

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Jiří Valenta

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformační a napět'ová analýza zubu s aplikovanou fazetou

v anglickém jazyce:

Stress-strain Analysis of Dental Veneers

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Problematika práce souvisí s vytvářením výpočtových modelů v oblasti stomatologické biomechaniky zubů. Mezi nejčastější zákroky ve stomatologických ordinacích patří obnova zlomených částí a estetické korekce zubů. Jednou z možností jak provést rekonstrukci ulomené části je pomocí fazet. Zhotovení fazet představuje nejmodernější a nejšetrnější řešení vad chrupu. Diplomová práce bude zaměřena na deformačně-napět'ovou analýzu specifických tvarů fazet aplikovaných na zubu.

Cíle diplomové práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s řešenou problematikou.
2. Vytvoření modelu geometrie zubu.
3. Vytvoření modelu geometrie fazet.
4. Vytvoření výpočtového modelu zubu s fazetou.
5. Provedení řešení pro různé zatěžovací stavy.
6. Na základě řešení, provedení analýzy výpočtového modelu a výsledků řešení.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [3] Petra C. Guessa, Christian, F.J. Stapperta, Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers, Dental Materials, Volume 24, Issue 6, June 2008
- [4] Marcián, P.: On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011.
- [5] Ona, M., The influence of elastic modulus mismatch between tooth and post and core restorations on root fracture, International Endodontic Journal 46 (1) , pp. 47-52

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 22.10.2013

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan fakulty

Prohlášení:

Prohlašuji tímto, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, na základě uvedené literatury pod vedením vedoucího diplomové práce.

V Brně:

Podpis:

Diplomová práce

Jiří Valenta

Poděkování:

Rád bych poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Ing. Petru Marciánovi, Ph. D. za užitečné rady, vedení a čas, které mi věnoval při zadání a realizaci diplomové práce. Poděkování patří i mým spolužákům za podporu a dobré rady. V neposlední řadě děkuji své rodině a přítelkyni za podporu při studiu na vysoké škole.

ABSTRACT

Diplomová práce je zaměřena na deformačně napěťovou analýzou horního středního řezáku s aplikovanou fasetou a jejích varianty s aproximálními výplněmi a endodontickým ošetřením. Na začátku práce jsou popsány základní materiály a rozdělení typů faset. V další části je popsána tvorba geometrického modelu zdravého zubu, faset a výplní. Model geometrie faset byl proveden v několika variantách s uvažováním rozdílné tloušťky, rozsahu faset a použitého materiálu. Na tyto geometrické modely byla vytvořena konečnoprvková síť. Výpočtový model byl vyřešen pomocí metody konečných prvků v programu ANSYS 14.0 v grafickém prostředí Workbench .

Z analýzy výsledků vyplývá, že u faset umístěných částečně v dentinu s aproximálními výplněmi nebo i bez nich je vhodnějším materiálem kompozit. Keramický materiál je lepší zvolit v případě endodontického ošetření. Na fasety umístěné ve sklovině nemá výběr materiálu zásadnější vliv, jen v případě aproximálních výplní je vhodné použít keramický materiál.

ABSTRACT

This thesis focuses on stress-strain analysis of the upper central incisor with applied veneer and its variations with proximal fillings and endodontic treatment. The basic materials and veneer types are introduced at the beginning. Next chapter describes the creation of geometric models of a healthy tooth, veneers and fillings. The veneer geometry model has been done in several variants, taking different thickness values, veneer ranges and used materials into account. A finite element mesh was applied to the models. The computation model was solved using the finite element method using the ANSYS 14.0 software in the Workbench graphics environment.

The results of the analysis show that the composite material is more suitable for veneers placed partially in the dentin - either with proximal fillings or without them. The ceramic material is a better option for endodontic treatment. Veneers located in the enamel are not significantly affected by the choice of material and the ceramic material is more appropriate only when proximal fillings are applied.

Klíčové slova: faseta, výplňové materiály, třídy kavit, metoda konečných prvků

Keywords : veneer, filling materials, classes of cavity, final element method

Bibliografická citace mé práce:

Valenta, J. *Deformačně napěťová analýza zubu s aplikovanou fasetou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 109 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Marcián, Ph. D.

Obsah

1.	ÚVOD	10
2.	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	11
3.	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ	12
4.	VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ	12
5.	REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY	13
6.	ANATOMIE VZTAHUJÍCÍ SE K ŘEŠENÉ PROBLEMATICE.....	16
6.1.	Zuby.....	16
6.1.1.	Sklovina	16
6.1.2.	Dentin	17
6.1.3.	Pulpa	17
6.2.	Kost.....	17
6.3.	Periodoncium.....	18
7.	ROZČLENĚNÍ TYPŮ FASET	19
8.	ROZČLENĚNÍ MATERIÁLŮ FASET	20
8.1.	Keramické materiály.....	20
8.1.1.	Lithium disilikátová keramika	20
8.1.2.	Živcová keramika	21
8.1.3.	Zirkonová keramika.....	22
8.2.	Kompozitní materiál	22
9.	VÝPOČTOVÝ MODEL	23
9.1.	Model geometrie.....	23
9.1.1.	Model geometrie zubu	23
9.1.2.	Model geometrie fasety	24
9.1.3.	Model geometrie výplní a endodontického ošetření.....	29
9.1.4.	Model geometrie periodoncia	30
9.1.5.	Model geometrie kosti	31

9.1.6.	Model geometrie zatěžovací plochy a celé soustavy	32
9.2.	Diskretizovaný model geometrie	33
9.2.1.	Popis použitých prvků	33
9.2.2.	Řešení kontaktu v diskretizovaném modelu řešené soustavy	34
9.2.3.	Diskretizace dílčích modelů řešené soustavy	34
9.3.	Model materiálu	36
9.4.	Model vazeb	37
9.5.	Model zatížení	38
10.	ANALÝZA A PREZENTACE VÝSLEDKŮ	39
10.1.	Analýza vlivu směru a místa zatěžování	39
10.1.1.	Analýza vlivu směru zatížení	39
10.1.2.	Analýza vlivu místa zatěžování	51
10.2.	Analýza a prezentace výsledků zdravého zubu	54
10.3.	Analýza a prezentace výsledků zubu s aplikovanou fasetou	61
10.3.1.	Analýza vlivu typu fasety	61
10.3.2.	Analýza vlivu aproximálních výplní a endodontického ošetření zubu ..	68
10.3.3.	Analýza vlivu materiálu fasety	81
11.	ZÁVĚR	92
12.	POUŽITÁ LITERATURA	94
13.	Přílohy	97

1. ÚVOD

U člověka, stejně jako i u jiných živých tvorů, se v průběhu evoluce vyvinuly zuby, jejichž hlavní součástí jsou dentin a sklovina. Jako celek slouží primárně k rozmělnění potravy a k její přípravě pro trávení.

Péče o zuby má v životě stejný význam jako běžná péče o osobní zdraví a zevnějšek. Ve společenském styku, v zaměstnání hrají zuby významnou roli. Doplnují celkový vzhled člověka po estetické stránce. Přirozeně vypadající chrup dodává lidem jistotu, sebevědomí.

Ruku v ruce spolu s erupcí zubu se již od pradávna vyskytují určité problémy. Jedná se o vznik zubního kazu, onemocnění dásní, zubní dřeně, o úrazy a vrozené defekty. Mezi esteticky důležité a pro korekce preferované řadíme zuby frontálního úseku horního zubořadí. Současný životní styl zvyšuje incidenci i závažnost těchto poškození.

Nabízí se různá řešení. Zhotovování výplní nebo dostavby zubu z materiálů s barvou podobnou zubnímu tkáním, aplikují se korunky, které v určité tloušťce nahrazují celou povrchovou strukturu. Využívají se také náhrady s menším rozsahem, fasety, které nahrazují přední plochu zubu, případně i přiléhající strany. Volba materiálu a rozsah zhotovení faset je dán mechanickými, optickými vlastnostmi materiálu, rozsahem defektu, typem a stavem původních výplní, v neposlední řadě i zkušenostmi a preferencemi ošetřujícího lékaře.

2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Zub je jako jedna z mála struktur v lidském těle složen z materiálů, které nepodléhají fyziologické obnově. Pokud přijmeme fakt, že žádný dnes dostupný materiál nedokáže stejně kvalitně nahradit části tvrdé zubní tkáně ani kompletní zub, zuby se stávají nesmírně vzácným komponentem lidského organismu.

Z tohoto důvodu by měl každý člověk o své zuby pečovat ve zvýšené míře, snažit se o jejich zachování co možná nejdéle a v co možná nejméně pozměněné podobě. I zubní lékař by měl při ošetření volit metody a materiály, které budou k tvrdým zubním tkáním, jako je dentin a sklovina, maximálně šetrné a zachovají původní zubní struktury v co největší míře. Jedním z argumentů pro lékaře by měla být omezená životnost každého ošetření. Tedy nutnost ponechat zdravé tvrdé zubní tkáně jako vklad do budoucna, kdy bude sloužit pro další ošetření, u kterého je vždy nutno odebrat více materiálu. Postupy, kdy se snažíme o minimální zásahy do zubních tkání se v mezinárodním pojetí moderní stomatologie nazývá Minimal Invasive Dentistry (MID). Jedná se hlavně o způsob myšlení lékaře, který by ho měl navést k postupům s minimálně traumatizujícím účinkem na vlastní tkáně i samotného pacienta při stejném terapeutickém výsledku.

Ke stejnému estetickému výsledku však vede několik cest. Podobný defekt lze řešit dle konceptu MID výplní z kompozitního materiálu, korunkou, fasetou s menším či větším rozsahem nebo kombinací dvou posledních typů prací s kompozitní výplní, která je buď celá překrytá prací, nebo je z části odkrytá do dutiny ústní. Z mechanického hlediska se situace může dále změnit pokud bude zub před započítím nebo po odevzdání práce endodonticky ošetřen, tzn. bude mít skrz dentin vytvořen přístup do dřeňové dutiny, kořenový kanálek zaplněn gutaperčovým materiálem se sealerem a vstup ošetřen kompozitní výplní.

3. FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE ŘEŠENÍ

Provedení deformačně napěťové analýzy zdravého zubu a zubu s aplikovanou fasetou.

Cílem diplomové práce je srovnávací analýza zdravého zubu se zubem s aplikovanou fasetou různého rozsahu. Zabývá se i srovnáním zubů, které byly před aplikací faset ošetřeny výplněmi a vlivem materiálů používaných u faset.

4. VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

V této práci jde o analýzu deformačně napěťových stavů zubů. Experimentální modelování zadaného problému je vzhledem k malým rozměrům zubu v současnosti prakticky neproveditelné. Podobnostní modelování, kdy má modelový objekt stejný poměr rozměrů jako reálný model a shodné materiálové vlastnosti, naráží hlavně na ekonomickou, časovou a technickou náročnost.

Jako vhodnou metodu pro řešení analýzy jsem vybral výpočtové modelování, a to konkrétně metodu konečných prvků. Pro studenty Ústavu mechaniky těles je nejznámější a nejdostupnější výpočtový software ANSYS 14.0. U této úlohy bylo využito jeho grafickém prostředí WorkBench.

5. REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Pro vyřešení zadaného problému bylo zapotřebí provést rešerši dostupné literatury.

Z hlediska přehlednosti se zaměřím zvláště na dílčí témata týkající se řešeného problému.

Informace vztahující se k problematice zubu

Při řešení zadaného problému bylo potřeba získat základní informace struktury zubu a jeho uložení v dutině ústní. Dále bylo nutné vyhledat popis orientace na zubu a nastudovat latinské názvy související s řešeným problémem.

[24] MALÍNSKÝ, Jiří, Jarmila MALÍNSKÁ a Zdeňka MICHALÍKOVÁ. *Morfologie orofaciálního systému: pro studenty zubního lékařství*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 201 s. ISBN 80-244-1062-1.

[25] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, c2003, xiii, 235 s. ISBN 80-726-2225-0.

Informace vztahující se k rozsahu faset

Pro tvorbu faset bylo nutné získat informace o tvaru, velikosti a umístění faset.

[23] PASCAL MAGNE, Urs Belser. *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co, 2002. ISBN 978-086-7154-221.

Informace vztahující se k materiálu zubu a faset

V článcích, dizertačních pracích a produktových katalozích jsem dohledával materiálové charakteristiky zubů a materiálů faset.

[2] KORIOTH, T.W.P. a A.G. HANNAM. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *Journal of Dental Research*. 1994-01-01, vol. 73, issue 1, s. 56-66. DOI: 10.1177/00220345940730010801.

[3] Borák L., Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu, dizertační práce, Brno 2010, 202 s., dizertační práce, školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

- [4] APICELLA, A, E MASI, L NICOLAIS, F ZARONE, N DE ROSA a G VALLETTA. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*. 1998, vol. 9, issue 4, s. 191-196. DOI: 10.1023/A:1008879922207
- [5] IPS e.max Press Scientific Documentation. IVOCAR VIVADENT AG, Schaan, Liechtenstein. [online]. 2011. vyd. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9808/IPS+e-max+Press>
- [6] Julide Ozen, Alper Caglar, Bedri Beydemir, Cemal Aydin, Mehmet Dalkiz, Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures, *Quintessence international, dental digest..* 2007, vol. 6, s. 355–363, PMID: 17625625
- [7] DE SOUZA, J.A., S. GOUTIANOS, M. SKOVGAARD a B.F. SØRENSEN. Fracture resistance curves and toughening mechanisms in polymer based dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011, vol. 4, issue 4, s. 558-571. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.01.003.
- [8] CHUNG, Sew Meng, Adrian U Jin YAP, Wee Kiat KOH, Kuo Tsing TSAI a Chwee Teck LIM. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials*. 2004, vol. 25, issue 13, s. 2455-2460. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.029.
- [9] Material Characteristics. CERAMARET SA, Bôle, Switzerland. [online]. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://www.ceramaret.ch/pdf/material-characteristics.pdf>

Literatura zabývající se zatížením zubu

Pro zatížení řešeného zubu bylo potřeba zjistit velikost žvýkacích sil působících na zub.

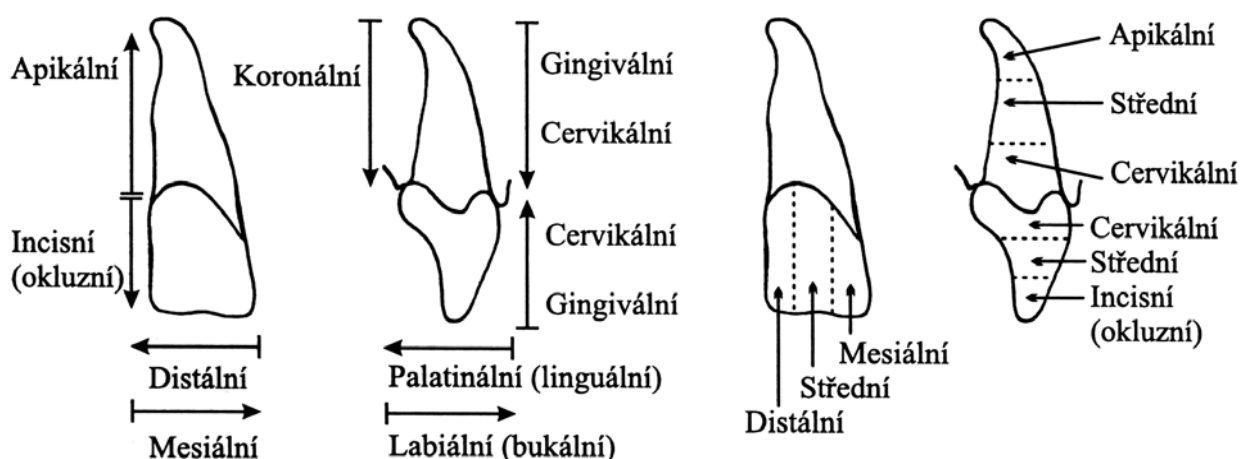
- [10] KORIOH, Tom W.P, Thomas W WALDRON, Antheunis VERSLUIS a John K SCHULTE. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics*. 1997, vol. 30, issue 6, s. 631-633. DOI: 10.1016/S0021-9290(96)00182-0.
- [11] BAKKE, Merete. Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*. 2006, vol. 12, issue 2, s. 120-126. DOI: 10.1053/j.sodo.2006.01.005.

- [12] Garner, L.D.; Kotwal, N.S. Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion. *J Dent Res*. 1973 Jul-Aug;52(4):698-702.
- [13] Waugh, L.M., Dental observations among Eskimo. VII. Survey of mouth conditions, nutritional study, and gnatodynamometer data, in most primitive and populous native villages in Alaska, *J Dent Res*, 16 (1937), pp. 155–156
- [14] I. Nakajima, T. Ohnishi, A. Nagasawa, M. Seki, N. Takanashi, K. Takei et al., Relationship between the values of masticatory efficiency and biting pressure in children with cerebral palsy—inter-relationship between the maximum biting pressure, chewing cycle and the value of masticatory efficiency, *J Nihon Univ Sch Dent*, 30 (1988), pp. 244–260
- [15] REGALO, S.C.H., SANTOS, C.M., VITTI, M., REGALO, C.A., DE VASCONCELOS, P.B., MESTRINER, W., SEMPRINI, M., DIAS, F.J., HALLAK, J.E.C. a SIÉSSERE, S. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Archives of Oral Biology*. 2008, vol. 53, issue 3, s. 282-286. DOI: 10.1016/j.archoralbio.2007.10.003.

6. ANATOMIE VZTAHUJÍCÍ SE K ŘEŠENÉ PROBLEMATICE

6.1. Zuby

Zuby jsou součástí dutiny ústní a slouží k uchopení, oddělení a rozmělnění potravy. Na zubu rozlišujeme korunku, kořen a krček. Poměr velikosti mezi kořenem a korunkou je přibližně 2 : 1. Na jednotlivých částech zubu jsou popisovány směry a plochy vycházející z polohy anatomických struktur (Obr. 1). U zubu rozeznáváme hrot (apex) kořene, krček (cervix) a kousací hranu (incisi). Směry vzhledem ke středové (mediální) rovině a dutině ústní rozdělujeme na mesiální, distální, palatinální a labiální. Mesiální je směrem k mediální rovině, naopak distální je směr obrácený. Palatinálním směrem se rozumí směr na patro (palatum) a labiálním směr ke rtům (labium). Aproximální plochy jsou plochy fyziologicky přivrácené k sousedním zubům.



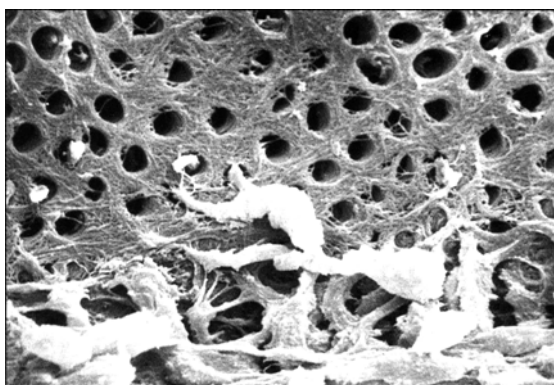
Obr. 1: Orientace anatomických směrů a ploch na zubu [24].

6.1.1. Sklovina

Sklovina je povrchová vrstva zubní korunky dosahující u incize tloušťky 1 ÷ 1,5 mm a ztenčující se směrem k incizi. Z 95 ÷ 98 % je složena z krystalů hydroxyapatitu a zbylou část tvoří bílkoviny amelogeniny. Krystaly hydroxyapatitu jsou uspořádány do prizmat, směřujících převážně kolmo k povrchu zubu. Jednotlivé krystaly odděluje tzv. interprizmatická substance.

6.1.2. Dentin

Dentin se nachází v korunkové a kořenové části zubu. Obsahuje 70 % anorganických látek, stejně jako u skloviny tvořené krystalky hydroxyapatitu. Zbývajících 30 % je voda a organické látky, zastoupená převážně mukopolysacharidy a kolagenem. Nižší podíl anorganických látek je zodpovědný za menší tvrdost než u skloviny, ale o něco vyšší než u kosti. V celé své tloušťce je prostoupen jemnými kanálky (tubuli), které začínají na straně dřeňové dutiny (pulpy) a směrem ke sklovině se zužují (Obr. 2). Povrch kořenové části kryje vrstva cementu zajišťující připojení periodontálních vláken.



Obr. 2: Dentinové tubuli na pulpální straně dentinu(SEM) [25].

6.1.3. Pulpa

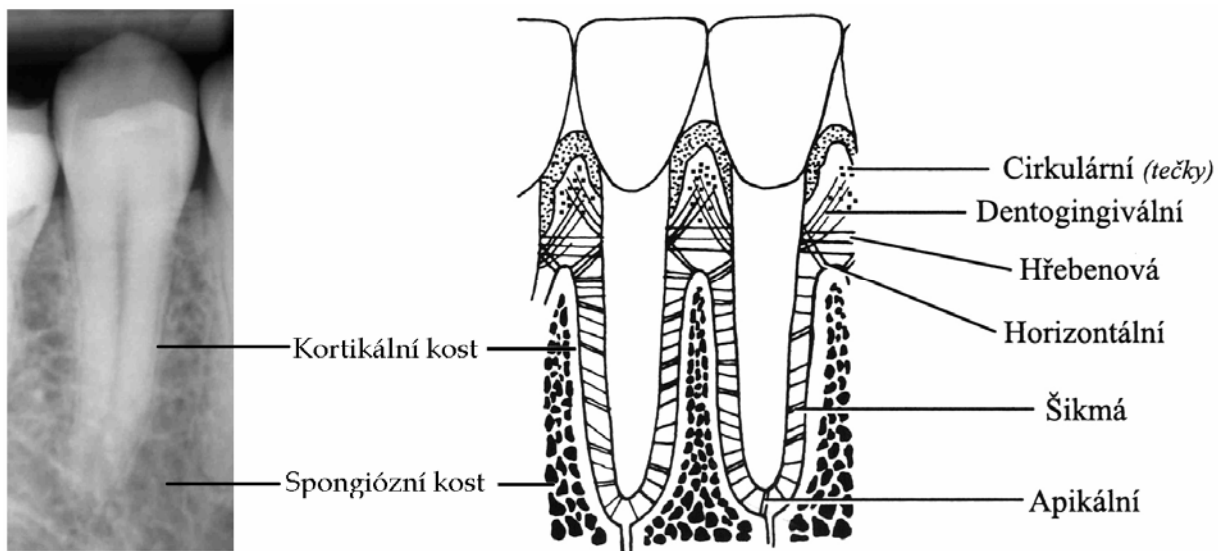
Pulpa neboli zubní dřeň je vazivová tkáň s množstvím cév a nervů sloužící k výživě a nervové inervaci dentinu. Anatomicky se dělí na korunkovou a kořenovou část. Kořenová dřeň začíná apikálním otvorem, kterým do zubní dřeně vstupuje nervově-cévní svazek. V průběhu kořene se mohou oddělovat přídavné kanálky sloužící ke komunikaci s periodonciem. V korunkové části se dřeň rozšiřuje v dřeňovou dutinu, která vybíhá k incizální hraně a k hrbolkům v tzv. rohy zubní dřeně.

6.2. Kost

Kostní tkáň se svou strukturou dělí na kortikální a spongiózní (Obr. 3). Kortikální kost je tvrdá, kompaktní struktura, která v oblasti zubního lůžka vybíhá v tenkou proděravělou, kribriformní ploténku. Otvory v ploténce slouží k prostupu cév a nervu pro výživu a inervaci periodoncia. Většina kosti v okolí zubů je tvořena spongiózní kostí, což je navzájem propojená síť kostních trámečků.

6.3. Periodoncium

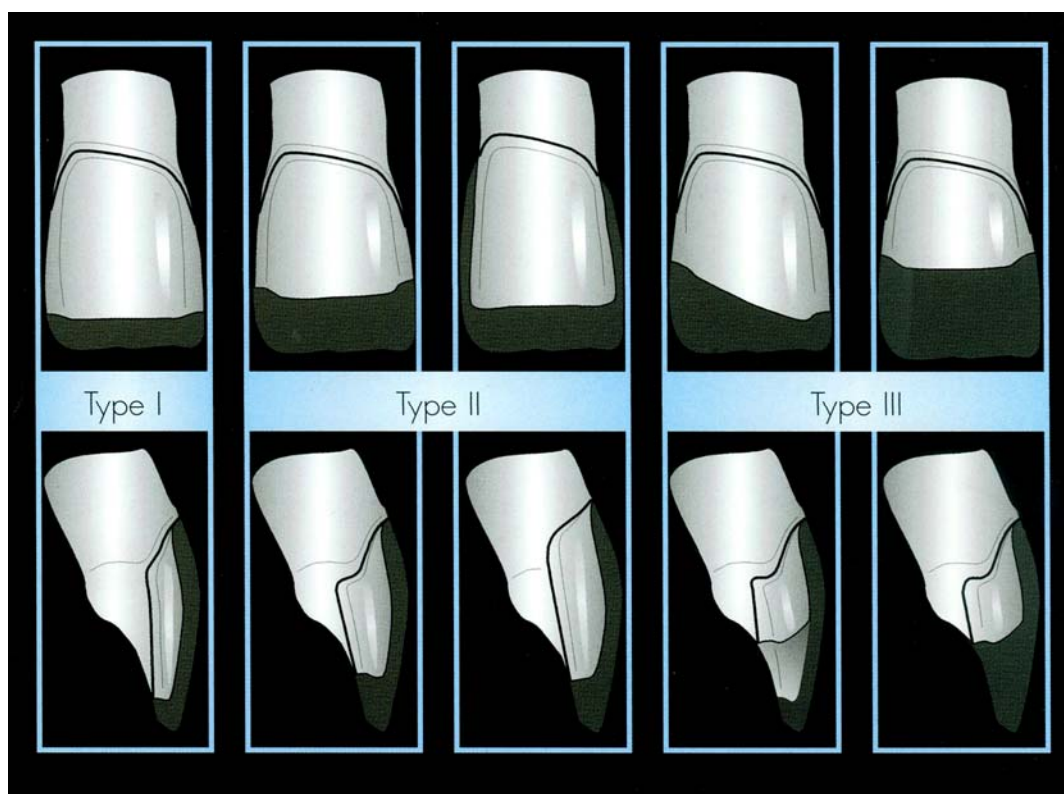
Periodoncium je systém vláken, cév a nervových zakončení, který vytváří závěsný aparát zubu (Obr.3). Vlákná jsou tvořena převážně silnými svazky kolagenních vláken spojující cement na povrchu kořene a lamina cribriformis zubního alveolu. V menší míře existují vlákna spojující zub s okolními zuby a sliznicí v bezprostřední blízkosti zubu.



Obr. 3: Průběh jednotlivých svazků periodontálních ligament [25].

7. ROZČLENĚNÍ TYPŮ FASET

Dělení faset není jednoznačně klasifikováno jako je tomu například u výplní. Pascal Magne a Urs Belser uvádí ve své publikaci Bonded Porcelain Restoration [23] 3 typy faset podle rozsahu nahrazované incizní hrany a hranice preparace (Obr.4). I. typ je faseta s minimální náhradou incizní hrany, nepatrně zasahující do aproximálního prostoru a s celým okrajem fasety uloženým ve sklovině. Typ II větším rozsahem nahrazuje incizní hranu než typ I a vyplňuje většinu aproximálního prostoru. Okraj fasety může u typu II vestibulárně končit v kořenovém dentinu. U typu III incizní část fasety končí přibližně v polovině korunky jedno nebo oboustranné, hranice preparace je ukončená ve sklovině a rozsahem zasahuje většinu aproximálního prostoru.



Obr. 4: Typy faset dle Magne, Belser [23].

8. ROZČLENĚNÍ MATERIÁLŮ FASET

K zhotovení faset je možné použít více druhů materiálů, které se liší především optickými a mechanickými vlastnostmi. Lze je rozdělit do dvou hlavních skupin na keramické a kompozitní materiály.

8.1. Keramické materiály

Pro dělení keramických materiálů je z praktického pohledu zubního lékaře nejpodstatnější, zda je jejich povrch možné leptat či nikoliv, protože dle toho si vybírá cementační materiály pro spojení keramiky se zubními tkáněmi. Leptání kyselinou fluorovodíkovou je možné jen u keramik s obsahem oxidu křemičitého, kterými je například lithium disilikátová a živcová keramika. K neleptatelným keramikám patří například aluminová a zirkonová keramika.

8.1.1. Lithium disilikátová keramika

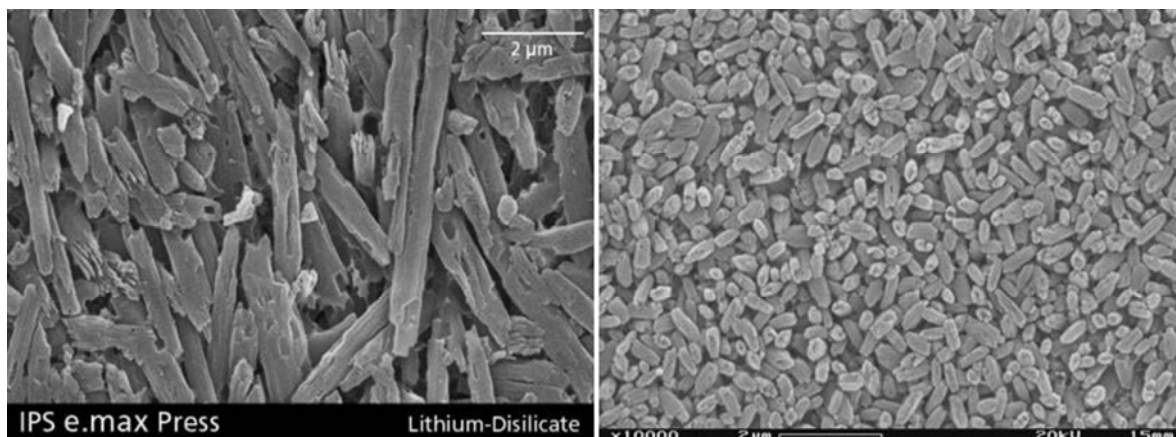
Je tvořena z přibližně 70 % krystalky lithium disilikátu, který této keramice propůjčuje jednak dobré optické a hlavně mechanické vlastnosti. Modul pružnosti se u této keramiky pohybuje okolo 95 GPa a modul v ohybu při biaxiální zkoušce v rozmezí $375 \div 455$ MPa [5].

Keramiku lze zpracovávat pomocí tlakového lití metodou ztraceného vosku nebo frézováním částečně krystalizovaného lithium - metasilikátu, který dosáhne plné pevnosti až po 20 min krystalizace v peci při teplotě $840 \div 850^\circ$ (Obr. 5).



Obr. 5: Frézovaná keramika v částečné a plně krystalizované podobě

Odlišný způsob zpracování vede k různé podobě mikrostruktury, kdy keramika frézovaná má několikanásobně kratší a užší krystaly lithium disilikátu (Obr. 6).

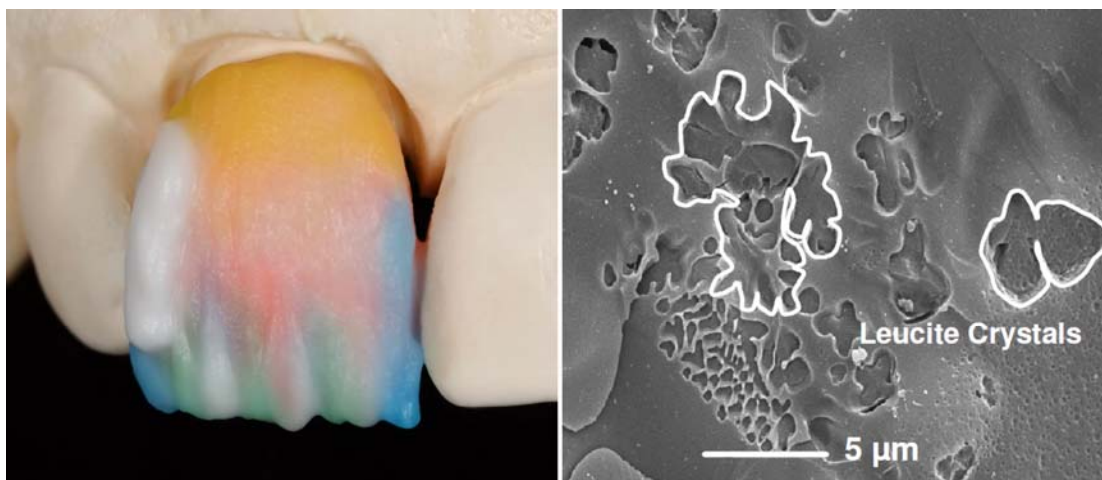


Obr. 6: Presovaná a frézovaná lithium disilikátová keramika z SEM po leptání HF [5,17]

8.1.2. Živcová keramika

Název dostala od živce draselného - KAlSi_3O_8 jako výchozí sloučeniny pro leucit - KAlSi_2O_6 , kterého keramiky obsahuje $5 \div 40 \%$ [18]. Velký obsah skla se podílí na vysoké estetice náhrad, ale je taktéž příčinou horších mechanických vlastností. S biáxiálním modulem v ohybu 160 MPa [19] a modulem pružnosti 6,89 GPa [6].

