

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

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

*3D shape analysis of foot tissues under loading*

**Disertační práce**

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

Vypracoval  
**Mgr. Zuzana Tětková**

Praha 2009

<b>6. CHARAKTERISTIKA OTISKOVÉHO MATERIÁLU A MODEL Y DISTRIBUCE TLAKU (EXPERIMENT Č.2)</b> .....	<b>46</b>
6.1. HYPOTÉZY .....	46
6.2. ÚVODEM.....	47
6.3. EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ OTISKOVÉHO MATERIÁLU .....	49
6.3.1. Závislost vhloubení na aplikovaném tlaku.....	49
6.3.2. Závislost vhloubení na čase .....	51
6.4. LINEÁRNÍ MODEL .....	54
6.4.1. Metodika výpočtu.....	54
6.4.2. Výsledky.....	56
6.5. NELINEÁRNÍ ELASTO-PLASTICKÝ MODEL .....	57
6.5.1. Metodika výpočtu.....	58
6.5.2. Výsledky.....	58
6.6. NELINEÁRNÍ VISKO-PLASTICKÝ MODEL (SIFEL) .....	61
6.6.1. Metodika výpočtu.....	61
6.6.2. Výsledky.....	62
6.7. NELINEÁRNÍ VISKO-PLASTICKÝ MODEL (ADINA) .....	64
6.7.1. Metodika výpočtu.....	64
6.7.2. Výsledky.....	65
<b>7. TVAROVÁ CHARAKTERISTIKA SEGMENTŮ NOHY (EXPERIMENT Č. 3)</b> .....	<b>68</b>
7.1. HYPOTÉZY .....	68
7.2. ÚVODEM.....	69
7.3. SIMULACE REÁLNÉHO ZATÍŽENÍ, SNÍMKOVÁNÍ POMOCÍ MRI – VLASTNÍ EXPERIMENT.....	69
7.3.1. <i>MRI zobrazení vnitřních struktur nohy – 3D model</i> .....	73
7.3.2. <i>Analýza prostorového uspořádání jednotlivých elementů nohy</i> .....	77
<b>8. DISKUZE</b> .....	<b>83</b>
8.1. Definice tvaru rozhraní (experiment č. 1).....	83
8.2. Charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku (experiment č. 2) .....	87
8.3. Tvarová charakteristika segmentů nohy (experiment č.3) .....	92
<b>9. ZÁVĚR</b> .....	<b>96</b>
<b>10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b> .....	<b>97</b>
11. ZKRATKY.....	104
12. VELIČINY.....	105
13. PŘÍLOHY .....	107

## **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 propiocepční 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 [46]. Tu lze klasifikovat jako okamžitou – v důsledku dynamiky – např. při chůzi, obutí obuvi, úrazu apod. [7, 11, 14, 22]. Druhým typem je pak dlouhodobě se měnící tvar nohy např. v důsledku růstu, genetických faktorů, dlouhodobého zatěžování apod. [28].

Kontakt plošky 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 ploška nohy je značně individuální a její tvar se mění podle způsobu a velikosti zátěže, podle druhu podložky, zda je noha obuta či nikoliv atd. [33]. Při silovém kontaktu se povrchy artikulujících těles deformují a vznikne oblast kontaktu. Velikost a tvar vzniklé kontaktní oblasti závisí zejména na původním tvaru artikulujících těles, jejich materiálových vlastnostech a na způsobu zatížení těchto těles při pohybu těla [33].

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. Jedním ze základních problémů při mechanickém namáhání chodidla je určení napětí na kontaktním rozhraní noha – podložka při klidovém stoji. To přispěje ke stanovení distribučních tlaků v této oblasti s využitím 3D modelu reliéfu otisku nohy.

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. Období těhotenství, které má nesporný vliv na pohybový systém, umožňuje zachytit v relativně krátkém časovém úseku případné změny v oblasti klenby nožní. Spousta komerčně používaných metod určených

k hodnocení klenby nožní zachycuje klenbu ve 2D rovině – posuzují tak pouze oblast chodidla, která je v kontaktu s podložkou. Vytvoření 3D modelu reliéfu otisku plosky nohy s využitím stereofotogrammetrie umožní komplexnější analýzu a dokáže popsat oblast nohy i tam kde se klenba nedotýká podložky.

Druhá část práce – **charakteristika otiskového materiálu a modely distribuce tlaku** – byla zaměřena na stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Metoda hodnocení klenby nožní pomocí otiskového materiálu má vysoký informační potenciál. 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. Další částí práce bylo tedy stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu. Charakteristika použitého materiálu je pro účely stanovení tlaků nedostatečná, proto byly navrženy dva experimenty určené k získání mechanických materiálových vlastností. Metodou konečných prvků byly na základě známých deformací otiskového materiálu vytvořeny modely distribuce tlaku.

Třetí část práce – **tvarová charakteristika segmentů nohy** – se zabývá dopadem zatížení na nožní klenbu. Cílem této části práce je nástin možnosti vytvoření a využití 3D modelu povrchu a kostního aparátu zatížené a nezatížené 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 nezatížené 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.

Přestože anatomie, klinická charakteristika a zobrazení částí u normálního i abnormálního nálezu přednoží jsou popsány, kinematické změny uvnitř přednoží během zatížení nejsou tak rozsáhle prozkoumány. Většina kinematických konceptů přednoží se odvíjí z detailních anatomických studií, klinických testů, měření plantárního tlaku a pomocí obvykle používaného zářezového RTG [68]. V posledních letech se snímky z počítačové tomografie (CT) nebo z magnetické

rezonance (MRI) digitalizují a vytváří se prostorové zobrazení potřebných tvarů či povrchů [23, 24 56]. Vznikají konečněprvkové modely jednotlivých stavebních prvků nohy [2, 24, 60]. 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) 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. Teoretický podklad

Noha člověka je orgánem, který se vytvořil v důsledku dlouhodobého procesu přizpůsobování našich předků k bipedální lokomoci a k přímému držení těla. V souladu s fylogenetickým přechodem lidského těla do vertikální polohy nastaly odpovídající změny na noze. S tím souvisí vznik podélné i příčné klenby nohy. Současně s vertikalizací a lokomocí došlo k rozvoji funkčních vlastností nohy, které si vyžádali i změny tvaru nohy. Jde především o vznik příčné a podélné klenby, patní kosti, regrese prstů a metatarzálních kostí, progresse a ztráta opozice palce. V embryonálním vývoji se objevuje první základ pro dolní končetinu na konci 3. týdne vývoje embrya. Mezi 6.-8. týdnem se diferencují svaly, cévy a nervy. Toto období je nejdůležitější vývojovou fází nohy. Od 3. měsíce noha rotuje do dorzální flexe a je převáděna z postavení supinačního do postavení pronačního. Tím vzniká podélná i příčná klenba nožní. Do 7. měsíce jsou nohy uloženy ploskami k sobě, pak nastává rotace [34].

Pouze u člověka je vytvořena příčná kostěná klenba, daná uspořádáním metatarzů. Vývoj klenby a silného ligamentózního aparátu dovoluje rozdělení zátěže rovnoměrně na jednotlivé paprsky nohy [14]. Noha tvoří pevný, ale variabilní kontakt s terénem. Vytváří nutnou oporu pro stoj a lokomoční funkci, ale tlumí i mechanické rázy, které při lokomoci vznikají a přenášejí se kloubním řetězcem na vyšší segmenty [66]. Mezi základní funkce nohy patří tedy zajištění lokomoce, rovnováhy, opory a propulse. Aby noha mohla tyto funkce uskutečňovat, musí být dostatečně pevná (kosti a vazy), pohyblivá (klouby, vazy, svalová síla a koordinace, vyrovnaný svalový tonus), vnímavá (exterorecepce, propriorecepce) a aktivní (souhrn výše uvedeného a metabolismus). Z plosky nohy jsou vybavovány reflexy uvádějící v činnost svalstvo vlastní nohy i celé dolní končetiny a trupu. Tím je udržována stabilita nejen při stoji, ale i při lokomoci.

### 4.1. Klenba nohy

Kostra nohy a hlezenní kloub tvoří celek, který se skládá z 26 kostí a 57 kloubů spojených více než 100 vazy a 32 svaly. Vytvoření nožní klenby umožnilo

pružnou lokomoci a tlumení otřesů vznikajících při styku chodidla s podložkou včetně jejich přenosu na životně důležité orgány. Stejně jako vertikální páteř, je i klenba nožní útvarem fylogeneticky mladým, proto poměrně labilním a zranitelným [52]. Nožní klenba, klouby, vazy a svaly zajišťují pružnost chůze a zmírňují nárazy při chůzi a doskoku [54, 63]. Názory na zajištění klenby nohy se autor od autora liší.

#### 4.1.1. Podélná klenba

Podélná klenba nohy je vyšší na straně tibiální a nižší na straně fibulární. Mediální podélná klenba vede od mediálního výběžku patní kosti (*os calcaneus*) k *talu*, přes *os naviculare* na *os cuneiforme mediale*, podél první metatarzální kosti a končí na jejím distálním konci. Nejvyšší bod mediálního oblouku je *os naviculare*. Je více zakulacená a pružná než laterální podélná klenba. Laterální podélná klenba vede od laterálního výběžku patní kosti (*calcaneu*) přes *os cuboideum*, podél páté metatarzální kosti a končí na jejím distálním konci. Nejvyšší bod vnějšího podélného oblouku je *os cuboideum*. Laterální podélná klenba je nižší, méně rigidní a v kontaktu se zemí [14, 50].

Na udržení podélné klenby se podílejí jednak vazy plantární strany nohy a jednak svaly jdoucí longitudinálně plantou. Pro udržení mediálního oblouku jsou důležité *m. tibialis posterior*, *m. flexor digitorum longus*, *m. flexor hallucis longus*, *m. abductor hallucis* a *quadratus plantae* [10]. *M. flexor hallucis longus* spolu s *m. flexor digitorum longus* jsou sice flexory tříčlankových prstů, ale jejich pohybová aktivita je dle Dylevského a spol. velmi přesně koordinována s *m. triceps surae*. Flexi prstů oba svaly provádějí v situaci, kdy je ploska nohy mimo kontakt s podložkou. Dojde-li ke kontaktu, který je dále akcentován hmotností těla, flexory prstů přitlačují plosku nohy k podložce a zvětšují její kontakt, čímž zlepšují stabilitu celého těla při chůzi [15]. Celá klenba nožní je překryta mohutnou vazivovou blanou – *aponeurosis plantaris*. Plantární aponeurosa je vazivová vrstva šlašitého charakteru, srostlá s povrchem *m. flexor digitorum brevis* a pevně zabudovaná namísto fascie do podkoží chodidla [10]. Pomocí „windlass“ (navijákového) mechanismu plantární aponeurosy zajišťuje palec stabilitu mediální části nohy. Jak se přes nohu přenáší hmotnost těla během chůze, tak proximální phalang palce

sklouzne po hlavici metatarzu a svou rotací stlačí první metatarz dolů. Měření distribuce tlaku ukazuje funkci tohoto mechanismu nárůstem tlaku pod hlavicí prvního metatarzu a jeho přesunutí na palec v druhé polovině stojné fáze kroku. Za patologických okolností, objeví-li se hallux valgus, se tento stabilizační mechanismus zmenšuje z důvodu laterální subluxe metatarzofalangeálního kloubu. „Windlass“ mechanismus se stává více neefektivní, jak ve snížení hlavice metatarzu, tak v přenosu silových účinků na samotný hallux. Výsledkem toho je přesun zatížení na laterální část nohy, nejvíce na druhý a někdy na třetí hlavici metatarzu [42].

K udržení laterálního oblouku podélné klenby přispívají *m. peroneus brevis*, *m. peroneus longus* a *m. abductor digiti minimi* [57]. Tibiální okraj nohy zdvihá *m. tibialis anterior*, který spolu s *m. peroneus longus* vytváří *šlašitý třmen*, který klenbu podchycuje a tahem zdvihá tak, že udržuje podélnou klenbu [10]. Proti *m. tibialis posterior*, *m. peroneus longus* a *m. flexor hallucis longus*, z hlediska jejich funkce udržování podélné klenby, působí podle Kapandjiho svou činností *m. extensor hallucis longus* a *m. tibialis anterior*, kteří při své kontrakci podélnou klenbu snižují [32]. Při silné kontrakci *m. peroneus longus* se zkracuje šířka nohy a formuje se vnitřní podélná klenba. Při paréze tohoto svalu dochází ke snížení podélné klenby a naopak při jeho kontraktuře se vytváří *pes excavatus* až *cavus*. Krátké svaly nohy (*intrinsic muscles*) udržují obě protilehlé části nožní klenby jako *tětiva luku* [27].

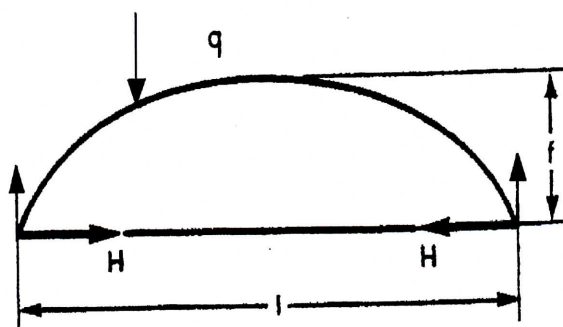
#### 4.1.2. Příčná klenba

Příčné klenby vedou od laterální k mediální straně nohy. První je na úrovni *tarzometatarzálního kloubu* tvořená bázemi metatarzů, kostí krychlovou (*os cuboideum*) a kostmi klínovitými (*ossa cuneiformia*). Druhá je lokalizována v přední části nohy – do oblasti *metatarzofalangeálních kloubů* [51]. Podle Kapandjiho je vytvořen tzv. přední příčný oblouk, udržovaný *intermetatarzálními ligamenty* a *m. adductor hallucis*. V úrovni *ossa cuneiformia* a *os cuboideum* je vytvořen střední příčný oblouk, který je udržován šlachou *m. peroneus longus*. Zadní příčné klenutí se nachází v úrovni *os naviculare* a *os cuboideum* a je udržováno činností *m. tibialis posterior* [32].

Na udržení klenby se účastní napříč probíhající systém vazů na plantární straně nohy. Příčným tahem pod plantou udržuje příčnou klenbu také šlašitý třmen – konkrétně *m. fibularis longus* [15, 10]. Důležité jsou *m. adduktor hallucis caput transversum*, působící jako aktivní ligamentum a *mm. lumbricales* [27].

### 4.1.3. Funkce a zajištění klenby nožní

Jak působí krátké svaly nohy, plantární aponeuróza a ligamenta na udržení podélné klenby při zatížení lze znázornit pomocí následující grafické interpretace (Obr. 1):



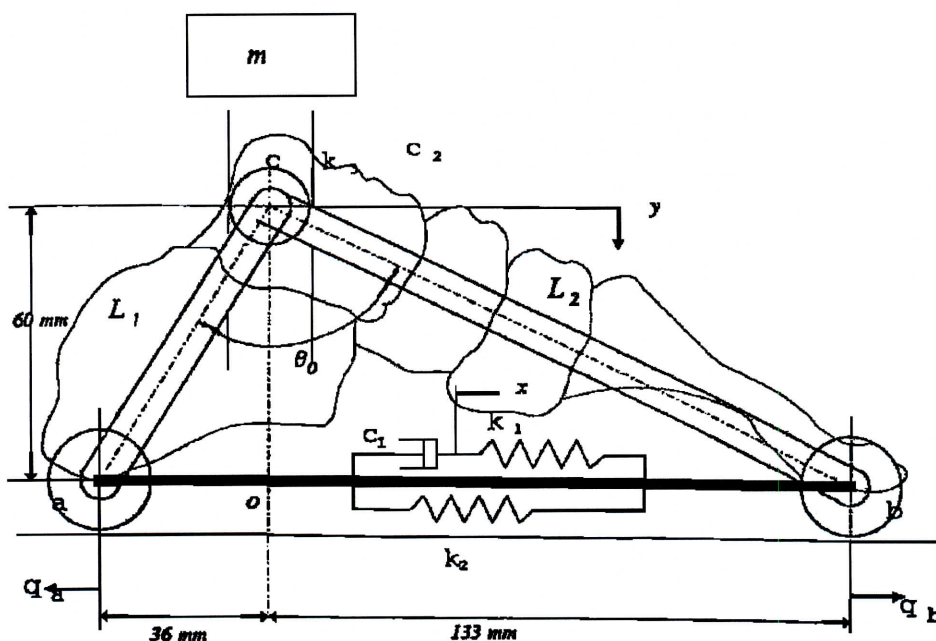
Obr. 1 : Podpěrná síla podélné klenby nožní,  $H$  – reakce zachycená tětivou [N],  $q$  – zatížení klenby (přes hlezenní kloub) [N],  $f$  – výška oblouku [m],  $l$  – délka tětiny [m].

Převzato a upraveno [29].

Parabolický oblouk znázorňuje podélnou klenbu, kde reakce, kterou je nutno zachytit tětivou ( $H$ ) závisí na poloze a velikosti zatížení ( $q$ ), výšce oblouku ( $f$ ) a délce tětiny ( $l$ ). Krátké svaly a *plantární aponeuróza* působí na držení podélné klenby. Ze vzorce zatížení parabolického oblouku vyplývá, že síla v tětivě ( $H$ ) vzrůstá, čím je klenba plošší. To ale vyžaduje větší nároky na napětí vložených struktur. Při zploštění klenby vede tato zákonitost k zvýšení zatížení jak vazivového, tak svalového aparátu [29].

Na obr. 2 je schematicky uveden dvojrozměrný biomechanický model podélného mediálního oblouku nohy, spojeného plantární aponeurózou. Kost hlezenní a patní tvoří jedno těleso neboť mají velkou vzájemnou kontaktní plochu. Připojení tibie k talu je charakterizováno volně otáčivým kloubem. Vertikální síla,

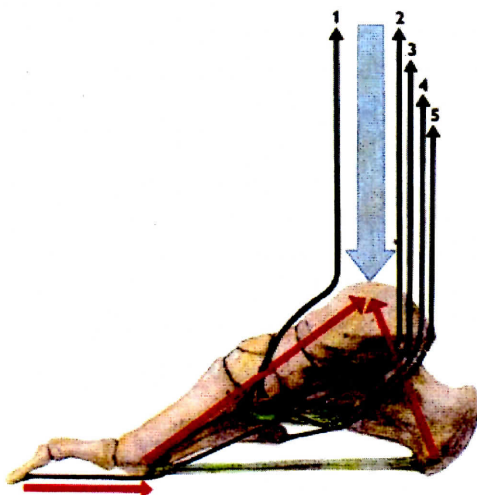
působící na nohu, způsobuje posuv  $y$  hlezenního kloubu ve vertikálním směru a  $x$  je změna vzdálenosti mezi body  $a$  a  $b$ . Konstanty  $c_1$ ,  $k_1$  a  $k_2$  reprezentují viskoelastické vlastnosti aponeurózy [  $k_1 = (3930 \pm 340) \text{ Nm}^{-1}$ ,  $k_2 = (5.720 \pm 1350) \text{ Nm}^{-1}$  jsou tuhosti pružin a viskozita tlumiče činí  $c_1 = (116 \pm 23.4) \text{ Nsm}^{-1}$ ]. Viskoelasticita ploché šlachy je tedy dána Kelvinovým modelem. Deformace nohy je omezena plantární aponeurózou a vazy v okolí každého kloubu. Svaly nohy a jejich šlachy včetně pružných vlastností klenby nohy, je možno přibližně modelovat jedinou torzní pružinou [( $k_3 = 123 \pm 5.41$ )  $\text{ Nm/rad}$  a torzním viskozním tlumičem  $c_2 = (0.349 \pm 0.144) \text{ Ns/rad}$ ], které jsou paralelně sdruženy s tuhými články L1 a L2 kostry nohy. Plantární aponeuróza snižuje vertikální posuv hlezenního kloubu (asi o 20%), ale nehraje významnou roli při pohlcování energie v průběhu rázu [64].



Obr. 2: Biomechanický model nohy [64].

Mechanické vlastnosti klenby nohy (tuhost) jsou dány jednak tvarem a polohou kosterního a kloubního aparátu a zároveň se na nich podílí složka svalová a vazivová. Vazivový aparát je složkou pasivní, jejíž tuhost je v krátkém čase neměnná a nemá takovou energetickou spotřebu jako svaly (na trvalé udržování klenby by

činnost svalů byla neekonomická). Svalová složka, která je řízena nervovým systémem, umožňuje rychlé změny mechanických vlastností klenby a tím její adaptabilitu.



Obr. 3: Mechanismy udržující klenbu nohy. Modře – působící zatížení nohy, červeně – výslednice tahů svalů bérce, zeleně – ligamenta nohy, černě – směry tahů svalů [10].

Svaly mají velmi důležitou úlohu při zajišťování klenby nožní během dynamického zatížení [63]. Vnější svaly (*extrinsic muscles*) nohy slouží jednak k udržování vertikální polohy ve vzpřímeném stoji, které je provázeno trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy. Tyto svaly mají vliv i na udržení nožní klenby, ale především slouží k odvíjení chodidla při chůzi. Dynamická funkce lýtkových a bérceových svalů ve stoji je patrná jako hra šlach. Vzniká zejména při zhoršené stabilitě a nebo vyloučením optické kontroly stoje. Nestačí-li funkce delších svalů nohy, rozšiřuje se aktivita na skupiny stehenní a na svaly trupu a může vést při špatné stabilizaci až k rozšíření oporné báze úkrokem. Vnitřní svaly nohy (*intrinsic muscles*) se aktivují při adaptaci na terén, který mají proprioceptivně vnímat [66].

