

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

***3D tvarová analýza struktur nohy pod  
zatížením***

*3D shape analysis of foot tissues under loading*

**Autoreferát disertační práce**

Vedoucí práce

**Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.**

Vypracoval

**Mgr. Zuzana Tětková**

Praha 2009

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá studiem interakce nohy s okolním prostředím. Studie je rozdělena do tří základních bloků, ve kterých byla provedena experimentální měření jednotlivých oblastí s cílem zachycení tvarů segmentů nohy a jejich změn pod zatížením. První část práce – definice tvaru rozhraní – se zabývá studiem metodiky zpracování otisků nohy a hlavním cílem je nalezení a rozpracování metody 3D analýzy reliéfu povrchu nohy založené na využití otisků nohy do otiskového materiálu. Druhá část práce – charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku – byla zaměřena na stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Na základě známých deformací otiskového materiálu byly pomocí metody konečných prvků vytvořeny modely distribuce tlaku. Třetí část práce – tvarová charakteristika segmentů nohy – se zabývá dopadem zatížení na nožní klenbu. Cílem této části práce je nastínit možnosti vytvoření a využití 3D modelu povrchu a kostního aparátu zatížené a nezatížené nohy ze snímků MRI.

### ***Klíčová slova:***

klenba nožní, 3D model, otisk nohy, distribuce tlaku, MRI

## **Summary**

The topic of the work is to study interaction of the foot with surrounding. The study is divided to the three basic parts, where some experimental measurements of constituent fields were realised, aimed to investigate shapes of the foot and their changes under loading. The first section of the work – the definition of the shape of interface – investigated methodics of processing of footprints and the main aim was to find and elaborate a method of 3D analysis of the foot surface relief based on using of the footprints in the imprint material. The second part of the work – the characteristics of the imprint material and models of pressure distribution – was oriented on assesment of the pressure distribution in the imprint material. Based on known deformations of the imprint material, some model of the pressure distribution were created by finite elements method. The third part of the work – shape characteristics of the foot segments – investigated influence of external loading on foot arch. The aim of this part is to show possibilities how to create from MRI scans a model of foot surface and bone structure of loaded and unloaded foot and its subsequent using.

### ***Keywords:***

foot arch, 3D model, footprint, pressure distribution, MRI

# 1. Úvod

Noha je komplexním segmentem s opěrnou, lokomoční i propriocepční funkcí s nezastupitelnou složkou z hlediska detekce informací o interakci s okolím a jejich podáváním do vyšších řídicích a informačních systémů těla člověka. Jedním z důležitých fenoménů je změna tvaru nohy [35]. Tu lze klasifikovat jako okamžitou – v důsledku dynamiky – např. při chůzi, obutí obuvi, úrazu apod. [6, 9, 11, 17]. Druhým typem je pak dlouhodobě se měnící tvar nohy např. v důsledku růstu, genetických faktorů, dlouhodobého zatěžování apod. [22]. Kontakt plosky nohy s podložkou je zvláštním případem kontaktního problému, který je výsledkem silového působení na složité anatomické uspořádání kosterního, kloubního, svalového a vazivového aparátu nohy. Jeho zvláštnost spočívá v tom, že ploska nohy je značně individuální a její tvar se mění podle způsobu a velikosti zátěže, podle druhu podložky, zda je noha obuta či nikoliv atd. [27].

Tato práce se zabývá studiem interakce nohy s okolním prostředím. Studie je rozdělena do tří základních bloků, ve kterých byla provedena experimentální měření jednotlivých oblastí s cílem zachycení tvarů segmentů nohy a jejich změn pod zatížením. První část práce – **definice tvaru rozhraní** – se zabývá studiem metodiky zpracování otisků nohy a hlavním zaměřením tohoto bloku je nalezení a rozpracování metody 3D analýzy reliéfu povrchu nohy založené na využití otisků nohy do otiskového materiálu. Druhá část práce – **charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku** – byla zaměřena na stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Charakteristika použitého materiálu byla pro účely stanovení tlaků nedostatečná, proto byly navrženy dva experimenty určené k získání mechanických materiálových vlastností. Následně byly na základě výsledků z těchto experimentů pomocí metody konečných prvků vytvořeny na základě známých deformací otiskového materiálu modely distribuce tlaku. Třetí část práce – **tvarová charakteristika segmentů nohy** – se zabývá dopadem zatížení na nožní klenbu. Cílem této části práce je nastínit možnosti vytvoření a využití 3D modelu povrchu a kostního aparátu zatížené a nezatížené nohy ze snímků MRI. V posledních letech se snímky z počítačové tomografie (CT) nebo z magnetické rezonance (MRI) digitalizují a vytváří se prostorové zobrazení potřebných tvarů či povrchů [18, 19, 43]. Vznikají konečněprvkové modely jednotlivých stavebních prvků nohy [2, 19, 20, 45]. V našem případě jsme se při tvorbě modelu jednotlivých stavebních prvků nohy posunuli o kousek dále a zaměřili tento experiment na snímkování nohy nezatížené i zatížené. Analýza takových modelů může být významnou pomůckou při studiu biomechaniky nohy.

## 2. Cíle práce

Cílem práce je studium interakce nohy s okolním prostředím. Cíle byly stanoveny na základě studia literatury a s ohledem na časové a přístrojové vybavení zúčastněných pracovišť. Řešení pracovního úkolu proběhlo podle následujícího schématu:

- 1) provedení rešerše dostupné literatury
- 2) návrh a realizace potřebných experimentů
- 3) zpracování experimentálních dat
- 4) interpretace výsledků

### Řešená témata:

#### 1) definice tvaru rozhraní – 3D analýza reliéfu povrchu nohy

Tato část práce se zabývá studiem metodiky zpracování otisků nohy a hlavním zaměřením tohoto bloku bylo nalezení a rozpracování metody 3D analýzy založené na využití otisků nohy do otiskového materiálu. Práce na této části proběhla ve třech fázích:

- vytvoření otisků nohy, stereofotogrammetrické snímkování
- vygenerování 3D modelu reliéfu otisku nohy
- analýza tvarových změn klenby nožní v průběhu těhotenství a v období šestinedělí

#### 2) charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku

Kvalita otisku nohy je pochopitelně závislá na vlastnostech použitého otiskového materiálu. Hodnoty získané z otisku byly použity k nalezení a rozpracování vhodné metody určující stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Dílčími tématy tohoto bloku jsou:

- stanovení mechanických vlastností otiskového materiálu
- modely distribuce tlaku v otiskovém materiálu (s využitím metody konečných prvků)

#### 3) tvarová charakteristika segmentů nohy

Tento blok práce se zabývá dopadem zatížení na nožní klenbu. Cílem této části práce je nastínit možnosti vytvoření a využití 3D modelu povrchu nohy a kostního aparátu zatížené a nezatížené nohy ze snímků MRI. V rámci této práce bylo téma řešeno v následujících krocích:

- experimentální snímkování nohy v zatíženém a nezatíženém stavu v MRI
- rekonstrukce 3D modelu struktur nohy a povrchu nohy
- analýza tvarových změn nožní klenby v zatíženém a nezatíženém stavu

## 3. Hypotézy

### 1) definice tvaru rozhraní – 3D analýza reliéfu povrchu nohy (experiment č.1)

*Hypotéza č. 1 :*

- klenba nohy ženy v průběhu těhotenství mění svůj tvar a tato změna je detekovatelná hodnocením stereofotogrammetrického 3D modelu otisku nohy

### 2) charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku (experiment č.2)

*Hypotéza č. 2 :*

- z tvaru otisku nohy a zjištěných mechanických vlastností otiskového materiálu lze získat průběh lokálních tlakových zatížení nohy při tvorbě otisku

### 3) tvarová charakteristika segmentů nohy (experiment č.3)

*Hypotéza č. 3 :*

- v podmínkách klasického MRI skeneru lze snímat nohu v zatíženém stavu

*Hypotéza č. 4 :*

- pomocí 3D rekonstrukce modelu nohy ze snímků MRI lze analyzovat tvarové změny nožní klenby v zatíženém a nezatíženém stavu

## 4. Experimenty

### 4.1. Definice tvaru rozhraní (experiment č. 1)

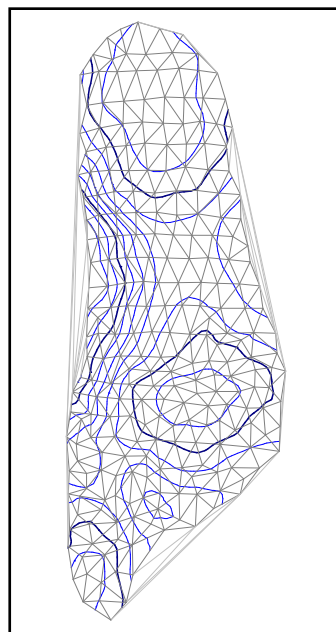
Tato část práce se zabývala studiem metodiky zpracování otisků nohy a hlavním zaměřením tohoto bloku bylo nalezení a rozpracování metody 3D analýzy založené na využití otisků nohy do otiskového materiálu. Otisky byly snímány v období těhotenství, které má nesporný vliv na pohybový systém a umožňuje zachytit v relativně krátkém časovém úseku případné změny v oblasti klenby nožní. Uvedené citace různých autorů poukazují na dosavadní nejednotnost názoru na vliv těhotenství na změny klenby nožní [3, 7, 10, 14, 36, 39].

