



Analýza Branemarkova můstku pomocí metody konečných prvků

Diplomová práce

Studijní program: N3963 – Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: 3901T009 – Biomedicínské inženýrství
Autor práce: **Bc. Tomáš Drahorád**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





Analysis of the Branemark bridge using finite element method

Diploma thesis

Study programme: N3963 – Biomedical engineering
Study branch: 3901T009 – Biomedical Engineering

Author: **Bc. Tomáš Drahorád**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Tomáš Drahorád**
Osobní číslo: **Z14000103**
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**
Název tématu: **Analýza Branemarkova můstku pomocí metody konečných prvků**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Literární rešerše na dané téma.
2. Tvorba CAD modelu Branemarkova můstku.
3. Diskretizace vytvořeného modelu a zadání okrajových podmínek.
4. Parametrický výpočet.

Teoretická východiska (včetně výstupu z DP):

Z klinické praxe je známo, že při působení vyšší tlakové síly při skusu na konci Branemarkova můstku může dojít k jeho lomu a je nutná re-implantace implantátu. Dle Šimůnka [1] je můstek ukotven do spodní čelisti pomocí čtyř až pěti dentálních implantátů v interforaminní oblasti. Klíčové je tedy stanovit rozložení napětí a deformace po zatížení Branemarkova můstku v různých polohách umístění dentálního implantátu a působícího tlaku. Výstupem bude pevnostní analýza a optimální rozložením implantátů.

Výzkumné otázky:

1. Vliv umístění dentálního implantátu na Branemarkova můstku na rozložení síly.
2. Vliv počtu použitých dentálních implantátů pro ukotvení.
3. Vliv velikosti a působení tlakové síly na Branemarkova můstek v oblasti katileveru.

Metoda:

Konečných prvků.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Naskenování a vytvoření virtuálního modelu pomocí skeneru Next engine 3D scanner HD. Dotvoření modelu v programu Geomagic Studio 2014. Převod modelu do formátu NURBS a zpracování v programech CAD. Provedení výpočtu pomocí metody konečných prvků. Zpracování a vyhodnocení dat.

Místo a čas realizace výzkumu:

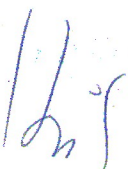
Výzkum bude prováděn na Technické univerzitě v Liberci na budově G v Laboratoři biomedicínských prototypů v termínu od dubna 2015 do března 2016.

Vzorek:


Typový model Branemarkova můstku.

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70 stran**
Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.**
Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti
Konzultant diplomové práce: **prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.**
Stomatologická klinika, LF HK
Datum zadání diplomové práce: **29. května 2015**
Termín odevzdání diplomové práce: **30. dubna 2016**


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2016

Příloha zadání diplomové práce

Seznam odborné literatury:

- [1] ŠIMŮNEK, Antonín. Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, ISBN 978-808-7009-307.
- [2] MARCIÁN, Petr. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. Vedoucí dizertační práce Zdeněk Florian.
- [3] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011, ISBN 978-80-247-3817-8.
- [4] KOUKAL, Stanislav. Fourierovy trigonometrické řady a metoda konečných prvků v komplexním oboru. Praha: Academia, 2002, ISBN 80-200-1029-7.
- [5] ROZSÍVAL, Jan., Využití reverzního inženýrství pro výpočty aerodynamiky automobilu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. Vedoucí diplomové práce Petr Porteš.
- [6] FIŠER, Radoslav. Měření kinematických bodů zavěšení vozidel s využitím měřicího zařízení Tritop. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. Vedoucí diplomové práce Ondřej Blažák.
- [7] FASSMANN, A., L. HOLLÁ a J. SLAPNÍČKA. Kostní tkáňové inženýrství v orofaciální oblasti: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Editor Jozef Rosina. Hradec Králové: Nucleus HK, 2006, ISBN 80-862-2582-8.
- [8] PAZDERA, Jindřich. Základy ústní a čelistní chirurgie. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, ISBN 978-802-4416-700.
- [9] HAMERNÍKOVÁ, Martina, Deformačně a napěťová analýza čelisti se zubním implantátem. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. Vedoucí diplomové práce: Zdeněk Florian.
- [10] SKALSKÁ, Hana. Aplikovaná statistika. Hradec Králové: Gaudeamus, 2013, ISBN 978-80-7435-320-8.
- [11] WANG, Y.-x. Su, G.-s. Zheng, G.-q. Liao. Healing masseter entheses of mandibular reconstruction with autograft Raman spectroscopic and histological study. Januray 29, 2013 [vid. 20.3.2015] Dostupné z [online]: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0901502712005279>

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: 27. 4. 2016

Podpis: 

Poděkování:

Děkuji doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph.D. za poskytnuté rady, podněty a připomínky při vedení mé diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat panu prof. MUDr. Antonínu Šimůnkovi, CSc. z implantologického oddělení Stomatologické kliniky LF UK a FN v Hradci Králové za poskytnutí teoretických poznatků z oblasti dentální implantologie. Dále také paní MDDr. Martině Exnerové za poskytnutí modelu můstku a teoretických poznatků o něm. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat i panu Ing. Petru Henyšovi, Ph.D. za udělení rad do výpočetního programu pro tvorbu virtuální kosti a také panu Ing. Michalovi Ackermannovi, Ph.D. za věnování konzultací o únavě materiálu.

Abstrakt

Abstrakt v českém jazyce

Diplomová práce si klade za cíl stanovit rozložení napětí a deformace po zatížení mandibulárního můstku, který je ukotven do spodní čelisti za pomoci čtyř až pěti dentálních implantátů. Počet ukotvení se liší délkou interforaminální oblasti. Z klinické praxe je známo, že při působení vyšší skusové síly může dojít k fraktuře můstku. Hlavním parametrem při numerické analýze je způsob ukotvení můstku a rozložení zatížení na něm.

Jméno a příjmení autora: Bc. Tomáš Drahorád

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Analýza Bránemarkova můstku pomocí metody konečných prvků

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

Počet stran: 93

Počet příloh: 6

Rok obhajoby: 2016

Klíčová slova: Bránemarkův můstek, MKP, pevnostní analýza, cyklické zatížení, virtuální mandibula, rozložení implantátů

Abstrakt v anglickém jazyce

This final year project aims to determine the stress distribution and deformation after loading of mandibular bridge, which is anchored into the lower jaw with four or five dental implants. The number of anchoring's vary by the length of interforaminal area. It is known from clinical experience that higher bite forces may lead to bridge fracture. The main parameter in numerical analysis is the method of anchoring the bridge and bridge load distribution.

Name and surname: Tomas Drahorad

Institution: Technical University of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Analysis of the Brånemark Bridge Using Finite Element Method

Supervisor: Lukas Capek

Pages: 93

Apendix: 6

Year: 2016

Key words: Brånemark Bridge/ Toronto Bridge, FEM, stress analysis, cyclic loading, virtual mandible, distribution implants

Obsah

1	Úvod.....	13
1.1	Cíle práce	13
2	Teoretická část	14
2.1	Anatomie dolní čelisti	14
2.1.1	Anatomie dolní čelisti z pohledu implantologie	15
2.2	Příčiny vypadávání zubů	15
2.3	Mechanické vlastnosti kosti	17
2.3.1	Denzita	17
2.4	Bránemarkův můstek	19
2.4.1	Bránemarkův můstek – postup ošetření.....	21
2.4.2	Bránemarkův můstek z pohledu biomechaniky	24
2.5	Silové působení na Bránemarkův můstek	25
2.6	Mezní stavy můstku	26
2.7	Metoda konečných prvků	28
2.7.1	Co by měl znát uživatel programu MKP	29
3	Praktická část	30
3.1	Tvorba modelu Bránemarkova můstku	30
3.1.1	Tvorba modelu implantátů	32
3.1.2	Vytvoření sestavy model můstku s implantáty	33
3.1.3	Vytvoření sítě konečných prvků pro model můstku s implantáty	35
3.2	Příprava modelu mandibulární kosti	36
3.2.1	Tvorba modelu kosti z CT snímků	36
3.2.2	Kalibrace CT snímků a výpočet hustoty	39
3.2.3	Vytvoření sestavy můstek a kost	40
3.3	Simulace zatížení pomocí metody konečných prvků	41

3.3.1	Plošné zatížení modelu můstku bez kosti	42
3.3.2	Bodové zatížení modelu můstku bez kosti	43
3.3.3	Plošné zatížení modelu můstku s kostí	45
3.4	Analytický výpočet nosníku k cantileveru se statickým zatížením	45
3.5	Simulace cyklické únavy na modelu s kostí	48
3.6	Zatěžování na mez pevnosti	51
4	Diskuze	52
5	Návrh a doporučení pro praxi	54
6	Závěr	56
	Seznam použité literatury:	58
	Příloha A	62
	Příloha B	68
	Příloha C	74
	Příloha D	80
	Příloha E	89
	Příloha F.....	91
	Přiložené CD.....	93

Seznam symbolů, zkratk a termínů

BM - Bránemarkův můstek

STL (Standard Template Library) – výstupní formát po 3D skenování modelů

STEP (Standard for the Exchange of Product model data) – mezinárodně normalizovaná normou ISO 10303 datový formát umožňující přenos 2D a 3D dat pro převod na CAD data.

CBCT (Cone Beam Computed Tomography) - Zobrazovací rentgenologické vyšetření, které zachycuje zvolený objem tkání ve všech rovinách a umožňuje tak získat prostorový přehled a diagnostické informace z nich

CT (Computed Tomography) – Výpočetní tomografie

CAD/CAM (computer aided designed–computer aided manufactured) - Počítačová podpora obrábění u CNC strojů

MKP – metoda konečných prvků

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – standart pro ukládání obrázku a pro komunikaci v medicíně

NURBS (Non Uniform Rational B-spline)

LF - Lékařská fakulta

UK - Univerzita Karlova

HK – Hradec Králové

HU - Hounsfieldovy jednotky

ρ – Hustota [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]

$^{\circ}$ - stupeň

E - Youngův modul pružnosti [Pa]

μ - Relativní prodloužení [-]

F – síla [N]

l - délka nosníku [m]

q - spojité zatížení [F/m]

J_y - kvadratický moment průřezu [m^4]

ρ_{ash} - hustota v suchém prostředí [g/cm^3]

č. - číslo

např. – například

obr. – obrázek

mm - milimetry

1 Úvod

V dnešním světě jsme ze všech stran obklopeni inovacemi, které se promítají do každého odvětví. Je jich tolik, že o nich přestáváme mít přehled a bereme je jako součást běžného života. Je pro nás samozřejmostí, že máme dokonalejší metody a postupy, inteligentní materiály a chytré aplikace, které si razí cestu k dalšímu využití v jiných oborech lidské činnosti. Jednou z oblastí, kde se s nimi můžeme setkat, je i moderní medicína. Nové metody i postupy daly prostor pro vznik nových mezioborových věd jako je např. biokybernetika, bioinformatika, ale také biomedicínské inženýrství a biomechanika. Tyto obory vnáší do všech oborů medicíny nové poznatky. Tento trend se nevyhnul ani dentální implantologii, která se zabývá zavedením implantátů a můstků do horní a dolní čelisti.

Zde je široký prostor pro užití nových biokompatibilních slitin pro protetické náhrady. Otevírá se také prostor pro simulační medicínu, a to zejména pro testování protéz pomocí propracovaných a složitých simulací. Ty mohou napodobovat reálné zatížení, jemuž jsou podrobeny v praxi. Můžeme předem analyzovat konkrétní náhradu, popřípadě ji přizpůsobit a předejít tak komplikacím, které by mohly nastat. Účelem je minimalizovat negativními dopady na další vývoj zdraví pacienta včetně nákladů na zákrok.

1.1 Cíle práce

Tato diplomová práce se zabývá použitím výpočetní metody konečných prvků pro analýzu dentální protetické náhrady Brånemarkova můstku. Z klinické praxe je známo, že při působení vyšší tlakové síly při skusu na konci Brånemarkova můstku může dojít k jeho lomu konstrukce. Dle Šimůnka a kol. [3] je můstek ukotven do spodní čelisti pomocí čtyř až pěti dentálních implantátů v interforaminální oblasti. Klíčové je tedy stanovit rozložení napětí a deformace na kosti a protéze, po zatížení Brånemarkova můstku. Dále také stanovit dislokování působícího tlaku na umístění dentálních implantátů. Cílem této práce je tedy na jednom konkrétním případě analyzovat slabá místa tohoto chirurgického zákroku a navrhnout možné zlepšení tak, aby k těmto lomům nedocházelo.

2 Teoretická část

2.1 Anatomie dolní čelisti

Dolní čelist neboli mandibula je součástí kostí splanchnocrania, tedy souboru kostí obličejových, začátek trávicí trubice. Mandibula se skládá ze tří částí, a to z těla (lat. corpus mandibulae) a dvou odstupujících vzestupných ramen (lat. ramus mandibulae). Tělo mandibuly je nepárovou částí a svým tvarem se blíží parabolickému zahnutí. Při svém dolním okraji je kost dolní čelisti mnohem mohutnější, stejně jako ve střední čáře, kde vystupuje vpřed trojhranné ztlustění (lat. protuberantia mentalis). Laterálně od silné bradové části se nachází párový otvor (lat. foramen mentale), kde ústí mandibulární kanál (lat. canalis mandibulae). Ve většině případů leží foramen mentale v úrovni kořenových hrotů prvního či druhého třenového zubu. V mandibulárním kanálu vede důležitý nerv zajišťující citlivost zubů, brady a přilehlých oblastí (lat. nervus alveolaris inferior), který odstupuje z třetí větve V. hlavového nervu. Společně s nervem vede kostěným kanálem také stejnojmenná tepna s žílou (lat. arteria et vena alveolaris inferior), zajišťující krevní zásobení. Mandibulární kanál je ohraničen vrstvou kompaktní kosti, která může být velmi tenká a dá se prokázat pouze za použití počítačové tomografie. Průběh kanálu a nervu tělem dolní čelisti bývá velmi variabilní. Po svém výstupu z čelistní kosti je koncová větev nervu nazývána jako nervus mentalis.

Z distálních úseků těla dolní čelisti odstupují stranově oploštělá ramena, každé z nich pak kraniálně tvoří dva výběžky. Kloubní výběžek (lat. processus condylaris) je umístěn více vzadu a nese na svém konci kloubní hlavici temporomandibulárního kloubu, což je kloubní spojení dolní čelisti s bází lebni. Druhým je výběžek svalový (lat. processus coronoideus), který je místem úponu mohutného žvýkacího svalu (lat. musculus temporalis) [1].

Na kraniální okraj mandibuly nasedá alveolární výběžek (lat. processus alveolaris), který je utvářen analogicky s alveolárním výběžkem horní čelisti. Rozvoj alveolárního výběžku je závislý na přítomnosti a vývoji vlastních zubů a umožňuje jejich funkci. Kořenové části zubů jsou v kosti uloženy v zubních lůžcích, tzv. alveolech, které jsou od sebe navzájem odděleny kostěnými septy. Po ztrátě zubů se alveolární výběžek snižuje, podléhá resorpci, tzv. atrofii, až v mnoha případech zcela vymizí. Při dlouhodobé absenci vlastních zubů může atrofie postihnout také bazální část těla mandibuly.

Resorpcí alveolárního výběžku dochází ke ztrátě podstatné části objemu kosti dolní čelisti a současně k posunu foramen mentale a mandibulárního kanálu směrem k hornímu okraji kosti. Tento jev je naprosto nežádoucí z pohledu technicky možného a kvalitního zavedení dentálního implantátu.

Úhel mezi tělem a větví dolní čelisti není během života neměnný. U novorozence, kdy ještě nejsou plně vyvinuty čelistní výběžky, činí úhel 140-160°. V dospělosti a při fyziologických stavech svírá tělo čelisti s rameny úhel v rozmezí 120-125°. Hodnota tedy není fixní a je závislá na přítomnosti prořezaných zubů. Například u dětských jedinců s geneticky podmíněným nezaložením zubů se alveolární výběžky vůbec netvoří. U osob po kompletní ztrátě chrupu může úhel nabýt opět hodnoty až 160°, přičemž jeho velikost narůstá s délkou doby od ztráty zubů [4].

2.1.1 Anatomie dolní čelisti z pohledu implantologie

Kost dolní čelisti je tvořena tkání dvou hlavních histologických forem. Zevní povrch kosti kryjí kompaktní kostní ploténky (lat. lamina corticalis). Druhou základní formou kostní tkáně je kost houbovitá neboli spongiózní, která v nitru kosti tvoří charakteristické kostní trámečky. Obě formy kosti se liší mechanickými vlastnostmi. Z pohledu dentální implantologie je významná také jejich rozdílná denzita. Kortikalis je pro kvalitní kotvení implantátu daleko vhodnější. V dolní čelisti je její vrstva silnější než v čelisti horní.

Techniku implantace a dlouhodobou úspěšnost implantátu výrazně ovlivňuje kvalita kosti neboli její hustota. V souvislosti s rentgenologickou diagnostikou se používá pojem denzita, která je úměrná stupni mineralizace kostní tkáně. Správné stanovení stupně denzity je důležité zejména pro kotvení unikortikálních či bikortikálních implantátů [3].

2.2 Příčiny vypadávání zubů

Chrup člověka je jako u většiny savců difyodontní, geneticky se u něj tedy zakládá současně sada dočasných (lat. dentes decidui) i stálých zubů (lat. dentes permanentes). Pokud ale není stálý zub založen, popřípadě se neprořeže do dutiny ústní, nebo pokud je po prořezání předčasně ztracen z nejrůznějších důvodů, vzniká mnohdy obtížná otázka jeho náhrady, která by vhodně řešila stránku estetickou i funkční. Současná stomatolo-

gie nabízí mnoho variant protetických náhrad, od jednoduchých mezerníků, různých typů fixních můstků až po dentální implantáty. Vždy je však nutno přistupovat k ošetření individuálně s ohledem na věk pacienta, etiologii ztráty zubu, stav zbylého chrupu, technické možnosti ošetřujícího a v neposlední řadě také finanční možnosti ošetřovaného.

Obecné příčiny absence stálého zubu/zubů v dutině ústní lze z hlediska etiologie shrnout zjednodušeně do následujících skupin:

- 1) Geneticky podmíněné anomálie v počtu zubů
- 2) Úrazy
- 3) Zubní kaz a jeho komplikace
- 4) Choroby parodontu a jejich komplikace
- 5) Předčasné ztráty zubů z důvodu vývojových poruch tvrdých zubních tkání
- 6) Jiné

Jiné příčiny předčasných ztrát stálých zubů jsou výrazně méně běžné. Do této skupiny spadají například postižení parodontu při hematologických chorobách nebo při geneticky podmíněných chorobách (Downův syndrom, familární a cyklické netropenie, hypofosfatazie a jiné). Dále zde lze uvést ztráty zubů následkem patologického chemicko-mechanického opotřebení zubů – atrice, abraze a eroze z nejrůznějších příčin, například při bulimii nebo mentální anorexii. Opomenout nelze ani nutné extrakce zubů z důvodu vyloučení dentální fokální infekce před plánovanými kardiochirurgickými výkony, transplantacemi kostní dřevě a orgánů a jiné [5].

Nejčastějšími příčinami kompletní ztráty chrupu v dolní čelisti jsou kombinace zubního kazu a chorob parodontu a jejich komplikace. Pacienti přicházející do implantologických praxí se zájmem o Bránemarkův můstek bývají buď již zcela bezzubí a nespokojení s funkcí standardních celkových zubních náhrad, anebo je stav jejich zbylého chrupu v dolní čelisti natolik špatný, že nedovoluje jiné racionální ošetření nežli extrakce.

Nejúčinnější prevencí předčasných ztrát zubů jsou pravidelně prováděné stomatologické kontroly včetně cílených rentgenových či jiných pomocných vyšetření s ohledem na základní diagnózu.

2.3 Mechanické vlastnosti kostí

Kostní tkáň je komplexní materiál, který z mechanického hlediska vykazuje různé mechanické vlastnosti s typickou strukturální nehomogenitou a anizotropií. Z chemického hlediska je kost dvou složkový materiál skládající se z anorganických solí, které jí propůjčují pevnost a křehkost a kolagenní fibril dodávající pružnost. Během fyzické aktivity je kost namáhána silovým zatížením tlakovým, kompresním a ohybovým nebo jejich kombinací. Kontrakce svalů ovlivňuje také stav napjatosti kosti působení tlakové síly, která může částečně nebo úplně vyrušit tahové působení na kost. Během života a zátěže se kost remodeluje podle Wolfova transformačního zákona [24].

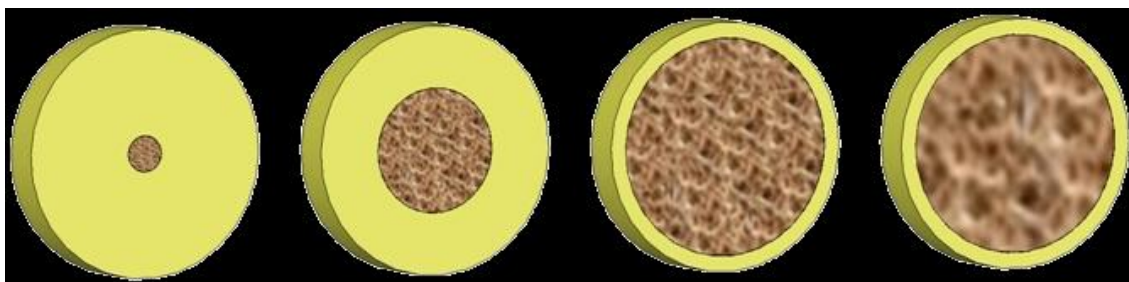
2.3.1 Denzita

Důležitou fyzikální veličinou je hustota nebo-li denzita. Prokazuje se rentgenologickou diagnostikou (Ortopantomograf či počítačová tomografie), což je v praxi obtížné. Její odhad se stanovuje orientačně dle klasifikace Lekholma a Zarba (r. 1985), která byla později vylepšena a modifikována Mische (r. 1990).

Klasifikace podle Mische rozděluje kost dle její kvality do čtyř tříd. Z tohoto pohledu patří dolní frontální krajina do třídy D1 nebo D2.

D1 – do této kategorie patří zejména dolní frontální krajina s výraznější atrofii alveolárního výběžku. Charakteristikou této třídy je, že kost je kryta silnou vrstvou kompakty, spongiózy je minimum. Určitou nevýhodou je redukováné krevní zásobení, přičemž kost je velmi tvrdá a preparace štol pro implantát obtížná. Může dojít k relativně snadnému tepelnému poškození kosti s následným ohrožením prognózy implantátu. U této třídy je tedy nejvyšší riziko primárního selhání. Výhodami je možnost dosažení vynikající primární stability implantátu, kvalitní oseointegrace a vysoké nosnosti implantátu.

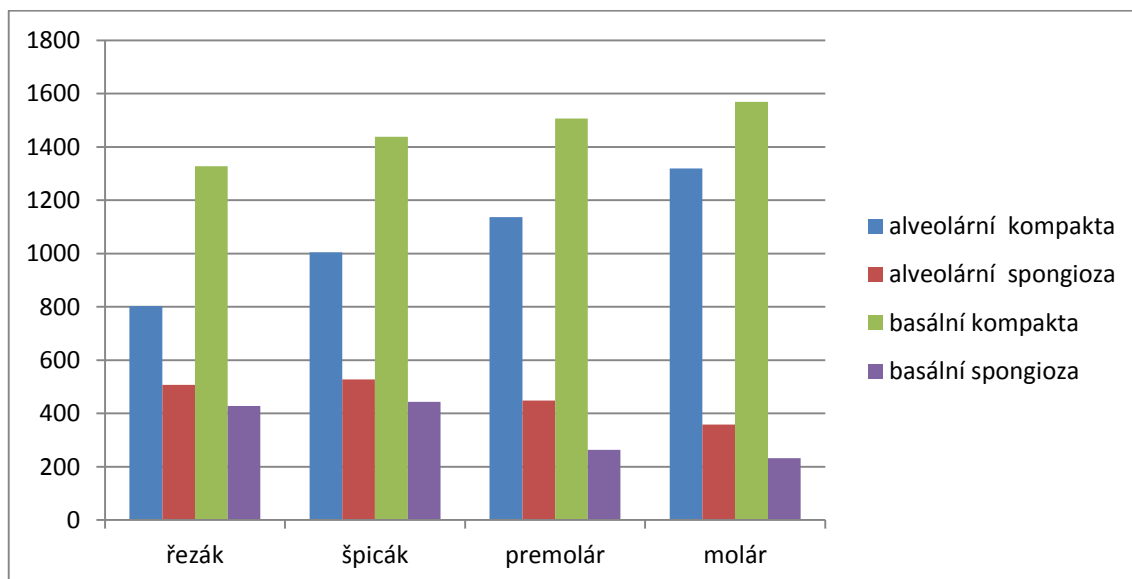
D2 – do této třídy patří zejména frontální oblast dolní čelisti při nevýrazné atrofii alveolárního výběžku, dále laterální krajina dolní čelisti a frontální krajina horní čelisti. Je charakterizována silnou kompaktností a kvalitní spongiózou. Nevýhody zde nejsou žádné. Z výhod lze jmenovat dobrou primární stabilitu implantátu, bohaté krevní zásobení, snadnou operační preparaci a dobrou prognózu. Druhá třída tak přináší jen minimum komplikací [2].



Obrázek 1: Kvalifikace hustoty kosti dle Lekhloma a Zarba [14]

Pokud chceme stanovit přesnou hustotu dané tkáně je výhodně použít CT přístroje pro stanovení útlumu záření v dané oblasti. Pro přesné stanovení hodnoty v dané části mandibulární kosti se zabývala studie [16] prováděná na Oddělení ortodoncie, Stomatologie na Státní universitě Kyungpook ve městě Daegu v Koreii. Výzkum byl zaměřen na kvantitativní zhodnocení alveolární a bazální hustoty horní a dolní čelisti.

Pro účely šetření byl vybrán vzorek šedesáti tří respondentů skládající se z 23 mužů ve věku 29 ± 11 let a 40 žen ve věku 26 ± 8 let. Celý vzorek podstoupil výpočetní dentální tomografii. Výsledné obrázky byly změřeny pomocí zobrazování V-Works software. Parametry jednotlivých denzit byly naměřeny v Hounsfieldových jednotkách. Tyto hodnoty, byly přepočítány na hustotu korelačním vztahem (1) a jsou v tabulce číslo 1. Výsledné hodnoty ze studie jsou vyobrazeny v grafu pouze pro dolní čelist.



Graf 1: Porovnání hustot ve spodní části dolní čelisti [16]

K podobným hodnotám se dopracovali také studie [17] a [18]. Pomocí vztahu (1) [10] jsme vypočetli hustotu mandibulární kosti.

$$\rho = 1,205 \cdot HU + 135 \quad (1)$$

Kde ρ je hustota a HU jsou jednotlivá Hounsfieldova čísla.

Tabulka č. 1: Přepočet Hounsfieldových jednotek na hustotu

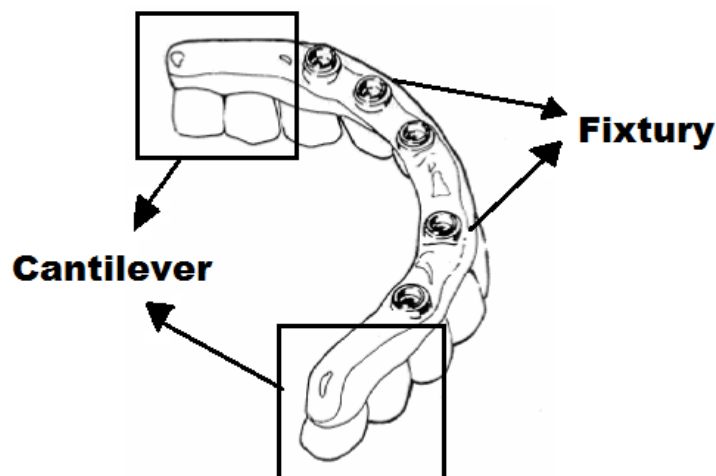
Hustota [kg/m ³]	řezák	špičák	premolár	molár
alveolární kompakta	1 106,31	1 349,34	1 508,40	1 728,47
alveolární spongióza	750,42	774,91	678,82	570,67
basální kompakta	1 738,71	1 872,32	1 954,50	2 029,60
basální spongióza	654,17	673,60	456,02	418,72

Pro představu je zde uvedena hustota kosti, která se pohybuje v rozmezí 1 700-2 000 kg/m³ [19].

2.4 Brånemarkův můstek

Brånemarkův můstek byl poprvé předveden v r. 1965 švédským lékařem P. - I. Brånemarkem, který je považován za zakladatele moderní dentální implantologie a podle kterého byl tento implantologický postup také pojmenován.

Indikací je výhradně totální defekt chrupu v dolní čelisti. Protetická náhrada je vždy fixní, respektive podmíněně snímatelná, kotvená k dentálním implantátům fixačními šrouby. Brånemarkův můstek je charakterizován zavedením čtyř až šesti (ale obvykle pěti) válcových implantátů do interforaminální oblasti (tj. mezi foramina mentalia). Zbylá část můstku za implantáty se nazývá cantilever – viz obr. 2. Kost v interforaminální oblasti je v této krajině dostatečně objemná a kvalitní i u většiny pacientů s velmi pokročilou atrofií mandibuly, a proto jej lze implantovat téměř vždy.



Obrázek 2: Zvýraznění oblastí cantileveru a dentálních implantátů [30]

Z pohledu pacienta je nejvýznamnější předností můstku jeho fixní charakter. Díky principu fixačních šroubů zajišťujících kotvení do vnitřního závitu dentálních implantátů lze náhradu přesto kdykoliv sejmout, upravit, opravit nebo vyčistit. Nevýhodou je neplně anatomický tvar. Bránemarkův můstek nahrazuje ve formě růžové pryskyřičné báze také chybějící část měkkých tkání, o kterou pacient přichází společně s vlastními zuby. Použité konfekční zuby jsou rovněž redukováného tvaru a počtu (celkem 12), nenahrazují tedy kompletně vlastní zubní oblouk. Tyto skutečnosti mohou být některými pacienty vnímány jako estetický nedostatek.



Obrázek 3: Bránemarkův můstek s umělými zuby [33]

2.4.1 Bránemarkův můstek – postup ošetření

V následujících bodech je zkráceně popsán postup celého implantologicko-protetického ošetření:

1. Implantologická analýza:
 - a. Vyšetření dutiny ústní – klinické a rentgenové (ortopantomograf či CBCT).
 - b. Detekce obou foramina mentalia na rentgenových nebo CBCT snímcích a zakres průběhu mandibulárních kanálů.
 - c. Stanovení předpokládaného optimálního rozložení dentálních implantátů v interforaminální oblasti.
2. Chirurgická fáze:
 - a. Pomocí zahlazovací frézy je zarovnán hřeben interforaminální oblasti (ostré a tenké výběžky kosti jsou odstraněny, takže vzniká na vrcholu jakási širší rovná plocha). Dále se preparuje obvykle pět kostních štol pro zavedení šroubovaných fixtur (nejčastěji pro fixtury o průměru 3,7 mm a délky 14-16 mm, minimálně však 10 mm; výběr fixtury se odvíjí od kvantitativní nabídky kosti). Jednotlivé implantáty jsou od sebe odděleny minimálně 3 mm mezerou. Poslední implantáty mohou být mírně sklopeny a pod maximálním úhlem 40°. To je proto, aby se krčky implantátů dostaly dále od sebe a zmenšila se tak páka tvořená cantilevry. K tomuto se přistupuje, pokud je interforaminální oblast malých rozměrů a pokud by nastala absence posledních fixtur. Jinak by došlo k špatnému rozložení tlaku na koncích cantilevru a zvyšovalo by se riziko prasknutí.
 - b. Inzerce fixtur s dostatečnou primární stabilitou (s dosaženým kroutícím momentem ≥ 45 Ncm, ISQ ≥ 60).
3. Protetická fáze I. - výroba provizorního Bránemarkova můstku s okamžitým zatížením dentálních implantátů:

(protetická fáze má vždy část ordinace „O“ a laboratorní „L“)

 - a. O1: Dosazení příslušných typů šroubovaných otiskovacích kapen a jejich vzájemná fixace do bloku pomocí samopolymerujícího pryskyřičného materiálu (např. Pattern Resin). Situační otisk dolní čelisti silikonovým materiálem v individualizované plastové otiskovací lžici, otisk horní čelisti pro výrobu pomocného antagonistního modelu.

- b. L1: Podle otisku je vyroben pracovní model z tvrdé sádry, pozici implantátů přenesenou v otisku zajišťují laboratorní repliky vyráběné za tímto účelem. Dále se vykoná tvarová úprava provizorních pilířů, jejich adaptace na model a vzájemné spojení pryskyřičným materiálem, do kterého je pro lepší mechanickou odolnost vmezeřena také vyztužující kovová síťka nebo drát. Tím je vyrobena báze budoucího provizorního Bránemarkova můstku.
- c. L2: Modely obou čelistí jsou sestaveny k sobě podle skusového registrátu ve vosku a upevněny do tzv. artikulátoru – přístroje, ve kterém probíhá další laboratorní část výroby. Podle situačního postavení zubů v horní čelisti sestaví zubní technik dolní zuby do připraveného voskové valu na dolním modelu.
- d. O3: Po opracování a vyleštění je nový provizorní Bránemarkův můstek našroubován do úst pacienta a jsou zkontrolovány skusové kontakty, které by měly být rovnoměrně rozmístěné.

