

**TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**

Fakulta strojní



**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2009

Michal Ackermann

# **TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI**

## **Fakulta strojní**

---

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Studijní program: M2301 - Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 - Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

### **Optimalizace unikondylární náhrady kolenního kloubu s ohledem na kontaktní tlaky**

### **Unicompartmental knee replacement optimization with respect to contact pressures**

### **Diplomová práce**

|                |                         |
|----------------|-------------------------|
| Autor:         | <b>Michal Ackermann</b> |
| Vedoucí práce: | Ing. Lukáš Čapek, Ph.D. |
| Konzultant:    | MUDr. Petr Hájek, Ph.D. |

#### **Rozsah práce:**

|                |    |
|----------------|----|
| Počet stran:   | 61 |
| Počet obrázků: | 46 |
| Počet tabulek: | 8  |
| Počet grafů:   | 1  |
| Počet příloh:  | 4  |

V Liberci 29. května 2009



---

## **ABSTRAKT**

Práce se zabývá analýzou kontaktního tlaku na dvou konstrukčních typech moderního druhu kolenní endoprotézy – částečné náhrady kolenního kloubu. Ve své první části se práce zaměřuje na zjištění rozložení kontaktního tlaku na obou typech náhrad pomocí dvou metod. První z nich je experimentální a využívá tlakocitlivé fólie Pressurex®. Druhý přístup je numerický, za využití metody konečných prvků (MKP) v softwarovém produktu ANSYS Multiphysics 10.0. Výsledky obou přístupů jsou na konci první části porovnány a na jejich základě je rozhodnuto o tom, který z testovaných typů částečné náhrady je vhodnější k použití. Ve druhé části je implantát vyhodnocený v předchozím jako lepší podroben optimalizačnímu procesu za účelem snížení kontaktního tlaku a tedy maximalizace jeho výhod.

**Klíčová slova:** biomechanika, kolenní kloub, částečná náhrada, metoda konečných prvků, ANSYS, kontaktní tlak.

## **ABSTRACT**

This final year project deals with contact pressure analysis on two constructional types of modern type of knee prosthesis – the unicompartmental knee replacement. In the first part of the project the contact pressure distribution on replacements is analyzed in two ways. The first method is experimental with using pressure sensitive Pressurex® films. Second approach is numerical analysis with the support of finite element method (FEM) made in ANSYS Multiphysics 10.0 software package. Results from both approaches are confronted at the end of first part and as conclusion there's considered which tested type of partial knee replacement is more suitable for use. In second part the better of two replacements is put through an optimization process which goal is to reduce contact pressure and therefore take its full advantages.

**Keywords:** biomechanics, knee joint, unicompartmental replacement, finite element method, ANSYS, contact pressure.

---

---

## PROHLÁŠENÍ

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 o právu autorském, zejména § 60 (školní dílo).

Beru na vědomí, že TUL má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé DP a prohlašuji, že **s o u h l a s í m** s případným užitím mé diplomové práce (prodej, zapůjčení apod.)

Jsem si vědom toho, že užít své diplomové práce či poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem TUL, která má právo ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, vynaložených univerzitou na vytvoření díla (až do jejich skutečné výše).

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Datum

Podpis

---

---

## **PODĚKOVÁNÍ**

Touto cestou bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce, panu Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D. za vstřícné, velmi trpělivé jednání a cenné rady během celého průběhu vzniku tohoto díla.

Další dík patří Nadaci ČVUT Media Lab, která se poskytnutím grantu podstatnou měrou podílela na financování projektu.

Nakonec bych rád poděkoval své rodině, jejíž všestranná podpora, poskytovaná po celou dobu studia, umožnila vznik této závěrečné práce.

---

---

## OBSAH

|          |                                                     |           |
|----------|-----------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Úvod .....</b>                                   | <b>10</b> |
| <b>2</b> | <b>Kolenní kloub (articulatio genus).....</b>       | <b>11</b> |
| 2.1      | Artikulující kosti .....                            | 12        |
| 2.1.1    | Kost stehenní (femur) .....                         | 12        |
| 2.1.2    | Kost holenní (tibia) .....                          | 13        |
| 2.1.3    | Česka (patella) .....                               | 14        |
| 2.2      | Zkřížené vazy .....                                 | 15        |
| 2.2.1    | Přední zkřížený vaz (lig. cruciatum anterius) ..... | 15        |
| 2.2.2    | Zadní zkřížený vaz (lig. cruciatum posterius) ..... | 16        |
| 2.3      | Menisky .....                                       | 16        |
| 2.3.1    | Vnitřní meniskus (meniscus medialis) .....          | 17        |
| 2.3.2    | Vnější meniskus (meniscus lateralis) .....          | 17        |
| <b>3</b> | <b>Biomechanika kolenního kloubu .....</b>          | <b>18</b> |
| 3.1      | Flexe-extenze .....                                 | 18        |
| 3.2      | Rotace .....                                        | 20        |
| <b>4</b> | <b>Poruchy kolenního kloubu .....</b>               | <b>21</b> |
| 4.1      | Gonartróza .....                                    | 21        |
| 4.2      | Revmatoidní artritida .....                         | 22        |
| 4.3      | Dnavá artritida (Dna) .....                         | 23        |
| <b>5</b> | <b>Náhrady kolenního kloubu .....</b>               | <b>24</b> |
| 5.1      | Vývoj a typy implantátů .....                       | 24        |
| 5.1.1    | Resekční artroplastika .....                        | 24        |
| 5.1.2    | Totální endoprotézy .....                           | 24        |
| 5.1.3    | Částečné (unikondylární) náhrady .....              | 28        |
| 5.2      | Testované náhrady .....                             | 28        |
| 5.2.1    | Částečná náhrada s fixovanou PE vložkou .....       | 29        |
| 5.2.2    | Částečná náhrada s volnou PE vložkou .....          | 30        |
| <b>6</b> | <b>Metody zjišťování kontaktního tlaku .....</b>    | <b>31</b> |
| 6.1      | Početní metody .....                                | 31        |
| 6.1.1    | Analytické řešení (Hertzova teorie) .....           | 31        |
| 6.1.2    | Metoda konečných prvků (MKP) .....                  | 33        |

---

|           |                                               |           |
|-----------|-----------------------------------------------|-----------|
| 6.2       | Experimentální metody .....                   | 36        |
| 6.2.1     | Fotoelasticimetrie .....                      | 36        |
| 6.2.2     | Pressurex fólie .....                         | 37        |
| 6.3       | Klady a zápory uvedených metod .....          | 39        |
| <b>7</b>  | <b>Testování náhrad .....</b>                 | <b>40</b> |
| 7.1       | Testovací polohy a způsob zatěžování .....    | 40        |
| 7.2       | Experimenty .....                             | 41        |
| 7.2.1     | Měření náhrady s fixovanou PE vložkou .....   | 42        |
| 7.2.2     | Měření náhrady s volnou PE vložkou .....      | 42        |
| 7.3       | MKP analýza .....                             | 43        |
| 7.3.1     | Příprava objemových modelů .....              | 43        |
| 7.3.2     | Preprocessing .....                           | 44        |
| 7.3.3     | Processing .....                              | 47        |
| <b>8</b>  | <b>Prezentace výsledků .....</b>              | <b>48</b> |
| <b>9</b>  | <b>Optimalizace .....</b>                     | <b>52</b> |
| <b>10</b> | <b>Shrnutí výsledků a jejich rozbor .....</b> | <b>55</b> |
| <b>11</b> | <b>Závěr .....</b>                            | <b>59</b> |

---

## SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN A ZKRATEK

| Značka | Veličina                        | Základní jednotka |
|--------|---------------------------------|-------------------|
| $p$    | Kontaktní tlak                  | [Pa]              |
| $a; b$ | Velikost poloos dotykové elipsy | [m]               |
| $m$    | Geometrická konstanta dotyku    | [m]               |
| $n$    | Materiálová konstanta dotyku    | [Pa]              |
| $F$    | Zátěžná síla                    | [N]               |
| $w$    | Deformace                       | [m]               |
| $k_n$  | Normálová kontaktní tuhost      | [N/m]             |

|           |                                                                         |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------|
| MKP (FEM) | Metoda konečných prvků (Finite element method)                          |
| UHMWPE    | Ultra high molecular weight polyethylene (vysokomolekulární polyetylén) |
| PE        | Polyetylén; polyetylenový                                               |
| CAD       | Computer aided design (počítačem podporované navrhování)                |
| OP (BC)   | Okrajová podmínka (Boundary condition)                                  |
| OA        | Osteoartróza                                                            |
| RA        | Revmatoidní artritida                                                   |

## 1 Úvod

Aloplastika kolenního kloubu patří v dnešní době již mezi rutinní ortopedické operace. Ve své podstatě je nahrazení destruovaných částí kloubů umělými náhradami v současnosti jediným možným způsobem, jak vrátit takto postižené lidi do aktivního života a ulevit jim od svazující bolesti.

Poznatky v oblasti ortopedie a biomechaniky vedou v posledních několika letech cestou tzv. miniinvazivních operací. Vedle totálních endoprotéz kolenního kloubu se tak uplatňují náhrady částečné, unikondylární. Rychlý průběh operace, krátká doba rekonvalescence a v neposlední řadě cena implantátu jsou jedny z hlavních důvodů jejich vývoje. Implantace částečných náhrad není ovšem možná ve všech případech jak by se mohlo na první pohled zdát, nýbrž musí být splněny určité specifické předpoklady.

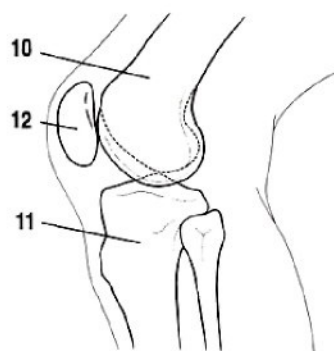
Vzhledem k tomu, že se na rozdíl od totálních endoprotéz zatím jen velmi málo prací zabývalo analýzou unikondylárních náhrad z hlediska pružnosti a pevnosti, bere si tato práce za cíl alespoň částečně tento prostor vyplnit. K tomuto účelu se podařilo zajistit dvě základní verze tohoto typu náhrad, na kterých bude nejprve experimentálně a poté numerickou analýzou za pomoci metody konečných prvků zkoumáno rozložení kontaktního tlaku. Právě tato veličina je totiž v mnoha pracích (např. [5][12]) uváděna jako hlavní příčina předčasného opotřebení náhrad. V případě zjištění nevhodného rozložení kontaktního tlaku bude proveden návrh optimalizace náhrady.

Prvním krokem bude ovšem náhled toho, jak vlastně vypadá kolenní kloub ve fyziologickém stavu a jaký druh a rozsah pohybů musí obsáhnout. Tyto aspekty se na návrhu náhrad ve velké míře podílí. Dále je považováno za vhodné uvést, jakým vývojem náhrady kolenního kloubu prošly a pro účely práce také vyhledat, jakými způsoby je možno zjistit rozložení kontaktního tlaku.

Na konec úvodu je nutno podotknout, že prvních několik kapitol této práce bude bez určitých základních vědomostí z anatomie pravděpodobně hůře pochopitelných. Zvláště jde o pojmenování rovin a směrů, jež jsou převzaty z anatomického názvosloví a z důvodu omezeného rozsahu je jejich zevrubné vysvětlení umístěno až v přílohové části.

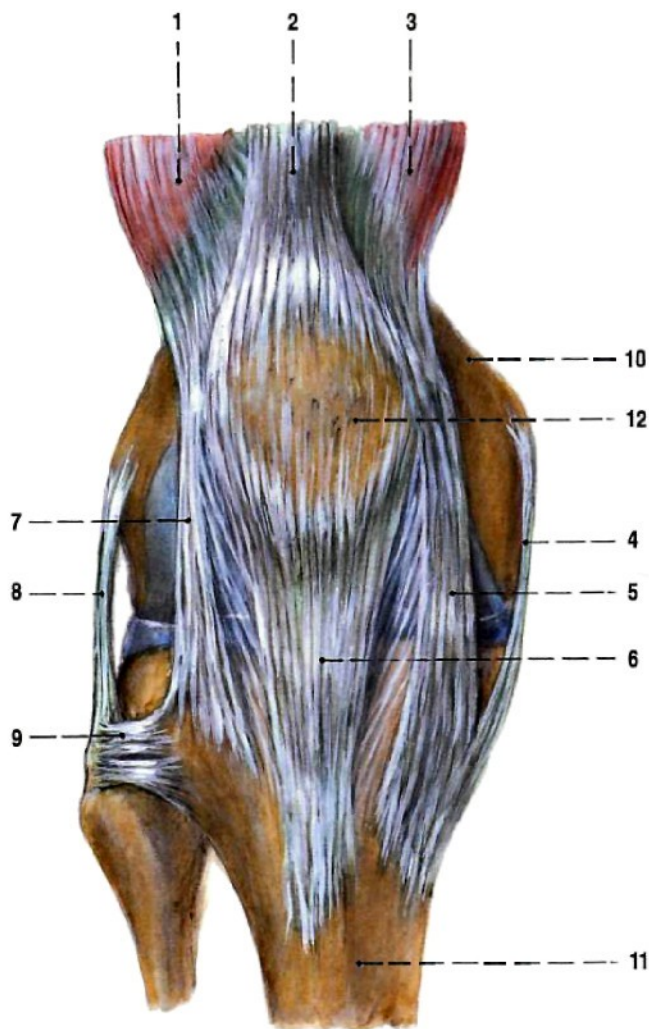
## 2 Kolenní kloub (articulatio genus)

V kolenním kloubu (obr. 2.01) spolu artikulují dvě nejdelší kosti, a tedy i páky lidského těla, takže síly zde působící jsou značné. Stabilita kloubu je zajištěna především mohutným vazivovým aparátem a silnými kolemkloubními svaly, které se zde upínají nebo zde začínají. Tvar styčných ploch kolenního kloubu se na stabilitě podílí jen minimálně [1].



**Obr. 2.01: Kolenní kloub a zesilující aparát na jeho přední straně [3]; pravá strana; pohled zepředu; kloubní pouzdro odstraněno**

- 1 - *musculus vastus lateralis*
- 2 - úpon *m. rectus femoris* na patelu
- 3 - *m. vastus medialis*
- 4 - *ligamentum collaterale tibiale*
- 5 - *retinaculum patellae mediale*
- 6 - *ligamentum patellae*
- 7 - *retinaculum patellae laterale*
- 8 - *ligamentum collaterale fibulare*
- 9 - *ligamentum capitis fibulae anterius*
- 10 - kost stehenní (*femur*)
- 11 - kost holenní (*tibia*)
- 12 - česka (*patella*)



Vzhledem k tomu, že se tato práce zabývá náhradami kolenního kloubu, budou v této kapitole zohledněny pouze ty části, které s náhradami přímo souvisí. To znamená, že budou popsány související části artikulujících kostí, uvedeny základní informace o důležitých vazech a meniscích kolenního kloubu. Zcela jsou tedy, i přes svou neoddiskutovatelnou důležitost, vypuštěny údaje o kloubním pouzdře a kolemkloubních svalech.

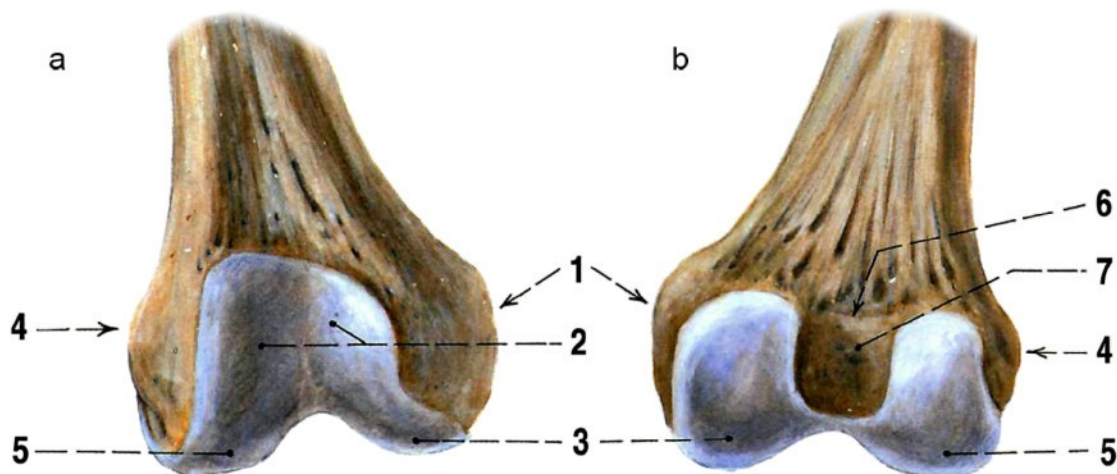


## 2.1 Artikulující kosti

Kolenní kloub spadá do skupiny kloubů složených a má velmi komplikovanou stavbu. Artikulujícími kostmi jsou kost stehenní (*femur*), kost holenní (*tibia*) a česka (*patella*). Tyto kosti mezi sebou vytvářejí kloub femoropatelární a kloub femorotibiální. Ten můžeme dále dělit na vnitřní (*mediální*) a vnější (*laterální*). Celkový rozsah kloubních ploch je mnohem větší než u ostatních velkých kloubů lidského těla [1].

### 2.1.1 Kost stehenní (femur)

Mohutný distální konec femuru (obr. 2.02) je tvořen dvěma kondyly, mediálním a laterálním, které jsou odděleny širokým zářezem, *fossa intercondylaris femoris*. Pouze ventrálně kondyly spojuje sedlovitá plocha určená pro česku, *facies patellaris* [1].



**Obr. 2.02: Distální konec pravého femuru** [3]; a) pohled zepředu b) pohled zezadu; 1 - *epicondylus medialis*, 2 - *facies patellaris*, 3 - *condylus medialis*, 4 - *epicondylus lateralis*, 5 - *condylus lateralis*, 6 - *linea intercondylaris*, 7 - *fossa intercondylaris*

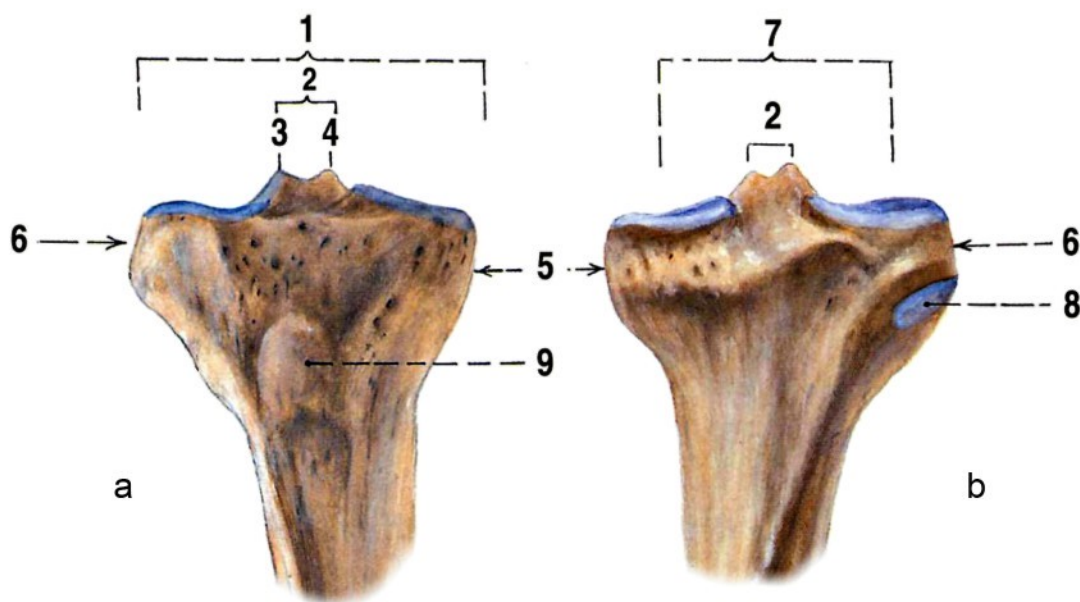
Tvar a orientace obou kondylů nejsou shodné. Při pohledu zepředu je patrné, že laterální kondyl tvoří plynulé pokračování diafýzy, zatímco kondyl mediální stojí částečně mimo ni a vyčnívá mediálně. Laterální kondyl stojí téměř v sagitální rovině, zatímco mediální kondyl se k němu svou přední částí stáčí a tvoří tak mírný oblouk. Kloubní plocha mediálního kondylu femuru je proto v předozadním směru poněkud delší. Uvádí se, že je to v průměru 10 cm proti 8 cm u laterálního kondylu. Směrem dorzálním se oba kondyly spirálovitě zakřivují, což je patrné při bočním pohledu, a navíc vzhledem k diafýze stojí v retropozici [1].

Kloubní plocha femuru má značně složité uspořádání. Proximálně ji vpředu tvoří zmíněná *facies patellaris*, distálně a dorzálně kloubní plocha každého z kondylů. Meniskotibiální kloubní plocha každého z kondylů je konvexní jak ve frontální tak v sagitální rovině a kryje distální a dorzální část příslušného kondylu. Kloubní chrupavka dosahuje ve střední části obou kondylů i ve středu *sulcus femoralis* tloušťky až 3,5 mm, směrem k okrajům kloubních ploch klesá až na 2 mm. Nejslabší je v oblasti *lineae condylopatellares* [1].

### 2.1.2 Kost holenní (tibia)

Proximální část tibie (obr. 2.03) je proti diafýze značně rozšířená, takže nabývá až kyjovitého tvaru. Tvoří ji dva mohutné kondyly, mediální a laterální. Přesah laterálního kondylu vzhledem k diafýze je větší než mediálního, neboť vybíhá směrem ke kosti lýtkové (*fibula*). Přední plocha proximálního konce tibie vybíhá v mohutnou drsnatinu, *tuberositas tibiae*, místo úponu *lig. patellae* [1].

Proti diafýze (střední části kosti) je proximální část tibie při pohledu z boku skloněna dorzálně. Její horní plocha nesoucí kloubní plochy obou kondylů je navíc dorzálně skloněna ještě o dalších 10° (retroverze). Stejně jako kondyly femuru jsou i kondyly tibie vůči diafýze v retropozici [1].



**Obr. 2.03: Proximální konec pravé tibie** [3]; a) pohled zepředu b) pohled zezadu; 1 - condyli tibiae, 2 - eminentia intercondylaris, 3 - tuberculum intercondylare laterale, 4 - tuberculum intercondylare mediale, 5 - condylus medialis, 6 - condylus lateralis, 7 - facies articularis superior, 8 - facies articularis fibularis, 9 - tuberositas tibiae

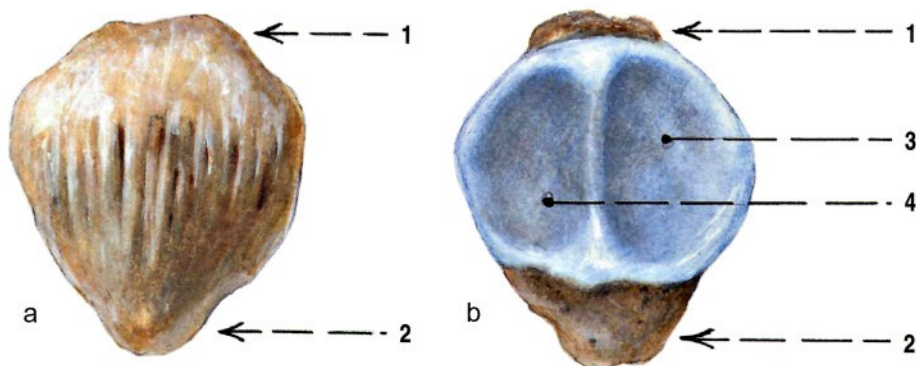
Kloubní plochy obou kondylů jsou odděleny centrální, sagitálně orientovanou, drsnou, nerovnou plochou, *area intercondylaris*. Centrum této plochy tvoří *eminentia intercondylaris* (obr. 2.03), zvedající se na rozhraní její střední a dorzální třetiny. Její nejvyšší body jsou *tuberculum intercondylare mediale et laterale* [1].

Kloubní plocha mediálního kondylu tibie má oválný tvar a v sagitální rovině je delší než kruhovitá kloubní plocha laterálního kondylu tibie. Navíc je konkávní v obou rovinách (sagitální i frontální), zatímco kloubní plocha laterálního kondylu je naopak v rovině sagitální konvexní, v rovině frontální pak plochá, či konkávní. Kloubní chrupavka je nejsilnější v centru obou artikulacních ploch, tedy tam, kde dochází k přímému kontaktu s kondyly femuru. Na laterálním kondylu dosahuje tloušťky 4 mm, na mediálním pouze 2 mm. Rozdíl je způsoben již zmíněným rozdílným tvarem kondylů v sagitální rovině [1].

### 2.1.3 Čěška (patella)

Čěška (obr. 2.04), největší sezamská kost lidského těla, má zhruba tvar trojúhelníku, jehož základna a výška jsou přibližně stejné, 40 až 50 mm. Na proximálně orientovanou bázi se upíná hlavní část šlachy *m. quadriceps femoris*. Přes drsnou, cévními otvory perforovanou přední plochu čěšky přecházejí do *lig. patellae* povrchové snopce šlachy *m. rectus femoris*. Většinu dorzální plochy tvoří oválná artikulacní plocha, *facies patellaris* [1].

Vlastní kloubní plocha je rozdělena výraznou vertikální hranou, tzv. *crista patellae*, na laterální, obvykle větší a na mediální, obvykle menší fasetu. Kloubní chrupavka dosahuje v centrální části čěšky tloušťky 4 až 7 mm [1].



**Obr. 2.04: Pravá patella** [3]; a) pohled zepředu b) pohled zezadu; 1 - basis patellae, 2 - apex patellae, 3 - facies articularis (laterální, větší fasetu), 4 - facies articularis (mediální, menší fasetu)

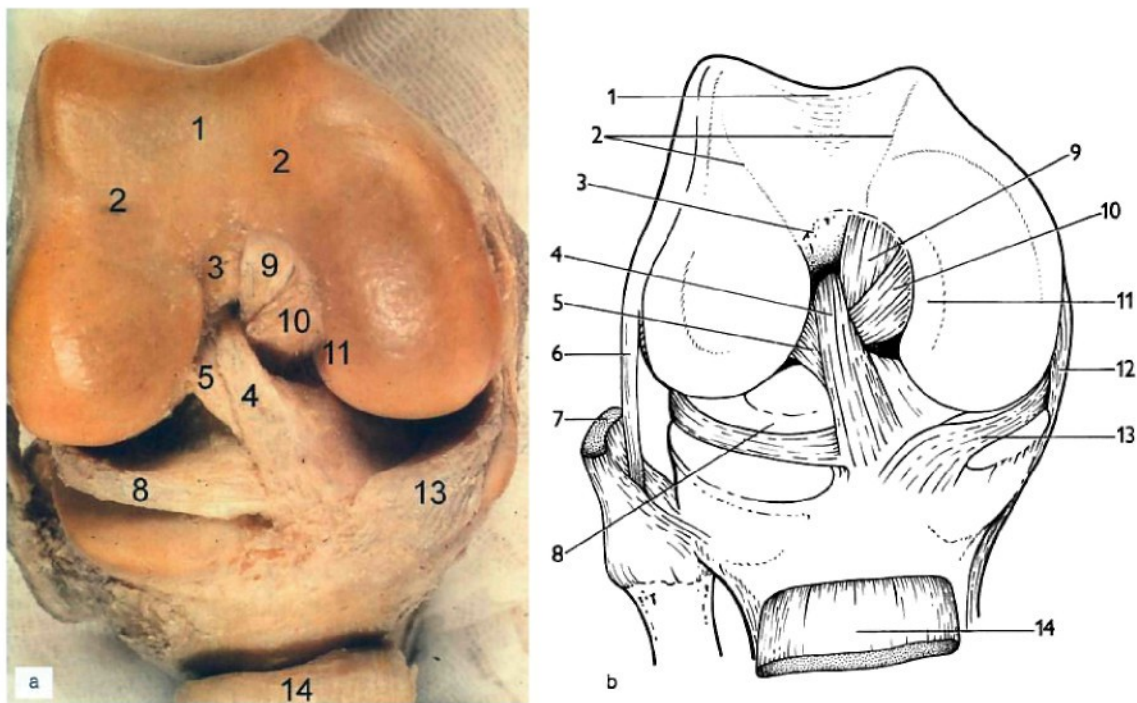


## 2.2 Zkřížené vazy

Jsou zvláštností kolenního kloubu a současně i jeho nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory. Jsou uloženy ve *fossa intercondylaris femoris*. Každý z vazů tvoří řada snopců různého začátku, úponu i délky. Jsou odděleny řídkým vazivem, ve kterém probíhají cévy a nervy. Označení „přední“ a „zadní“ není přesné, neboť je odvozeno od tibiálních úponů obou vazů. Jejich femorální začátky jsou orientovány obráceně. Uspořádání zkřížených vazů se během pohybu mění, popis proto vychází ze základního postavení kloubu, tj. extenze [1].

### 2.2.1 Přední zkřížený vaz (lig. cruciatum anterius)

Začíná na polokruhovitém políčku ležícím v oblasti dorzální části mediální plochy zevního kondylu femuru. Zadní konvexní okraj začátku vazu těsně lemuje okraj kloubní chrupavky kondylu. Vaz směřuje šikmo dolů, vpřed a lehce mediálně. Upíná se na oválné, značně protáhlé políčko v *area intercondylaris anterior* [1].



**Obr. 2.05: Pohled do dutiny kolenního kloubu po odklopení česky a přední části pouzdra [1]; a) preparát b) schéma; 1 - sulcus femoralis, 2 - lineae condylopatellares, 3 - Grantův žlábek, 4 - anteromediální část lig. cruciatum anterius, 5 - posterolaterální část lig. cruciatum anterius, 6 - lig. collaterale laterale, 7 - šlacha m. biceps femoris, 8 - meniscus lateralis, 9 - posteromediální část lig. cruciatum posterius, 10 - anterolaterální část lig. cruciatum posterius, 11 - area semilunaris, 12 - lig. collaterale mediale, 13 - meniscus medialis, 14 - lig. patellae**

Vaz lze poněkud uměle rozdělit na dvě části. Delší, avšak slabší anteromediální část tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazů. Kratší, silnější část posterolaterální formuje v plné extenzi dorzální a spodní okraj vazů. Při 90° flexi se obě části vazů ve svém středu zkříží [1].

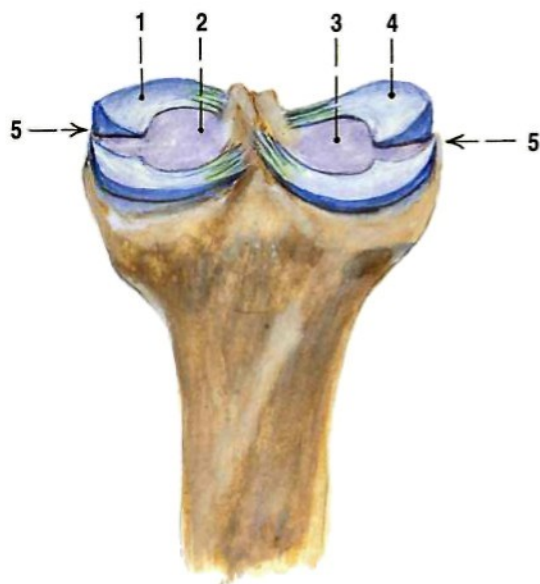
### 2.2.2 Zadní zkřížený vaz (lig. cruciatum posterius)

Je svou polohou v kloubu strukturou mnohem méně nápadnou, neboť při běžně prováděných artrotomiích můžeme vidět pouze jeho femorální začátek. Ten odstupuje vějířovitě od předního okraje zevní plochy mediálního kondylu femuru těsně při okraji kloubní chrupavky a od přední části „střechy“ interkondylické jámy. Přitom probíhá strměji než vaz přední. Nejslabší je ve své střední části a kaudálně se opět rozšiřuje. Upíná se v area *intercondylaris posterior*. Vaz lze opět rozdělit na dvě části, kratší a silnější část posteromediální a poněkud slabší část anterolaterální. Zadní zkřížený vaz je přibližně stejně dlouhý jako přední, avšak přibližně o třetinu silnější [1].

Kolenní kloub dále tvoří celá řada dalších vazů, ať už jsou to vazy výrazně zasahující do kloubní dutiny (intraartikulární stabilizátory) nebo další velká skupina vazů zesilujících povrch kloubního pouzdra (vazy kapsulární). Jejich popis by ale překročil rozsah této práce, v případě zájmu je doporučena literatura [1][3].

## 2.3 Menisky

Drobné menisky, či meniskoidy lze nalézt v řadě kloubů lidského těla. Anatomicky, funkčně i klinicky jsou však menisky kolenního kloubu (obr. 2.06) nejvýznamnější. Jejich úkolem je rovnoměrně distribuovat tlakové síly, působit jako tlumič, rozstírat synoviální tekutinu, napínat kloubní pouzdro a bránit jeho uskřínutí. Velmi významná je i funkce stabilizační [1].



**Obr. 2.06: Menisky kolenního kloubu [3];**  
pravá strana; pohled zezadu

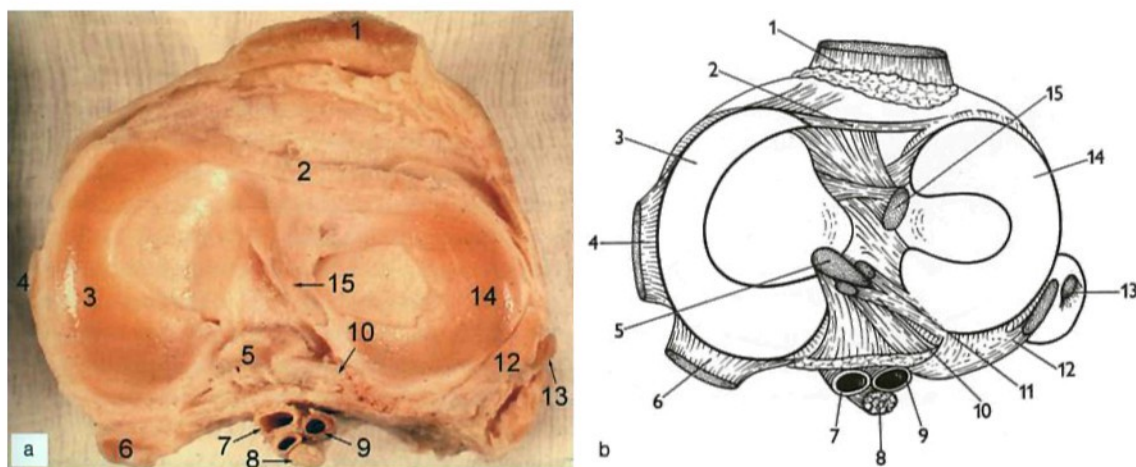
- 1 - *meniscus medialis*
- 2 - kloubní plocha na mediálním kondylu tibie
- 3 - kloubní plocha na laterálním kondylu tibie
- 4 - *meniscus lateralis*
- 5 - řez meniskem



Oba menisky jsou lamely srpkovitého tvaru. Lze je rozdělit na tři části - přední roh, část střední a zadní roh. Na příčném průřezu mají klínovitý tvar (obr. 2.06). Svou bází srůstají s kloubním pouzdrem a jeho prostřednictvím i s některými dalšími strukturami. Ostrý klín menisků směřuje do centra kloubní dutiny. Tímto způsobem je kloubní dutina femorotibiálního kloubu neúplně rozdělena na část femoromeniskální a meniskotibiální. Teprve v centru svých kloubních ploch obě kosti artikulují přímo [1].

### 2.3.1 Vnitřní meniskus (meniscus medialis)

Je větší a méně pohyblivý než meniskus zevní. Tím, že úpony obou jeho rohů jsou od sebe dosti vzdáleny, má tvar písmene C. Přední roh dosahuje výšky 4 mm a šířky 5 mm, střední část výšky zhruba 5 mm a šířky 10 mm. Zadní roh nabývá jak na výšce (6 až 8 mm), tak na šířce (17 mm). Mediální meniskus nepokrývá celou chrupavčitou plochu mediálního kondylu tibie, ale ponechává v jejím středu volnou, lehce miskovitě prohloubenou oválnou plochu [1].



**Obr. 2.07: Pohled na tibiální plató [1]; a) preparát b) schéma; 1 - lig. patellae, 2 - lig. transversum genus, 3 - meniscus medialis, 4 - lig. collaterale mediale, 5 - lig. cruciatum posterius, 6 - šlacha m. semimembranosus, 7 - a. poplitea, 8 - n. tibialis, 9 - v. poplitea, 10 - lig. meniscofemorale posterius, 11 - lig. meniscofemorale anterius, 12 - šlacha m. popliteus, 13 - lig. collaterale laterale, 14 - meniscus lateralis, 15 - lig. cruciatum anterius**

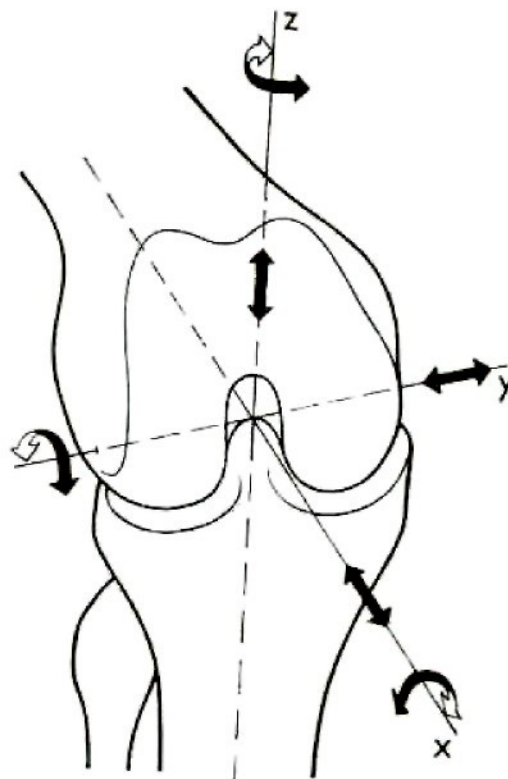
### 2.3.2 Vnější meniskus (meniscus lateralis)

Díky těsné blízkosti úponů obou svých rohů má tvar písmene O. Ačkoli je zevní meniskus menší než meniskus vnitřní, pokrývá téměř celou kloubní plochu laterálního kondylu tibie s výjimkou malé centrální části. Výška zevního menisku se příliš nemění – od 4,5 mm v oblasti předního rohu, přes 5 mm v části střední až po 6 mm v oblasti zadního rohu. Šířka menisku je ve všech jeho částech přibližně stejná – zhruba 13 mm [1].

### 3 Biomechanika kolenního kloubu

Proložíme-li středem kolenního kloubu tři základní roviny (frontální, sagitální a transverzální), jejich vzájemné průsečnice vytvoří osy možných pohybů označené jako X, Y a Z (obr. 3.01). Kolenní kloub má potom teoreticky šest stupňů volnosti a mohou v něm probíhat následující pohyby [2]:

- **Rotační pohyb kolem osy Y**  
(*flexe - extenze*)
- **Rotační pohyb kolem osy Z**  
(*vnitřní a zevní rotace*)
- **Rotační pohyb kolem osy X**  
(*abdukce - addukce*)
- **Translační pohyb podél osy X**  
(*přední a zadní zásuvkový příznak*)
- **Translační pohyb podél osy Z**  
(*komprese a distrakce*)
- **Translační pohyb podél osy Y**  
(za normálních okolností není možný)



Obr. 3.01: Schéma možných pohybů v kolenním kloubu [2]

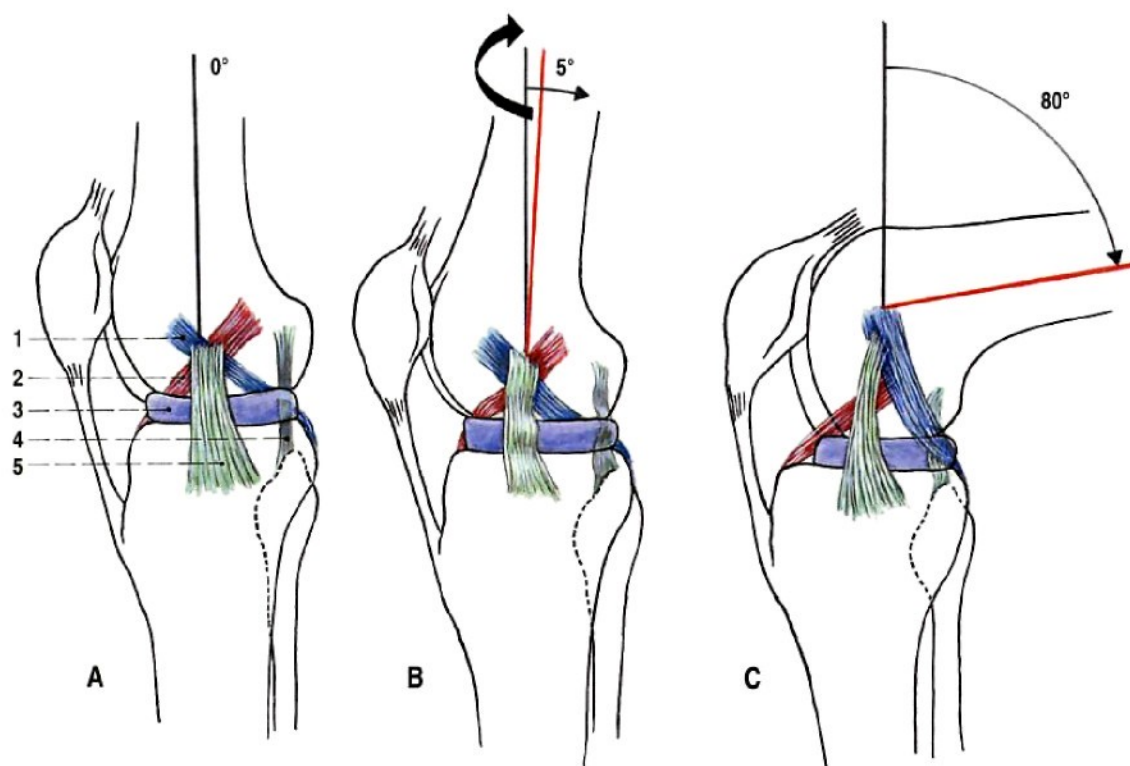
Aktivními pohyby v kolenním kloubu jsou flexe-extenze a vnitřní a zevní rotace bérce. Ostatní pohyby jsou pouze pasivní a lze je provést např. při vyšetřování. Jejich rozsah je velmi malý, nicméně má svůj praktický význam [1][2].

#### 3.1 Flexe-extenze

Základní postavení kloubu je plná extenze. Z tohoto postavení lze provést ještě malý extenzní pohyb, tzv. hyperextenzi v rozsahu asi  $5^\circ$ . U jedinců s větší laxitou vazů bývá větší, nepřekročí však obvykle  $15^\circ$ . V opačném směru je možno provést zhruba  $160^\circ$  flexi, ale z toho pouze  $140^\circ$  aktivně. Zbývajících  $20^\circ$  lze dosáhnout pouze pasivně, např. působením hmotnosti těla při dřepu [1].

Postranní vazy společně s interkondylyckou eminencí stabilizují artikulující kosti tak, že flexe-extenze probíhá převážně v sagitální rovině. Nejde zdaleka o jednoduchý pohyb, jak by se zdálo na první pohled, nýbrž je výsledkem složité řady dějů. V současné době se uznává, že během flexe-extenze se kombinují tři pohyby (obr. 3.02) [1]:

- **iniciální rotace** kondylů femuru zevně na začátku flexe, resp. jejich terminální rotace vnitřně na konci extenze,
- **valivý pohyb** kondylů femuru po tibiálním plató,
- **klouzavý pohyb** kondylů femuru společně s menisky po tibiálním plató.



**Obr. 3.02:** Schéma postavení postranních a zkřížených vazů kolena a v průběhu flexe [3]; pohled z vnitřní strany

- A) v plné extenzi jsou napjaty postranní vazy i vazy zkřížené  
 B) při flexi do 5° spojené s iniciální rotací se uvolňují postranní vazy a lig. cruciatum anterius  
 C) při pokračující flexi se znovu napíná lig. collaterale tibiale a lig. cruciatum anterius a zajišťují pevnost kloubu při flekčním pohybu.

1 - ligamentum cruciatum posterius, 2 - ligamentum cruciatum anterius, 3 - meniscus, 4 - ligamentum collaterale fibulare, 5 - ligamentum collaterale tibiale.



Příčinou těchto různých pohybů je již dříve zmíněný tvar kloubních ploch a průběh a uspořádání hlavních vazů kloubu. Z tvaru kloubních ploch má největší význam nesoustředné zakřivení kondylů v sagitální rovině. Díváme-li se na kondyly femuru z boku, vidíme, že jednotlivé části kloubní plochy mají různý poloměr křivosti, který se dorzálně postupně zmenšuje, čímž narůstá zakřivení kondylu. Z těchto důvodů neexistuje stálá osa pohybu, nýbrž se mění v závislosti na stupni flexe. Hovoříme o tzv. *instantním centru rotace*. Hlavní význam pro vzájemnou koordinaci všech tří pohybů, a to hlavně valivého a klouzavého, mají zkřížené vazy [1].

### 3.2 Rotace

Možnost a rozsah rotací je závislá na stupni flexe. V plné extenzi jsou rotační pohyby v důsledku napětí téměř všech vazů nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí, a to hlavně během prvních 30 ° flexe. Dále se zvětšuje rozsah rotace poměrně málo, největších hodnot dosahuje mezi 45 ° a 90 ° flexe. Údaje jednotlivých autorů o rozsahu obou rotací se značně liší, nejčastěji se ale uvádějí téměř shodné hodnoty pro rotaci vnitřní (17 °) a pro rotaci zevní (21 °) [1].

Rotační pohyb je závislý především na uspořádání vazivového aparátu a jeho vztahu ke kostním strukturám. Centrum rotace dnes většina autorů situuje do oblasti zevního okraje *tuberculum mediale eminentiae intercondylaris* těsně před úponem zadního zkříženého vazů. Rotační pohyby se odehrávají jak ve femoromeniskální, tak v meniskotibiální části kloubu. Při zevní rotaci bérce se mediální kondyl tibie posouvá vpřed a laterálně, zatímco laterální kondyl tibie vzad a mediálně. Tím se dostává mediální kondyl femuru do kontaktu se zadním rohem vnitřního menisku a laterální kondyl femuru do kontaktu s předním rohem menisku zevního. Současně se pohybuje mediální meniskus po tibiálních plató dorzálně a laterálně a zevní meniskus naopak dopředu a mediálně. Při vnitřní rotaci bérce je tomu obráceně [1].

## 4 Poruchy kolenního kloubu

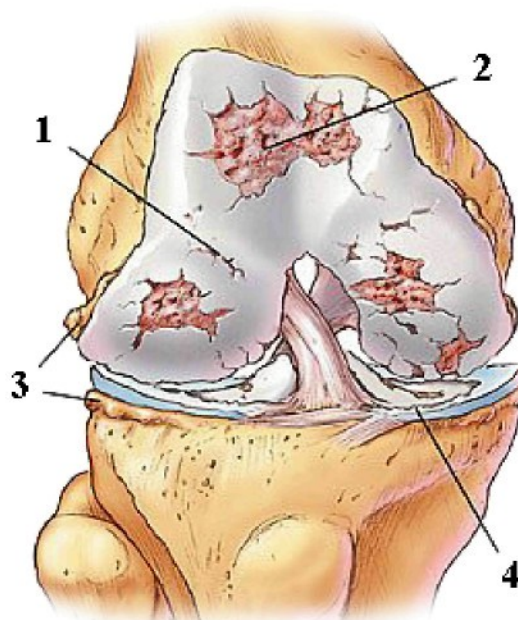
Složitá stavba a velký rozsah pohybu kolenního kloubu jej činí velmi náchylným vůči celé řadě poruch. Když vezmeme v úvahu síly, kterým jsou vystaveny měkké tkáně kloubu, je patrné, že při jejich přetížení může dojít k mnoha typům zranění (ruptura menisku, přetržení zkříženého vazy, atd.). Mnohem výrazněji se ale na celkové destrukci kolenního kloubu podílí zejména různé zánětlivé a degenerativní procesy. Protože právě tyto poruchy mají zásadní podíl na indikaci náhrad kolenního kloubu, budou v této kapitole uvedeny.

### 4.1 Gonartróza

Osteoartróza (OA) je nezápětlivé degenerativní kloubní onemocnění, charakterizované degradací kloubní chrupavky, subchondrální sklerózou, tvorbou kostních výrůstků (*osteofytů*) a změnami měkkých tkání, které zahrnují synoviální membránu, kloubní vazy i svaly. Gonartrózou pak nazýváme OA kolenních kloubů a může postižovat mediální, laterální femorotibiální nebo femoropatelární kompartment izolovaně [4].

**Obr. 4.01: Znázornění degenerativních změn kolenního kloubu postiženého gonartrózou**

- 1 - degenerace kloubní chrupavky
- 2 - obnažená kost
- 3 - osteofyty
- 4 - degenerace menisků



Postižení jednotlivých kompartmentů neprobíhá stejně rychle. Z klinického hlediska způsobuje bolest, omezení pohyblivosti kloubu a vznik osové deformity. Ta pak způsobuje nerovnoměrnou distribuci tlaku v kloubu při zátěži. Při varózitě se

zvyšuje tlak v mediálním, při valgózitě v laterálním skloubení. V přetěžované části pak dochází k progresi degenerativních změn. Rozlišujeme osteoartrózu primární a sekundární [4].

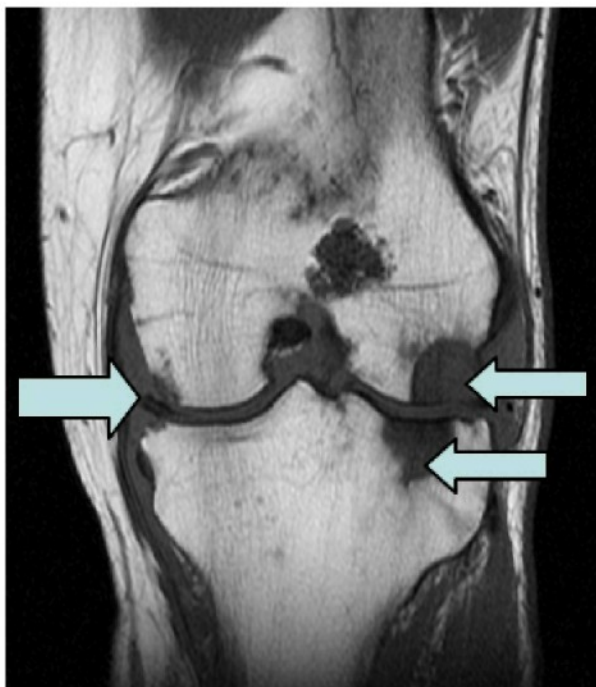
OA primární (idiopatická) je předčasné nebo nadměrné opotřebení chrupavky. Příčina je nejasná. Při urychlení degenerativního procesu se uplatňují genetické faktory, přetěžování kloubu a nadváha. Primární OA vzniká spontánně většinou ve středním věku, o něco častěji postihuje ženy [4].

OA sekundární se vyvíjí na kloubu v minulosti postiženém patologickým procesem. Různé typy poranění, deformity a onemocnění jsou schopny vyvolat počáteční poškození chrupavky, které vede k rozvoji osteoartrózy. Sekundární OA je častější než primární, postihuje ve větší míře muže a vzniká nezávisle na věku [4].

## 4.2 Revmatoidní artritida

Revmatoidní artritida (RA) je chronické zánětlivé onemocnění. Jde o složitou chorobu. Společně s bolestí a otoky kloubů zahrnují její projevy osteoporózu, slábnutí svalů a problémy se srdcem a krevními cévami [7].

RA je autoimunitní chorobou, tedy stavem, kdy imunitní systém organismu napadá svoje vlastní tkáně. Příčina této reakce je neznámá, ale RA může následovat po infekci takovými bakteriemi nebo viry, které přenášejí povrchové molekuly podobné molekulám normálně se vyskytujícím v kloubu. Zánět spouštěný autoimunitní reakcí postihuje synoviální membránu (vnitřní stranu kloubního pouzdra), ta poté vytváří zánětlivou tekutinu vyplňující kloub, a tím dochází k poškození



Obr. 4.02: CT snímek kolenního kloubu postiženého RA; šipky označují napadená místa



chrupavky i kosti pod ní. V okolí kloubu se to projeví zduřením, proteplením a bolestí. Zničený kloub se organismus snaží opravit, ale místo chrupavky je schopen vytvořit jen jizvovité tkanivo, které kloub deformuje a omezuje jeho pohyblivost [4][7].

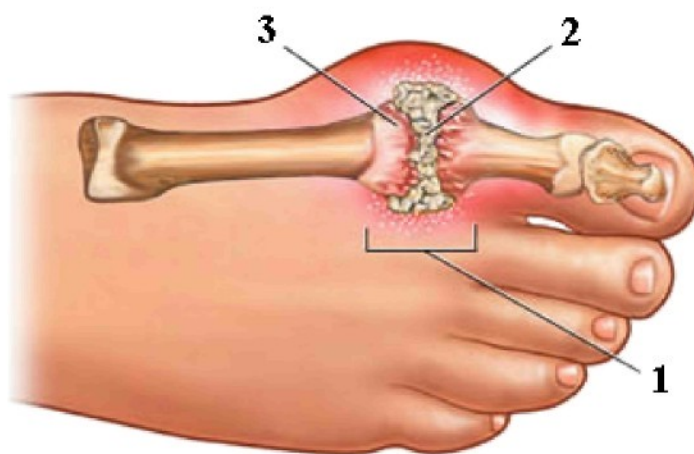
Její začátek se obvykle projevuje mezi 30 a 50 lety, ale může vzniknout v kterémkoli věku. Přestože není tak běžná jako osteoartritida, postihuje okolo 1 % světové populace. Vyskytuje se třikrát častěji u žen. Tato nemoc má tendenci postihovat mnoho kloubů současně a bilaterálně (na obou stranách těla), obzvláště malé klouby prstů, zápěstí a chodidel [4][7].

### 4.3 Dnavá artritida (Dna)

Obyčejně je krevní hladina kyseliny močové, normálního odpadního produktu metabolismu nukleových kyselin, udržována jejím vylučováním v podobě moči. U lidí, kteří ale vylučují méně kyseliny močové, stoupá její hladina v krvi a tělních tekutinách k abnormálním hodnotám a sráží se v synoviálních membránách do podoby pevných krystalů, *urátů*. Jak se tělo snaží zničit a strávit krystaly, následuje zánětlivá reakce, která způsobuje dnavou artritidu neboli dnu [7].

**Obr. 4.03: Dnavá artritida v typické oblasti svého prvotního výskytu**

1 - krystaly kyseliny močové  
2 - masa kyseliny močové  
3 - nateklý a zanícený kloub



Počáteční záchvat postihuje jediný kloub, obvykle bázi palce na dolní končetině. Další stádium obvykle následuje po několika měsících či letech. Dna je daleko běžnější u mužů, protože mají přirozeně vyšší hladinu močové kyseliny v krvi. Neléčená dna může způsobit splynutí konců kloubících se kostí, čímž je kloub znehybněn [7].