Většina komerčně využívaných metod určených k hodnocení klenby nožní zachycuje klenbu ve 2D rovině – posuzují tak pouze oblast chodidla, která je v kontaktu s podložkou. V poslední době se především v rámci tvorby speciálních ortopedických či protetických pomůcek rozvíjí metodiky zachycující tvarové změny ve 3D. Námi použitá nová metoda k hodnocení 3D prostorových změn tvaru chodidla otiskem do otiskového materiálu využívá stereofotogrammetrie a pomocí tvorby 3D modelu reliéfu otisku nohy umožňuje komplexnější analýzu tvaru nohy. Stereofotogrammetrie je neinvazivní optická metoda a otiskový materiál je levnou variantou snímání tvaru objektu a v kombinaci s odlitkem je vhodný k zachování cenných informací pro pozdější využití k dalšímu

měření či výpočtům. Stereofotogrammetrickým snímkováním odlitků byl 3D povrch chodidla „digitalizován“ a tím umožnil další počítačové zpracování.

### ***Vlastní experiment:***

Otisky byly snímány do otiskového materiálu běžně používaného v ortodoncii ke snímání otisků zubů. Svým chováním se jevil jako vhodný materiál k našemu experimentu. Otisk byl získán zanořením chodidel čtyř žen v různém stupni těhotenství a v období po šestinedělí v rámci předchozího experimentu provedeného na Katedře Anatomie a Biomechaniky FTVS [38]. Následně byl ve spolupráci se Stavební Fakultou ČVUT nasnímán povrch pozitivních sádrových odlitků daných otisků. Stereofotogrammetrické snímkování odlitků otisků bylo podkladem pro tvorbu detailního 3D modelu reliéfu otisku nohy. Vzniklé snímky byly zpracovány pomocí programu PhoTopoL [28]. Výsledkem tohoto zpracování byl seznam podrobných bodů a jejich souřadnic. Vzniklý seznam byl zpracován v počítačovém programu Atlas, běžně používaném v geografii [54]. Tímto způsobem je vygenerována 3D trojúhelníková síť bodů otisku (Obr. 1).



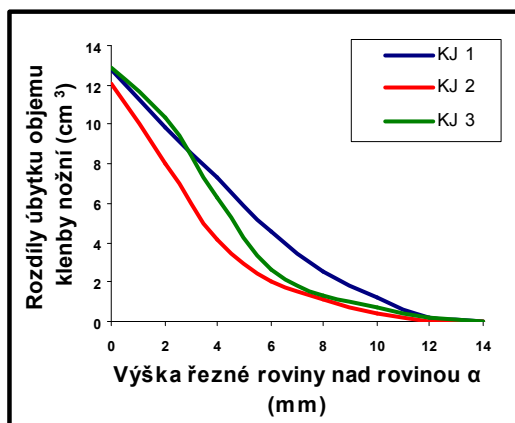
Obr. 1: Trojúhelníková síť otisku nohy [47].

K další práci s modelem byl určen výřez (polygon, Area of Interest – AI). Ve vymezené oblasti se následně vypočítávaly objemy pod klenbou nožní. V definovaném prostoru je sledován mimo jiné i hlavní parametr – gradient poklesu rozdílů objemů v AI. Je definován jako rozdíl objemů nad rovinami rovnoběžnými s tečnou rovinou  $\alpha$  postupně se zvyšujících po 2mm až do nejvyššího bodu klenby. Tento parametr „rychlosti úbytku objemů“ je nezávislý na počátečních hodnotách (velikosti nohy) a průběh křivky dobře detekuje „plochost“ klenby (Obr. 2).

### ***Výsledky***

Klenba nohy otisknutých chodidel byla posuzována pomocí parametru rychlosti úbytku objemů a také pomocí naměřených objemů a počtu řezných rovin (Obr. 2, Tab. 1 a další). Cílem metody byla snaha o co nejpřesnější a nejkompaktnější hodnocení klenby nohy ve 3D. Je pokusem o prostorovou analýzu klenby nohy. V budoucnu by se měla zaměřit na co nejvíce automatické provádění, tím pádem na zrychlení použité metody. Zpracování výsledků vyžaduje spoustu ruční práce, která je velmi časově náročná. K masivnějšímu a rychlejšímu použití metody např. v klinické praxi by bylo potřeba zdokonalit software pro vyšší automatizaci výpočtových úkonů. Výsledky ukazují, že v průběhu měření byly použitou metodou detekovány změny klenby nožní, což dokazuje

dostatečnou citlivost této metody k analýze tvarových změn. Ze skupiny čtyř probandů nelze usuzovat na charakter těchto změn v průběhu těhotenství, avšak rozdílné výsledky naznačují že změny jsou natolik individuální, že pro obecné závěry o vlivu těhotenství na klenbu nohy by bylo třeba robustní studie. **Hypotéza č. 1** (klenba nohy ženy v průběhu těhotenství mění svůj tvar a tato změna je detekovatelná hodnocením stereofotogrammetrického 3D modelu otisku nohy) **se potvrdila**.



Obr. 2: Rozdíl úbytku objemu klenby nohy u jednoho probanda. \*1 – začátek těhotenství, \*2 – konec těhotenství, \*3 – konec šestinedělí. Hodnoty nejsou z důvodů přehlednosti a dobré čitelnosti uvedena v základních jednotkách SI.

| Výška [mm]    | KH1   | KH2   | KH3   | PH1   | PH2   | PH3   | KJ1   | KJ2   | KJ3   | LS1   | LS2   | LS3   |
|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 0 - 4         | 13,29 | 20,08 | 27,47 | 15,46 | 22,53 | 18,48 | 22,64 | 20,01 | 23,24 | 20,94 | 21,19 | 21,67 |
| 4–22(max)     | 9,32  | 9,22  | 29,13 | 4,27  | 9,65  | 7,32  | 15,77 | 7,68  | 11,06 | 14,59 | 10,00 | 7,08  |
| celkový objem | 22,61 | 29,30 | 56,60 | 19,73 | 32,18 | 25,79 | 38,41 | 27,70 | 34,30 | 35,53 | 31,19 | 28,75 |

Tab. 1: Souhrn naměřených hodnot – objemy pod klenbou – levá noha [cm³]. \*1 – začátek těhotenství, \*2 – konec těhotenství, \*3 – konec šestinedělí. Hodnoty nejsou z důvodů přehlednosti a dobré čitelnosti uvedena v základních jednotkách SI.

## Diskuze

U všech těchto měření a získávání dat je nutné počítat s určitými chybami (systematickými a nahodilými), které mají vliv na objektivnost posouzení klenby nožní. Pro využití 3D analýzy při hodnocení klenby nožní je proto nutné tyto chyby identifikovat a promítnutím do metodiky postupu jejich vliv eliminovat. Stanovení celkové chyby metody je velmi obtížné jelikož metoda obsahuje větší počet kroků a každý krok do ní vnáší určitou chybu. Největší chyby měření mohou vzniknout při vlastním snímání otisků. Za prvé, přestože byly vyšetřované před každým měřením instruovány, jakou polohu při vyšetřování zaujmout, nelze s jistotou tvrdit, že zachovaly při každém měření stejná pravidla a zatěžovaly chodidla rovnoměrně. Chyba vzniklá snímáním otisků by se dala odhadnout při

opakovaném snímání chodidla a vzájemném porovnání výsledných otisků. Přesnost následného sádrového odlitku je řádově vyšší než chyby v ostatních částech tohoto experimentu, takže je lze řádově zanedbat. Tyto chyby (při tvorbě otisku a odlitku) by bylo možno částečně eliminovat určitou fixací nohy a přitlačováním nádoby danou a známou konstantní rychlostí a silou pomocí speciálního přístroje nebo přímým snímkováním chodidla, které by současně metodu urychlilo, avšak nebylo by přítomné zatížení nohy, což může být dalším zdrojem cenných informací (viz druhá část práce). Určitá chyba měření vzniká při stereofotogrammetrickém snímkování sádrového odlitku a při dopočtu z souřadnice. Tuto chybu je možné zjistit kalibrací použitého systému (např. snímání známého tvaru), tato práce nás v budoucnu ještě čeká. Všechny kroky a postupy při tvorbě 3D modelu prováděné v programu Atlas jako jsou generace sítě, editace, vyhlazení a tvorba vrstevnic jsou snadno kontrolovatelné a opravitelné v jakémkoli stupni zpracování dat. Prvním úskalím při vytvoření 3D modelu otisku chodidla je ruční tvorba výřezu otisku, ve kterém byl počítán objem pod klenbou (polygon) a určení řezné roviny  $\alpha$ . K ovlivnění velikosti dané oblasti přispívá také automatická úprava okrajů sítě (tzv. obalové trojúhelníky), kdy se programem automaticky optimalizují tvary trojúhelníků na okrajích sítě. Takto označené trojúhelníky zůstanou sice součástí sítě, ale nejsou zpracovávány v aplikačních úlohách. Výsledný výřez určený polygonem tak mírně ztrácí svůj tvar – dochází ke skosení na okrajích. Tyto chyby nebyly stanoveny a jsou úkolem pro další práci na metodě.