Materiálem pro výrobu provizorních Bránemarkových můstků jsou prefabrikované provizorní bezhranové pilíře z titanové slitiny s fixačními šrouby, bazální pryskyřice a konfekční pryskyřičné zuby. V provizorní variantě nahrazuje Bránemarkův můstek obvykle jen 10 zubů v rozsahu druhých třenových zubů. Jeho rozsah plyne z rozmístění implantátů. Můstek by neměl zasahovat za úroveň krajních fixtur, aby nedocházelo k přetěžování implantátů páčivými silami v průběhu hojení. Proces oseointegrace u Bránemarkova můstku probíhá asi 3 měsíce, a pokud se v této době neobjeví obtíže, je možno přistoupit k výrobě definitivní náhrady.

4. Protetická fáze II. - výroba definitivního Bránemarkova můstku:

- a. O1: Otisk dolní a horní čelisti jako při výrobě provizorního Bránemarkova můstku.
- b. L1: Výroba pracovních modelů, tvarová úprava pomocných modelovacích pilířů pro laboratorní fázi výroby šroubovaných náhrad. Zhotovení základní pryskyřičné báze a skusového valu jako u provizorního Bránemarkova můstku.

- c. O2: Rekonstrukce mezičelistních vztahů pacienta, výběr barvy a tvaru zubů – jako materiál se volí obvykle kompozitní pryskyřice, popřípadě keramika.
- d. L2: Sestavení umělého zubního oblouku v dolní čelisti.
- e. O3: Zkouška modelu chrupu v ústech pacienta, kontrola skusových poměrů, fonace, estetického vzhledu. Úpravy podle potřeby, schválení pacientem.
- f. L3: Přenesení postavení arteficiálních zubů do silikonového bloku. Výroba modelu budoucí konstrukce Bránemarkova můstku z akrylové pryskyřice – modelace konstrukce nasedá na dříve vyrobenou základní bázi spojující modelovací pilíře. Proces modelace probíhá za současné kontroly zpětného nasedání silikonového bloku s fixovanými zuby – cílem je individuálně navržený design konstrukce s optimální retencí pro nesené zuby.
- g. Model konstrukce je našroubován na pracovní sádrový model a zaslán na specializované laboratorní pracoviště, kde je pomocí CAD/CAM technologie nebo metody precizování vyrobena konstrukce z permanentního materiálu. Tím může být titanová slitina (Ti-6Al-7Nb), popřípadě slitina obecných kovů (Cr-Co-Mo), v případě CAD/CAM technologie i zirkonová keramika (ZrO₂). Konstrukce dosedá na povrch fixtur přímo, bez použití abutmentů nebo jiných spojovacích prvků. Následně probíhá kontrola pasivní přesnosti konstrukce.
- h. L4: Kontrola vyrobené konstrukce na pracovním modelu, povrchová úprava ke zvýšení retence arteficiálních zubů (pokud nejsou přítomny výstupky na titanové konstrukci, laborant frézou vyhloubí prohlubně z důvodu fixace) a přenesení postavení zubů zpět na konstrukci ze silikonového bloku. Fixace zubů ke konstrukci je realizována jen prostřednictvím voskového materiálu.
- i. O4: Zkouška modelu náhrady s konstrukcí v ústech pacienta, kontrola dosazení a čistitelnosti konstrukce, poslední úpravy postavení zubů podle potřeby. Schválení pacientem.
- j. L5: Dohotovnění náhrady – polymerace bazální pryskyřice a pevné spojení arteficiálních zubů s konstrukcí. Opracování, leštění.

- k. O5: Odevzdání náhrady pacientovi s kontrolou skusových poměrů, poučení [3].

2.4.2 Branemarkův můstek z pohledu biomechaniky

Z biomechanického hlediska je mandibula tvořena sice velmi pevnou a kvalitní kostí. Tah žvýkacích svalů však v místech svých úponů způsobuje drobné torzní a axiální ohyby kosti, které se objevují především v oblasti stoliček. Například při ukusování sousta řezáky, dochází k zatížení frontálního úseku náhrady, ta má tendenci rotovat okolo spojnice frontálních implantátů, přičemž antirotační efekt mají retenční prvky umístěny za distálními implantáty. Pokud dojde k zatížení molárových partií, koná náhrada rotační pohyb podle kyvné osy ležící na spojnici distálních implantátů. Z tohoto důvodu je včlenění rozsáhlého můstku spojujícího obě molárové části nevýhodné, neboť může změnit přirozenou elasticitu dolní čelisti a způsobit v kosti hromadění nežádoucího napětí. Takový typ můstku pak může v závěru vést k selhání celého ošetření. Proto je preferováno zavedení implantátů pouze do interforaminální oblasti, tedy koncept Brånemarkova můstku. Laterální zuby jsou nahrazovány jako volné členy můstku a přirozená elasticita mandibuly je ovlivňována mnohem méně. Ošetření Brånemarkovým můstkem vykazuje velmi vysokou dlouhodobou úspěšnost.

Biomechanika dentálních implantátů je velmi složitou a stále ne zcela prozkoumanou problematikou a v dentální implantologii hraje významnou roli. Neboť přenos žvýkacího tlaku skrze implantát se zásadně odlišuje od principů přenosu tlaku skrze vlastní chrup. Důvodem je především jejich rozdílná mobilita. Oseointegrovaný implantát je s kostní tkání spojen velmi pevně a s minimální možností pohybu, na rozdíl od přirozeného zubu, který je ke kosti fixován prostřednictvím periodontálních závěsných vazů dovolujících určitou pohyblivost. Závěsné vazy zubu navíc umožňují propriocepci, tedy hlubokou citlivost a vnímání nadměrné artikulační zátěže, a chrání tak zub i kost před poškozením. Oseointegrované implantáty propriocepci nedovolují, a jsou proto v porovnání se zuby mnohem náchylnější k přetížení. Elasticita vazivového spojení vlastního zubu s kostí je tedy z funkčního hlediska daleko výhodnější.

Celkově je nosnost implantátu ovlivněna stupněm oseointegrace, kvalitou kosti a rozměry fixtury. Stupeň oseointegrace představuje plocha kontaktu fixtury s mineralizovanou kostní složkou, přičemž kvalita spojení vzrůstá se stupněm mineralizace kosti. Výraznější zatížení lépe snáší také implantát zavedený do kosti s vysokým

podílem kompakty a hustou spongiózou. Závěrem pak k vyššímu klinickému potenciálu implantátu přispívá i narůstající povrch fixtury, přičemž matematické modely prokazují, že větší význam pro toleranci zátěže má průměr implantátů než-li její délka. Při hodnocení nosnosti implantátu je nutné posoudit také poměr mohutnosti fixtury vzhledem k délce supraalveolární části náhrady.

Dodržování základních biomechanických zákonů dovoluje zvolit akceptovatelné zatížení implantátu a předejít tak možným komplikacím vyplývajícím z přetížení, včetně rozrušení oseointegrace a ztráty implantátu. Přetížení implantátu lze částečně předcházet výrobou suprakonstrukce vhodného tvaru, zejména velikosti okluzní plochy, a pečlivou artikulací s rovnoměrným rozmístěním skusových kontaktů [3].

2.5 Silové působení na Bránemarkův můstek

Cílem ošetření dutiny ústní BM je obnovení funkce chrupu. Síla skusu souvisí s výkonem žvýkacích svalů a její maximální hodnota může být objektivně měřena. Mezi faktory ovlivňující sílu skusu patří věk, stav zubů, kvalita a kvantita slin, bolesti čelistního kloubu či jiná orofaciální bolest. Přesným stanovením působící síly při skusu se zabývala studie, kterou provedl Ikebe a kol v Osace [11]. Cílem bylo kvantitativně zjistit maximální skusovou sílu bilaterálně u osob starších 60 let. Měření bylo prováděno pomocí tlakově citlivých štítků s tloušťkou 97 mikrometrů. Štítky byly umístěné na zubní oblouk horní a k dolní čelisti.

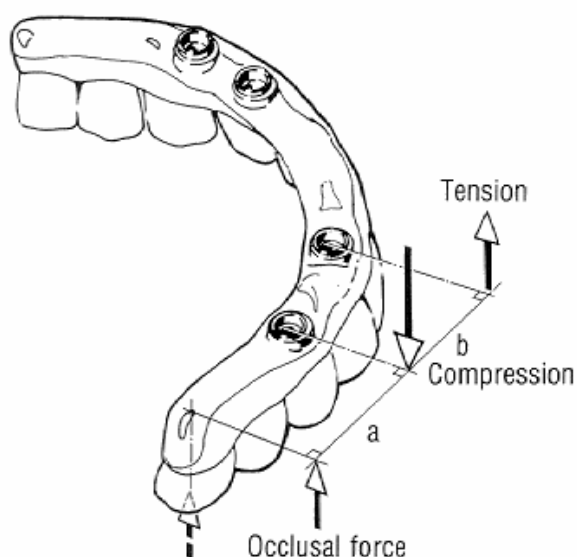
Celkově se do výzkumu zapojilo 820 respondentů (444 mužů a 376 žen). Jejich průměrný věk byl 67 ± 4 roků. Průměrný věk u obou pohlaví byl velmi podobný. Výsledky byly zpracovány pomocí statistických metod. Ze statického šetření vyplynulo, že velikost skusové síly byla významně závislá na pohlaví, věku, stavu chrupu a případném typu protetické náhrady. Mladší subjekty a muži v dobrém zdravotním stavu vykazovali významně větší kousací sílu než jejich protějšky. Výsledky z celé studie jsou uvedeny v tabulce č. 2 [11]. K podobným výsledkům dospěly také další studie [12] a [13].

Tabulka č. 2: Zobrazuje závislost kousací síly na pohlaví a věku [11]

Pohlaví	n	\bar{x} [N]	S_x [N]	\tilde{x} [N]
Muž	444	511,7	15,1	468,5
žena	376	442,4	14,2	382,0

Věk	n	\bar{x} [N]	S_x [N]	\tilde{x} [N]
60–64	295	549,1	18,2	515,0
65–69	326	470,9	16,2	418,5
70+	199	392,2	18,7	333,0

Při reálném skusu na cantileveru působí síla na první molár 36/46, pokud použijeme značení Two-digit systém neboli dvojčíselný kód [14]. První stolička je nejmohutnější a funkčně nejvýznamnější z dolního oblouku. Korunka má tvar protáhlého pětiúhelníku s pěti hrbolky, z toho tři leží bukálně a jsou významnější a zbylé dva lingálně. Skrz celou plochu korunky působí síla na cantileveru [15].



Obrázek 4: Znázornění silového působení na můstku [30]

2.6 Mezní stavy můstku

Brånemarkův můstek se již implantuje od roku 1965. Do té doby prošel celý proces značným vývojem a pokročily i techniky implantace a počet implantátů. Na protetickém oddělení Stomatologické kliniky LF UK a FN v Hradci Králové bylo v rozmezí od roku 2010 až 2014 šetřeno definitivním BM celkem 295 pacientů. Počet pacientů ošetřených litým a CAD/CAM technologií vyrobeným Brånemarkovým můstkem v uplynulých 5 letech je poměrně srovnatelný (152 a 143 pacientů). Velikostně jsou soubory srovnatelné.

Procentuální zastoupení žen v souboru tvořilo 55 % a mírně přesahovalo zastoupení mužů 45 %. V souboru byl věkový průměr pacientů v době implantace 61 let \pm 9 u mužů (40-89 let) a 59 let \pm 9 u žen (35-84 let). Lom konstrukce litých BM nastala celkem 8 pacientů ze 152 – tj. 5 %. U CAD/CAM BM ze souboru nastal lom ve 3 případech ze 143 – tj. 2 %. Můstky vyrobené před rokem 2010 byly zhotovovány lící technikou, tj. bez CAD/CAM a v dnešní době se již nevyrábějí. Na obr. 5 a 6 je znázorněna fraktura můstku [6].



Obrázek 5: Zlomený můstek v oblasti krajní fixtury [33]

Na dalším obrázku je vyobrazen charakter lomu prasklého můstku. Je patrné, že lom má charakteristické zvrásnění, které je typické pro statický lom, jenž vzniká při konstantním zatížení. Jedná se však pouze o předpoklad. Přesná charakteristika by se dala prokázat pod mikroskopem.



Obrázek 6: Detail lomu [33]

2.7 Metoda konečných prvků

Jedná se o numerickou metodu, která je v současné době jedna z nejefektivnějších v oblasti výpočtu konstrukcí všeho druhu. Vznikla zhruba v polovině 50. let minulého století a její další rozvoj byl podmíněn rozvoji výpočetní techniky. Motivací pro vznik byla potřeba výpočtů konstrukcí v leteckém, kosmickém a vojenské odvětví odkud se rozvinula do akademické a průmyslové oblasti. V dnešní době má metoda zcela dominantní postavení a využívá se k řešení problémů pružnosti a dynamiky. Uplatňuje se také při rozšíření o variační formule užitím na proudění kapalin a plynů, vedení tepla, záření, elektromagnetismus, piezoelektrického jevu a mnoho dalších. Její výhodou je značná univerzálnost a možnosti její algoritmizace. K řešení se často používají komerčně dostupně složité programy např. ANSYS, Marc, Cosmos, Patran, Nastra atd. Z pohledu biomechaniky je metoda využívána především pro dimenzování implantátů z důvodů jejich různé geometrie. Používají se pro zatížení silové a následně se porovnávají s mezí pevnosti.

Základním stavebním kamenem je prvek konečných rozměrů na rozdíl od infinitesimálního pohledu klasické pružnosti, která vychází z představy rovnováhy na nekonečně malém elementu. MKP vyžaduje rozdělení řešené oblasti na konečný počet podoblastí – prvků. Je zapotřebí na modelu tělesa vytvořit síť konečných prvků. Pro každý typ prvku je kromě dimenze a tvaru charakteristický počet a poloha jeho uzlů. Uzly sítě jsou body, v nichž hledáme neznámé parametry řešení (např. posuvy a natočení, z kterých dále počítáme napětí, čili tuhost prvku která je dána tzv. maticí tuhosti

prvku). Hustota a topologie prvků sítě zásadně ovlivňuje kvalitu výsledků a potřebnou výpočetní kapacitu pro řešení. Analýza řešení se skládá ze sestavení a řešení soustavy rovnic platných pro idealizovanou oblast tělesa. Výsledek řešení je pro nás již zmíněný posuv v daných bodech sítě pro zadané podmínky. Následuje výpočet pro posunutí-deformaci a deformaci – napětí (stanovené deformace a napětí ve zkoumané oblasti) [15].

2.7.1 Co by měl znát uživatel programu MKP

Dnešní výpočetní programy jsou založeny na principu, že uživatel nemusí znát, co se odehrává mezi vstupními a výstupními údaji, způsob jejich transformace, včetně detailů o matematických algoritmech či rozsáhlé řešení soustav rovnic. Dnes jsou programy vybaveny funkcemi, které i přes vadné vstupní údaje dokáží přiřadit formálně správné výstupy, které jsou také vadné a plynou z chyby uživatele. Důležité je dodržet zásady správného modelování reálných konstrukcí a správnou interpretaci výsledků v numerické či grafické projekci.

Celý postup se dá shrnout do dvou kroků:

- 1) Diskretizace tělesa – vytvoření sítě z prvků konečného počtu, které mohou mít různý tvar, podle řešení úlohy. Přičemž ve vrcholech prvků jsou uzly, ve 3D jsou to čtyřstěny a osmistěny
- 2) Hledání řešení – v jednotlivých uzlech zkoumáme posuv a reakční síly v našem případě napětí a deformaci. Celé řešení lineárně aproximujeme mezi uzly.

Jak již bylo zmíněno, během výpočtu mohou nastat chyby. V zásadě rozlišujeme zdroje chyb v:

- modelu – diskretizační chyba – závisí na počtu prvků, kterými nahrazují danou geometrii. V místech kde očekávám napětí, by měla být síť jemnější. Nemohu před výpočtem vědět, kde vzniknou napětí, a celou síť nemohu mít ve všech místech jemnou z důvodu výpočetních nároků. Tento problém řeší tzv. adaptační technika, která v místě špiček napětí rozdělí (zjemní síť) a tím snižuje možnost vzniku chyby.
- numerická chyba – řešení, které nastává v jednotlivých krocích (iteracích) a které konverguje
- chyba skutečného modelu – způsob jakým zjednodušíme fyzikální model [15]

3 Praktická část

Pro vytvoření modelu pro MKP byl stanoven tento postup:

- 1) Příprava modelu: vytvoření geometrie a její úprava, vytvoření konečně prvkové sítě
- 2) Fáze řešení
- 3) Zpracování výsledků

3.1 Tvorba modelu Bránemarkova můstku

Pro vytváření modelu lze přistupovat z praktického hlediska mnoha možnými způsoby. V mém případě jsem zvolil postup s využitím laserového skeneru od firmy Next engine 3D scanner HD model 2020. Pro skenování bylo využito přiloženého programu od výrobce a to Next engine scanStudio HD PRO. Zde byly nastaveny potřebné parametry. Skenovací režim byl zvolen Makro se vzdáleností předmětu od skeneru 5" palců, což odpovídá vzdálenosti zhruba 127 mm. Skenování probíhalo v rozsahu 360° rozdělených na 10 sekvencí, tedy objekt se otáčel na otočné podložce o úhel 36°. Rozlišení bylo nastaveno na 40 000 bodů/m² s přesností deklarovanou výrobcem na 0,015 palců, tedy asi 0,127 mm [7]. Program po naskenování dále umožňuje editaci modelu a odstranění okolí. V našem případě odebrání naskenované podložky a ostatních nežádoucích objektů, které se mohly vyskytnout ve scéně.



Obrázek 7: Zjednodušený pryskyřicový model můstku [33]

Skenovací objekt byl zvolen zjednodušený model Bránemarkova můstku zhotoven z modelovací pryskyřice (Pattern resin) viz obr. 7, který byl zapůjčen ze Stomatologické kliniky, Protetického oddělení Univerzity Karlovy, Lékařské fakulty v Hradci

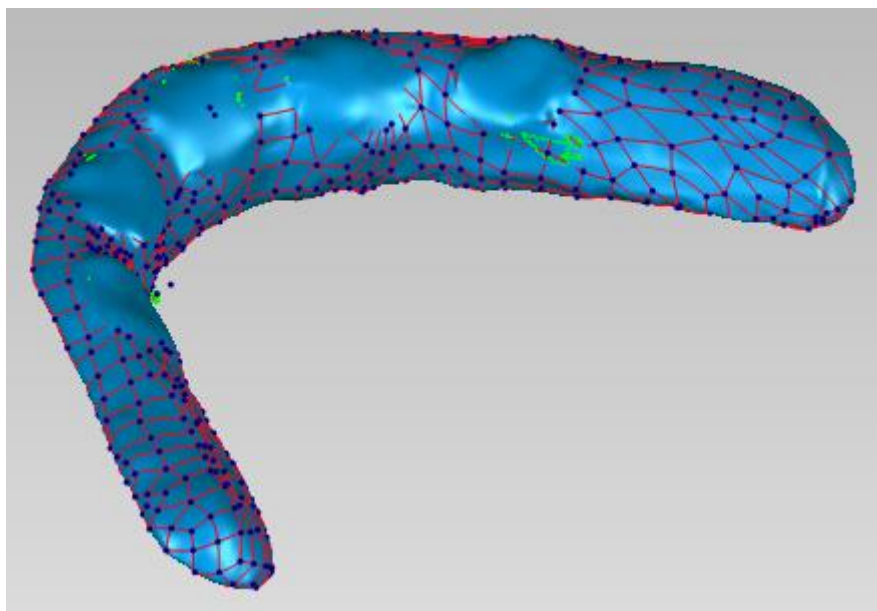
Králové. Z důvodu jeho povrchových vlastností, tím myšleno, že objekt neodrážel laserové paprsky zpět ke zdroji, byl na objekt nanesen pudr. Touto úpravou byla vytvořena vhodnější odrazová plocha, která nám poskytla vyšší podíl informace o povrchu objektu odražených paprsků, tedy zachytili jsme více detailu. Skenovací scéna je vyobrazena na obr. 8. Výsledný model byl exportován do formátu STL. Tento soubor popisuje pouze geometrii povrchu trojrozměrného objektu bez vyobrazení barvy, textury, nebo jiných vlastností běžných CAD modelu. Soubor STL popisuje hrubé nestrukturované trojúhelníkové povrchy na jednotku normály a vrcholy trojúhelníků pomocí trojrozměrného kartézského souřadnicového systému. Tohoto datového typu bylo zvoleno z důvodu, že s formátem lze dále pracovat v mnoha různých programech ke zpracování a upravení modelu bez ztráty informace. V mém případě jsem zvolil program Geomagic Studio 2014.



Obrázek 8: Schéma skenovací scény

První úpravou, kterou naskenovaný model prošel, bylo převedení trojúhelníků na body pro lepší práci programu s výpočty matic. Dále následovalo vyplnění zbylých nedokonalostí – malých děr, které vznikly při skenování kvůli neodražení se laserových paprsků. Tyto nedokonalosti byly odstraněny pomocí nástroje vyplnit díru. Tato funkce pracuje na principu výpočtu pravděpodobné geometrie povrchu z okolních vztahů. Při každém vyplnění proběhlo opravení polygonů a následovalo vyhlazení modelu přes deformování, a zredukování počtu bodů v modelu. Redukce bodů byla klíčová pro vy-

tvoření plátů pro tvorbu objemového tělese a pozdějších NURBS ploch. Na povrchu zapůjčeného modelu se nevyskytovaly výstupky. Jednalo se totiž o model konstrukce, který čekal na odeslání na zpracování CAD/CAM technologií, při které se mohou, ale nemusí výstupky do konstrukce vyfrézovat. Z důvodu možné absence výběžků se zavedlo zjednodušení modelu, viz obr. 9 ve smyslu nevytváření těchto výstupků a ponechání virtuálního modelu shodného s konstrukčním modelem. Toto vyhlazení je přínosné při vytváření sítě konečných prvků. Ve zmíněných výstupkách by se kumulovaly shluky bodů, které by popisovaly dané výstupky a ztěžovaly by následný výpočet simulaci. Po úpravách byl výsledný model převeden ručně na NURBS plochy pro možnou další práci s modelem v programech CAD ve formátu IGES, v nichž následovala kompletace umístěním a zavedením implantátů.

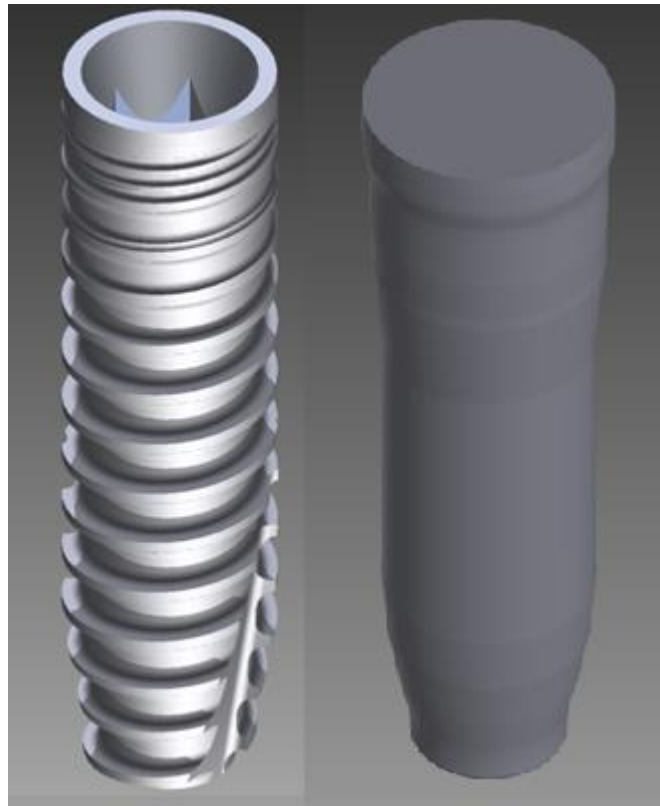


Obrázek 9: Upravený naskenovaný model v prostředí Geomagic Studio

3.1.1 Tvorba modelu implantátů

Jak již bylo zmíněno BM je spojen nejčastěji pěti implantáty do interforaminální oblasti v mandibule. Nejběžnější používanou fixturou na Stomatologické klinice LF HK jsou implantáty od firmy Lasak, s.r.o. průměru 3,7 mm a délky 14 mm. Pro náš případ jsme u implantátu zanedbali závit, čímž jsme model zjednodušili, a nepředpokládali jsme kontakt mezi implantátem a tkání. K tomuto kroku se přistoupilo na základě postupu ošetření při zavádění implantátů, ve kterém se čeká přibližně 3 měsíce [3], dokud nebudou implantáty plně oseintegrovány s kostí. Vznik pevné vazby mezi kostí a implantá-

tem se dokazuje různými vibračními metodami pro měření stability, např. přístrojem Osstell [21].



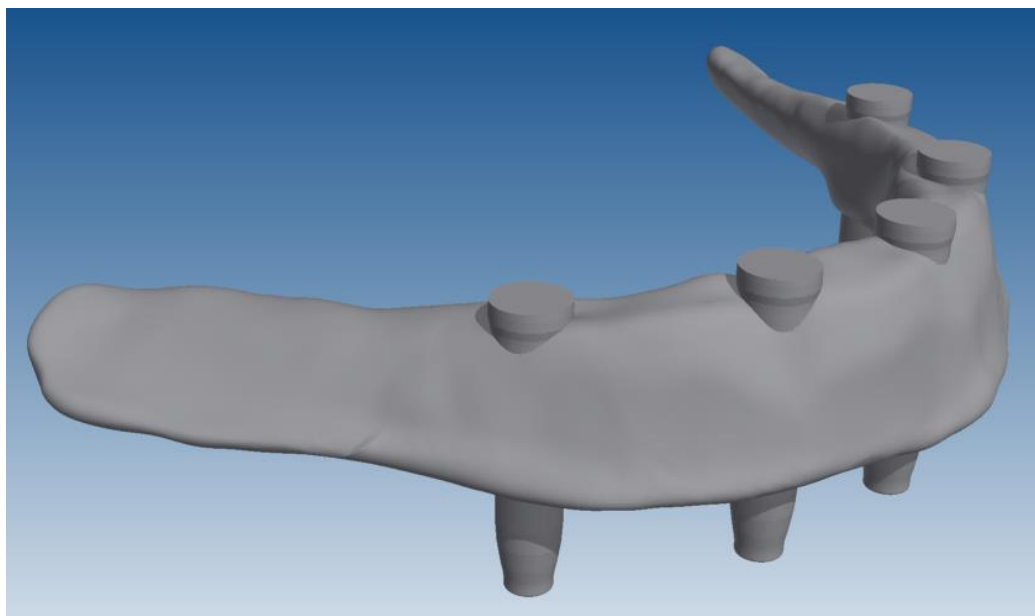
Obrázek 10: Vlevo originální implantát vpravo po odstranění závitu a vyhlazení povrchu

Použitý model vychází z reálné geometrie válcového implantátu průměru 3,7 a délky 14 mm od firmy Lasak, s.r.o.. Zmiňované úpravy geometrie byly provedeny v programu Autodesk Inventor Professional 2015. Byl vytvořen náčrt z řezu vertikální rovinou, ze kterého bylo vytvořeno (za pomoci operace rotace podél osy) objemové těleso – viz obr. 10. Zároveň bylo dbáno na to, aby implantát neobsahoval ostré hrany a přechody. Ty by byly na obtíž při vytváření konečné prvkové sítě, protože by zde byly zhuštěné body. Bylo dbáno rovněž na to, aby geometrií byla jedna uzavřená křivka.

3.1.2 Vytvoření sestavy model můstku s implantáty

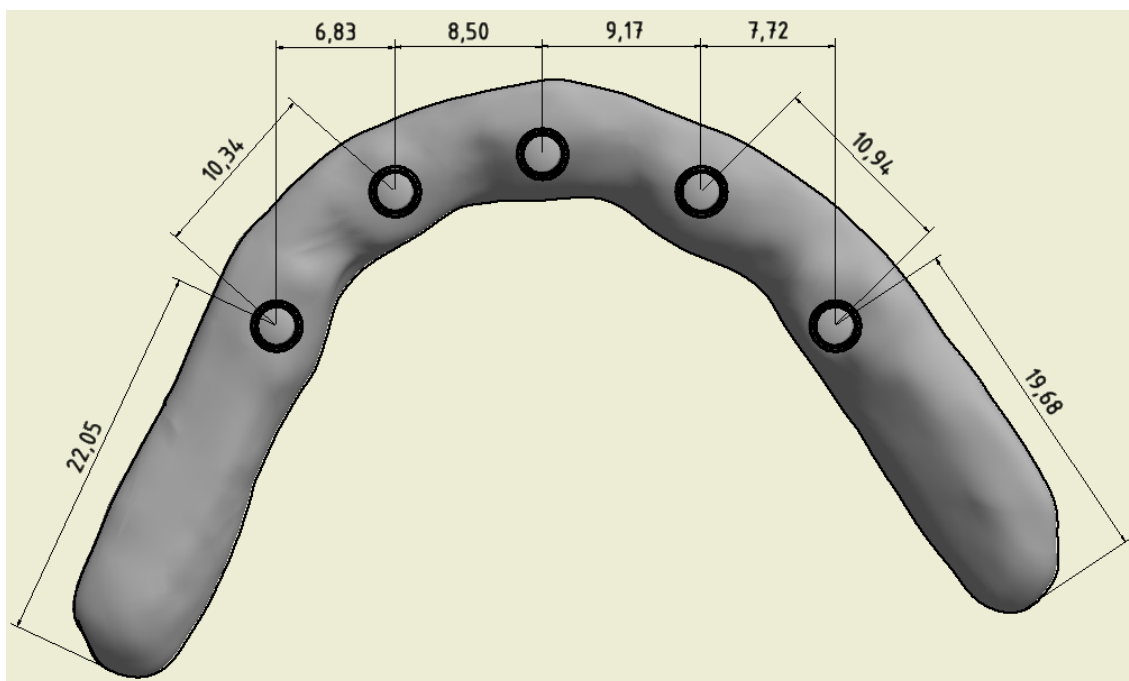
Důležitou součástí Brånemarkova můstku je uložení implantátu. V rešeršní části bylo vysvětleno, že existuje minimální vzdálenost a sklony pro fixtury, které implantolog musí akceptovat. Během implantologického procesu si implantolog najde přibližný střed v interforaminální oblasti, kde je umístěn první implantát. Následují krajní implantáty, které jsou umístěny v blízkosti foramen mentale. Podle šíře interforaminální oblasti

mohou být tyto implantáty být zkoseny. V ideálním případě jsou zavrtány kolmo do mandibuly. Zbylé dva implantáty jsou umístěny mezi střední a krajní implantát. Tento postup byl dodržen i pro tuto sestavu, která byla vytvořena v Autodesk Inventor Professional 2015. Proces spojení implantátu s můstkem byl vytvořen s použitím logické operace sloučit. Celý postup se opakoval pro všechny fixtury – viz obr. 11.



Obrázek 11: Sestava BM s implantáty

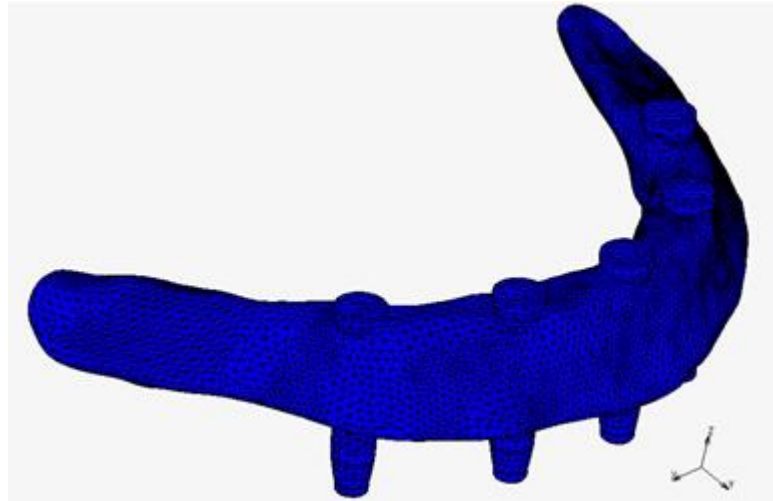
Z anatomických významných struktur získaných z DICOM souboru, vyobrazených na palpačním modelu, nemusely být krajní implantáty zkoseny, protože šíře interforaminální oblasti je dostatečně široká pro ideální rozmístění implantátů s kolmým sklonem do kosti. Délka levého a pravého cantileveru činila 22,05 mm a 19,68 mm – viz obr. 12. Vazba mezi BM a implantáty byla předpokládána jako pevná, a to z důvodu nasednutí závitů přímo na konstrukci můstku a dotažení šroubů dle předepsání výrobcem.



Obrázek 12: Vrchní pohled na rozmístění implantátů na můstku

3.1.3 Vytvoření sítě konečných prvků pro model můstku s implantáty

Aby bylo možné dále pracovat s modelem můstku v programech zabývajících se zátěžovou simulací pomocí metody konečných prvků, bylo nutné na tělese, které bylo vyexportováno do formátu prasolid, vytvořit konečně prvkovou síť. Soubor byl nahrán do programu Femap with XN Nastran, který dále umožňuje i jiné funkce – např. kontrolu zatížení, geometrickou kontrolu aj. Zde byla zvolena velikost prvku 0,6 mm a hodnoty byly převedeny na lineární. Celková síť složená z trojúhelníků byla exportována do programu Marc Mentat 2015.0.0 – viz obr. 13.