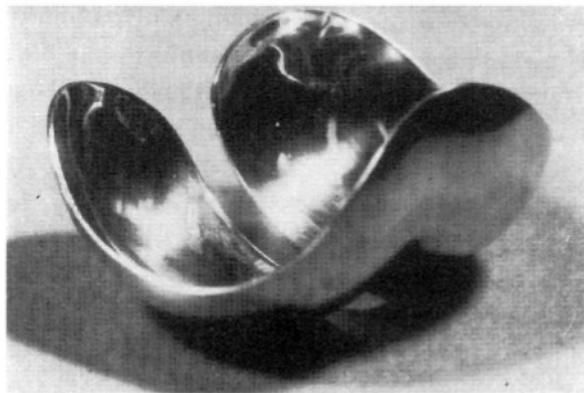
## 5 Náhrady kolenního kloubu

### 5.1 Vývoj a typy implantátů

Hledání vhodného operačního výkonu k řešení destruovaného, omezeně pohyblivého a bolestivého kolenního kloubu trvá již od 19. století [4]. Počátkem vývoje byla resekční artroplastika. Dalším logickým krokem bylo nahrazení celého kloubního povrchu, což umožnil vývoj totálních endoprotéz. Jako poslední přibýly do skupiny kolenních implantátů náhrady unikondylární.

#### 5.1.1 Resekční artroplastika

Mezi resekované kloubní povrchy byl vkládán lalok z kloubního pouzdra, kůže, svalová tkáň, tuk nebo dokonce chromovaná sliznice vepřového močového měchýře. (Ferguson, Baer, Putti). Výsledky těchto operací nebyly dobré, postupně docházelo k rozvoji nestability kloubu, omezení pohybu a návratu bolesti. Dalším stupněm vývoje byla femorální a tibiální hemiartroplastika (obr. 5.01), tedy resekce pouze femorální nebo tibiální kloubní plochy a její nahrazení interpozitem z kovu či plastu (Marquardt, Macintosh, Campbell, Boyd, Smith-Petersen) [4][11].

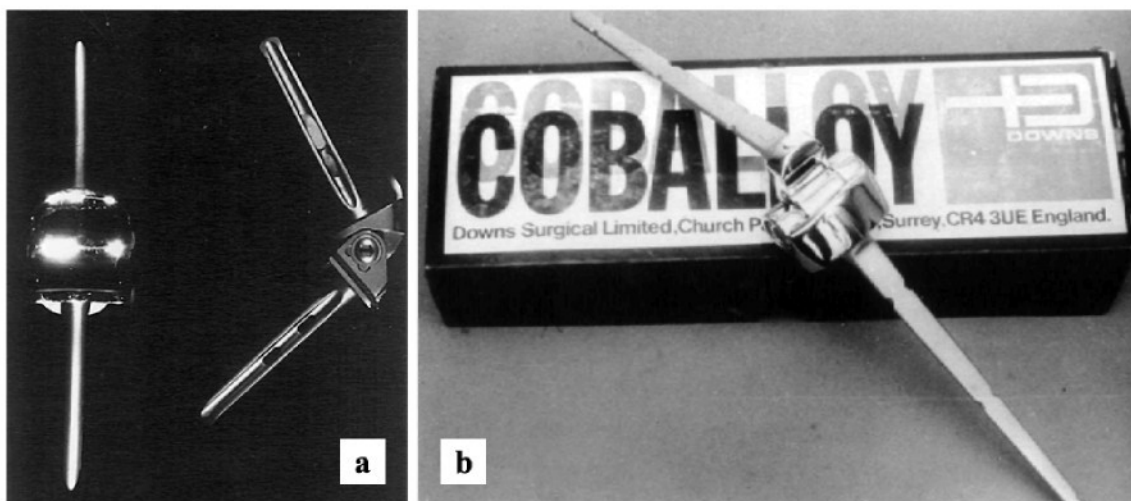


**Obr. 5.01: Femorální hemiartroplastika (Smith- Petersen) [11]**

#### 5.1.2 Totální endoprotézy

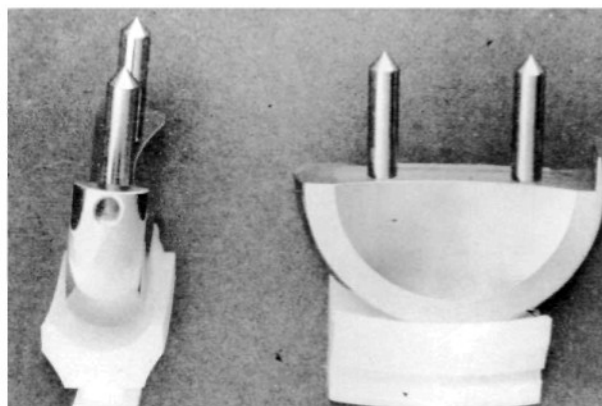
První totální endoprotézou nahrazující celý kloubní povrch byl implantát vyvinutý Walldiusem a Shiersem. K implantaci byla nutná velká resekce kosti. Tibiální a femorální část byla ukotvena intramedulárně mohutnými dřívky a vzájemně spojena kloubem, který umožňoval pohyb pouze v sagitální rovině. Pevné spojení vedlo k mechanickému uvolňování komponent a k únavovým zlomeninám diafýz. Tyto typy implantátů zdokonalené tak, že umožňují omezený pohyb i v ostatních rovinách, jsou používány v mezních onkologických indikacích nebo při těžkém postižení vazivových stabilizátorů kolenního kloubu i v současné době. Jedná se o implantáty s nejvyšším stupněm vnitřní stability [4].





Obr. 5.02: Závěsné totální náhrady kolenního kloubu [11]; a) Walldiusova b) Shiersova.

Dalším pokrokem byl vývoj vzájemně nespojených kondylárních náhrad s vyšším počtem stupňů volnosti. V roce 1971 publikuje Gunston velmi dobré krátkodobé výsledky svého „polycentric knee“ (obr. 5.03). Pokrokem byla snaha o částečné respektování fyziologické kinematiky. Implantát se skládal ze dvou tibiálních polyetylenových částí a dvou kovových hemisferických částí nahrazujících povrch kondylů femuru. Tvar tibiálních komponent umožňoval při flexi fyziologickou změnu centra rotace kolena, ke které dochází při zachování zkřížených vazů. Komponenty byly fixovány kostním cementem. Velmi malé kontaktní plochy vedly k velké koncentraci tlaku na jednotku plochy a časnému selhání [4][11].

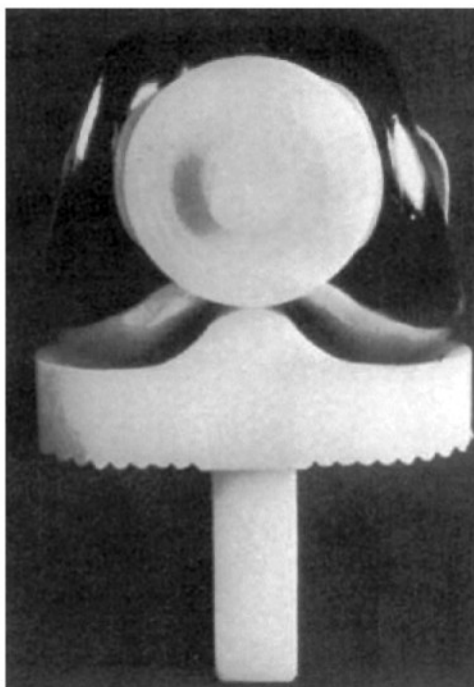


Obr. 5.03: Gunstonovo „Polycentric Knee“ [11]

Coventry vyvíjí počátkem 70. let tzv. „geomedic knee“. Implantát byl zamýšlen k implantaci se zachováním zkřížených vazů a ignoroval principy popsané Gunstonem. Tvar tibiálního plata byl v sagitální rovině blízký tvaru kondylů femuru a v kombinaci se zachováním zkřížených vazů neumožňoval vzájemný fyziologický posun. Příčinou femoropatelních obtíží byla chybějící artikulární plocha pro patellu. Implantát Freemana a Swansona (obr. 5.04) je již tvořen z celistvé femorální i tibiální

komponenty, jejíž plató má konkávní tvar a ve své modifikaci předpokládá odstranění obou zkřížených vazů. V obavě před přílišnou resekcí kosti a zhoršením podmínek pro případnou artrodézu kloubu, neměla tibiální komponenta dřík a docházelo k jejímu častému uvolňování [4].

Dalším pokrokem ve vývoji je implantát vyvinutý Insallem v roce 1973 (obr. 5.05). Femorální komponenta je tvořena ze slitiny Co-Cr-Mo, má symetrickou přední část a vytváří artikulární plochu pro čěšku. Polyetylenová tibiální komponenta má dvě konkávní plochy, zvýšenými okraji kopírující tvar kondylů femuru. Dalšího zvýšení vnitřní stability bylo dosaženo tvarem centrální části plata,



**Obr. 5.05: Insallova totální náhrada**



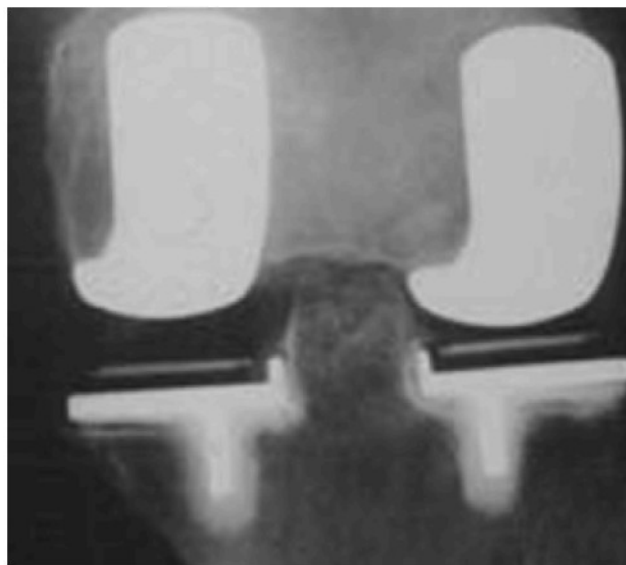
**Obr. 5.04: Implantát Freemana a Swansona [11]**

kteří zasahovalo mezi kondyly femuru. Tibiální komponenta, zprvu i s dříkem celá z polyetylenu, byla později zdokonalena využitím kovové části s dříkem, do které byla pevně vložena polyetylenová vložka, tzv. „metal backing“. Nerespektování fyziologického posunu kondylů femuru při pohybu vedlo k omezení flexe na 90 až 100 °. Při větší flexi docházelo k naléhání femuru na dorzální část polyetylenového plata tibie [4].

V roce 1978 vyvíjí Insall a Burstein implantát se zadní stabilizací. K výhodám implantátů se zadní stabilizací simulujících funkci zadního zkříženého vazy, patří snadnější chirurgický přístup po resekci zadního zkříženého vazy a snadnější balancování vazivových stabilizátorů kolenního kloubu. K nevýhodám tohoto typu

implantátu patří ztráta proprioceptivní (smyslové) funkce zadního zkříženého vazy, nutnost větší kostní resekce femuru, možnost změny výše kloubní linie, a tím zhoršení funkce femoropatelárního kloubu a možnost uskřínutí hypertrofické synovie z oblasti peripatelární nebo z oblasti šlachy m. quadriceps femoris - tzv. *patella chunk syndrom* [4][11].

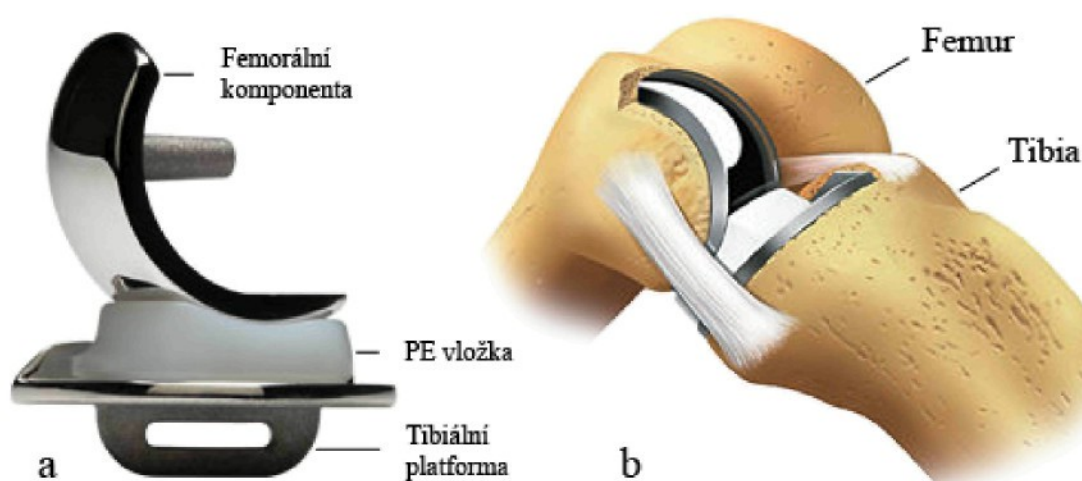
Další směr vývoje udává v polovině 70. let Goodfellow a O'Connor. Jejich implantát, tzv. „oxford knee“ (obr. 5.06), je charakterizován možností pohybu dvou polyetylenových insertů na kovové tibiální destičce. Stabilita kloubu je zajištěna postranními a zkříženými vazy. Systém pohyblivých polyetylenových artikulačních vložek umožňuje omezený rotační a translační pohyb mezi tibií a femurem. S cílem prodloužit životnost polyetylenové vložky snížením kontaktního tlaku, jsou styčné plochy femorální a tibiální komponenty maximálně kongruentní (souladné). Možnost pohybu polyetylenových vložek na kovové části snižuje zatížení na rozhraní implantát-kost, které je charakteristické pro implantáty s vyšší mírou vnitřní stability. Systém umožňuje použít tibiální komponentu s možností zachování obou zkřížených vazů nebo komponentu s možností zachování zadního zkříženého vazy. V obou případech je pohyb realizován dvěma pohyblivými PE vložkami, které umožňují vzájemný pohyb v axiální ose i malý předozadní posun. Použití tohoto typu implantátu vyžaduje vytvoření identických prostorů v extenzi i flexi kolenního kloubu a přesné balancování stabilizátorů kolenního kloubu. Přiblížení se k fyziologickým podmínkám pohybu kolenního kloubu umožňuje i celistvá tibiální rotační PE vložka. Míra vnitřní stability je určena tvarem a kongruencí polyetylenu a použití tohoto implantátu je možné i v případech, kdy není zachován zadní zkřížený vaz nebo je ke korekci deformity nutná jeho resekce [4][11].



**Obr. 5.06: Totální náhrada „Oxford knee“ [11]**

### 5.1.3 Částečné (unikondylární) náhrady

Unikompartmentální, resp. unikondylární náhrady (obr. 5.07), jejichž výhody byly zmíněny v úvodu, patří již stabilně do repertoáru implantátů. Tibiální komponenta, stejně jako u totální endoprotézy může být celopolyetylenová nebo složená ze dvou částí, PE insertu a kovové části. Femorální komponenta je kovová, v sagitální rovině kopíruje tvar kondylu. Indikace k implementaci unikondylární endoprotézy předpokládá postižení pouze jednoho kompartmentu kloubu, přičemž nejčastěji je postižen kompartment vnitřní. Nezbytným předpokladem je zachování vazivových stabilizátorů kolena a dostatečný předoperační rozsah pohybu v kloubu [4].



Obr. 5.07: Částečná náhrada kolenního kloubu; a) exemplář b) schéma implantované náhrady

Nabídka implantátů tedy v současné době umožňuje zvolit ke každému typu postižení adekvátní typ endoprotézy, od unikondylární při minimálním postižení, implantáty s nižším stupněm vnitřní stability při malé deformitě a zachování vazivového aparátu, implantáty s vyšším stupněm stability při větších deformitách a postižení zkřížených vazů či nedostatečnosti postranních vazů kolenního kloubu až k implantátům s plnou vnitřní stabilitou v onkologických indikacích [4].

## 5.2 Testované náhrady

Obě testované varianty unikondylární náhrady se obecně skládají z femorálního implantátu, kopírujícího tvar fyziologické kloubní plochy, tibiální platformy a mezi ně vloženého plastového insertu. Femorální náhrada a tibiální platforma jsou



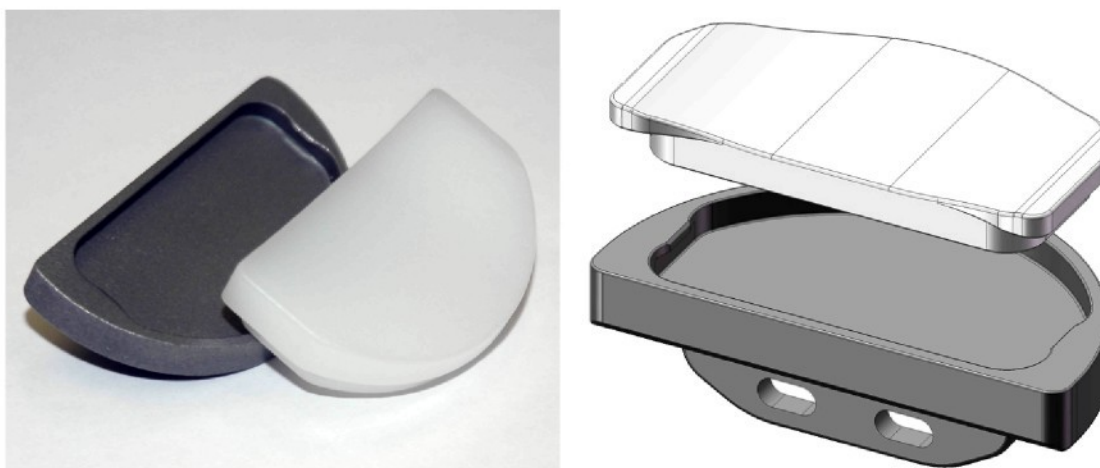
vyrobeny ze slitiny Co-Cr-Mo a vložka z UHMWPE (vysokomolekulárního polyetylénu). Rozdíl mezi zkoumanými variantami je dán zejména tvarem a pohyblivostí PE vložky na tibiální platformě. Kondylární náhrada stehenní kosti (obr. 5.08) je pro obě varianty shodná.



Obr. 5.08: Femorální implantát testované unikondylární náhrady

### 5.2.1 Částečná náhrada s fixovanou PE vložkou

Tento typ se vyznačuje pevným zasazením PE vložky do tibiální platformy (obr. 5.09). Tvar styčné plochy je při pohledu z boku téměř rovinný, na okrajích se mírně zvyšuje. Je velmi těžké říci, ve které části se bude odehrávat kontakt s femorálním implantátem. Jak bylo řečeno ve třetí kapitole, femur a tibia vůči sobě vykonávají v průběhu flexe mnoho složitých pohybů a tak může ke kontaktu docházet teoreticky v jakémkoli místě styčné plochy insertu.

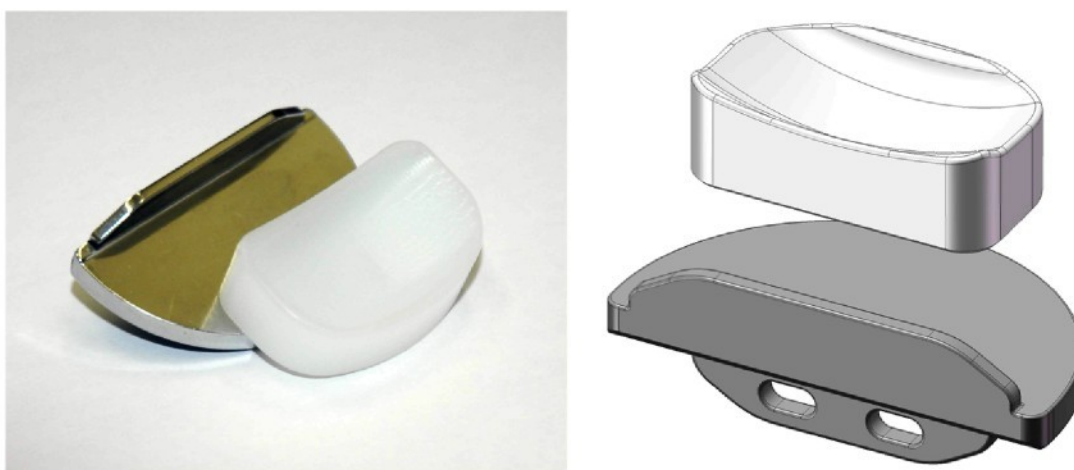


Obr. 5.09: Tibiální platforma s fixovanou PE vložkou



### 5.2.2 Částečná náhrada s volnou PE vložkou

PE insertu je v tomto případě umožněn volný pohyb v sagitální rovině. Historicky tato varianta vychází z typu „oxford knee“ a jak již bylo řečeno v přehledu vývoje implantátů, jsou kontaktní plochy femorálního implantátu a PE vložky co možná nejvíce shodné (kongruentní). Toto uspořádání ve výsledku zajistí, že při zatížení náhrady bude ke kontaktu součástí nahrazujících tibiální kloubní plochu s femorální komponentou docházet v nejnižším místě artikulační plochy polyetylenového insertu. Kongruentnost styčných ploch navíc způsobí rovnoměrnější rozložení kontaktního tlaku, čímž by se měla redukovat i jeho velikost.



Obr. 5.10: Tibiální platforma s volnou PE vložkou

## 6 Metody zjišťování kontaktního tlaku

Při kontaktu těles nebo při zatížení tělesa osamělou silou vzniká v místě styku, resp. v působišti síly, koncentrace napětí. Dotyk je teoreticky bodový. To by ale znamenalo, že kontaktní napětí nabývá v tomto místě nekonečně velkých hodnot. Ve skutečnosti se ale v místě dotyku vytvoří malá dotyková ploška, v níž je tlak rozdělen nerovnoměrně (největší hodnoty nabývá v bodě teoretického dotyku). Tento tlak vyvolá v okolí dotykových plošek víceosou napjatost a místní špičku napětí konečné hodnoty. Přes to, že hodnota kontaktního tlaku ve své špičce dosahuje běžně velmi vysokých hodnot, snáší je tělesa poměrně dobře [13].

V této kapitole bude uvedeno několik metod zjišťování rozložení kontaktního tlaku. Nejdříve budou zmíněny metody početní, mezi něž patří analytické řešení pomocí Hertzovy teorie a numerické řešení metodou konečných prvků (MKP). Dále jsou zmíněny dvě metody experimentální, a to fotoelasticimetrie a analýza kontaktního tlaku za pomoci Pressurex fólií.

### 6.1 Početní metody

#### 6.1.1 Analytické řešení (Hertzova teorie)

Původní Hertzova teorie byla díky přispění vědců Dinnika - Běljajeva upravena do podoby jednoduchého inženýrského výpočtu. Předpokládá se, že dotyková ploška má v obecném případě obrys elipsy o poloosách  $a$ ,  $b$  (není rovinná) [13].

Tlak v obecném místě je roven [13]:

$$p(x, y) = p_{\max} \sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2 - \left(\frac{y}{b}\right)^2} \quad , \quad (6.1)$$

kde maximální tlak ve středu elipsy při působení přitlačné síly  $F$  [13]:

$$p_{\max} = p(0,0) = \frac{3F}{2\pi ab} \quad . \quad (6.2)$$

Poloosy dotykové elipsy vypočteme ze vztahů [13]:

$$a = \alpha \sqrt[3]{\frac{F \cdot m}{n}} \quad , \quad b = \beta \sqrt[3]{\frac{F \cdot m}{n}} \quad , \quad (6.3)$$

kde geometrická konstanta dotyku je [13]:

$$m = \frac{4}{\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_1'} + \frac{1}{r_2} + \frac{1}{r_2'}} \quad (6.4)$$

Veličiny  $\frac{1}{r_1}$ ,  $\frac{1}{r_1'}$  jsou hlavní křivosti jednoho a  $\frac{1}{r_2}$ ,  $\frac{1}{r_2'}$ , hlavní křivosti

druhého tělesa. Hlavní křivosti leží v rovinách na sebe kolmých a jsou to největší a nejmenší křivost tělesa v místě dotyku. Znaménko křivosti je kladné, leží-li střed křivosti ve směru vnitřní normály k povrchu tělesa [13].

Materiálová konstanta dotyku [13]:

$$n = \frac{8E_1E_2}{3[E_2(1-\mu_1^2) + E_1(1-\mu_2^2)]} \quad (6.5)$$

Koeficienty  $\alpha$ ,  $\beta$  odečteme z tab. 1 pro úhel  $\vartheta$ , který je dán vztahem [13]:

$$\vartheta = \arccos \frac{B}{A} \quad (6.6)$$

kde

$$A = \frac{2}{m} \quad (6.7)$$

$$B = \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_1'}\right)^2 + \left(\frac{1}{r_2} + \frac{1}{r_2'}\right)^2 + 2\left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_1'}\right)\left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_2'}\right)\cos 2\varphi} \quad (6.8)$$

Úhel  $\varphi$  svírají spolu roviny největších křivosti jednoho a druhého tělesa.

Deformace (v podstatě přiblížení středů křivosti obou těles) je rovna [13]:

$$w = \gamma \sqrt{\frac{F^2}{n^2 m}} \quad (6.9)$$

kde  $\gamma$  odečteme z tab. 1

**Tab. 1: Hodnoty koeficientů  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  v závislosti na úhlu  $\vartheta$  [13]**

| $\vartheta [^\circ]$ | $\alpha$ | $\beta$ | $\gamma$ | $\vartheta [^\circ]$ | $\alpha$ | $\beta$ | $\gamma$ |
|----------------------|----------|---------|----------|----------------------|----------|---------|----------|
| 10                   | 6,612    | 0,319   | 0,851    | 60                   | 1,486    | 0,717   | 1,875    |
| 20                   | 3,778    | 0,408   | 1,220    | 65                   | 1,378    | 0,759   | 1,912    |
| 30                   | 2,731    | 0,493   | 1,453    | 70                   | 1,284    | 0,802   | 1,944    |
| 35                   | 2,379    | 0,530   | 1,550    | 75                   | 1,202    | 0,846   | 1,967    |
| 40                   | 2,136    | 0,567   | 1,637    | 80                   | 1,128    | 0,893   | 1,985    |
| 45                   | 1,926    | 0,604   | 1,709    | 85                   | 1,061    | 0,944   | 1,996    |
| 50                   | 1,754    | 0,641   | 1,772    | 90                   | 1,000    | 1,000   | 2,000    |
| 55                   | 1,611    | 0,678   | 1,828    |                      |          |         |          |

Výpočet kontaktního tlaku i deformace v závislosti na síle  $F$  je úloha nelineární, jak vyplývá ze vztahů (6.2), (6.3) a (6.9) [13].

Uvedený výpočet neplatí pro případ dotyku dvou těles podél přímky (válcová tělesa s rovnoběžnými osami). Dotyková ploška má v tomto případě tvar obdélníka. Vzhledem ke tvaru styčných ploch testované náhrady ale půjde vždy o kontaktní plochu ve tvaru elipsy. V případě zájmu o vztahy odvozené pro přímkový kontakt je odkazováno na literaturu [13].

### 6.1.2 Metoda konečných prvků (MKP)

Kontaktní úloha v MKP patří, vzhledem k nelinearitám, jež vnáší do výpočtů, mezi jeden z jejích početně a časově nejnáročnějších problémů. Definice kontaktu je nutná tehdy, jestliže nelze jeho přítomnost nahradit některou z okrajových podmínek, například:

- simulace dynamického rázu,
- kontakt těles při definovaném součiniteli tření,
- interakce komponent sestavy,
- a další.

### ANSYS Multiphysics 10.0

Softwarový produkt ANSYS 10.0, jež bude v této práci používán pro výpočet kontaktních tlaků, neuvažuje kontakt mezi konečněprvkovými modely těles automaticky. Je tedy nejprve nutné jej definovat. ANSYS řeší tento problém pomocí tzv. kontaktních elementů, jež podle manuálu [16] mají řešit následující situace:



- předcházení vzájemných průniků kontaktních entit (ploch, čar, či bodů),
- přenos tlaku a třecích sil mezi kontaktními entitami,
- sledování vzájemné relativní polohy kontaktních elementů.

Jako první je nutné uvážit, jakou svou částí jsou tělesa v kontaktu a podle toho zvolit příslušný typ kontaktních elementů (tab. 2). Z uvedené tabulky vidíme, že knihovna kontaktních elementů umožňuje simulaci celé řady případů dotyku. Popis chování a příkladů aplikace jednotlivých prvků je velmi obsáhlý a lze jej nalézt v literatuře [16].

**Tab. 2: Typy kontaktních elementů podle typu dotyku.**

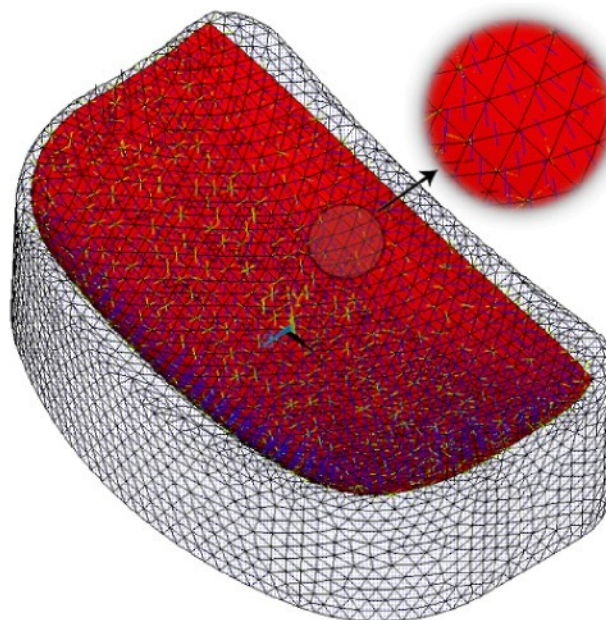
| Typ kontaktu                                 | Název a číslo prvku        |
|----------------------------------------------|----------------------------|
| <i>Surface-to-surface</i> (plocha-na-plochu) | TARGE169-170, CONTA171-174 |
| <i>Node-to-surface</i> (uzel-na-plochu)      | TARGE169-170, CONTA175     |
| <i>Line-to-line</i> (čára-na-čáru)           | TARGE170, CONTA176         |
| <i>Line-to-surface</i> (čára-na-plochu)      | TARGE179, CONTA177         |
| <i>Node-to-node</i> (uzel-na-uzel)           | CONTA178                   |

Mimo tvarových vlastností kontaktu se zohledňuje i tuhost obou těles, v tomto směru rozeznáváme dva typy modelů kontaktu:

- *Rigid-to-flexible* (tuhý-pružný) uvažuje jednu z kontaktních entit za zcela nepoddajnou. Tohoto typu lze využít tehdy, když je jedno z těles výrazně tužší a uživatele nezajímají napětí v tomto tělese.
- *Flexible-to-flexible* (pružný-pružný), kde obě kontaktní entity jsou charakterizovány deformovatelnými prvky.

Bližší budou nyní zmíněny vybrané vlastnosti kontaktu typu *surface-to-surface*, neboť právě díky němu je definován kontakt u obou testovaných náhrad. Tato metoda využívá koncept tzv. kontaktního páru. V předem síťovaném modelu vybereme plochy, u kterých předpokládáme kontakt s druhým tělesem a ANSYS je poté překryje elementy kontaktního páru (obr. 6.01). Přitom jedna z ploch je definována jako tzv. TARGET a druhá jako CONTACT.

Vedlejším produktem řešení kontaktní úlohy v MKP je většinou určitá míra penetrace, tedy v praxi nereálné vnoření jednoho tělesa do druhého. Tuto vlastnost je nutné brát v úvahu a nastavit výpočet tak, aby penetrace vyšla co nejmenší. Právě to, která plocha je určena jako TARGET, a která jako CONTACT, je jeden z faktorů ovlivňujících míru penetrace a tím i přesnost výpočtu.



Obr. 6.01: Kontaktní plocha volné PE vložky

Pro kontakt *rigid-to-flexible* je nepoddajná (*rigid*) plocha vždy definována jako TARGET. U druhého typu *flexible-to-flexible* bude podle manuálu [16] kontaktní plocha zvolena jako TARGET v těch případech, kdy:

- je tvořena hrubší sítí než druhá,
- je poddajnější než druhá,
- je tvořena prvky nižšího řádu než druhá.

Dalším faktorem ovlivňujícím přesnost a s tím související časovou náročnost výpočtu je volba řešícího algoritmu. ANSYS nabízí hned několik přístupů k řešení. Charakteristika základních tří typů je uvedena v tabulce 3.

Tab. 3: Algoritmy kontaktních úloh v prostředí ANSYS [16]

| Algoritmus         | Klady                                                                      | Zápory                                                            | Použití                                                                                                      |
|--------------------|----------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Pure Penalty       | Nabízí nejjednodušší konvergenci; malý počet iterací                       | Vyžaduje kontaktní tuhost; vznik penetrací                        | Tradiční algoritmus. Užívá se, pokud je jinde problém s konvergencí a minimální penetrace jsou přípustné     |
| Augmented Lagrange | Minimalizuje penetraci; méně citlivý na kontaktní tuhost                   | Může vyžadovat větší množství iterací                             | Výchozí algoritmus kontaktu surface-to-surface. Poskytuje velmi kvalitní výsledky v nejběžnějších aplikacích |
| Pure Lagrange      | Poskytuje prakticky nulovou penetraci; nevyžaduje zadání kontaktní tuhosti | Může vyžadovat větší množství iterací a způsobit přeurčení modelu | Pokud je striktně vyžadována nulová penetrace                                                                |



V tabulce je u každého algoritmu zmiňován jeho vztah k proměnné zvané kontaktní tuhost  $k_n$  [N/m]. Jde o nejdůležitější parametr ovlivňující přesnost a chování při konvergenci. Výchozí hodnota je  $k_n = 1$  a obecně platí, že čím je tato hodnota vyšší, tím přesnější dostaneme řešení. Při vysokých hodnotách ale dochází k problémům s konvergencí. Volba vhodné kontaktní tuhosti je podle literatury [16] často závislá na konkrétní úloze a před jejím nalezením je zpravidla nutné provést několik pokusných analýz. Jako vodítko je v manuálu [16] uvedeno, že míra penetrace by měla být alespoň o řád nižší než velikost deformace v místě kontaktu.

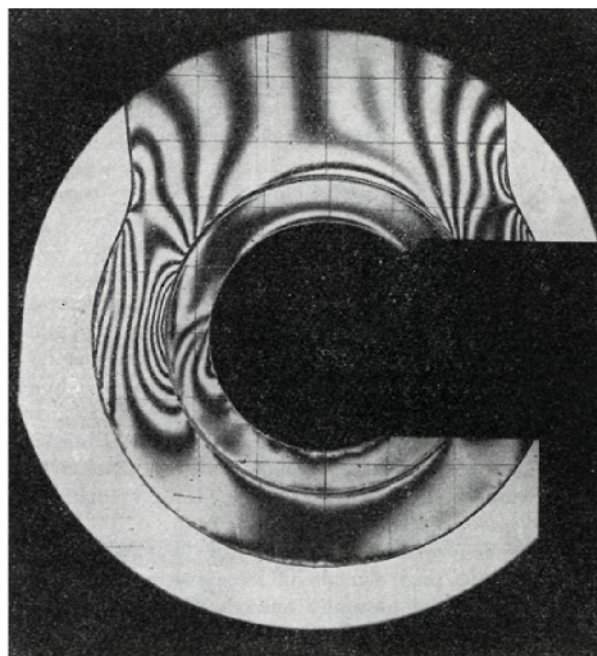
## 6.2 Experimentální metody

### 6.2.1 Fotoelasticimetrie

Na úvod k této zkušební metodě je nutno podotknout, že s její pomocí nelze zjistit rozložení kontaktního tlaku, slouží totiž k vyhodnocení napětí v celém rozsahu zkoušeného modelu. Pro tuto práci by tedy byla výhodná, pokud by se zadání rozšířilo o vyšetření kontaktního napětí na rozhraní implantát-kost.

Její princip spočívá na schopnosti některých látek, jako je sklo, celuloid, PMMA a jiné makromolekulární hmoty, vykazovat specifickou optickou vlastnost, dočasný dvojlom. Dvojlom je pak dobře pozorovatelný v polarizovaném světle. Pro vyšetření průběhu a velikosti napětí v určité rovinné součásti nebo konstrukci, musíme vyrobit průhledný fotoelasticimetrický model, geometricky podobný skutečnému dílu, z ploché desky vhodné dočasně dvojlomné hmoty [8].

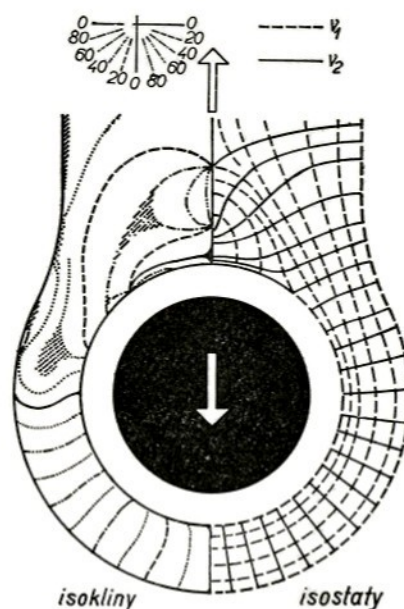
Po zatížení modelu břemeny, působícími co nejpodobněji jako na skutečné součásti, pozorujeme model v kruhově polarizovaném světle. Tímto získáme po celém rozsahu modelu obraz *isochromat* (obr. 6.02). Při použití bílého světla mají formu jasně ohraničených barevných pruhů.



Obr. 6.02: Isochromaty oka tažené tyče [8]

V případě použití světla monochromatického se jeví jako tmavé čáry. Tyto, pro fotoelasticimetrii charakteristické pruhy, můžeme interpretovat jako vrstevnice kvantitativního rozložení rozdílu hlavních napětí. Podávají tedy jasný obraz o místech, kde rozdíly hlavních napětí dosahují maximálních hodnot i o místech nejméně namáhaných [8].

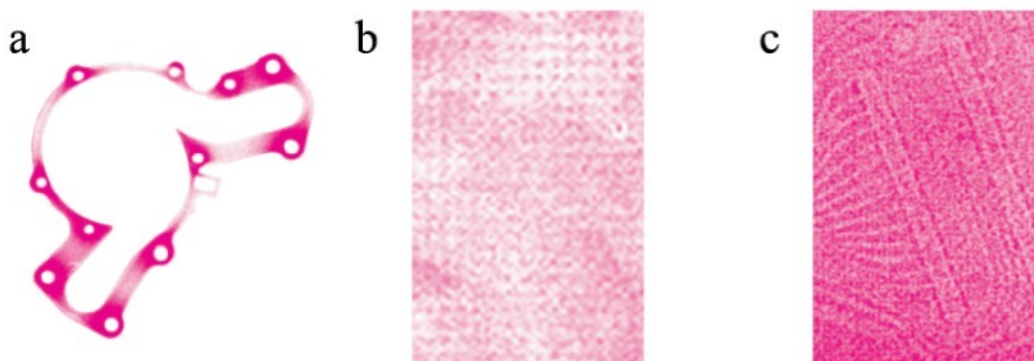
K dořešení rovinné napjatosti je nutno znát směry hlavních napětí, které jsou charakterizovány obrazem *isostat* (obr. 6.03). Fotoelasticimetrie dává podklady ke grafické konstrukci *isostat*, a to pomocí dalších charakteristických čar – *isoklin* (obr. 6.03). Isokliny (vždy tmavé čáry) se tvoří na modelu tam, kde směry hlavních napětí jsou shodné se směry zkřížených polarizačních rovin polaroidů. Jejich zakreslením, při postupném otáčení polaroidů, získáme podklady pro konstrukci *isostat* [8].



Obr. 6.03: Isokliny a isostaty [8]

### 6.2.2 Pressurex fólie

Tyto fólie, reagující na zatížení mezi kontaktními tělesy, nabízejí velmi jednoduchý způsob zjišťování jak rozložení, tak velikosti kontaktního tlaku. V brožuře [17] se uvádí, že samotná fólie je vyrobena z materiálu zvaného Mylar (pevný a vysoce odolný polyester). Obsahuje vrstvu mikrokapslí naplněných barvivem, jež se při aplikaci síly roztrhnou a na fólii vytvoří okamžitý a permanentní topografický obraz změn tlaku v kontaktní ploše (obr. 6.04).



Obr. 6.04: Příklady aplikací Pressurex fólií [17]; a) kontrola těsnění b) přítlak tepelného výměníku c) lisování/tisk.



Pro svou velmi malou tloušťku je jejich aplikace možná i v jinak velmi těžko přístupných či tvarově složitých kontaktních plochách. Společnost Sensor Products Inc., od které byly tyto Pressurex fólie zakoupeny, je nabízí v několika typech lišících se svým měřicím rozsahem (tab. 4).

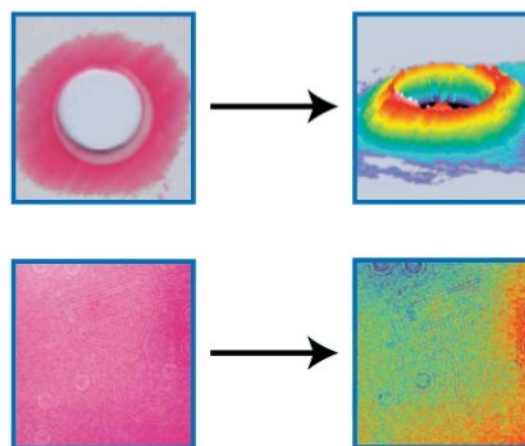
Tab. 4: Typy a měřicí rozsahy fólií Pressurex [17]

| Typ fólie  | Rozsah tlaků        |                  |
|------------|---------------------|------------------|
|            | US systém           | Jednotky SI      |
| MICRO      | 2 - 20 PSI          | 0,014 - 0,14 MPa |
| ZERO       | 7,2 - 28 PSI        | 0,05 - 0,2 MPa   |
| ULTRA LOW  | 28 - 85 PSI         | 0,2 - 0,6 MPa    |
| SUPER LOW  | 70 - 350 PSI        | 0,5 - 2,5 MPa    |
| LOW        | 350 - 1 400 PSI     | 2,5 - 10 MPa     |
| MEDIUM     | 1 400 - 7 100 PSI   | 10 - 50 MPa      |
| HIGH       | 7 100 - 18 500 PSI  | 50 - 130 MPa     |
| SUPER HIGH | 18 500 - 43 200 PSI | 130 - 300 MPa    |

Některé typy (konkrétně MICRO až LOW) musejí být vzhledem ke svému malému rozsahu dělené na část s mikrokapslemi a část vyvolávací, jinak by snadno docházelo k jejich znehodnocení ještě před samotným měřením.

Zbarvení fólií ihned po měření (obr. 6.04) nám bohužel neumožňuje zcela přesně určit, jaký je v tom kterém místě kontaktní plochy tlak. Je sice poskytován jednoduchý cejchovací diagram, díky němuž lze hodnotu tlaku odhadnout, nejde ale o nic, na co by se dalo zcela spolehnout. Pokud tedy chceme barevně rozlišit jednotlivé oblasti se stejnou hodnotou kontaktního tlaku, tak jako je tomu u výsledků MKP, je nutné vzorky odeslat výrobci nebo si při určitých znalostech napsat program na analýzu.

Proces analýzy fólií se u společnosti Sensor Products Inc. nazývá „Topaq analysis“ a ve svém výsledku poskytne nejen grafické znázornění rozložení kontaktního tlaku (obr. 6.05), ale i některé statistické údaje (např. velikost kontaktní plochy, maximální a minimální tlak, atd.). Na požádání zákazníka je možné i sestavení 2D grafu tlaku podél jím zvolené čáry.



Obr. 6.05: Výsledek analýzy Topaq [17]



### 6.3 Klady a zápory uvedených metod

Každá z výše zmíněných metod, ať už početních nebo experimentálních, má samozřejmě své výhody a nevýhody. Pro přehlednost a jednoduchost porovnání jsou tyto vlastnosti pro všechny metody uvedeny až zde, v tabulce 5.

**Tab. 5: Klady a zápory uvedených metod**

| Druh           | Název                  | Klady                                                                                                                                                                                                                                                            | Zápory                                                                                                                                                                                                                                                |
|----------------|------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Početní        | Hertzova teorie        | <ul style="list-style-type: none"> <li>- jednoduchý analytický výpočet</li> <li>- zjištění velikosti tlaku v jakémkoli místě kontaktní plochy</li> </ul>                                                                                                         | <ul style="list-style-type: none"> <li>- omezuje se pouze na jednodušší tvary kontaktních ploch</li> <li>- zanedbání tření</li> <li>- nepředpokládá kontakt ploch ve více bodech</li> </ul>                                                           |
|                | Metoda konečných prvků | <ul style="list-style-type: none"> <li>- variabilita - řešení různých problémů v jednom softwarovém produktu</li> <li>- po provedeném výpočtu jasné a přehledné zobrazení výsledků</li> <li>- mnoho dodatečných možností vyhodnocení v postprocessoru</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- výpočetní čas kontaktních úloh ve 3D je zpravidla velmi vysoký</li> <li>- velmi obtížné je určení odpovídajících okrajových podmínek</li> <li>- doporučena konfrontace výsledků s jinými metodami</li> </ul> |
| Experimentální | Fotoelasticimetrie     | <ul style="list-style-type: none"> <li>- zjištění kontaktních napětí v celém rozsahu modelu</li> <li>- testovaný model může být jakkoliv tvarově složitý</li> <li>- metoda je plně využitelná v oblasti rovinné napjatosti</li> </ul>                            | <ul style="list-style-type: none"> <li>- nemožnost odečtení kontaktního tlaku</li> <li>- nutná značná zkušenost experimentátora a speciální přístroje</li> <li>- u trojrozměrných modelů vyžaduje metoda náročných postupů.</li> </ul>                |
|                | Presssurex fólie       | <ul style="list-style-type: none"> <li>- snadné a rychlé proměření kontaktního tlaku</li> <li>- možnost měření i na těžko dostupných kontaktních plochách</li> <li>- není potřeba žádných speciálních přístrojů</li> </ul>                                       | <ul style="list-style-type: none"> <li>- nutnost další analýzy pro zjištění konkrétních hodnot tlaků</li> <li>- Sensor Products Inc. nemá pobočku v Evropě, naměřené vzorky je třeba zasílat do USA</li> </ul>                                        |

## 7 Testování náhrad

Již na začátku této práce bylo rozhodnuto, že získané vzorky částečných náhrad kolenního kloubu budou testovány některým z experimentálních způsobů. Pro tyto účely byly vybrány fólie Pressurex, popsané v minulé kapitole. Dalším krokem je kontrola a porovnání výsledků s metodou konečných prvků. Aby to ale bylo možné, nejprve bylo nutno vymyslet metodiku testování tak, aby šlo podmínky při experimentu s dostatečnou spolehlivostí nasimulovat v prostředí ANSYS 10.0. Jako další možnost byl ve hře i výpočet kontaktních tlaků pomocí Hertzovy teorie. Ovšem vzhledem k tomu, že kontaktní plochy femorální náhrady a volné PE vložky jsou obecného charakteru, bylo by zjišťování hlavních křivostí, potřebných ve výpočtu, velmi složité a výpočet málo spolehlivý.

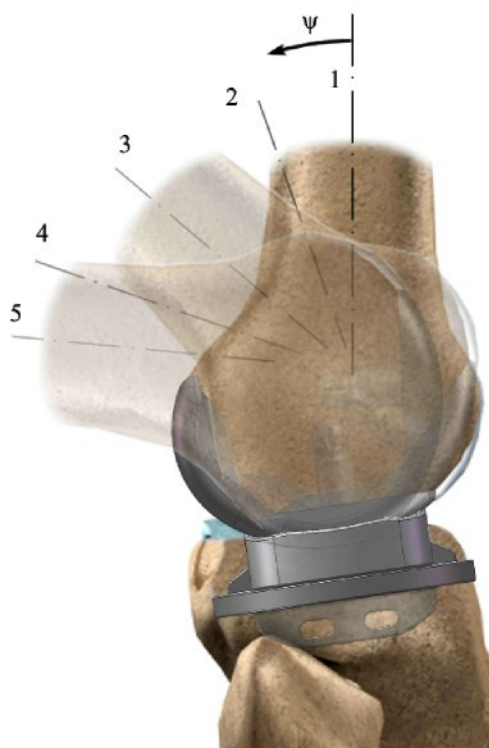
### 7.1 Testovací polohy a způsob zatěžování

Náhrady jsou testovány celkem v pěti různých stupních flexe kolenního kloubu (obr. 7.01; tab. 6). Znamená to tedy, že femorální komponenta se pro jednotlivá měření vůči PE vložce natočí v sagitální rovině do požadované polohy a takto ustavené jsou proti sobě uvedené části tlačeny určitou silou do kontaktu.

Tab. 6: Stupeň flexe testovacích poloh

| Poloha č. | Stupeň flexe $\psi$ [°] |
|-----------|-------------------------|
| 1         | 0                       |
| 2         | 20                      |
| 3         | 50                      |
| 4         | 70                      |
| 5         | 85                      |

Jak bylo řečeno v představení testovaných implantátů, u fixované PE vložky může ke kontaktu s femorální náhradou docházet v jakémkoli místě její styčné plochy. Pro její testování však musel být zvolen je jeden její bod, neboť zkoušky celé této plochy by byly, zvláště co se MKP



Obr. 7.01: Znázornění testovacích poloh na modelu kolenního kloubu

analýzy týče, časově velmi náročné. U volného PE insertu tento problém odpadá. Přitlačná síla přirozeně způsobí ustavení insertu do správné polohy vůči femorální náhradě.

Po této úvaze bylo už jen potřeba vyřešit, jakou silou budou testované komponenty proti sobě tlačeny. V publikaci [15] zjišťovali autoři kontaktní napětí v artikulujících kostech zdravého kolenního kloubu. Postupně jej podrobovali následujícím zátěžným silám:

- **1 270 N**, což je běžné zatížení kloubu při klidovém stavu ve stoje,
- **2 400 N**, vznikající v kloubu na začátku kroku,
- **4 000 N**, působící při mírném doskoku na jednu nohu (např. při chůzi ze schodů).

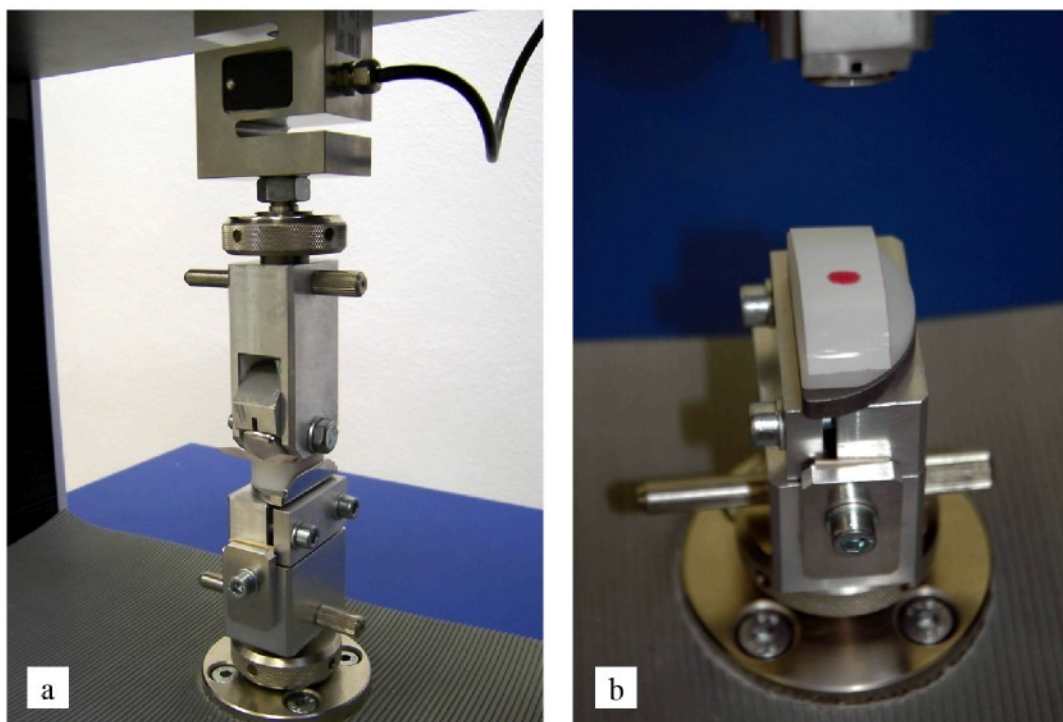
Pro účely měření byla zvolena první z uvedených zátěžných sil, 1 270 N. Toto zatížení je aplikováno na obou zkoušených náhradách a ve všech testovacích polohách. Takto máme zajištěnu možnost jednoduše porovnat výsledky.

## 7.2 Experimenty

Experimenty probíhaly na univerzálním trhačím přístroji v laboratoři Katedry mechaniky, pružnosti a pevnosti FS TU Liberec. Na tento přístroj bylo nejprve potřeba navrhnout jednoduchý testovací přípravek (obr. 6.02a). Jeho kompletní výkresová dokumentace je k nahlédnutí v přílohou části. Skládá se ze dvou hlavních podsestav. První z nich má ta úkol pevné upnutí tibiální platformy a také má umožnit její správné ustavení vzhledem k femorální náhradě. To je realizováno možností posunout ji v podélném a příčném směru. Druhá část imituje funkci stehenní kosti, slouží k nasazení femorálního implantátu a umožňuje jej v sagitální rovině natáčet vůči PE vložce do libovolné polohy.

Samotné měření pak již bylo velmi jednoduché. Pressurex fólie, nastříhané na požadovanou velikost, se vložila mezi femorální komponentu a PE insert (obr. 6.02b) a poté byla na tento celek aplikována zvolená síla. Plné zatížení trvalo 5 sekund s následným odlehčením. Tento postup se opakoval pro všechny testovací polohy a po dokončení měření byly použité ústřížky Pressurex fólií odeslány výrobci do USA k analýze.





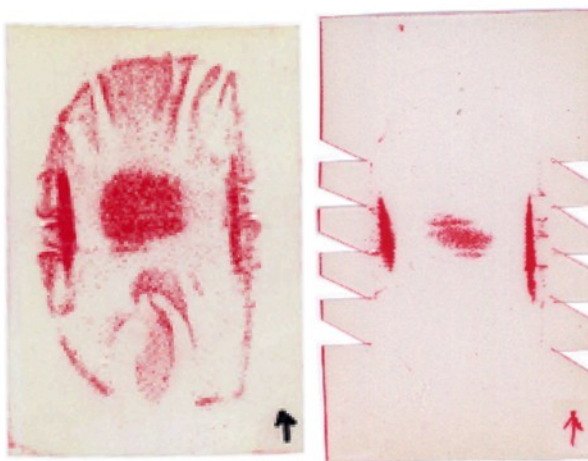
**Obr. 7.02: Fotografie z experimentů; a) zobrazení celého testovacího přípravku b) výsledek měření - zbarvená kontaktní plocha na fólii Pressurex (fixovaná PE vložka)**

### 7.2.1 Měření náhrady s fixovanou PE vložkou

Při testování náhrady s fixovanou PE vložkou (obr. 7.02b) byla z důvodu předpokladu vyššího kontaktního tlaku použita fólie typu MEDIUM. Po obdržení výsledků byla tato domněnka potvrzena tím, že výsledné hodnoty spadaly do uváděného rozsahu fólie.

