



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta strojní



BIOMECHANICKÁ ANALÝZA REKONSTRUKCE PRSU PO JEHO ABLACI

Diplomová práce

Studijní program: N2301 – Strojní inženýrství
Studijní obor: 3901T003 – Aplikovaná mechanika
Autor práce: **Bc. Marek Kovář**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Liberec 2014



Diploma thesis

Study programme: N2301 – Mechanical Engineering
Study branch: 3901T003 – Applied Mechanics
Author: **Bc. Marek Kovář**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: **Bc. Marek KOVÁŘ**

Studijní program: N 2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

Ve smyslu zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách se Vám určuje diplomová práce na téma:

Biomechanická analýza rekonstrukce prsu po jeho ablaci

Zásady pro vypracování:

(uveďte hlavní cíle diplomové práce a doporučené metody pro vypracování)

1. Proved'te rešerši z odborné literatury na téma rekonstrukce prsu po jeho ablaci.
2. Vytvořte zjednodušený MKP model pro vybraný přístup rekonstrukce.
3. Posuďte invazivitu vybraného přístupu na základě výsledných mechanických veličin.
4. Na základě získaných výsledků navrhnete optimální řešení pro tento případ.
5. Navrhnete validaci výsledků z MKP analýz.



Forma zpracování diplomové práce:

- průvodní zpráva: písemná s přílohou, včetně elektronických verzí (*.doc, *.pdf)

Seznam literatury (uveďte doporučenou odbornou literaturu):

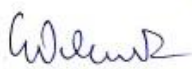
ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar.
Praha: Grada, 2001, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.

LOSKEN, Albert. Partial Breast Reconstruction: Techniques in Oncoplastic Surgery.
USA: CRC Press, 2009. ISBN 978-157-6262-832.

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant diplomové práce: MUDr. Martin Molitor, Ph.D.




prof. Ing. Miroslav Václavík, CSc.
vedoucí katedry


doc. Ing. Miroslav Malý, CSc.
děkan

V Liberci dne 6. 11. 2013

Platnost zadání diplomové práce je 15 měsíců od výše uvedeného data. (v uvedené lhůtě je třeba podat přihlášku ke SZZ). Termíny odevzdání diplomové práce jsou určeny pro každý studijní rok a jsou uvedeny v harmonogramu výuky.

Prohlášení

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

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

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

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

Podpis:

Poděkování

Na tomto místě bych velice rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce doc. Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D. za vstřícné vedení, odborné rady, věnovaný čas a vynaloženou energii.

Dále bych poděkoval plastickým chirurgům z nemocnice na Bulovce za poskytnutí vzorků implantátů a MUDr. Lence Vítové za cenné rady při vytváření simulace rekonstrukční operace.

Dále bych touto cestou rád poděkoval Ing. Petru Henyšovi za nápady a připomínky při tvorbě modelů v MSC Marc a Ing. Michalu Ackermannovi za pomoc při měření na přístroji Instron E3000.

Velmi rád bych vyjádřil poděkování mým rodičům za toleranci a pochopení v těžkých chvílích, a také podporu při dosavadním studiu, bez které by tato práce nikdy nemohla vzniknout.

Anotace

V této práci byla vytvořena MKP simulace rekonstrukční operace prsu po jeho ablaci. Vybrané operační přístupy vytvoření prsu byly pomocí posuvného laloku a pomocí thorakodorsálního laloku. Obě metody využívají silikonového implantátu. Byly použity dvě varianty implantátu. Kulatý implantát a anatomicky tvarovaný implantát.

Cílem práce bylo zjistit napětí v kůži po vložení implantátu a následném zašití jizvy. Na základě výsledků napětí stanovit optimalizaci chirurgického přístupu.

Klíčová slova: rekonstrukce prsu po ablaci, posuvný lalok, thorakodorsální lalok, silikonový prsní implantát, materiálový model silikonového gelu

Annotation

In this esey was made the FEM simulation of breast reconstruction after mastectomy. Chooosen operation approach making the breast were made by abdominal advancement flap as well as lateral thoracodorsal flap. Both of this method use a silicone implant. Two varietes of implants were used, round implant and anatomical shaped implant.

The goal of this work was to find out stress in skin after a using the implant and sewing the skin. Based on results establish best approve to medical intervention.

Key words: breast reconstruction after mastectomy, abdominal advancement flap, lateral thoracodorsal flap, silicone breast implant, silicone gel material model

Obsah

1. ÚVOD	10
2. MORFOLOGIE LIDSKÉ KŮŽE	11
2.1. FUNKCE KŮŽE	11
2.2. VRSTVY POKOŽKY	12
2.3. DERIVÁTY LIDSKÉ KŮŽE	13
2.4. MECHANICKÉ VLASTNOSTI LIDSKÉ KŮŽE	14
2.4.1. Viskoelastický materiál.....	14
2.4.2. Anizotropní materiál.....	18
2.5. URČENÍ VLASTNOSTÍ LIDSKÉ KŮŽE	18
2.6. MODELOVÁNÍ LIDSKÉ KŮŽE	21
2.6.1. Úvod	22
2.6.2. Přehled modelů.....	22
3. MATERIÁLOVÝ MODEL	25
3.1. LINEÁRNÍ ELASTICKÉ MODELY	25
3.2. NELINEÁRNÍ ELASTICKÉ MODELY	26
4. REKONSTRUKCE PRSU.....	29
4.1. ÚVOD	29
4.2. ANATOMIE PRSU	30
4.3. REKONSTRUKCE PRSU PO MASTECTOMII	31
4.3.1. Cíle rekonstrukce	32
4.3.2. Rekonstrukce prsu s využitím cizího materiálu	32
4.3.3. Rekonstrukce prsu s využitím autologní tkáně a cizího materiálu.....	34
4.3.4. Rekonstrukce prsu autologní tkání.....	37
5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	41
5.1. VÝBĚR PLASTICKÉ OPERACE	41
5.2. MĚŘENÍ 3D SCANNEREM	41
5.2.1. Skenování implantátů.....	41
5.2.2. Skenování hrudní oblasti	44
5.3. VYTVOŘENÍ CHIRURGICKÉHO ŘEZU	44
5.3.1. Pomocí posuvného břišního laloku	44
5.3.2. Pomocí thorakodorsálního laloku.....	46
5.4. EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ NA INSTRON E3000	47
5.4.1. Testování celého implantátu	47
5.4.2. Testování gelové náplně.....	49

5.4.3. Zpracování výsledků měření gelu	52
5.5. MATERIÁLOVÝ MODEL GELU	53
5.6. MATERIÁLOVÝ MODEL KŮŽE	54
5.7. MODELOVÁNÍ A SIMULACE MKP	55
5.7.1. Ověření materiálového modelu gelu	55
5.7.2. Ověření materiálového modelu na celém implantátu	56
5.7.3. Model operace	58
5.8. ZÁVĚR	70
6. POUŽITÁ LITERATURA	72

1. Úvod

Co prvního napadne člověka, když se řekne prsa? Malá, velká, pravá nebo umělá. Ale také třeba plodnost, mateřství, kojení. Bohužel i v neposlední řadě nemoc, rakovina, nádor. Je toho mnoho. Ženský prs představuje jednu z nejvýznamnějších charakteristik ženské krásy. Člověk, ať už vědomě či nevědomě, hodnotí krásu podle symetrie. Proto jakákoli vrozená odchylka ve tvaru a velikosti prsu může být ženou pocíťována velmi bolestně. Jak těžce může potom postihnout ženu ablační výkon, je více než zřejmé.

Odstranění prsu je pro ženu velmi psychicky náročná věc. Snaha o rekonstrukci prsu bývá často pacientkou považována za stejně důležitou, jako provedení primární operace při nalezení karcinomu prsu. Proto navrácení prsu ženě, která o něj přišla, je nejen spojeno s jejím fyzickým vzhledem, ale především se získáním ztraceného sebevědomí v osobním i společenském životě.

Moderní medicína se stále vyvíjí a jinak tomu není ani v případě rekonstrukční operace prsu. Za významný mezník lze považovat rok 1962, kdy byl vyvinut Thomasem Croninem silikonový implantát a v následném roce poprvé použit. Od té doby se až raketovým tempem problematika rekonstrukce prsu rozvíjí. Není žádná jiná nádorová problematika, kde by chirurgická léčba prošla tak revolučními změnami. Ať už to souvisí s objevením nových materiálů či operačních přístupů, až po zmírnění přílišné radikality primárního zákroku.

Stále více se také na výzkumu nových praktik v operačních přístupech podílí technicky zaměřené obory. Ne jinak tomu je v této diplomové práci, která má za úkol vytvořit MKP model rekonstrukční operace prsu po jeho ablaci a zjistit napětí v místě sešití rány. Tato práce je ojedinělá svého druhu a není daleko od pravdy, když se prohlásí, že je první v Čechách, ne-li Evropské unii.

Cílem této práce je tedy:

- Vytvoření rešerše na téma rekonstrukce prsu po jeho ablaci.
- Vytvoření zjednodušeného MKP modelu rekonstrukční operace.
- Posouzení invazivity vybraného přístupu na základě výsledných mechanických veličin.
- Na základě výsledků navrzení optimálního řešení pro tento případ.
- Navrzení validace výsledků z MKP analýz.

2. Morfologie lidské kůže

Kůže (lat. cutis, gr. derma), nebo u některých zvířat kožich, kožešina, je orgán pokrývající tělo obratlovců. Pokrývá tělo a odděluje tak vnitřní prostředí organismu od vnějšího prostředí. U většiny savců je z větší části pokryta ochlupením (někdy tzv. srstí). Plocha kůže u dospělého člověka dosahuje 1,6 až 1,8 m², a to z ní dělá největší orgán lidského těla. Hmotnost kůže představuje 7% celkové tělesné hmotnosti. [1] Na lidskou hlavu a krk u běžného zdravého člověka připadá přibližně 11 % kůže, na trup 30 %, na horní končetiny 23 % a na dolní končetiny asi 36 % celého povrchu kůže. Síla (tloušťka) lidské kůže se mění od 0,4 do 4 mm (záda). Nejtenčí kůže člověka je na očních víčkách, penisu a také na vlasové části hlavy. [2]

2.1. Funkce kůže

Kůže plní řadu rozmanitých funkcí, mezi něž patří:

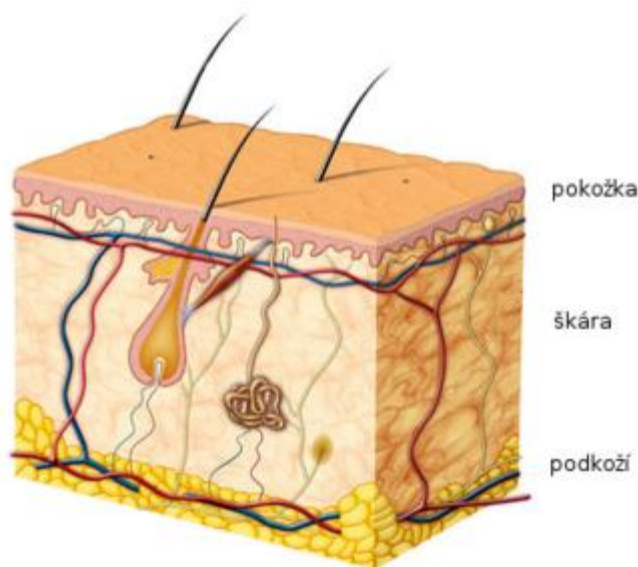
- ochranná funkce: jedná se o bariéru mezi vnějším a vnitřním prostředím. Kůže chrání tělo proti vniku škodlivých látek, mikroorganismů a před UV zářením. [2]
- smyslové funkce: v kůži je uložena řada receptorů (nervových zakončení), které reagují na teplo, chlad, tlak nebo poranění tkání. [2]
- termoregulace: kůže pomáhá udržovat stálou teplotu těla, a to pomocí kožních cév a potních žláz. V teplém prostředí se cévy rozšiřují, dochází ke zvětšení průtoku krve, a tím k urychlení výdeje tepla. Mnoho tělesného tepla se totiž spotřebuje k odpaření potu. Na druhé straně kůže zabraňuje nechtěnému odpařování tekutin z těla. [2]
- skladovací funkce: v podkožním vazivu se skladuje tuk. Ten má kromě funkce zásobní i funkci mechanickou a izolační. Jsou zde uskladněny i vitaminy rozpustné v tucích. [2]
- vylučovací funkce: kůže je vedle ledvin dalším důležitým orgánem pro vylučování chemických látek z těla. To je zajišťováno mazovými a potními žlázami, jejichž sekrety (pot a maz) přispívají k ochraně kůže. Pot svou kyselou reakcí omezuje růst mikroorganismů. Má proto slabé dezinfekční účinky. Vylučování potu je zároveň velmi důležitý prostředek termoregulace organismu. [2]
- resorpční funkce: přes kůži je možné do těla vpravit jen látky rozpuštěné v tukových rozpouštědlech nebo v tucích, které lze do kůže vtírat (např. různé léky v podobě mastí). Přes kůži je také možné absorbovat dýchací plyny. Zdravá kůže je

schopna absorbovat jen malé množství látek. Poškozená kůže má však velké resorpční schopnosti, což může vést k rozvoji infekcí způsobených mikroorganismy. [2]

- estetická funkce a komunikace: př. červenání; je možné uhodnout psychické rozpoložení jedince. [2]

2.2. Vrstvy pokožky

Kůže se skládá ze tří základních částí, pokožky, škára a podkožního vaziva.



Obr. 1: Vrstvy pokožky [3]

Pokožka (epidermis)

Pokožka je tvořena mnoha vrstvami buněk dlaždicového epitelu. Horní vrstvy kůže neustále rohovatí, odumírají a odlupují se. Je to způsobeno tím, že buňky v horních vrstvách pokožky se postupně více a více vzdalují od zdroje krve a živin, takže pozvolna degenerují, naplňují se keratinem (rohovinou) a odumírají. Celá pokožka se obmění asi za tři týdny. Za celý život se z člověka oloupe asi 18-22kg mrtvých buněk kůže. Buňky ve spodních vrstvách kůže se neustále dělí a vytlačují starší buňky k povrchu. Součástí spodních vrstev pokožky je také pigmentové barvivo melanin, které chrání tělo před škodlivými účinky UV-záření. Neobsahuje žádné kapiláry (vlásečnice) a většinu živin získává ze škára. [2]

Škára (dermis)

Druhou vrstvou kůže je škára, pevná a pružná vazivová vrstva kůže. Tato vrstva rozhoduje o pružnosti, mechanické odolnosti a pevnosti kůže. Je tvořena sítí

kolagenových a elastických vláken. Na hranici pokožky a škáry se nacházejí škárové papily, ve kterých jsou kapilární sítě a nervová zakončení. Za účelem dosažení větší plochy, kterou do pokožky pronikají živiny, jsou papily silně zvlněné a právě jim vděčí člověk za otisky prstů, které zkoumá daktyloskopie. Ztráta pružnosti škáry je přirozeným projevem stárnutí - kůže se uvolňuje a skládá do záhybů a vrásek. [2]

Nervová tělíska:

- Meissnerova tělíska - čidla dotyku
- Krauseova tělíska - receptory chladu
- Ruffiniho tělíska - receptory tepla

Ve škáře však nalezneme ještě další části, které mění vzhled a vlastnosti naší pokožky. Jsou tady kožní a mazové žlázy a také vlasové cibulky. [2]

Podkožní vazivo (hypodermis)

Podkožní vazivo je vrstva kůže pod škárou. Nejhlubší vrstva, tvořená řídkým vazivem a tukem. Podkoží tvoří izolační vrstvu chránící proti teplotním vlivům i mechanickému poškození. V různých místech obsahuje více či méně tukových buněk, které slouží jako zásobárna energie a jsou v nich rozpuštěny vitamíny A, D, E a K. V podkožním vazivu se nachází Vater-Paciniho tělíska, která jsou receptory tlaku a tahu. Funkcí podkožního vaziva je izolovat a chránit svaly a nervy. Podkožní tuková vrstva určuje tvar a hmotnost celého těla. U žen bývá tato vrstva silnější. Počet tukových buněk v podkoží je stejný, ať už hubneme, nebo naopak přibíráme na váze. Buňky mají schopnost výrazně měnit svůj objem. [2]

2.3. Deriváty lidské kůže

K lidské kůži se také řadí kožní deriváty, což jsou přídatné kožní orgány. Patří sem mazové a potní žlázy, vlasy a nehty. Mazové žlázy jsou vázány na vlasy a chlupy. Uloženy jsou převážně na obličeji a horní části hrudníku. Naopak mazové žlázy chybí na dlaních a ploskách nohou. Tyto žlázy vyměšují kožní maz, který chrání pokožku před vysycháním a vlasy před jejich lámáním. Další deriváty kůže jsou potní žlázy, které dělíme na velké a malé. Velké potní žlázy se stávají aktivními až v pubertě, kdy se výrazně zvýší hladiny hormonů. Nacházejí se v podpaží, v oblasti vnějších pohlavních orgánů a prsního dvorce. Říká se jim také aromatické potní žlázy. Malé potní žlázy jsou rozptýleny po celém povrchu těla. Nejvíce jich je na dlaních, ploskách

a v podpaží. Potní žlázy vylučují pot, který obsahuje vodu a ionty, především sodík a chlór. [4]

Vlasy se nacházejí na téměř celém povrchu kůže kromě dlaní, plosek nohou a penisu. Vlasy dělíme na dlouhé, ke kterým patří vlasy na hlavě, chlupy v podpaží a na vnějších pohlavních orgánech, vousy a též ochlupení těla. Zbytek jsou vlasy krátké. Jsou to oční řasy, obočí, chloupky v nose a ve vnějším zvukovodu. Dalším derivátem kůže je nehet. Je to útvar složený z plochých zrohověných buněk. Nehtová ploténka roste rychlostí asi 0,1 mm za 24 hodin, na nohou však pomaleji. Znamená to, že celý nehet odroste přibližně za 3 až 4 měsíce. [4]

2.4. Mechanické vlastnosti lidské kůže

Z hlediska biomechaniky je kůže viskoelastický materiál, anizotropní, senzitivní, vysoce individuální. Nejčastěji je popisován a zkoumán metodami „in vitro“. Je to z části proto, že jde o orgán vysoce senzorický, který v situaci „in vivo“ významně mění své biomechanické vlastnosti, mění je dle věku, pohlaví, národnosti, aktuálního stavu (fyzikální vlivy, biomechanické procesy, psychika, atd.). Tím je vnese do procesu zkoumání in vivo vysoký podíl neurčitosti. [5]

2.4.1. Viskoelastický materiál

Viskoelasticita materiálů souvisí se schopností materiálů tlumit mechanické vibrace. Uvažujeme harmonické dynamické namáhání (tzn. střídavě v tahu a tlaku) materiálu v oblasti elastických deformací. Při takovém namáhání se napětí i poměrná deformace všeobecně nemění s časem. Poměrná deformace $\varepsilon(t)$ má přitom určité fázové zpoždění vůči působícímu napětí $\sigma(t)$. Je to způsobeno strukturálním tlumením materiálů, při kterém dochází k částečné přeměně vložené mechanické energie v teplo. V tomto případě se jedná o vnitřní tlumení materiálů. Množství disipované energie je měřítkem strukturálního tlumení. Z hlediska disipace energie při dynamickém namáhání se rozdělují materiály na elastické, viskoelastické a viskózní. [6]

Elastické materiály

Ideálně elastický materiál je takový druh materiálu, u kterého veškerá energie akumulovaná v materiálovém vzorku při jeho zatížení, je zpětně využita při odlehčení tohoto vzorku. Nedochází tedy k žádné disipaci vložené mechanické energie v teplo u těchto materiálů. Z tohoto důvodu jsou napětí a poměrná deformace ve fázi

a fázový posun δ mezi napětím a poměrnou deformací je nulový ($\delta=0$). Dále je zřejmé, že napětí a poměrná deformace se mění harmonicky se stejnou kruhovou frekvencí ω (viz Obr. 2). Chování ideálně elastického materiálu popisují následující rovnice:

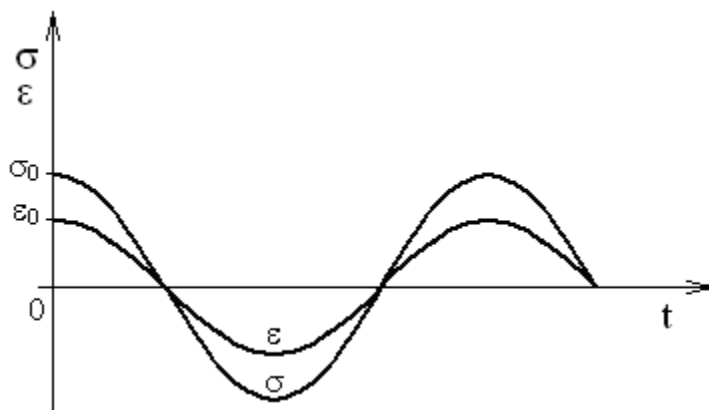
$$\begin{aligned}\sigma &= \sigma_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) = \sigma_0 \cdot \cos(2\pi \cdot f \cdot t), \\ \varepsilon &= \varepsilon_0 \cdot \cos(\omega \cdot t) = \varepsilon_0 \cdot \cos(2\pi \cdot f \cdot t),\end{aligned}\quad (2.4.1)$$

kde σ_0 je amplituda napětí, ε_0 je poměrná deformace, t je čas, ω je kruhová frekvence a f je frekvence kmitání. [6]

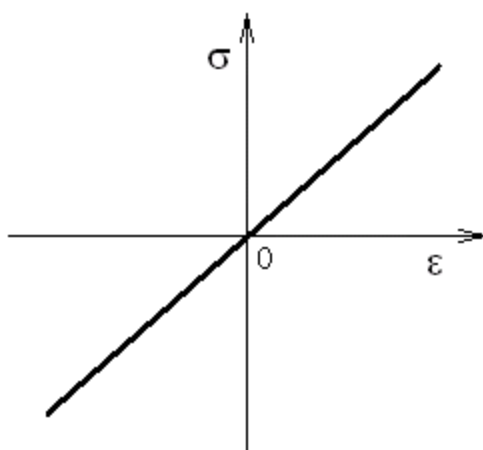
U ideálně elastických materiálů platí Hookův zákon (viz Obr. 3), při kterém je lineární závislost mezi napětím a poměrnou deformací:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (2.4.2)$$

Kde E je konstanta úměrnosti, tzv. Youngův modul pružnosti v tahu materiálu. [6]



Obr. 2: Časová závislost napětí a poměrné deformace při harmonickém namáhání u ideálně elastických materiálů [6]