Zpracování má podobné jako předchozí keramika, je možné ji tlakově odlévat, frézovat, ale navíc nanášet (Obr. 7). Nanáší se ve vrstvách v nestékavé konzistenci, která vznikne smícháním prášku a vody. Při následném vypalování dochází v peci k přibližně 30% objemovému smrštění.



Obr. 7: Vrstvená živcová keramika a snímek v SEM po naleptání s naznačenými krystalky leucitu

8.1.3. Zirkonová keramika

Základem pro strukturu zirkonové keramiky je oxid zirkoničitý (ZrO_2) stabilizovaný oxidem yttria (Y_2O_3). Tento materiál vykazuje vysokou opacitu, kterou se podařilo odstranit příměsí oxidu titaničitého (TiO_2) [21]. Ze všech keramik používaných v zubním lékařství má nejvyšší modul pružnosti 210 GPa [9] a biaxiální modul v ohybu 620 MPa [20].

Zirkonová keramika se zpracovává výhradně frézováním, po kterém následuje sintrování v peci při teplotě 1530°C^{22} .

8.2. Kompozitní materiál

Kompozitní materiály jsou z definice materiály složené z více komponent. V zubním lékařství jsou to typicky částicové, u kterých je částicové plnivo rozprostřeno v matrici a omezuje rozvoj plastických deformací. Matrici tvoří nejčastěji bisfenol A-glycidyl metakrylát (BIS-GMA) nebo uretan dimetakrylát (UDMA). Jako plnivo se používají částice křemíkového skla nebo keramiky o velikosti $0,01 \div 100\ \mu\text{m}$. Plnivo dosahuje $70 \div 80\ %$ hmotnostního podíl v kompozitu. Modul pružnosti 9,8 GPa [7] je nejnižší ze všech výše zmíněných materiálů.

Aplikuje se přímo na zub nebo v laboratoři na sádrový model technikou postupného vrstvení a polymerace. Polymerace je v dnešní době preferována světlem o vlnové délce $395 \div 480\ \text{nm}$ a v případě laboratorního postupu po nanesení poslední vrstvy navíc v kombinaci s působením teploty okolo 100°C .

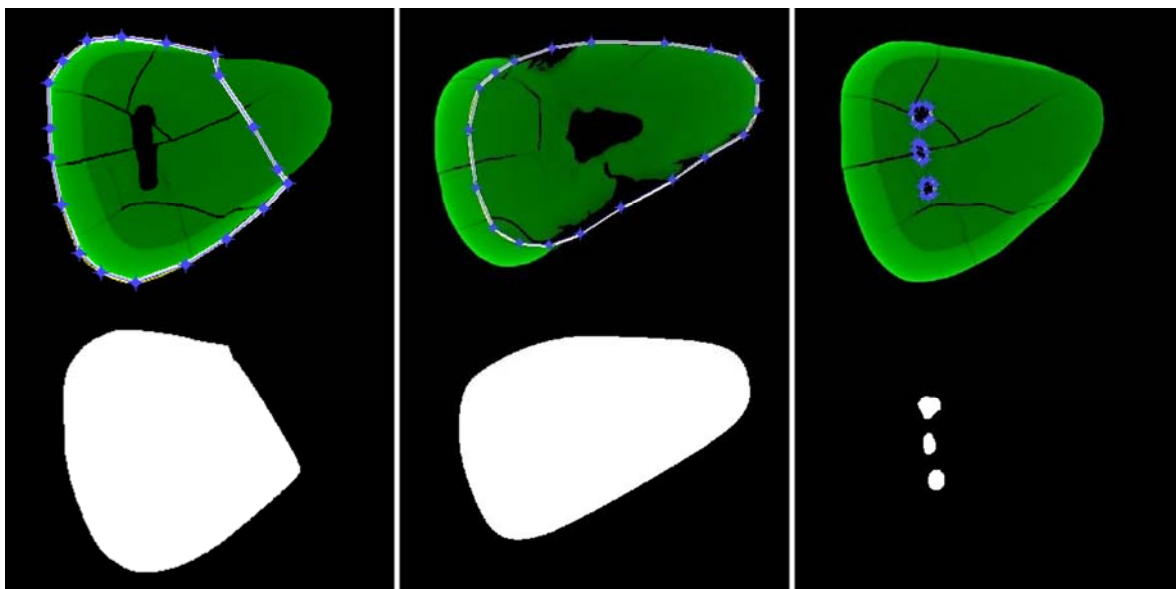
9. VÝPOČTOVÝ MODEL

9.1. Model geometrie

9.1.1. Model geometrie zubu

Model geometrie byl získán pomocí micro-ct skenování skutečného zubu. Micro-ct s krokem 0,02mm bylo provedeno v institutu Ceitec na stroji Skyscan(Bruker) . Výstupem z micro-ct jsou obrázky jednotlivých řezů ve formátu TIFF, DICOM.

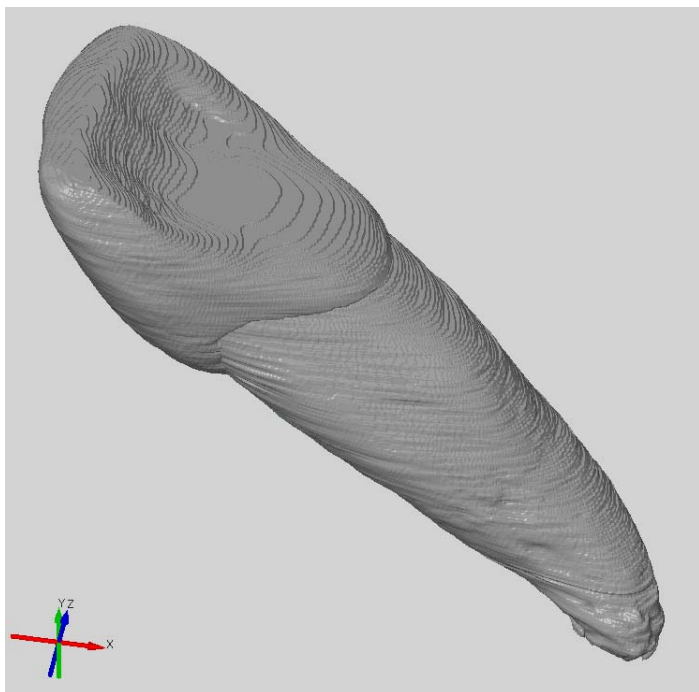
Geometrii je možné vygenerovat pomocí některé z metod automatického segmentování, která slouží k automatickému výběru tkání o stejné propustnosti RTG nebo je možné použít metodu manuální segmentace nebo kombinace obou metod zahrnuté v hybridním segmentování. Zde snímáný zub vykazoval defekty, zvláště na povrchu dentinu, na rozhraní dentinu a skloviny , které byly pravděpodobně způsobeny vysušením organických částí při dlouhodobé expozici na vzduchu. Z tohoto důvodu bylo nutné použít metodu manuální segmentace, kdy se vymezují hranice vytvářeného objektu pomocí křivek a polygonů. Touto metodou bylo za pomoci programu Medical 3D Image Modeling postupně vybráno 570 obrysů skloviny dentinu a kořenového kanálku (Obr. 8). Výstupem z programu jsou geometrie jednotlivých částí ve formátu STL.



Obr. 8: Manuální výběr obrysů v programu Medical 3D Image Modeling

Následným krokem je zobrazení souboru STL v programu GOM inspect a následné vyhlazení schodovitého povrchu (Obr. 9). Z této vyhlazené geometrie byly získané objemy

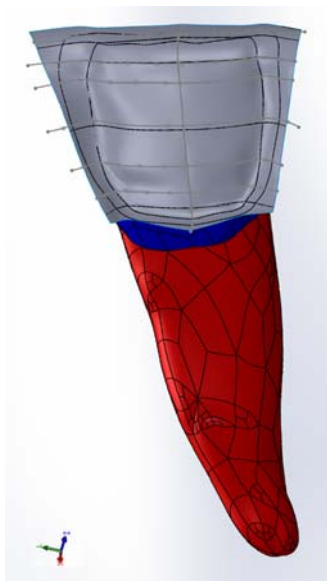
navzájem odečteny v programu Catia. Z objemů byly vytvořeny plochy pomocí příkazu Automatic Surface, který je součástí modulu Quick Surface Reconstruction. Výsledná geometrie byla vyexportována ve formátu IGES a dále s ní bylo pracováno v programu Solidworks.



Obr. 9: STL model v programu GOM Inspect

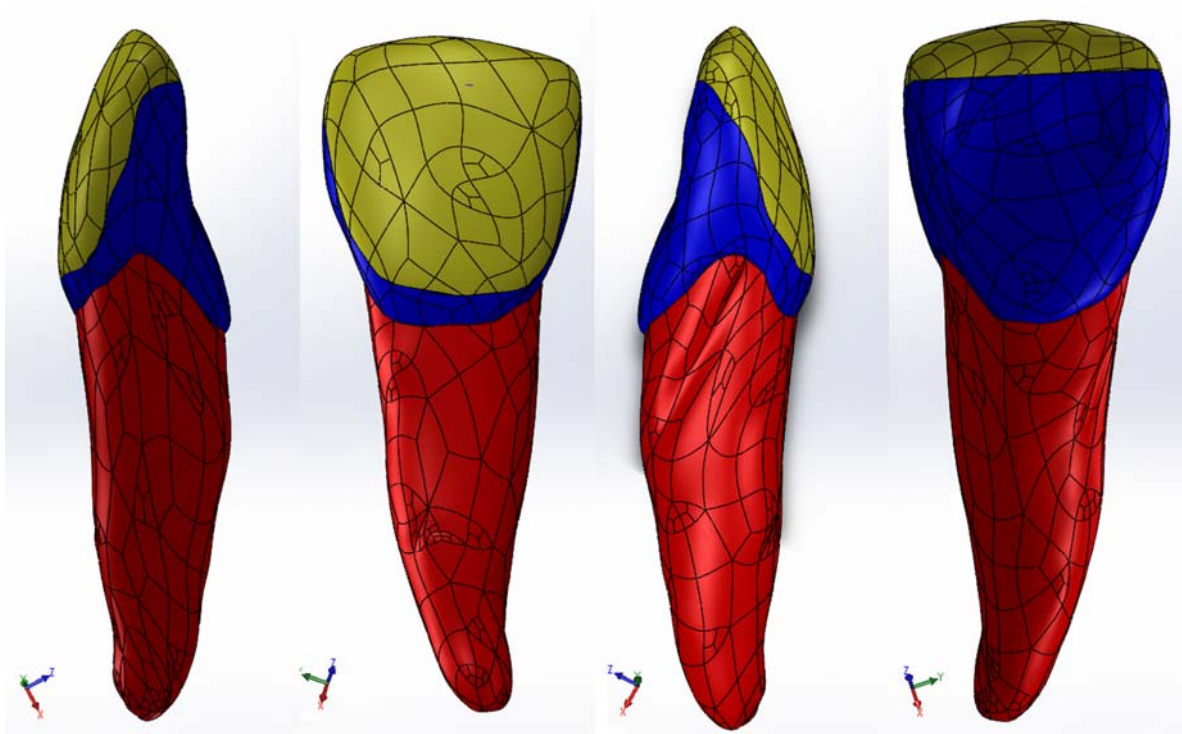
9.1.2. Model geometrie fasety

Při tvorbě faset byla nejprve namodelována rozdělovací rovina oddělující fasetu od zubu. Rovina byla vytvořena pomocí funkce spojení profilů, která spojí dva profily tažením podél vodících křivek, které v tomto případě leží v navzájem paralelních rovinách (Obr. 10).

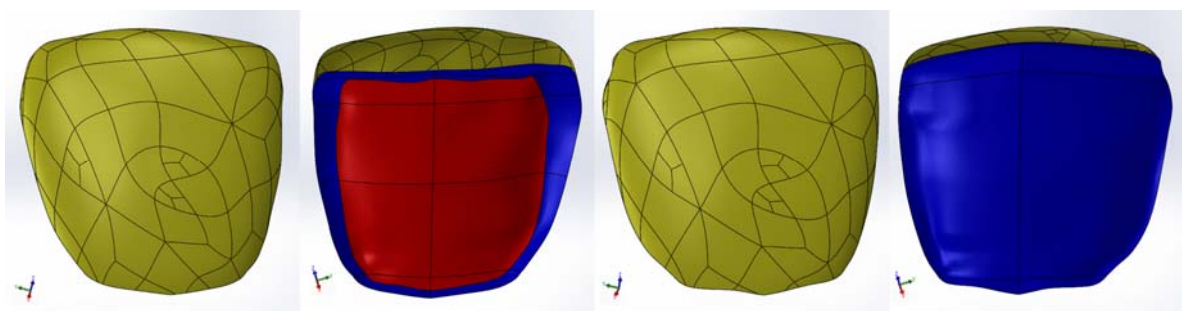


Obr. 10: Rozdělovací plocha pro tvorbu fasety

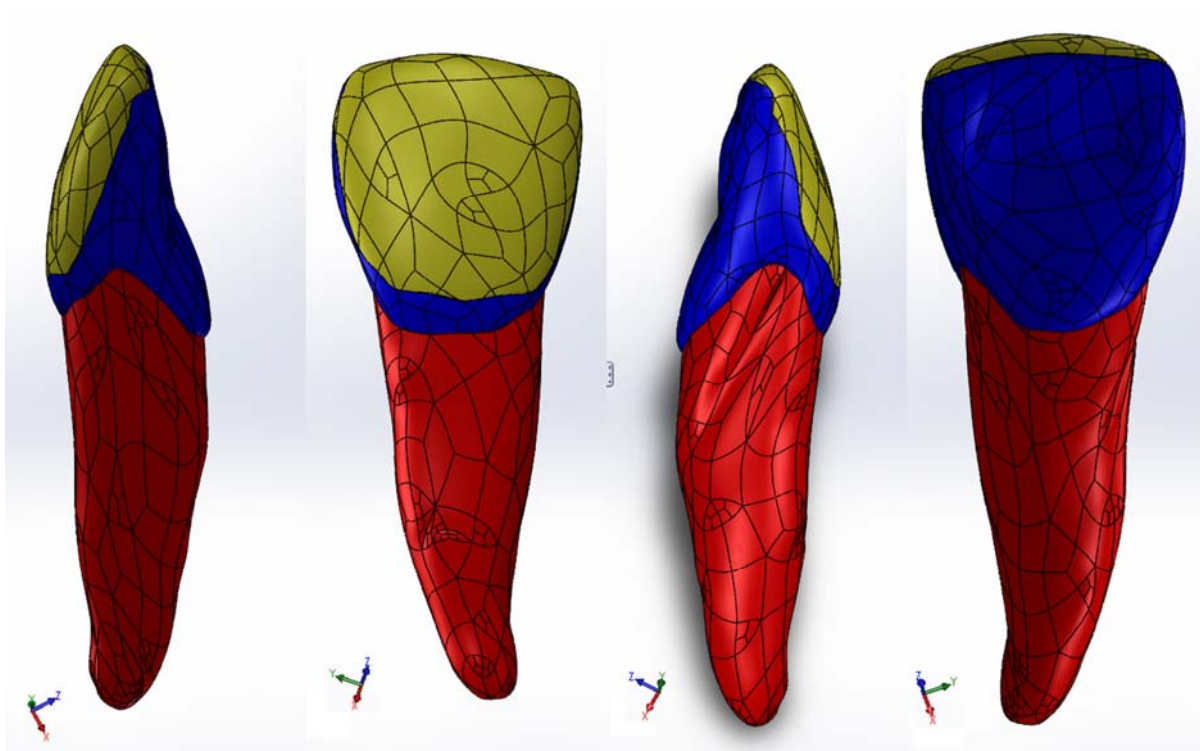
Tímto způsobem byly vytvořeny 4 typy faset. Fasety malého rozsahu, kdy téměř nezasahují do místa bodu kontaktu v aproximálním prostoru jsou označené čísla 1 a 2 (Obr. 11, 12, 13). Čísla 4 a 5 jsou označené fasety většího rozsahu, u kterých zabírají značnou část aproximálního prostoru a bod kontaktu je u nich vytvořen uměle (Obr. 14, 15, 16). Fasety 1 a 5, tedy s lichými čísly, zasahují svou vnitřní částí do dentinu. Oproti tomu fasety 2 a 4 mají menší tloušťku a jsou celou svou vnitřní plochou ve sklovině.



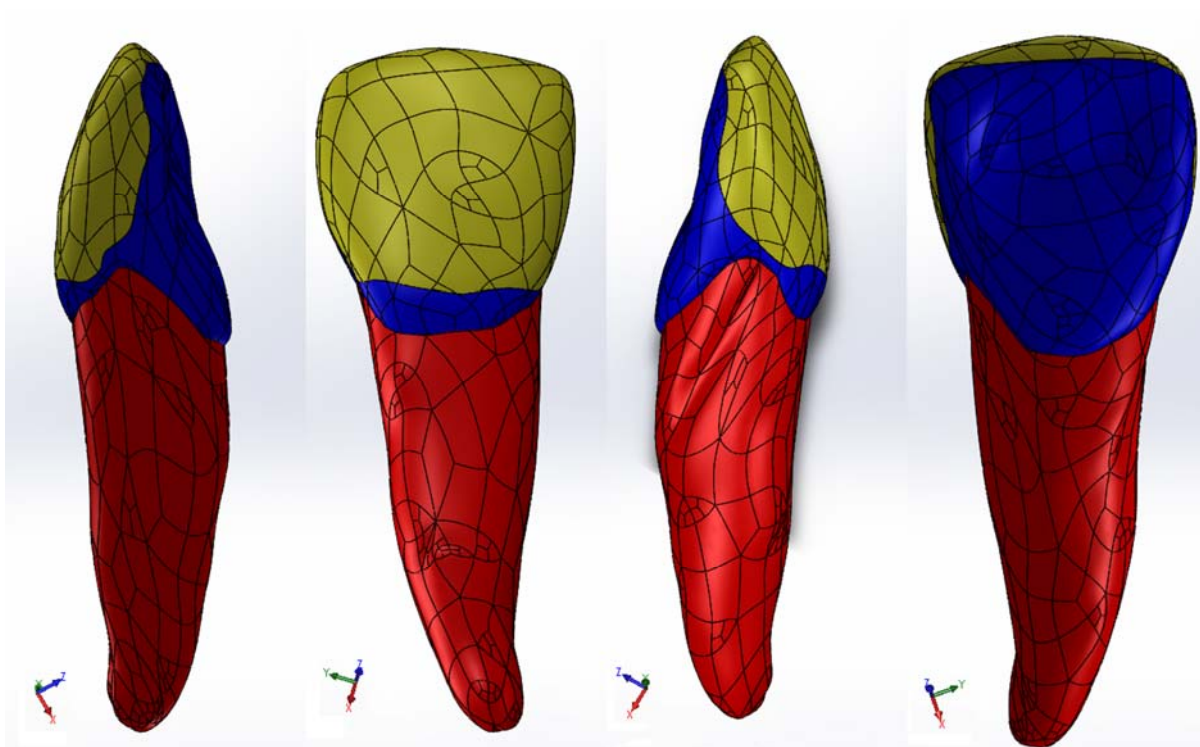
Obr. 11: Faseta 1 na zubu



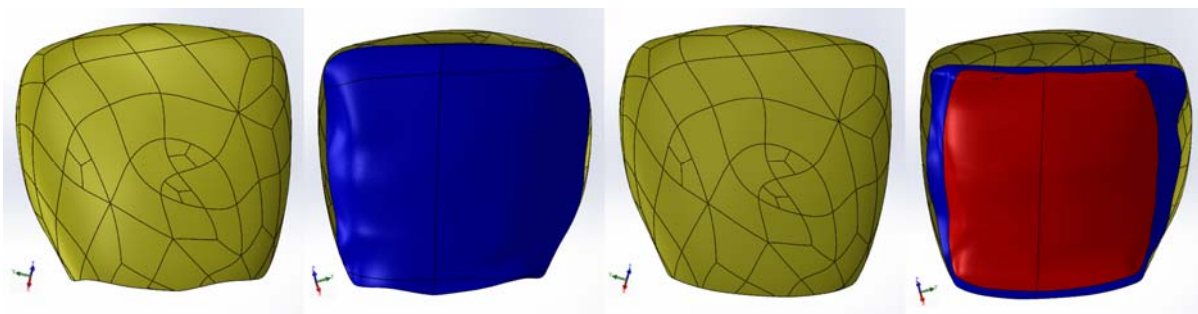
Obr. 12: Faseta 1 a 2



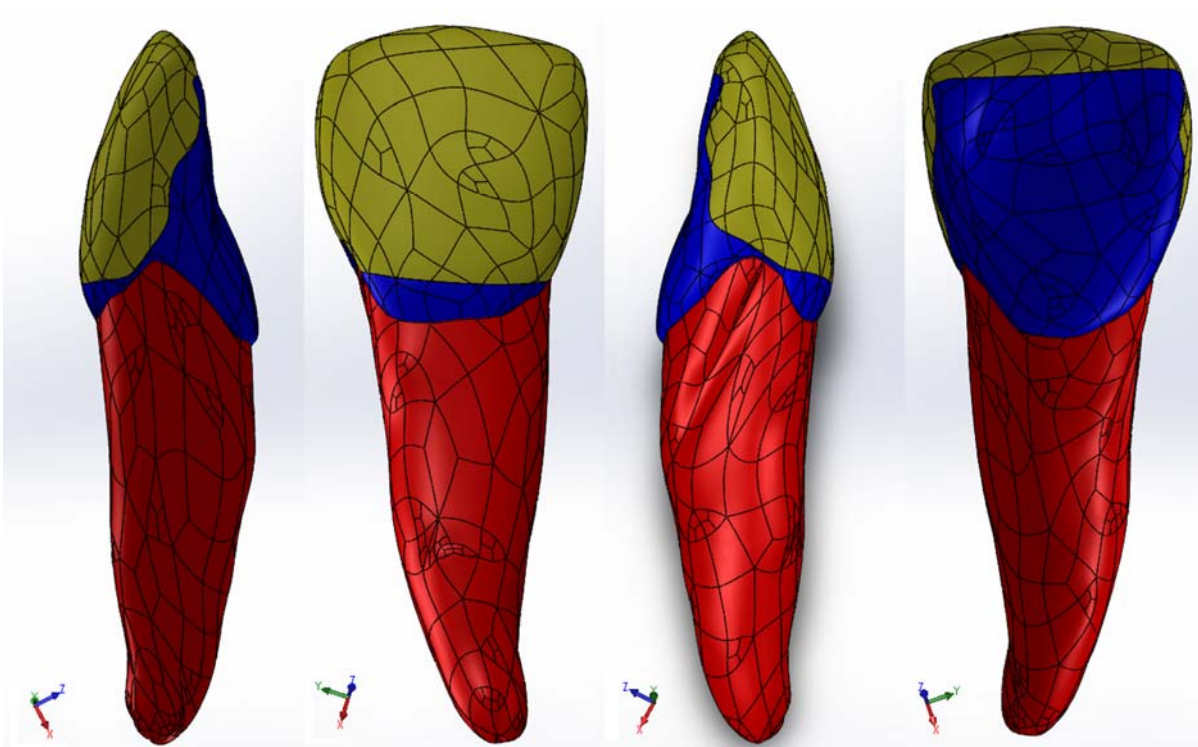
Obr. 13: Faseta 2 na zubu



Obr. 14: Faseta 4 na zubu



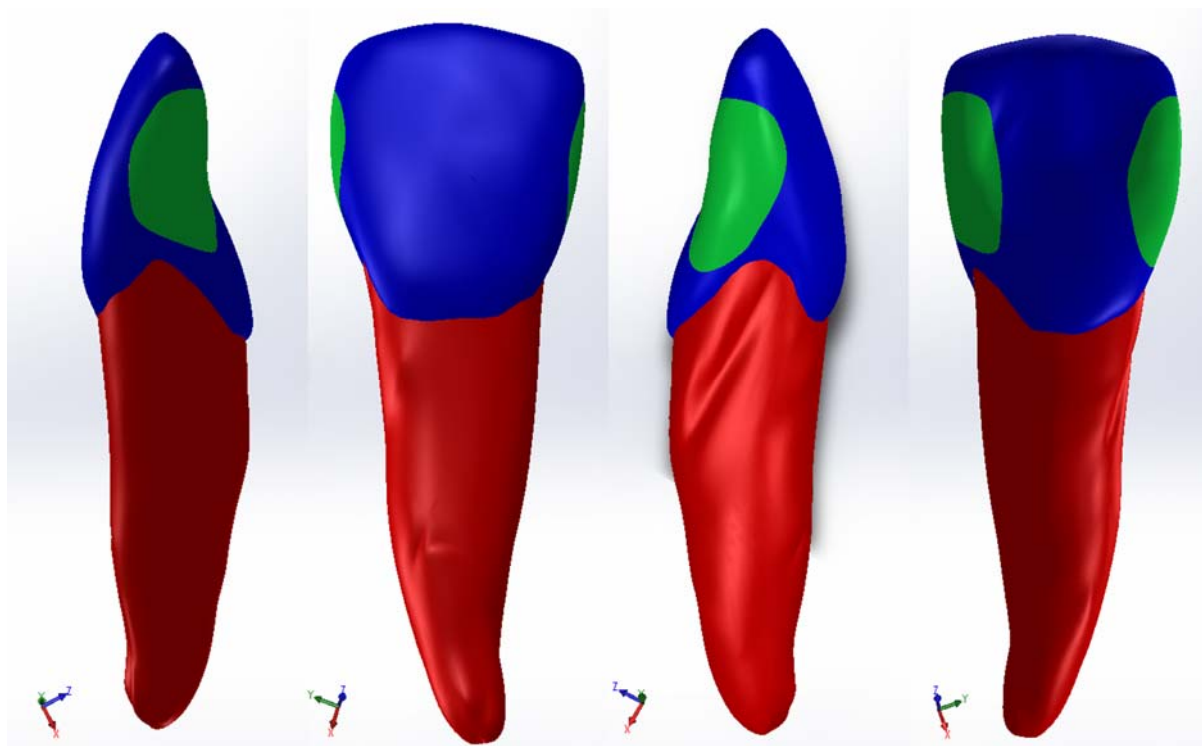
Obr. 15: Faseta 4 a 5



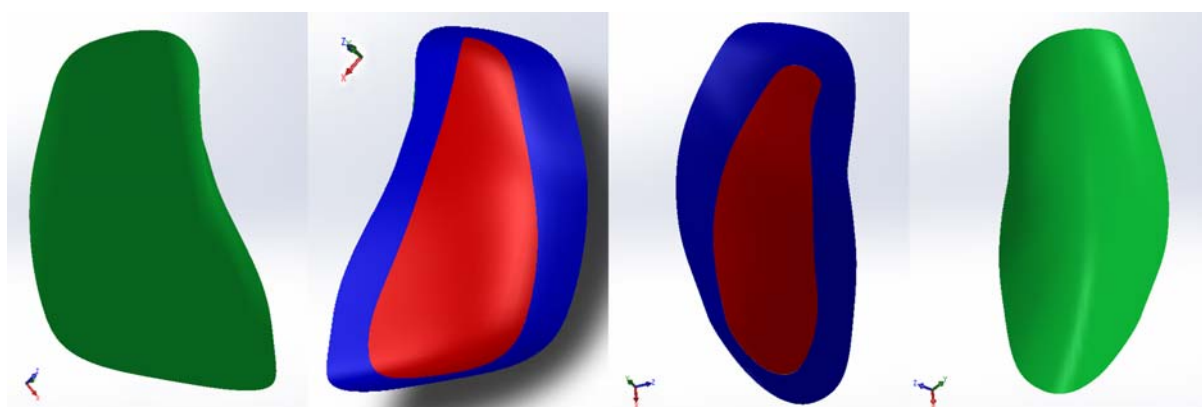
Obr. 16: Faseta 5 na zubu

9.1.3. Model geometrie výplní a endodontického ošetření

Podobným způsobem jako fasety byly vytvořeny i aproximální výplně a výplně po endodontickém ošetření. Aproximálních výplně byly zhotoveny v takovém rozsahu, aby se částí povrchu dotýkaly všech typů faset(Obr. 17, 18).

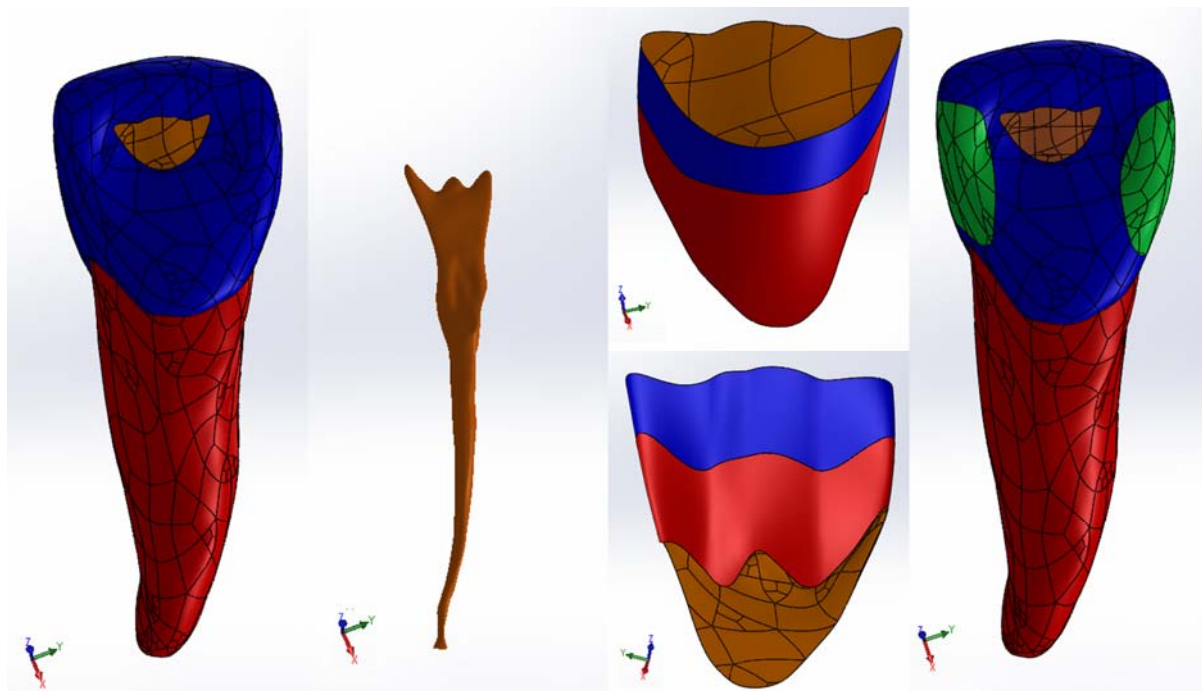


Obr. 17: Zub s výplní



Obr. 18: Vnější a vnitřní pohled na výplně se znázorněnou stykovou plochou

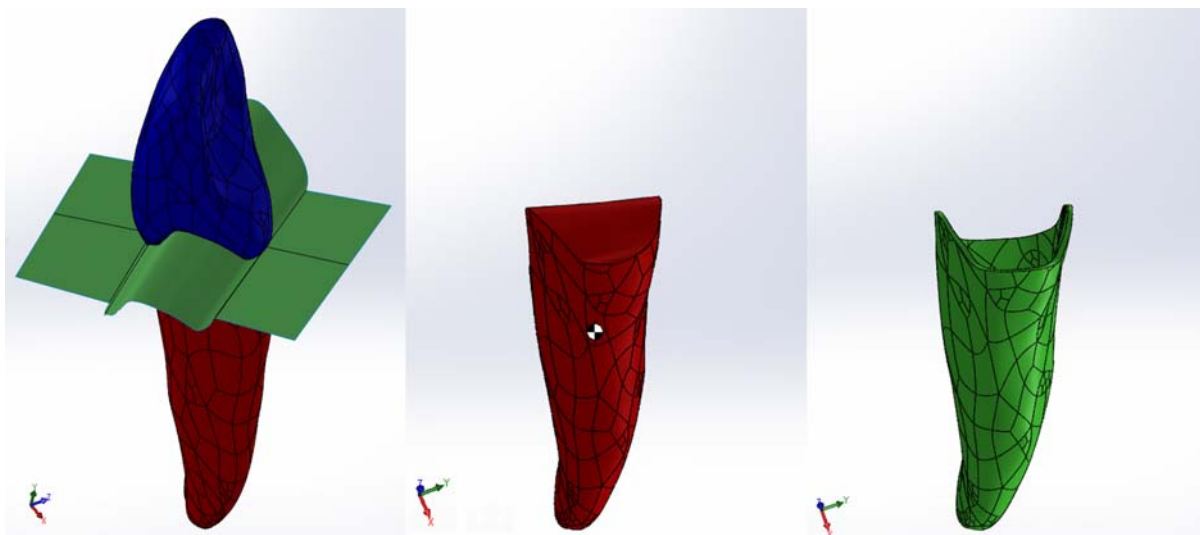
Při tvorbě výplně po endodontickém ošetření bylo nejobtížnější zajistit jejich přesný do dřeňové dutiny (Obr. 19).