### 7.2.2 Měření náhrady s volnou PE vložkou

U náhrady s volnou PE vložkou byla ve všech měřicích polohách použita fólie typu LOW. Při porovnání výsledků s MKP analýzami bylo ale shledáno, že hodnoty kontaktního tlaku se v polohách 3, 4 a 5 liší o více než 100 %. Z toho bylo usouzeno, že byl pravděpodobně překročen měřicí rozsah použitého typu fólie. Nezbyvalo



**Obr. 7.03: Opakované měření polohy 4; vlevo původní LOW fólie; vpravo fólie MEDIUM**



tedy, než měření pro tyto tři polohy zopakovat s užitím fólie typu MEDIUM a nechat vzorky znovu vyhodnotit (obr. 7.03).

### 7.3 MKP analýza

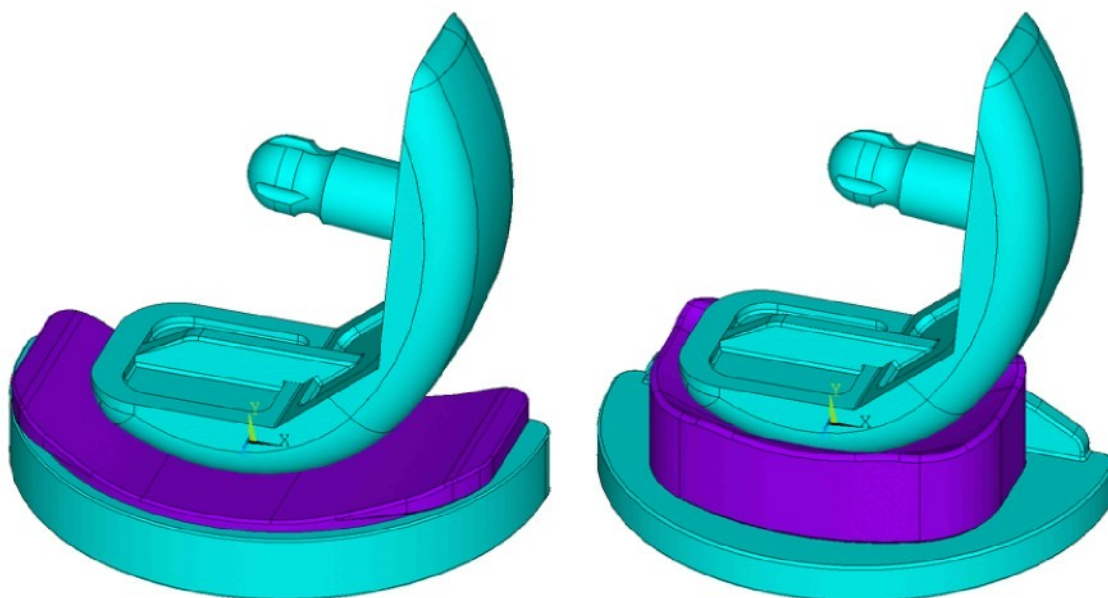
Účelem analýzy náhrad metodou konečných prvků bylo v případě této práce věrohodné nasimulování experimentů a vzájemné porovnání výsledků. Úloha byla počítána jako trojrozměrný problém, a proto byly v zájmu dosažení kratších výpočtových časů a snížení počtu kontaktů zavedeny následující zjednodušující předpoklady:

- je pracováno pouze s modely náhrad. Jsou tedy odstraněny veškeré části testovacího přípravku,
- zatěžovací síla je převedena na zatížení normálovým tlakem (viz. dále),
- materiálové modely součástí náhrad jsou považovány za lineární, elastické a izotropní.

#### 7.3.1 Příprava objemových modelů

V programu Pro/ENGINEER byly vytvořeny všechny potřebné sestavy obou typů náhrad v každé z jejich pěti testovacích poloh, celkem tedy deset sestav. Hlavní pozornost byla věnována správnému ustavení femorální komponenty vůči PE vložce tak, aby měl následně ANSYS jednodušší výchozí pozici při detekci kontaktu. Proto byla femorální náhrada na základě doporučení v práci [14] posunuta o 0,1 mm nad kontaktní plochu polyetylénového insertu.

Dále nastal poměrně značný problém s exportem připravených geometrických 3D dat z Pro/ENGINEERu do ANSYSu. Původní pokusy s neutrálním datovým formátem IGES byly neúspěšné. Obzvláště u femorální komponenty převod selhával na velké složitosti některých jejích ploch. ANSYS po importu nedokázal vytvořit objemový model a s výslednými daty nešlo dále v tomto programu pracovat. Nakonec se ale ukázalo, že společnosti vyvíjející uvedené programy spolupracují a je zde možnost CAD data exportovat přímo, bez ukládání do jakéhokoliv jiného formátu (obr. 7.04).



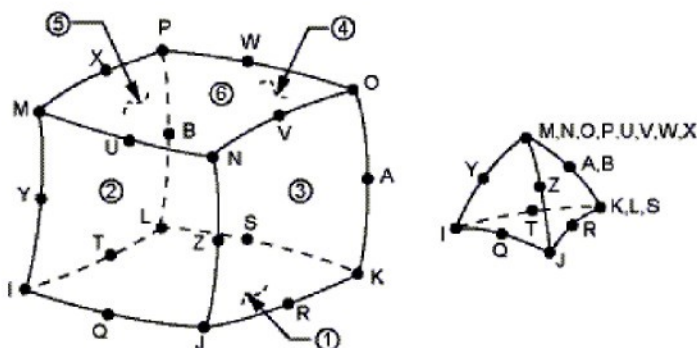
**Obr. 7.04: Objemové modely náhrad v testovací poloze č. 5; vlevo typ s fixovanou PE vložkou, vpravo s volnou PE vložkou.**

### 7.3.2 Preprocessing

Toto pojmenování v sobě, v případě MKP analýzy, zahrnuje všechny úkony předcházející spuštění výpočtu. Prvním krokem byla volba elementů, jež budou ve výpočtu reprezentovat objemové modely. V práci [14] autor doporučuje kvadratický prvek typu SOLID95, což jsou 20 uzlové objemové prvky v základním stavu ve tvaru šestistěnu (obr. 7.05). Bohužel, vzhledem k tvarové náročnosti modelů náhrad nezvládl síťovací algoritmus ANSYSu těmito prvky objem vyplnit a automaticky je převedl na alternativní tvar tohoto typu prvku, 20 uzlový čtyřstěn. Přebývajících uzly jsou v tomto případě soustředěny na jednu z hran tohoto čtyřstěnu (obr. 7.05). Po tomto poznatku byly nakonec použity kvadratické elementy typu SOLID92. Ty mají, co se stupňů volnosti a výsledků, jež podávají, stejné vlastnosti jako SOLID95, jsou ale rovnou ve tvar 10 uzlového čtyřstěnu. Porovnávací výpočet s oběma typy prvků neodhalil žádnou závažnější chybu tohoto kroku.

**Obr. 7.05: prvek SOLID95;**

základní tvar (vlevo),  
alternativní tvar (vpravo)



Další věcí je volba materiálového modelu. Jeho vlastnosti byly zmíněny výše, ve zjednodušujících předpokladech. Zvolený model charakterizují dvě jeho konstanty, modul pružnosti v tahu  $E$  [MPa] a Poissonova konstanta  $\mu$  [-]. Tyto veličiny byly získány z práce [10] a jsou přehledně shrnuty v tabulce 7.

**Tab. 7: Materiálové vlastnosti součástí náhrad.**

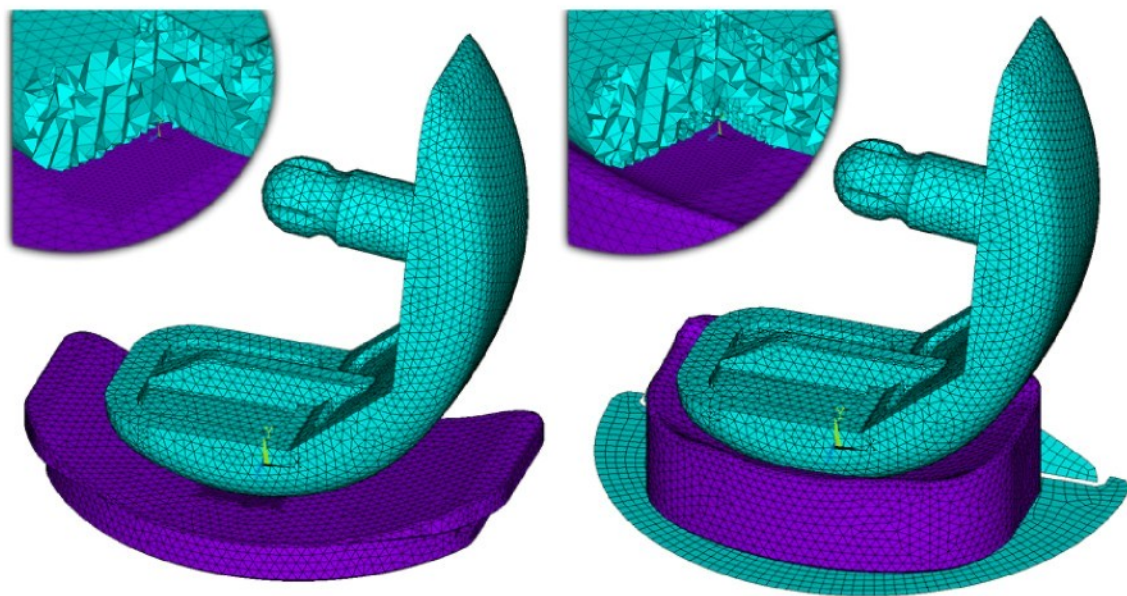
|                                                                       |                      |           |         |
|-----------------------------------------------------------------------|----------------------|-----------|---------|
| Tibiální platforma,<br>femorální komponenta<br><br>(slitina Co-Cr-Mo) | Youngův modul        | $E$ [MPa] | 228 000 |
|                                                                       | Poissonova konstanta | $\mu$ [-] | 0,3     |
| Plastová vložka<br><br>(vysokomolekulární polyetylén)                 | Youngův modul        | $E$ [MPa] | 500     |
|                                                                       | Poissonova konstanta | $\mu$ [-] | 0,3     |

Po definici typu elementů a materiálových modelů byly součásti nasítovány. Z poznatků popsaných v práci [14] byla použita volná síť a jako výhodné se ukázalo pevné nastavení velikosti hrany elementu na 1 mm. Automatické nastavení velikosti elementu vedlo totiž ke zbytečně jemné síti.

Předposlední věcí byla definice kontaktů. ANSYS usnadňuje tuto akci průvodcem, který krok po kroku vede ke správnému určení kontaktních ploch a nabízí mnoho dalších pokročilých nastavení. U obou typů náhrad byl podle zásad uvedených v kapitole 6.1.2 definován kontakt *surface-to-surface* typu *flexible-to-flexible* mezi artikulační plochou femorální komponenty (určené jako TARGET) a plastového insertu (určené jako CONTACT). U náhrady s fixovanou PE vložkou šlo o jediný kontakt definovaný na tomto typu, styk plastové vložky a tibiální platformy byl v tomto případě totiž nahrazen okrajovými podmínkami (viz. dále).

V případě náhrady s volným PE insertem je nutná simulace jejího posuvu po tibiální platformě. To je realizováno dalším plošným kontaktem, v tomto případě typu *rigid-to-flexible*. Znamená to tedy, že z tibiální platformy jsou využity pouze plochy, které jsou bezprostředně ve styku s plastovou částí (obr. 7.06). Díky tomu byl redukován počet potřebných elementů a s tím související výpočtový čas.





**Obr. 7.06: Síťované modely náhrad;** v horních rozích detaily řezu femorální náhradou pro zobrazení místního zjemnění sítě.

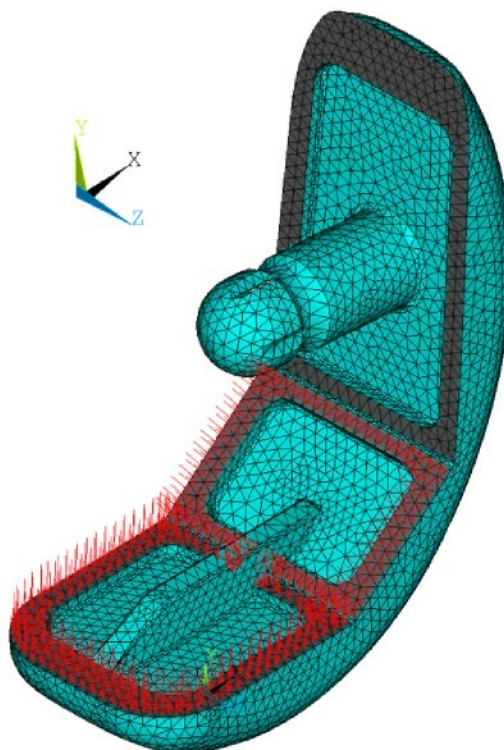
U všech výše uvedených definic kontaktů je nastavena normálová kontaktní tuhost na hodnotu  $k_n = 1 \text{ N/mm}$  a zaveden součinitel tření o velikosti  $f = 0,05$ . Uvažování tření bude mít zásadní efekt hlavně u typu s pohyblivou PE vložkou. Objektové modely nebyly v systému Pro/ENGINEER samozřejmě ustaveny zcela správně. Ve výpočtu tedy může po styku PE vložky s femorální komponentou dojít k jejímu dodatečnému posuvu, a tak je relativně k této součásti dosaženo vymezení správné polohy.

Nakonec se před samotným výpočtem definovaly okrajové podmínky (OP) a způsob zatížení. Na femorální komponentě je pomocí okrajových podmínek, zajišťujících nulový posuv příčným a podélným směrem zajištěno, že se tato součást bude mít možnost posuvu pouze ve svislém směru, tedy podobně jako na trhacím zařízení při experimentech. Tento typ okrajové podmínky je zaveden na těch plochách femorální komponenty, jež jsou při implantaci ve styku s kondylem stehenní kosti (obr. 7.07).

Další OP zamezující posuv jsou zavedeny už jen v případě částečné náhrady s fixovanou plastovou vložkou. Jejich účelem je nahrazení kontaktu s tibiální platformou a jak už pojmenování této náhrady napovídá, je díky nim polyetylénový insert kompletně zafixován. Přitom ale není tento problém řešen zamezením všech posuvů na jedné ploše, nýbrž jsou tyto OP rozmístěny tak, aby co možná nejvěrněji nahradily kontakt s příslušnou tibiální platformou.



Protože na model náhrady by se obtížně aplikovalo silové zatížení 1 270 N, použité v experimentech, bylo z tohoto důvodu přepočítáno na normálový tlak. Jeho hodnota odpovídá velikosti ploch, na kterých je definován. Jako působíště tohoto tlaku byly vybrány na femorální komponentě stejné plochy, na kterých jsou definovány její okrajové podmínky. Tím, že tlak působí normálově, vzniká samozřejmě určitá chyba. Vzhledem k OP se totiž uplatní pouze svislá složka tohoto zatížení. Z tohoto důvodu jsou v určitých testovacích polohách vynechány z tohoto zatížení ty z ploch femorální komponenty, u kterých by tato svislá složka měla minimální hodnotu (obr. 7.07).



**Obr. 7.07: Způsob zatížení femorální komponenty v poloze 5;**

- červené šipky naznačují zatížení normálovým tlakem; poslední z ploch ze zatížení vynechána
- na šedivě zvýrazněné plochy jsou aplikovány OP:  $U_X = 0$ ,  $U_Z = 0$

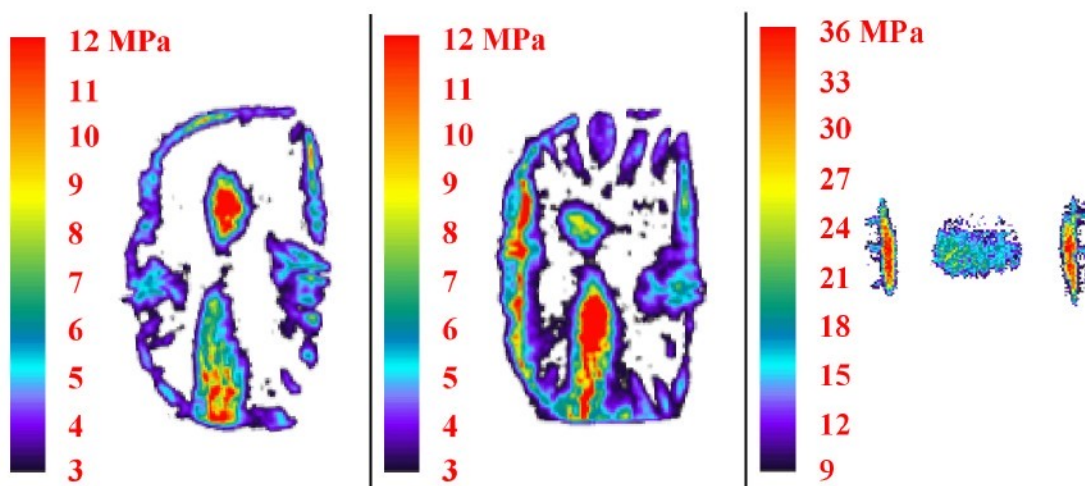
### 7.3.3 Processing

Potom, co byly definovány všechny předcházející náležitosti, mohl být spuštěn výpočet. Jediné nastavení týkající se chodu výpočtu bylo určení počtu iteračních kroků minimálně na pět a maximálně na dvacet. Jinak byly všechny proměnné ponechány na základních nastaveních.

Každá testovací poloha byla v ANSYSu počítána ve finále celkem dvakrát. Po prvním výpočtu s výše popsaným nastavením bylo zobrazeno rozložení kontaktního tlaku a pro získání přesnějších výsledků a snížení hodnoty penetrace byla síť v celé ploše vypočteného kontaktu místně zjemněna (obr. 7.06). S takto nově definovanou sítí byl spuštěn druhý, konečný výpočet.

## 8 Prezentace výsledků

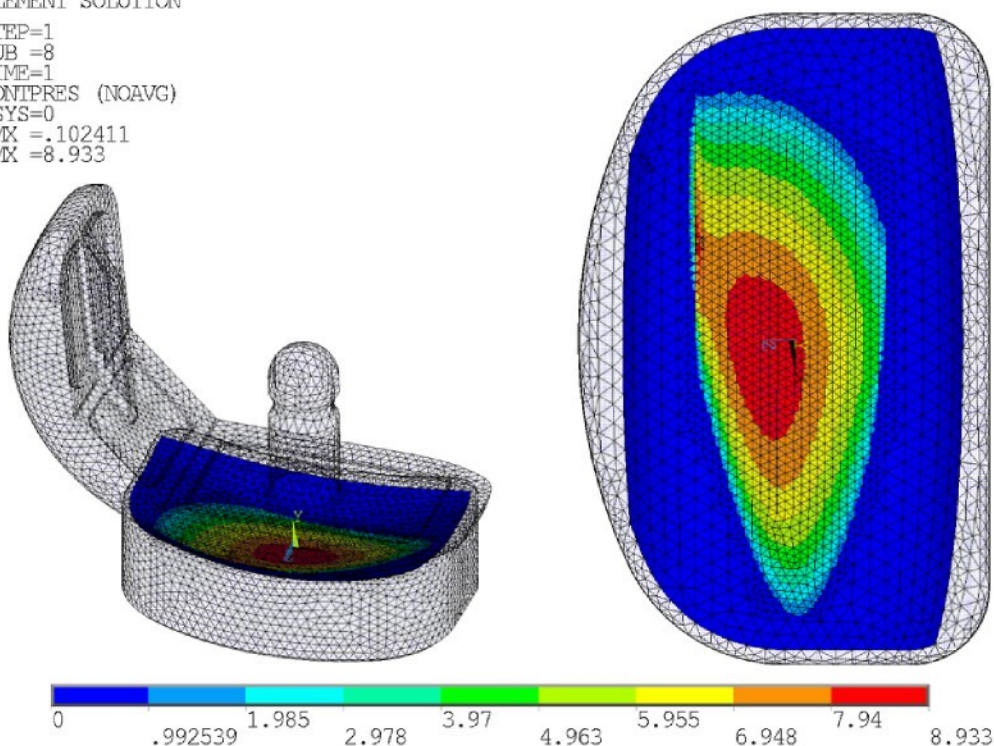
Z výsledků experimentů a MKP analýz částečné náhrady kolenního kloubu s pohyblivou plastovou vložkou jsou v této části znázorněny pouze výsledky poloh 1, 2 a 5. Testy zbývajících dvou poloh totiž nabízejí výsledky blízké těm, jež je možno vidět u polohy 5. Pro úplnost jsou zde chybějící obrázky umístěny v přílohové části. Toto schéma bylo nakonec pro jednoduchost porovnávání výsledků použito taktéž u druhého typu náhrady, s fixovaným polyetylenovým insertem.



Obr. 8.01: Výsledky experimentů na náhradě s volnou PE vložkou; zleva polohy 1, 2 a 5

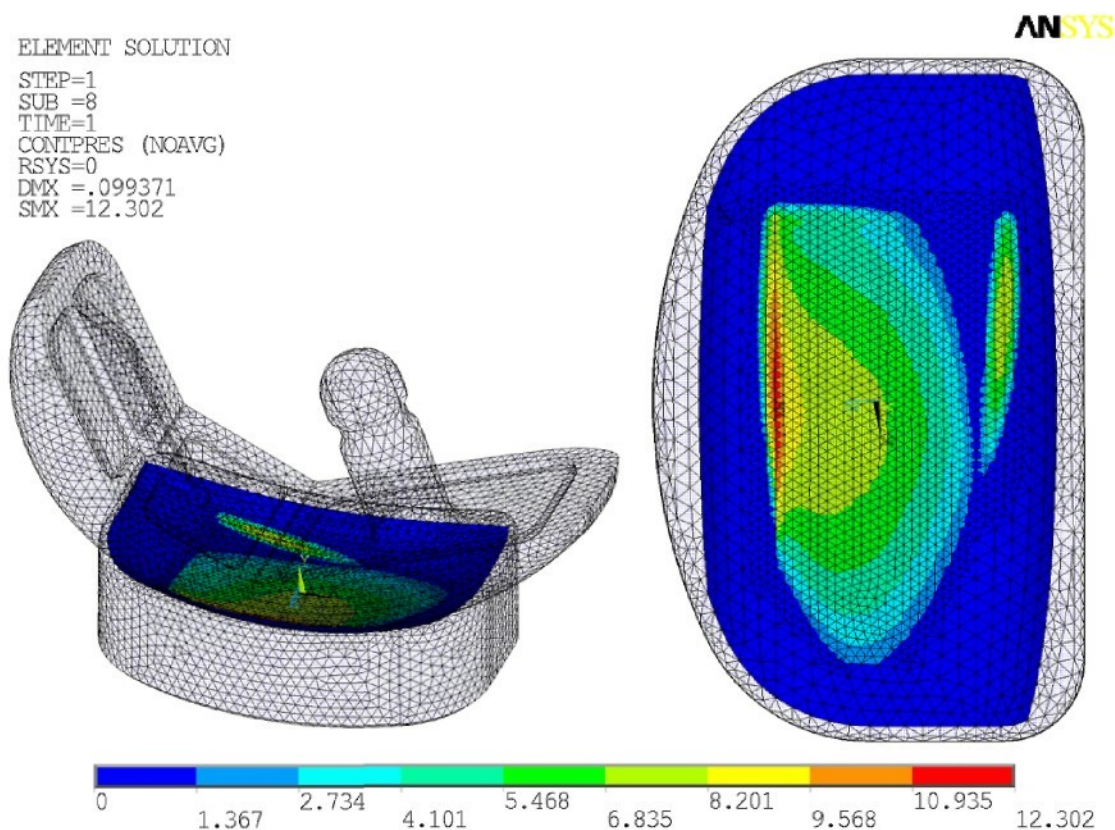
ELEMENT SOLUTION  
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =8.933

ANSYS

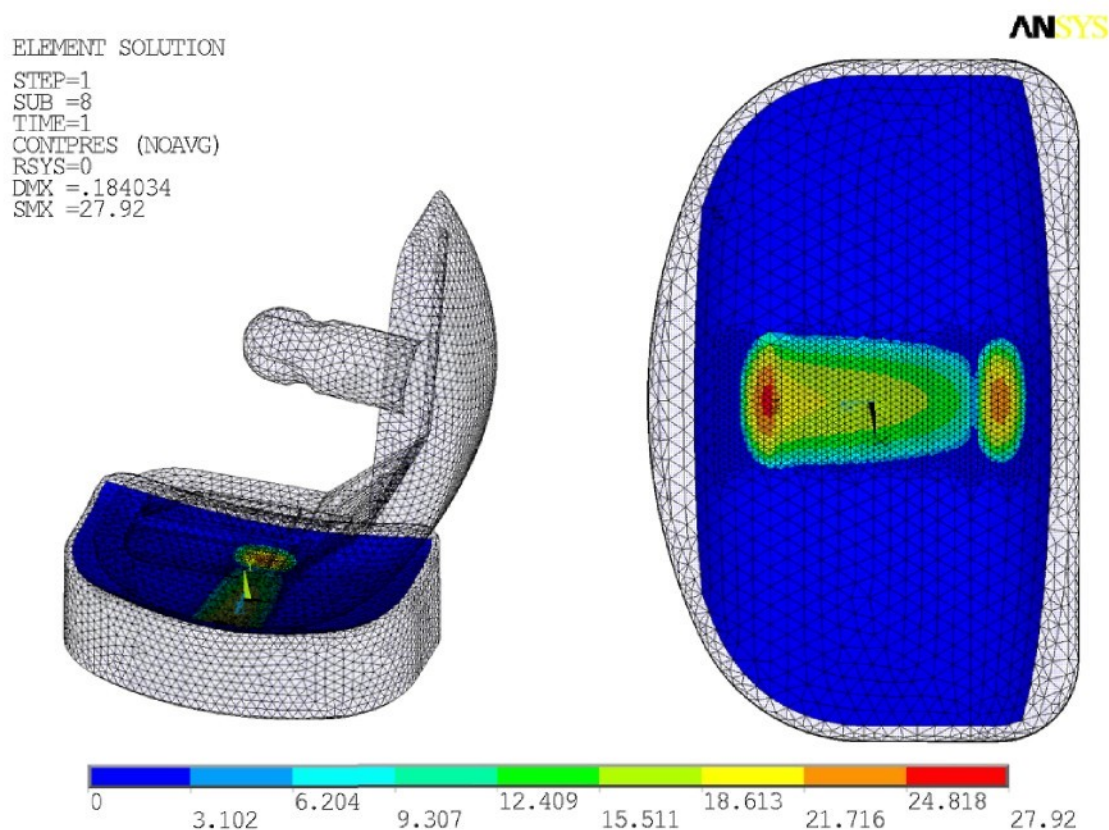


Obr. 8.02: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s volnou PE vložkou v poloze 1

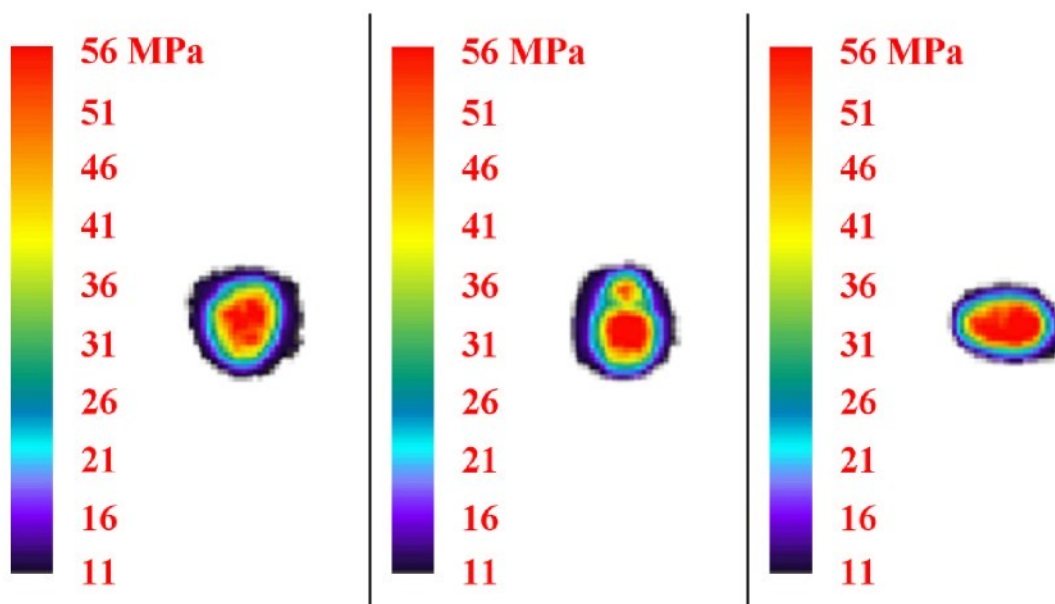




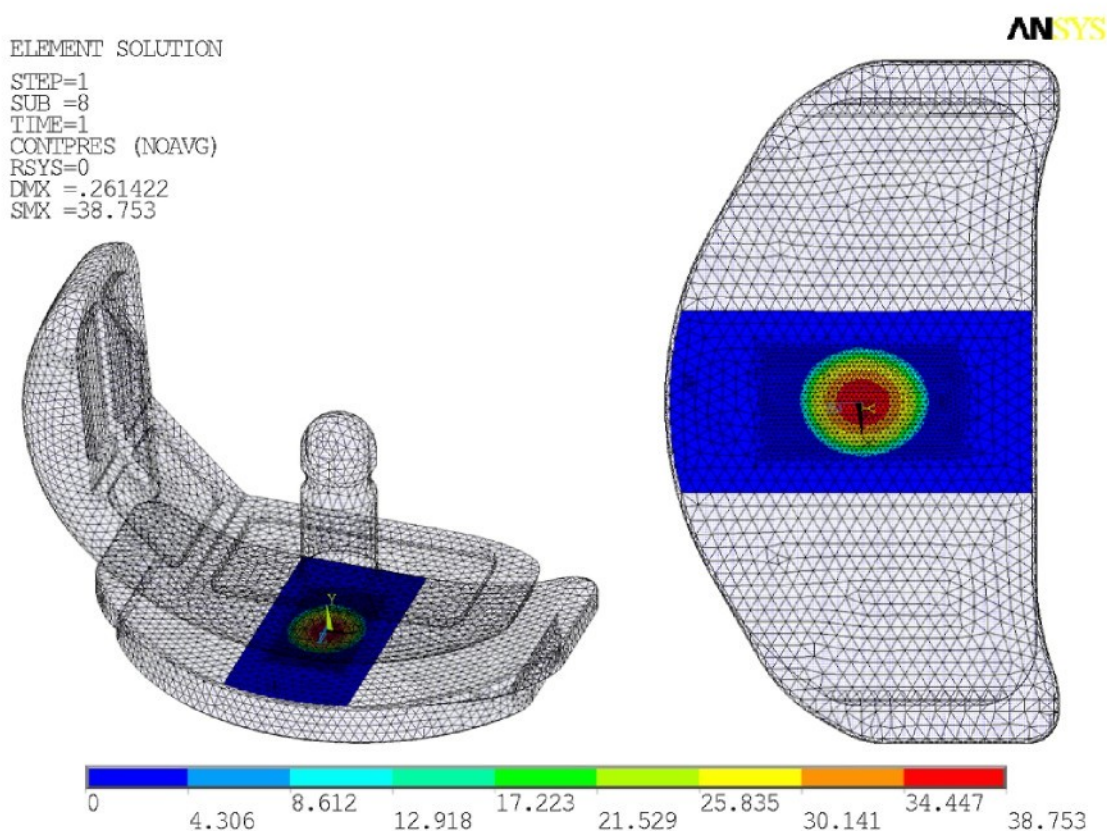
Obr. 8.03: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s volnou PE vložkou v poloze 2



Obr. 8.04: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s volnou PE vložkou v poloze 5



Obr. 8.05: Výsledky experimentů na náhradě s fixovanou PE vložkou; zleva polohy 1, 2 a 5



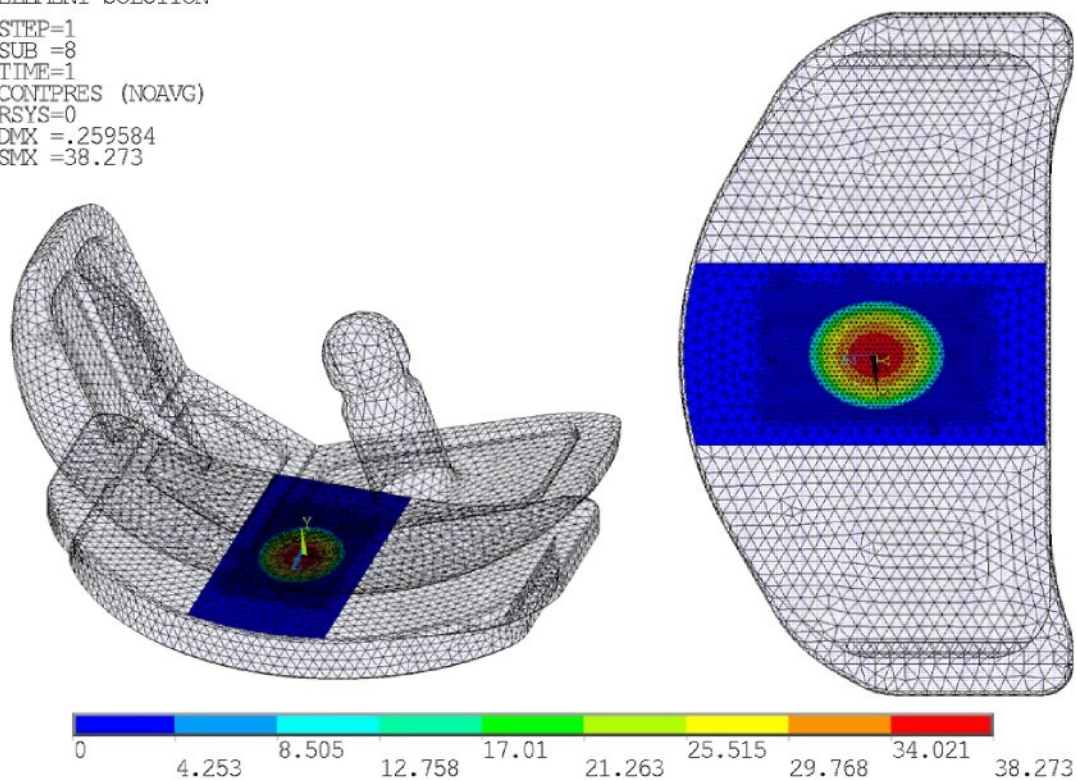
Obr. 8.06: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s fixovanou PE vložkou v poloze 1



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =38.273

ANSYS

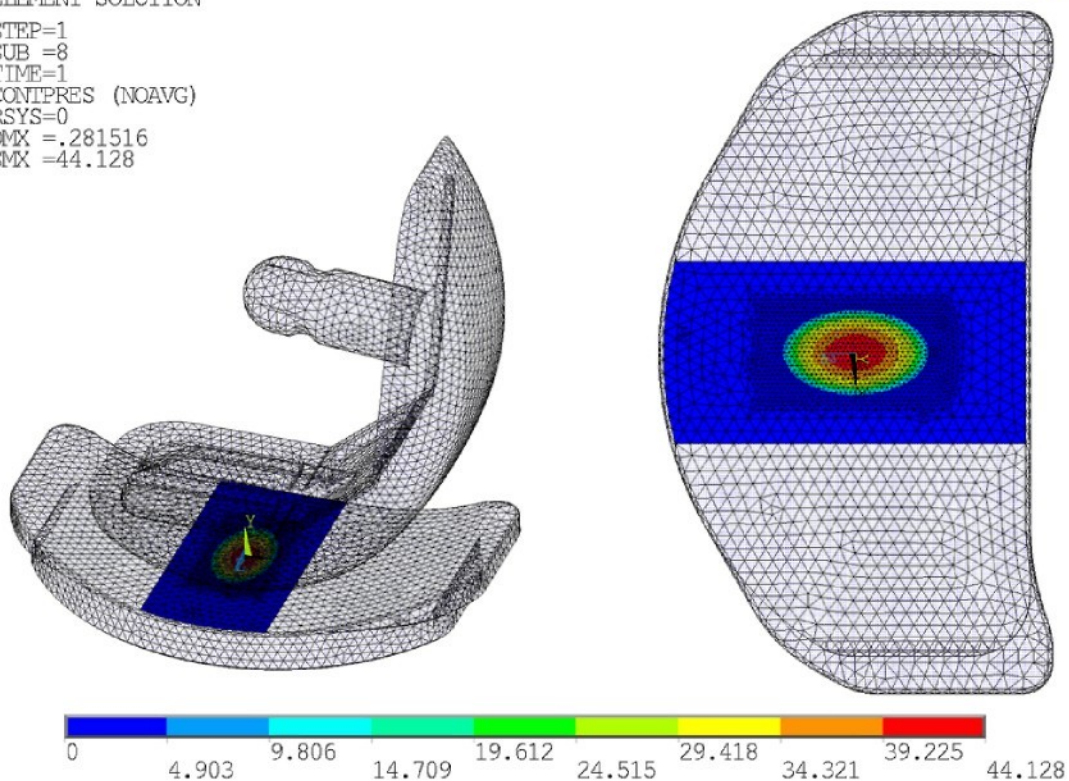


Obr. 8.07: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s fixovanou PE vložkou v poloze 2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =44.128

ANSYS



Obr. 8.08: Rozložení kontaktního tlaku na náhradě s fixovanou PE vložkou v poloze 5

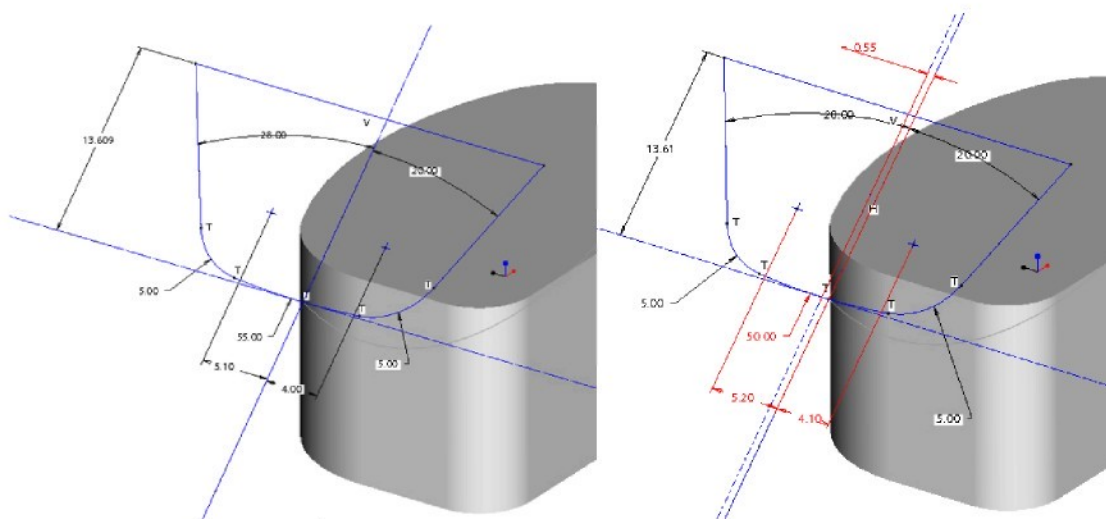
## 9 Optimalizace

Vzhledem k výhodným vlastnostem částečné náhrady s volným polyetyléno-  
vým insertem a jejím příznivým výsledkům, co se kontaktních tlaků týče, bylo  
rozhodnuto dále s pracovat právě s tímto typem a pokusit se o jeho optimalizaci.

První věc, která ve výsledcích pro tento druh v minulé kapitole upoutá  
pozornost, je nedostatečné rozložení kontaktního tlaku na dně artikulační plochy PE  
vložky. Tím je způsobeno zbytečně velké zatížení jejích bočních ploch, zvláště patrné  
v polohách 3, 4 a 5 (obr. 8.04). Před jakýmkoliv zásahy do geometrie bylo ale nejprve  
nutno rozhodnout, kterou ze součástí je vlastně možno upravovat. Protože styčná plocha  
femorální komponenty kopíruje do určité míry tvar zdravé kloubní plochy kondylu  
stehenní kosti, nebylo by vhodné do její geometrie nějakým způsobem zasahovat.  
Předmětem úprav se tedy stal polyetylénový insert.

Optimalizovaný tvar PE vložky byl samozřejmě testován už pouze metodou  
konečných prvků. Po několika analýzách různě pozměněných variant tvaru vložky,  
zahrnujících různé míry úpravy šířky artikulační plochy, úpravy jejích poloměrů dna  
a boků se dospělo k určitému optimálnímu řešení. To vyniká zejména rovnoměrnějším  
rozložením kontaktního tlaku a v určitých polohách i znatelným snížením jeho velikosti.  
U finální varianty byly oproti originálu provedeny tyto změny (obr. 9.01):

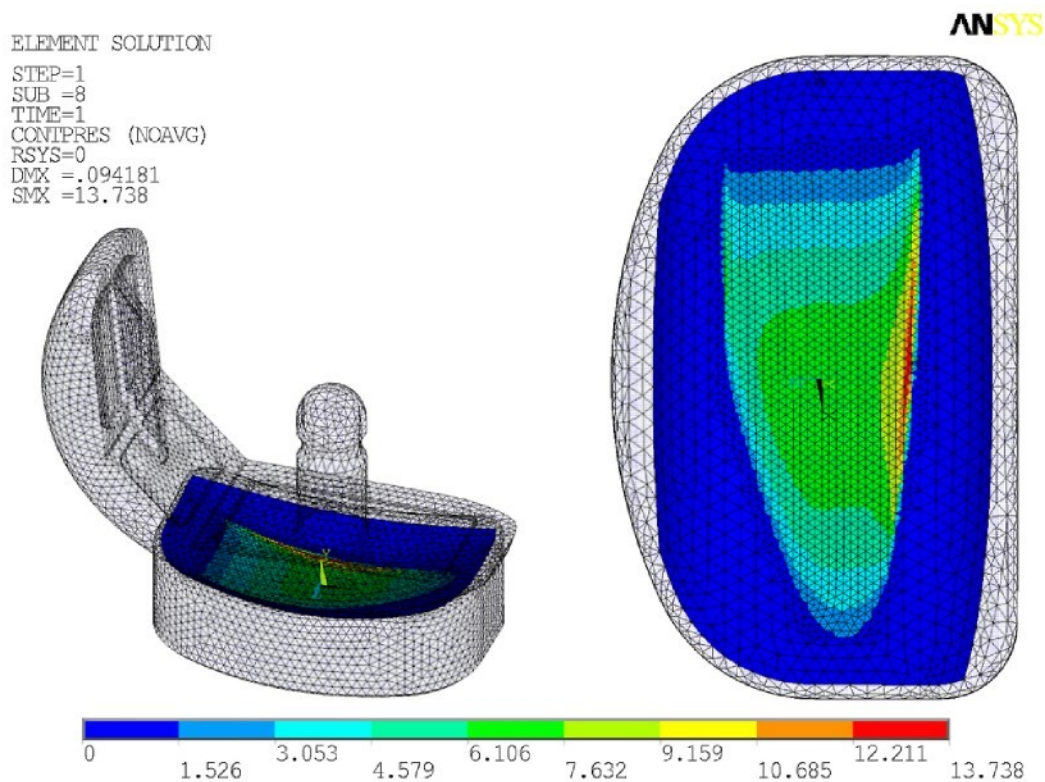
- tvořící profil insertu je proveden jako symetrický,
- artikulační plocha byla rozšířena o 0,2 mm,
- změněn poloměr dna artikulační plochy.



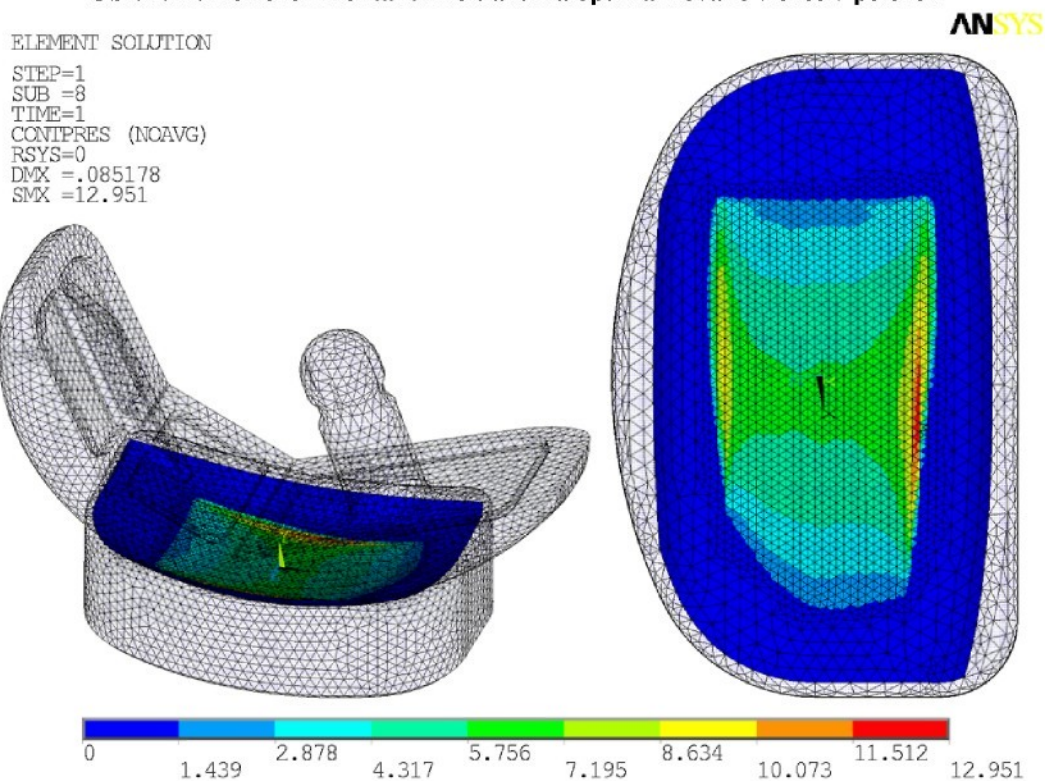
**Obr. 9.01: Úprava tvořícího profilu artikulační plochy PE insertu;  
původní tvar (vlevo), optimalizovaný tvar (vpravo)**



Optimalizovaný tvar vložky byl z časových důvodů v ANSYSu otestován pouze v polohách 1, 2 a 5. U ostatních poloh byly podle předchozího předpokládány výsledky podobné jako v poloze 5.



Obr. 9.02: Rozložení kontaktního tlaku na optimalizované vložce v poloze 1

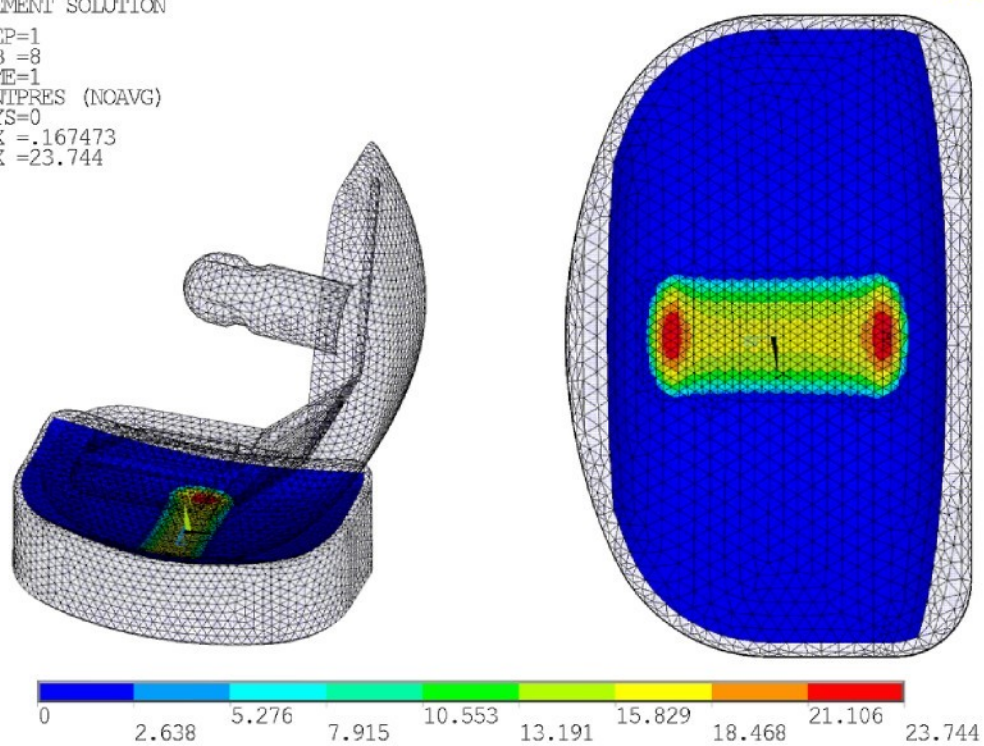


Obr. 9.03: Rozložení kontaktního tlaku na optimalizované vložce v poloze 2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =23.744

ANSYS



**Obr. 9.04: Rozložení kontaktního tlaku na optimalizované vložce v poloze 5.**



## 10 Shrnutí výsledků a jejich rozbor

Na začátku této stati je považováno za vhodné uvést některé dodatečné informace k procesu a vzhledu vyhodnocení Pressurex fólií. Z pohledu autora je nutno podotknout, že přestože analýza naměřených fólií by měla patřit mezi jednu z nejdůležitějších činností společnosti Sensor Products Inc., nedosahují grafické výsledky příliš vysoké kvality. Je to celkem s podivem, neboť výsledky jež můžeme vidět na obrázcích 8.01 a 8.05 by šly asi jen velmi těžko prezentovat například zákazníkovi. Kladnou stránkou je v tomto případě ale relativně výhodná cena celého procesu, jíž by se u jiných experimentálních metod měření kontaktního tlaku pravděpodobně jen velmi těžko dosahovalo (tab. 8). Dále je nutné vyzdvihnout i vstřícné jednání zaměstnanců této společnosti. Hlavně díky jejich ochotě bylo možné dohodnout, že zaslané ústřížky stejného typu byly vyhodnocovány všechny najednou. Tímto byla výrazně snížena výsledná cena analýzy. Z tabulky 8 si lze snadno odvodit částku, kterou by bylo nutné uhradit, kdyby se vyhodnocoval každý z deseti zaslaných vzorků zvlášť.

**Tab. 8: Ceník „Topaq analysis“**

| Počet vzorků | Cena za jednu analýzu |
|--------------|-----------------------|
| 1            | \$90                  |
| 2            | \$75                  |
| 3            | \$65                  |
| 4            | \$55                  |
| 5 a více     | \$50                  |

Nyní již tedy přistupme k porovnání výsledků získaných experimentální a numerickou cestou. Nejprve pominěme hodnoty a zabývejme se pouze výsledným tvarem kontaktní plochy. Jak se dalo předpokládat, u částečné náhrady s fixovaným polyetylenovým insertem jsou výsledky získané pomocí Pressurex fólií a MKP analýz v tomto ohledu shodné. Jde zde navíc o ukázkový případ teoreticky bodového dotyku se všemi jeho důsledky, přesně jak je popsáno v kapitole 6. Na obrázcích 8.05 až 8.08 můžeme jasně vidět, že kontaktní plocha má tvar elipsy, a to pro jednotlivé testovací polohy s různými velikostmi hlavní a vedlejší poloosy.

U druhého typu náhrady, s pohyblivým polyetylenovým insertem, je situace o poznání horší. Kontakt femorální komponenty s PE vložkou zde probíhá podstatně složitějším způsobem a podle tvaru jej lze poněkud zjednodušeně rozdělit na dva typy. Zatímco v testovacích polohách 3, 4 a 5 dochází ke kontaktu ve dvou menších ploškách

artikulační plochy PE insertu (obr. 8.04), u zbývajících poloh, 1 a 2, je ke kontaktu využita v podstatě celá zmíněná plocha (obr. 8.01 až 8.03). Pokud ale u dvou naposledy zmíněných testovacích poloh porovnáme tvar kontaktní plochy získané z experimentů a MKP analýz, shledáme že se celkem výrazně liší. Na vině zde pravděpodobně může být ten fakt, že Pressurex LOW fólie použita pro měření v těchto polohách, byla částečně znehodnocena ještě před dosažením plného kontaktu. Při stlačování mezi femorální komponentou a artikulační plochou PE insertu totiž došlo k pomuchlání fólie a takto vzniklé zlomy způsobily její předčasné zbarvení. Tento problém tedy může stát za zkreslením výsledků. Fólie typu MEDIUM použitá při opakovaném měření poloh 3 až 5 díky svému vyššímu rozsahu tímto neduhem netrpí a z obrázku 8.01 vpravo je patrné, že zobrazuje čistě kontaktní plochu.

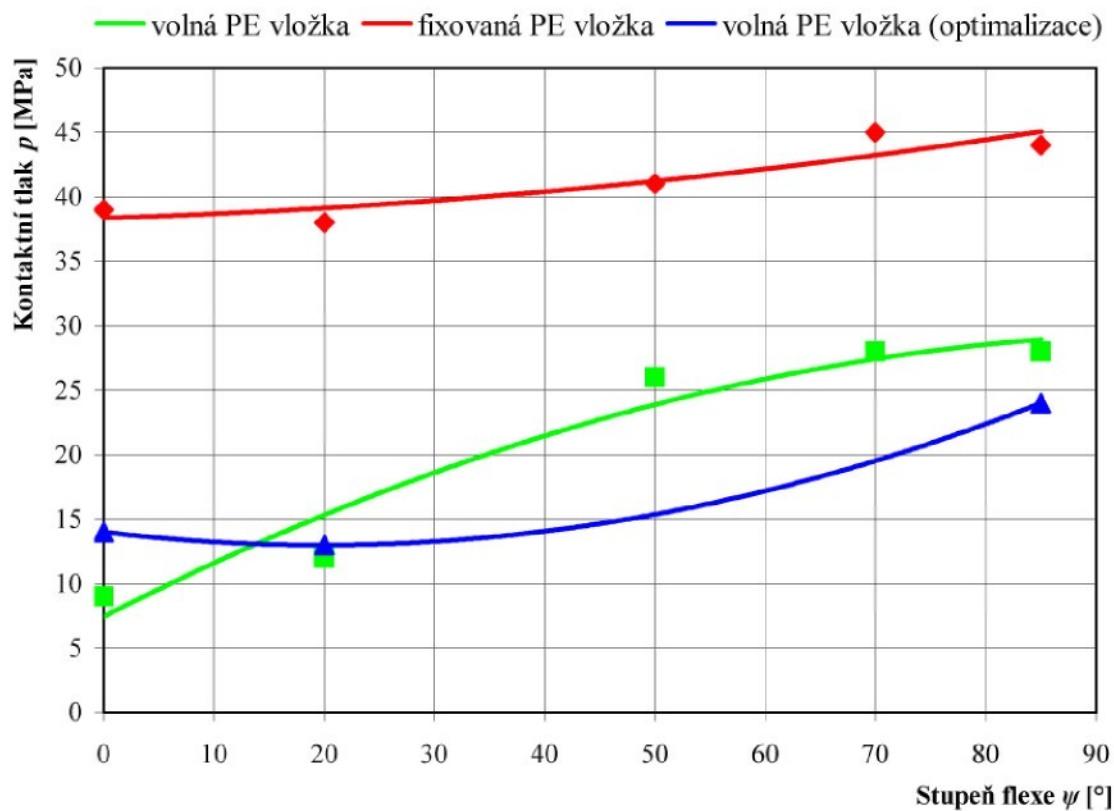
Podívejme se teď na porovnání výsledků mezi použitými metodami co do hodnoty kontaktního tlaku. Obecně lze říci že výsledky experimentů vycházejí znatelně vyšší než výsledky numerické analýzy. Tento fakt může být způsoben mnoha faktory na straně obou metod. Větší chyba je ale v tomto případě přisuzována metodě konečných prvků, kde se dá v procesu definice úlohy dopustit mnoha nepřesností. Zvláštní kapitolou je definice okrajových podmínek a zatížení a právě volba těchto parametrů může stát v našem případě za rozdílnými výsledky. Větší váha je tedy přisuzována výsledkům měření.