Podle současných názorů, podložených elektromyografickými studiemi, platí, že oba oblouky klenby jsou tvořeny uspořádáním kostěných elementů skeletu nohy a primárně jsou zajištěny ligamenty a *plantární aponeurózou* [14]. Klinické zkušenosti

ukazují, že bez aktivního – svalového – zajištění krátkými i dlouhými svaly (*intrinsic a extrinsic muscles*) se obě klenby bortí a vzniká některý typ ploché nohy [16]. Situaci poněkud komplikují výsledky elektromyografických studií, které ukazují, že při normálním zatížení svaly odpovědné za udržování klenby nejsou vůbec aktivovány a teprve při zatížení, které se ale při běžné chůzi vůbec nevyskytuje, dochází k jeho kontrakci. Nelze vyloučit, že celý problém spočívá v tom, že aktivně se kontrahující svaly (registrované EMG) představují dynamickou rezervu, která se uplatňuje až při udržení nožní klenby vystavené zvýšené zátěži. Tyto skutečnosti nemění nic na klinické zkušenosti, která vede k aktivnímu posilování svalových složek, které se podílejí na udržení nožní klenby [16].

#### **4.1.4. Poruchy klenby nožní – plochá noha**

Poruchy klenby nožní patří k nejčastějším ortopedickým vadám vůbec [14] a *Pes planus* (plochá noha) patří k nejčastějším deformitám chodidla. Jde hlavně o získanou deformitu, která byla zjištěna u 75% populace. V případě ploché nohy, dosedá chodidlo na podložku větší částí své plochy [58].

Podélně plochá noha označuje abnormální snížení podélné klenby nebo její vymizení [14]. Oslabení svalů a uvolnění (protahení) vazů udržujících nožní klenbu má za následek pokles mediální strany nohy a z toho plynoucí změnu (rozšíření) nášlapné plochy, jakož i změněné napětí vazů a svalů [10]. Příčina plochonoží může být vrozená nebo získaná. Největší vliv na vznik ploché nohy má podle Dungla únava svalů peroneálních, které drží konkavitu chodidla. U staticky vzniklých plochých nohou jsou nejvíce namáhány *m. tibialis anterior et posterior*, které zajišťují varózní postavení chodidla [14]. V průběhu času pak dochází k deformitám a artrózám v nožních kloubech a nakonec k dekompenzacím.

Příčně plochá noha (*pes transversoplanus*) se projevuje snížením příčné klenby, konkrétně hlavičky II. až IV. metatarzu k podložce, rozšířením přední části chodidla, zvýšenou únavností nohou a bolestmi pod pokleslou hlavičkou II. a IV. metatarzu. Často bývá sdružena s tzv. vysokou nohou (*pes excavatus*) [52, 65]. Dle Kučery se podílí na příčně ploché noze významnou měrou nedostatečná funkce *m. peroneus longus* [39]. Také Rychlíková uvádí jako příčinu vzniku příčně ploché nohy

oslabení svalstva, takže celá váha přední části nohy spočívá na hlavičkách metatarzů. Prsty v interfalangeálních kloubech jsou ve flekčním postavení a palce ve valgózním postavení. Někdy dochází až k subluxaci prstů dolní končetiny. Noha je rozšířena v přední části v příčném průměru. Hlavičky metatarzů prominují do planty. Na plosce nohy vzniknou otláčeniny, zejména pod hlavičkou III. metatarzu. Funkčně je takovéto postavení velmi nevyhovující a urychluje se tím vývin artrotických změn, hlavně v základním kloubu palce. Při oslabení napětí svalů nožní klenby se současně mění, byť ne tolik, vzájemné postavení kůstek nohy, ale z funkčního pohledu je to významné [54].



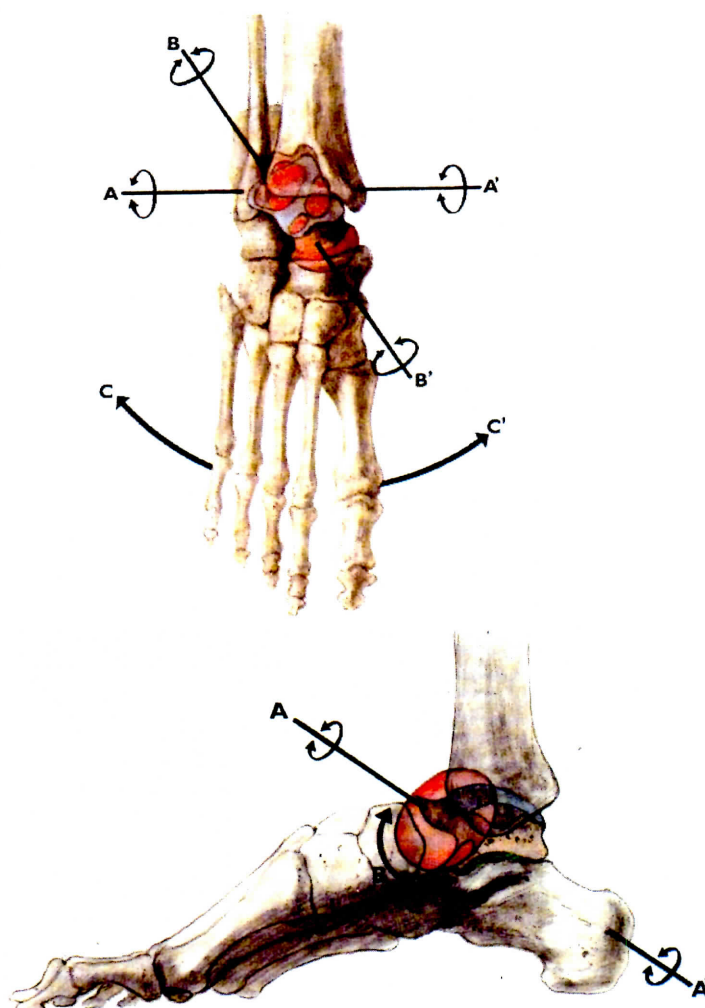
## 4.2. Kontakt plosky nohy s podložkou

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. [33]. Při silovém kontaktu se povrchy artikulujících těles deformují a vznikne oblast kontaktu. Velikost a tvar vzniklé kontaktní oblasti závisí zejména na původním tvaru artikulujících těles, jejich materiálových vlastnostech a na způsobu zatížení těchto těles při pohybu těla [33]. Ploska nohy je stavěna tak, aby zabezpečila dokonalý kontakt chodidla s podložkou. Klenutím nohy vzniká prostor pro měkké tkáně, které jsou schopny částečně absorbovat síly vznikající při přenosu tělesné hmotnosti. Tukové buňky vyplňující vazivovou síť plosky nohy zajišťují ochranu chodidla proti tlakům kostních prominencí skeletu nohy, chrání cévy a nervy. Poskytují také ochranu proti tepelným výkyvům. Vazivové polštářky pod hlavičkami metatarzů přenášejí zatížení a současně chrání šlachy flexorů [63].

Podle mnoha autorů (např. podle Valenty) se zdravá noha s dobře vyvinutými klenbami opírá o podložku při plném zatížení v klidu jen ve 3 bodech (oblastech), čímž vzniká tzv. statický trojúhelník [63]. Těmito oblastmi jsou *calcaneus*, hlavička *I* a *V metatarzální kosti*. Nášlapná plocha chodidla závisí na tvaru obou kleneb nohy. Čihák uvádí, že se váha v klidném stoji přenáší vzadu na *tuber calcanei*, vpředu na hlavici *I. metatarzální kosti* (až jedna třetina zatížení) a na hlavici *II. metatarzální kosti*. Zátěže hlavic ostatních metatarzálních kostí postupně k zevní straně nohy ubývá [10]. U obuté nohy se fyziologické zatížení mění například v závislosti na výšce podpatku. Čím vyšší podpatek, tím větší část zatížení se přenáší na přední část nohy. Anatomické adaptace však v tomto případě chybí, a proto bývá následkem pokles příčné klenby nožní [63]. Obutí do střeviců se 7,5cm vysokým podpatkem vyvolá mediolaterální zúžení v oblasti přední příčné klenby ve frontálním řezu o cca 12% [29].

Zatížení nohy ve stoji – klidný, uvolněný stoj na obou končetinách je dynamický stav, charakterizovaný drobnými, pomalými pohyby. Noha spočívá na

podložce, tělesná hmotnost je přenášena hlezenními klouby na *talus*, a odtud dále podle stavby skeletu nohy na kost patní a přednoží. Měkké tkáně chodidla působí jako viskózně elastický nárazník a přenášejí bodové tlaky skeletu na větší kontaktní plochy. Otřesy a pohyby podložky jsou specifickým senzorigickým aparátem, jež tvoří tlakové receptory v kůži, proprioceptory v kloubních strukturách a tahové receptory ve šlachách a svalech, přenášeny do vyšších etází, odkud jsou automaticky řízeny malé korekční pohyby [14]. Pro chůzi je podstatná funkční anatomie kloubů nohy. Důležitý je především rozsah pohybu v *subtalárním kloubu* (Obr. 4, 5). Na rozsah pohybu v tomto kloubu má vliv i tvar nohy [64].



Obr. 4, 5: Osy pohybů kloubu hlezenního a subtalárního (Čihák, 1980).

### 4.3. Vliv těhotenství na pohybový systém

V těhotenství dochází k mnoha fyziologickým změnám za účelem připravit co nejvýhodnější podmínky pro růst a vývoj plodu a pro porod. Na změnách pohybového systému těhotné ženy se podílejí jak faktory biochemické působením hormonů snižujících tonus svalstva, tuhost šlach a fascií, kloubních pouzder a ligament, tak faktory mechanické vlivem zvyšující se hmotnosti a velikosti plodu a jeho bezprostředního okolí [13]. V I. a II. trimestru se zvětšuje objem cirkulující krve matky, zásoby proteinů a tuků. Ve III. trimestru jde zejména o produkty početí – plod, amniotická tekutina, placenta. K výraznějším změnám pohybového systému tedy logicky dochází v III. trimestru a jsou více zřetelné ve spodní polovině těla [31]. Během těhotenství dochází ke změnám tvaru, velikosti a setrvačnosti jednotlivých segmentů těla matky, což následně ovlivňuje její posturu i lokomoci. Vysoká hladina estrogenů a progesteronu vyvolá prosáknutí a uvolnění pánevních vazů a vazů v oblasti bederní páteře. To má za následek statické i dynamické změny v pánvi, zvýšenou pohyblivost v kloubech po uvolnění kloubních pouzder. Obtíže z toho vznikající jsou navíc umocněny zvýšenou hmotností ženy v těhotenství, oslabením břišních a zádových svalů [40].

Zvýšená kloubní pohyblivost se přisuzuje hormonu, který se nazývá relaxin [41, 67]. Relaxin přeměňuje kolagen a tím snižuje sílu pojivové tkáně, umožňuje její roztahování a činí ji méně tuhou a tím může docházet k oddělování a pohybům v pevných spojích pánevního pletence. Klouby dolních končetin i pánevní spojení se stávají méně pevné a pružné [6]. Přesto bylo výsledkem pokusu provedeného v Minesotě na Mayo Clinic, kde byla hodnocena kloubní laxicitá během těhotenství a její vztah k změnám hladiny kortisolu, estradiolu, progesteronu a relaxinu v séru, že zde není tak významná korelace mezi kloubní laxicitou (která se bezesporu zvyšuje během těhotenství) a hladinou mateřských hormonů [19, 43]. To potvrzuje také výzkum provedený na *lig. cruciatum anterior* v různých stádiích těhotenství v Schaubergerově pokusu [55]. Avšak některé publikace poukazují na vztah mezi bolestí a hladinou těhotenských hormonů a přisuzují hormonu relaxinu možnou roli v produkci bolesti v pánevní oblasti [36].

### 4.3.1. Vliv těhotenství na chodidlo

Změny v ligamentech, spojujících kosti nohy a tvořících tak její pružnou klenbu, jsou způsobené jednak zvýšeným mechanickým stresem při zvýšení celkové hmotnosti, tak hormonálním snížením jejich tuhosti. Spolu s některými dalšími fyziologickými změnami, jako jsou akumulace intersticiální tekutiny a tuku v oblasti nohy, vedou často ke změněnému postavení nohy, což se projeví jednak v redistribuci plantárního tlaku, tak poklesu klenby nožní, jak ve stoji, tak při chůzi [3, 8].

Nyska a kol. popisují změny tlaků na plosce nohy těhotných žen ve srovnání s ženami netěhotnými. Tlaky měřili pomocí elektronického systému EMED-SF – systému pro záznam a hodnocení distribuce tlaků na plosce nohy (tlaková plošina se senzory). Dle jejich měření mají těhotné ženy nižší tlak v oblasti přednoží a vyšší v zadní části nohy. Oblast nohy, která je v kontaktu s měřicí deskou je větší u těhotných žen (o 12%). Při dynamickém měření je tlakový vrchol plosky nohy těhotných žen vyšší ve střední části obou nohou a na laterální straně přednoží pravé nohy a na mediální straně přednoží je nižší. U těhotných žen je při chůzi zvýšená zátěž na laterální straně nohy a zánoží. Tyto změny by mohly být odpovědné za bolestivé stavy dolních končetin u těhotných žen [47].

I Goldberg a kol. se zmiňují ve svém článku o vztahu mezi pohybem (užíváním) nohy během chůze těhotné ženy a bolestmi dolních končetin provázejícími těhotenství a období šestinedělí. Tlaky na ploskách nohou měřili během chůze pomocí Parotec systému sestávajícího ze senzorů z vodních článků a softwaru pro analýzu naměřených dat. Výsledkem jejich měření bylo, že s postupujícím těhotenstvím se zvyšuje čas kontaktu (čas, kdy je noha v kontaktu s podložkou), snižuje se rychlost chůze, roste tlak na plosce nohy v zadní části nohy a snižuje se v části přední [18].

Díky zvýšenému zadržování vody v organismu z důvodu hormonálních změn a komprese venózního systému těhotnou dělohou dochází ke zvětšování objemu nohy. Otoky mizí většinou do 8. týdnů po porodu. V těhotenství také často dochází k prodloužení a rozšíření nohy, což je způsobené jednak relaxací ligament udržujících klenbu nožní vlivem hormonálních změn společně se zvýšeným zatížením nohy přírůstkem hmotnosti hlavně u žen obézních. Tato změna může být ireverzibilní, ale je možné jí předcházet použitím vhodné obuvi, pohybovou aktivitou a správnou životosprávou [1].

Doležal pozoroval u těhotných žen, že nedochází k poklesu klenby nožní v těhotenství, naopak převládá tendence k jejímu zvýšení, což přisuzuje adaptaci svalového aparátu při postupném vzniku zátěže. K tomuto závěru došel zhodnocením plantogramů pomocí Chippaux indexu a Schwartz-Clark úhlovou metodou. U těhotných žen s extrémně plochou nohou (Clarkův úhel pod  $30^\circ$ ) dochází však ještě k jejímu snížení [12].

Dynamické poruchy pohybového ústrojí, které pomalu vznikají a postupně narůstají ke konci gravidity, mohou mít svůj původ ve změnách vzniklých v těhotenství, ale také již před otěhotněním. Výchozí situace je u každé ženy jiná, neboť závisí od somatické typologie, intenzity hormonálních změn a jejich vlivu na svaly a vazy, ale i od způsobu zatěžování organismu v pracovním i mimopracovním procesu [13].

## **4.4. Analýza klenby nohy**

Většina doposud používaných metod určených k hodnocení klenby nožní zachycuje klenbu ve 2D rovině – posuzují tak oblast chodidla, která je v kontaktu s podložkou. Cílem této části naší práce bylo nalezení metody, která by dokázala kvalitně popsat oblast klenby nohy i tam, kde se nedotýká podložky.

### **4.4.1. Metody používané k hodnocení nožní klenby**

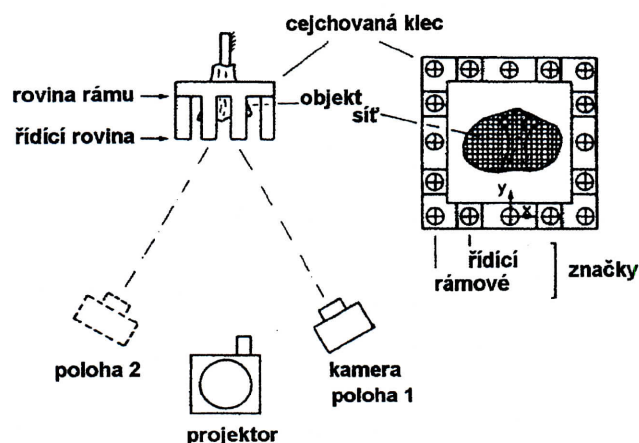
Metodika otisku nohy na podstavnu rovinu – projekce (otisk) kontaktních ploch chodidla na podložku – používaná v souvislosti s parametry jednotlivých úhlů vybraných tečen a řezů ve dvojrozměrném otisku byla zavedena Schwartzem a Chippauxem. Vizualizovaný kontakt nohy s podložkou lze stručně označit jako plantogram. Po technické stránce lze otisk plošky nohy získat několika způsoby (např. plantograf, podoskop, scanner atd). Pro posouzení podélné klenby nohy využívá plantografie zejména „Chippeaux indexu“ a pro posouzení příčné klenby nohy „Schwartz-Clarke“ úhlové metody [33]. Obě metody resp. indexy mají výhodu rychlého provedení a to jak otisku, tak vyhodnocení. Jejich nevýhodou je, že nemohou popsat složitější vztahy a vazby jednotlivých stavebních elementů koncového článku těla – nohy ve 3D a rovněž z nich nelze detekovat dynamické parametry interakce nohy s podložkou [29].

Současně se také používá mnoho metod a zařízení k měření rozložení tlaků pod ploškou nohy – pedobarografy. Dnes jsou hojně využívány např. elektrokontaktní pedobarografy – snímače rozložení tlaku, které umožňují další digitální zpracování obrazu. Tyto přístroje jsou vyráběny různými firmami, liší se v softwarovém i hardwarovém vybavení, ale princip měření mají v podstatě stejný (např. Eklipse, Emed, Pedar, Insoles). Distribucí tlaku pod plantou se zabývá mnoho článků a autoři používají různých prostředků k jeho měření.

## 4.4.2. Stereofotogrammetrie

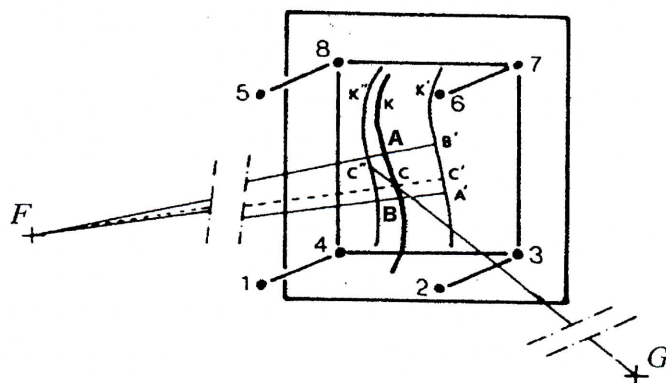
Mezi neinvazivní optické metody zabývající se zjišťováním vnějších topografických charakteristik těla můžeme zařadit i stereofotogrammetrické měření. Vrstevnicový obraz sledovaného povrchu umožňuje snadnou rekonstrukci profilu v libovolném řezu, resp. po libovolně zvolené čáře způsobem analogicky používaným v geografii [33]. Fotogrammetrie je vědecká disciplína, způsob a technologie, která se zabývá získáváním dále využitelných měření, map, digitálního modelu terénu a dalších produktů, které lze získat z fotografického záznamu. Zabývá se rekonstrukcí tvaru, rozměru a polohy předmětu zobrazených na fotografických snímcích. Nalézá stále užší uplatnění v nejrůznějších oborech – kromě kartografie a geodézie, stavebnictví, strojírenství i v medicíně, biomechanice aj. [48].

Techniku analytické stereofotogrammetrie vyvinul Huiskes a spol. [21]. Používá dvě kamery, projektor pro diapozitivy a cejchovací klec (Obr. 6). Na měřený povrch je projektorem promítnuta pravidelná síť a její průsečíky jsou uvažovány jako orientační body. Cejchovací klec obsahuje řídicí značky a značky umístěné v rovině rámu, jejichž souřadnice jsou a priori dány. K rekonstrukci polohy orientačních bodů na sledovaném povrchu se využívá stereofotogrammetrický program, který vychází z digitalizace obou fotografií (kamera 1 a 2 s přesností  $\sim 20 \mu\text{m}$ ) na nichž jsou zobrazeny cejchovací značky a orientační body [64].



Obr. 6: Laboratorní zařízení pro stereofotogrammetrické měření kloubních povrchů (vlevo) a cejchovací klec (vpravo) s tibiálním plató [64].

Stereofotogrammetrickou rekonstrukci křivek (SRK) vyvinul Meijer a spol. [45]. Princip této metody je uveden na obr. 7 [64].



Obr. 7: Schematické znázornění stereofotogrammetrické rekonstrukce křivek. Body 1-8 jsou značky, umístěné na cejchovací kleci, F a G jsou polohy kamer, které snímají křivku K jako  $K'$  resp.  $K''$ . Bod C odpovídá průsečíku přímek  $GC''$  a roviny  $FA'B'$  [63].

Ultrazvukovou nebo stereofotogrammetrickou metodou, která umožňuje vyhodnotit stereoskopickou snímkovou dvojici proměřováním prostorového modelu může být stanovena například topologie kloubních povrchů (celková a kontaktní plocha, tloušťka chrupavky) [63].