Byla nalezena a rozpracována metoda 3D analýzy reliéfu povrchu nohy hodnocením stereofotogrammetrického 3D modelu otisku nohy. Metoda hodnocení klenby nožní pomocí otiskového materiálu má vysoký informační potenciál. Hodnoty získané z otisku nohy do otiskového materiálu byly použity v druhé části práce k nalezení a rozpracování vhodné metody určující stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu.

## **4.2. Charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku (experiment č. 2)**

Druhá část práce byla zaměřena na stanovení distribučních tlaků v otiskové hmotě. Hodnoty získané z otisku nohy do otiskového materiálu byly použity k nalezení a rozpracování vhodné metody určující stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu a tím zatížení chodidla při tvorbě otisku. Metoda hodnocení klenby nožní pomocí otiskového materiálu má vysoký informační potenciál, ale její využitelnost pro přesné analýzy vlastností nohy je problematická z důvodu nejednoznačnosti vlivů určujících výsledný tvar otisku (mechanické vlastnosti nohy, otiskového materiálu, kontaktní síly). Otisk nohy v materiálu je tedy otiskem chodidla deformovaného neznámou silou. Základním předpokladem k řešení tohoto problému je určení mechanických vlastností otiskového materiálu a distribuce tlaku v něm.

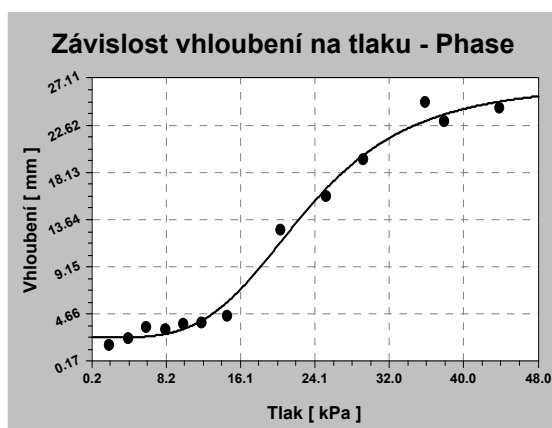
Díličními tématy tohoto bloku jsou:



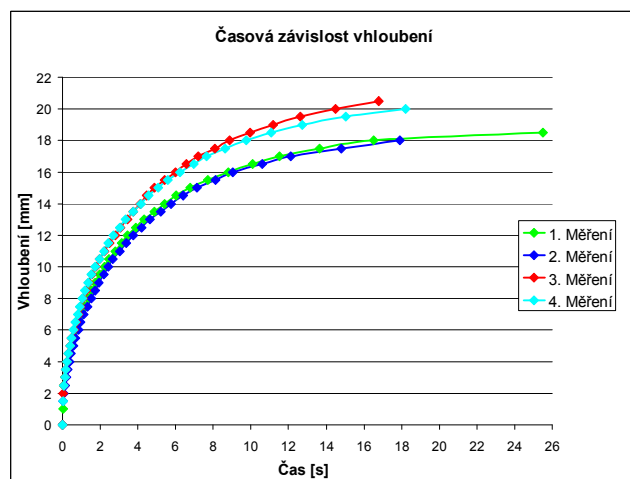
- stanovení mechanických vlastností otiskového materiálu
  - závislost vhloubení do otiskového materiálu na aplikovaném tlaku
  - závislost vhloubení na čase
- modely distribuce tlaku v otiskovém materiálu (s využitím metody konečných prvků)
  - lineární model (SIFEL)
  - nelineární elasto-plastický model (SIFEL)
  - nelineární visko-plastický model (SIFEL)
  - nelineární visko-plastický model (ADINA)

### ***Experimentální měření mechanických vlastností otiskového materiálu***

Stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu bylo řešeno ve spolupráci s ČVUT na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební. Tato úloha se řešila pomocí otisků chodidla do otiskového materiálu, jehož parametry bylo tedy potřeba zjistit. Pro vytváření otisků byl zvolen materiál, který se běžně používá ve stomatologické praxi (Phase plus chromatic). Jeho charakteristiky byly tedy pro účely našeho experimentu neznámé. Pro získání **mechanických materiálových vlastností** byly navrženy dva experimenty, které nemohou postihnout veškeré rysy chování tohoto materiálu, ale pro základní popis chování a použití v našich modelech byly postačující. Nejprve byl prováděn experiment, který měřil deformaci materiálu v závislosti na zatížení (**Závislost vhloubení na aplikovaném tlaku**, Obr. 3). S ohledem na charakter materiálu bylo však nutné přistoupit k experimentu, který by bral v úvahu i časový průběh zatěžování a závislost materiálového modelu na čase (**Závislost vhloubení na čase**, Obr. 4). Výsledky standardizovaného měření, při kterém byl při zachování daných podmínek opakovaně vhlouben zatěžovací váleček do otiskového materiálu, jsou zobrazeny na Obr. 3 a 4.



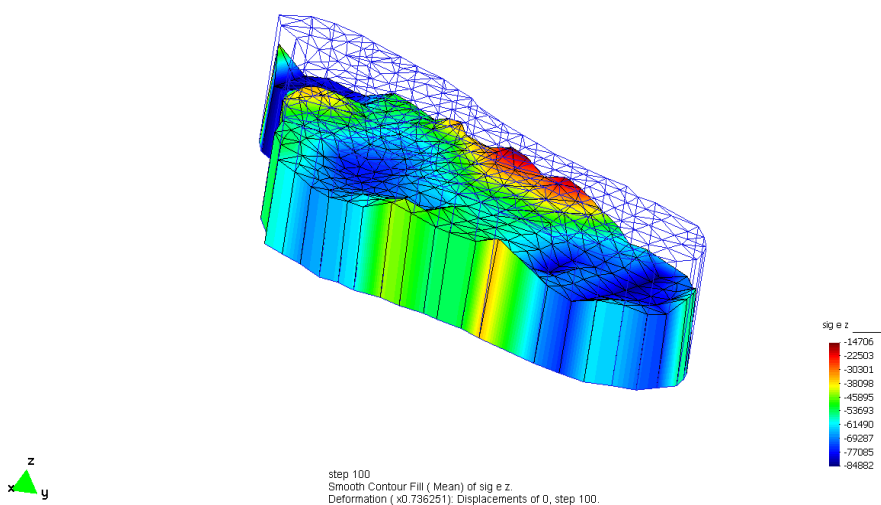
Obr. 3: Závislost vhloubení na tlaku.



Obr. 4: Experimentální měření materiálových vlastností hmoty – graf závislosti vhloubení na čase (velikost zatížení v čase konstantní, 969N/m<sup>2</sup>). Průměr z 3. a 4. měření byl použit k tvorbě modelu.

### 4.2.1. Lineární model

Úloha stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu je inverzní ke klasické úloze mechaniky, protože ze zadaných posunů (odečtených z 3D modelu reliéfu otisku) řešíme velikost sil, které tyto deformace způsobily. Úloha byla v rámci prvního přiblížení výpočtů řešena v programu SIFEL jako lineárně pružný problém (program SIFEL byl vyvinut na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební ČVUT a je to open source program založený na metodě konečných prvků [56]). Cílem tvorby tohoto modelu (jako i všech následujících) bylo zjištění hodnot parciálních tlaků na rozhraní nohy a otiskového materiálu. Mechanické vlastnosti materiálu, v tomto případě tedy modul pružnosti, byl zjištěn experimentálně (viz Závislost vhloubení na aplikovaném tlaku). Celková působící síla byla odhadnuta jako působení poloviny hmotnosti probanda do otiskového materiálu při předpokládaném statickém stoji. Výstupem z programu SIFEL při výpočtu tohoto modelu byla vertikální napětí  $\sigma_z$  a napětí  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  v jednotlivých uzlech sítě (Obr. 5). Tento postup vedl pouze k přibližným výsledkům, které byly závislé na volbě modulu deformace, který ve výpočtu sloužil jako hodnota modulu pružnosti. Byla splněna pouze podmínka celkové velikosti zatížení. Podmínka respektování vztahu mezi vhloubením a napětím byla respektována velmi volně a podmínka výsledných posunů nebyla splněna vůbec, pouze relativní poměry mezi jednotlivými posuny si odpovídaly.