Obrázek 13: Model potažený konečně prvkovou sítí

3.2 Příprava modelu mandibulární kosti

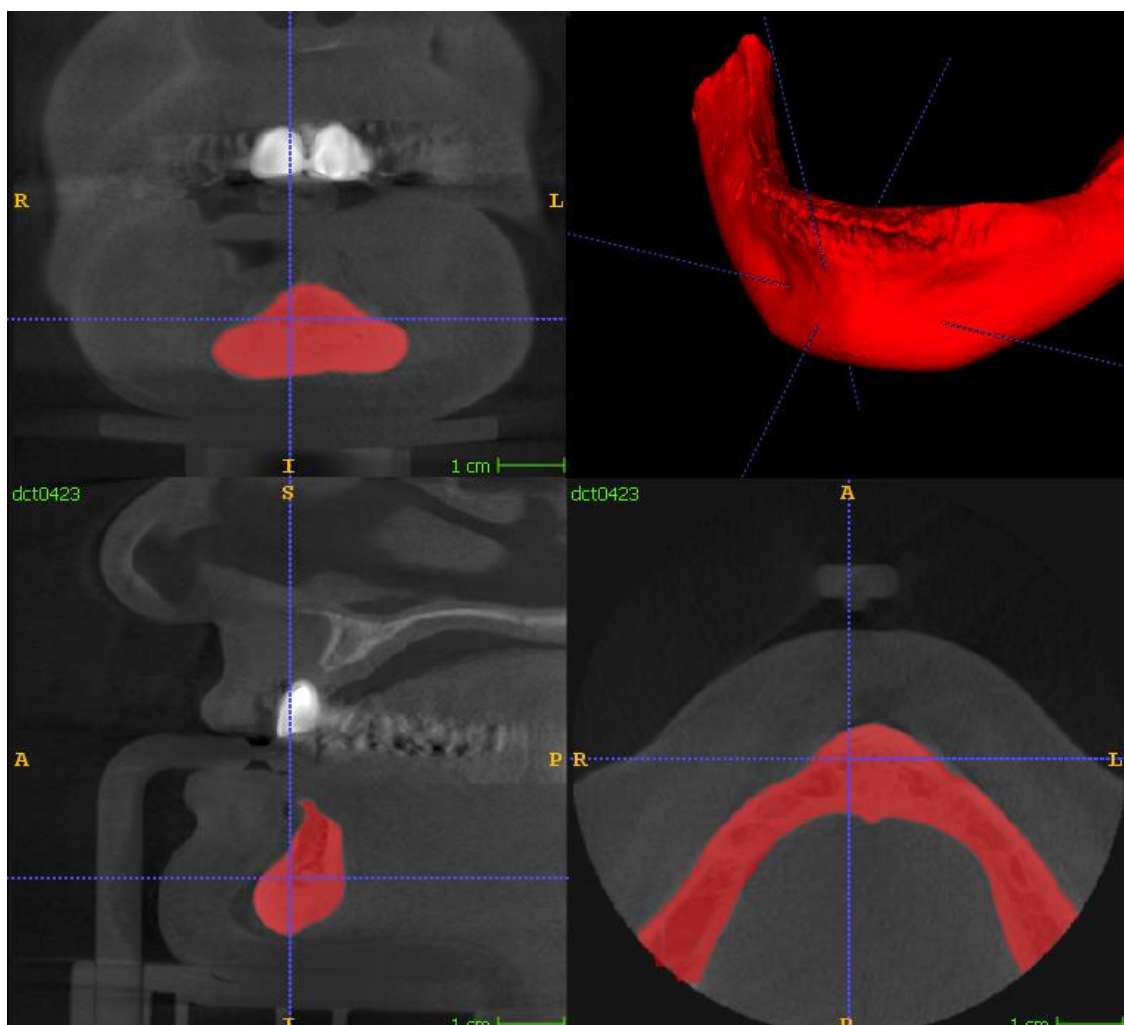
3.2.1 Tvorba modelu kosti z CT snímků

V této práci je pro analýzu BM nezbytné ukotvit jej do kosti. V dnešní době se pro simulaci kosti používají nejmodernější metody pokročilých zobrazovacích technik a zpracování obrazu, jako je tvorba virtuálních modelů na základě dat z výpočetní tomografie. Z nativních CT dat je následně zrekonstruovaná požadovaná kost. Bohužel tvorba mandibulární kosti z CT není dnes moc řešené téma a spíše se uplatňuje při tvoření dlouhých kostí. Nicméně postup je stejný.

Surová CT data byla získána ze Stomatologické kliniky, Protetického oddělení UK, LF v HK. Jednalo se o anonymní CBCT snímky ve formátu DICOM. Z metadat bylo zjištěno, že se jedná o snímky z přístroje PaX-Duo3D od výrobce Vatech. Šířka řezu odpovídala 0,2 mm a bylo vytvořeno 424 snímků, které měli rozlišení 424 x 424. Napětí na rentgence bylo 90 kV. Vzdálenost rentgenky od detektoru činila 700 mm a vzdálenost pacienta od rentgenky 437,05 mm. Absorbovaná dávka byla 0,86 Gy · cm². Rekonstrukční škála byla monochromatická černobílá číslo 2. Velikost voxelu byla 0,2 x 0,2 x 0,2 mm. Šířka interforaminální oblasti byla změřena na 41,6 mm. Pro umístění implantátu je to dostatečné rozpětí, tedy krajní implantáty nemusí být zkoseny.

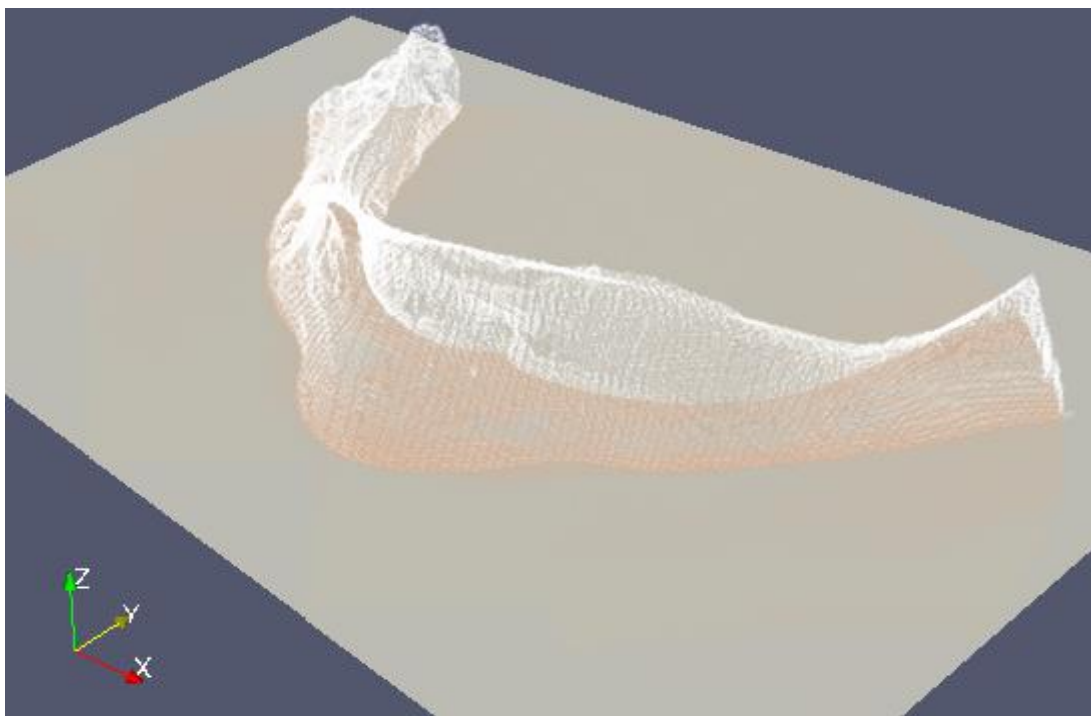
Z poskytnutých snímků bylo nutné vybrat pouze oblast, kde se nachází pro nás podstatná mandibulární kost, tj. provést tzv. segmentaci. K tomu bylo využito programu

ITK-SNAP verze 3.4.0, který podporuje segmentaci obrazových dat. Segmentace se skládá z označení oblasti zájmu a následného vhodného vybrání prahu pro předsegmentování kosti, kde kost byla jako jediná hodnota a okolí se potlačilo. Následovalo vybrání místa pomocí vložení kruhů do oblasti, kde byla kost. Poté se přistoupilo k automatickému vybrání celé kosti pro všechny snímky za pomoci algoritmu podle počtu zvolených iterací. Tento algoritmus ale neslouží jako finální nástroj, usnadnil pouze vybrání oblasti z velké škály snímků. Konečné úpravy v podobě odstranění vybraného pozadí scény či označení segmentované oblasti, bylo provedeno ručně – viz obr. 14. V tomto kroku je znalost anatomické struktury výhodou. Přebytečná kost na alveolárním výběžku byla odstraněna. K tomuto bylo přistoupeno na základě rešeršní části Bránemarkův můstek – postup ošetření, chirurgická fáze odstavec 2.



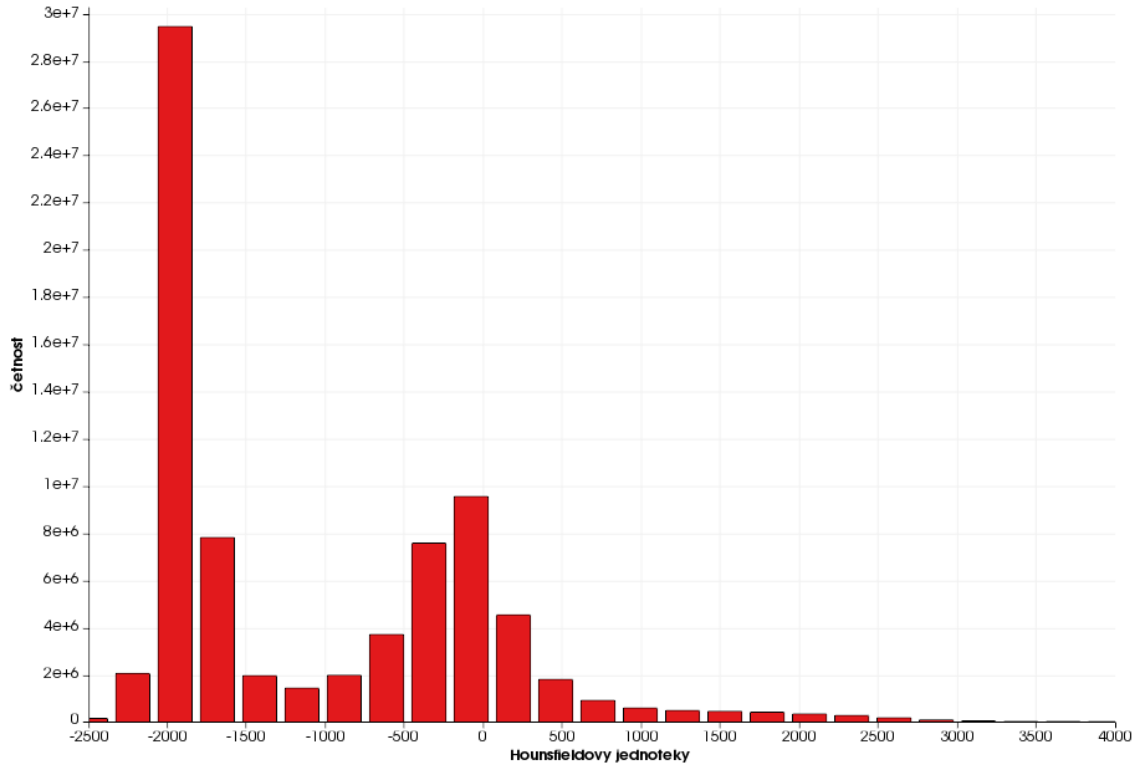
Obrázek 14: Vsegmentovaná kost ve třech pohledech, vpravo nahoře je složen vsegmentovaný 3D model

Vysegmentovaná geometrie kosti byla uložena do formátu vtk a následně otevřena v programu ParaView 5.0.0. Zde byla vytvořena binární maska z naskenované geometrie. Nejprve se nahráli data z DICOMU a následovala geometrie, která se musela přesně přiřadit ke snímku, aby k sobě obě části „pasovaly“ (viz obr. 15).



Obrázek 15: Srovnání snímků z DICOMU (světle oranžová barva) a vysegmentované kosti (bílá barva)

Tohoto stavu se docílilo pomocí jednoduchých matematických operací (rotace, posuv). Jakmile byly snímky s geometrií slícovány, byla vygenerována binární maska. Na tuto binární masku se poté přiřadí konečně prvková síť. Dále byl také za pomoci filtru vytvořen histogram (viz obr. 16), z něhož lze zcela jistě říci, jaká hodnota je ve scéně nejpočetněji zastoupena. V našem případě je to zubní sklovina, která má nejvyšší HU. Dále je pak kost a okolní tkáň.



Obrázek 16: Histogram četností HU

3.2.2 Kalibrace CT snímků a výpočet hustoty

Jak již bylo zmíněno, náš získaný DICOM soubor z CBCT nebyl kalibrován, a proto musela být kalibrace provedena ručně. Jednak kvůli výpočtům pro přidělení materiálových vlastností, jednak pro jeho posun do kladných hodnot pro lepší přepočítání na materiálové vlastnosti. U kalibrovaných snímků se vychází z referenčních hodnot Hounsfieldových jednotek útlumu rentgenova paprsku pro vodu $HU = 0$ a vzduch $HU = -1\ 000$. Výpočet útlumu paprsku se vypočítá podle vztahu:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{voda}}{\mu_{voda}} \cdot 1\ 000 \quad (1)$$

Kde μ je koeficient útlumu pro danou látku, kterou prošel paprsek, a μ_{voda} je koeficient útlumu pro vodu. Normální rozpětí Hounsfieldova čísla se pohybuje v rozmezí $-1\ 000$ až $3\ 000$ [9].

V této práci bylo nutné postupovat obdobným způsobem. Bylo nutné stanovit si nejnižší a nejvyšší hodnotu v souboru. V našem případě to pro nás byl vzduch a kompaktní kost. V původních jednotkách byla intenzita pro vzduch $-10\ 390$ a pro kompaktní kost $2\ 899$ (za předpokladu, že závislost mezi absorpcí Rentgenova záření vyjádřenou v HU

je lineární k hustotě tkáně [8]). Pomocí lineární regrese jsme přepočítali jednotky do kladných hodnot. Po úpravě odpovídala hodnota vzduchu 0 a kompakty 1 940 HU – viz obr. 22 příloha A.

Dále bylo postupováno dle výpočtu ze článku [22]: pro závislost mezi E a ρ podle vztahu Keller 1994. Předpokládané rozpětí hustoty totiž leží v tomto rozsahu dle studie [16] a jedná se o výpočet pro kortikální a spongiózní část. Nejprve bylo nutné stanovit tzv. Ash density neboli hustotu v suchém prostředí dle vztahu (2):

$$\rho_{ash} = \frac{ash\ mass}{total\ specimen\ volume} \quad (2)$$

kde *ash mass* je objem suchého vzorku a *total specimen volume* je celková hmotnost vzorků včetně kostní dřevě. V našem případě je to hodnota v každém voxelu přepočítaná na jednotlivé kalibrované HU a vynásobená konstantou 0,6 [23]. Poté mohly být hodnoty dosazeny do vzorečku (3) a mohl být vypočten Youngův modul pružnosti pro jednotlivé pixely [GPa].

$$E = 10,5\rho_{ash}^{2,57} \quad (3)$$

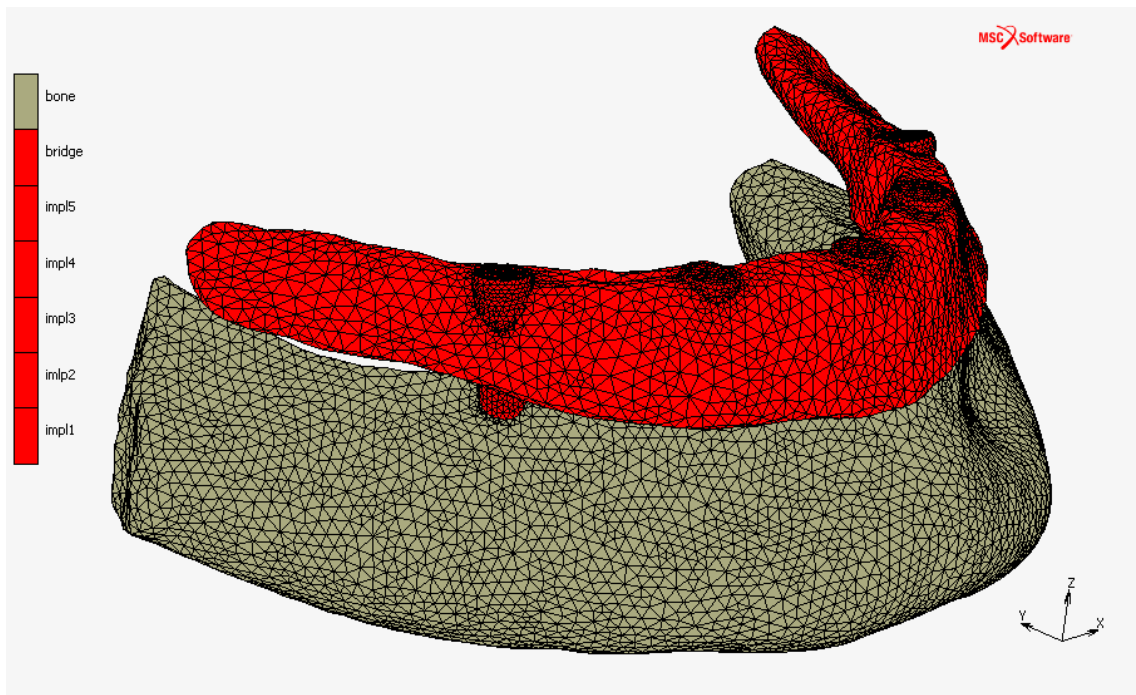
Celý výpočet pro jednotlivé prvky vysegmentované oblasti byl realizován v programu Matmap, který je vlastnoručně naprogramován panem Ing. Petrem Henyšem, Ph.D. Pokud porovnáme hodnoty z obr. 23 v příloze A s tabulkou č. 1, je patrné, že vypočtená mandibulární kost dosahuje přibližně podobných hodnot pro hustotu.

Jak již bylo zmíněno v rešeršní práci, kost je anizotropní materiál. Výpočet byl proveden jako lineární pro izotropní materiál. Anizotropním se stane tím, že pro každou hodnotu voxelu je hodnota útlumu rentgenového záření různá, a tím i výsledná hustota.

3.2.3 Vytvoření sestavy můstek a kost

Aby byl model kompletní, bylo nezbytné k modelu kosti připojit model BM s implantáty. Před samotným osazením bylo nutné detekovat ve interforaminální oblasti obě foramen mentale. Na palpačním modelu jsou označeny červenými body – viz obr 17, 18 příloha A. Tato detekce byla nezbytná z důvodu dodržení implantologického postupu. Při prvních pokusech ustavení BM na kost se vyskytly kolize v geometrii kosti a můstku. Postavení implantátů neodpovídalo struktuře kosti. Implantáty nebyly dostatečně zahloubeny v kosti. Zároveň postavení můstku na mandibule bylo nevyhovující. Z toho

důvodu byl model můstku upraven tak, že implantáty byly více zahlobeny do můstku a krajní dva implantáty byly mírně zkoseny pod úhlem 3° . Dále byla zanedbána mezera pro gingivu a můstek byl přímo nasazen na alveolární výběžek v interforaminální oblasti. Tím bylo zabezpečeno, že styk povrchu implantátu s kostí byl dostatečný a mohly jsme jej později prohlásit za pevné spojení. Nutno podotknout, že model můstku nedopovídal anatomické struktuře mandibuly. Chyběla informace o mezičelistních vztazích, tudíž postavení můstku na mandibule je pouze orientační a umístěné na střed. Jakmile bylo polohování dokončeno jednoduchými funkcemi, posuv rotace v programu Paraview byl dále upraven v programu Matmap. Můstek byl odečten od kosti, tak aby nám vznikly otvory, do kterých jsme následně můstek vložili. Program také umožňuje vyexportovat konečně prvkovou síť s následným otevřením v prostředí Marc Menat (viz obr. 17).



Obrázek 17: Sestava můstek s implantáty (zvýrazněno červeně) s kostí (zvýrazněno šedivě) potažená konečně prvkovou sítí

3.3 Simulace zatížení pomocí metody konečných prvků

Pro všechny výpočty simulací MKP byl zvolen program Marc Mentat 2015.0.0, který je vhodný zejména pro práci s tělesy vytvořenými konečně prvkovou sítí. U všech simulací pro BM byla zvolena materiálová slitina titanu, hliníku a niobu s označením Ti-6Al-7Nb s Youngovým modulem pružnosti $E = 108\,210\text{ MPa}$ a relativním prodloužením $\mu =$

0,36. Mez pružnosti se pohybuje od 895 do 905 MPa a pevnost v tahu v rozmezí 995-1005 MPa. Poslední údaj se vztahuje k cyklické únavě, kdy materiál má mez únavy 559 až 564 MPa [22]. Dále u každé simulace byly zvoleny okrajové podmínky, zatěžovací stav a počet iterací byl zvolen 20. U všech modelů byl zkoumán posuv, redukované napětí, maximální a minimální hlavní napětí. Velikost působící síly byla zvolena na 500 N. Tato hodnota koreluje s mediánem z výzkumu provedeného v Osace. Zatížení bylo zvoleno statické. Působící síla působila kolmo proti směru osy z.

Jako poslední byly zvoleny adaptivní techniky pro zjemňování sítě, které nám pomohly snížit diskretizační chybu. Byly zvoleny oblasti okolo posledních implantátů jak z linguální, tak bukální strany. Vycházeli jsme z předpokladu, že místo tažné síly zde bude největší a dle obr. 3 zde může docházet k lomu. Podmínka byla nastavena parametrem pro počet rozdělení sítě a maximální dosažení síly, při které má nastat zjemnění. V našem případě to bylo za podmínky 300 MPa a síť se dělila dvakrát.

3.3.1 Plošné zatížení modelu můstku bez kosti

Nejprve byly na modelu BM nastaveny okrajové podmínky garantující, že na model nebude působit posuv a rotace ve všech osách, kde je implantát ve styku s kostí. Tím se rozumí celý povrch implantátu od spodní strany BM a zároveň při definování okrajových podmínek bylo dbáno, aby vznikla mezera mezi konstrukcí a vybranou oblastí, která je v praxi vyplněna gingivou. Druhá okrajová podmínka se týkala zatížení v oblasti obou cantileverů. Celkově bylo vybráno 3 840 uzlů, jak z pravé, tak i z levé strany cantileveru. Následně musel být proveden přepočít pro celkový počet vybraných uzlů. Protože v programu se zadává hodnota působící síly v jednom uzlu z celkového počtu. Výsledná působící síla v jednom uzlu byla -0,26 N.

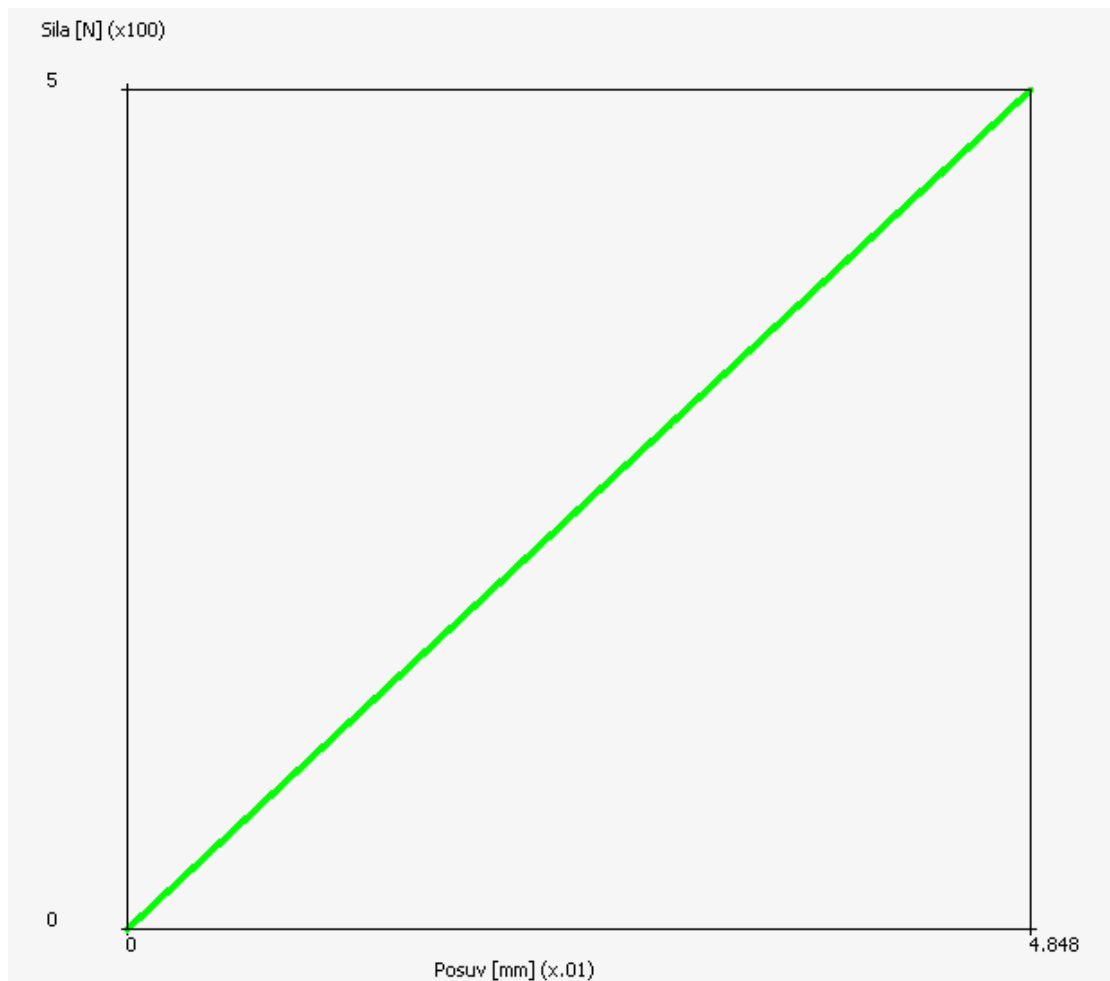
Výsledky všech simulací jsou uvedeny v příloze B. Simulace, při které byl zkoumán posuv modelu při zátěži (viz obr. 28, 29) nám jasně prokázala, že dochází k celkovému průhybu v oblasti působící síly v desetinách milimetrů. Pro představu tloušťka zdravé gingivy je okolo 1 mm [31]. Velikost vektorů posuvu se zdá být lineární, průhyb není stejný na obou stranách. Tato odlišnost je zapříčiněna různou geometrií na obou stranách cantileveru. Na obr. 31 je v barevných izoplochách zobrazen deformovaný síťový model (fialově) původní a konturovaný deformovaný. Dochází také k nepatrnému posuvu v oblasti implantátů o 0,024 mm (viz obr. 30) reprezentující vektor posuvu. Pokud se podíváme na výsledky z redukovaného napětí (obr. 33 a 34), je

jasně patrná kumulace napětí v oblasti styku krajního implantátů a cantileveru. Zejména ve spodní linguální oblasti – viz detail obr. 35. Pokud se podíváme na výsledky maximálního hlavního napětí, objevuje se zřetelná oblast tahového napětí v již zmíněných lokacích okolo posledních implantátů ve vrchních částech. Tahové napětí dosahuje přes 300 MPa. Zatímco minimální hlavní napětí nám popisuje nejvyšší tlakové napětí, které se nalézá ve spodní oblasti již zmíněného redukovaného napětí – viz obr. 37.

3.3.2 Bodové zatížení modelu můstku bez kosti

V této simulaci bylo přistoupeno k silovému působení na cantilever skrze bod a následně pomocí spojnic do jednotlivých bodů. Výhoda v tomto zatížení je, že nemusí být proveden přepočít pro celkový počet vybraných uzlů. Zatížení bylo navoleno na obě strany můstku přes body, které byly přibližně umístěny ve stejné vzdálenosti od cantileveru. Okrajová podmínka proti posuvu a rotaci zůstala stejná jako u předchozí simulace.

V příloze C jsou uvedeny výsledky ze simulace. Pokud srovnáme vektor posuvu, (viz obr. 39) s předchozí simulací, je jasné patrné, že posuv nedosáhl stejných výsledků jako u předchozí simulace. Také v oblasti implantátu byl posuv nižší. Neshodu lze vysvětlit rozdílným vektorem působící statické síly. Na obr. 41 je znovu znázorněn původní a deformovaný model. Závislost působící síly a posuvu je porovnána na grafu 6.



Graf 2: Závislost velikost působící síly na posuvu

Lze vidět zřetelnou lineární závislost mezi oběma zkoumanými veličinami. Z grafu jasně vyplývá, že zdaleka nebylo dosaženo meze kluzu, nebyla tedy překročena elastická deformace.

Z výsledků pro maximální hlavní napětí je patrná podobná kumulace takového napětí u posledních implantátů, která dosahuje přibližně stejného maxima jako u předěšlé simulace. U pravého implantátu se kumuluje tahové napětí spíše na horní faciální straně. Maximální tlakové napětí bylo naměřeno ve spodní části posledních fixtur pod cantileverem, na obou stranách z faciální strany. Zejména na levé straně byla významnější. Redukované napětí (obr. 47, 48, 49) nám poskytlo podobnou představu o kumulaci napětí. Je zřejmé, že nejslabší místo na modelu BM se jeví jako místo styku cantileveru a posledního implantátu, kde vychází nejvyšší ohybový moment. Výsledek by se mohl shodovat s prasklým můstkem (na obr. 5, 6). Na druhou stranu v simulaci nebyla překročena mez pevnosti. Z toho by vyplývalo, že při statickém zatížení nemůže

dojít k lomu můstku. Pravděpodobně půjde o únavu materiálu způsobenou cyklickým zatížením.

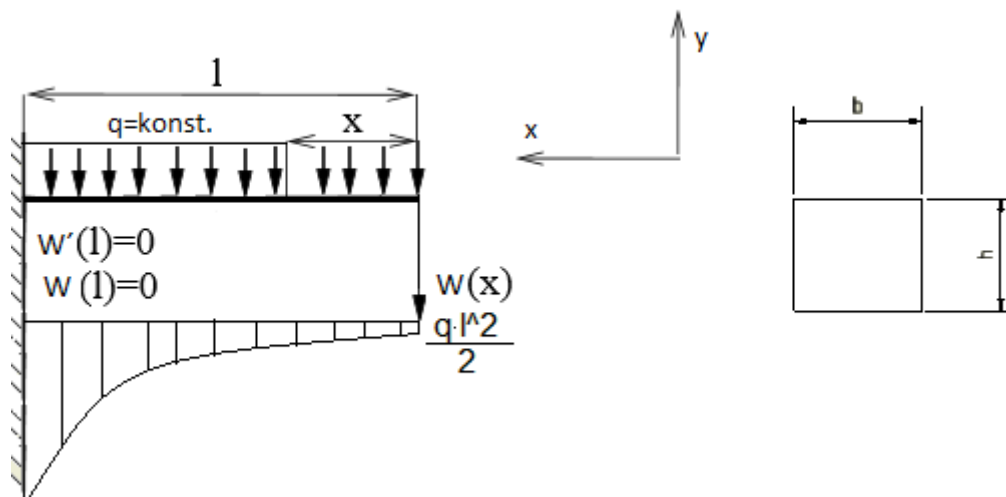
3.3.3 Plošné zatížení modelu můstku s kostí

Stejně jako u předchozích simulací byly jako první vybrány okrajové podmínky. Zde proti rotaci a posuvu byly zvoleny uzly v koncových bodech mandibulárního oblouku na obou stranách. Působící síla byla zvolena stejná jako při první simulaci. Dále byl zvolen kontakt, a to mezi můstkem a kostí. Bylo to z důvodu nedodržení mezery pro gingivu. Naopak pro implantáty s kostí bylo zvoleno pevného spojení z důvodu 3 měsíční oseintegrace – viz postup ošetření. Bylo předpokládáno, že na levém cantileveru dojde vlivem posuvu ke kontaktu s kostí, který se následně potvrdil.

Pokud porovnáme vektory posuvu s první simulací, dojdeme k závěru, že vektor posuvu dosáhl vyšších hodnot než u předchozích simulací – viz obr. 53, příloha D. Při hodnocení maximálního taženého napětí (viz obr. 61, 62 příloha D) je patrná stejná kumulace napětí u posledních implantátů u horního okraje můstku jak u linguální, tak u bukální strany. Tažné napětí dosáhlo nejvyšší hodnoty ze všech předešlých simulací, a to přes 400 MPa. Došlo k použití adaptivních technik. Maximální tlakové napětí (viz obr. 64, 65, 66 příloha D) se vyskytlo na levé straně ze spodní linguální strany můstku. Na pravé straně došlo k podobné kumulaci. V porovnání byla tlaková napětí na levé straně dvojnásobně vyšší než na pravé straně. Tento rozdíl byl způsoben opřením pravého cantileveru o kost.

3.4 Analytický výpočet nosníku k cantileveru se statickým zatížením

K provedeným simulacím bylo vhodné doplnit analytický výpočet. Pokud na BM pohledneme z hlediska mechaniky, zejména na cantilever a poslední implantát, je neblíže k popisu tzv. jednostranně vetknutý nosník, na kterém nás zajímal maximální průhyb a ohybový moment. Jedná se o nosník z jedné strany pevně spojený se stěnou. Všechny body před deformací leží v rovině kolmé k ose nosníku, a proto zde zanedbáváme vlastní tíhu nosníku. Celý nosník je zatížen spojitým statickým zatížením – viz obr. 18. Z geometrie reálného můstku byla vybrána delší část cantileveru a byly naměřeny přibližné hodnoty délky $l = 20$ mm, šířky $b = 6$ mm a výšky $h = 4$ mm.