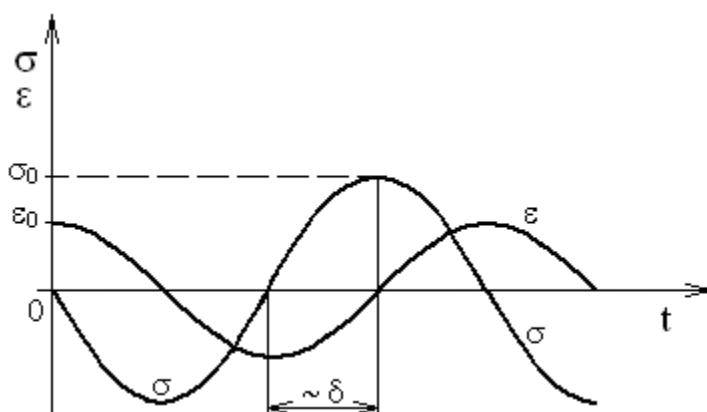


Obr. 3: Časová závislost mezi napětím a poměrnou deformací při harmonickém namáhání u ideálně elastických materiálů [6]

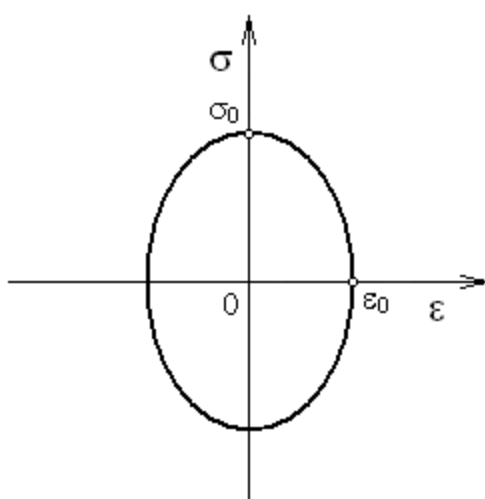
Viskózní materiály

Ideálně viskózní materiály se chovají úplně naopak při harmonickém namáhání ve srovnání s čistě elastickými materiály (viz Obr. 4). Veškerá energie vložená v materiálovém vzorku při jeho zatížení se disipuje v teplo. Nedochází tedy k žádnému zpětnému využití vložené mechanické energie při odlehčení tohoto vzorku. Napětí a poměrná deformace nejsou ve fázi u těchto materiálů. Napětí předbíhá poměrnou deformaci, přičemž fázový posun mezi těmito dvěma veličinami $\delta = \pi/2$. Chování viskózních materiálů popisují tyto rovnice:

$$\begin{aligned}\sigma &= \sigma_0 \cdot \cos(\omega \cdot t + \delta) = \sigma_0 \cdot \cos\left(\omega \cdot t + \frac{\pi}{2}\right) = -\sigma_0 \cdot \sin(\omega \cdot t), \\ \varepsilon &= \varepsilon_0 \cdot \cos(\omega \cdot t).\end{aligned}\tag{2.4.3}$$



Obr. 4: Časová závislost napětí a poměrné deformace při harmonickém namáhání u ideálně viskózních materiálů [6]



Obr. 5: Časová závislost mezi napětím a poměrnou deformací při harmonickém namáhání u ideálně viskózních materiálů [6]

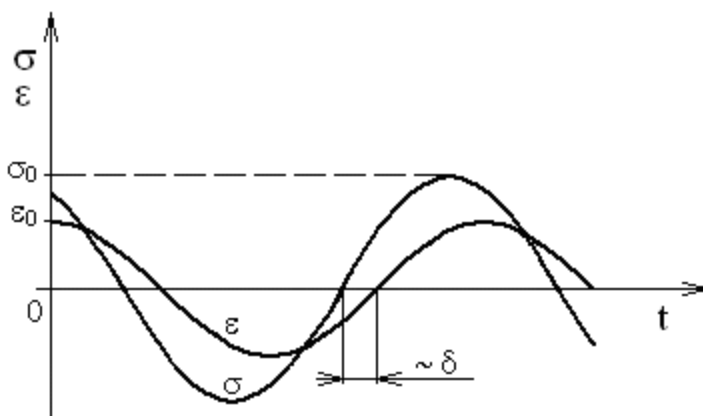
Jak je zřejmé z Obr. 5, u viskózních materiálů neplatí Hookův zákon na rozdíl od elastických materiálů. V tomto případě je závislost mezi napětím a poměrnou deformací dána uzavřenou křivkou ve tvaru elipsy.[6]

Viskoelastické materiály

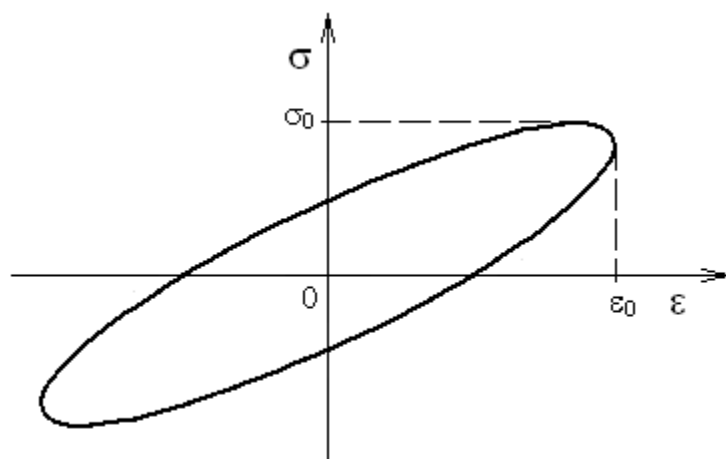
Viskoelastické materiály jsou přechodovou oblastí mezi ideálně elastickými a viskózními materiály. Většina reálných látek je při namáhání charakterizována jak viskózní, tak i elastickým chováním. Jedná se především o přírodní a technické materiály (např. polymery, asfalty, mnoho typů biologických materiálů apod.). Chování viskoelastických materiálů je schématicky znázorněno na Obr. 6. Podobně jako u viskózních materiálů, mezi napětím a deformací je určitý fázový posun. Napětí tedy předbíhá poměrnou deformaci, přičemž fázový posun mezi napětím a poměrnou deformací leží v intervalu $\delta \in (0, \pi/2)$. Pro napětí a poměrnou deformaci při viskoelastickém chování platí rovnice:

$$\begin{aligned}\sigma &= \sigma_0 \cdot \cos(\omega \cdot t + \delta), \\ \varepsilon &= \varepsilon_0 \cdot \cos(\omega \cdot t).\end{aligned}\tag{2.4.4}$$

Část vložené mechanické energie při harmonickém namáhání viskoelastických materiálů se zpětně využije při následném odlehčení. Zbytek energie se disipuje, přemění v tepelnou energii. Tento proces je nevratný. Množství přeměněné mechanické energie v tepelnou energii je úměrné ploše hysterezní křivky (viz Obr. 7), která udává závislost mezi napětím a poměrnou deformací v průběhu jednoho cyklu při harmonickém namáhání viskoelastických materiálů. Protože závislost mezi napětím a poměrnou deformací je nelineární, neplatí Hookův zákon u viskoelastických materiálů. [6]



Obr. 6: Časová závislost napětí a poměrné deformace při harmonickém namáhání u viskoelastických materiálů [6]



Obr. 7: Časová závislost mezi napětím a poměrnou deformací při harmonickém namáhání u viskoelastických materiálů [6]

2.4.2. Anizotropní materiál

Anizotropní materiál je materiál, který se nechová ve všech směrech stejně. Vlastnosti materiálu jsou směrově závislé, proto záleží, při jaké orientaci měříme nebo zatěžujeme daný materiál. Anizotropní materiál nelze charakterizovat jednou konstantou, jako je Youngův modul pružnosti nebo Poissonova konstanta. Konstanty se liší podle směru zatěžování vůči struktuře. Jak matice tuhosti, tak matice poddajnosti anizotropního materiálu má 21 nezávislých konstant. U zcela obecného anizotropního materiálu neexistují ani roviny symetrie elastických vlastností.

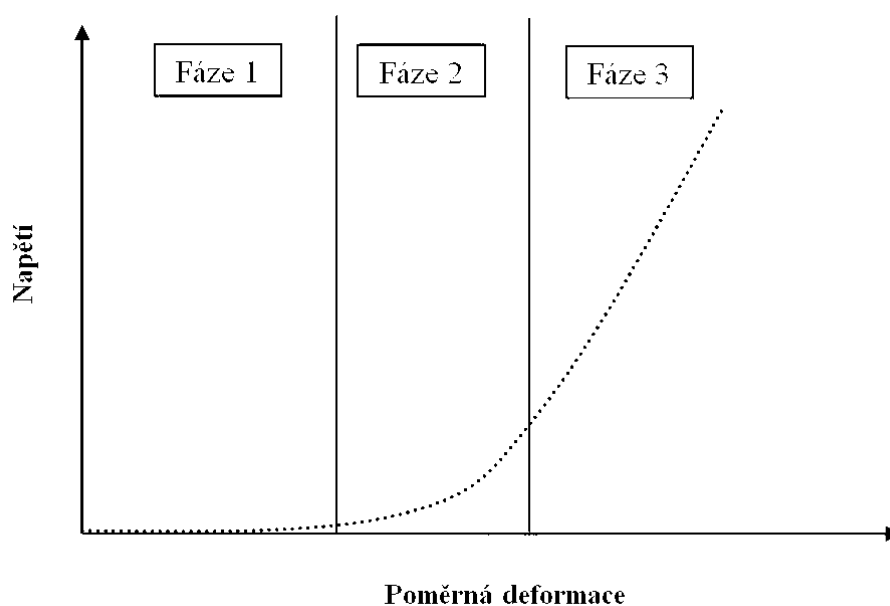
Opakem anizotropie je izotropie, kdy materiál vykazuje ve všech směrech stejné vlastnosti.

2.5. Určení vlastností lidské kůže

Kolagen představuje 25 – 30 % všech bílkovin v těle. Tvoří hlavní organickou složku kůže. V ní se nejčastěji vyskytuje kolagen typu I nebo II. Typ I je nejdůležitějším a nejrozšířenějším typem kolagenu, který má i široké průmyslové využití. Kolagen typ I tvoří typická 1-20 μm dlouhá kolagenní vlákna. Oproti tomu kolagen typ II jsou 20 nm dlouhé fibrily, které se nespojují ve vlákna. Z fyzikálně chemického hlediska patří kolagen k přechodným koloidním soustavám – gelům. Po ponoření do vody vlákno kolagenu omezeně bobtná. Přitom dochází ke změně objemu, délky a pružnosti vlákna. [7, 8] Zjednodušeně je možné říci, že kolagen „dává“ kůži pevnost a zabraňuje jejímu poškození při zvýšeném namáhání. Odezvou na jednoosou tahovou zkoušku je pro kolagenní vlákna typická nelineární závislost,

skládající se ze tří oblastí. Nicméně většina autorů se shoduje, že kolagen během běžných aktivit pracuje v dolní-lineární oblasti zátěžové křivky, tudíž definují vlastnosti kolagenu pomocí modulu pružnosti. Modul pružnosti kolagenních vláken se pohybuje od 150 do 350 MPa. [9, 10, 11, 12, 13, 8]

Základní funkce elastinu je vrátit kůži původní tvar, který měla na počátku zatěžování. Elastin reprezentuje přibližně 4 % hmotnosti vysušené kůže. Má vynikající elastické vlastnosti. Vratná elastická deformace přesahuje 100 %. Pro malé přetvoření je možné charakterizovat chování elastinu pomocí modulu pružnosti, který má hodnoty v rozmezí 300 - 600 kPa. [9, 10, 11, 12, 13, 8]



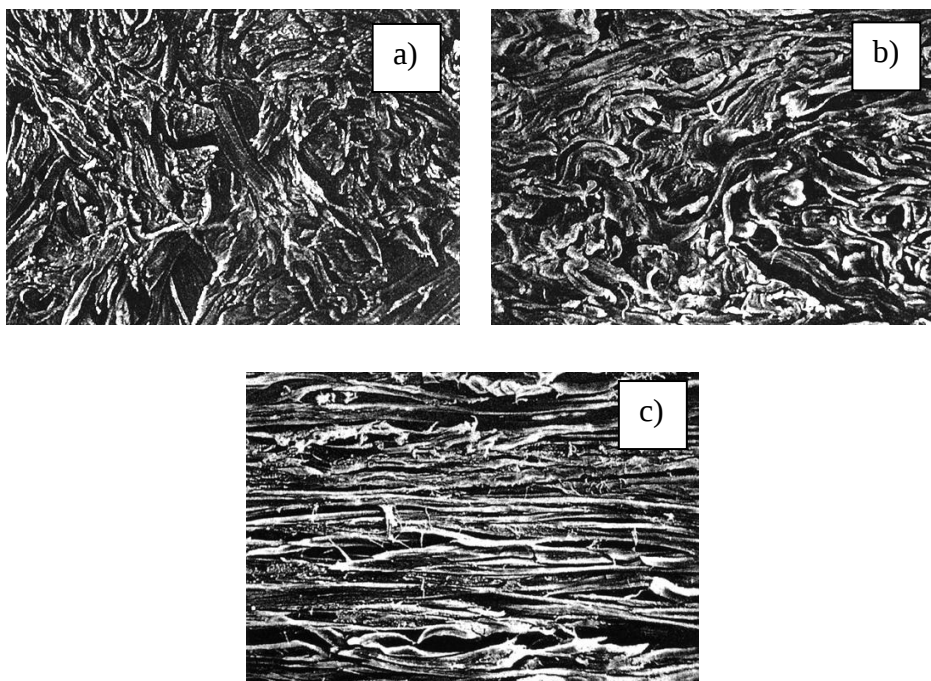
Obr. 8: Typická jednoosá tahová zkouška lidské kůže [8]

Pro lidskou kůži jako celek je odezva na tahovou zkoušku (*in vivo* - *in vitro*) typicky nelineární, složená ze tří etap, Obr. 8. [8]

První fáze – odpovídá počátku zatěžování, Obr. 9a. Vlákná kolagenu jsou neorientovaná a propletená. Tuhost určují pouze vlákna elastinu. Odezva je lineární s odpovídajícím modulem pružnosti 0,1 – 2 MPa; [8]

Druhá fáze – je přechodová, Obr. 9b. Některá vlákna kolagenu jsou již zatížena a orientují se paralelně se směrem zatížení. Odezva je nelineární s vysokým nárůstem síly na malý přírůstek prodloužení; [8]

Třetí fáze – je fází závěrečnou, Obr. 9c. Všechna vlákna kolagenu jsou již napřímena paralelně se směrem zatěžování. Odezva je lineární a je ukončena nevratným porušením tkáně. [8]



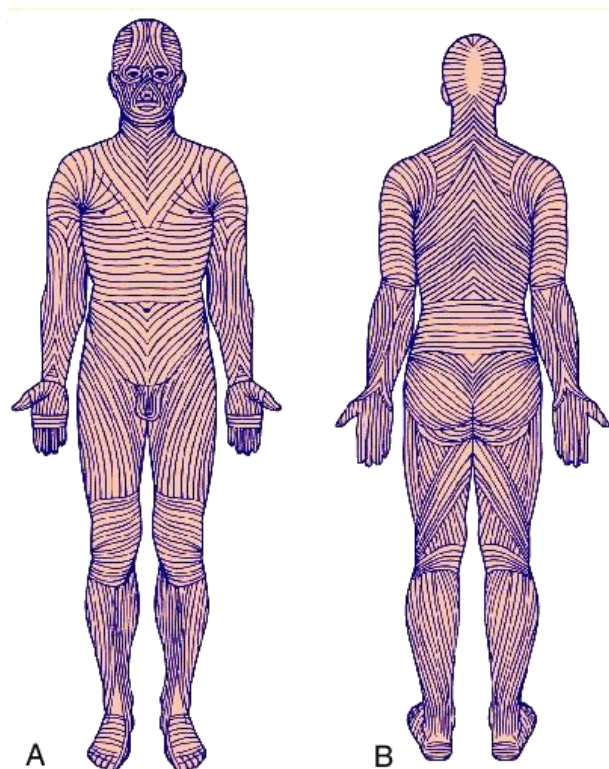
Obr. 9: Vlákna kolagenu během zatěžování jednoosou tahovou zkouškou, a) první fáze, b) druhá fáze, c) třetí fáze. Snímky pořízené elektronovým rastrovacím mikroskopem. [13, 8]

Viskózní chování lidské kůže je způsobeno především amorfní epitelovou hmotou a vlastnostmi kolagenu. [13, 14, 8] Viskózní chování lidské kůže není doposud zcela popsáno.

Lidská kůže ve svém přirozeném stavu je vystavena určité míře předpětí. První popis předpětí lidské kůže vychází od práce Langer. [11, 14, 8] Langer provedl své první pokusy na kadaverech, do kterých po celém těle vytvářel kruhové vpichy, které v průběhu času změnily kruhový tvar na elipsovité. Langer následně popsal poměr hlavní a vedlejší osy těchto elips s ohledem na umístění na lidském těle. V klinické praxi je tento fenomén znám jako linie štěpitelnosti kůže a je využíván při vedení řezů, Obr. 10. Velikost vnitřního předpětí byla též kvantifikována. Hodnoty jsou závislé na míře hydratace, věku a oblasti lidského těla. Hodnoty vnitřního předpětí ve směru Langerových linií se pohybují od 20 do 50 kPa, ve směru kolmém od 0 do 0.5 kPa. [15, 16, 8] Řada autorů se domnívá, že Langerovy linie souvisejí jistou mírou i s anizotropií lidské kůže. Poukazují na fakt, že kolagenní vlákna jsou

orientována převážně ve směru těchto linií. [14, 15, 8] Nicméně anizotropie lidské kůže je zkoumána převážně jednoosou tahovou zkouškou, která nemůže anizotropii dostatečně popsat. Dvousé tahové zkoušky, které byly provedeny *in vitro*, nemohou poskytnout dostatečnou informaci o anizotropii, neboť během těchto zkoušek již není přítomno vnitřní předpětí. [8]

Stlačitelnost lidské kůže je z dalších velmi diskutovaných témat. První názor se opírá o fakt, že v lidské kůži je z velké části zastoupena voda (70-80 %), která je ideálně nestlačitelná. [13, 8] Druhý názor se opírá o zkoušky *in vivo* a popisuje stlačitelnost Poissonovým číslem, které naměřili od hodnot 0,25 do 0,4. [11, 8] Rozdílnost názorů je opět zapříčiněna způsobem zkoušení lidské kůže.



Obr. 10: Průběh Langerových linií na lidském těle [17, 8]

2.6. Modelování lidské kůže

Kapitola týkající se vytváření modelu lidské kůže byla převzata z habilitační práce doc. Ing. Lukáše Čapka Ph.D. V kapitole je uveden přehled různých matematických modelů, které mají za úkol popsat vlastnosti lidské kůže.

2.6.1. Úvod

Všechny biologické tkáně (vyjma kostní tkáně) podléhají při fyzické aktivitě a biologických procesech velkým deformacím. Velké deformace se obecně definují jako deformace větší než 3 až 5 %. Existuje mnoho důvodů, proč je modelování měkkých tkání odlišné od modelování chování např. kovů. Nejdůležitější rozdíl vychází z jejich odezvy na zatížení. Při tahové zkoušce poměrná deformace dosahuje mnohonásobně vyšších hodnot než např. u kovových materiálů. Je to především způsobeno rozdílnou mikroskopickou strukturou těchto materiálů. Určitým způsobem odezvy tkáně připomínají elastomery a kaučuky. Mnoho z biologických tkání může být modelováno jako nelineárně elastické těleso při předpokladu zanedbání závislosti na čase (dlouhé časové změny). [18, 17, 8]

Konstitutivní rovnice popisují chování materiálů v rozličných podmínkách. Jsou sestaveny na základě experimentů, neboť každý materiál má rozdílné fyzikální chování. Je potřeba si uvědomit, že využití konstitutivních vztahů poskytuje pouze blízkou aproximaci vlastností skutečného materiálu, nikoliv exaktní chování. Spolu s konstitutivními vztahy musí být splněny rovnice kontinuity, pohybové rovnice, zákon zachování energie, bilanční rovnice entropie a Cauchyho okrajové podmínky. Cílem této kapitoly je podat přehled konstitutivních rovnic, které byly použity pro popis lidské kůže. [8]

2.6.2. Přehled modelů

Model autorů Lott-Crumpler a kol.

Autoři Lott-Crumpler a kol. ve své práci studovali rozložení napjatosti po uzavření u eliptické trojúhelníkové kožní rány.[19, 8] Ve své práci využili ortotropní elastický model

$$\begin{pmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1/(1 - \mu_1\mu_2) & E_1\mu_2/(1 - \mu_1\mu_2) & 0 \\ E_2\mu_1/(1 - \mu_1\mu_2) & E_2/(1 - \mu_1\mu_2) & 0 \\ 0 & 0 & 2G \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{12} \end{pmatrix} \quad (2.6.1)$$

kde tenzor deformace je vyjádřen vztahem

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \sum \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right), \quad (i, j = 1, 2) \quad (2.6.2)$$

kde E_i je modul pružnosti v tahu, G je modul pružnosti ve smyku a μ_i je Poissonovo číslo.[8]

Viskózní chování a předpětí lidské kůže není bráno v úvahu do výpočtů. Konkrétní hodnoty jednotlivých složek modelu byly převzaty z literatury. [20, 8] Pro výpočet byl použit software ABAQUS. Hlavní nevýhodou je fakt, že pro popis časových změn, je elastický model nedostačující, mimo to do výpočtů není zahrnuto předpětí lidské kůže. [8]

Model autorů Bischoff a kol.

Bischoff a kol. pro simulaci jednoosé tahové zkoušky *in vivo* využili model Arruda- Boyce. [21, 8] Tento model byl poprvé publikován v roce 1993 a jedná se o model isotropní pro nestlačitelné materiály vycházející z molekulární teorie pryží. [22, 8]

Model byl použit pro modelování tahové zkoušky *in vivo* lidské kůže v práci [21], následně pro modelování kožních plastik v práci [23]. [8] Parametry pro popis lidské kůže byly získány na základě dat z literatury. Přestože se jedná o model isotropní, anizotropie lidské kůže je docílena různým předpětím na numerickém modelu. [8]

Pro výpočet hlavních složek Cauchyho napětí T_i je použit následující vztah

$$T_i = \lambda_i \frac{dW}{d\lambda_i} + p \quad (2.6.3)$$

kde p je Lagrangeův multiplikátor. Tuto konstantu odstraníme např. tak, že vytvoříme rozdíl dvou hlavních složek napětí. Potom výsledný vztah pro tento model je možné psát ve tvaru

$$T_1 - T_2 = \frac{nk\theta}{3} \sqrt{N} \Lambda^{-1} \left[\frac{\lambda_f}{\sqrt{N}} \right] \frac{(\lambda_1^2 - \lambda_2^2)}{\lambda_f} \quad (2.6.4)$$

kde n je polymerační stupeň, k je Boltzmanova konstanta, N je počet vazeb, θ je absolutní teplota, Λ Langevinova funkce a λ_i hlavní protažení. [8]

MKP programy nabízí tento model v zápisu pomocí funkce deformační energie W v následující formě

$$W = G_A \left[\frac{1}{2} (Q_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (Q_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (Q_1^3 - 27) + \frac{19}{7000\lambda_L^6} (Q_1^4 - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (Q_1^5 - 243) \right] + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad (2.6.5)$$

kde G_A je materiálový modul, Q_1 a J jsou definovány vztahy

$$\begin{aligned} G_A &= nk\theta \\ Q_1 &= J^{(-1/3)} I_1 \\ J &= \sqrt{I_3} \end{aligned} \quad (2.6.6)$$

Kde $I_{1,3}$ jsou hlavní invarianty tenzoru deformace. [8]

Hlavní nevýhodou využití tohoto modelu spočívá v jeho elasticitě. Model nepopisuje viskózní chování lidské kůže. Jistou výhodou tohoto materiálového modelu je, že je obsažen ve většině komerčně dostupných programech (*ANSYS*, *MSC.MARC* a *ABAQUS*). [8]

Model autorů Yoshida a kol.

