Uvedené zjednodušení lze při použití zjištěného modulu pružnosti v případě našlápnutí na špičku akceptovat, neboť na deformační chování ostatních komponent protézy má významný vliv pouze část pláště chodidla mezi spodní pružinou a podložkou. Deformační chování samotného pláště chodidla mimo tuto oblast je pro úlohy řešené v této práci nepodstatné.



Obr. 5.40 Deformační chování chodidla stanovené experimentálně a pomocí MKP

Průběh deformačního chování získaný při MKP simulaci se velmi dobře shoduje s výsledky laboratorní zkoušky (obr. 5.40). Na základě této shody lze konstatovat, že použitý izotropní lineárně elastický model materiálu je při daných podmínkách pro PUR pěnu použitelný také v oblasti špičky chodidla.

Hodnota Poissonova čísla modelu materiálu pláště chodidla byla vzhledem k obtížnému laboratornímu určení stanovena  $\mu = 0,3$ .

**5.3.5 Stanovené modely materiálů**

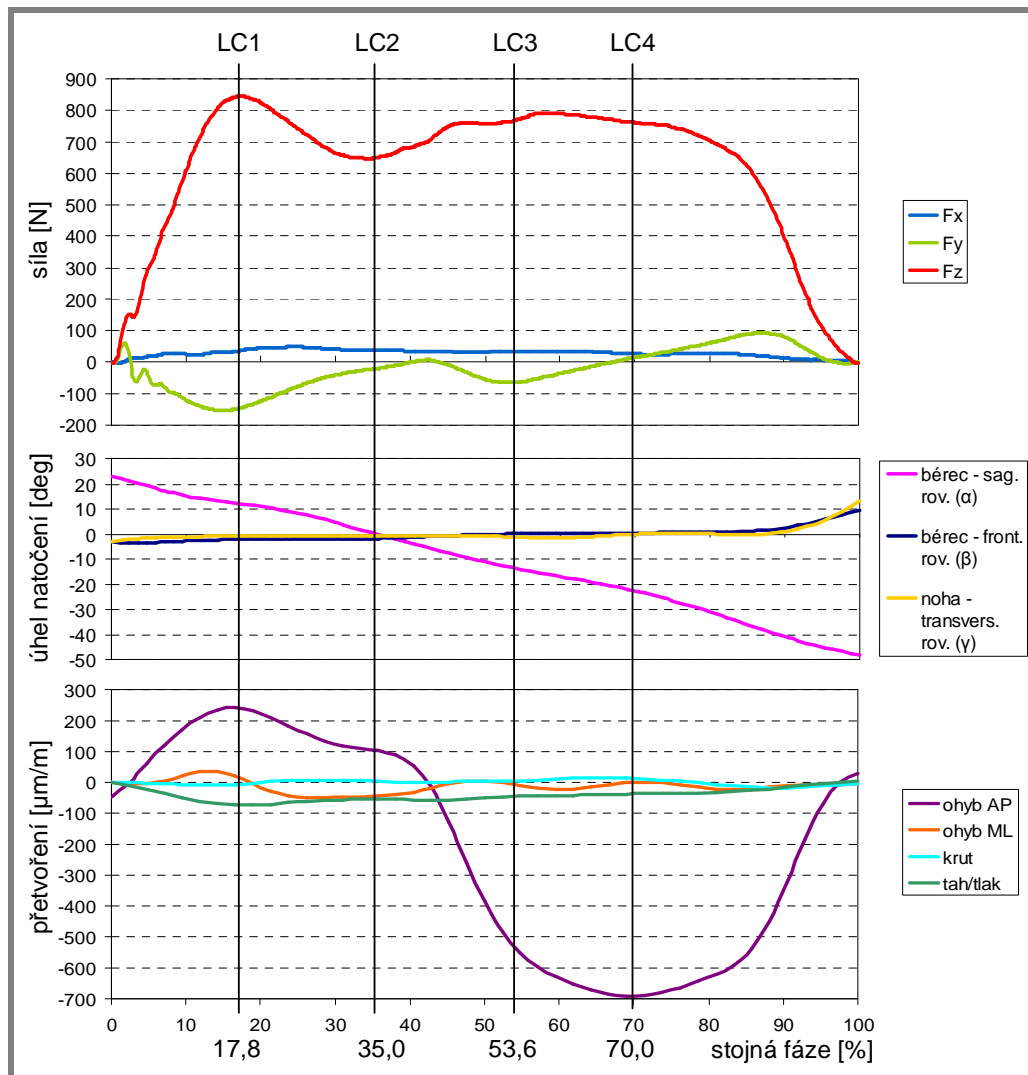
Stanovení modelů materiálů a hodnot jejich konstitutivních parametrů je shrnuto v tabulce 5.8. Tyto hodnoty byly dále použity při MKP analýze protězy. Hodnoty parametrů Al slitiny byly zvoleny dle [47].

Tab. 5.8 Materiály komponent protězy

komponenta	materiál	model materiálu	konstit. param.	
			E [MPa]	$\mu$ [-]
trubka	AlCu4Mg	izotropní lineárně elastický	$0,7 \cdot 10^5$	0,33
připojovací adaptér				
spojovací adaptér	ocel		$2,1 \cdot 10^5$	0,30
pyramida				
stavěcí šrouby				
deska	uhlíkový kompozit		$0,585 \cdot 10^5$	0,30
horní pružina chodidla				
spodní pružina chodidla	pěnový PUR		0,85	0,30
vnější plášť chodidla - pata				
vnější plášť chodidla - špička				

## 5.4 Definice zátěžných stavů

Podle výsledků experimentu v reálných podmínkách (kap. 5.1) byly definovány jednotlivé zátěžné stavy. Vzhledem k dobré shodě jednotlivých měření a absenci některých výsledků měření v případě kinematické analýzy, byly pro tuto definici použity výsledky čtvrtého měření. Součástí této definice je stanovení geometrické konfigurace na základě úhlů natočení protézy vzhledem k podložce, určení zatížení na základě reakčních sil od podložky a určení jednotlivých přetvoření na trubce protézy k posouzení validity výsledků MKP analýzy (obr. 5.41).



Obr. 5.41 Definice zátěžných stavů na základě výsledků experimentu v reálných podmínkách

Na základě průběhů jednotlivých veličin byly stanoveny čtyři zátěžné stavy (LC), pro které byl MKP výpočet proveden. První zátěžný stav se nachází v 17,8% stojné fáze a vystihuje první maximum normálové reakční síly od podložky a současně maximum přetvoření od ohybu v předozadním směru. Druhý zátěžný stav se nachází v 35% stojné fáze. V tomto okamžiku je v sagitální rovině osa trubky kolmá k podložce a chodidlo je v plném kontaktu s podložkou (*flat foot*). Třetí zátěžný stav, v 53,6% stojné fáze, se nachází v oblasti druhého maxima normálové síly. Čtvrtý

zátěžný stav (70% stojné fáze) je charakteristický maximální absolutní hodnotou přetvoření od ohybu v předozadním směru.

Tab. 5.9 Veličiny definující zátěžné stavy

Zátěžný stav			LC1	LC2	LC3	LC4
Fáze		[%]	17,80	35,00	53,60	70,00
Reakční síla	$F_x$	[N]	39,69	38,13	34,37	25,95
	$F_y$	[N]	-141,62	-21,67	-63,36	14,53
	$F_z$	[N]	842,94	648,59	766,03	762,05
Úhel natočení	$\alpha$	[deg]	11,82	0,00	-13,45	-22,50
	$\beta$	[deg]	-2,14	-1,93	0,00	-0,30
	$\gamma$	[deg]	-0,88	-0,88	-1,18	0,30
Přetvoření	tah/tlak	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-72,62	-54,71	-45,54	-37,72
	ohyb AP	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	238,05	105,62	-516,15	-690,62
	ohyb ML	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	7,63	-43,76	-5,60	-0,64
	krut	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-4,31	4,34	4,74	13,69

V tab. 5.9 jsou shrnuty konkrétní hodnoty veličin definujících jednotlivé zátěžné stavy. Orientace úhlů je zobrazena na obr. 5.7 a směry reakčních sil na obr. 5.11.

## 5.5 MKP analýza protézy

Mechanická analýza protézy řešená výpočtovým modelováním byla reprezentována statickou deformačně-napjatostní analýzou pomocí MKP. Použit byl MKP software ANSYS Workbench 11.0 ve verzi Multiphysics.

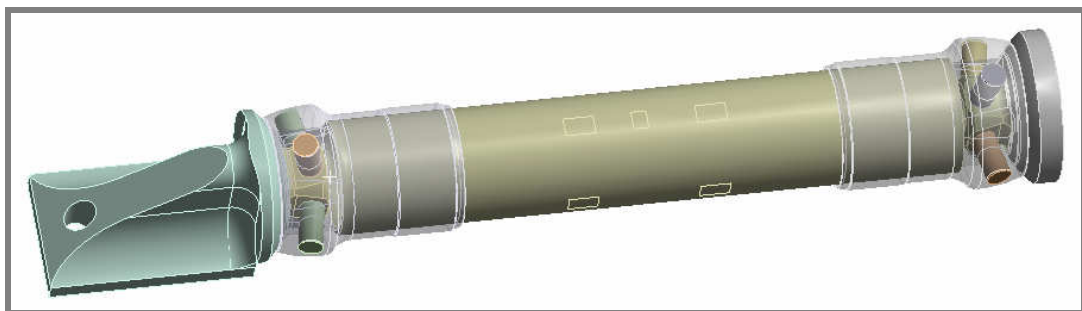
Vzhledem ke složitosti MKP modelu byla analýza jednotlivých zátěžných stavů provedena ve dvou fázích. Cílem první fáze bylo především získat informace o deformačním chování pláště a pružiny protetického chodidla. Z hlediska řešení byl vzhledem k velkým deformacím kritický především kontakt pláště chodidla s podložkou. V této fázi bylo nutné provést ladění MKP modelu a výpočtu. Na základě výsledků první fáze řešení byly porovnány hodnoty přetvoření na trubce protézy s experimentálně stanovenými hodnotami. V další fázi bylo pak detailně řešeno deformačně-napjatostní chování ostatních částí protézy (adaptéry, trubka).

### 5.5.1 Model geometrie

Model geometrie protézy byl z jednotlivých dílů sestaven v programu Autodesk Inventor Professional 2008. Sestava byla dále doplněna deskou definující podložku. Na základě tří úhlů natočení protézy byla pro jednotlivé zátěžné stavy ustavena její poloha vzhledem k protéze. Mezi deskou a příslušnou částí pláště chodidla byla definována vazba tečnosti. V horní části protézy byla pro možnost jejího uchycení domodelována část připojovacího adaptéru s pyramidou protetického lůžka. Jednotlivé geometrické modely byly exportovány ve formátu STEP.

Dále byly importovány do prostředí modulu DesignModeler programu Ansys Workbench. Zde byly pomocí funkce *Imprint Face* rozděleny některé plochy. Především byly vytvořeny plochy na povrchu trubky protézy, definující jednotlivé tenzometry. Poloha a rozměry tenzometrů na trubce reálné protézy byly ručně odměřeny. Na závěr byly jednotlivé modely převedeny do prostředí modulu Simulation programu Ansys Workbench.

V první fázi řešení byly pro zjednodušení použity modely bez horního spojovacího adaptéru, připojovacího adaptéru protetického lůžka a příslušných stavěcích šroubů. V druhé fázi model neobsahoval základovou desku, plášť a pružiny protetického chodidla. V druhé fázi byl tedy model pro všechny zátěžné stavy stejný. Jednotlivé modely geometrie použité v první fázi řešení jsou zobrazeny v **příloze 7**. Model geometrie pro druhou fázi řešení je zobrazen na obr. 5.42.



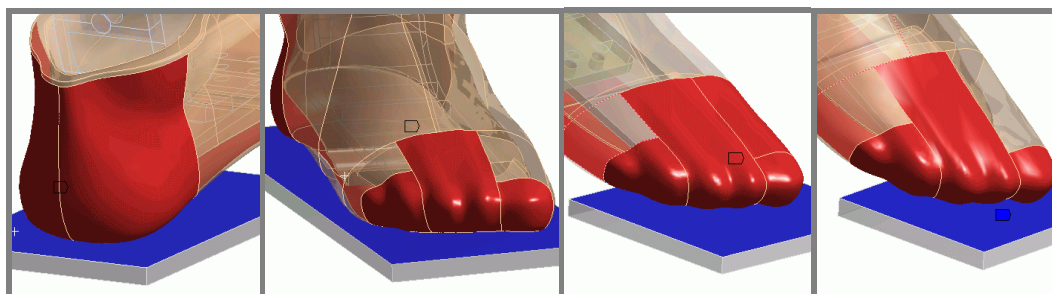
Obr. 5.42 Model geometrie použitý pro druhou fázi řešení



### 5.5.2 Modely kontaktů mezi tělesy

Pro zajištění spojení mezi jednotlivými komponentami protězy byly kontakty modelovány použitím *surface-to-surface* kontaktních prvků. Všechny kontakty byly typu *flexible-flexible* a bylo ponecháno defaultní nastavení *symmetric* („*two-pass contact*“). Většinu automaticky detekovaných kontaktních ploch bylo nutné upravit.

Z hlediska řešení je nejvýznamnější kontakt mezi deskou a pláštěm chodidla. Kontaktní plochy mezi chodidlem a podložkou jednotlivých zátěžných stavů jsou zobrazeny na obr. 5.43. Modře jsou označeny cílové plochy (*target*) a červeně zdrojové plochy (*contact*).



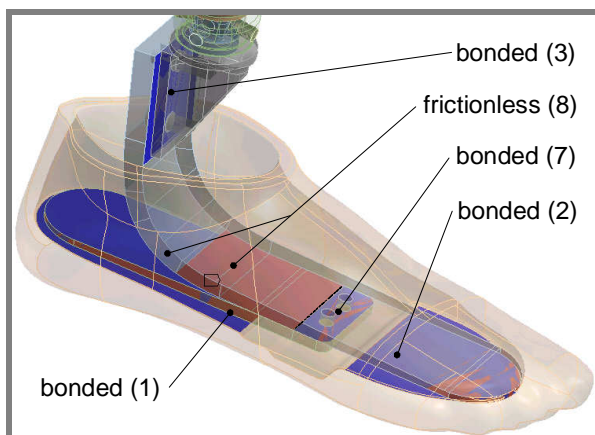
Obr. 5.43 Kontaktní plochy mezi chodidlem a podložkou zátěžných stavů LC1 až LC4

Vzhledem k velkým deformacím byl zvolen kontakt typu *frictionless* (bez tření), tak aby byla umožněna volná deformace chodidla při pohybu desky proti chodidlu. Vzhledem k této skutečnosti získala úloha silně nelineární povahu a tomu bylo nutné přizpůsobit nastavení řešiče.

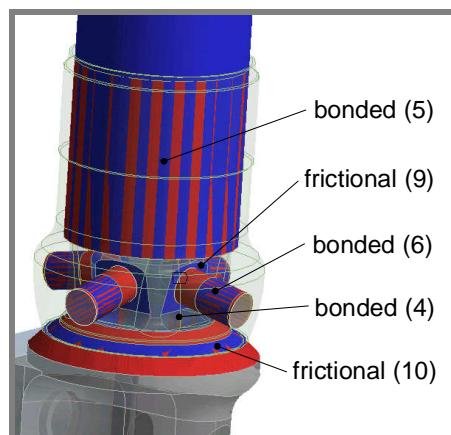
Pro zajištění konvergence, příp. dosažení správného řešení bylo dále nutné vhodně zvolit algoritmus řešení kontaktu (KEYOPT(2)) a hodnoty příslušných reálných konstant. Při řešení se vyskytovaly především problémy se ztrátou kontaktních párů (*rigid body motion*) a nadměrnou penetrací. Většinou byl použit algoritmus kontaktu *pure penalty* (KEYOPT(2)=1). Bylo nastaveno automatické dělení časových kroků (KEYOPT(7)=1) a aktualizace kontaktní tuhosti v každé iteraci (KEYOPT(10)=2). Ostatní vlastnosti kontaktních elementů byly ponechány defaultně nastaveny. Z reálných konstant byla pro dosažení konvergence a správného řešení upravována hodnota normálové kontaktní tuhosti (FKN) a zvětšena velikost oblasti pro detekci kontaktních párů (PINB).

U ostatních kontaktů bylo ponecháno defaultní nastavení. Podle funkce byl pouze volen typ kontaktu. Jednotlivé kontaktní plochy jsou zobrazeny a označeny na obr. 5.44 a 5.45. Kontakt typu *bonded* (pevné spojení sítí) byl definován mezi pružinami a pláštěm chodidla (1), (2), horní pružinou a připojovacím adaptérem (simulace šroubového spoje) (3), pyramidou a připojovacím adaptérem (4), trubkou a spojovacím adaptérem (5) a stavěcími šrouby a spojovacím adaptérem (6). Mezi horní a spodní pružinou byl v oblasti šroubových spojů definován kontakt typu *bonded* (7), ve zbylé části kontakt typu *frictionless* (8) umožňující „odval“ části horní pružiny, zvláště v případě našlápnutí na patu. Mezi čelní plochou stavěcích šroubů a pyramidou připojovacího adaptéru (9) a připojovacím adaptérem a spojovacím adaptérem (10) byl definován kontakt typu *friction* (se třením). Hodnota součinitele

smykového tření byla nastavena 0,15 [-]. Stejně typy kontaktů jako v případě adaptérů mezi trubkou a chodidlem byly nastaveny také u adaptérů mezi trubkou a lůžkem.



Obr. 5.44 Kontakty chodidla



Obr. 5.45 Kontakty adaptérů

### 5.5.3 Síť konečných prvků

Síť konečných prvků byla automaticky vytvořena v prostředí modulu Simulation programu Ansys Workbench. Pro primitivní geometrii (deska, závrtné šrouby) bylo použito tetrahedrů SOLID187 a pro komplexnější geometrii hexahedrů SOLID186. Jedná se o prvky s kvadratickou bázovou fcí., které lépe popisují složitější geometrii a jsou schopné lépe vystihnout lokální extrémní přetvoření (napětí) než prvky s lineární bázovou fcí. Kontaktní páry byly realizovány prvky typu CONTA174 a TARGE170.

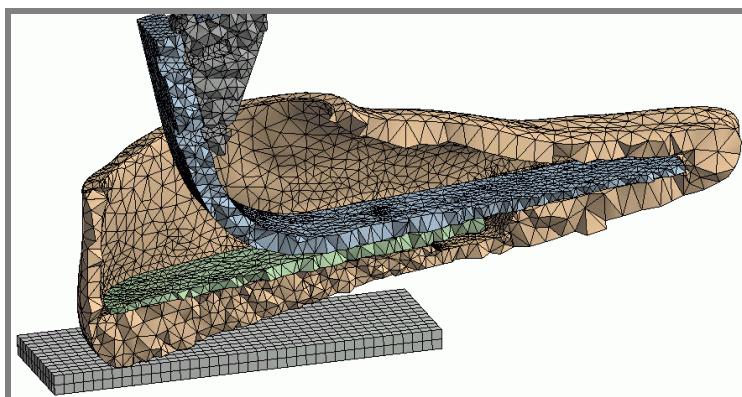
Tab. 5.10 Velikost prvků a počet prvků a uzlů v první fázi řešení

1. fáze řešení LC1	Velikost prvku [mm]	Počet prvků	Počet uzlů
plášť chodidla - kontakt	8 4	27 731	48 455
deska	4	2 000	11 525
spodní pružina	4	3 185	6 776
horní pružina	4	11 176	20 567
připojovací adaptér	4	4 128	7 603
pyramida	3	2 435	4 528
spojovací adaptér	3	9762	18 886
trubka - plochy tenzometrů	4 2	9597	19 458
stavěcí šroub (4x) - kontakt	3 2	70	475
<b>Celkem</b>		<b>70 274</b>	<b>139 696</b>

Hustota sítě ovlivňuje přesnost výsledků, především v místech velkých gradientů napětí. Výrazně však také ovlivňuje nároky na paměť a výpočetní čas. Řešená úloha

byla rozdělena do dvou fází. Vzhledem k silně nelineární povaze v první fázi řešení byla zde volena hrubší síť. Velikost prvků, počet prvků a počet uzlů sítě jednotlivých částí pro zátěžný stav LC1 v první fázi řešení je uvedena v tab. 5.10. Síť byla zjemněna v oblastech nelineárních kontaktů pomocí fce. *contact sizing*. Dále byla zjemněna na plochách definujících tenzometri na reálné protéze.

Vhodná volba velikosti prvků sítě v kontaktu chodidla s deskou a desky samotné se ukázala jako významná při řešení problémů se ztrátou kontaktních párů (*rigid body motion*).



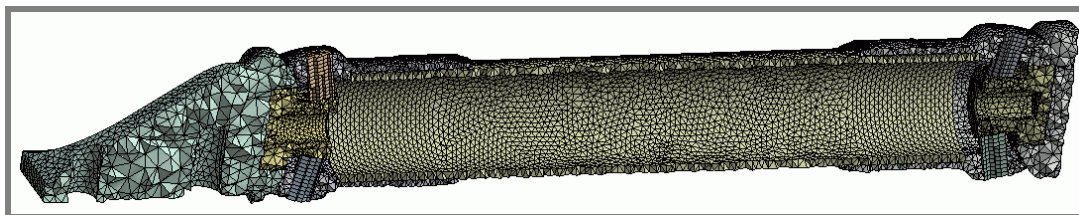
Obr. 5.46 Síť konečných prvků pro LC1 v první fázi řešení

Síť konečných prvků v řezu pro zátěžný stav LC1 v první fázi řešení je zobrazena na obr. 5.46. Síť ostatních zátěžných stavů jsou zobrazeny v **příloze 8**. Liší se v různých kontaktních oblastech mezi pláštěm chodidla a podložkou. V případě stavů LC3 a LC4 bylo navíc použito zjemnění částí v oblasti špičky pomocí fce. *sphere of influence*. Počet prvků a uzlů byl téměř stejný jako v případě zátěžného stavu LC1 (tab. 5.10).