Obr. 19: Zub s endodontickým ošetřením, pulpa, endodontická výplň a zub s kombinací obou výplní

9.1.4. Model geometrie periodontia

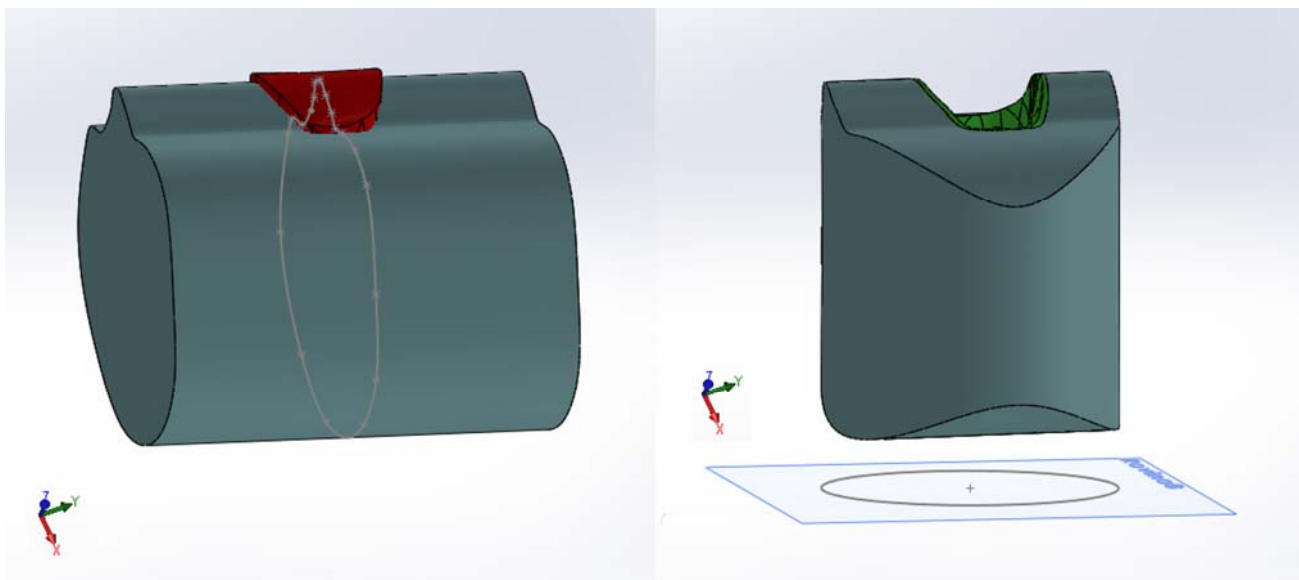
Pro vytvoření modelu závěsného aparátu bylo nutné vytvořit strukturu kopírující tvarem zub a s tloušťkou v rozmezí 0,1 - 0,45mm. K tomuto se nejvíce hodí příkaz "měřítko", který dle zadaného měřítka zvětší daný objekt od počátku souřadného systému, určeného bodu nebo těžiště. Jako nejvýhodnější se jeví zvětšení od těžiště, ale pokud není těžiště současně středem symetrie, tak potom nedojde k rovnoměrnému přírůstku na povrchu. Ve snaze o co nejrovnoměrnější tloušťku periodontia bylo nutné rozdělit dentin těsně pod krčkovou hranicí skloviny na korunkovou a kořenovou část. Následně byla kořenová část zvětšena o 10% a od ní se odečetl původní dentin (Obr. 20).



Obr. 20: Zub s určenou hranicí periodoncia, dentin bez korunkové části, periodoncium

9.1.5. Model geometrie kosti

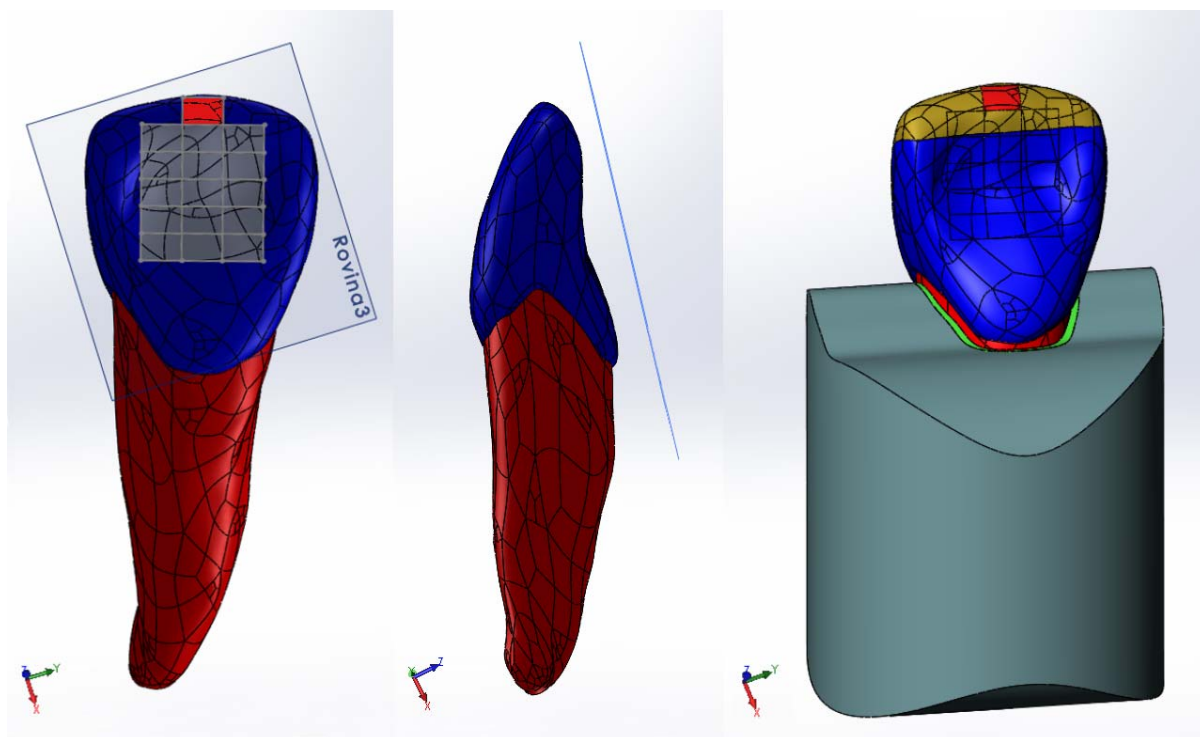
Pro vymodelování okolní kosti se vytvořila křivka obklopující kořen zubu gingiválně a ohraničená periodonciem. Tato křivka se vysunula na obě strany do vzdálenosti 10 mm a od vzniklého objemu bylo odebráno periodoncium a objem vně válce o poloměru 7 mm obklopujícího kořen (Obr. 21).



Obr. 21: Kost s kořenovým dentinem a křivkou použitou pro vytažení, kost a periodoncium s kružnicí pro ořezání

9.1.6. Model geometrie zatěžovací plochy a celé soustavy

Zatěžovací plocha o rozměru 1,5 x 1 mm byla nakreslena v rovině paralelní s palatinální plochou a následně promítnuta na zub. Z jednotlivých dílů zubu periodoncia a kosti se vytvořila sestava (Obr. 22).



Obr. 22: Zatěžovací plocha a sestava zubu s periodonciem a kostí

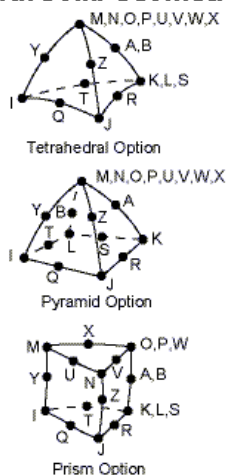
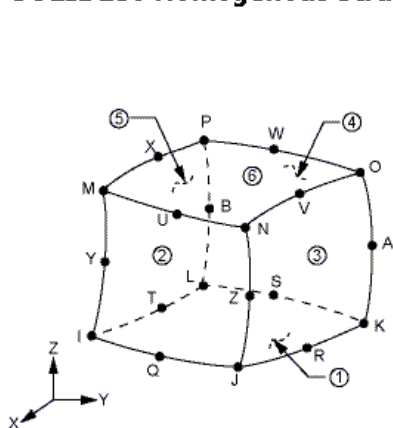
9.2. Diskretizovaný model geometrie

Vytvoření diskretizovaného modelu geometrie bylo provedeno v grafickém prostředí Workbench programu Ansys 14.0. Pro vyřešení zadaného problému bylo potřeba vytvořit konečnoprvkovou síť na 16 různých modelech pro zub s fasetou a výplněmi a 4 modely pro zdravý zub a zub opatřený výplněmi. Pro zjednodušení popíši tvorbu diskretizovaného modelu geometrie dílčích modelů soustavy pro zub s fasetou 1 aproximálními výplněmi a endodontickým ošetřením. Popíšu kroky, které mají tyto modely při tvorbě konečnoprvkové sítě společné. Postup vytvoření konečnoprvkové sítě je podobný pro všechny modely řešené soustavy.

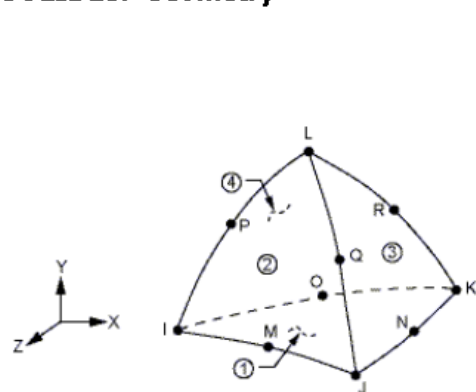
9.2.1. Popis použitých prvků

SOLID 186 - jde o kvadratický prvek určený pro trojrozměrné modelování. Je schopen vyplnit nepravidelné tvary bez větší ztráty přesnosti a je tedy vhodný pro modely se zakřivenými hranicemi. Každý prvek je definován dvaceti uzly se třemi stupni volnosti – posuvy ve směrech x , y a z . Prvek může mít libovolnou prostorovou orientaci (Obr. 23). Základním tvarem je šestistěn, který může být modifikován v dalších třech (degenerovaných) variantách [1].

SOLID186 Homogenous Structural Solid Geometry



SOLID187 Geometry



Obr. 23: Prvek Solid 186 a 187

SOLID 187 - tento prvek má tvar čtyřstěnu s kvadratickými bázovými funkcemi. Stejně jako SOLID 186 je také vhodný pro generování sítě nepravidelných trojrozměrných modelů (Obr.23). Element je definován deseti uzly se třemi stupni volnosti – UX, UY a UZ. Je také vhodný pro materiálové nelinearity. [1]

TARGE 170 - tento prvek se používá pro kontaktní úlohy. Je to jeden z dvojice kontaktních prvků, který pokrývá objemové elementy na hranicích modelů, u nichž existuje možnost kontaktu. Tento prvek se přiřazuje na cílovou plochu. Vlastnosti elementu se definují v reálných konstantách. [1]

CONTA 174 - druhý z dvojice kontaktních elementů. Stejně jako TARGE170 je vhodný pro trojrozměrné kontaktní úlohy. Je to osmiuzlový prvek (každý uzel má tři stupně volnosti – UX, UY, UZ). Je přiřazován na povrch objemových prvků nebo prvků skořepinových. [1]

9.2.2. Řešení kontaktu v diskretizovaném modelu řešené soustavy

Propojení jednotlivých diskretizovaných modelů (model skloviny, dentinu, výplně, atd..) bylo zajištěno pomocí automaticky vytvořených kontaktních dvojic typu Bonded. Při této metodě si program sám vybírá typy kontaktu podle zvoleného prvku. K 3D prvkům Solid 186 a 187 jsou jediné možné prvky CONTA174 a k němu TARGE170.

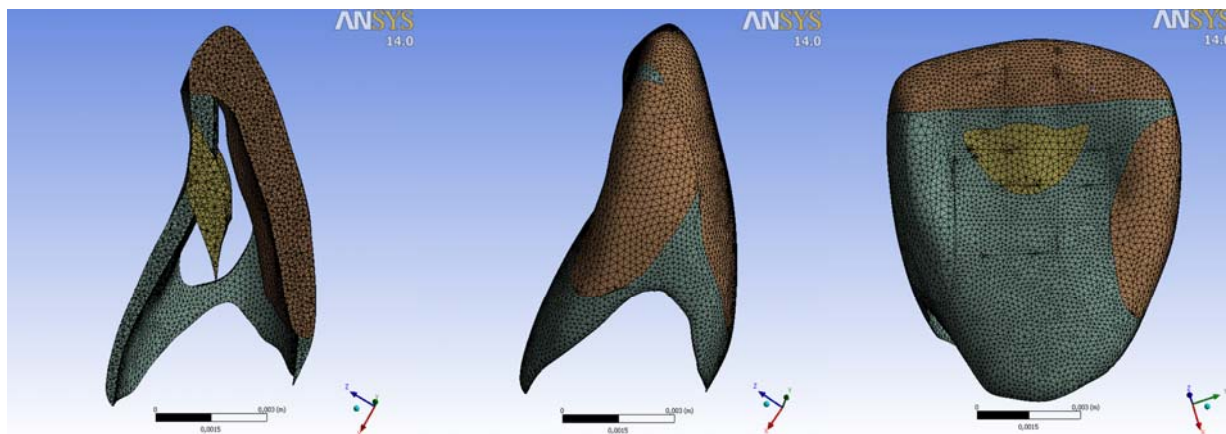
Kontakt typu **Bonded** simuluje pevné spojení všech částí, které jsou v kontaktu. Pro řešený případ tento druh kontaktu představuje srůst biologických částí sklovina-dentin, dentin-periodoncium, periodoncium-kost. Technické materiály jsou k zubu a k sobě navzájem přilepeny pryskyřicí, která zajišťuje rovněž pevné spojení bez frikce.

9.2.3. Diskretizace dílčích modelů řešené soustavy

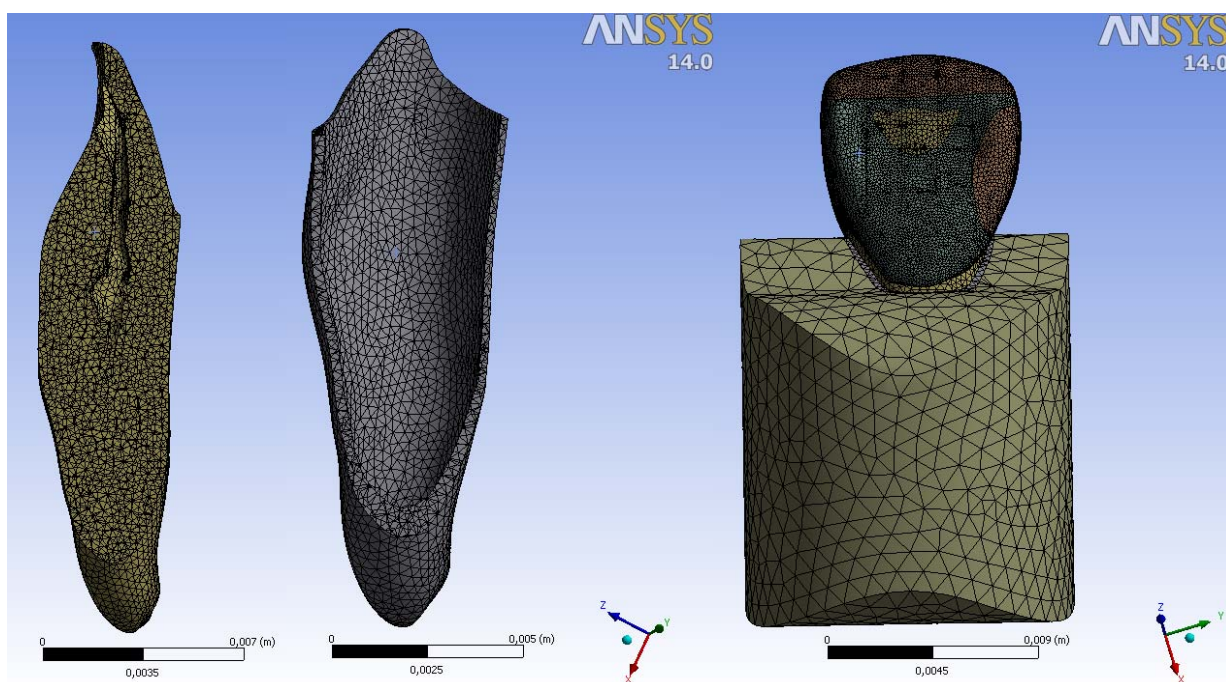
Pro vytvoření diskretizovaného modelu byla v položce *Mesh* nastavena pro všechny modely metoda *Automatic*, u které si program sám pro jednotlivé modely určí vhodný prvek (SOLID 186, SOLID 187). U jednotlivých modelů byla specifikována velikost prvku (Tab. 1). Diskretizovaná síť pro modely skloviny, dentinu, periodoncia kosti a výplně jsou na obr. 24 a 25.

Model	Sklovina	Dentin	Periodoncium	Kost	Faseta	Ap. a endo. výplně
Prvek[mm]	0,15	0,3	0,3	3	0,15	0,2

Tab. 1: Velikost prvků jednotlivých modelů



Obr. 24: Diskretizovaná síť na modelu skloviny, endodontické a aproximální výplně



Obr. 25: Diskretizovaná síť na modelu dentinu, periodoncia a celé soustavy

9.3. Model materiálu

Řešená soustava se skládá z materiálově rozdílných částí, které lze rozdělit na biologické a technické. Vzhledem k jejich odlišným materiálovým vlastnostem bylo nutné vytvořit pro každou část samostatný model materiálu.

Model materiálu	Hodnota E [MPa]	Poissonovo číslo [-]	Zdroj
Sklovina	80000	0,3	[2]
Dentin	17600	0,25	[2]
Periodoncium	10	0,45	[3]
Kost	1500	0,3	[4]

Tab. 2: Materiálové charakteristiky biologické materiály

Biologické materiály mají většinou anizotropní charakter a vykazují nelineární chování. Stanovit vlastnosti takového materiálu představuje problém nad rámec této diplomové práce. Proto byl na dané rozlišovací úrovni zvolen model všech biologických materiálů jako izotropní, homogenní a lineárně pružný (Tab. 2).

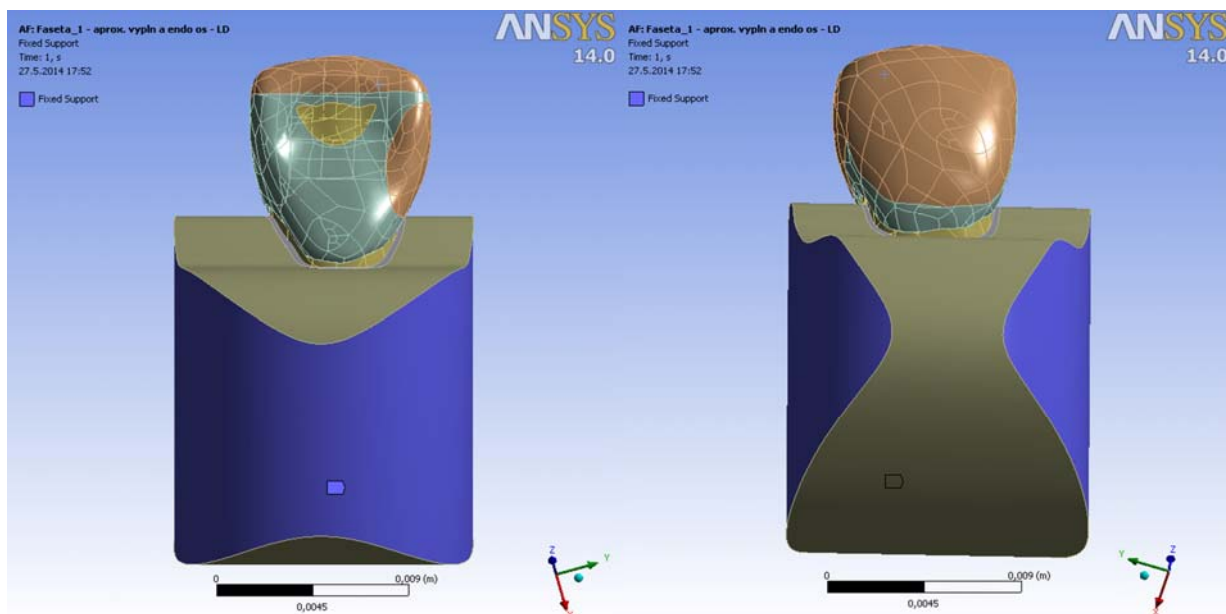
Pro materiály technických prvků byl rovněž zvolen model izotropní, homogenní a lineárně pružný (Tab. 3).

Model materiálu	Hodnota E [MPa]	Poissonovo číslo [-]	Zdroj
Lithium disilikátová keramika	98000	0,23	[5]
Živcová keramika	6890	0,3	[6]
Kompozit	9800	0,32	[7] ,[8]
Zirkonová keramika	210000	0,31	[9]

Tab. 3: Materiálové charakteristiky technických materiály

9.4. Model vazeb

Pro realizaci výpočtu statické analýzy v programu Ansys 14.0 je nezbytně nutné řešenou sestavu jednoznačně vázat v prostoru. Jednotlivé části sestavy jsou navzájem vázány pomocí kontaktů (viz. Kapitola 9.2.2.). Okrajové podmínky vztahující se k vymezení sestavy v prostoru byly nastaveny na vnější povrch kosti. Na vnějším povrchu kosti nedotýkající se periodoncia bylo zamezeno posuvům ve všech směrech (u_x , u_y , u_z). V programu Ansys Workbench 14.0 se podmínky zamezující posuvům zadávají v položce *Static Structural* – *Fixed Support* (Obr. 26). Tento typ okrajové podmínky mohl být použit, jelikož výrazně neovlivňuje průběhy deformací a napjatostí v pozorovaném místě (rozhraní faseta, sklovina, výplň a dentin).



Obr. 26: Nastavené okrajové podmínky na zubu

9.5. Model zatížení

Žvýkácká síla, resp. tlak působící na zub, je závislý na svalech dolní a horní čelisti. Velikost žvýkácké síly, resp. tlaku se různí pro jednotlivé druhy zubů (špičáky, řezáky, premoláry a moláry). Pro skupinu 4 předních řezáku se předpokládá přenos $3\pm 3\%$ z celkové síly. Velikost žvýkácké síly, resp. tlaku se také mění podle pohlaví, stáří a tělesné konstituce člověka [11]. Jednotlivé hodnoty jsou proto ryze individuální, ve stresových situacích nebo u pacientů trpících bruxismem mohou pravděpodobně dosahovat výrazně vyšších hodnot [16]. V literatuře dohledané údaje jsou vypsány v následující tabulce 4.

Zdroj	Maximální žvýkácká síla		Síla působící na řezáky		Přepočtená síla působící na řezák	
	Muži	Ženy	Muži	Ženy	Muži	Ženy
[10]					24,5-28,4	
[12]			190	150	47,5	37,5
[13]	889,64÷1548	890÷1450	53,4÷92,9	53,4÷87	13,3÷23,2	13,4÷21,8
[14]	510		30,6		7,65	
[15]	429		194		48,5	
[15]	422		117		29,25	

Tab. 4: Hodnoty žvýkáckých sil pozn. tučné písmo pro změřené hodnoty, normální pro dopočítané

Nejvyšší změřená hodnota síly 194 N působící na skupinu čtyř řezáků při teoretickém přepočtu na 1 zub vychází na 48,5 N. Z této síly se vycházelo při výpočtu, kde byla zadána síla velikosti 50 N.

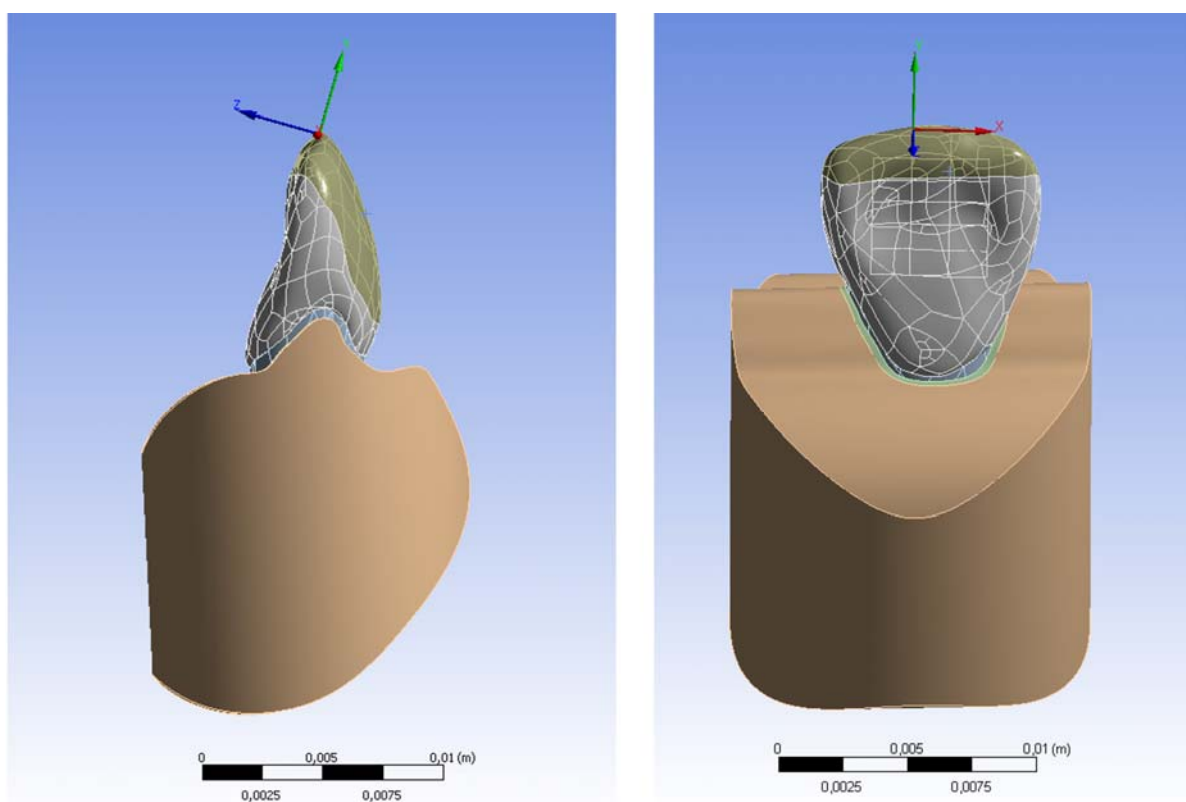
10. ANALÝZA A PREZENTACE VÝSLEDKŮ

V této kapitole byl nejprve rozebrán vliv směru zatížení a působiště zatížení na zub s aplikovanou fasetu. Poté s již vybraným působištěm a směrem zatěžovací síly byla provedena analýza rozložení a vlivu napětí na zdravém zubu. V poslední části byla provedena analýza vlivu jednotlivých typů faset, jejich kombinací s dalšími typy ošetření a na vliv materiálu faset.

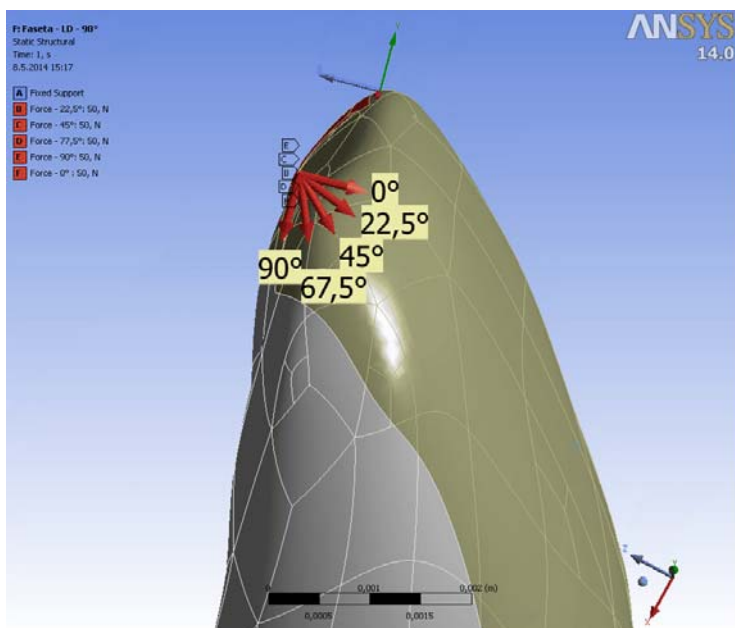
10.1. Analýza vlivu směru a místa zatěžování

10.1.1. Analýza vlivu směru zatížení

Pro provedení analýzy vlivu směru zatěžování byl vybrán zub s fasetou 1, protože se u ní vzhledem k umístění v dentinu, ale menšímu rozsahu než u fasety 5, předpokládá největší ovlivnění napjatosti skloviny. Směr zatížení byl volen vzhledem k zavedenému lokálnímu souřadnicovému systému, kdy směr osy x přibližně kopíruje směr incizní hrany a osa y je pomyslným prodloužením palatinálního sklovinného valu. Zatěžovací síla F leží v rovině yz s odklonem od osy z v rozmezí $0 - 90^\circ$ viz. obr. 27 a 28, kdy sousední síly svírají úhel $22,5^\circ$.