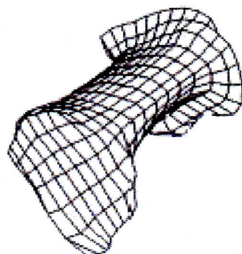
#### 4.4.3. 3D analýza klenby nohy a jednotlivých struktur

3D fyzické modely klenby nohy se v dnešní době v klinické praxi získávají například pomocí sádrových odlitků, plastických poloforem, otiskem do nášlapné krabice obsahující tvarovatelný pěnový materiál nebo silikon a pryž. 3D modely lze získat samozřejmě také pomocí laserových 3D scannerů a dalších technologií (např. optické topografické rastrovací metody, zařízení využívajících dalších optických principů – moiré, interferometrie, speckle, holografie atd.), které se ale momentálně v klinické praxi pro účely analýzy klenby nohy nepoužívají.

Obraz morfologie kostí a kloubních spojení je možné snímat pomocí RTG vyšetření. RTG snímek informuje o fyziologickém nebo patologickém postavení kostních struktur, ale neposkytuje informace o funkci nohy a o rozložení tlaků. Velkou



nevýhodou je také značná radiační zátěž. Anatomické detailní modely jednotlivých stavebních prvků nohy lze vytvořit například pomocí snímků z CT (Obr. 8) [9], MRI [23, 24, 25, 56, 69], RTG snímků v kombinaci s analýzou plantárního tlaku technikou konečných prvků [26] či digitální radiografické fluoroscopie v kombinaci s optickou kontaktní tlakovou deskou [17].

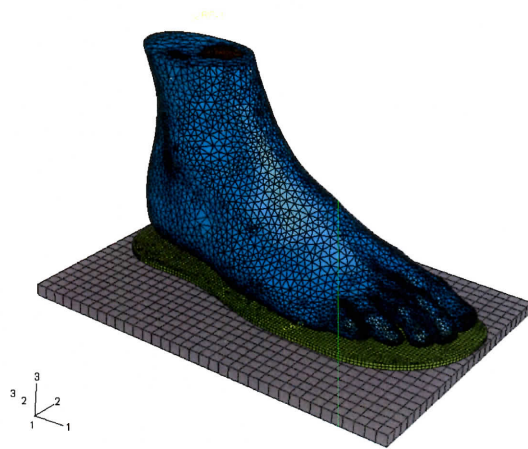


Obr 8: 3D anatomický model – rekonstrukce kostí nohy pomocí CT [9].

V posledních letech se snímky z počítačové tomografie (CT) nebo z magnetické rezonance (MRI) digitalizují a vytváří se prostorové zobrazení potřebných tvarů či povrchů [25, 56]. Vznikají konečněprvkové modely jednotlivých stavebních prvků nohy (Obr. 9, 10) [2, 25, 60]. Analýza takových modelů může být významnou pomůckou při studiu biomechaniky nohy. Nárůst tlaků v oblasti kontaktu může způsobovat bolestivé vjemy nebo různé patologie způsobené obstrukcí krevní cirkulace v oblastech s vyšším tlakem [2]. Takovéto komplexní 3D modely zahrnují možnost simulace biomechanického chování lidské nohy, jmenovitě měkkých tkání a kostních struktur, například v souvislosti se změnou podpory klenby vložkou do bot [2, 25, 69].



Obr. 9: Model – kostěná struktura,  
měkké tkáně [2].



Obr. 10: Konečněprvkový model  
povrchu nohy a vložky do bot [2].

## 4.5. MRI zobrazovací metoda

Přestože anatomie, klinická charakteristika a zobrazení částí u normálního i abnormálního nálezu přednoží jsou popsány, kinematické změny uvnitř přednoží během zatížení nejsou tak rozsáhle prozkoumány. Většina kinematických konceptů přednoží jsou vyvinuty z detailních anatomických studií, klinických testů, měření plantárního tlaku a pomocí obvykle používaného zátěžového RTG [68].

Magnetická rezonance (MRI) je neinvazivní metoda používaná k získávání snímků vnitřních struktur. Zobrazování magnetickou rezonancí je založeno na principu zjišťování změn magnetických momentů souborů jader prvků s lichým protonovým číslem uložených v silném magnetickém poli po aplikaci radiofrekvenčních pulzů [44]. 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. Mluvíme o tzv. vysokém „signal to noise ratio“ (poměr signálu vůči šumu), které umožňuje kvalitní zobrazení mozkové tkáně, míchy a také měkkých tkání. Další výhodou MRI je multiplanární zobrazení – možnost vyšetření v jakékoliv rovině bez manipulace s pacientem [4]. Nevýhodou 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.

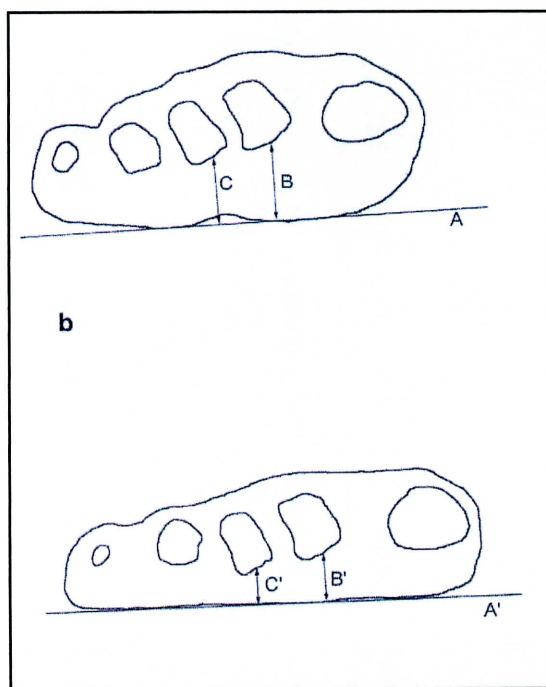
Medicínská MRI data jsou produkována jako série rovinných řezů skrze vyšetřovanou část pacientova těla. Z takové série obrazových řezů lze sestavit objemová 3D data a zpracovávat je specializovaným 3D segmentačním algoritmem [61]. Na rozdíl od projekčního (stínového) zobrazení 3D struktury objektu na 2D obraz (film), jak pracují standardní rentgenová zařízení (přibližně od r. 1900), zobrazují metody CT a MRI strukturu tkání v rovinném řezu, který je veden 3D strukturou [38]. Na medicínská obrazová CT/MRI data můžeme nahlížet tradiční cestou zpracování obrazu. Důležitým krokem takového zpracování je segmentace

obrazu, v tomto případě segmentace jednotlivých typů tkání. Kvalitní segmentace hraje klíčovou roli v nových metodách zpracování medicínských dat, mezi které patří automatické rozpoznávání typů tkání, 3D modelování tkání či kostí a vizualizace. Magnetická rezonance produkuje informaci o chemické povaze tkání. Rozdílné intenzity odpovídají různé hustotě atomů, většinou vodíku.

Vzhled MRI snímků závisí na síle magnetického pole a zejména na použitých pulsních sekvencích: spin echo (SE), gradient echo (GRE, resp. FFE), inversion recovery (IR). V těchto sekvencích můžeme používat následující proměnné:

- repetiční čas (TR) v milisekundách, tj. čas mezi dvěma  $90^\circ$  pulsy (zkrácení času TR vede ke zvýraznění vlivu T1 relaxačního času – čímž získáme T1 vážený obraz
  - echo čas (TE) v milisekundách, tj. počet snímaných ech (prodloužení TE vede ke zvýraznění vlivu relaxačního času T2, čímž získáme T2 vážený obraz
  - inverzní čas (TI)
  - velikost matrice
  - šíře použitého pole (FOV)
  - tloušťka řezu (v milimetrech )
- a další.

Využitelnost zobrazení nohy v zatíženém a nezatíženém stavu pomocí magnetické rezonance se zabýval například Jacob a kol. Ve své práci uvádí MRI zobrazení přednoží, na rozdíl od obvyklé radiografie, jako důležité klinické vyšetření u pacientů s metatarzalgii. MRI zobrazení se ukazuje přesným v diagnostice rozmanitých příčin metatarzalgii a jiných důvodů bolesti přednoží zahrnující Morton neuroma, stresové zlomeniny metatarzů atd. MRI zobrazení je dle Jacoba vhodné jako zobrazovací metoda k posouzení interakce mezi měkkými tkáněmi a kostěnými strukturami přednoží. Při změně z polohy na zádech (nezatížený stav) do pozice se zatížením nohy (stoj v otevřené konfiguraci MRI) je podstatné snížení vzdálenosti mezi povrchem chodidla a hlavičkami metatarzálních kostí – pod druhým metatarzem (průměrně 3,7mm), třetím (průměrně 4,5mm) a čtvrtým metatarzem (průměrně 4,4mm) (Obr. 11). Rozdíl pro první a pátou hlavičkou metatarzální kosti není podle Jacoba významný [68].



Obr. 11: Diagramy pravého přednoží transverzálních T1-vážených spin-echo zobrazení získaných v nezátížené poloze na zádech a v zatíženém stoji. Diagramy ukazují změny vzdálenosti mezi povrchem chodidla a hlavičkami metatarzálních kostí [68].

# EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

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

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. Období těhotenství, které má nesporný vliv na pohybový systém, umožňuje zachytit v relativně krátkém časovém úseku případné změny v oblasti klenby nožní.

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

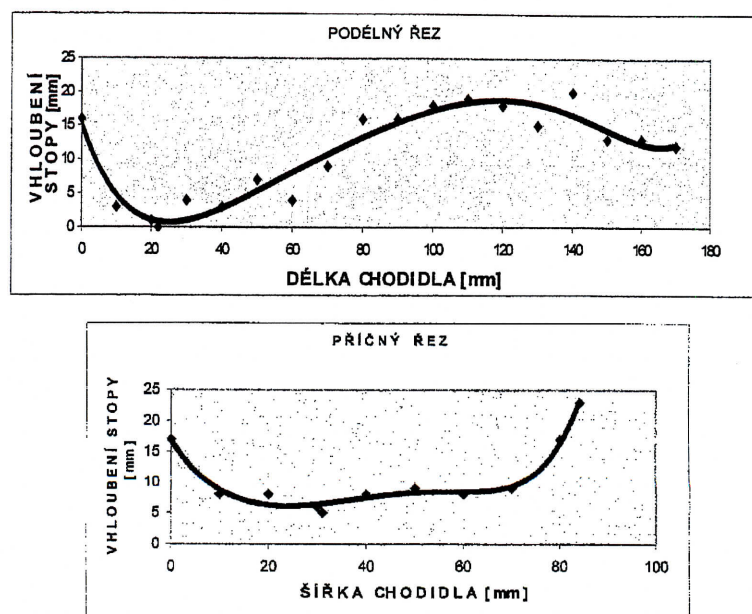
### 5.1. Hypotézy:

*Hypotéza č. 1 :*

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

## 5.2. Úvodem

Hodnocením stavu klenby nožní a distribucí tlaku při působení bosé nohy na plasticky deformovatelnou podložku se zabývali již v roce 1976 Jelen, K. a Morávková, E. Pro analýzu prostorového obrazu reakce podložky využili stereofotogrammetrie. Byla vytvořena vhloubená stopa nohy do hlíny s homogenními plastickými vlastnostmi (sochařská hlína). Takto vzniklá prostorová stopa byla registrována stereofotograficky. Výsledkem zpracování na stereografu metodou přetvořených trsů paprsků bylo analogové vyhodnocení dané stereodvojice snímků (stereogram). Tím byly získány obrysy jednotlivých horizontálních řezů (reliéfů stopy) se známým převýšením vrstev [29]. V roce 2001 byla v rámci výzkumu prováděného na FVTS UK pomocí trojrozměrné topografické zobrazovací metody také vyhodnocena data získaná pomocí stereofotogrammetrické metody z pozitivních sádrových odlitků otisků vhloubené stopy nohy do plastické otiskové hmoty Phase plus chromatic. Vrstevnicový obraz byl tenkrát zpracován a vyhodnocen s použitím programu SiteWorks (MicroStation 95) a Microsoft Excel. Hodnotily se jednotlivé příčné a podélné řezy aproximované polynomem stejného stupně (6) (Obr. 12, 13) [29].



Obr. 12, 13: Princip rekonstrukce podélného a příčného řezu – polynomická aproximace [29].

## 5.2. 3D model reliéfu nohy – vlastní experiment

Podkladem pro tvorbu 3D modelu reliéfu otisku nohy byla data získaná pomocí stereofotogrammetrického snímání pozitivních sádrových odlitků otisků vhloubené nohy do otiskového materiálu.

### 5.2.1. Příprava a tvorba otisku

K otiskům byla použita bezprašná alginátová otiskovací hmota Phase plus chromatic sloužící běžně v ortodoncii k získávání otisků zubů pro zhotovování zubních pomůcek. Experiment se vztahoval na ženy ve věku 18 až 30 let, těhotné a šestinedělky. Žádná z nich dosud nerodila a nepodstoupila interrupci a byly vyřazeny ženy s vážným onemocněním před těhotenstvím a v jeho počátcích. 1. měření proběhlo v 6.-8. týdnu těhotenství, 2. na konci těhotenství v 34.-38. týdnu a 3. po skončení šestinedělí – tj. v období 6.-9. týdne po porodu. Experimentu se zúčastnily čtyři ženy. Otisk byl získán zanořením chodidel do otiskového materiálu při daném postupu snímání. Základními předpoklady standardizovaného snímání otisku bylo:

- konstantní příprava otiskového materiálu při kterém byl dodržen předepsaný postup doporučený výrobcem – poměr hmotnosti směsy k objemu vody – 453g Phase plus chromatic se smíchá s 950ml vody, při teplotě 23°C.
- časové konstanty přípravy – doba míchání nesmí přesáhnout dobu 45s. Následně se hmota odlila do připravené fotomisky (rozměry 28x20x7 cm), do které se po dalších padesáti sekundách zanořila obě chodidla, po dobu následujících 60s zatížení (po této době dochází již k tuhnutí materiálu). Celková doba přípravy a tuhnutí činila 2min 35s.
- celková hloubka použitého materiálu byla 27mm.
- dodržení stejného postupu tvorby otisku - zanoření probíhalo vzepřením těhotné ženy/šestinedělky na dvou židlích a postupným pomalým zanořením obou chodidel do materiálu s uvolněním vzepření. Po dalších 60s, kdy dochází k tuhnutí hmoty, těhotná



žena/šestinedělka vytáhla obě chodidla stejným způsobem jako při zanoření.

Otisky chodidel byly získány při styku bosé nohy s uvedeným otiskovým materiálem, který má určité materiálové vlastnosti (tuhost, viskozita, plasticita, homogenita, koeficient tření, apod.). Materiálové vlastnosti stýkajících se povrchů a jejich tvar totiž zcela zřetelně ovlivňují velikost stykové plochy (rozložení tlaků), velikost třecích sil (stabilita proti podklouznutí), hloubku vtlačení nohy do otiskového materiálu (velikost bočních tlaků) apod., což jsou faktory, které charakter silového působení (rovněž přenosu energie) na rozhraní stýkajících se povrchů predisponují. Z toho vyplývá, že rovněž stavba dolní končetiny a náklon nohy v hlezenním kloubu se zde také svým vlivem silně uplatní [33].

### **5.2.2. Snímkování**

Ve spolupráci se Stavební Fakultou ČVUT byl nasnímán povrch pozitivních sádrových odlitků daných otisků.

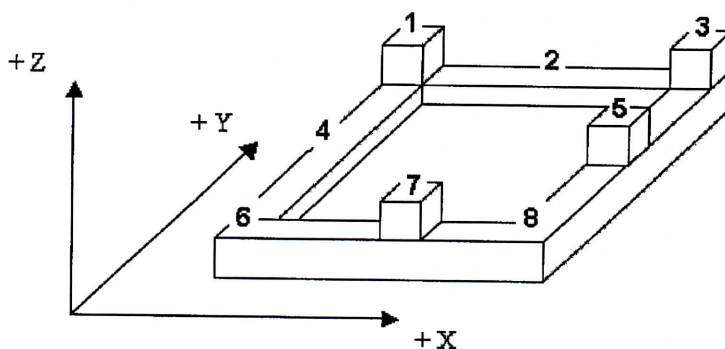
#### ***Vlícovací rám***

Nejprve byl vytvořen vlícovací rám (rám s vlícovacími body) pro upnutí odlitku stopy bosého chodidla (Obr. 14). Vlícovací body slouží k určení vnější orientace, pro určení měřítka modelu, pro kontrolu správnosti provedení fotografických prací atd. Body musí mít známé prostorové souřadnice a musí být dobře viditelné na měřících snímcích. Během snímání musí být měřený objekt i jednotlivé body vyznačené na rámu v neměnné poloze. Na vlícovacím rámu zhotoveném z dřevěných hranolů s rozměry 30 x 40cm je umístěno 8 vlícovacích bodů, z nichž 4 jsou oproti základní rovině rámu na hranolech vysokých 5cm a tvoří tak prostorovou složku konečné souřadnicové soustavy [35].

Rám je zkonstruován tak, aby bylo možno měřit přímo otisk bosého chodidla a nikoliv až jeho odlitek. Pokud se rám umístí vodorovně okolo fotografované lidské stopy, odpadá práce s odléváním otisku. Tímto postupem by se ušetřil čas potřebný pro tuto práci a tuhnutí příslušné hmoty [35]. Z hlediska časové prodlevy mezi jednotlivými měřeními, danými nutností nasnímání probandů v konkrétním období

těhotenství, byla ovšem pro účely naší práce, která vyžadovala delší dobu potřebnou k rozvoji metodiky, vhodnější práce se sádrovými odlitky.

Odlitek bylo potřeba umístit tak, aby rovina tří bodů opory nohy (kost patní, hlavice V. a I. metatarzu) byla rovnoběžná s vodorovnou rovinou určenou vřícovacími body. Umístění lze provést tak, že odlitek položíme na rovnou podložku a vřícovací rám na něj nasadíme tak, aby se vřícovacími body opíral o podložku. Po té byl odlitek upevněn tak, aby nedošlo k jeho posunu vůči vřícovacím bodům [35].



Obr. 14: Vřícovací rám [35].

### ***Snímkování objektu – vytvoření rastru, kalibrace***

Vytvořený pozitivní sádrový odlitek upnutý do vřícovacího rámu byl snímkován fotoaparátém s danými vlastnostmi a nastavením. Objekt bylo potřeba při snímkování nasvítit vhodnou kresbou, neboť pro maximální automatizaci procesu vytvoření digitálního modelu byla využita metoda korelace, využívaná v softwaru pro vytváření digitálního modelu terénu ze snímků letecké fotogrammetrie. Objekt byl nasvícen kresbou vytvořenou pomocí počítačového programu generujícího náhodná čísla – pro možnost využití metody automatické korelace dvou snímků stereodvojice je nutné, aby kresba na objektu byla náhodná a různorodá, aby každý pixel měl své jedinečné okolí (možností nasvícení proměřovaného objektu, vytvoření rastru, je několik – např. lze využít radarový snímek v digitální podobě a promítnout ho na proměřovaný předmět, nebo pomocí počítačového programu generujícího náhodná čísla od 0 do 255, kterým následně přiřadí pixelové souřadnice a tím vznikne obraz náhodných hodnot šedi v sousedních pixelech) [35].

Vlastnosti použitého digitálního fotoaparátu Olympus Camedia C-2500L, kterým byly měřické snímky pořízeny, byly zjištěny kalibrací pomocí rovinného testovacího pole. Kalibrace pomocí testovacího pole – snímkuje se z několika stanovisek testovací pole se signalizovanými body, tak aby vlastní pole zaujímalo dostatečnou plochu na pořízených snímcích a osy záběrů jednotlivých snímků měly vhodnou konfiguraci pro protínání (konvergentní snímky). Signalizované body jsou buď body o známých objektových souřadnicích, nebo jsou známy vzdálenosti mezi několika body testovacího pole. Ke kalibraci byl použit program Photomodeler verze 4a (software kanadské firmy EOS Systems Inc.) [72]. Software umožňuje vyrovnat skupinu konvergentních snímků a následně vytvořit rovinný či prostorový model objektů zachycených na snímcích [35].

### ***5.2.3. Zpracování snímků***

Stereofotogrammetrické snímkování pozitivních sádrových odlitků otisků bylo podkladem pro tvorbu detailního 3D modelu reliéfu otisku nohy. Snímky byly zpracovány pomocí programu PhoTopoL [35]. PhoTopoL je systém, který slouží pro zpracování stereoskopických leteckých a pozemních fotogrammetrických snímků. Výsledkem tohoto zpracování byl seznam podrobných bodů a jejich souřadnic. Vzniklý seznam byl zpracován v počítačovém programu Atlas, běžně používaném v geografii [71].

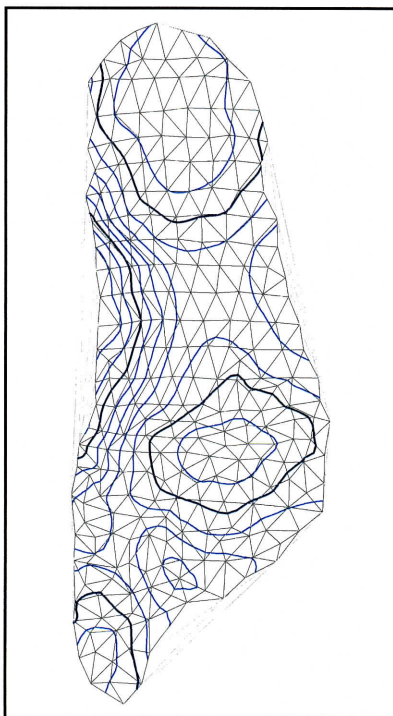
Digitální model terénu (DMT) představuje programový systém pro interaktivní zpracování obecných ploch v trojrozměrném prostoru. Je zaměřen na práci s terénem, ale je možno ho použít ve všech oblastech, ve kterých je třeba vytvářet, modifikovat a zobrazovat plochy v prostoru. Užití DMT je omezeno podmínkou, že plocha modelu musí být funkcí souřadnic  $x$ ,  $y$ , tedy každému bodu půdorysu je přiřazena právě jedna souřadnice  $z$  (nelze zpracovat převisy terénu). Je možno však pracovat s několika modely současně (např. při výpočtu objemů, zobrazení řezů, v perspektivních pohledech a v některých geologických aplikacích) [70].