Pozn.: Z obr. 5.46 je zřejmá dosti hrubá síť pláště chodidla. Deformačně-napjatostní chování ostatních částí protézy však plášť významně ovlivňuje pouze v místě kontaktu s deskou a v oblasti mezi deskou a příslušnou částí pružiny chodidla, a zde bylo provedeno zjemnění sítě. Posouzení chování samotného pláště z pevnostního hlediska je vzhledem k použitému materiálu nepodstatné.

Tab. 5.11 Velikost prvků a počet prvků a uzlů v druhé fázi řešení

2. fáze řešení	Velikost prvků [mm]	Počet prvků	Počet uzlů
připojovací adaptér	2	22 302	37 091
adaptér lůžka	2	10 051	16 720
pyramida (2x)	1,5	11 506	19 179
spojovací adaptér (2x)	1,5	39 240	72 408
trubka	2	37 411	75 624
stavěcí šroub (8x)	1,5	432	2 241
- kontakt	1		
<b>Celkem</b>		<b>171 301</b>	<b>323 812</b>



Obr. 5.47 Síť konečných prvků v druhé fázi řešení

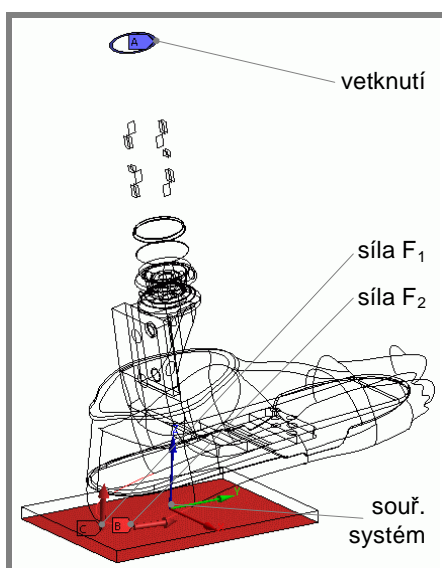
V druhé fázi řešení již MKP model neobsahoval protetické chodidlo a vzhledem k podstatně menším nárokům na výpočetní čas bylo možné provést výraznější zjemnění sítě ostatních částí protézy. Velikost prvků, počet prvků a počet uzlů sítě jednotlivých částí v této fázi řešení je uvedena v tab. 5.11. Síť konečných prvků je zobrazena na obr. 5.47.

### 5.5.4 Okrajové podmínky

Při zadávání okrajových podmínek (vazeb a zatížení) je nutné si uvědomit, jak je protéza v reálné situaci zatěžována. Známé jsou reakční síly od podložky u zatížené protézy. Je tedy nutné provést zatížení protézy takovým způsobem, aby reakční síly odpovídaly experimentálně stanoveným hodnotám.

Zvolen byl postup, kdy je protéza ve své horní části pevně vetknuta a zatěžování probíhá přes desku (obrácený postup je z hlediska výsledků ekvivalentní). Vzhledem k velkým deformacím a podstatným změnám v kontaktní oblasti, kterou je zatížení přenášeno z podložky na protézu, bylo zatěžování v první fázi řešení provedeno ve dvou krocích.

V prvním kroku byla na desku aplikována pouze síla ve směru normály desky (osa z siloměrných desek). Tato síla je z hlediska celkového zatížení dominantní a po její aplikaci se protéza dostala do zdeformovaného stavu. V tomto okamžiku byly určeny



Obr. 5.48 Schéma okrajových podm. v první fázi řešení u LC1

Tab. 5.12 Reakční a zátěžné síly v první fázi řešení u zátěž. stavu LC1, kde:

$F_{R,Exp}$  - experiment. stanovená reakční síla od podložky

$F_1$  - zátěžná síla aplikovaná v prvním kroku

$F_2$  - zátěžná síla aplikovaná v druhém kroku

$F_{R1,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po prvním kroku

$F_{R2,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po druhém kroku

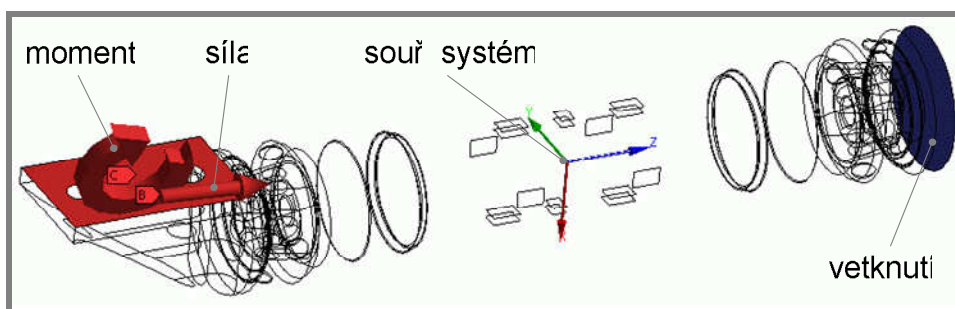
Síla / složka	x [N]	y [N]	z [N]
$F_{R,Exp}$	39,65	-141,62	842,94
$F_1$	0	0	842,94
$F_{R1,MKP}$	-35,87	173,22	-842,94
$F_2$	3,78	31,60	0
$F_{R2,MKP}$	-39,65	141,62	-842,94

reakční síly v místě vetknutí protézy. I když byl mezi deskou a pláštěm chodidla modelován kontakt bez tření (pro umožnění volné deformace), vzhledem ke geometrii chodidla byly v místě vetknutí detekovány také síly ve směrech tečných k desce (osy  $x$  a  $y$ ). Tyto síly byly porovnány s experimentálně stanovenými reakčními silami od podložky. V druhém kroku pak bylo na chodidlo protézy aplikováno takové zatížení, aby výsledné reakční síly v místě vetknutí protézy odpovídali (s opačným znaménkem) experimentálně stanoveným reakčním silám od podložky.

Okrajové podmínky aplikované v první fázi řešení u zátěžného stavu LC1 jsou znázorněny na obr. 5.48. V tabulce 5.12 jsou pak uvedeny hodnoty reakčních a zátěžných sil (vypočtené hodnoty sil byly pro názornost nepatrně upraveny kvůli odchylkám, které vznikly při numerickém řešení). Schémata okrajových podmínek zátěžných stavů LC2 až LC4 pro první fázi řešení a tabulky s hodnotami příslušných reakčních a zátěžových sil jsou uvedeny v **příloze 9**.

Výsledné zatížení tedy bylo aplikováno ve dvou zátěžných krocích (*load step*). V prvním kroku byla síla  $F_1$  aplikována na spodní plochu desky. V druhém kroku byla ponechána síla  $F_1$  a dále byla aplikována síla  $F_2$  na příslušnou plochu nebo hrany pláště chodidla, které se ve zdeformovaném stavu nachází v rovině horní plochy desky. Dále bylo nutné v obou zátěžných stavech definovat vazbu, která znemožňuje rotace desky a pohyby v ose  $x$  a  $y$ .

Pozn.: Nejjednodušším způsobem zatížení by bylo zadání reakční síly od podložky přímo do uzlů příslušné části chodidla, jak je provedeno např. v [29]. Tím by se celá úloha podstatně zjednodušila. Vzhledem k velkým deformacím však lze předpokládat podstatné ovlivnění výsledků, způsobené změnou polohy nositelky zatěžující síly a změnou geometrie.



Obr. 5.49 Schéma okrajových podmínek v druhé fázi řešení u zátěžného stavu LC1

Tab. 5.13 Síly a momenty aplikované v druhé fázi řešení u jednotlivých zátěžných stavů

Zátěžný stav	Síla [N]			Moment [Nm]		
	x	y	z	x	y	z
LC1	27,94	-41,33	855,22	-5,74	15,20	1,59
LC2	-21,67	-60,11	646,87	-4,09	-51,84	-4,79
LC3	-229,91	-30,55	732,61	-2,91	-98,78	-5,66
LC4	-255,94	-25,26	717,75	-2,19	-100,86	-4,83

Na základě výsledků z první fáze řešení byly vyhodnoceny reakční síly a momenty působící na připojovací adaptér chodidla v kontaktu s horní pružinou. Vyhodnocení bylo provedeno v souřadném systému definovaném na základě kontaktní plochy mezi připojovacím adaptérem a pružinou. Vyhodnocené síly a momenty u příslušných zátěžných stavů pak byly aplikovány na protézu v druhé fázi řešení. Protéza byla pevně vetknuta na horní ploše adaptéru lůžka. Schéma okrajových podmínek v druhé fázi řešení u zátěžného stavu LC1 je zobrazeno na obr. 5.49. Síly a momenty aplikované v druhé fázi řešení u jednotlivých zátěžných stavů jsou uvedeny v tab. 5.13.

Pozn.: Je-li v této části hovořeno o momentu, je míněn moment silové dvojice. Ten je nezávislý na poloze bodu (je volným vektorem).

---

### 5.5.5 Nastavení analýzy

V první fázi řešení bylo vzhledem k povaze úlohy nutné rozdělit první zátěžný krok (*load step*) na několik podkroků (*substeps*). Nastaven byl minimální počet podkroků na 10, počáteční 10 a maximální 20. První zátěžný krok byl většinou vyřešen v 15ti podkrocích. Druhý zátěžný krok již nebylo nutné dělit na podkroky. V druhé fázi řešení byl výpočet proveden v jediném kroku.

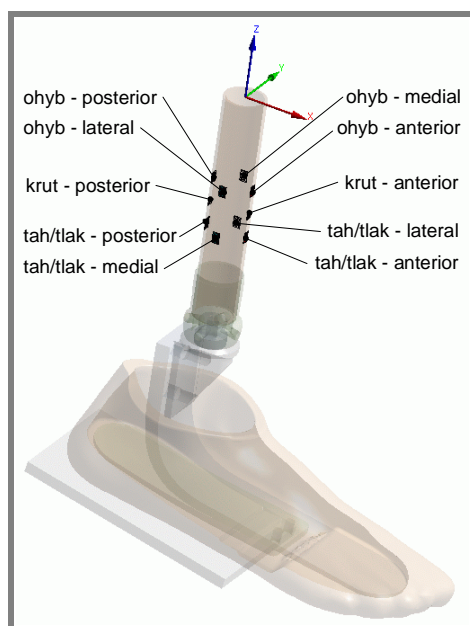
Nastavení řešiče bylo ponecháno jako defaultní. V první fázi řešení byl použit přímý řešič s metodou *sparse direct*. V druhé fázi řešení byl použit iterační řešič s metodou sdružených gradientů s přepodmíněním (*Preconditioned gradient solver - PCG*).

Doba výpočtu na počítači s dvoujádrovým procesorem s frekvencí 2,4 GHz a pamětí 3,5 GB RAM se v první fázi řešení pohybovala okolo 18 h, v druhé fázi okolo 4 h.

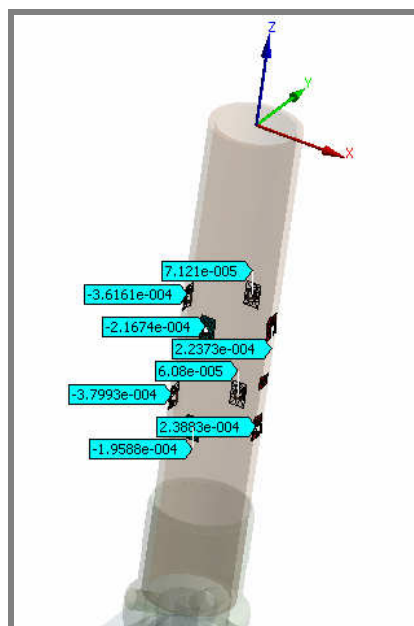
## 5.6 Interpretace výsledků MKP analýzy

## 5.6.1 Přetvoření na trubce protězy

Jednou z důležitých součástí výpočtového modelování je ověření shody výsledků s výsledky experimentálního modelování. Součástí komplexního experimentu bylo měření přetvoření na trubce protězy (kap. 5.1.4). Jednotlivé tenzometry byly zapojeny v místech tak, aby byly kompenzovány hodnoty přetvoření od jiných typů zatížení, než bylo zatížení sledované příslušným tenzometrickým můstkem. Stejnou „kompenzací“ tedy bylo nutné provést také v případě přetvoření stanovených na základě MKP analýzy. Pro určení přetvoření na trubce protězy byly použity výsledky z první fáze řešení (protěza s chodidlem).

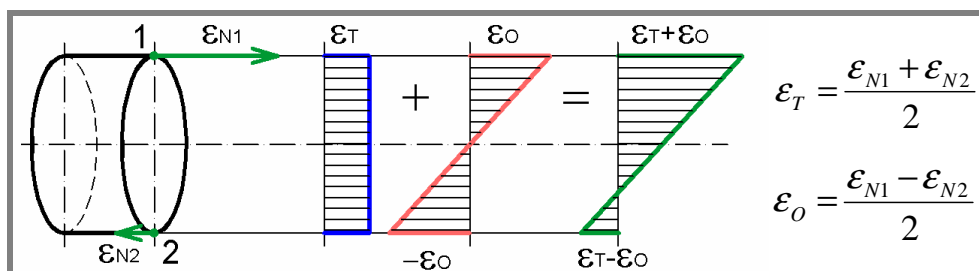


Obr. 5.50 Označení tenzometrů



Obr. 5.51 Hodnoty norm. přetv. u LC1

Poloha ploch definujících jednotlivé tenzometry na trubce je zobrazena na obr. 5.50. Pro určení přetvoření od tahu/tlaku a ohybu bylo použito hodnot normálových přetvoření (*normal elastic strain*) v ose trubky (osa z). Přetvoření od krutu bylo určeno z hodnot smykového přetvoření (*shear elastic strain*) v rovině paralelní k tečné rovině plochy tenzometrů pro krut (rov. y-z viz. obr. 5.50). Na obr. 5.51 jsou zobrazeny hodnoty normálových přetvoření odečtené v případě zátěžného stavu LC1. Přetvoření byla odečítána ve středu plochy definující jednotlivé tenzometry. Přetvoření odečtená u jednotlivých zátěžných stavů jsou shrnuta v tab. v **příloze 10**.



Obr. 5.52 Složky normálového přetvoření

Způsob „kompenzace“ pro určení přetvoření jen od tahu/tlaku nebo ohybu je schematicky znázorněn na obr. 5.52. Normálové přetvoření v protějších bodech trubky je dáno součtem tahového a ohybového přetvoření. Přetvoření od tahu má v obou místech stejný smysl, přetvoření od ohybu smysl opačný. Na základě toho jsou dány vzorce pro určení jednotlivých přetvoření. V případě krutu platí stejný vztah jako u ohybu, pouze detekovaná přetvoření jsou smyková.

Vypočtené hodnoty přetvoření od jednotlivých typů zatížení jsou shrnuty v tab. 5.14. Uvedeny jsou také hodnoty experimentálně zjištěné a je vyjádřen procentuální rozdíl obou hodnot.

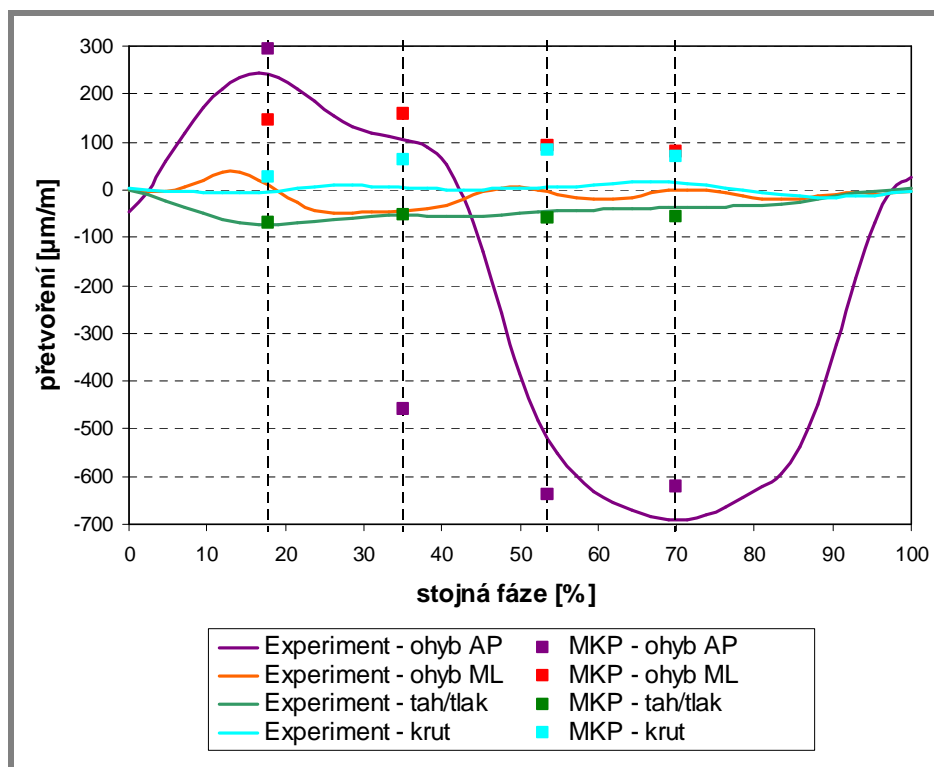
Tab. 5.14 Přetvoření od jednotlivých typů zatížení určená pomocí MKP a experimentálně

Zátěžný stav			LC1		
Výsledek			MKP	Experiment	Rozdíl [%]
Přetvoření	tah/tlak I	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-69,00	-72,62	-4,98
	ohyb AP	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	292,11	238,05	+22,71
	ohyb ML	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	143,57	7,63	+1781,65
	krut	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-27,42	-4,31	+536,19
Zátěžný stav			LC2		
Výsledek			MKP	Experiment	Rozdíl [%]
Přetvoření	tah/tlak I	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-54,26	-54,71	-0,82
	ohyb AP	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-459,57	105,62	+335,12
	ohyb ML	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	159,00	-43,76	+369,77
	krut	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	62,02	4,34	+1208,44
Zátěžný stav			LC3		
Výsledek			MKP	Experiment	Rozdíl [%]
Přetvoření	tah/tlak I	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-58,81	-45,54	+29,14
	ohyb AP	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-638,11	-516,15	+23,63
	ohyb ML	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	92,35	-5,60	+1649,11
	krut	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	82,67	4,74	+1644,19
Zátěžný stav			LC4		
Výsledek			MKP	Experiment	Rozdíl [%]
Přetvoření	tah/tlak I	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-55,05	-37,72	+45,94
	ohyb AP	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	-619,28	-690,62	-10,33
	ohyb ML	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	74,42	-0,64	+12075,00
	krut	[ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	69,78	13,69	+409,72

Pozn.: Kladné znaménko u rozdílu značí, že přetvoření stanovené pomocí MKP je o uvedenou hodnotu větší než přetvoření experimentálně stanovené, v případě záporného znaménka naopak menší (v absolutních hodnotách). Znaménko tedy nevyovídá o shodě smyslů.

Na obr. 5.53 Jsou hodnoty přetvoření znázorněny graficky.



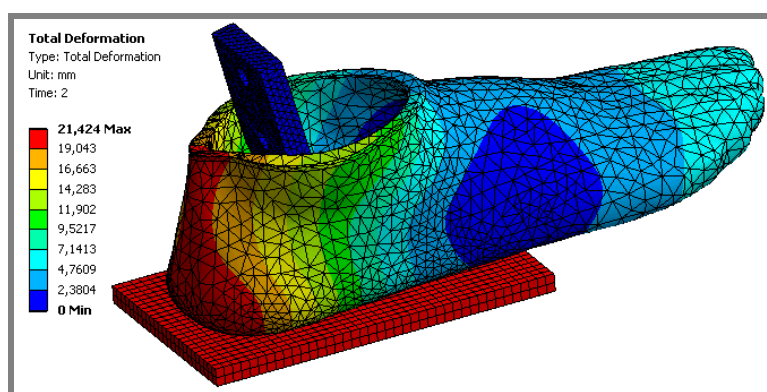


Obr. 5.53 Graf. srovnání přetvoření od jednotlivých typů zatížení určená pomocí MKP a experimentálně

### 5.6.2 Deformačně-napjatostní chování chodidla

5.6.2

Ukázka celkové deformace protetického chodidla u zátěžného stavu LC1 je na obr. 5.54. Celková deformace zobrazená v řezu u všech zátěžných stavů je uvedena v příloze 11. Maximálního posuvu je většinou dosaženo u desky. Tento posuv je částečně realizován deformací pěnového pláště chodidla a částečně deformací příslušné části vnitřní pružiny chodidla.



Obr. 5.54 Celková deformace chodidla u LC1

V příloze 12 je zobrazeno rozložení kontaktních tlaků mezi chodidlem a deskou u všech zátěžných stavů. Hodnoty tlaků jsou vzhledem k velikosti kontaktních ploch nevýznamné. Uvedené výsledky však mohou poskytnout informace o místě realizace přenosu zatížení mezi deskou a chodidlem.

V **příloze 13** je v řezu zobrazeno redukované napětí pláště chodidla u všech zátěžných stavů. Vzhledem k nízké hodnotě modulu pružnosti materiálu pláště chodidla jsou také hodnoty napětí dosti nízké. Mimo místa singularity (v kontaktu s pružinou) je maximálních hodnot dosaženo v oblastech mezi pružinou a deskou. Jsou menší než 1 MPa. Vzhledem k povaze materiálu by bylo posouzení napětí vůči mezním stavům obtížné.