Autoři Yoshida a kol. ve své práci studovali vliv velikosti poměru hlavní a vedlejší osy eliptické kožní rány na tvorbu „psích uší“. [24, 25, 8] Ve své práci využili model isotropní, nelineárně elastický, kde závislost napětí na poměrném prodloužení je popsána funkcí

$$\sigma = -7.26 + 5.54 \varepsilon . \quad (2.6.7)$$

Pro modelování byl využit komerčně dostupný program ABAQUS. Bohužel v jejich práci není vysvětleno, na jakém základě byl tento model sestaven. Kromě toho autoři ve výpočtech neuvažují vnitřní předpětí lidské kůže a přistupují ke vzorkům, jako kdyby byly *in vitro*. Viskoelasticita lidské kůže není brána v úvahu. [8]

Model autorů Tran a kol.

Autoři Tran a kol. se ve své práci zabývají charakteristikou mechanických vlastností lidské kůže na základě experimentů, kde bylo těleso ve formě válečku vtlačováno do povrchu lidské kůže a velikost vtlačení byla určována z dat magnetické rezonance. [14, 8] Pro zpětné modelování je použit program PATRAN (*MSC*.

NASTRAN). Rovinný model lidské kůže se skládá z vrstev pokožky a škáry, kterým vždy přísluší rozdílné materiálové vlastnosti. Pro popis lidské kůže je použit Neo-Hookeovský model

$$W = \frac{1}{2} \mu_{nh} (I_1 - 3), \quad (2.6.8)$$

kde μ_{nh} je modul pružnosti ve smyku a I_1 první invariant. [8]

Model poskytuje dobrou shodu s experimentálními daty až do hodnoty 45 % deformace v tahu. Vnitřní předpětí a viskoelasticita lidské kůže není brána v úvahu. [8]

Model autorů Gambrota a kol.

Autoři Gambrota a kol. ve své práci vycházejí z *in vivo* experimentů, které byly provedeny na kůži v oblasti lební. [26, 8] Cílem jejich práce je identifikovat parametry pro isotropní hyperplastický model lidské kůže, který je definován následovně

$$W = A[\varepsilon_{11}^2 + \varepsilon_{22}^2 + 2\alpha\varepsilon_{11}\varepsilon_{22} + 2(1 - \alpha)(\varepsilon_{11}\varepsilon_{22})] + c \exp\{B[\varepsilon_{11}^2 + \varepsilon_{22}^2 + 2\beta\varepsilon_{11}\varepsilon_{22} + 2(1 - \beta)(\varepsilon_{11}\varepsilon_{22})]\}, \quad (2.6.9)$$

Kde A , B , α a β jsou materiálové parametry. Vnitřní předpětí a viskoelasticita lidské kůže není brána během výpočtů v úvahu. [8]

3. Materiálový model

3.1. Lineární elastické modely

Lineární elastický izotropní model materiálu

Lineární elastický model materiálu je základní a nejjednodušší materiálový model při napětíově deformační analýze pružných těles. Materiálový model se řídí Hookovým zákonem, tzn. napětí je lineárně proporcionální přetvoření (deformaci). Takovýto materiálový model je použitelný např. pro modelování kovů v oblasti elastického chování. Pro základní definici tohoto materiálového modelu je potřeba zadat dva základní materiálové parametry- modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ . Nicméně pro vyhodnocení je nutno znát i hodnotu meze kluzu použitého materiálu. [27]

Lineární elastický ortotropní model

Lineární elastický ortotropní model materiálu se také řídí Hookovým zákonem, dovoluje však zadat různé hodnoty materiálových vlastností ve dvou směrech. Pro popis lineárního isotropního modelu stačily k popisu dvě základní materiálové vlastnosti - modul pružnosti v tahu a poissonovo číslo. Pro popis ortotropního modelu je potřeba zadat celkem 9 elastických konstant. Jedná se o moduly pružnosti ve třech směrech E_x , E_y , E_z , tři Poissonovy čísla μ_{xy} , μ_{yz} , μ_{zx} a tři smykové moduly G_{xy} , G_{yz} , G_{zx} . Při použití tohoto modelu je nutno navíc znát mez kluzu ve všech směrech, tak aby bylo možno posoudit, zda se pohybujeme ve vymezené oblasti. Takovýto materiál je vhodný pro modelování materiálu typu dřevo, kosti, některých typů kompozitních materiálů. Dalším typickým případem je tenký válcovaný plech. [27]

Lineárně elastický anizotropní model

Na rozdíl od předchozích dvou modelů (izotropního a ortotropního) anizotropní model nemá žádnou rovinu materiálové symetrie. Pro definici lineárního elastického anizotropního materiálového modelu potřebujeme 36 nezávislých materiálových konstant. Často však je matice symetrická, tzn., že stačí zadat pouze 21 materiálových konstant. Rozšíření předchozího materiálového modelu do tří směrů. Takovýto materiálový model je vhodný pro modelování vysoce anizotropních materiálů. [27]

3.2. Nelineární elastické modely

Nelineární elastické materiálové modely (hyperelastické) jsou vhodné pro popis chování pryží, pěn, plastů a biomateriálů. Tyto materiály jsou schopny velkých vratných deformací. Vztah mezi napětím a deformací je velmi nelineární. Klasickým příkladem je pryž, která má obecně následující vlastnosti:

- velké deformace (až 500 %),
- vztah mezi napětím a deformací je silně nelineární,
- specifické tlumící vlastnosti,
- chování je časově a teplotně závislé,
- je nestlačitelná (tj. objem se nemění (významně) se vzrůstajícím napětím). [27]

Při popisu materiálových modelů pro hyperelastické materiály se vychází z funkce hustoty deformační energie (strain energy density function) W . Derivací této funkce dle deformací se získá napětí. Většinou se při definici této funkce využívají

deformační invarianty (strain invariants), které jsou definovány na základě třech protažení (stretch ratios) λ . Deformační invarianty jsou definovány následovně:

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \\ I_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2, \end{aligned} \quad (3.2.1)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2. \quad (3.2.2)$$

Dále λ je definována následně:

$$\lambda = \frac{L}{L_0}, \quad (5.3) \quad (3.2.3)$$

kde L deformovaná délka vzorku, L_0 je originální délka vzorku. Jestliže je materiál perfektně (úplně) nestlačitelný (všechny pryže jsou téměř nestlačitelné) platí, že $I_3 = 0$. Chování hyperplastických materiálů je velice odlišné a komplikovanější než chování kovových materiálů. Hyperelastické materiály vykazují rozdílné chování při různých typech zatěžování jako je tah, tlak a smyk. Pro získání materiálových konstant by proto měly být dostupné data z různých materiálových testů. Standardně se jedná o tyto materiálové experimenty: jednoosý tah, smyk, dvouosá napjatost (tahová). [27]

Neo-Hookeovský model

Nejjednodušší model pro hyperplastický materiál je Neo-Hookeovský model. Potenciálová funkce W je definována následně:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2, \quad (3.2.4)$$

kde C_{10} je konstanta, definována jako polovina počátečního smykového modulu, K je počáteční objemový modul, J je poměr mezi deformovaným objemem a původním objemem. Jestliže je materiál nestlačitelný pak $J = 1$ a můžeme rovnici 3.2.4 přepsat do tvaru:

$$W = C_{10}(I_1 - 3). \quad (3.2.5)$$

Tento model dává dobré výsledky s experimentem do 40% deformace v tahu a do 90% deformace při čistém smyku. Pokud se předpokládají (dosahují) deformace vyšší je tento model nepoužitelný a je nutno použít modely jiné. [27]

Mooney-Rivlingův model

Mooney-Rivlingův model je rozšířením Neo-Hookeovského modelu a existuje několik forem tohoto modelu, lišících se počtem použitých parametrů. Volbou vhodného počtu parametrů lze dobře proložit získaná experimentální data a tím dokonale popsat chování materiálového modelu. Je dobrou praktikou začít s modelem využívajícím dva parametry a zvyšovat počet parametrů. Nejjednodušší forma Mooney-Rivlingova modelu je:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2, \quad (3.2.6)$$

kde konstanty C_{10} a C_{01} lze získat proložením dat z experimentálně získané křivky mezi napětím a deformací. Tento model vykazuje dobré výsledky do 100% deformace v případě tahového zatížení a 30% deformace v případě tlakového zatížení. Využitím modelů s vyšším stupněm polynomu vede k lepším výsledkům. [27]

Yeohův model

Yeohův model se liší od předchozích polynomiálních modelů, protože je závislý pouze na I_1 . Z tohoto důvodu můžeme získat materiálové konstanty pouze z jednoosé tahové zkoušky a tím redukovat náklady na ostatních materiálové testy. Bohužel tento materiálový model nevykazuje dobré výsledky v oblasti malých deformací. Stejně tak jako předchozí Mooney-Rivlingův model se tento model vyskytuje v několika variacích. Obecně může být popsán následující rovnicí:

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0}(I_1 - 3)^i + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k}(J - 1)^k, \quad (3.2.7)$$

kde C_{i0} a d_k jsou materiálové konstanty. Parametr d_k lze získat z počátečního objemového modulu $K = 2/d_1$. Pozn.: Když $N = 1$ přejde tento model v Neo-Hookeovský model, viz výše. [27]

Ogdenův model

Tento materiálový model vykazuje velmi dobrou shodu s experimentálně získanými daty v oblasti velkých deformací. Aplikovatelnost tohoto materiálového modelu je až do hodnoty 700% deformace. Rovnice má následující tvar:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k}. \quad (3.2.8)$$

Parametr α umožňuje definovat zpevňování či změkčování materiálu v závislosti na deformaci. Jestliže je parametr menší než 2, materiál bude změkčovat při zvětšování deformace. Naopak při velikosti parametru α větší než 2 dojde ke zpevňování materiálu. [27]

Další materiálové modely

Existují i další modely pro modelování hyperplastického chování materiálů. Model Arruda-Boyce je rozšířením Yeohova modelu tak, aby byl platný ve všech úrovních deformací, tedy i v oblasti malých deformací, kde předchozí model selhává. Obdobně Gentův model (The Gent Model) je také vhodný jak pro modelování malých tak velkých deformací. Pro modelování hyperplastických materiálů, které vykazují stlačitelné chování a dochází u nich k velkým objemovým změnám, např. pěny, je vhodné použít jiné materiálové modely. Jmenujme například The Blatz-Ko model, The Ogden compressible Foam Model, aj. [27]

4. Rekonstrukce prsu

4.1. Úvod

Ženský prs představuje jeden z nejvýznamnějších atributů ženské krásy jak při posuzování mužů, tak i žen samých. Proto jakákoli vrozeně podmíněná odchylka ve tvaru a velikosti prsu může být ženou pocíťována velmi bolestně. Jak těžce může potom postihnout ženu ablační výkon, je více než zřejmé. [28]

Podobně jako se liší názory na radikalitu primární operace u karcinomu prsu, jsou i rekonstrukční výkony často kontroverzní, a to z hlediska času a způsobu rekonstrukce. Týká se to především otázek okamžité a oddálené rekonstrukce či užití autologní tkáně nebo syntetické hmoty při vlastní rekonstrukci. [28]

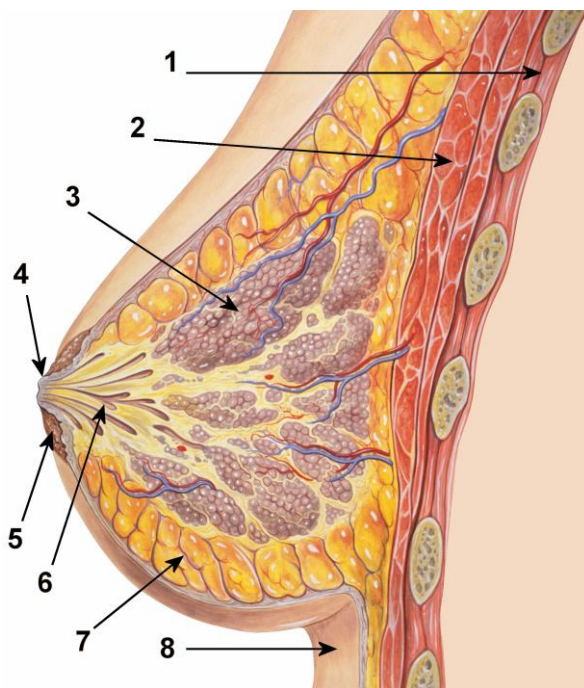
Za historický mezník moderního věku v rekonstrukční chirurgii ženského prsu lze považovat objev silikonových implantátů a jejich uvedení do klinické praxe Croninem v roce 1963. Od té doby se objevují další operační postupy, využívající při rekonstrukcích nejen cizí materiály, ale i vlastní tkáň, a to v podobě fasciokutánních nebo muskulokutánních laloků, případně jejich vzájemných kombinací. [28]



Obr. 11: Prsní implantát (kruhový vlevo, anatomický uprostřed a vpravo) [29]

4.2. Anatomie prsu

Prsy, též ňadra, jsou párový útvar na přední stěně hrudníku. U žen jsou prsy výrazněji vyvýšená než u mužů. Ženské prsy obsahují mléčné žlázy a tukovou vrstvu. Taktéž muži mají fyziologicky funkční mléčnou žlázu. Na vrcholu prsu se nachází bradavka obklopená tmavým pigmentem zvaným prsní dvorec. [30]



Obr. 12: 1. Mezižebenní svaly s žebry, 2. Pectorální svaly, 3. Lalůčky prsní žlázy, 4. Bradavka, 5. Prsní dvorec, 6. Ductus lactifer – mlékovod, 7. Tuková tkáň, 8. Kůže [30]

4.3. Rekonstrukce prsu po mastektomii

Rekonstrukce prsu po mastektomii prošla v posledních desetiletích nebývalým rozvojem. Neexistuje žádná nádorová problematika, kde by chirurgická léčba byla provázena takovými revolučními změnami, jako je tomu u karcinomu prsu. Týká se to nejen odklonu od přílišné radikality primární operace ke stále více konzervativněji vedeným výkonům, ale také doby načasování vlastní rekonstrukce prsu po mastektomii. [28]

Na základě rozsáhlých randomizovaných studií a zkušeností s výsledky léčby bylo potvrzeno, že méně radikální chirurgická léčba může znamenat pro většinu žen ekvivalentní šanci na přežití, aniž by to bylo spojeno s frustrující deformitou hrudníku jako při radikálních výkonech v minulosti. [28]

Také rekonstrukce prsu prochází od doby zavedení silikonových implantátů do praxe v roce 1963 nezadržitelným vývojem. Ten je spojen s poznáním celé řady nových operačních postupů, využívajících při rekonstrukci autologní tkáň, cizí materiály či jejich kombinaci. Díky generaci kvalifikovaných mikrochirurgů vyškolených v estetické chirurgii prsu představují mikrochirurgické postupy pro rekonstrukci další významný pokrok. Pomocí volného transferu tkáňových celků lze získat množství autologní tkáně vhodné k rekonstrukci prsu. [28]

I přes dokonalé osvojení si mnoha operačních postupů užívaných při rekonstrukcích hraje nemalou roli pro konečný estetický výsledek radikalita mastektomie. Obecně uznávaným pravidlem je, až na některé výjimky, že čím menší je radikalita výkonu, tím příznivější jsou pooperační výsledky rekonstrukce. Samozřejmě při respektování všech zásad bezpečnosti ve vztahu ke stupni onemocnění. Léčba rakoviny prsu by měla být proto vždy prioritní. [28]

Použitý způsob rekonstrukce obvykle souvisí vedle velikosti a tvaru prsu s rozsahem primární operace. Ta je léčbou pouze lokální a často musí být doprovázena systémovou terapií, která může napomoci konzervativnějšímu přístupu co do rozsahu chirurgické léčby a tím i příznivějším konečným výsledkům vlastní rekonstrukce. [28]

Názory na dobu rekonstrukce prsu po mastektomii se liší podobně jako na radikalitu primární operace. Podle této doby rozlišujeme okamžitou nebo opožděnou mastektomii. [28]

Okamžitá rekonstrukce přináší nejlepší výsledky u kůži šetřící mastektomie. Při tomto postupu se exciduje areolomammlární komplex a odstraní se celý prsní parenchym. Ke snadnější vizualizaci se rozšíří řezy v horizontální nebo vertikální

rovině, což umožní i disekci podpažních uzlin. Pokud kůži šetřící mastektomie je doprovázena radioterapií, je doplnění objemu prsu možné pouze autologní tkání. Podobně lze postupovat i u lumpektomií, kvadrantektomií nebo profylaktických mastektomií (subkutánní mastektomie). [28]

Okamžitá rekonstrukce se provádí v jedné době, proto při operaci by měli spolupracovat onkochirurg s plastickým chirurgem. Velkou předností tohoto způsobu rekonstrukce je, že na ženu nedolehne psychologický dopad ze ztráty prsu. [28]

Pokud okamžitá rekonstrukce není možná, lze za 6 - 24 a více měsíců (u stadia III.) zvážit rekonstrukci opožděnou. V indikovaných případech je doba 6 měsíců po primární operaci považována za vhodnou pro rekonstrukci, protože pomocná léčba chemoterapií je za normálních okolností již dokončena. Pooperační radiace však může vést k hypoperfúzi a fibróze, které vyžadují delší časový odstup. [28]

4.3.1. Cíle rekonstrukce

Cílem by měla být náhrada veškeré chybějící tkáně s maximální snahou o vytvoření symetrie a příznivého tvaru prsu. V rámci předoperačního vyšetření před vlastní rekonstrukcí se zvažuje stav kůže a svalů hrudní stěny, velikost prsu, tělesný vzhled, dostupnost dárcovských míst pro lalok. Na volbu operace mají vliv také lékařské faktory, mezi které patří kouření, obezita, diabetes a dřívější ozařování hrudní stěny. Při volbě postupu rekonstrukce nelze opomenout ani různé psychologické a jiné aspekty ze strany ženy, které jsou často rozhodující pro výběr operačního postupu. [28]

4.3.2. Rekonstrukce prsu s využitím cizího materiálu

Užití implantátů prsu a tkáňových expandérů představuje na mnoha pracovištích nejběžnější metodu rekonstrukce prsu. Tato metoda je díky své jednoduchosti, eliminaci nutnosti využít dárcovské místo a rychlému zotavení metodou první volby na mnoha pracovištích zaměřených na rekonstrukce prsu po mastektomii. [28]

Výroba silikonových implantátů a jejich uvedení do chirurgické praxe v roce 1963 Croninem a Gerowem lze považovat za revoluční převrat v historii estetické a rekonstrukční chirurgie prsu. [28]

V současné době mají z cizích materiálů jednoznačně největší uplatnění silikonové implantáty, a to plněné gelem nebo fyziologickým roztokem. I tyto

implantáty prošly zákonitým vývojem směřujícím ke zmírnění některých nežádoucích účinků. [28]

Přestože silikonové implantáty byly v hojné míře užívány již bezprostředně po jejich objevu k augmentacím prsů v estetické chirurgii, první zmínky o jejich aplikaci při rekonstrukcích prsů po mastektomii se objevují až v roce 1977. Od té doby dochází k obrovskému vzestupu četnosti jejich využití pro rekonstrukce prsů, a to buď v podobě jednoduché implantace, nebo v kombinaci s tkáňovou expanzí, či s některými operačními postupy využívajícími při rekonstrukcích autologní tkáň, např. fasciokutánní nebo muskulokutánní lalok. [28]

Při rekonstrukci prsu využívající pouze cizí materiál lze provést přímou subpektorální implantaci po záchovné, kůži šetřící nebo subkutánní profylaktické mastektomii, a to u malých prsů, které nejeví známky poklesu. Pokud je kůže příliš tenká, s chabějším podkožím, je vhodné překrýt dolní část volného implantátu překlopenou fascií přímého břišního svalu, vnějším šikmým břišním svalem a předním serratem. Přímou implantací řešíme okamžité, vzácněji i opožděné rekonstrukce. [28]

Po modifikovaných radikálních nebo totálních mastektomiích není možné jednoduché užití implantátu, ale je nutné připravit lůžko pro implantát pomocí tkáňové expanze. Ta významně rozšířila možnosti rekonstrukce prsu zejména u okamžité rekonstrukce. Obecně je tato metoda indikována u pacientek s adekvátní kvalitou kůže, ovšem nedostatečnou kvantitou kůže po modifikované radikální mastektomii. Postup je technicky snadný, určitou nevýhodou je skutečnost, že tvar prsu nelze rekonstruovat při jedné operaci, protože pro naplnění expandéru je nutná řada sezení. [28]

Cílem operace je vytvořit lůžko s kompletním zakrytím expandéru přilehlou svalovinou, která zahrnuje velký prsní sval, sval serratus anterior, vnější šikmý sval a povázku přímého břišního svalu. Dutina pro expandér by měla kraniálně zasahovat až k třetímu žeburu, mediálně 1 cm od parasternální linie, laterálně k hranici mezi přední a střední podpažní linií a kaudálně 1 - 2 cm pod původní dolní prsní záhyb. Důvodem pro tuto rozsáhlejší kaudální mobilizaci je potřeba maximální prominence prsu v dolní části. Skutečností je, že formace fibrózního pouzdra uzavře přibližně 1 cm dutiny. [28]

Množství aplikovaného fyziologického roztoku závisí na velikosti prsu a schopnosti kůže se expandovat. Plnění expandéru se uskutečňuje v intervalech 1 - 2 týdnů s množstvím roztoku 50 - 100 ml při jednom sezení. K dosažení požadovaného objemu je zapotřebí doba přibližně 5 - 6 týdnů. Cílem je dosáhnout většího objemu prsu, než jaký má prs druhý, tj. objemu většího o 150 - 200 ml v závislosti na velikosti

prsu. Expandér se poté ponechá na místě po dobu 4 - 6 měsíců. Při druhé operaci se expandér zaměňuje za permanentní implantát. [28]