Obrázek 18: Schéma vetknutého nosníku s popisky

V našem případě $F, E, l, q, J_y = \text{konst.}$ F je působící síla, E je Youngův modul pružnosti, l je délka nosníku, q je spojité zatížení a J_y je kvadratický moment průřezu. Dále je nutné definovat okrajové podmínky v místě uložení $x = l$:

$$w'(l) = 0 ; w(l) = 0 \quad (3)$$

Pokud definujeme ohybový moment $M_{(x)}$ jako kladný podle souřadnicového systému x, y (viz obr. 18), získáme diferenciální rovnici druhého řádu:

$$M_{(x)} = -EJ_y w''_{(x)} \quad (4)$$

v našem případě je ohybový moment roven:

$$M_{(x)} = -\frac{qx^2}{2} \quad (5)$$

Dosazením (5) do (4) získáme po úpravě rovnici (6) pro výpočet průhybu:

$$w''_{(x)} = \frac{q}{2EJ_y} x^2 \quad (6)$$

Postupným integrováním získáme vztahy:

$$w'_{(x)} = \frac{q}{2EJ_y} \left(\frac{x^3}{3} + c_1 \right) \quad (7)$$

$$w_{(x)} = \frac{q}{2EJ_y} \left(\frac{x^4}{12} + c_1 x + c_2 \right) \quad (8)$$

Po dosazení z okrajové podmínky (3):

$$0 = \frac{q}{2EJ_y} \left(\frac{l^3}{3} + c_1 \right) \quad (9)$$

byla dopočítána integrační konstanta:

$$c_1 = -\frac{l^3}{3} \quad (10)$$

Z druhé okrajové podmínky (3) a pomocí c_1 :

$$0 = \frac{q}{2EJ_y} \left(\frac{l^4}{12} - \frac{l^4}{3} + c_2 \right) \quad (11)$$

byla dopočítána druhá integrační konstanta:

$$c_2 = \frac{l^4}{4} \quad (12)$$

Po dosazení a celkové úpravě získáme funkci popisující deformaci nosníku. V našem případě průhyb:

$$w(x) = \frac{q}{2EJ_y} \left(\frac{x^4}{12} - \frac{l^3}{3} x + \frac{l^4}{4} \right) \quad (13)$$

Pokud budeme chtít vypočítat maximální průhyb, musí platit $x = 0$. Po úpravě (13):

$$w_{(0)} = \frac{ql^4}{8EJ_y} \quad (14)$$

Dosazením za jednotlivé veličiny ve vztahu (14) dostáváme výsledek:

$$J_y = \frac{bh^4}{12} \quad (15)$$

$$J_y = 3,2 \cdot 10^{-11} \text{ m}^4$$

$$q = \frac{F}{l} \quad (16)$$

$$q = 25\,000 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$$

$$w_{(0)} = \frac{25\,000 \cdot 0,02^4}{8 \cdot 1,08 \cdot 10^{11} \cdot 3,2 \cdot 10^{-11}} = 1,45 \cdot 10^{-4} \text{ m} = 0,145 \text{ mm}$$

Pro výpočet ohybového momentu na nosníku použijeme vztah (5) a dosadíme za q (16) a $x = l$ získáme rovnici:

$$M_{(l)} = -\frac{Fl}{2} \quad (17)$$

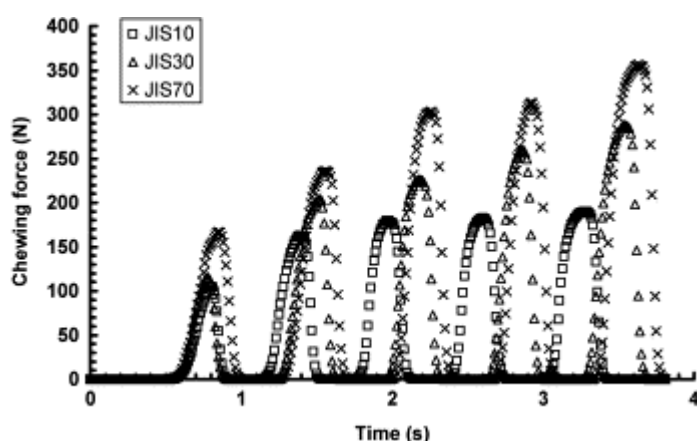
$$M_{(l)} = -\frac{500 \cdot 0,02}{2} N \cdot m$$

$$M_{(l)} = -5 N \cdot m$$

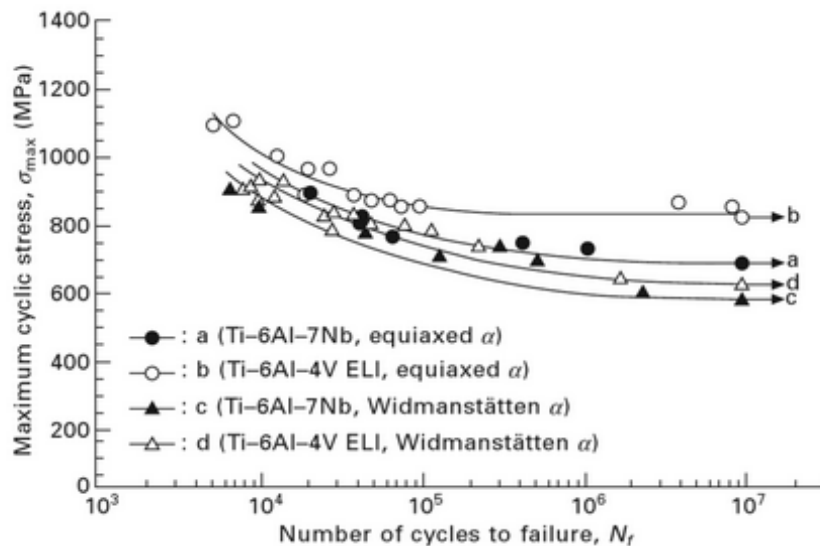
Maximální průhyb pro nosník při spojitým statickým zatížení dosahuje 0,145 mm a maximální ohybový moment v záporném směru osy y $5 N \cdot m$. Vypočtené výsledky byly zkonfrontovány se statickými simulacemi. Maximální vypočtený průhyb se nejvíce přibližuje k výsledku ze simulace při plošném zatížení. Pokud maximální průhyb z obr. 29 přílohy B dosadíme do rovnice (4), získáme vyšší ohybový moment, než vyšel u nosníku. Tuto nesrovnalost lze opět vysvětlit disproporčním tvarem můstku.

3.5 Simulace cyklické únavy na modelu s kostí

Z předchozích simulací, které proběhly při statickém zatížení, vyplývá, že pro náš daný případ nebyla překročena mez pevnosti. Při posouzení tažného napětí u předešlé simulace jsme se dostali ke kritickým hodnotám přibližně 600 MPa. Hodnota tahového napětí z předešlé simulace s kostí se blíže přibližuje k mezi únavy, která je udávána od 559 do 564 MPa [22]. Zároveň pokud výsledek porovnáme s S-N křivkou, která porovnává amplitudu napětí k počtu cyklů pro bod a [27] – viz graf 8, nám naznačuje, že hodnoty by mohly být signifikantní z pohledu únavného zatížení. Proto bylo přistoupeno k simulaci cyklické únavy.

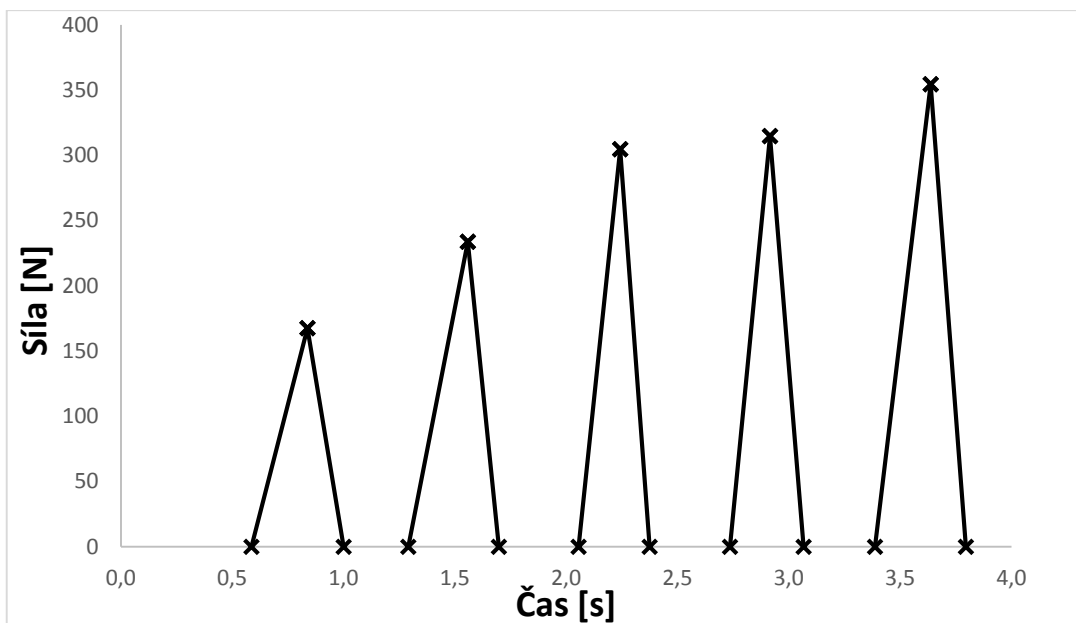


Graf 3: Znárodnění velikosti působící síly při skusu [28]

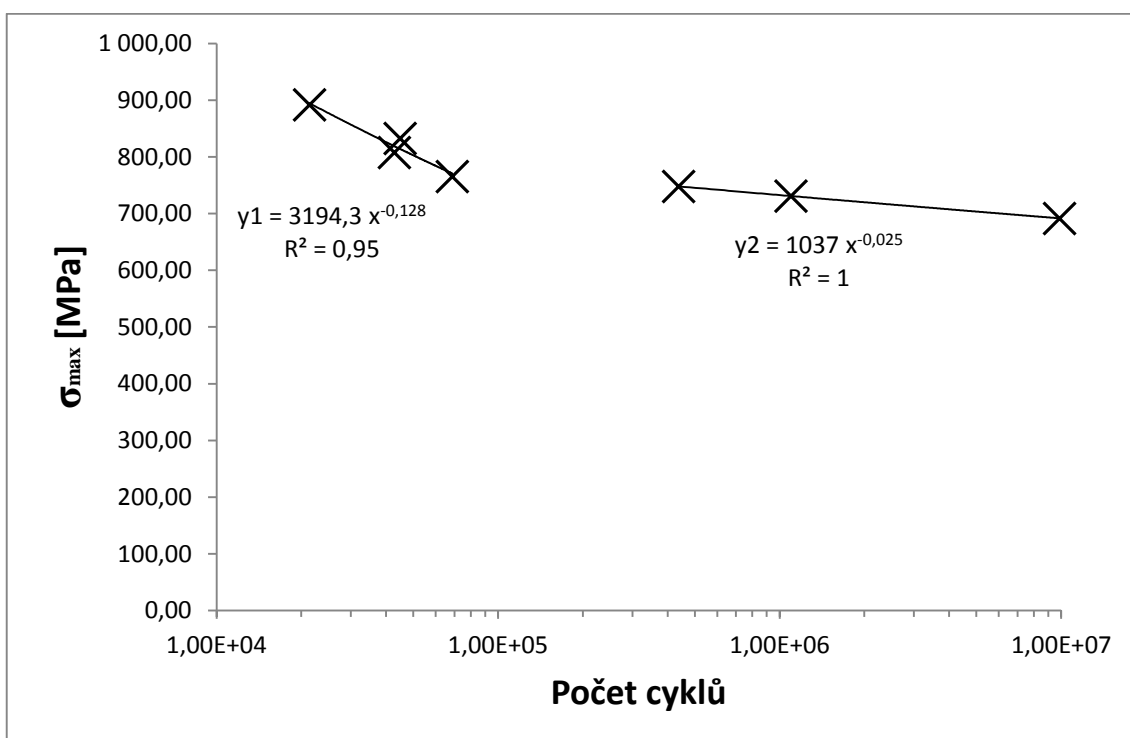


Graf 4: S-N křivky pro materiály Ti-6Al-7Nb a Ti-6Al-4V

Dnes se pro výpočet únavy nejčastěji volí metoda stékání deště, která respektuje reálné chování materiálu s tzv. paměťovým efektem [29]. Vstupem pro nás byla již zmíněná S-N křivka a dalším parametrem pro simulování únavy je cyklické působení síly při skusu (viz graf 7) z hodnot JIS70, které dosahovaly nevyšší naměřené síly [28]. Argumentem pro jejich zvolení bylo to, že vyššího napětí dosáhneme při vyšší okluzní síle. Z důvodu zadávání hodnot pro výpočet cyklické únavy a lepší konvergence výpočtů byly zmíněné křivky (graf 7, 8) zjednodušeny. Z grafu pro cyklické kousání byly vybrány maximální hodnoty při jednotlivých skusech a s příslušnými body na časové ose byly proloženy lineární spojnicí trendu – viz graf 9. Pro data S-N křivky byly vybrány všechny body a byly proloženy i spojnicemi trendu y_1 a y_2 – viz graf 10. Výsledné rovnice byly zadány do výpočetního programu, kde se provedlo výsledné proložení y_1 a y_2 . Posledními vstupními parametry pro materiál byly vybrány maximální hodnoty pro mez únavy 564 MPa, pevnost v tlaku 1 084 MPa a mez pružnosti 905 MPa [22]. Výpočet byl realizován ve specializovaném programu MSC Fatigue 2013. Simulace byla provedena na modelu BM s kostí, která dosahovala nejvyšších tažných napětí při zatěžování 500 N. Únavová křivka pro kost nebyla zohledněna. Z důvodu její robustnosti a možnosti její remodelace byla jako ideální brána kost mandibulární.



Graf 5: Zjednodušené hodnoty pro kousací cyklus



Graf 6: S-N křivky pro materiál Ti-6Al-7Nb

Vypočtená simulace nám poskytla informace o tom, že při statickém zatížení při skusu, které se přibližuje k fyziologickým hodnotám, nedochází ke vzniku napětí, které by dosahovalo meze pevnosti. Výsledky ze simulace jsou uvedeny v příloze E. Maximální ekvivalentní napětí v místě poslední fixtury na levé straně dosáhlo 368 MPa (viz obr. 69, 70) a počet cyklických opakování dosahuje hodnot okolo $304 \cdot 10^{12}$ (viz

obr. 67, 68). Uvažujeme, že jedinec má 3 epizody žvýkání za den, přičemž každá v trvání 15 minut, kde 1 min odpovídá 60 cyklům. Je k tomu ekvivalent 2 700 kousacích cyklů za den, za rok se dostáváme na 10^6 cyklů [30]. Aplikovali jsme stejný počet epizod na námi použitý kousací cyklus (viz graf 7), výsledek byl 3 553 kousacích cyklů za den. V tomto případě se jedná o výdrž materiálu v časovém rozpětí miliard let.

3.6 Zatěžování na mez pevnosti

Aby bylo šetření kompletní, bylo provedeno zatížení, kdy dojde k lomu můstku. Simulace byla provedena na modelu BM s kostí. Všechny parametry byly zachovány jako u předchozích simulací. Pouze působící maximální statická síla byla změněna na 1 280 N. K této hodnotě jsme dospěli postupným zvyšováním statické síly do té doby, než byla překročena mez únavy. Výsledky jsou uvedeny v příloze F. Statické zatížení vyvolá ve struktuře ekvivalentní napětí přes 700 MPa (viz obr. 72), v oblasti krajního implantátu na levé straně. Na pravé straně není ložisko tak významné, jak již bylo zmíněno, a to z důvodu opory cantileveru o kost. Podle výpočtu vydrží můstek 1 863 kousacích cyklů (viz obr. 73, 74), což ekvivalentně odpovídá necelému jednomu dni. Pokud bychom provedli připodobnění k člověku, který by dokázal vyvinout okluzní sílu 1 280 N a dokázal by s ní kousat na BM po dobu necelých 45 minut, lze tvrdit, že by došlo k lomu na BM v oblasti kumulování ekvivalentního napětí (obr. 71, 72).

4 Diskuze

Na základě výsledků z provedených simulací lze tvrdit, že nemůže dojít k lomu na BM v oblasti cantileveru, a to zejména, z distálního pohledu, u zadních dentálních implantátů, při běžném statickém nebo cyklickém skusu. Musíme brát v potaz hlavně několik aspektů, které se za různých situací mohou stát klíčovými. Patří mezi ně anatomická různorodost mandibulární kosti a jejího alveolárního výběžku, šíře interforaminální oblasti a v neposlední řadě jsou to mezičelistní vztahy. Z těchto anatomických struktur se dále odvíjejí samotné proporce, tvar protetického můstku a počet použitých dentálních implantátů, které jsou u každého pacienta jedinečné. Postavení a rozmístění implantátu na můstku je pro každé osazení osobité. V našem případě byla interforaminální oblast dostatečně široká a alveolární výběžek měl přiměřený objem, a proto mohly být implantáty umístěny kolmo, kromě krajních implantátů které byly skloněny pod úhlem 3° (viz níže).

Zmíněné anatomické proporce mohou mít vliv na šířku nebo výšku cantileveru a tím měnit jeho mechanické vlastnosti. Je zřejmé, že čím kratší bude jeho šířka a čím delší bude na délku, tím větší riziko lomu v oblasti posledních fixtur hrozí. Dále se jako zásadní jeví jeho výška, a to zejména s ohledem k jeho šířce v oblasti cantileveru. Čím bude jeho výška menší a šíře bude nabývat, tím menší ohybový moment konstrukce snese a naopak.

Na provedených simulacích při statickém zatížení 500 N na obou stranách nám výsledky jasně potvrdily, že dochází ke kumulaci napětí, a to v oblasti místa styku posledních implantátů na můstku. Hromadění napětí se vyskytuje jak z bukální, tak z linguální strany. Naměřené hodnoty však nebyly shodné na obou stranách. To lze opodstatnit faktem, že můstek je nesymetrický.

Musí být ale také zahrnut fakt, že u modelu, kde byl BM pevně spojen s kostí, jako tomu bylo v našem případě, nebyla zohledněna mezera mezi alveolárním výběžkem a spodní stranou můstku. Tato skutečnost nastala z důvodu disproportionality můstku vůči mandibulární kosti, protože můstek nebyl shodným pro daného pacienta. Úhel sklonu posledních fixtur má také vliv na délku cantileveru a rozložení působící statické síly. Je zřejmé, že čím kratší bude cantilever, tím bude ohybový moment menší. Otázkou ale zůstává, k jakému rozložení napětí dojde. Dále byla zohledněna možnost cyklického

namáhání pro tuto oblast se shodným zatížením, které se však neprojevovalo jako signifikantní, a to z ohledu působící statické síly včetně počtu působících cyklů.

Také byl proveden analytický výpočet vzhledem k oblasti cantileveru, který jsme se snažili z pohledu mechaniky připodobnit k nosníku, který je kolmo vetknut pouze z jedné strany. Uvažovaný nosník byl tvaru kvádru, kdy jeho výška, šířka a délka byly brány jako maximální hodnoty naměřené na cantileverech. Výpočet byl proveden pro průhyb a maximální ohybový moment. Vypočtené hodnoty se nejvíce přibližovaly výsledku ze simulace pro plošné zatížení můstku bez kosti. K celkové shodě výsledků nemůže nikdy dojít, a to z důvodu organického tvaru náhrady.

Dále byla zkoumána hranice, při které dojde vlivem působící síly k lomu. Poslední simulace pro cyklické namáhání provedených na modelu můstku s kostí nám jasně naznačují jasnou hranici působící síly a mez pevnosti, kdy statická síla musí dosáhnout 1 280 N po dobu 1 863 kousacích cyklů (viz obr. 74), což ekvivalentně odpovídá necelému jednomu dni. Při této působící statické síle došlo k překročení meze pevnosti, která je deklarována k 564 MPa. Výsledky lze také porovnávat s S-N křivkou z grafu 8. Je nutno také zmínit fakt, že *musculus masseter* může vyvinout tak velké okluzní síly při skusu, jak dokazuje studie [11]. Naopak ve studiích [12] a [13] se tak velká síla nezjistila.

Musíme také brát v potaz, že pacient je po provedené úspěšné implantaci dostatečně poučen o silovém působení na můstek během skusu. Podstatné je to zejména u pacientů, kteří mají náhradu horní a dolní čelisti tzv. Full Arch. Nejvyšší riziko nastává především z toho důvodu, že pacient ztrácí citlivost v náhradách a používá pro skus neúměrné síly, které mohou být rizikové u můstků, jež jsou v oblasti cantileveru tenčí.

5 Návrh a doporučení pro praxi

V rešeršní části byl shrnut celý proces výroby BM. Jak bude vypadat konečný tvar a velikost BM, je dáno anatomickými proporcemi, které jsou zmíněny níže, ale také šikovností a zkušenostmi implantologa. Je nezbytné, aby byl implantolog schopen odhadnout správné postavení implantátů, zejména sklopení zadních fixtur, které mohou být klíčové pro rozložení napětí na koncích cantileveru. Následuje vytvarování provizorní protetické náhrady, jež posléze slouží jako předloha pro finální titanový můstek.

Navrhnout mechanicky odolnou protetickou náhradu pro dolní čelist, která by byla optimální pro všechny pacienty, není proveditelné. A to z důvodu různorodosti a asymetrie mandibuly, jak již bylo zmíněno. Proto se vyrábějí náhrady tzv. na míru. Je nutné ji před samotnou výrobou otestovat pomocí metody MKP. Jako nejvhodnější se jeví tento postup:

- Pro jednotlivého pacienta nahrát DICOM z CBCT a zpracovat strukturu virtuální mandibuly a vymežit významné anatomické struktury, a to zejména interforaminální oblast.
- Převést zjednodušený pryskyřičný model BM do virtuální podoby. Poté zavést do kosti optimální rozložení implantátů ve vztahu k můstku a mezičelistním vztahům. Zde by byla nevyhnutelná spolupráce protetika, implantologa a technika. Nezbytné by bylo zjistit velikost maximální síly při skusu pro každého pacienta a provést simulace při statickém zatížení. Pokud by hodnoty tahového napětí dosahovaly kritických hodnot meze pevnosti, byla by nutná reorganizace rozložení fixatérů či změnění struktury BM.
- Jakmile by se našel optimální kompromis mezi uložením implantátů a působící silou, mohl by se můstek vyrobit na CAD/CAM technologii.

Tento postup by si kladl za cíl snížit riziko vzniku kumulujících se napětí a odvrátit působení paměťového efektu na BM. Dále je to samozřejmě zlepšení komfortu pacienta, a to zejména stresového efektu z důvodu nového implantologického zákroku a pozdějšího užití náhrady v běžném životě.

Při vytváření titanové konstrukce by měl být brán důraz také na proporce můstku. Zejména by měla být splněna podmínka, že výška cantileveru je vyšší než jeho šířka.

Pro rychlý orientační výpočet průhybu a maximálního ohybového momentu pro určitý typ můstku lze použít zjednodušení a připodobnit si ho k vetknutému nosníku.

6 Závěr

Tato studie se zabývala analýzou protetické náhrady Bránemarkova můstku, která nahrazuje funkci chrupu v dolní čelisti. Můstek je s mandibulární kostí pevně spojen dentálními implantáty. Vhodnou metodou, jak provést analýzu, bylo použít metodou konečných prvků. Tato metoda byla nanejvýš žádoucí z důvodu provedení simulací na virtuálních modelech. Výpočty mohly být opakovány nebo případně poupraveny.

Před provedením simulace bylo evidentní, že nejslabší místo protézy je oblast tzv. cantileveru. Tedy část můstku dlouhá přibližně do 20 mm za posledními implantáty na pravé a levé straně v oblouku distálního směru. Na tuto oblast působí síla při okluzi, která je dána mezičelistními vztahy. Tato síla byla kvantitativně měřena ve studiích [11], [12], [13]. V nich byla průměrná hodnota statické síly při skusu okolo 500 N. V simulacích provedených, jak na samotném můstku, tak i na jeho spojení s kostí, výsledky neprokázaly vliv statické síly na lom můstku. Nicméně se objevily kumulace napětí v bukálních a linguálních oblastech okolo posledních dentálních implantátů (viz příloha B obr. 33 a 35, viz příloha C obr. 48 a 49, viz příloha D obr. 54 a 60).

Na základě tohoto zjištění byla provedena simulace na cyklické zatížení. Výsledky byly porovnávány s S-N křivkou z knihy [27], která potvrdila stejné výsledky jako u předchozích simulací. Dále bylo zkoumáno, při jakém zatížení dojde k lomu u cyklického namáhání. Při simulaci došlo ke kumulaci napětí v již zmíněných oblastech. Avšak působící statická síla, jež by byla nutná ke vzniku únavového lomu, by byla na hranici možnosti lidského skusu. Nelze však vyloučit, že takový případ by nemohl nastat.

Možnosti dalšího výzkumu v oblasti dentální implantologie a v implantologii obecně jsou dosti široké. V našem případě by bylo vhodné provést simulace, jak interaguje kost společně s implantáty. Na modelech byla fixace můstku v kosti zjednodušena tím, že se předpokládalo pevné spojení mezi můstkem a kostí, tudíž závit implantátu byl odstraněn. Simulace prokázaly, že implantáty se nepatrně hýbou ve směru kolmém k působící síle na cantilever. V místech styku závit implantátu s mandibulární kostí by mohly vznikat špičky kompresního napětí, které by měly negativní dopad na remodelaci kosti. Takto by mohly být postiženy zejména poslední implantáty, u nichž by mohlo docházet k periimplantitidě, která se léčí speciálními zákroky pro doplnění kosti.

Dále jsme zanedbali prostor mezi alveolární kostí a můstkem, který je vymezen pro gingivu. I zde by bylo vhodné celou simulaci pro daný případ opakovat, popřípadě provést kazuistiku u vybraných můstků k daným mandibulárním kostem. Posledním faktorem, který by mohl mít vliv, je sklopení posledních dentálních implantátů, s jehož pomocí by mohla být zkrácena délka centileveru a mohlo by být lépe rozloženo působící statické napětí. V neposlední řadě bylo mohlo být bráno v potaz různé organizování implantátů a to z hlediska počtu a jejich vzdáleností mezi nimi.

Seznam použité literatury:

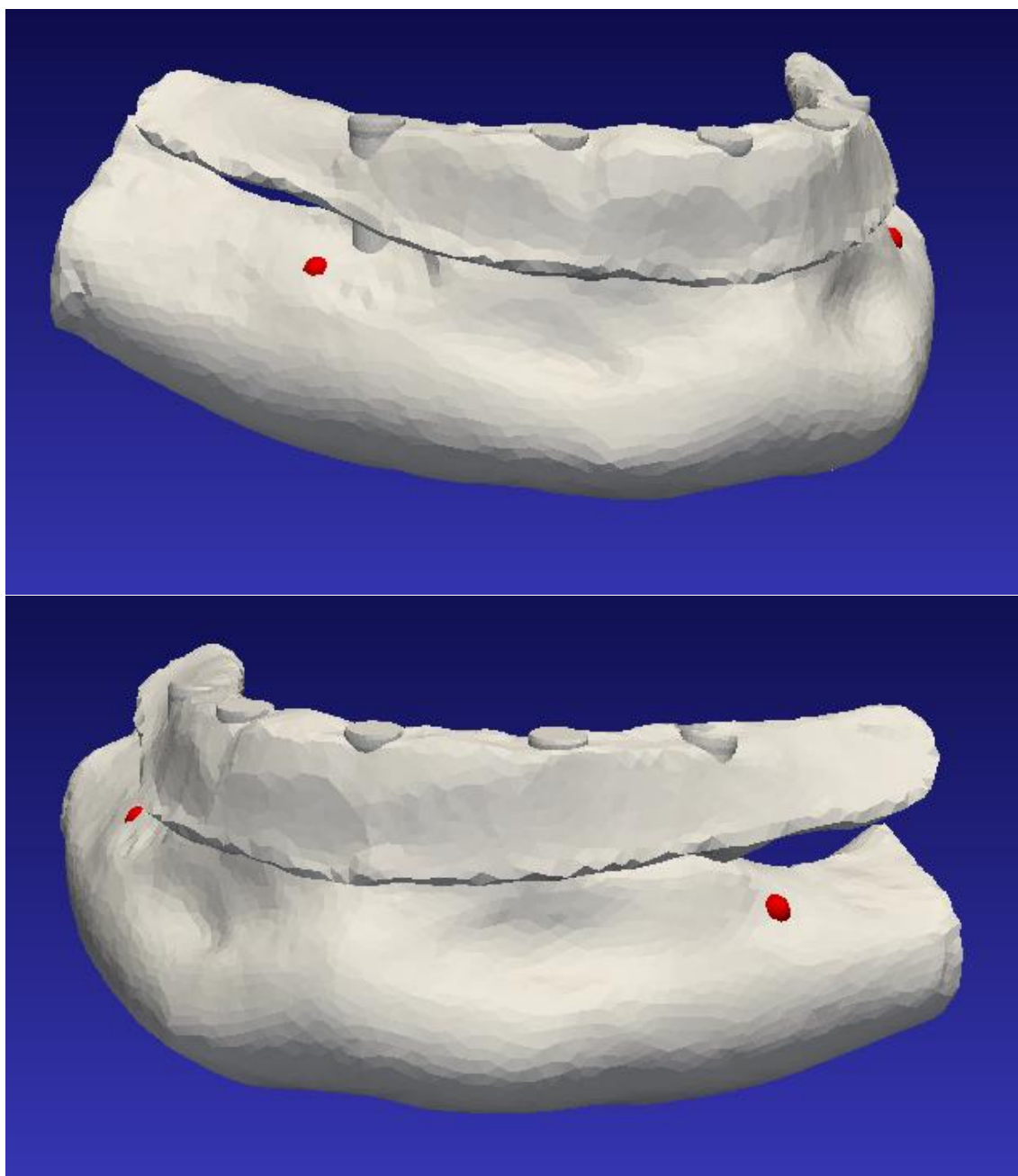
- [1] ČIHÁK, R. *Anatomie I. Druhé, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2001, ISBN 9788024738178.
- [2] MISCH, C.E. *Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive boen loading*. Int J Oral Implantol, 1990,6(2), [vid. 20.3.2015] Dostupné z [online]: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2073394>
- [3] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, ISBN 978-808-7009-307.
- [4] KLEPÁČEK, I., MAZÁNEK, J. a kol. *Klinická anatomie ve stomatologii*. Praha: Grada Publishing, 2001, ISBN 8071697702.
- [5] SLEZÁK, R. *Preklinická parodontologie*. Hradec Králové: Nucleus HK, 2007, ISBN: 9788087009185.
- [6] Dle statistického šetření Stomatologické kliniky FN Hradec Králové, 2010-2014.
- [7] NextEngine Products. *NextEngine 3D Laser Scanner*. [vid. 11.11.2015]. Dostupné z [online]: <http://www.nextengine.com/products/scanner/specs#>
- [8] PASLER, Friedrich Anton a VISSER, Heiko. *Stomatologická radiologie: kapsní atlas: 798 vyobrazení*. Praha: Grada, 2007, ISBN 978-80-247-1307-6.
- [9] BENEŠ, Jiří, JIRÁK, Daniel a VÍTEK, František. *Základy lékařské fyziky*., 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015, ISBN 978-80-246-2645-1.
- [10] O'MAHONY, A. M., WILLIAMS, J. L., SPENCER, P.: *Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading*. Clin Oral Implants Res. Decenber 12, 2001, **12**(6), DOI: 10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x, ISSN 0905-7161. [vid. 3.1.2016] Dostupné z [online]: <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x>
- [11] IKEBE, Kazunori, NOKUBI T., MORII K., KASHIWAGI J. FURUYA T., *Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults*. Journal of Dentistry. 2005, **33**(2), DOI: 10.1016/j.jdent.2004.09.002, ISSN 03005712. [vid. 16.2 2016] Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571204001484>

- [12] RAADSHEER, M. C., VAN EIJDEN T. M. G. J., VAN GINKEL F. C. a PRAHL-ANDERSEN B., *Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size*. European Journal of Oral Sciences 2004, **112**(5), [vid. 16.2.2016]. DOI: 10.1111/j.1600-0722.2004.00154.x. ISSN 0909-8836. Dostupné z [online]: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0722.2004.00154.x>
- [13] RAADSHEER, M.C., T.M.G.J. VAN EIJDEN, F.C. VAN GINKEL a B. PRAHL-ANDERSEN. *Contribution of Jaw Muscle Size and Craniofacial Morphology to Human Bite Force Magnitude*. Journal of Dental Research. 1999, **78**(1), [vid. 16.2.2016]. DOI: 10.1177/00220345990780010301. ISSN 0022-0345. Dostupné z [online]: <http://jdr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/00220345990780010301>
- [14] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáň*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. Vedoucí dizertační práce Zdeněk Florian, ISBN 978-80-214-4687-8.
- [15] KOLÁŘ, Vladimír, NĚMEC, I. a kol. *FEM: principy a praxe metody konečných prvků*. Praha: Computer Press, 1997, ISBN 80-7226-021-9.
- [16] JANSOVÁ, Katarína, EBER M., *Preklinická stomatologie*. 2. dopl. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1996, ISBN 80-7067-596-9.
- [17] ŠEDÝ, Jiří a René FOLTÁN. *Klinická anatomie zubů a čelistí*. Praha: Triton, 2009, ISBN 978-80-7387-312-7.
- [18] PARK, Hyo-Sang, LEE, Y., JEONG S. a KWON T., *Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2008, **133**(1), [vid. 29.2.2016]. DOI: 10.1016/j.ajodo.2006.01.044. ISSN 08895406. Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540607009079>
- [19] DE OLIVEIRA, Rubelisa Cândido Gomes, LELES, C. R., NORMANHA, L. M., LINDH, C. a RIBEIRO-ROTTA, R. F. *Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2008, **105**(2), [vid. 29.2.2016]. DOI: 10.1016/j.tripleo.2007.08.007. ISSN 10792104. Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210407006324>
- [20] BOOTHROYD, Peter, PHAM, X. N., NORMANHA, L. M., LINDH, C. a RIBEIRO-ROTTA, R. F. *Socioeconomic renovation in Viet Nam: the origin, evolution, and impact of doi moi*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology,

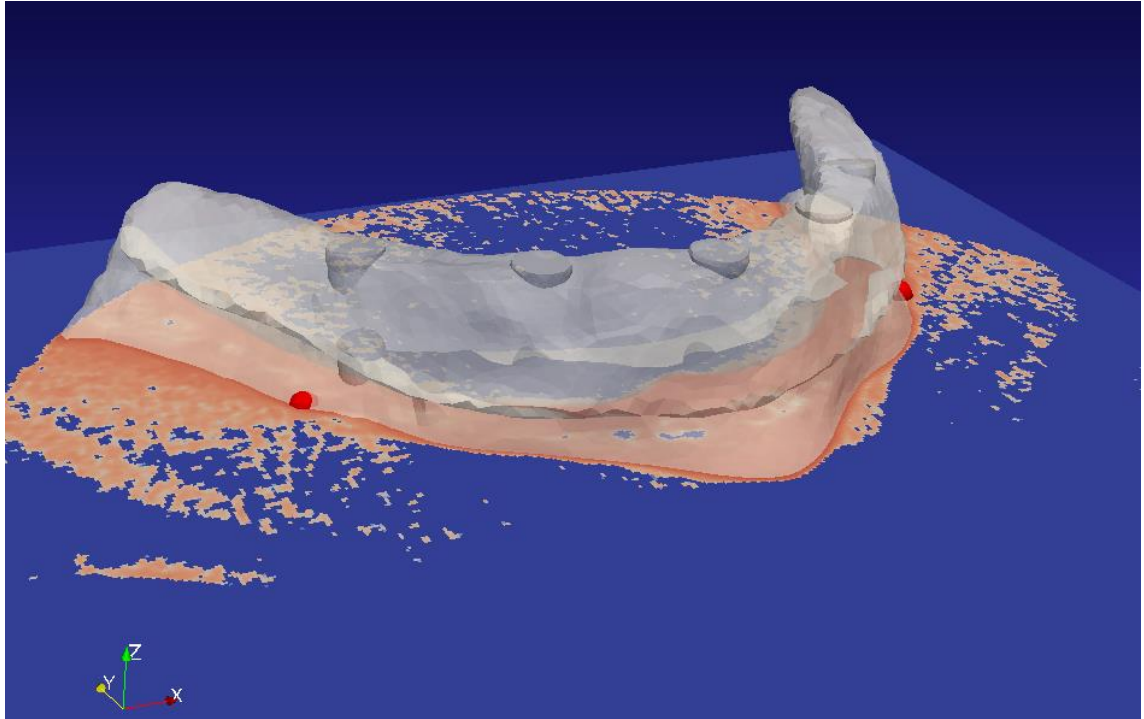
- Oral Radiology, and Endodontology, 2008, **105**(2), [vid. 29.2.2016]. DOI: doi:10.1016/j.ajodo.2009.08.005. ISSN 10792104. Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210407006324>
- [21] ČMELÍK, M., MACHOVSKÝ, L. a ŠÍMA, Z. *Fyzikální tabulky*. Liberec: TUL, 2001, ISBN 80-7073-553-2.
- [22] Properties: Titanium Alloys - Ti6Al7Nb Properties and Applications. *An Azom Network Site*. 2016 [vid. 23.2. 2016]. Dostupné z [online]: <http://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=2064>
- [23] DZAN, Ladislav a Lukáš ČAPEK. *Vliv délky implantátu na jeho primární stabilitu*. Česká stomatologie. 2009, **109**(3), [vid. 13.3. 2016] ISSN 1210-3381.
- [24] HELGASON, Benedikt, PERILLI, E., SCHILEO, E., TADDEI, F., BRYN-JÓLFSSON, S. a VICECONTI, M., *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review*. Clinical Biomechanics, 2008, **23**(2), [vid. 13.3. 2016]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.08.024, ISSN 02680033. Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003307001866>
- [25] SCHILEO, Enrico, DALLI'ARA, E., TADDEI, F., MALANDRINO, A., SCHOTKAMP, T., BALEANI, M. a VICECONTI, M., *An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models*. Journal of Biomechanics. 2008, **41**(11), [vid. 15.3.2016]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.05.017. ISSN 00219290. Dostupné z [online]: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929008002467>
- [26] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN 978-80-247-1152-2.
- [27] NIINOMI, Mitsuo. *Metals for biomedical devices*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2010, s.135. ISBN 9781845699246.
- [28] BOOTHROYD, Peter a PHAM, X. N., *Socioeconomic renovation in Viet Nam: the origin, evolution, and impact of doi moi*. Archives of Oral Biology. 2004, **49**(10), [vid. 14.3.2016]. DOI: doi:10.1016/j.archoralbio.2004.04.006. Dostupné z [online]: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003996904000846>
- [29] LAUSCHMANN, Hynek. *Mezní stavy I: únava materiálu*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03671-6.