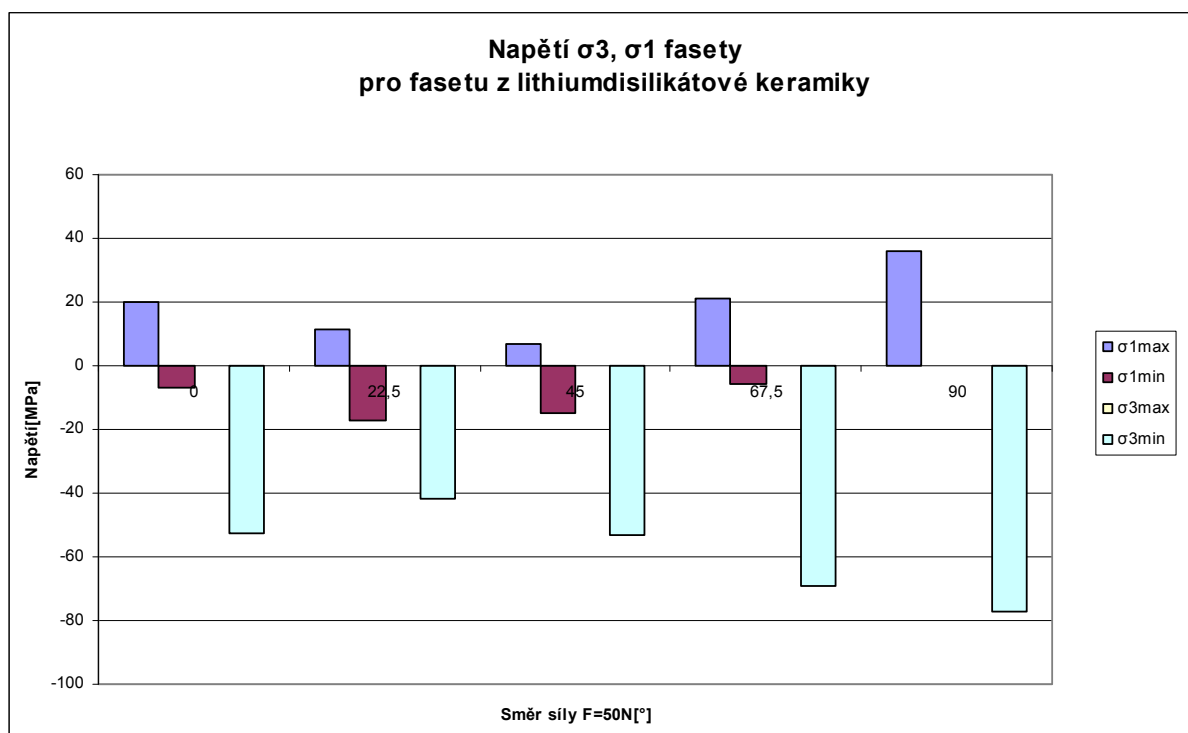
Obr. 27: Lokální souřadnicový systém



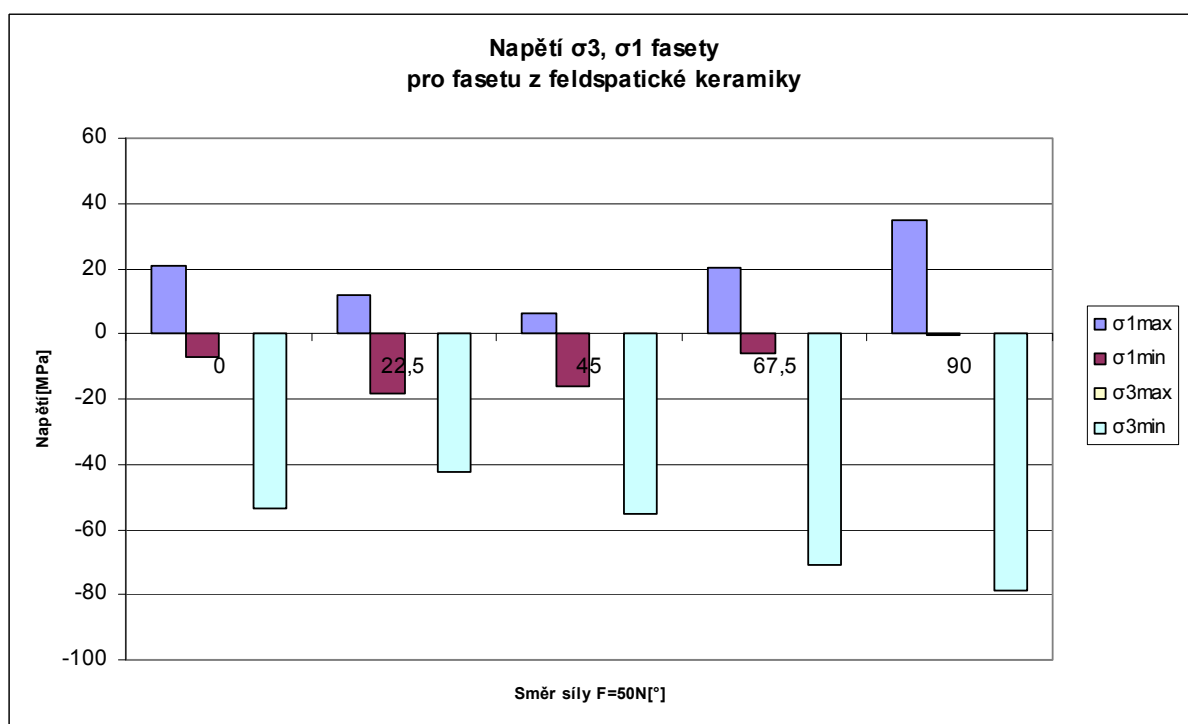
Obr. 28: Směry zatěžování vzhledem k lokálnímu souřadnicovému systému

Z výsledků byly sestaveny grafy závislosti maximálního ekvivalentního, maximálního a minimálního napětí σ_3 a σ_1 celého objemu fasety, její vnitřní plochy a skloviny na směr síly, s variantami pro jednotlivé materiály. Napětí na vnitřním povrchu je vyhodnocováno z důvodu předpokládaného budoucího selhávání adhesivní vazby cementačního materiálu na dentin, jejíž síla postupem času klesá.

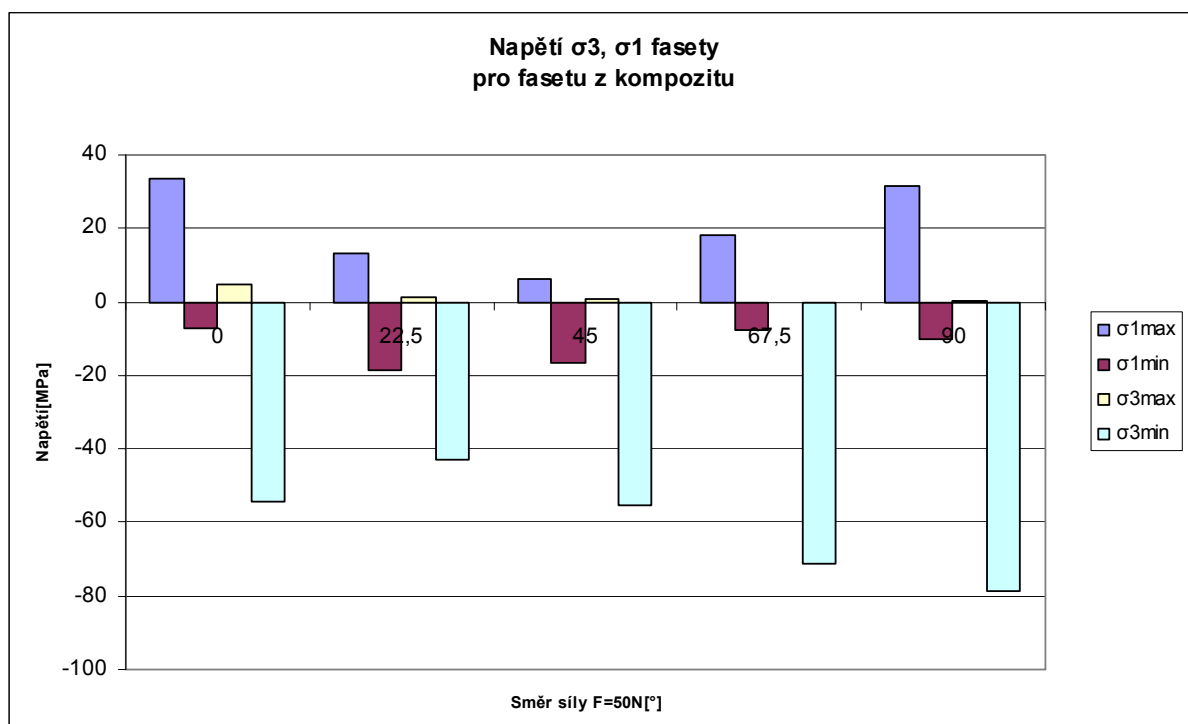
V grafech pro napětí fasety je u všech materiálů vidět nejnižší hodnota maxima napětí σ_1 v rozmezí $6 \div 7$ MPa ve směru 45° (Obr. 29 ÷ 32). Maximální napětí σ_1 pro ostatní směry stoupá s nejvyšší hodnotou $34,7 \div 38,5$ MPa pro směr 90° u většiny materiálů mimo kompozit, který má maximum $31,7$ MPa ve směru 0° . Hlavní napětí σ_3 je u všech faset v převážně tlakové oblasti s maximem $-77 \div -78,5$ MPa pro směr 90° , nejnižší hodnota maximálního napětí σ_3 je $-41,5 \div -42,7$ MPa pro směr $22,5^\circ$.



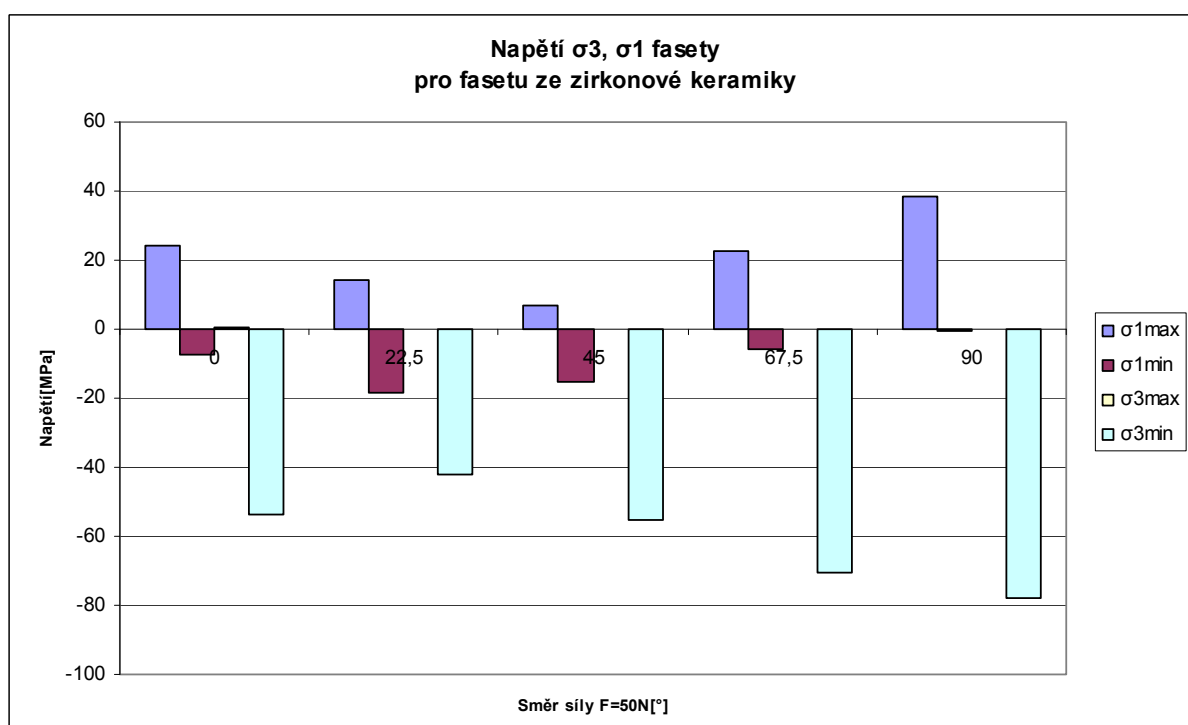
Obr. 29: Napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě z lithiumpodisilikátové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$



Obr. 30: Napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě z živcové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

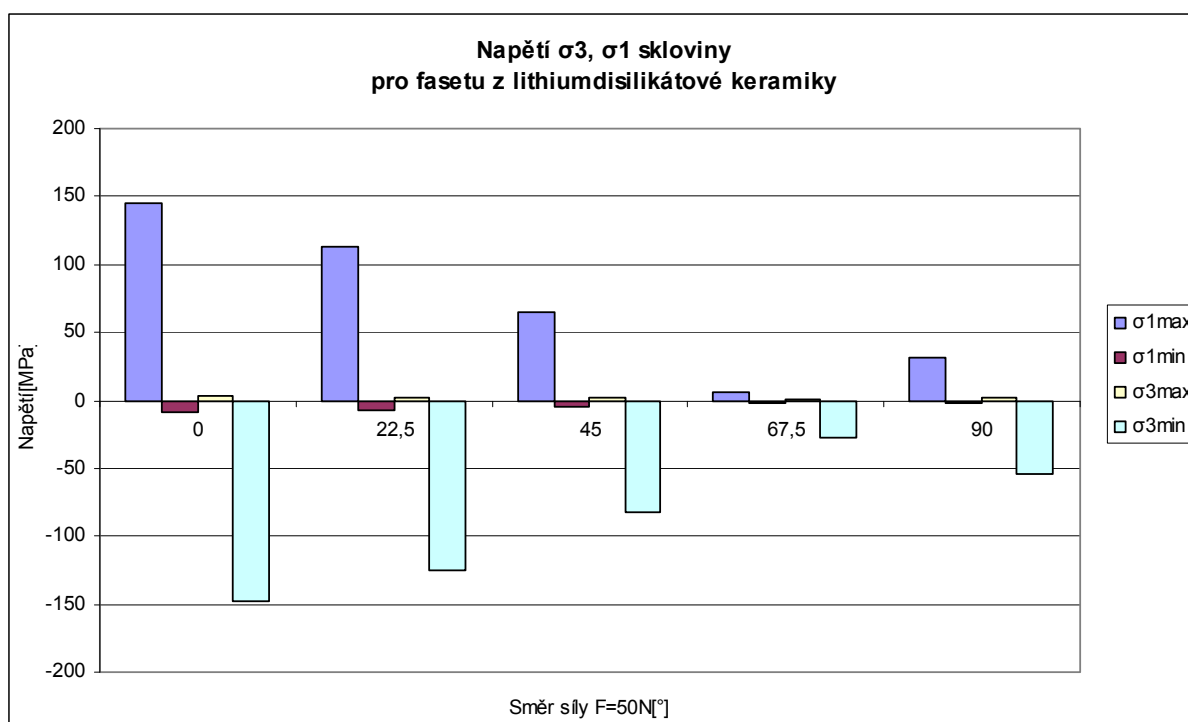


Obr. 31: Napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě z kompozitu při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

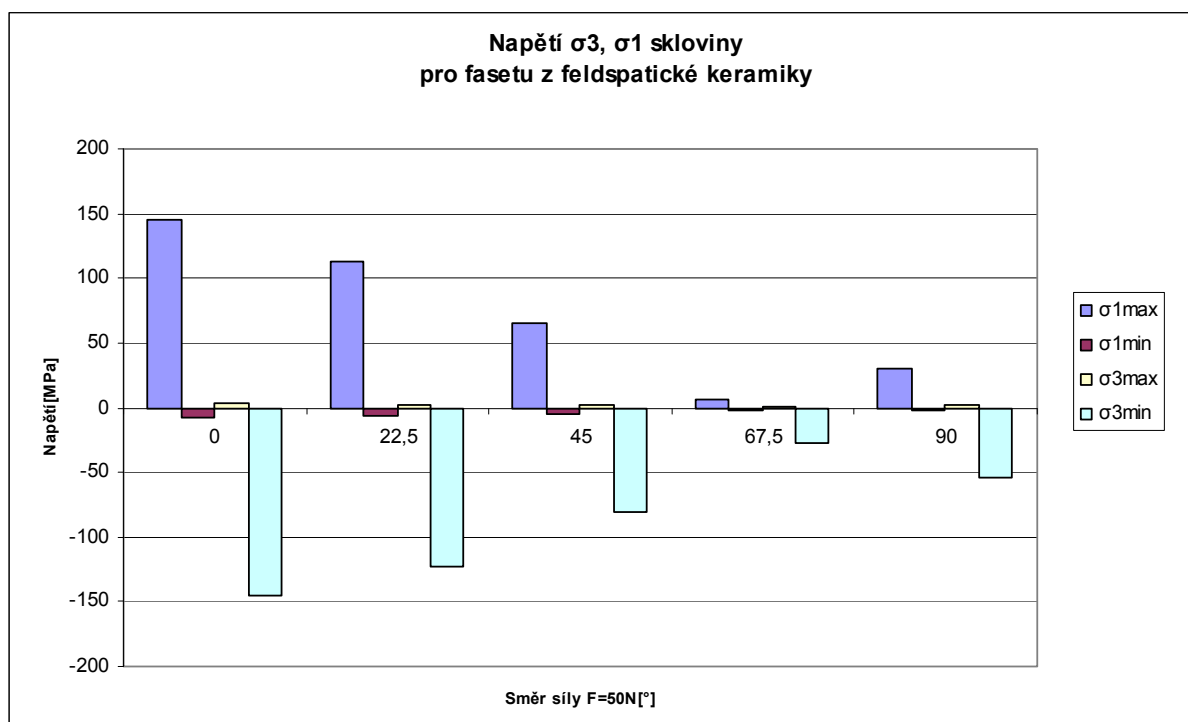


Obr. 32: Napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě ze zirkonové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

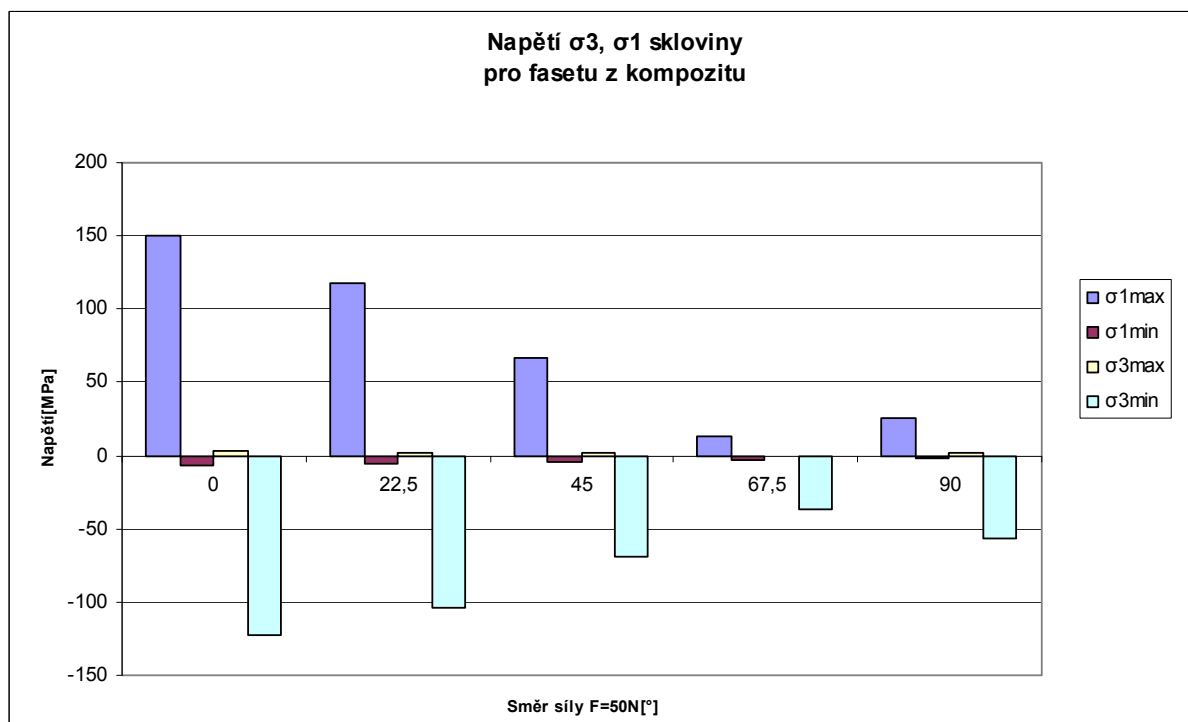
Napětí ve sklovině má průběh v grafu směrově obrácený oproti napětí ve fasetě, nejvyšší hodnoty maximálního napětí σ_1 i σ_3 nabývají ve směru 0° a nejnižších hodnot dosahují ve směru $67,5^\circ$ (Obr. 33 ÷ 36). Pro směr 0° se maximální hodnoty σ_1 pohybují v rozmezí $143,9 \div 149,6$ MPa a $-122,2 \div -152,4$ pro napětí σ_3 . U směru $67,5^\circ$ lze maximální hodnoty σ_1 nalézt v rozsahu $6,3 \div 137$ MPa a $-27,3 \div -37,4$ MPa pro napětí σ_3 .



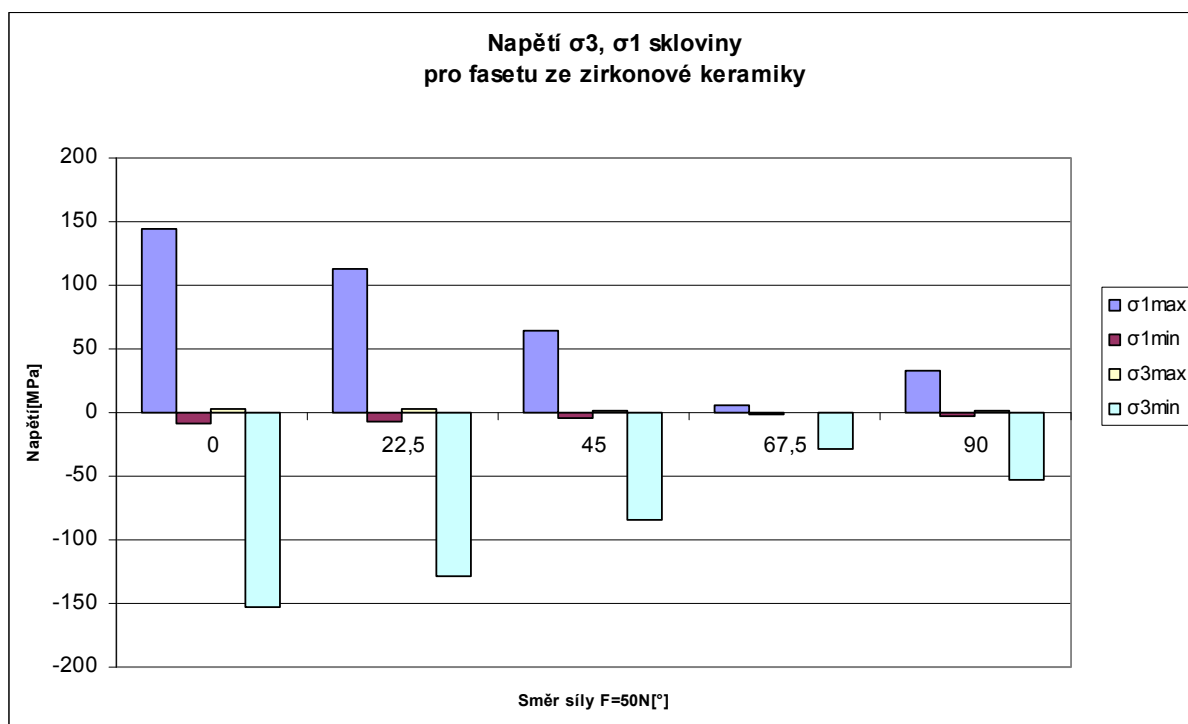
Obr. 33: Napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině u zubu s fasetou z lithiumpodisilikátové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$



Obr. 34: Napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině u zubu s fasetou z živcové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

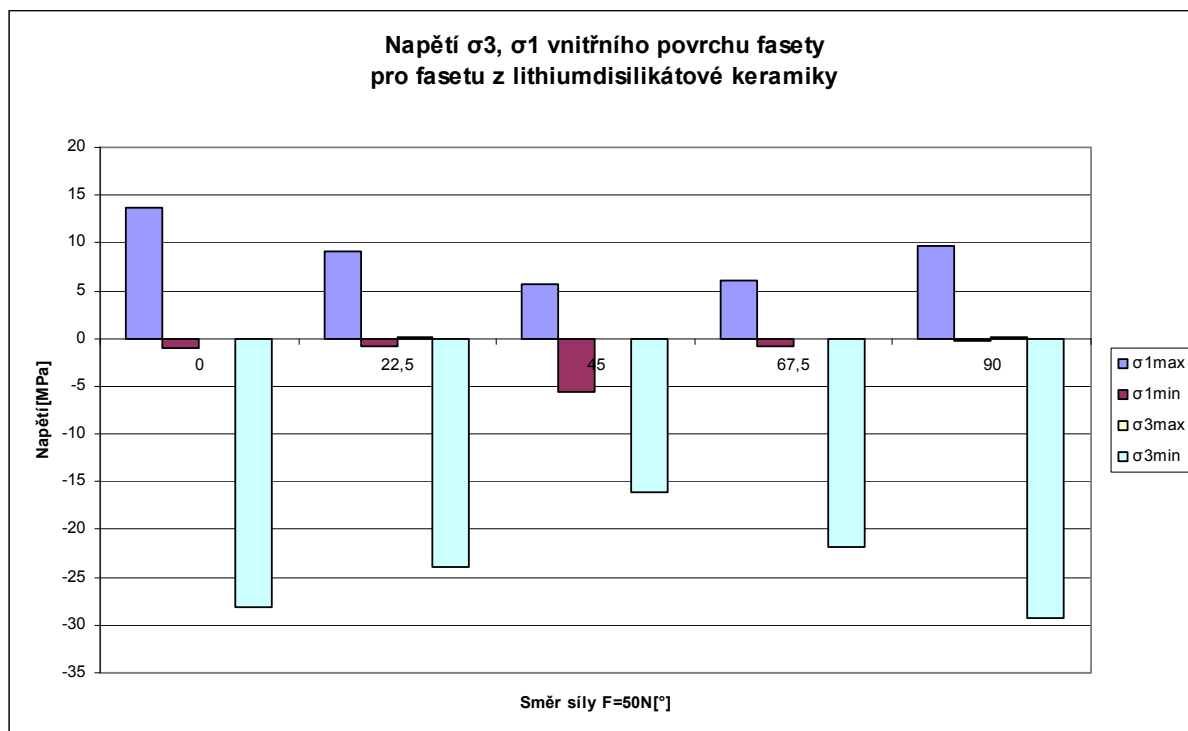


Obr. 35: Napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině u zubu s fasetou z kompozitu při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

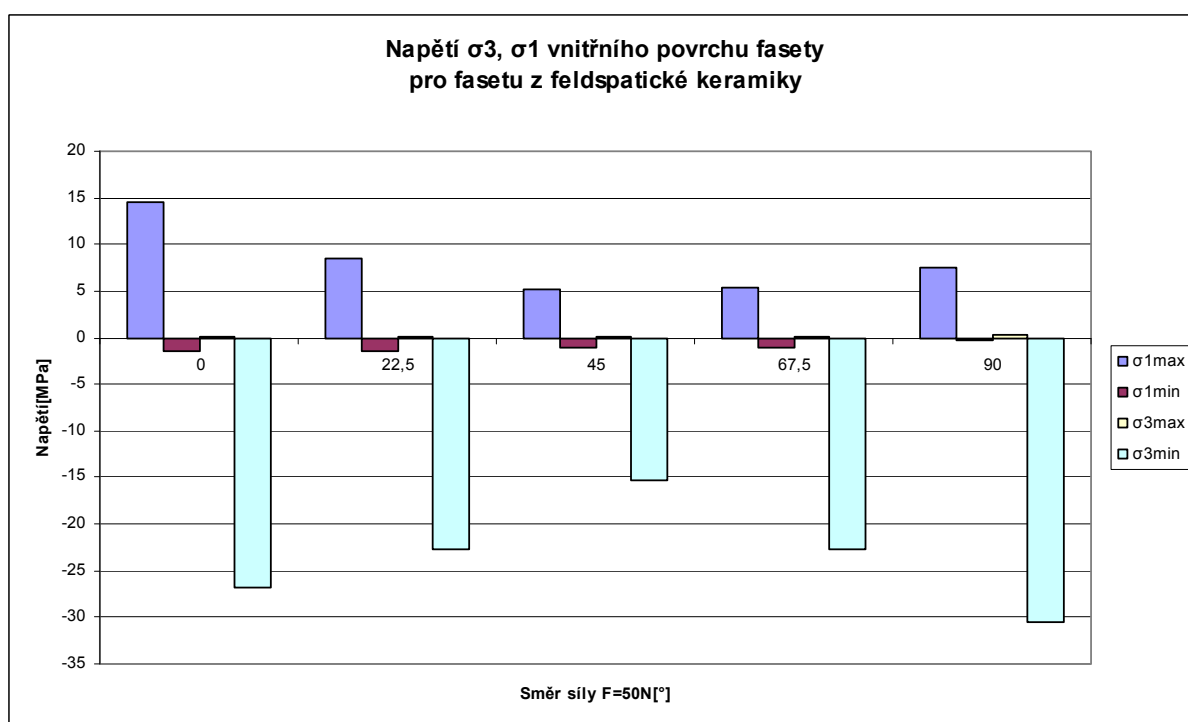


Obr. 36: Napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině u zubu s fasetou ze zirkonové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

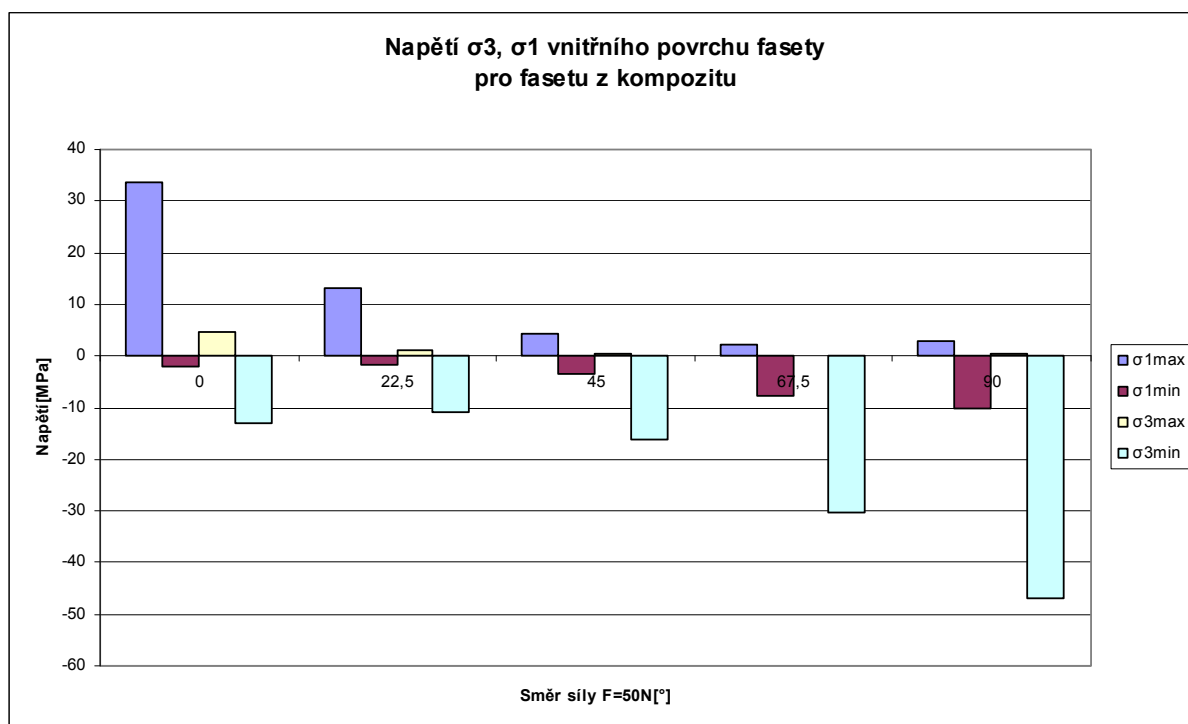
Napětí u vnitřního povrchu fasety z lithiumpodisilikátové a živcové keramiky má analogický průběh, maximální hodnota σ_1 je nejvyšší u směru 0° s rozmezí 13,8-14,6 MPa a s rozsahem -29,36 ÷ -30,5 MPa je maximální hodnota σ_3 ve směru 90° (Obr. 37 ÷ 40). Ve směru 45° dosahuje nejnižších hodnot 5,3 ÷ 5,7 MPa napětí σ_1 a -15,3 ÷ -16,1 napětí σ_3 . Odlišná je poloha maximálních napětí u kompozitního materiálu a zirkonové keramiky. U kompozitního materiálu se maximální napětí σ_1 vyskytuje v rozsahu 33,7(0°) ÷ 2,1($67,5^\circ$) a σ_3 v rozmezí -46,9(90°) ÷ -10,8($22,5^\circ$). Maximální napětí σ_1 se u zirkonové keramiky pohybují mezi hodnotami 21,5 (90°) ÷ 7,1(45°) a σ_3 mezi -31,9(0°) ÷ -19,4($67,5^\circ$).