Další možností rekonstrukce prsu je využití permanentních expandérů, jejichž objem lze regulovat a není nutno je odstraňovat, pokud se podaří docílit optimálního umístění a konzistence prsu zůstane přirozená. Existuje několik typů těchto expandérů, nejčastěji používaný je Beckerův implantát. Má vnější obal naplněný silikonem a dále vnitřní expanzní komoru. I Beckerův implantát by se měl naplnit co nejdříve a po počátečním přeplnění a stabilizační fázi, trvající 3 měsíce, se objem implantátu snižuje tak, aby souhlasil s objemem druhého prsu. Chlopeň se po naplnění implantátu odstraňuje, některé ženy si ji však ponechávají kvůli možnosti později objem prsu regulovat. [28]

4.3.3. Rekonstrukce prsu s využitím autologní tkáně a cizího materiálu

Kombinace autologní tkáně a silikonového implantátu představuje jednu ze základních metod v rekonstrukční chirurgii prsu. Jako autologní tkáň je nejčastěji využívána transpozice fasciokutánního laloku z epigastria nebo muskulokutánní lalok m. latissimus dorsi. Do této skupiny lze zařadit také tzv. Turn-Over Flap ze šikmého a přímého břišního svalu. [28]

Fasciokutánní lalok

Podobně jako jiné operační postupy i rekonstrukce prsu pomocí epigastrických fasciokutánních laloků doplněných silikonovým implantátem prošla zákonitým vývojem. Původní epigastrické laloky měly stopku situovanou obvykle mediálně a dobré cévní zásobení umožňovalo zdvižení laloku většího rozsahu (Bohmert, Höhler, Cronin, Tai a Hasgewa). Hlavní nevýhodou těchto mediálně stopkovaných laloků byla nemožnost vytvořit přirozený tvar v laterálních částech novotvořeného prsu. [28]

V roce 1985 publikoval Holmström modifikaci tohoto způsobu rekonstrukce prsu, kterou nazval laterálním torakodorzálním lalokem (Lateral Thoracodorsal Flap). Oproti torakoepigastrickému laloku je jeho odběr situován podstatně laterálněji a osa laloku je uložena výše. Výhodou nového uložení je vytvoření přirozeného tvaru prsu v jeho laterální partii a také submammární rýha nevyžaduje sekundární korekci. [28]

Poměr délky a šířky laloku je 2 - 2,5 : 1, průměrně 16 : 7 cm. Zásobení laloku vychází z paramediálních perforátorů a. mamma interna, a. epigastrica

superior a z perforátorů interkostálních arterií. Při zvedání laloku ponecháváme na laloku fascii jejím postupným uvolňováním od m. latissimus dorsi a m. serratus anterior. Současně s elevací laloku protínáme perforátory 6. a 7. interkostální arterie. Pod pektorálním svalem vytvoříme dutinu pro implantát, a to v rozsahu nakreslené mobilizace. Laterálně uvolňujeme kůži s podkožím a s fascií až ke střední axilární linii, mediálně odpojujeme úpon prsního svalu a kaudálně mobilizujeme kůži asi 2 cm pod nákres submammární rýhy. Kompletní přešíť implantátu pektorálním svalem není nutné, spíše naopak je příznivější ponechat volnost protězy k vytvoření dolního záhybu rekonstruovaného prsu. [28]

Rekonstrukce prsu torakodorsálním lalokem představuje v současnosti na některých pracovištích jeden z nejčastěji užívaných způsobů obnovy tvaru a velikosti prsu po mastektomii. [28]

Při rekonstrukcích prsu je nutné mít na zřeteli 4 hlavní kritéria: velikost prsu, restituci přiměřené ptózy prsu, měkkost a symetrii tvaru prsu. Předností popisovaného postupu je kromě příznivého vytvarování prsu v jeho laterálních partiích i relativní jednoduchost a časová nenáročnost operačního výkonu. Také nelze opomenout méně nápadnou jizvu v oblasti dekoltu žen v porovnání s jinými metodami rekonstrukce prsu. K relativním kontraindikacím patří kromě ozáření postižené krajiny i to, že chybí velký prsní sval nebo jeho větší část. [28]



Obr. 13: Schéma rekonstrukce prsu laterálním thorakodorsálním lalokem a implantátem [31]

Muskulokutánní lalok (m. latissimus dorsi)

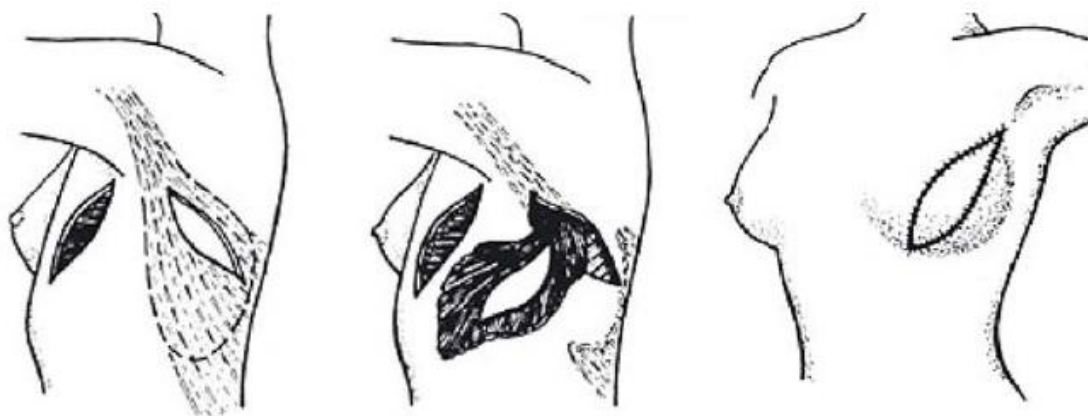
Koncept použití laloku z kůže a svalu m. latissimus dorsi byl podrobně popsán v roce 1912 D'Estem jako lalok ze zad k pokrytí defektu po radikální mastektomii a označen jako metoda Tansini, který tento postup uvedl v roce 1896.

Postup upadl v zapomnění a byl nezávisle na tehdejších pracích nově objeven v roce 1976 Olivariem jako metoda k pokrytí defektu hrudní stěny. V roce 1977 Mühlbauer a Olbrisch poprvé využívají lalok při rekonstrukci prsu, McCraw a Bostwick tuto metodu zdokonalili a později Bostwick, Mathes a Nahai ji popsali do všech podrobností. [28]

M. latissimus dorsi je svým vějířovitým rozložením na zádech podobný m. pectoralis major na hrudníku. Jeho dlouhá a silná cévní stopka umožňuje jednoduché přemístění k náhradě musculus pectoralis. Širokoplošný sval může pokrýt celou přední hrudní stěnu od klavikuly až k submammární rýze a od sternu až k axilární čáře. Tak je možno vyrovnat defekt kontury způsobený radikální mastektomií v infraklavikulární jamce, vytvořit bezpečnou ochranu pro implantát v celém rozsahu a dále pomocí přemístění úponu svalu rekonstruovat přední axilární řasu. Proto je tento lalok zvláště vhodný pro rekonstrukci prsu po radikální mastektomii. Lalok je kromě toho osvědčeným postupem pro rekonstrukci hrudní stěny při radionekróze. Jeho použití se osvědčilo i u méně rozsáhlých defektů, jaké se mohou vyskytnout po modifikované radikální mastektomii. Postup je konečně metodou volby, když se vyskytly závažné komplikace po jiných operacích. [28]

Po mobilizaci muskulokutánního laloku je kůže hrudní stěny podtunelována směrem dopředu za účelem přemístění laloku do defektu stěny hrudní. Při rotaci laloku s jeho nervově cévním svazkem nemusí být svazek vizualizován. Po uzavření odběrového místa na zádech je okraj svalu nejprve fixován laterálně, kraniálně a kaudálně a potom, po vložení implantátu, také mediálně k hrudní stěně. Operaci, kterou provádíme pod clonou antibiotik, zakončujeme suturou kožního laloku. (1)

K určitým nevýhodám tohoto způsobu rekonstrukce patří kromě relativní délky operace a rozsáhlejších jizev také odlišnost barvy kůže. Za kontraindikaci operačního postupu lze považovat přerušení nervově cévního svazku po radikální mastektomii a také odmítání jizev na zádech pacientkou. [28]



Obr. 14: Schéma rekonstrukce prsu pomocí muskulokutánního laloku, m latissimus dorsi a implantátu [31]

Muskulofasciální lalok (Turn-Over-Flap)

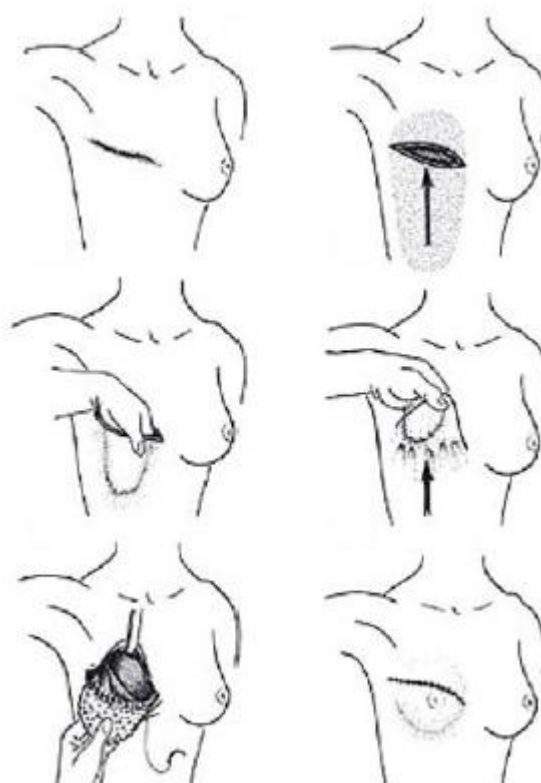
Tento lalok bývá s výhodou využíván při okamžité rekonstrukci prsu implantátem, kdy překrývá implantát v dolní oslabené části novotvořeného prsu. V těchto místech často dochází k herniaci protézy pro tenkost kožního krytu a také k jejímu vysunutí kraniálně v důsledku těsného prostoru, a to i přes subperiostální odpojení svalu od pátého a šestého žebra. Převrácený muskulofasciální lalok z přímého a vnějšího svalu břišního a jejich povázky napomáhá nejen omezit tyto komplikace, ale také zvětšením prostoru pro implantát podporuje vytvoření přirozeného tvaru prsu v místě dolního prsního záhybu. [28]

Posuvný břišní lalok (Abdominal Advancement Flap)

Velmi osvědčeným způsobem rekonstrukce prsu s využitím implantátu prováděným na našem pracovišti je posuvný břišní lalok, kterým se získává dostatečný kožní kryt pro překrytí silikonové protézy. [28]

4.3.4. Rekonstrukce prsu autologní tkání - rekonstrukce prsu břišním lalokem

Přední stěna břišní je výhodným odběrovým místem pro lalok ze dvou důvodů. Jednak poskytuje kůži a tuk v množství dostatečném na rekonstrukci běžně velkého prsu a jednak cévní zásobení, představované hlubokým epigastrickým systémem, je relativně konstantní a spolehlivé jak pro volný přenos na dolní hluboké epigastrické arterii, tak pro přenos na stopce pomocí horní epigastrické arterie. [28]

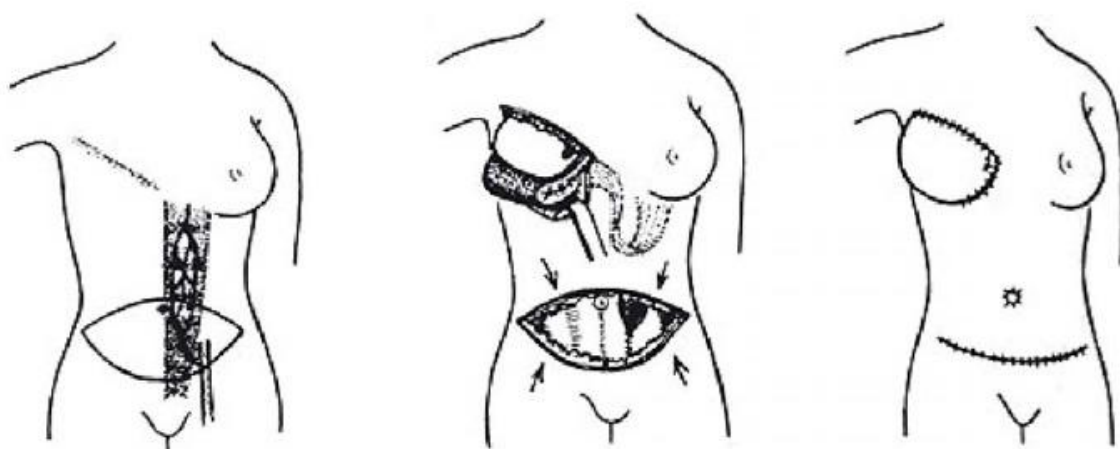


Obr. 15: Schéma rekonstrukce prsu posuvným břišním lalokem a implantátem [31]

Rekonstrukce pomocí stopkovaného transversálního muskulokutánního laloku na svalu rectus abdominis (stopkovaný TRAM = Transverse Rectus Abdominis Musculocutaneous)

Stopkovaný TRAM je nejpůvodnější variantou rekonstrukce prsu živou tkání. Je dodnes používán na pracovištích, která nedisponují mikrochirurgickou technikou. Jeho hlavní nevýhodou je nutnost oddělit spolu s lalokem 60-100 % přímého břišního svalu (na jedné, případně obou stranách) a z toho vyplývající oslabení stěny břišní. Také variabilní cévní zásobení může být příčinou nestandardního prokrvení. Cévní zásobení stopkatého TRAM laloku zabezpečuje art. epigastrica superior, která je pokračováním art. thoracica interna a prostupuje svaem dolů až k pupku. V oblasti nad pupkem se přes různě hemodynamicky významnou kapilární síť spojuje s řečištěm art. epigastrica inferior. Právě přechod cévního zásobení z řečiště horní do dolní epigastrické arterie je jednou z hlavních příčin poruch prokrvení tohoto laloku. Pokud je chabé spojení obou řečišť nebo dojde k jeho poškození při preparaci svalové stopky laloku, může se objevit ischemie části, nebo dokonce celého laloku. To se projeví buď hned po operaci jako nekróza a ztráta části laloku, nebo později jako drobná rezistence

v okraji rekonstruovaného prsu. Četnost částečných ztrát stopkovaného TRAM laloku se uvádí od 4 do 20 %, četnost tukových nekróz od 10 do 55 %.[28]



Obr. 16: Schéma rekonstrukce prsu stopkovaným břišním lalokem [31]

Rekonstrukce pomocí volného transverzálního muskulokutánního laloku na přímém svalu břišním (volný TRAM)

Volný TRAM lalok je přenos tkáně podbřišku, jehož kožní a tuková složka je totožná se stopkatým TRAM lalokem, ale jehož cévní zásobení je přímé pokračování arterie epigastika inferior do muskulokutánních perforátorů. Lalok se po vypreparování kompletně oddělí od břicha, volně se přenese na hrudník a tam se pod mikroskopem spojí přívodné a odvodné cévy, čímž se obnoví cirkulace v laloku. [28]

Cévní zásobení neprochází, na rozdíl od stopkovného TRAM laloku, kritickou oblastí mezi řečištěm horní a dolní epigastriky, nýbrž jde přímo do muskulokutánních perforátorů a odsud do kůže a tuku. Céva zásobující volný TRAM lalok je silnější a má kratší průběh než céva pro stopkovaný TRAM lalok. Proto je prokrvení volného TRAM laloku považováno za lepší než u stopkovaného TRAM laloku. Další velkou výhodou volného TRAM laloku je menší zásah do přímého břišního svalu. Riziko pooperační kýly a celkového oslabení svaloviny přední stěny břišní je menší než u stopkovaného TRAM laloku. [28]

Nevýhodou volného TRAM laloku je nutnost provést cévní mikrochirurgickou anastomózu. K té je potřeba vysoce erudovaný chirurgický tým, operační mikroskop s mikrochirurgickým instrumentariem, pooperační monitorování cirkulace lalokem a 24hodinová mikrochirurgická pohotovost pro případnou revizi

cévní anastomózy. Operační čas je u volného TRAM laloku zpravidla též delší, což může rozhodovat při volbě laloku zejména u oboustranné rekonstrukce. [28]

Rekonstrukce pomocí perforátorového laloku na cévním svazku a. a v. epigastric inferior (Deep Inferior Epigastric Artery Flap=DIEA lalok, Deep Inferior Epigastric Perforator Flap=DIEP lalok)

Za účelem minimalizace funkčních ztrát svaloviny přední stěny břišní po odběru stopkovaného nebo volného TRAM laloku byla vypracována metodika odběru břišního laloku bez použití segmentu přímého svalu břišního. U tohoto laloku se vypreparuje intramuskulární segment dolní epigastrické arterie a žíly tak, že se podvážou všechny větévky jdoucí do svaloviny kromě těch, které jdou do vybraných 1-3 perforátorů. Získá se tak kožnětukový lalok, do něhož vede prostřednictvím perforátorů přímo dolní epigastrická arterie a žíla. V místě odběru je za ideálních podmínek výsledkem pouze rozpolcený přímý sval břišní v délce několika centimetrů. Pooperační funkční výsledky přední stěny břišní po odběru jednostranných perforátorových laloků jsou lepší než u odběru stopkovaného či volného laloku. Hlavní nevýhodou perforátorových břišních laloků je jejich pracnost a riziko poškození cév při preparaci. Zkušeným chirurgům trvá preparace DIEP laloku o 45-60 minut déle než preparace volného TRAM laloku. [28]

5. Experimentální část

Cílem experimentální části je vytvoření modelu MKP prsu po ablaci při jeho rekonstrukční operaci. Po konzultacích s doktorem plastické chirurgie v nemocnici na Bulovce byly vybrány dva operační přístupy. Prvním je rekonstrukce pomocí posuvného břišního laloku a druhý je rekonstrukce pomocí thorakodorsálního laloku. Obě metody využívají silikon gelového prsního implantátu. Experimentem bylo nutné stanovit materiálový model těchto implantátů. Zjištěním napětí v kůži po rekonstrukci, zvláště pak v místě jizvy po zákroku, pomůže optimalizovat chirurgické přístupy, a zlepšit tak dobu rekonvalescence po operaci.

5.1. Výběr plastické operace

U pacientek s tímto nádorovým onemocněním často dochází k odstranění celého prsu, ve kterém je růst rakovinných buněk. Při rekonstrukční operaci se zpravidla vymodeluje celý prs znovu. Typ zkoumané operace byl zvolen s ohledem na četnost prováděného zákroku. Chirurg má na výběr z několika operačních přístupů, ale nejčastěji se používá metoda pomocí posuvného břišního laloku nebo za užití thorakodorsálního laloku. Zmíněné přístupy jsou poměrně jednoduché a vznikne při nich dostatečné místo pro vložení silikonového implantátu. Obě metody jsou blíže specifikovány v kapitolách 4.3.3. a 4.3.4.

5.2. Měření 3D scannerem

Data potřebná k simulaci v metodách konečných prvků se získala za využití 3D scanneru. Modely tak mají rozměry odpovídající skutečné předloze. Skenovaly se různé tvarové varianty silikonových implantátů. První variantou je kulatý implantát a druhou anatomicky tvarovaný. Dále se musel skenovat hrudník, na kterém byla provedena ablace prsu.

5.2.1. Skenování implantátů

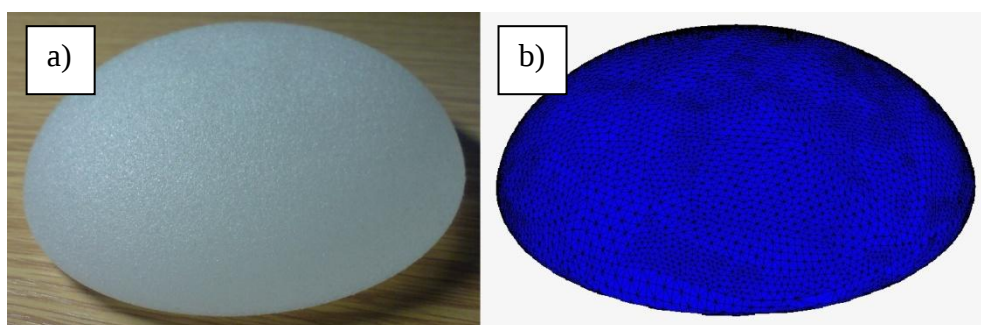
Jako první proběhlo skenování kulatého prsního implantátu, které je vidět na Obr. 17. Skenován byl implantát od firmy POLYTECH s označením 20725-285. První číslo značí, že se jedná o implantát středního profilu (moderate M) a kulaté podstavy. Druhé číslo značí jeho velikost. Ta je určena hmotností 285 g, která přibližně odpovídá objemu v mililitrech. Ke skenování se používal scanner s označením NextEngine 3D

Laser Scanner HD. Implantát byl umístěn na otočné podložce ve vzdálenosti 25 – 30 cm a nastavilo se vysoké rozlišení skenování. Skenování se realizovalo pomocí dvanácti snímků.



Obr. 17: Skenování kulatého implantátu

U kulatého implantátu nastal problém s vrchní částí, kterou 3D scanner neumí zaznamenat kvůli nepříznivým odrazům laseru. Proto po dokončení snímání přišly následné úpravy modelu v programu Geomagic. Ke kompletnímu převedení do CADovské podoby muselo dojít k doděláním jeho půlkruhového tvaru a podstavy implantátu. Také se vyplnily drobné vady, aby byl objemový model uzavřený. S modelem se dále pracovalo v programu Femap. Vytvoření sítě proběhlo za pomoci čtyřstěnných elementů o celkovém počtu 155 952. Původní implantát a jeho převedený model do podoby s MKP sítí vidíme na Obr. 18.