Ve velikostech kontaktního tlaku u fixované PE vložky najdeme největší rozdíl mezi výsledky experimentů a MKP analýz v testovací poloze 2 (obr. 8.05 uprostřed a obr. 8.06), a to 18 MPa (32 %). U výsledků experimentů může dále překvapit to, že získané hodnoty překračují o několik jednotek MPa uváděný rozsah použité fólie MEDIUM. Podle vyjádření výrobce je ale takto malá odchylka v pořádku a na uváděnou hodnotu by měl být spoleh.

U typu s volnou PE vložkou je ze zatím zobrazených výsledků největší rozdíl v poloze 5 (obr. 8.01 vpravo a obr. 8.04) o velikosti 8 MPa (22 %). V polohách 1 a 2 je ve výsledcích experimentů opět překročen rozsah použitého typu fólie, ovšem v daleko menší míře než u předchozího typu.

Tab. 9: Shrnutí výsledků z MKP analýz

| Testovací<br>poloha č. | Stupeň flexe<br>$\psi$ [°] | Kontaktní tlak $p$ [MPa] |                    |                                      |
|------------------------|----------------------------|--------------------------|--------------------|--------------------------------------|
|                        |                            | Fixovaná<br>PE vložka    | Volná<br>PE vložka | Volná<br>PE vložka<br>(optimalizace) |
| 1                      | 0                          | 39                       | 9                  | 14                                   |
| 2                      | 20                         | 38                       | 12                 | 13                                   |
| 3                      | 50                         | 41                       | 26                 | -                                    |
| 4                      | 70                         | 45                       | 28                 | -                                    |
| 5                      | 85                         | 44                       | 28                 | 24                                   |



Graf 1: Grafické znázornění výsledků MKP analýz.

V tabulce 9 a grafu 1 jsou přehledně zobrazeny výsledky získané z ANSYSu. Najdeme zde, jak si stojí jednotlivé typy náhrad podle zjištěného kontaktního tlaku a to včetně typu s volnou plastovou vložkou, jež prošla optimalizací. Výsledky experimentů zde uvedeny nejsou, jimi zjištěná maximální velikost kontaktního tlaku se při různých testovacích polohách v podstatě nemění (obr. 8.05).

Při porovnání výsledků optimalizovaného pohyblivého PE insertu s jeho původním vzorem (obr. 8.02 až 8.04 a 9.02 až 9.04) můžeme skutečně říci, že došlo k určitým kladným změnám. Hlavní přínos optimalizovaného tvaru je spatřován zejména v rovnoměrnějším rozprostření kontaktu na artikulační ploše PE insertu. V testovací poloze 5 navíc došlo ke snížení kontaktního tlaku o 5 MPa (15 %).

Na závěr tohoto zhodnocení se lze podívat na poznatky dalších autorů, zda se hodnoty zjištěné v této práci nijak výrazněji neliší od jejich.

V práci [12] zkoumala autorka vliv způsobu chůze, chybného ustavení náhrady a nadváhy pacienta na dva typy totální náhrady kolenního kloubu. V testech byly použity tři zatěžovací síly (2 200 N; 3 200 N a 2 800 N) a podobně jako v této práci střídány různé stupně flexe. Výsledky hodnot kontaktního tlaku zde pro rozličná nastavení vycházejí v rozmezí 5 až 30 MPa.

Autoři článku [5] se zabývali použitím fluoroskopické analýzy dynamiky chůze konkrétního pacienta při predikci opotřebení jemu implantované totální náhrady kolenního kloubu. Na základě analýzy byl poté v systému Pro/MECHANICA MOTION vytvořen multibody model, na němž byly simulovány dva pohyby (normální chůze a chůze do schodů) při dvou různých rozdělení zatížení mezi mediálním a laterálním kompartmentem. Během testovacích cyklů byl sledován kontaktní tlak – jeho maximum dosáhlo hodnoty 25 MPa.

Jako zajímavost můžeme na konec uvést příspěvek [6], kde byla provedena deformačně napěťová analýza na zdravém kolenním kloubu. Model kolene byl zatížen pouze svislým posuvem hlavice stehenní kosti proti kosti holenní a jejím měkkým tkáním. Na meniscích byl poté zjištěn kontaktní tlak, jehož maximální velikost činila 2 MPa.



## 11 Závěr

Práce jako celek nabídla ve svém důsledku základní pohled na rozložení kontaktního tlaku u obou testovaných typů částečné náhrady kolenního kloubu. Dva přístupy, experimentální a numerický, posloužily ke vzájemnému porovnání a potvrzení výsledků vzešlých z těchto metod. Srovnání s údaji dalších autorů, zabývajících se podobným tématem, neodhalilo žádné závažnější odchylky v hodnotách zde vypočteného a naměřeného kontaktního tlaku.

Jako lepší, co se rozložení a velikosti kontaktního tlaku týče, vyšel typ s pohyblivou plastovou vložkou. Díky tvaru artikulační plochy PE insertu, maximálně odpovídajícímu kontaktní ploše femorální komponenty a také díky možnosti posuvu vložky po tibiální platformě během flexe-extenze byl tento typ považován za výhodnější již na začátku práce. Provedené testy tedy tuto domněnku jasně podpořily.

Z důvodu zjištění určitých rezerv typu s volnou PE vložkou se přistoupilo k jeho optimalizaci. Výsledkem je upravený polyetylenový insert s pozměněnou geometrií artikulační plochy za účelem účinnějšího rozložení kontaktního tlaku a případné snížení jeho velikosti.

Testování těchto moderních náhrad statickým zatěžováním za účelem zjištění kontaktního tlaku je samozřejmě jen jeden z mnoha pohledů na posouzení jejich vhodnosti. Je tedy otázkou jak by doporučená náhrada obstála v jiných ohledech. Z této úvahy tedy vyplývá několik dalších námětů na práci:

- vyhodnocení testovaných náhrad za pomoci dynamické analýzy,
- rozšíření úlohy o interakci s kosterním systémem,
- výroba a experimentální otestování optimalizovaného tvaru PE vložky,
- posouzení náhrad z hlediska vlivu na biomechaniku kolenního kloubu.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] BARTONÍČEK, Jan - HEŘT, Jiří. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, s.r.o., 2004, 244 s. ISBN 80-7345-017-8.
- [2] ČECH, Oldřich - SOSNA, Antonín - BARTONÍČEK, Jan. *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1986. 195 s.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [5] FREGLY, Benjamin J. - SAWYER, Gregory W. - HARMAN, Melinda K. Computational wear prediction of a total knee replacement from in vivo kinematics. In *Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 38, s. 305-314.
- [6] KUBÍČEK, Martin. *Deformačně napětěová analýza kolenního kloubu ve fyziologickém stavu*. Příspěvek na deváté mezinárodní konferenci Applied Mechanics 2007 pořádané katedrou mechaniky VŠB TU v Ostravě. 16.-19. dubna, 2007 Malenovice, Česká republika.
- [7] MARIEB, Elaine N. - MALLAT, Jon. *Anatomie lidského těla*. Praha: Computer Press, a.s., 2005, 880 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [8] MILBAUER, Miloš - PERLA, Miroslav. *Fotoelasticimetrické přístroje a měřicí metody*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1959. 471 s.
- [9] MILBAUER, Miloš - PERLA, Miroslav. *Fotoelasticimetrie a příklady jejího použití*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1961. 506 s.
- [10] NÁVRAT, Tomáš. *Deformačně napětěová analýza kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou*. Brno, 2004. 182 s. Disertační práce na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, FSI VUT v Brně. Školitel Ing. Zdeněk Florian, CSc.

- 
- [11] SHETTY, A. A. - TINDALL, A. - TING, P. The evolution of total knee arthroplasty, Part I - III. In *Current Orthopaedics*, 2003, vol. 17, s. 322-325; 403-407; 478-481.
- [12] SHI, Junfen. *Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle and malalignment*. Wolverhampton, 2007. 176 s. Disertační práce na University of Wolverhampton. Školitel Dr. Changjiang Wang.
- [13] STRŽÍŽ, Bohuslav a kol. *Pružnost a pevnost - II. díl*. 2. vyd. Liberec: Vysoká škola strojní a textilní v Liberci, 1986. 289 s.
- [14] ŠŮLA, Václav. *Pevnostní analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Liberec, 2008. 78 s. Diplomová práce na katedře mechaniky, pružnosti a pevnosti, FS TU v Liberci. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
- [15] VALENTA, Jaroslav a kol. *Biomechanika*. 1. vyd. Praha: Academia, 1985. 544 s.
- [16] *ANSYS Nonlinear IV*. Výukový manuál společnosti Ansys, Inc.
- [17] *Pressurex® - Tactile pressure indicating sensor film*. Propagační brožura společnosti Sensor Products Inc.

---

## SEZNAM PŘÍLOH

### **Příloha A: Význam použitého anatomického názvosloví**

|                                         |    |
|-----------------------------------------|----|
| Obr. A.01 .....                         | A1 |
| Znázornění rovin těla                   |    |
| Obr. A.02 .....                         | A1 |
| Označení směrů na pravé dolní končetině |    |

### **Příloha B: Výsledky testů náhrad v polohách 3 a 4**

|                                                          |    |
|----------------------------------------------------------|----|
| Obr. B.01 .....                                          | B1 |
| Výsledky testů náhrady s volnou PE vložkou v poloze 3    |    |
| Obr. B.02 .....                                          | B1 |
| Výsledky testů náhrady s volnou PE vložkou v poloze 4    |    |
| Obr. B.03 .....                                          | B2 |
| Výsledky testů náhrady s fixovanou PE vložkou v poloze 3 |    |
| Obr. B.04 .....                                          | B2 |
| Výsledky testů náhrady s fixovanou PE vložkou v poloze 4 |    |

### **Příloha C: Tabulka doplňkových informací k MKP analýzám**

### **Příloha D: Výkresová dokumentace testovacího přípravku**

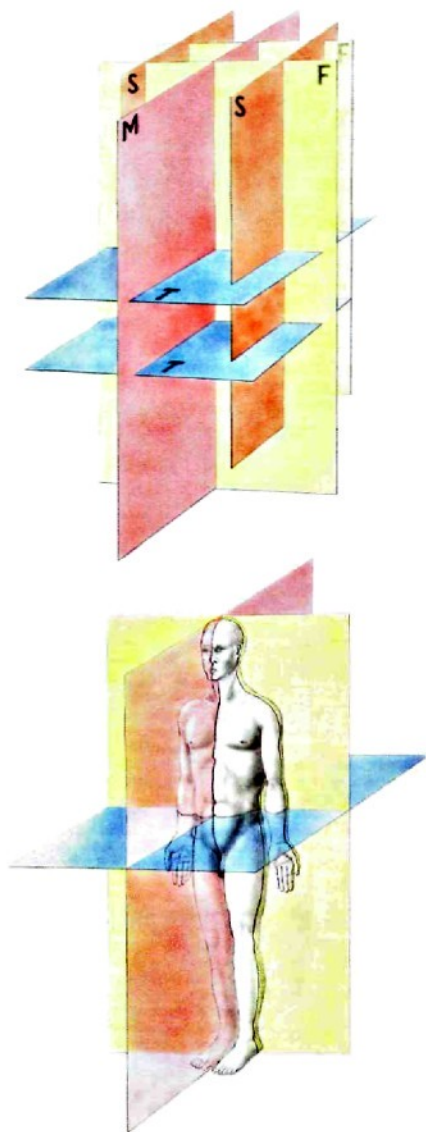
|                 |                     |
|-----------------|---------------------|
| 03 – DP – 00.00 | TESTOVACÍ PŘÍPRAVEK |
| 03 – DP – 01.01 | ZÁKLAD              |
| 04 – DP – 01.02 | ÚPINKA              |
| 04 – DP – 01.03 | PŘÍTLAČNÝ PLECH     |
| 04 – DP – 01.04 | VODÍTKO             |
| 04 – DP – 02.01 | VIDLICE             |
| 04 – DP – 02.02 | OTOČNÁ HLAVA        |

---



## Příloha A: Význam použitého anatomického názvosloví

**Základní anatomická poloha** těla při určování směrů je vzpřímený stoj s horními končetinami visícími volně podél těla a dlaněmi obrácenými dopředu (v této pozici se obě předloketní kosti dostanou do polohy vedle sebe rovnoběžně). Palec ruky je tedy prst vnější, malík vnitřní [3].



Obr. A.01: Znázornění rovin těla [3]

Označení rovin těla [3] (obr. A.01):

**1. Rovina mediální [M]** je rovina svislá; jde zepředu dozadu a dělí stojící tělo na dvě zrcadlové poloviny.

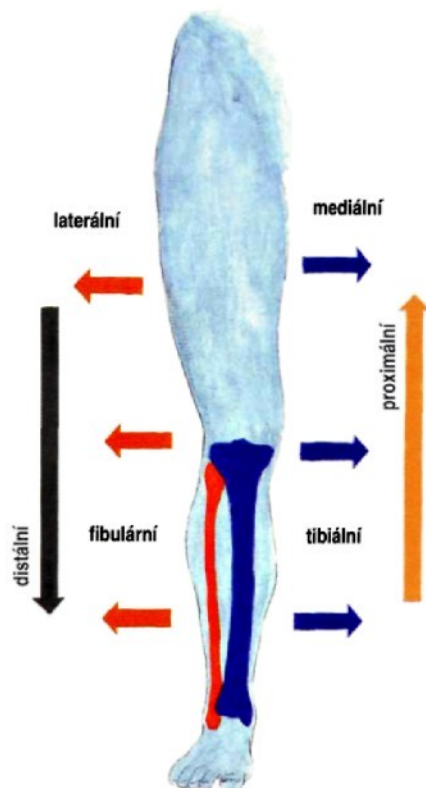
**2. Roviny sagitální [S]** jsou všechny další předozadní roviny rovnoběžné s rovinou mediální.

**3. Roviny frontální [F]** jsou svislé, rovnoběžné s čelem, tedy kolmé na rovinu mediální a na roviny sagitální.

**4. Roviny transversální [T]**, na stojícím těle horizontální, probíhají tělem napříč a jsou kolmé na roviny sagitální, jakož i na roviny frontální.

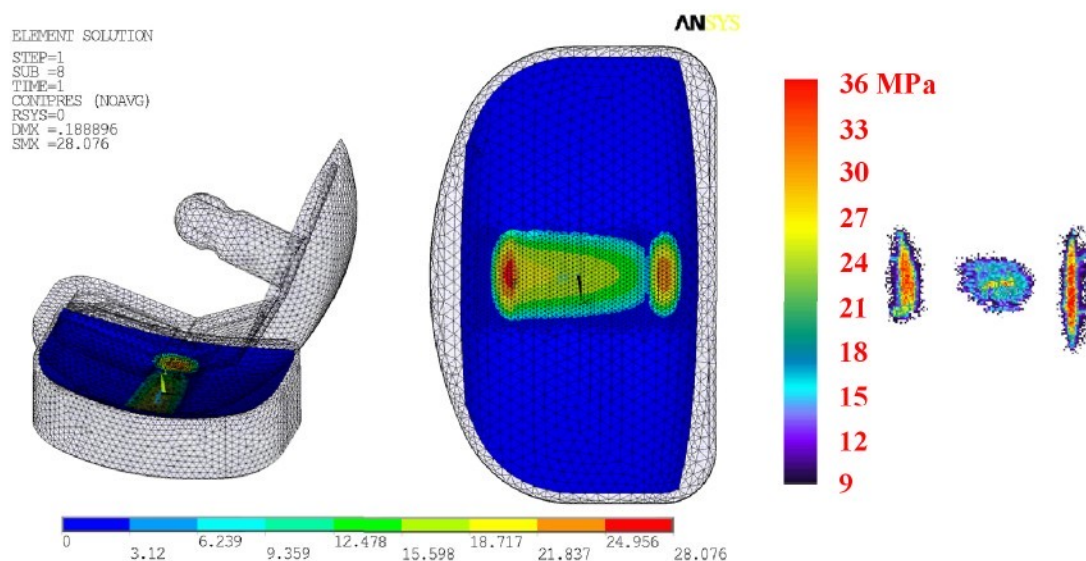
Na končetinách se používá těchto označení směrů [3] (obr. A.02):

|                   |   |                      |
|-------------------|---|----------------------|
| <b>proximalis</b> | - | bližší k trupu       |
| <b>distalis</b>   | - | vzdálenější od trupu |
| <b>superior</b>   | - | horní                |
| <b>inferior</b>   | - | dolní                |
| <b>anterior</b>   | - | přední               |
| <b>posterior</b>  | - | zadní                |
| <b>lateralis</b>  | - | zevní, vnější        |

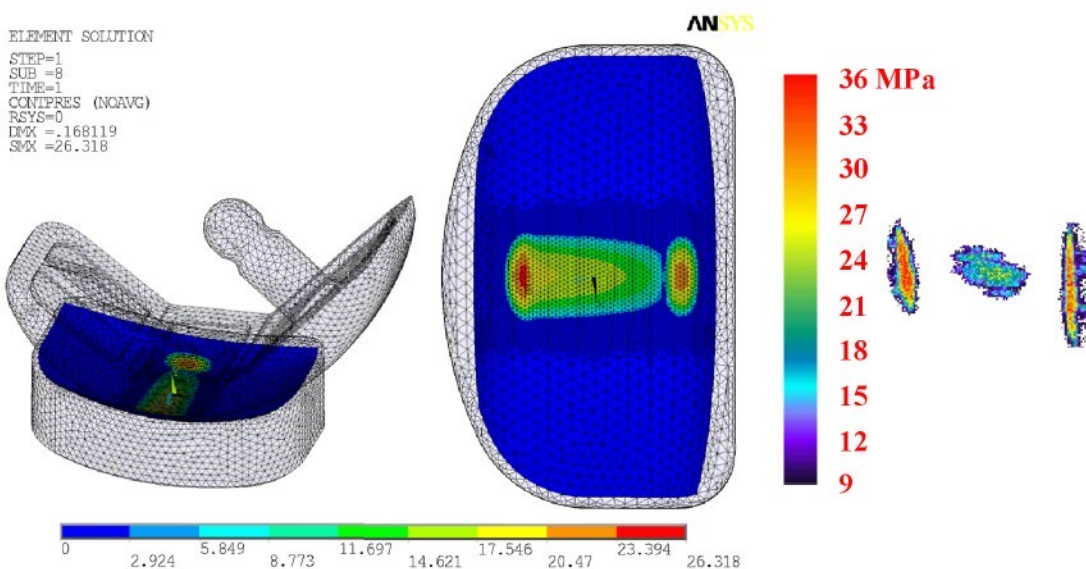


Obr. A.02: Označení směrů na pravé dolní končetině [3]

## Příloha B: Výsledky testů náhrad v polohách 3 a 4

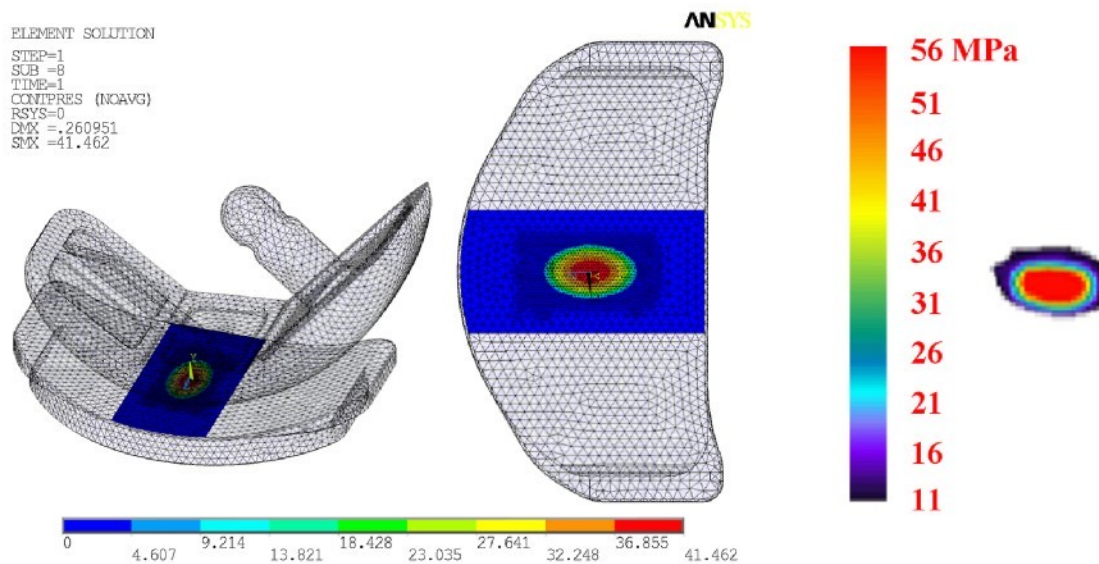


Obr. B.01: Výsledky testů náhrady s volnou PE vložkou v poloze 3;  
MKP analýza (vlevo), experimenty (vpravo)

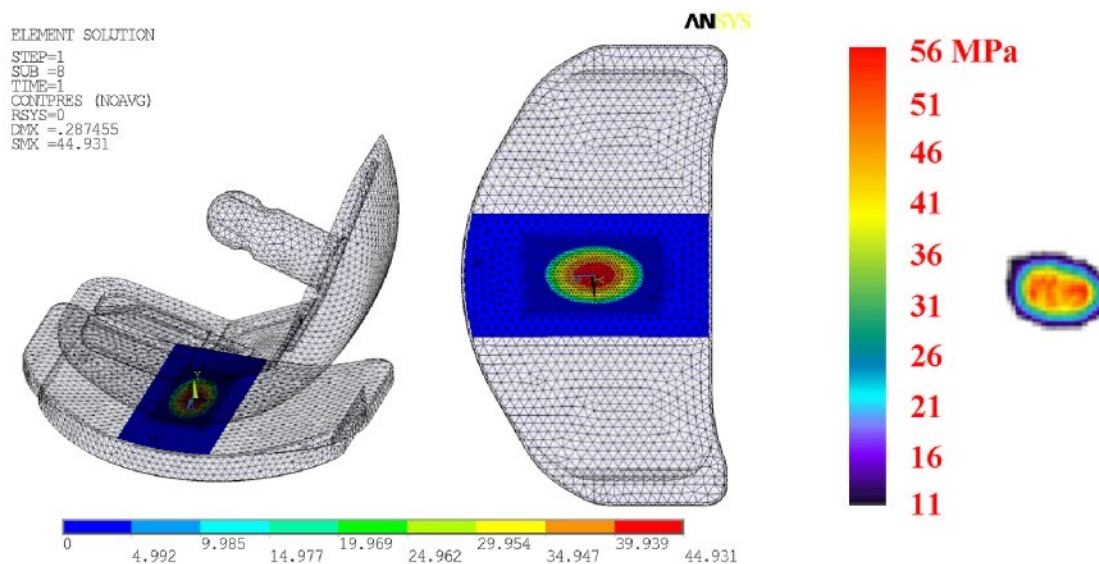


Obr. B.02: Výsledky testů náhrady s volnou PE vložkou v poloze 4;  
MKP analýza (vlevo), experimenty (vpravo)

## Příloha B: Výsledky testů náhrad v polohách 3 a 4



Obr. B.03: Výsledky testů náhrady s fixovanou PE vložkou v poloze 3  
MKP analýza (vlevo), experimenty (vpravo)



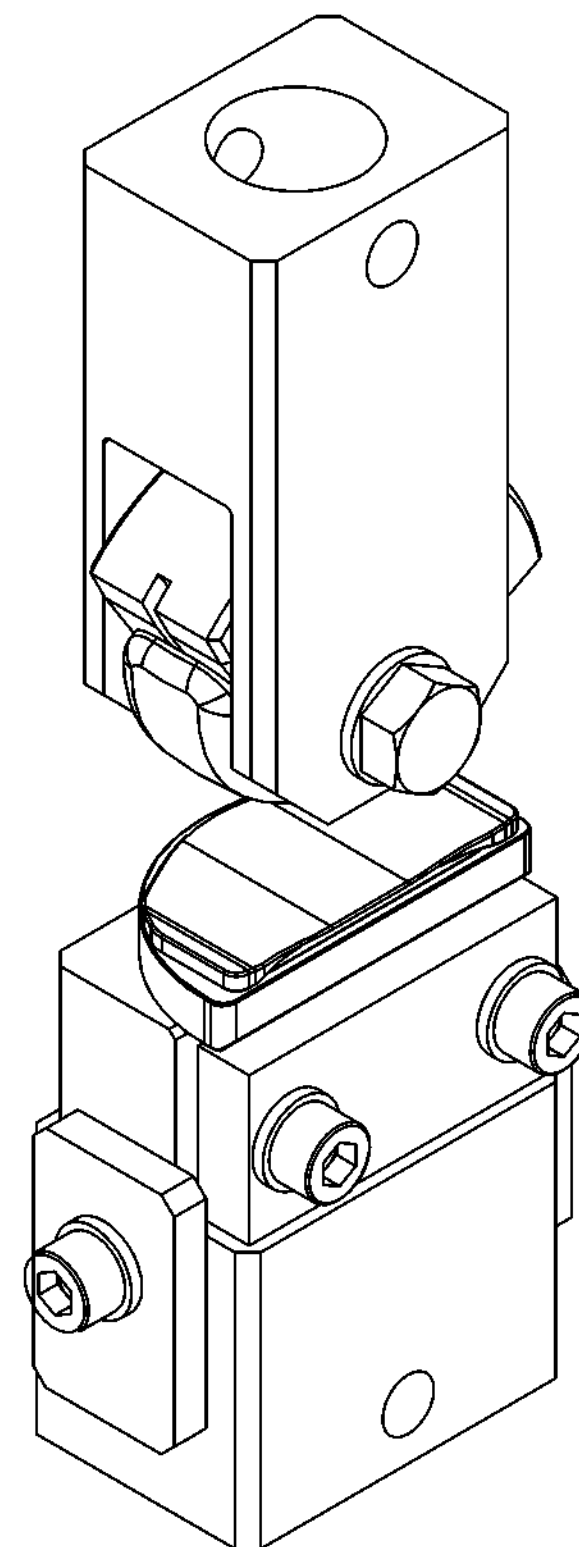
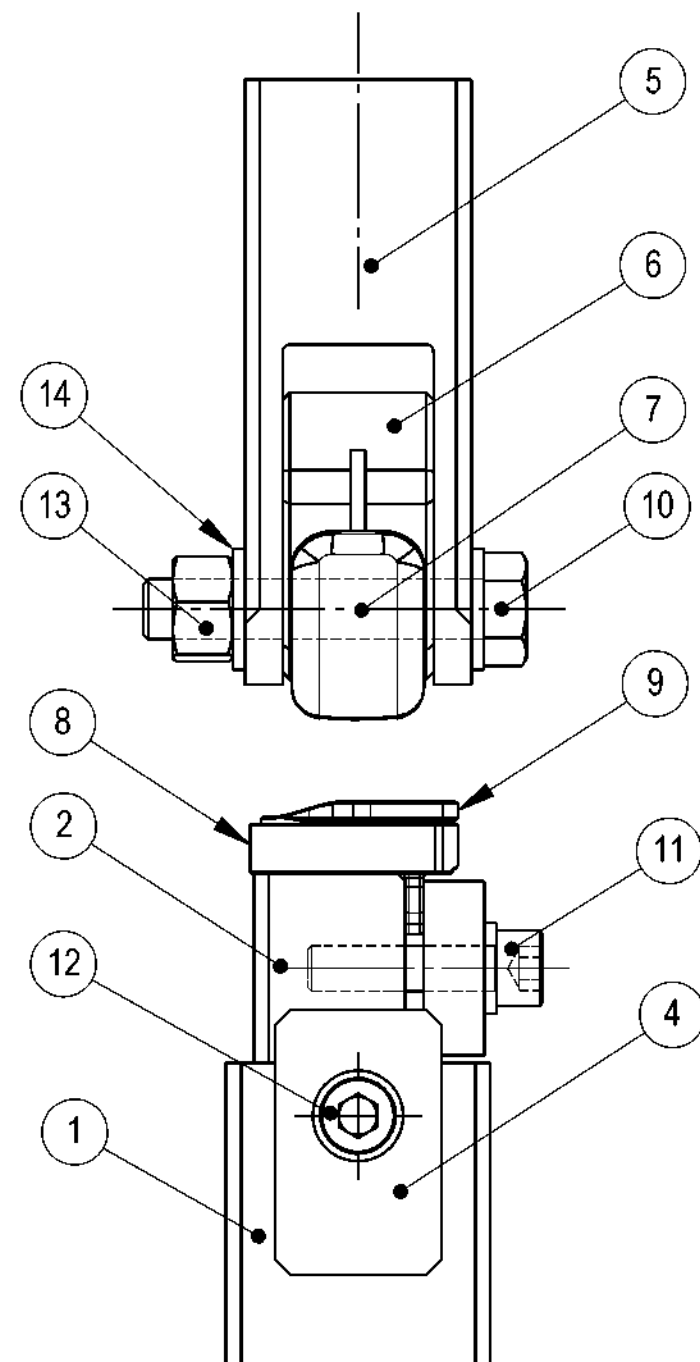
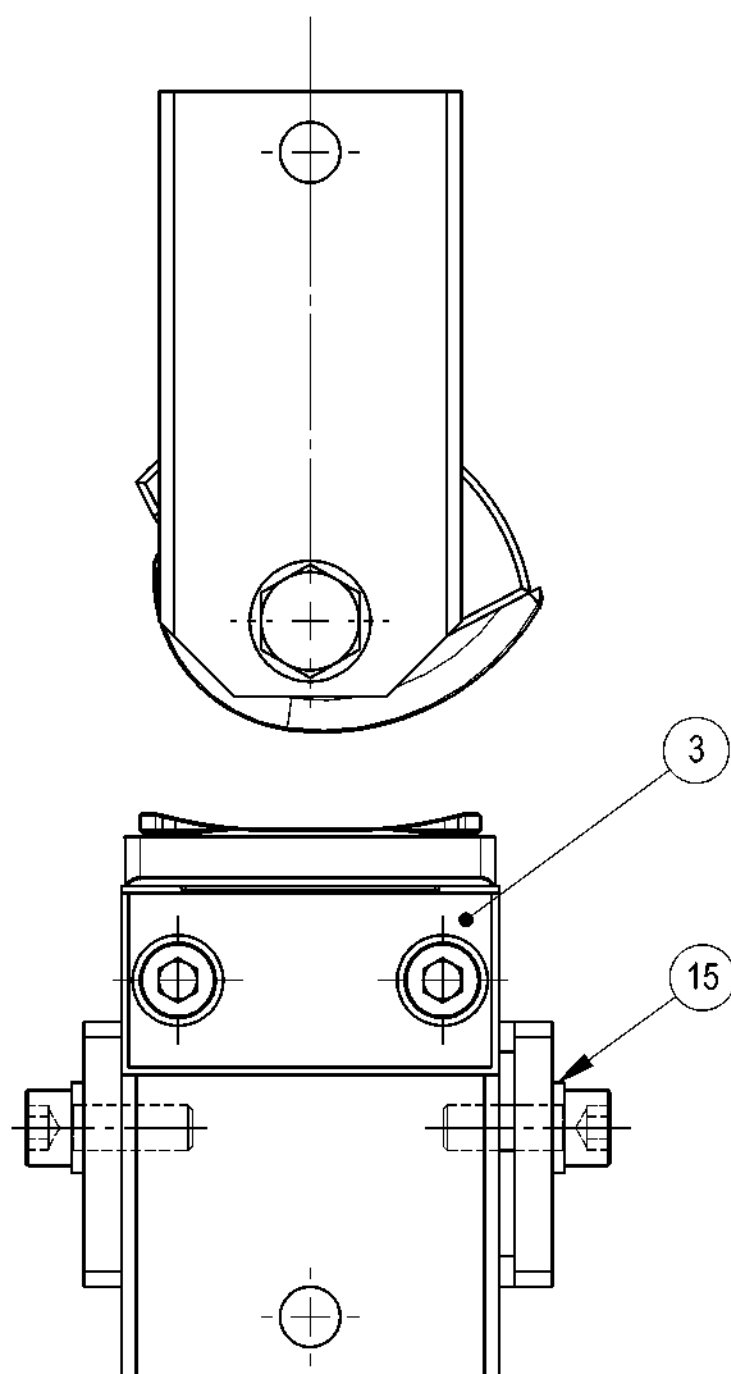
Obr. B.04: Výsledky testů náhrady s fixovanou PE vložkou v poloze 4  
MKP analýza (vlevo), experimenty (vpravo)



**Příloha C: Tabulka doplňkových informací k MKP analýzám**

| Typ náhrady                            | Testovací poloha č. | Stupeň flexe $\psi$ [°] | Místní zjemnění sítě, úroveň zjemnění | Počet elementů | Čistý výpočetní čas | Míra penetrace [mm] | Svislá složka deformace v místě kontaktu UY [mm] |
|----------------------------------------|---------------------|-------------------------|---------------------------------------|----------------|---------------------|---------------------|--------------------------------------------------|
| S fixovanou UHMWPE vložkou             | 1                   | 0                       | NE                                    | 123 730        | 2 h 15 min          | 0,0183              | 0,09                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 140 323        | 3 h 35 min          | 0,0054              | 0,11                                             |
|                                        | 2                   | 20                      | NE                                    | 123 701        | 2 h 10 min          | 0,0178              | 0,15                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 144 788        | 3 h 47 min          | 0,0048              | 0,16                                             |
|                                        | 3                   | 50                      | NE                                    | 123 702        | 2 h 15 min          | 0,0162              | 0,18                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 136 702        | 3 h 27 min          | 0,0051              | 0,24                                             |
|                                        | 4                   | 70                      | NE                                    | 123 712        | 2 h 14 min          | 0,0164              | 0,12                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 136 576        | 3 h 28 min          | 0,0053              | 0,18                                             |
|                                        | 5                   | 85                      | NE                                    | 123 701        | 2 h 11 min          | 0,0158              | 0,14                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 138 878        | 3 h 23 min          | 0,0053              | 0,17                                             |
| S volnou UHMWPE vložkou                | 1                   | 0                       | NE                                    | 132 652        | 2 h 41 min          | 0,0138              | 0,11                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 1×                               | 161 121        | 3 h 58 min          | 0,0081              | 0,15                                             |
|                                        | 2                   | 20                      | NE                                    | 132 653        | 3 h 01 min          | 0,0149              | 0,13                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 1×                               | 168 609        | 5 h 26 min          | 0,0075              | 0,15                                             |
|                                        | 3                   | 50                      | NE                                    | 132 649        | 2 h 32 min          | 0,0124              | 0,12                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 181 534        | 4 h 41 min          | 0,0058              | 0,16                                             |
|                                        | 4                   | 70                      | NE                                    | 132 650        | 2 h 34 min          | 0,0135              | 0,15                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 157 164        | 3 h 17 min          | 0,0067              | 0,17                                             |
|                                        | 5                   | 85                      | NE                                    | 132 652        | 2 h 42 min          | 0,0133              | 0,16                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 2×                               | 161 420        | 3 h 31 min          | 0,0068              | 0,17                                             |
| S volnou UHMWPE vložkou (optimalizace) | 1                   | 0                       | NE                                    | 132 650        | 2 h 48 min          | 0,0124              | 0,13                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 1×                               | 173 298        | 4 h 24 min          | 0,0071              | 0,15                                             |
|                                        | 2                   | 20                      | NE                                    | 132 654        | 3 h 12 min          | 0,0112              | 0,12                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 1×                               | 197 763        | 7 h 01 min          | 0,0078              | 0,17                                             |
|                                        | 5                   | 85                      | NE                                    | 132 650        | 2 h 12 min          | 0,0144              | 0,13                                             |
|                                        |                     |                         | ANO, 1×                               | 148 613        | 3 h 41 min          | 0,0096              | 0,16                                             |





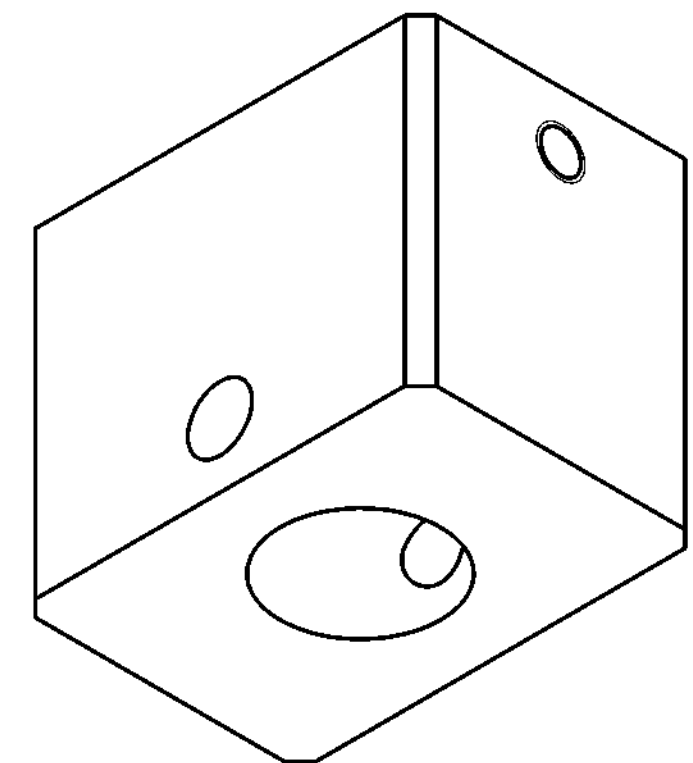
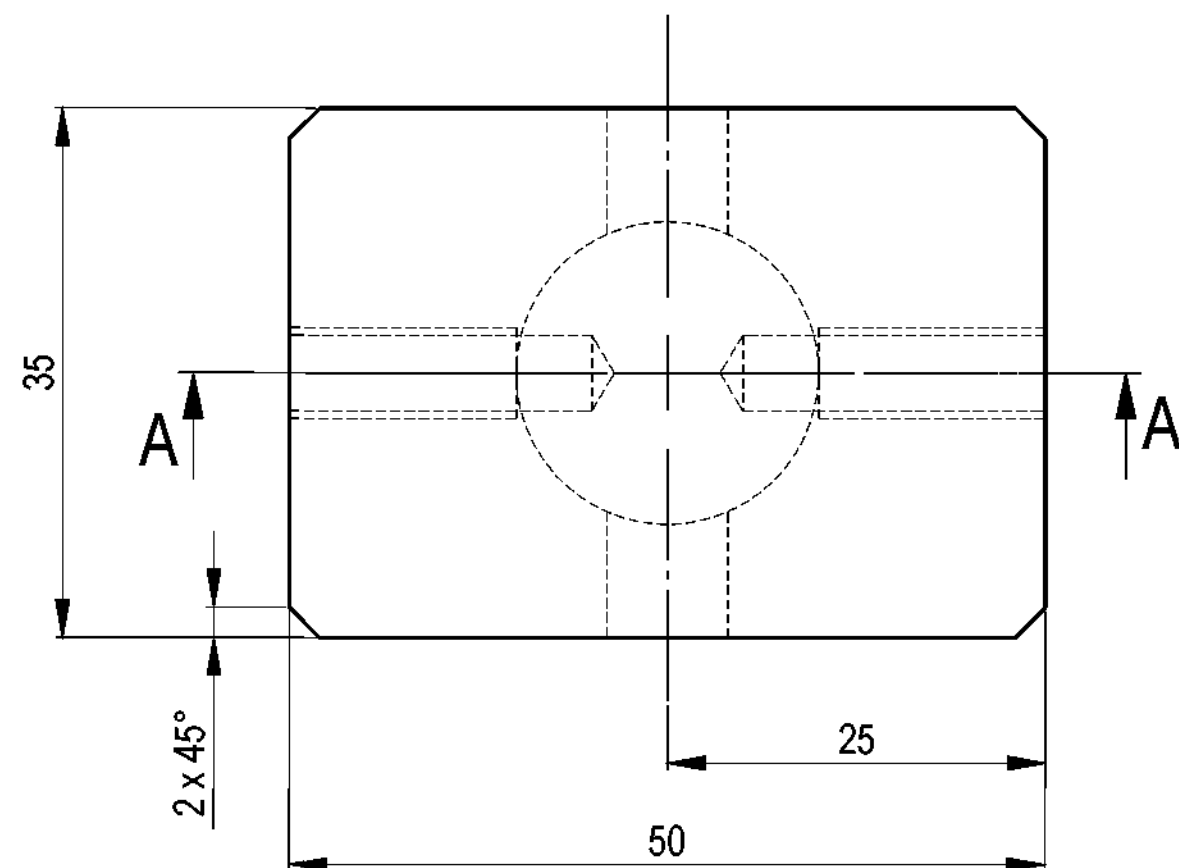
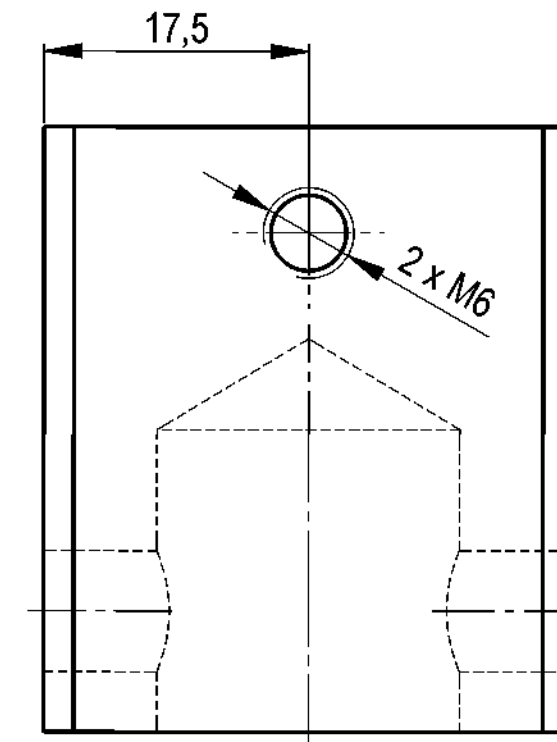
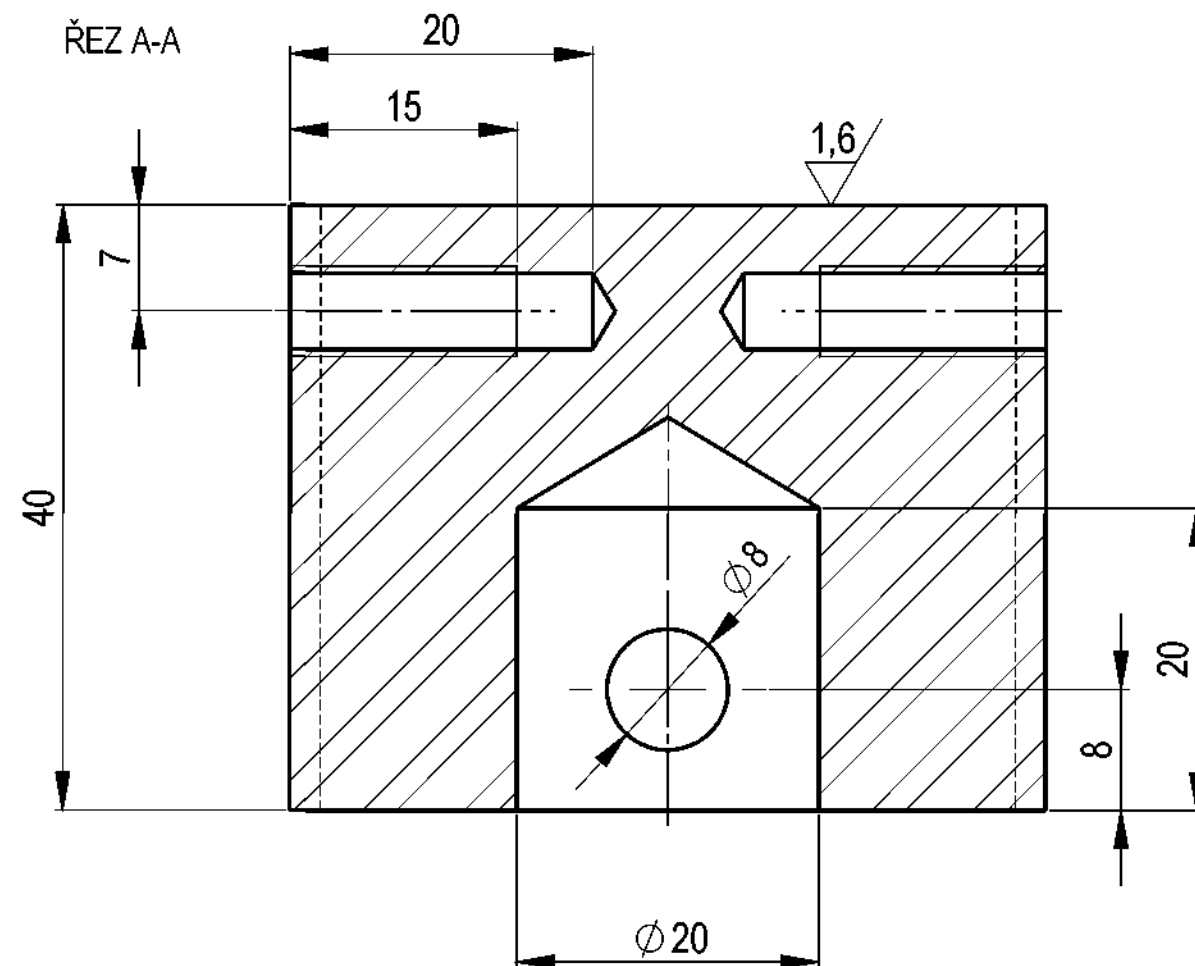
|                |          |         |             |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
|----------------|----------|---------|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm. - Polot. |          |         |             | Počet kusů                                                                                         |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál       |          |         |             | 1                                                                                                  |                                                                                       |                                                                                   |
| Hmotnost       | 526.04   | g       | Tř. odp.    |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
| Tolerování     |          |         | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název                                                                                 |                                                                                   |
| Přesnost       |          |         | ISO 8015    |                                                                                                    | <b>TESTOVACÍ PŘÍPRAVEK</b>                                                            |                                                                                   |
| Měřítko        | Navrhl   |         |             | Typ                                                                                                | Čís. výkresu                                                                          |                                                                                   |
|                | 1:1      | Kreslil | ACKERMANN   |                                                                                                    | <b>03 - DP - 00.00</b>                                                                |                                                                                   |
| Formát         | Schválil |         |             |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
|                | A3       | Datum   | 26.9.2008   |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |

List 1/2

| 1    |              | 2                    |                       | 3 |                | 4    |  |
|------|--------------|----------------------|-----------------------|---|----------------|------|--|
| ODK. | OZNAČENÍ     |                      | POLOTOVAR             |   | ČÍS. ZÁSOBNÍKU | MN.  |  |
|      | VÝKRES/NORMA |                      | MATERIÁL              |   | POZNÁMKA       | JED. |  |
| A    | 1            | ZÁKLAD               | TYČ 64x37-45 EN 755-5 |   |                | 1    |  |
|      |              | 03-DP-01.01          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
|      | 2            | ÚPINKA               | TYČ 30x25-55 EN 755-5 |   |                | 1    |  |
|      |              | 04-DP-01.02          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
|      | 3            | PŘITLAČNÝ PLECH      | TYČ 25x8-50 EN 755-5  |   |                | 1    |  |
|      |              | 04-DP-01.03          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
|      | 4            | VODÍTKO              | TYČ 25x5-35 EN 755-5  |   |                | 2    |  |
|      |              | 04-DP-01.04          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
| B    | 5            | VIDLICE              | TYČ 64x37-85 EN 755-5 |   |                | 1    |  |
|      |              | 04-DP-02.01          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
|      | 6            | OTOČNÁ HLAVA         | ø60-25 EN 755-3       |   |                | 1    |  |
|      |              | 03-DP-02.02          | 42 4254               |   |                | ks.  |  |
|      | 7            | FEMORÁLNÍ KOMPONENTA |                       |   |                | 1    |  |
|      |              |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 8            | TIBIÁLNÍ PLATFORMA   |                       |   |                | 1    |  |
|      |              |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 9            | UHMWPE VLOŽKA        |                       |   |                | 1    |  |
|      |              |                      |                       |   |                | ks.  |  |
| C    | 10           | ŠROUB M8x45          |                       |   |                | 1    |  |
|      |              | ISO 4016             |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 11           | ŠROUB M6x25          |                       |   |                | 2    |  |
|      |              | ISO 4762             |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 12           | ŠROUB M6x16          |                       |   |                | 2    |  |
|      |              | ISO 4762             |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 13           | MATICE M8            |                       |   |                | 1    |  |
|      |              | ISO 4034             |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 14           | PODLOŽKA 8           |                       |   |                | 2    |  |
|      |              | ISO 7091             |                       |   |                | ks.  |  |
| D    | 15           | PODLOŽKA 6           |                       |   |                | 4    |  |
|      |              | ISO 7091             |                       |   |                | ks.  |  |
|      | 16           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
|      | 17           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
|      | 18           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
|      | 19           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
| E    | 20           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
|      | 21           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |
|      | 22           |                      |                       |   |                | ks.  |  |
|      |              |                      |                       |   |                |      |  |

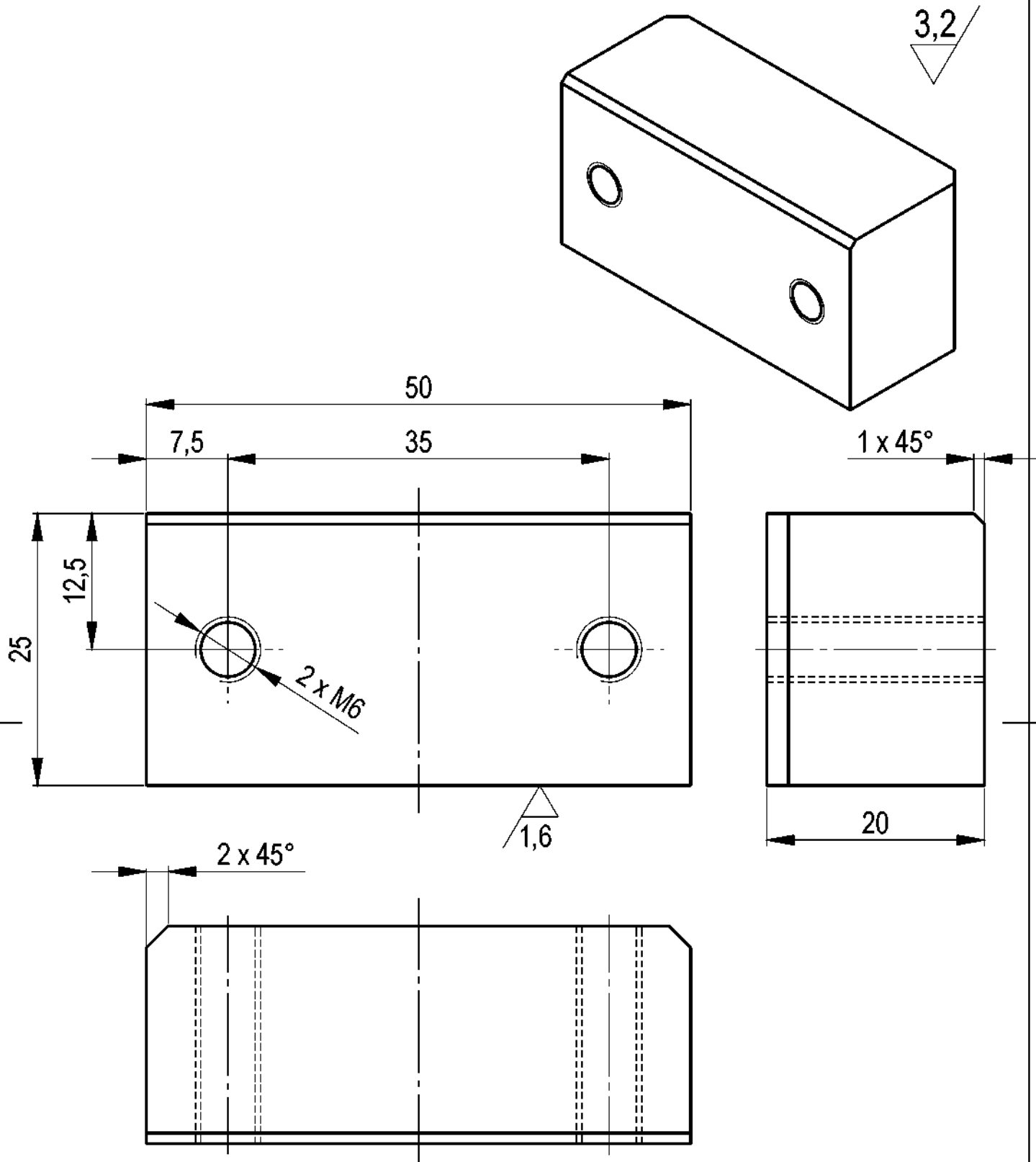
|             |       |            |           |         |                                                                                                  |                              |
|-------------|-------|------------|-----------|---------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------|
| Změna       |       | Datum      | Index     | Podpisy |  TU v Liberci |                              |
| Měřítka     | Pozn. | Navrhl     |           |         |                                                                                                  | Název<br>TESTOVACÍ PŘÍPRAVEK |
| N           |       | Kreslil    | ACKERMANN |         |                                                                                                  |                              |
|             |       | Přezkoušel |           |         |                                                                                                  |                              |
| Č.seznamu   |       | Technolog  |           |         | Typ                                                                                              |                              |
| Č.sestavy   |       | Normaliz.  |           |         | Čís.výkresu                                                                                      |                              |
| Starý výkr. |       | Schválil   |           |         | 03-DP-00.00                                                                                      |                              |
| Nový výkr.  |       | Datum      | 26.9.2008 |         |                                                                                                  |                              |

List 2/2



|               |          |                       |   |                                        |                                                                                       |                                                                                   |
|---------------|----------|-----------------------|---|----------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm.- Polot. |          | TYČ 64x37-45 EN 755-5 |   | Počet kusů                             |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál      |          | 42 4254               |   | 1                                      |                                                                                       |                                                                                   |
| Hmotnost      |          | 165.21                | g | Tř. odp.                               |                                                                                       |                                                                                   |
| Tolerování    |          |                       |   | ISO 2768-mK                            |  | Název<br><b>ZÁKLAD</b><br>Typ                                                     |
| Přesnost      |          |                       |   | ISO 8015                               |                                                                                       |                                                                                   |
| Měřítko       | Navrhl   |                       |   | Čís. výkresu<br><b>03 - DP - 01.01</b> |                                                                                       |                                                                                   |
| 2:1           | Kreslil  | ACKERMANN             |   |                                        |                                                                                       |                                                                                   |
| Formát        | Schválil |                       |   |                                        |                                                                                       |                                                                                   |
| A3            | Datum    | 24.9.2008             |   |                                        |                                                                                       |                                                                                   |