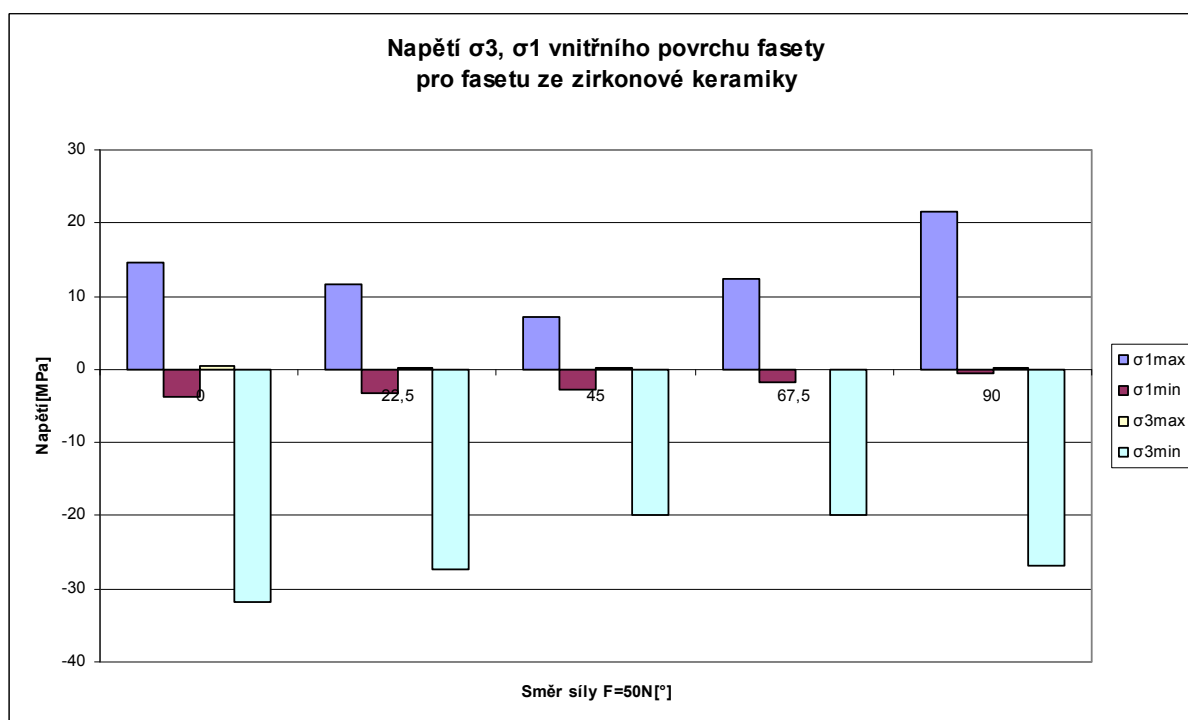
Obr. 37: Napětí σ_1 a σ_3 vnitřního povrchu fasetou z lithium disilikátové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$



Obr. 38: Napětí σ_1 a σ_3 vnitřního povrchu fasetou z živcové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

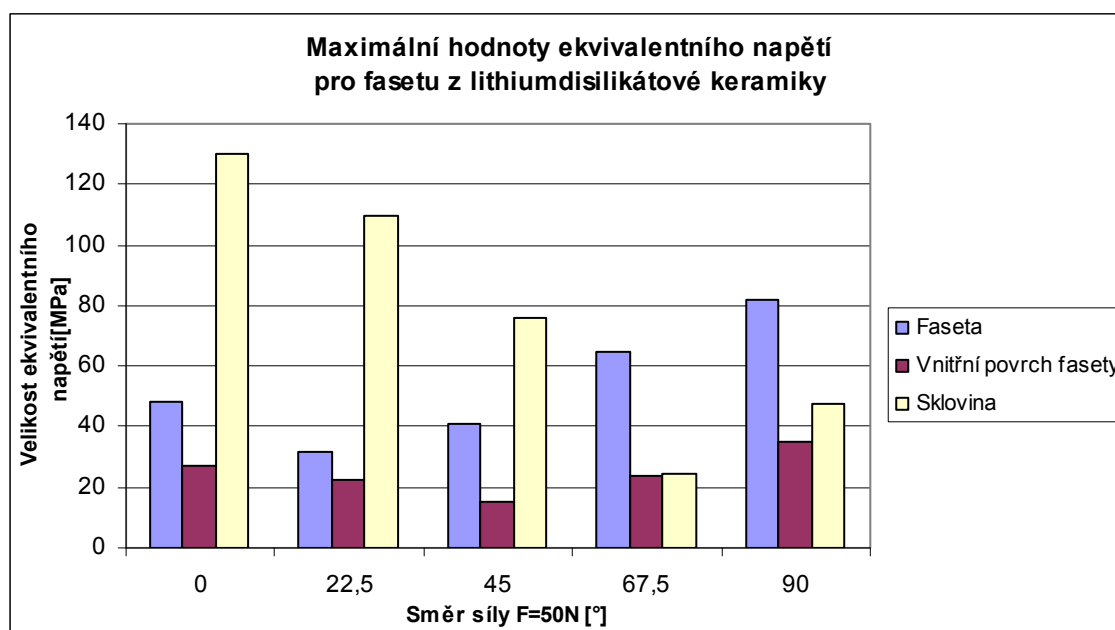


Obr. 39: Napětí σ_1 a σ_3 vnitřního povrchu fasetou z kompozitu při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

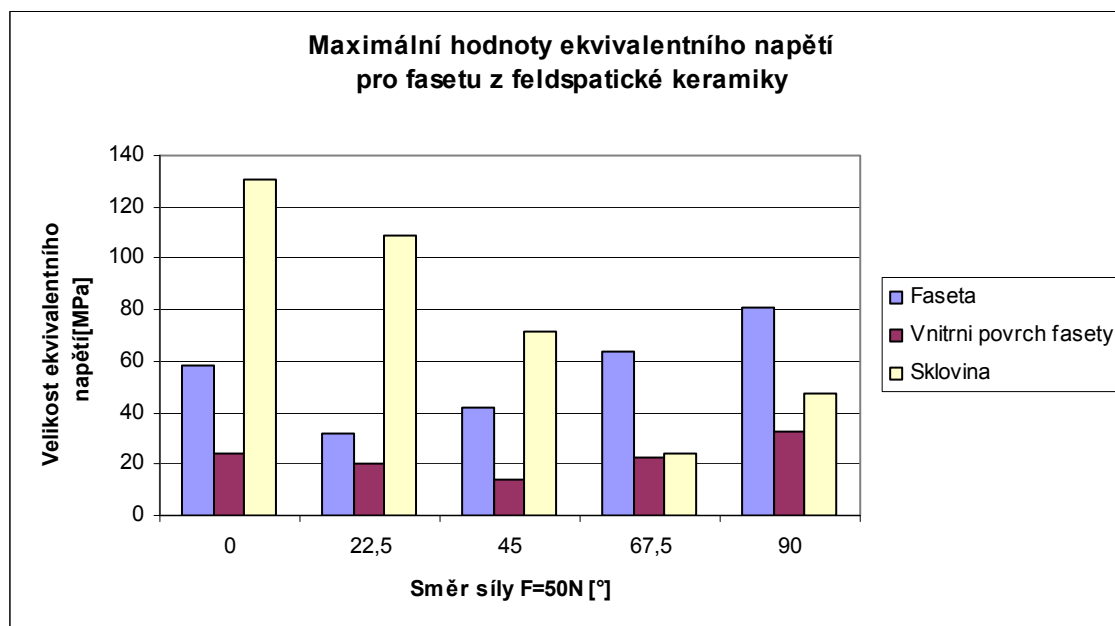


Obr. 40: Napětí σ_1 a σ_3 vnitřního povrchu fasetou ze zirkonové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

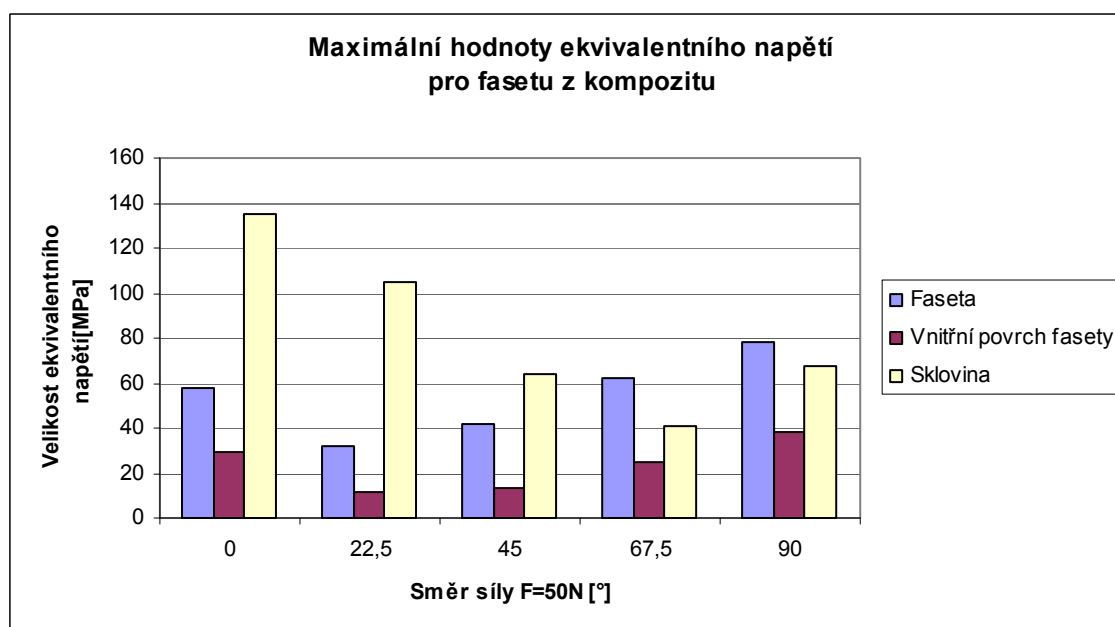
Z hlavních napětí vychází hodnoty odpovídajících ekvivalentních napětí. Jejich maximální hodnoty mají podobný průběh pro všechny materiály mimo napětí vnitřního povrchu fasety u zirkonové keramiky (Obr. 41 ÷ 44). Nejvyšší hodnoty napětí ve fasetě jsou ve směru 90° v rozmezí 82,2 ÷ 59,5 MPa a nejnižší hodnoty ve směru 22,5° s hodnotami 31,4 ÷ 32,6 MPa. Napětí ve sklovině má maximum ve směru 0° v rozmezí 130-139 MPa a minimum 24,4 ÷ 49,4 MPa pro směr 67,5°. U napětí vnitřního povrchu jsou nejvyšší hodnoty ve směru 90° v rozmezí 32,8 ÷ 37,9 MPa s výjimkou zirkonové keramiky s 59,5 MPa ve směru 0°. Nejnižší hodnoty jsou shodné pro všechny materiály ve směr 45° s rozsahem 12 ÷ 19,5 MPa.



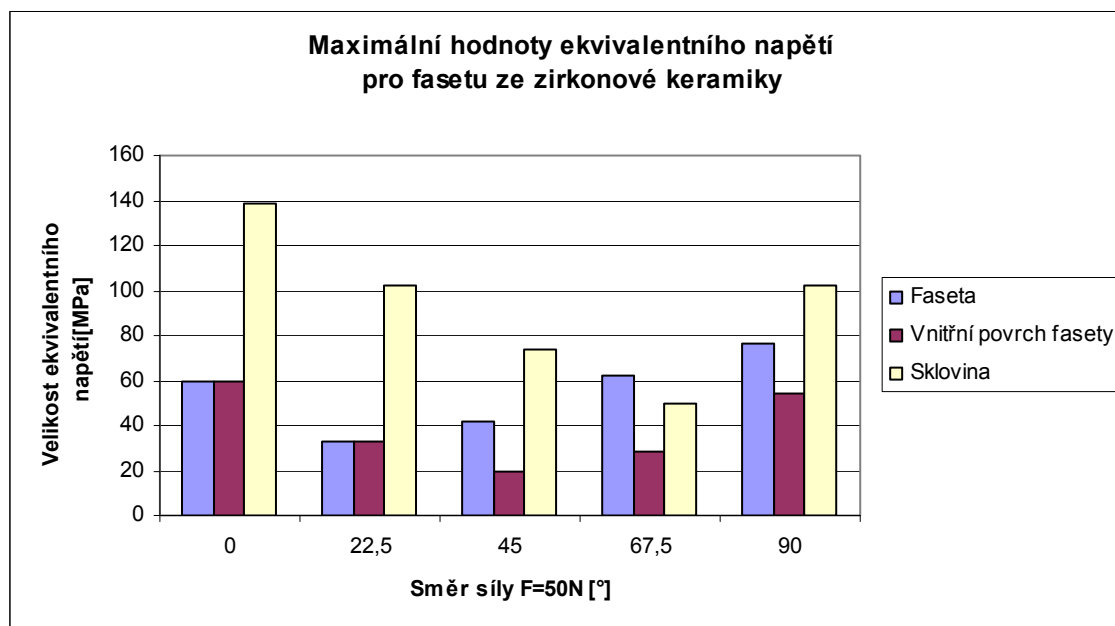
Obr. 41: Maximální hodnoty ekvivalentního napětí fasety z lithiumpdisilikátové keramiky při zatěžování silou ve směru 0 ÷ 90°



Obr. 42: Maximální hodnoty ekvivalentního napětí fasety z živcové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$



Obr. 43: Maximální hodnoty ekvivalentního napětí fasety z kompozitu při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

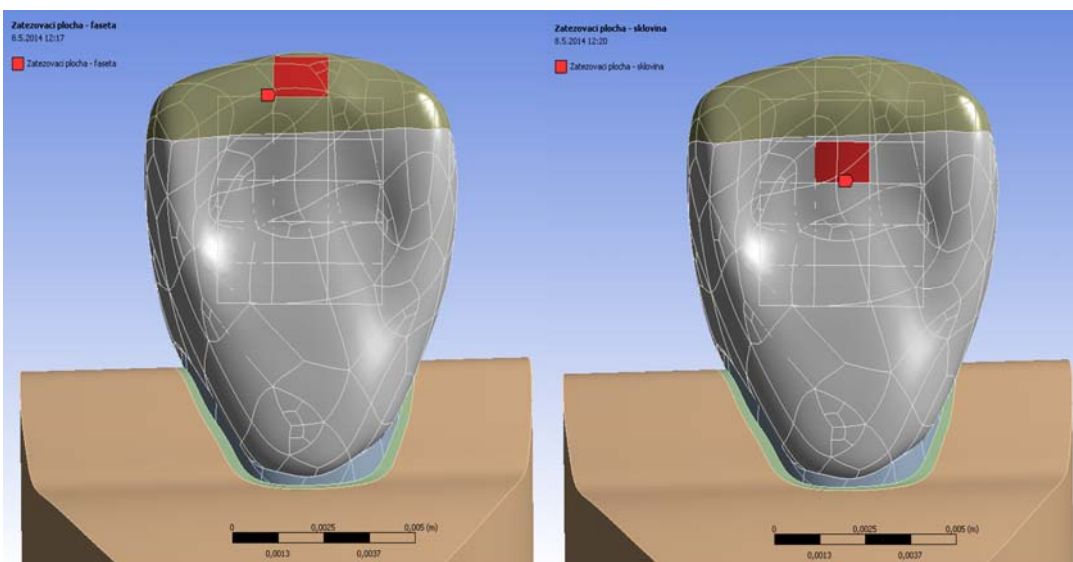


Obr. 44: Maximální hodnoty ekvivalentního napětí fasety ze zirkonové keramiky při zatěžování silou ve směru $0 \div 90^\circ$

Z výše uvedeného vyplývá, že nejméně vhodným směrem pro faset a sklovinu je směr 0° a 90° , kde se vyskytují nejvyšší hodnoty napětí.

10.1.2. Analýza vlivu místa zatěžování

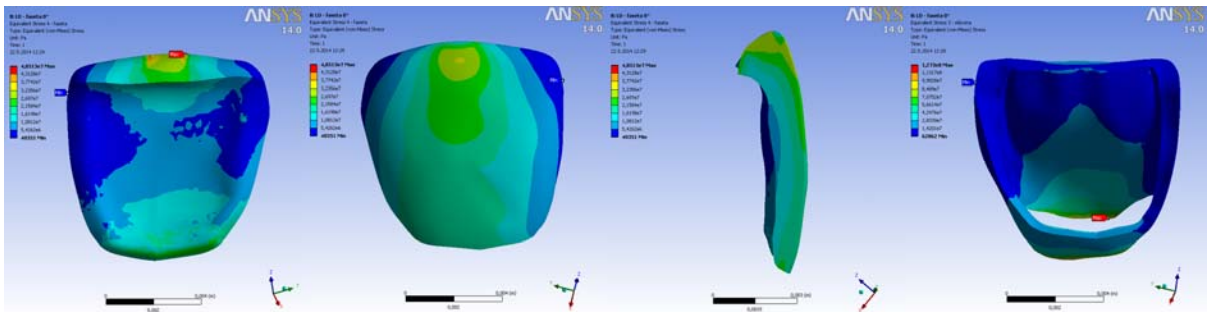
Při funkci se působiště síly přesouvá od incizní hrany fasety na palatinální plochu skloviny. Pro analýzu vlivu místa zatěžována byly vybrány 2 plochy, jedna na fasetě a druhá na sklovině viz. obr. 45.



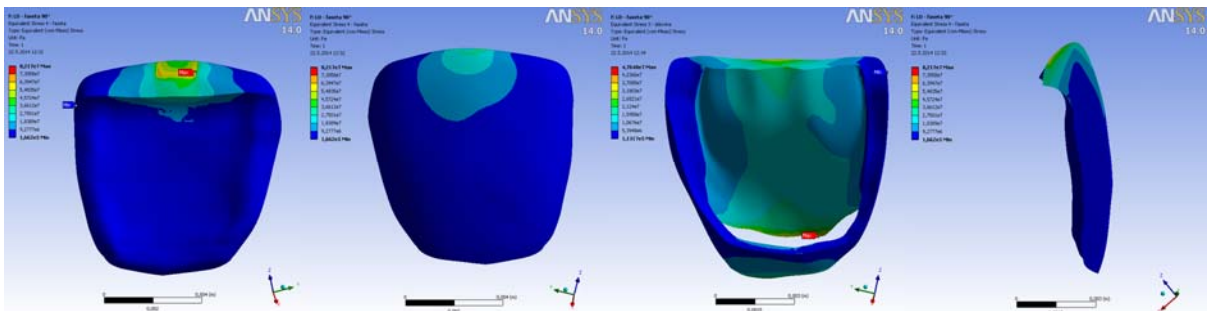
Obr. 45. Zatěžovací plocha na fasetě a sklovině

Průběh maximálních ekvivalentních napětí pro fasetu, vnitřní plochu fasety a sklovinu u jednotlivých materiálů je pro všechny materiály podobný. Přímé působení síly na fasetu způsobuje největší napětí fasety při směru síly 90° lokalizované v zatěžovací ploše, na vnitřní ploše fasety a na středu vestibulární plochy blíže k incizi (Obr. 47). Největší napětí ve sklovině vzniká ve vnějším krčkovém okraj při směru síly 0° a jejím působení na plochu fasety (Obr. 46). Naproti tomu síla se zatěžovací plochou ve sklovině vytváří menší maximální ekvivalentní napětí ve sklovině, fasetě i její vnitřní ploše a průběh napětí vzhledem ke směru síly je rovnoměrnější a s menšími rozdíly mezi maximální a minimální hodnotou.

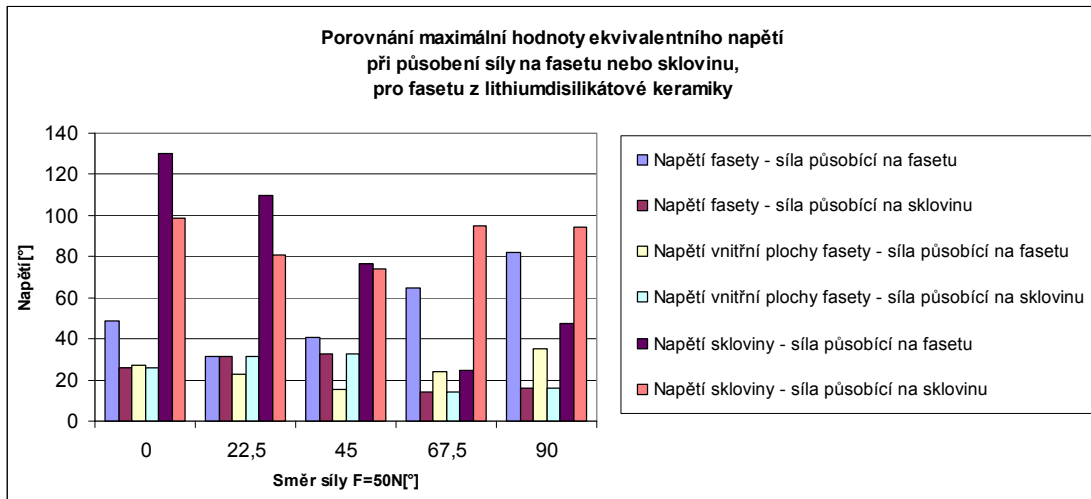
Pro vyšetřování maximálních hodnot napětí ve sklovině a fasetě je proto významnější umístění působiště síly na fasetě.



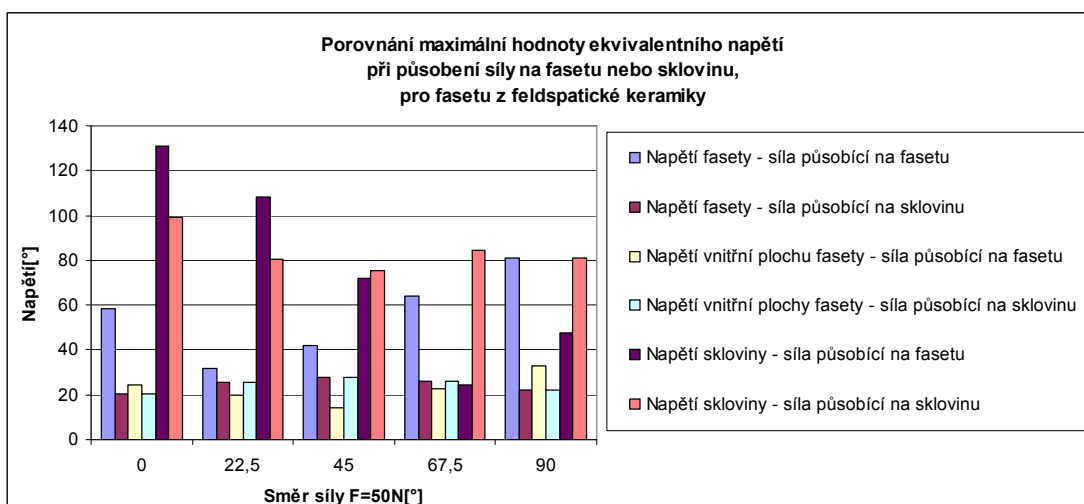
Obr. 46: Průběhy ekvivalentního napětí σ_e na fasetě a sklovině při zatížení fasety ve směru 0°



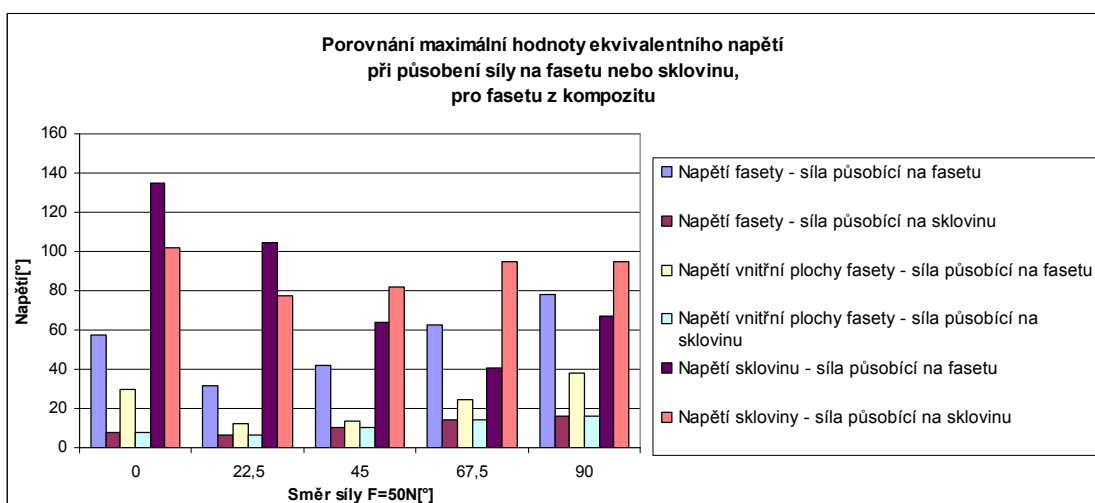
Obr. 47: Průběhy ekvivalentního napětí σ_e na fasetě a sklovině při zatížení fasety ve směru 90°



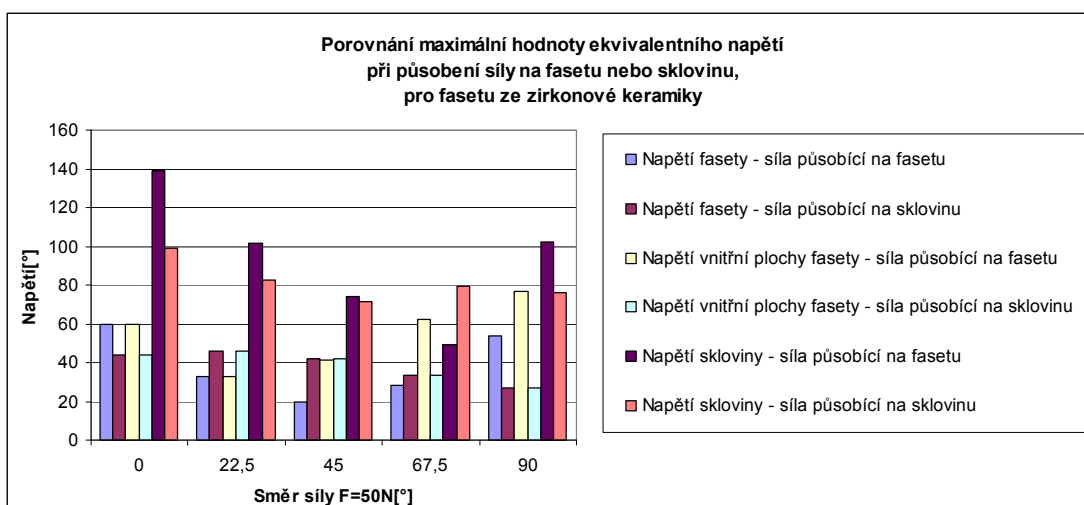
Obr. 48: Maximální ekvivalentní napětí pro fasetu z lithiumpodisilikátové keramiky



Obr. 49: Maximální ekvivalentní napětí pro fasetu z živcové keramiky



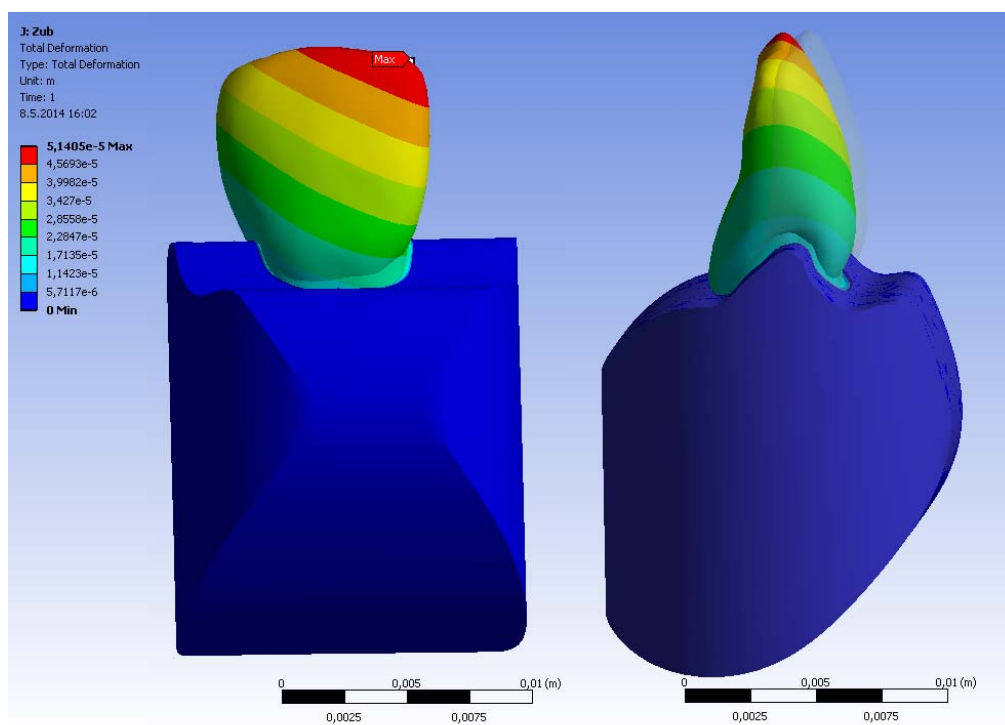
Obr. 50: Maximální ekvivalentní napětí pro fasetu z kompozitu



Obr. 51: Maximální ekvivalentní napětí pro fasetu z živcové keramiky

10.2. Analýza a prezentace výsledků zdravého zubu

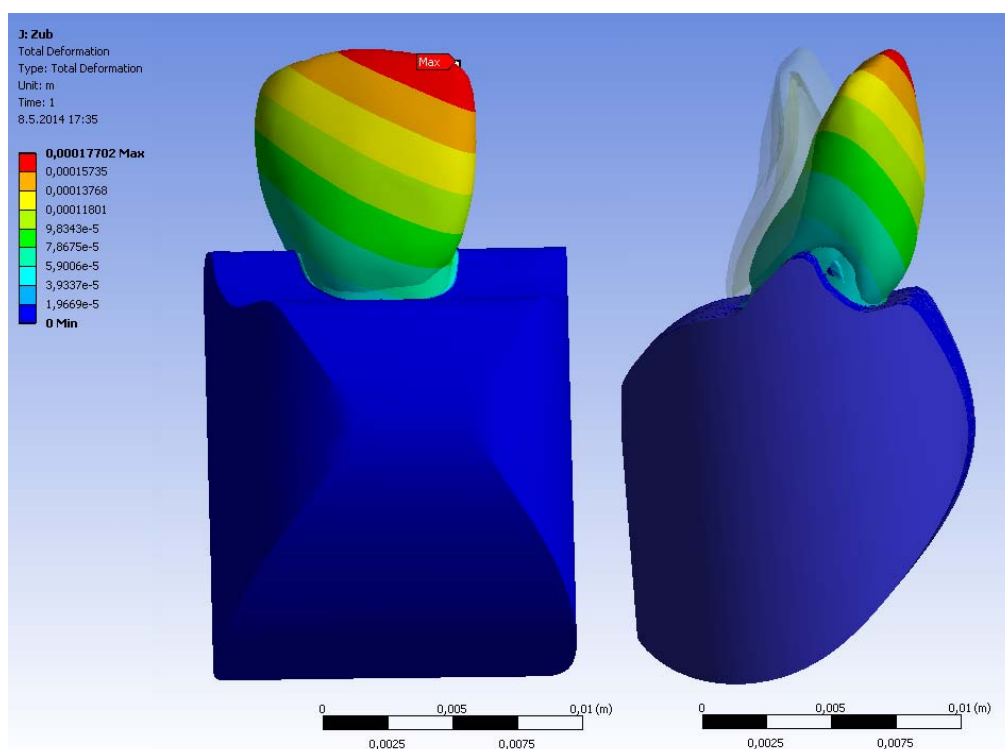
Pro analýzu zdravého zubu budou vykreslena hlavní napětí σ_1 a σ_3 a deformovaný tvar s posuvy.



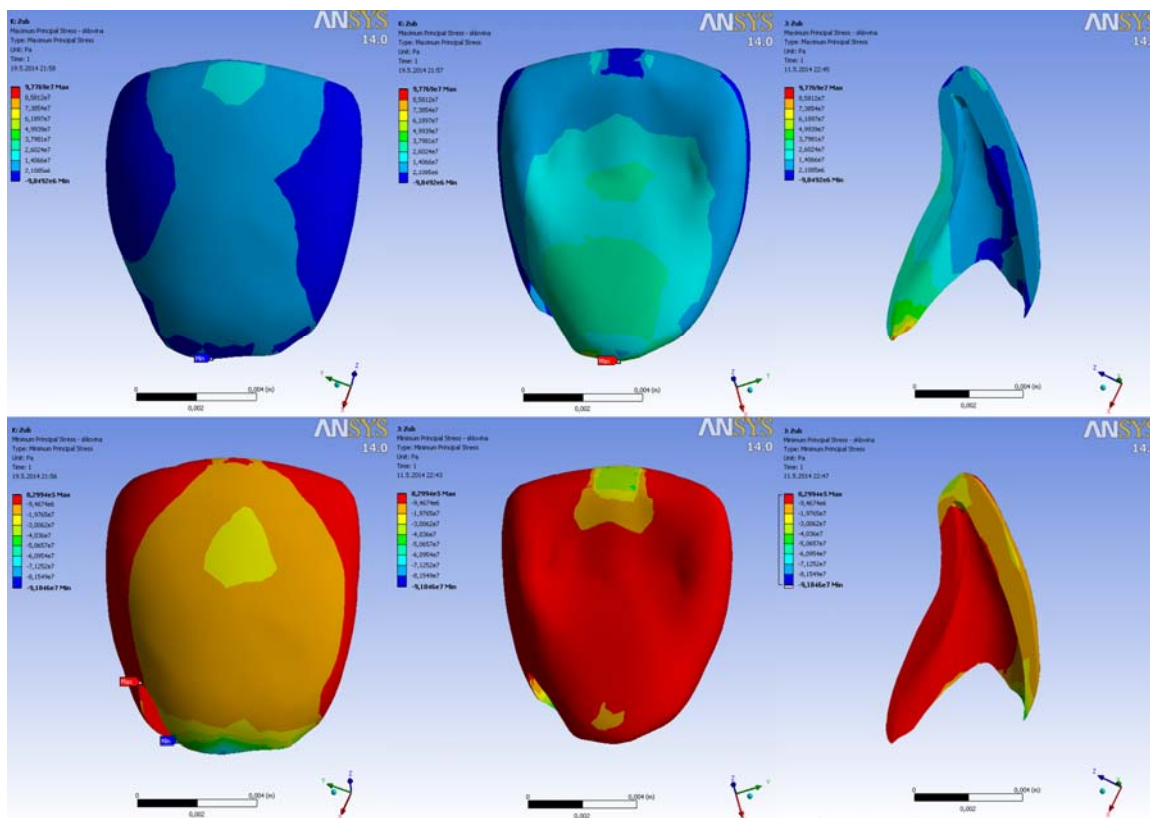
Obr. 52: Deformovaný a nedeformovaný tvar řešené soustavy pro celkový posuv při zatížení ve směru 90°

Porovnáním deformovaného a nedeformovaného tvaru je vidět, že zub zatížený silou je především vychylován vestibulárním směrem u síly ve směru 0° a palatinálním směrem u síly ve směru 90°. Pro názornost je deformovaný tvar 200% zvětšen.