Obr. 18: Kulatý implantát: a) reálný model, b) CAD model s vytvořenou sítí

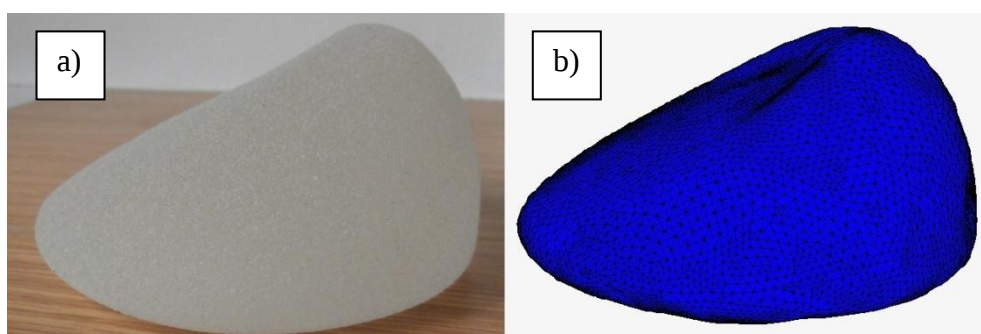
Dále přišlo na řadu skenování anatomicky tvarovaného prsního implantátu, který má kapkovitý tvar. Byl od jiné firmy a to McGhan. Pod jeho označením MX se

skrývá střední velikost anatomického implantátu s vyšším profilem. Hmotnost vyražená na jeho zadní straně je 290 g. Je tedy podobně velký jako zkoumaný kulatý implantát. 3D scanner se nastavil identicky jako při skenování kulatého implantátu. Ukázka, jak vypadlo skenování anatomického implantátu, je na obrázku Obr. 19.



Obr. 19: Skenování anatomického implantátu

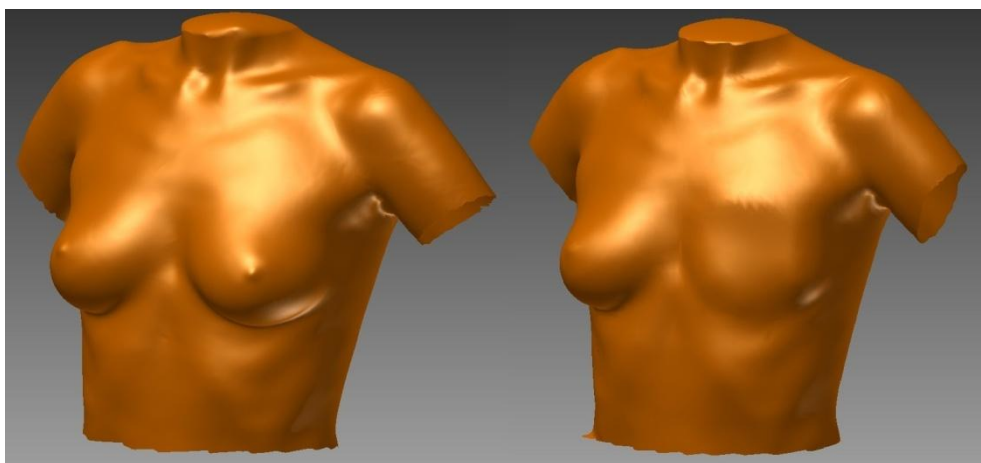
Už v průběžném zobrazení naskenované části na PC bylo patrné, že anatomický implantát má vhodnější tvar pro skenování. Nedocházelo k tolika nepříznivým odrazům laseru a pouze malá část na jeho úplné špičce nebyla zaznamenána 3D scannerem. Proto také nebylo potřeba tolik úprav v programu Geomagic. Vyplňovala se jenom malá místa a dodělala se podstava implantátu. Po provedení těchto drobných úprav a uzavření celého objemu došlo k vytvoření sítě za pomoci čtyřstěnných elementů o počtu 133 245. Ukázka implantátu po převodu na MKP model je vidět na Obr. 20.



Obr. 20: Anatomický implantát: a) reálný model, b) CAD model s vytvořenou sítí

5.2.2. Skenování hrudní oblasti

Po připravení modelů silikon gelových implantátů k řešení pomocí metod konečných prvků následovalo skenování části hrudníku, kde byla provedena mastektomie. Vzhledem k faktu, že je velmi obtížné spolupracovat s pacientkami, jež prodělaly rakovinu prsu, ke skenování reálného případu nakonec nedošlo. Tento problém se řešil následovně. Provedlo se skenování zdravé ženy a za pomoci programu Geomagic došlo k odstranění prsu. Odebrání prsu bylo konzultováno s plastickými chirurgy z nemocnice na Bulovce, aby se upravený model co nejvíce podobal skutečnému případu. Výsledný model před a po upravení je vidět na Obr. 21. Na takto předpřipraveném modelu hrudníku bylo nutné vytvořit chirurgický řez, který se používá při rekonstrukční operaci.



Obr. 21: Model hrudníku před a po odstranění prsu

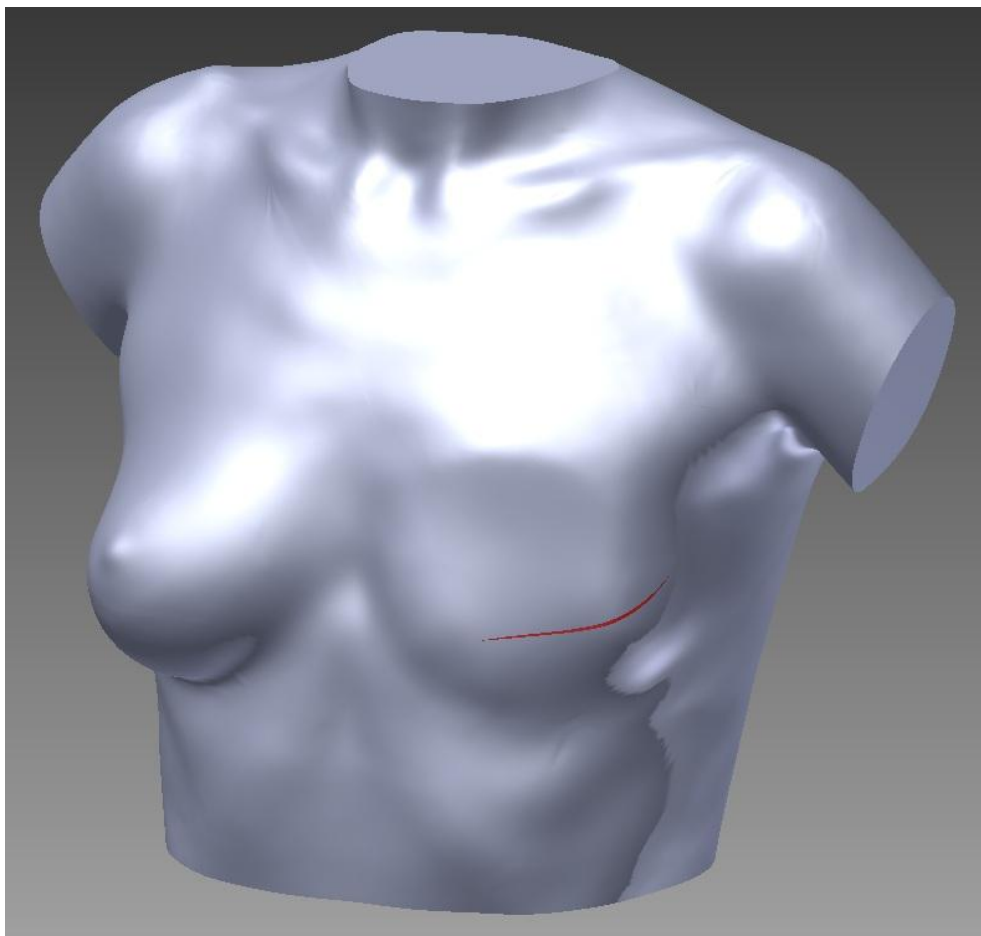
5.3. Vytvoření chirurgického řezu

Vytvoření chirurgických řezů na modelech hrudníku proběhlo za pomoci programů PTC Creo 2.0 a Geomagic. Pro následné vytvoření MKP sítě se použil Femap s NX Nastran.

5.3.1. Pomocí posuvného břišního laloku

První zvolený typ rekonstrukce je za pomoci posuvného břišního laloku. Vytvoření řezu na modelu bylo konzultováno s MUDr. Lenkou Vítovou z kliniky plastické chirurgie v nemocnici na Bulovce. Řez je většinou veden v místě, kde se nachází jizva po předchozí operaci (odstranění prsu). Záleží ovšem na volbě operujícího

chirurga, co mu v daném případě přijde nejlepší pro pacientku. Vytvořený řez na modelu znázorňuje Obr. 22.

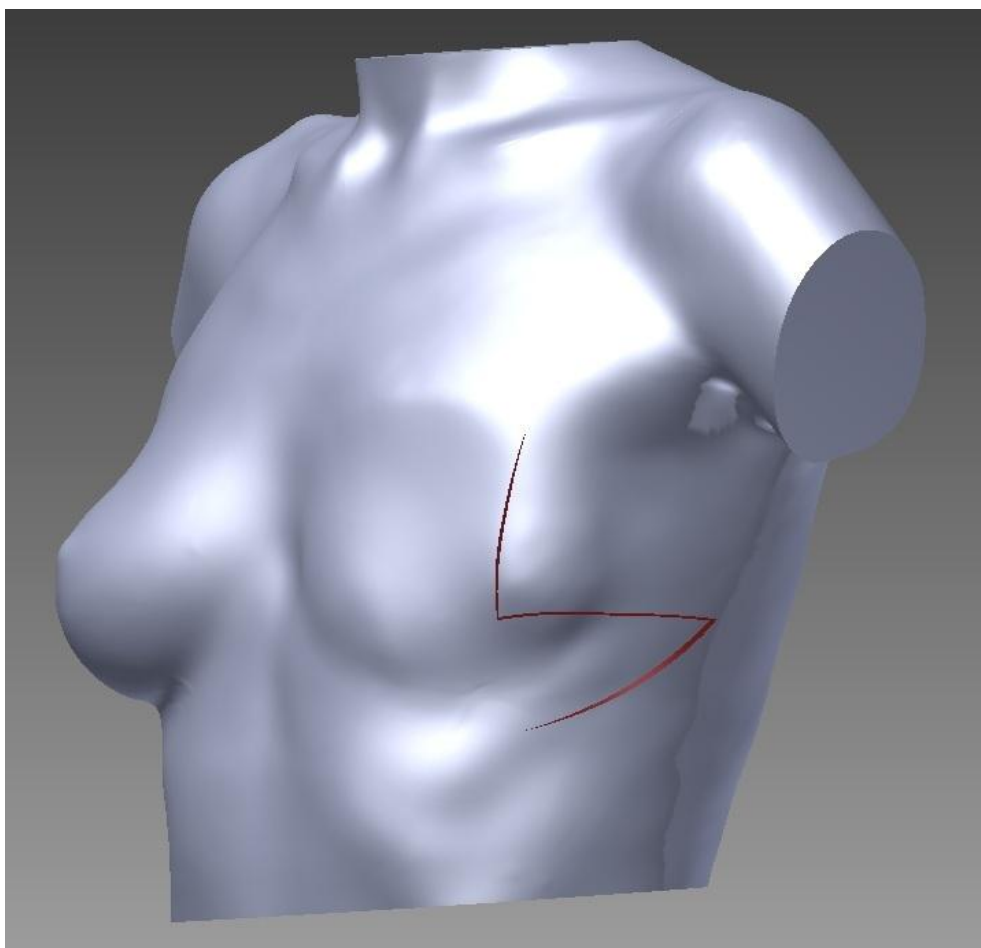


Obr. 22: Posuvný břišní lalok – chirurgický řez

Ve vzdálenosti 30 mm od modelu hrudníku byla vytvořena pracovní rovina. Na ní se promítly křivky podprsní rýhy a okraje prsu. Po takto definovaných hranicích pracovního prostoru mohlo dojít k vykreslení řezu. Řez byl realizován pomocí dvou křivek typu „spline“, mezi kterými byla vzdálenost 1 mm. Vzdálenost 1 mm se volila s ohledem na následné vytvoření MKP sítě. Při menší vzdálenosti obou křivek nastaly problémy při přenosu dat do dalšího programu. Délka řezu nebyla úplná. Na koncích se křivky sbíhaly do jednoho bodu stejně jako při proříznutí kůže skalpelem. Následovalo vytažení řezu do modelu hrudníku, aby došlo k průniku řezu s modelem. Poté se ořízly nepotřebné plochy. Hrudník i s vytvořeným řezem byl přenesen do programu Femap za účelem vytvoření MKP sítě. Protože model hrudníku byl jenom skořepina, síť se realizovala pomocí čtvercových elementů o celkovém počtu 20 280 a tloušťce 1.

5.3.2. Pomocí thorakodorsálního laloku

Dále bylo nutné vytvořit model s řezem při rekonstrukční operaci pomocí thorakodorsálního laloku. Zde je již řez mnohem složitější než u předchozího případu a má svá pevná pravidla, jak jej musí chirurg provést. Svislý řez je provedený v oblasti kraje prsu v přední axilární čáře, téměř v podpaží. Dále je důležité, aby 1/3 laloku byla nad prsní rýhou a 2/3 laloku pod ní. To zajistí vedení osy laloku pod prsní rýhou. Začátek dolního vodorovného řezu je oproti hornímu posunutý stranou o 1 – 2 cm. Délka svislého řezu je o čtvrtinu až polovinu kratší než délka horního vodorovného řezu a mezi sebou svírají přibližně pravý úhel. Vrchol laloku, tedy špička, kterou mezi sebou svírají dva vodorovné řezy, může zasahovat poměrně daleko k páteři. V krajním případě to může být až 10 cm od páteře. Model s takto vytvořeným řezem ukazuje Obr. 23.



Obr. 23: Thorakodorsální lalok – chirurgický řez

Vytvoření druhého řezu bylo vzhledem k jeho tvaru a pravidlům obtížnější. Pracovní rovina se natočila do pozice, kdy byla viditelná přední část hrudníku i bok

modelu. Promítnout na pracovní rovinu se musela podprsí rýha, axilární čára i část ohraničující začátek zad. Nyní už byla snadná orientace a mohlo dojít k vytvoření příslušného řezu. Postupovalo se pomocí popsaného návodu. Vzdálenost mezi křivkami byla opět zvolena 1 mm. Po vytvoření řezu následovalo jeho vytažení do modelu a ořezání nepotřebných ploch. Vzniklý model se přenesl do programu Femap a byla vytvořena čtvercová síť s 22 202 elementy při tloušťce 1.

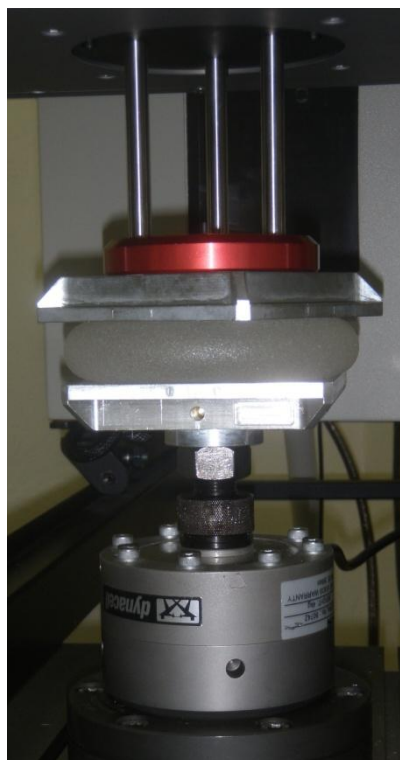
Tímto způsobem připravené modely se už mohly importovat do řešiče konečných prvků MSC Marc.

5.4. Experimentální měření na Instron E3000

Testování silikon gelového implantátu, za účelem získání dat pro vytvoření materiálového modelu, proběhlo na přístroji Instron E3000, jehož síla a posuv jsou řízeny pomocí elektromagnetického lineárního motoru. Maximální možná zatěžující síla přístroje je 3 kN. Zaznamenávání velikosti sil bylo realizováno pomocí 5 kN snímače.

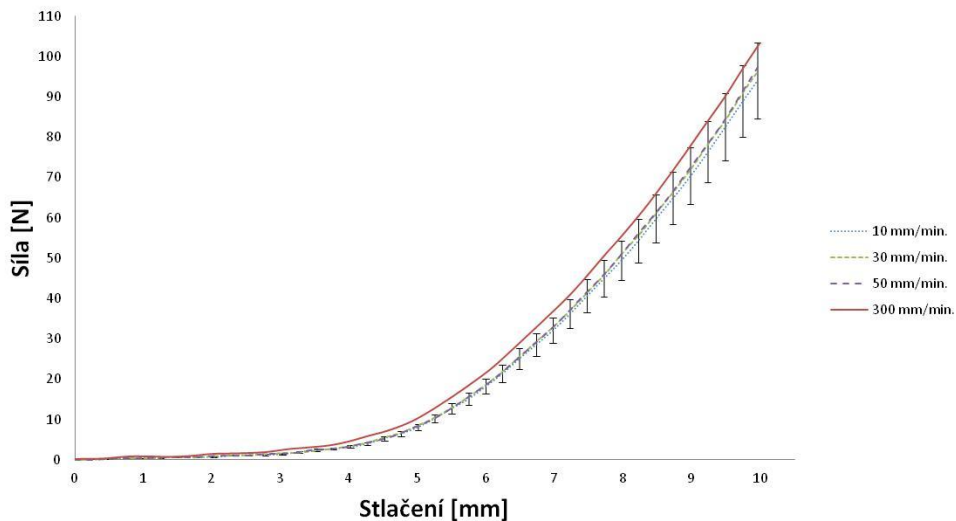
5.4.1. Testování celého implantátu

Nejprve došlo k zatěžování celého kulatého implantátu. Implantát byl vložen mezi dvě dostatečně velké tlačné čelisti. Následovalo přiblížení horní čelisti k jeho vrcholku, dokud nenastal kontakt mezi plochou a měřeným vzorkem. Následný zatěžovací cyklus byl řízený posuvem s maximální velikostí 10 mm. Implantát po dosažení požadované velikosti stlačení je vidět na Obr. 24. Vzorek byl podroben různým zatěžovacím rychlostem, aby se zjistilo, zdali lze zanedbat vliv rychlosti zatěžování na chování materiálu implantátu. Testování probíhalo při rychlostech posuvů 10, 30, 50 a 300 mm/min. Každé měření se zopakovalo celkem třikrát, přičemž rozdíly v naměřených hodnotách dosahovaly maximálně 0,5 %. Výsledky je možné vidět na Obr. 25. Křivky v případech 10, 30, 50 mm/min. jsou identické. Při rychlosti zatěžování 300 mm/min., které znázorňuje na obrázku červená křivka, došlo k viditelnému posunu hodnot vzhledem k naměřeným hodnotám ostatních rychlostí zatěžování. Na křivce rychlosti zatěžování 10 mm/min. je znázorněna odchylka o velikosti 10 %. Vliv rychlosti na změnu vlastností materiálu není proto výrazný.



Obr. 24: Test celého implantátu

Graf zatěžování celého implantátu



Obr. 25: Diagram zatěžování celého implantátu

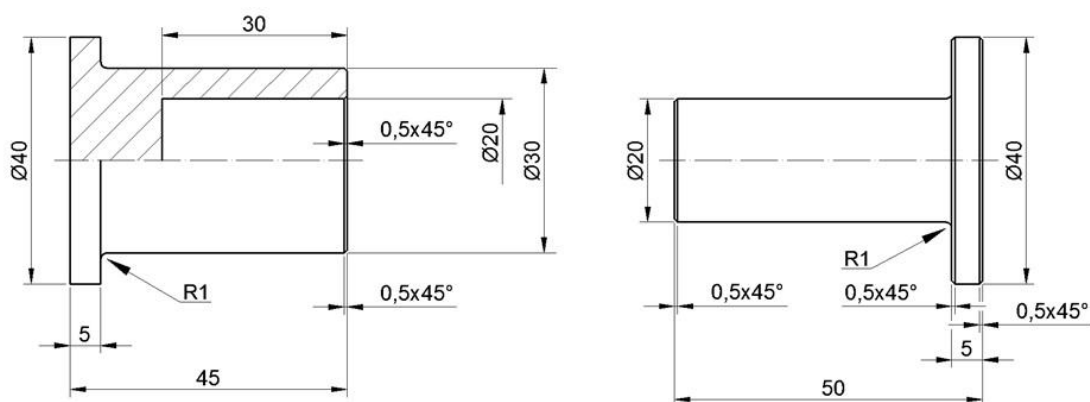
V průběhu experimentu, kdy docházelo ke stlačování prsního implantátu, narůstal jeho rozměr v horizontálním směru. V malém prostoru mezi zatěžovacími plochami je obtížné stanovit aktuální rozměr implantátu a tím i okamžitou plochu potřebnou pro vyhodnocení výsledků. Nebylo možné proto zkonstruovat skutečný diagram tlakové zkoušky.

Chemické složení vnitřního gelu i vnějšího obalu silikonového implantátu je totožné, pouze je rozdíl v jejich skupenství. Hlavní určující vlastnosti chování implantátu má gelový vnitřek, který obklopuje pružná membrána zajišťující jeho stálý tvar. Membrána také zabraňuje styku gelu s lidským organismem a udržuje implantát na místě díky pórům, do kterých po operaci vrosté tkáň.

5.4.2. Testování gelové náplně

Vzhledem k nutnosti určení mechanických vlastností implantátu přišla na řadu otázka problematiky měření a testování samotných gelů. Vhodná metoda testování gelu je pomocí jednoosého tlaku. Bylo nutné zhotovit přípravek potřebný k testování.

Došlo k navržení kalíšku a pístu, který bude do něj vlačován. Vnitřní průměr kalíšku postačil o velikosti 20 mm a výška válce 30 mm. Tím byly pevně dané rozměry pracovního prostoru pro další výpočty. Výkres přípravku je vidět na obrázku Obr. 26.



Obr. 26: Ukázka rozměrů měřicího přípravku

Jak je vidět, výška kalíšku má hodnotu 45 mm a celková délka pístu je 50 mm. Délka části pístnice zasouvající se do kalíšku je o 15 mm delší než hloubka válce. To by mohlo být využito při zkoumání maximálního možného stlačení gelu. Vzhledem k mechanickým vlastnostem silikonového gelu a nepotřebování zjišťovat maximální stlačení, stačilo přípravek na experiment vytisknout pomocí 3D tiskárny PolyJet Matrix Connex 500. Po zhotovení přípravku na měření bylo potřeba umístit odpovídající množství gelu do kalíšku. Vytisknutý přípravek s vloženým gelem zobrazuje následující Obr. 27.



Obr. 27: Přípravek se silikonovým gelem

Nejprve muselo dojít k proříznutí obalové vrstvy implantátu pomocí skalpelu. Následovalo vyjmutí vnitřního gelu a snaha o oddělení potřebného množství a vložení jej do kalíšku. Manipulace s gelem byla velmi obtížná díky jeho přilnavosti k ostatním materiálům, se kterými přišel do styku. Nešel ani zajistit tvarově a rozměrově definovaný vzorek, protože gel byl málo tuhý a nedal se přesně odříznout. Odděleno bylo proto větší množství gelu a vloženo do kalíšku. Váha samotného silikonového gelu odpovídala 3,28 g. Přípravek s gelem byl umístěn mezi tlačné čelisti. Vlivem adhezních vlastností silikonového gelu držel píst v kalíšku. Prvním stlačením došlo k vyplnění celého pracovního prostoru gelem a přetoku nepotřebného přebytku mimo pracovní prostor. Přebytečný gel byl jak z pístu, tak kalíšku odstraněn a mohlo dojít k samotnému měření. Zrealizovaný experiment je vidět na Obr. 28. Pracovní cyklus probíhal podobně jako při testování celého implantátu. Stlačení mělo maximální velikosti 10 mm od kontaktu pístu s gelem. Rychlost zatěžování byla zvolena 10 mm/min. Při maximální hodnotě stlačení došlo k výdrži 5 s. To mělo vést k vyloučení relaxace materiálu. Domněnka o relaxaci se nepotvrdila. Měření se opakovalo celkem třikrát.