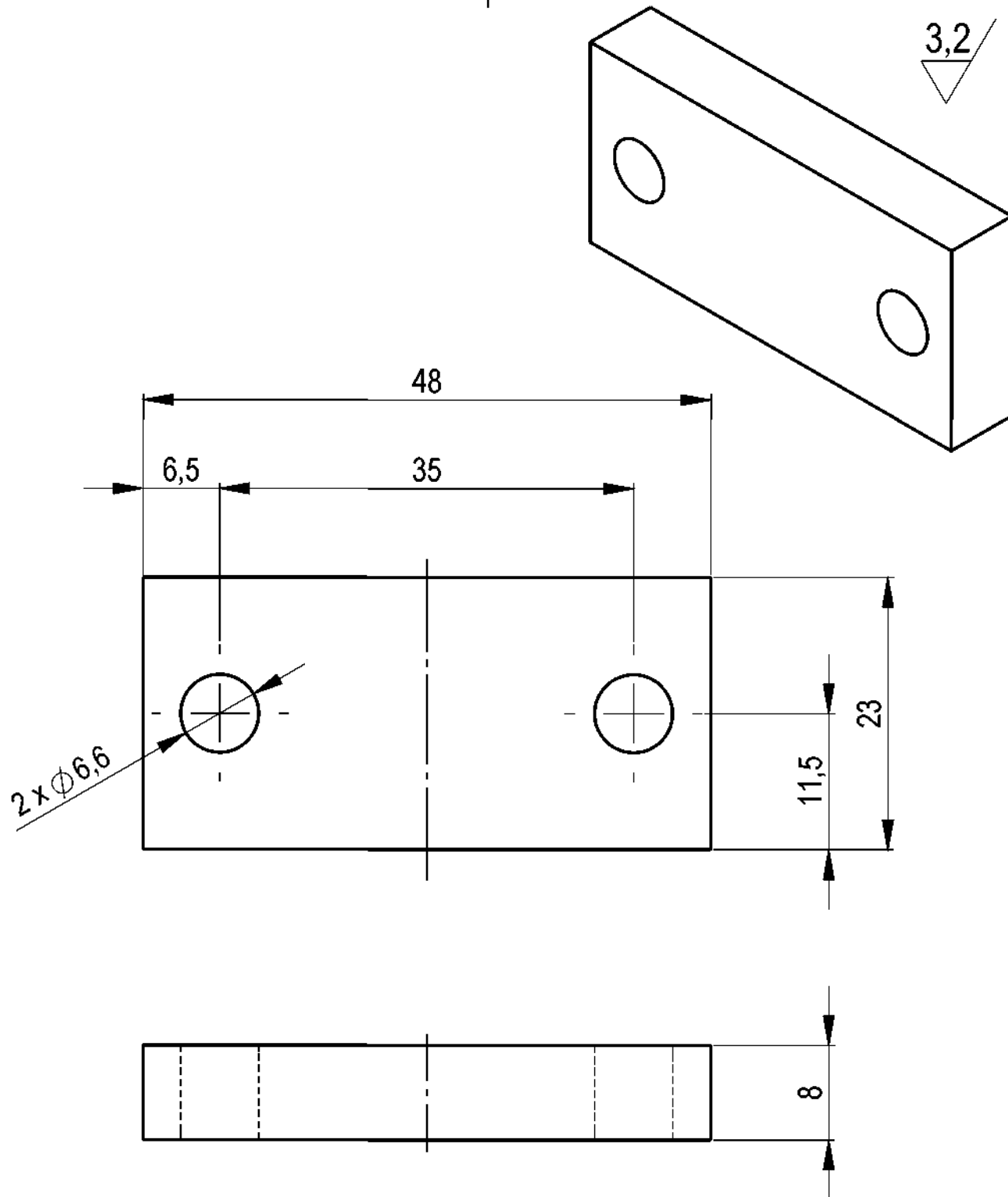
List1/1



|                    |          |                       |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
|--------------------|----------|-----------------------|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| Rozm. - Polot.     |          | TYČ 30x25-55 EN 755-5 |             | Počet kusů<br><br>1                                                                              |  | TU v Liberci<br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál           |          | 42 4254               |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
| Hmotnost           |          | 24.09 g               | Tř. odp.    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
| Tolerování         |          |                       | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název<br><b>ÚPINKA</b><br>Typ<br><br>Čís. výkresu<br><b>04 - DP - 01.02</b>          |                                                                            |
| Přesnost           |          |                       | ISO 8015    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
| Měřítko<br><br>2:1 | Navrhl   |                       |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
|                    | Kreslil  | ACKERMANN             |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
| Formát<br><br>A4   | Schválil |                       |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |
|                    | Datum    | 24.9.2008             |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                            |

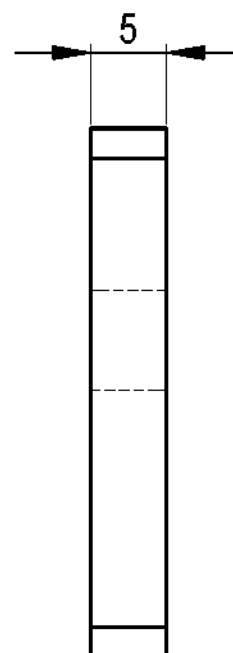
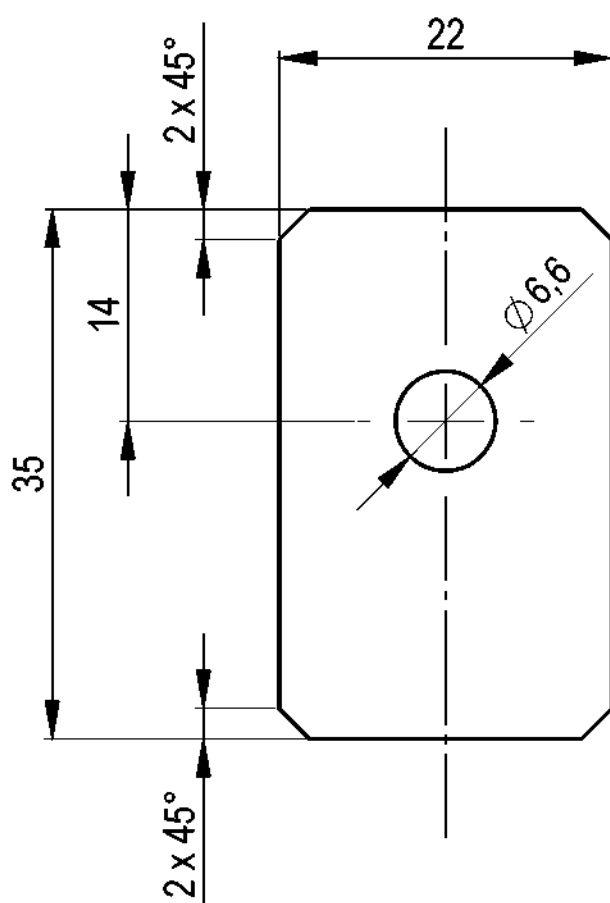
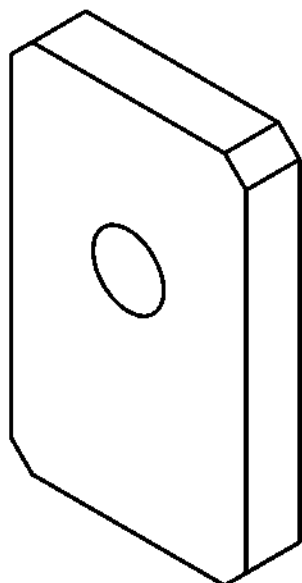
List 1/1





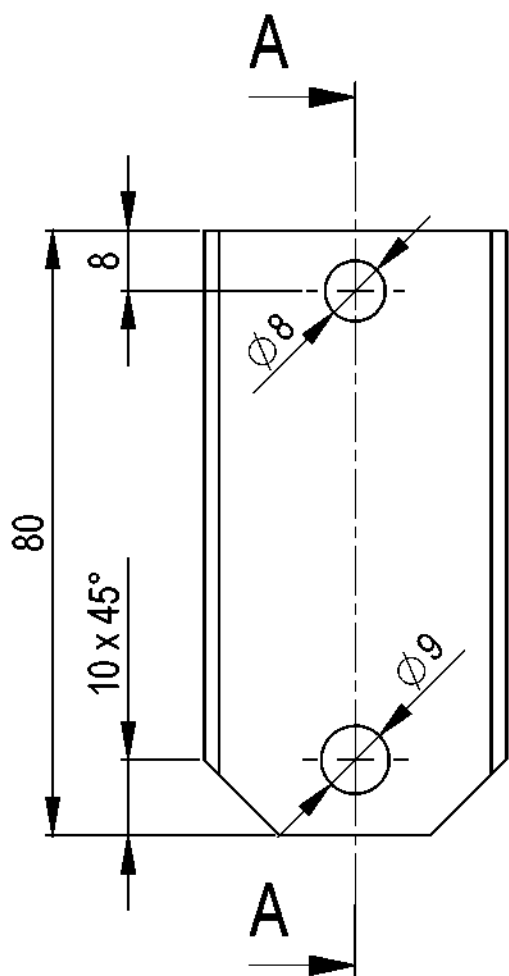
|               |          |                      |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
|---------------|----------|----------------------|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm.- Polot. |          | TYČ 25x8-50 EN 755-5 |             | Počet kusů<br><b>1</b>                                                                           |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál      |          | 42 4254              |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Hmotnost      | 22.37    | g                    | Tř. odp.    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Tolerování    |          |                      | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název<br><b>PŘÍTLAČNÝ PLECH</b>                                                      |                                                                                   |
| Přesnost      |          |                      | ISO 8015    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Měřitko       | Navrhl   |                      |             | Typ                                                                                              |                                                                                      |                                                                                   |
| 2:1           | Kreslil  | ACKERMANN            |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Formát        | Schválil |                      |             | Čís. výkresu<br><b>04 - DP - 01.03</b>                                                           |                                                                                      |                                                                                   |
| A4            | Datum    | 24.9.2008            |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
|               |          |                      |             | List 1/1                                                                                         |                                                                                      |                                                                                   |

3,2

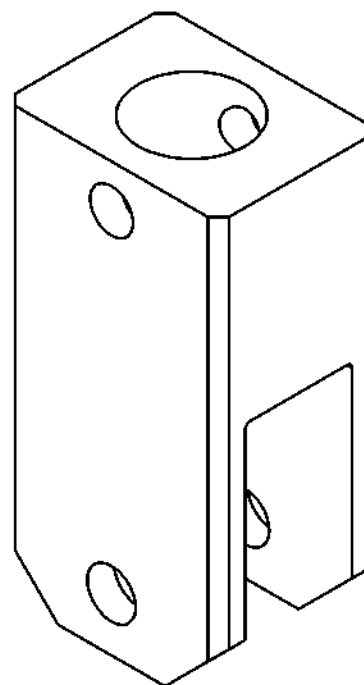
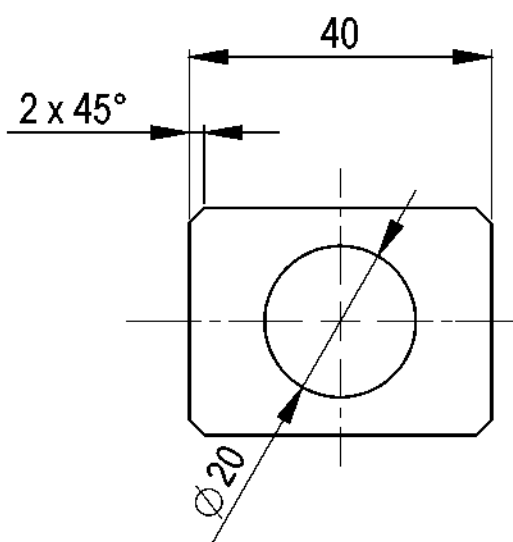
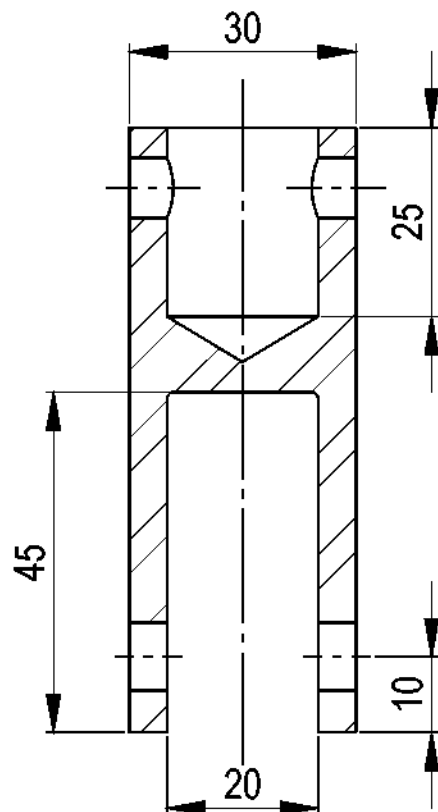


|                |          |                      |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
|----------------|----------|----------------------|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm.- Polot.  |          | TYČ 25x5-35 EN 755-5 |             | Počet kusů<br><b>2</b>                                                                           |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál       |          | 42 4254              |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Hmotnost       |          | 3.64 g               | Tř. odp.    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Tolerování     |          |                      | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název<br><b>VODÍTKO</b><br>Typ                                                       |                                                                                   |
| Přesnost       |          |                      | ISO 8015    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Měřítko<br>2:1 | Navrhl   |                      |             | Čís. výkresu<br><b>04 - DP - 01.04</b>                                                           | List 1/1                                                                             |                                                                                   |
|                | Kreslil  | ACKERMANN            |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Formát         | Schválil |                      |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| A4             | Datum    | 25.9.2008            |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |

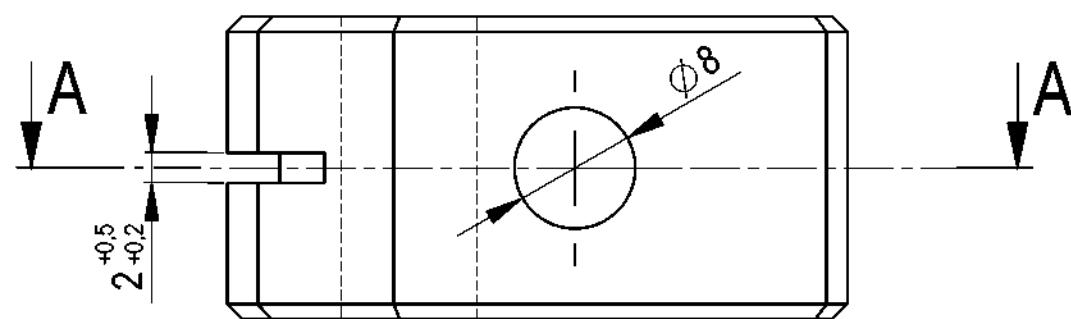
3,2



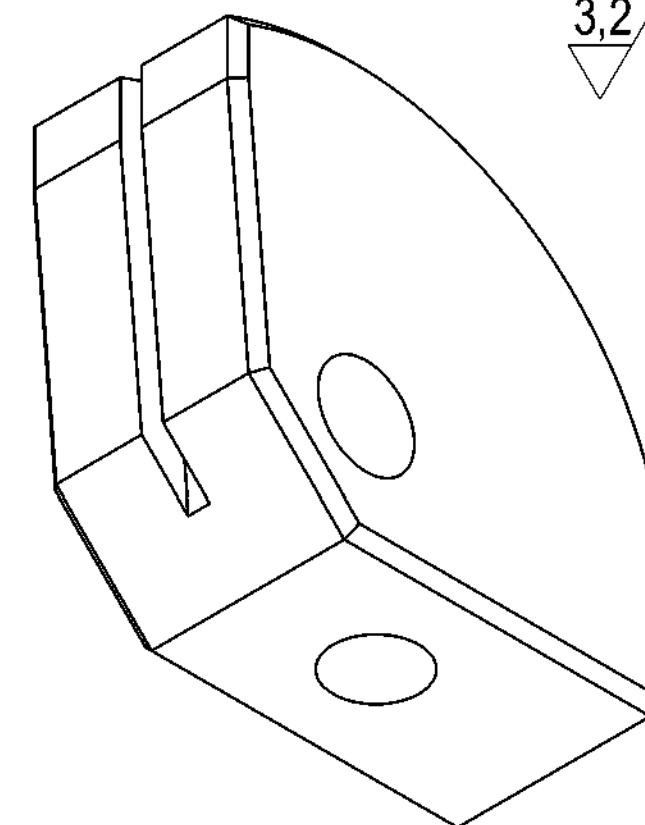
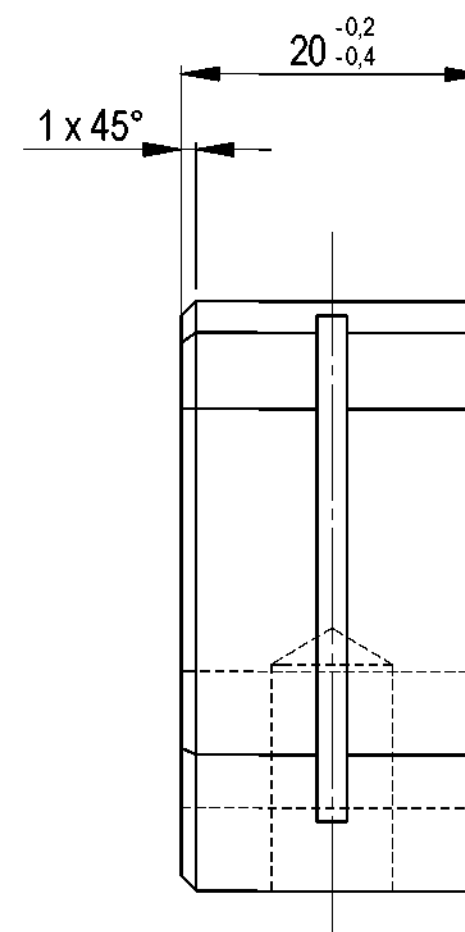
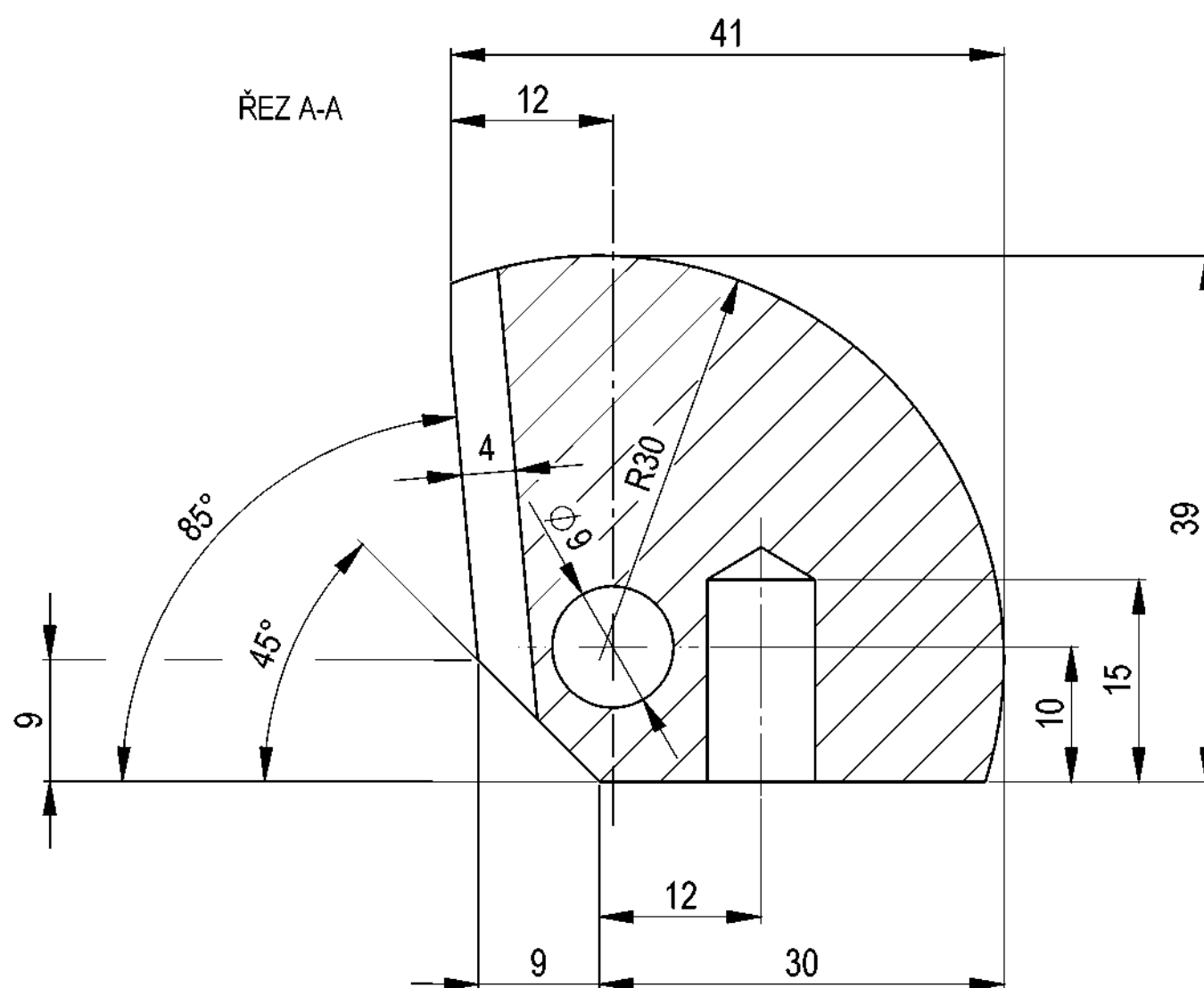
ŘEZ A-A



|               |          |                       |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
|---------------|----------|-----------------------|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm.- Polot. |          | TYČ 64x37-85 EN 755-5 |             | Počet kusů<br><br>1                                                                              |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál      |          | 42 4254               |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Hmotnost      | 131.78   | g                     | Tř. odp.    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Tolerování    |          |                       | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název<br><br><b>VIDLICE</b><br><br>Typ                                               |                                                                                   |
| Přesnost      |          |                       | ISO 8015    |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Měřitko       | Navrhl   |                       |             | Čís. výkresu<br><br><b>04 - DP - 02.01</b>                                                       |                                                                                      |                                                                                   |
| 1:1           | Kreslil  | ACKERMANN             |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| Formát        | Schválil |                       |             |                                                                                                  |                                                                                      |                                                                                   |
| A4            | Datum    | 24.9.2008             |             | List 1/1                                                                                         |                                                                                      |                                                                                   |



ŘEZ A-A



3,2

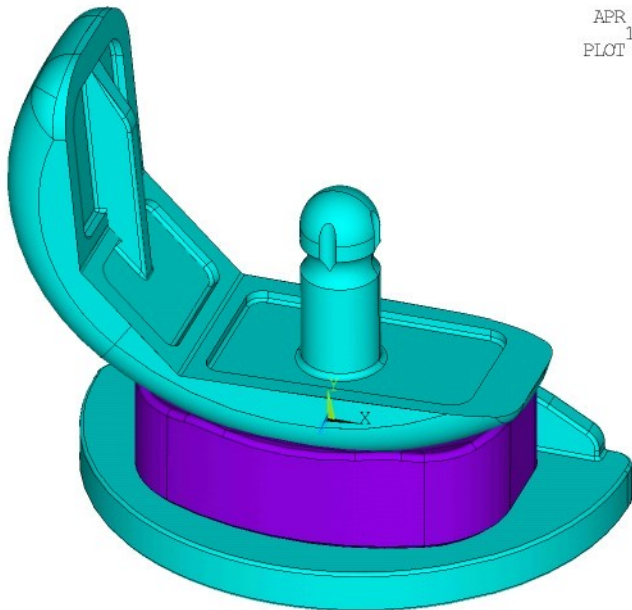
|               |          |                  |             |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
|---------------|----------|------------------|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| Rozm.- Polot. |          | KR60-25 EN 755-3 |             | Počet kusů                                                                                         |  | <b>TU v Liberci</b><br>Fakulta strojní<br>Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti |
| Materiál      |          | 42 4254          |             | 1                                                                                                  |                                                                                       |                                                                                   |
| Hmotnost      |          | 64.29            | g           | Tř. odp.                                                                                           |                                                                                       |                                                                                   |
| Tolerování    |          |                  | ISO 2768-mK | Promítání<br> | Název<br><b>OTOČNÁ HLAVA</b><br>Typ                                                   |                                                                                   |
| Přesnost      |          |                  | ISO 8015    |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
| Měřítko       | Navrhl   |                  |             | Čís. výkresu                                                                                       | 03 - DP - 02.02                                                                       |                                                                                   |
|               | 2:1      | Kreslil          | ACKERMANN   |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |
| Formát        | Schválil |                  |             | Datum                                                                                              | 23.9.2008                                                                             |                                                                                   |
|               | A3       | Datum            | 23.9.2008   |                                                                                                    |                                                                                       |                                                                                   |

List 1/1

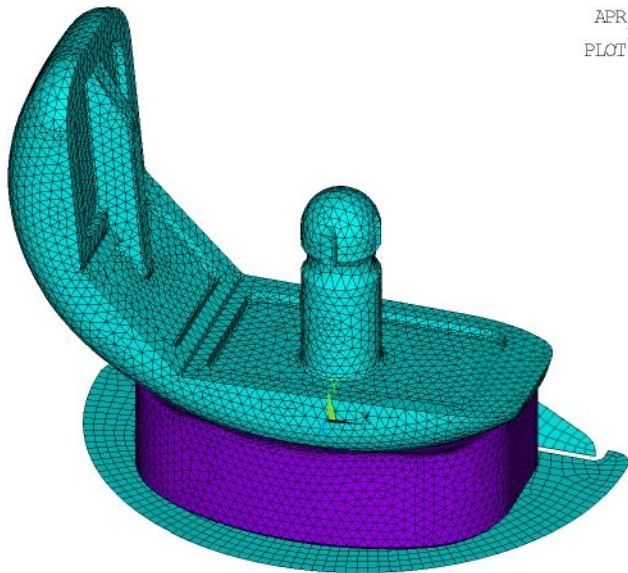


VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
17:09:26  
PLOT NO. 1



APR 30 2009  
17:10:42  
PLOT NO. 1



ELEMENTS  
MAT NUM

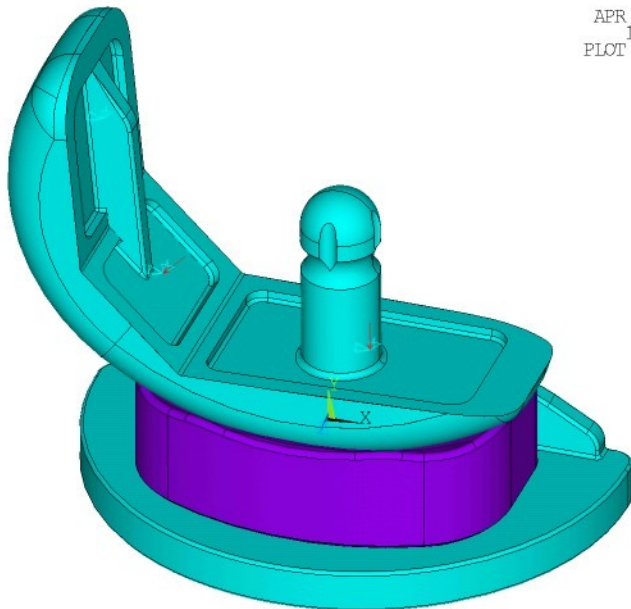
APR 30 2009  
17:11:57  
PLOT NO. 1

VOLUMES

MAT NUM

U

PRES-NORM  
5.17



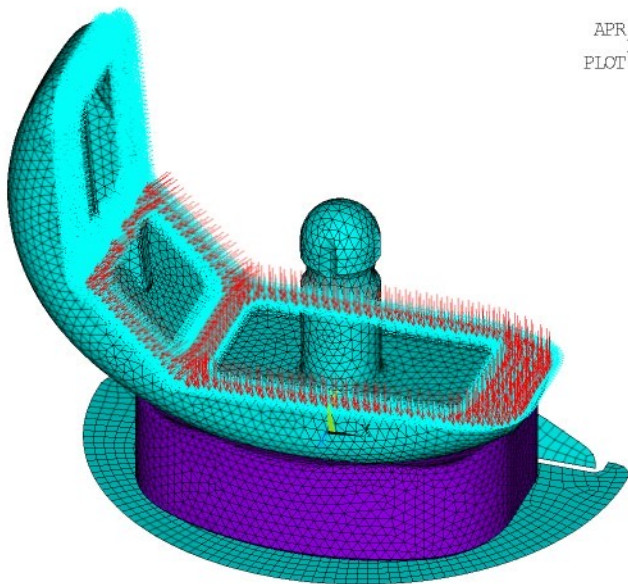
APR 30 2009  
17:12:12  
PLOT NO. 1

1  
ELEMENTS

MAT NUM

U

PRES-NORM  
5.17

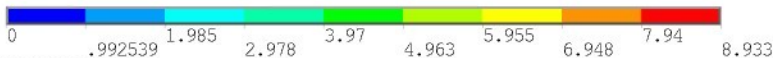
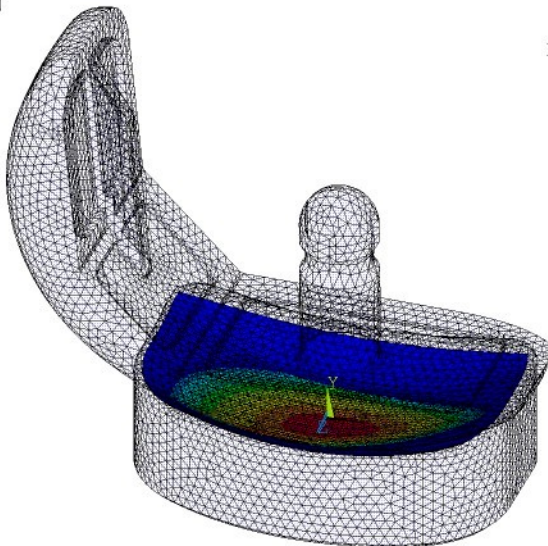




ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.119951  
SMX =8.933

APR 30 2009  
17:14:57  
PLOT NO. 1



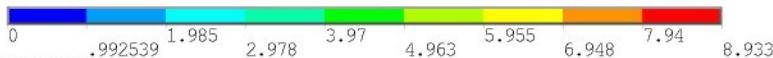
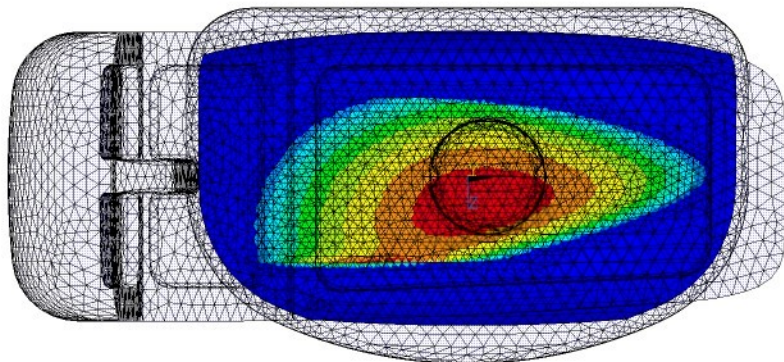
Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.119951  
SMX =8.933

ANSYS

APR 30 2009  
17:25:08  
PLOT NO. 1

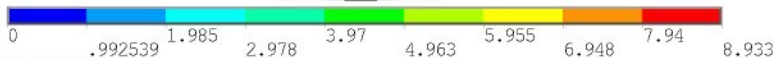
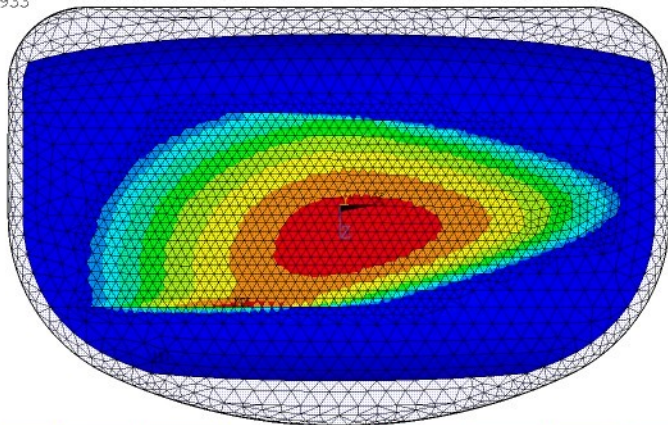


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

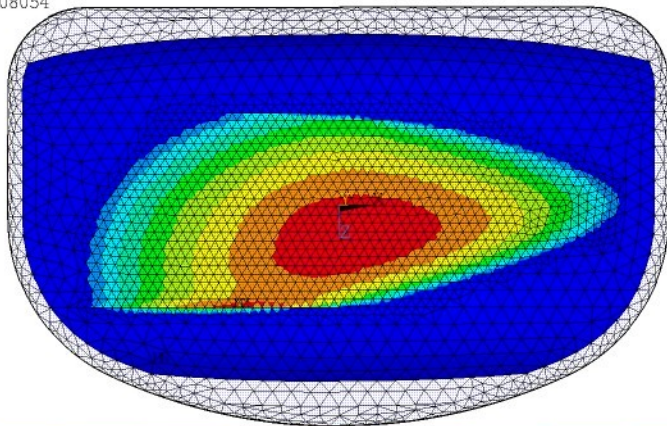
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =8.933

APR 30 2009  
17:17:28  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009  
17:18:09  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =.008054

Model merici\_poloha\_5



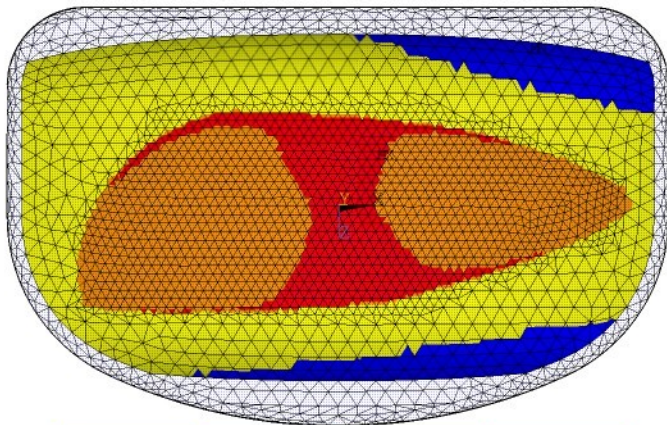
ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009

17:18:28

PLOT NO. 1

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =3

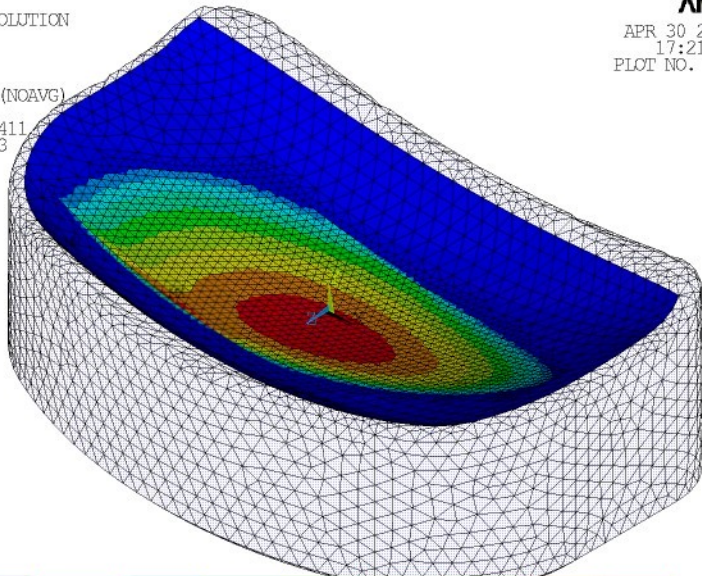


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =8.933

APR 30 2009  
17:21:26  
PLOT NO. 1

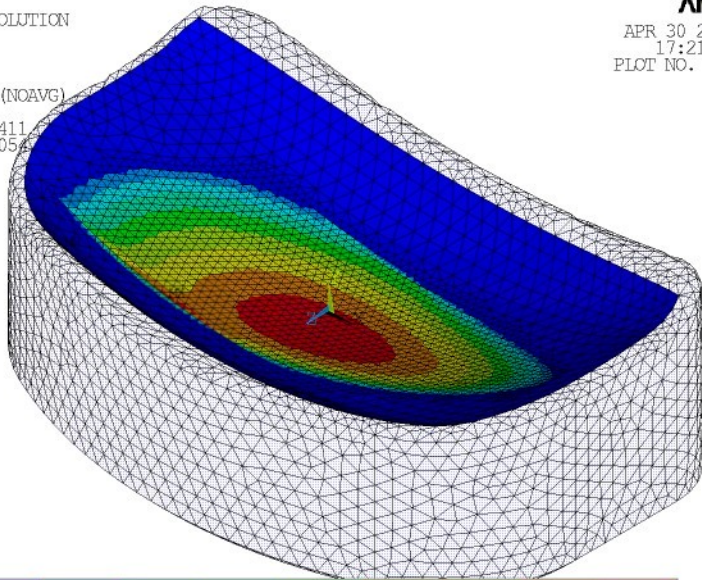


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =.008054

APR 30 2009  
17:21:45  
PLOT NO. 1

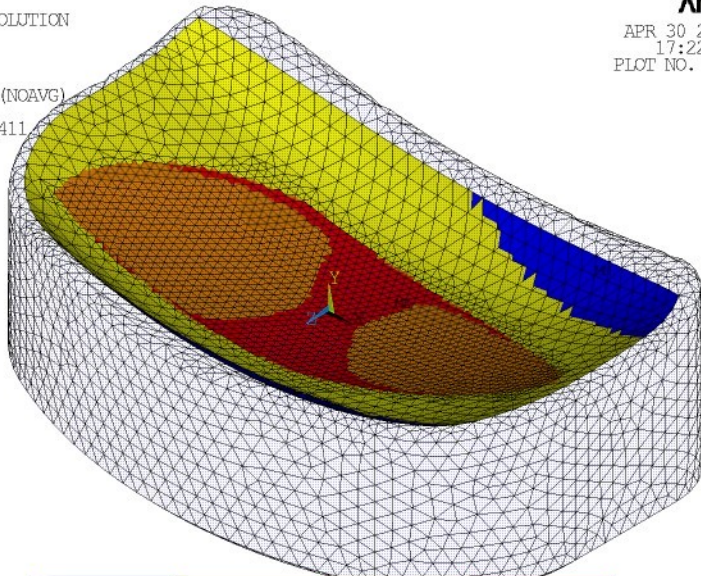


Model merici\_poloha\_5

APR 30 2009  
17:22:04  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =3



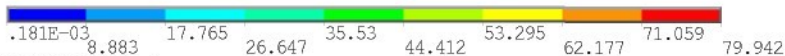
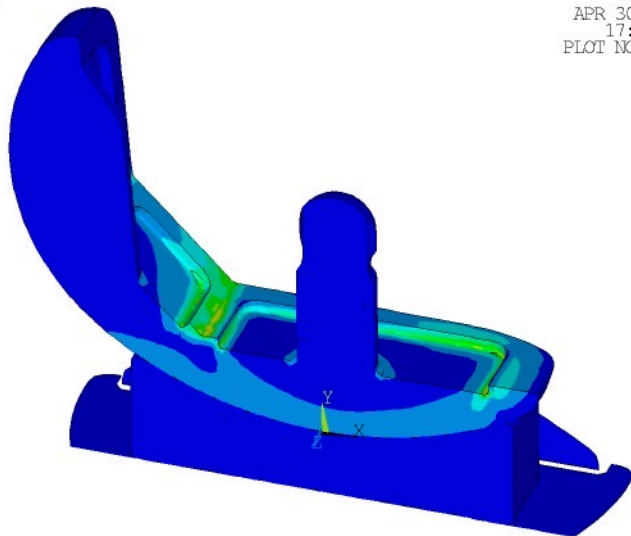
Model merici\_poloha\_5



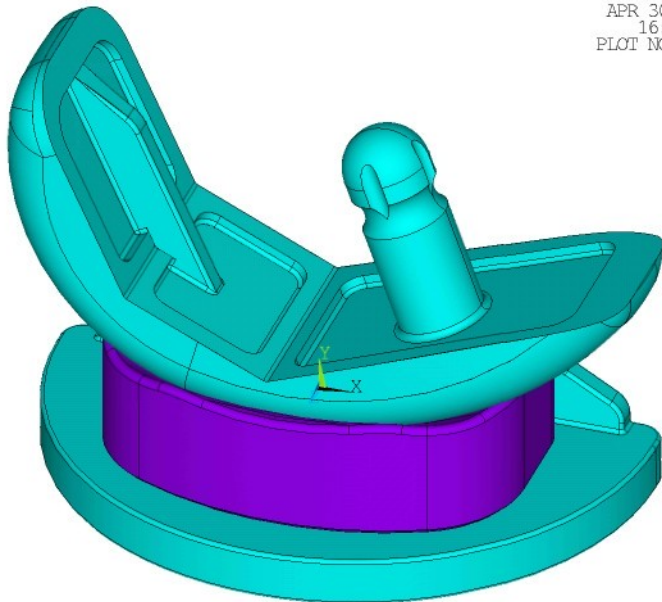
1  
NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.119951  
SMN =.181E-03  
SMX =79.942

APR 30 2009  
17:26:45  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_5



VOLUMES  
MAT NUM

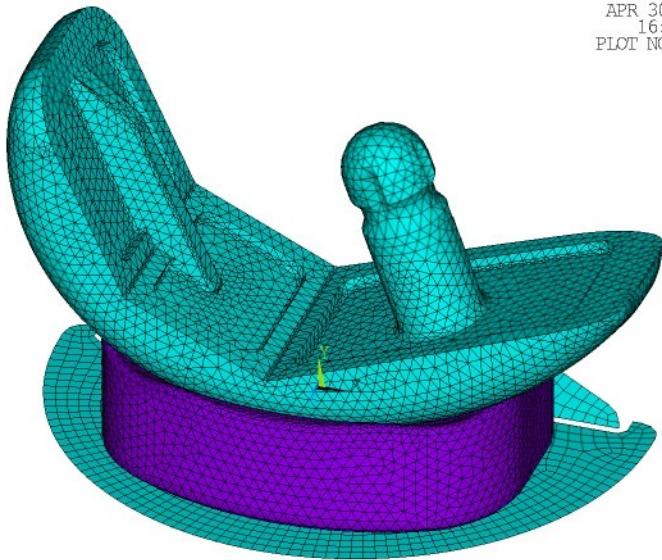
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

16:46:36

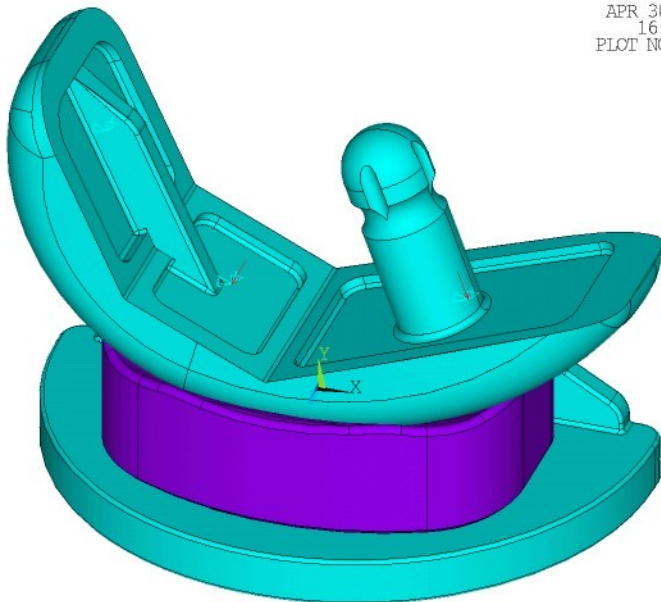
PLOT NO. 1



VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
16:47:51  
PLOT NO. 1

PRES-NORM  
5.17



Model merici\_poloha\_4



ELEMENTS

MAT NUM

U

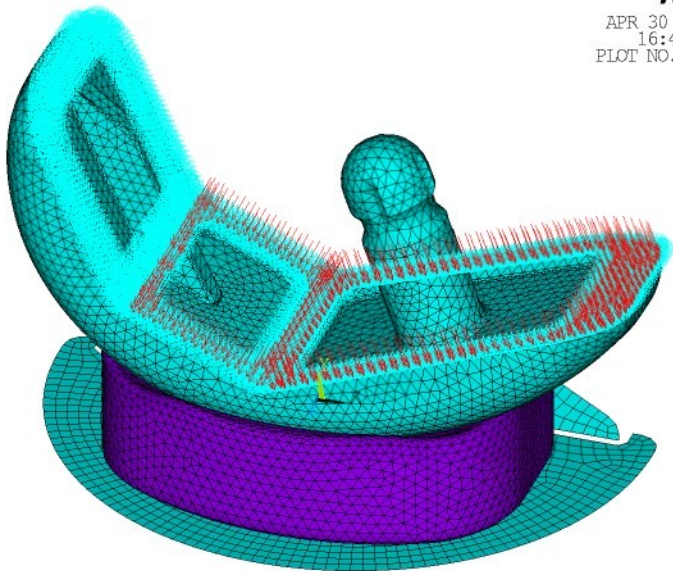
PRES-NORM

5.17

APR 30 2009

16:48:02

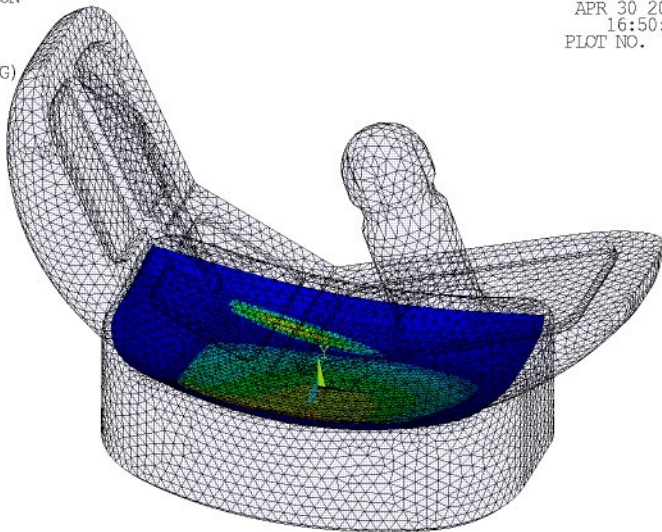
PLOT NO. 1



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.111729  
SMX =12.302

APR 30 2009  
16:50:46  
PLOT NO. 1

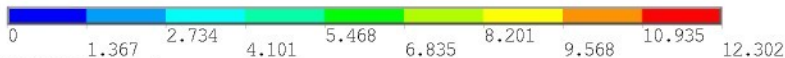
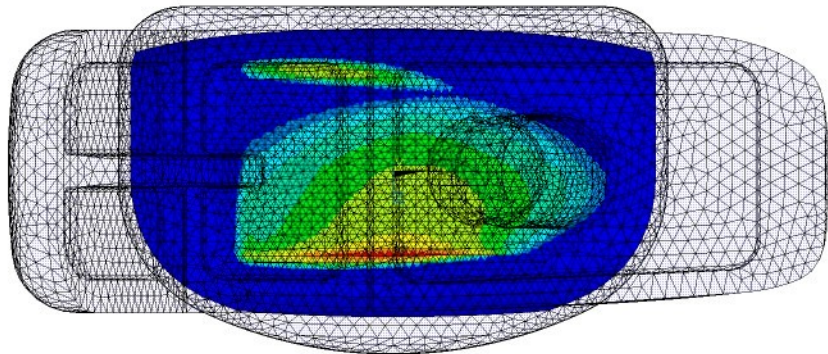


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.111729  
SMX =12.302

APR 30 2009  
16:35:37  
PLOT NO. 1

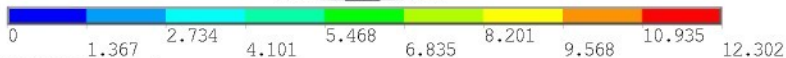
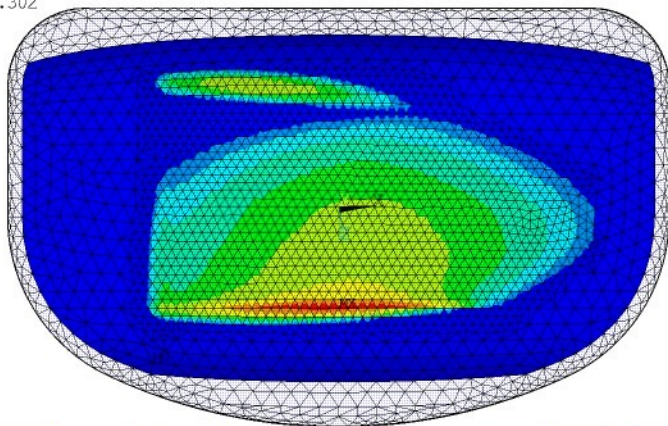


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =12.302

APR 30 2009  
16:40:49  
PLOT NO. 1

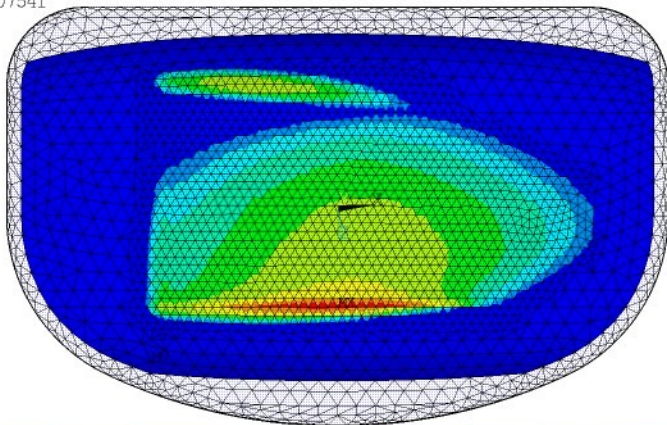


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =.007541

APR 30 2009  
16:41:16  
PLOT NO. 1



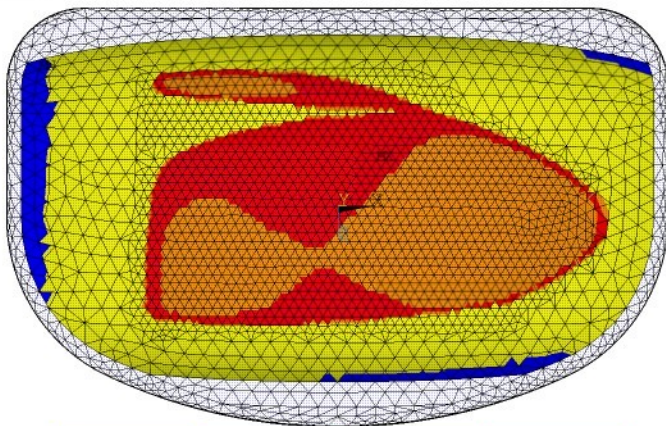
Model merici\_poloha\_4



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =3

APR 30 2009  
16:42:03  
PLOT NO. 1

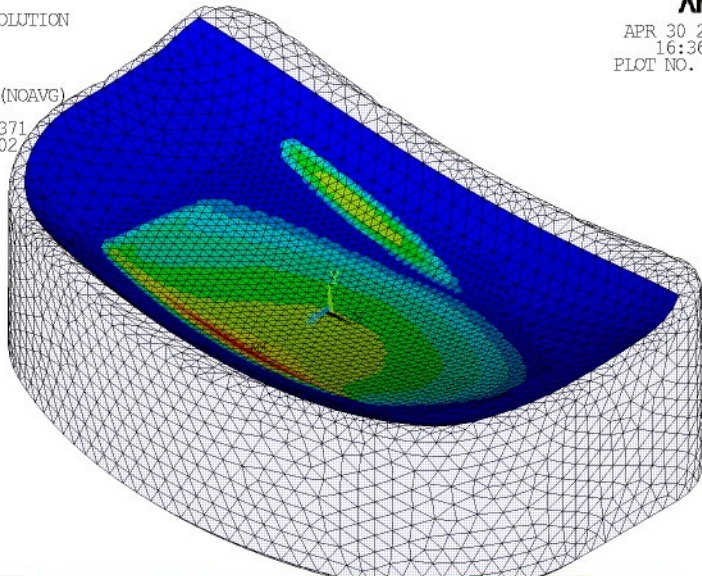


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =12.302

APR 30 2009  
16:36:41  
PLOT NO. 1

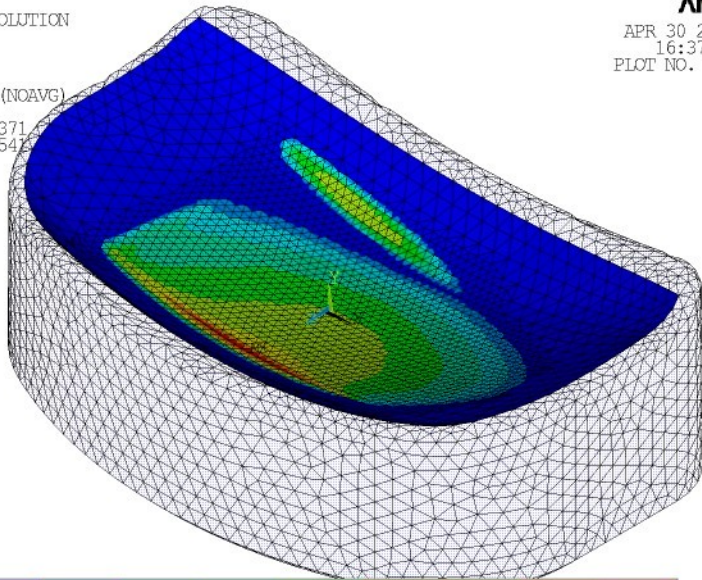


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =.007541

APR 30 2009  
16:37:43  
PLOT NO. 1

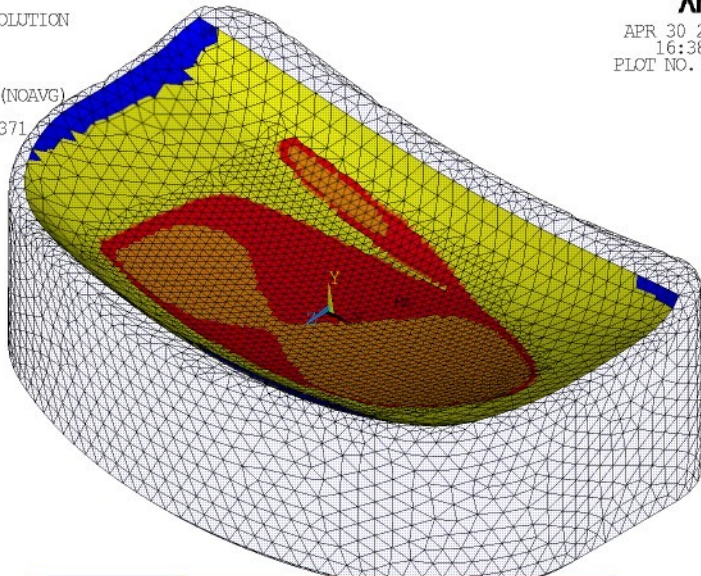


Model merici\_poloha\_4

APR 30 2009  
16:38:05  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =3

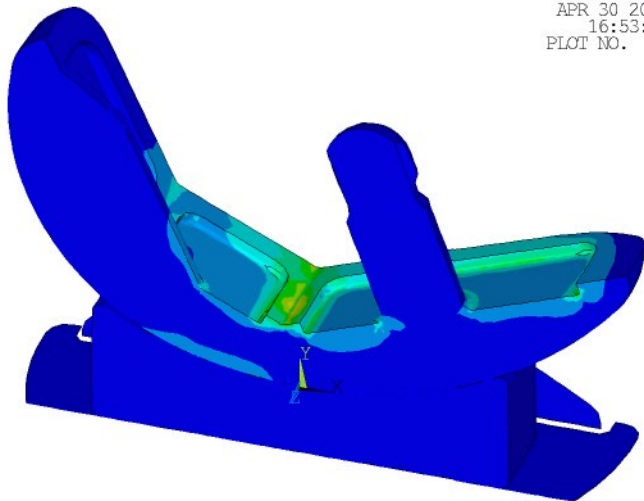


Model merici\_poloha\_4

APR 30 2009  
16:53:35  
PLOT NO. 1

1  
NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.111729  
SMN =.300E-03  
SMX =117.107

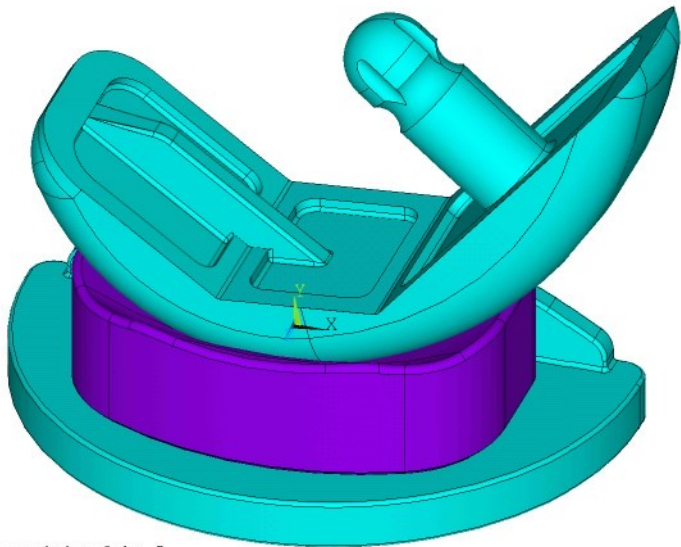


Model merici\_poloha\_4



VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
14:58:05  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_3