- [30] VERPLANCKE, K., DE WAELE, W. a DE BRUYN, H., *Dental implants, what should be known before starting an in vitro study*. [vid. 6.1.2016] Dostupné z [online]: http://www.scad.ugent.be/journal/2011/SCAD_2011_2_3_360.pdf
- [31] KAN JY, Morimoto T, RUNGCHARASSAENG K, ROE P, SMITH DH. *Gingival biotype assessment in the estetic zone: visual versus direct measurement*. *Int J Periodontics Restorative Dent*.2010; 30: 237-243. [vid. 17.3.2016] Dostupné z [online]: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20386780>
- [32] Obrázky byly poskytnuty z archivu Stomatologické kliniky FN HK

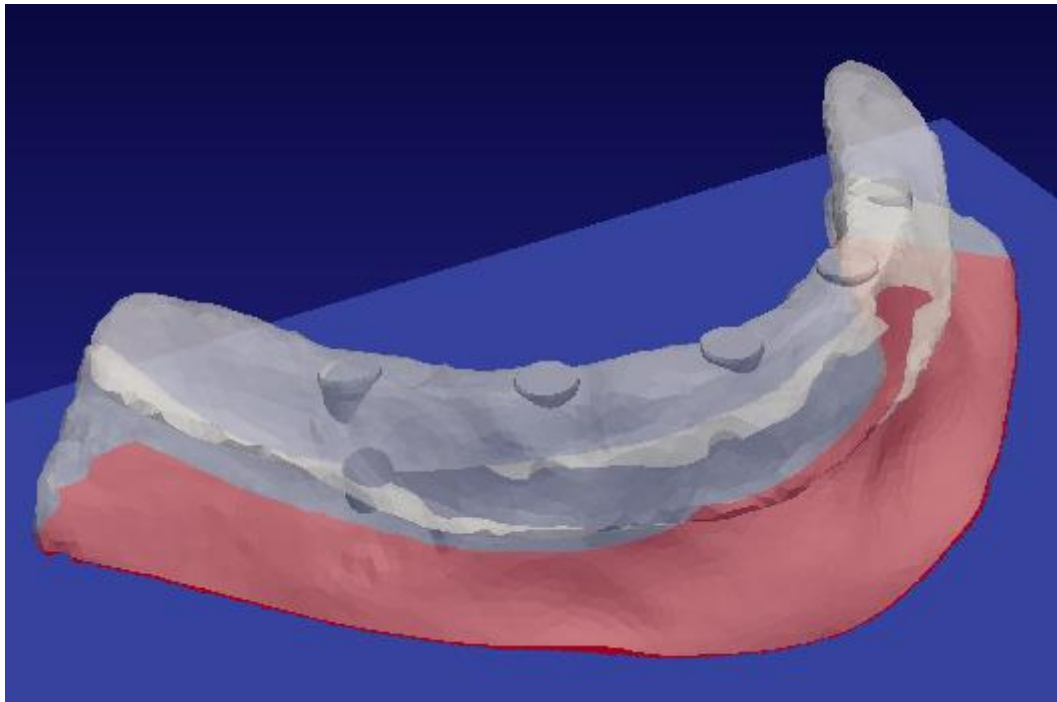
Příloha A



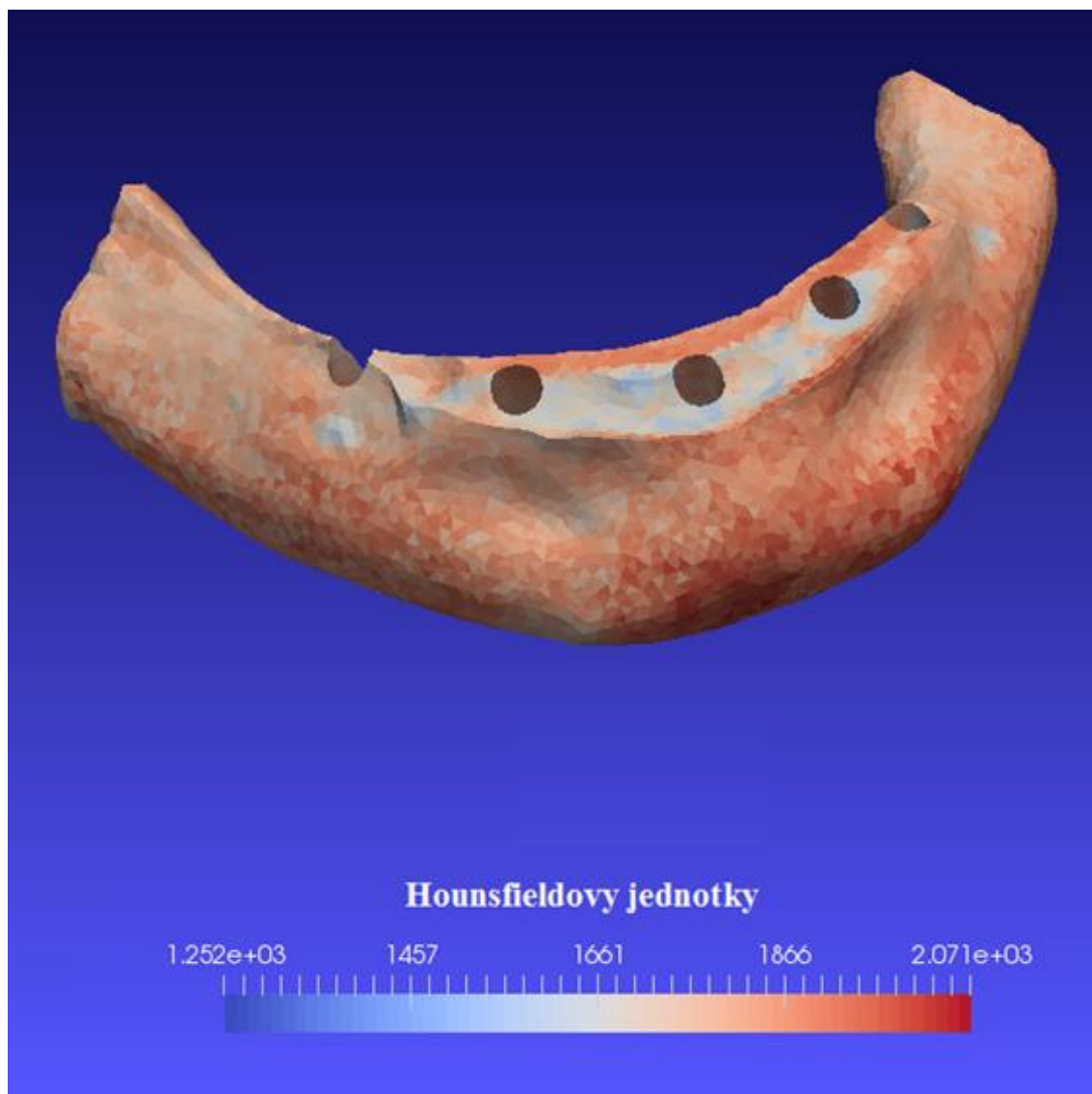
Obrázek 19: Palpační model sestavy kost BM. Červené body označují foramen mentale



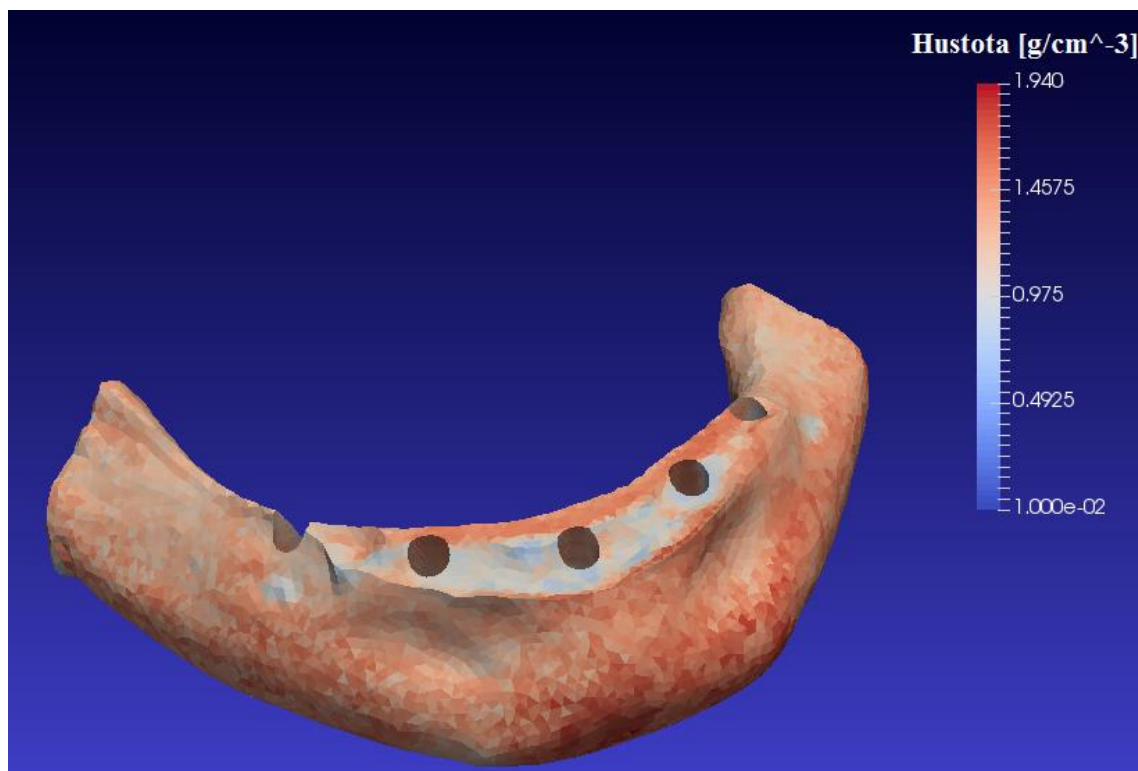
Obrázek 20: Sesazení palpačního modelu s původními DICOM snímky (tmavě oranžově zvýrazněná oblast kosti)



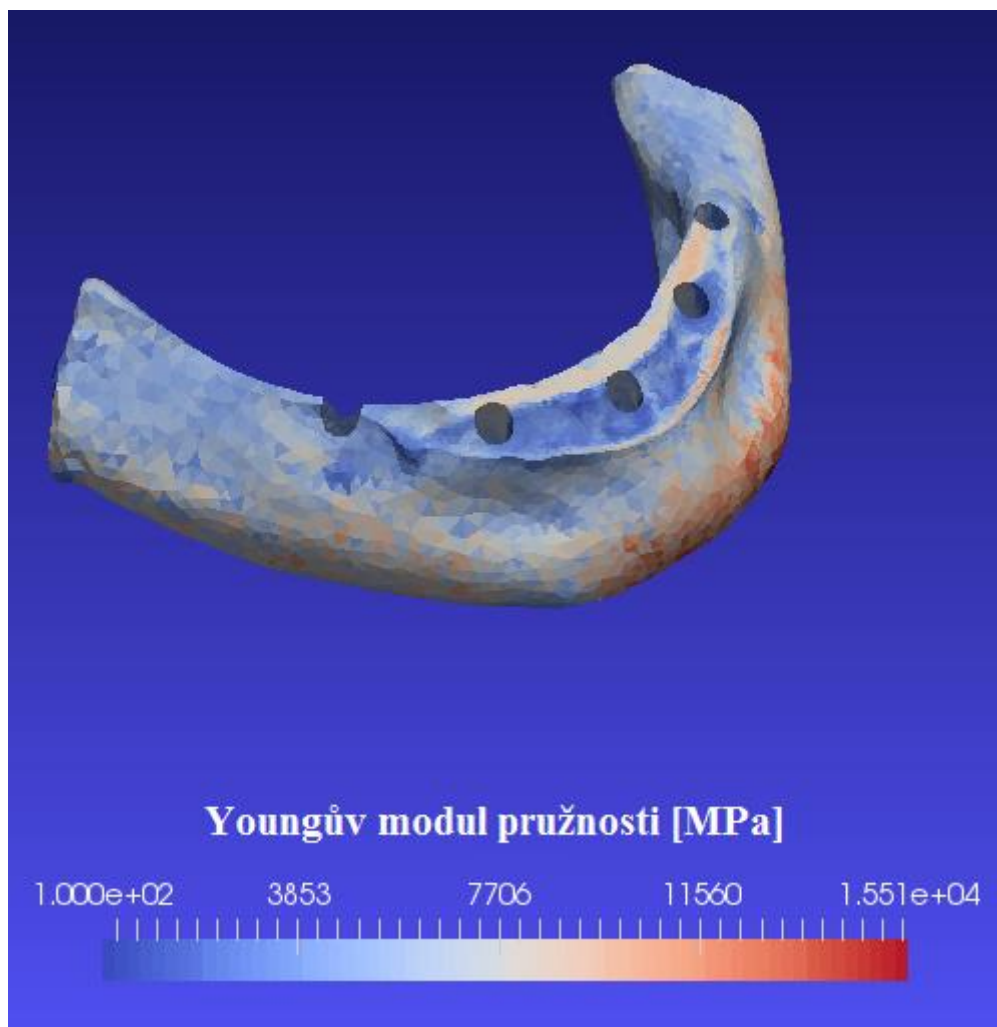
Obrázek 21: Segmentační maska a průhledně zobrazená kost



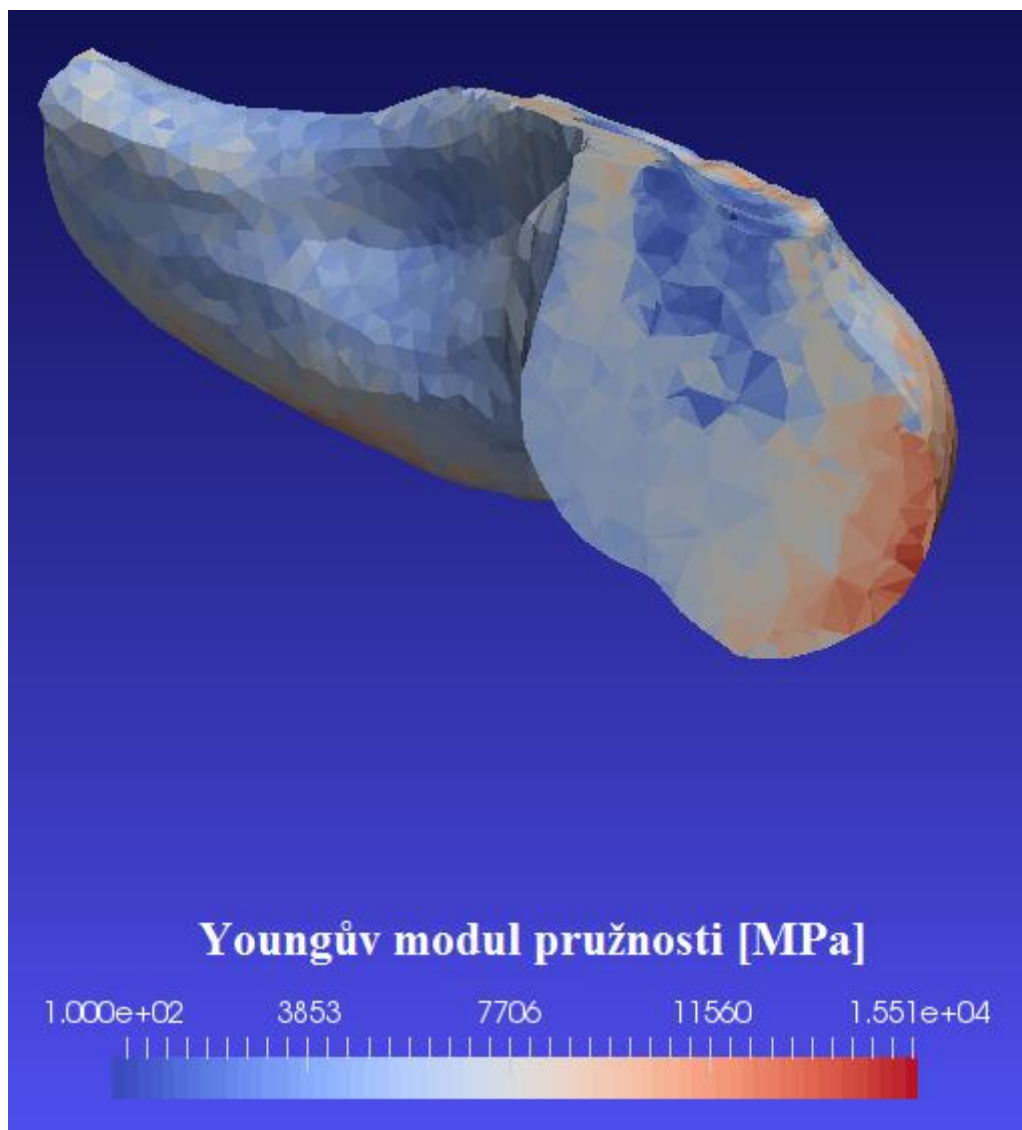
Obrázek 22: Rozložení přepočtených HU na vysegmentované části kosti



Obrázek 23: Distribuce vypočtené hustoty

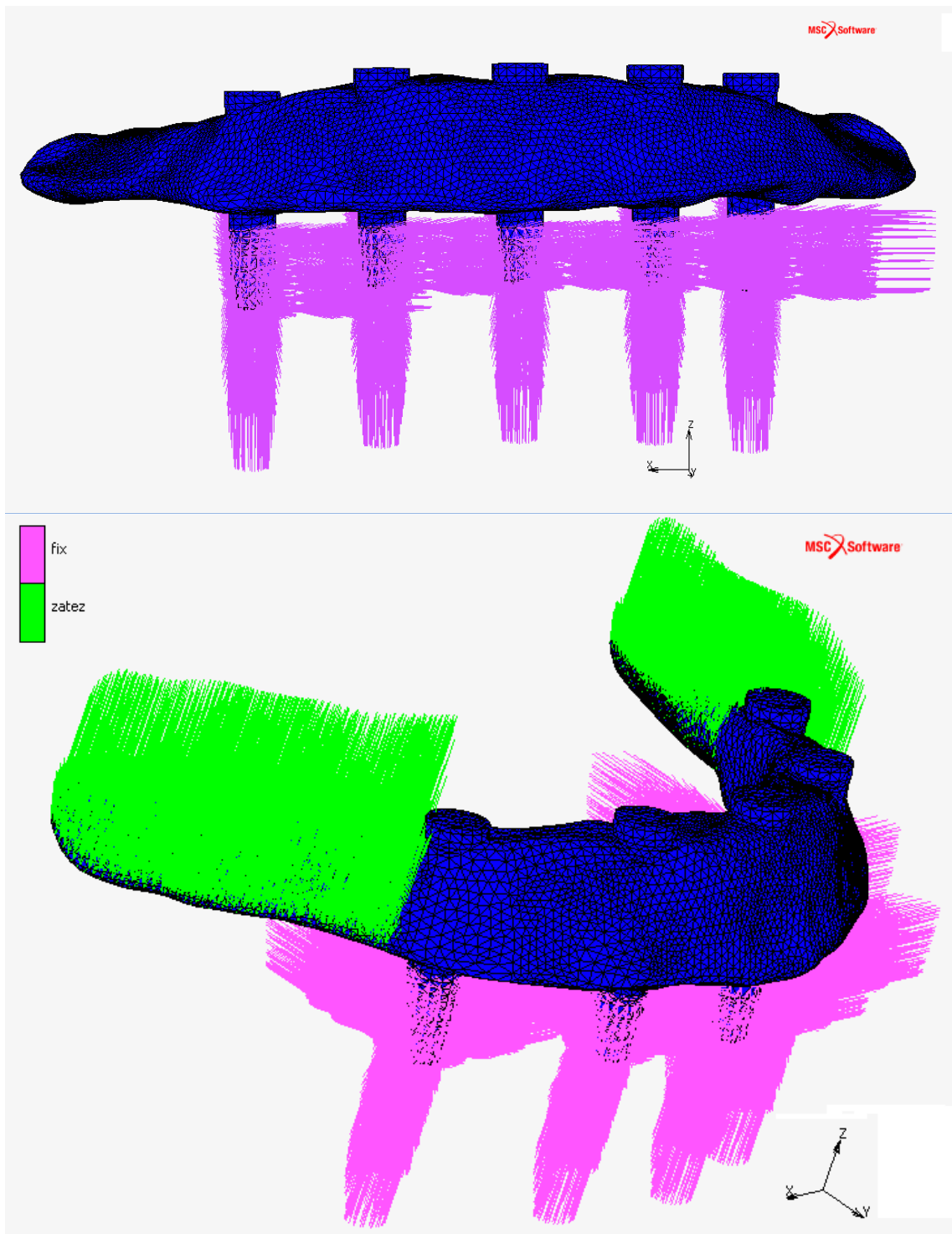


Obrázek 24: Graficky vyjádřený Youngův modul pružnosti

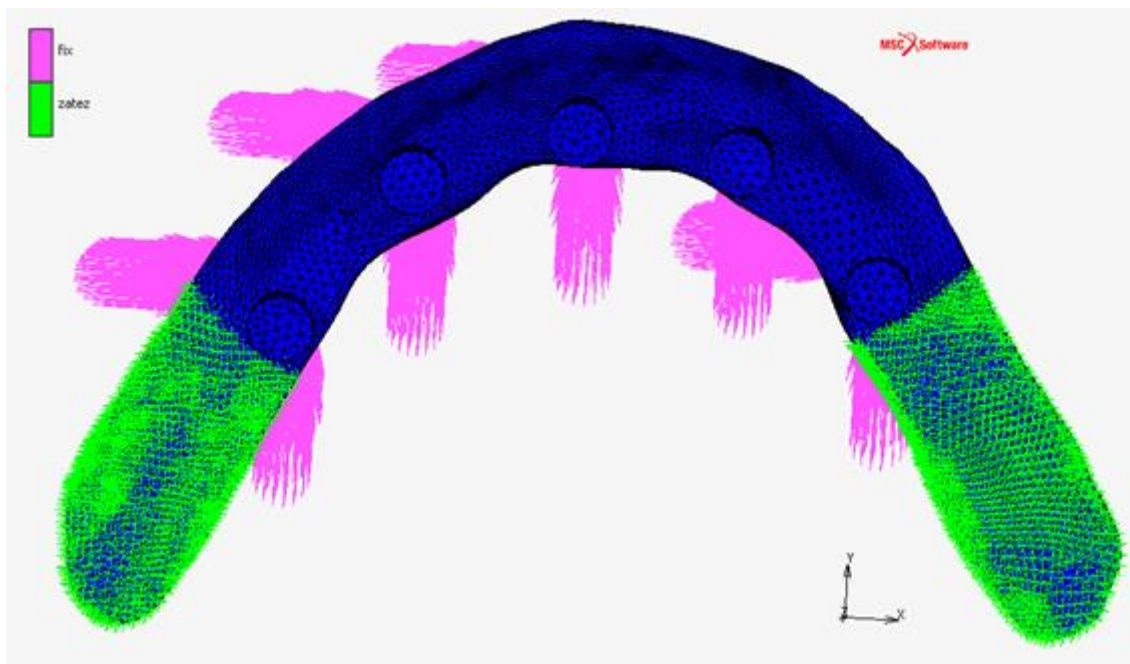


Obrázek 25: Zobrazení řezu kosti v mediální rovinou

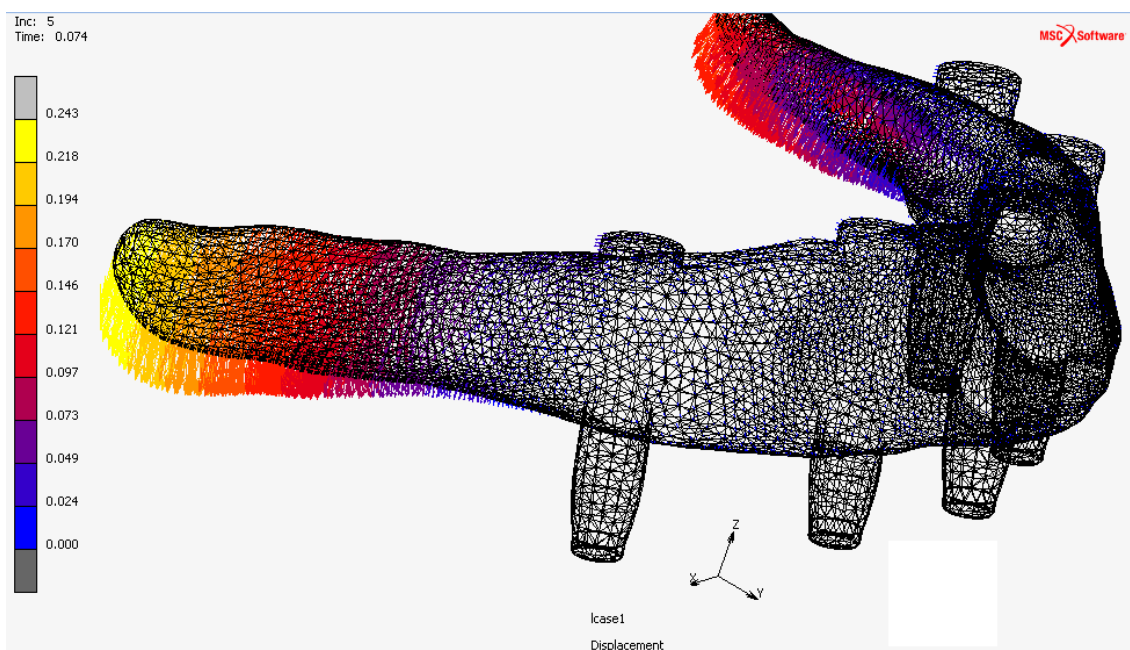
Příloha B



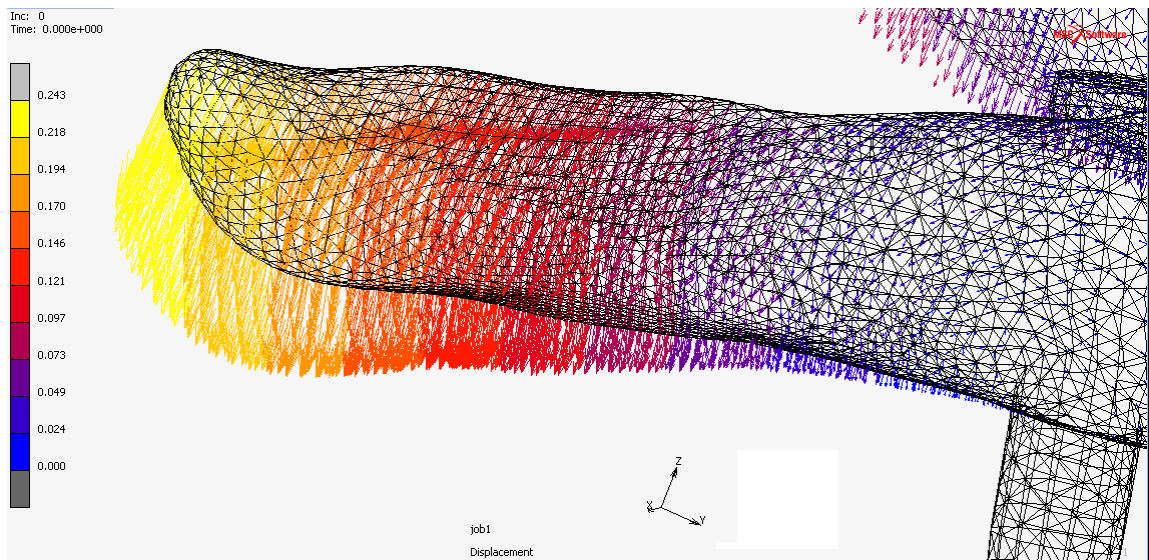
Obrázek 26: Zobrazení okrajových podmínek pro první simulaci. Na horním obrázku fixace proti posuvu a rotaci. Na dolním zeleně zobrazeno zatížení



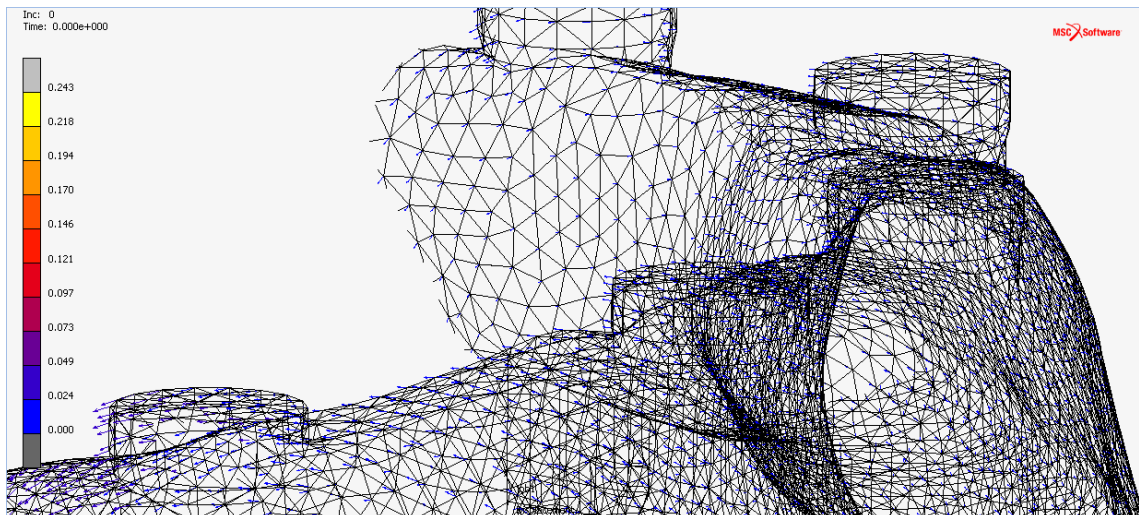
Obrázek 27: Vrchní pohled na výběr okrajových podmínek