#### 5.2.4. Tvorba DMT

Tvorba DMT programem Atlas probíhá v několika krocích:

- generace sítě
- editace sítě
- vyhlazení
- zobrazení vrstevnic

Základními vstupními údaji pro model terénu jsou souřadnice naměřených (nebo jinak určených) bodů. Z těchto bodů je vytvořena nepravidelná trojúhelníková síť. Spojnice bodů jsou voleny tak, aby síť neobsahovala pokud možno úzké a dlouhé trojúhelníky. Vygenerovaná trojúhelníková síť bodů otisku (Obr. 15) je upravena vyhlazením, jehož cílem je dát modelovanému povrchu určitou plynulost. V editoru je možné vytvořenou síť upravit, zkontrolovat a opravit případné chyby a zobrazit vrstevnice.



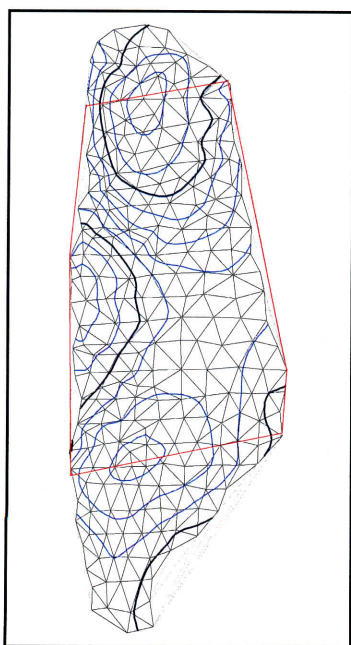
Obr. 15: Trojúhelníková síť otisku nohy [62].

### 5.2.5. Výpočty objemů pod klenbou

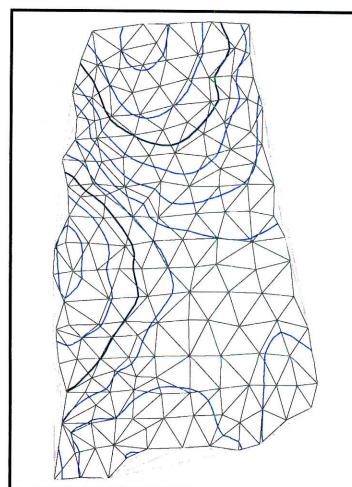
K další práci s modelem byl určen výřez DMT, ve vymezené oblasti se následně vypočítávaly objemy pod klenbou nožní.

„Oblast zájmu“ – AI ( area of interest ) – oblast klenby nohy, která je posuzována z hlediska tvaru a jeho změn (Obr.16, 17). Je definována geometricky vymezením prostoru:

- rovinou vymezenou třemi nejnižší položenými body otisku – tečná rovina  $\alpha$
- rovinou vedenou přední příčnou klenbou (mezi hlavičkami I. a V. MTT) a kolmou k rovině  $\alpha$ ,
- rovinou rovnoběžnou s výše definovanou v oblasti nejvyššího bodu paty,
- mediálně a laterálně plochou kolmou k rovině  $\alpha$ , danou křivkou průmětu do roviny  $\alpha$
- plochou otisku klenby,

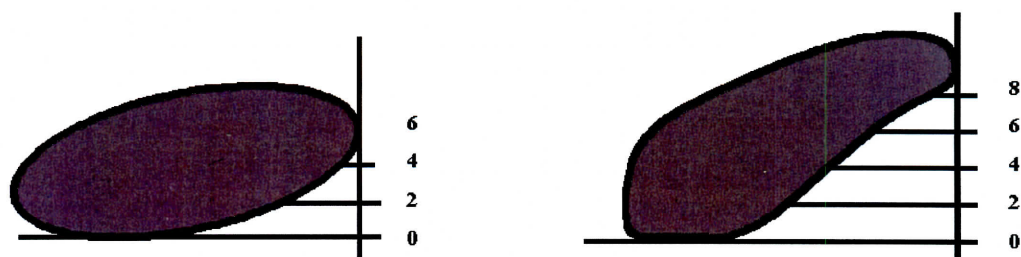


Obr. 16: 3D model chodidla - Polygon (součást oblasti zájmu).



Obr. 17: Výřez 3D modelu otisku chodidla.

V definovaném prostoru je sledován 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. Lze znázornit srovnání rozdílů úbytku objemu klenby nožní nad rovinou  $\alpha$  (viz výsledky – kap. 5.2.6.). Rychlejší pokles rozdílů objemů znamená „plošší klenbu“ nohy, než v případě pozvolnějšího poklesu těchto rozdílů. Tento parametr „rychlosti úbytku objemů“ je nezávislý na počátečních hodnotách (velikosti nohy) a průběh křivky dobře detekuje „plochost“ klenby [29, 30, 62]. Teorie úbytku objemu mezi klenbou nohy a řeznými rovinami, úbytku ploch řezných rovin a rozdílné počty řezných rovin vedených ve 2mm vzdálenostech je zobrazena na schématu (Obr. 16).



Obr. 18: Schéma příčného řezu klenbou nohy a řezných rovin.

Rozdílná úroveň „plochosti“ nohy má vliv na velikosti sil působících v klenbě nožní a na síly bránící rozevírání oblouku klenby (plantární aponeuroza atd). Podle vztahu závislosti této síly na vzepětí oblouku, vzniká při plošší nožní klenbě větší zatížení v tomto směru a tedy i větší síly působící na jednotlivé stavební prvky nohy – vliv na interartikulární tlaky v jednotlivých kloubních spojeních nohy [53] a na mechanické faktory mající dominantní kontrolu nad biologickými mechanismy, které dohlížejí na změny kostí a pojiva [28].

### **5.2.6. Výsledky**

Jak bylo popsáno v předchozí kapitole, lze znázornit rozdílnou rychlost úbytku objemu klenby nohy nad rovinou  $\alpha$ , která vykazuje dle rozdílné strmosti křivek plochost klenby (Obr. 19). Klenba nohy otisknutých chodidel byla posuzována také pomocí naměřených objemů a počtu řezných rovin (viz kap. 13 Přílohy).

#### **1. proband (KH)**

Podle hodnot uvedených v tabulce 1 má největší objem pod klenbou nohy v období po šestinedělí (KH 3) a nejmenší v období na počátku těhotenství (KH 1). Také řezných rovin je výrazně více u otisku z období po šestinedělí (KH 3) oproti období těhotenství (KH 1 a 2). U prvního probanda (KH) je nejplošší klenba na počátku těhotenství (KH 1) a nejvyšší v období po skončení šestinedělí (KH 3).

#### **2. proband (PH)**

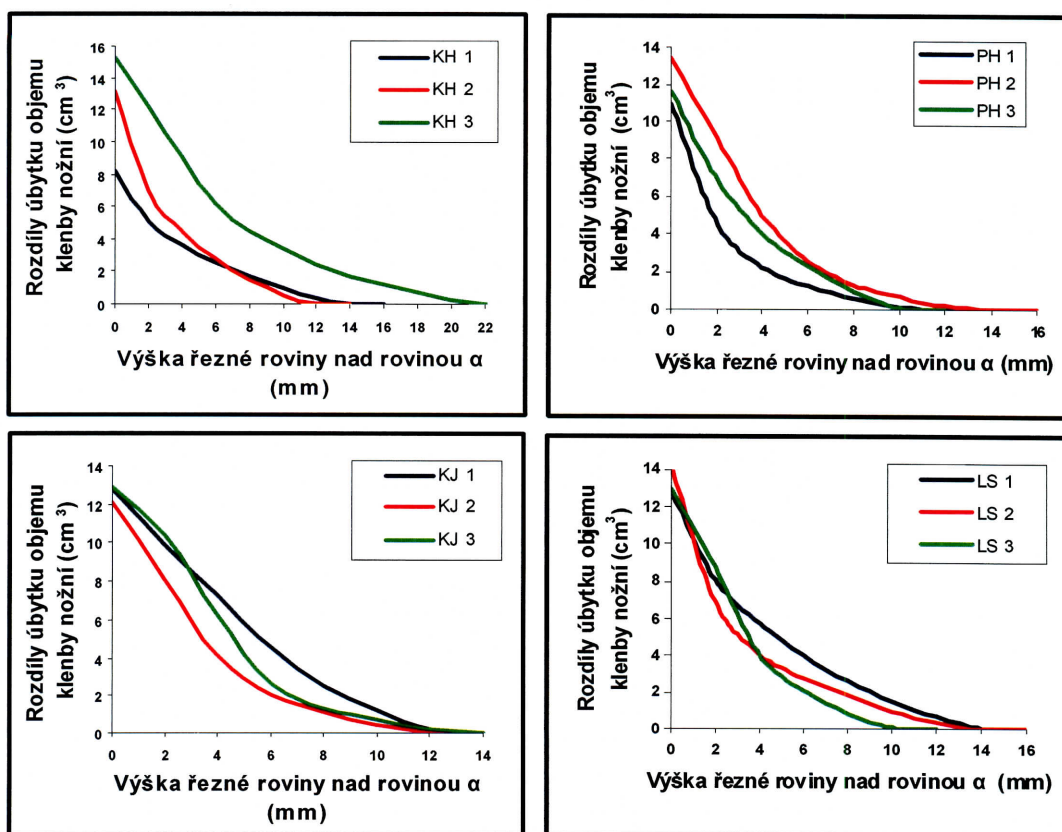
Druhý proband má největší objem pod klenbou nohy v období na konci těhotenství (PH 2) a nejmenší v období na počátku těhotenství (PH 1). Řezných rovin je nejvíce v období na konci těhotenství (PH 2). Křivka grafu rozdílu úbytku objemu klenby nohy je strmější pro období na začátku těhotenství (PH 1). Z uvedených výsledků lze usoudit, že na počátku těhotenství je klenba nohy nejnižší, ke konci těhotenství se zvedá – zde je nejvyšší a v období po skončení šestinedělí se částečně vrací do původního stavu.

#### **3. proband (KJ)**

Objem je největší pod klenbou nohy u otisku v období na začátku těhotenství (KJ 1) a nejmenší v období na konci těhotenství (KJ 2) při stejném počtu řezných rovin u všech tří otisků. Také graf srovnávající rozdíly úbytku objemu klenby vykazuje větší strmost křivky u otisku z období na konci těhotenství (KJ 2) (tj. větší plochost klenby) než u křivky otisku z období na začátku těhotenství (KJ 1). Z toho vyplývá, že klenba nohy tohoto probanda byla nejvyšší v období na začátku těhotenství. Na konci těhotenství se snížila a v období po skončení šestinedělí se jeví tendence k jejímu návratu.

#### 4. proband (LS)

Větší objem pod klenbou nohy je u otisku na začátku těhotenství (LS 1), pak klesá a nejmenší je objem v období po skončení šestinedělí (LS 3). Řezných rovin je stejně v období na začátku (LS 1) i na konci těhotenství (LS 2), nejméně v období po skončení šestinedělí (LS 3). Tyto výsledky spolu s postupně se zvyšující strmostí křivky grafu rozdílu úbytku objemu klenby nohy (hlavně mezi řeznými rovinami ve výšce nad 2mm nad rovinou  $\alpha$ ) poukazují na postupný pokles klenby nohy především v této oblasti a to od období na začátku těhotenství až do období po skončení šestinedělí.



Obr. 19: Rozdíl úbytku objemu klenby nohy u všech čtyř probandů. \*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 [cm<sup>3</sup>]. \*1 – začátek těhotenství, \*2 – konec těhotenství, \*3 – konec šestinedělí. Hodnoty nejsou z důvodů přehlednosti a dobré čitelnosti uvedena v základních jednotkách SI.

Váha probandů (kg)	1. měření: 7.-8.týden	2. měření: 35.-36.týden	3. měření: 8.týden po porodu
KH	56	66	58
PH	65	81	73
KJ	50	64,5	53
LS	55	67	58

Tab. 2: Váha probandů při jednotlivých měřeních (kg), doba měření a nejvyšší/nejnižší stav klenby nožní (nejvyšší – modrá barva, nejnižší – červená barva).

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.

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

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
  - závislost vhloubení do otiskového materiálu na aplikovaném tlaku (kap. 6.3.1.)
  - závislost vhloubení na čase (kap. 6.3.2.)
- 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)

### **6.1. Hypotézy**

*Hypotéza č. 2 :*

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

## 6.2. Úvodem

Metoda hodnocení klenby nožní pomocí otiskového materiálu má vysoký informační potenciál. 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.

Další částí práce bylo tedy stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu, které bylo řešeno ve spolupráci s ČVUT na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební. Bylo nutno zjistit napjatost pod chodidlem v klidu stojícího člověka. Tato úloha se řešila pomocí otisků chodidla do otiskového materiálu, jehož parametry bylo tedy potřeba zjistit. Pro vytváření otisků byl zvolen materiál, který se 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 jsou postačující. Nejprve byl prováděn experiment, který měřil deformaci materiálu v závislosti na zatížení (kap. 6.3.1.). 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, kap. 6.3.2.).

Úloha 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 prvních zjednodušených výpočtech řešena jako lineárně pružný problém (**Lineární model**, kap. 6.4). Další výpočty vycházely z experimentu závislosti deformace na zatížení, které bylo nelineární. Následující výpočet byl tedy založen na modelu plasticity, které toto chování mohl celkem dobře vystihovat (**Nelineární elasto-plastický model** – kap. 6.5.). Avšak na základě výsledků z druhého experimentu (závislost vhloubení na čase) bylo možné použít model, který umožňuje mnohem přesnější popis chování materiálu, má však mnohem více parametrů, které není jednoduché získat. Pro počáteční odhad těchto parametrů byl

použit visko-plastický model, jehož parametry byly postupnými opakovanými výpočty přibližně stanoveny (**Nelineární visko-plastický model** – kap. 6.6.). Tato úloha byla stejně jako oba dva předešlé výpočty řešena programem SIFEL, který tento model obsahoval a jehož zdrojové kódy byly k dispozici a umožňovaly snadné přizpůsobení programu dané úloze. Program SIFEL (Simple Finite Element) byl vyvinut na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební ČVUT a je to open source program založený na metodě konečných prvků, který umožňuje řešit nelineární úlohy mechaniky a sdružené problémy vedení tepla a vlhkosti. V daném tělese, při daných okrajových podmínkách program určuje pole posunutí a napětí. Výpočty jsou prováděny v oboru takzvaných malých deformací [73]. Z výsledků experimentu závislosti vhloubení na čase však bylo patrné, že deformace dosahované numerickou simulací v programu SIFEL jsou již mimo rozsah povolený pro výpočty podle teorie I. řádu (geometrická linearita – malé deformace < cca 3%). Proto byl experiment simulován programem ADINA, který obsahoval obdobný model viskoplastického chování pro velké deformace (**Nelineární visko-plastický model ADINA** – kap. 6.7.). 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 [70]. Oba programy – SIFEL a ADINA – poskytují řadu materiálových modelů od základních elastických po pokročilé modely popisující plasticitu, viskozitu či jejich kombinaci. Detailní popis jednotlivých materiálových modelů a strategií řešení nelineárních úloh je popsán v teoretických manuálech [70, 73].

## 6.3. Experimentální měření mechanických vlastností otiskového materiálu

- závislost vhloubení do otiskového materiálu na aplikovaném tlaku (kap. 6.3.1.)
- závislost vhloubení na čase (kap. 6.3.2.)

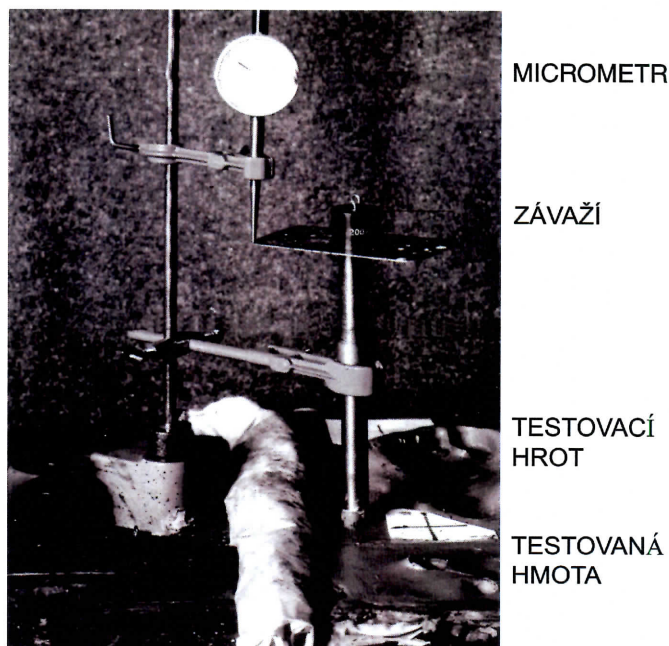
### 6.3.1. Závislost vhloubení na aplikovaném tlaku

Tento experiment byl prováděn z důvodu zjištění závislosti vhloubení na tlaku (tuhosti otiskového materiálu), potřebnému pro výpočty kontaktních tlaků. Graf popisující tuto závislost je na obrázku 21. Jedná se o graf znázorňující výsledky pokusů, při kterých bylo zkušební těleso zatlačováno do otiskového materiálu vždy ve stejný okamžik po nalití do nádoby při zachování stejných okolních podmínek.

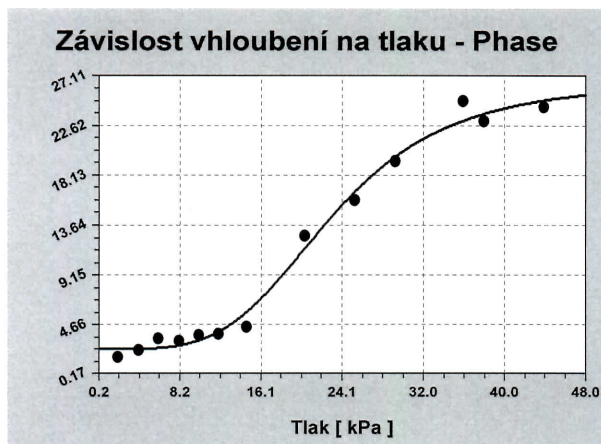
Základními předpoklady standardizovaného měření bylo:

- konstantní příprava otiskového materiálu při kterém byl dodržen předepsaný postup doporučený výrobcem – poměr hmotnosti směsy k objemu vody – 453g Phase plus chromatic se smíchá s 950ml vody, při teplotě 23°C.
- časové konstanty přípravy – doba míchání nesmí přesáhnout dobu 45s, po dalších padesáti sekundách začíná vtlačení zkušebního tělesa, po dobu následujících 60s zatížení (po této době již dochází k tuhnutí materiálu). Celková doba přípravy a tuhnutí činila 2min 35s.
- celková hloubka použitého materiálu byla 27mm.

Testovací hrot ve tvaru válce o průměru 30mm byl volně vtlačován do materiálu tíhou závaží (Obr. 21). Velikost vhloubení byla měřena micrometrem (jeden dílek 0,01mm, měřící rozsah 50mm).



Obr. 20: Princip experimentálního měření závislosti vhloubení na tlaku (převzato) [29].



Obr. 21: Závislost zatlačení na tlaku.

Závislost vhloubení na aplikovaném tlaku je nelineární. Na začátku grafu je křivka konvexní, kdy se zvyšuje napětí, ale vhloubení roste jen málo. To by mohlo odpovídat účinku povrchového napětí hmoty způsobeného úpravou povrchu válcováním, k jehož překonání je potřeba větší síly na zkušební těleso. Ve střední části má závislost lineární průběh. V závěrečné části je křivka konkávní a je opět třeba většího tlaku ke stejné deformaci. Tento efekt by mohl být způsoben zhutněním

hmoty v okolí a pod tělesem. V okolí inflexního bodu průběhu závislosti byl odečten idealizovaný deformační modul jako poměr přírůstku napětí ku přírůstku deformace. Tato deformace se vypočítá jako poměr délky vhloubení ku 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 deformace  $E$  byla stanovena 24,9 kPa.

### **6.3.2. Závislost vhloubení na čase**

S ohledem na charakter materiálu a k volbě vhodnějšího materiálového modelu, který by vedl k zpřesnění výpočtu, bylo potřeba přistoupit k dalšímu experimentálnímu měření zaměřenému na určení materiálových vlastností použitého otiskového materiálu.