Obr. 5: Průběh  $\sigma_z$  (Pa) na deformovaném tvaru pro lineární výpočet s drátěným modelem nedeformované sítě, velikost zatížení – od červené (nejnižší hodnoty) po modrou (nejvyšší hodnoty).

### 4.2.2. Nelineární elasto-plastický model

Z experimentu závislosti deformace na zatížení (Obr. 3) vyplývá skutečnost, že závislost je nelineární. Bylo tedy třeba použít nelineární materiálový model, který by vystihoval chování materiálu lépe než předchozí prostý lineárně pružný model. Další výpočty byly tedy založeny na modelu

plasticity, které toto chování celkem dobře vystihovaly. Model byl opět řešen programem SIFEL [56]. K popisu chování materiálu byl použit Misesův elasto-plastický model s lineárním zpevněním [4]. Tato podmínka plasticity má tvar :

$$f(\sigma) = \sqrt{J_2} - k(\varepsilon_{eq}),$$

Model má čtyři materiálové parametry:

- $E$  – Youngův modul pružnosti
- $\nu$  – Poissonův součinitel
- $R_y$  – napětí na mezi plasticity
- $H$  – modul zpevnění

Z počátečního průběhu závislosti byl odečten modul pružnosti jako poměr přírůstku napětí k přírůstku deformace. Tato deformace se vypočítá jako poměr délky vhloubení k celkové hloubce hmoty  $h$ , která činila 27mm.

$$\varepsilon = \frac{\Delta h}{h}, \quad \sigma = E\varepsilon$$

A následně modul  $E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta h} \cdot 27$ . Hodnota modulu pružnosti  $E$  byla stanovena 78 kPa.

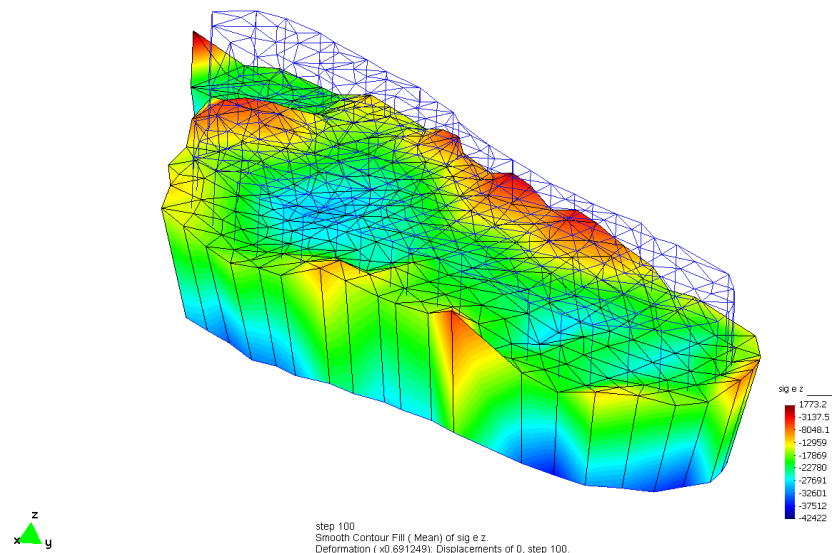
Poissonův součinitel byl vzhledem k charakteru materiálu uvažován 0,49.

## **Výsledky**

Výstupem výpočtů v programu bylo pole posunů, pole deformací, pole napětí a průběh parametru konzistence, který indikuje výskyt plastického přetváření (vertikální napětí  $\sigma_z$  a napětí  $\sigma_x, \sigma_y$  v jednotlivých uzlech) (Obr. 6).

Z výpočtů jsou jasně patrné rozdíly mezi jednotlivými materiálovými modely. V případě lineárně pružného materiálu je patrné, že napětí ve svislém směru  $\sigma_z$  je mnohem větší než v případě plastického výpočtu. Extrémní hodnota  $\sigma_z$  činí v případě lineárního výpočtu -83,5 kPa zatímco v případě nelineárního výpočtu jen -42,4 kPa. Také průběhy napětí pro lineárně pružný materiál jsou na horním a dolním povrchu zhruba stejné, zatímco v případě plasticity je patrná koncentrace napětí do dolního povrchu v důsledku nestejného zplastizování po tloušťce modelu a také v důsledku pevného podepření, protože v místě pevných podpor dochází ke koncentraci napětí. Na horním povrchu u plastického materiálu je největší hodnota napětí  $\sigma_z$  -31 kPa. Deformovaný tvar v případě pružného materiálu se méně odchyľuje od původní nedeformované sítě než v případě plastického materiálu, kde jsou patrné mnohem větší boční deformace. Kontrola správnosti výsledků spočívá v tom, že celková výsledná reakce ve svislém směru by měla odpovídat přibližně hodnotě 320 N. Pro

plastický výpočet vyšla celková reakce ve svislém směru 305 N. Z toho je patrné, že daný model vystihuje chování materiálu na dobré úrovni. Odchylka by patrně byla ještě menší pokud by se vzala v úvahu i koncová část grafu, kdy dochází k většímu zpevnění než ve střední části grafu, což je možné provést vylepšením stávajícího modelu J2 plasticity. Lepších výsledků bylo možné dosáhnout volbou vhodnějšího materiálového modelu, který ovšem vyžadoval podrobnější laboratorní zkoušky (Závislost vhloubení na čase – viz Obr. 4).



Obr. 6: Průběh napětí (Pa) na deformovaném tvaru sítě pro nelineární výpočet s drátěným modelem nedeformované sítě, velikost zatížení – od červené (nejnižší hodnoty) po modrou (nejvyšší hodnoty).

#### 4.2.3. Nelineární visko-plastický model (SIFEL)

Na základě výsledků z experimentu závislosti vhloubení na čase (Obr. 4) bylo možné použít model, který popisoval chování materiálu ještě přesněji. Tento model má však mnohem více parametrů, které nebylo jednoduché získat. Pro počáteční odhad těchto parametrů byl použit visko-plastický model, jehož parametry byly postupnými opakovanými výpočty přibližně stanoveny. Výpočet simulující laboratorní zkoušku byl opět proveden metodou konečných prvků v programu SIFEL, který tento model obsahoval a jehož zdrojové kódy byly k dispozici a umožňovaly snadné přizpůsobení programu dané úloze [56]. Základním podkladem byly experimentálně naměřené hodnoty deformace laboratorního vzorku účinkem zatěžovacího válečku, které byly zaznamenávány v grafu závislosti vhloubení na čase (Obr. 4). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření) byl postupnou změnou jednotlivých materiálových parametrů nařizován model. Po sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry. Výpočet uvažuje okamžitou rychlost deformace:

$$\dot{\varepsilon}_{ij} = \dot{\varepsilon}_{ij}^e + \dot{\varepsilon}_{ij}^{vp}$$

kde  $\dot{\varepsilon}_{ij}^e$  je přírůstek elastické složky tenzoru deformace,  $\dot{\varepsilon}_{ij}^{vp}$  značí přírůstek visko-plastické složky tenzoru deformace a (  $\dot{\phantom{x}}$  ) značí derivaci podle času (rychlost).

## Výsledky

Po provedené sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány tyto hodnoty požadovaných materiálových parametrů:

$E = 4800$  [Pa]                  Youngův modul pružnosti

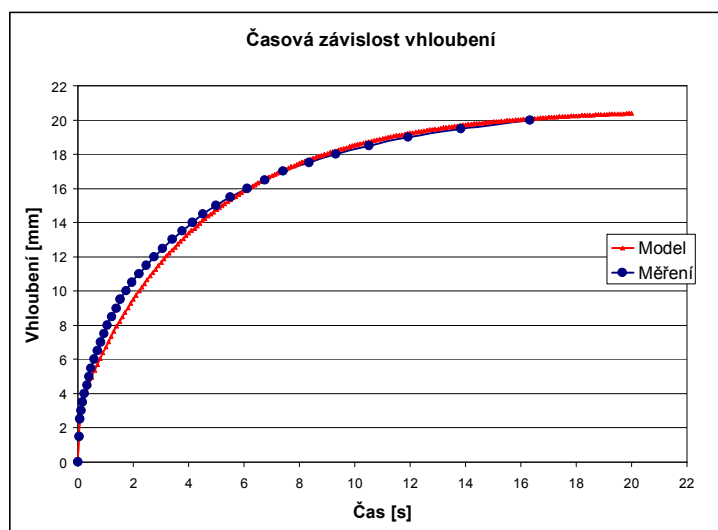
$k = 155$  [Pa]                  mez tečení