Obr. 28: Ukázka z měření silikonového gelu

Sledovaly se hodnoty síly potřebné na stlačení vzorku. Graf na Obr. 29 vycházel tvarově podobný jako při zatěžování celého silikonového implantátu. To naznačovalo potvrzení domněnky, že hlavní určující vlastnosti má vnitřní silikonový gel. Všechna měření dopadla velmi srovnatelně. Odchylka byla maximálně 0,3 %. Ukázka grafu jednoho z měření je na již zmíněném Obr. 29.



Obr. 29: Graf zatěžování silikonového gelu

5.4.3. Zpracování výsledků měření gelu

Z naměřených hodnot se musely vypočítat potřebné charakteristické hodnoty materiálového modelu podle manuálu příručky MSC. Šlo o zkoušku jednoosým tlakem. Koeficienty prodloužení v jednotlivých směrech mají hodnoty:

$$\lambda_1 = 1, \lambda_2 = 1, \lambda_3 = \Delta L/L_0. \quad (5.4.1)$$

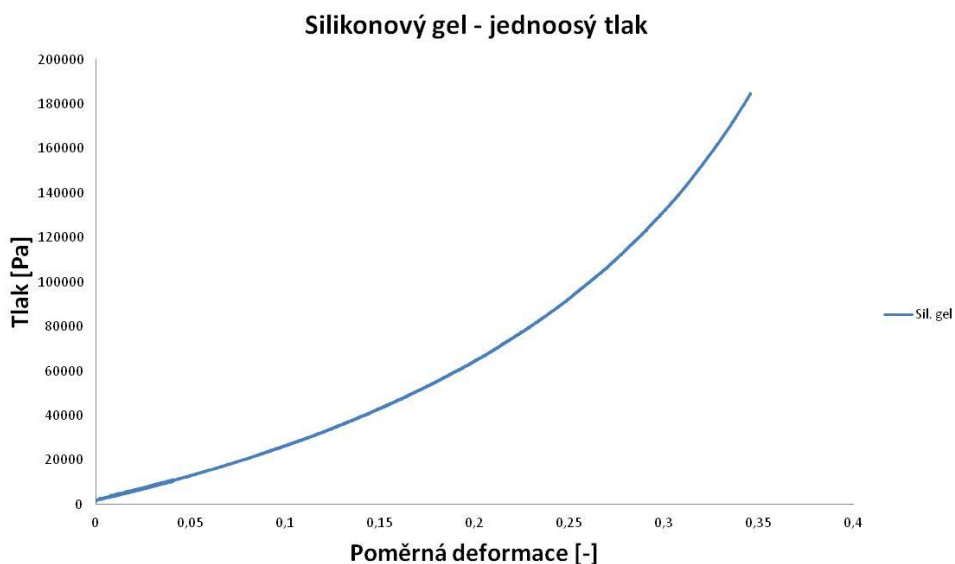
Z toho vyplývá rovnost:

$$\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = \Delta L/L_0 = \Delta V/V_0. \quad (5.4.2)$$

Dále se napětí vypočetlo pomocí známého vztahu pro tento případ:

$$\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 = |-F/A_0| = p. \quad (5.4.3)$$

Graf, potřebný k proložení křivky a tím vytvoření materiálového modelu v softwaru MSC Marc Mentat, je ukázán na Obr. 30.

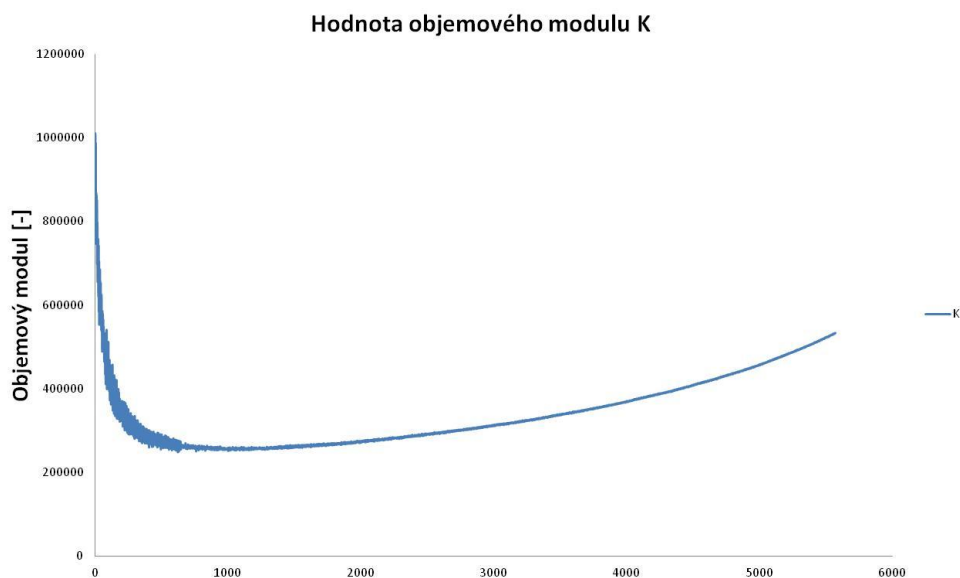


Obr. 30: Připravený graf pro tvorbu materiálového modelu

Nyní se musela ještě vypočítat hodnota objemového modulu K podle vztahu:

$$K = \left| \frac{p}{\Delta V/V_0} \right| = \left| \frac{p}{\Delta L/L_0} \right|. \quad (5.4.4)$$

Vizuální podoba objemového modulu je vyobrazena na Obr. 31. Graf má pouze informativní přínos o tom, jak hodnoty modulu vypadají.



Obr. 31: Ukázka grafu objemového modulu K

Nyní bylo vše připraveno k importování hodnot a vytvoření materiálového modelu prsního implantátu v programu MSC Marc.

5.5. Materiálový model gelu

Z grafu na Obr. 30 je patrné, že stlačení gelu při testování je téměř 35 %. I přesto byly vidět značné rezervy a mohlo by dojít k většímu relativnímu stlačení. Musel by se však zajistit přípravek z kovu nebo kovové slitiny, která snese mnohem větší zatížení. Proto také nebyly voleny větší hodnotu posuvu, aby nedošlo k poškození přípravku. Nicméně, získané výsledky jsou dostačující k dalšímu zpracování dat.

Po vložení souboru do MSC Marc a automatickém rozpoznání křivky experimentálně získaných dat se zjistilo, že většina uváděných modelů je pro téměř nestlačitelné nebo pro nestlačitelné materiály. Pro výrazně stlačitelné materiály připadají v úvahu dva typy modelů. Těmito modely jsou model Ogden a model Foam neboli pěna. Zkusily se tedy tyto dva modely, ale ukázaly se jako nevhodné pro aproximaci dané funkce. Z důvodu velkých deformací, což už samo o sobě zavádí

nelinearitu, a nepotřebnosti k další manipulaci s výsledky přesného matematického modelu, se situace vyřešila pomocí vhodného najití inženýrských konstant. Jako optimální se jevila konstanta modulu pružnosti v tahu $E = 0,26$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,1$. Materiálové konstanty a materiálový model však musely být ještě ověřeny, aby je bylo možné s jistotou použít při simulacích operací. Ověřování proběhlo simulování vykonaných experimentů za pomoci MKP v programu MSC Marc a jejich následným porovnáním s reálným experimentem.

5.6. Materiálový model kůže

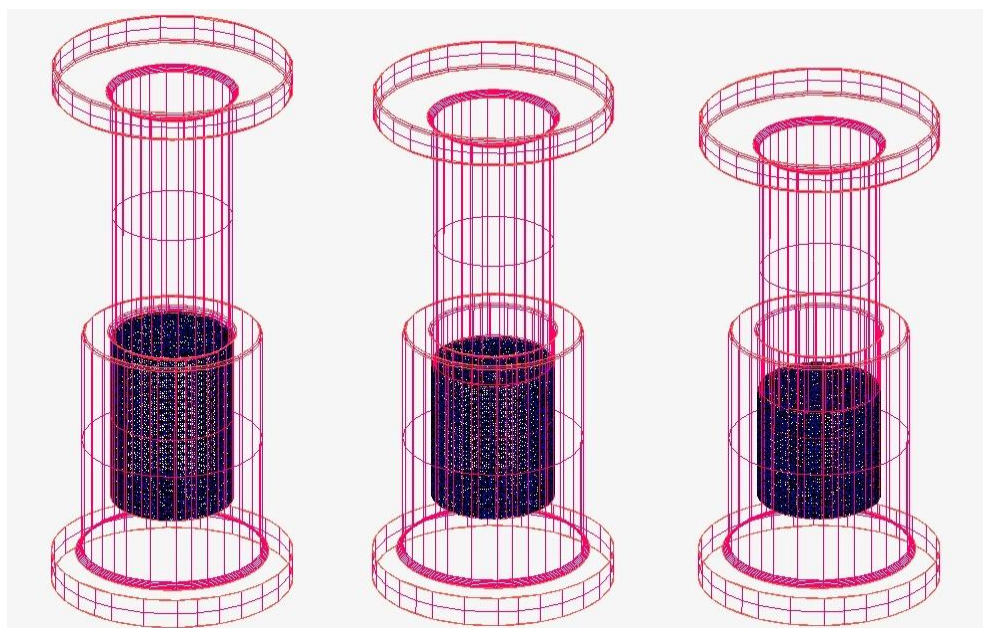
Materiálový model lidské kůže byl převzat z habilitační práce doc. Ing. Lukáše Čapka Ph.D. U použitého modelu Ogden se oproti původní habilitační práci vynechaly visko-elastické vlastnosti. Používá se tedy dvouprvkový model s konstantami $\mu_1 = 3,14447 \times 10^{-4}$, $\alpha_1 = 26,6462$, $\mu_2 = 3,74$, $\alpha_2 = 4,71406 \times 10^{-3}$ bez visko-elastických parametrů δ_1 a λ_1 .

5.7. Modelování a simulace MKP

K řešení pomocí metod konečných prvků se použilo programu MSC Marc Mentat 2013, který byl k dispozici.

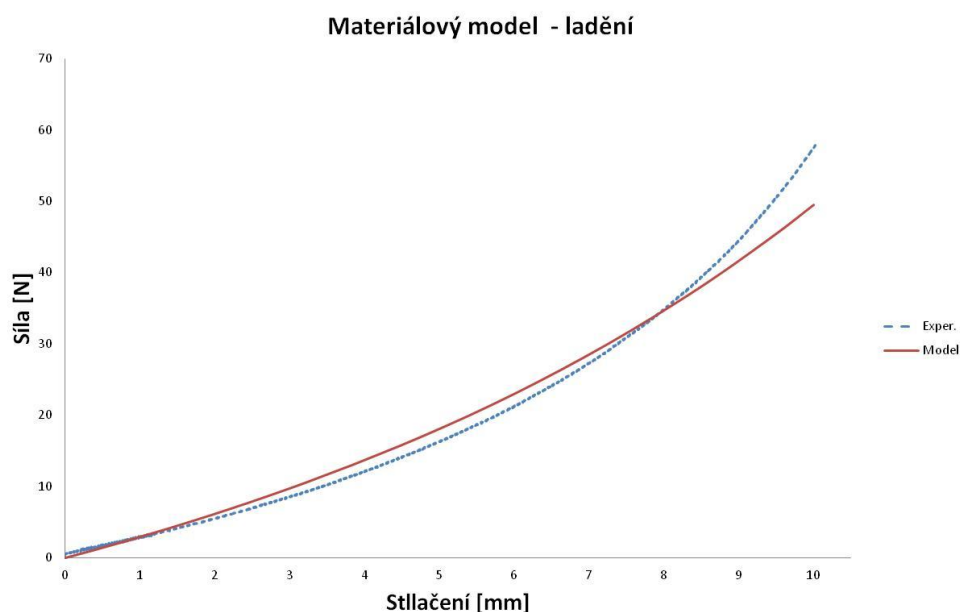
5.7.1. Ověření materiálového modelu gelu

Modely kalíšku a pístu byly již hotové z doby, kdy docházelo k jejich návrhu. CAD modely se importovaly do MSC Marc. Vzhledem k výrazně rozdílné tuhosti silikonového gelu a přípravku, byl přípravek považován za tuhé nedeformovatelné těleso. Silikonový gel byl realizován pomocí válce vloženého do kalíšku, kterému byla vytvořena automaticky v MSC Marc MKP síť za pomoci čtyřstěnných elementů o počtu 35 571. Prvky se zvolily lineární, protože samotná velikost stlačení zanáší do úlohy značnou nelinearitu. Gelu byl přiřazen vytvořený materiálový model. Po definování kontaktu mezi plochou válečku gelu, vnitřkem kalíšku a plochy čela pístu mohlo dojít k samotnému spuštění výpočtu. Průběh simulace experimentu, kdy docházelo ke stlačování gelu, je znázorněn na Obr. 32.



Obr. 32: Model testování gelu v MKP

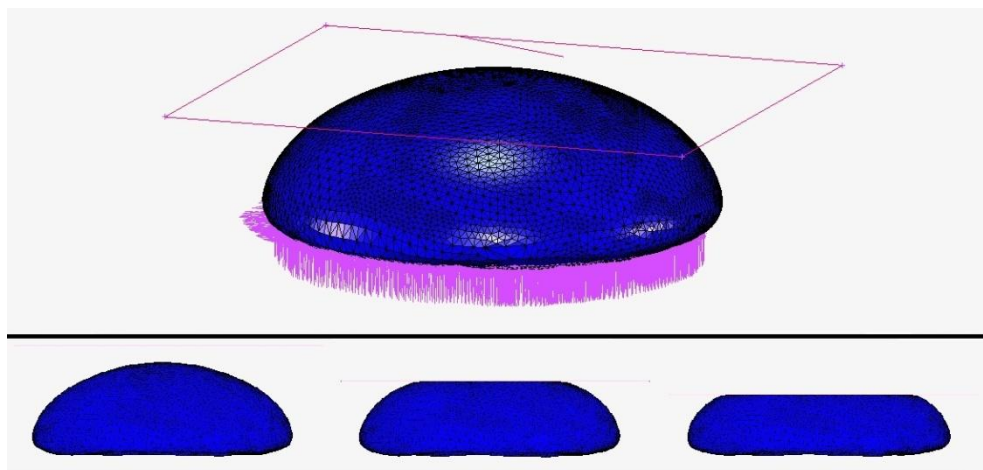
Při následném porovnání výsledků je vidět dobrá shoda mezi skutečným experimentem a výpočtem provedeným za pomoci softwaru pro MKP. Porovnání výsledků je ukázáno na Obr. 33. Modrá čárkovaná křivka znázorňuje experiment provedený v laboratoři a přibližující se červená křivka výpočet v MKP.



Obr. 33: Porovnání experimentu s výpočtem MKP

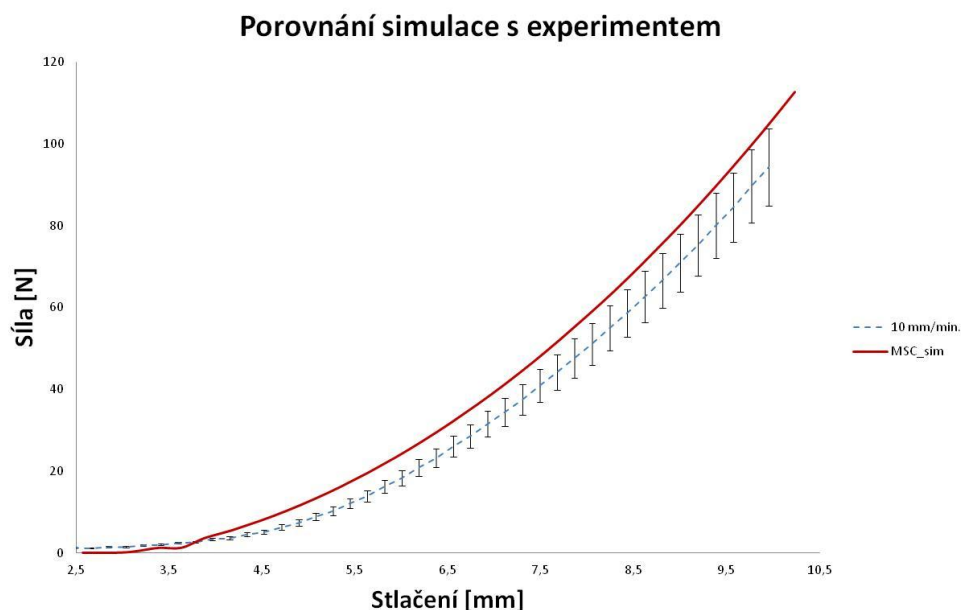
5.7.2. Ověření materiálového modelu na celém implantátu

Pro další kontrolu, zda materiálový model vyhovuje i celému implantátu, byl vytvořen test implantátu v MSC Marc a porovnán se skutečným experimentem. Implantát s vytvořenou MKP sítí byl importován do programu a pevně vetknut v jeho spodní straně. To stačilo jako simulace umístění na spodní čelisti. Stlačovací čelist postačilo realizovat modelem plochy. Dále bylo nutné definovat kontakt mezi stlačující plochou a implantátem. Stlačování se řídilo posuvem horní plochy, stejně jako v případě skutečného experimentu. Průběh testu je možné vidět na Obr. 34. Stlačující plocha je znázorněna na obrázku červeným průhledným kosodélníkem a vetknutí růžovými šipkami. Ve spodní části Obr. 34 vidíme postupný průběh stlačování.



Obr. 34: MKP simulace stlačení implantátu

Po ukončení výpočtu a získání potřebných hodnot, došlo k jejich následnému upravení. Musel se najít bod, kdy došlo ke kontaktu stlačující plochy s implantátem a uvažovat pouze hodnoty, které odpovídaly stlačení 10 mm, jelikož byl zvolen větší posuv kvůli prověření materiálového modelu. Po vykonání těchto úprav se daly vypočtené hodnoty porovnat se skutečnými hodnotami získanými experimentem v laboratoři. Tvarem i velikostí se křivka grafu získaná MKP modelem blížila skutečnosti. Nejvíce se křivka podobá zatěžování při rychlosti 300 mm/min. V grafu je naznačena odchylka 10 % u hodnot získaným experimentem při zatěžovací rychlosti 10 mm/min. Graf je možné vidět na Obr. 35. Červená křivka v grafu znázorňuje průběh získaný simulací v MSC Marc. Čárkovaná modrá křivka znázorňuje již zmíněný průběh stlačování při rychlosti posuvu 10 mm/min.



Obr. 35: Porovnání MKP se skutečností

Pro definování vlastností implantátu v programu byl použit pouze vytvořený materiálový model silikonového gelu. Proto je z testu dále možné vyčíst, že dominantní vlastnosti celého implantátu má opravdu silikonová náplň, což byl doposud pouze jenom předpoklad. Vytvořený materiálový model můžeme dále použít v MKP simulacích.

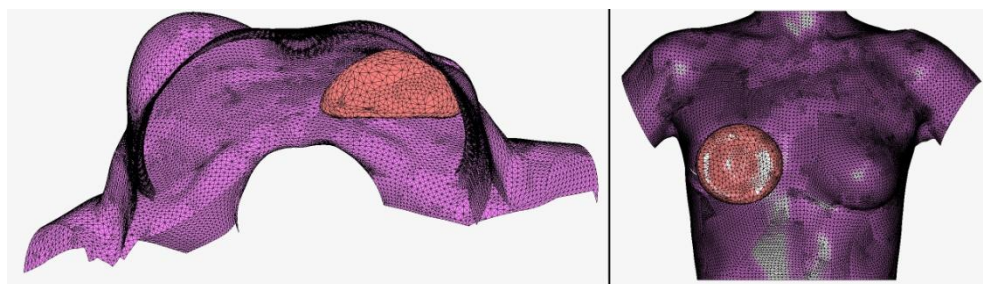
5.7.3. Model operace

Vzhledem k výpočtovým časům byly zvoleny modifikované modely hrudníku s řezem a silikonového implantátu. U hrudníku se odstranila záda a část boků a tím se snížil počet elementů na 11 163 z původních 20 280. Došlo i ke změně sítě implantátu, kde byly opět zvoleny čtyřstěnné elementy, ale se zvětšenou velikostí a nastavením hrubnutí sítě směrem do středu implantátu. Tím se snížil počet elementů na 15 577 místo původních 133 245.

Rekonstrukce pomocí posuvného laloku s použitím anatomického implantátu

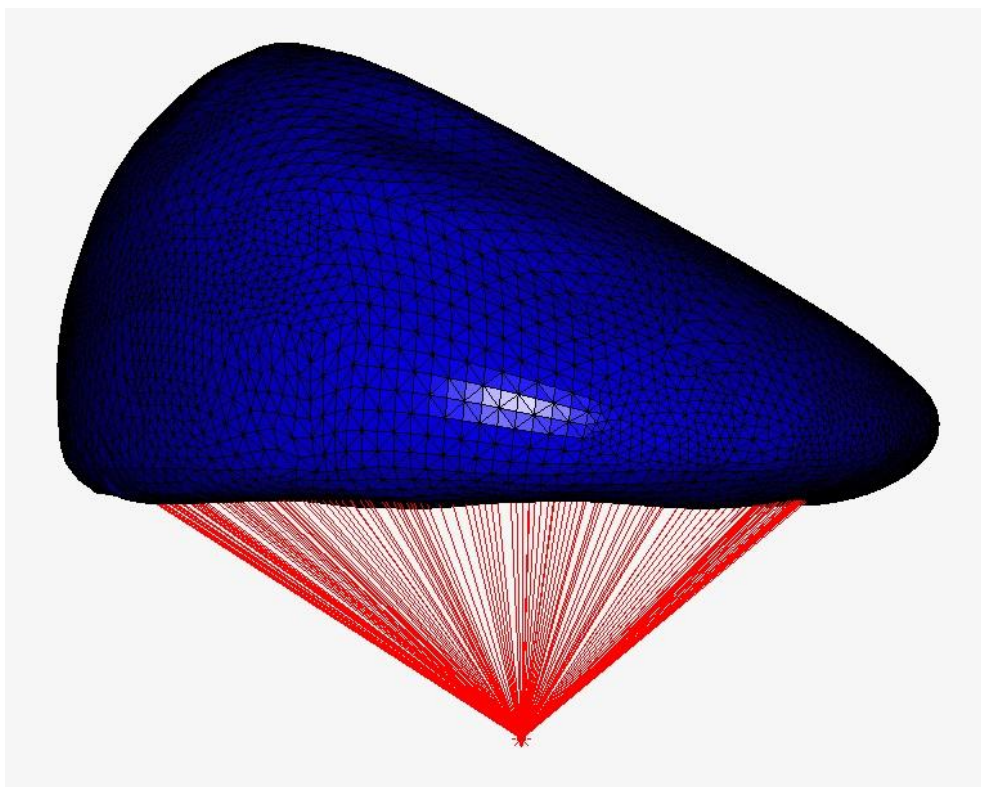
Prvním typem zkoumané operace je rekonstrukce pomocí posuvného laloku za použití anatomického implantátu. Nejdřív přišlo na řadu importování sítě hrudníku s vytvořeným řezem. S ohledem na předpokládané velké deformace se ještě upravila síť. Čtvercové elementy se rozdělily na trojúhelníkové, čímž došlo k zjemnění sítě. Síť tak měla 43 998 elementů. Hrudníku se přiřadily materiálové vlastnosti zmíněné

v kapitole 5.6. Následovalo umístění implantátu. Po importování modelu implantátu do programu se musel dostat na pozici uvnitř modelu hrudníku v přibližných souřadnicích, jako druhé prso. Pozice implantátu je vidět na Obr. 36. Na levé části obrázku je pohled ze spodu modelu pro zobrazení horizontální pozice vůči hrudníku a v pravé části pohled ze zadní strany, aby byla vidět vertikální pozice implantátu.