Z obrázku 52 a 53 je patrné, že celkový posuv dosahuje hodnoty $u = 5,1405 \times 10^{-5}$ mm u zubu zatíženého silou ve směru 90° a $u = 17,702 \times 10^{-5}$ mm u zubu silou ve směru 0° na mesiální straně incizní hrany.

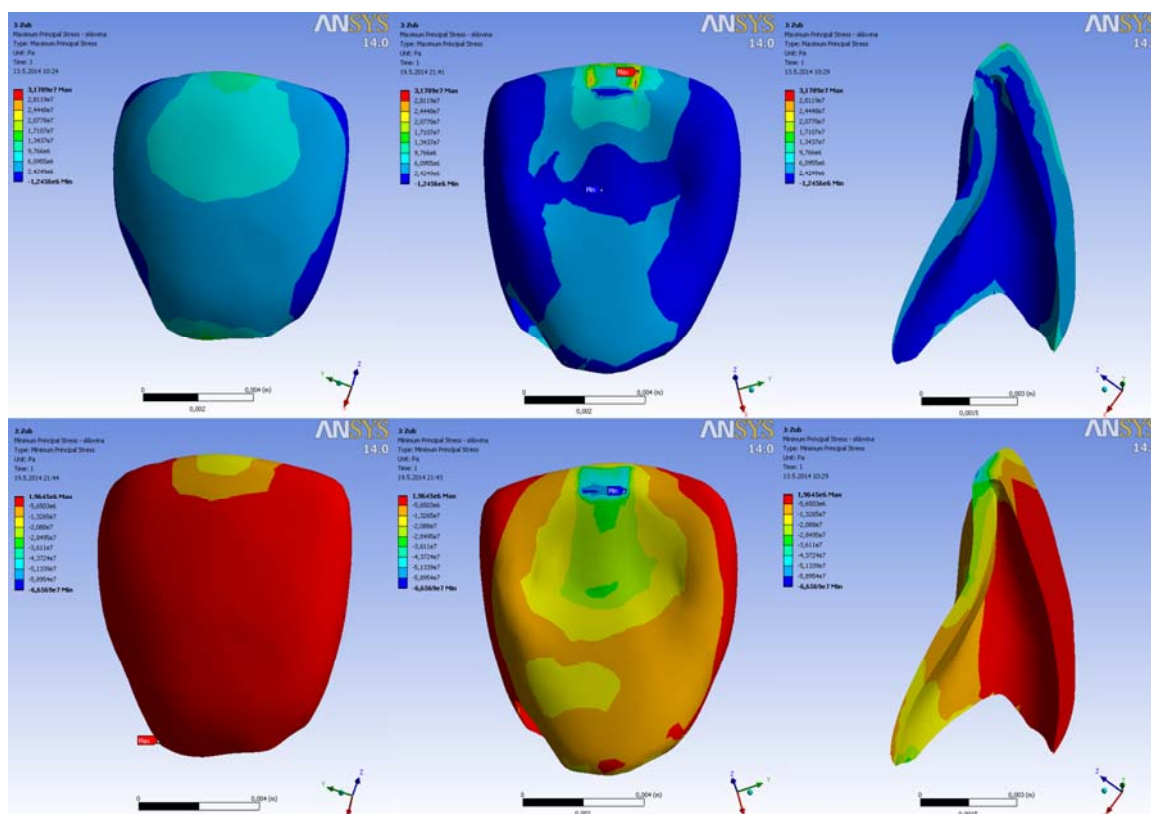


Obr. 53: Deformovaný a nedeformovaný tvar řešené soustavy pro celkový posuv při zatížení ve směru 0°



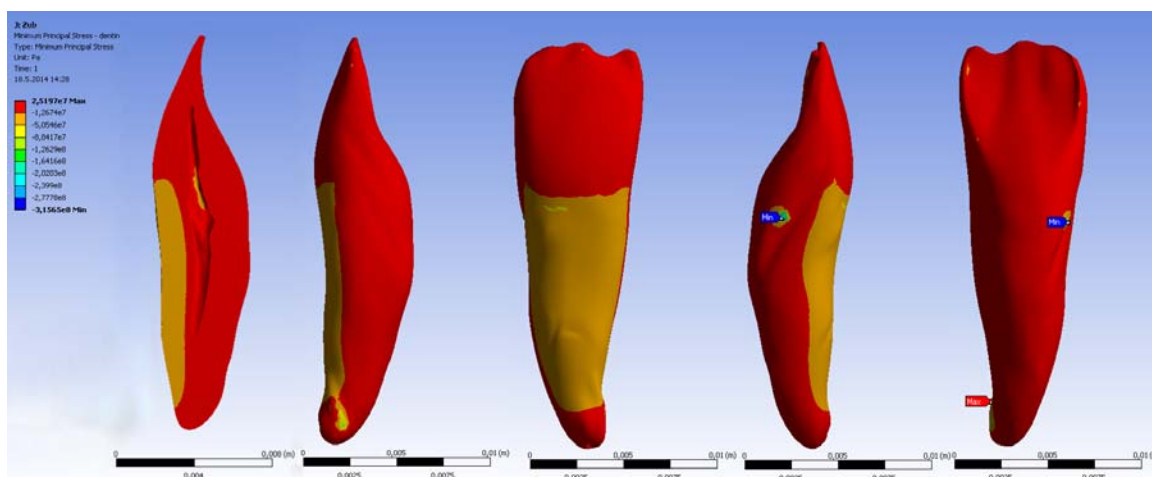
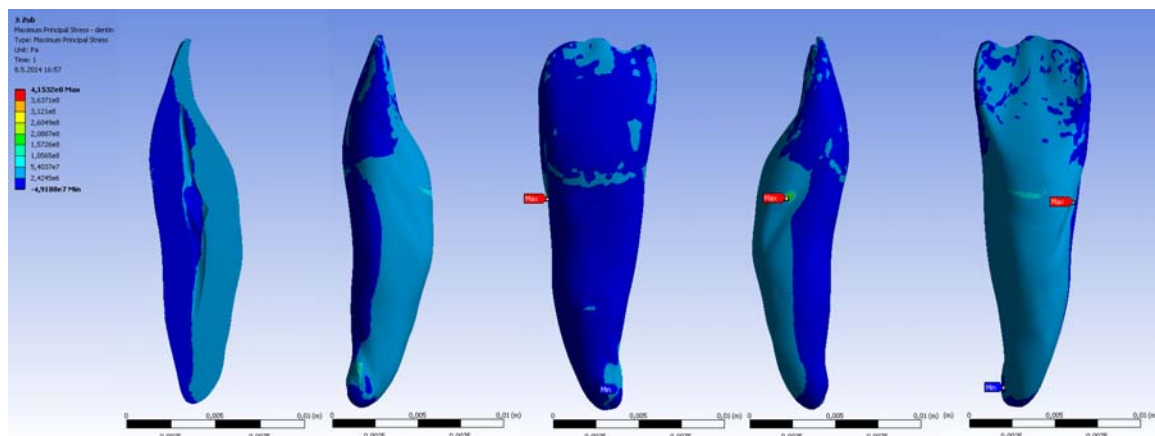
Obr. 54: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině při zatížení ve směru 0°

Na obr. 54 jsou zobrazeny průběhy hlavních napětí skloviny pro zatížení ve směru 0° . Z obrázků je patrné, že ve většině skloviny je tahové namáhání σ_1 s průměrnou hodnotou $2 \div 6$ MPa. Vyšší hodnoty se nacházejí na palatinální ploše, tamtéž s maximem 97,8 MPa v krčkové části. Nižší hodnoty se vyskytují na převážné části vnitřní a vestibulární plochy. Tlakové složce napětí σ_1 v rozmezí $-2 \div -7$ MPa je vystavena zatěžovací plocha a aproximální plocha směrem k incizi. Hlavní napětí σ_3 je po celé korunce tlakové s maximem 9,8 MPa ve vestibulárním okrsku skloviny krčku. Napětí σ_3 je tahové jen na okrajové meziální krčkové oblasti s maximem -91,8 MPa.



Obr. 55: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve sklovině při zatížení ve směru 90°

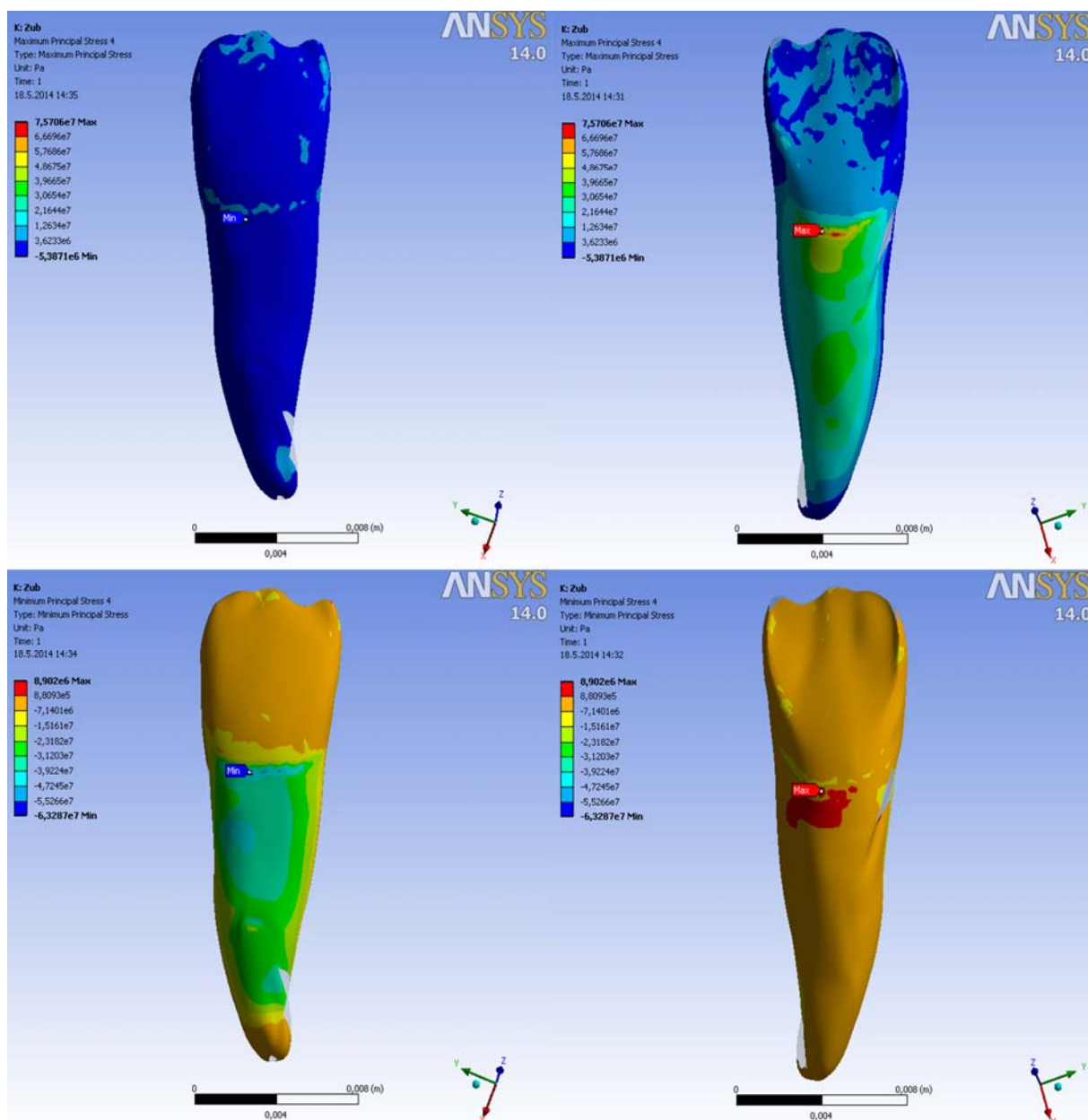
Obr. 55 ukazuje rozložení hlavních napětí skloviny při zatížení ve směru 90° . Oproti zatížení ve směru 0° se tahové napětí σ_1 $6 \div 17$ MPa vyskytuje na povrchu centrální, zvláště vestibulární části skloviny s maximem 31,8 MPa v okrajích plochy působící síly. Tlakové napětí σ_1 se nachází hlavně na palatinální středové jamce, tamtéž s maximem -1,26 MPa a v minimálním měřítku na vnitřní stykové ploše s dentinem v aproximálních krčkových partiích. Maximální tlakové napětí σ_3 o hodnotě -66,6 MPa je na palatinálním okraji plochy zatěžovací síly. Tlakové napětí σ_3 lze najít jen na částech vestibulární plochy a s maximem 1,96 MPa na vestibulární krčkové hraně.



Obr. 56: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 v dentinu při zatížení ve směru 0°

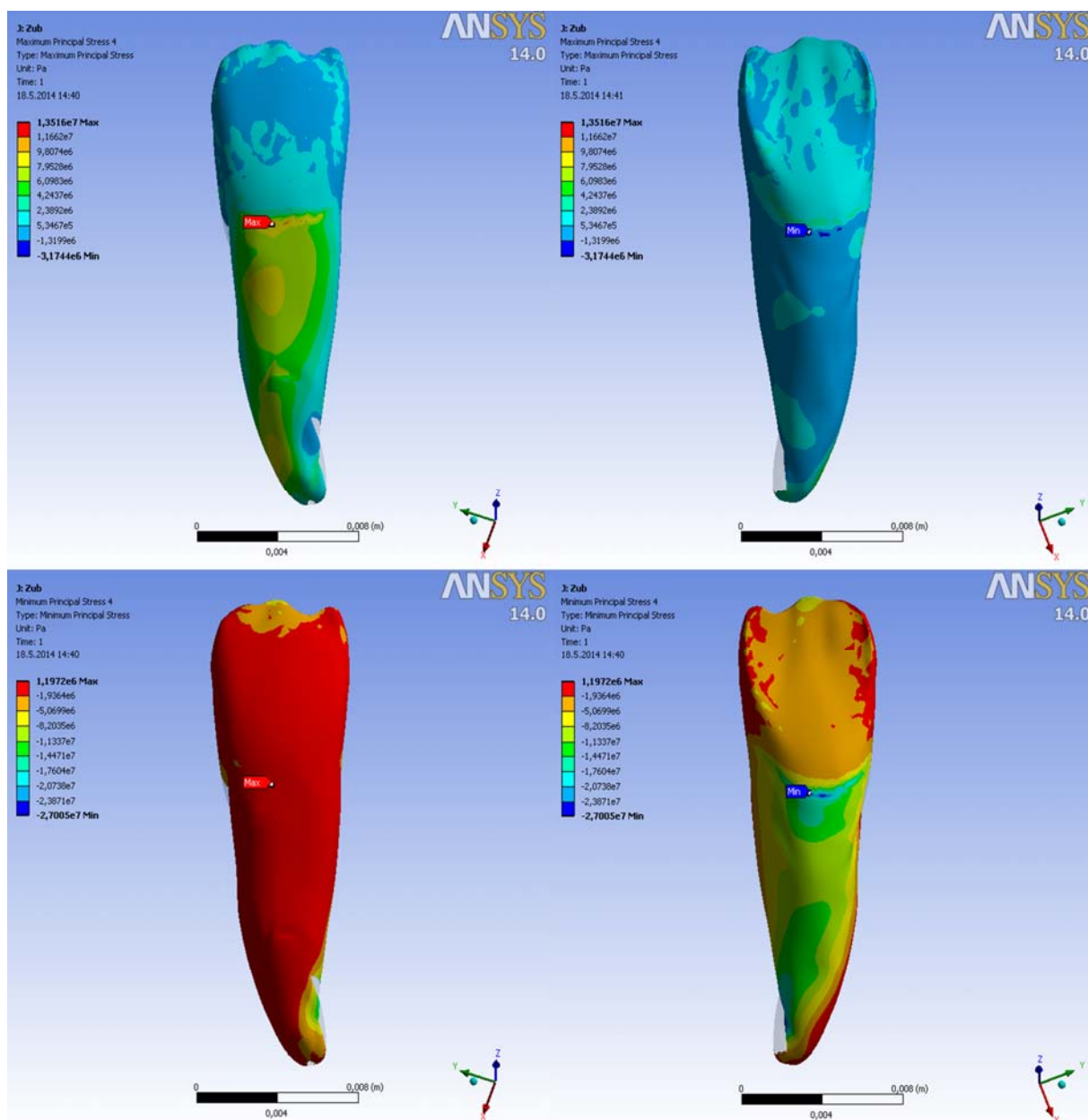
Na obrázku 56 jsou zobrazeny průběhy hlavních napětí dentinu pro zatížení ve směru 0° .

Extrémy, zde vznikají v důsledku výrazné hrany na meziální krčkové a distální apikální části povrchu kořenu a jsou umocněné vytvořenou tenčí vrstvou periodontia.



Obr. 57: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 v dentinu mimo oblasti s extrémami při zatížení ve směru 0°

Obrázek 57 ukazuje rozložení hlavních napětí na povrchu dentinu s vynecháním oblastí s lokálními extrémami, která znemožňují vizuální analýzu. Z obrázků je patrné, že ve většině dentinu je tahové napětí σ_1 s průměrem $10 \div 30$ MPa. Maximum 75,7 MPa je na palatinální ploše v krčkové oblasti. Tlakové složka napětí σ_3 se nachází převážně na vestibulární ploše a maximum je shodné v krčkové oblasti s hodnotou -63,2 MPa.



Obr. 58: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 v dentinu mimo oblasti s extrémí při zatížení ve směru 90°

U zatěžovací síly ve směru 90° na obrázku 58 je naopak tahu vystavena korunka a vestibulární plocha kořene s maximem σ_1 13,5 MPa u krčku. Palatinální plocha kořene je namáhána tlakem s maximem σ_3 -27 MPa v krčkové části kořene.

10.3. Analýza a prezentace výsledků zubu s aplikovanou fasetou

10.3.1. Analýza vlivu typu fasety

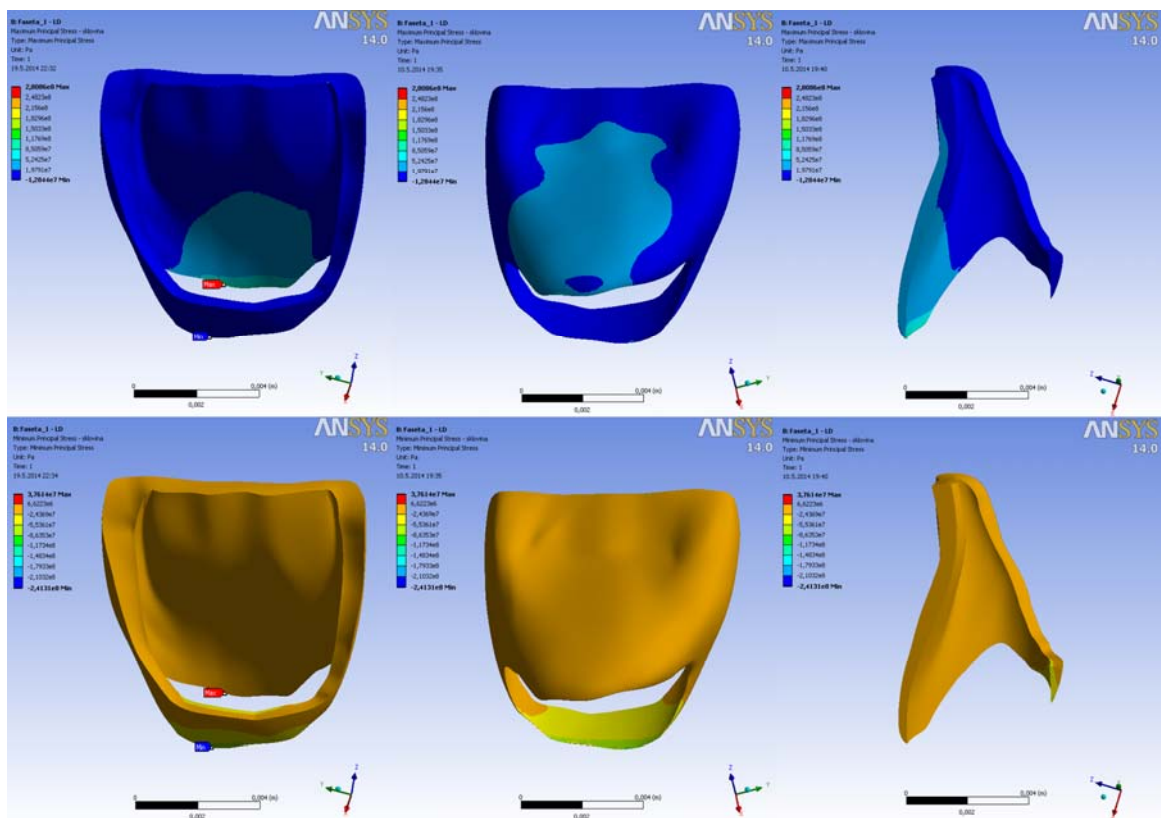
Pro analýzu typu faset byly vybrány fasety lithium disilikátové keramiky. Jedná se o nejpoužívanější materiál, s modulem pružnosti nejbližší sklovině a přibližně uprostřed rozsahu modulů pružnosti všech uvažovaných materiálů.

Napětí ve sklovině při směru zatížení 0°

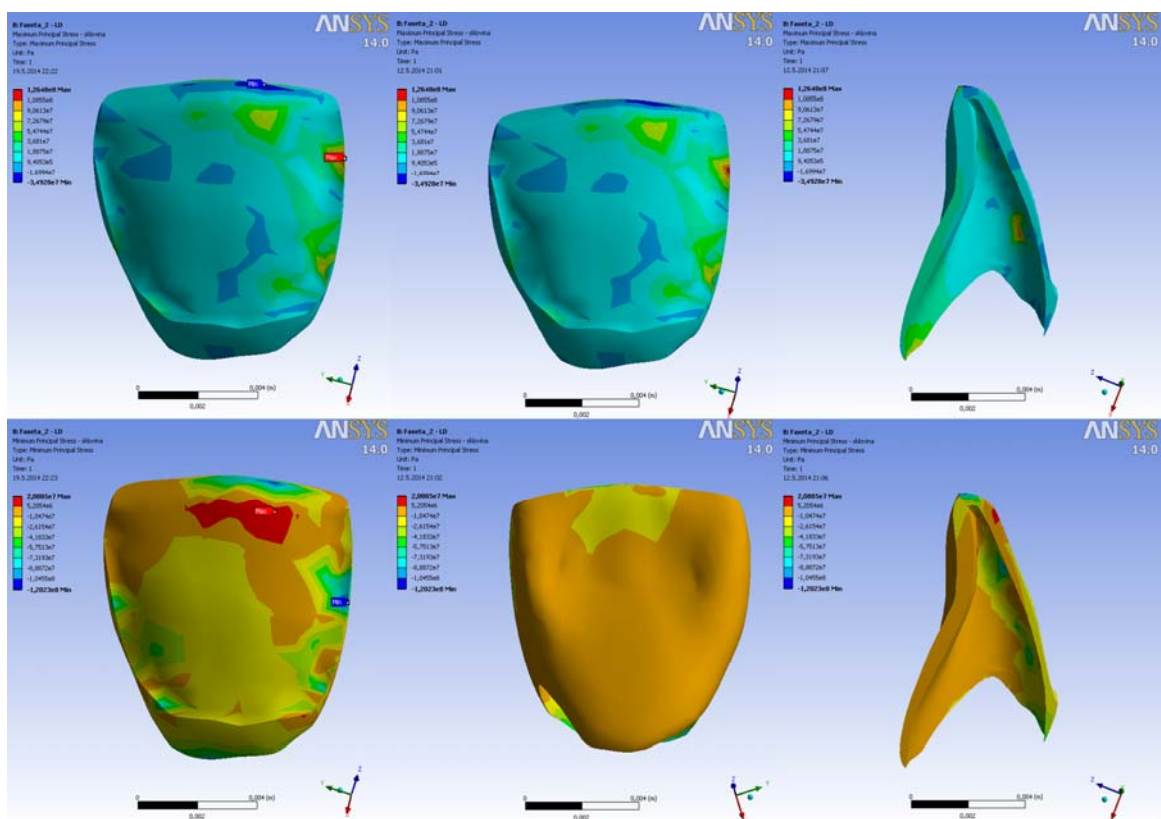
Při zatížení ve směru 0° je u skloviny zubu s fasetou 1 a 5 možné vidět rozšíření tahové oblasti napětí σ_1 i do aproximálních ploch s maximem 280 MPa pro fasetu 1 a 275 MPa pro fasetu 5, u obou na palatinální krčkové hraně skloviny. Napětí σ_1 nabývá tlaku jen ve střední vestibulární krčkové části skloviny s maximem -12,8 MPa pro fasetu 1 a -13,3 MPa pro fasetu 5. Tlakové napětím σ_3 se vyskytuje v celé části skloviny mimo okrsek hrany skloviny palatinálního krčku, kde má maximum -12,8 MPa pro fasetu 1 a -10,7 pro fasetu 5.

U skloviny zubu s fasetami 2 i 4 se tahové napětí σ_1 vyskytuje na většině povrchu, maxima 126 MPa u fasety 2 a 108 MPa u fasety 4 dosahuje na distální hraně fasety (Obr. 60 a 61). Zvýšenou hodnotou 102 MPa u fasety 2 a 98 MPa u fasety 4 lze naměřit na palatinálním krčku skloviny. Tlakovými okrsky σ_1 jsou na vestibulární straně s minimem -34,9 MPa na incizi.

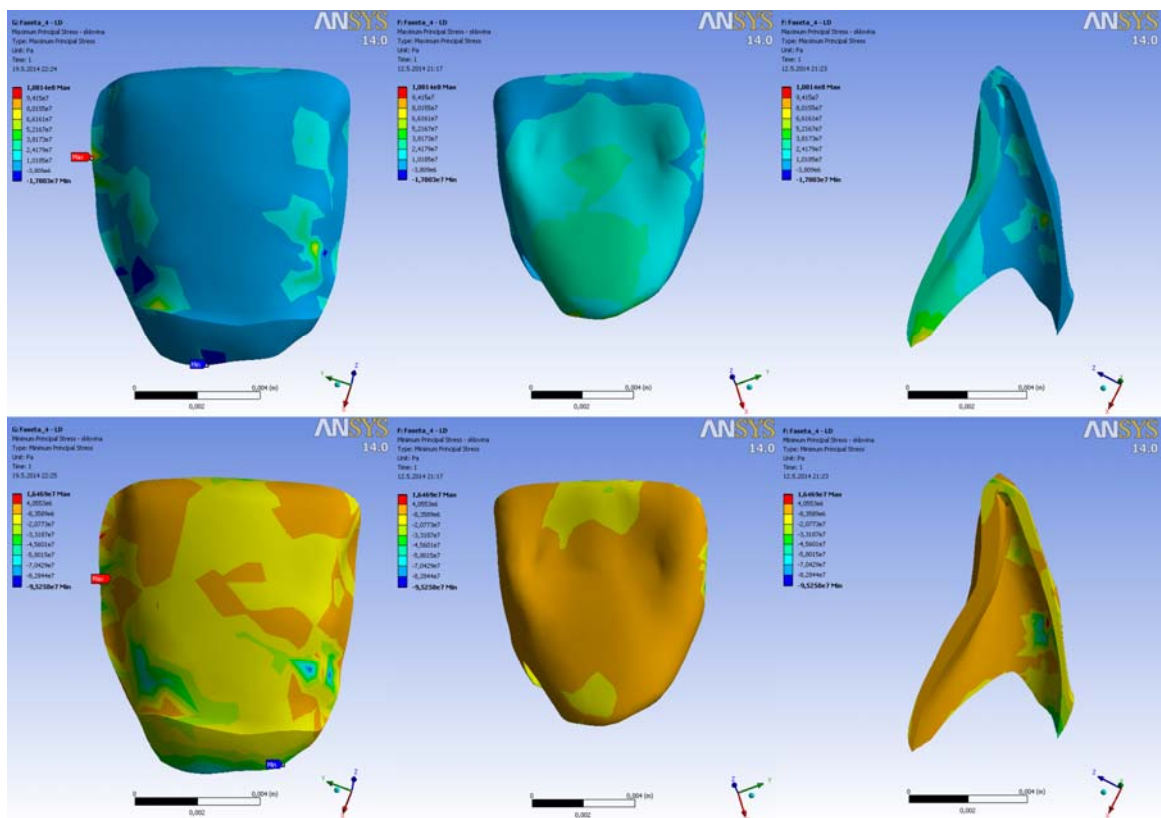
Napětí σ_3 je tlakové kromě vestibulární strany směrem k incizi u skloviny s fasetou 1, kde tah dosahuje maxima 20,8 MPa (Obr. 59). Sklovina fasety 5 má tahovou složku σ_3 na meziální aproximální hraně s maximem 16,5 MPa (Obr. 62). Maximální tlak σ_3 -95,3 MPa se u skloviny fasety 5 nalézá na vestibulární krčkové hraně, u skloviny fasety 2 činí -120 MPa s pozicí na distální hraně fasety.