Mnohem významnější jsou hodnoty redukovaného napětí pružiny chodidla. Napětí u všech zátěžných stavů je zobrazeno v **příloze 14**. Zřejmě je dominantní namáhání pružiny ohybem. V případě našlápnutí na patu (LC1) je primárně namáhána spodní pružina, v případě odrazu od špičky (LC3, LC4) naopak horní pružina. Maximální napětí se nacházejí na povrchu pružiny a nejedná se o singulární místa. Hodnoty maximálních redukovaných napětí obou pružin jsou uvedeny v tab. 5.15. Napětí na spodní pružině u zátěžných stavů LC3 a LC4 jsou uvedena v závorce, neboť se napětí nachází v oblasti pevného kontaktu s horní pružinou a nikoli na volném konci spodní pružiny.

Tab. 5.15 Max. redukované napětí u pružin chodidla

Zátěžný stav		LC1	LC2	LC3	LC4
Max. red. napětí [MPa]	horní pružina	131	83	231	244
	spodní pružina	259	72	(62)	(68)

Hodnoty napětí by bylo vhodné posoudit vůči meznímu stavu pevnosti. Podrobnější informace o použitém materiálu (uhlíkový kompozit) ovšem nejsou známy. Na základě dostupných zdrojů se hodnota pevnosti v tahu kompozitního materiálu s uhlíkovými vlákny pohybuje v rozmezí 200 až 1200 MPa, v závislosti na složení, struktuře a technologii výroby materiálu [48].

Pozn.: Je-li v tomto textu hovořeno o redukovaném napětí, jedná se o redukované napětí podle podmínky HMH (Equivalent - von Mises - stress)

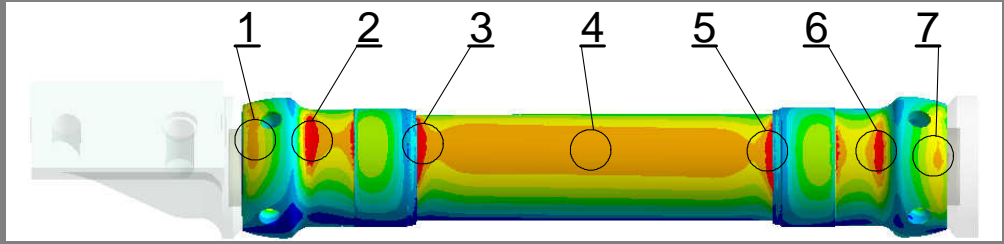
### 5.6.3 Deformačně-napjatostní chování trubky a adaptérů

Pro posouzení napjatosti trubky a adaptérů protézy byla tato část samostatně řešena v druhé fázi řešení.

V tab. 5.16 jsou uvedeny orientační hodnoty maximálního redukovaného napětí v daných oblastech na vnějším povrchu vnějších částí (trubka, spojovací adaptéry). Průběh u všech zátěžných stavů je zobrazen v **příloze 15**. Vzhledem k dominantnímu ohybovému zatížení se max. hodnoty vyskytují na vnějším povrchu a díky tlakovému zatížení jsou max. hodnoty na straně tlakového zatížení od ohybu. Díky dominantnímu zatížení od ohybu AP se v případě zátěžného stavu LC1 jedná o zadní stranu protézy (posterior, P), u ostatních zátěžných stavů o přední stranu (anterior, A). Menší zatížení od ohybu ML způsobuje posun oblastí maximálních hodnot mírně laterálním nebo mediálním směrem.

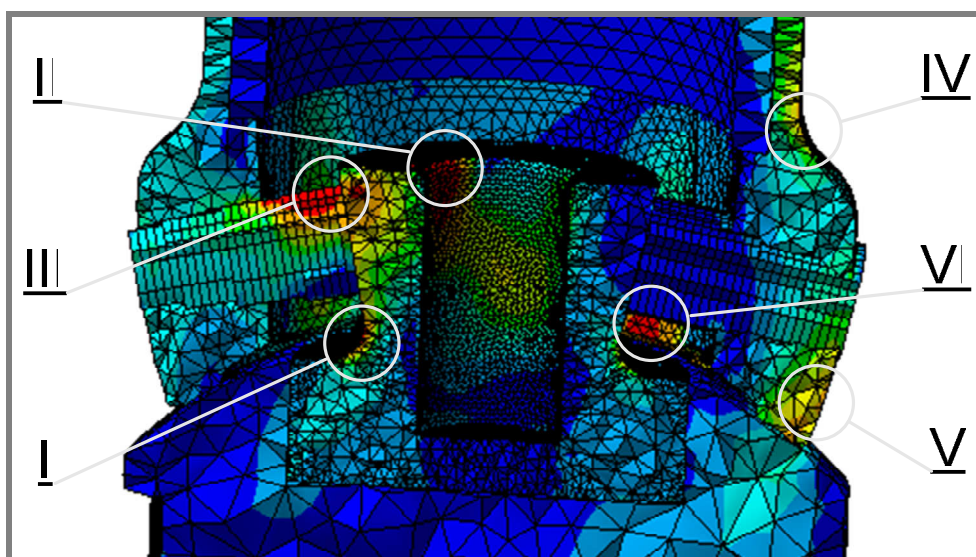
Tab. 5.16 Oblasti maximálního redukovaného napětí na povrchu protézy

Zátěžný stav	Strana maxim	Max. redukované napětí v oblasti [MPa]						
		1	2	3	4	5	6	7
LC1	P	29,3	37,1	40,0	30,6	38,4	35,7	28,5
LC2	A	48,3	52,4	49,3	38,7	48,4	48,1	46,2
LC3	A	100,1	95,0	85,1	52,5	52,3	46,2	42,5
LC4	A	102,2	98,2	80,0	52,1	54,0	43,1	35,3

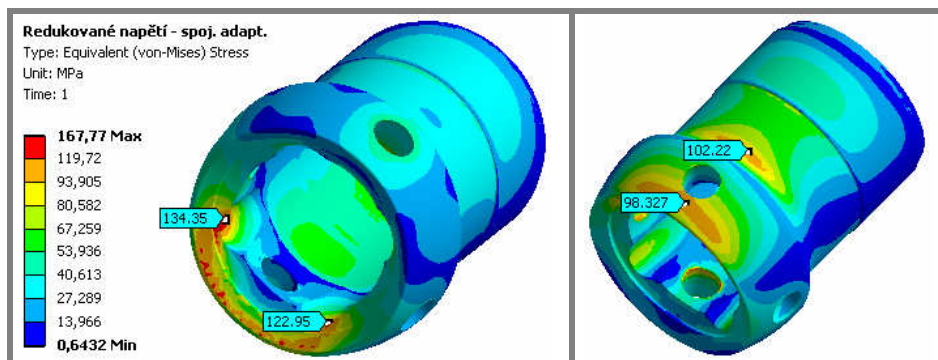


Z výsledků je zřejmé, že větší redukovaná napětí se vyskytují ve spodní spojovací části (adaptéry pro připojení chodidla). Dále tedy budou uváděny pouze výsledky v této části protézy. Z hlediska zátěžných stavů se největší hodnoty napětí vyskytují u stavu LC4. V této části budou dále uvedeny výsledky u tohoto zátěžného stavu.

Na obr. 5.55 je v řezu zobrazen průběh redukovaného napětí ve spodní spojovací části protézy. Vyznačena jsou místa lokálních extrémů napětí. Dominantním namáháním je ohyb AP a tlak. Ohybové zatížení je z chodidla přenášeno především přes pyramidu připojovacího adaptéru a příslušné stavěcí šrouby na spojovací adaptér a dále na trubku protézy. Toto zatížení způsobuje lokální extrémy v patě pyramidy (I) a v horní části její koruny (II), v horní části stavěcího šroubu na zadní straně protézy (III). Při přenosu ohybového zatížení na trubku protézy je namáhána oblast přechodu spojovacího adaptéru (IV). Část zatížení od ohybu a veškeré tlakové zatížení je zachyceno spojovacím adaptérem v místě kontaktu s připojovacím adaptérem (V). Výrazný lokální extrém se vyskytuje také ve vnitřní části spojovacího adaptéru (VI).

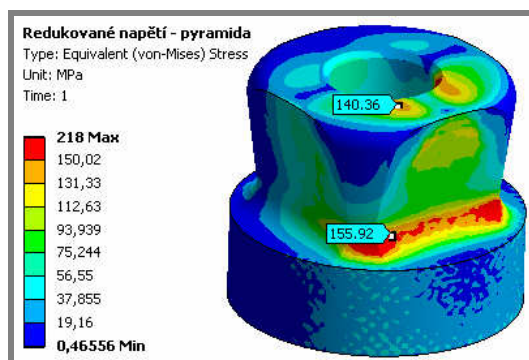


Obr. 5.55 Oblasti lokálních maxim redukovaného napětí ve spodní spojovací části u LC4

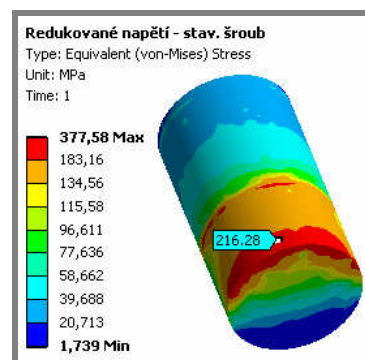


Obr. 5.56 Redukované napětí spojovacího adaptéru

Maxima napětí v daných oblastech u nejvíce namáhaných komponent jsou zobrazena na obr. 5.56 až 5.68. U spojovacího adaptéru se jedná především o místa odlehčení ve vnitřní části, v případě pyramidy připojovacího adaptéru o místo paty a u stavěcího šroubu o oblast kontaktu s pyramidou.



Obr. 5.57 Redukované napětí pyramidy



Obr. 5.58 Redukované napětí stavěcího šroubu

Hodnoty redukovaného napětí v uvedených oblastech a na trubce protězy (VII) a hodnoty kontaktního tlaku mezi pyramidou a stavěcím šroubem na zadní straně protězy (VIII) a mezi spojovacím a připojovacím adaptérem (IX) pro jednotlivé zátěžné stavy jsou uvedeny v tab. 5.17. Kompletní výsledky všech zátěžných stavů jsou uvedeny v příloze 16 až 19.

Tab. 5.17 Oblasti maximálního redukovaného napětí ve vnitřní části protězy

Zátěžný stav	Max. redukované napětí v oblasti [MPa]							Max. kont. tlak [MPa]	
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX
LC1	49,8	38,6	68,9	41,6	37,1	29,3	41,6	52,8	37,6
LC2	75,4	66,4	104,6	69,3	52,4	48,3	52,6	81,5	42,2
LC3	140,3	148,9	192,4	129,1	95,0	100,1	83,8	161,4	80,7
LC4	155,9	140,4	216,3	134,5	98,2	102,2	87,8	175,1	78,5

Pozn.: V některých oblastech se maximum napětí vyskytuje v místě singularity (ostré přechody geometrie, hranice kontaktních oblastí). S uvažováním této skutečnosti byly hodnoty „maximálních“ napětí odečítány v dostatečné

vzdálenosti od těchto míst. Většinou ve vzdálenosti jednoho prvku od místa singularity. Hodnoty označené jako „maximální“ lze tedy považovat za hodnoty objektivně vystihující příslušný lokální extrém.

V blízkém okolí singularity jsou vlivem matematického „vyhlazení“ výsledky napětí zkresleny. Představu o zkreslení výsledků lze získat vyhodnocením tzv. energetické chyby na prvcích. Průběhy energetických chyb kritických komponent protézy jsou uvedeny v **příloze 20**.

Tab. 5.18 Bezpečnost komponent vůči MSP

Komponenta	Materiál	Mez kluzu [MPa]	Max. red. nap. [MPa]	Bezp vůči MSP [-]
stavěcí šroub	ocel, tř. p. 6.8	480	216,3	<b>2,2</b>
pyramida	12 050.6	430	155,9	<b>2,7</b>
spojovací adaptér	12 050.6	430	134,4	<b>3,1</b>
trubka	AlCu4Mg	240	87,8	<b>2,7</b>

Maximální redukované napětí je vhodné posoudit vůči meznímu stavu pružnosti. Součinitel bezpečnosti vůči meznímu stavu pružnosti je definován jako poměr pevnosti na mezi kluzu a redukovaného napětí. Mez kluzu oceli 12050 v kaleném a popuštěném stavu je 430 MPa [49], Al slitiny AlCu4Mg 240 MPa [47] a u ocelového šroubu v třídě pevnosti 6.8 480MPa. Hodnoty příslušných veličin u jednotlivých komponent jsou uvedeny v tab. 5.18.

## 5.7 Diskuze výsledků MKP analýzy

### 5.7.1 Přetvoření na trubce protězy

Shoda výsledků výpočtového a experimentálního modelování byla posouzena na základě porovnání hodnot přetvoření na trubce protězy. Z výsledků uvedených v tab. 5.14 a na obr. 5.53 lze usoudit dobrou shodu u přetvoření od tahu/tlaku, zvláště u zátěžných stavů LC1 až LC3 (odchylka do 30%). Dobré shody je dosaženo také u přetvoření od ohybu AP, které je z hlediska chování protězy dominantní (LC1, LC3 a LC4 – odchylka do 25%; výjimku představuje zátěžný stav LC3 – bude diskutováno dále).

Výraznou odchylku lze ovšem nalézt v případě přetvoření od ohybu ML a od krutu. Přetvoření od ohybu ML u zátěžných stavů LC2 až LC4 se navíc neshoduje ani ve smyslu (znaménku). Příčinou může být nekorektní provedení MKP analýzy (špatné okrajové podmínky, špatné vyhodnocení výsledků apod.) nebo obecně rozdíly v experimentálním a výpočtovém modelování dané situace.

Pro posouzení korektnosti výsledků MKP analýzy lze provést jednoduchý analytický výpočet (obr. 5.59). U zátěžného stavu LC1 působí složka reakční síly  $F_x$ , která způsobuje ohyb ML, na rameni  $r$ . V místě tenzometrů k ose trubky působí moment  $M_y$ . Ten způsobuje napětí v ohybu  $\sigma_o$  a přetvoření  $\varepsilon_o$ . Hodnota přetvoření přibližně odpovídá hodnotě získané pomocí MKP. U ostatních zátěžných stavů je situace podobná. Složka reakční síly  $F_x$  má v průběhu stejné fáze krokového cyklu kladný smysl, takže lze předpokládat stejný smysl přetvoření od ohybu ML jako v případě zátěžného stavu LC1. Na základě tohoto výpočtu lze konstatovat, že výsledky MKP analýzy odpovídají jejím vstupům. Smysl přetvoření od ohybu ML stanovený experimentálně se ovšem během stejné fáze mění. Rozdíly je tedy nutné hledat v odlišných podmínkách experimentálního a výpočtového modelování.

$$M_y = F_x \cdot r = 39,69 \text{ N} \cdot 240 \text{ mm} = 9525,6 \text{ Nmm}$$

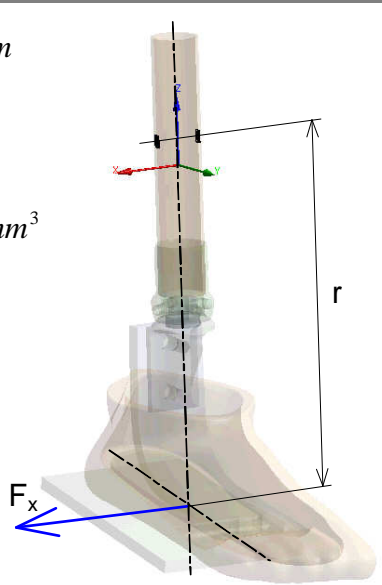
$$W_o = \frac{\pi \cdot D^3}{32} \cdot \left(1 - \frac{d^4}{D^4}\right)$$

$$= \frac{\pi \cdot (30 \text{ mm})^3}{32} \cdot \left(1 - \frac{(26 \text{ mm})^4}{(30 \text{ mm})^4}\right) = 1155,3 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_o = \frac{M_o}{W_o} = \frac{9525,6 \text{ Nmm}}{1155,3 \text{ mm}^3} = 8,3 \text{ MPa}$$

$$\varepsilon_o = \frac{\sigma_o}{E} = \frac{8,3 \text{ MPa}}{0,7 \cdot 10^5 \text{ MPa}}$$

$$= 1,18 \cdot 10^{-4} \text{ mm/mm} = \underline{\underline{118 \mu\text{m/m}}}$$

$$\underline{\underline{118 \mu\text{m/m} \approx 143 \mu\text{m/m}}}$$


Obr. 5.59 Analytické ověření přetvoření od ohybu ML u LC1

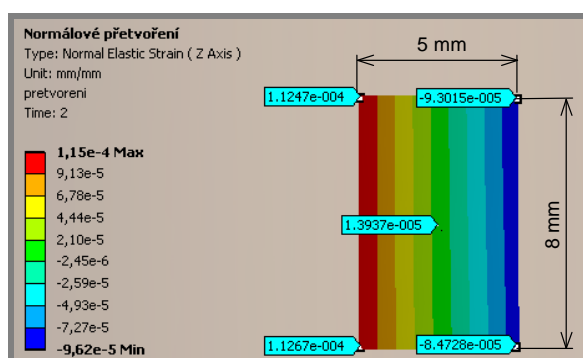
Významným rozdílem, který doposud nebyl diskutován, je skutečnost, že při experimentu byla chůze realizována v obuvi. Jednalo se o běžnou sportovní obuv (obr. 5.9). MKP model obuv nezahrnoval. Obuv ovlivňuje tlumicí schopnosti celé protězy. Vzhledem k rychlosti chůze (pomalá chůze) ovšem není tento vliv výrazný. Také příspěvek tuhosti obuvi k celkové tuhosti chodidla je nevýznamný. Obuv ovšem může podstatně ovlivnit distribuci zatížení mezi podložkou a chodidlem.

V **příloze 12** jsou uvedeny MKP výsledky rozložení tlaku mezi chodidlem a podložkou. Působíště reakční síly od podložky se zde nachází přibližně v rovině symetrie pružiny chodidla. Pokud by změnou rozložení tlaků došlo k posunu působíště ve směru do stran, na ohybu ML by se podílela také normálová složka reakční síly ( $F_z$ ), která je podstatně větší než složky tečné. Při již relativně malém posuvu působíště síly mediálním směrem může vlivem této složky dojít ke změně smyslu ohybového momentu, a tedy i přetvoření od ohybu ML. Stejným způsobem může obuv ovlivnit také výsledky přetvoření od krutu.

**Vliv obuvi na distribuci zatížení lze považovat za hlavní příčinu neshody některých výsledků výpočtového a experimentálního modelování.**

V případě zátěžného stavu LC2, který vystihuje okamžik kolmé polohy trubky vzhledem k podložce, se kromě přetvoření od ohybu ML a krutu výsledky výrazně neshodují také u přetvoření od ohybu AP. Rozdílný je zde i smysl působení přetvoření. Příčinu lze opět hledat v prezenci obuvi při experimentálním modelování. Z rozložení tlaků MKP modelu u tohoto zátěžného stavu (**příloha 12**) vyplývá, že zatížení je primárně přenášeno oblastí špičky chodidla. Ohybový moment ve směru AP od normálové složky reakční síly má tedy kladný smysl (souřadný systém dle obr. 5.11). Při použití obuvi se vlivem podpatku přesune poloha působíště reakční síly do oblasti paty, což má za následek změnu smyslu ohybového momentu a tedy i přetvoření ve směru AP. Zátěžné stavy ve střední stejné fázi (plný kontakt chodidla s podložkou) jsou obecně dosti labilní (malá změna vstupů způsobí velkou změnu výstupů - výsledků). Z hlediska zatížení protězy ovšem tyto zátěžné stavy nejsou významné.

Odchyšky mohou být dále způsobeny nepřesnou identifikací míst pro odečtení hodnot přetvoření u MKP modelu. Poloha tenzometrů na trubce reálné protězy byla ručně odměřena a na modelu trubky byly vyznačeny plochy definující tenzometry



Obr. 5.60 Přetvoření na ploše tenzometru na mediální straně u LC4

pro vyhodnocení přetvoření. Pro ohyb a tah/tlak měly rozměr 5 x 8 mm. Hodnota byla odečítána ve středu plochy. Pro vyhodnocení přetvoření od tahu/tlaku a ohybu byla odečítána hodnota normálového přetvoření ve směru osy trubky. Vzhledem k minoritnímu vlivu ohybu ML nabývá toto přetvoření na mediální a laterální straně nízkých absolutních hodnot (kolem nuly) a současně se zde vyskytuje jeho vysoký gradient. Ukázka přetvoření na mediální straně u zátěžného stavu LC4 je na obr. 5.60. Na ploše 5 x 8 mm se zde jeho hodnota výrazně mění. Proto případné nepřesné určení polohy tenzometru nebo nepřesné odečtení hodnot přetvoření může mít výrazný vliv na vypočtenou hodnotu přetvoření především od ohybu ML.

Odchytky může způsobovat také dynamika chůze v případě experimentálního modelování. Zatížení v jednotlivých zátěžných stavech MKP modelu je ovšem stanoveno na základě statické rovnováhy s dynamickými silami a vzhledem k rychlosti chůze se jedná o pomalý dynamický děj. Odchytky způsobené dynamikou chůze jsou tedy malé.

Rozdíly ve výsledcích mohou být dále způsobeny odchylkami v geometrii chodidla, použitými modely materiálů (především materiál pláště chodidla v oblasti špičky), odchylkami při vyhodnocování polohy bodů v systému APAS, odchylkami při stanovení polohy markerů vzhledem k protěze, apod. Význam těchto odchylek je však minoritní.