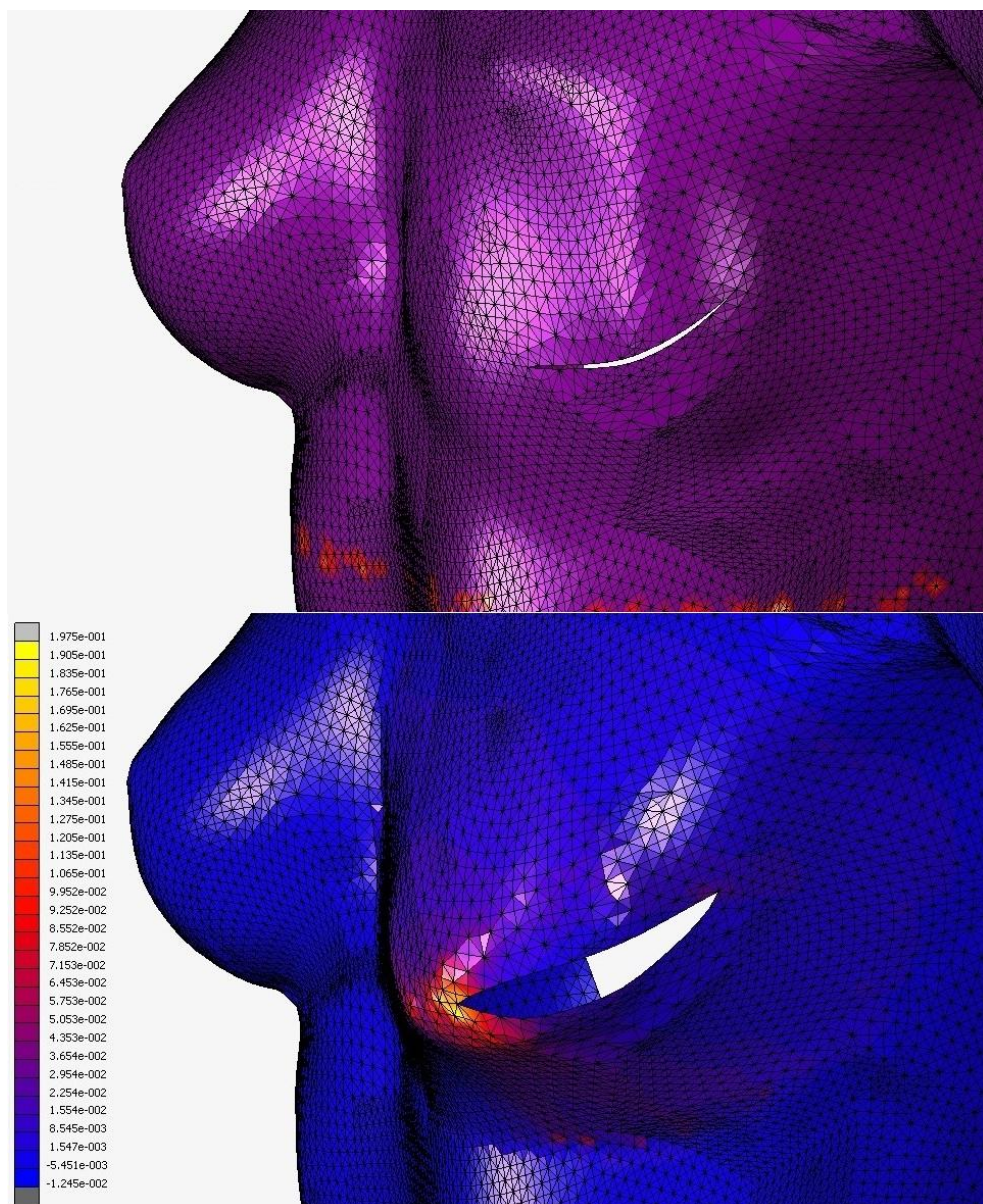
Obr. 36: Model hrudníku s vloženým anatomickým implantátem

Implantát se přiblížil k modelu hrudníku na vzdálenost 1 mm, aby ještě nedocházelo ke kontaktu. Přiřadily se materiálové vlastnosti implantátu popsané v kapitole 5.5. Dále se musel definovat kontakt mezi hrudníkem a implantátem. Vzájemné působení obou modelů bylo realizováno bez tření. Také se vytvořily okrajové podmínky hrudníku pomocí linku s označením RBE2's. Podmínky se zvolily jako vetknutí modelu v přibližném okolí implantátu. Vycházelo se ze skutečné operace, kde se pouze vytvoří prostor pro implantát a kůže v přilehlých oblastech není zasažena. Pomocí linku RBE2's se řídilo i vtlačování implantátu do hrudníku. Z důvodu lepší přehlednosti je ukázáno pouze spojení podstavy implantátu s řídicím uzlem, které je vidět na Obr. 37. Jednotlivé linky jsou znázorněny červenými úsečkami a v případě implantátu jich je 1760. Obrázek ukazuje jenom malé množství z nich. Zbytek linků je skryt. Spojení hrudníku s řídicím uzlem je méně přehledné a horší pro představu, co zmíněný link znamená. Vetknutí hrudníku je realizováno pomocí 9682 linků sbíhajících se do jediného řídicího uzlu.



Obr. 37: Spojení implantátu s řídicím uzlem pomocí linku

Vtlačování implantátu na místo, kde by se nacházel po provedení zákroku lékaři, probíhalo pomocí posuvu v ose Z o velikosti 40 mm. Posuv odpovídal výšce druhého prsu. Hlavní uzel řídil uzly na podstavě modelu implantátu, které s ním byly svázány. To mělo za následek pohyb všech elementů. Implantát se vtlačoval do hrudníku a docházelo k vytváření prsu. Působením implantátu se jizva rozevírala jako při skutečné operaci. MKP síť hrudníku před a po vtlačení implantátu vidíme na Obr. 38. Na horním obrázku je vidět hrudník s chirurgickým řezem, na kterém nedošlo k vtlačení implantátu. Spodní obrázek ukazuje plně dokončenou, kde je implantát vsunut na své místo. Je vidět, že napětí v kůži se koncentruje v místě ukončení chirurgického řezu na levém okraji jizvy při pohledu zepředu. Zde dochází k největšímu natahování kůže vlivem tvaru implantátu. Napětí se koncentrují kolem vrubu. Zde vrub tvoří ostré ukončení řezu. Cauchyho napětí v inkriminovaném místě dosahuje maximální hodnoty 190,5 kPa.



**Obr. 38: Hrudník před (horní obrázek) a po vtláčení (spodní obrázek) implantátu
Zobrazeno je Cauchyho první hlavní napětí v [MPa]**

Na takto zdeformované síti proběhlo pomocí funkce „rezone mesh“ její „zmrazení“ a tím vytvoření dalšího modelu s otevřenou ránou. Vytvořený model byl použit za účelem simulace sešití jizvy. „Zmrazená“ síť modelu hrudníku je vidět na Obr. 39. Nový model si sebou nenese žádné předchozí vlastnosti. Musí se znova definovat geometrie, materiál nebo okrajové podmínky. V „zmrazené“ síti není přeneseno ani původní napětí, které vzniklo vtláčením implantátu. Jelikož lidská kůže poměrně rychle relaxuje při statickém zatížení a tím v ní klesá napětí, nevznikla žádná nežádoucí chyba, pokud nebylo vzniklé napětí při další simulaci uvažováno.

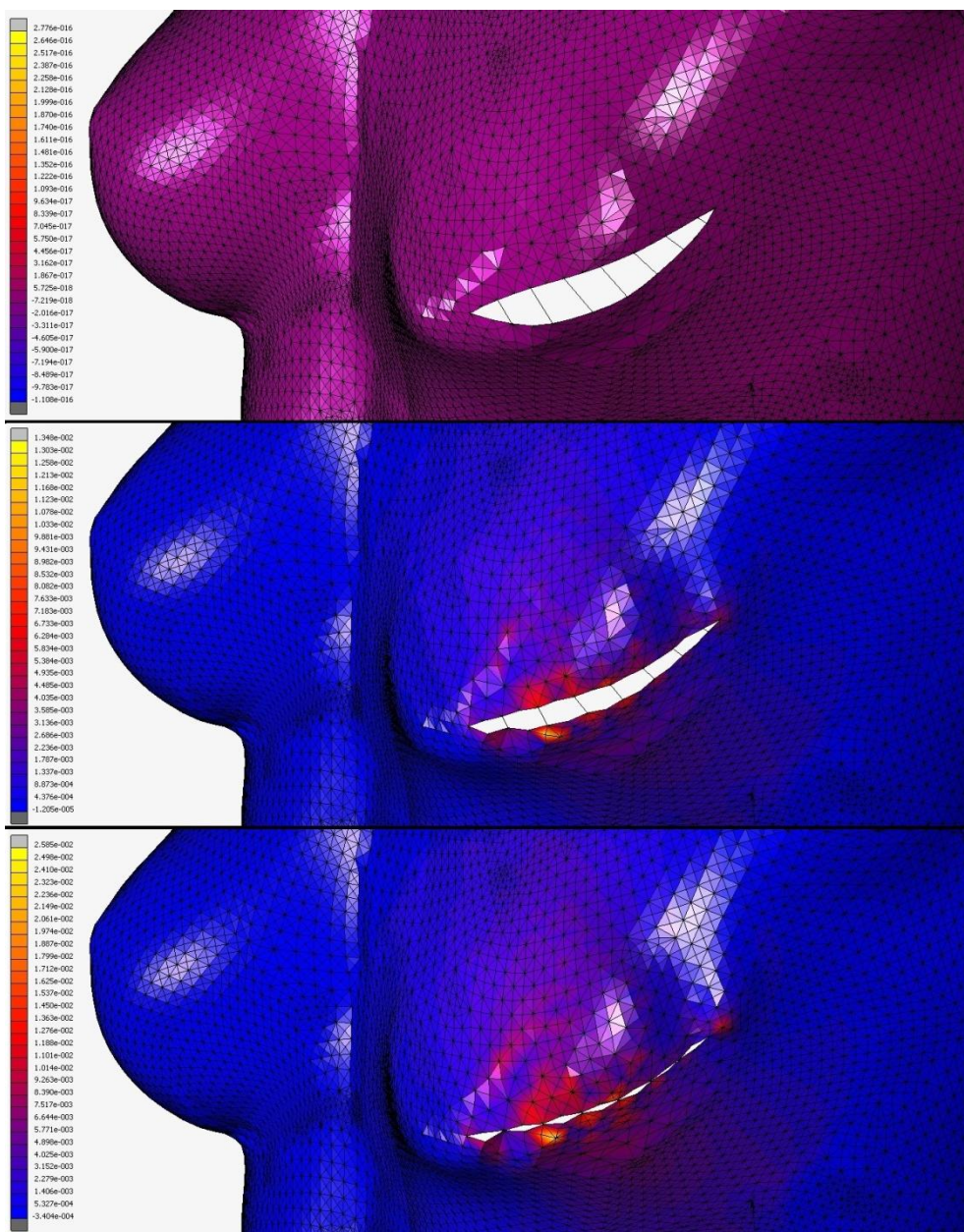


Obr. 39: „Zmrazená“ MKP síť hrudníku

Po přenesení sítě do nového souboru mohla přijít na řadu otázka vytvoření stehů. Jednou z možností, jak vytvořit sešití jizvy, bylo stáhnout okraje k sobě, pomocí posuvu jednotlivých uzlů do středu rozevřené jizvy. Muselo by dojít ke zjištění pozic jednotlivých uzlů a dopočítání posuvu ručně tak, aby se uzel nacházel uprostřed spojnice mezi protilehlým uzlem. Zmíněné řešení je však velmi pracné.

Zvolena byla metoda, kterou používá prof. Masataka Akimoto z Japonska, se kterým proběhly konzultace. Pro simulaci stehů se použilo prvku „truss“, vloženého do každého druhého uzlu. Prvky byly ve vzdálenosti 10 mm. Ta odpovídá skutečnosti, kde se volí vzdálenost stehů v rozmezí 5 – 10 mm. Prvků se přiřadila záporný koeficient tepelné roztažnosti o velikosti $\alpha = -0,1 \text{ K}^{-1}$. Pokud se tento prvek zahřeje, dojde ke zmenšení jeho rozměrů. Aby se jizva stáhla k sobě, musely se přiřadit materiálové vlastnosti prvkům tvořící švy. Pro prvek se zvolil modul pružnosti $E = 15 \text{ Mpa}$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,1$. Dále se musely také definovat geometrické a materiálové vlastnosti sítě a implantátu, které se při použití funkce „rezone mesh“, jak již bylo zmíněno, ztrácí. Jako poslední se musely znova vytvořit okrajové podmínky. Vetknutí bylo opět vytvořeno pomocí linku, který tentokrát nejenom držel hrudník na svém místě, ale i podstavu implantátu, aby stahováním kůže nedošlo k jeho přemístění mimo požadovanou pozici. Nyní mohlo dojít ke spuštění simulace za působení ohřevu. Ohřev byl soustředěn do uzlů spojených elementy truss. Jelikož modelu hrudníku nebyly přiřazeny termické vlastnosti, nedocházelo k jeho ovlivnění a teplota měla za následek pouze stažení jednotlivých elementů reprezentující stehy. Vzhledem k velkému koeficientu tepelné roztažnosti postačoval ohřev o 10 K. Působením tepla a zavedením

teplotní roztažnosti se prvky smrštily. Došlo tak ke stažení jizvy a vytvoření švu, jako při jejím opravdovém zašití. Jak vypadla výsledek sešití rány a vytvoření jizvy je vidět na Obr. 40. Z důvodu lepší přehlednosti, stejně jako při ukázce „zmrazené“ sítě na Obr. 39, byla vypnuta viditelnost sítě implantátu.

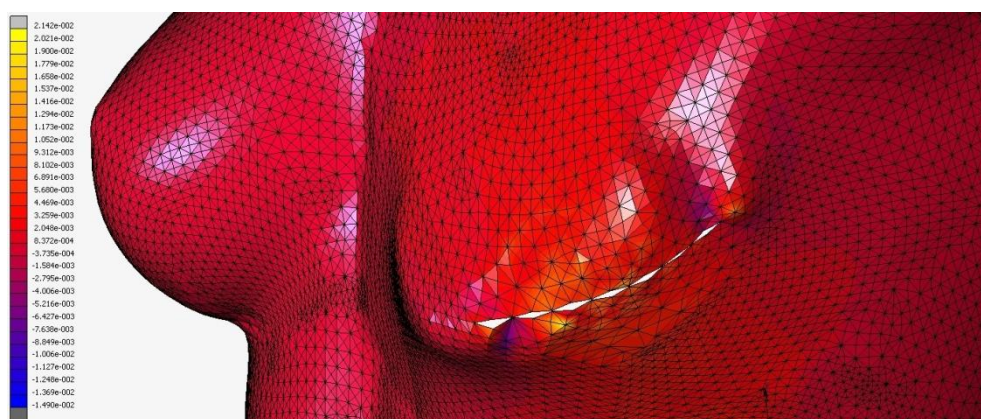


**Obr. 40: Sešívání rány pomocí prvků „truss“
Zobrazeno je Cauchyho první hlavní napětí [MPa]**

Jak je vidět z průběhu experimentu, výsledná koncentrace napětí se soustřeďuje kolem jednotlivých uzlů, které jsou stahovány k sobě vlivem působení elementu „truss“. K největším Cauchyho napětím dochází u zleva druhého prvku

a v místě ukončení chirurgického řezu na pravé straně. Napětí u ohřívaného elementu souvisí s vzdáleností, která je mezi stahovanými uzly největší. Také hraje určitou roli umístění, protože implantát sice není viditelný, ale kůže se musí přes jeho geometrický tvar natáhnout a obepnout ho. Maximální hodnoty Cauchyho napětí v případě stažené jizvy jsou 24,98 kPa. Tato hodnota je 7,5 krát menší než hodnota napětí vzniklá v kůži při vtlačování implantátu.

Zajímavé je se zabývat i tlakovým napětím, které je zobrazeno na následujícím obrázku, kterým je Obr. 41. Tlaková napětí v místě konce jizvy mají za následek vyboulení kůže. Tento jev je známý pod pojmem „Dog ear“ neboli „psí uši“. Ve vytvořeném modelu je více patrný tlak v pravé části jizvy, kde je menší vzdálenost mezi švem a okrajem jizvy. Tlakové napětí zde dosahuje řádu jednotek kPa, proto k nežádoucímu jevu nedojde. Pokud by ale tento jev nastal, musí pacient znova na operaci, aby byl přebytek kůže odstraněn, protože by jinak mohlo dojít k nepříznivému vizuálnímu defektu v těchto místech.



**Obr. 41: Tlakové napětí
Cauchyho třetí hlavní napětí [MPa]**

Závěr ze simulace posuvného laloku za použití anatomicky tvarovaného implantátu

K maximálnímu napětí při simulaci operace došlo při vtlačení anatomického implantátu do modelu hrudníku. Napětí bylo v místě ostrého konce jizvy a mělo hodnotu 190,5 kPa. Hodnota Cauchyho napětí po sešití rány v místě jednotlivých stehů byla několikanásobně menší. Při porovnání s hodnotou maximálního napětí ve stehu byl rozdíl více jak sedminásobný. Hodnota napětí v místech švů dosáhla 20,21 kPa. Možným řešením, jak zmírnit napětí v místu sešití, je stehy k sobě přiblížit a tím

rozložit jednotlivé tahové síly do víc míst. Další možností by mohlo být umístění jizvy do míst, kde nedochází k tolik radikálnímu natažení kůže, jako v simulovaném případě. To by mohlo vést ke zmenšení napětí jak v případě vtlačování implantátu, tak při následném sešívání chirurgického řezu. Řez by se mohl přesunout do oblasti nad prs, kde i díky ploché části anatomického implantátu nedochází k tak velkému natahování kůže. Přesunutí řezu do oblasti pod prsní rýhu není vhodným řešením, protože v těchto místech je kůže poměrně dost zatěžována tahovými napětími. Tyto domněnky by bylo vhodné prověřit dalšími experimenty a simulacemi.

Rekonstrukce pomocí posuvného laloku s použitím kulatého implantátu

Druhým typem zkoumané operace je opět rekonstrukční operace pomocí posuvného laloku, ale za použití kulatého implantátu. Kulatý implantát nemá vyvýšený profil, a proto se předpokládají rozdílné výsledky. Také netvoří přirozený tvar prsu a je nutné tento tvar domodelovat při operaci po vložení implantátu.

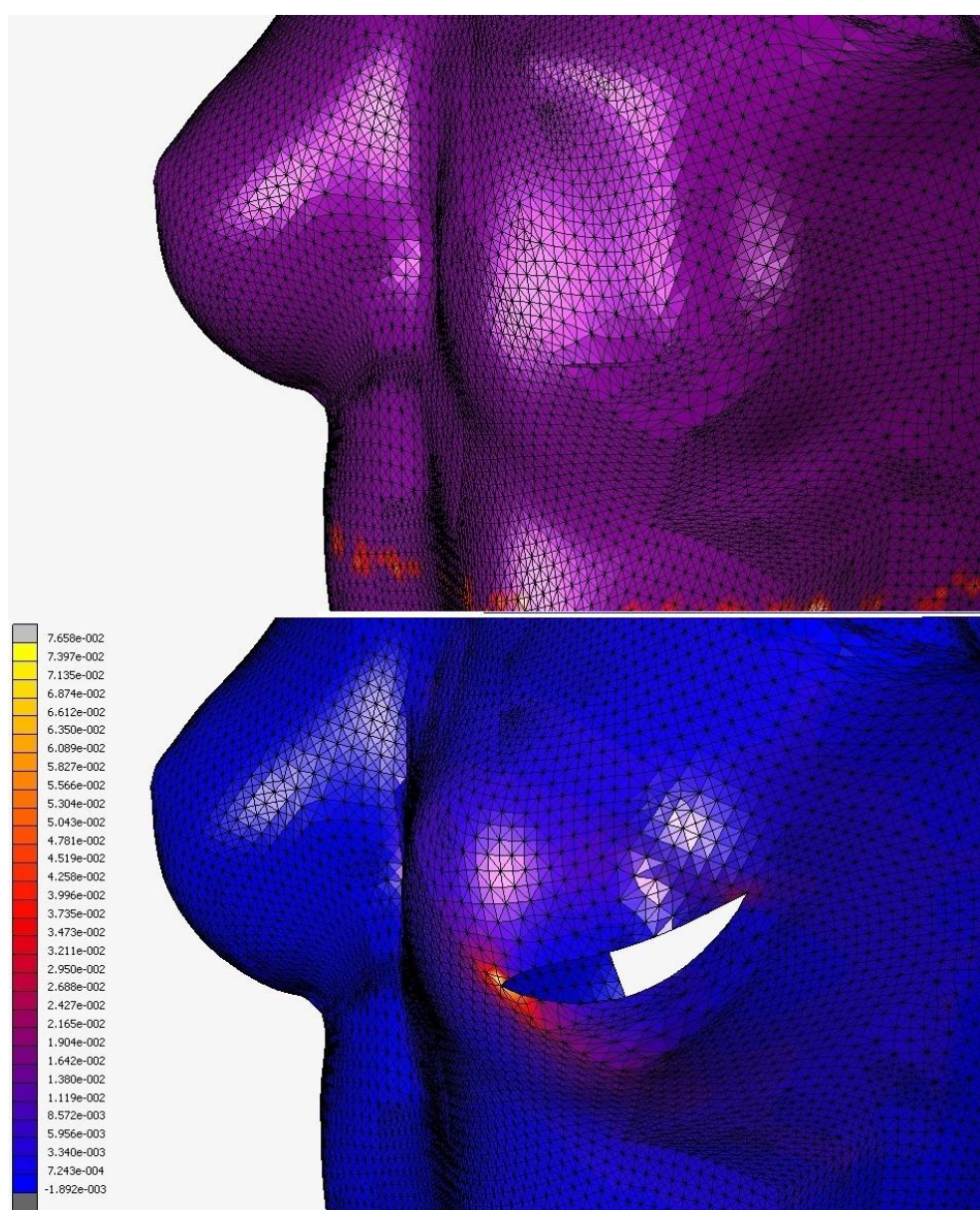
Při vytváření výpočtové simulace se postupovalo stejně jako v případě anatomického implantátu. Nejprve se importoval do MSC Marc model hrudníku, kterému se přiřadily materiálové vlastnosti lidské kůže. Dále se vložil do programu model kulatého implantátu. Opět došlo k posunu implantátu do místa uvnitř hrudní části. Pozici implantátu vůči hrudníku je vidět na Obr. 42. Horizontální i vertikální pozice je totožná jako při simulaci za pomoci anatomického implantátu. Jediný rozdíl je v natočení modelu implantátu. Ten je zvolen s ohledem na symetrii vůči druhému prsu. Natočení je 12° kolem osy Y. Po vtlačení by měl tvar vytvořeného prsu více odpovídat skutečnosti.