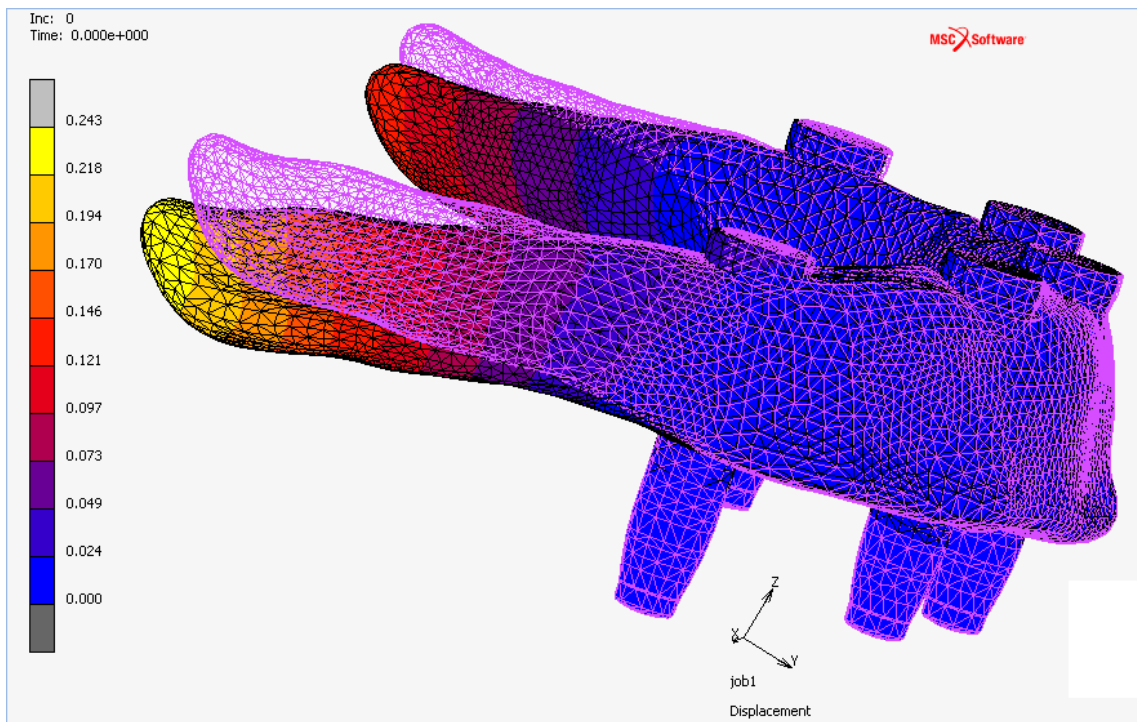
Obrázek 28: Barevné zobrazení vektoru posuvu v milimetrech



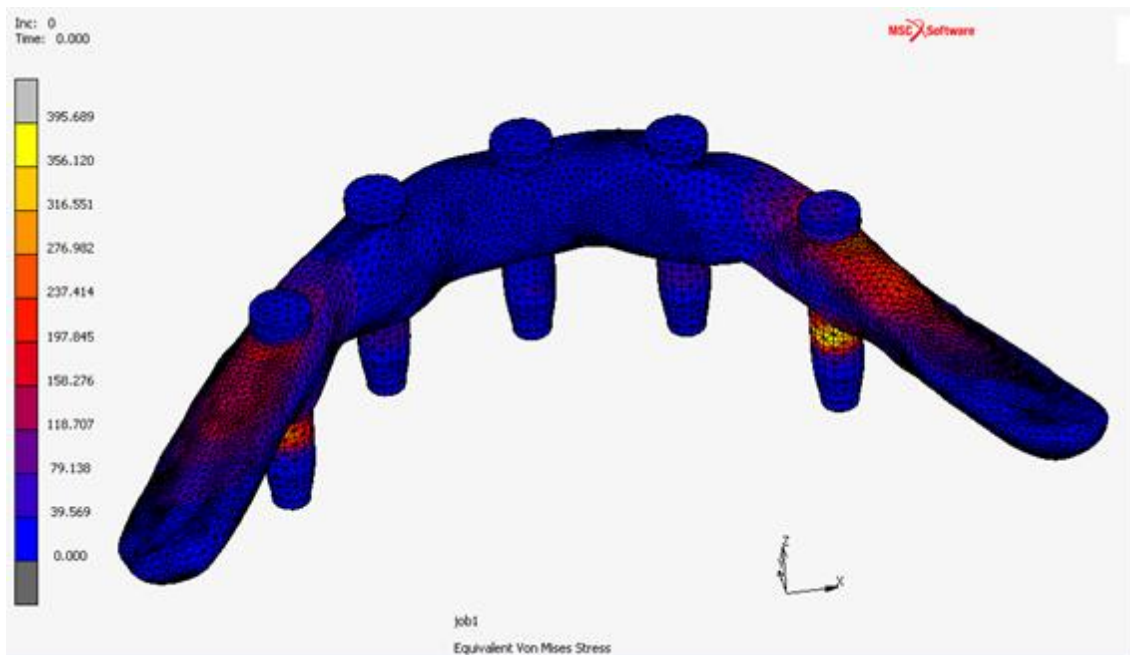
Obrázek 29: Detail pro vektor posuvu v oblasti pravého cantileveru [mm]



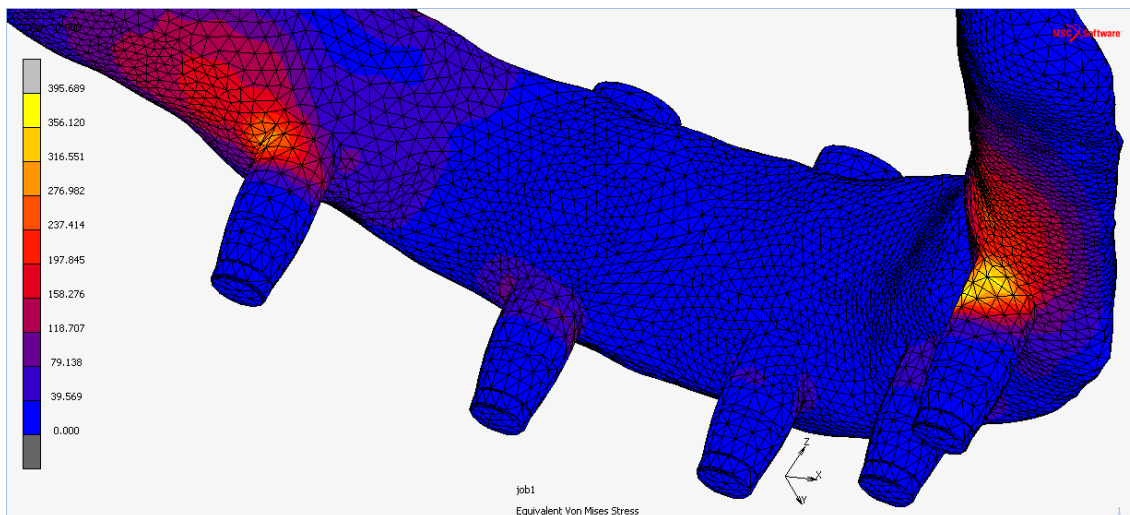
Obrázek 30: Detail vektoru posuvu pro implantáty [mm]



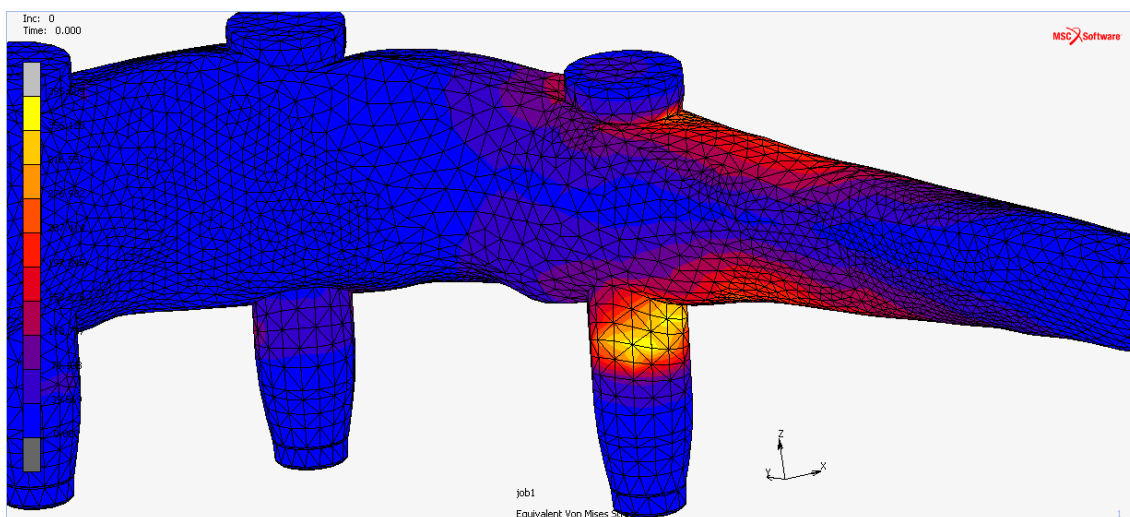
Obrázek 31: Porovnání původního modelu (růžový drátový model) a deformovaný model (barevné izoplochy)



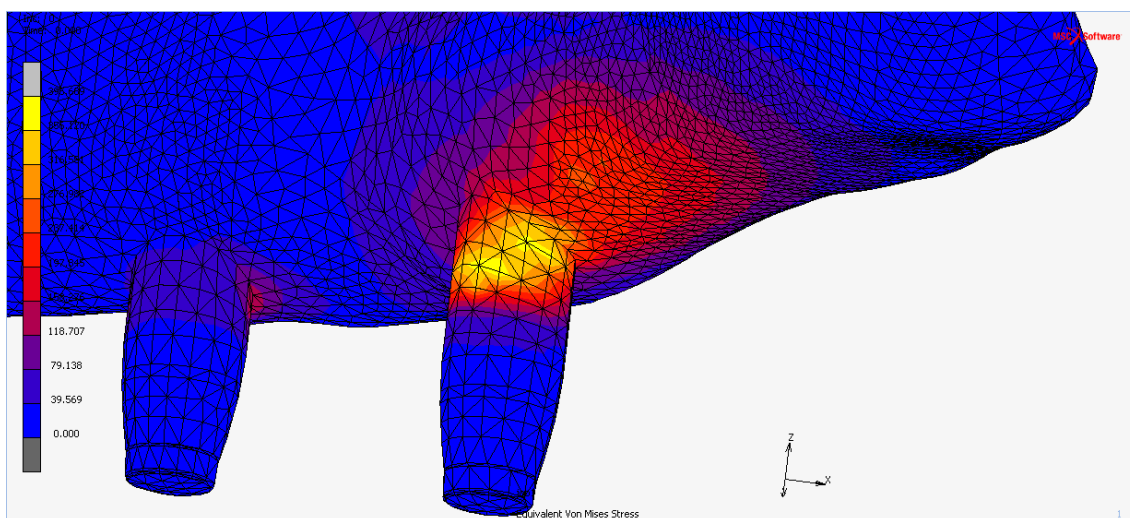
Obrázek 32: Vrchní pohled na zobrazení redukované napětí [MPa]



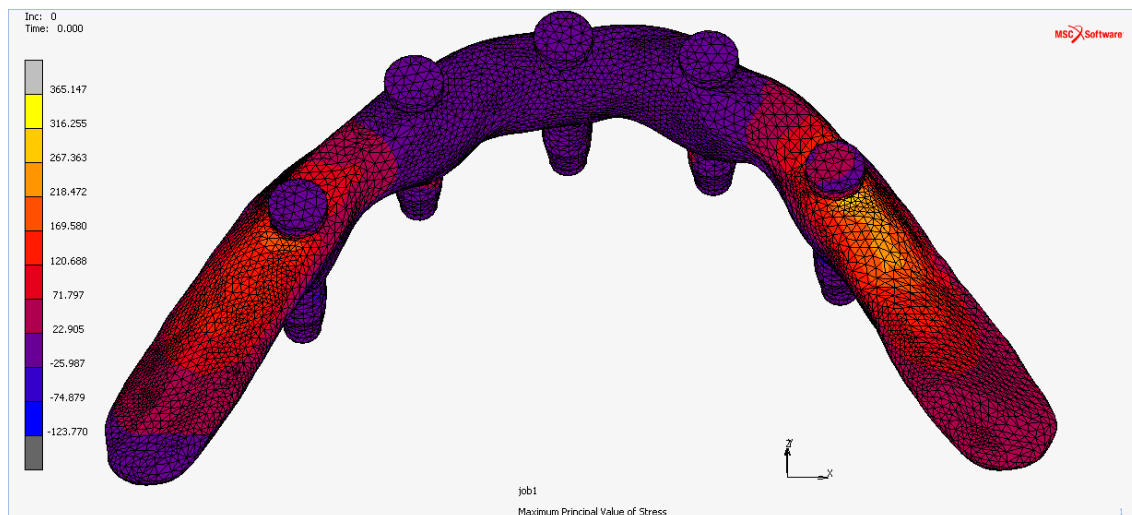
Obrázek 33: Detail kumulace redukovaného napětí v oblasti posledních implantátů [MPa]



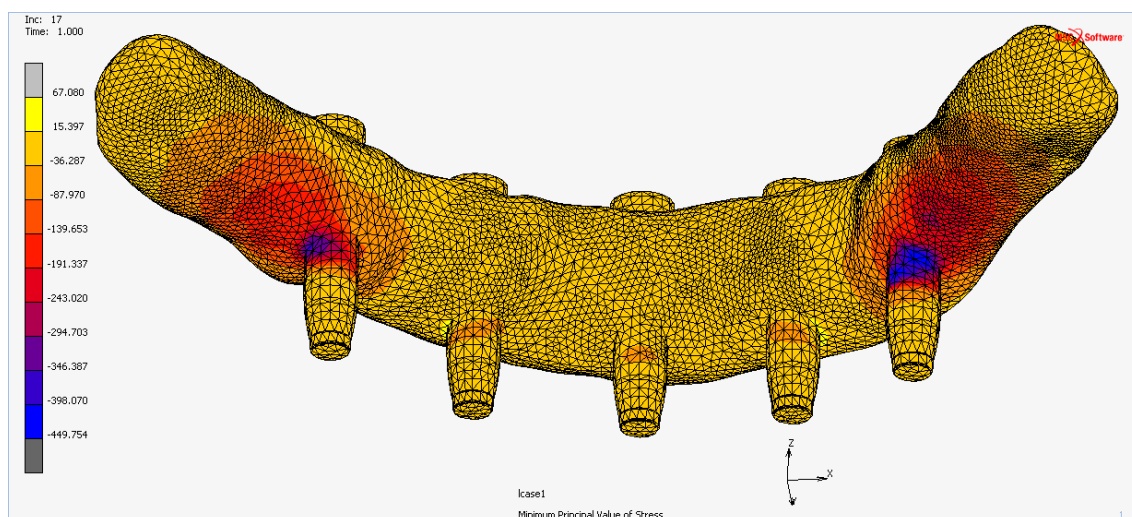
Obrázek 34: Detail kumulace redukovaného napětí pro pravý implantát [MPa]



Obrázek 35: Pohled z linguální strany na detail kumulace redukovaného napětí pro pravý implantát [MPa]

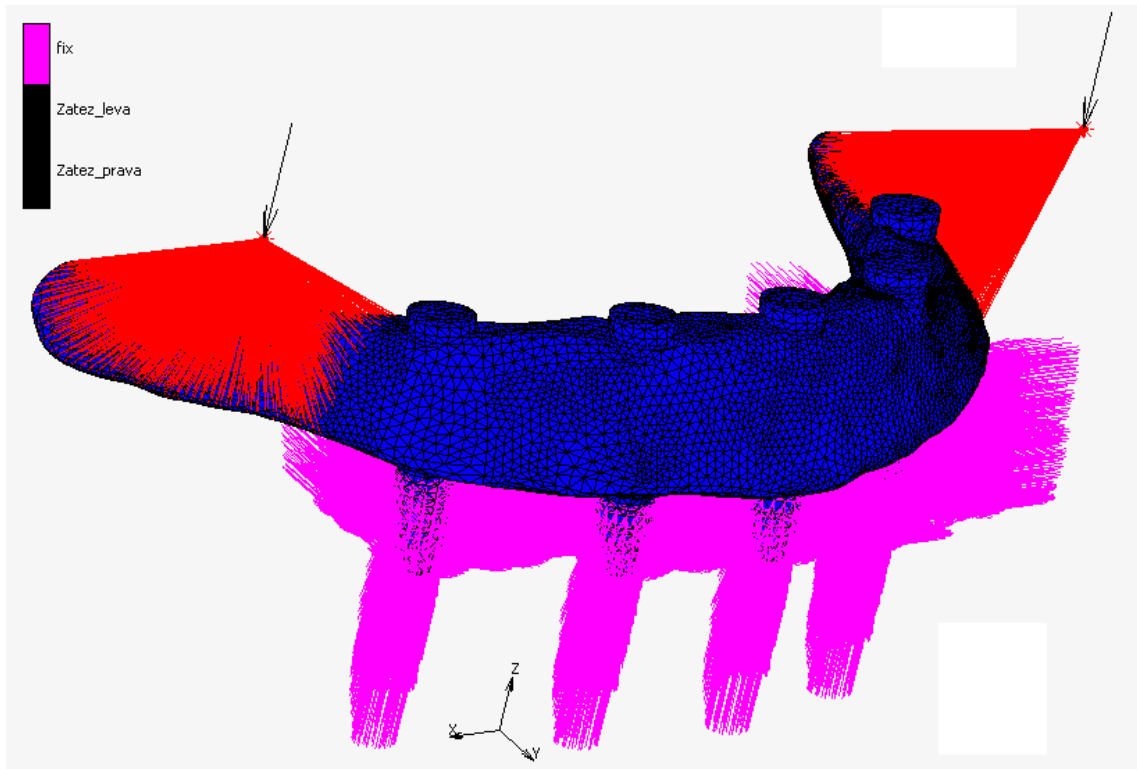


Obrázek 36: Zobrazení tažného napětí [MPa]

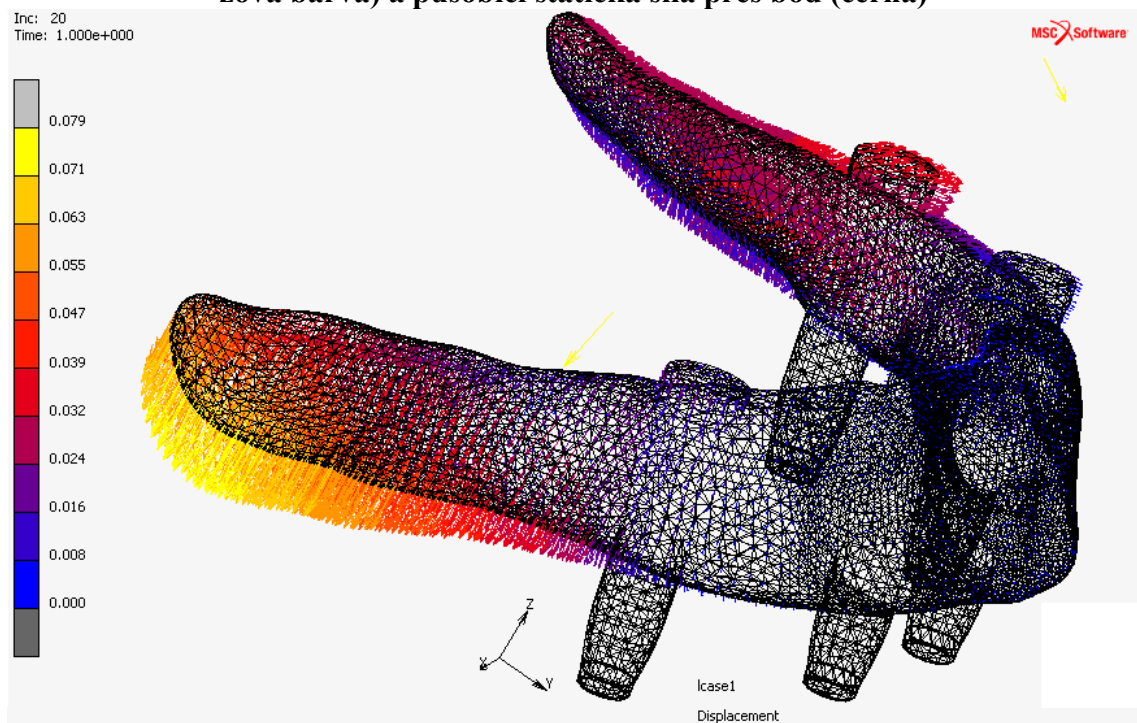


Obrázek 37: Zobrazení tlakového napětí [MPa]

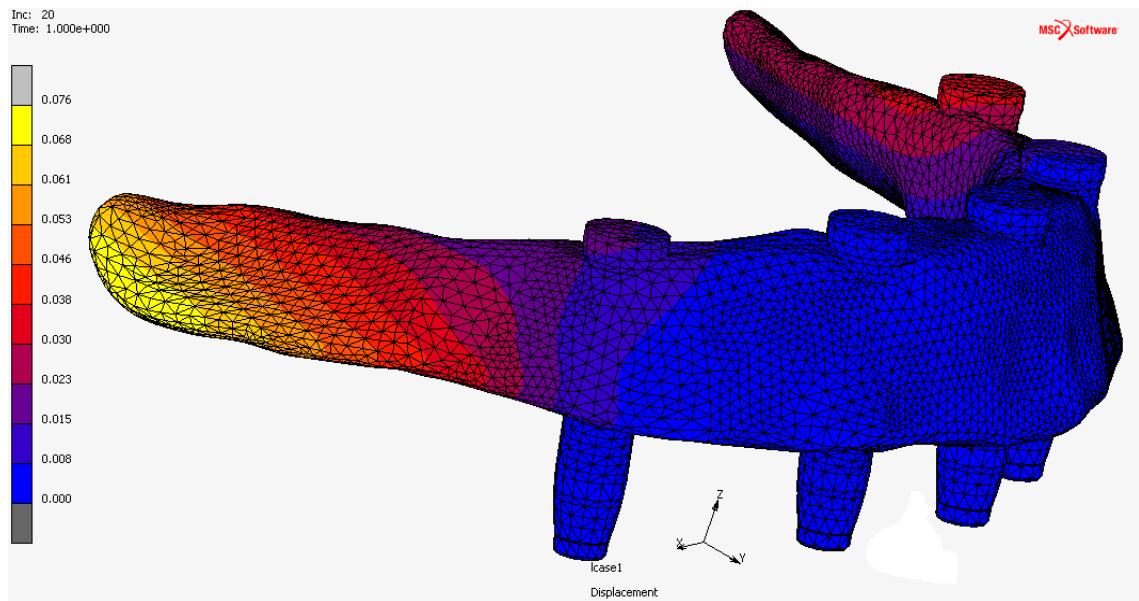
Příloha C



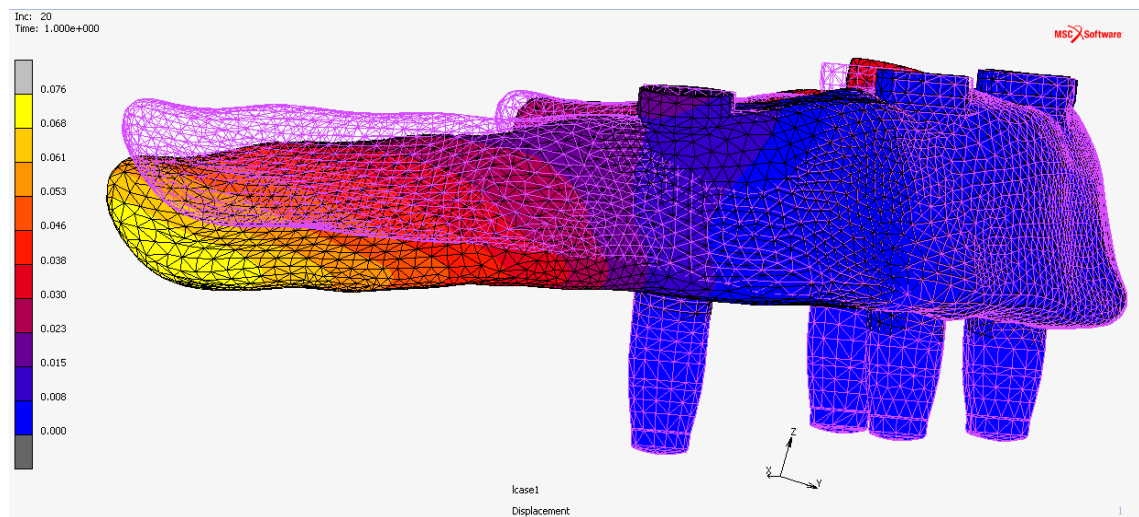
Obrázek 38: Zobrazení okrajových podmínek. Vetknutí proti posuvu a rotaci (růžová barva) a působící statická síla přes bod (černá)



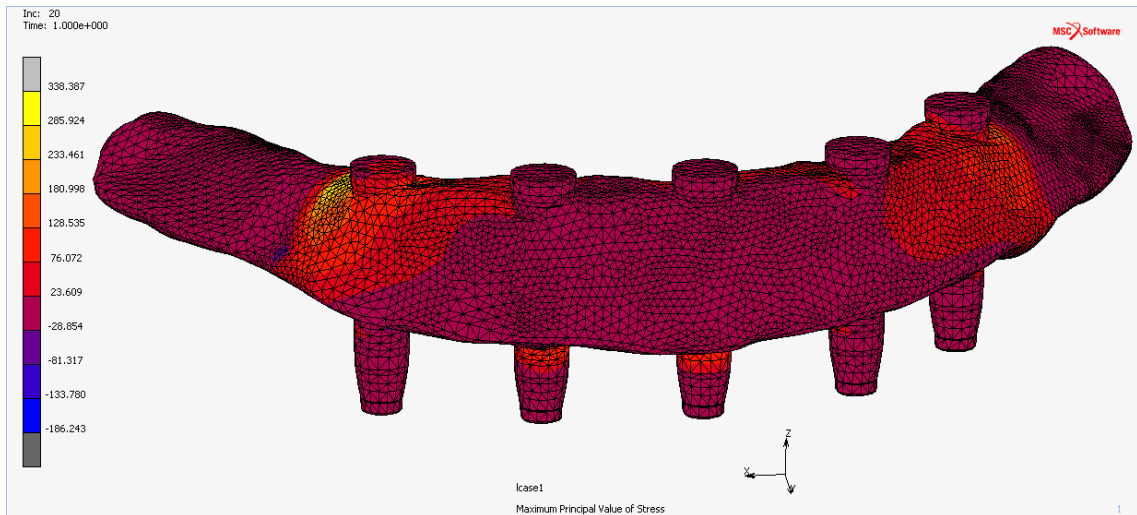
Obrázek 39: Barevné zobrazení vektoru posuvu v milimetrech



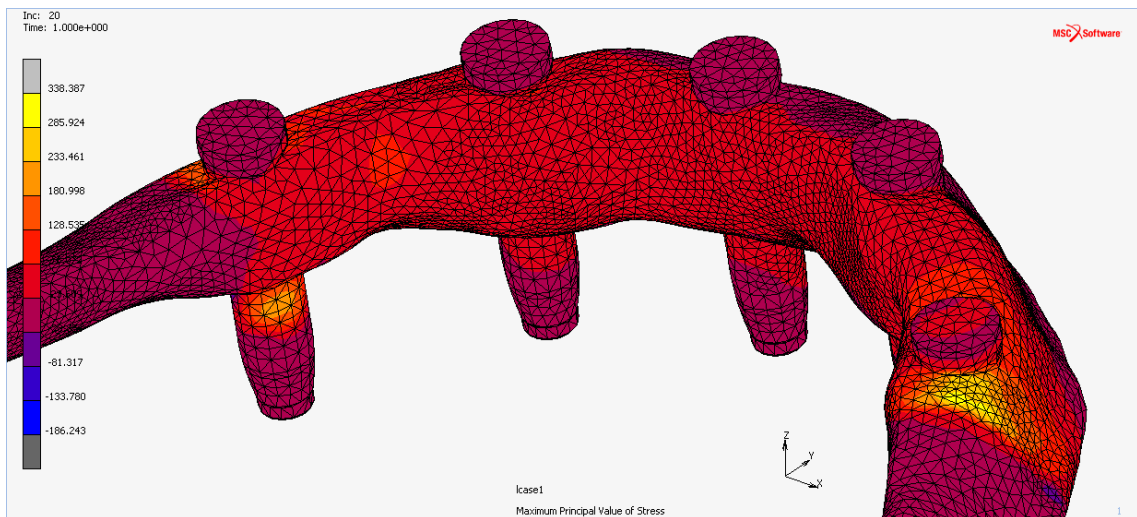
Obrázek 40: Barevné izoplochové znázornění posuvu v milimetrech



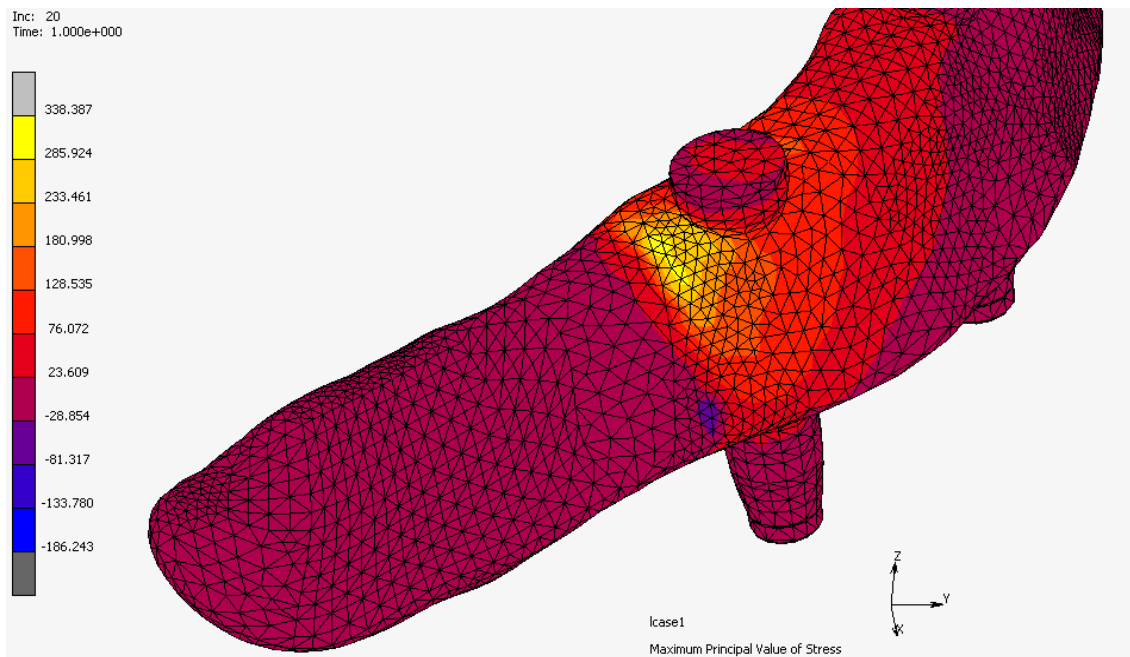
Obrázek 41: Porovnání původního modelu (růžový drátový model) a deformovaný model (barevné izoplochy)



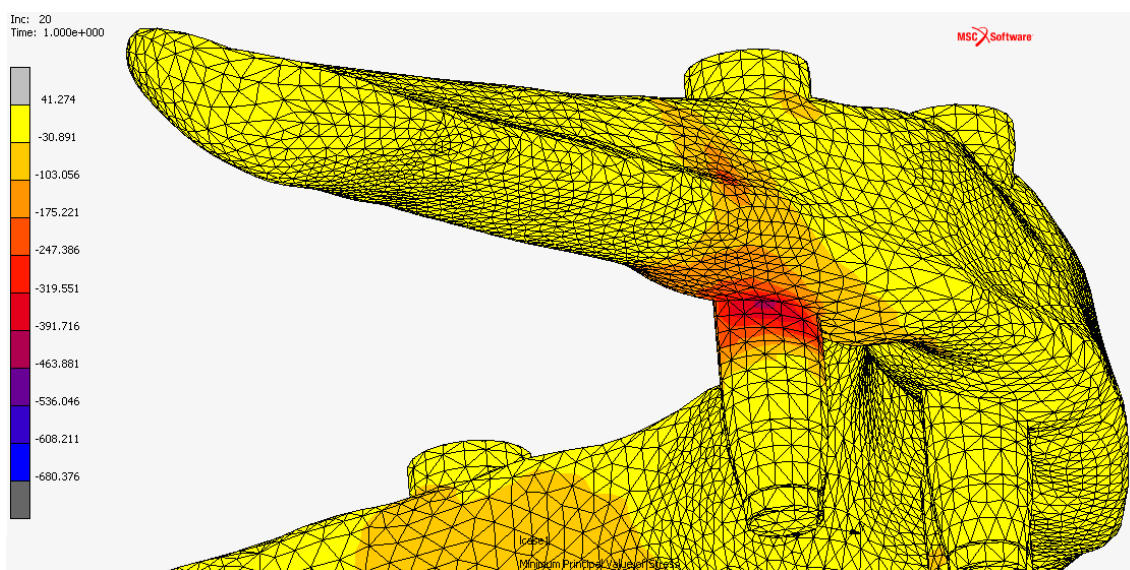
Obrázek 42: Frontální pohled na tahové napětí [MPa]