$H = 29000$  [Pa]                modul zpevnění

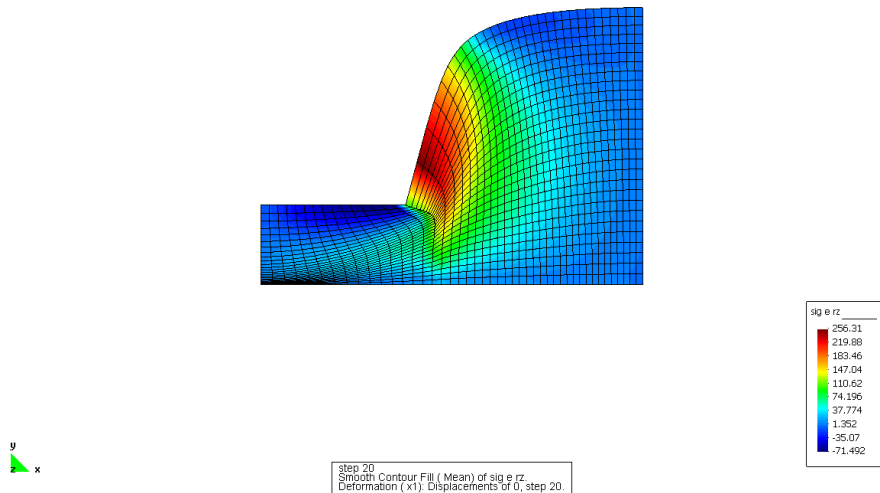
$\eta = 0,000006$  [Pa.s]        koeficient viskozity

$\nu = 0,49$                         Poissonův součinitel

Výsledná křivka obsahující tyto parametry je zachycena na Obr. 7. Výsledný deformovaný tvar je zachycen společně s průběhem smykových napětí na Obr. 8. Je na něm patrná koncentrace smykových napětí v místě spodní hrany zatlačovaného válečku. Lze konstatovat, že výsledky z výpočtu vykazují relativně dobrou shodu s naměřenými experimentálními daty, ale bylo třeba zvážit vzhledem k velikosti deformací použití výpočtu dle teorie druhého řádu (pro velké deformace).



Obr. 7: Závislost vhloubení na čase – srovnání výsledků experimentu (modře) s výpočtovým modelem (červeně).



Obr. 8: Průběh smykových napětí na deformovaném tvaru modelu (Pa).

#### 4.2.4. Nelineární visko-plastický model (ADINA)

Z výsledků experimentu závislosti vhloubení na čase bylo patrné, že deformace dosahované numerickou simulací v programu SIFEL jsou již mimo rozsah povolený pro výpočty podle teorie prvního řádu (geometrická linearita – malé deformace < cca 3%). Z toho důvodu bylo potřeba použít jiný software, který uvažoval teorii druhého řádu (velké deformace). Výpočet simulující laboratorní zkoušku byl proveden metodou konečných prvků v programu ADINA, který obsahoval obdobný model visko-plastického chování pro velké. ADINA (Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis) je rozsáhlý software založený na metodě konečných prvků, který slouží k analýze úloh z oblasti mechaniky, vedení tepla, vlhkosti a dalších. V projektu byla využita jeho schopnost hledat pole posunutí a napětí v oboru takzvaných velkých deformací [53]. Úloha byla řešena jako časově závislý nelineární visko-plastický problém. K popisu chování hmoty byl použit visko-plastický model používající Misesovu podmínku plasticity s deformačním zpevněním kombinovaný s modelem viskozity [4]. Podmínka plasticity má tvar:

$$f(\sigma) = \sqrt{J_2} - k(\varepsilon_{eq}),$$

Viskózní složka deformace, která je počítána dle následujícího vztahu:

$$\varepsilon_c = a_0 \sigma^{a_1} t^{a_2},$$

kde  $\varepsilon_c$  je viskózní složka deformace,  $\sigma$  je napětí a  $t$  je čas. Materiálové parametry jsou označeny  $a_0$ ,  $a_1$  a  $a_2$ .

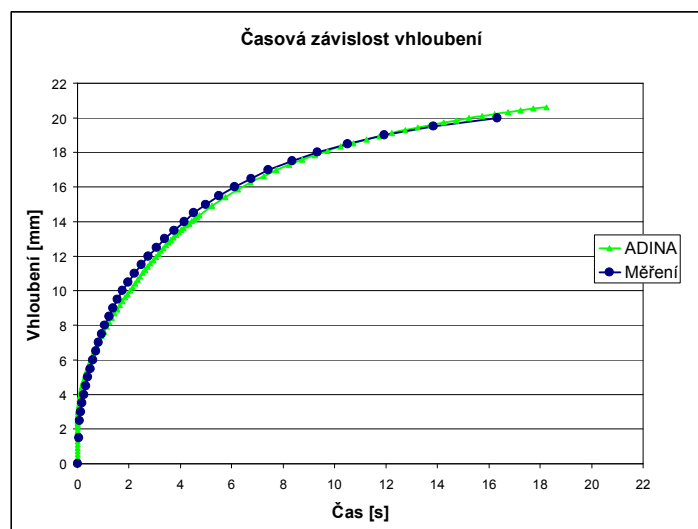
#### Výsledky

Základním podkladem byly opět experimentálně naměřené hodnoty závislosti vhloubení na čase (Obr. 4). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření) byl postupnou změnou jednotlivých

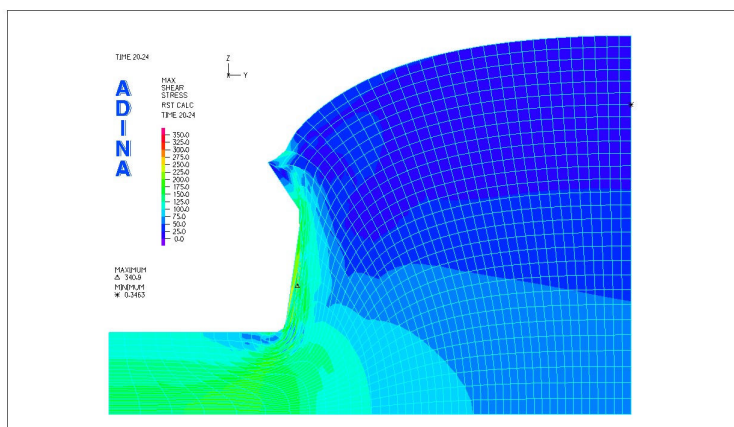
materiálových parametrů opět nafitován model (Obr. 9). Po sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry:

|                  |   |
|------------------|---|
| $E = 4800$ [Pa]  | Youngův modul pružnosti                                     |
| $k = 600$ [Pa]   | mez tečení  |
| $H = 2000$ [Pa]  | modul zpevnění  |
| $a_0 = 4,2e-005$ | koeficient viskozity určující měřítko viskózní deformace    |
| $a_1 = 1,53$     | koeficient viskozity určující závislost na dosaženém napětí |
| $a_2 = 0,5$      | koeficient viskozity určující závislost na čase             |
| $\nu = 0,49$     | Poissonův součinitel  |

Závěrem lze konstatovat, že výsledky z výpočtu vykazují dobrou shodu s naměřenými daty. Výsledná křivka obsahující tyto parametry je zachycena na Obr. 9 a výsledný deformovaný tvar je zachycen společně s průběhem smykových napětí na Obr. 10. Pro přesnější výsledky by již patrně bylo nutné použít materiálový model s více parametry, které by umožnily lépe kontrolovat tvar výsledné křivky. Kalibrace takového modelu by však byla značně komplikovaná a bylo by ji třeba provádět pomocí optimalizačních metod.



Obr. 9: Závislost vhloubení na čase – srovnání experimentálního měření s výpočty (ADINA).



Obr. 10: Průběh smykových napětí na deformovaném tvaru modelu (Pa).

## Diskuze

Z hlediska dalšího zpřesnění výsledků jsou možné 2 směry vývoje. Jednak by bylo asi prospěšné použít hustší síť konečných prvků, zejména v oblasti kraje aplikovaného zatížení, kde dochází k největším deformacím. Výpočty se v důsledku zahuštění sítě prodlouží, ale nebude jich zapotřebí provádět příliš mnoho, protože je předpoklad, že poměrně přesné hodnoty parametrů jsou již určeny předchozími výpočty. Druhá možnost spočívá v provedení více experimentů obdobných těm, které se provedly a dále návrhu nových experimentů, které by umožnily postihnout další rysy chování materiálu. Je třeba však poznamenat, že experimenty s tímto materiálem jsou velmi obtížné zejména s ohledem na relativně krátkou dobu tuhnutí. V případě současného získání nezátíženého tvaru nohy (např. snímáním 3D skenerem či přímým snímkováním pomocí stereofotogrammetrie) by bylo možné získat současně známou deformaci pod známým zatížením a to parciálně v jednotlivých bodech jejichž hustota je daná podrobností digitalizace povrchu a výpočtového algoritmu.

Z tvaru otisku nohy a zjištěných mechanických vlastností otiskového materiálu lze získat průběh lokálních tlakových zatížení nohy při tvorbě otisku, tudíž můžeme *Hypotézu č. 2 potvrdit*.