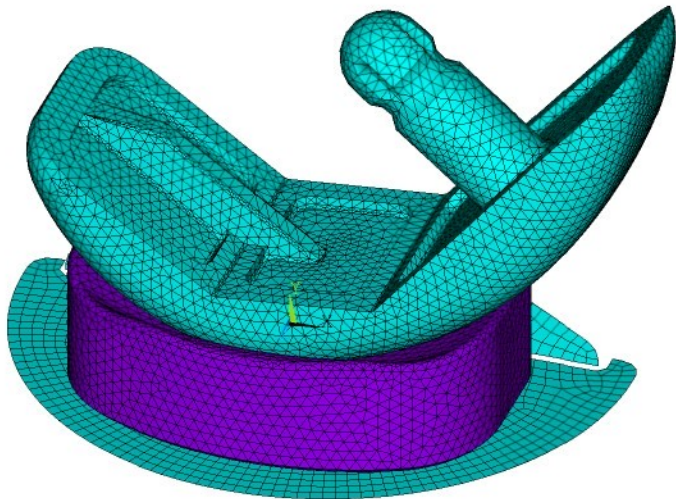
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

14:58:34

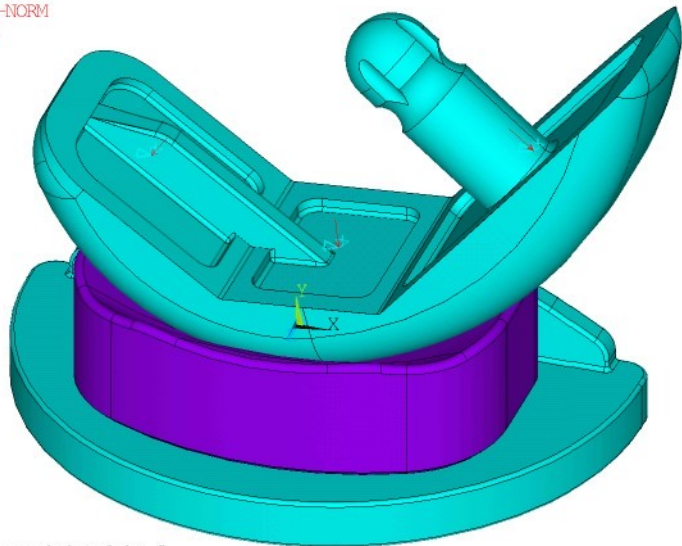
PLOT NO. 1



VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
14:59:52  
PLOT NO. 1

U  
PRES-NORM  
3.48



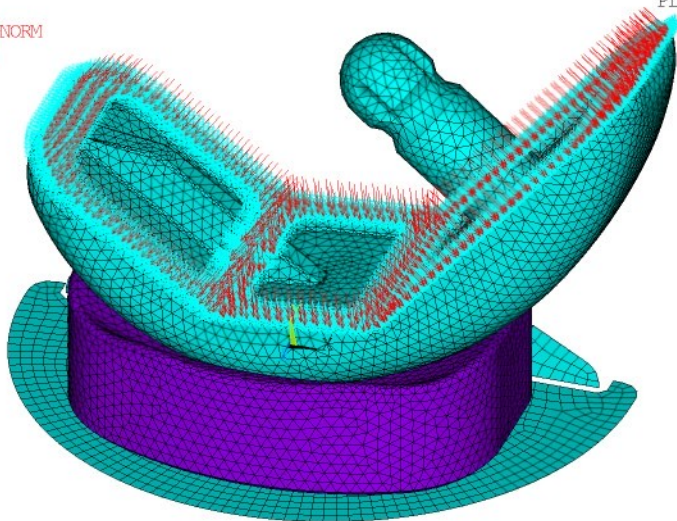
APR 30 2009  
15:00:06  
PLOT NO. 1

1  
ELEMENTS

MAT NUM

U

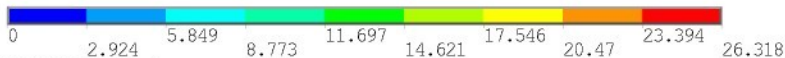
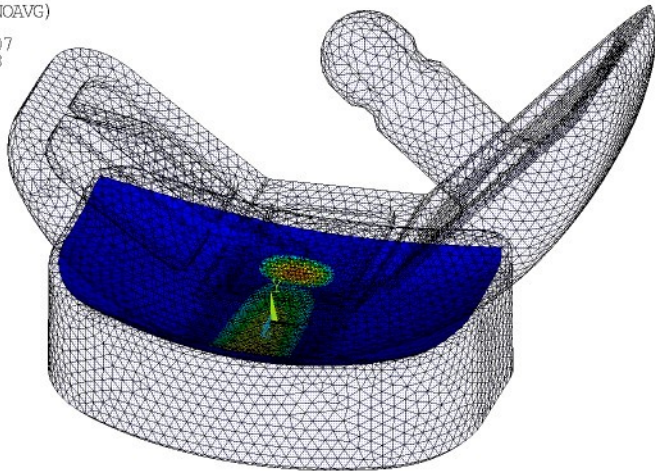
PRES-NORM  
3.48



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.176907  
SMX =26.318

APR 30 2009  
15:05:15  
PLOT NO. 1



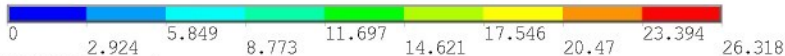
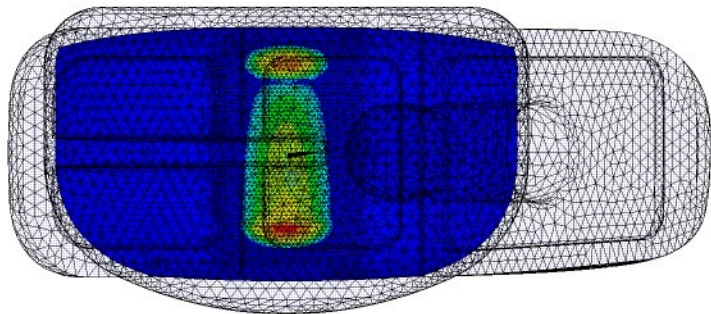
Model merici\_poloha\_3



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.176907  
SMX =26.318

APR 30 2009  
15:07:13  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_3

1  
ELEMENT SOLUTION

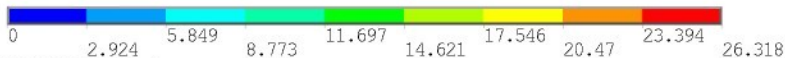
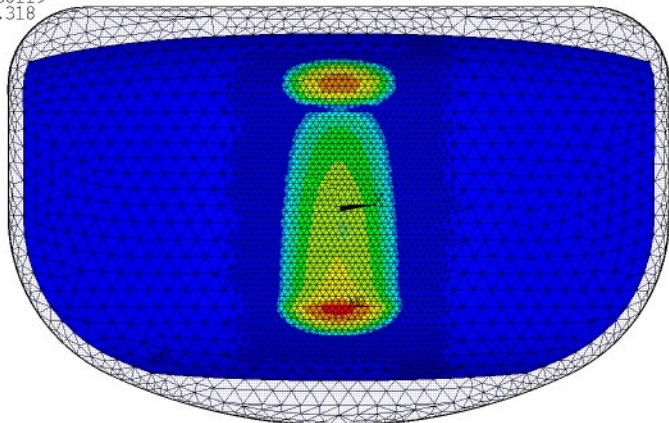
ANSYS

APR 30 2009

15:36:33

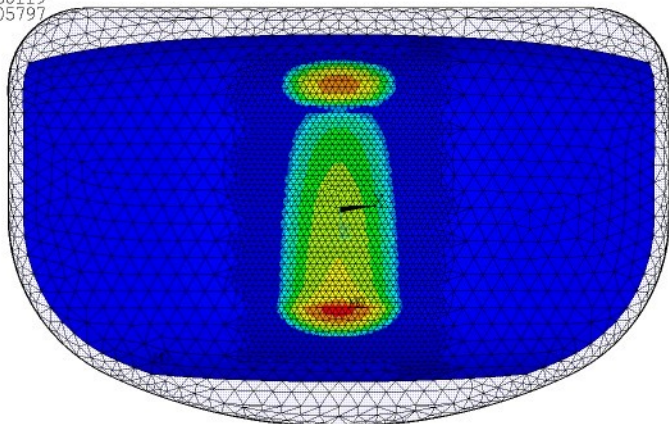
PLOT NO. 1

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =26.318



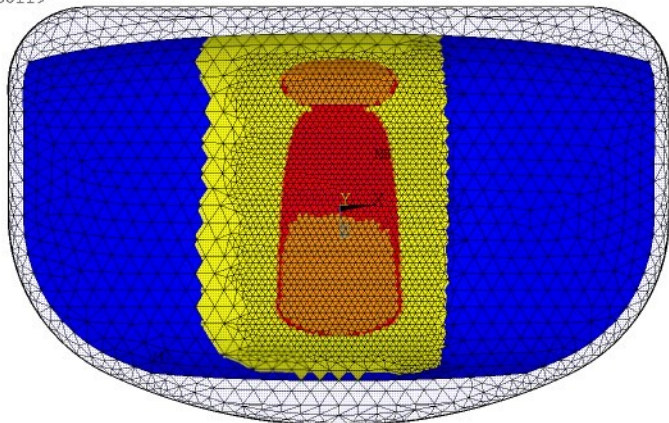
Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009  
15:37:28  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =.005797

Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

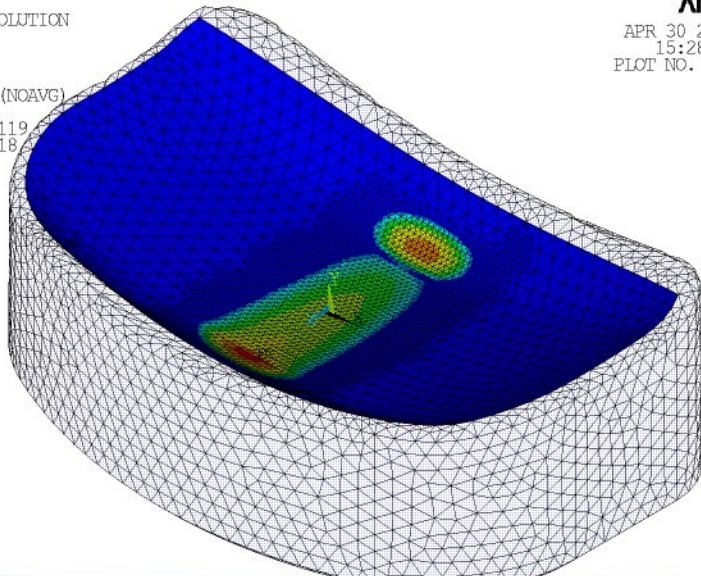
APR 30 2009  
15:37:48  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =3

Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =26.318

APR 30 2009  
15:28:34  
PLOT NO. 1



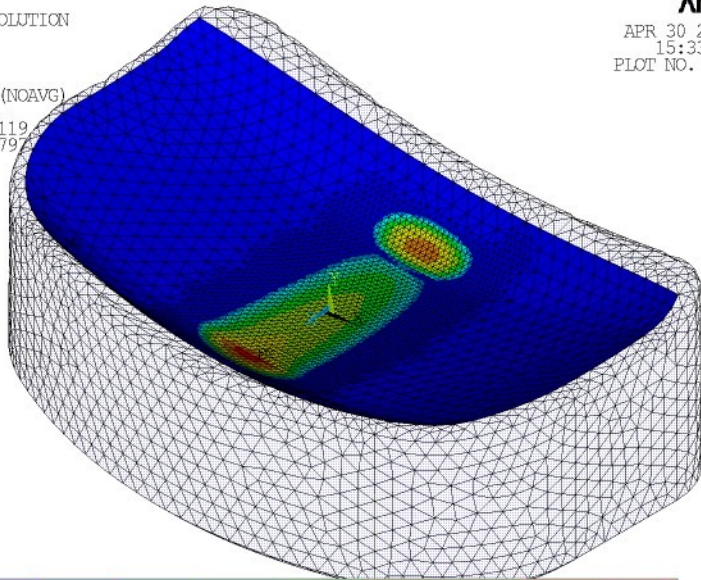
Model merici\_poloha\_3



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =.005797

APR 30 2009  
15:33:27  
PLOT NO. 1

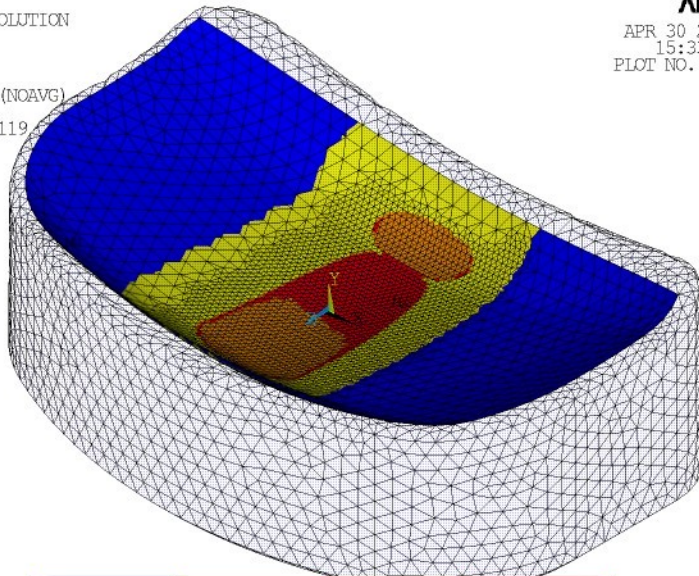


Model merici\_poloha\_3

APR 30 2009  
15:33:56  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =3

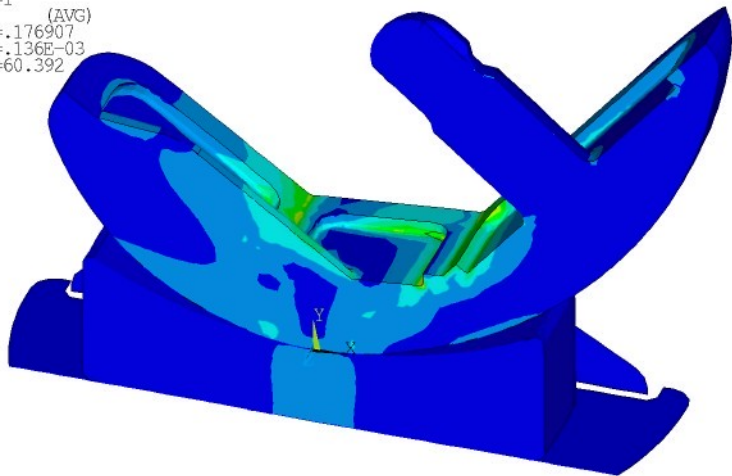


Model merici\_poloha\_3

1 NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.176907  
SMN =.136E-03  
SMX =60.392

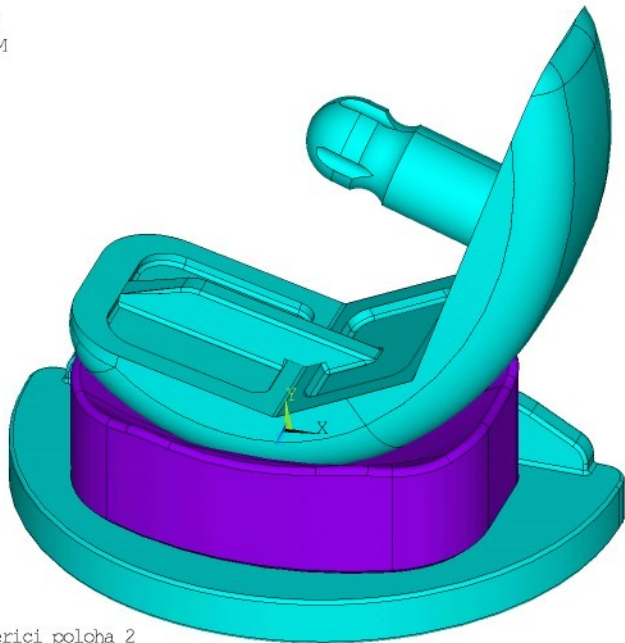
APR 30 2009  
15:15:22  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_3

VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
12:50:55  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_2

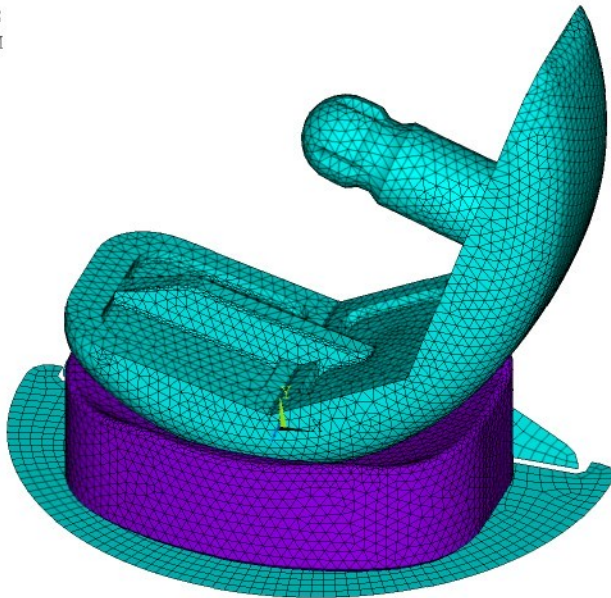
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

12:58:49

PLOT NO. 1



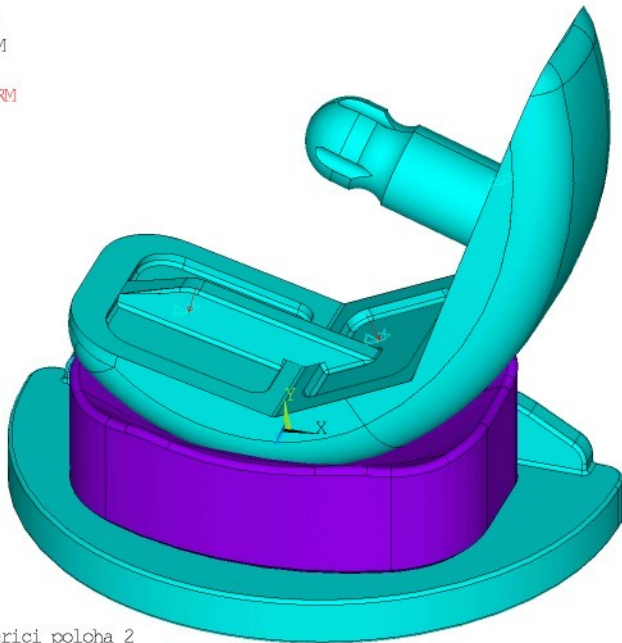


VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
12:59:42  
PLOT NO. 1

U

PRES-NORM  
6.32



Model merici\_poloha\_2

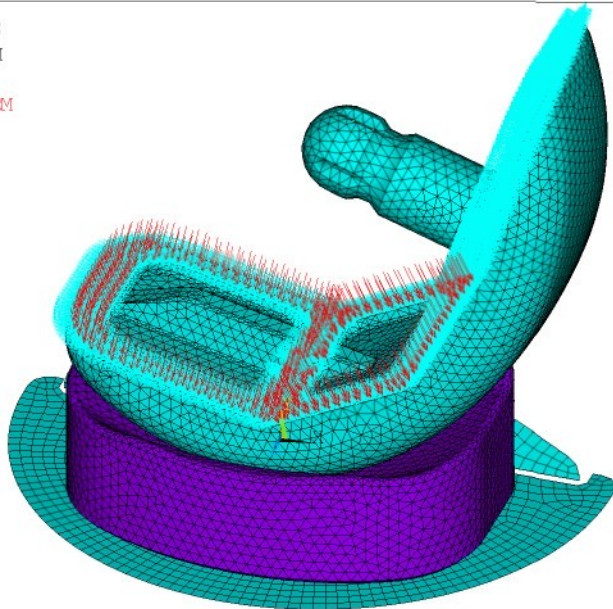
APR 30 2009  
12:59:52  
PLOT NO. 1

ELEMENTS

MAT NUM

U

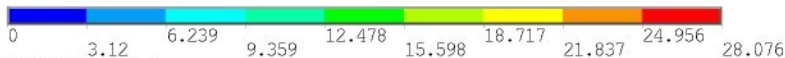
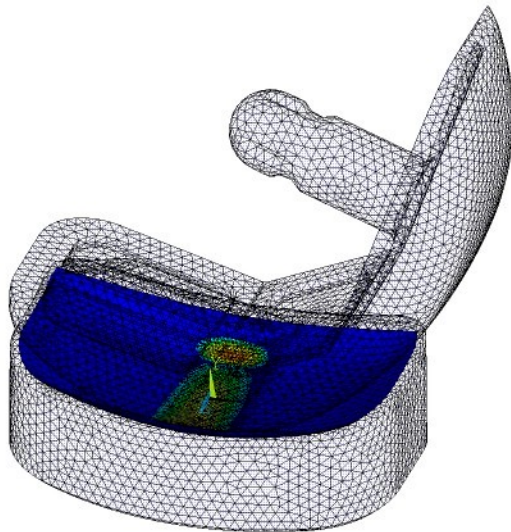
PRES-NORM  
6.32



ELEMENT SOLUTION

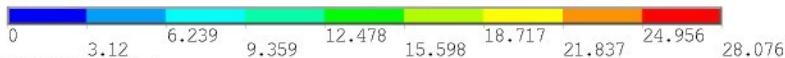
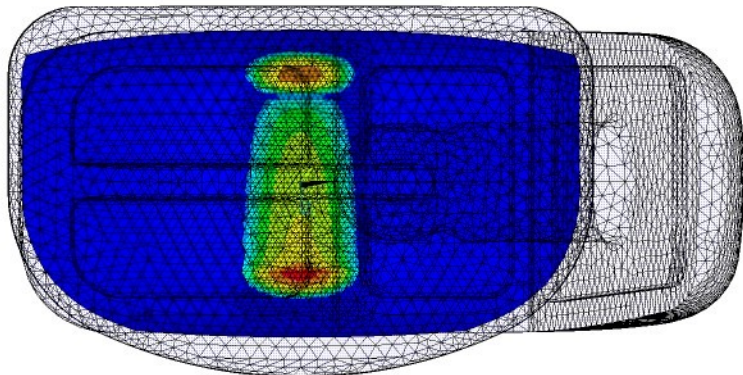
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.197345  
SMX =28.076

APR 30 2009  
13:24:48  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009  
13:04:59  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.197345  
SMX =28.076

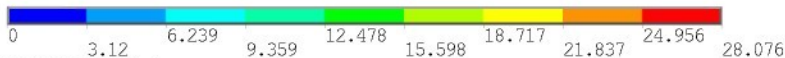
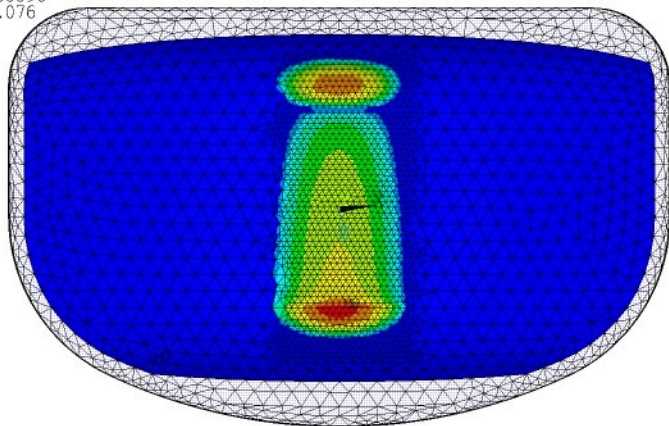
Model merici\_poloha\_2

1  
ELEMENT SOLUTION

ANSYS

APR 30 2009  
16:11:57  
PLOT NO. 1

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =28.076



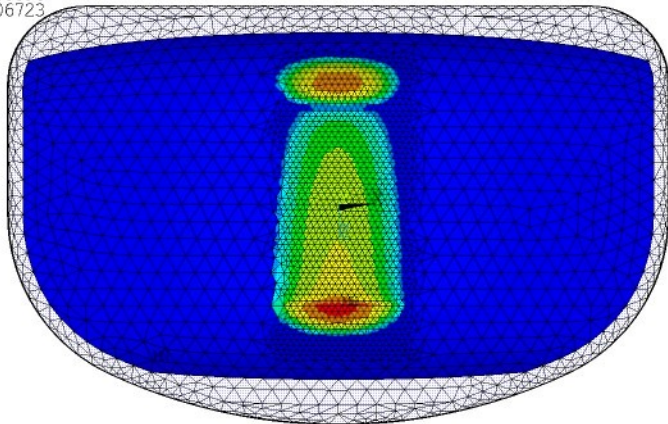
Model merici\_poloha\_2



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =.006723

APR 30 2009  
16:20:27  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_2

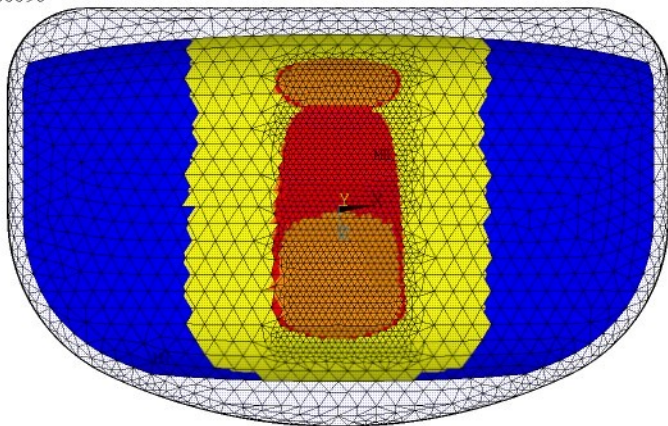
ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009

16:20:42

PLOT NO. 1

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =3

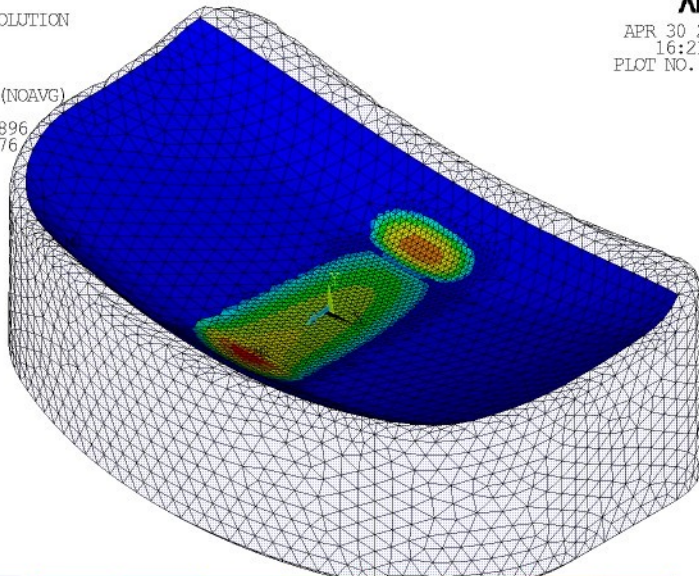


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =28.076

APR 30 2009  
16:21:55  
PLOT NO. 1

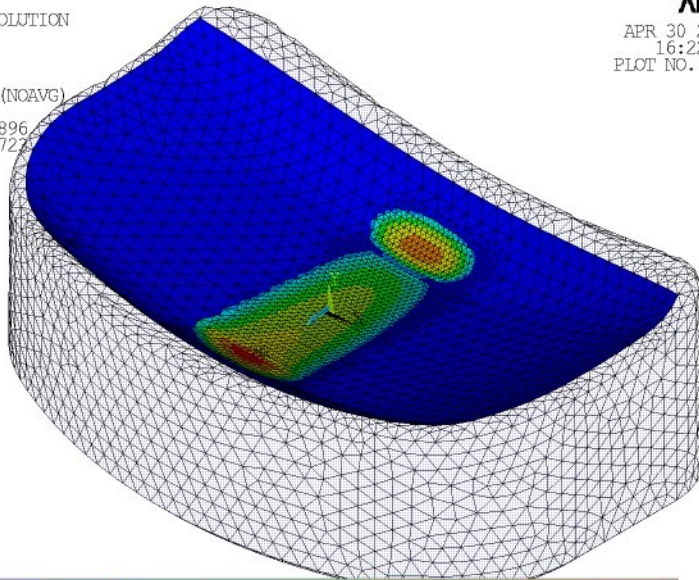


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =.006723

APR 30 2009  
16:22:31  
PLOT NO. 1

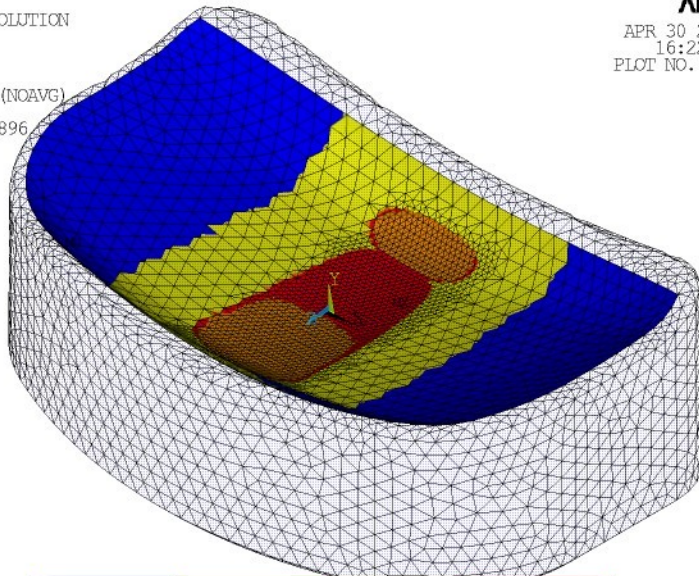


Model merici\_poloha\_2

APR 30 2009  
16:22:52  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =3



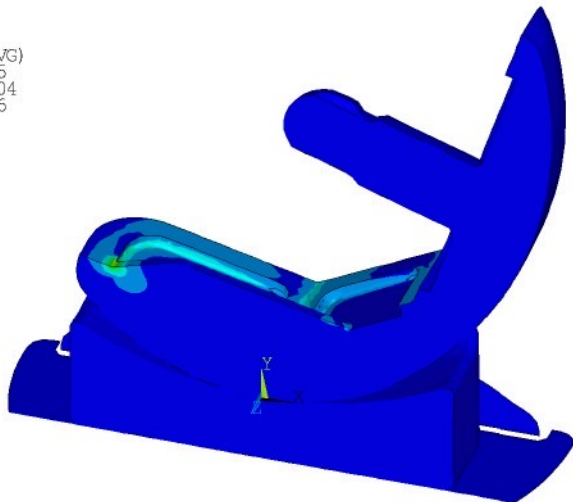
Model merici\_poloha\_2



1  
NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.197345  
SMN =.214E-04  
SMX =131.196

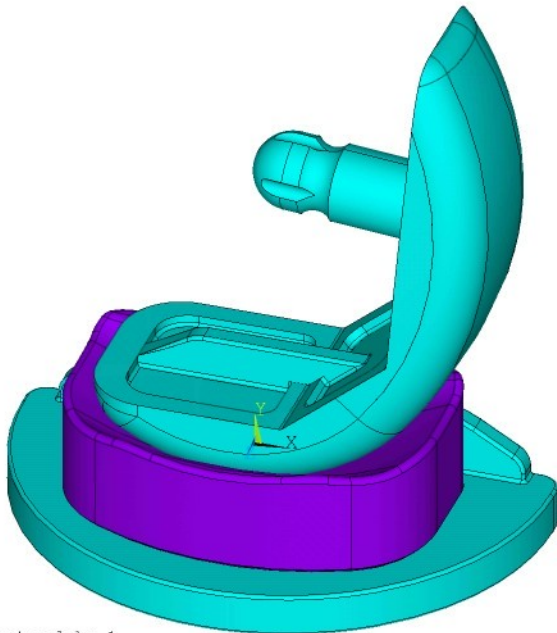
APR 30 2009  
13:13:46  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_2

VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
11:29:31  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_1

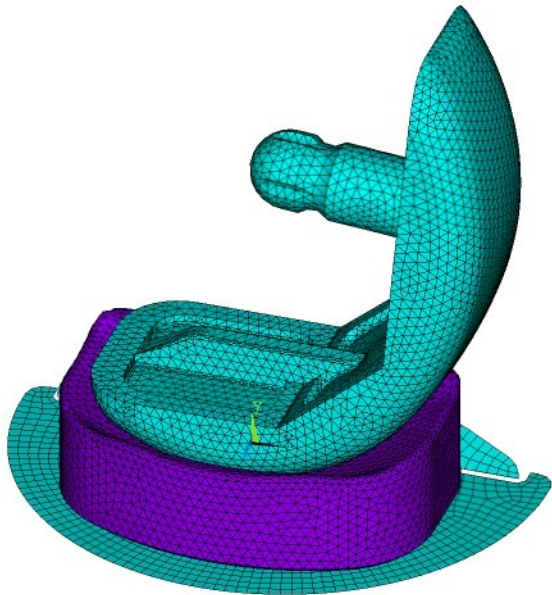
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

11:29:49

PLOT NO. 1



1 VOLUMES

MAT NUM

U

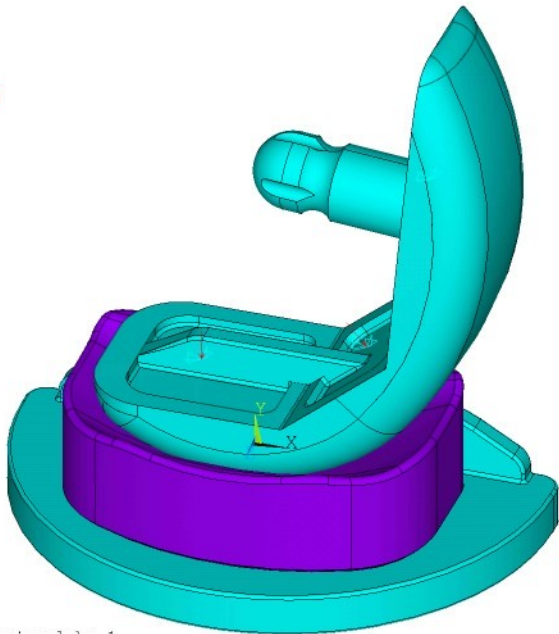
PRES-NORM

6.32

APR 30 2009

11:30:47

PLOT NO. 1



APR 30 2009  
11:33:03  
PLOT NO. 1

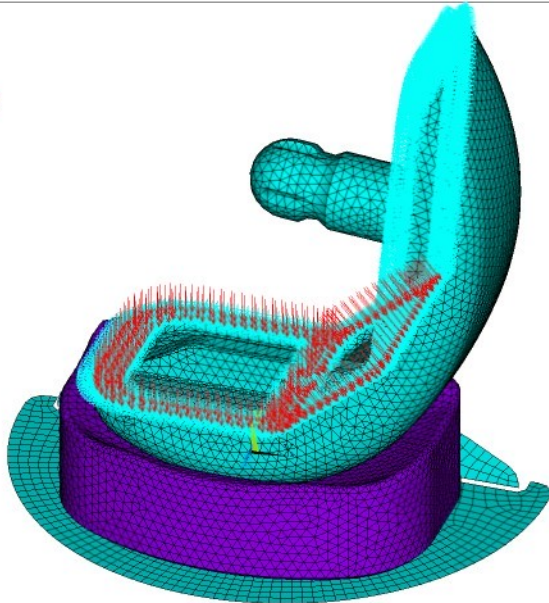
1  
ELEMENTS

MAT NUM

U

PRES-NORM

6.32

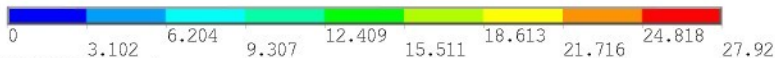
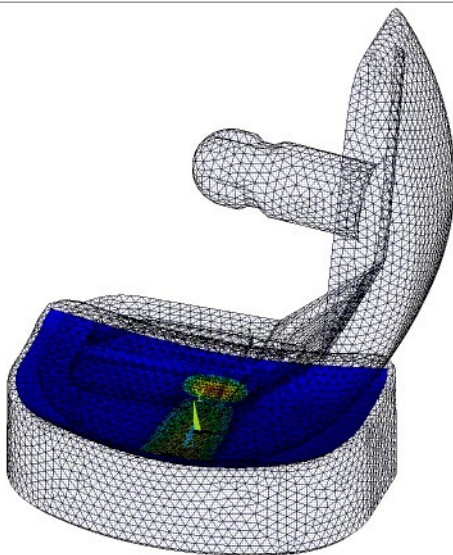




APR 30 2009  
11:37:40  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.191459  
SMX =27.92

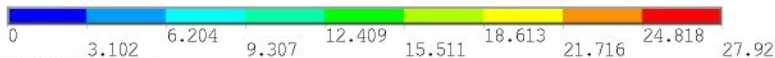
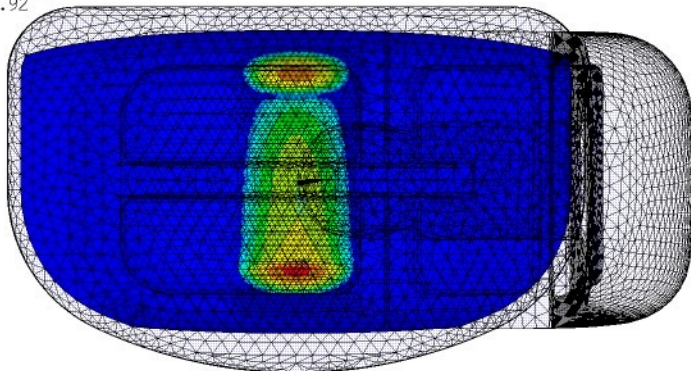


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.191459  
SMX =27.92

APR 30 2009  
11:42:00  
PLOT NO. 1

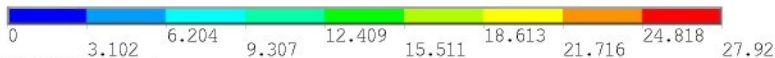
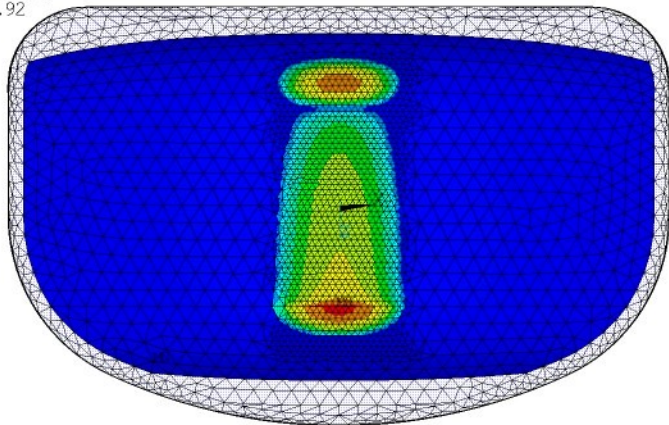


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

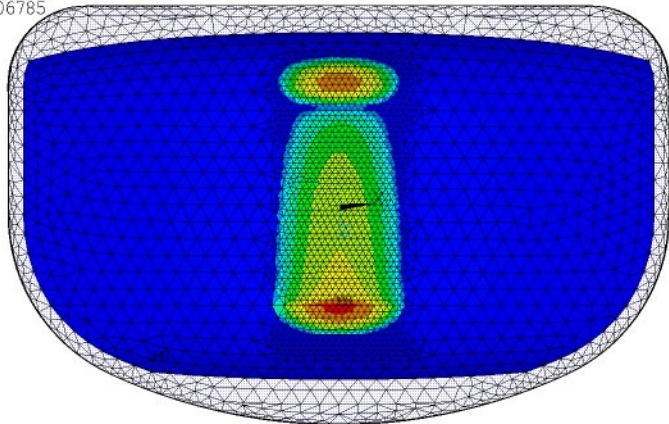
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =27.92

APR 30 2009  
15:56:42  
PLOT NO. 1



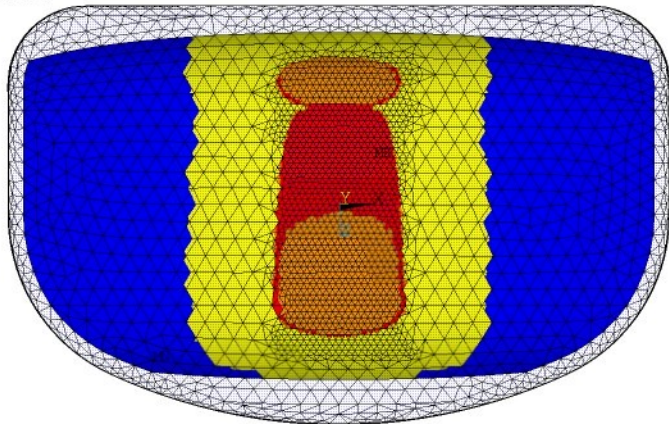
Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009  
15:56:59  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =.006785

Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

APR 30 2009  
15:57:29  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =3

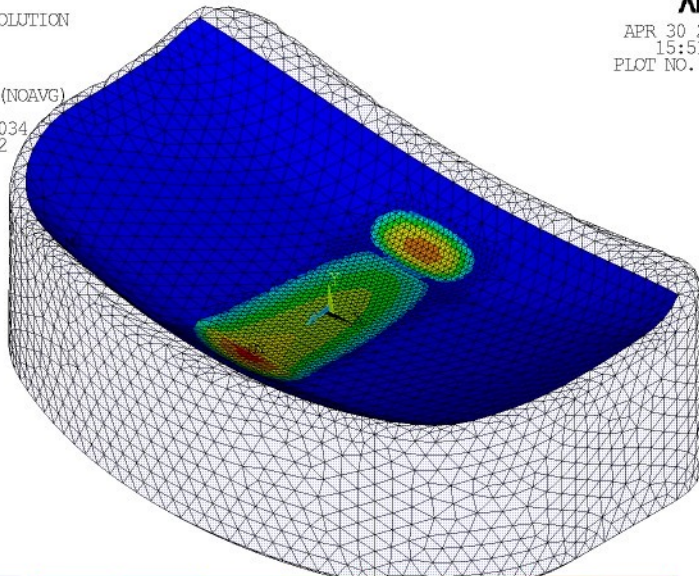
Model merici\_poloha\_1



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =27.92

APR 30 2009  
15:51:55  
PLOT NO. 1

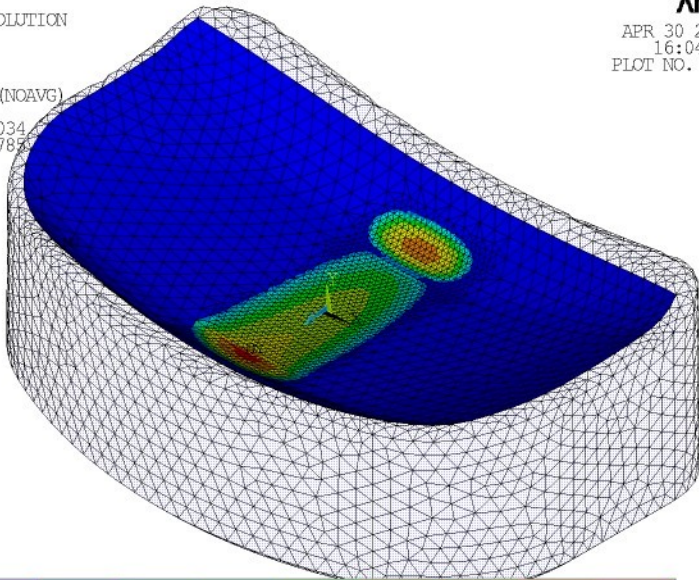


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =.006785

APR 30 2009  
16:04:04  
PLOT NO. 1

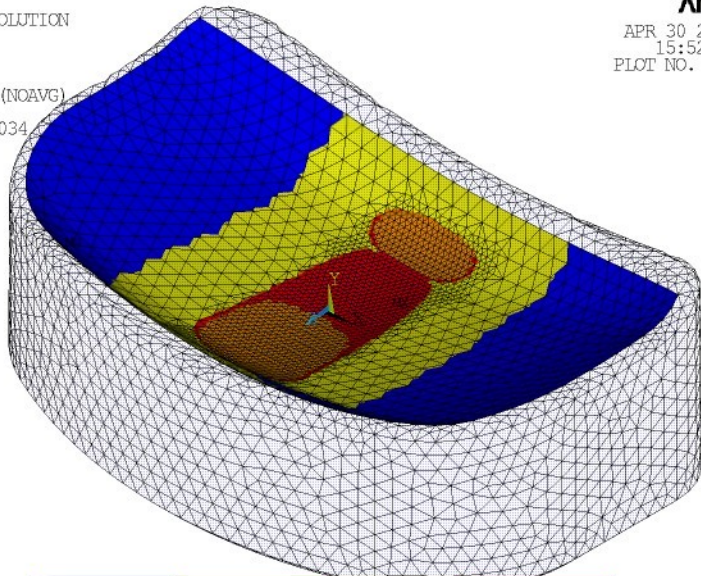


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =3

APR 30 2009  
15:52:47  
PLOT NO. 1

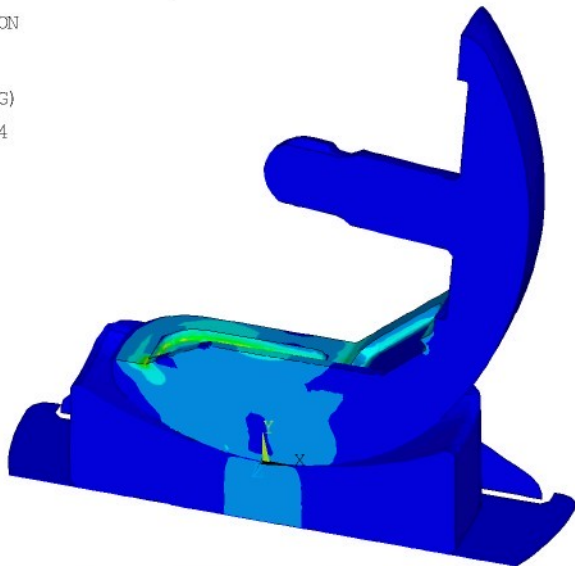


Model merici\_poloha\_1

APR 30 2009  
12:06:32  
PLOT NO. 1

## NODAL SOLUTION

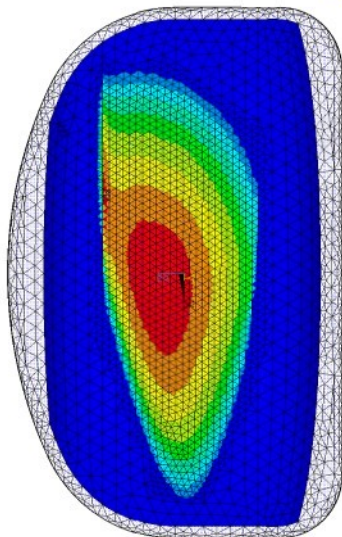
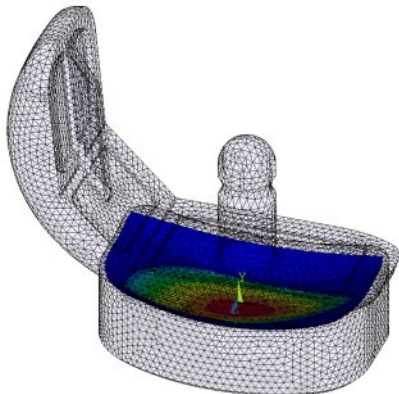
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.191459  
SMN =.185E-04  
SMX =61.719



Model merici\_poloha\_1

## ELEMENT SOLUTION

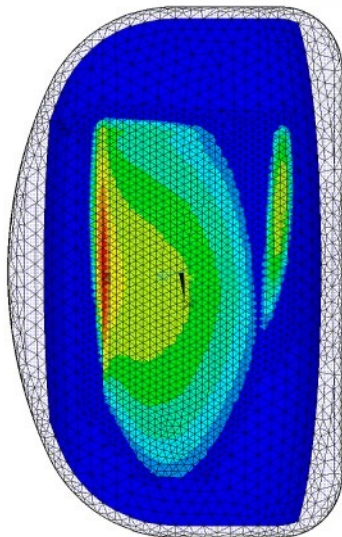
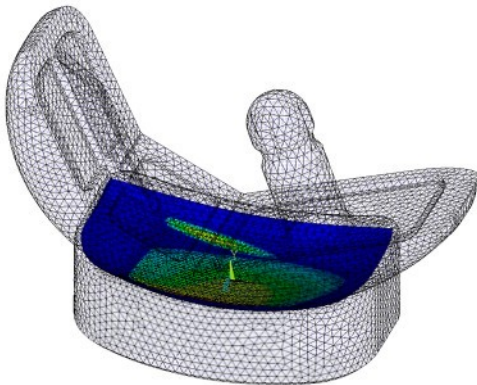
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.102411  
SMX =8.933





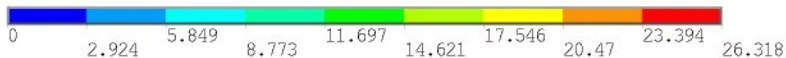
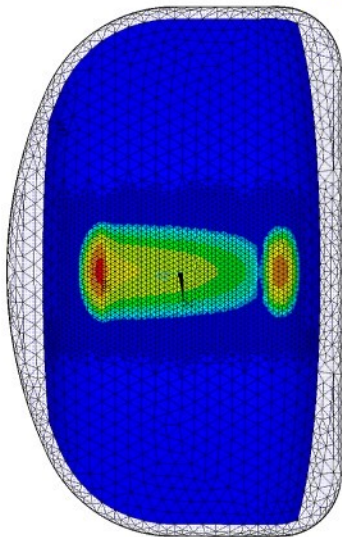
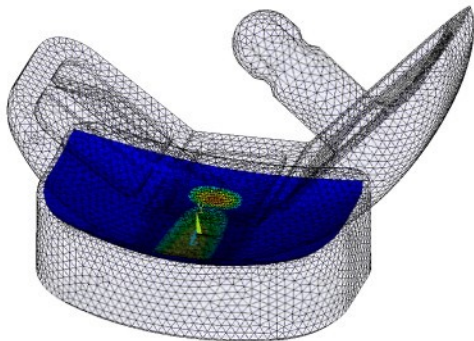
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.099371  
SMX =12.302



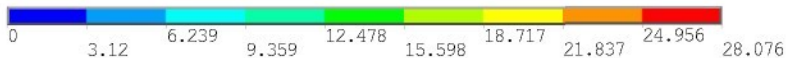
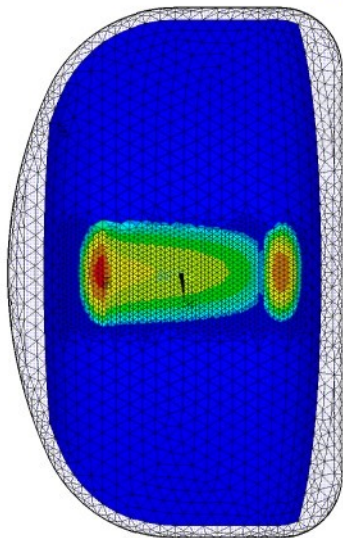
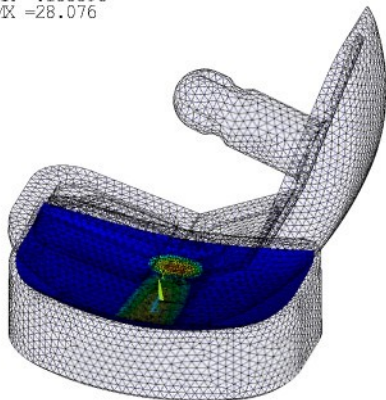
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.168119  
SMX =26.318



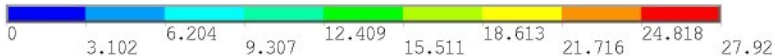
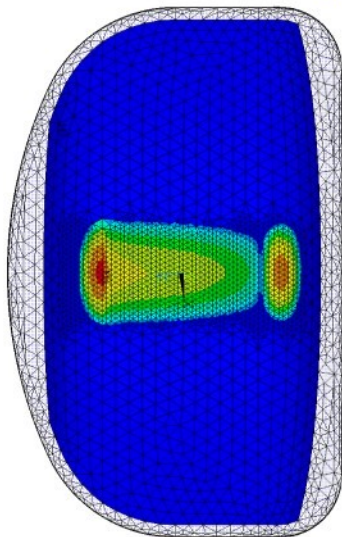
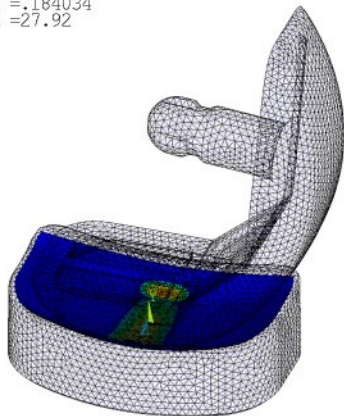
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.188896  
SMX =28.076