**Na závěr je potřeba zopakovat, že přetvoření na trubce protězy, která se u experimentálního a výpočtového modelování výrazněji neshodují (ohyb ML a krut), jsou způsobena zatížením, které není z hlediska celkového zatížení protězy dominantní. Pro pevnostní posouzení protězy lze tedy výsledky experimentálního a výpočtového modelování považovat za shodné.**

---

### 5.7.2 Deformačně-napjatostní chování chodidla

Z výsledků MKP analýzy jsou u protetického chodidla nejdůležitější hodnoty redukovaného napětí u pružiny. Oproti výsledkům napětí trubky a adaptérů je maximální hodnota napětí zjištěna při zátěžném stavu LC1, a to u spodní pružiny (259 MPa). V případě horní pružiny je maximum u stavu LC4 (244 MPa).

Při posuzování validity výsledků u pružiny je nutné si uvědomit, že výsledky jsou stanoveny za předpokladu izotropního materiálu. Modul pružnosti modelu materiálu pružiny byl určen na základě deformační zkoušky při jednosměrném namáhání, které je z hlediska skutečného zatížení dominantní. Diskutabilní je ovšem především použitelnost přepočtu normálových a smykových napětí na redukovaná napětí. Zvláště v situaci, kdy nebyla podrobněji řešena hodnota Poissonova čísla materiálu.

---

### 5.7.3 Deformačně-napjatostní chování trubky a adaptérů

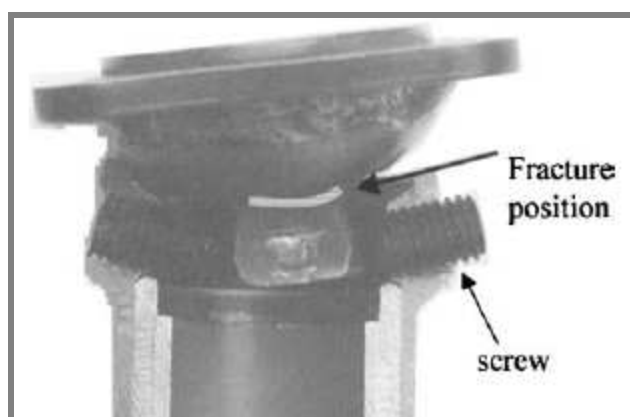
Maximální hodnoty redukovaného napětí byly zjištěny u zátěžného stavu LC4 u komponent ve spodní spojovací části protězy. Konkrétně v patě pyramidy připojovacího adaptéru, v místě odlehčení spojovacího adaptéru, u stavěcího šroubu a vzhledem k odlišnému materiálu (Al slitina) bylo vyhodnoceno jako nebezpečné



i max. napětí v trubce protézy. V okolí singularit byly hodnoty odečítány s přihlédnutím k průběhu napětí v dané oblasti a lze je považovat za objektivní.

Celkově největší redukované napětí bylo zjištěno ve stavěcím šroubu na zadní straně protézy (216 MPa). Toto napětí je způsobeno tlakovým zatížením. Skutečné napětí u šroubu reálné protézy se bude lišit především díky zjednodušení geometrického modelu u MKP analýzy. Kromě přítomnosti závitu se skutečný šroub liší ve velikosti čelní plochy, která bude spíše menší. Navíc MKP model předpokládá plně plošný kontakt dosedacích ploch, který je možný pouze u ideálního nastavení protézy (z hlediska kontaktu). Ve skutečnosti bude patrně kritická také hodnota kontaktního tlaku v závitu příslušného stavěcího šroubu. Důležitá je také existence předpětí při dotažení šroubů. Jak uvádí [26], poškození reálných komponent bývá únavové a u šroubů bývá způsobeno nesprávným utažením.

U spojovacího adaptéru je nutné vzít v úvahu zjednodušení geometrie v podobě absence mechanismu objímky, a to především podélného nařiznutí adaptéru. Zde ve skutečnosti dochází k výrazné koncentraci napětí [31]. V případě maxima v místě vnitřního odlehčení (134 MPa) ovšem model geometrie odpovídá skutečné geometrii.



Obr. 5.61 Poloha únavové trhliny [26]

U pyramidy připojovacího adaptéru model geometrie také odpovídá skutečnosti. Poloha max. napětí (156 MPa) odpovídá poloze únavové trhliny v adaptéru lůžka protézy podle [26] (obr. 5.61 [26]).

---

## ZÁVĚR

Primárním cílem této práce bylo vytvořit MKP model protézy dolní končetiny a provést statickou strukturální deformačně-napjatostní analýzu k posouzení maximálních napětí a deformací působících v protéze během krokového cyklu.

Informace o geometrické konfiguraci a vnějším zatížení protézy během krokového cyklu byly získány na základě kinematické analýzy a měření reakčních sil od podložky při experimentu v reálných podmínkách (s pacientem). Experiment spočíval v přímé pomalé chůzi po rovině. Hmotnost pacienta byla 80 kg. Během experimentu byly dále měřeny hodnoty přetvoření na trubce protézy pro ověření shody výpočtového a experimentálního modelu.

Model geometrie existující protézy byl vytvořen pomocí metod reversního inženýrství. Bylo použito 3D optického skenování. Pro stanovení modelů materiálů protetického chodidla byly provedeny zkoušky deformačního chování pružiny i celého chodidla. Hodnoty modulů pružnosti materiálů byly stanoveny na základě simulace těchto zkoušek pomocí MKP. Z výsledků vyplývá, že při daných podmínkách zatěžování lze u kompozitního materiálu pružiny i u pěnového materiálu pláště chodidla použít izotropní lineárně elastický model materiálu.

Na základě experimentu v reálných podmínkách byly definovány čtyři zátěžné stavy: v 18%, 35%, 54% a 70% stejné fáze krokového cyklu. Analýza byla provedena v MKP systému Ansys Workbench 11.0.

Výsledky MKP analýzy vykazují dobrou shodu s výsledky měření přetvoření na trubce protézy v případě dominantního přetvoření od ohybu AP (odchylka do 30%) a od tahu/tlaku (do 25%). Hlavní příčinou neshody výsledků přetvoření od ohybu ML a krutu, které jsou z hlediska celkového zatížení méně významné, je nejspíše přítomnost obuvi při experimentu, konkrétně její vliv na distribuci zatížení mezi podložkou a chodidlem.

Z hlediska dominantního zatížení protézy lze pro její pevnostní posouzení považovat výsledky experimentálního a výpočtového modelování za shodné.

V případě protetického chodidla bylo maximální redukované napětí zjištěno u spodní pružiny (259 MPa) v okamžiku prvního maxima normálové složky reakční síly od podložky (první zátěžný stav). U horní pružiny bylo maximum (244 MPa) stanoveno v posledním zátěžném stavu, definujícím druhé maximum normálové složky reakční síly od podložky, kdy je vzhledem k úhlu natočení protézy v sagitální rovině maximální také měřené přetvoření na trubce protézy od ohybu v předozadním směru.

U ostatních částí protézy byly maximální hodnoty napětí zjištěny ve spodní spojovací části (připojení chodidla), a to v posledním zátěžném stavu. Okamžik prvního maxima normálové složky reakční síly od podložky (první zátěžný stav) v případě těchto částí představuje nejméně nebezpečný stav. Největší hodnoty redukovaného napětí byly zjištěny u stavěcího šroubu na zadní straně protézy (216 MPa), v patě pyramidy připojovacího adaptéru (156 MPa) a v místě vnitřního odlehčení

spojovacího adaptéru (134 MPa). Z hlediska bezpečnosti bylo také vyhodnoceno max. napětí u trubky protézy (88 MPa).

Nejnižší hodnoty součinitele bezpečnosti vůči MSP byly zjištěny u stavěcího šroubu (2,2) u trubky a pyramidy přípojovacího adaptéru (2,7) a dále u spojovacího adaptéru (3,1). Při daném režimu zatěžování protézy uvedené komponenty vyhovují bezpečnosti vůči MSP.

Postup řešení uvedený v této práci může být stanoven jako metodika řešení daného problému. Vytvořený výpočtový model lze dále použít v návrhové i kontrolní fázi např. k simulaci vlivu konstrukce nebo materiálu na chování protézy. Na základě vytvořeného modelu lze studovat chování protézy při různých režimech chůze. Vzhledem k individuálnímu přístupu, který je v biomechanice často nezbytný, může být model využit k posouzení vhodnosti použití příslušné komponenty u konkrétního pacienta, posouzení vlivu nastavení protézy na její chování, apod.

### **Další postup práce**

Vzhledem k poškození reálných komponent protézy, které bývá únavové, by bylo vhodné rozšířit model o analýzu únavové životnosti nejvíce namáhaných komponent. Výsledky získané v této práci poskytují dostatek informací pro definování zátěžného cyklu komponent protézy.

S ohledem na kritické namáhání komponent ve spojovací části protézy lze v další práci vytvořený model použít k provedení analýzy vlivu nastavení protézy na namáhání příslušných komponent.

Další možností je rozšíření analýzy o dynamickou analýzu a posouzení rozdílů výsledků. Z výsledků provedené kinematické analýzy při experimentu s pacientem lze získat informace o rychlosti a zrychlení v definovaných bodech protézy.

Zkušenosti získané během řešení této práce mohou být použity k rozšíření modelu na transfemorální protézu. Ta je vzhledem k přítomnosti kolenního kloubu podstatně složitější.

---

**SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ**

- [1] GEST, T. R. – ANDERSON, J. M. *Otázky k opakování embryologie člověka*. [z angl.] přel. Konrádová V., Uhlík J., Vajner L.; Univerzita Karlova v Praze. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2005. 122 s. ISBN 80-246-1068-X.
- [2] MARTINI, F. *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. 2nd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1992. ISBN 978-0805372984.
- [3] LUSARDI, M. M. – NIELSEN, C. C. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2nd ed. 2007 Elsevier Inc. ISBN: 0-7506-7479-2.
- [4] *Atlas anatomie*. [z špan.] přel. Pechová M. 1. čes. vyd. Praha: Svojtka a Vašut, 1996. 96 s. ISBN 80-7180-092-9.
- [5] *Protézy dolních končetin, Ortopedická protetika s.r.o. Liberec*. [online]. poslední úpravy 17.12.2008 [cit. 24.4.2009]. URL: <<http://www.ortoprotet-lbc.cz/prod01.htm>>.
- [6] 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.
- [7] BELLA, J. *Amputation and prosthetics: a case study approach*. 2002, F. A. Davis Company. 2nd ed. ISBN 0-8036-0839-X.
- [8] MARSHALL, C. – STANSBY, G. Amputation. *Surgery (Oxford)*. vol. 26, no. 1, January 2008, Elsevier Ltd., pages 21-24 Vascular II
- [9] ROSICKÝ, J. *Technické možnosti protéz dolních končetin*. ING corporation, s.r.o. - Ortopedická protetika Frýdek - Místek. [prezentace na CD-ROM]. [cit. 28.8.2007]. Vyžaduje Microsoft Office PowerPoint 2003.
- [10] SCHUCH, M. Consumer Guide for Amputees: A Guide to Lower Limb Prosthetics: Part I - Prosthetic Design: Basic Concepts. *inMotion*, vol. 8, no. 2, March/April 1998. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL: <[http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar\\_apr\\_98/pros\\_primer/page1.html](http://www.amputee-coalition.org/inmotion/mar_apr_98/pros_primer/page1.html)>.
- [11] *Kompenzační pomůcky, HandicapZn*. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL: <<http://www.handicapzn.cz/protetika/nahrady5.jpg>>.
- [12] SEYMOUR, R. Transtibial Components - Clinical Decision Making. *Prosthetics and Orthotics*. SUNY Upstate Medical University, Syracuse, New York 2002; 8: 175-208.
- [13] SEYMOUR, R. *Prosthetics and Orthotics - Lower limb and Spinal*. Lippincott Williams & Wilkins 2002. ISBN 0-7817-2854-1.

- [14] LIN, CH.-CH. *Load Transfer between Stump and Socket for Below Knee KBM Prosthesis*. A Thesis Submitted to Institute of Biomedical Engineering National Cheng Kung University Tainan, Taiwan. 2003. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL: <<http://etdncku.lib.ncku.edu.tw/ETD-db/ETD-search/getfile?URN=etd-0216104-161802&filename=etd-0216104-161802.pdf>>.
- [15] CHANG, CH.-H. A Proposal for Pre-evaluation Protocol of Below-knee Socket Design – Integration Pain Tolerance with Finite Element Analysis. *Journal of the Institute of Engineers*, Vol. 26, No. 6, pp. 853-860., 2003. ISSN 0253-3839.
- [16] NÄDER, E. H. M. – NÄDER, H. G. *Otto Bock prosthetic compendium: lower extremity prostheses*. Schiele & Schön. 2000. ISBN 3794904974.
- [17] Össur - *Prosthetic Feet* [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://www.ossur.com/prosthetics/feet>>.
- [18] Kelly, H. D. *Podiatry – Gait Analysis*. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://www.podiatry.co.uk/?location\\_id=16](http://www.podiatry.co.uk/?location_id=16)>.
- [19] GARD, S. A. Use of Quantitative Gait Analysis for the Evaluation of Prosthetic Walking Performance. *Journal of prosthetics & orthotisc*. pp 93-104. 2006 Vol. 18, Num. 15. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://www.oandp.org/jpo/library/2006\\_01S\\_093.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2006_01S_093.asp)>.
- [20] ELLIS, W. Gait Analysis After Amputation. *eMedicine Orthopedic Surgery*. [online]. last upd. Nov. 2, 2007. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://emedicine.medscape.com/article/1237638-overview>>.
- [21] FARAHMAND, F. et al. Kinematic and Dynamic Analysis of the Gait Cycle of Above-Knee Amputees. *Scientia Iranica*. [online]. Vol. 13, No. 3, pp 261-271. Sharif University of Technology, July 2006. [cit. 24.4.2009]. ISSN 1026-3098. URL <<http://mehr.sharif.edu/~scientia/v13n3%20pdf/farahmand.pdf>>.
- [22] *zFlo Motion – Motion Analysis, Integrated Motion Analysis*. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://www.zflomotion.com/software/bts\\_move.php](http://www.zflomotion.com/software/bts_move.php)>.
- [23] *NU PT Kinesiology course, gait section*. [online]. last upd. Jan. 25, 2003. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://emedicine.medscape.com/article/1237638-overview>>.
- [24] WILSON, A. B. *A primer on limb prosthetics*. 1998, Charles C Thomas. ISBN: 0-398-06897-6.
- [25] LEE, P. V. S. New Methods and Materials in Prosthetics for Rehabilitation of Lower Limb Amputees. In *Engineering Materials for Biomedical*

- Applications*. Edited by: Hin, T. S. World Scientific. 2004. Chapt. 10., pp. 10.1-10.20. ISBN 978-981-256-061-2.
- [26] MAK, A. F.-T. – ZHANG, M. – LEUNG, A. K.-L. Artificial Limbs. In *Comprehensive Structural Integrity, Volumes 1-10*. Edited by: Milne, I. - Ritchie, R.O. - Karihaloo, B. Elsevier. 2003. Kap. 9.08., s. 329-363. ISBN 978-0-08-043749-1.
- [27] LEE, W. C. C. Finite Element Analysis to Determine the Effect of Monolimb Flexibility on Structural Strength and Interaction Between Residual Limb and Prosthetic Socket. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 41(6A):pp. 775-786. 2004. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/6/pdf/Lee.pdf](http://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/6/pdf/Lee.pdf)>.
- [28] MARA, G. E. – HARLAND, A. R. – MITCHELL, S. R. Virtual modelling of a prosthetic foot to improve footwear testing. *Institution of Mechanical Engineers, Part L Journal of materials: design and applications*. Vol. 220, No. L4 – 2006. ISSN 0954-4089.
- [29] SAUNDERS, M. M. et al. Finite Element Analysis as a Tool for Parametric Prosthetic Foot Design and Evaluation. Technique Development in the Solid Ankle Cushioned Heel (SACH) Foot. *Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2003. Vol. 6 (1), pp. 75-87. ISSN 1476-8259.
- [30] JIA, X. – ZHANG, M. – LEE, W. C. C. Load Transfer Mechanics Between Trans-Tibial Prosthetic Socket and Residual Limb - Dynamic Effects. *Journal of Biomechanics*. 37(9): pp. 1371-1377. Jan. 2004. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://eprints.qut.edu.au/2959/1/2959\\_1.pdf](http://eprints.qut.edu.au/2959/1/2959_1.pdf)>.
- [31] BROWN, I. – STEWART, R. *Determining Inspection Intervals For Lower Limb Prosthetic Components*. Rehab Tech, Monash University. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/reports/IEEE.PDF>>.
- [32] HABERMAN, A. *Mechanical Properties of Dynamic Energy Return Prosthetic Feet*. A thesis submitted to the Department of Mechanical and Materials Engineering, Queen's University Kingston, Ontario, Canada. April 2008. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[https://qspace.library.queensu.ca/bitstream/1974/1102/1/Haberman\\_Andrea\\_L\\_2008\\_04\\_MSc.pdf](https://qspace.library.queensu.ca/bitstream/1974/1102/1/Haberman_Andrea_L_2008_04_MSc.pdf)>.
- [33] GEIL, M. D. Energy Loss and Stiffness Properties of Dynamic Elastic Response Prosthetic Feet. *Journal of prosthetics & orthotisc*. pp 70-73. 2001 Vol. 13, Num. 3. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://www.oandp.org/jpo/library/2001\\_03\\_070.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2001_03_070.asp)>.
- [34] RIHS, D. – POLIZZI, I. *Prosthetic Foot Design*. Rehab Tech – Monash Rehabilitation Technology Research Unit. 1998. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/reports/foot.pdf>>.

- [35] JIN, D. et al. Analytical Evaluation of an Energy-Storing Foot Prosthesis. *Systems, Man and Cybernetics*, 1995. Intelligent Systems for the 21st Century. IEEE International Conference on Volume 1, No. 22-25 Oct. 1995 Page(s):513 - 517 vol.1.
- [36] VAITHIANATHAN, T. *Loads in a Prosthetic Pylon Using Strain Gauges*. Monash University. 1994. [online]. last. upd. April 6, 2000. [cit. 24.4.2009]. URL <<http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/loads.htm>>.
- [37] ZACHARIAH, S. G. – SANDERS, J. E. Finite element estimates of interface stress in the trans-tibial prosthesis using gap elements are different from those using automated contact. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 895-899. Elsevier 2000. ISSN: 0021-9290.
- [38] COMMEAN, P. K. et al. Finite element modeling and experimental verification of lower extremity shape change under load. *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, No. 5, pp. 531-536. Elsevier 1997. ISSN: 0021-9290.
- [39] LEE, W. C. C. et al. Finite Element Modeling of the Contact Interface Between Trans-Tibial Residual Limb and Prosthetic Socket. *Medical Engineering and Physics*, 26(8), pp.655-662. Elsevier 2004. ISSN: 1350-4533.
- [40] ZHANG, M. – MAK, A. F. T. – ROBERTS, V. C. Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. *Medical Engineering & Physics*. Vol. 20, No. 5, pp. 360-373. July 1998, Elsevier. ISSN: 1350-4533.
- [41] GEIL, M. D. – BERME, N. – SIMON, S. R. The limitations of inverse dynamics for the analysis of below-knee amputee gait with a dynamic elastic response prosthesis. *Gait & Posture*, Vol. 5, No. 2, p. 140. April 1997, Elsevier. ISSN: 0966-6362.
- [42] GEIL, M. D. et al. Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis. *Journal of Biomechanics*. Vol. 33, No. 12, pp. 1745-1750. Dec. 2000, Elsevier. ISSN: 0021-9290.
- [43] NIETERT, M. et al. Loads in hip disarticulation prostheses during normal daily use. *Prosthetics and Orthotics International*. Vol. 22, pp. 199-215. 1998, Taylor and Francis Group. ISSN 0309-3646.
- [44] TOMASEVIC, N. *A Piezoelectric Transducer System For Measurement of Load in Prosthetics*. Rehab Tech – Monash Rehabilitation Technology Research Unit. 1998. [online]. [cit. 26.4.2009]. URL <<http://www.monash.edu.au/rehabtech/research/reports/piezo.pdf>>.

- [45] FROSSARD, L. et al. Development and Preliminary Testing of a Device for the Direct Measurement of Forces and Moments in the Prosthetic Limb of Transfemoral Amputees during Activities of Daily Living. *Journal of prosthetics & orthotisc.* pp 135-142. 2003 Vol. 15, Num. 4. [online]. [cit. 24.4.2009]. URL <[http://www.oandp.org/jpo/library/2003\\_04\\_135.asp](http://www.oandp.org/jpo/library/2003_04_135.asp)>.
- [46] PALOUŠEK, D - NÁVRAT, T. - ROSICKÝ, J. - KREJČÍ, P - HOUFEK, M. Experimental recognition of loading character of transtibial prosthesis. In *Inženýrská mechanika*, Vol. 15 2008, No. 5, pp. 355-364. ISSN 1802-1484.
- [47] VÚK - ČSN 424201. [online]. [cit. 5.5.2009]. URL<<http://cesar.fme.vutbr.cz/cgi-bin/toMAC.cs/informace/nezelezo/At6.htm>>.
- [48] *Carbon Fibres and C-C Composites*. [online]. [cit. 12.5.2009]. URL<<http://www.mse.mtu.edu/~drjohn/my4150/class14/class14.html>>.
- [49] *Přehled vlastností oceli C 45*. Bohdan Bolzano s.r.o. [online]. [cit. 12.5.2009]. URL <[http://prirucka.bolzano.cz/cz/technicka-podpora/techprirI/tycovaocel/EN10083/Prehled\\_vlast\\_C45/](http://prirucka.bolzano.cz/cz/technicka-podpora/techprirI/tycovaocel/EN10083/Prehled_vlast_C45/)>.