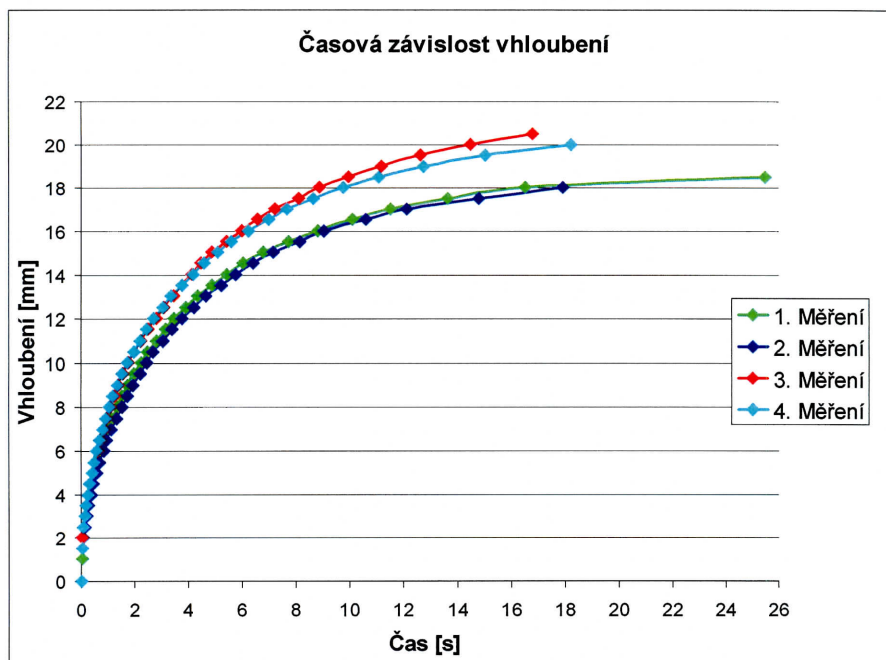
Bylo provedeno měření závislosti vhloubení na čase při zachování standardních podmínek přípravy materiálu (viz kap. 6.3.1.). Při pokusu se v misce o průměru 130mm v daném čase po rozmíchání materiálu zanořil váleček (hmotnost 72,2g a průměr 30,5mm) konstantní silou, danou tíhou válečku a části měřicího přístroje, do otiskového materiálu (hloubka materiálu – 45mm). Velikost napětí byla v čase konstantní a rovna 969 N/m<sup>2</sup>. Vhloubení bylo měřeno pomocí speciálního mechanického Penetrometru (jeden dílek 0,5mm, rozsah 60mm) jehož stupnice byla natáčena videokamerou (Panasonic NV40, 25fps) (Obr. 22-25). Čas odpovídající naměřenému vhloubení byl tedy dán snímkovací frekvencí kamery. Videozáznam byl zpracován v programu BSplayer Pro.



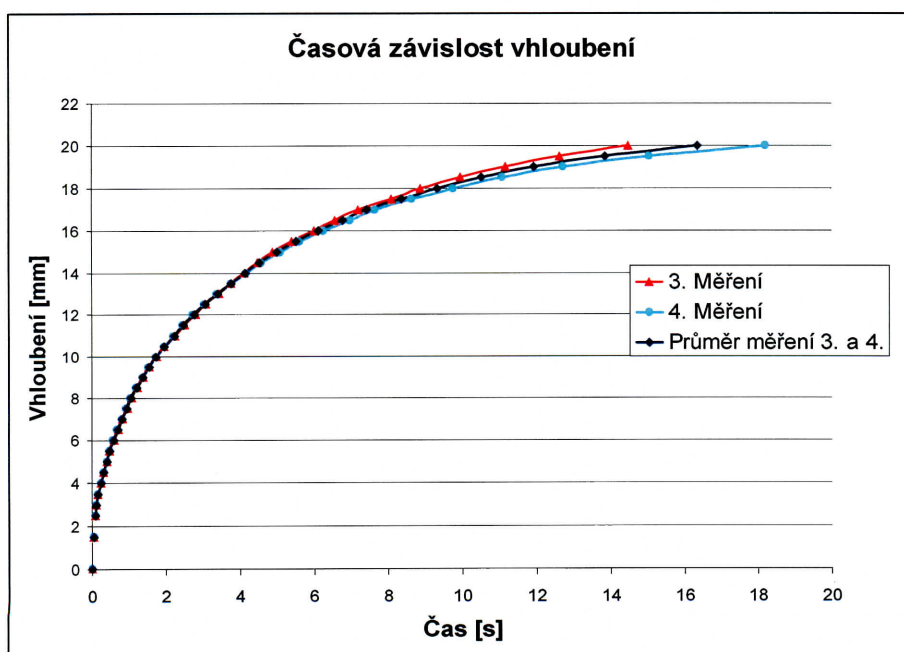
Obr. 22-24: Experimentální měření materiálových vlastností hmoty – závislost vhloubení na čase.

Výsledkem provedeného experimentu je časová závislost vhloubení na tlaku uvedeném v grafu na obr. 25. Tato závislost byla následně použita k tvorbě modelu mechanických vlastností otiskového materiálu (kap. 6.6. a 6.7.). V průběhu experimentu byla provedena čtyři měření. V důsledku nedodržení ne zcela přesného postupu přípravy otiskového materiálu (časové intervaly) při prvních dvou měřeních, byl k tvorbě následných modelů použit průměr hodnot z měření 3. a 4 (Obr. 26).





Obr. 25: Experimentální měření materiálových vlastností hmoty – graf závislosti vhloubení na čase (velikost zatížení v čase konstantní,  $969\text{N/m}^2$ ).



Obr. 26: Experimentální měření materiálových vlastností hmoty – graf závislosti vhloubení na čase (velikost zatížení v čase konstantní,  $969\text{N/m}^2$ ). Průměr z třetího a čtvrtého měření použitý k tvorbě modelu.

## 6.4. Lineární model

Cílem tvorby tohoto modelu (jako i všech následujících) bylo zjištění hodnot parciálních tlaků na rozhraní nohy a otiskové hmoty. Úloha byla v prvních zjednodušených výpočtech řešena jako lineárně pružný problém. Úloha je inverzní ke klasické úloze mechaniky, protože ze zadaných posunů (odečtených z 3D modelu reliéfu otisku) řešíme velikost sil, které tyto deformace způsobily.

Mechanické vlastnosti materiálu, v tomto případě tedy modul pružnosti, byl zjištěn experimentálně (viz kap. 6.3.1). Celková působící síla byla odhadnuta jako působení poloviny hmotnosti probanda do otiskového materiálu při předpokládaném statickém stoji. V rámci prvního přiblížení výpočtů byl v programu SIFEL zvolen lineárně pružný model materiálu [73].

### 6.4.1. Metodika výpočtu

Protože se řešil lineárně pružný problém, bylo možné vyjádřit posunutí-vhloubení jednoho uzlu jako lineární kombinaci posunů způsobených jednotkovými zatíženími na všech uzlech. Konstrukce byla tedy nejprve postupně zatěžována jednotkovým fiktivním zatížením ve všech uzlech horní podstavy. Tím vzniklo celkem  $n$  jednotkových zatěžovacích stavů. Výsledná rozložení posunů pro jednotlivé zatěžovací stavy tvoří sloupce matice  $W$ , hledané posuny jsou uspořádány ve vektoru  $\bar{w}$  a hledané koeficienty zatížení jsou neznámá na levé straně ve vektoru  $c$ . Obecně lze soustavu rovnic zapsat v následující podobě :

$$[W] \cdot \{c\} = \{\bar{w}\},$$

$$[W] = \begin{bmatrix} w_1^1 & w_1^2 & \cdots & w_1^i \\ w_2^1 & w_2^2 & \cdots & w_2^i \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_j^1 & w_j^2 & \cdots & w_j^i \end{bmatrix},$$

$$\{c\} = \{c_1 \quad c_2 \quad \cdots \quad c_i\}^T, \quad \{\bar{w}\} = \{\bar{w}_1 \quad \bar{w}_2 \quad \cdots \quad \bar{w}_j\}^T.$$

Řešením soustavy rovnic byly získány koeficienty, které odpovídají relativnímu rozložení sil na ploše chodidla. Jejich součet je nutné upravit vzhledem k tíze člověka. Z podkladů jsme převzali hmotnost člověka 65kg. Z toho na jedno chodidlo připadá 32,5kg, tj. bylo počítáno s tíhou 320N. Opravný váhový koeficient  $k_v$  se vypočítal z následujícího vztahu:

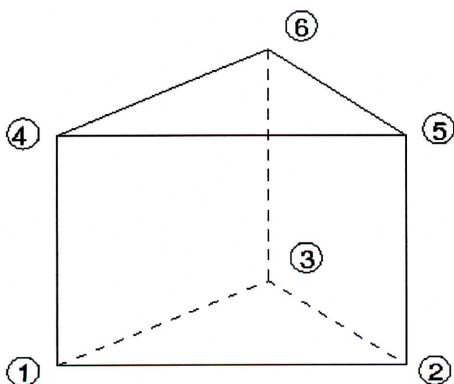
$$\bar{c} \cdot k_v = 320$$

$$\bar{c} = \sum_i c_i$$

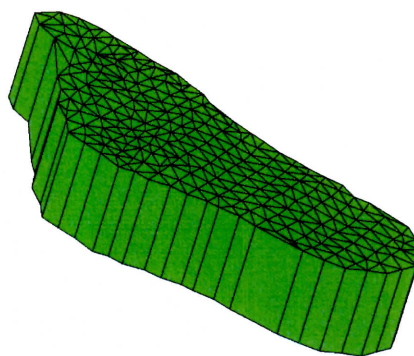
Výsledné síly, kterými se bude model zatěžovat v jednotlivých uzlech, obdržíme vynásobením relativního koeficientu síly  $c_i$  váhovým koeficientem  $k_v$ :

$$F_i = k_v \cdot c_i$$

K výpočtu metodou konečných prvků [5] byla vytvořena síť prvků na základě poskytnuté topografické sítě chodidla. Použité prvky jsou prostorové trojboké hranoly (Obr. 27). S takovými prvky můžeme využít základní trojúhelníkovou síť jako základnu pro konstrukci prostorového modelu (Obr. 28).



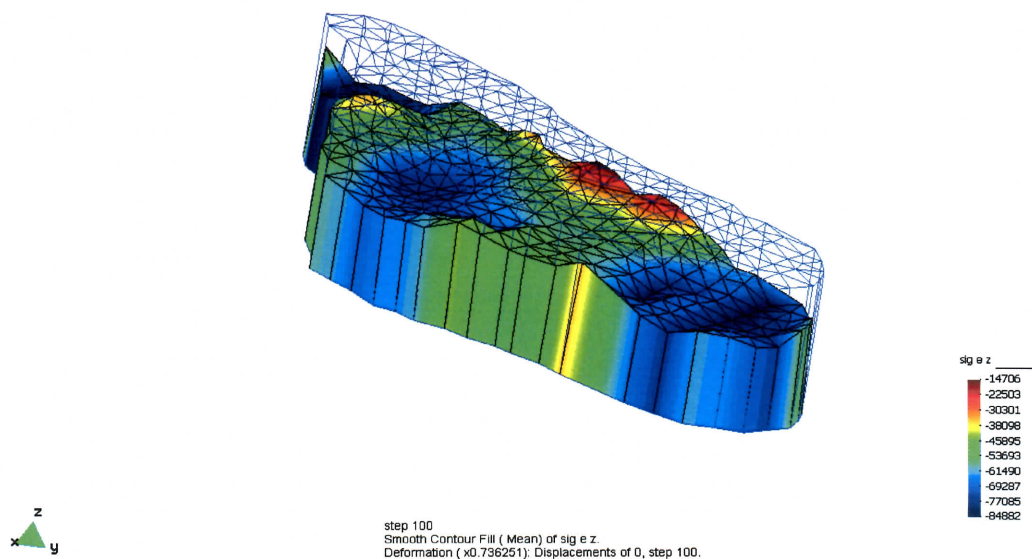
Obr. 27: Použitý prvek



Obr. 28: Síť konečných prvků: 500 uzlů, 448 prostorových prvků.

### 6.4.2. Výsledky

Výstupem z programu SIFEL byla vertikální napětí  $\sigma_z$  v jednotlivých uzlech (Obr. 29) a napětí  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ . Zatížení chodidla v otiskovém materiálu je nerovnoměrné, hodnoty tlaků se pohybovaly přibližně od 15kPa do 85kPa.



Obr. 29: 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).

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.

## 6.5. Nelineární elasto-plastický model

Z grafu uvedeného v kapitole 6.3.1. (Obr. 21) ovšem vyplývá, že závislost vhloubení na aplikovaném tlaku je nelineární. Na grafu je ve střední části patrné, že materiál po dosažení meze plasticity má schopnost stále přenášet zvyšující se zatížení avšak stává se měkčím. Toto chování v plasticitě nazýváme zpevněním (zpevnění/změkčení – hardening/softening). Bylo tedy třeba použít nelineární materiálový model, který by vystihoval chování materiálu lépe než prostý lineárně pružný model.

K popisu chování materiálu byl použit Misesův elasto-plastický model s lineárním zpevněním, který vychází z předpokladu, že k plastickému tečení materiálu dochází pouze změnou tvaru materiálu (smykem) a změna objemu nemá na plastické chování vliv [5]. Tento 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. Z grafu vyplývá, že mez plasticity  $R_y$  je zhruba 14 kPa. Dále se mění mez zhruba lineárně v závislosti na ekvivalentním přetvoření, z této části grafu byl tedy stanoven konstantní modul zpevnění 29 kPa.

### 6.5.1. Metodika výpočtu

Úloha byla řešena jako nelineární elasto-plastický problém. Pro návrat na plochu plasticity v jednotlivých integračních bodech konečných prvků byl s výhodou použit tzv. cutting-plane algoritmus, který pro danou podmínku plasticity konverguje a není v něm třeba řešit soustavu rovnic. K popisu chování hmoty byl použit Misesův elastoplastický model s lineárním zpevněním [5]. Tato podmínka plasticity má tvar :

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

kde  $J_2$  je druhý invariant deviátoru napětí definovaný rovnicemi:

$$J_2 = \frac{1}{2} s_{ij} s_{ij},$$

$$s_{ij} = \sigma_{ij} - \delta_{ij} \sigma_m,$$

$$\sigma_m = \frac{1}{3} \sigma_{kk}.$$

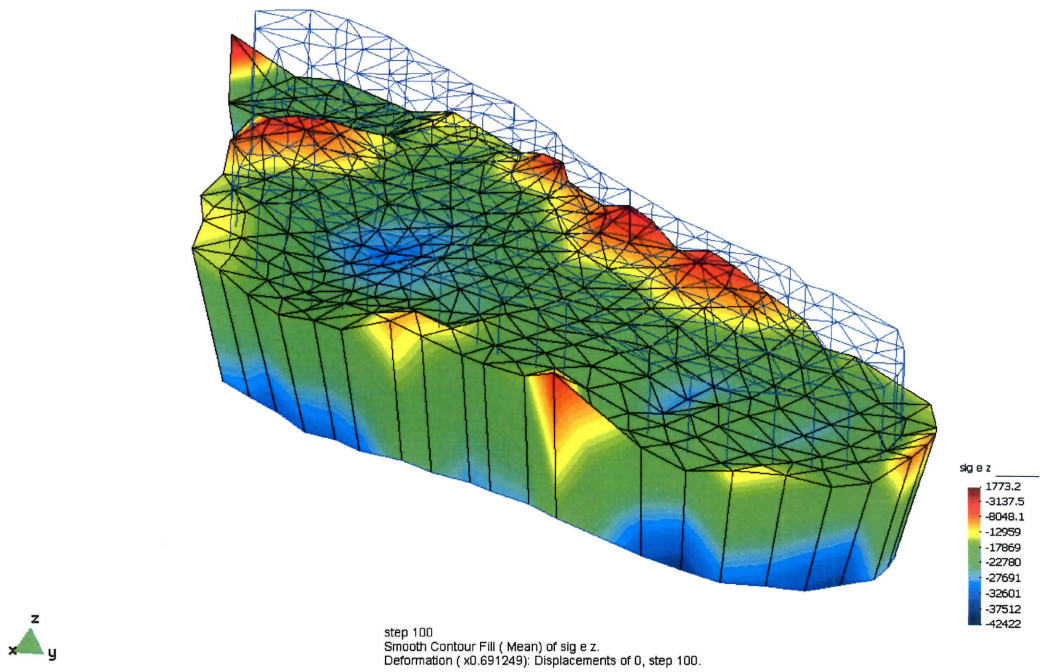
Úloha je inverzní ke klasické úloze mechaniky, protože ze zadaných posunů byly řešeny síly, které tyto deformace způsobily. V daném případě bylo tedy třeba sečíst všechny svislé reakce v jednotlivých uzlech a spočítat celkovou výslednici. Tato výslednice by měla odpovídat přibližně polovině celkové váhy člověka. Vzhledem k tomu, že použitý materiálový model nepopisuje chování materiálu zcela přesně, vzniká určitá odchylka. Poměr mezi výslednicí a tíhou poloviny člověka by měl být následně použit pro korekci výsledných napětí.

### 6.5.2. Výsledky

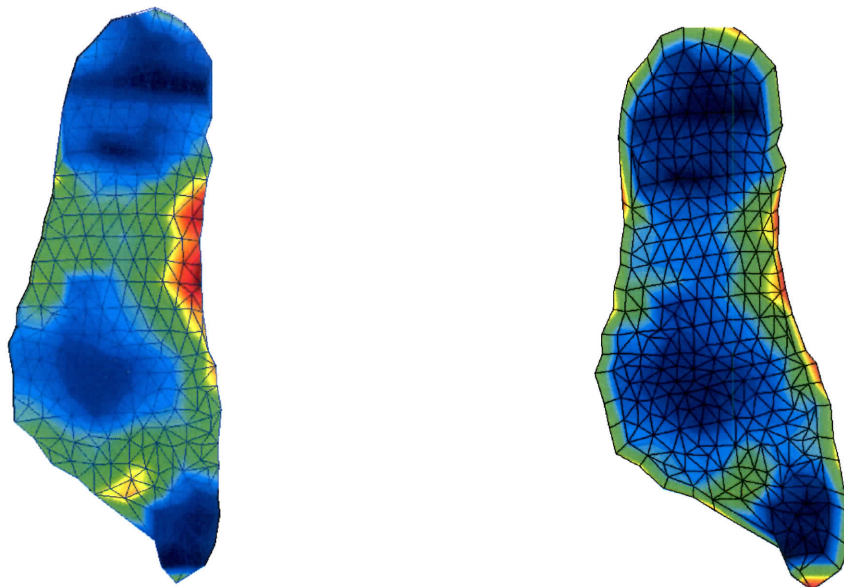
Model byl opět řešen programem SIFEL [73]. Výstupem programu bylo pole posunů, pole deformací, pole napětí a průběh parametru konzistence, který indikuje výskyt plastického přetváření (vertikální napětí  $\sigma_z$  v jednotlivých uzlech a napětí  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ) (Obr. 30). Z výpočtů jsou 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 (Obr. 31). Na horním povrchu u plastického materiálu je největší hodnota napětí  $\sigma_z$  -31 kPa.

Deformovaný tvar v případě pružného materiálu se méně odchyluje 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 320N. V případě elastického výpočtu nemá smysl kontrolovat správnost, protože výsledná reakce musí vyjít mnohem větší z důvodu přílišné tuhosti materiálu. Pro plastický výpočet vyšla celková reakce ve svislém směru 305N. 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 by bylo možné dosáhnout volbou vhodnějšího materiálového modelu, který ovšem vyžadoval podrobnější laboratorní zkoušky tak jak je uvedeno v kapitole 6.3.2. (závislost vhloubení na čase).



Obr. 30: 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).



Obr. 31: Srovnání rozdílu průběhu napětí (Pa) pro lineární (vlevo) a nelineární (vpravo) výpočet – dolní povrch modelu (simuluje dno nádoby). Velikost zatížení – od červené (nejnižší hodnoty) po modrou (nejvyšší hodnoty).



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

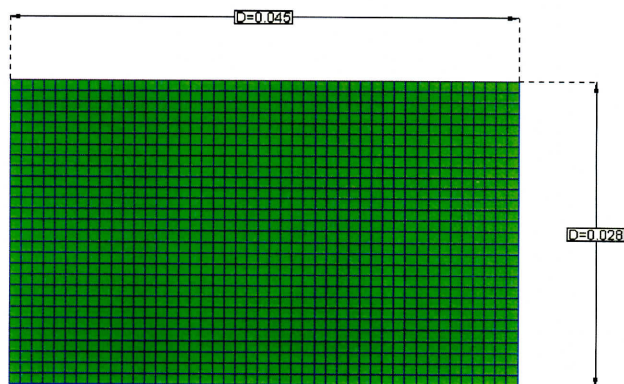
V předchozích výpočtech byl aplikován nelineární elasticko-plastický model, který však nezahrnoval efekty viskózního chování daného materiálu. Z toho důvodu bylo potřeba použít materiálový model, který by toto chování nějakým způsobem vystihl. K popisu chování materiálu byl zvolen jednoduchý model visko-plasticity [73].

### 6.6.1. Metodika výpočtu

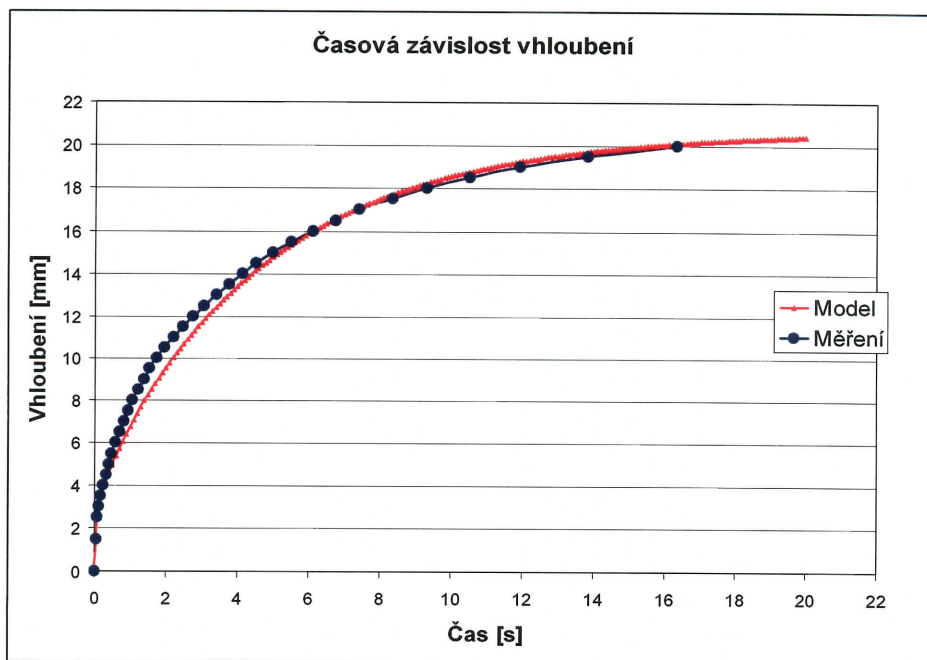
Výpočet simulující laboratorní zkoušku byl opět proveden metodou konečných prvků v programu SIFEL [73]. Základním podkladem byly experimentálně naměřené hodnoty deformace laboratorního vzorku účinkem zatěžovacího válečku, které byly zaznamenávány v grafu závislosti vhloubení na čase (viz. kapitola 6.3.2., Obr. 25, 26). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření, Obr. 26) byl postupnou změnou jednotlivých materiálových parametrů nařizován model. Po sérii výpočtů simulující laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry. Výpočet uvažuje okamžitou rychlost deformace.