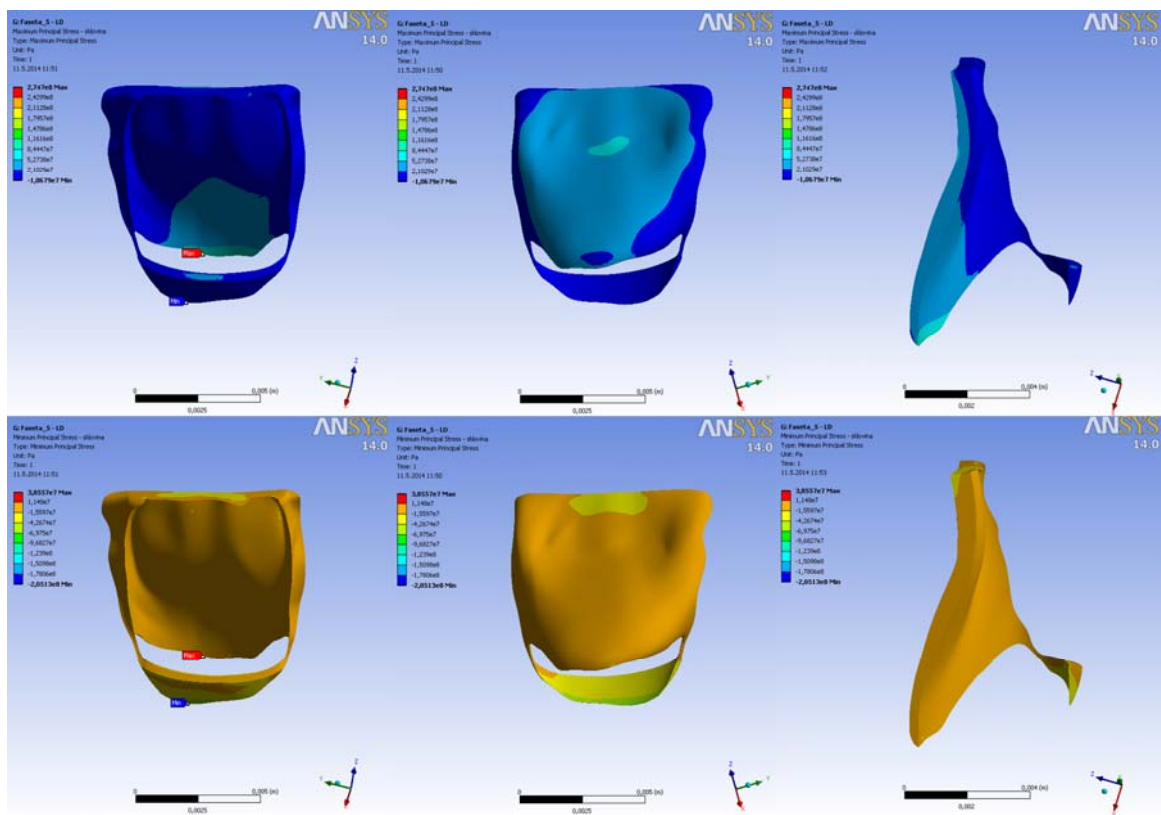
Obr. 59: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 1 při zatížení ve směru 0°



Obr. 60: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 2 při zatížení ve směru 0°



Obr. 61: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 4 při zatížení ve směru 0°

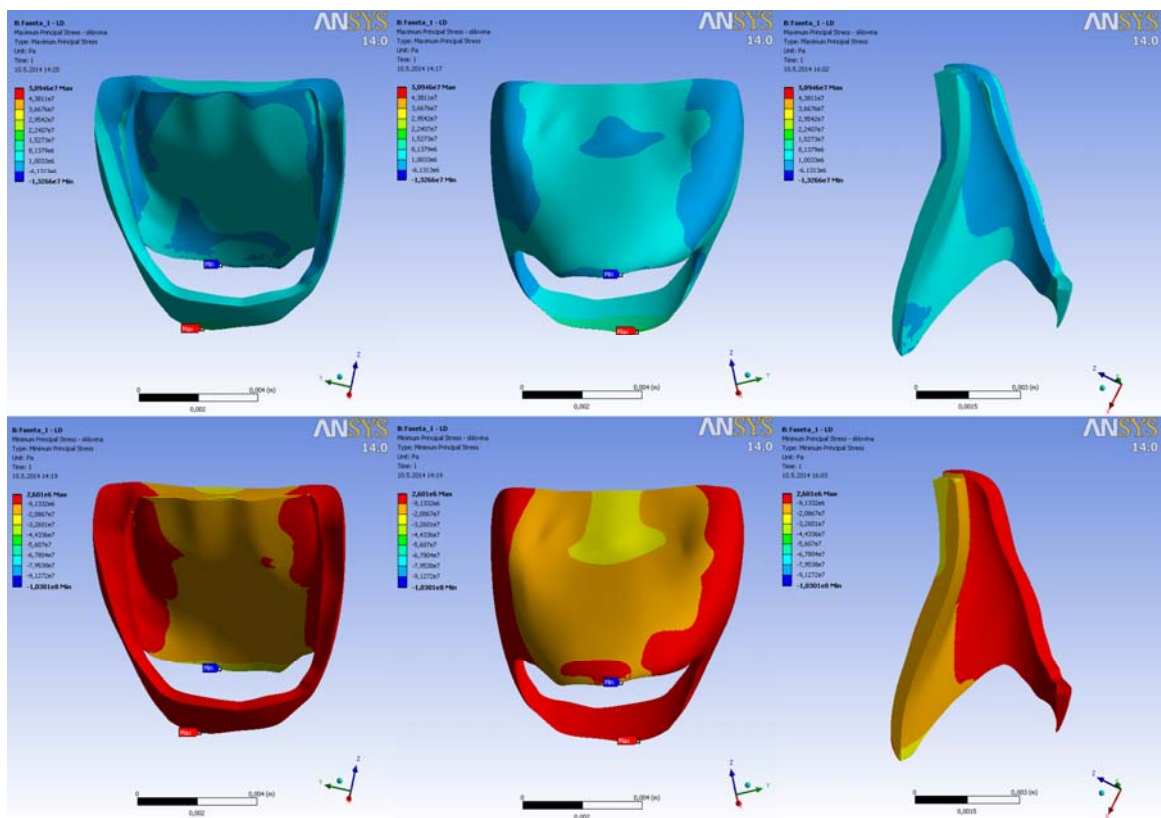


Obr. 62: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 5 při zatížení ve směru 0°

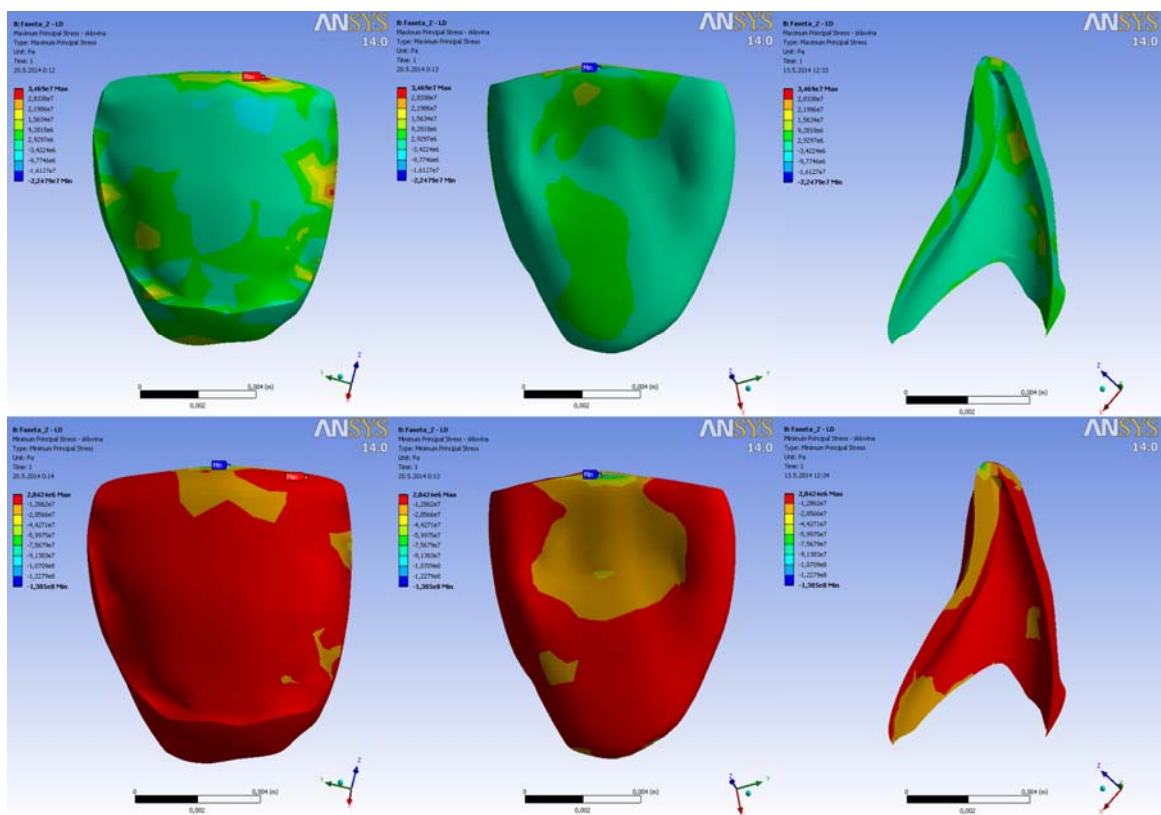
Napětí ve sklovině při zatížení 90°

Při směru zatížení 90° je u faset 1 viditelný celkový pokles tahového napětí σ_1 na průměrnou hodnotu $0,2 \div 8$ MPa a s maximem 50,9 MPa na vestibulární krčkové hraně (Obr. 63). Sklovina fasety 5 má mimo maximum 43,9 MPa ve stejné části jako faseta 1 ještě oblasti na incizi s hodnotou okolo 30 MPa (Obr. 66). Tlaková složka napětí σ_1 je u obou faset lokalizována v okřscích na centrální patrové prohlubni a s maximem -13,3 MPa pro sklovinu fasety 1 a -12,8 MPa pro sklovinu fasety 5 na patrové krčkové hraně. Tlakové napětí σ_3 se shodně u sklovin obou faset nachází téměř na celém povrchu s vyššími hodnotami ve středových palatinálních partiích, maximum leží na palatinálním krčkovém okraji s hodnotou -103 MPa pro fasetu 1 a -95,8 MPa pro fasetu 5. Tahové napětí σ_3 je vyhrazeno jen pro bodovitá místa na vestibulární krčkové hraně s maximem 2,6 MPa pro fasetu 1 a 2,21 MPa pro fasetu 5.

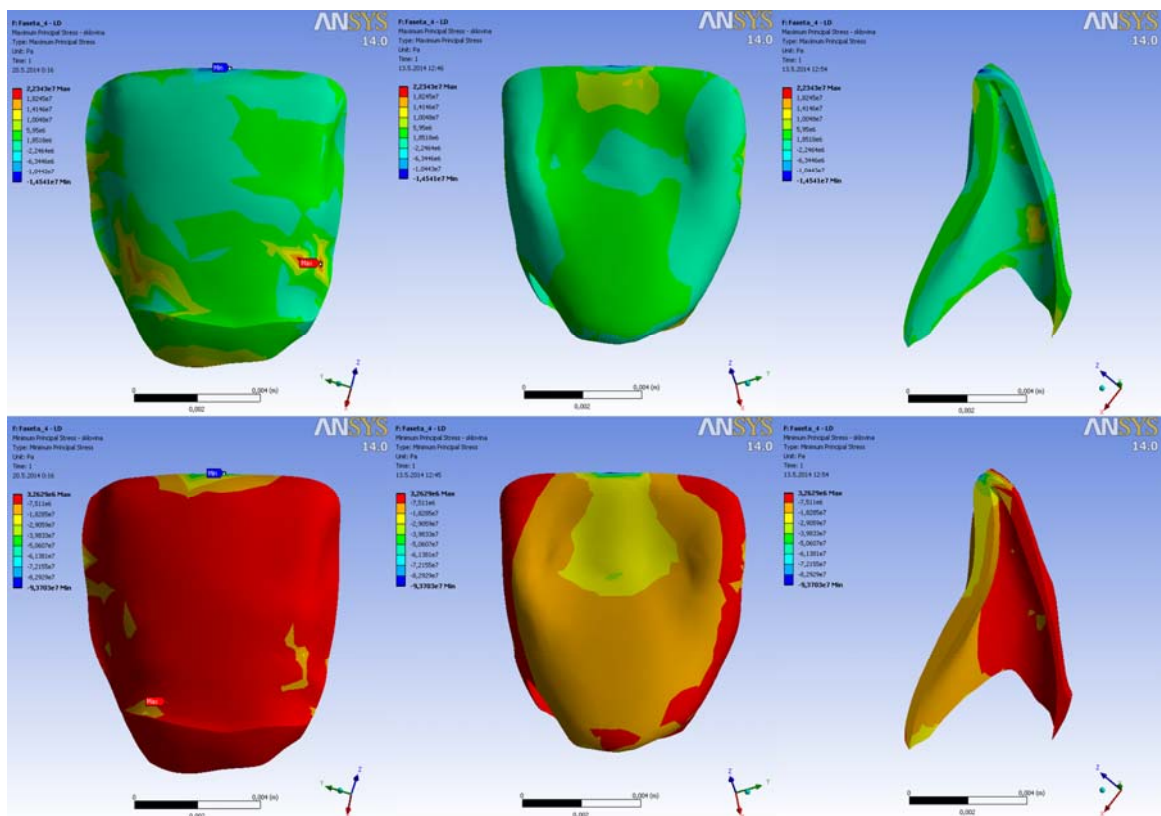
U faseta 2,4 je přiléhající sklovina namáhána převážně tahovým napětím σ_1 s maximem 34,7 MPa na incizi pro fasetu 2 a 22,4 MPa pro fasetu 4 na mesiální vestibulární krčkové třetině (Obr. 64 a 65). U obou se vyskytují oblasti se zvýšenými hodnotami, u fasety 2 na mesiální hraně odebrání pro fasetu s hodnotou 31 MPa, u skloviny fasety 4 na distální vestibulární krčkové třetině s hodnotou 17 MPa. Místa s tlakovým napětím σ_1 jsou shodné na incizní hraně. Maximum u skloviny fasety 2 je -22,5 MPa a -14,5 MPa u skloviny fasety 4. Tlakové napětí σ_1 je u obou faset na většině plochy s maximem -138,5 MPa u skloviny fasety 2 a -93,7 MPa u skloviny fasety 4. Tahové napětí bylo nalezeno jen v malé části okolo středu vestibulární plochy skloviny fasety 2 a bodově je vidět maximum 2,84 MPa na incizi fasety 2 a 3,26 MPa u krčku skloviny na odebrané ploše pro fasetu 4.



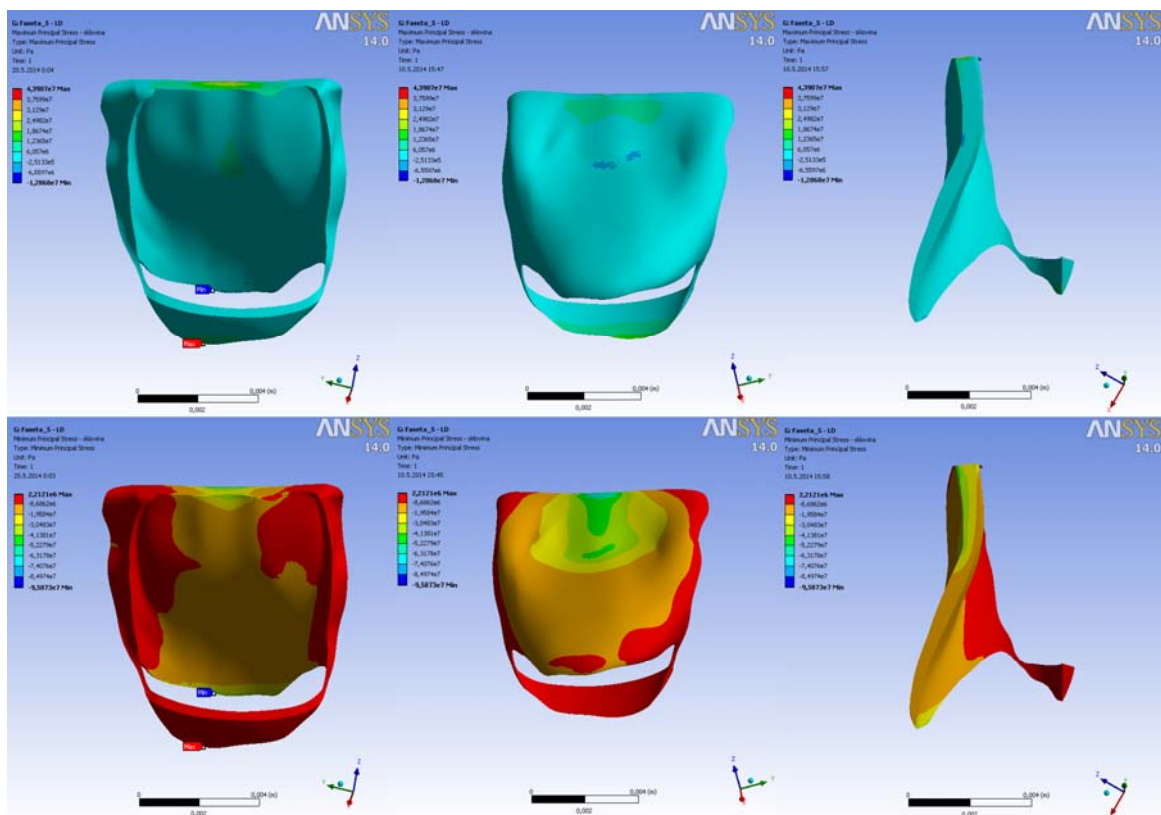
Obr. 63: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 1 při zatížení ve směru 90°



Obr. 64: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 2 při zatížení ve směru 90°



Obr. 65: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 4 při zatížení ve směru 90°



Obr. 66: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 ve fasetě typu 5 při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve sklovině zubu bez a s fasetou

F(0°)=50N		Zub	Faseta 1	Faseta 2	Faseta 4	Faseta 5
Sklovina	σ_e [MPa]	92,83 $\div$ 0,24	248,53 $\div$ 0,04	139,97 $\div$ 0,38	125,09 $\div$ 0,79	229,64 $\div$ 0,06
	σ_1 [MPa]	97,77 $\div$ -9,85	280,86 $\div$ -12,84	126,48 $\div$ -34,93	108,14 $\div$ -17,80	274,70 $\div$ -10,68
	σ_3 [MPa]	0,83 $\div$ -91,85	37,61 $\div$ -241,31	20,89 $\div$ -120,23	16,47 $\div$ -95,26	38,56 $\div$ -205,13
F(90°)=50N						
Sklovina	σ_e [MPa]	76,64 $\div$ 0,17	79,49 $\div$ 0,12	108,63 $\div$ 0,25	74,60 $\div$ 0,66	84,27 $\div$ 0,14
	σ_1 [MPa]	31,79 $\div$ -1,25	50,95 $\div$ -13,27	34,69 $\div$ -22,48	22,34 $\div$ -14,54	43,91 $\div$ -12,87
	σ_3 [MPa]	1,96 $\div$ -66,57	2,60 $\div$ -103,01	2,84 $\div$ -138,50	3,26 $\div$ -93,70	2,21 $\div$ -95,87

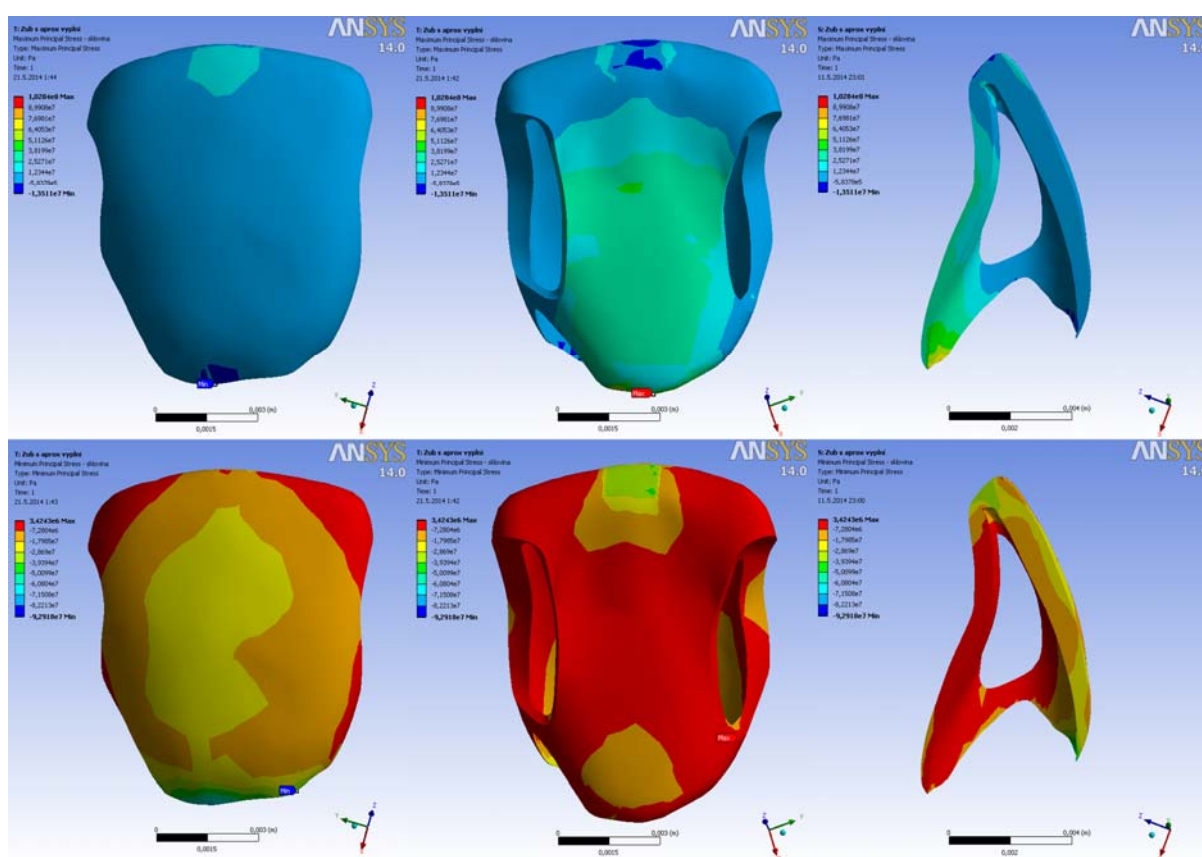
Tab. 5: Tabulka napětí ve sklovině pro zub a jeho varianty s fasetami

Z tabulky 4 je vidět nárůst napětí ve sklovině při použití jakékoliv fasety. Výrazně větší nárůst, až trojnásobný, se vyskytuje u zatížení ve směru 0°. Oproti tomu směr 90° vykazuje maximálně 30 % navýšení hodnot. Nejmenší nárůst 4 – 25 % se nachází u faset umístěných ve sklovině a z nich menší u fasety 4, tedy fasety s extendovanou plochou do aproximálních prostor. V tomto případě je nárůst maxima v tahové oblasti okolo 10 % a v tlakové oblasti přibližně 3 %. U fasety 2 je nárůst 28 % v tahové a 30 % v tlakové oblasti. Značný nárůst je u faset zasahujících do dentinu. U nich se zvýšení napětí pohybuje v rozmezí 120 – 200 %. Menší opět u fasety extendované do aproximálních prostor, tedy fasety 5, kde nárůst činí 120 % v tlakové oblasti a 180 % v tahové oblasti. U fasety 1 se v tahové oblasti zvýší napětí o 186 % a v tlakové o 162 %.

10.3.2. Analýza vlivu aproximálních výplní a endodontického ošetření zubu

Pro analýzu vlivu výplní aproximálních či po endodontickém ošetření byl jako referenční vybrán zub bez výplní a zuby s aplikovanými fasetami z lithium disilikátové keramiky. Jednotlivé hodnoty napětí pro zub a fasety jsou zaznamenány v tabulkách v příloze. Pomocí grafů je zde porovnáno maximální ekvivalentního napětí vyskytující se ve sklovině a ve fasetě při obou směrech zatížení. Na obrázcích, ukazujících rozložení napětí na sklovině a průběh napětí na stykových plochách skloviny u zubu s výplněmi, bude popsán vliv výplní na rozložení napětí ve sklovině zubu. U zubů s fasetami je vliv výplní podobný.

Napětí ve sklovině zubu s aproximálními výplněmi

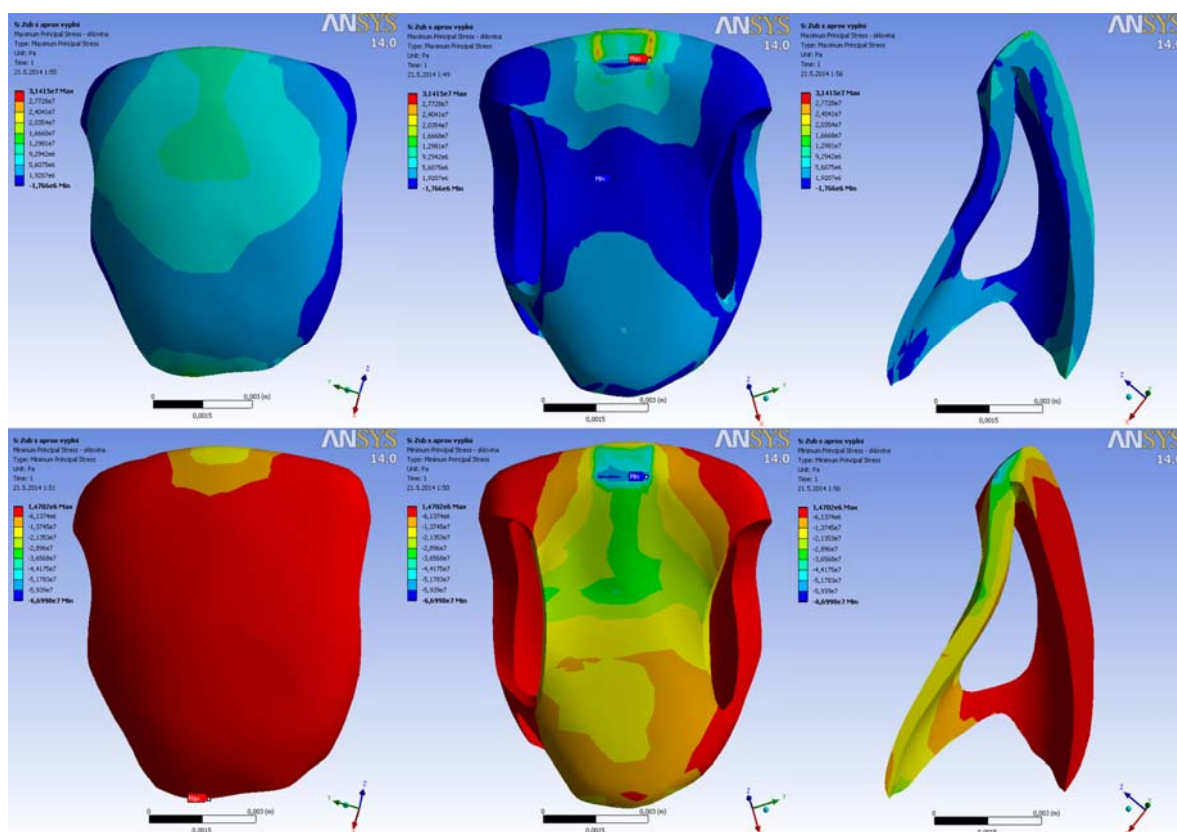


Obr. 67: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s aproximální výplní při zatížení ve směru 0°

Na obr. 67 je vidět, jak u zubu s aproximálními výplněmi dochází při zatížení ve směru 0° k vymizení tlakového napětí σ_1 na vestibulo-approximálním přechodu a soustředění tlaku σ_1 jen na vestibulární krčkovou hranu a oblast zatěžování. Oblast tahové složky σ_1 na středu palatinální plochy nabývá celkově vyšších hodnot a narůstá přibližně o 30 %. Tlakové napětí

σ_3 je vyšší ve středu vestibulární plochy o 20 %. Oproti vlastnímu zubu, kde se tah σ_3 na vnějším povrchu téměř nevyskytuje, u zubu ošetřeného výplní zabírá střední palatinální třetinu skloviny spojující obě výplně.

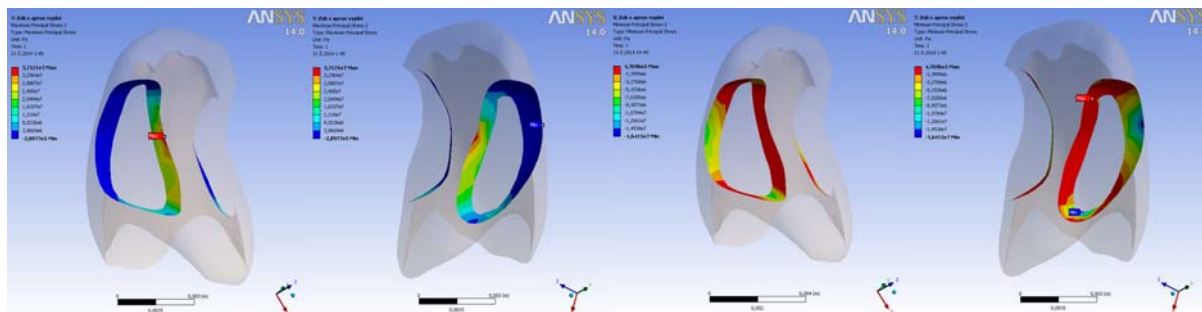
Maximální i minimální hodnoty σ_1 i σ_3 se nacházejí na stejných místech jako u vlastního zubu s nárůstem o 37 % v tlaku σ_1 a 5 % v tahu, u σ_3 je zvýšení hodnot 312 % v tlaku a 1 % v tahu.



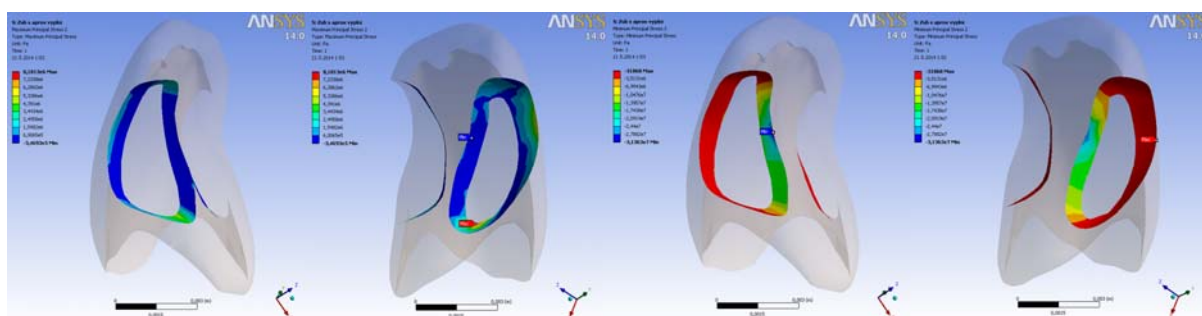
Obr. 68: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s aproximální výplní při zatížení ve směru 90°

Zub s výplněmi zatížený ve směru 90° má rozšířenou oblast tlaku σ_1 na palatinální straně, která uprostřed horizontálně spojuje oblasti s výplněmi a oproti zubu neošetřeného výplněmi se vyskytují oblasti tlaku na rozích incize (Obr. 68). Tahová oblast σ_1 na vestibulární straně je rovněž rozšířena a hodnoty tam vzrůstají o zhruba 20 %. U tlakového napětí σ_3 pozorujeme rozšíření převážně na palatinální ploše se zvýšením hodnot přibližně o 30 %. Tahová složka napětí σ_3 je navýšena o 30 % na vestibulární ploše.

Obě napětí σ_1 i σ_3 mají maximální hodnoty umístěné na stejných místech jako zdravý zub jen s poklesem tahové složky σ_1 o 1% a σ_3 o 25 %, tlaková složka naopak vzrostla o 42 % u σ_1 a 0,6 % u σ_3 .



Obr. 69: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s aproximální výplní při zatížení ve směru 0°

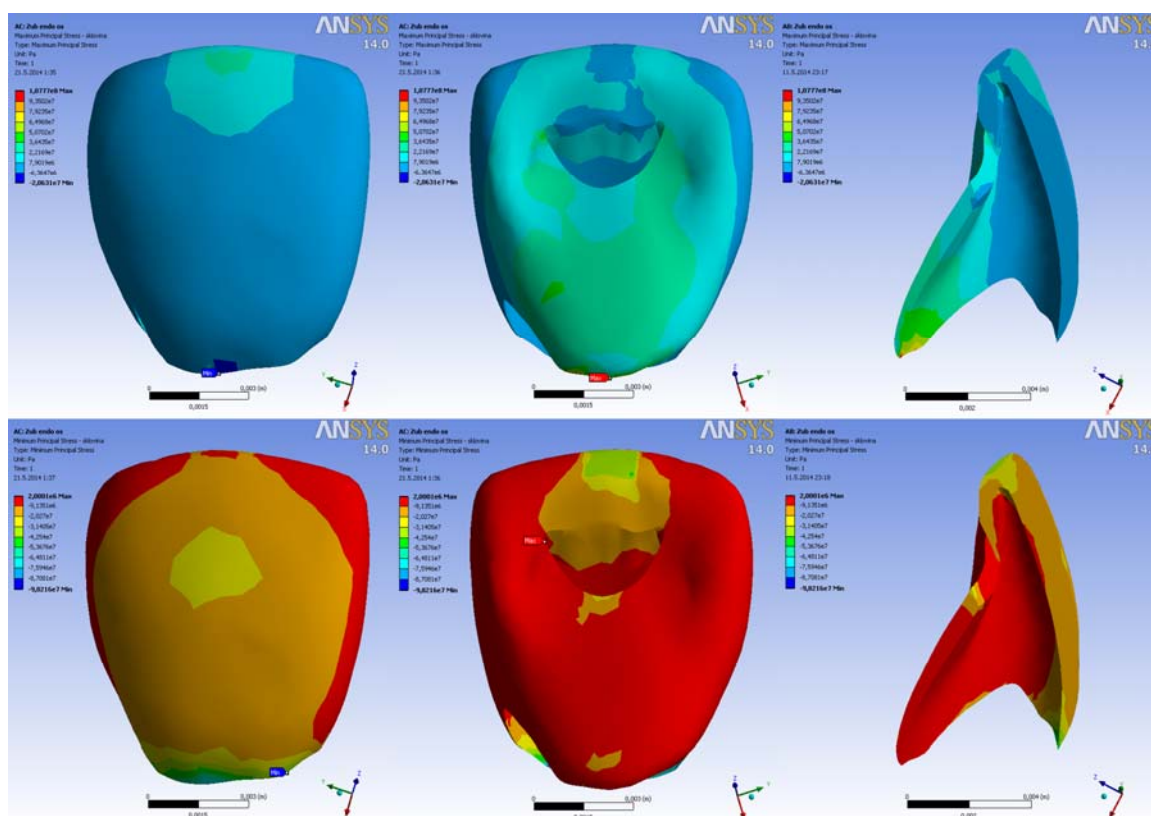


Obr. 70: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s aproximální výplní při zatížení ve směru 90°

Při pohledu na stykové plochy výplně je vidět rozložení hlavních napětí, kdy tahová složka napětí σ_1 je u zatížení ve směru 0° na palatinální straně a při směru 90° je rozdělená do krčkové a vestibulární strany (Obr. 69 a 70). Tlaková složka σ_1 je u směru 0° umístěna na vestibulárním okraji a u směru 90° na palatinálním kraji.