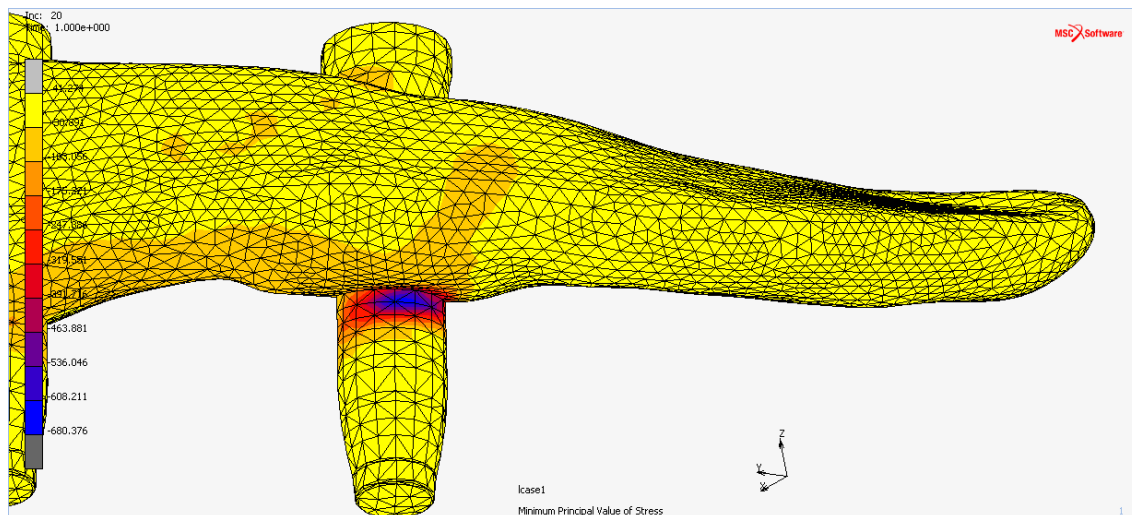
Obrázek 43: Zadní pohled na tahové napětí [MPa]



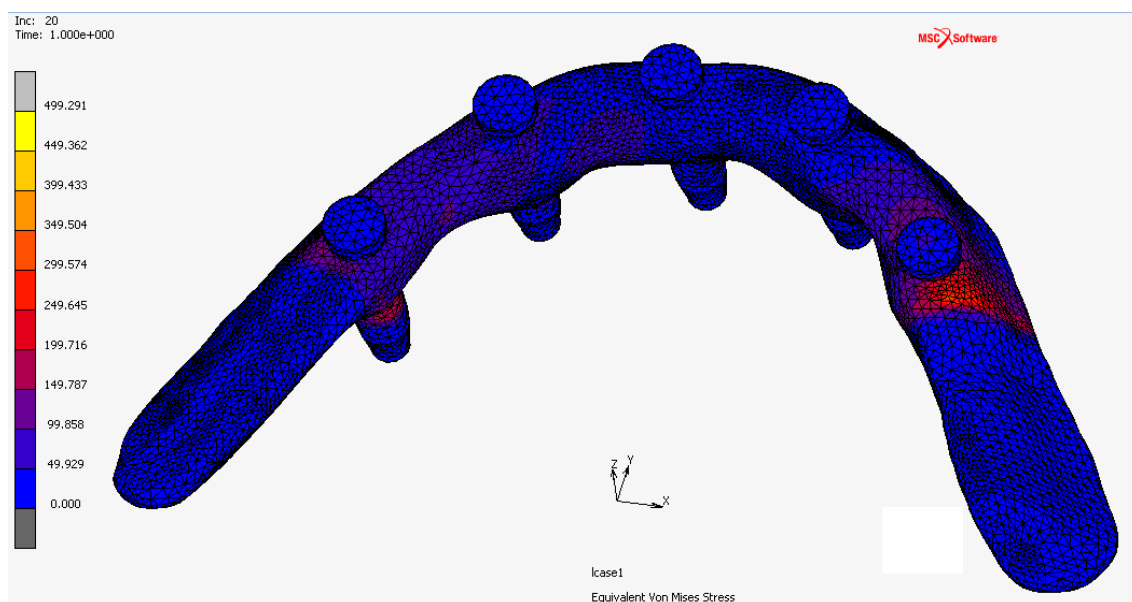
Obrázek 44: Detail na pravý cantilever pro tahové napětí [MPa]



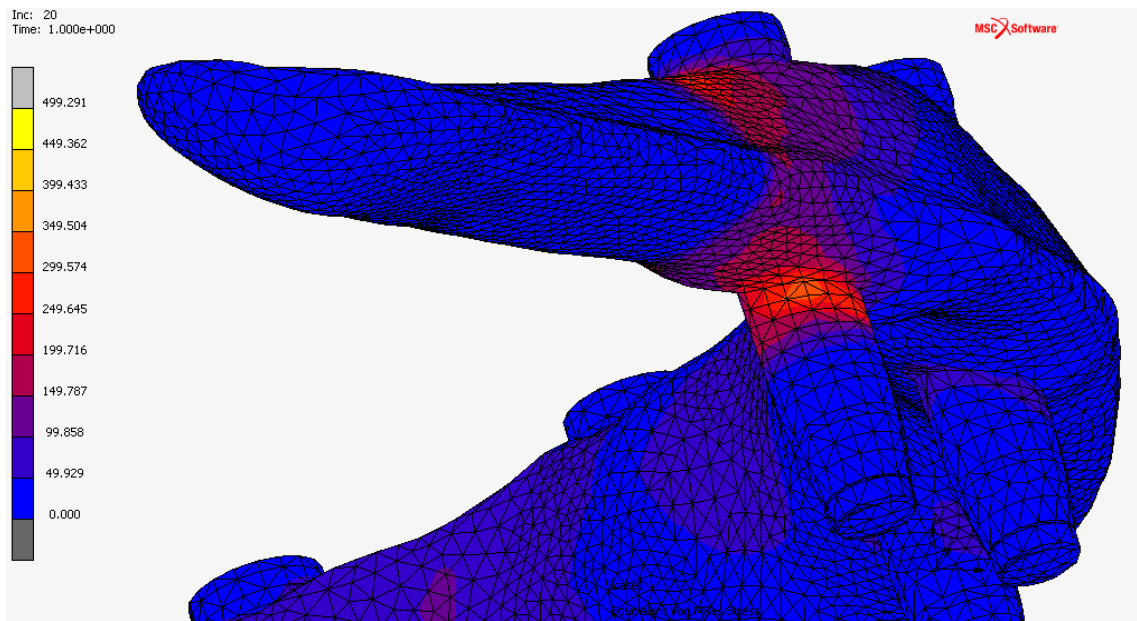
Obrázek 45: Detail pro tlakového napětí [MPa] na pravé bukální straně



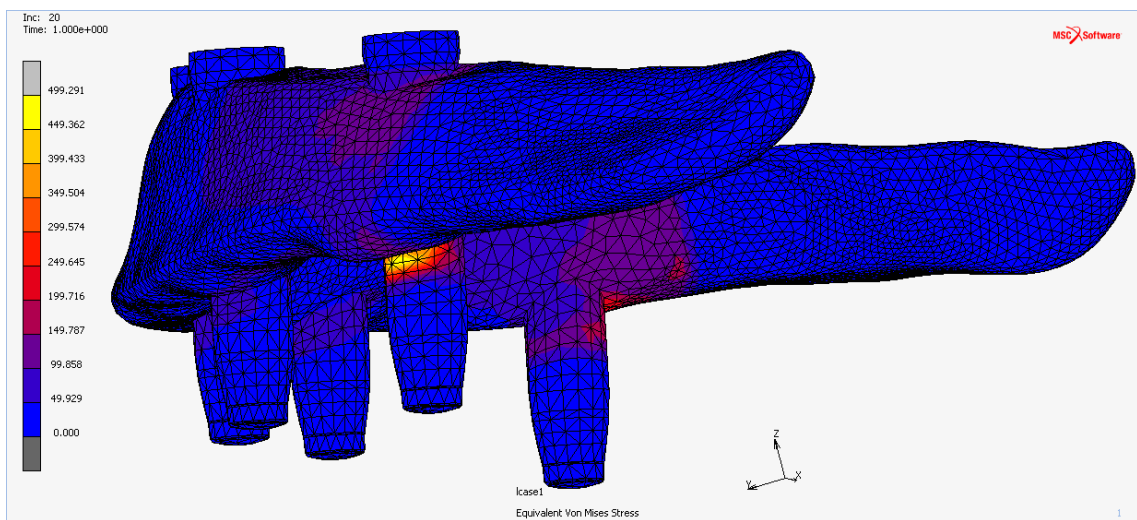
Obrázek 46: Detail pro tlakového napětí [MPa] na levé bukální straně



Obrázek 47: Vrchní pohled na znázornění redukované napětí [MPa]

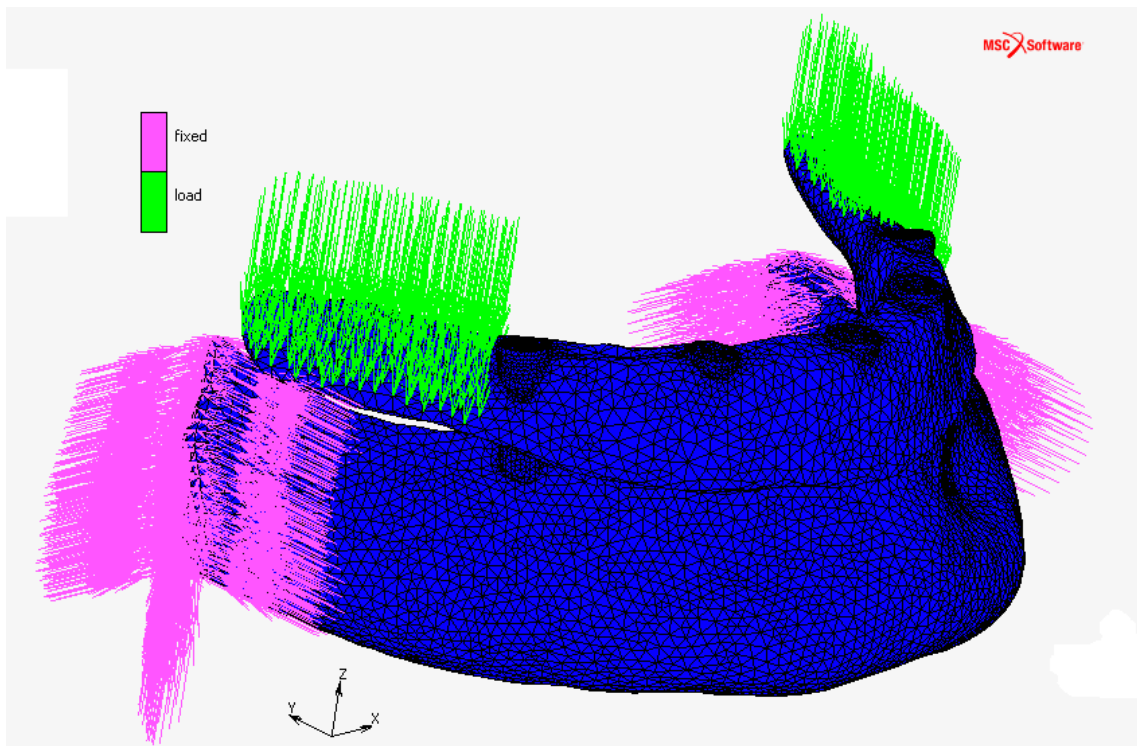


Obrázek 48: Kumulace redukovaného napětí [MPa] v oblasti pravé krajní fixtury a cantileveru

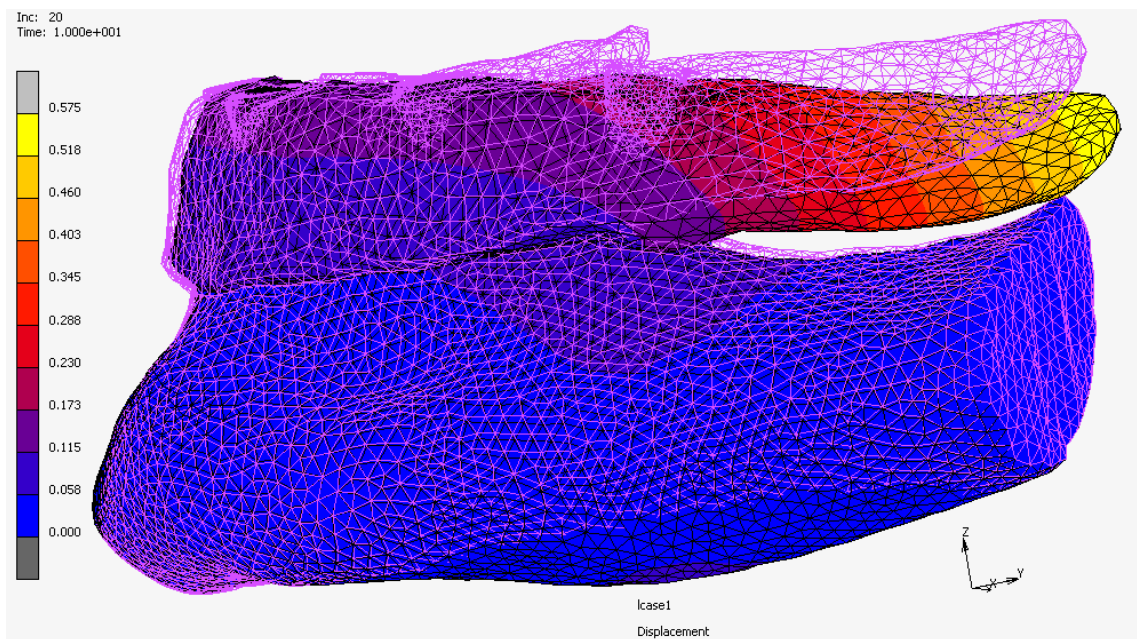


Obrázek 49: Levý boční pohled na rozložení redukovaného napětí [MPa]

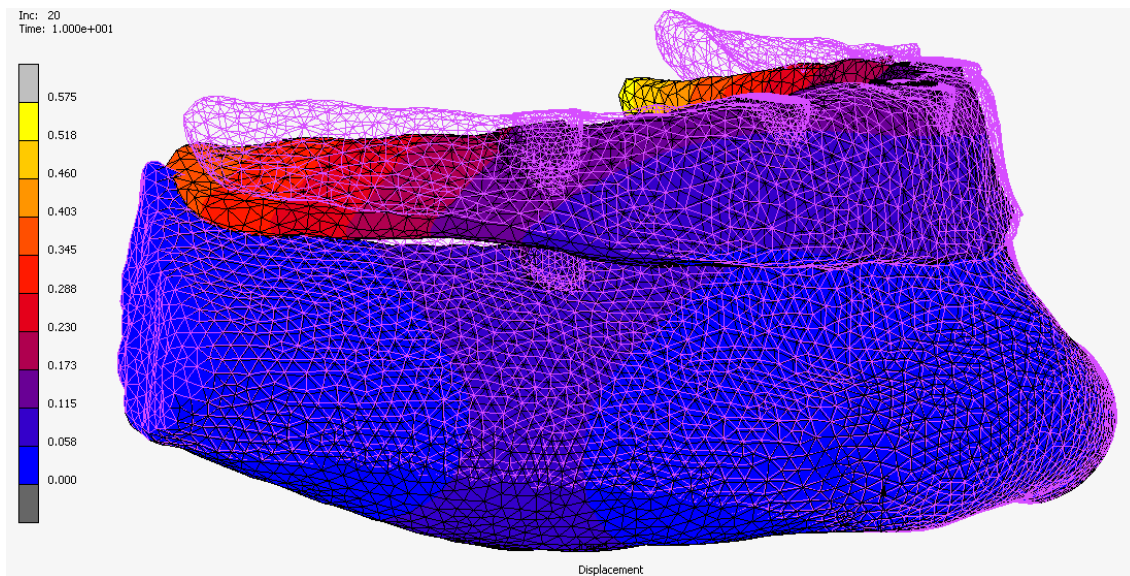
Příloha D



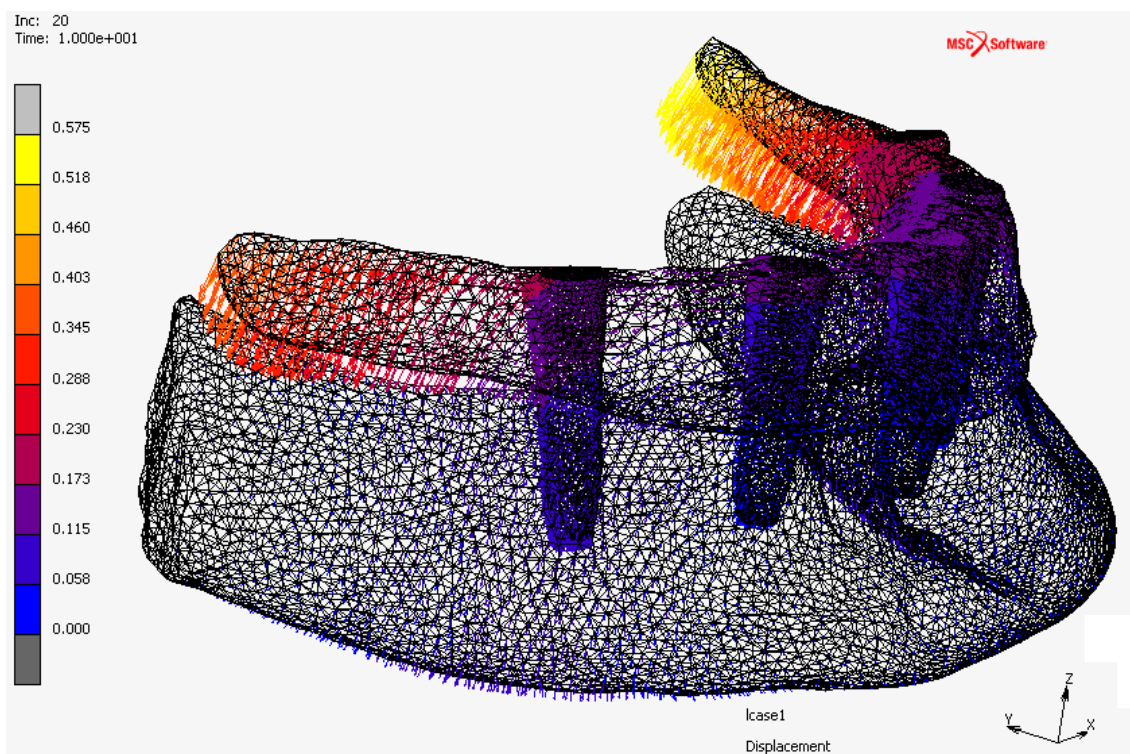
Obrázek 50: Rozmístění okrajových podmínek pro sestavu BM v kostí. Růžově fixace proti posuvu a rotaci, zeleně působící statické zatížení



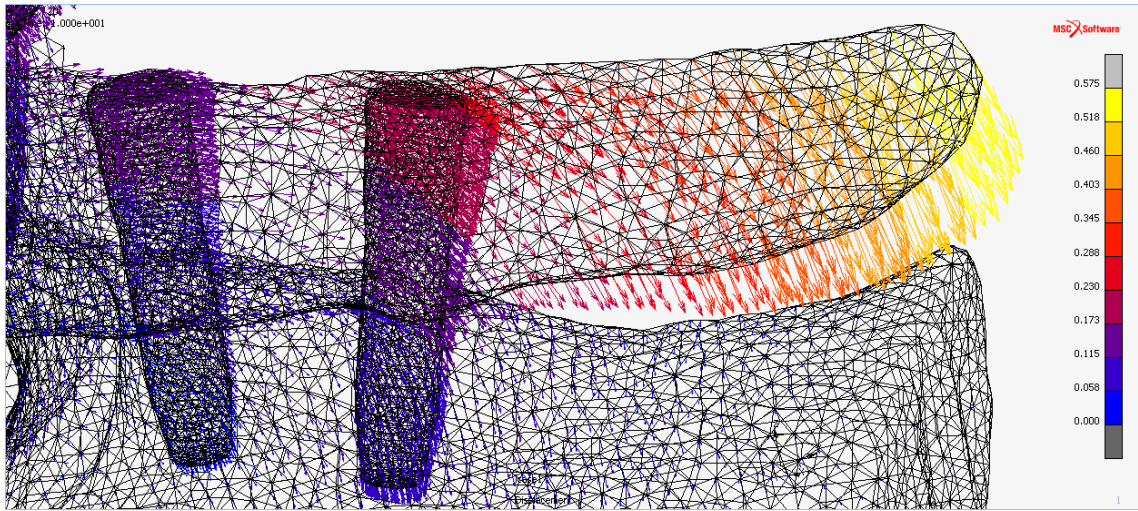
Obrázek 51: Pohled z levé strany na porovnání drátový model (růžově) a deformovaný model (barevně)



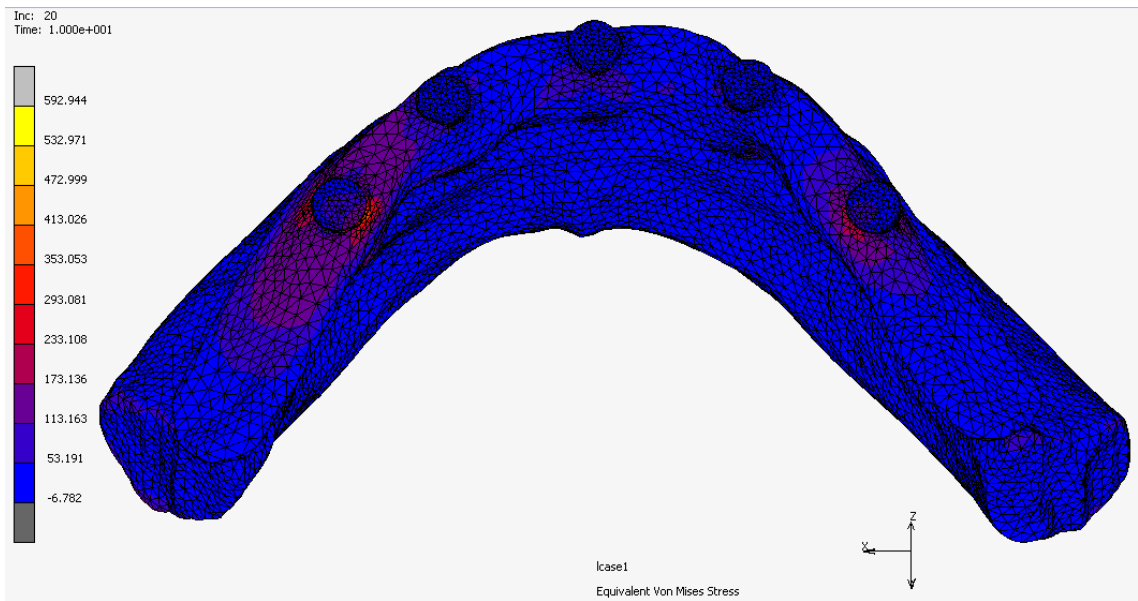
Obrázek 52: Pohled z pravé strany na porovnání drátový model (růžově) a deformovaný model (barevně)



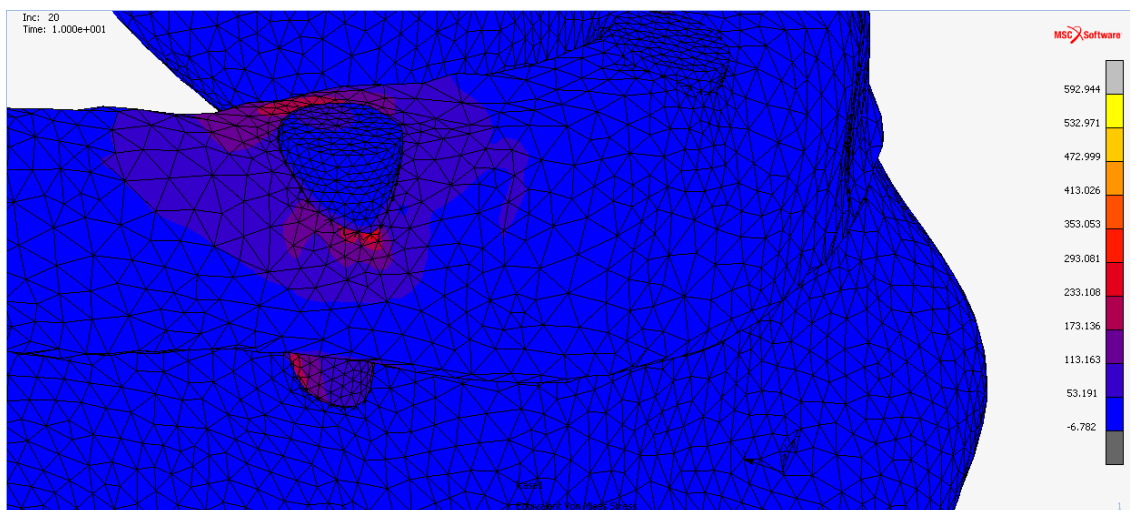
Obrázek 53: Barevné zobrazení vektoru posuvu v milimetrech



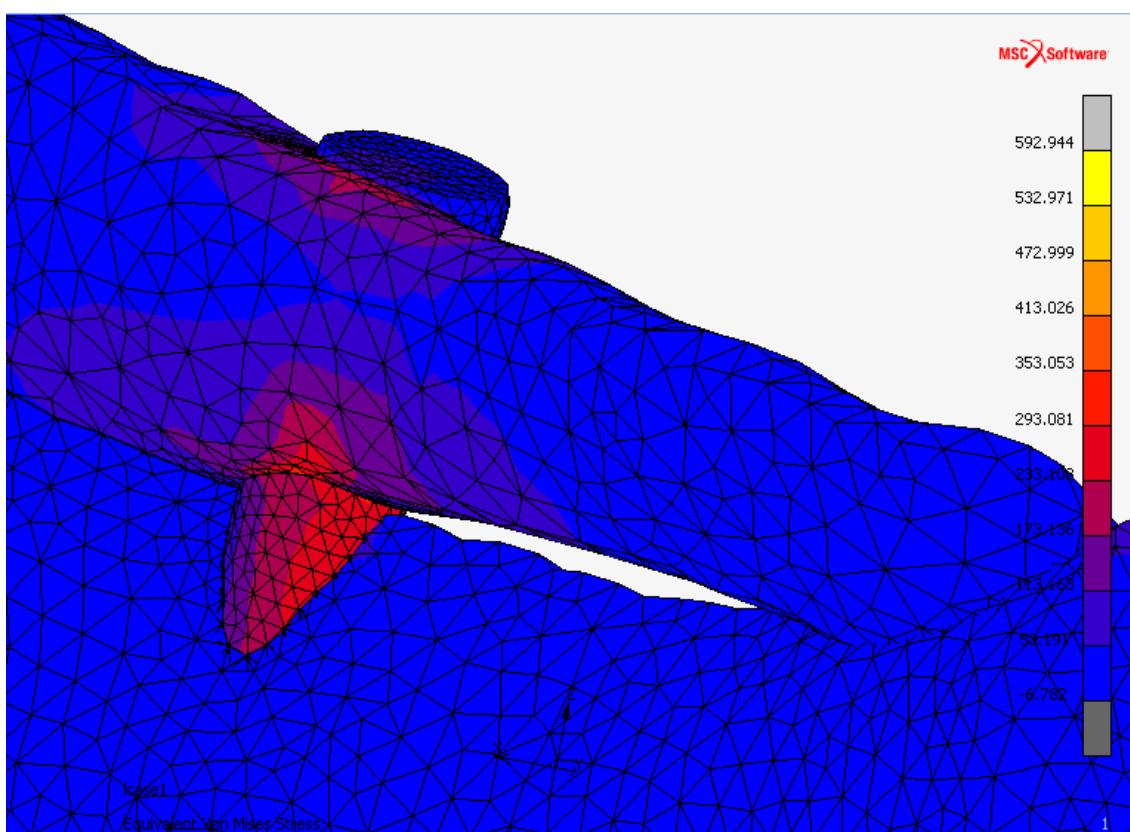
**Obrázek 54: Detail barevného vektorového vyobrazení posuvu [mm] na levém can-
tileveru**



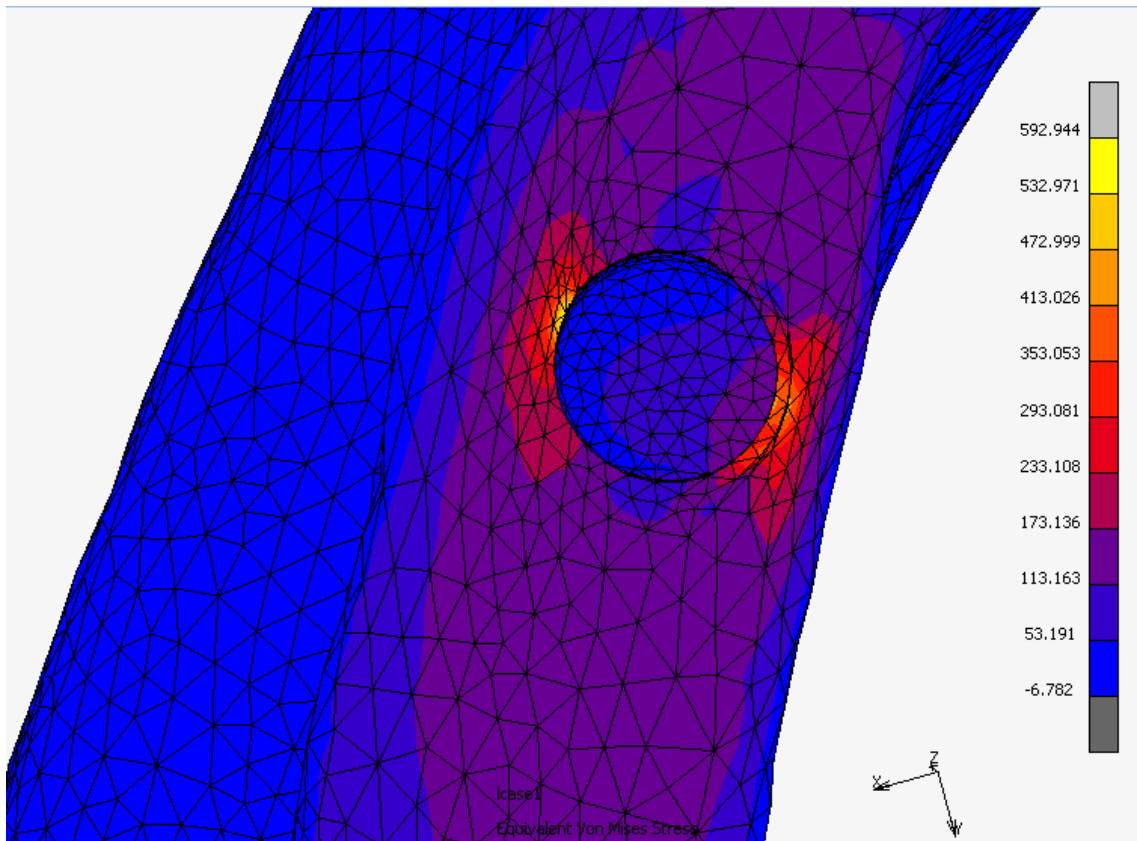
Obrázek 55: Mesiální pohled na rozložení redukovaného napětí [MPa]



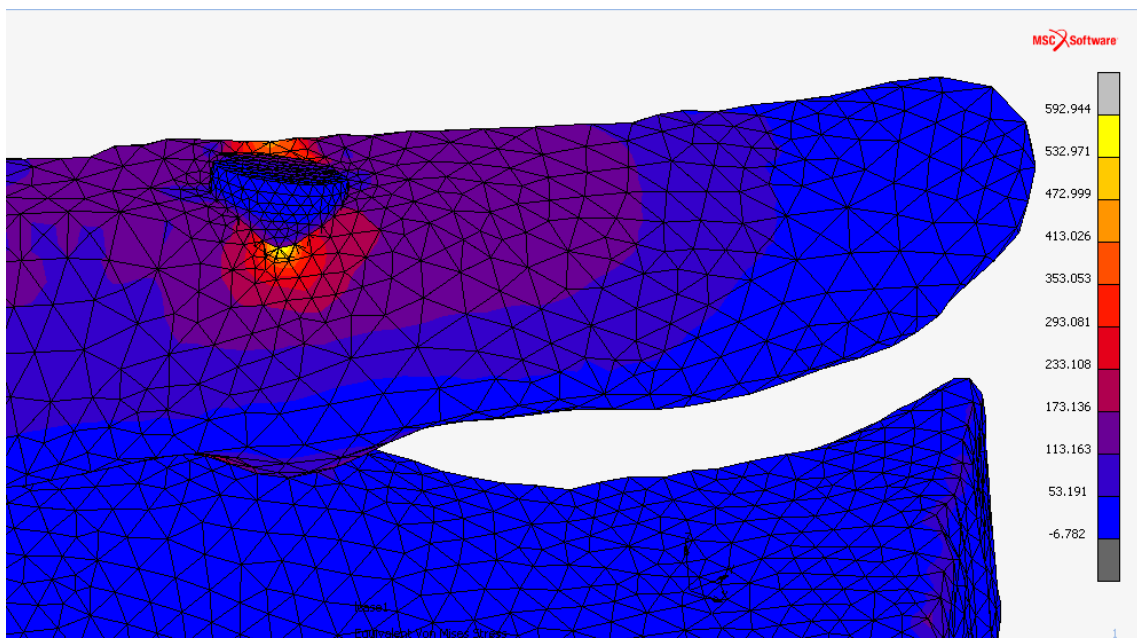
Obrázek 56: Detail redukovaného napětí [MPa] na pravé bukální straně poslední fixtury