### 4.3. Tvarová charakteristika segmentů nohy (experiment č.3)

Tento blok práce se zabýval dopadem zatížení na nohu a nožní klenbu. Cílem této části práce byl nástin možností vytvoření a využití 3D modelu povrchu nohy a kostního aparátu zatížené a nezátížené nohy ze snímků MRI. MRI snímkování a 3D rekonstrukce struktur nohy má výhodu v možnosti objektivního měření vzájemných vazeb jednotlivých struktur klenby nožní. Při snímání nohy nezátížené i zatížené lze také určit změny dané deformací nohy pod zatížením. Lze získat informace o deformaci vnějšího povrchu nohy a zároveň změny postavení jednotlivých vnitřních struktur podílejících se na klenbě nožní.

V posledních letech se snímky z počítačové tomografie (CT) nebo z magnetické rezonance (MRI) digitalizují a vytváří se prostorové zobrazení potřebných tvarů či povrchů [18, 19, 20, 43]. Vznikají konečnoprvkové modely jednotlivých stavebních prvků nohy [2, 19, 45]. V našem případě



jsme se při tvorbě modelu jednotlivých stavebních prvků nohy posunuli o kousek dále a zaměřili tento experiment na snímkování nohy nezatížené i zatížené. Zároveň nás limitovala tradiční konstrukce skeneru magnetu MRI ke snímkování v pozici v leže.

### ***Vlastní experiment:***

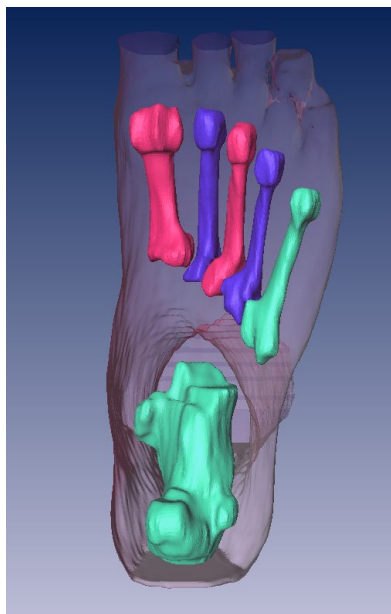
V našem experimentu, provedeném na oddělení nukleární medicíny v nemocnici Na Homolce, byla snímkována noha v nezatíženém a zatíženém stavu. K zatížení nohy bylo sestrojeno do magnetické rezonance vhodné zařízení, skládající se výlučně z diamagnetických látek – pomocí dřevěné desky, tyčí a leteckých gum upevněných na sedacím úvazku byla noha zatížená průměrnou silou naměřenou na dynamometru při statickém stoji zkoumaného probanda. Aparát umožňoval simulaci zatížení nohy v MRI skeneru limitujícím snímkování polohou v leže. Síla na nohu, simulující její zatížení při statickém stoji, byla vyvinuta tahem předpětí letecké pryže. Velikost této síly a její působíště (COP) bylo dáno mírou předpětí 4 nezávislých pramenů gumy, působících v rozích rigidní dřevěné desky stlačující chodidlo. Skutečná velikost zátěžné síly a COP byly naměřeny přímo pro daného probanda na skleněném dynamometru firmy Kistler. Snímkování zatížené dolní končetiny se v podmínkách klasického MRI skeneru zdařilo a ***hypotéza č. 3 se tímto potvrdila.***

### ***Výsledky***

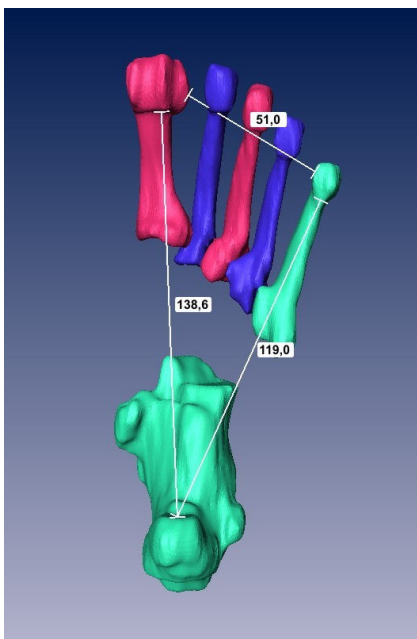
Následně byly analyzovány tvarové změny v zatíženém a nezatíženém stavu s pomocí rekonstruovaného 3D modelu struktur nohy a povrchu nohy. K práci se snímky, rekonstrukci 3D modelu a k měření prostorového uspořádání byl použit program Amira [57]. V tomto případě byla použita manuální metoda segmentace, kdy se ručně označují jednotlivé anatomické struktury na jednotlivých MRI řezech. Z jednotlivých řezů byl zrekonstruován 3D povrch nohy nezatížené i zatížené jako celku (Obr. 11) a vzájemné prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu (v rámci větší přehlednosti modelu byly vybrány pouze tyto struktury) (Obr. 12). Prostorové uspořádání jednotlivých elementů nohy jsme porovnávali mezi nohou nezatíženou a zatíženou a to v oblasti hlaviček metatarzů, v oblasti calcaneu a jejich vzájemné vazby. V jednotlivých řezech bylo provedeno měření vzdáleností pod hlavičkami všech metatarzů – snížení vzdáleností mezi povrchem chodidla a hlavičkami metatarzálních kostí u nohy zatížené vůči noze nezatížené. Vždy byl zohledněn řez odpovídající každé jednotlivé hlavičce metatarzu (Obr. 15, 16). Dále bylo změřeno také snížení vzdálenosti mezi povrchem chodidla a os calcaneus. V prostorovém 3D modelu části kostěných struktur byly změřeny také vzájemné vzdálenosti mezi metatarzy a calcaneem u nohy nezatížené a následně u zatížené (Obr. 13). Pro hlubší analýzu tvarových změn klenby nožní bylo velmi vhodné prostorové vzájemné „spasování“ modelů nezatížené a zatížené nohy (Obr. 14).



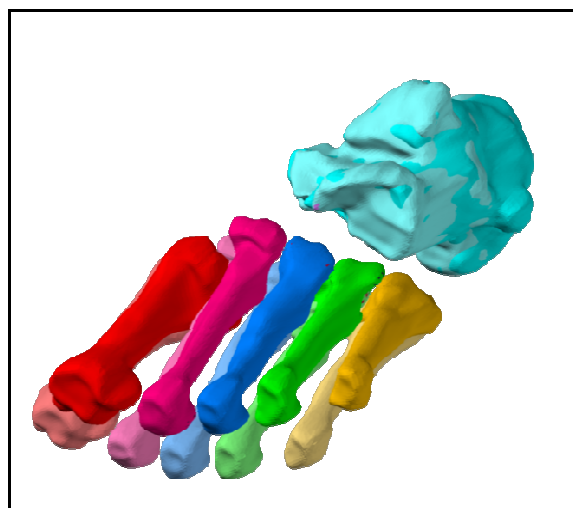
Obr. 11: Rekonstrukce povrchu nohy zatížené.



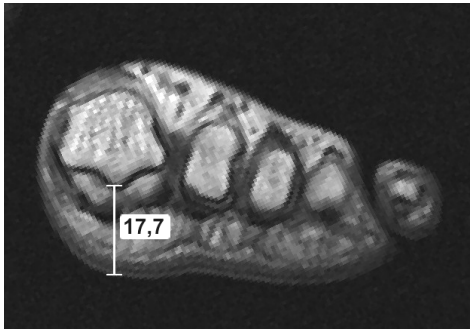
Obr. 12: Vzájemné prostorové uspořádání metatarzů a os calcaneus nohy zatížené – situováno do celkového pohledu povrchu nohy (zobrazeno slabě).



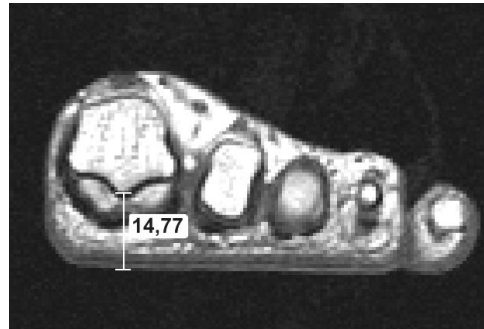
Obr. 13: 3D prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu – noha zatížená.



Obr. 14: Spárované modely nohy nezatížené (slaběji) a zatížené (šikmý pohled).



Obr. 15: MRI snímky – řez přednožím v úrovni hlavičky I. MTT – noha nezatížená.



Obr. 16: MRI snímky – řez přednožím v úrovni hlavičky I. MTT – noha zatížená.