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

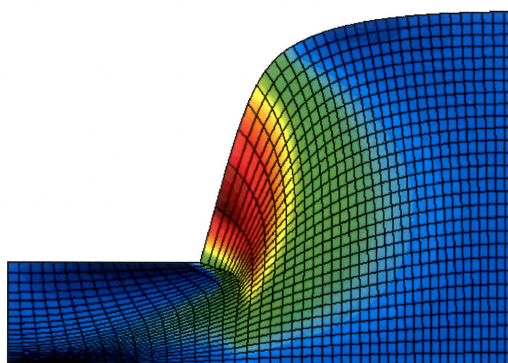
kde  $\dot{\varepsilon}_{ij}^e$  je přírůstek elastické složky tenzoru deformace,  $\dot{\varepsilon}_{ij}^{vp}$  značí přírůstek visko-plastické složky tenzoru deformace a  $(\dot{\phantom{x}})$  značí derivaci podle času (rychlost).



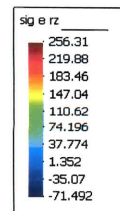
Obr. 32: Síť konečných prvků s rozměry v [m]



Obr. 33: Závislost vhloubení na čase – srovnání výsledků experimentu (modře) s výpočtovým modelem (červeně).



step 20  
Smooth Contour Fill ( Mean) of sig e rz.  
Deformation ( x1): Displacements of 0, step 20.



Obr. 34: Průběh smykových napětí na deformovaném tvaru modelu (Pa).

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

Z výsledků předchozích výpočtů vyplynulo, že pro daný materiál a danou úlohu je potřeba uvážit vliv velkých posunů a velkých deformací (deformace větší než 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 deformace [69].

### 6.7.1. Metodika výpočtu

K popisu chování materiálu byl opět zvolen jednoduchý model visko-plasticity, kde byla použita J2 podmínka plasticity [5]. 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 [5]. Podmínka plasticity má tvar:

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

Základním podkladem byly opět experimentálně naměřené hodnoty deformace laboratorního vzorku účinkem zatěžovacího válečku, které byly zaznamenávány v grafu závislosti vhloubení na čase (viz. kapitola 6.3.2., Obr. 26). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření) byl opět postupnou změnou jednotlivých materiálových parametrů nafitován model. Po sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry. Za neznámé materiálové parametry byly považovány následující:

$E$  – Youngův modul pružnosti

$k$  – mez tečení

$H$  – modul zpevnění

$a_0$  – koeficient viskozity určující měřítko viskózní deformace

$a_1$  – koeficient viskozity určující závislost na dosaženém napětí

$a_2$  – koeficient viskozity určující závislost na čase

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

### 6.7.2. Výsledky

V jednotlivých simulacích laboratorní zkoušky byly postupně měněny jednotlivé materiálové parametry až byla dosažena dobrá shoda s uvedeným experimentálním měřením (Obr. 35). Po provedené sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány tyto hodnoty požadovaných materiálových parametrů:

$$E = 4800 \text{ [Pa]}$$

$$k = 600 \text{ [Pa]}$$

$$H = 2000 \text{ [Pa]}$$

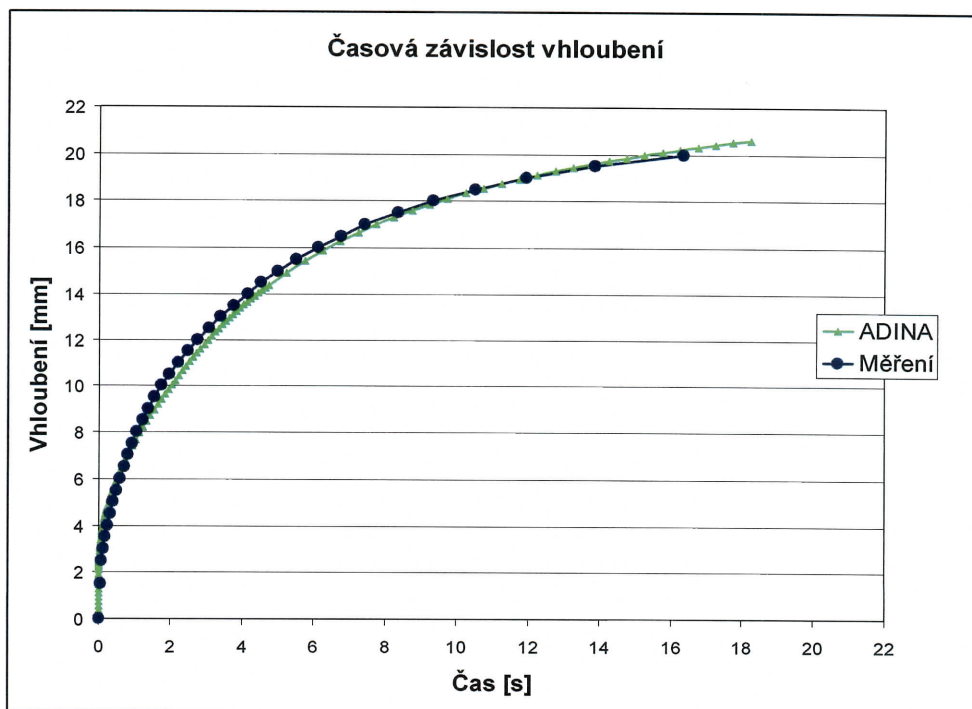
$$a_0 = 4,2e-005$$

$$a_1 = 1,53$$

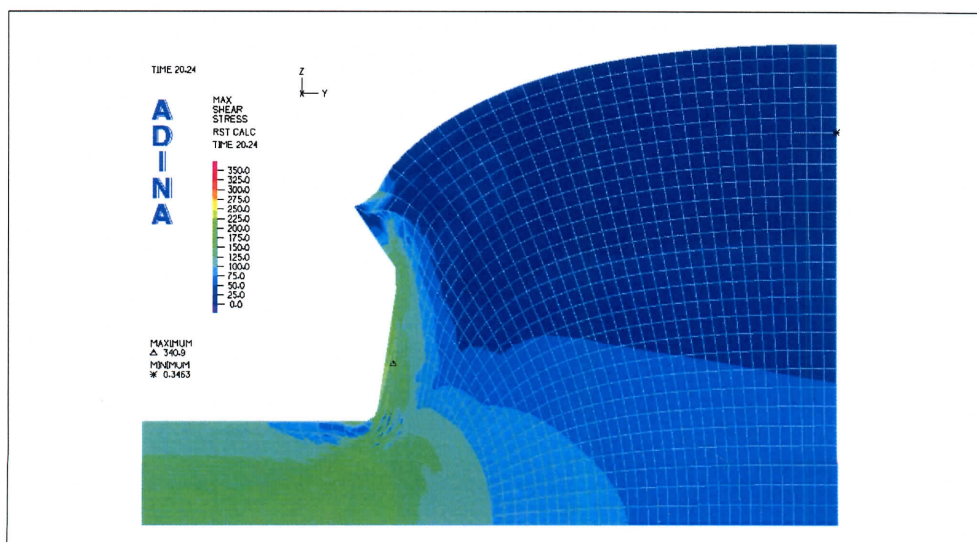
$$a_2 = 0,5$$

$$\nu = 0,49$$

Výsledná křivka obsahující tyto parametry je zachycena na Obr. 35 a celkově vykazuje dobrou shodu s křivkou vzniklou při experimentálním měření. Výsledný deformovaný tvar je zachycen společně s průběhem smykových napětí na Obr. 36. Je na něm opět patrná koncentrace smykových napětí v místě spodní hrany zatlačovaného válečku.



Obr. 35: Závislost vhloubení na čase – srovnání měření s výpočty (ADINA).



Obr. 36: Průběh smykových napětí na deformovaném tvaru modelu (Pa).

Závěrem lze konstatovat, že výsledky z výpočtu vykazují dobrou shodu s naměřenými daty, 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.

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 sice 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 v 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.

## **7. Tvarová charakteristika segmentů nohy (experiment č. 3)**

Tento blok práce se zabývá dopadem zatížení na nohu a 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 snímání 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

### **7.1. Hypotézy**

*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

## 7.2. Úvodem

MRI snímkování a 3D rekonstrukce struktur nohy má výhodu v možnosti objektivního měření vzájemných vazeb jednotlivých struktur klenby nožní. Při snímání nohy nezatížené 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.

Posouzení praktičnosti zátěžového MRI snímkování přednoží se zabývali například Weisthaupt, Jacob a další [68]. Posuzovali polohu jednotlivých hlaviček metatarzů, jejich vzájemné postavení a interakce neurovaskulárních svazků vůči metatarzům v otevřeném systému MRI – viz kapitola 4.5. V našem případě nás bohužel limitovala tradiční konstrukce skeneru magnetu MRI ke snímkování v pozici v leže.

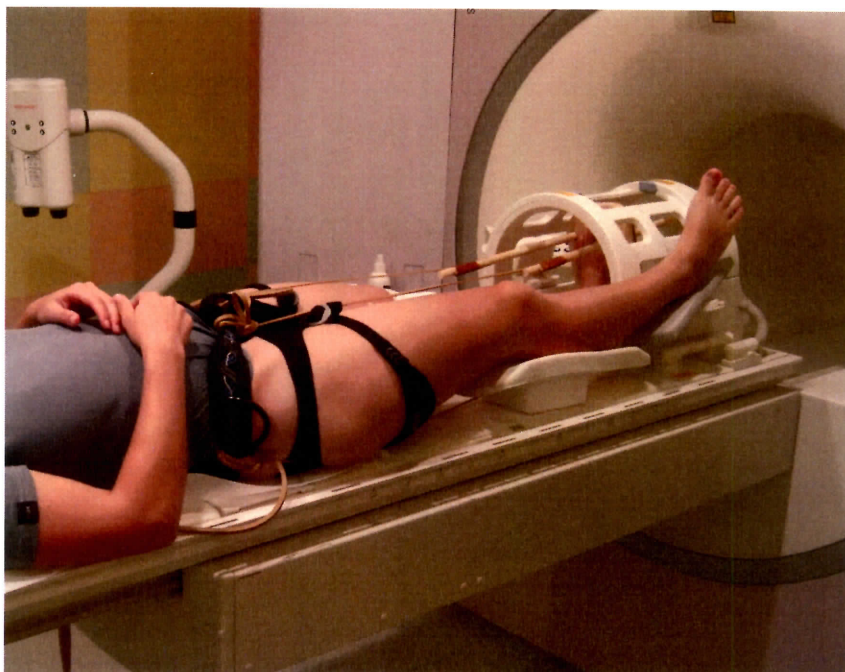
## 7.3. Simulace reálného zatížení, snímkování pomocí MRI – vlastní experiment

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 – z dřevěné desky a tyčí a lezeckého sedacího úvazku (Obr. 37).

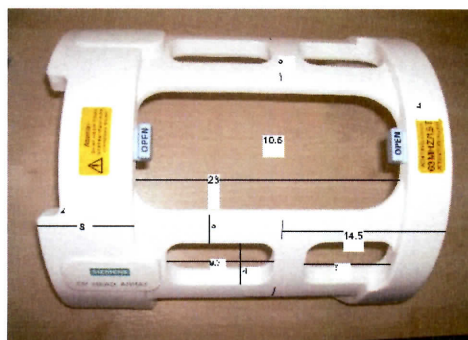
V obou případech snímkování byla noha upevněna v hlavové cívce (Obr. 38), jelikož k získání co nejkvalitnějšího obrazu je potřeba uložit cívku co nejbližší k vyšetřované oblasti [44]. Z důvodů kvalitního zobrazení měkkých i kostěných tkání na jednotlivých řezech bylo použito snímkování s těmito parametry:

- šířka řezu 3mm, TR 506ms, TE 13ms, T1 vážený obraz, sekvence spin echo



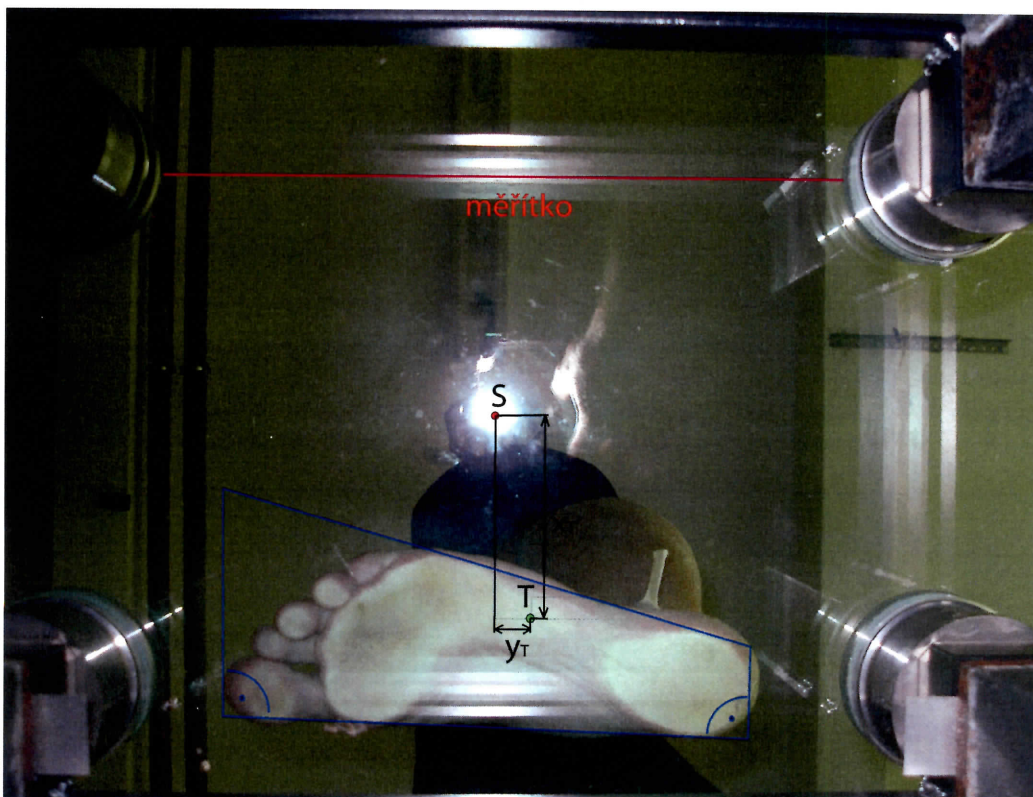


Obr. 37: MRI snímkování zatížené nohy.

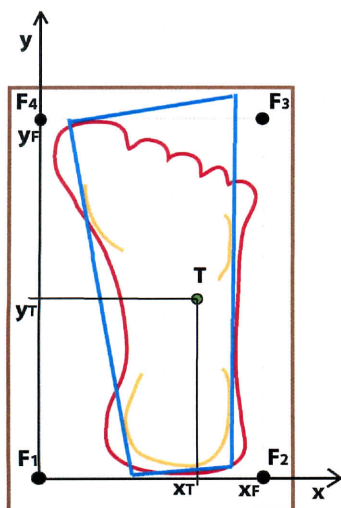


Obr. 38: Hlavová cívka.

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. Pomocí digitální fotografie chodidla (zespodu kolmo na desku dynamometru) bylo v programu AutoCad nejprve nalezeno umístění střediska sil  $T$  vzhledem k noze probanda (Obr. 39, 40).



Obr. 39: Spodní snímek chodidla při měření zatížení nohy na dynamometru firmy Kistler. V bodě  $S$  (červený) byl umístěn marker označující počátek lokálního pravouhého souřadného systému přístroje. Středisko sil  $T$  bylo přeneseno v měřítku z průměrných naměřených souřadnic COP přístrojem při 60 sekundovém stoji. Modře je znázorněn lichoběžník zkonstruovaný pro přenos polohy střediska sil na dřevěnou zátěžnou desku. Měřítka fotografie (červená úsečka) bylo stanoveno ze známého rozměru v rovině styku chodidla s podložkou.



Obr. 40: Schéma přenosu COP na dřevěnou zátěžnou desku a výpočet sil pro realizaci simulace zátěže v přístroji MRI. Červeně je naznačen půdorys nohy při statickém stoji, žlutě je obkresleno rozhraní chodidlo-podložka, modrý je lichoběžník určující polohu COP - zelený bod  $T$ . V rozích jsou naznačeny působišťe sil od tahu pryče  $F_1$  až  $F_4$ .

Dále bylo třeba pro výpočet tahu jednotlivých pramenů pryže nalézt polohu střediska sil na dřevěné zátěžné desce. Na tuto byl obkreslen jednak pravoúhlý průmět chodidla – půdorys (červeně), jednak obrys rozhraní chodidlo-podložka (žlutě), vše při obdobném statickém stoji (Obr. 40). Poloha COP byla přenesena na základě podobnosti lichoběžníků tvořených tečnami ke styčným částem chodidla (modře). Potřebné síly tahu pryže pak byly vypočítány řešením soustavy čtyřech jednoduchých rovnic:

$$\frac{F_1 + F_2}{F_3 + F_4} = \frac{y_T}{y_F - y_T},$$

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{x_T}{x_F - x_T},$$

$$\frac{F_4}{F_3} = \frac{x_T}{x_F - x_T},$$

$$F_1 + F_2 + F_3 + F_4 = F_z,$$

kde  $F_1, F_2, F_3, F_4$  [N] jsou potřebné síly tahu pryže v rozích zátěžné desky,  $F_z$  [N] je celková zátěžní síla – vertikální složka síly naměřené na dynamometru,  $x_T, y_T$  [m] jsou polohy COP na dřevěné desce a  $x_F, y_F$  [m] jsou vzdálenosti upnutí gum na dřevěné desce. Pro náš případ byla celková síla  $F_z = 304$  [N] a jednotlivé tahy  $F_1 = 42$  [N],  $F_2 = 121$  [N],  $F_3 = 102$  [N] a  $F_4 = 33$  [N]. Síly od tahu pryže byly dány velikost jejího prodloužení.

K výpočtu nutného prodloužení jednotlivých paprsků, pro dosažení shodného zatížení jako při stoji, byla tedy ještě nutná její kalibrace. Pomocí odstupňovaných závaží byla zjištěna její tuhost  $k$  [Nm<sup>-1</sup>], která byla brána se zanedbatelnou mírou nepřesnosti jako konstantní pro použitý rozsah prodloužení. Velikost prodloužení byla dána změnou vzdálenosti markerů vyznačených na pryži  $y_0 = 0,1$  [m]. Pracovní vzdálenost markerů pro jednotlivé prameny byla dána rovnicemi:

$$y_{pi} = y_0 + \Delta y_i,$$

$$\Delta y_i = \frac{F_i}{k}.$$

Velikost zatížení mohla být tedy nastavena vždy přímo v cívce MRI pouze dřevěným pravítkem. Gumy byly na jedné straně pevně uchyceny k horolezeckému sedáku a na straně desky bylo jejich protažení regulováno posuvnými dřevěnými kolíky. Nepřesnost ve směru tahu jednotlivých paprsků, předpokládaná kolmo na desku, byla zanedbána.