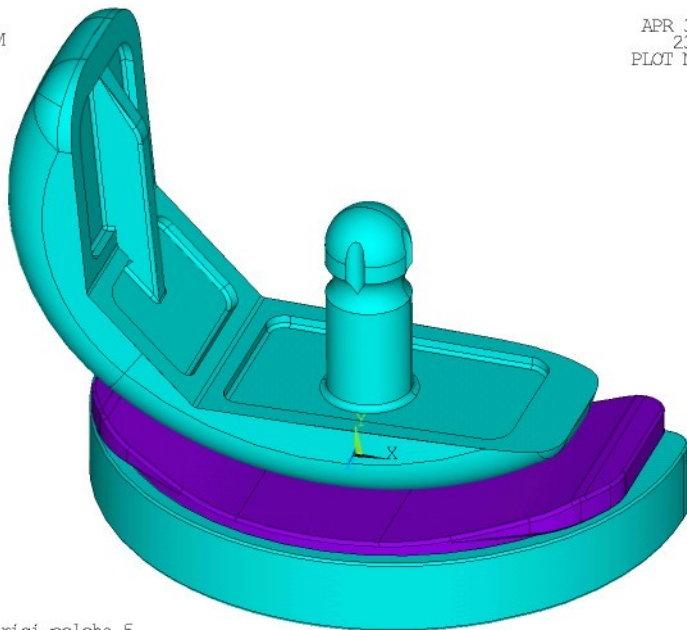


## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.184034  
SMX =27.92



APR 30 2009  
23:26:39  
PLOT NO. 1



VOLUMES  
MAT NUM

Model merici\_poloha\_5



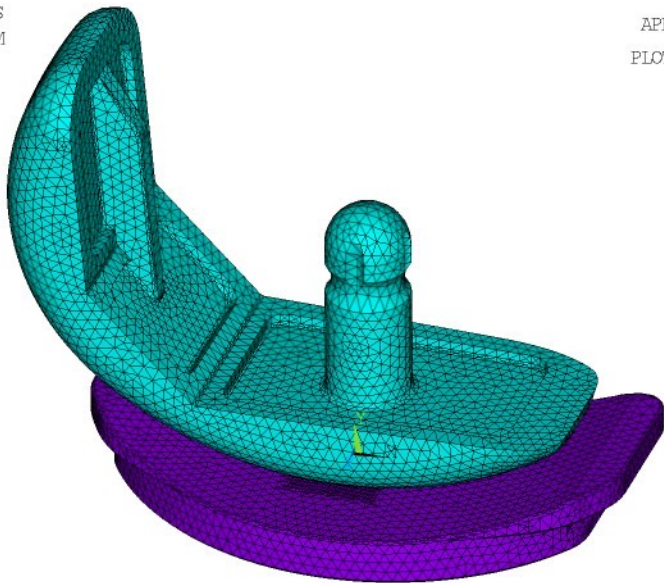
1  
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

23:26:59

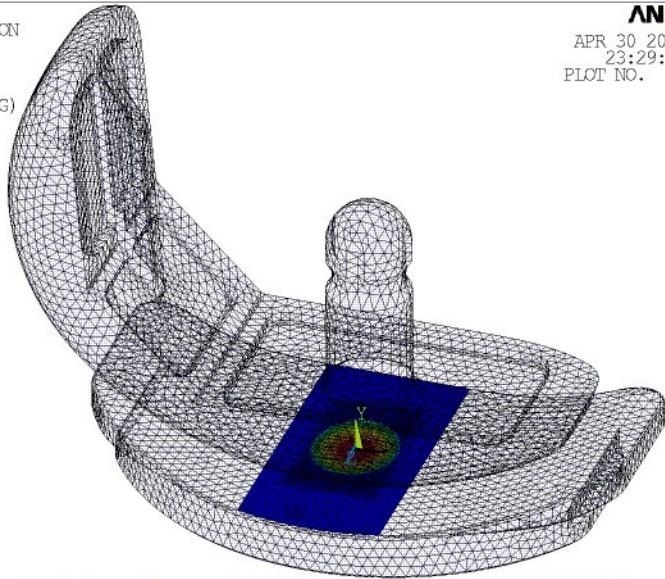
PLOT NO. 1



APR 30 2009  
23:29:36  
PLOT NO. 1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.275896  
SMX =38.753

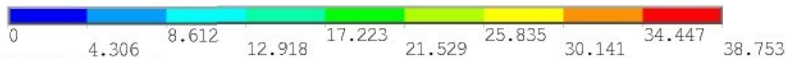
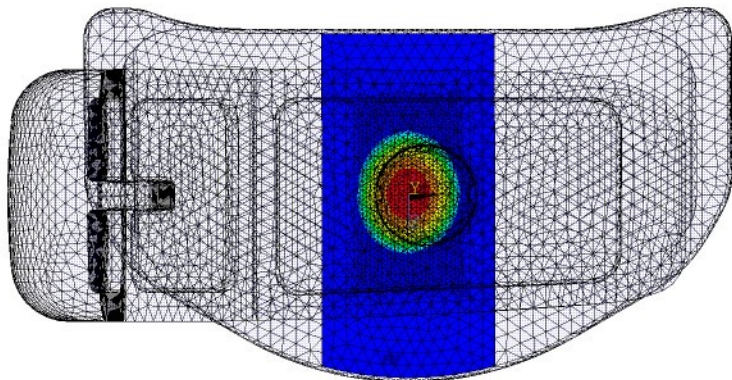


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.275896  
SMX =38.753

APR 30 2009  
23:31:44  
PLOT NO. 1

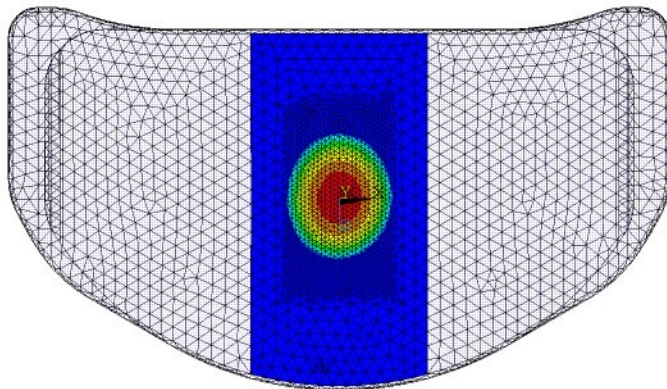


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =38.753

APR 30 2009  
23:38:00  
PLOT NO. 1

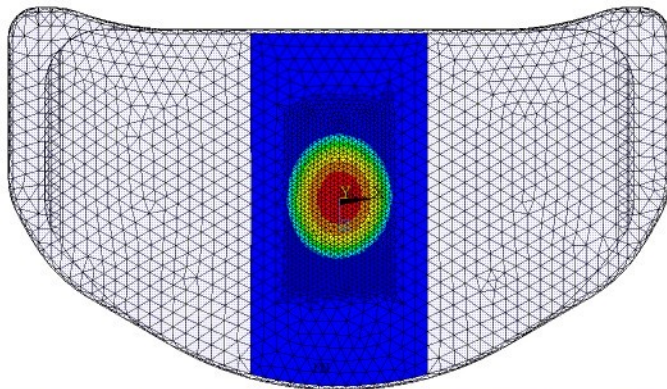


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =.005367

APR 30 2009  
23:39:25  
PLOT NO. 1



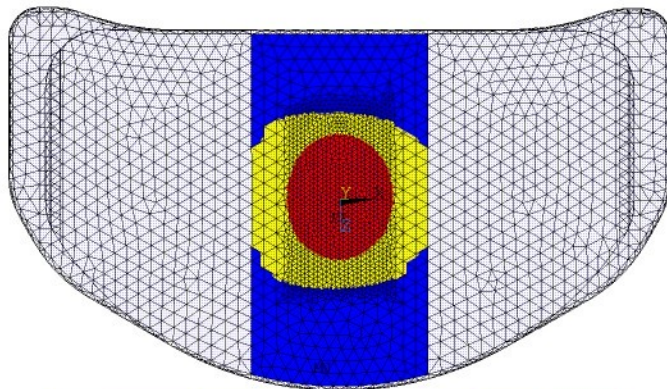
Model merici\_poloha\_5



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =3

APR 30 2009  
23:40:46  
PLOT NO. 1

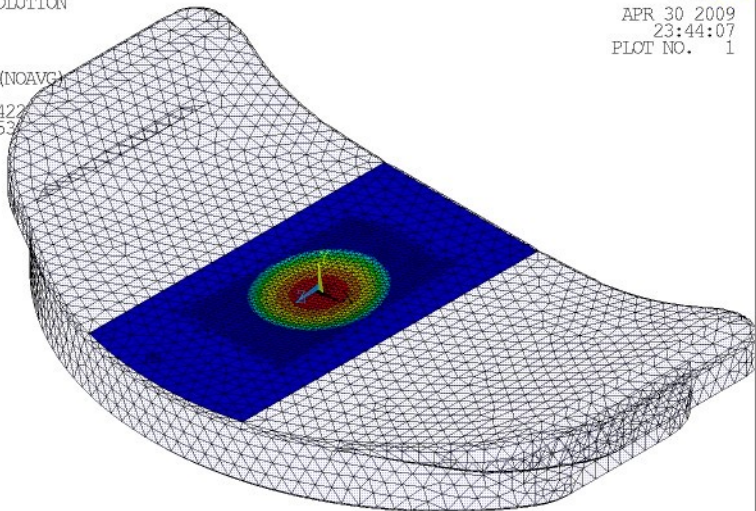


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =38.753

APR 30 2009  
23:44:07  
PLOT NO. 1

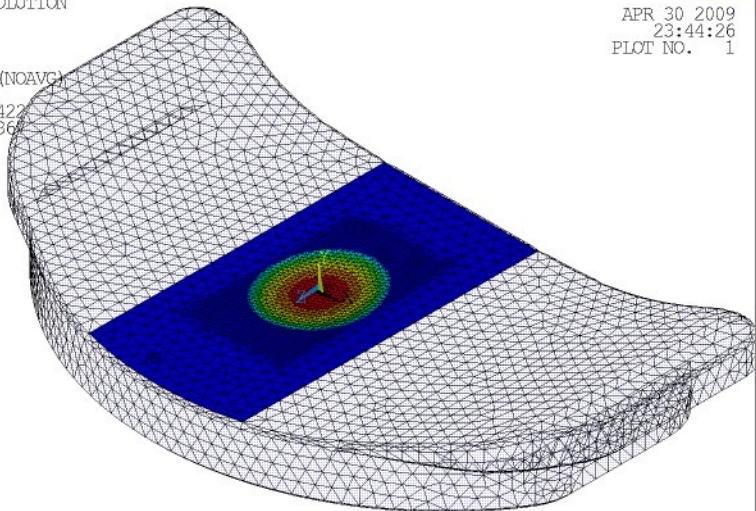


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =.005367

APR 30 2009  
23:44:26  
PLOT NO. 1

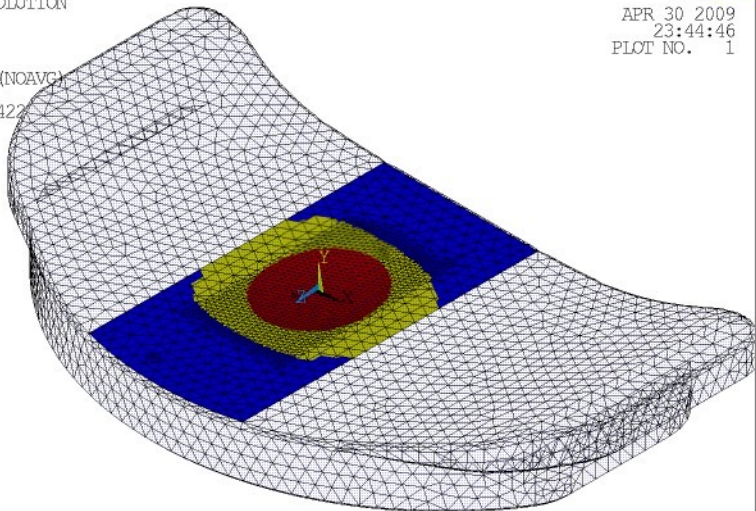


Model merici\_poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =3

APR 30 2009  
23:44:46  
PLOT NO. 1

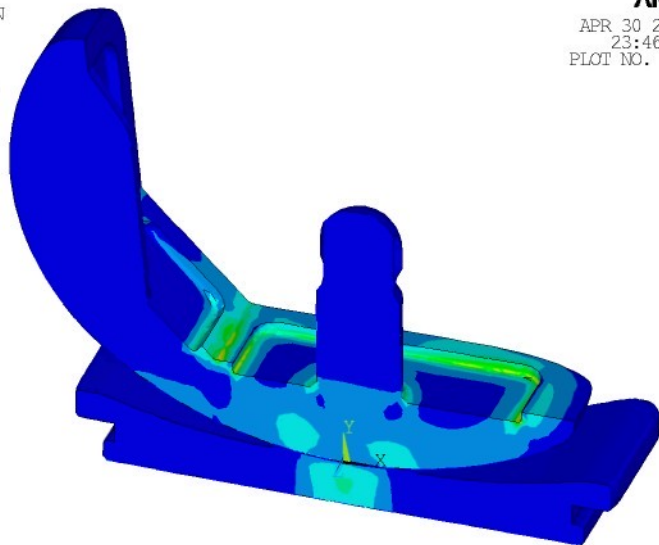


Model merici\_poloha\_5

1 NODAL SOLUTION

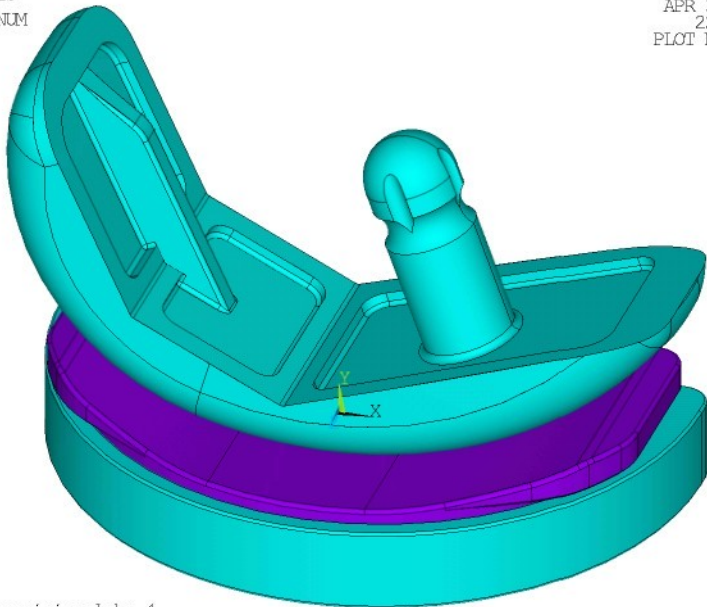
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.275896  
SMX =86.901

APR 30 2009  
23:46:38  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_5



1  
VOLUMES  
MAT NUM

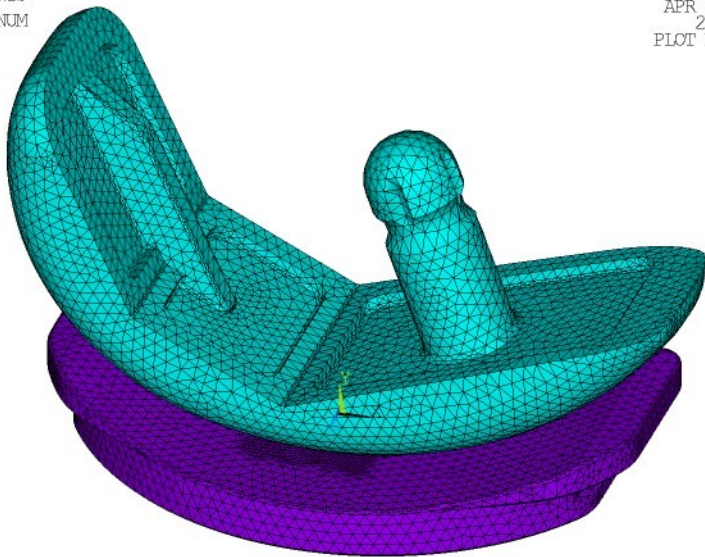
ELEMENTS

MAT NUM

APR 30 2009

22:57:42

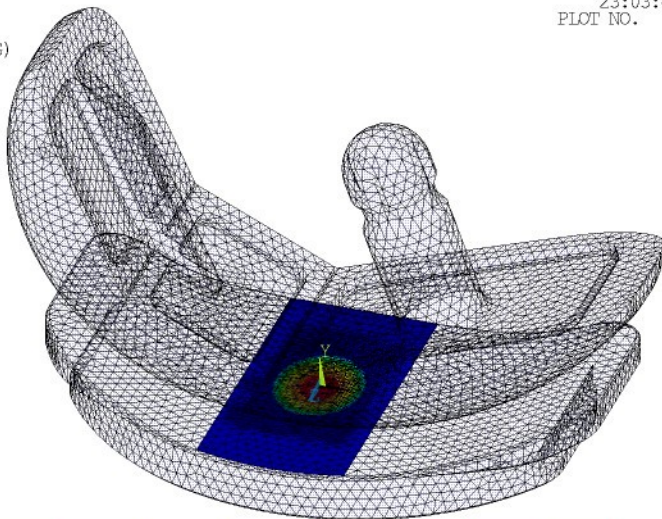
PLOT NO. 1



## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.272878  
SMX =38.273

APR 30 2009  
23:03:43  
PLOT NO. 1

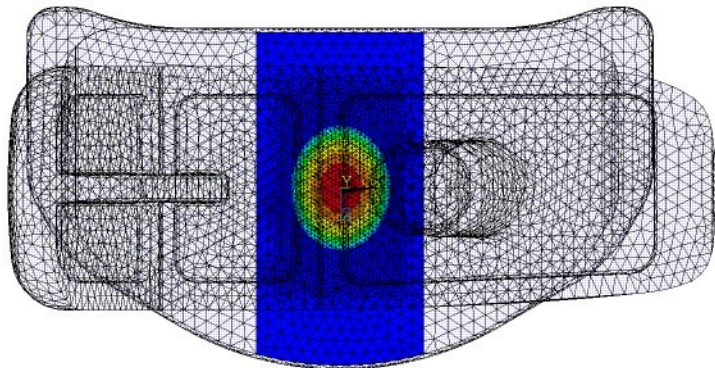


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.272878  
SMX =38.273

APR 30 2009  
23:05:14  
PLOT NO. 1

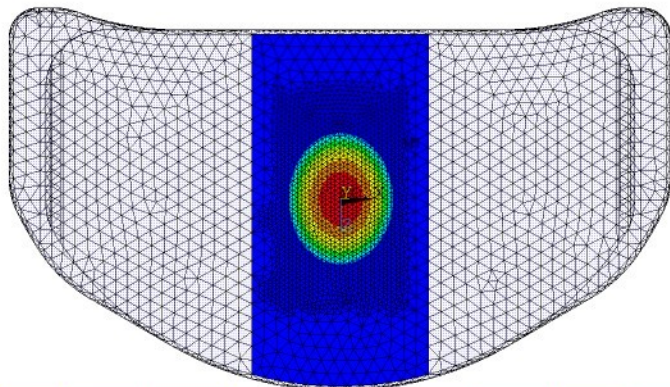


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =38.273

APR 30 2009  
23:08:46  
PLOT NO. 1



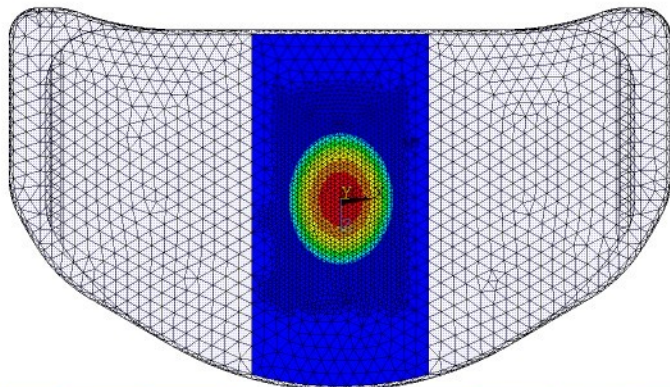
Model merici\_poloha\_4



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =.00479

APR 30 2009  
23:09:21  
PLOT NO. 1

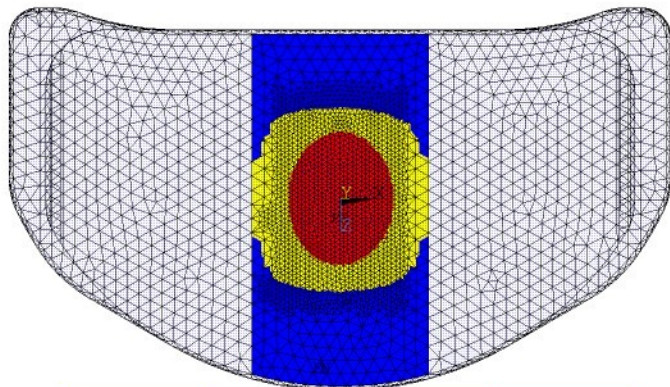


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =3

APR 30 2009  
23:10:05  
PLOT NO. 1



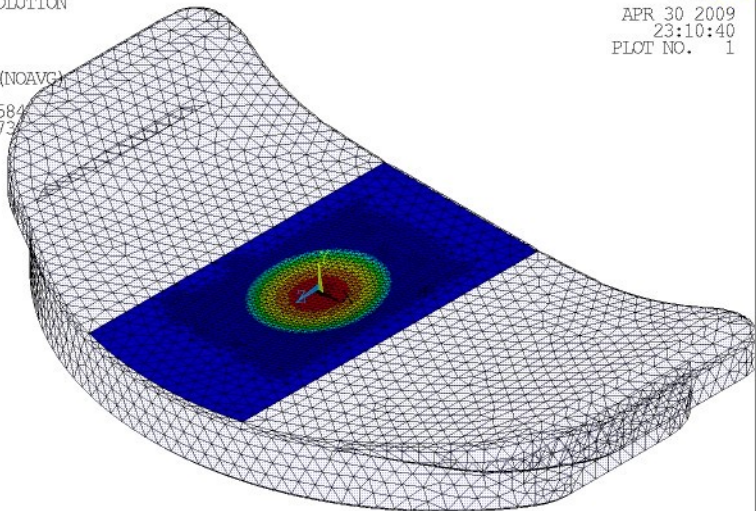
FarOpen      NearContact      Sliding      Sticking

Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =38.273

APR 30 2009  
23:10:40  
PLOT NO. 1

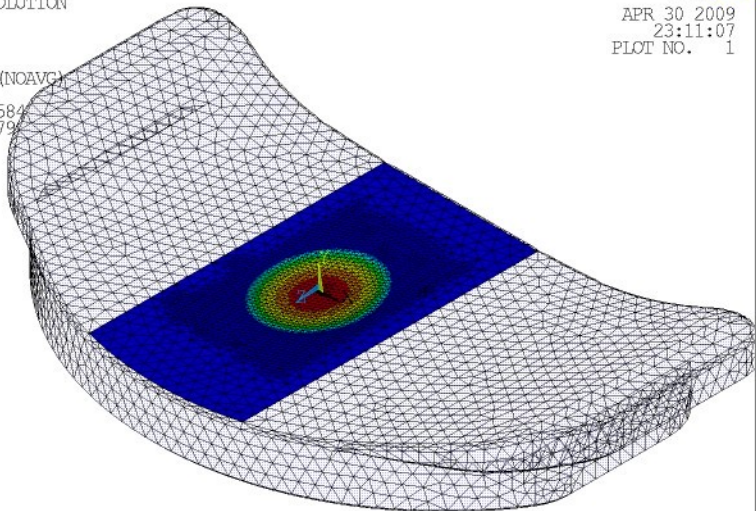


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =.00479

APR 30 2009  
23:11:07  
PLOT NO. 1

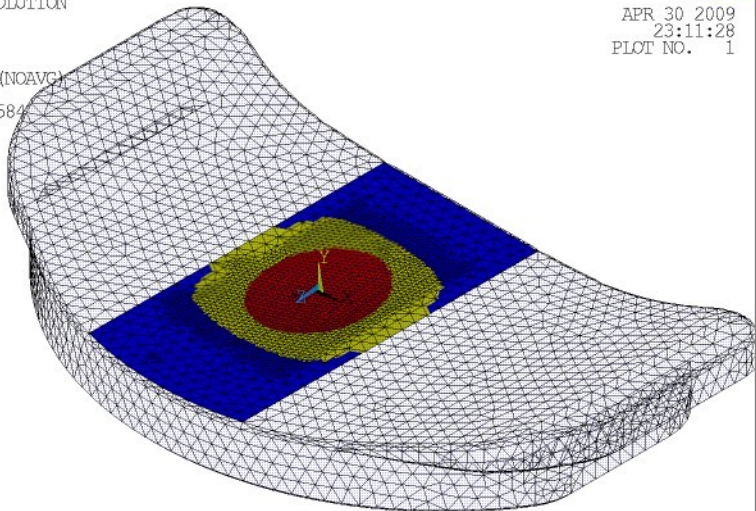


Model merici\_poloha\_4

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =3

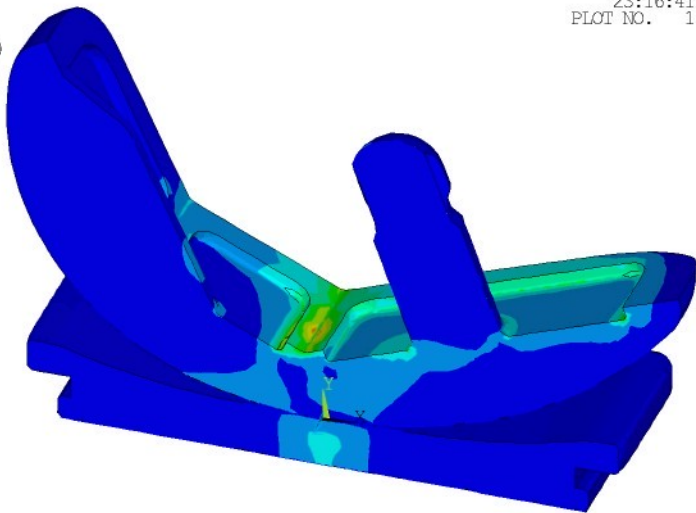
APR 30 2009  
23:11:28  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_4



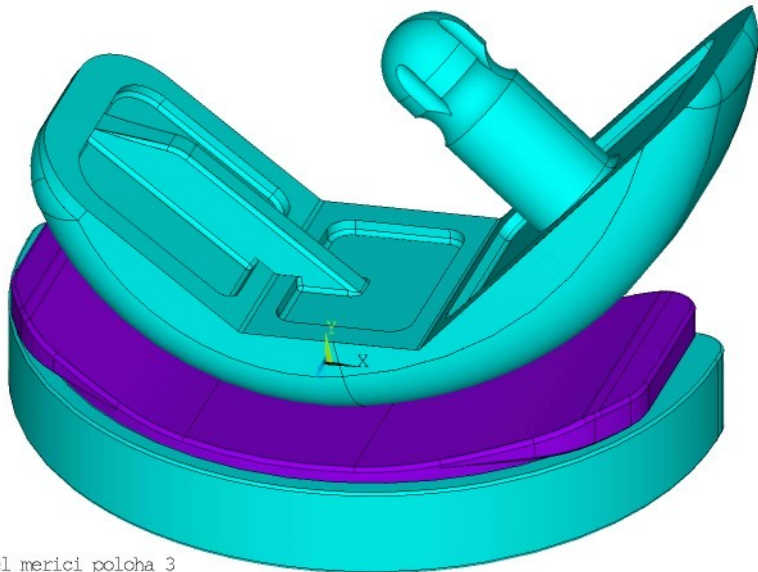
1 NODAL SOLUTION

APR 30 2009  
23:16:41  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.272878  
SMN =.500E-03  
SMX =122.33

Model merici\_poloha\_4

VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
21:45:26  
PLOT NO. 1

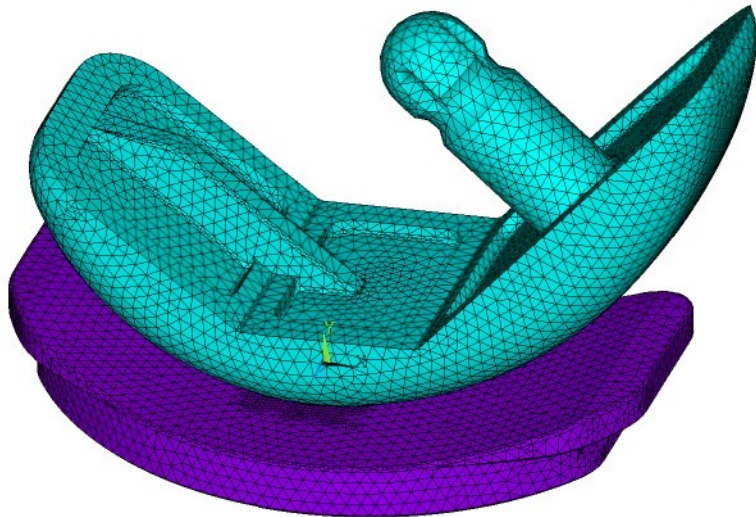


Model merici\_poloha\_3

APR 30 2009  
21:47:03  
PLOT NO. 1

ELEMENTS

MAT NUM

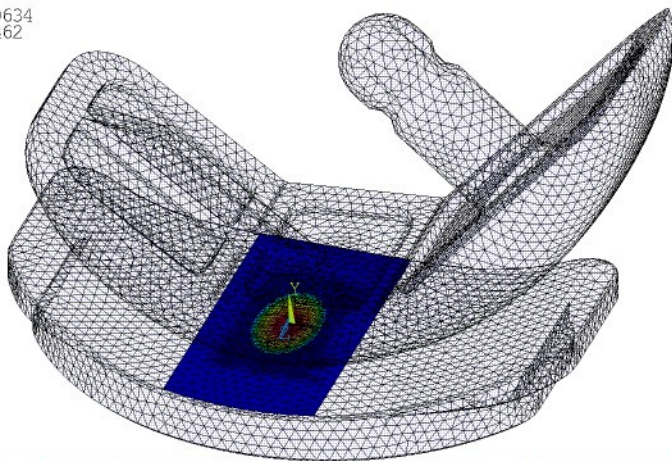


ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.270634  
SMX =41.462

ANSYS

APR 30 2009  
22:25:57  
PLOT NO. 1

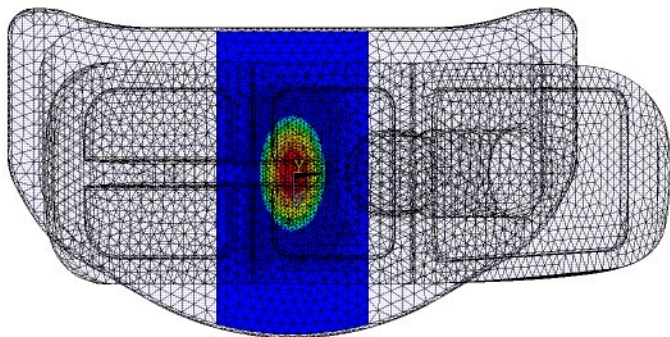


Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.270634  
SMX =41.462

APR 30 2009  
22:29:25  
PLOT NO. 1



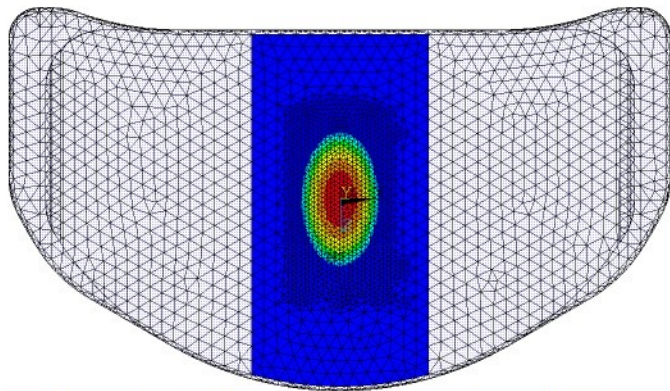
Model merici\_poloha\_3



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =41.462

APR 30 2009  
22:31:40  
PLOT NO. 1

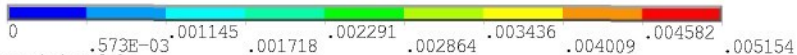
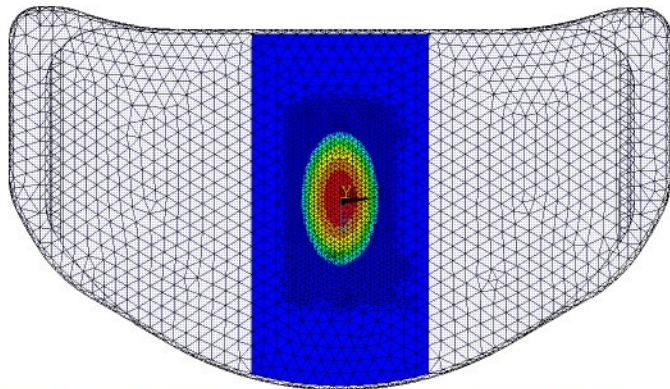


Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =.005154

APR 30 2009  
22:32:07  
PLOT NO. 1

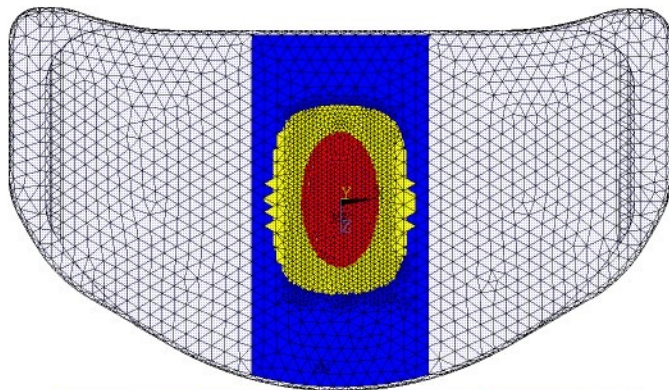


Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =3

APR 30 2009  
22:32:30  
PLOT NO. 1

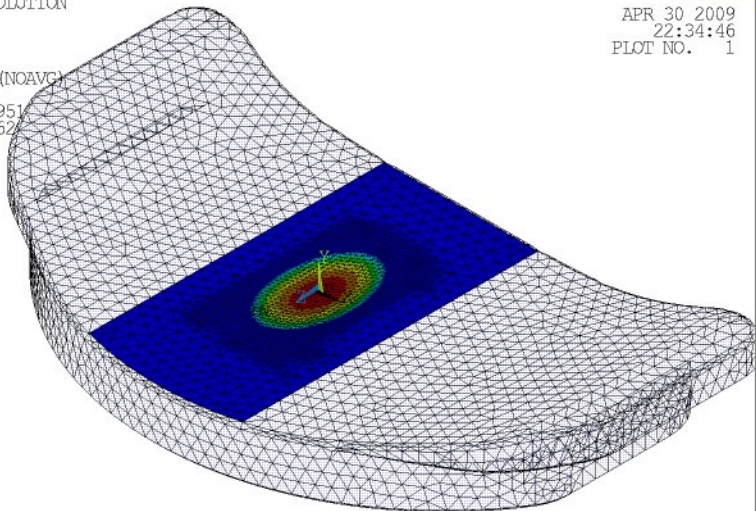


Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =41.462

APR 30 2009  
22:34:46  
PLOT NO. 1

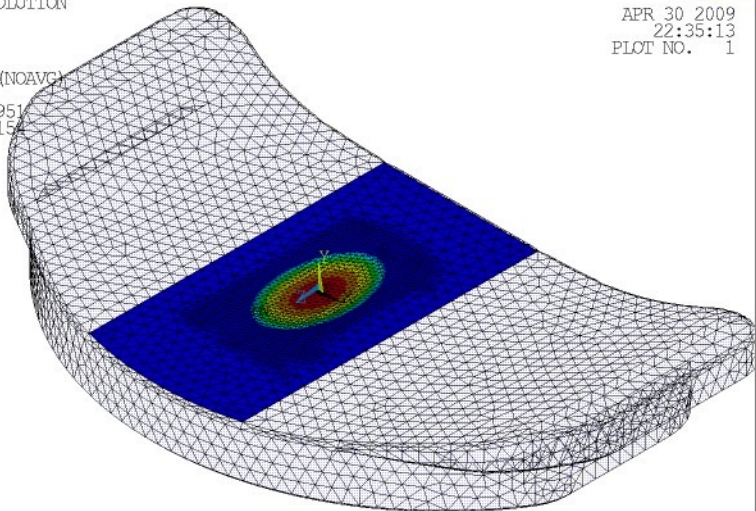


Model merici\_poloha\_3

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =.005154

APR 30 2009  
22:35:13  
PLOT NO. 1



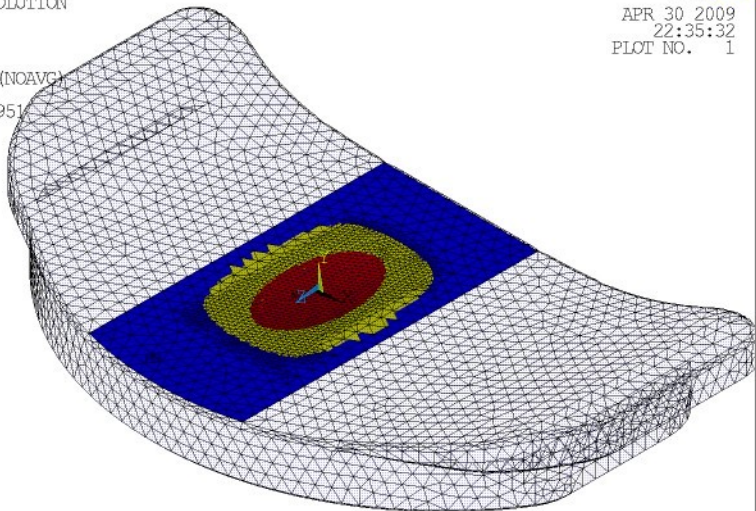
Model merici\_poloha\_3



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =3

APR 30 2009  
22:35:32  
PLOT NO. 1

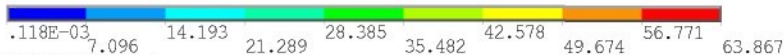
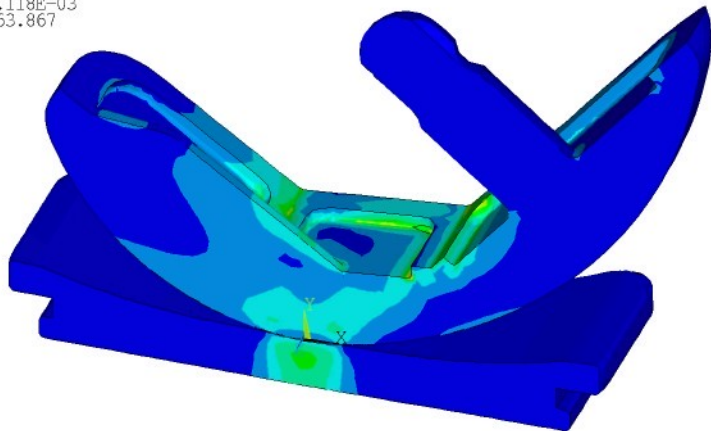


Model merici\_poloha\_3

1 NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.270634  
SMN =.118E-03  
SMX =63.867

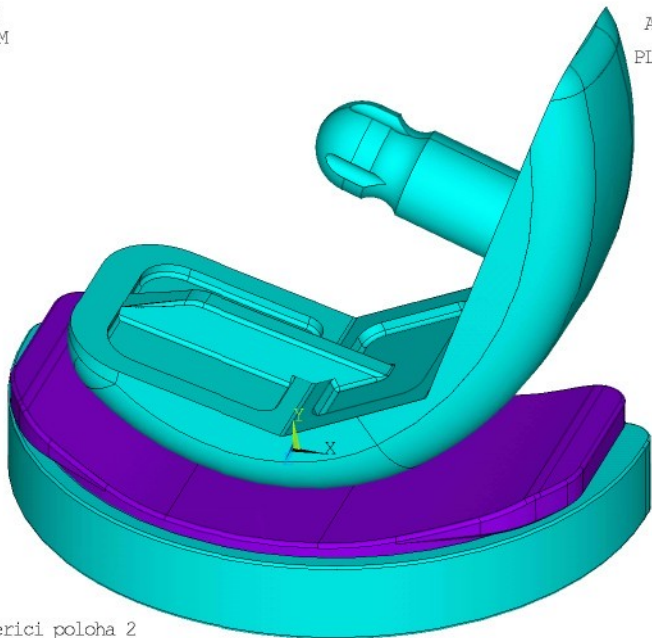
APR 30 2009  
22:50:35  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_3

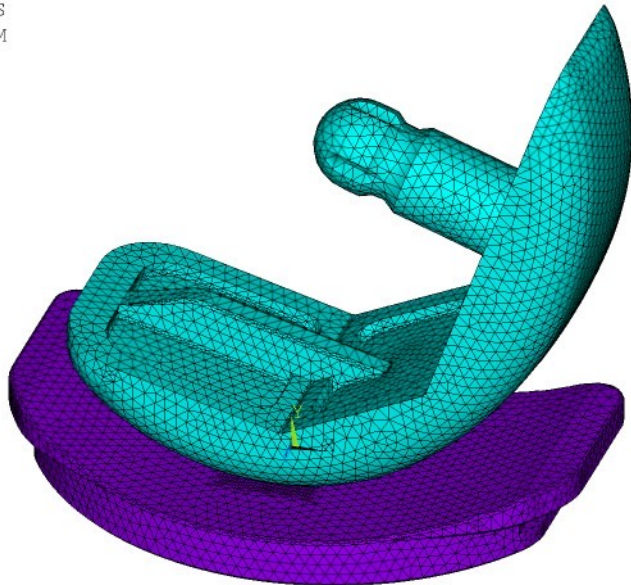
VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
21:07:52  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_2

APR 30 2009  
21:08:57  
PLOT NO. 1

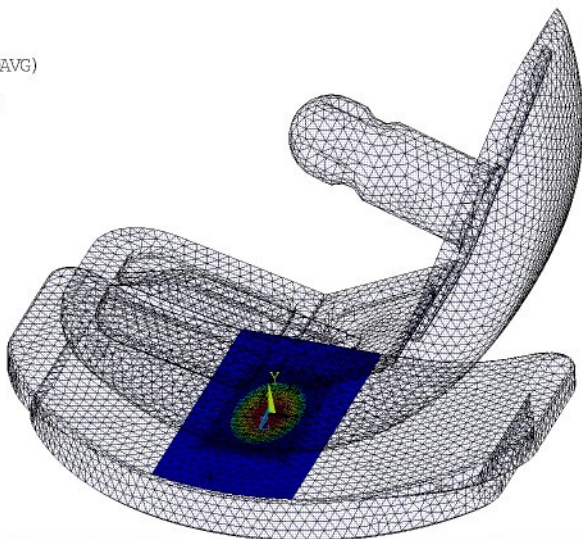


ELEMENTS  
MAT NUM

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.296029  
SMX =44.931

APR 30 2009  
21:10:43  
PLOT NO. 1

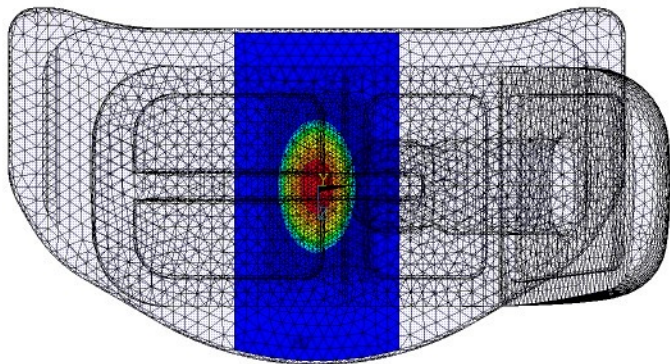


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.296029  
SMX =44.931

APR 30 2009  
21:11:21  
PLOT NO. 1



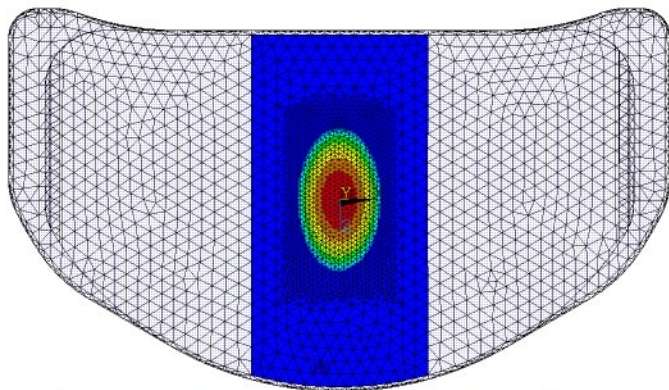
Model merici\_poloha\_2



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =44.931

APR 30 2009  
21:13:45  
PLOT NO. 1

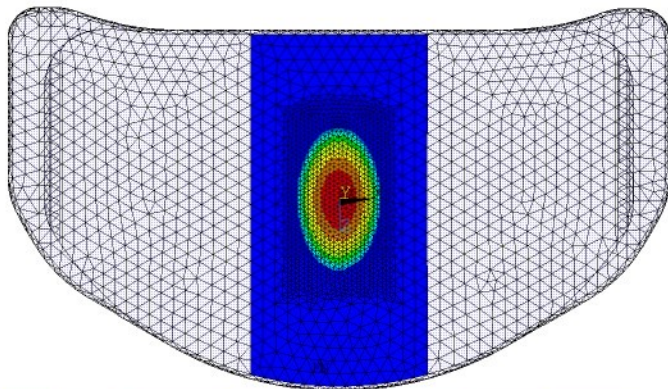


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =.005343

APR 30 2009  
21:14:29  
PLOT NO. 1

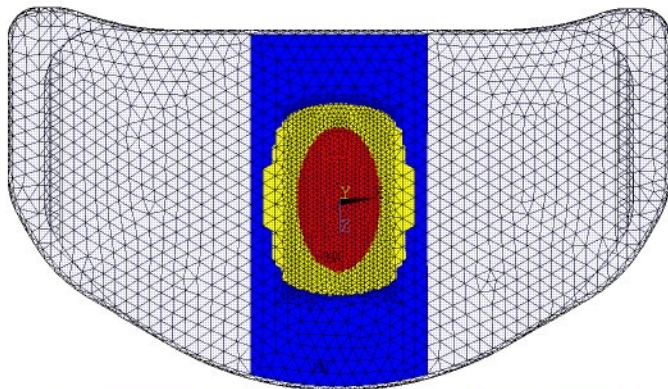


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMK =3

APR 30 2009  
21:14:46  
PLOT NO. 1

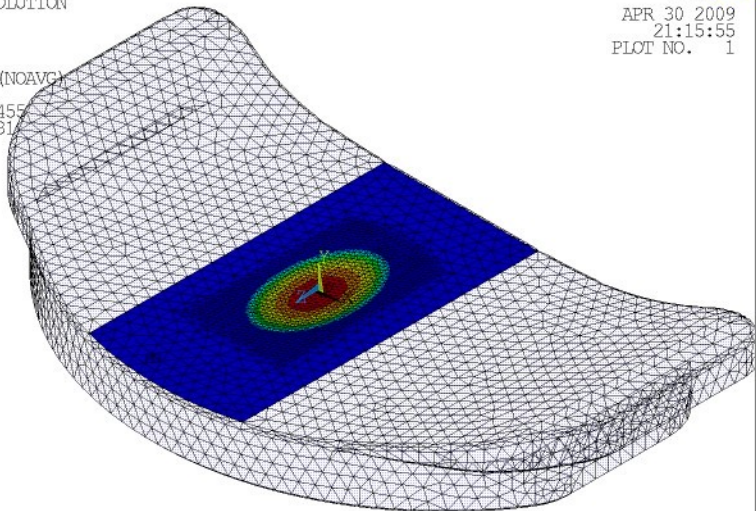


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =44.931

APR 30 2009  
21:15:55  
PLOT NO. 1

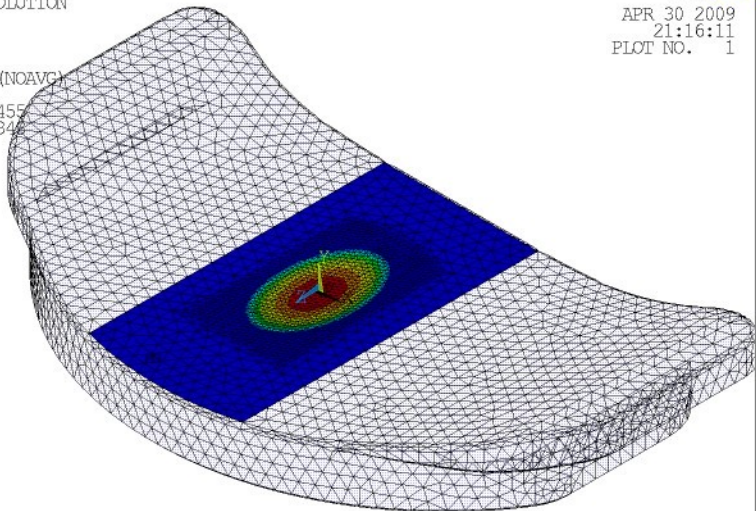


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =.005343

APR 30 2009  
21:16:11  
PLOT NO. 1

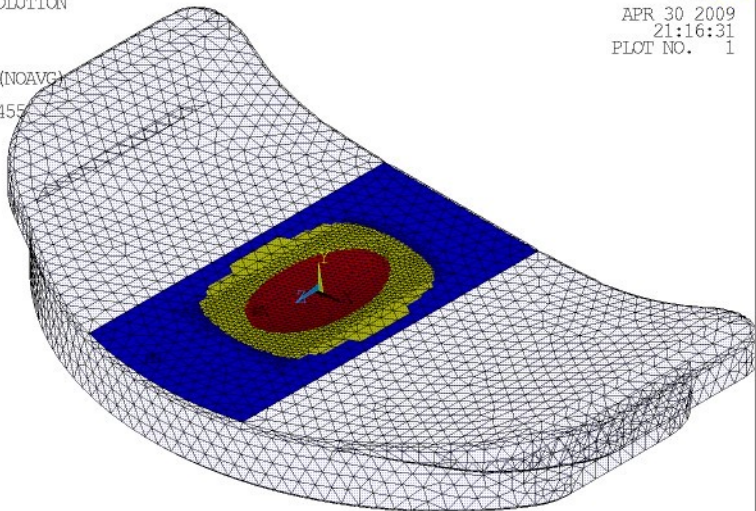


Model merici\_poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =3

APR 30 2009  
21:16:31  
PLOT NO. 1



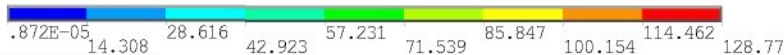
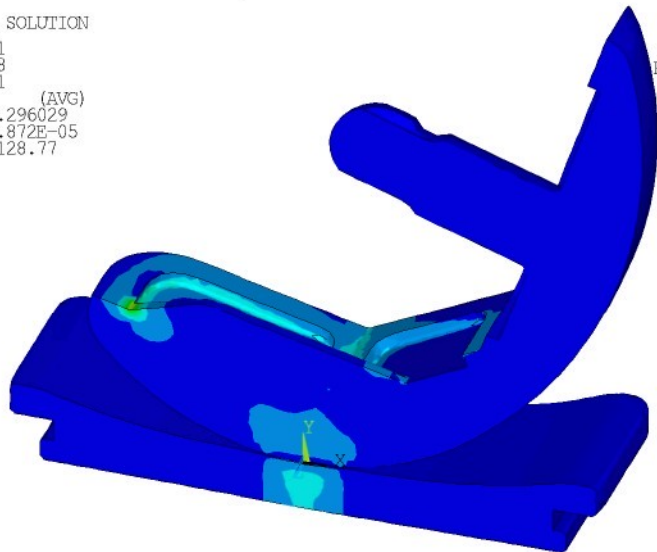
Model merici\_poloha\_2



APR 30 2009  
21:19:12  
PLOT NO. 1

1 NODAL SOLUTION

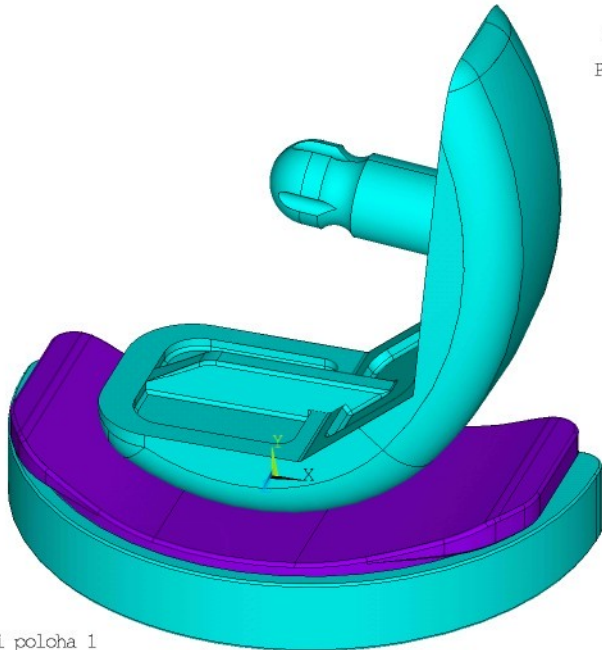
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.296029  
SMN =.872E-05  
SMX =128.77