## SEZNAM PUBLIKACÍ AUTORA K DANÉ PROBLEMATICE

---

1. PALOUŠEK, D. - NÁVRAT, T. - OMASTA, M. - ŠESTÁK, J. Loading character of transtibial prosthesis. In *Modeling and optimization of physical systems*. 2008. Gliwice, Wydawnictwo Katedry Mechaniki Stosowanej. 2008. p. 79 - 83. ISBN 978-83-60102-50-3.

**SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK, SYMBOLŮ A VELIČIN**

<b>Zkratka</b>	<b>Význam</b>
AP	Předozadní (anterior-posterior) – označení směru
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
FKN	Parametr normálové tuhosti (Ansys)
GRF	Ground Reaction Force – styková síla od podložky
KMB	Kondylen Bettung Munster – typ lůžka
LC	Load Condition – zátěžný stav
MKP	Metoda konečných prvků
ML	Od středu ven (medial-lateral) – označení směru
MSP	Mezní stav pružnosti
PCG	Preconditioned Gradient Solver – typ řešiče
PINB	Parametr pinball region (Ansys)
PTB	Patellar Tendon Bearing – typ lůžka
PTS	Patellar Tendon Suprakondylar – typ lůžka
PUR	Polyurethan
RM	Reverse Manufacturing
STEP	Formát pro přenos modelu geometrie
STL	Nativní formát souboru stereolitografie
TSB	Total Surface Bearing – typ lůžka

<b>Symbol</b>	<b>Jednotka</b>	<b>Popis</b>
b	[mm]	šířka nosníku
d	[mm]	vnitřní průměr trubky protézy
D	[mm]	vnější průměr trubky protézy
E	[MPa]	modul pružnosti v tahu
F	[N]	síla (obecně)
$F_p$	[N]	špičková síla (peak)
$F_{r,exp}$	[N]	reakční síla stanovená experimentálně
$F_{r,MKP}$	[N]	reakční síla stanovená pomocí MKP
$F_x$	[N]	složka reakční síly od podložky v laterálním směru
$F_y$	[N]	složka reakční síly od podložky v anteriorním směru
$F_z$	[N]	normálová složka reakční síly od podložky
h	[mm]	výška prutu
$J_y$	[mm <sup>4</sup> ]	kvadratický moment průřezu
L	[mm]	délka prutu
M	[Nm]	moment (obecně)
$M_o$	[Nm]	ohybový moment
r	[mm]	délka ramene síly
v	[mm/min]	rychlost zatěžování
w	[mm]	průhyb
$W_o$	[mm <sup>3</sup> ]	modul průřezu v ohybu

$\alpha$	[deg]	úhel natočení osy trubky protézy v sagitální rovině
$\beta$	[deg]	úhel natočení osy trubky protézy ve frontální rovině
$\gamma$	[deg]	úhel natočení chodidla v transversální rovině
$\Delta\alpha$	[deg]	odchylka úhlu
$\Delta\beta$	[deg]	odchylka úhlu
$\Delta\gamma$	[deg]	odchylka úhlu
$\varepsilon_N$	[-]	normálové přetvoření
$\varepsilon_O$	[-]	přetvoření od ohybu
$\varepsilon_T$	[-]	přetvoření od tahu
$\mu$	[-]	Poissonovo číslo
$\sigma_o$	[MPa]	Napětí v ohybu

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1.1</b> Anat. roviny [1].....	14
<b>Obr. 1.2</b> Anatomické pohyby [2].....	14
<b>Obr. 1.3</b> Protéza pro <b>a)</b> amputaci v bérci, <b>b)</b> exartikulaci v koleni, <b>c)</b> amputaci ve stehně, <b>d)</b> hemipelvektomii [5].....	15
<b>Obr. 1.4</b> Konstrukce protézy: <b>a)</b> exoskeletální, <b>b)</b> endoskeletální [9].....	16
<b>Obr. 1.5</b> Transtibiální modulární protéza [11].....	16
<b>Obr. 1.6</b> Protetická lůžka <b>a)</b> PTB, <b>b)</b> PTS, <b>c)</b> KBM [12].....	16
<b>Obr. 1.7</b> Průběh reakčních sil normální chůze [22].....	18
<b>Obr. 1.8</b> Pracoviště pro analýzu krokového cyklu [22].....	19
<b>Obr. 1.9</b> Integrace MKP do procesu výroby protetických lůžek [25].....	21
<b>Obr. 4.1</b> Analyzovaná protéza.....	29
<b>Obr. 4.2</b> Schéma navrženého postupu.....	30
<b>Obr. 5.1</b> Nastavení protézy.....	32
<b>Obr. 5.2</b> Značkovací body na protéze.....	32
<b>Obr. 5.3</b> Tenzometry na trubce protézy.....	32
<b>Obr. 5.4</b> Dráha s umístěním siloměrných desek.....	33
<b>Obr. 5.5</b> Jedna z kamer.....	33
<b>Obr. 5.6</b> Ukázka výstupů ze systému APAS.....	34
<b>Obr. 5.7</b> Zobrazení průmětů protézy do rovin.....	35
<b>Obr. 5.8</b> Průběh hledaných úhlů v čase (APAS).....	35
<b>Obr. 5.9</b> Schématické zobrazení odchylek úhlů.....	35
<b>Obr. 5.10</b> Průběh úhlů natočení v čase; spojnicový model v čase.....	36
<b>Obr. 5.11</b> Souř. systém tenz. desek.....	37
<b>Obr. 5.12</b> Reakční síly od podložky.....	37
<b>Obr. 5.13</b> Přetvoření na trubce protézy během chůze.....	38
<b>Obr. 5.14</b> Reálná protéza.....	40
<b>Obr. 5.15</b> Geometrický model.....	40
<b>Obr. 5.16</b> Model protézy v řezu.....	40
<b>Obr. 5.17</b> Optický skenovací systém ATOS I.....	41
<b>Obr. 5.18</b> Tvorba ploch – RhinoReverse.....	42
<b>Obr. 5.19</b> Vnější plochy pláště chodidla.....	42
<b>Obr. 5.20</b> Vnitřní plochy pláště chodidla.....	42
<b>Obr. 5.21</b> Analýza odchylek v systému Atos.....	43
<b>Obr. 5.22</b> Zkušební stroj Zwick Z020.....	45
<b>Obr. 5.23</b> Zkouška tříbodovým ohybem.....	45
<b>Obr. 5.24</b> Schéma řešené úlohy.....	46
<b>Obr. 5.25</b> Rovnice ohybové čáry.....	47
<b>Obr. 5.26</b> Zkouška ohybu proti kuličce.....	47
<b>Obr. 5.27</b> Okrajové podmínky MKP modelu.....	48
<b>Obr. 5.28</b> Síť konečných prvků MKP modelu.....	48
<b>Obr. 5.29</b> Celková deformace MKP modelu.....	49
<b>Obr. 5.30</b> Deformační chování pružiny stanovené exp. a pomocí MKP.....	49
<b>Obr. 5.31</b> Zkouška našlápnutí na patu.....	50
<b>Obr. 5.32</b> Okrajové podmínky MKP modelu.....	50
<b>Obr. 5.33</b> Síť konečných prvků MKP modelu.....	51
<b>Obr. 5.34</b> Celková deformace MKP modelu chodidla zobrazená v řezu.....	51

<b>Obr. 5.35</b>	Deformační chování chodidla stanovené exp. a pomocí MKP.....	52
<b>Obr. 5.36</b>	Zkouška našlápnutí na špičku.....	52
<b>Obr. 5.37</b>	Okrajové podmínky MKP modelu.....	53
<b>Obr. 5.38</b>	Sít' konečných prvků MKP modelu.....	53
<b>Obr. 5.39</b>	Celková deformace MKP modelu chodidla v řezu.....	53
<b>Obr. 5.40</b>	Deformační chování chodidla stanovené exp. a pomocí MKP.....	54
<b>Obr. 5.41</b>	Definice zátěžných stavů.....	56
<b>Obr. 5.42</b>	Model geometrie použitý pro druhou fázi řešení.....	58
<b>Obr. 5.43</b>	Kontaktní plochy mezi chodidlem a podložkou.....	59
<b>Obr. 5.44</b>	Kontakty chodidla.....	60
<b>Obr. 5.45</b>	Kontakty adaptérů.....	60
<b>Obr. 5.46</b>	Sít' konečných prvků pro LC1 v první fázi řešení.....	61
<b>Obr. 5.47</b>	Sít' konečných prvků v druhé fázi řešení.....	62
<b>Obr. 5.48</b>	Schéma okrajových podmínek v první fázi řešení u LC1.....	62
<b>Obr. 5.49</b>	Schéma okrajových podmínek v druhé fázi řešení u LC1.....	63
<b>Obr. 5.50</b>	Označení tenzometrů.....	65
<b>Obr. 5.51</b>	Hodnoty norm. přetv. u LC1.....	65
<b>Obr. 5.52</b>	Složky normálového přetvoření.....	65
<b>Obr. 5.53</b>	Graf. srovnání přetvoření od jednotlivých typů zatížení.....	67
<b>Obr. 5.54</b>	Celková deformace chodidla u LC1.....	67
<b>Obr. 5.55</b>	Oblasti lokálních maxim redukovaného napětí.....	69
<b>Obr. 5.56</b>	Redukované napětí spojovacího adaptéru.....	70
<b>Obr. 5.57</b>	Redukované napětí pyramidy.....	70
<b>Obr. 5.58</b>	Redukované napětí stavěcího šroubu.....	70
<b>Obr. 5.59</b>	Analytické ověření přetvoření od ohybu ML u LC1.....	72
<b>Obr. 5.60</b>	Přetvoření na ploše tenzometru na mediální straně u LC4.....	73
<b>Obr. 5.61</b>	Poloha únavové trhliny [26] .....	75

---

**SEZNAM TABULEK**

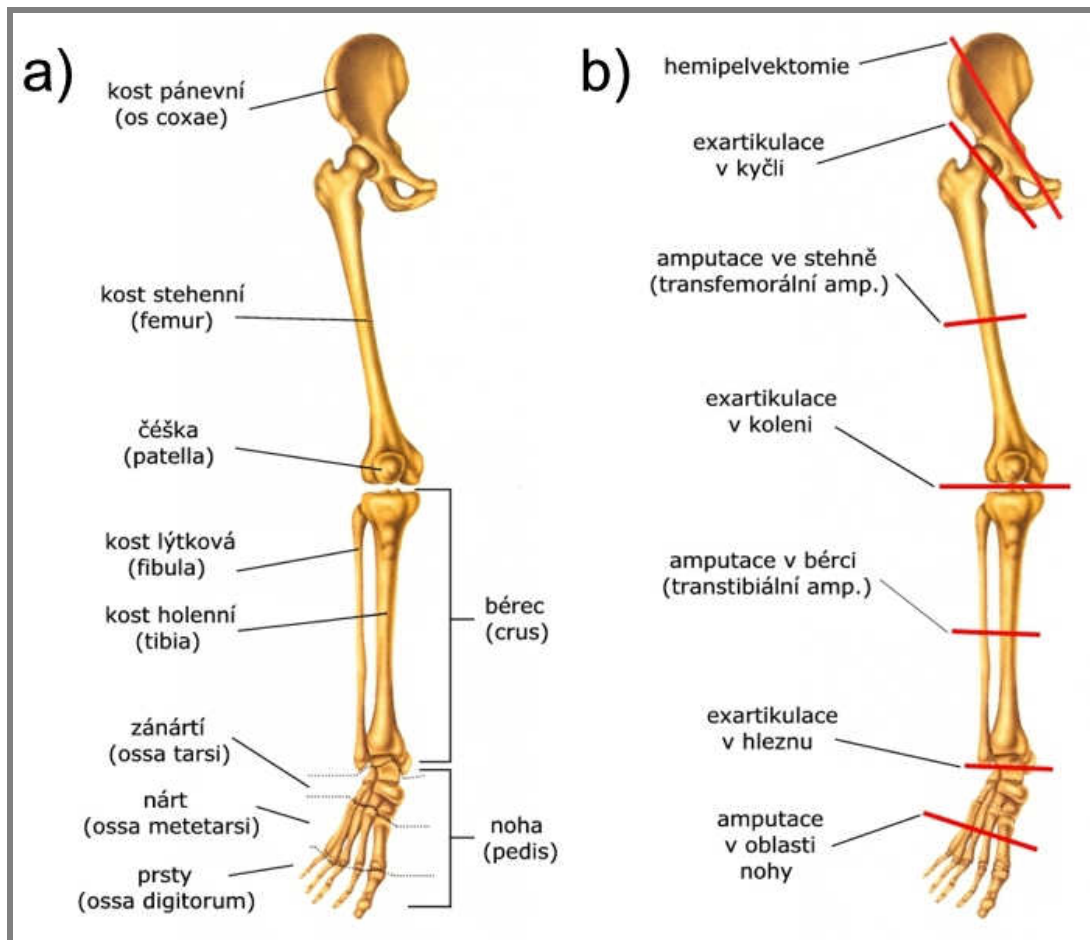
<b>Tab. 5.1</b> Hodnoty odchylek úhlů.....	35
<b>Tab. 5.3</b> Materiály komponent protézy .....	44
<b>Tab. 5.4</b> Parametry zkoušky tříbodovým ohybem .....	45
<b>Tab. 5.5</b> Parametry zkoušky ohybu proti kuličce.....	47
<b>Tab. 5.6</b> Parametry zkoušky chodidla - pata .....	50
<b>Tab. 5.7</b> Parametry zkoušky chodidla - špička .....	52
<b>Tab. 5.8</b> Materiály komponent protézy .....	55
<b>Tab. 5.9</b> Veličiny definující zátěžné stavy .....	57
<b>Tab. 5.10</b> Velikost prvků a počet prvků a uzlů v první fázi řešení .....	60
<b>Tab. 5.11</b> Velikost prvků a počet prvků a uzlů v druhé fázi řešení.....	61
<b>Tab. 5.12</b> Reakční a zátěžné síly v první fázi řešení.....	63
<b>Tab. 5.13</b> Síly a momenty aplikované v druhé fázi řešení u jednotlivých zátěžných stavů .....	63
<b>Tab. 5.14</b> Přetvoření od jednotlivých typů zatížení určená pomocí MKP a experimentálně .....	66
<b>Tab. 5.15</b> Max. redukované napětí u pružin chodidla.....	68
<b>Tab. 5.16</b> Oblasti maximálního redukovaného napětí na povrchu protézy.....	69
<b>Tab. 5.17</b> Oblasti maximálního redukovaného napětí uvnitř protézy.....	70
<b>Tab. 5.18</b> Bezpečnost komponent vůči MSP .....	71

## SEZNAM PŘÍLOH

---

- Příloha 1:** a) Pojmenování hlavních kostí dolní končetiny  
b) Označení úrovní amputací [4]
- Příloha 2:** Protetická chodidla
- Příloha 3:** Fáze krokového cyklu [18]; tabulka níže [13]
- Příloha 4:** Render geometrického modelu protézy
- Příloha 5:** a) Srovnání projektů v systému Atos s vyznačením odchylek  
b) Automatické plochy systému Catia
- Příloha 6:** a) Reálné chodidlo  
b) Render nezjednodušeného geometrického modelu chodidla  
c) Render zjednodušeného geometrického modelu chodidla
- Příloha 7:** Geometrické konfigurace jednotlivých zátěžných stavů
- Příloha 8:** Síť konečných prvků zátěžných stavů LC2 až LC4 pro první fázi řešení
- Příloha 9:** Schéma okrajových podmínek zátěžných stavů LC2 až LC4 pro první fázi řešení a tabulky s hodnotami příslušných reakčních a zátěž. sil
- Příloha 10:** Hodnoty přetvoření odečtené na plochách definujících jednotlivé tenzometry u všech zátěžných stavů
- Příloha 11:** Celková deformace chodidla zobrazená v řezu
- Příloha 12:** Rozložení kontaktních tlaků mezi chodidlem a deskou
- Příloha 13:** Redukované napětí pláště chodidla zobrazené v řezu
- Příloha 14:** Redukované napětí pružiny chodidla
- Příloha 15:** Průběh redukovaných napětí na povrchu trubky a spoj. adaptérů
- Příloha 16:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav **LC1**
- Příloha 17:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav **LC2**
- Příloha 18:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav **LC3**
- Příloha 19:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav **LC4**
- Příloha 20:** Energetická chyba komponent protézy pro zátěžný stav **LC4**

**Příloha 1:** a) Pojmenování hlavních kostí dolní končetiny  
b) Označení úrovní amputací [4]





**Příloha 2: a) Chodidlo typu SACH [16]**

- 1 - plášť z pěnového plastu; 2 - dřevěné jádro; 3 - připojovací adaptér;  
4 - elastický podpatek

**b) Chodidlo s jednoosým kloubem [16]**

- 1 - plášť z pěnového plastu; 2 - dřevěné jádro; 3 - připojovací adaptér;  
4 - pryžový tlumič pro omezení plantární flexe; 5 - tuhá zarážka pro omezení dorzální flexe

**c) Chodidlo typu SAFE [16]**

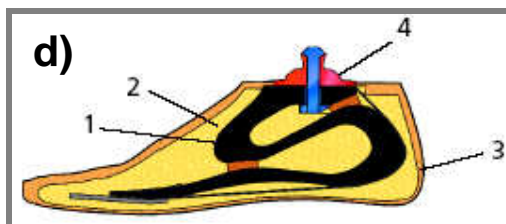
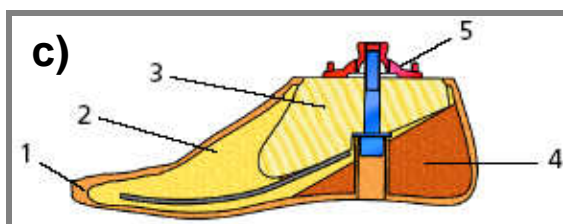
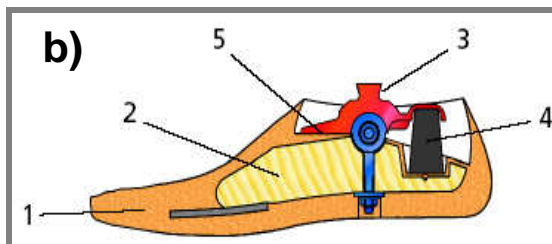
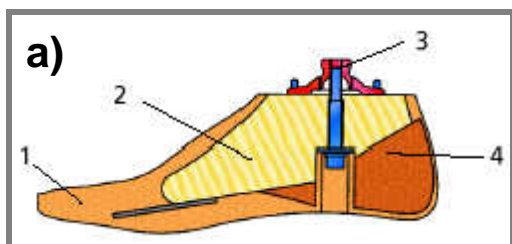
- 1 - plášť z pěnového plastu; 2 - elastický element; 3 - dřevěné jádro;  
4 - elastický podpatek; 5 - připojovací adaptér

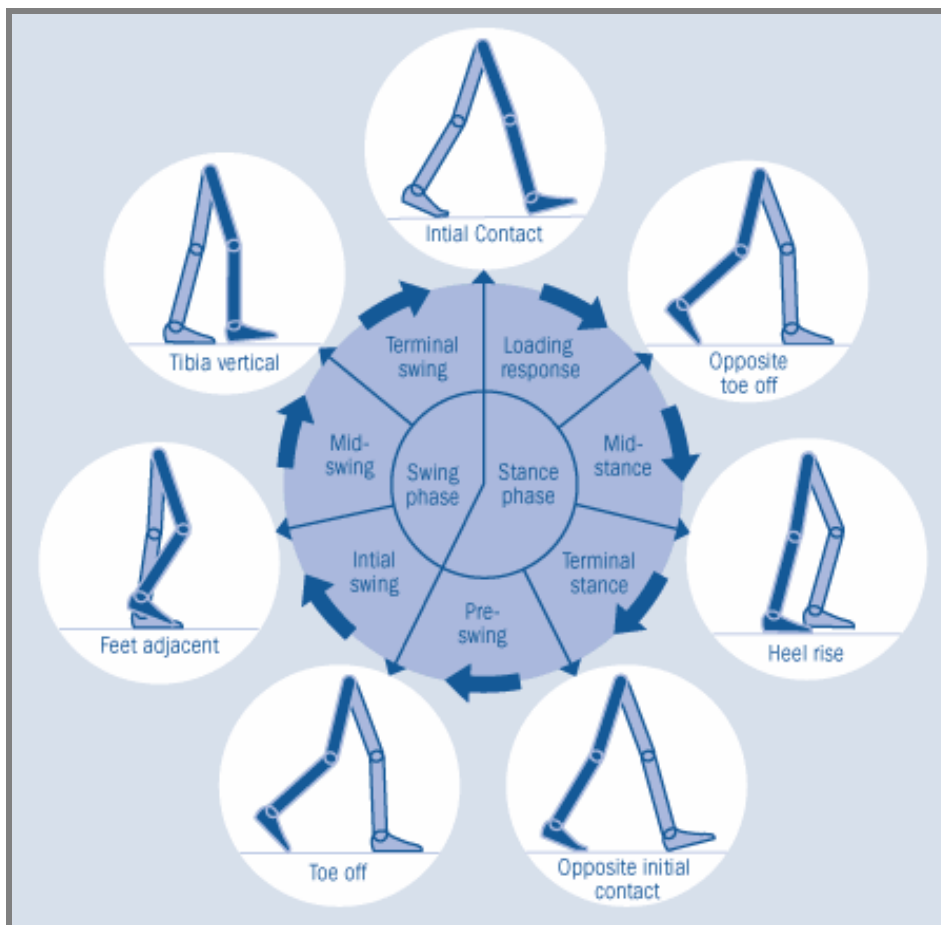
**d) Dynamické chodidlo [16]**

- 1 - pružina; 2 - elastický element; 3 - plášť z pěnového plastu;  
4 - připojovací adaptér