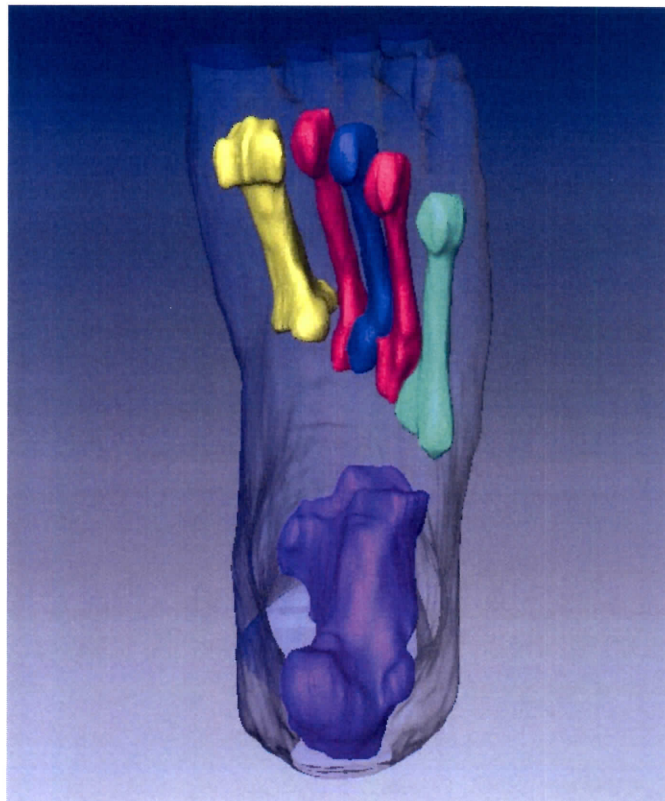
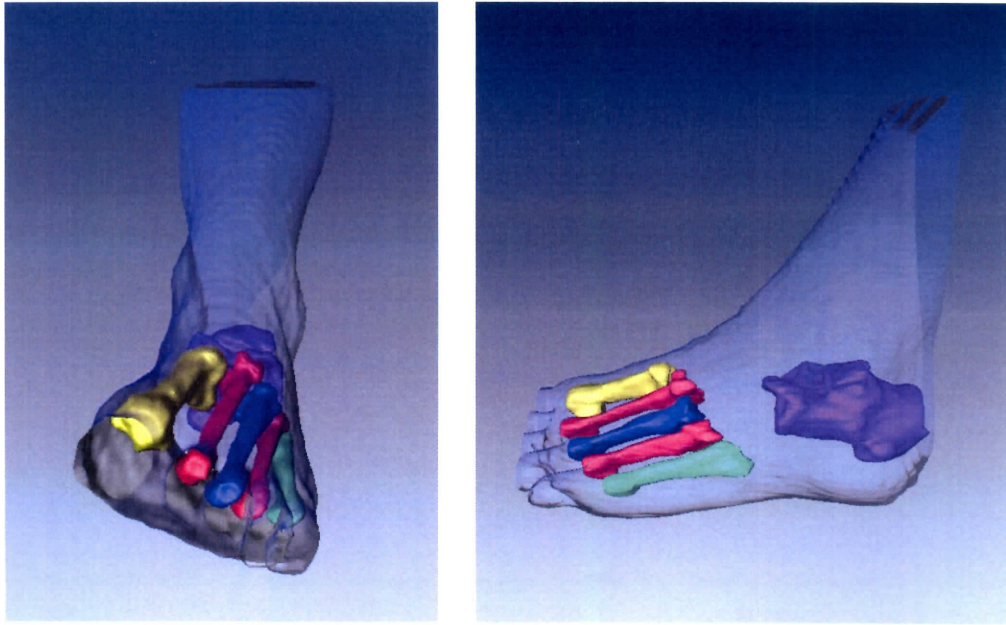
### **7.3.1. MRI zobrazení vnitřních struktur nohy – 3D model**

V tomto případě byla použita manuální metoda segmentace, kdy se ručně označují jednotlivé anatomické struktury na jednotlivých MRI řezech. Komplikace této techniky pramení z reliéfu a velikosti konkrétního anatomického útvaru a také z ne vždy zcela jasného ohraničení vůči okolním tkáním.

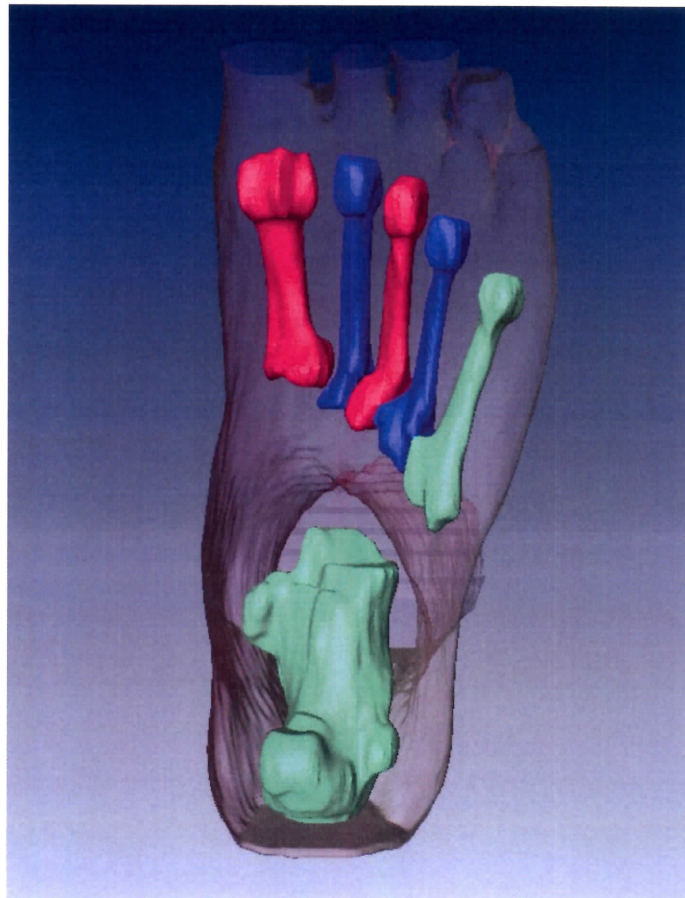
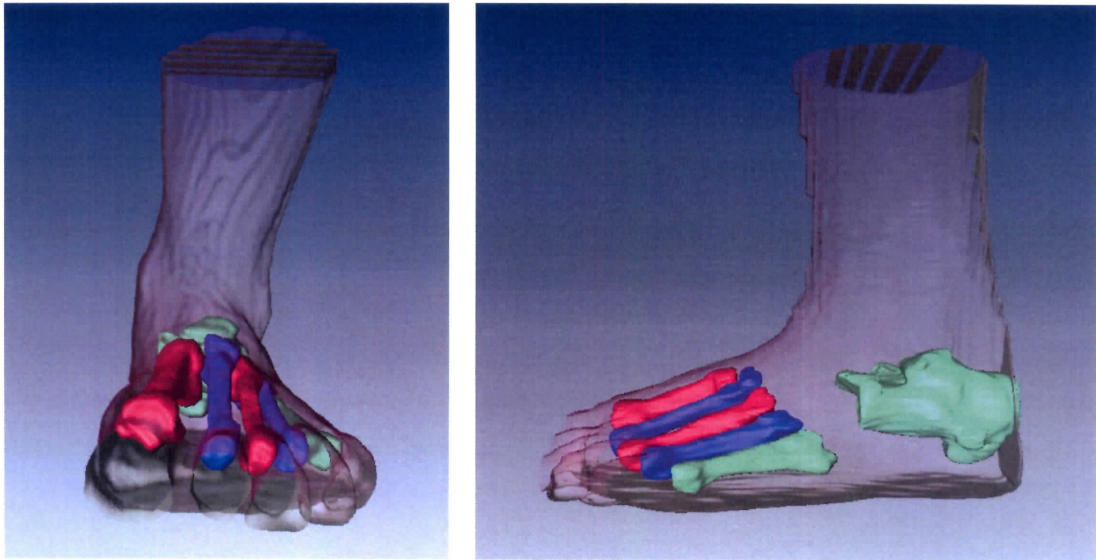
K práci se snímky, rekonstrukci 3D modelu a k měření prostorového uspořádání byl použit program Amira [74]. Byl zrekonstruován 3D povrch nohy nezatížené i zatížené jako celku (Obr. 41, 42) a vzájemné prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu (v rámci větší přehlednosti modelu byly vybrány pouze tyto struktury) (Obr. 43-48).



Obr. 41, 42: Rekonstrukce povrchu nohy nezatížené (modře) a zatížené (červeně).



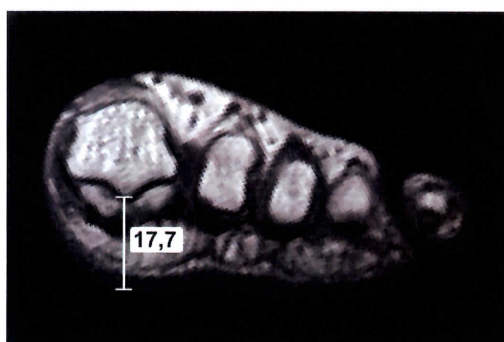
Obr. 43-45: Vzájemné prostorové uspořádání metatarzů a os calcaneus nohy nezátížené – situováno do celkového pohledu povrchu nohy (zobrazeno slabě).



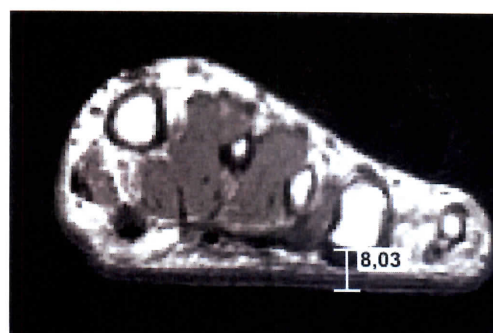
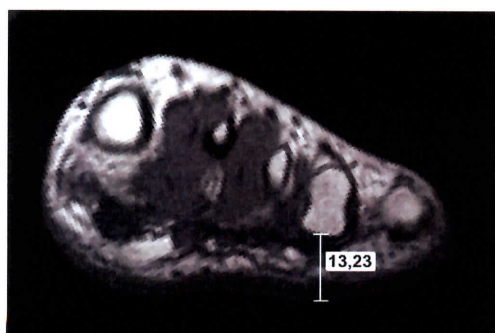
Obr. 46-48: Vzájemné prostorové uspořádání metatarzů a os calcaneus nohy zatížené – situováno do celkového pohledu povrchu nohy (zobrazeno slabě).

### 7.3.2. Analýza prostorového uspořádání jednotlivých elementů nohy

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. 49-52). Dále bylo změřeno také snížení vzdálenosti mezi povrchem chodidla a os calcaneus (Obr. 53, 54). Výsledky těchto naměřených hodnot a procentuelní rozdíly mezi hodnotami u nohy nezatížené a zatížené jsou uvedeny v tabulce 3.



Obr. 49, 50: MRI snímky – řez přednožím v úrovni hlavičky I. MTT – noha nezatížená a zatížená.



Obr. 51, 52: MRI snímky – řez přednožím v úrovni hlavičky IV. MTT – noha nezatížená a zatížená.



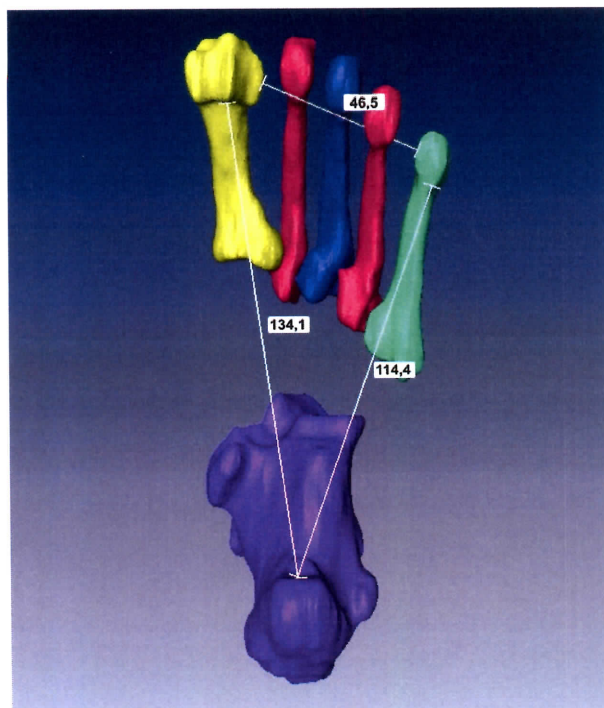


Obr. 53, 54: MRI snímky – řez v oblasti os calcaneus – noha nezatížená a zatížená.

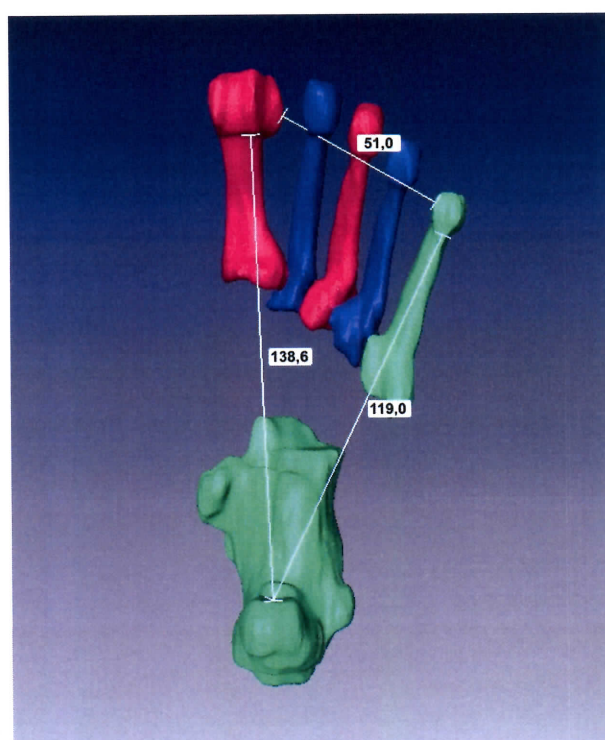
	I MTT	II MTT	III MTT	IV MTT	V MTT	calcaneus
nezatížená	17,7	15,7	14,2	13,3	12,3	18,4
zatížená	14,8	10,8	9,0	8,0	7,6	9,3
rozdíl	-2,9	-4,9	-5,2	-5,3	-4,7	-9,1
procentuální rozdíl (%)	<b>-16</b>	<b>-31</b>	<b>-37</b>	<b>-40</b>	<b>-38</b>	<b>-49</b>

Tab.3: Vzdálenosti mezi povrchem chodidla a hlavičkami metatarzálních kostí u nohy zatížené a nezatížené, rozdíl (mm) a rozdíl vyjádřený v procentech.

V prostorovém 3D modelu části kostěných struktur byly změřeny také vzájemné vzdálenosti mezi metatarzy a calcaneem u nohy nezatížené a následně u zatížené (Obr. 50, 51). Výsledné vzájemné vzdálenosti mezi metatarzy u nohy nezatížené a zatížené (mm) a rozdíl vyjádřený v procentech je uveden v tabulce 4.



Obr. 55: Prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu – noha nezatížená.



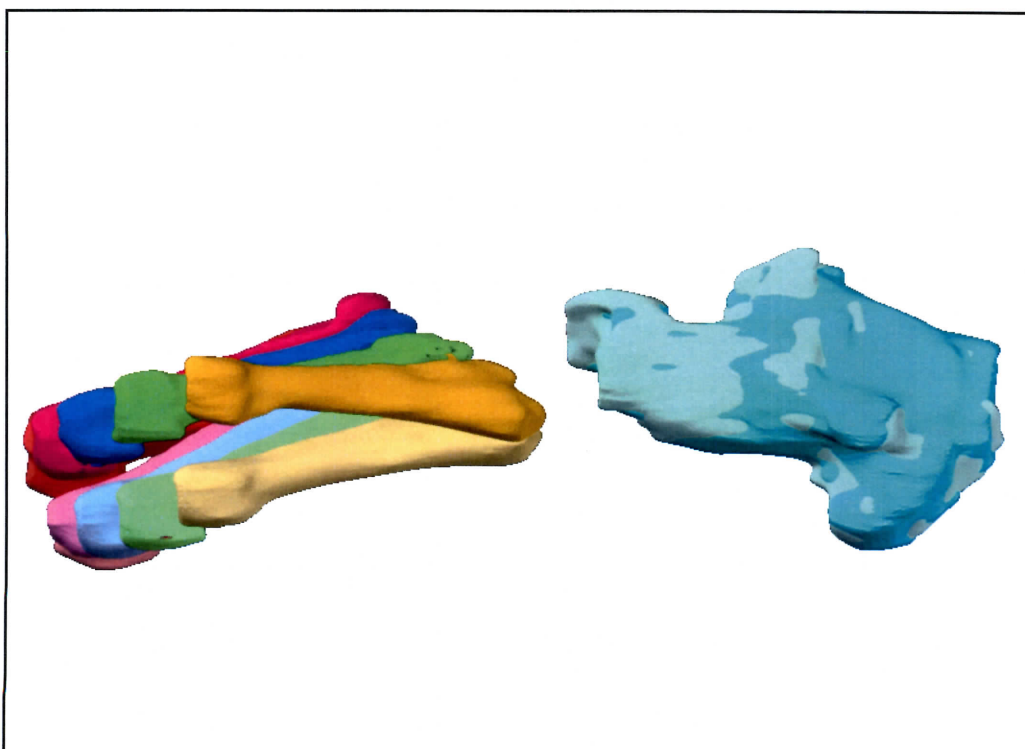
Obr. 56: 3D prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu – noha zatížená.

	I vs. V	I vs. calcaneus	V vs. calcaneus	I vs. II	I vs. III
nezatížená	46,5	134,1	114,4	5,0	18,7
zatížená	51,0	138,6	119,0	6,4	20,4
rozdíl	4,5	4,5	4,6	1,4	1,7
procentuální rozdíl (%)	<b>10</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>28</b>	<b>9</b>

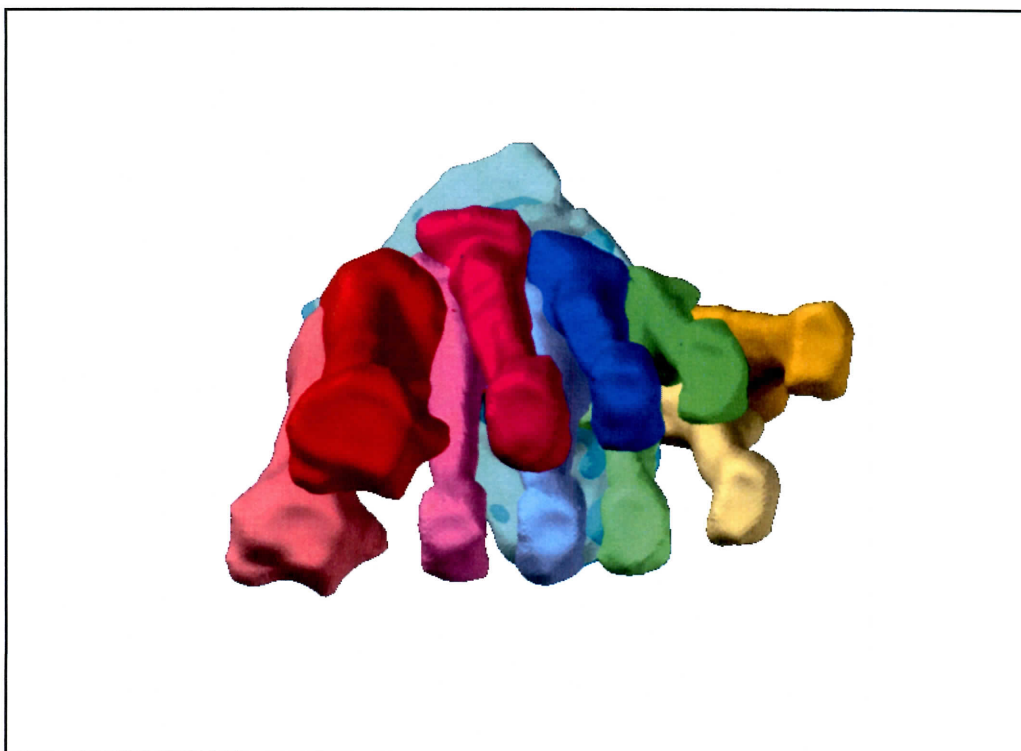
Tab. 4: Vzájemné vzdálenosti mezi metatarzy u nohy nezatížené a zatížené (mm), rozdíl vyjádřený v procentech.

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%).

Pro hlubší analýzu tvarových změn klenby nožní je velmi výhodné, ne-li nezbytné, prostorové „spasování“ modelů nezatížené a zatížené nohy (viz Obr. 57-59). Největším problémem při tvorbě modelu z MRI snímků je 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.



Obr. 57, 58 : Spárované modely nohy nezatížené (slaběji) a zatížené (šikmý a laterální pohled).



Obr. 59: Spárované modely nohy nezatížené (slaběji) a zatížené (frontální pohled).

Pohledem se zdá být výsledné spasování modelů podle calcaneu poměrně přesné vzhledem k snímkování pomocí MRI, nepřesnost překrytí calcaneu je viditelná podle barevného odstínu. 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. Ze spárovaných modelů je pak možno odměřit prostorové změny polohy jednotlivých segmentů nohy a při spárování 3D modelů povrchů nohy i objemové deformace měkkých tkání.

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.

## 8. Diskuze

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. Stejně rozdělení zachováme i pro tuto kapitolu:

### 8.1. 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.

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 snímáním odlitků byl 3D povrch chodidla „digitalizován“ a tím umožnil další počítačové zpracování.

Byla vyslovena *Hypotéza č. 1*:

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

### **Vlastní experiment** probíhal následovně:

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 [49]. Následně byl ve spolupráci se Stavební fakultou ČVUT nasnímán povrch pozitivních sádrových odlitků daných otisků. Stereofotogrammetrické snímání odlitků otisků bylo podkladem pro tvorbu detailního 3D modelu reliéfu otisku nohy. Vzniklé snímky byly zpracovány pomocí programu PhoTopoL [35]. Výsledkem tohoto zpracování byl seznam podrobných bodů a jejich souřadnic. Vzniklý seznam byl zpracován v počítačovém programu Atlas, běžně používaném v geografii. Tímto způsobem je vygenerována 3D trojúhelníková síť bodů otisku. 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.

U prvního probanda (KH) je nejvyšší klenba na počátku těhotenství (KH 1) a nejvyšší v období po skončení šestinedělí (KH 3). Dle výsledků druhého probanda (PH) se dalo usoudit, že na počátku těhotenství je klenba nohy nejnižší, ke konci těhotenství se zvedá – zde je nejvyšší a v období po skončení šestinedělí se částečně vrací do původního stavu. Klenba nohy třetího probanda (KJ) byla nejvyšší v období na začátku těhotenství, na konci těhotenství se snížila a v období po skončení šestinedělí se jeví tendence k jejímu návratu. Z uvedených výsledků čtvrtého probanda (LS) vyplynulo, že docházelo k postupnému poklesu klenby od období na začátku těhotenství až do období po skončení šestinedělí.