Model merici\_poloha\_2

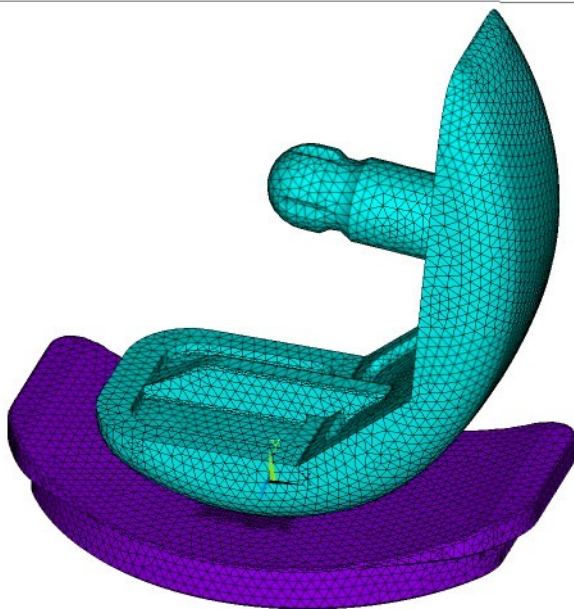
VOLUMES  
MAT NUM

APR 30 2009  
20:06:19  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_1

APR 30 2009  
20:06:49  
PLOT NO. 1

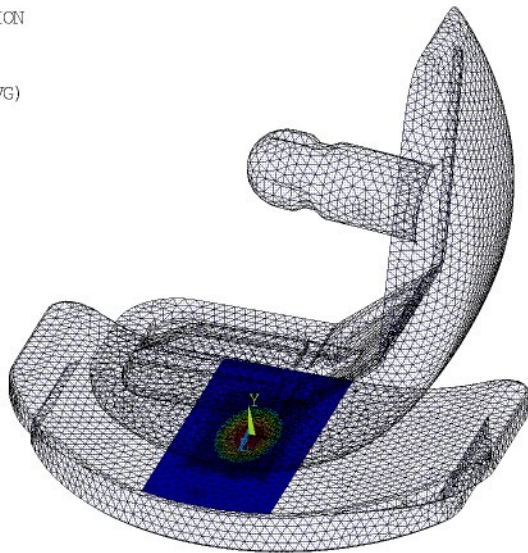


ELEMENTS  
MAT NUM

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.288879  
SMX =44.128

MAY 17 2009  
14:15:23  
PLOT NO. 1

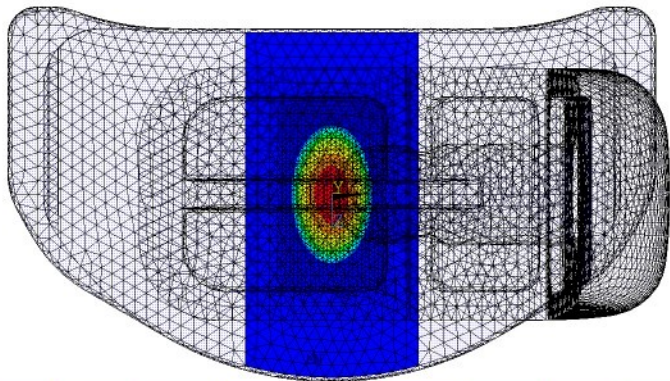


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.288879  
SMX =44.128

APR 30 2009  
20:13:42  
PLOT NO. 1

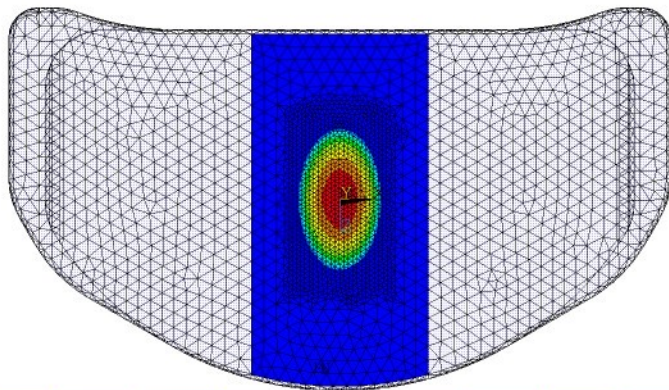


Model merici\_poloha\_1

1  
ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =44.128

APR 30 2009  
20:19:05  
PLOT NO. 1



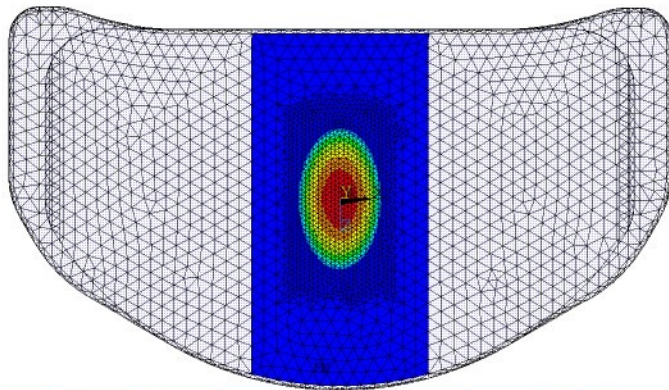
Model merici\_poloha\_1



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =.005294

APR 30 2009  
20:19:38  
PLOT NO. 1

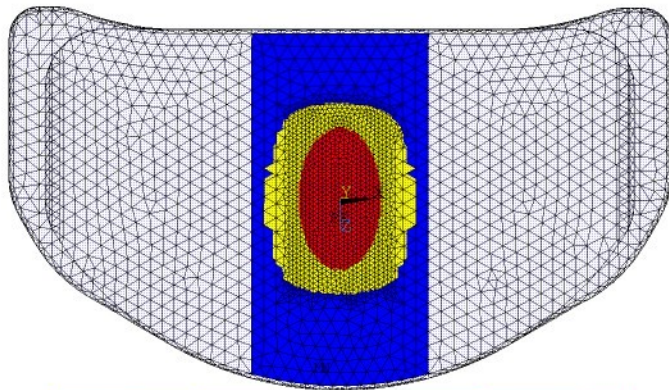


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =3

APR 30 2009  
20:20:29  
PLOT NO. 1



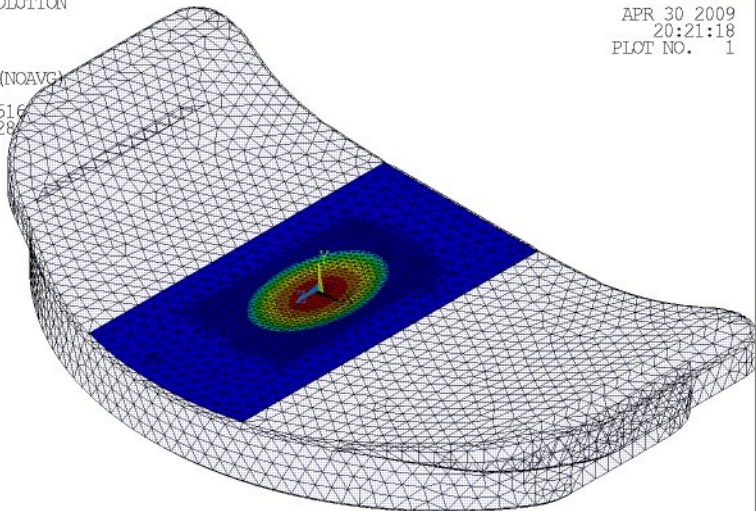
FarOpen      NearContact      Sliding      Sticking

Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =44.128

APR 30 2009  
20:21:18  
PLOT NO. 1

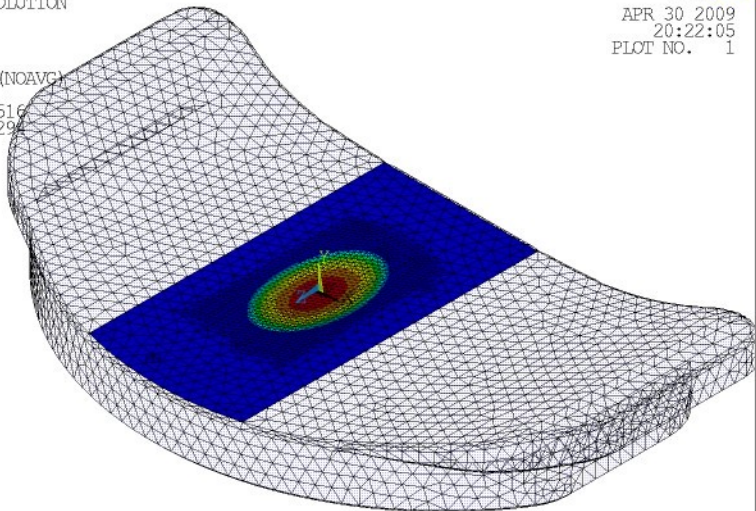


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =.005294

APR 30 2009  
20:22:05  
PLOT NO. 1

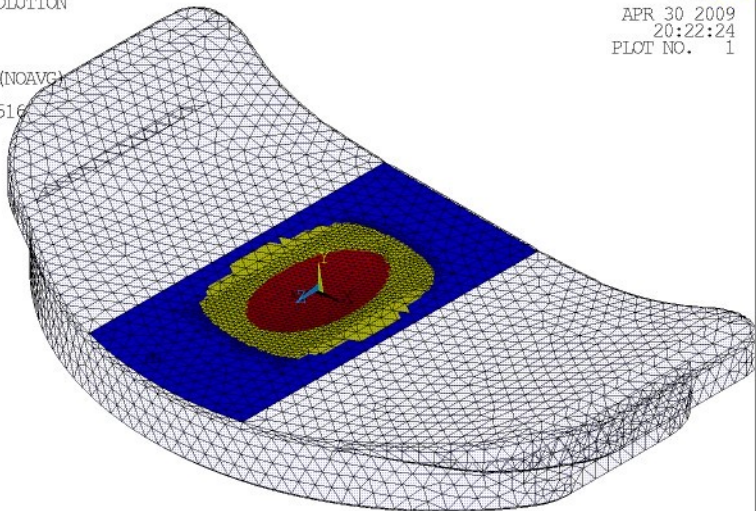


Model merici\_poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =3

APR 30 2009  
20:22:24  
PLOT NO. 1



Model merici\_poloha\_1

1 NODAL SOLUTION

STEP=1

SUB =8

TIME=1

SEQV (AVG)

DMX =.288879

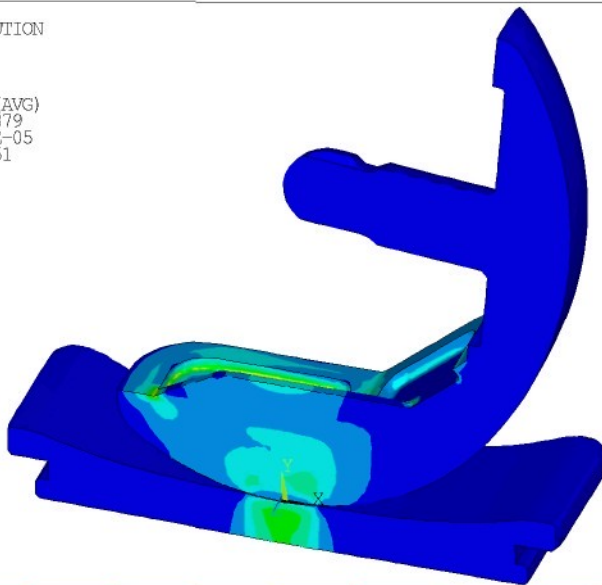
SMN =.231E-05

SMX =63.151

APR 30 2009

20:24:14

PLOT NO. 1

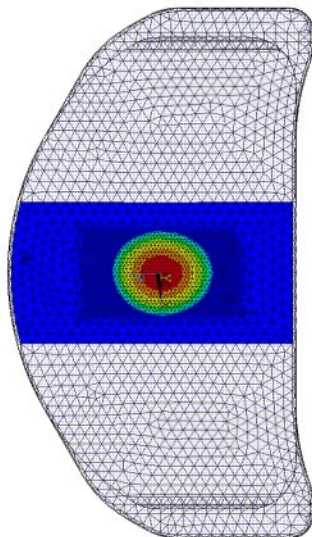
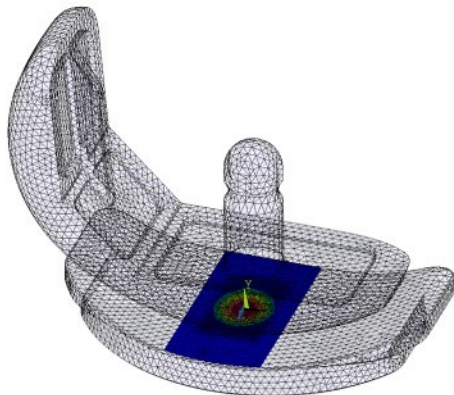


Model merici\_poloha\_1



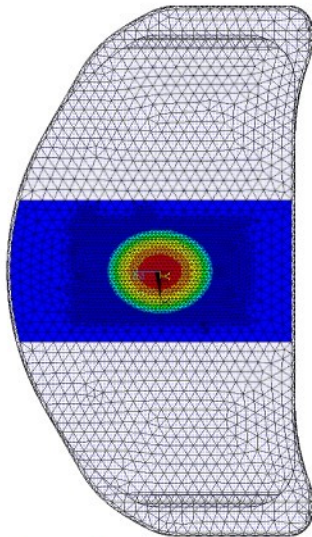
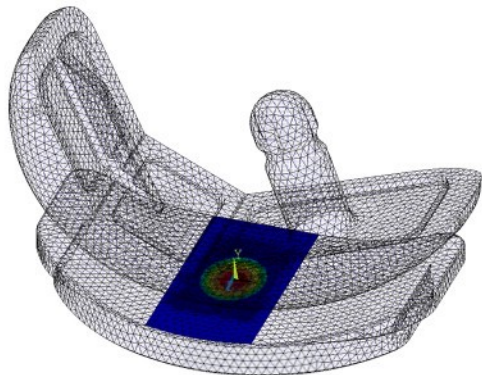
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.261422  
SMX =38.753



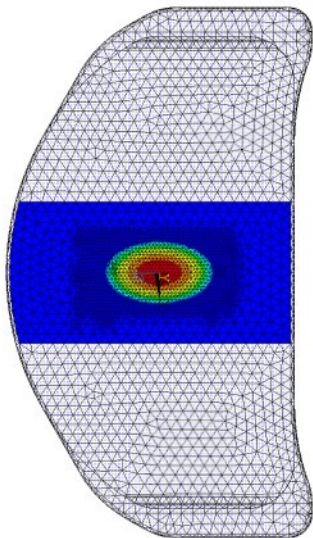
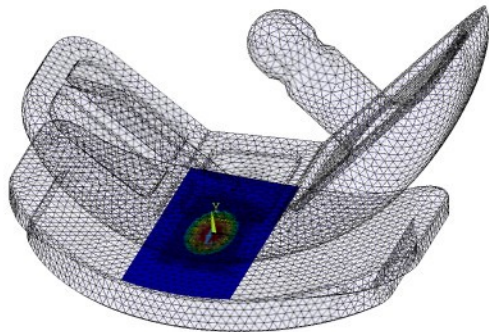
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.259584  
SMX =38.273



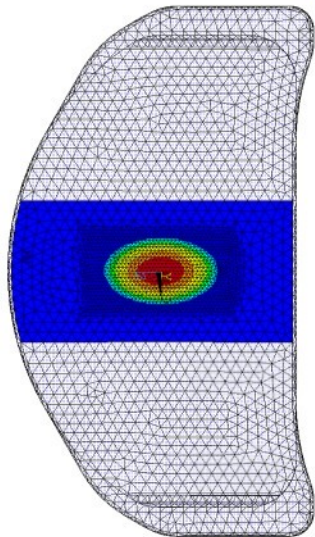
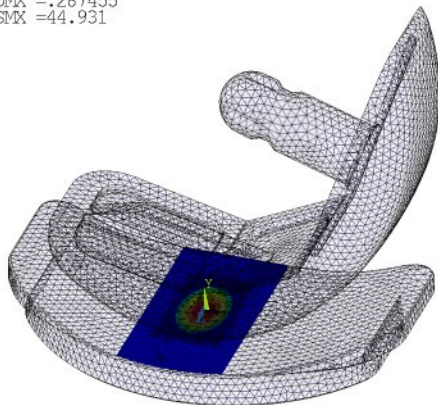
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.260951  
SMX =41.462



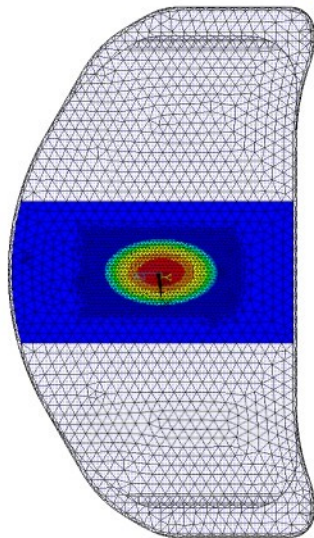
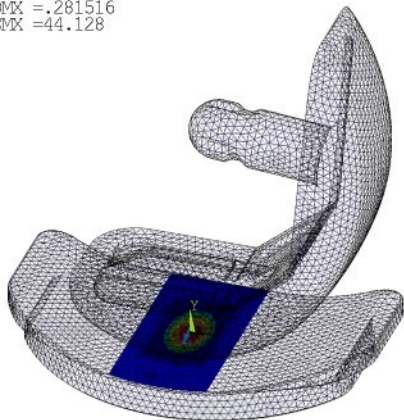
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.287455  
SMX =44.931



## ELEMENT SOLUTION

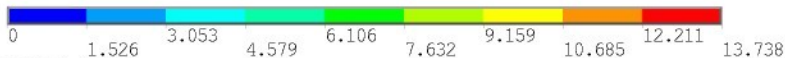
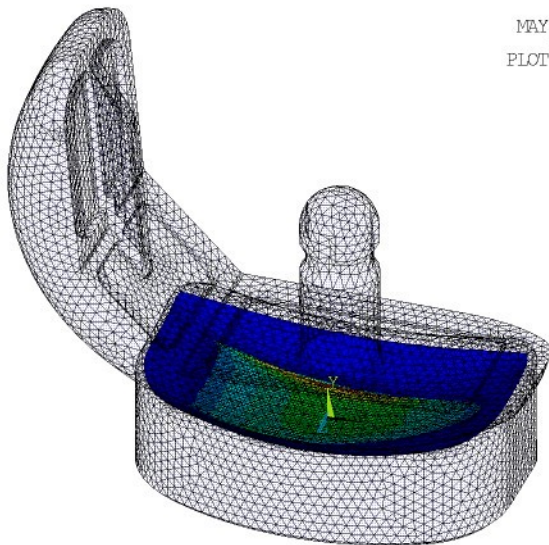
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.281516  
SMX =44.128



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.106847  
SMX =13.738

MAY 10 2009  
18:03:49  
PLOT NO. 1



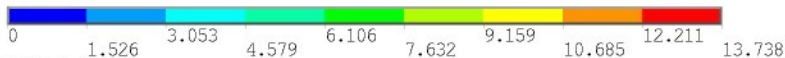
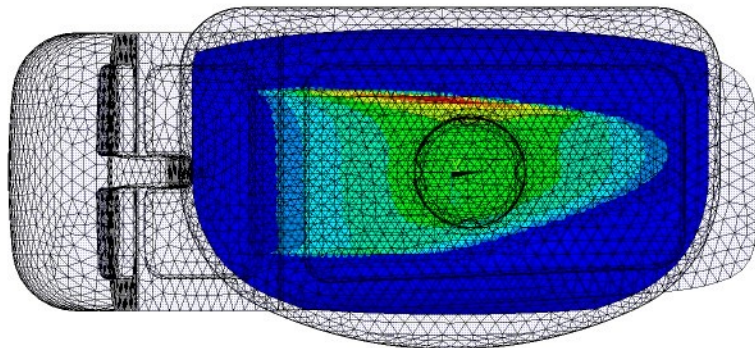
Model poloha\_1



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.106847  
SMX =13.738

MAY 10 2009  
18:04:50  
PLOT NO. 1

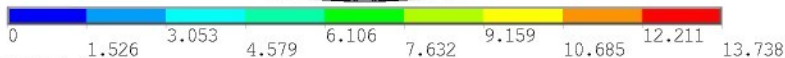
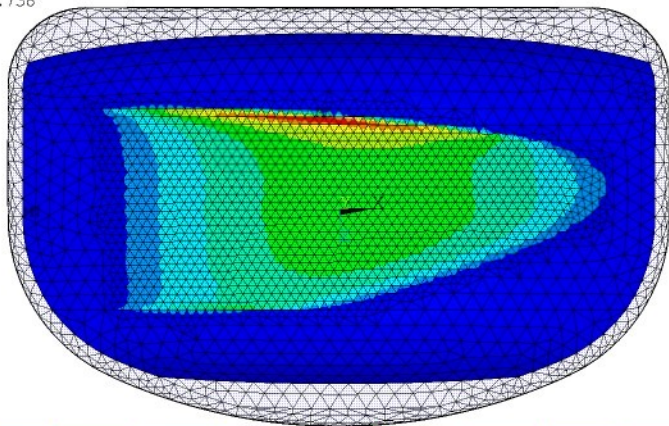


Model poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =13.738

MAY 10 2009  
18:05:55  
PLOT NO. 1

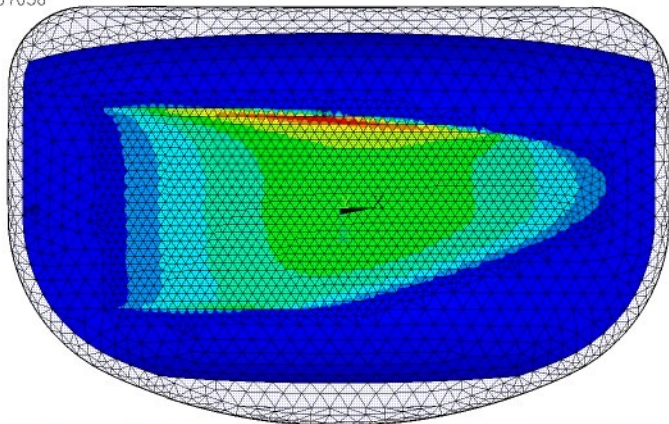


Model poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =.007058

MAY 10 2009  
18:06:41  
PLOT NO. 1

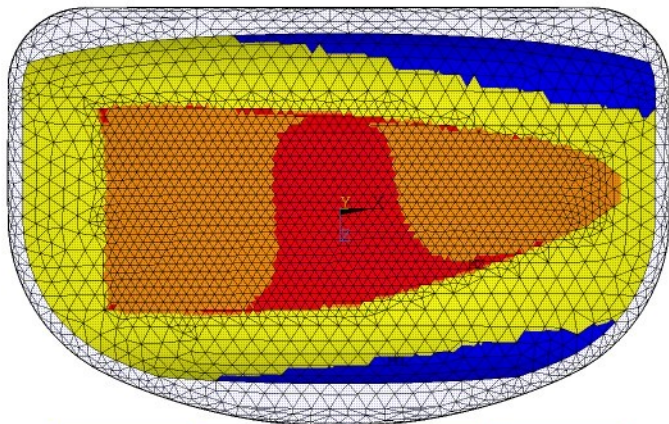


Model polcha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =3

MAY 10 2009  
18:07:00  
PLOT NO. 1

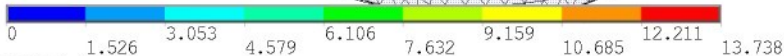
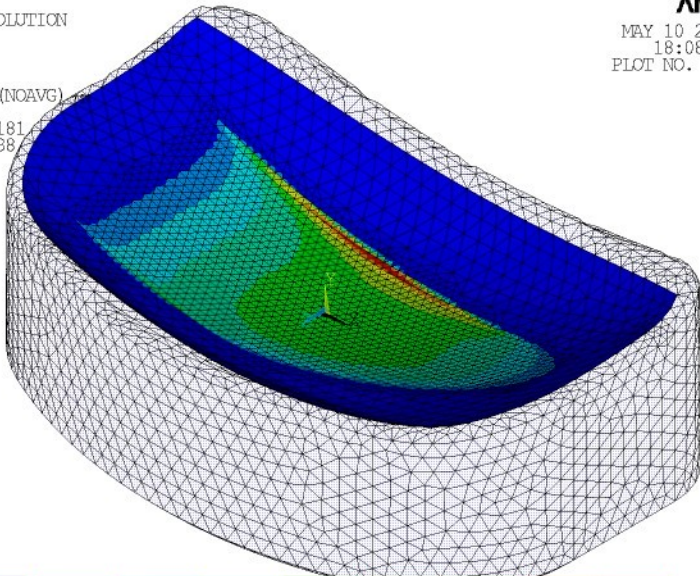


Model poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =13.738

MAY 10 2009  
18:08:15  
PLOT NO. 1

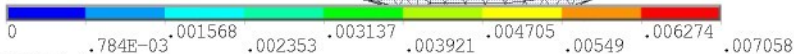
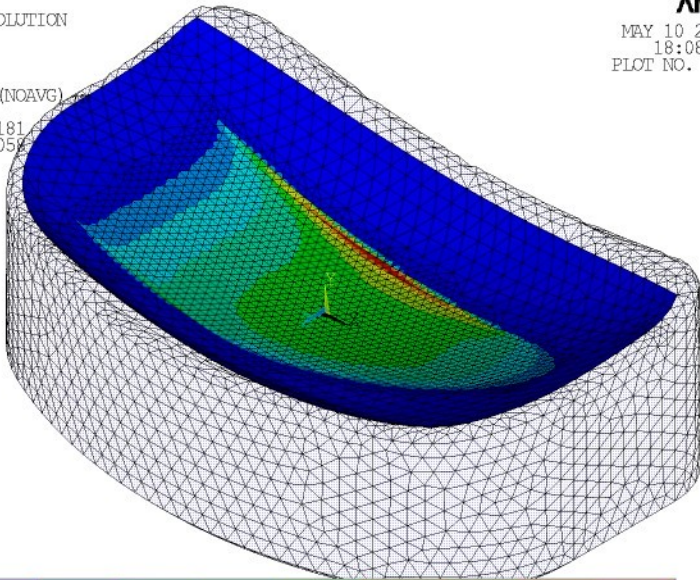


Model poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =.007058

MAY 10 2009  
18:08:47  
PLOT NO. 1



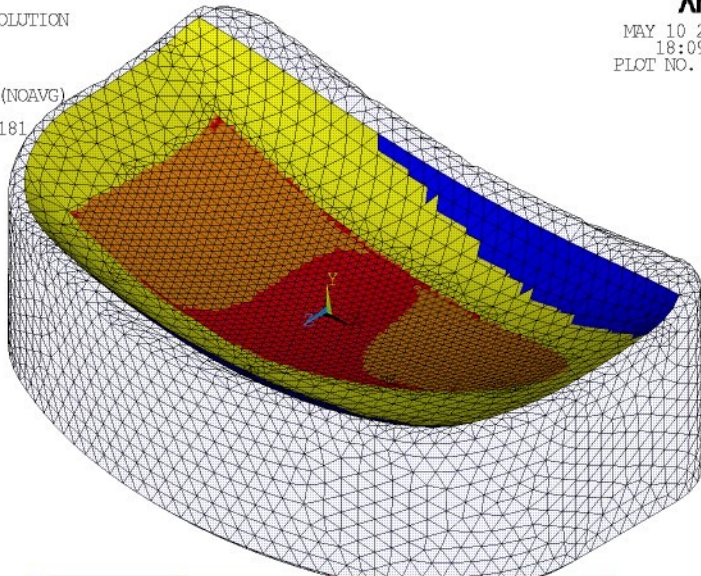
Model poloha\_1



MAY 10 2009  
18:09:06  
PLOT NO. 1

## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =3

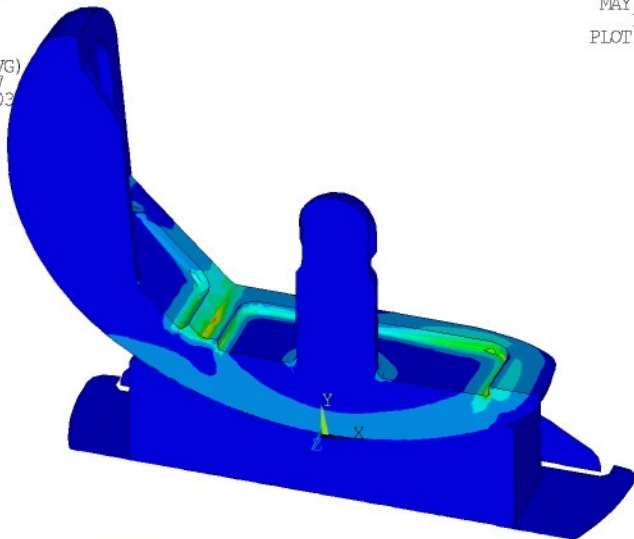


Model poloha\_1

MAY 10 2009  
18:12:01  
PLOT NO. 1

## 1 NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.106847  
SMN =.156E-03  
SMX =79.24

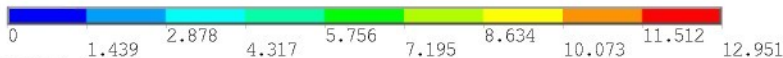
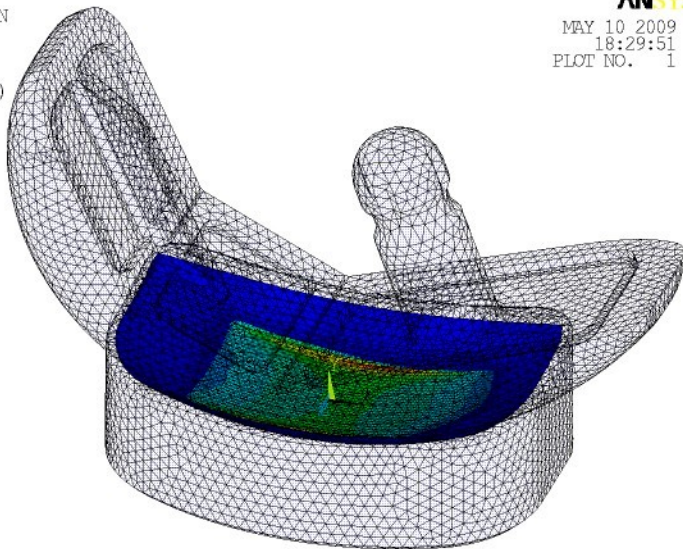


Model poloha\_1

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.095255  
SMX =12.951

MAY 10 2009  
18:29:51  
PLOT NO. 1

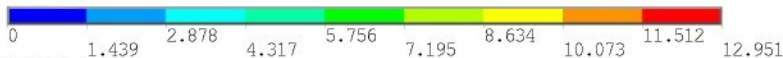
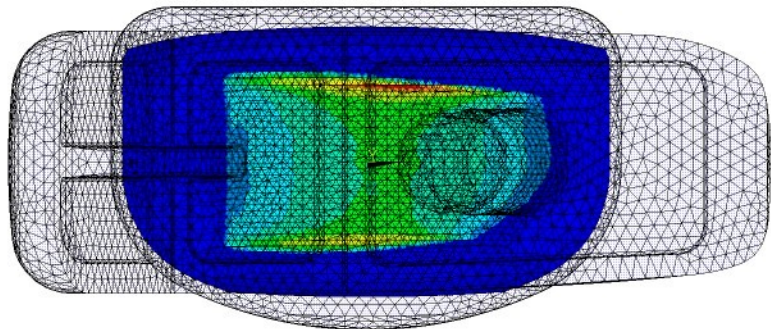


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.095255  
SMX =12.951

MAY 10 2009  
18:30:56  
PLOT NO. 1

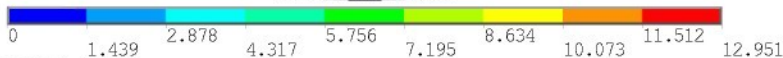
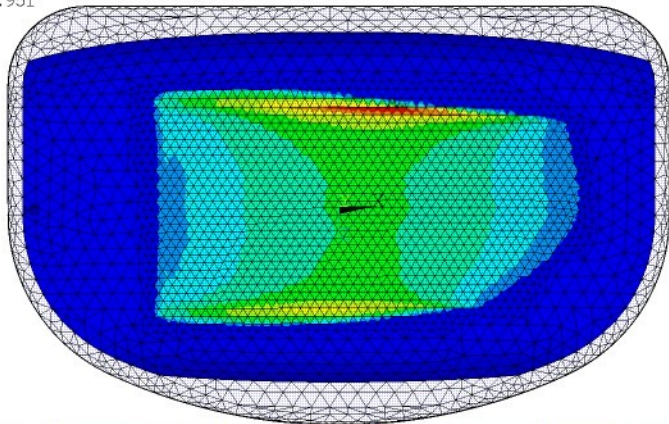


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =12.951

MAY 10 2009  
18:32:26  
PLOT NO. 1

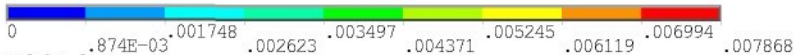
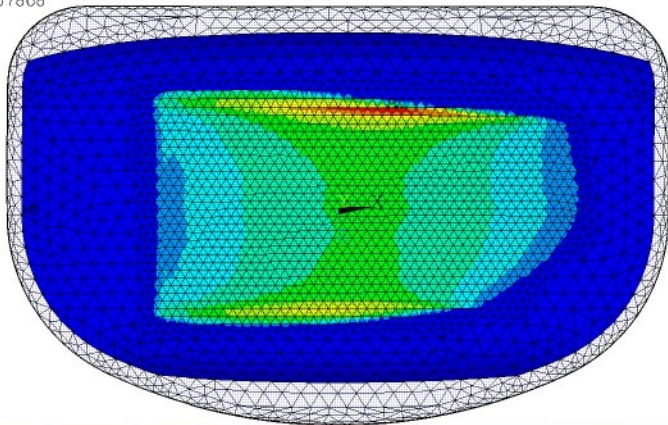


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =.007868

MAY 10 2009  
18:32:58  
PLOT NO. 1



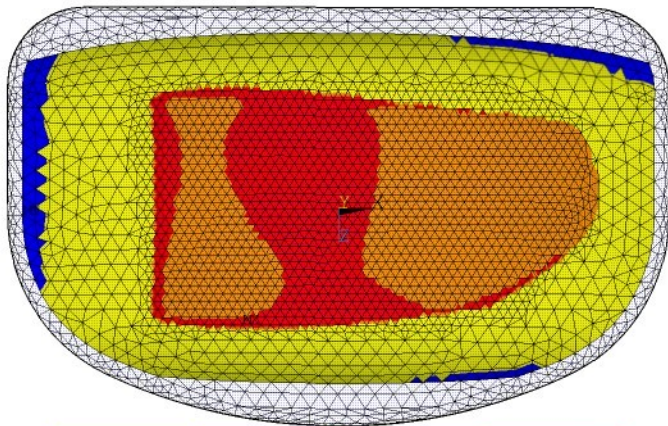
Model polcha\_2



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =3

MAY 10 2009  
18:33:25  
PLOT NO. 1

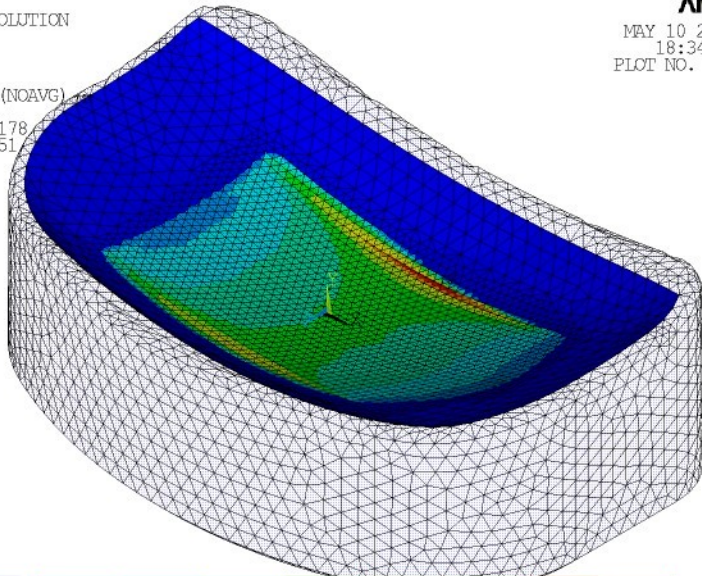


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =12.951

MAY 10 2009  
18:34:16  
PLOT NO. 1

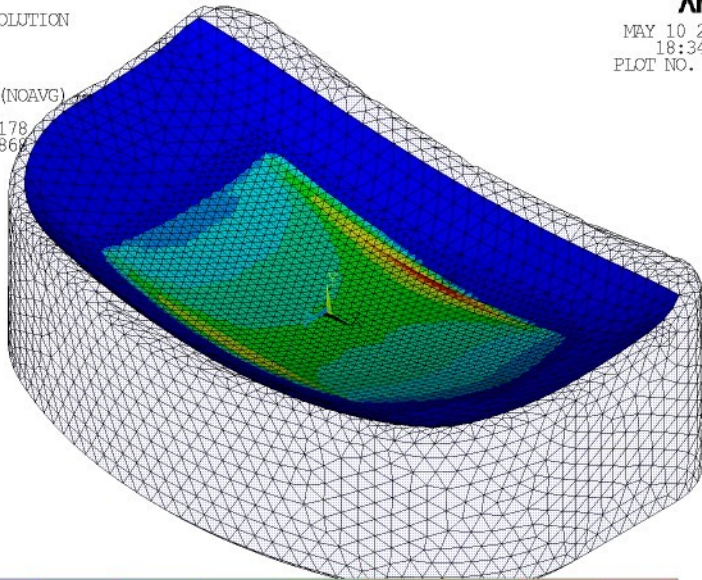


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =.007868

MAY 10 2009  
18:34:35  
PLOT NO. 1

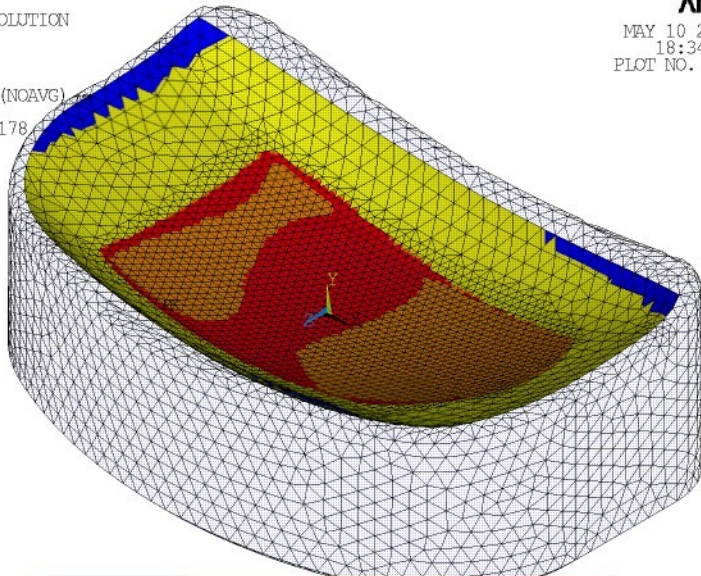


Model poloha\_2

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =3

MAY 10 2009  
18:34:50  
PLOT NO. 1

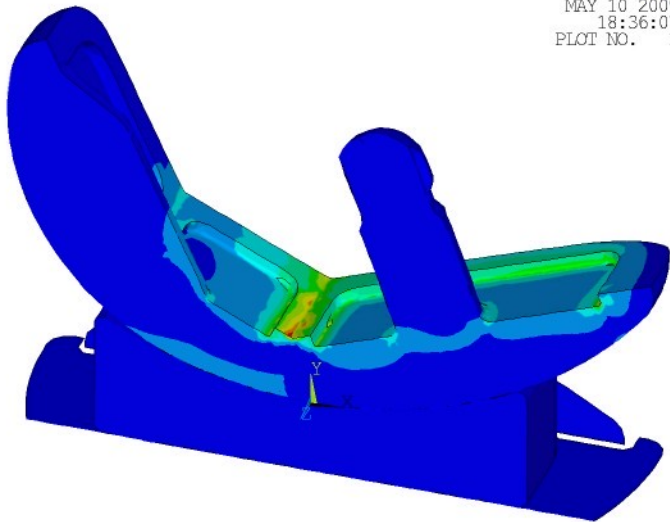


Model poloha\_2

MAY 10 2009  
18:36:07  
PLOT NO. 1

## 1 NODAL SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.095255  
SMN =.431E-03  
SMX =97.316

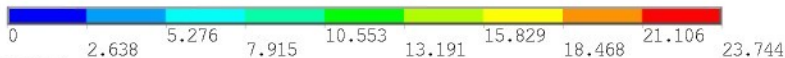
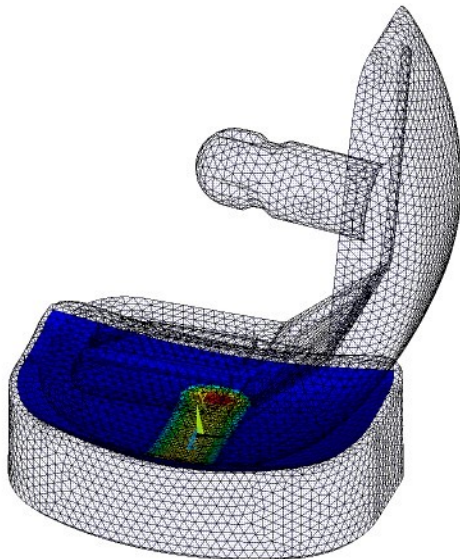


Model poloha\_2

MAY 10 2009  
19:10:49  
PLOT NO. 1

## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.176416  
SMX =23.744



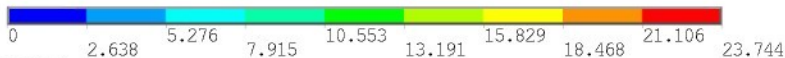
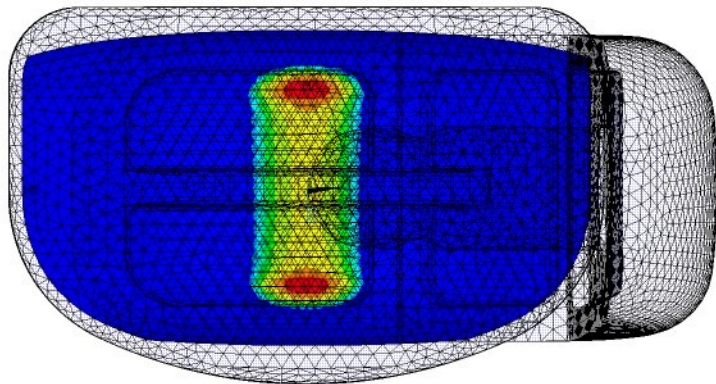
Model poloha\_5



ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.176416  
SMX =23.744

MAY 10 2009  
19:12:02  
PLOT NO. 1

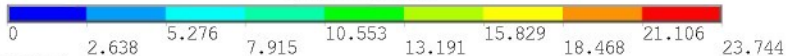
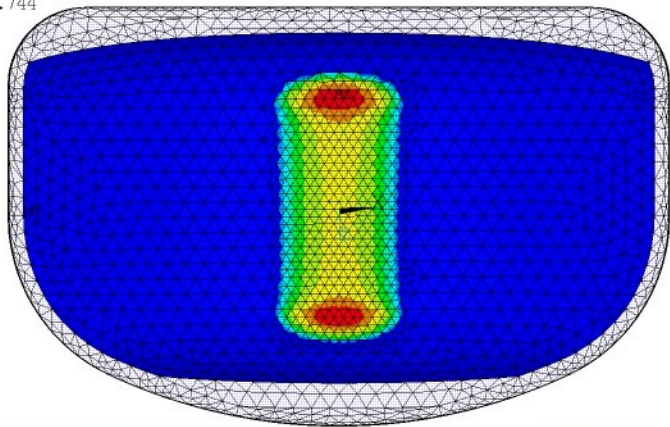


Model poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =23.744

MAY 10 2009  
19:13:33  
PLOT NO. 1

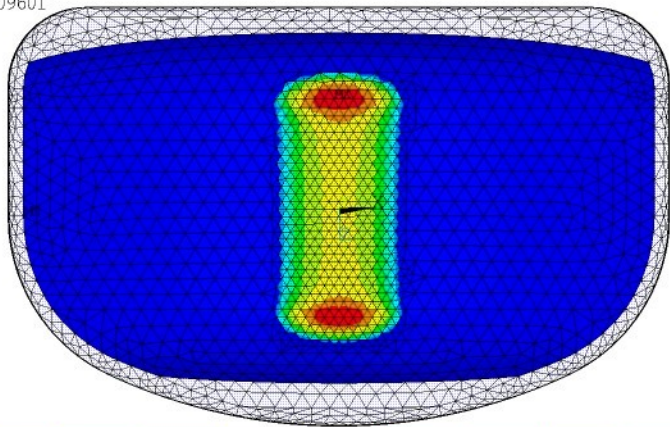


Model poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

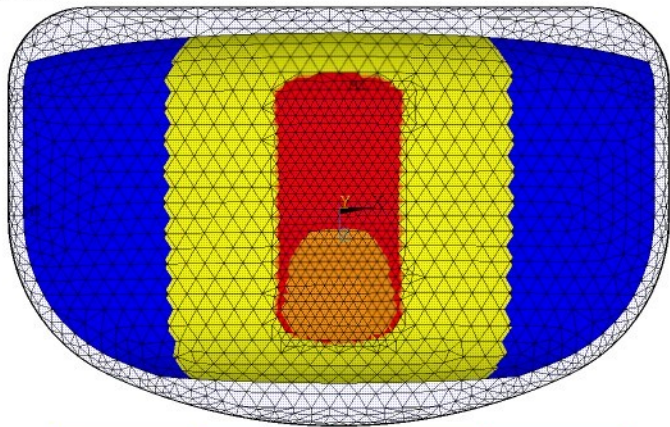
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =.009601

MAY 10 2009  
19:14:20  
PLOT NO. 1



Model poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

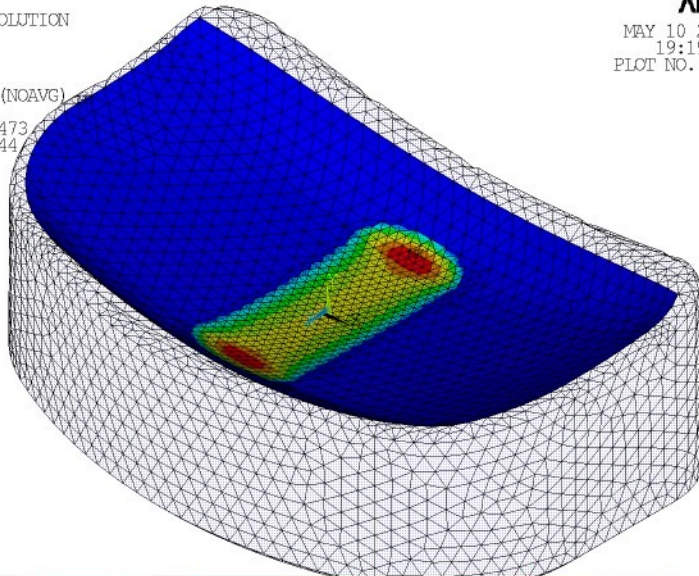
MAY 10 2009  
19:14:43  
PLOT NO. 1STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =3

Model poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =23.744

MAY 10 2009  
19:19:18  
PLOT NO. 1

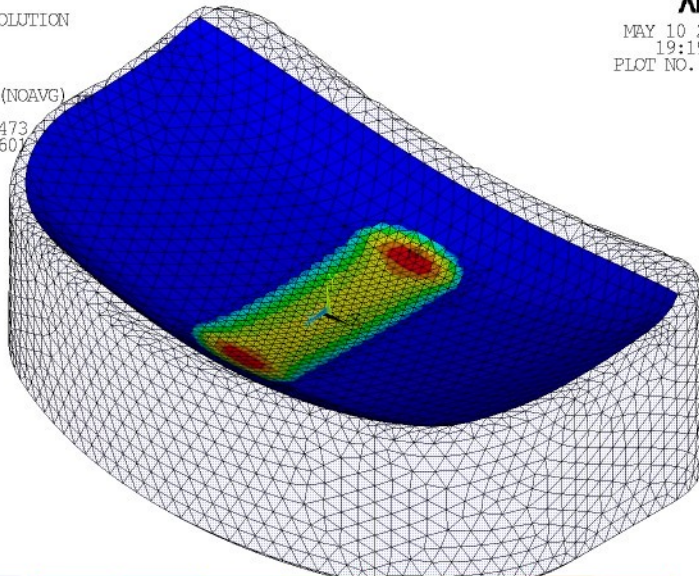


Model poloha\_5

ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPENE (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =.009601

MAY 10 2009  
19:19:44  
PLOT NO. 1



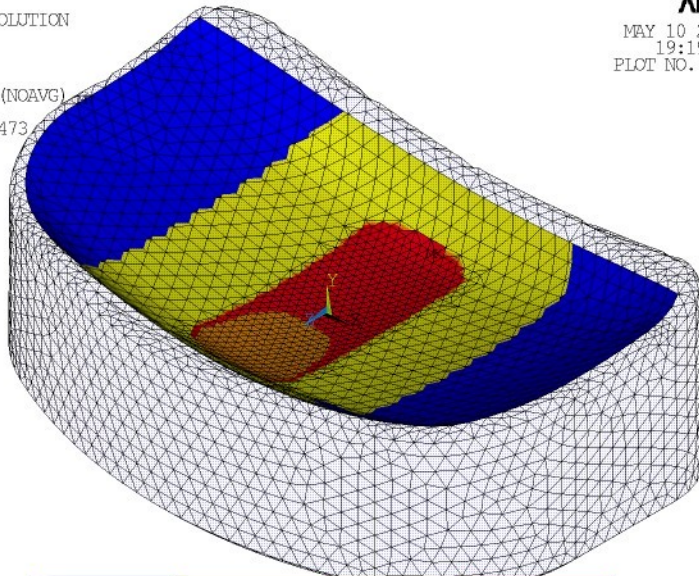
Model poloha\_5



MAY 10 2009  
19:19:56  
PLOT NO. 1

## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONSTAT (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =3

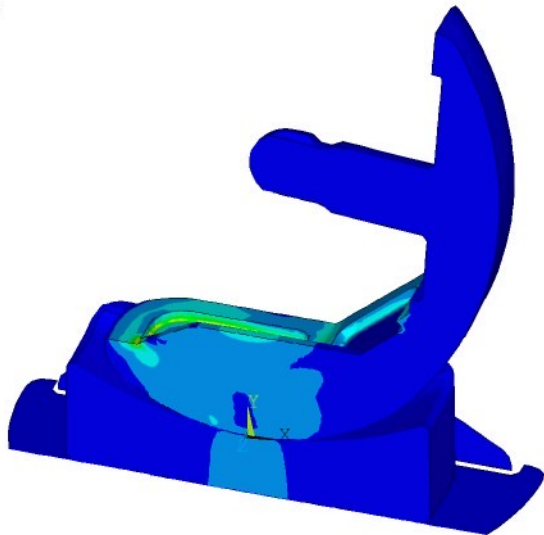


Model poloha\_5

MAY 10 2009  
19:21:51  
PLOT NO. 1

## NODAL SOLUTION

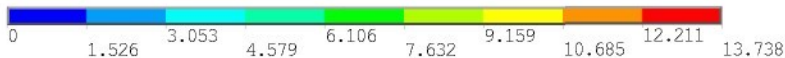
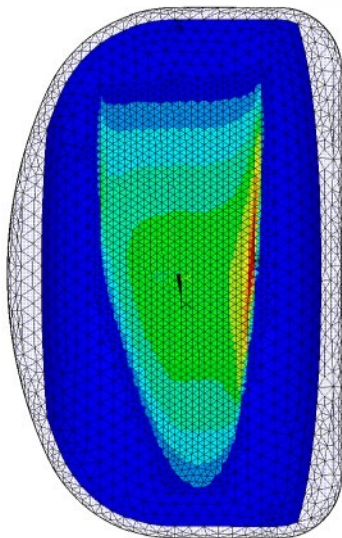
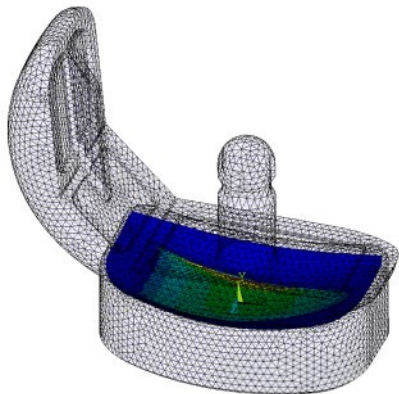
STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
SEQV (AVG)  
DMX =.176416  
SMN =.796E-05  
SMX =57.367



Model poloha\_5

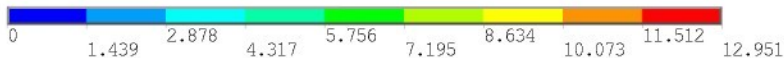
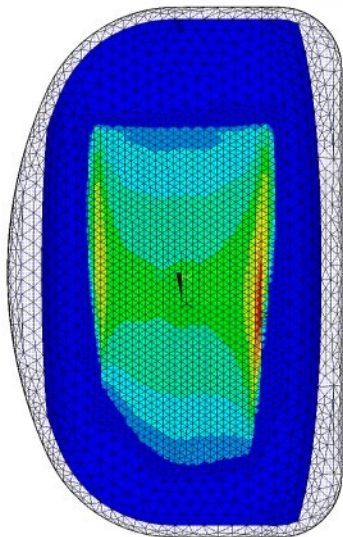
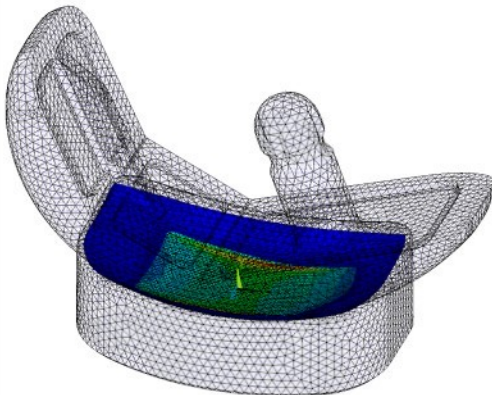
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.094181  
SMX =13.738



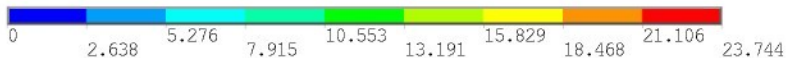
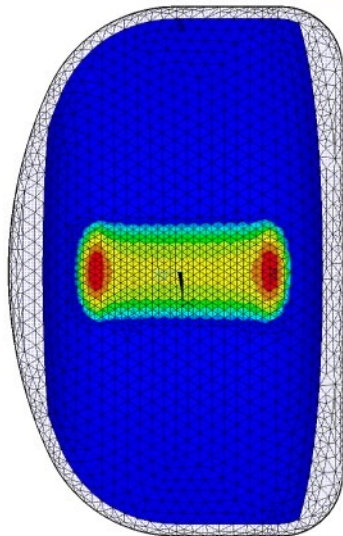
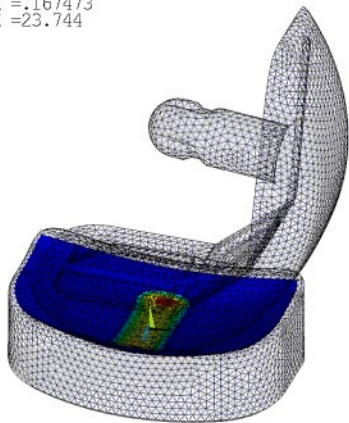
## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONTPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.085178  
SMX =12.951



## ELEMENT SOLUTION

STEP=1  
SUB =8  
TIME=1  
CONIPRES (NOAVG)  
RSYS=0  
DMX =.167473  
SMX =23.744





**56 MPa**

**51**

**46**

**41**

**36**

**31**

**26**

**21**

**16**

**11**







56 MPa

51

46

41

36

31

26

21

16

11





56 MPa

51

46

41

36

31

26

21

16

11





**56 MPa**

**51**

**46**

**41**

**36**

**31**

**26**

**21**

**16**

**11**





**56 MPa**

**51**

**46**

**41**

**36**

**31**

**26**

**21**

**16**

**11**



12 MPa

11

10

9

8

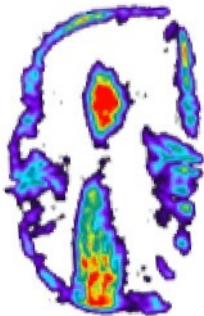
7

6

5

4

3



12 MPa

11

10

9

8

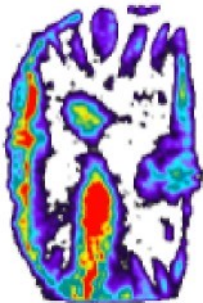
7

6

5

4

3







36 MPa

33

30

27

24

21

18

15

12

9





36 MPa

33

30

27

24

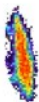
21

18

15

12

9





36 MPa

33

30

27

24

21

18

15

12

9