**e) Dynamická chodidla firmy Ossür [17]**

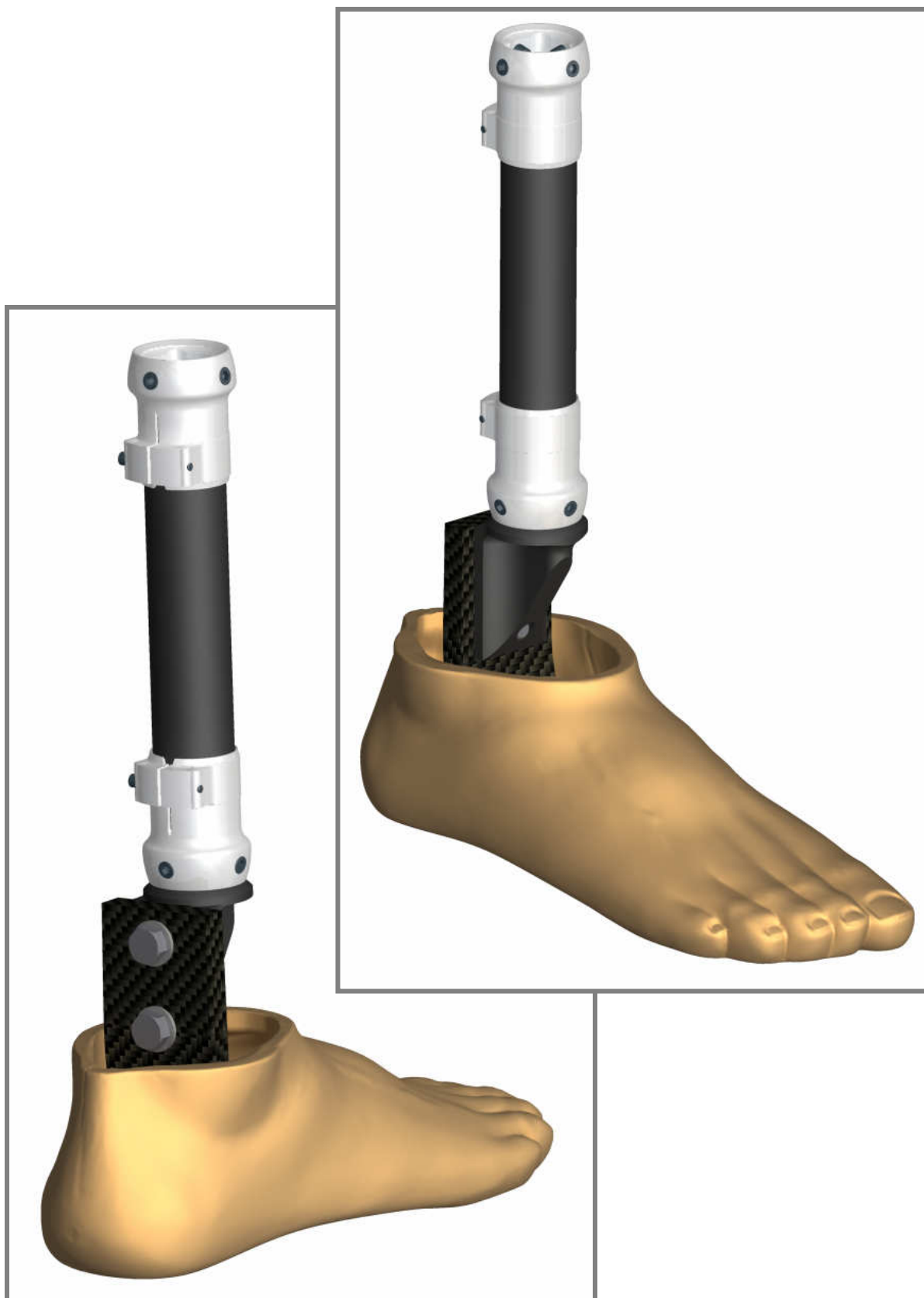
- zleva *Flex-Foot Axia* - chodidlo s víceosým kloubem; *LP Ceterus* - chodidlo s tlumičem rázů s umožněnou rotací; *Re-Flex VSP* - chodidlo s dynamickým tlumičem, *PROPRIO FOOT* - bionické chodidlo s akčním členem



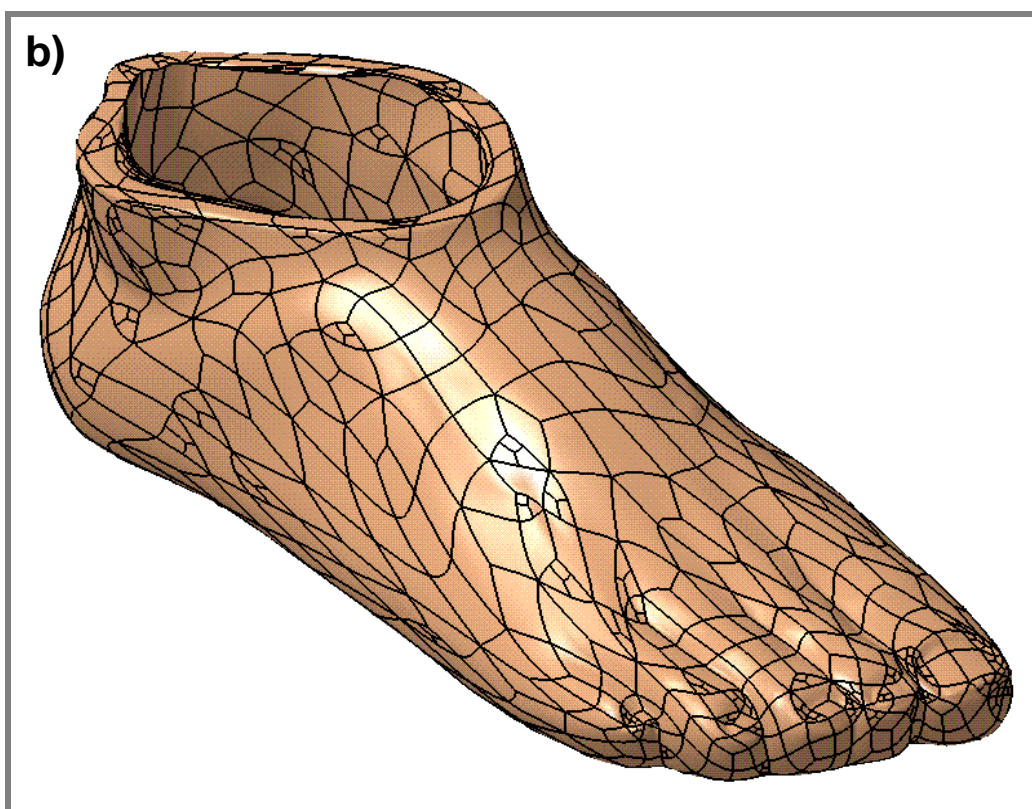
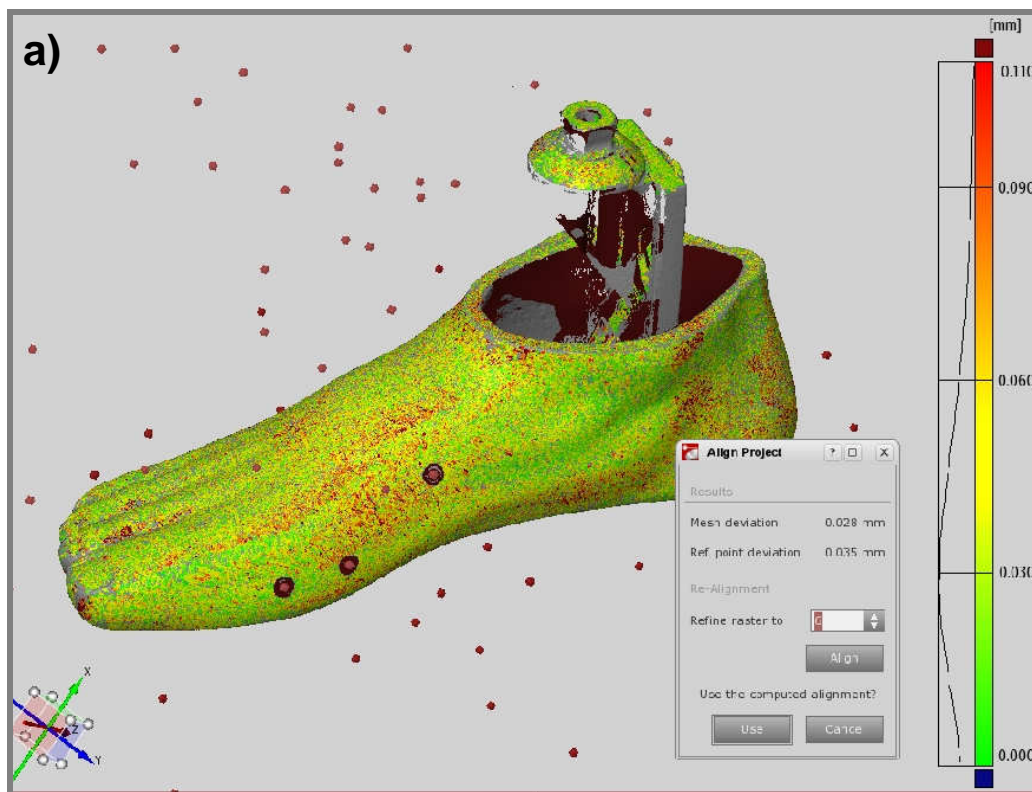
**Příloha 3:** Fáze krokového cyklu [18]; tabulka níže [13]

Fáze	Popis	Procento krokového cyklu
Počátek kontaktu (Initial contact)	okamžik dotyku chodidla s podložkou	0-2
Reakce na zatížení (Loading response)	do okamžiku, kdy druhá noha opustí podložku	0-10
Střední stojná fáze (Midstance)	pohyb těla nad chodidlem (oporou)	10-30
Konečná stojná fáze (Terminal stance)	špička nohy opouští podložku	30-50
Přešvih (Preswing)	od zdvižení paty do opuštění špičky	50-60
Počáteční švih (Initial swing)	do okamžiku max. flexe v koleni	60-73
Střední švih (Midswing)	do okamžiku vertikální polohy holenní kosti	73-87
Konečný švih (Terminal swing)	do okamžiku kontaktu s podložkou	87-100

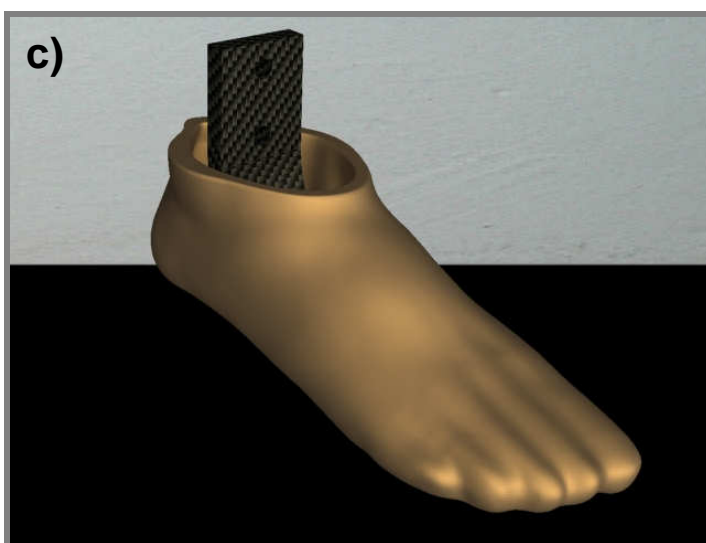
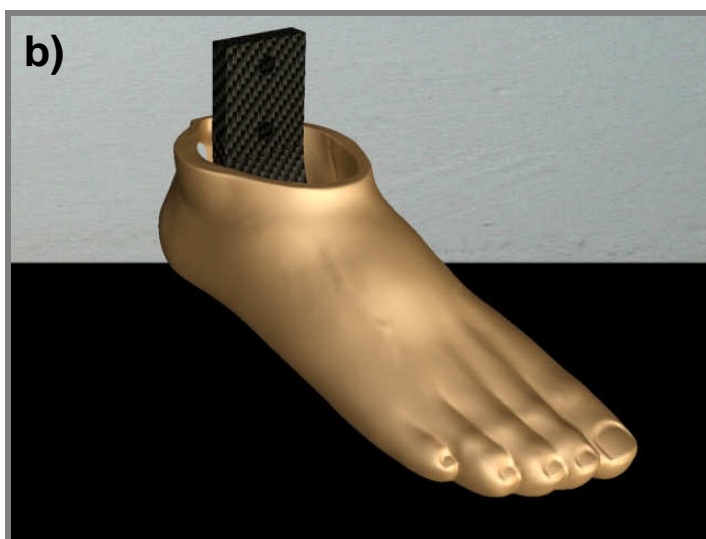
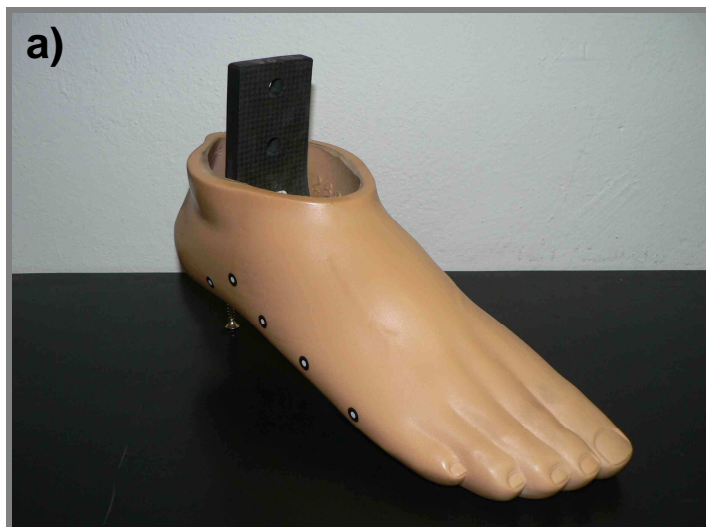
**Příloha 4:** Render geometrického modelu protězy



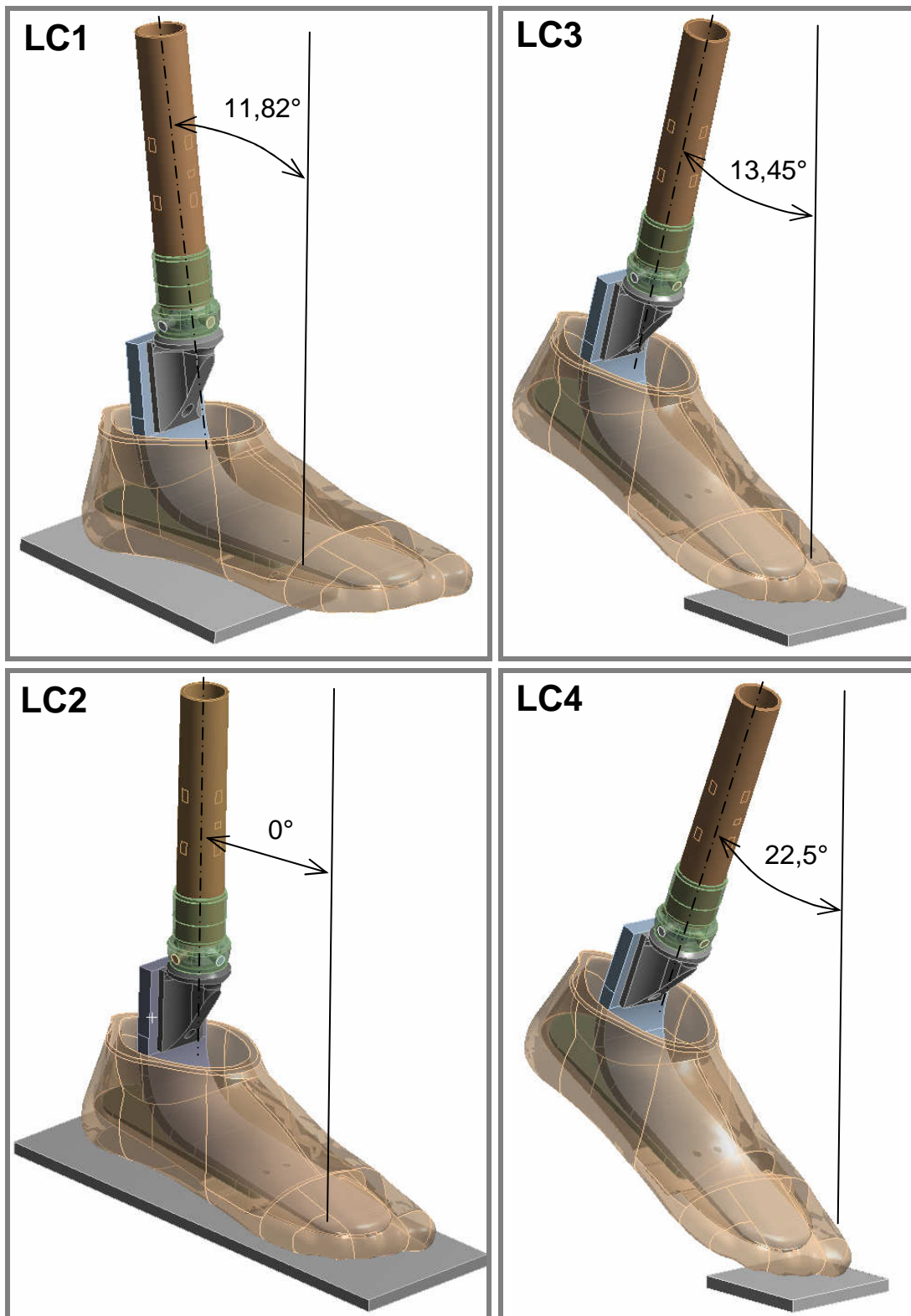
- Příloha 5:** a) Srovnání projektů v systému Atos s vyznačením odchylek  
b) Automatické plochy systému Catia



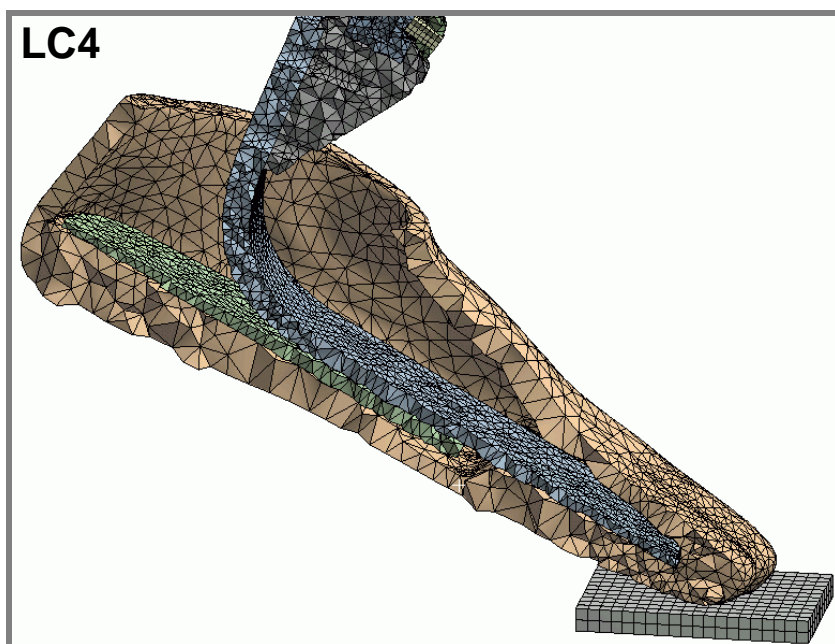
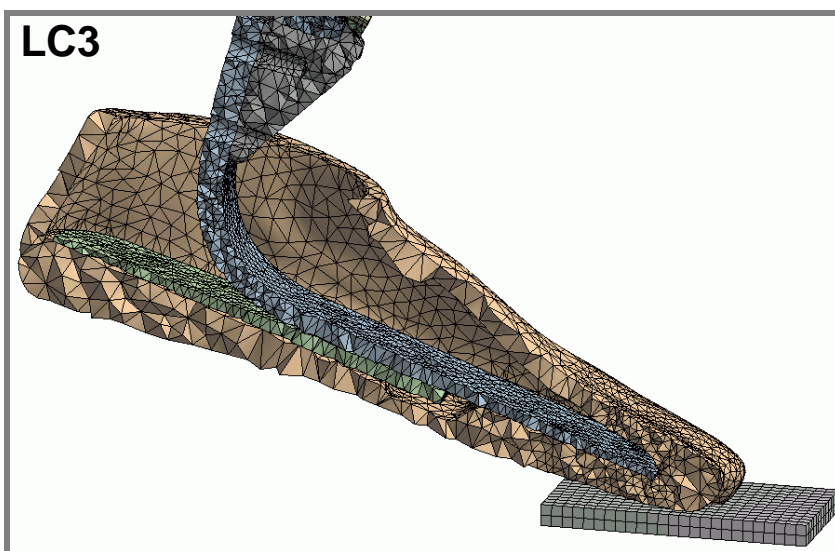
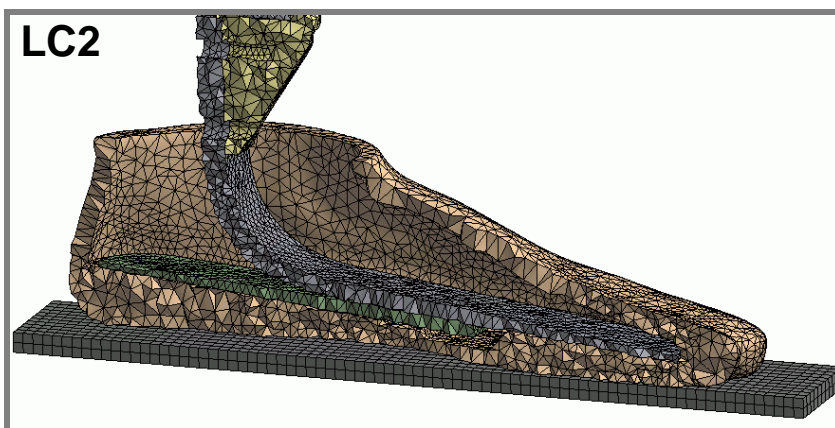
- Příloha 6:**
- a) Reálné chodidlo
  - b) Render nezjednodušeného geometrického modelu chodidla
  - c) Render zjednodušeného geometrického modelu chodidla