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. I rozdílný denní režim před měřením, volba jiné obuvi v den měření a v neposlední řadě i psychika mohou určitou měrou ovlivnit výsledky měření. 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 snímáním 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 snímání 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.

Pokud bychom chtěli 3D analýzu plošky nohy do budoucna zobecnit a umožnit její širší využití pro porovnávání plochosti nohou, je třeba brát v úvahu, že



menší objemy pod klenbou vždy neznamenaají plošší klenbu, neboť jako u těles tzv. podobných, může být prostor pod klenbou u různě velikých nohou v poměru stejný. Vztah mezi plochami měřené oblasti a objemem pod klenbou by šel vyjádřit pro různé velikosti nohou například tzv. indexem, který by se vypočítával podobně jako je u tomu u výpočtu ideální váhy člověka – tzv. BMI (Body mass index). Index ploché nohy už použil např. Fridland – z poměru délky chodidla s prsty a z výšky nártu –  $v \times 100/d$  – kde  $v$  je výška nártu a  $d$  je délka chodidla. Index s hodnotou do 25 značí plochou nohu a 28-29 nohu normální. Nebo podle jiné metody je index k hodnocení ploché nohy dán poměrem mezi délkou otisku plosky nohy bez otisku prstů a šířkou nohy v úrovni hlavičky V. metatarzu. Šířka nohy násobená deseti se vydělí délkou nohy. Pro správnou klenbu platí index do 1,6 a pro nohu plochou je index nad 1,7 [50]. Toto hodnocení je ale opět pouze v 2D rovině a tudíž by vyjádření vztahu mezi plochami měřené oblasti a objemem pod klenbou měli o stavu klenby větší vypovídající hodnotu.

Cílem metody byla snaha o co nejpřesnější a nejkompexnější 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 se potvrdila.***

## **8.2. 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.

### **Hypotéza č. 2:**

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

### **Vlastní experiment:**

Další částí práce bylo tedy stanovení distribučních tlaků v otiskovém materiálu, které bylo řešeno ve spolupráci s ČVUT na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební. Bylo nutno zjistit napjatost pod chodidlem v klidu stojícího člověka. 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 (kap. 6.3.1.). 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, kap. 6.3.2.).

Úloha 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 (**Lineární model**, kap. 6.4) (program SIFEL byl vyvinut na Katedře Mechaniky Fakulty Stavební ČVUT a je to open source program založený na metodě konečných prvků [73]). Cílem tvorby tohoto modelu (jako i všech následujících) bylo zjištění hodnot parciálních tlaků na rozhraní nohy a otiskové hmoty. Mechanické vlastnosti materiálu, v tomto případě tedy modul pružnosti, byl zjištěn experimentálně (viz kap. 6.3.1., 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. 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.

Z prvního experimentu závislosti deformace na zatížení, vyplývá skutečnost že závislost je nelineární. Bylo tedy třeba použít nelineární materiálový model, který by vystihoval chování materiálu lépe než prostý lineárně pružný model. Další výpočty byly tedy založeny na modelu plasticity, které toto chování celkem dobře vystihovaly (**Nelineární elasto-plastický model** – kap. 6.5.). Model byl opět řešen programem SIFEL [73]. Výstupem 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. 30). 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 (Obr. 31). 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. Odchyľka 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 tak jak je uvedeno v kapitole 6.3.2. (Závislost vhloubení na čase).

Na základě výsledků z druhého experimentu (Závislost vhloubení na čase) 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 (**Nelineární visko-plastický model** – kap. 6.6.). 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 [73]. Základním podkladem byly experimentálně naměřené hodnoty deformace laboratorního vzorku účinkem zatěžovacího válečku, které byly zaznamenávány v grafu závislosti vhloubení na čase (viz. kapitola 6.3.2., Obr. 25, 26). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření, Obr. 26) byl postupnou změnou jednotlivých materiálových parametrů naitován model. Po sérii výpočtů simulujících laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry. Výsledná křivka obsahující tyto parametry je zachycena na Obr. 33. 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).

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 deformace (**Nelineární visko-plastický model ADINA** – kap. 6.7.). 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 [70]. K popisu chování materiálu byl opět zvolen jednoduchý model visko-plasticity. Základním podkladem byly opět experimentálně naměřené hodnoty závislosti vhloubení na čase (viz. kapitola 6.3.2., Obr. 26). Na vzniklou křivku (průměr z 3. a 4. měření) byl postupnou změnou jednotlivých materiálových parametrů opět nařizován model (Obr. 35). Po sérii výpočtů simulující laboratorní zkoušku byly získány požadované materiálové parametry. Závěrem lze konstatovat, že výsledky z výpočtu vykazují dobrou shodu s naměřenými daty, 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.

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 sice 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 nezatíženého tvaru nohy (např. snímáním 3D skenerem či přímým snímáním 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.***

### **8.3. 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 nezatížené 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 nezatížené 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. 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.

Posouzení praktičnosti zátěžového MRI snímkování přednoží se zabývali například Weisthaupt, Jacob a další [68]. Posuzovali polohu jednotlivých hlaviček metatarzů, jejich vzájemné postavení a interakce neurovaskulárních svazků vůči metatarzům v otevřeném systému MRI – viz kapitola 4.5. Kritickým pohledem na tuto studii je možné vyjádřit pochybnosti o validitě výsledků, jelikož vzdálenosti pod hlavičkami metatarzů byly měřeny v jednom řezu, tudíž ne vždy pod nejnižším bodem každé jednotlivé hlavičky metatarzu. V posledních letech se snímky z počítačové tomografie (CT) nebo z magnetické rezonance (MRI) digitalizují a vytváří se prostorové zobrazení potřebných tvarů či povrchů [23, 24 56]. Vznikají konečněprvkové modely jednotlivých stavebních prvků nohy [2, 24, 60].

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. Byly vysloveny tyto hypotézy:

### **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

### **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 zatížena průměrnou silou naměřenou na dynamometru při statickém stoji zkoumaného probanda (Obr. 37). 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.*

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 [74]. V tomto případě byla použita manuální metoda segmentace, kdy se ručně označují jednotlivé anatomické struktury na jednotlivých MRI řezech. Komplikace této techniky pramení z reliéfu a velikosti konkrétního anatomického útvaru a také z ne vždy zcela jasného ohraničení vůči okolním tkáním. V této fázi tvorby 3D modelů jednotlivých struktur vznikají určité chyby dané použitím manuálního zpracování jednotlivých řezů při ohraničování požadované tkáně. Asi největším zdrojem chyb, které je u této metody těžké eliminovat, jsou velmi dlouhé



snímací časy použitého MRI, při kterých mohlo docházet k pohybu snímacích tkání a relaxaci zatížených struktur.

Z jednotlivých řezů byl zrekonstruován 3D povrch nohy nezatížené i zatížené jako celku (Obr. 41, 42) a vzájemné prostorové uspořádání jednotlivých metatarzů a calcaneu (v rámci větší přehlednosti modelu byly vybrány pouze tyto struktury) (Obr. 43-48). 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. 49-52). Dále bylo změřeno také snížení vzdálenosti mezi povrchem chodidla a os calcaneus (Obr. 53, 54). V prostorovém 3D modelu části kostěných struktur byly změřeny také vzájemné vzdálenosti mezi metatarzy a calcaneem u nohy nezatížené a následně u zatížené (Obr. 55, 56).

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%). 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 tedy velmi vhodné prostorové „spasování“ modelů nezatížené a zatížené nohy (viz Obr. 57-59). Největším problémem při tvorbě modelu z MRI snímků je 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. 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. Přesnost měření je velmi složité stanovit zejména díky velmi dlouhým snímacím časům použitého MRI (desítky minut), při kterých mohlo docházet k pohybu snímaných tkání a relaxaci zatížených struktur, a ručnímu zpracování MRI snímků. Ve světle těchto velmi těžko zjišitelných nepřesností je stanovení ostatních chyb použité metody irelevantní.

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 napětíové analýzy.

Na základě těchto skutečností lze říci, že i ***Hypotéza č. 4 se potvrdila.***

## 10. 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] Bendová, P., Horáčková, Š, Mezsárošová M. a kol.: Experimentální využití MRI – dat v detekci a simulaci myoskeletálních dysfunkcí. *Rehabilitácia*. 2005, vol. 42, no. 2, str. 73-80.
- [5] Bittnar, Z. a Šejnoha, J.: *Numerické metody mechaniky*. 1. vyd., Praha 1992, 309s.
- [6] Block, RA. et al.: Physiologic changes in the foot during pregnancy. *Journal of Am. Podiatrist, Medical Association*. 1985, vol. 75, pp. 297-299.
- [7] 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.
- [8] Bohemen, EK., Gendi, NST.: Flatfeet in pregnancy. *British Journal of Rheumatology*. 1995, vol. 35, no. 4, pp. 396-397.

- [9] Camacho, L.A. 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.
- [10] Čihák, R.: *Anatomie pro posluchače lékařství*, 1. díl : Obecná anatomie a pohybový aparát. Praha : Státní pedagog. nakl., 1980.
- [11] 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
- [12] Doležal, A.: *Anthropology of maternity*: Proceedings of the conference hold in Prague, November 26-29, 1975. Praha: UK, 1977, 349 s.
- [13] Dráč, P., Křupka, J.: *Trvalé zmeny po tehotnosti*. Martin : Osveta, 1992, 175 s.
- [14] Dungal, P.: *Ortopedie a traumatologie nohy*. 1. vyd. Praha : Avicenum, 1989, 288s.
- [15] Dylevský, I., Druga, R. a Mrázková, O.: *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2000, 664s.
- [16] Dylevský a kol.: *Pohybový systém a zátěž*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1997, 260s.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] Goldsmith, L.T. et al.: Relaxin and its role in pregnancy. *Endocrinology and metabolism clinics of North America*. 1995, vol. 1, no. 24, pp. 171-86.

- [20] Havránek, A.: *Úvod do bioreologie*. 1.vyd. Praha : Karolinum UK Praha, 2007. 223s.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.
- [24] 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.
- [25] Cheung, JT. and Zhang, M.: Finite element modeling of the human foot and footwear. *ABAQUS Users' Conferences*, Hong Kong Polytechnic University, 2006.
- [26] 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.
- [27] Janda, V.: *Funkce hybného systému: fyziologie a patofyziologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství. 1966, 273s.
- [28] Jee, WSS.: Principles of bone physiology. *Musculoskel Neuron. Interact*. 2000, vol. 1, no. 1, pp. 11-13.

- [29] 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.
- [30] 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.
- [31] Jensen, RK. and Doucet, S.: Changes in segment mass and distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*. 1996, vol. 29, no. 2, pp. 251-256.
- [32] Kapandji, IA.: *The physiology of joints – volume two – lower limb*. London : Churchill Livingstone, 1987.
- [33] Karas, V. a Otáhal, S.: *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. 1.vyd. Praha : Karolinum, 1991, 234 s.
- [34] Klementa, J.: *Somatometrie nohy*. 1. vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1987, 232s.
- [35] Kovařík, F.: *Možnosti využití digitální fotogrammetrie v biomechanice*. Praha. 100s. Diplomová práce na ČVUT, fakulta stavební. Vedoucí diplomové práce Karel Pavelka, 2003.
- [36] Kristiansson, P. et al.: Serum relaxin, symphyseal pain, and back pain during pregnancy. *American Journal of Obstetricians and Gynecologists*. 1996, vol. 175, no. 5, pp. 1342-1347.
- [37] Křupka, J. a Dráč, P.: Poruchy pohybového systému způsobené graviditou. *Amireport*. 1994, č. 9/10, s. 58-60.
- [38] Kuběna, J.: *Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance (CT a MRI)*, 2005. Dostupné na: [http://www.physics.muni.cz/~kubena/CTaNMR7Tisk\\_soubory/frame.htm](http://www.physics.muni.cz/~kubena/CTaNMR7Tisk_soubory/frame.htm)

- [39] Kučera, M. a kol.: Noha – jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica and Slovaca*. 1994, č. 3, s. 114-119.
- [40] Macků, F. a Macků, J.: *Průvodce těhotenstvím a porodem*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 1998, 328s.
- [41] MacLennan, AH. et al. Serum relaxin in pregnancy. *The Lancet*. 1986, no. 2, pp. 241-243.
- [42] Mann, RA.: The Great Toe – Management of Foot Problems. *Orthopedic Clinics of North America*. 1989, vol. 20, no. 4.
- [43] 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.
- [44] Matej, D. a Mareš, T.: *Experimentální biomechanika*. ČVUT Praha, 2008.
- [45] Meijer, RC. aj.: A stereophotogrammetric method for measurements of ligement structure. *Journal of Biomechanics*. 1989, vol. 22, pp. 177-184.
- [46] Mandato, M.G., Nester, E. (1999): The effect of increasing heel height on forefoot peak pressure. *J Am Pod Med Ass*, vol.89, no.2, pp. 75-80.
- [47] 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.
- [48] Pavelka, K. *Fotogrammetrie 10*. Praha : ČVUT, 1998.
- [49] 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.
- [50] Purgarič, S.: *Podologické praktikum*. Euroortopedi AB, Eslov, 1994.
- [51] 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.

- [52] Riegerová, J. a Ulbrichová, M.: *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. 2. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 1998, 185s.
- [53] Rosenbaum, D., Bertsch, C. and Claes, LE.: Tenodeses do not fully restore ankle joint loading characteristics : a biomechanical in vitro investigation in the hind foot. *Clinical Biomechanics*. 1996, vol. 12, no. 3, pp. 202-209.
- [54] Rychlíková, E.: *Funkční poruchy kloubů končetin : diagnostika a léčba*. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2002, 256s.
- [55] Schauberger, ChV. et al.: Peripheral joint laxity increases in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *American Journal of Obstetrics and Gyn*. 1996, vol. 174., no. 2, pp. 667-670.
- [56] 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.
- [57] Sinělnikov, RD.: *Atlas anatomie člověka*. 1. díl. (přel. Čihák, R.) 3. vyd. Praha : Avicenum, 468 s. Přel. z: Atlas anatomii člověka. Moskva : Medicina, 1980.
- [58] Sobotka, Z. *Biomechanické funkce dolních končetin a chodidel*. Pohybové ústrojí. 1996, sv. 3, č.1, s. 28-37.
- [59] 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.
- [60] Souza, VA.: *Design of insole using image base analysis*. Graduate School of Frontier Science, The University of Tokyo, 2007.
- [61] Španěl, M. a Beran, V.: *Obrazové segmentační techniky*. VUT Brno, 2006.
- [62] 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.



- [63] 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%202/S-2-%20Valenta%20M.,%20Buben%20J.doc>
- [64] Valenta, J., Konvičková, S. a Valerián, D.: *Biomechanika kloubů člověka*. Praha : ČVUT. 1999, 239 s.
- [65] Vařeka, I. a Vařeková, R.: Klinická typologie nohy. *Rehab. a fyz. lékařství*. 2003, č. 3, ss. 94-102.
- [66] Véle, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha : Grada Publishing, 1997, 271s.
- [67] Weiss, G.: Relaxin. *Annual Review of Physiology*. 1984, no. 46, p. 43.
- [68] 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.
- [69] 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:

- [70] <http://www.adina.com/>
- [71] <http://www.atlasltd.cz/>
- [72] <http://cs.gmu.edu/~jchen/graphics/book/tools/photomodelerpro4.htm>
- [73] <http://mech.fsv.cvut.cz/~sifel/>
- [74] [http://www.tgs.com/support/amira\\_doc/Documentation/amira41UsersGuide.pdf](http://www.tgs.com/support/amira_doc/Documentation/amira41UsersGuide.pdf)

## 11. Zkratky

3D – třídimenzionální

2D – dvoudimenzionální

MRI – Magnetic Resonance Imaging, magnetická rezonance

CT – Computed Tomography, počítačová tomografie

L1, L2 – tuhé články kostry nohy

EMG - Elektromyografie

SRK - stereofotogrammetrická rekonstrukce křivek

RTG – rentgenové záření

SE - spin echo

GRE, resp. FFE - gradient echo

IR - inversion recovery

TR - repetiční čas

T1, T2 – vážený obraz

TE - echo čas

TI - inverzní čas

FOV - šíře použitého pole

DMT - Digitální model terénu

$x, y, z$  – souřadnice bodu

MTT – metatarz

AI - area of interest, oblast zájmu

$\alpha$  – rovina

KH, PH, KJ, LS – probandi

SI – soustava SI (Le Système International d'Unités)

SIFEL - Simple Finite Element

ADINA - Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis

ČVUT – České vysoké učení technické

FTVS – Fakulta tělesné výchovy a sportu

COP – center of pressure, výslednice tlakových sil

fps – frames per second, snímek za sekundu

°C – stupně Celsia

## 12. Veličiny

$H$	[N]	silová reakce
$f$	[m]	výška
$l$	[m]	délka
$k_1, k_2$	[Nm <sup>-1</sup> ]	konstanta tuhosti
$c_1$	[Nsm <sup>-1</sup> ]	viskozita
$k_3$	[Nmrad <sup>-1</sup> ]	torzní tuhost
$c_2$	[Nsrad <sup>-1</sup> ]	torzní viskozita
$c, c_i$	[-]	koeficient zatížení
$\bar{w}_i, \bar{w}$	[mm]	posun
$k_v$	[-]	váhový koeficient
$c_i$	[-]	koeficient síly
$F_i$	[N]	síla v uzlu sítě
$\sigma_z$	[Pa]	složka napětí v ose z
$\sigma$	[Pa]	napětí
$E$	[Pa]	Youngův modul pružnosti
$\nu$	[-]	Poissonův součinitel
$R_y$	[Pa]	mez plasticity
$H$	[Pa]	modul zpevnění
$h$	[mm]	hloubka
$\varepsilon$	[-]	relativní deformace (relativní prodloužení)
$J_2$	[Pa <sup>2</sup> ]	druhý invariant deviatoru napětí
$s_{ij}$	[Pa]	složky deviatoru napětí
$\varepsilon_{eq}$	[-]	ekvivalentní deviatorická deformace
$\sigma_{ij}$	[Pa]	složky tenzoru napětí
$\sigma_m$	[Pa]	střední napětí
$\delta_{ij}$	[-]	Kroneckerovo delta
$\dot{\varepsilon}_{ij}$	[s <sup>-1</sup> ]	rychlost deformace
$\dot{\varepsilon}_{ij}^e$	[s <sup>-1</sup> ]	přírůstek elastické složky tenzoru deformace

$\dot{\varepsilon}_{ij}^{vp}$	[s <sup>-1</sup> ]	přírůstek visko-plastické složky tensoru deformace
$\eta$	[Pa.s]	koeficient viskozity
$k$	[Pa]	mez tečení
$a_0, a_1, a_2$	[-]	koeficient viskozity
$F$	[N]	síla
$x, y, z$	[m]	souřadnice

## 13. Přílohy

Výška řezné roviny [mm]	Objem KH 1	Objem KH 2	Objem KH 3
0	22,612	29,302	56,597
2	14,389	16,181	41,267
4	9,324	9,224	29,130
6	5,723	4,803	20,072
8	3,158	2,070	13,974
10	1,416	0,574	9,569
12	0,401	0,035	6,259
14	0,033	0,000	3,833
16	0,000		2,116
18			0,958
20			0,272
22			0,005
24			0,000

Tab 5: Naměřené objemy pod klenbou nohy (pro přehlednost v cm<sup>3</sup>). Hodnoty prvního probanda (KH) uvedené jako \* 1 pocházejí z měření na začátku těhotenství, \* 2 z měření na konci těhotenství a \* 3 z měření po skončení šestinedělí.

Výška řezné roviny [mm]	Objem PH 1	Objem PH 2	Objem PH 3
0	19,726	32,180	25,794
2	8,771	18,732	14,222
4	4,270	9,651	7,318
6	2,027	4,702	3,325
8	0,777	2,164	1,032
10	0,163	0,843	0,073
12	0,001	0,195	0,000
14	0,000	0,005	
16		0,000	

Tab. 6: Naměřené objemy pod klenbou nohy (pro přehlednost v cm<sup>3</sup>). Hodnoty druhého probanda (PH) uvedené jako \* 1 pocházejí z měření na začátku těhotenství, \* 2 z měření na konci těhotenství a \* 3 z měření po skončení šestinedělí.

Výška řezné roviny [mm]	Objem KJ 1	Objem KJ 2	Objem KJ 3
0	38,409	27,695	34,298
2	25,622	15,656	21,449
4	15,768	7,683	11,057
6	8,474	3,573	4,748
8	3,924	1,504	2,126
10	1,392	0,372	0,844
12	0,212	0,006	0,176
14	0,000	0,000	0,000

Tab. 7: Naměřené objemy pod klenbou nohy (pro přehlednost v cm<sup>3</sup>). Hodnoty třetího probanda (KJ) uvedené jako \* 1 pocházejí z měření na začátku těhotenství, \*2 z měření na konci těhotenství a \* 3 z měření po skončení šestinedělí.

Výška řezné roviny [mm]	Objem LS 1	Objem LS 2	Objem LS 3
0	35,533	31,192	28,746
2	22,703	16,942	15,839
4	14,591	10,000	7,076
6	8,856	5,910	3,056
8	4,844	3,116	0,939
10	2,210	1,284	0,081
12	0,700	0,303	0,000
14	0,050	0,004	
16	0,000	0,000	

Tab. 8: Naměřené objemy pod klenbou nohy (pro přehlednost v cm<sup>3</sup>). Hodnoty čtvrtého probanda (LS) uvedené jako \* 1 pocházejí z měření na začátku těhotenství, \* 2 z měření na konci těhotenství a \* 3 z měření po skončení šestinedělí.