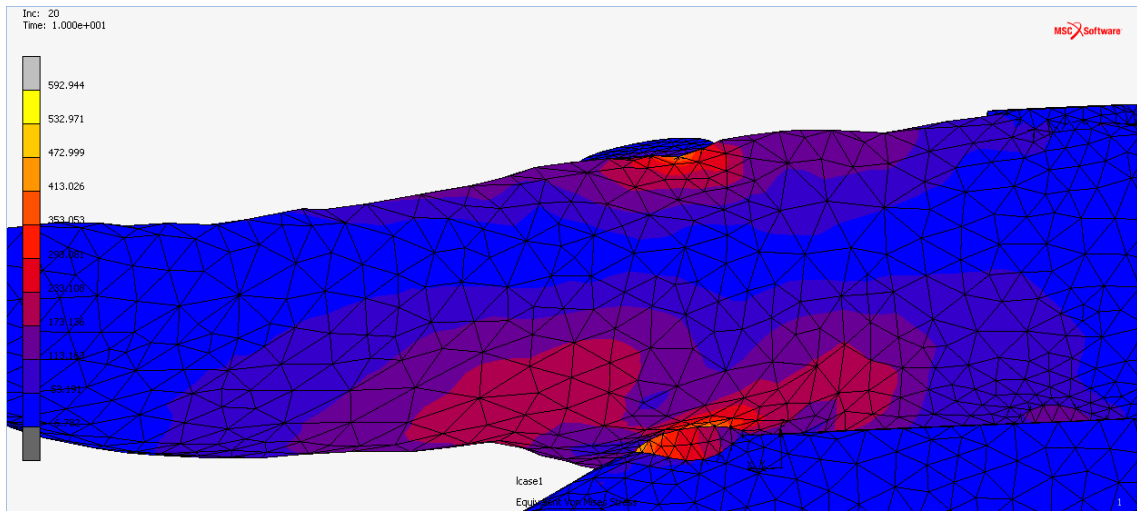
Obrázek 57: Detail redukovaného napětí [MPa] na pravé linguální straně poslední fixtury



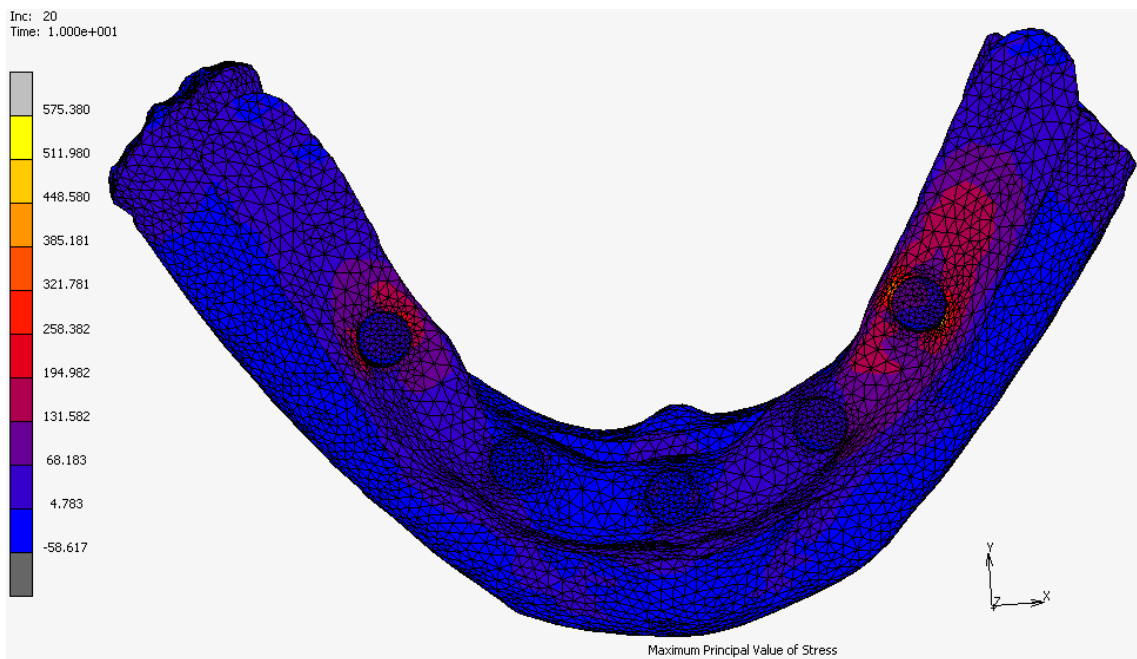
Obrázek 58: Horní pohled na detail redukovaného napětí [MPa] v oblasti krajního implantátu na levé straně



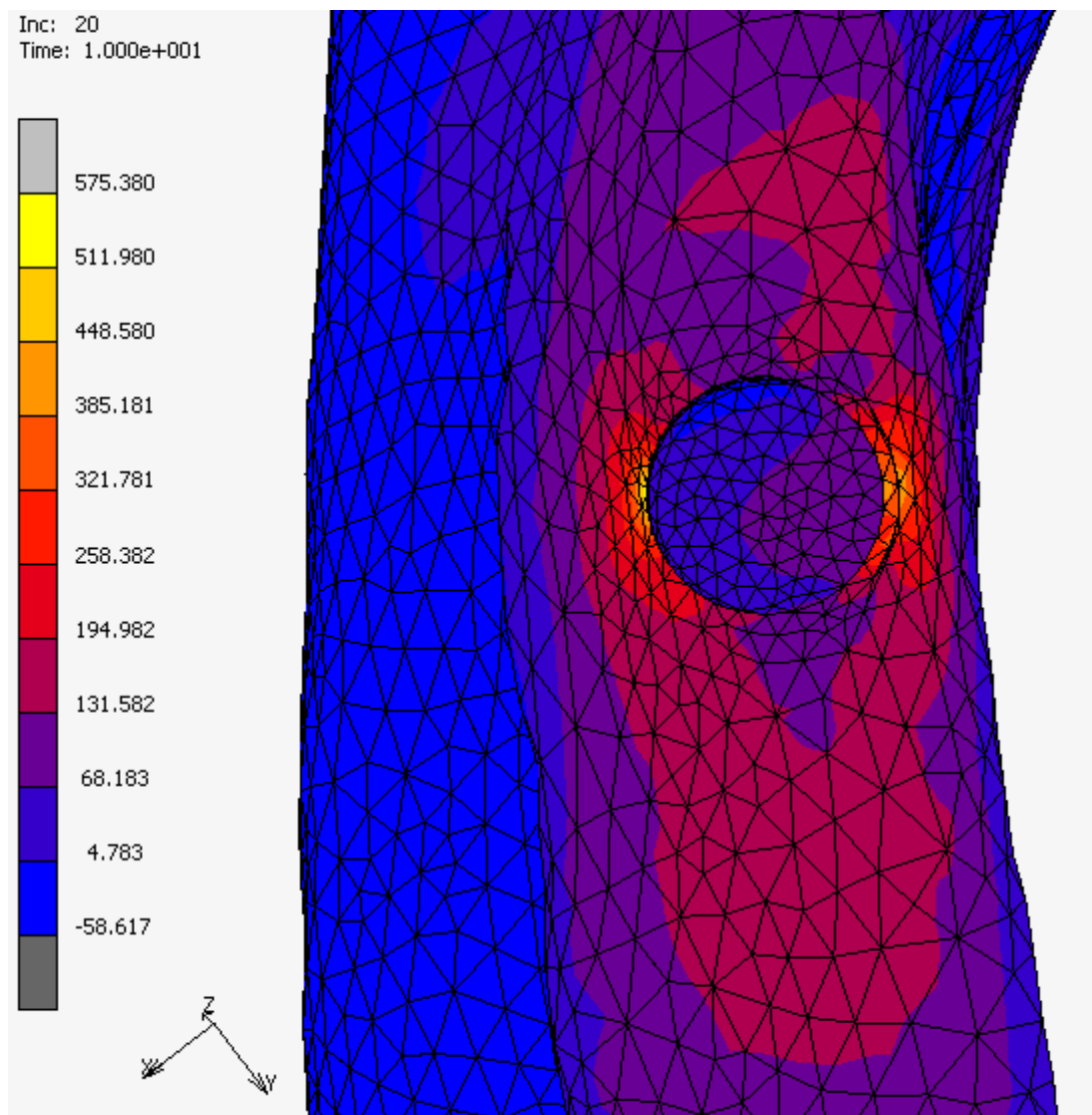
Obrázek 59: Detail redukovaného napětí [MPa] na levé bukální straně poslední fixtury



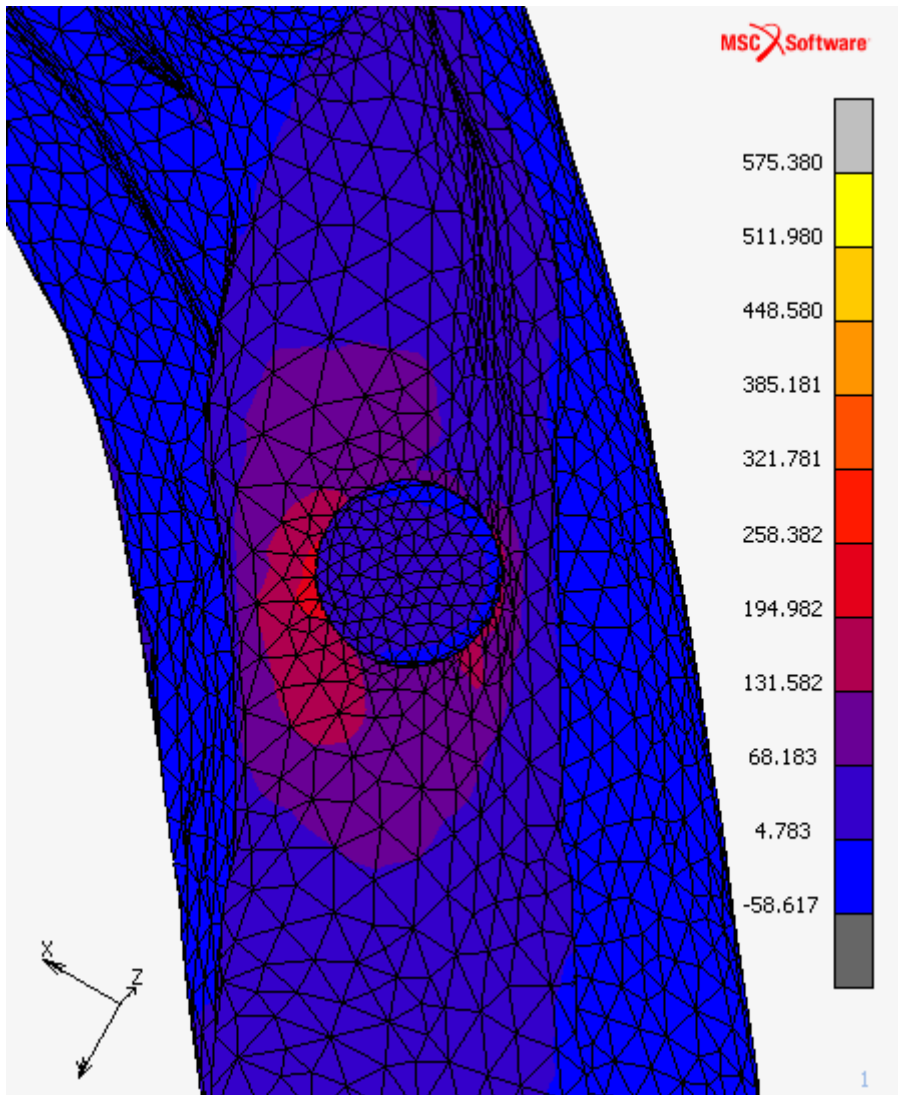
Obrázek 60: Detail redukovaného napětí [MPa] na levé linguální straně poslední fixtury



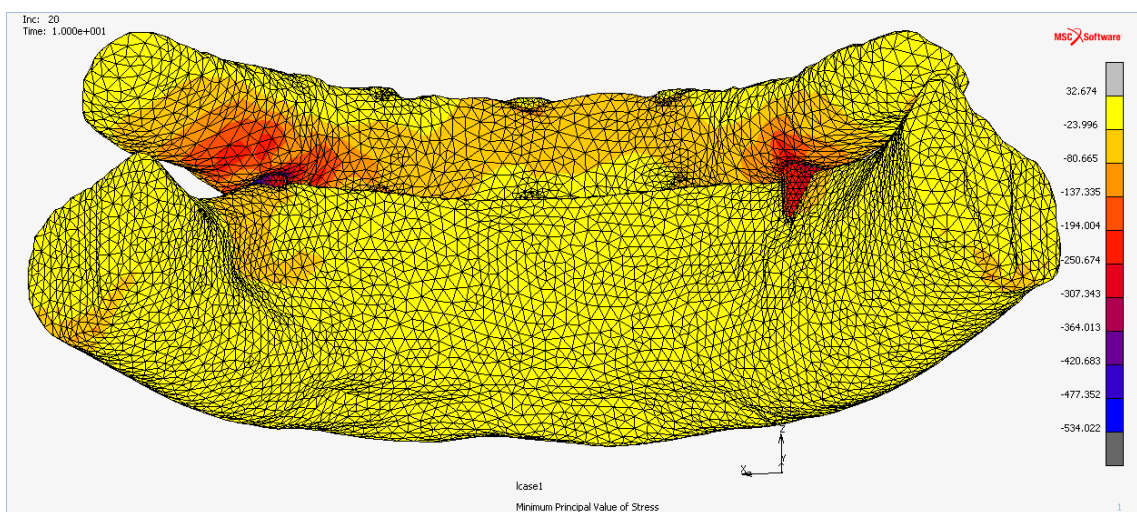
Obrázek 61: Transversální pohled na rozložení tažného napětí [MPa] v barevných izoplochách



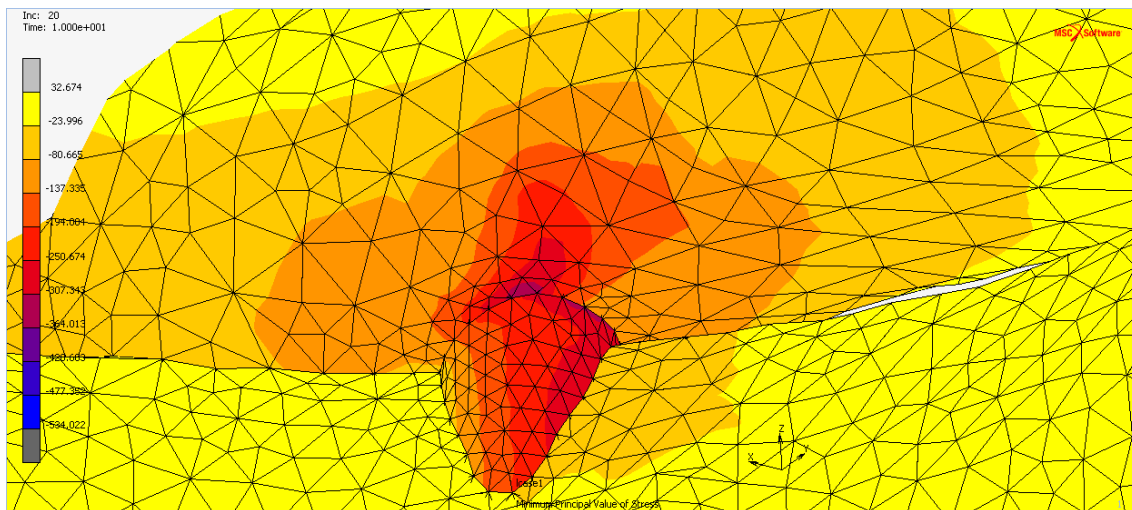
Obrázek 62: Detail na rozložení tažného napětí [MPa] okolo poslední levé fixtury



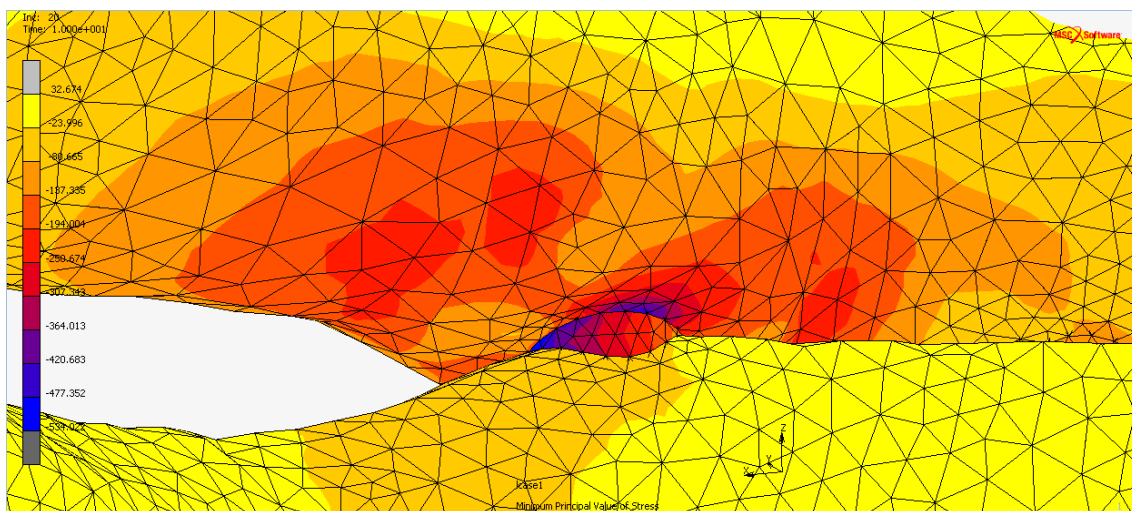
Obrázek 63: Detail na rozložení tažného napětí [MPa] okolo poslední pravé fixtury



Obrázek 64: Mesiální pohled na tlakové napětí [MPa]



Obrázek 65: Kumulace tlakového napětí [MPa] na pravé linguální straně

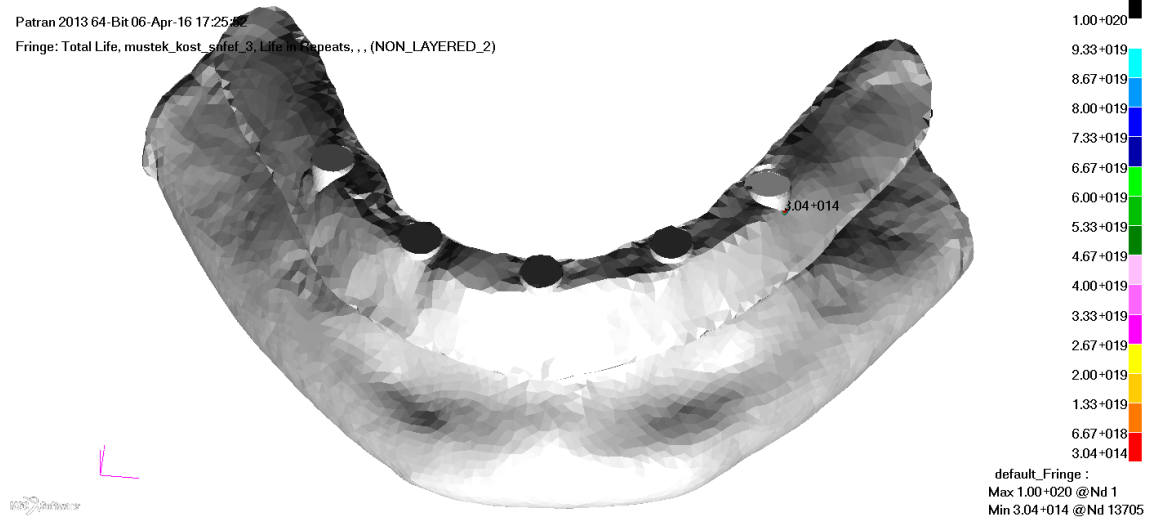


Obrázek 66: Kumulace tlakového napětí [MPa] na levé linguální straně

Příloha E

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:25:52

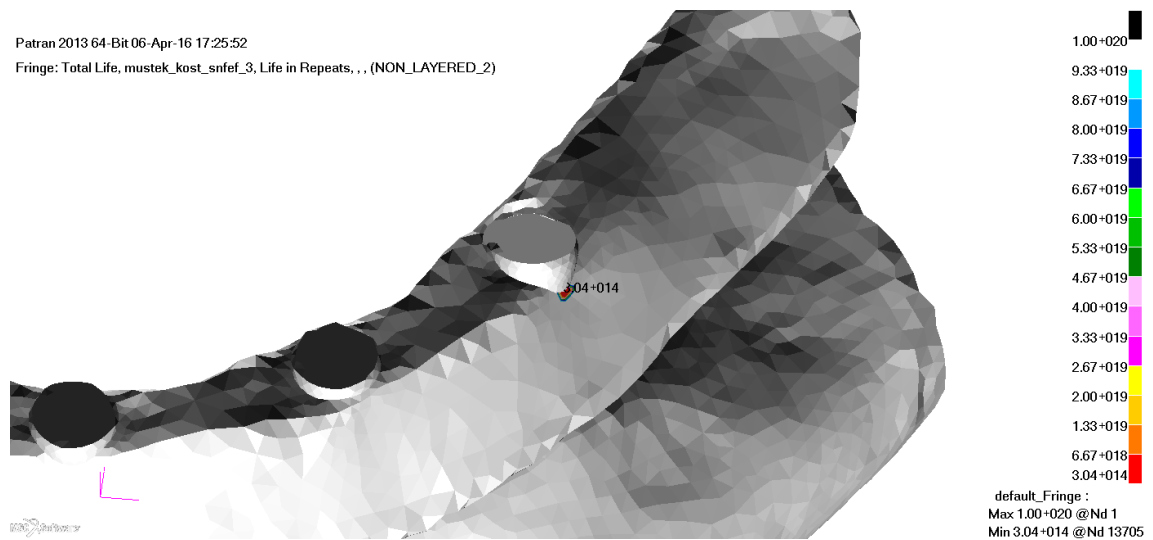
Fringe: Total Life, mustek_kost_snfef_3, Life in Repeats, , (NON_LAYERED_2)



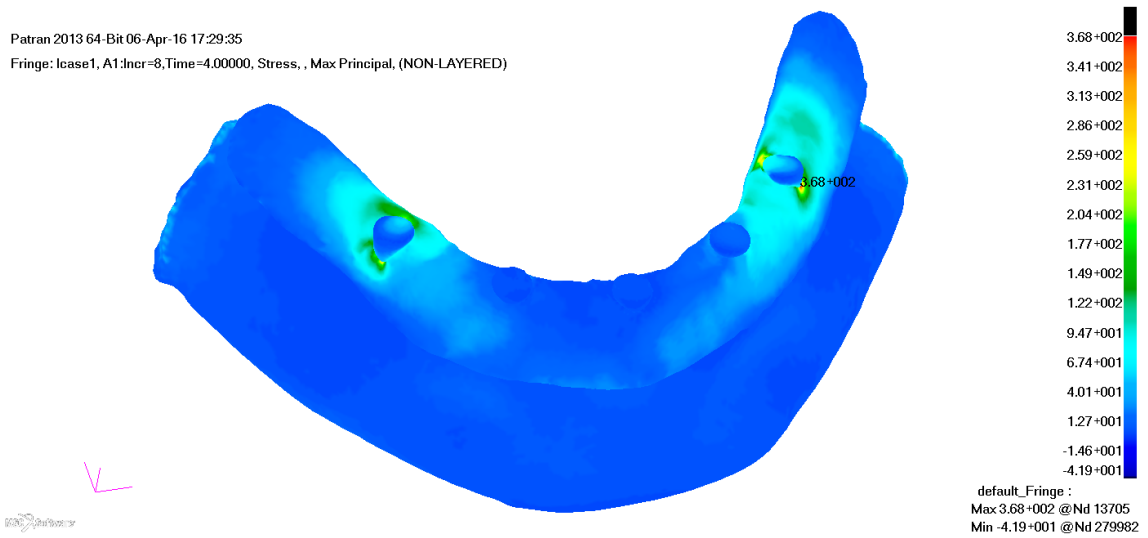
Obrázek 67: Počet kousacích cyklů

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:25:52

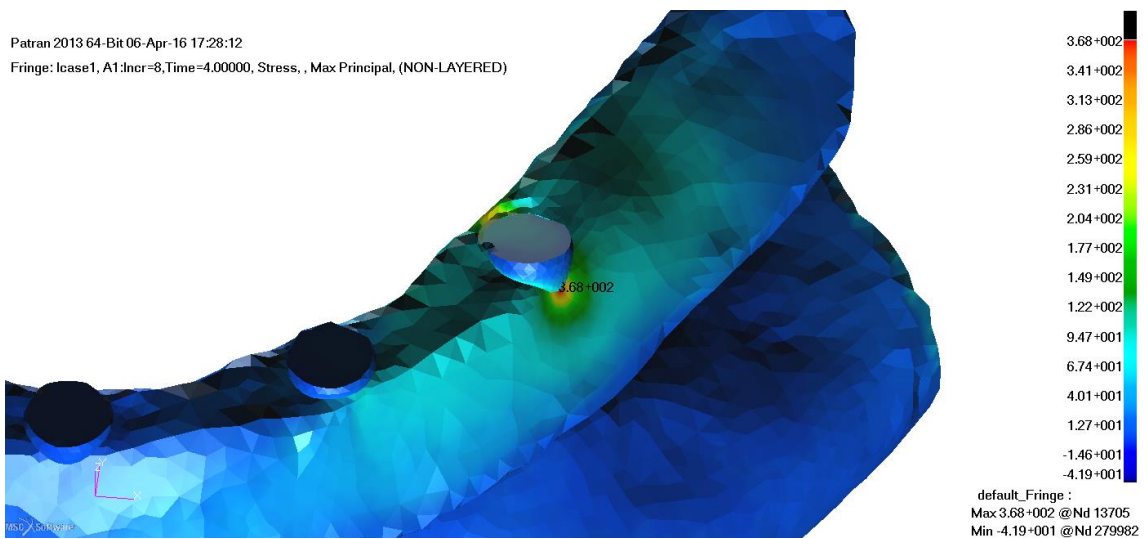
Fringe: Total Life, mustek_kost_snfef_3, Life in Repeats, , (NON_LAYERED_2)



Obrázek 68: Detail počet kousacích cyklů v oblasti levého krajního implantátu



Obrázek 69: Zobrazení maximálního napětí na modelu BM s kostí [MPa]

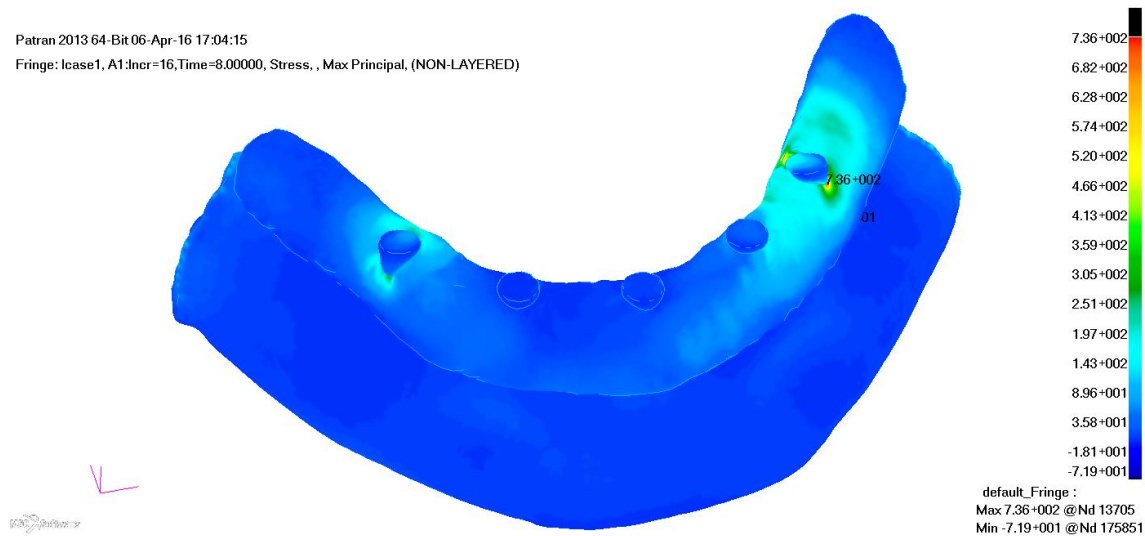


Obrázek 70: Detail maximálního napětí [MPa] v oblasti levého krajního implantátu

Příloha F

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:04:15

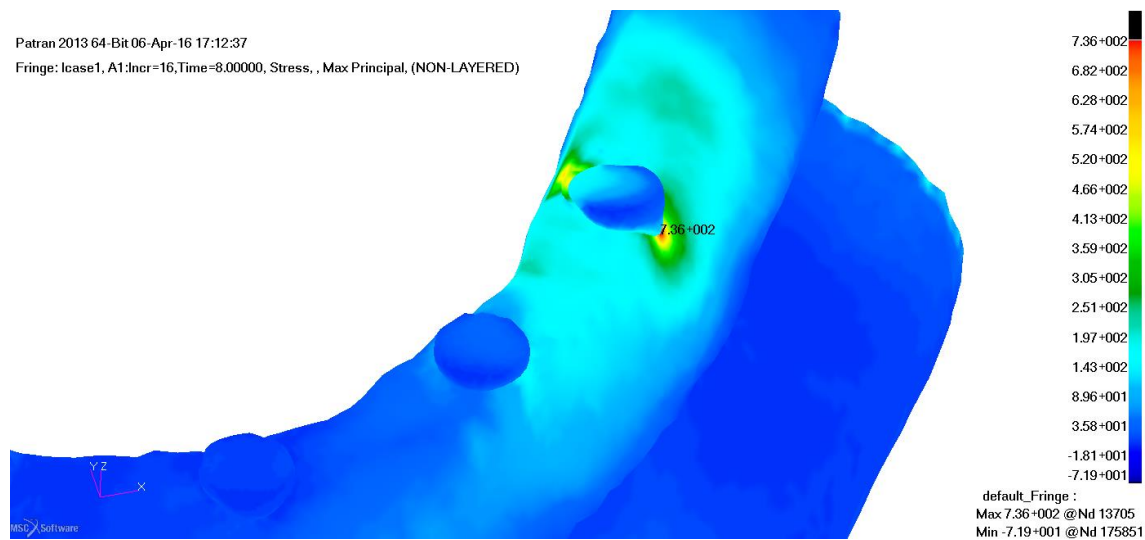
Fringe: lcase1, A1:Incr=16,Time=8.00000, Stress, , Max Principal, (NON-LAYERED)



Obrázek 71: Zobrazení maximálního napětí na modelu BM s kostí [MPa]

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:12:37

Fringe: lcase1, A1:Incr=16,Time=8.00000, Stress, , Max Principal, (NON-LAYERED)



Obrázek 72: Detail maximálního napětí [MPa] v oblasti levého krajního implantátu

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:19:27

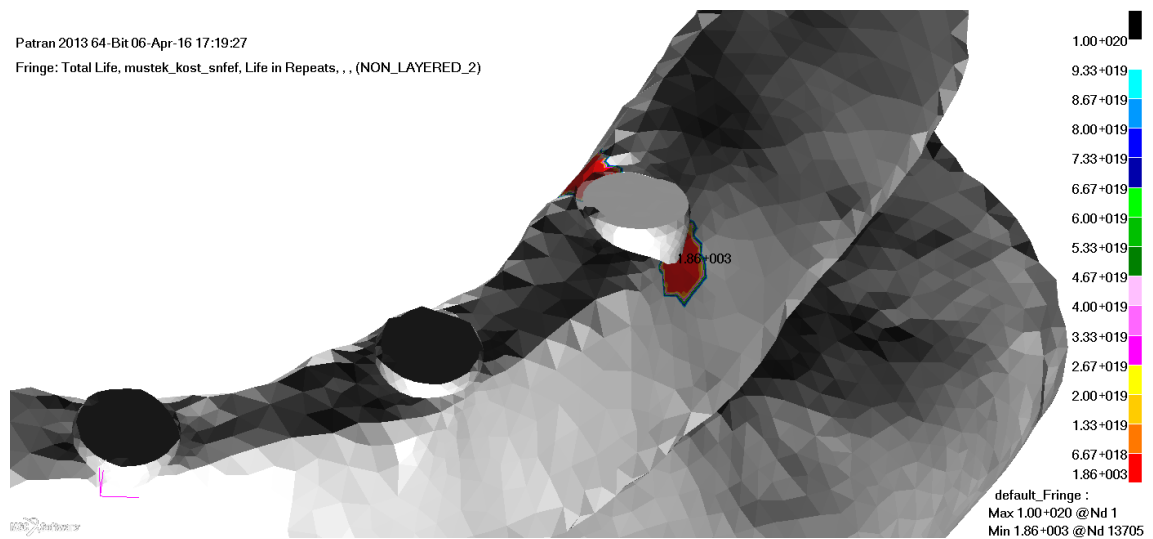
Fringe: Total Life, mustek_kost_snfef, Life in Repeats, , (NON_LAYERED_2)



Obrázek 73: Počet kousacích cyklů

Patran 2013 64-Bit 06-Apr-16 17:19:27

Fringe: Total Life, mustek_kost_snfef, Life in Repeats, , (NON_LAYERED_2)



Obrázek 74: Detail počet kousacích cyklů v oblasti levého krajního implantátu

Přiložené CD