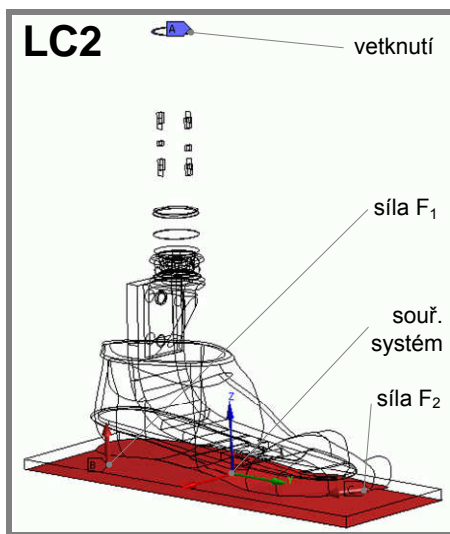
**Příloha 7:** Geometrické konfigurace jednotlivých zátěžných stavů



**Příloha 8:** Síť konečných prvků zátěžných stavů LC2 až LC4 pro první fázi řešení

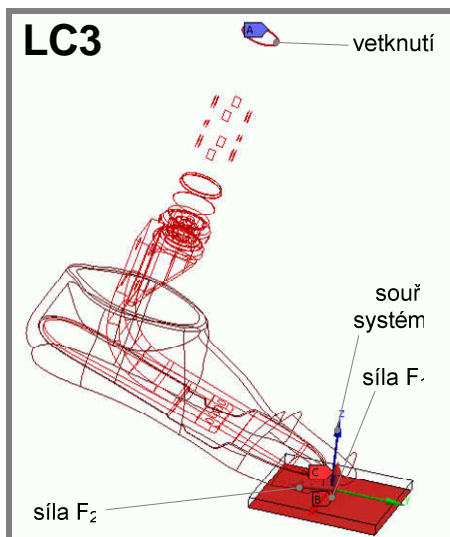


**Příloha 9:** Schéma okrajových podmínek zátěžných stavů LC2 až LC4 pro první fázi řešení a tabulky s hodnotami příslušných reakčních a zátěž. sil



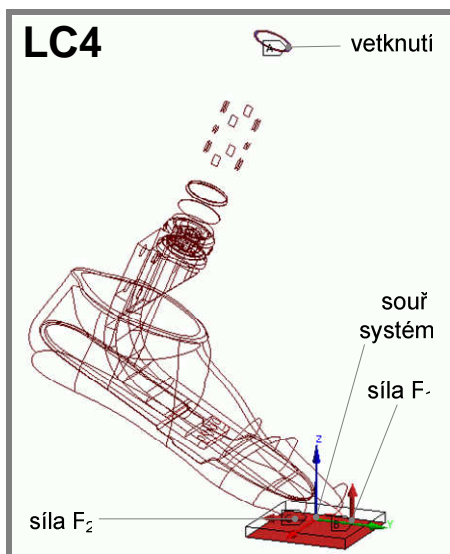
$F_{R,Exp}$  - experiment. stanovená reakční síla od podložky  
 $F_1$  - zátěžná síla aplikovaná v prvním kroku  
 $F_2$  - zátěžná síla aplikovaná v druhém kroku  
 $F_{R1,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po prvním kroku  
 $F_{R2,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po druhém

Síla / složka	x [N]	y [N]	z [N]
$F_{R,Exp}$	38,13	-21,67	648,59
$F_1$	0	0	648,59
$F_{R1,MKP}$	1,47	-0,86	-648,59
$F_2$	39,60	-22,53	0
$F_{R2,MKP}$	-38,13	21,67	-648,59



$F_{R,Exp}$  - experiment. stanovená reakční síla od podložky  
 $F_1$  - zátěžná síla aplikovaná v prvním kroku  
 $F_2$  - zátěžná síla aplikovaná v druhém kroku  
 $F_{R1,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po prvním kroku  
 $F_{R2,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po druhém

Síla / složka	x [N]	y [N]	z [N]
$F_{R,Exp}$	34,37	-63,36	766,03
$F_1$	0	0	766,03
$F_{R1,MKP}$	-0,04	-35,52	-766,03
$F_2$	34,33	-98,88	0
$F_{R2,MKP}$	-34,37	63,36	-766,03



$F_{R,Exp}$  - experiment. stanovená reakční síla od podložky  
 $F_1$  - zátěžná síla aplikovaná v prvním kroku  
 $F_2$  - zátěžná síla aplikovaná v druhém kroku  
 $F_{R1,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po prvním kroku  
 $F_{R2,MKP}$  - reakční síla v místě vetknutí po druhém

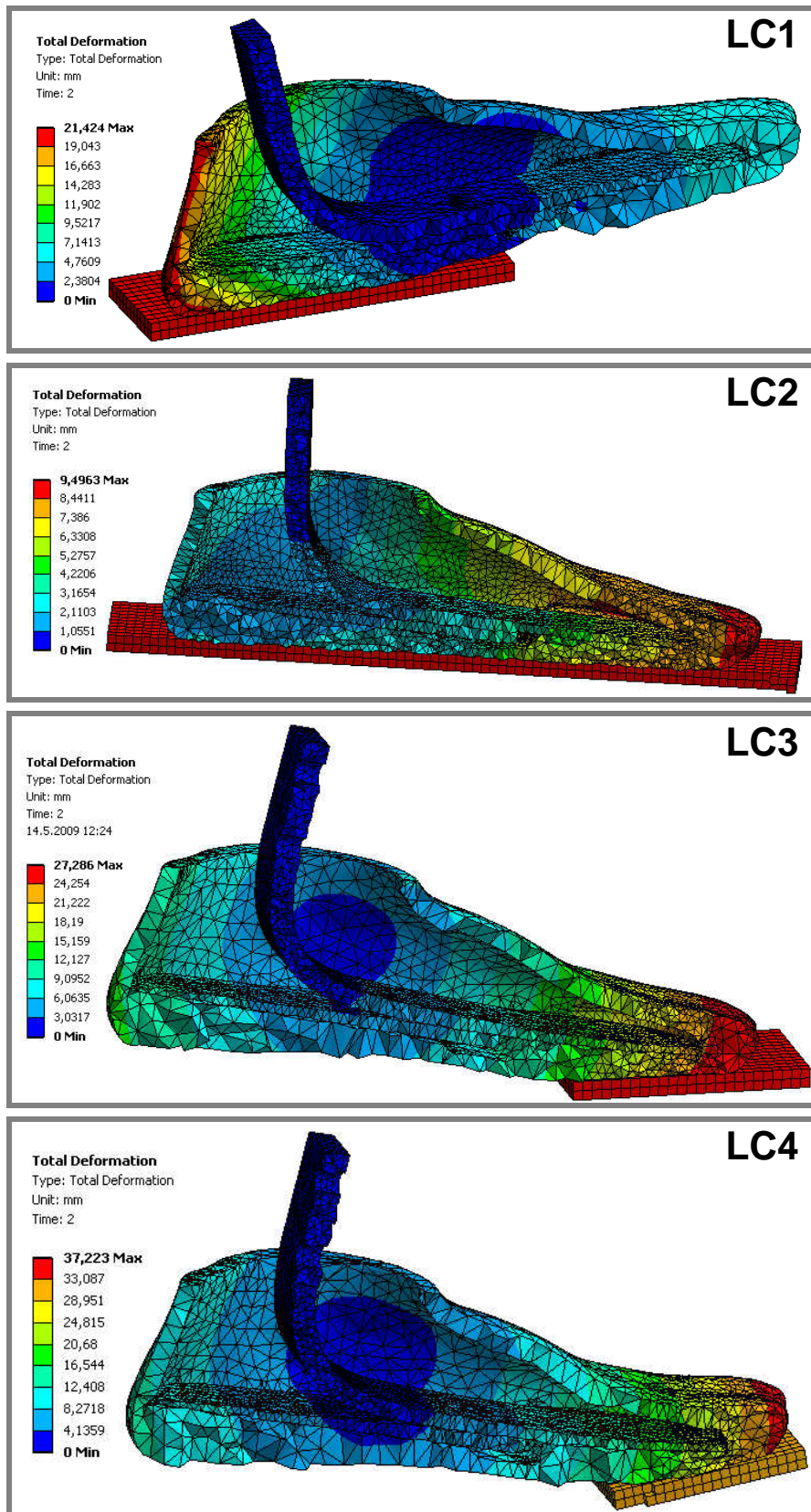
Síla / složka	x [N]	y [N]	z [N]
$F_{R,Exp}$	25,95	14,53	762,05
$F_1$	0	0	762,05
$F_{R1,MKP}$	2,27	-84,44	-762,05
$F_2$	28,22	-69,91	0
$F_{R2,MKP}$	-25,95	-14,53	-762,05



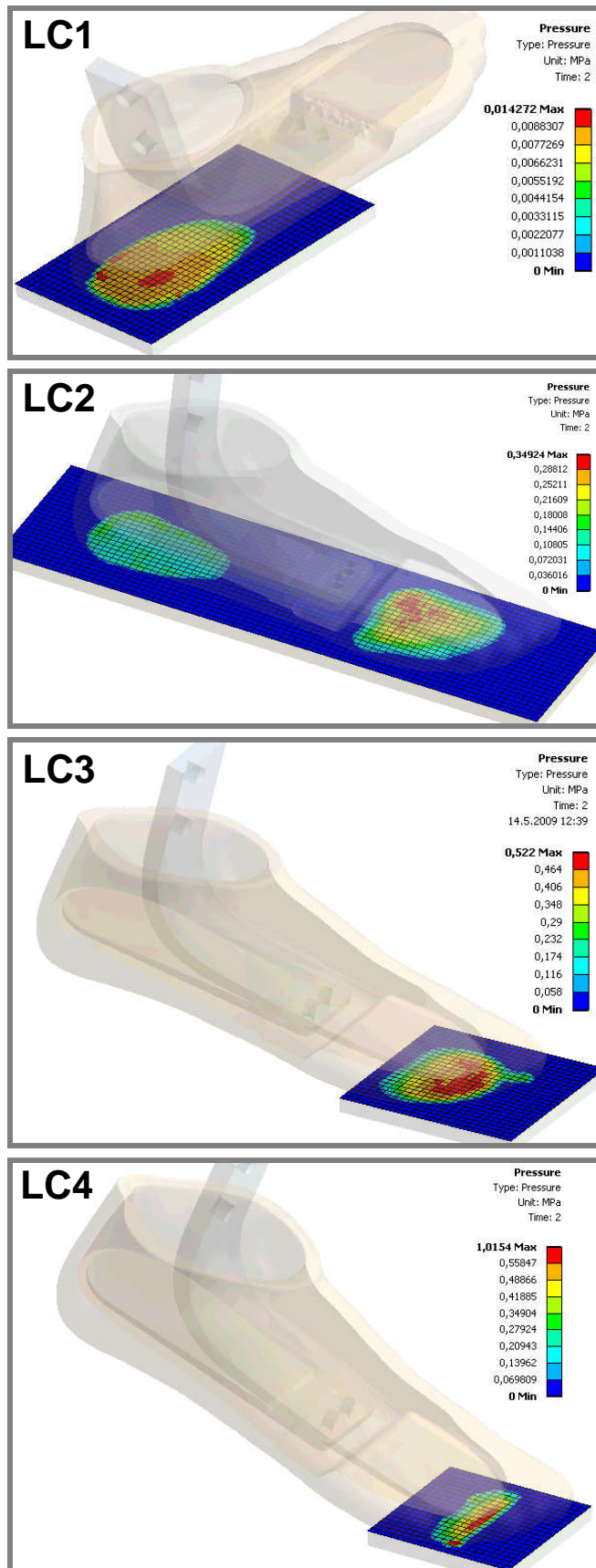
**Příloha 10:** Hodnoty přetvoření odečtené na plochách definujících jednotlivé tenzometry u všech zátěžných stavů

Zátěžný stav		LC1	LC2	LC3	LC4	
Přetvoření [ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	ohyb	anterior	223,73	-509,80	-694,49	-674,18
		posterior	-361,61	409,35	581,51	564,38
		medial	71,21	103,93	29,80	13,94
		lateral	-216,70	-214,07	-154,90	-134,90
	tah/ tlak	anterior	238,83	-517,88	-791,01	-784,04
		posterior	-379,93	419,86	680,05	675,93
		medial	60,80	71,96	25,06	9,15
		lateral	-195,88	-190,99	-149,34	-121,23
	krut	anterior	-11,49	86,87	93,76	80,13
		posterior	43,35	-37,16	-71,59	-59,43

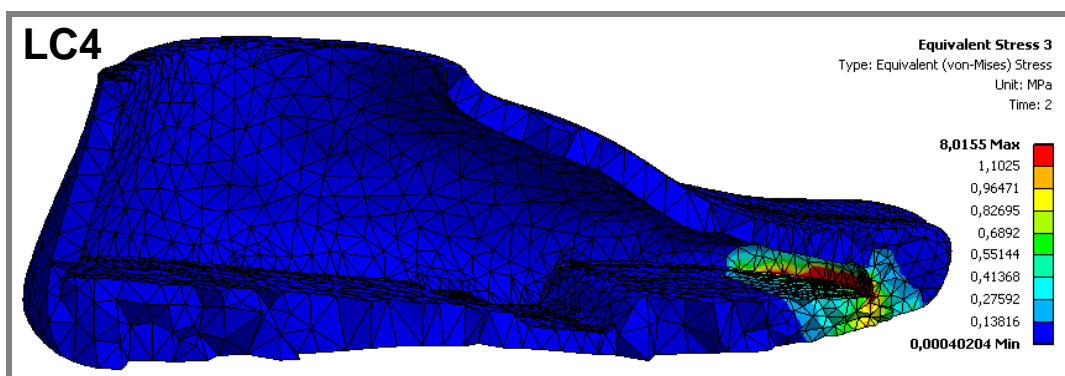
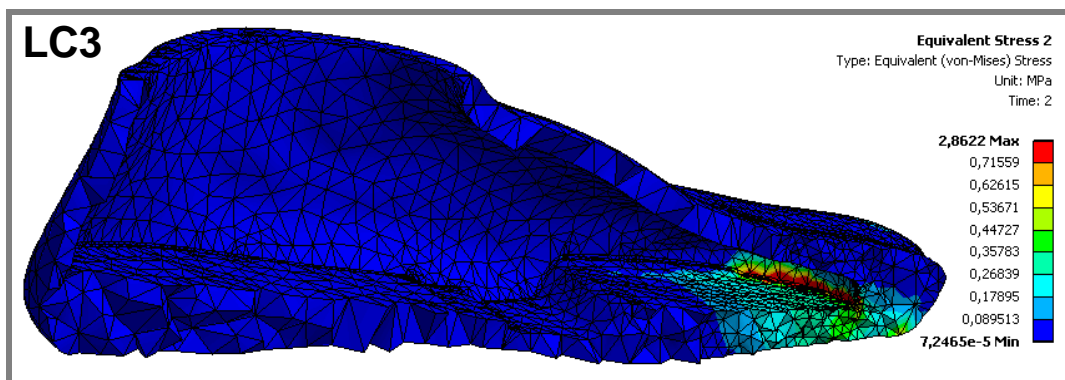
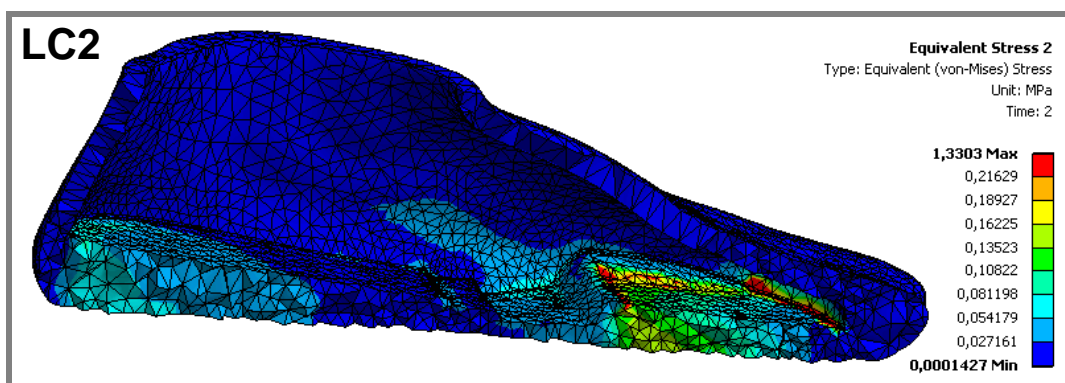
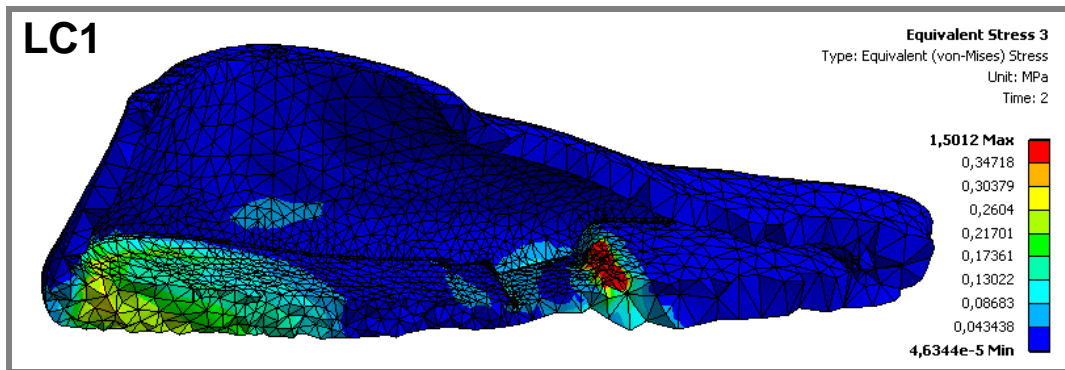
**Příloha 11:** Celková deformace chodidla zobrazená v řezu



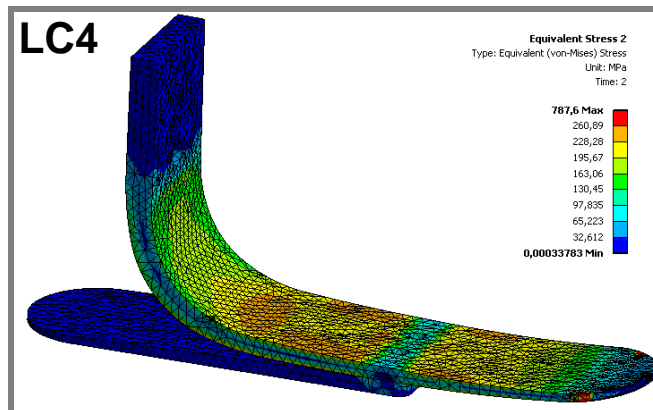
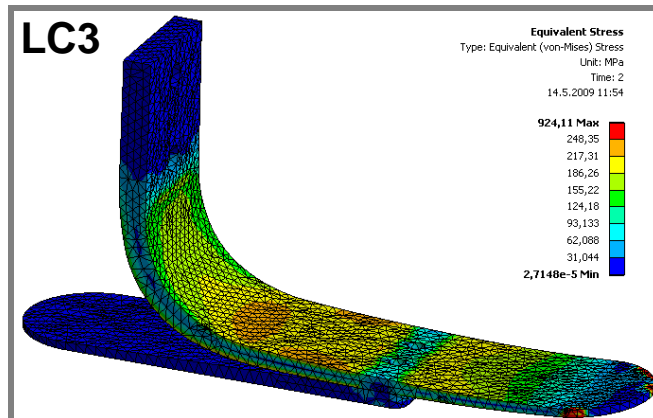
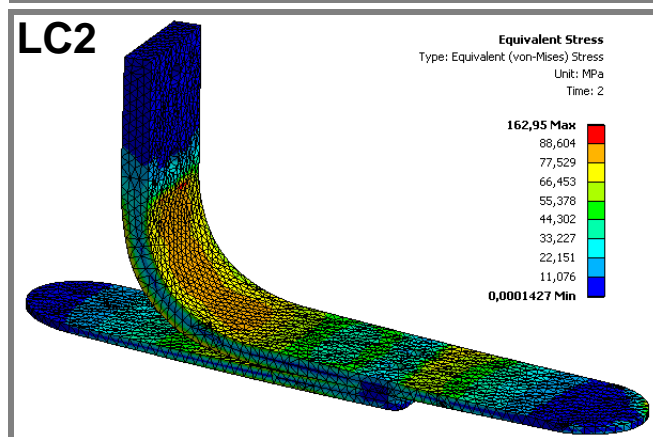
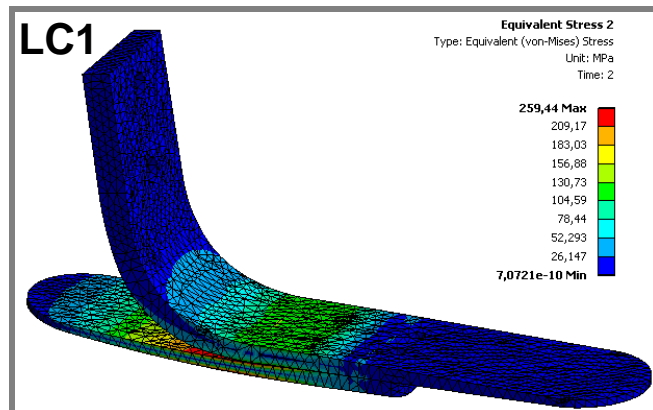
**Příloha 12:** Rozložení kontaktních tlaků mezi chodidlem a deskou