Procentuálně došlo k největšímu snížení měkkých tkání mezi povrchem chodidla a kostěnými strukturami v zatížení pod os calcaneus (-49%), dále pod IV MTT (-40%), V MTT (-38%), III MTT (-37%), II MTT (-31%) a nejméně pod I MTT (-16%). Vzdálenost mezi I a V metatarzem se prodloužila o 4,5mm (tj. 10%), vzdálenosti mezi I MTT a calcaneem o 4,5mm (tj. pouze 4%) a mezi V MTT a calcaneem o 4,6mm (tj. pouze 4%).

## ***Diskuze***

Hlavní výhodou MRI je její neinvazivnost, nebolestivost a možnost vyšetření sledované oblasti jako celku. Dále tato metoda nabízí vysoké rozlišení mezi jednotlivými anatomickými komponentami. Díky statickým sekvencím s vysokým prostorovým rozlišením můžeme s velkou přesností detekovat polohu určitých útvarů tkáňových struktur. Informace získaná z MRI je nepochybně považována za nejcitlivější zobrazovací metodu. Nevýhodou klasického zobrazení MRI jsou kromě vysokých pořizovacích a provozních nákladů i nižší kvalita obrazu (při tenkých řezech – vysoká hladina šumu), větší časová náročnost a nedostatkem může být i snímání ve statické poloze vleže, která do jisté míry mění výchozí podmínky snímané oblasti.

Asi největším zdrojem chyb, které je u této metody těžké eliminovat, jsou dlouhé snímací časy použitého MRI, při kterých mohlo docházet k pohybu snímacích tkání a relaxaci zatížených struktur. Komplikace techniky manuální segmentace (manuálního zpracování jednotlivých řezů při ohraničování požadované tkáně) pramení z reliéfu a velikosti konkrétního anatomického útvaru a také z ne vždy zcela jasného ohraničení vůči okolním tkáním. Chybou při těchto měřeních je kromě ručního označení měřené oblasti také možný výskyt nestejnolehlosti řezů mezi nohou nezatíženou a zatíženou danou mimo jiné např. fyziologickou změnou postavení v hlezenním kloubu (dorzální flexe) při zatížení nohy. Tato nepřesnost lze vyloučit při měření v zrekonstruovaných 3D modelech jednotlivých struktur nohy – lze určit konkrétní řez v souvislosti s jasně definovanou strukturou. Pro hlubší analýzu tvarových změn klenby nožní bylo velmi vhodné vzájemné prostorové „spasování“ modelů nezatížené a zatížené nohy. Největším problémem při tvorbě modelu z MRI snímků a při následném spasování obou modelů byla neexistence společného globálního souřadného systému.

Nejprve jsme se pokusili v programu Amira získat potřebné transformační koeficienty lokálních souřadnic jednotlivých modelů pomocí vložených virtuálních markerů umístěných na definovaných bodech calcaneu (byl vybrán jako neměnný vztažný objekt). Tato technika se ukázala jako nepřesná vzhledem k nepřesnému umístění markerů na daném objektu. Výhodnější pro sjednocení souřadných systémů se ukázala metoda ručního překrytí obou kostí v programu AutoCad. Pohledem se zdá být výsledné spasování modelů podle calcaneu poměrně přesné (vzhledem k snímkování pomocí MRI), nepřesnost překrytí calcaneu je viditelná podle barevného odstínu (Obr. 14). Ovšem pro skutečné hodnocení přesnosti použitého spasování i pro zhodnocení přesnosti tvorby modelu by bylo nutné spočítat rozdíly tvaru jednotlivých segmentů a přesný rozdíl poloh vztažného objektu. Toto upřesnění by mělo být součástí další práce s 3D modelem struktur nohy z MRI snímků. Ze spárovaných modelů by bylo možné odměřit prostorové změny polohy jednotlivých segmentů nohy při zatížení a při spárování 3D modelů povrchů nohy i objemové deformace měkkých tkání.

V této části práce byl vyřešen problém simulace reálného zatížení nohy pro snímání v běžné uzavřené MRI. Rozlišovací schopnost použitého snímkování je dostatečná pro měření deformace měkkých tkání a změny polohy částí kostěných. 3D modelování v prostředí programu Amira umožňuje prostorové a objemové zjišťování deformací a posunů a zároveň eliminuje chyby způsobené nestejnolehlostí řezů při snímání MRI. Struktura použitého programu Amira umožňuje další práci s modelem, tvorbu 3D modelu dalších tkání včetně měkkých (svaly, šlachy a další). Skýtá další možnosti měření vzdáleností, ploch či objemů v jednotlivých sagitálních, frontálních řezech i v rekonstruovaném 3D modelu a tvorbu konečněprvkových modelů pro napěťové analýzy. Na základě těchto skutečností lze říci, že i *Hypotéza č. 4* (pomocí 3D rekonstrukce modelu nohy ze snímků MRI lze analyzovat tvarové změny nožní klenby v zatíženém a nezatíženém stavu) *se potvrdila*.

## 5. Závěr

V rámci této práce bylo provedeno několik experimentů s cílem vytvořit metodu 3D tvarové analýzy struktur nohy pod zatížením. První část byla zaměřena na metodu zpracování otisků nohy do otiskového materiálu. Byla nalezena a rozpracována metoda 3D analýzy reliéfu povrchu nohy hodnocením stereofotogrammetrického 3D modelu otisku nohy. Pomocí této techniky byla hodnocena klenba nohy několika žen v průběhu těhotenství. Ve vymezeném prostoru pod klenbou nohy byly vypočítány objemy a byl definován normalizovaný parametr „rychlosti úbytku objemů“. Pomocí výpočtů objemů pod klenbou se podařilo objektivně zhodnotit tvarové změny ve 3D. Hodnoty získané z otisku nohy do otiskového materiálu byly použity v druhé části práce k nalezení a rozpracování vhodné metody určující stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Metoda hodnocení klenby nožní pomocí otiskového materiálu má vysoký informační potenciál. Základním předpokladem k řešení tohoto problému bylo určení mechanických vlastností otiskového materiálu a distribuce tlaku v něm a tím získání zatížení chodidla při tvorbě otisku. Pro získání mechanických materiálových

vlastností byly navrženy dva experimenty a následně byly na základě známých deformací otiskového materiálu pomocí metody konečných prvků vytvořeny modely distribuce tlaku. Do budoucna by v případě současného získání nezatíženého tvaru nohy (např. snímáním 3D scannerem) bylo možné získat současně známou deformaci pod známým zatížením a to parciálně v jednotlivých bodech, což by mohlo být velmi výhodné jako zdroj nových informací o vlastnostech nohy. Cílem třetí části práce byl nástin možností vytvoření a využití 3D modelu povrchu nohy a kostního aparátu zatížené a nezatížené nohy ze snímků MRI. V rámci experimentu bylo sestrojeno do magnetické rezonance vhodné zařízení, které simulovalo reálné zatížení nohy. Následně byly analyzovány tvarové změny v zatíženém a nezatíženém stavu s pomocí rekonstruovaného 3D modelu struktur nohy a povrchu nohy. K práci se snímky, rekonstrukci 3D modelu a k měření prostorového uspořádání byl použit program Amira, který umožňuje 3D modelování jednotlivých segmentů a prostorové a objemové měření deformací jakýchkoliv tkání v jednotlivých sagitálních, frontálních řezech i v rekonstruovaném 3D modelu a tvorbu konečněprvkových modelů pro napěťové analýzy. Byla vyvinuta metoda s potenciální možností simulace různých zatížení cílených na různé oblasti zájmu.

## 6. Seznam použité literatury

- [1] Alvarez, R. et al.: Dimensional changes of the feet in pregnancy. *Journal of bone and joint surgery*. 1988, vol. 70-A, no. 2, pp. 271-274.
- [2] Antunes, P.J., Dias, G.R., Coelho, A.T. et al.: *Non-linear finite element modelling of anatomically detailed 3D foot model*. Institute for Polymers and Composites, University of Minho, Portugal, 2006. Dostupné na: <http://www.materialise.com/materialise/view/en/394365-Non-Linear+Finite+Element+Modelling+of+Anatomically+Detailed+3D+Foot+Model.html>
- [3] Bavor, M. et al.: *Foot-arch in gravidity*. In Anthropology of maternity : proceedings of the conference hold in Prague 26.-29. November, 1975. Uspořádali Doležal, A., Gutvirth, J. 1. vydání. Praha : Univerzita Karlova, 1977, pp. 61-65.
- [4] Bittnar, Z. a Šejnoha, J.: *Numerické metody mechaniky*. 1. vyd., Praha 1992, 309s.
- [5] Block, RA. et al.: Physiologic changes in the foot during pregnancy. *Journal of Am. Podiatrist, Medical Association*. 1985, vol. 75, pp. 297-299.
- [6] Bobro, V., Maršík, F. and Mařík, I.: Vliv dynamické zátěže na remodelaci kosti. Abstrakta 4. mezinárodní konference Skelet 2002. Praha: CBMI ČVUT, s. 2-4.
- [7] Bohemen, EK., Gendi, NST.: Flatfeet in pregnancy. *British Journal of Rheumatology*. 1995, vol. 35, no. 4, pp. 396-397.
- [8] Camacho, LA. et al.: A 3D, anatomically detailed foot model: A foundation for a finite element simulation and means of quantifying foot-bone position. *J. of Rehab. Research and Develop.* 2002, vol 39, no. 3, pp. 401-411.
- [9] Dingwell, J., Ovaert, T., Lemmon, D. et al.: Analytical approaches to the determination of pressure distribution under a plantar prominence. *Clin Biomech*, 1997, vol.12, no.3
- [10] Dráč, P., Křupka, J.: *Trvalé zmeny po tehotnosti*. Martin : Osveta, 1992, 175 s.
- [11] Dungl, P.: *Ortopedie a traumatologie nohy*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1989, 288s.
- [12] Dylevský, I., Druga, R. a Mrázková, O.: *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2000, 664s.
- [13] Gefen, A.: *Modeling the development of overuse injuries of the foot during muscular fatigue of athletes*. Bioengineering Conference. Faculty of Engineering, Tel Aviv, Israel. 2001, vol. 50.
- [14] Goldberg, J. et al. Changes in foot use and foot pressure patterns during pregnancy. *Dep. of Obstet. and Gyn. and Dep. of Physical Therapy*, Thomas Jefferson Univ., Philadelphia, 2003.