Obr. 42: Model hrudníku s vloženým kulatým implantátem

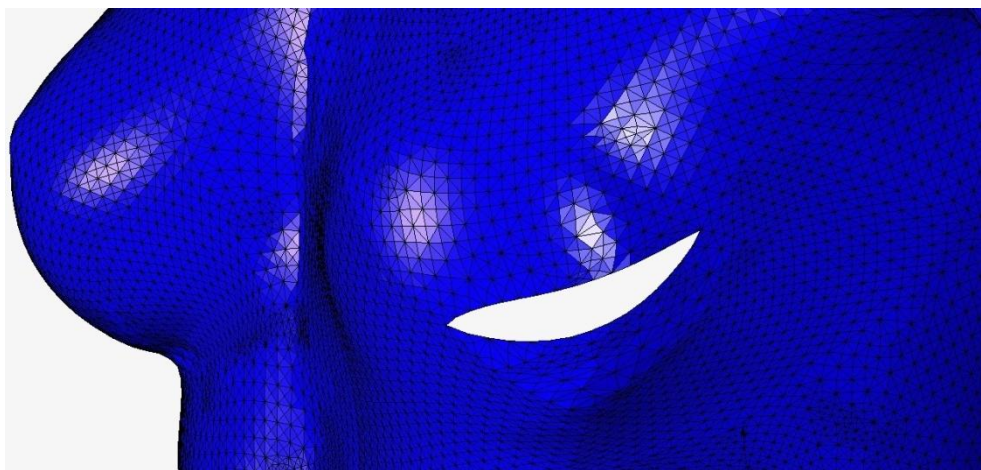
Implantát je ve vzdálenosti 1 mm od modelu hrudníku, aby nedocházelo ke kontaktu. Na hrudníku se opět vytvořily okrajové podmínky pomocí linku RBE2's.

S ohledem na tvar implantátu byla zvolena větší plocha, kde se mohla kůže deformovat, a proto bylo méně uzlů přichycených linkem. Celkový počet linků na hrudníku je 9140. Vtlačování kulatého implantátu do hrudníku bylo řízeno pomocí RBE2's linku stejně, jako v případě anatomického implantátu. Řídící uzel byl přichycen k 536 uzlům na podstavě implantátu. I přes natočení implantátu kolem osy Y došlo, jako v případě anatomického implantátu, k řízení posuvu ve směru osy Z. Posuv řídicího uzlu byl zvolen s ohledem na tvar implantátu 30 mm. Při větším posuvu by mohlo dojít k vytvoření nepřirozeného tvaru prsu. Výsledek po vsunutí implantátu a vytvoření tak prsu je vidět na Obr. 43.



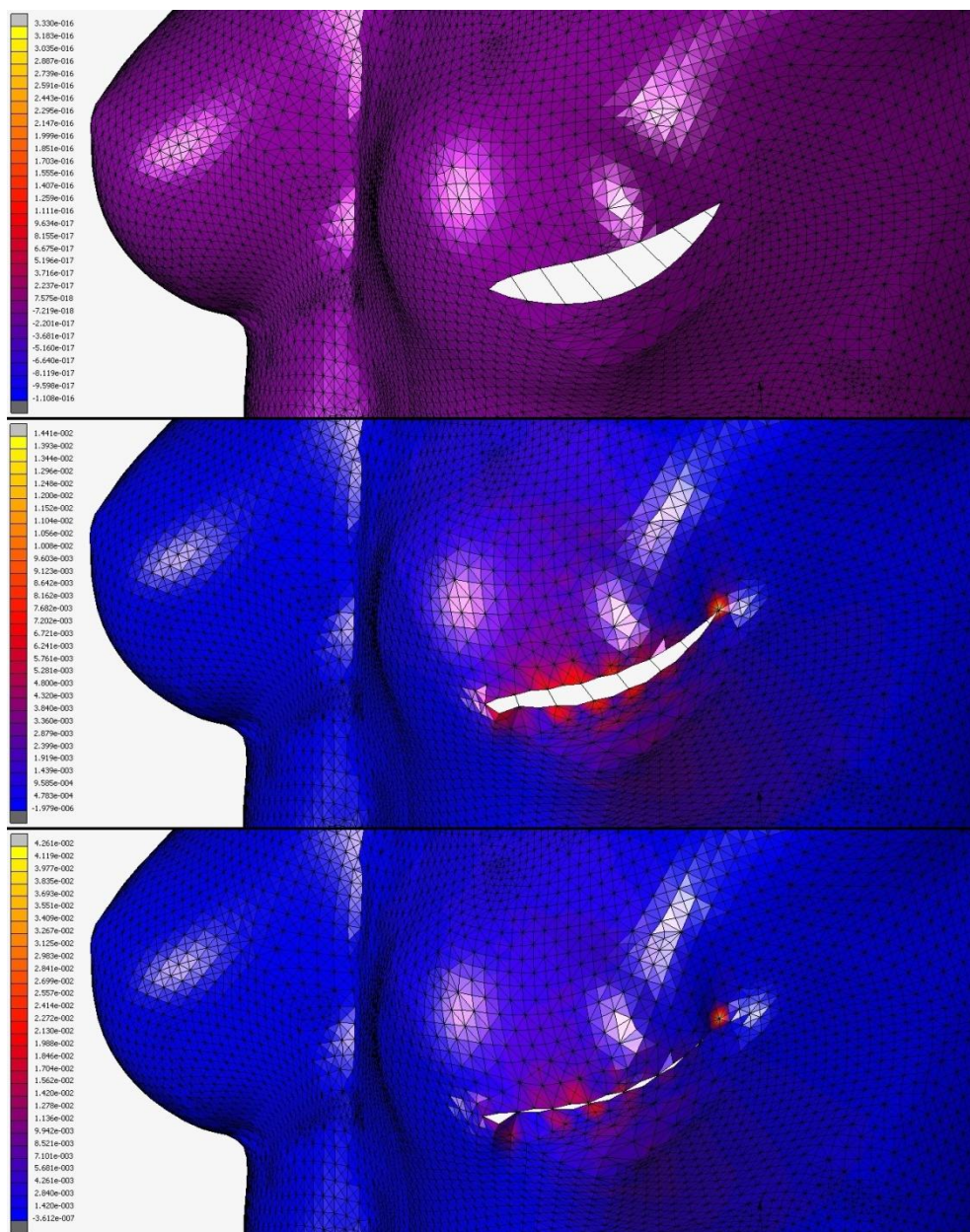
**Obr. 43: Hrudník před (vrchní obrázek) a po (spodní obrázek) vtlačení implantátu
Zobrazeno je Cauchyho první hlavní napětí [MPa]**

Jako v případě vtlačení anatomického implantátu došlo ke koncentraci napětí v místě ostrého ukončení jizvy na levém okraji. V důsledku menšího profilu implantátu a jeho půlkruhového tvaru je menší i napětí v tomto místě. Cauchyho napětí dosahovalo velikosti 73,97 kPa. To je více než 2,5 krát menší než v případě anatomického implantátu. Zmenšení napětí může mít za následek i menší hodnota posuvu implantátu. Významnou roli bude mít i samotný tvar profilu, jelikož má anatomický implantát profil vyvýšen v místě, kde by se měl nacházet prsní dvorec. Když byl výpočet ukončen a rána plně otevřena, následovalo opět „zmrazení“ sítě. Jak „zmrazená“ síť vypadá, ukazuje Obr. 44. Otevřená rána má podobný tvar jako v případě vtlačení anatomického implantátu, která je vidět na Obr. 39.



Obr. 44: „Zmrazená“ MKP síť hrudníku

Po importování nově vytvořeného modelu hrudníků pomocí „rezone mesh“ do MSC Marc následovala stejná série úprav, jako v případě modelu s anatomickým implantátem. Modelu hrudníku se musely přiřadit geometrické i materiálové vlastnosti. Opět se zadaly okrajové podmínky pro model hrudníku i implantát. Znovu se definoval kontakt mezi implantátem a modelem hrudníku, aby mohlo dojít k obepínání geometrie implantátu stahovaným modelem hrudníku v místě, kde se nachází otevřený chirurgický řez. Do jednotlivých dvojic uzlů se přidaly elementy typu „truss“ se zápornou tepelnou roztažností. Materiálové vlastnosti elementů byly stejné jako v předešlém případě. Vzdálenost a uzly byly totožné jako v případě simulace operace s anatomickým implantátem, protože bylo použito stejné MKP síť hrudníku. Průběh simulace zašívání rány s vloženým kulatým implantátem zobrazuje Obr. 45.



**Obr. 45: Sešívání rány pomocí prvků „truss“
Zobrazeno je Cauchyho první hlavní napětí [MPa]**

Už v průběhu simulace byla vidět koncentrace nejenom v místech s největší vzdáleností uzlů od sebe, ale také na pravé straně v místě ostrého ukončení jizvy. Zde zvýšené napětí vzniklo z důvodu vydutého tvaru, který nastal propadnutím modelu hrudníku, jelikož zde nebyla tak velká opora implantátem, jako v případě vtlačování implantátu s anatomickým tvarem. Další maximální hodnoty Cauchyho napětí byly opět soustředěny do zleva druhé, respektive třetí dvojice uzlů. V místech sešití řezu vycházelo Cauchyho napětí na úrovni 20 – 25 kPa. Napětí v místě ukončení jizvy bylo přibližně dvojnásobné a to 41,19 kPa. Porovnání s napětím získaným z předchozí

simulace v místě řezu se dá říci, že jsou téměř stejné. Rozdíl je pouze ve zmíněném ostrém kraji jizvy.

Při pohledu na tlakové napětí na Obr. 46, které vzniklo při vtlačování kulatého implantátu, se může konstatovat, že zde dojde k jevu zvanému „dog ear“. Tlakové napětí v místě koncentrace dosahuje hodnoty 44,43 kPa. Muselo by se zvolit vhodnějšího implantát nebo jiné místo chirurgického řezu.



**Obr. 46: Tlakové napětí
Cauchyho třetí hlavní napětí [MPa]**

Závěr ze simulace posuvného laloku za použití kulatého implantátu

Při vtlačování kulatého implantátu došlo k maximálnímu napětí na levé části řezu, který je v přímém kontaktu s implantátem v místě největších deformací kůže. Napětí zde bylo 73,97 kPa. Hodnota Cauchyho napětí po sešití rány dosahovala v místě švů maximální hodnoty téměř 25 kPa. Problém však nastal v pravém okraji jizvy, kde vznikala napětí blížíící se 45 kPa. To by mělo za následek vytvoření jevu „dog ear“ neboli „psí uši“. Tato komplikace by se mohla vyřešit posunutím implantátu více ke středu hrudníku, aby nedocházelo k vydutému tvaru kůže v místu ukončení jizvy. Muselo by se však dávat pozor, aby nevznikla přílišná asymetrie mezi oběma prsy. Dalším řešením by mohlo, stejně jako v případě anatomického implantátu, změnění pozice chirurgického řezu. Mohl by se vést více z přední strany hrudníku a nezasahovat tak do podpažní oblasti. Konečné rozhodnutí, kde vést řez, však záleží ve většině případů na operujícím chirurgovi u tohoto typu rekonstrukční operace. Na zvážení může přijít také možnost, zda nepoužít místo kulatého implantátu implantát anatomicky tvarovaný, u kterého z předchozí simulace „dog ear“ nenastal.

Porovnání obou operací s různými variantami implantátu

Při rekonstrukční operaci pomocí anatomického implantátu dojde k vytvoření téměř hotového tvaru prsu bez dalších úprav. U použití kulatého implantátu dochází k více kosmetickým úpravám během operace, aby vytvořený prs měl požadovaný tvar a symetrii ve srovnání se zdravým prsem. Obě operace mají své výhody i nevýhody.

Z hlediska hodnocení mechanických veličin vzniklých v kůži při vložení implantátu, výsledky ukazují jako lepší kulatý implantát. Maximální Cauchyho, nebo též skutečné, napětí je na úrovni 73,97 kPa, které je přibližně 2,5 krát menší než jaké vznikne při vložení anatomického implantátu.

Při sešívání jizvy jsou hodnoty napětí v jednotlivých švech vyrovnané. Z tohoto pohledu nezávisí na typu implantátu. Je však rozdíl v napětích, která vznikají v ostrých okrajích jizvy. Zde je vhodnější anatomický implantát, kde se Cauchyho napětí pohybovalo v řádu jednotek kPa. U kulatého implantátu vzniklo tlakové napětí 44,43 kPa, které výrazně převyšuje hodnoty získané při zašití rány u anatomického implantátu. U rekonstrukční operace pomocí posuvného laloku za použití gelových implantátů s takto zvolenou pozicí jizvy by měl být výhodou anatomický implantát, protože by na základě vypočtených napětí neměl vzniknout efekt „dog ear“. Na druhou stranu, rekonstrukční operace je prováděna u pacientek, které prodělaly několik cyklů ozařování nebo chemoterapie. Organizmus je tak unaven a kůže nemusí mít dobré elastické vlastnosti. Proto při horších elastických vlastnostech kůže by mohlo být lepší použít kulatý implantát, kde vznikají menší napětí při vkládání implantátu.

Hodnocení obou zvolených typů implantátu na stejné operaci je obtížné, protože každý člověk je jiný a má specifické vlastnosti kůže. V tomto ohledu je nenahraditelná konzultace s plastickým chirurgem. Provedený výpočet však může napovědět, který z mnoha variant implantátů je nejvhodnější k použití.

5.8. Závěr

V diplomové práci nejprve došlo k vytvoření materiálového modelu silikon gelového implantátu. Zatěžováním celého implantátu bylo obtížné určit hodnoty materiálového modelu. Proto se zvolila zkouška jednoosým tlakem vycházející z předpokladu, že hlavní určující vlastnosti má gelová náplň. Nebylo potřeba zjistit přesný matematický model, proto se přešlo na určení inženýrských konstant tak, aby odpovídaly experimentálně získaným datům. Po odladění modelu se používaly hodnoty

modlu pružnosti v tahu $E = 0,26$ a Poissonovo číslo $\mu = 0,1$, kde byla postačující shoda s experimentálními hodnotami.

Po získání materiálového modelu přišlo na řadu jeho ověření pomocí simulace zatěžování celého implantátu. Po porovnání hodnot získaných reálným experimentem a výpočtem pomocí MKP byla vidět dobrá shoda. Výpočtový model implantátu je o 15 % tužší než v případě skutečné zkoušky. Tuhost modelu může ovlivnit zvolení lepší aproximace materiálového modelu, a tím i větší přiblížení skutečnosti. Mohl by se vytvořit přesný matematický model silikonového gelu, protože většina implantátů má stejnou gelovou náplň, tak by to bylo přínosem do budoucích simulací. Dobré by bylo ověření, zda nehraje roli silikonový obal při větších hodnotách stlačení implantátu. U malé hodnoty stlačení implantátu se tato domněnka nepotvrdila.

Při vytváření simulace rekonstrukčních operací došlo k několika zjednodušením. Použil se implantát s mnohem menším počtem elementů než při ověřování materiálového modelu. Použila se také upravená síť hrudníku, kde jí byla odebrána záda. Tyto úpravy vedly k zmenšení výpočtového času, protože nebylo k dispozici výpočtové centrum. Určitě by bylo dobré lokálně zjemnit síť v okolí chirurgického řezu nebo v celé ploše sítě, kde je síť deformována vlivem působení silikonového implantátu.

Simulace rekonstrukční operace pomocí thorakodorsálního laloku bohužel nebyla realizována. Byla vynechána z důvodu její velké složitosti při simulování, kde by se musel lalok přemístit a následně v druhém kroku vtlačit implantát. U přesouvání laloku a jeho sešití by vynikly nesporné výhody prvků „truss“ s termomechanickými vlastnostmi, které byly s úspěchem použity při vytváření stehů. Odpadlo by složité dopočítávání posuvů jednotlivých uzlů laloku a tím nastane zjednodušení simulace.

Jelikož je rekonstrukční operace pomocí thorakodorsálního laloku druhým nejvyužívanějším operačním přístupem, stálo by za úvahu vytvořit vědeckou práci o tomto operačním přístupu.

Tato diplomová práce může stát na začátku nového pohledu na danou problematiku. Přeci jen se o vytvoření MKP modelu rekonstrukční operace nikdo nepokoušel, alespoň ne za účelem zjištění napětí v kůži a pomoci tak pacientkám, které musí podstoupit tuto operaci. Ve Francii se podobné simulace také vytvářely, ale to bylo převážně spojeno s kauzou firmy PIP, která vyráběla vadné implantáty. Doufáme, že se najdou pokračovatelé, naváží na tuto diplomovou práci a objeví optimalizace operačních přístupů, které výrazně přispějí k jejich vylepšení.

6. Použitá literatura

- [1] Kindersley, D., *1001 otázka a odpověď 1.* Vyd., TIMY spol. s.r.o., Bratislava, 1996, ISBN 80-88799-24-4. s. 32 a 60.
- [2] [Online] URL<<http://cs.wikipedia.org/wiki/K%C5%AF%C5%BEE>>, [Citováno: 2013-02-03].
- [3] [Online] URL<<http://www.hojeni-ran.cz/anatomie-lidske-kuze>>, [Citováno: 2013-02-03].
- [4] [Online] URL<<http://cs.medixa.org/nemoci/lidska-kuze>>, [Citováno: 2013-02-03].
- [5] VRÁNOVÁ, H., *Biomechanické parametry kůže s jizvou in vivo (autoreferát)*, FTVS UK, Praha, 2007.
- [6] [Online] URL<http://ufmi.ft.utb.cz/texty/env_fyzika/EF_06.pdf>, [Citováno: 2014-02-12].
- [7] Vescovo P et al., *Ultrasound analysis of the mechanical properties of the skin in vivo*, Colloque Interaction Modèle Expérience No1, Besançon , France, 2002.
- [8] Čapek L., *Silové účinky při reparaci kožních defektů a jejich význam při použití tkáňového lepidla*, Habilitační práce, Technická universita v Liberci, 2011.
- [9] Fung Y C., *Biomechanics*, Springer, New York, 1993.
- [10] Wijn P., *The alinear viscoelastic properties of human skin in vivo for small deformation*, PhD thesis, Eidhoven, 1980.
- [11] Agache P. et al., *Measuring the skin*, Springer, 2004.

- [12] Zouharova L., *Studium vybraných modifikovaných kolagenních materiálů*, Diplomová práce, VUT Brno, 2009.
- [13] Dallaelaou A., *Analyse du comportement mécanique de la peau in vivo*, PhD thesis, l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint-Etienne, 2007.
- [14] Tran H et al., *Propriétés mécanique multi-couches de la peau humaine in vivo*, Colloque national en calcul des structures, 2005.
- [15] SAIDI Kedja et al., *Analyse des contraintes de tension sur la peau humaine*, 19ème Congrès Français de Mécanique, Marseille, 2009.
- [16] Jacquet E, Josse G, Khatyr F, Garcin C., *A new experimental method for measuring skin's natural tension*, Skin Res Technol 2008;14:1-7.
- [17] Křen J a kol., *Biomechanika*, skriptu ZČU, 2002.
- [18] Cowin S, Doty S., *Tissue mechanics*, Springer, New York 2007.
- [19] Lott-Crumpler D et al., *Optimal patterns for suturing wounds of complex shapes to foster healing*, J Biomech, 2001;34:51-58.
- [20] Chaudry H et al., *Optimal patterns for suturing wounds*, J Biomech, 1998;31:653-662.
- [21] Arruda et al., *A free-dimensional constitutive model for the large stretch behaviour of rubber elastic materials*, J. Mech. Phys. Solids, 1993;41, 389-412.
- [22] Bischoff J et al., *Finite element modelling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model*, Journal of Biomechanics, 200;33: 645-652.
- [23] Remache D, Chambert J, Capek L, Pauchot J, Jacquet E., *Finite element analysis of the V-Y advancement flap*, Proceedings Human Biomechanics, 2010.

- [24] Yoshida H et al., *Three-dimensional finite element analysis of skin suture, Part 1: Spindle model and S-shaped modified model*, Med Eng and Phys, 2000;22,481-485.
- [25] Yoshida H. et al., *A surgical simulation system of skin sutures using a three-dimensional finite element method*, Clin Biomech, 2001;16, 621-626.
- [26] Gambarotta L et al., *In vivo experimental testing and model identification of human scalp skin*, J Biomech, 2005;38:2237-2246.
- [27] [Online] URL<http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/mkpamhp_obr.pdf>, [Citováno: 2014-04-18].
- [28] [Online] URL<<http://www.mammahelp.cz/rekonstrukce-prsu-po-mastektomii.php>>, [Citováno: 2013-02-03].
- [29] [Online] URL <<http://www.omlazení.cz/clanky/silikon-a-prsni-implantaty-pohledem-odbornika.html>>, [Citováno: 2013-03-02].
- [30] [Online] URL<<http://cs.wikipedia.org/wiki/Prs>>, [Citováno: 2013-03-05].
- [31] [Online] URL<<http://www.mojemedicina.cz/breast-cancer-news/soucasne-moznosti-rekonstrukce-prsu-po-mastektomii/>>.[Citováno: 2013-03-05]