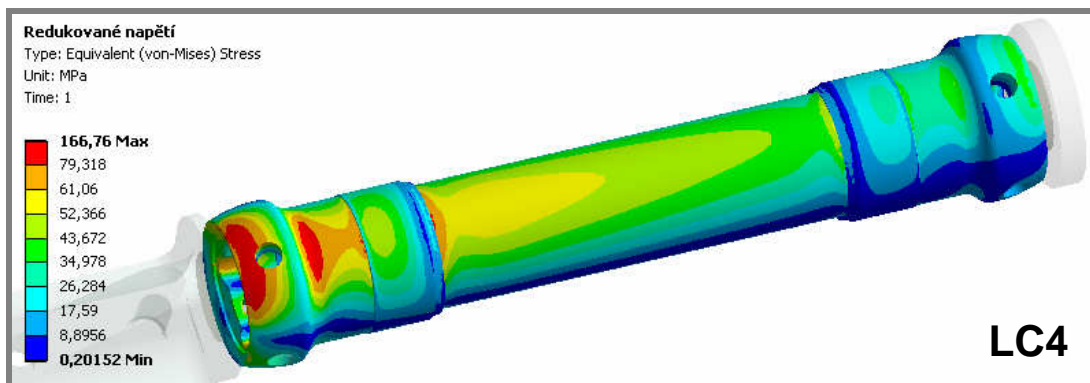
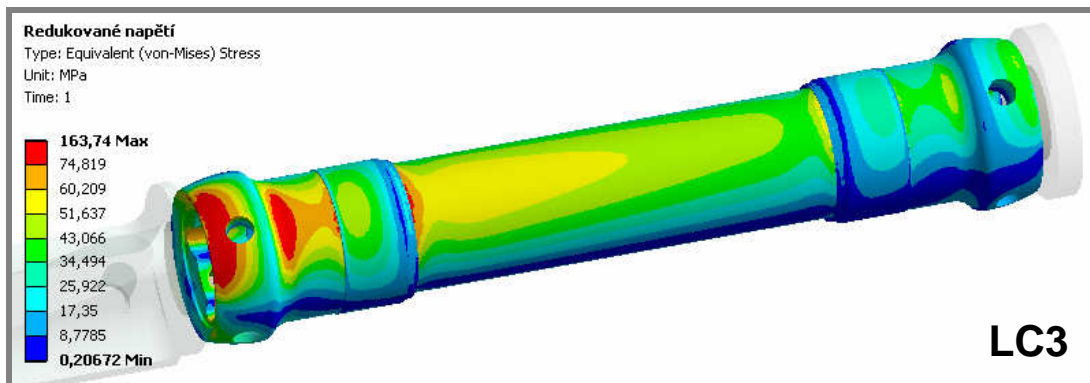
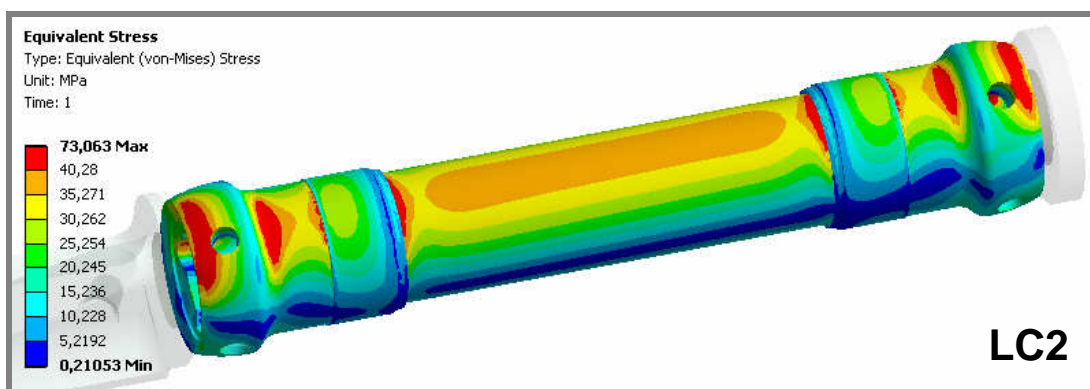
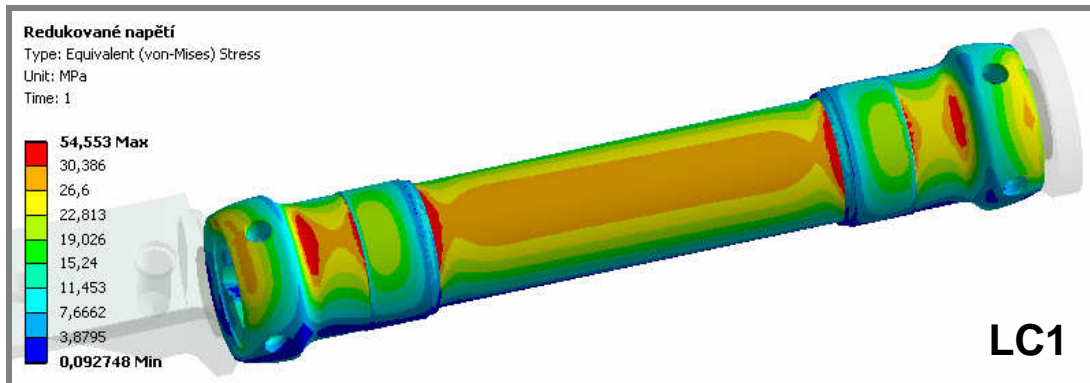
Příloha 13: Redukované napětí pláště chodidla zobrazené v řezu



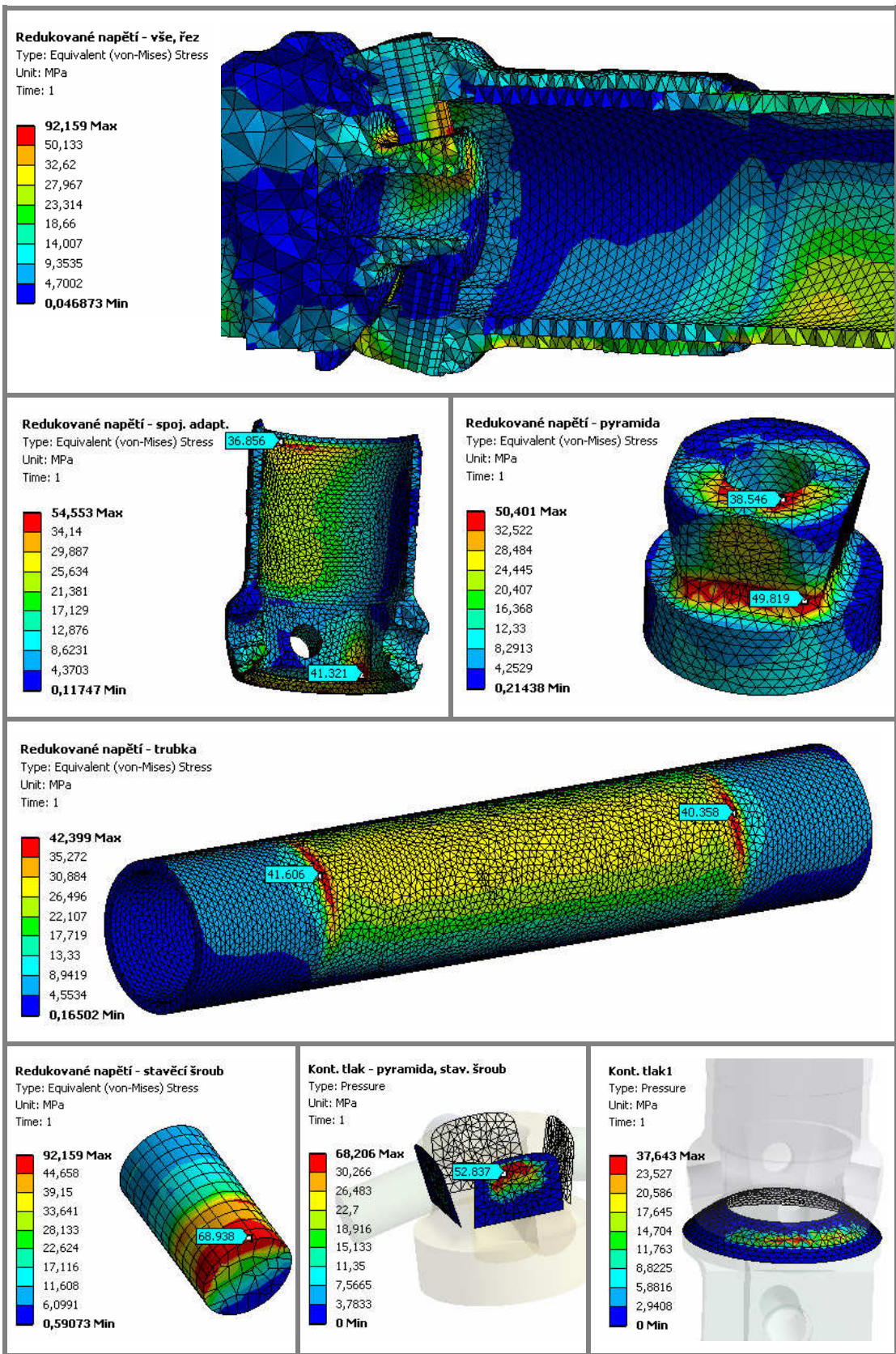
**Příloha 14:** Redukované napětí pružiny chodidla



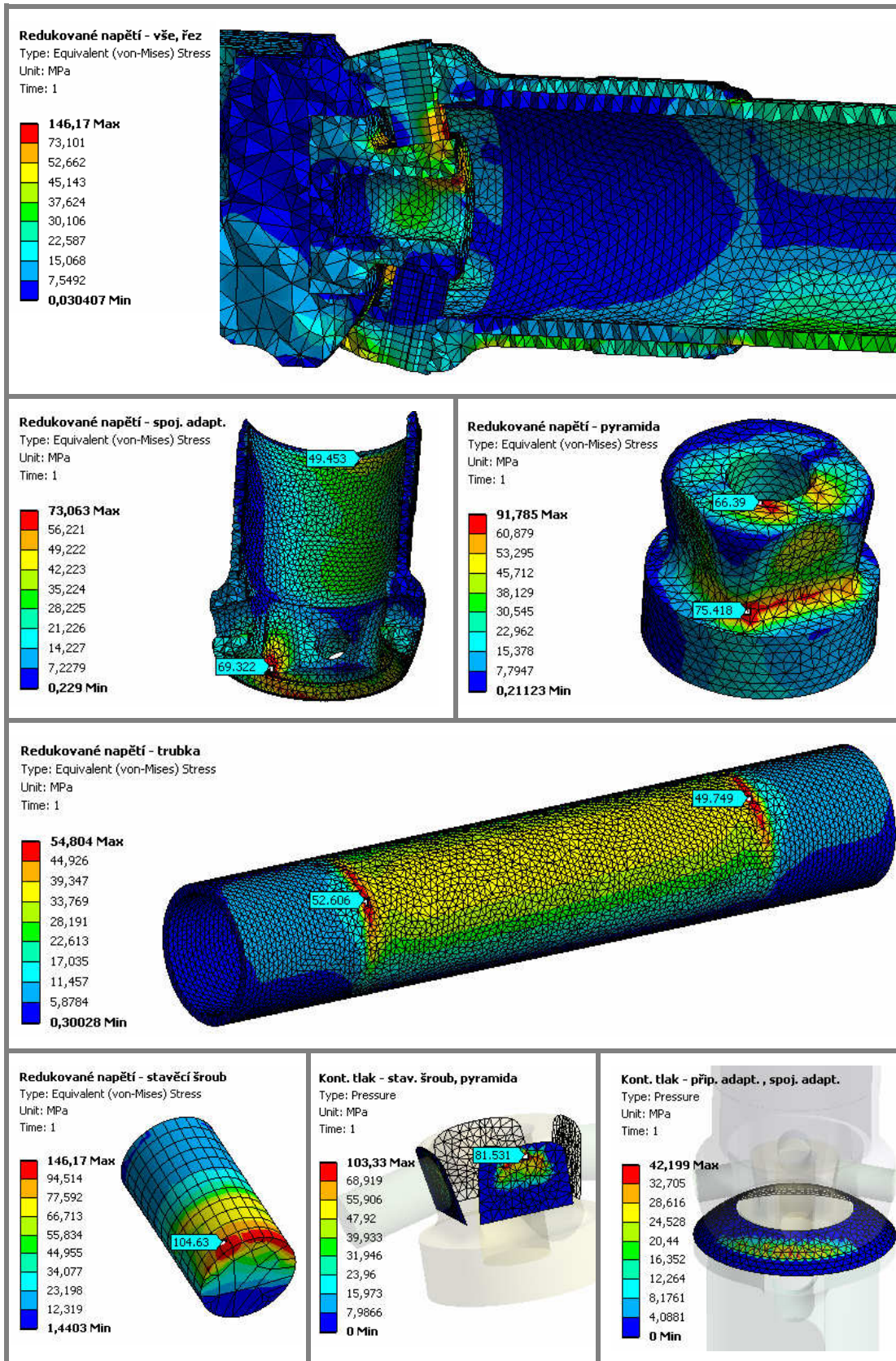
**Příloha 15:** Průběh redukovaných napětí na povrchu trubky a spoj. adaptérů



**Příloha 16:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav LC1

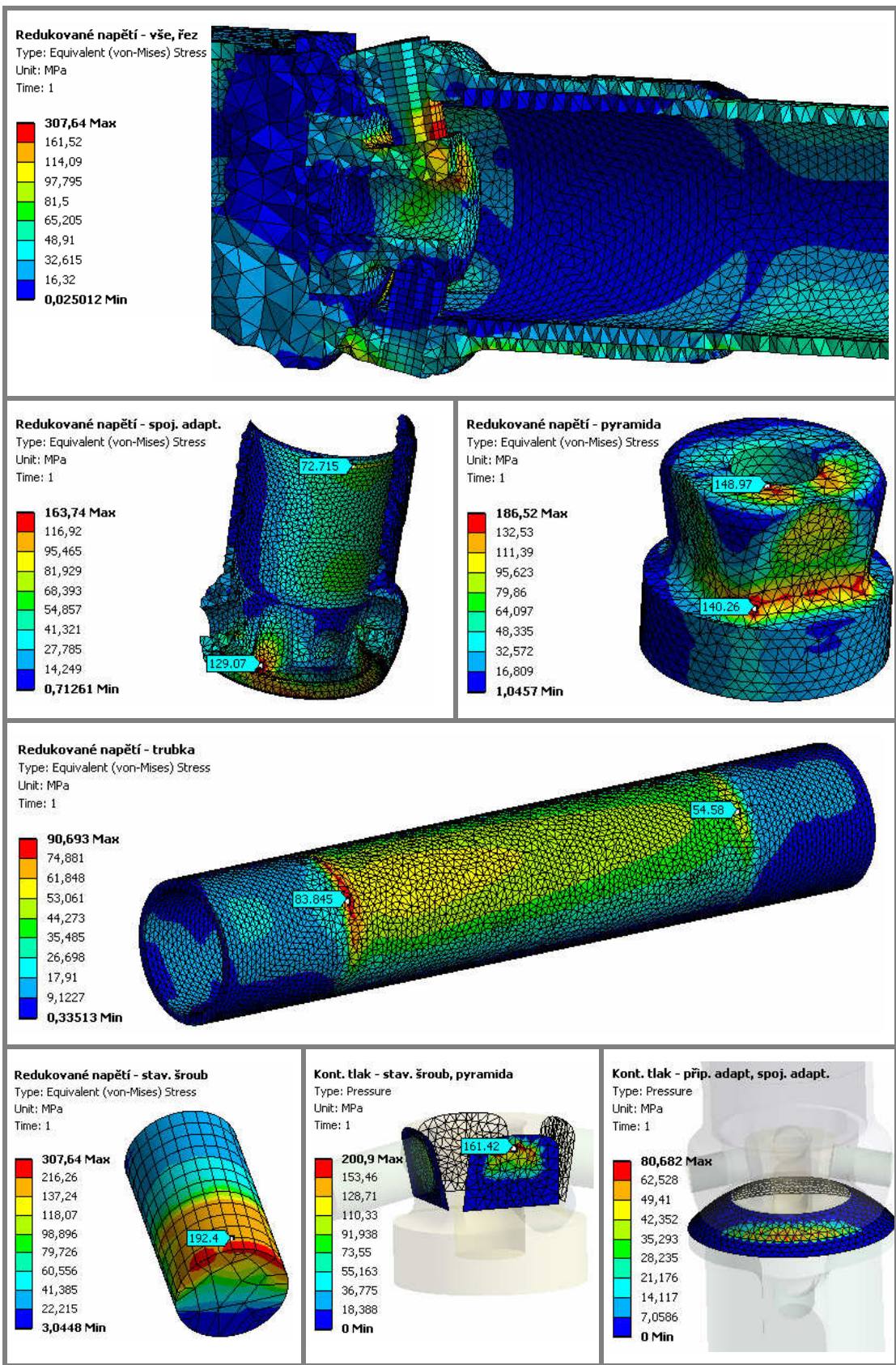


**Příloha 17:** Redukovaná napětí částí protězy pro zátěžný stav LC2

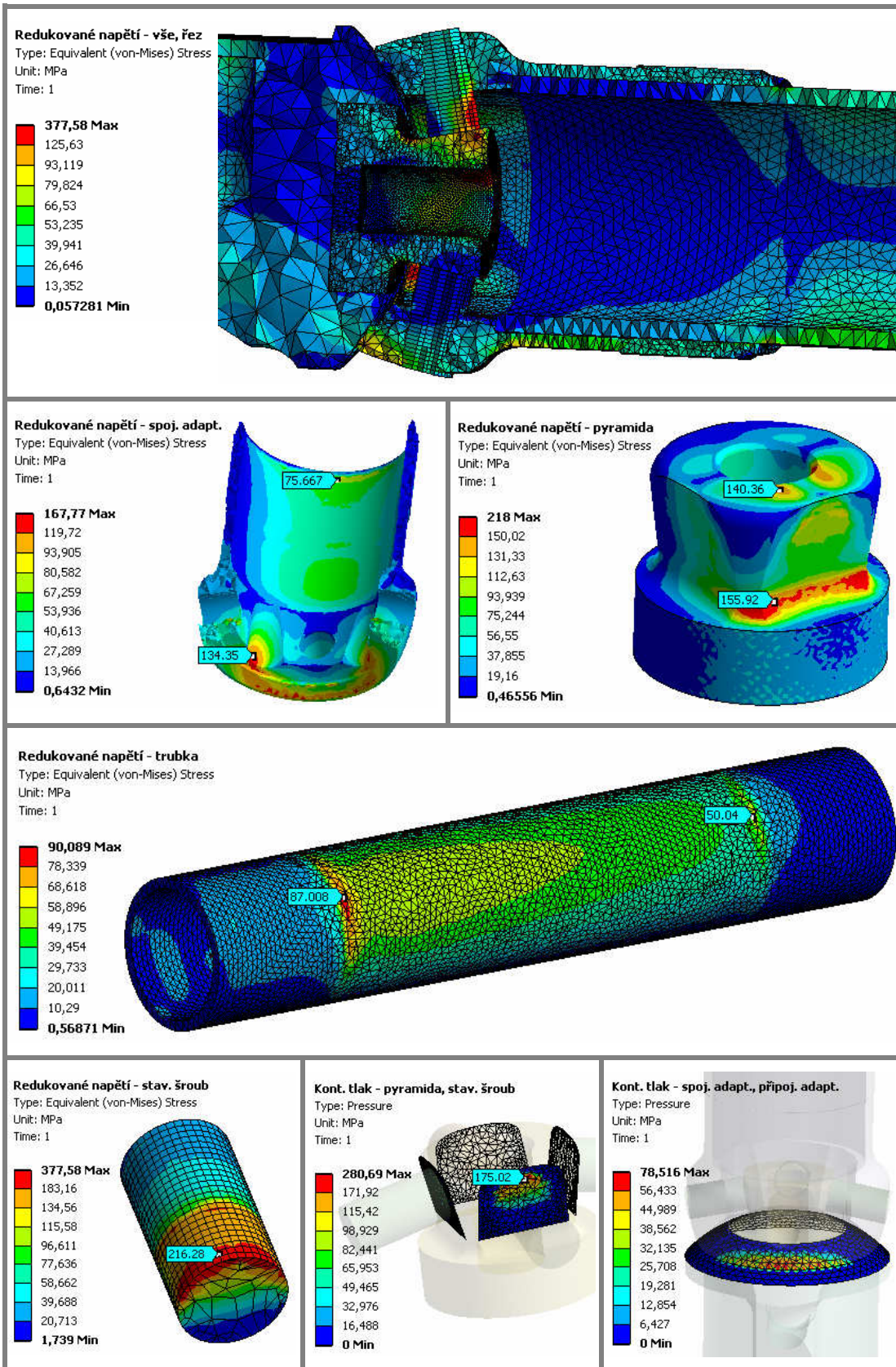




**Příloha 18:** Redukovaná napětí částí protézy pro zátěžný stav LC3



**Příloha 19:** Redukovaná napětí částí protězy pro zátěžný stav LC4



**Příloha 20:** Energetická chyba komponent protézy pro zátěžný stav LC4