- [15] Havránek, A.: *Úvod do bioreologie*. 1.vyd. Praha : Karolinum UK Praha, 2007. 223s.
- [16] Huiskes, R. et al.: An analytical stereo-photogrammetric method to determine the 3-D geometry of articular surfaces. *Journal of Biomechanics*. 1985, vol. 18, pp. 559-570.
- [17] Chen, H., Nigg, B.M., Hulliger, M. et al.: Influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clin Biomech*, 1995, vol.10, no.5, pp. 271-274.
- [18] Cheung, JT. et al.: Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing – a material sensitivity study. *Journal of Biomechanics*. 2005, vol. 38, no. 5, pp. 1045-1054.
- [19] Cheung, JT. and Zhang, M.: A 3-dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Feb, vol.86, no. 2, pp. 353-8.
- [20] Cheung, JT. and Zhang, M.: Finite element modeling of the human foot and footwear. *ABAQUS Users' Conferences*, Hong Kong Polytechnic University, 2006.
- [21] Jacob, S. and Patil, MK.: Three-dimensional foot modeling and analysis of stresses in normal and early stage Hansen's disease with muscle paralysis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1999, vol. 36, no. 3, pp. 252-264.
- [22] Jee, WSS.: Principles of bone physiology. *Musculoskel Neuron. Interact*. 2000, vol. 1, no. 1, pp. 11-13.
- [23] Jelen, K. aj.: *Distribuce tlaku, digitální a RP model otisku nohy*. Komplexita biomateriálů a tkáňových struktur = Complexity of biomaterials and tissue structures. 1. vyd. Praha : UK, FTVS, 2002, 394 s.
- [24] Jelen, K., Tětková, Z. et al.: Shape characteristics of the foot arch: Dynamics in the pregnancy period. *Neuroendocrinology Letters*. 2005, vol. 26, no.6, pp. 752-756.
- [25] Jensen, RK. and Doucet, S.: Changes in segment mass and distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*. 1996, vol. 29, no. 2, pp. 251-256.
- [26] Kapandji, IA.: *The physiology of joints – volume two – lower limb*. London : Churchill Livingstone, 1987.
- [27] Karas, V. a Otáhal, S.: *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1.vyd. Praha : Karolinum, 1991, 234 s.
- [28] Kovařík, F.: *Možnosti využití digitální fotogrammetrie v biomechanice*. Praha. 100s. Diplomová práce na ČVUT, fakulta stavební. Vedoucí diplomové práce Karel Pavelka, 2003.
- [29] Křupka, J. a Dráč, P.: Poruchy pohybového systému způsobené graviditou. *Amireport*. 1994, č. 9/10, s. 58-60.
- [30] Kuběna, J.: *Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance (CT a MRI)*, 2005. Dostupné na: [http://www.physics.muni.cz/~kubena/CTaNMR7 Tisk\\_soubory/frame.htm](http://www.physics.muni.cz/~kubena/CTaNMR7 Tisk_soubory/frame.htm)
- [31] Macků, F. a Macků, J.: *Průvodce těhotenstvím a porodem*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1998, 328s.
- [32] Marnach, ML. et al.: Characterization of the relationship between joint laxicity and maternal hormones in pregnancy. *The American College of Obstetricians and Gynecologists*. 2003, vol. 101, no. 2, pp. 331-335.
- [33] Matej, D. a Mareš, T.: *Experimentální biomechanika*. ČVUT Praha, 2008.
- [34] Meijer, RC. aj.: A stereophotogrammetric method for measurements of ligement structure. *Journal of Biomechanics*. 1989, vol. 22, pp. 177-184.
- [35] Mandato, M.G., Nester, E.: The effect of increasing heel height on forefoot peak pressure. *J Am Pod Med Ass*, vol.89, no.2, pp. 75-80, 1999.
- [36] Nyska, M. et al.: Plantar foot pressures in pregnant women. *In Israel Journal of Medical Sciences*, Jerusalem. 1997, vol. 33, no. 2, pp. 139-146.
- [37] Pavelka, K. *Fotogrammetrie 10*. Praha : ČVUT, 1998.
- [38] Pexidrová, K. *Využití 3D analýzy při posuzování změn klenby nožní v průběhu těhotenství a po porodu*. Praha, 2001. 58s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí diplomové práce Karel Jelen.
- [39] Ribas SI; Guirro ECO.: Analysis of plantar pressure and postural balance during different phases of pregnancy. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, vol.11, no.5, São Carlos Sept./Oct. 2007.
- [40] Ridola, C. and Palma, A.: Functional anatomy and imaging of the foot. *Ital J Anat Embryol*. 2001, vol. 4-5,106, no. 2, pp. 85-98.

- [41] Rosenbaum, D., Bertsch, C. and Claes, L.E.: Tenodeses do not fully restore antle joint loading characteristics : a biomechanical in vitro investigation in the hind foot. *Clinical Biomechanics*. 1996, vol. 12, no. 3, pp. 202-209.
- [42] Rychlíková, E.: *Funkční poruchy kloubů končetin : diagnostika a léčba*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2002, 256s.
- [43] Siegler, S. et al.: Mechanics of the ankle and subtalar joints revealed through a 3D quasi-static stress MRI technique. *Journal of Biomechanics*. 2002, vol. 38, no. 3, pp. 567-578.
- [44] Sofer, D. and Porat, A.: Plantar foot pressures in pregnant women. *Israel Journal of Medical Sciences*, Jerusalem. 1997, vol. 33, no. 2, pp. 139-146.
- [45] Souza, VA.: *Design of insole using image base analysis*. Graduate School of Frontier Science, The University of Tokyo, 2007.
- [46] Španěl, M. a Beran, V.: *Obrazové segmentační techniky*. VUT Brno, 2006.
- [47] Tětková, Z. a Jelen, K.: *Shape characteristic of the footprint in 3D*. Proceedings of the 4th International Conference Movement and Health Olomouc 2005. In Vaverka. Palacký University in Olomouc, 2005, p. 180.
- [48] Valenta, M. a kol.: *Hodnocení podélné klenby nožní a stanovení morfologického typu nohy studentů FTK*. Olomouc, 2002. Dostupné na: <http://www.ftvs.cuni.cz/pds/konference2/Sekce%20S-2-%20Valenta%20M.,%20Buben%20J.doc>
- [49] Valenta, J., Konvičková, S. a Valerián, D.: *Biomechanika kloubů člověka*. Praha : ČVUT. 1999, 239 s.
- [50] Vařeka, I. a Vařeková, R.: Klinická typologie nohy. *Rehab. a fyz. lékařství*. 2003, č. 3, ss. 94-102.
- [51] Weishaupt, MD., Treiber, KRT and Jacob HAC.: MR imaging of the Forefoot under Weight-Bearing Conditions: Position-Related Changes of the Neurovascular Bunles and the Metatarsal Heads in Asymtomatic Volunteers. *Journal of magnetic resonance imaging*. 2002, vol.16, pp. 75-84.
- [52] Zhang, M., Cheung, JT., Li Yi : Computational modeling the foot-insole interface. *Studies in Computational Intelligence (SCI)*, Hong Kong, 2007, vol. 55, pp. 311-321.

Internetové zdroje:

- [53] <http://www.adina.com/>
- [54] <http://www.atlasltd.cz/>
- [55] <http://cs.gmu.edu/~jchen/graphics/book/tools/photomodelerpro4.htm>
- [56] <http://mech.fsv.cvut.cz/~sifel/>
- [57] [http://www.tgs.com/support/amira\\_doc/Documentation/amira41UsersGuide.pdf](http://www.tgs.com/support/amira_doc/Documentation/amira41UsersGuide.pdf)