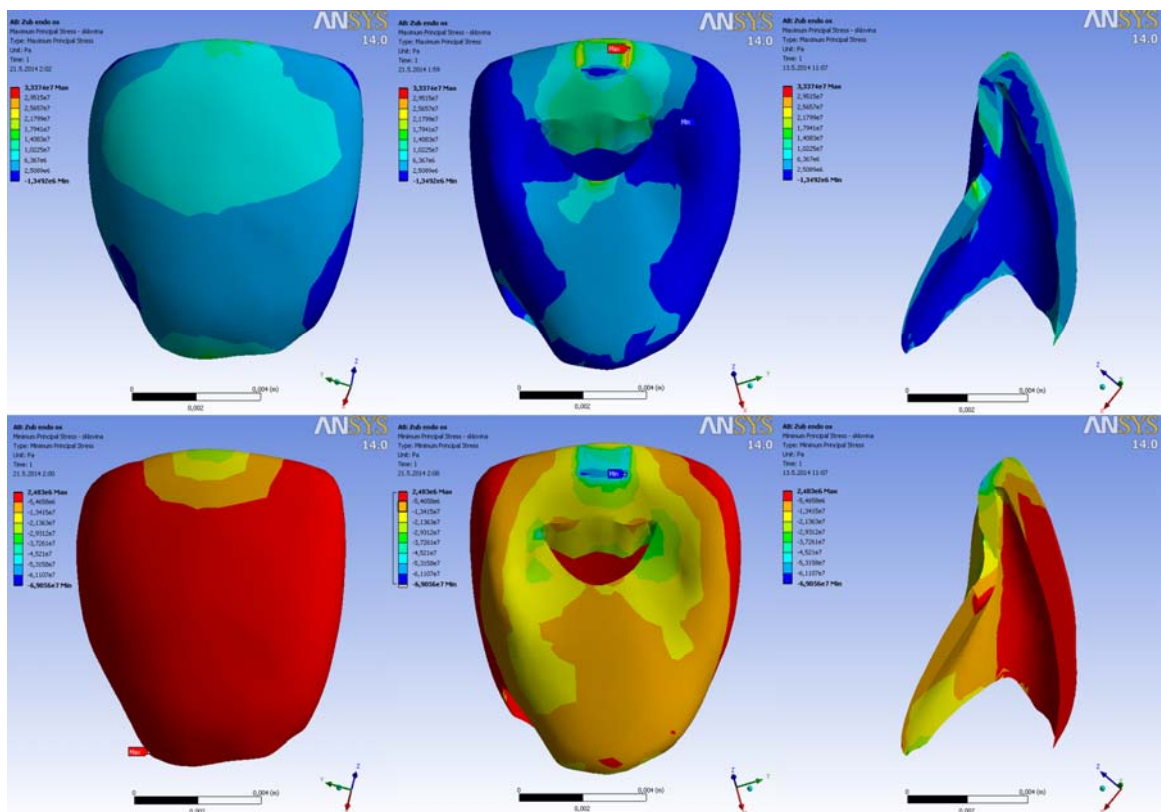
U napětí σ_3 je tahově zatížena palatinální strana u incize u zatížení 0° a vestibulární strana ve středu u síly směru 90° . Tlaková část σ_3 je na zbývajících většině plochy s maximem u krčku u zatížení 0° a palatinálně u síly směru 90° .

Napětí ve sklovině zubu s endodontickým ošetřením



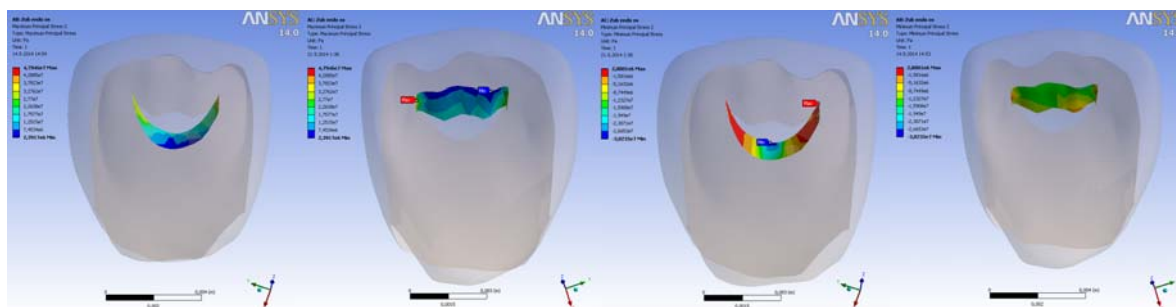
Obr. 71: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 0°

Sklovina endodonticky ošetřeného zubu vykazuje při zatížení ve směru 0° zvýšené tahové napětí σ_1 v centrální části na vestibulární a zvláště na palatinální straně (Obr. 70). Tlakové oblasti σ_3 jsou na vestibulo - aproximální liště posunuty apikálním směrem. Napětí σ_3 má tahovou složku umístěnou periferně od endodontického otvoru, zde i s maximem 2 MPa. Tlaková oblast σ_3 dosahuje vyšších hodnot na vestibulární straně, palatinální strana pod otvorem zůstává nezměněna.

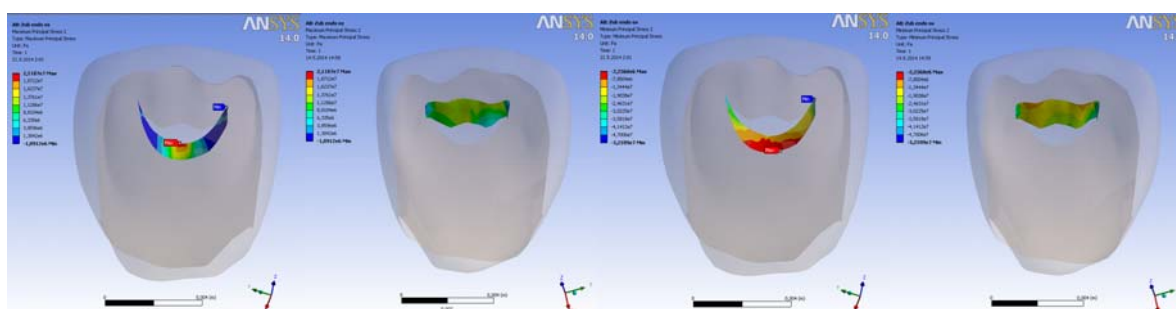


Obr. 72: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 90°

Zatížení ve směru 90° vyvolá na vestibulární straně zvýšený rozsah tahového napětí σ_1 a na druhé straně i vzrůst tlakové oblasti v centrální patrové části vedle endodontického otvoru. Tlakové napětí σ_1 je v okolí nad a pod otvorem sníženo a naopak v bočních částech otvoru vzrůstá. Tahové napětí se nově objevilo na okřscích vestibulární plochy.



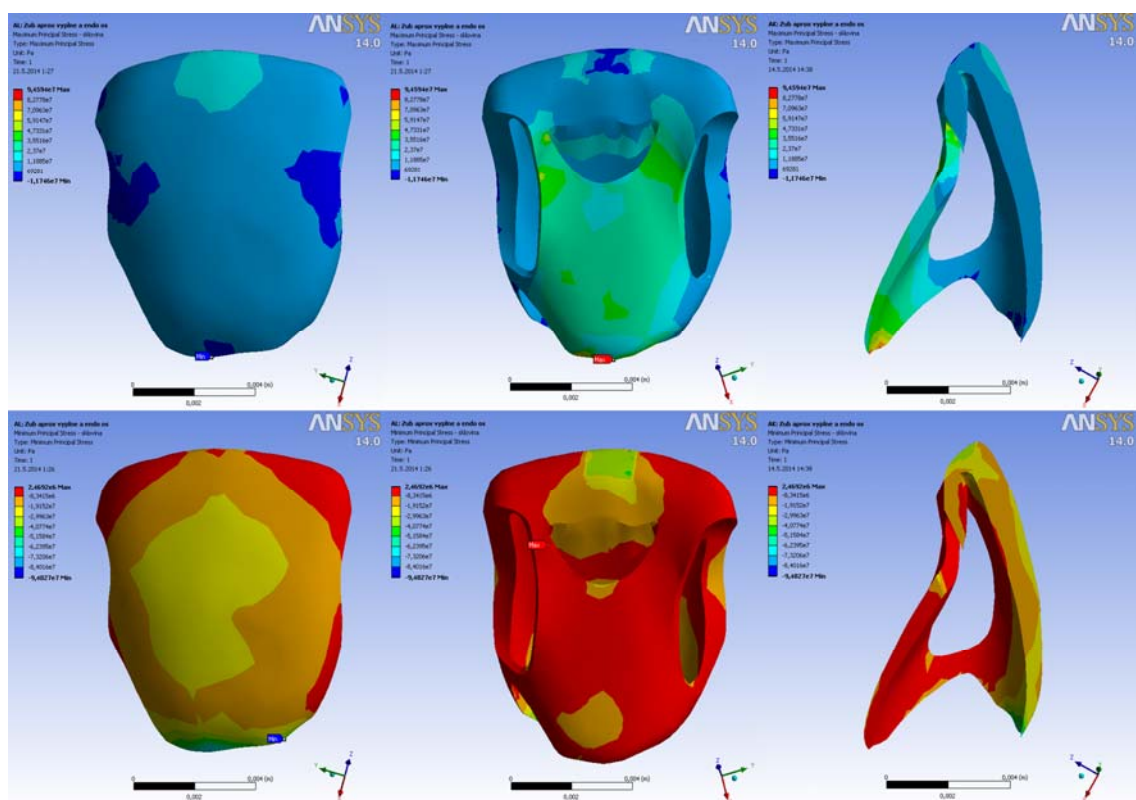
Obr. 73: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 0°



Obr. 74: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 90°

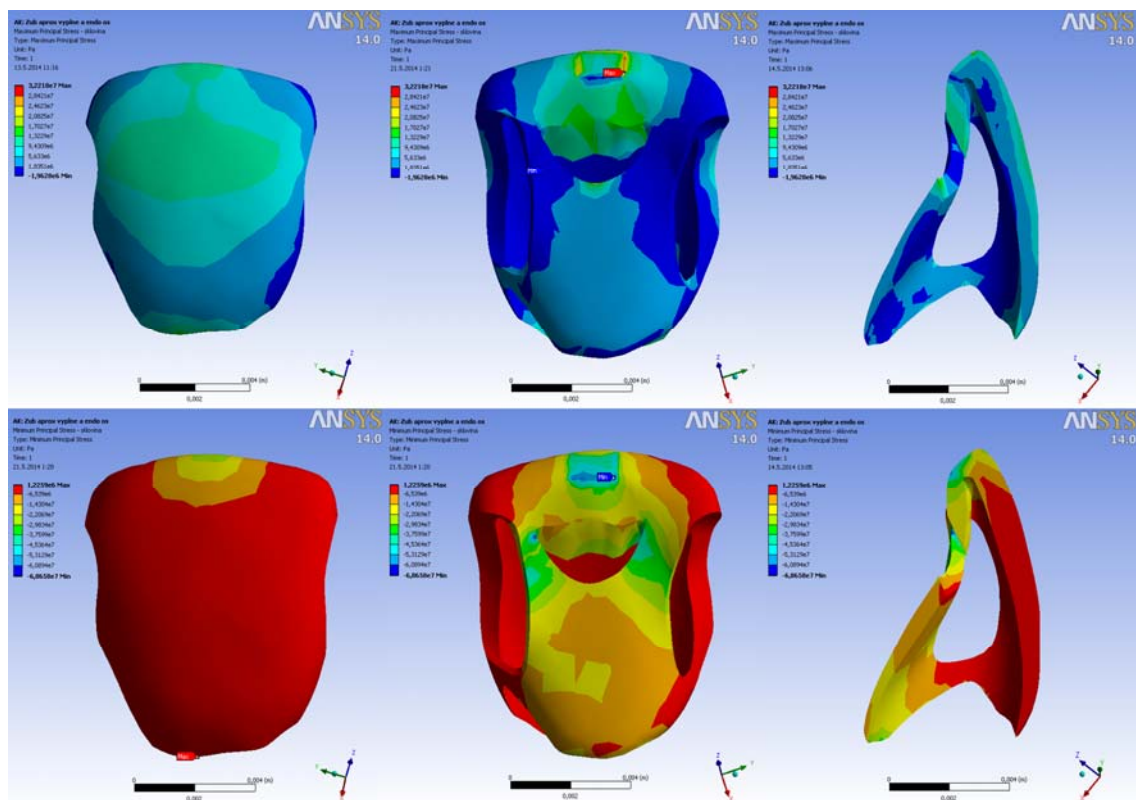
Při pohledu na rozložení napětí na povrchu endodontického otvoru ve sklovině při směru síly 0° jsou vidět tahová napětí σ_1 na periferních oblastech a tlaková σ_3 v centrální části směrem ke krčku. Při zatížení ve směru 90° je tahová oblast σ_1 v centrální části a tlaková σ_3 v horní polovině otvoru.

Napětí ve sklovině zubu s aproximálními výplněmi a endodontickým ošetřením



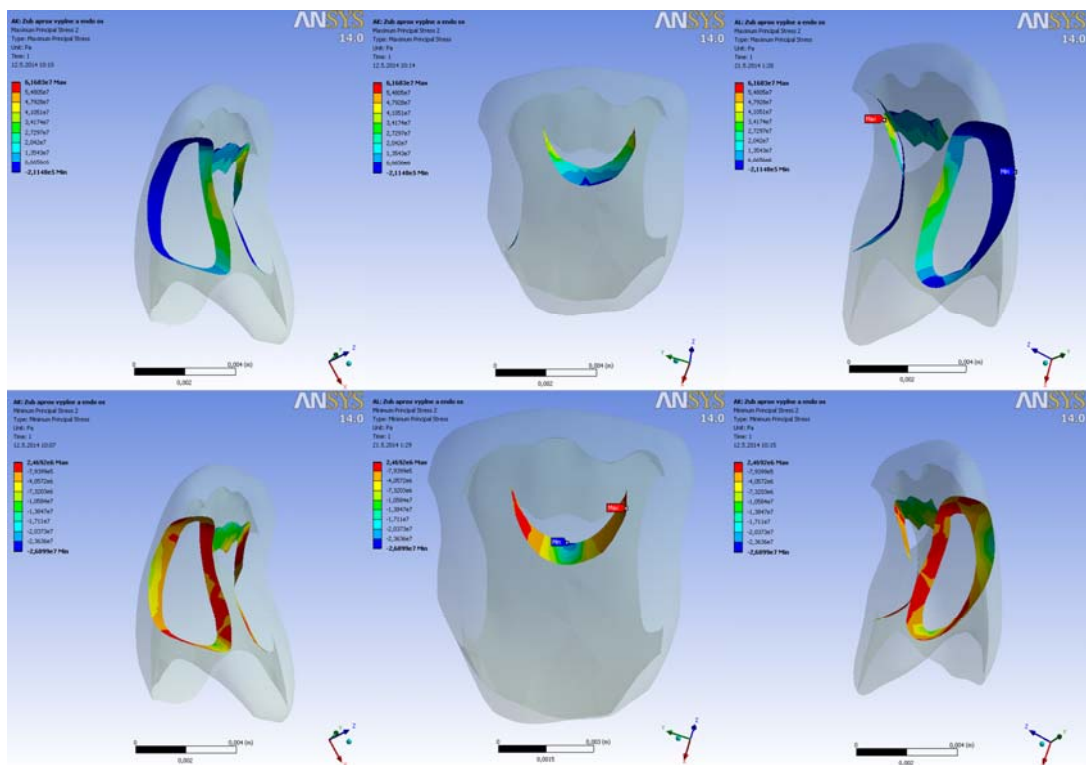
Obr. 75: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s aproximální výplní a endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 0°

Zuby s kombinací aproximální výplně a endodontického ošetření má o to více zvýrazněný průběh napětí (Obr. 75 a 76). Na palatinální ploše mezi endodontickým otvorem a postranními výplněmi se zvyšuje tahové napětí σ_1 na dvojnásobek u směru zatěžování 0° . Tlakové oblasti σ_1 se posunují z aproximálních na vestibulární plochy. Tlaková část σ_3 má na vestibulární ploše zvýšenou intenzitu a oproti neošetřenému zubu se tahová část vyskytuje na palatinální straně oboustranně ve spoji mezi výplní a endodontickým otvorem.

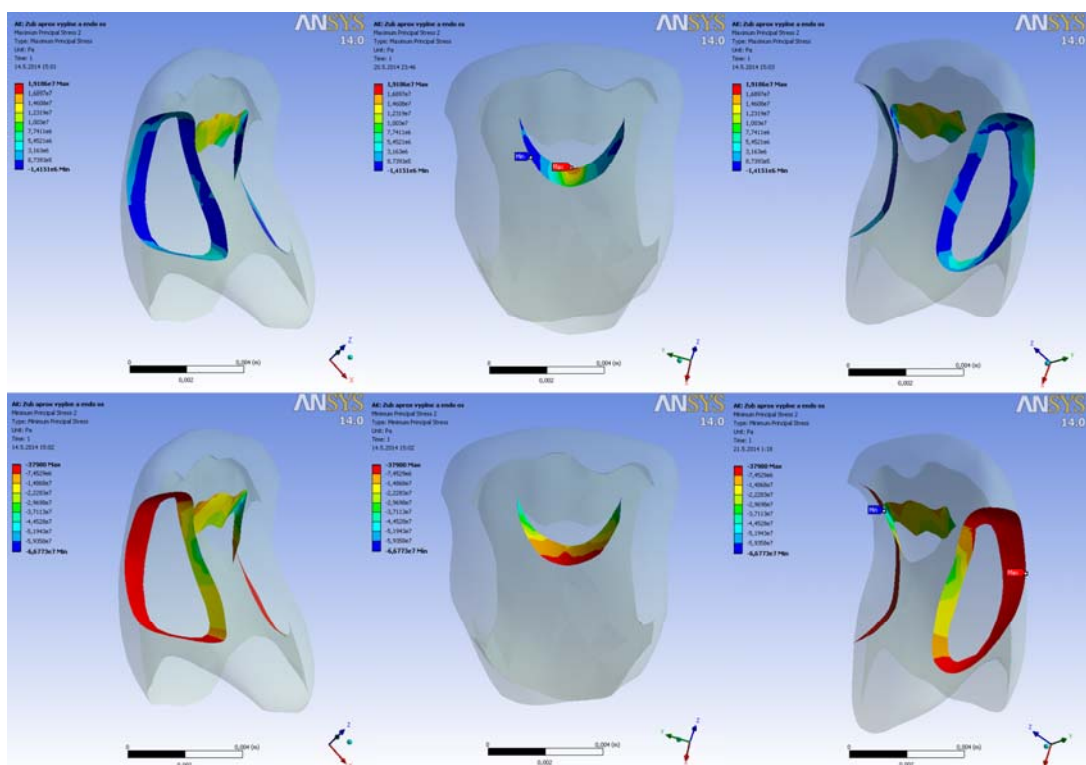


Obr. 76: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 skloviny u zubu s aproximální výplní a endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 90°

Podrobněji je možné průběh napětí pozorovat na obrázcích stykových ploch, kde se tahové složky σ_1 i σ_3 koncentrují v oblasti spoje při zatěžování ve směru 0° (Obr. 77). U zatěžování ve směru 90° je tahová složka σ_1 v spodní okraji otvoru a u σ_3 na aproximálních okrajích výplní (Obr. 78). V tomto směru síly převažuje tlaková složka s maximy ve spoji mezi výplní a otvorem.

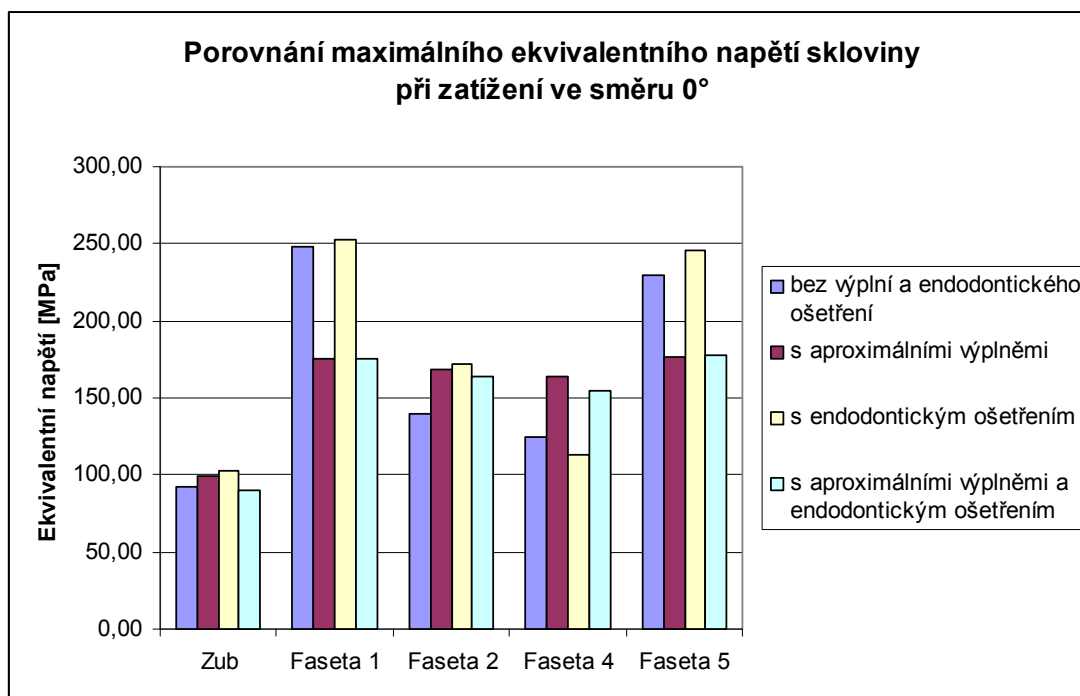


Obr. 77: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s aproximální výplní a endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 0°



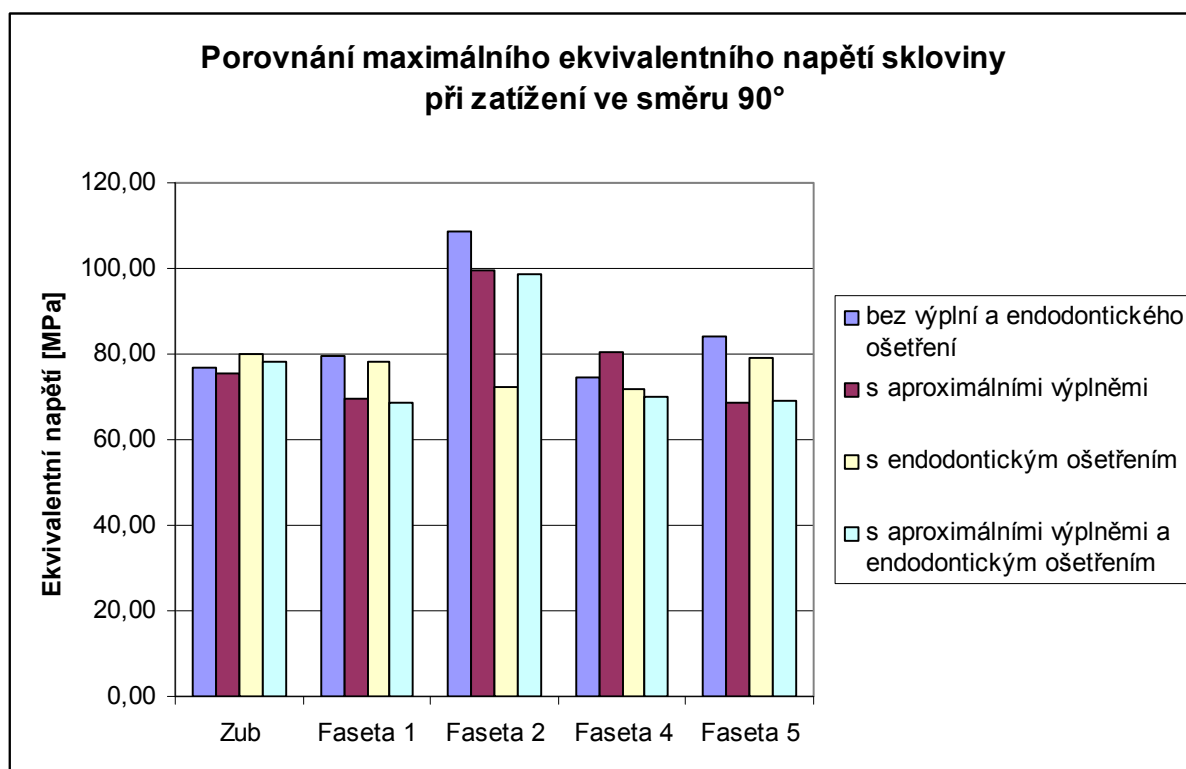
Obr. 78: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny u zubu s aproximální výplní a endodontickým ošetřením při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve sklovině zubu ošetřeného výplněmi



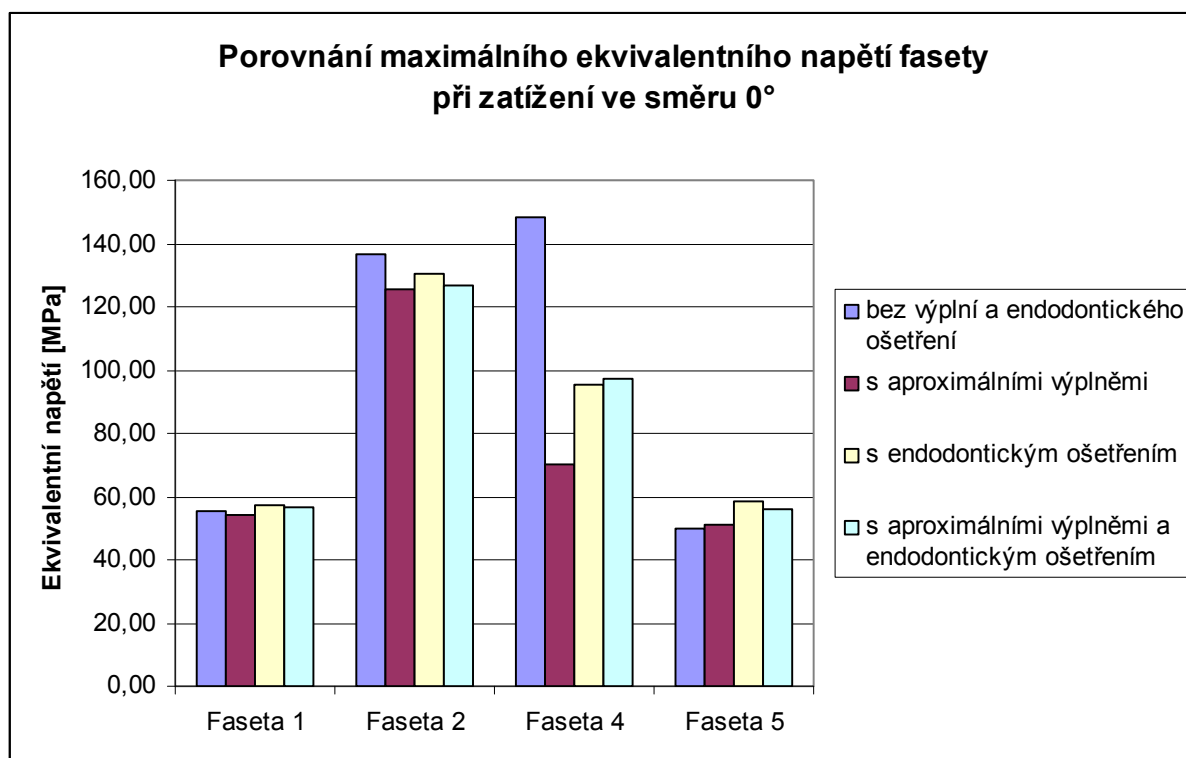
Obr. 79: Porovnání maximálního ekvivalentního napětí skloviny pro různé druhy ošetření při zatížení ve směru 0°

Kvantitativní porovnání maximálního ekvivalentního napětí skloviny ukazuje zvýšený vliv aproximálních výplní pro nárůst hodnoty u faset umístěných jenom ve sklovině, kdy u fasety 2 činí 20 % a u fasety 4 31 % (Obr. 79 a 80). U faset v dentinu s aproximálními výplněmi naopak dochází k poklesu o 12,5 % u fasety 1 a 18,7 % u fasety 5. Endodontického ošetření má vliv převážně na fasety umístěné v dentinu, kde je nárůst hodnoty o 1,6 % pro fasetu 1 a 7% pro fasetu 5. U faset umístěných ve sklovině způsobuje vstupní otvor do kořenového kanálku nárůst jen u fasety 2 o 23 %, u fasety 5 způsobí pokles o 4 %. Kombinace aproximálních výplní a endodontického ošetření se projeví zvýšením hodnot u fasety 2 o 17,5 % a fasety 4 o 23 %.



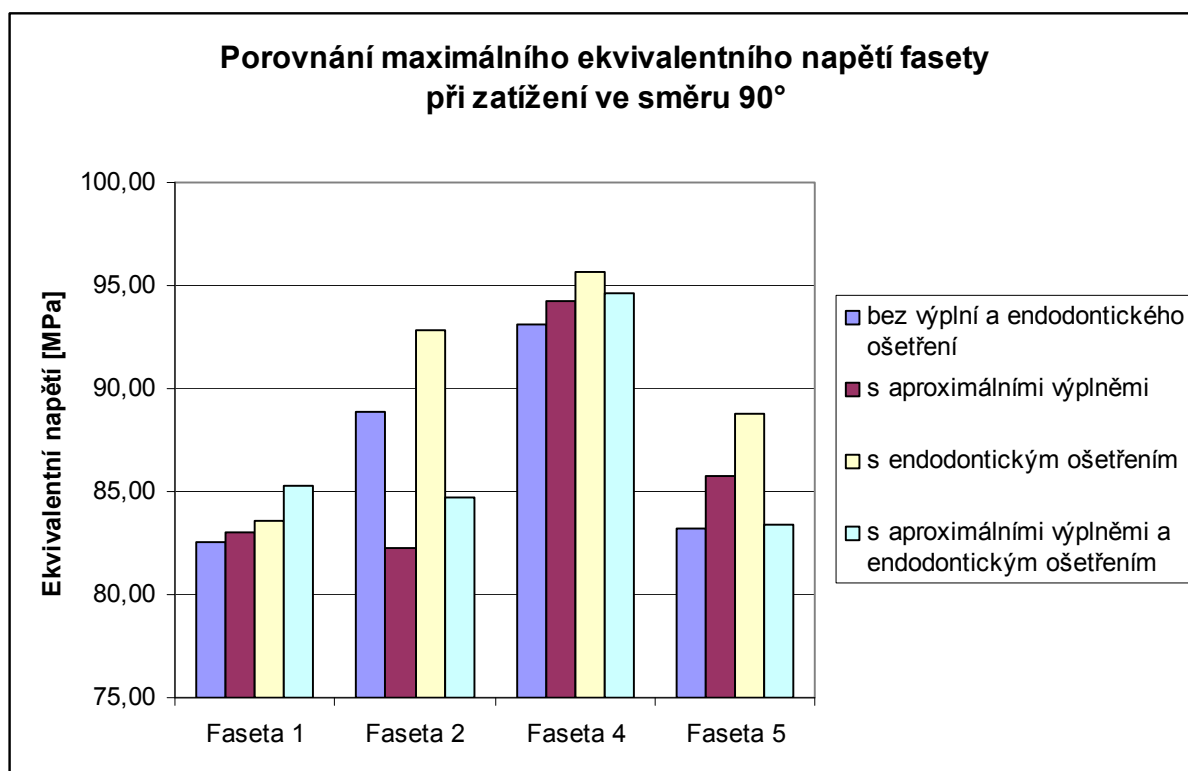
Obr. 80: Porovnání maximálního ekvivalentního napětí skloviny pro různé druhy ošetření při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve fasetě zubu ošetřeného výplněmi



Obr. 81: : Porovnání maximálního ekvivalentního napětí fasety pro různé druhy ošetření při zatížení ve směru 0°

Na maximální hodnotě napětí ve fasetě má každé ošetření u jednotlivých faset jiný vliv. U fasety 1 se endodoncie podílí na vzrůstu u obou směrů a aproximální výplně jen pro směr 90° (Obr. 82). Aproximální výplně způsobují pokles u fasety 2 v obou směrech a u endodoncie ve směru 0° (Obr. 81). Fasety 4 a 5 se zvětšeným rozsahem do aproximálního prostoru vykazují shodně pokles pro 0° a nárůst hodnot pro směr 90°.



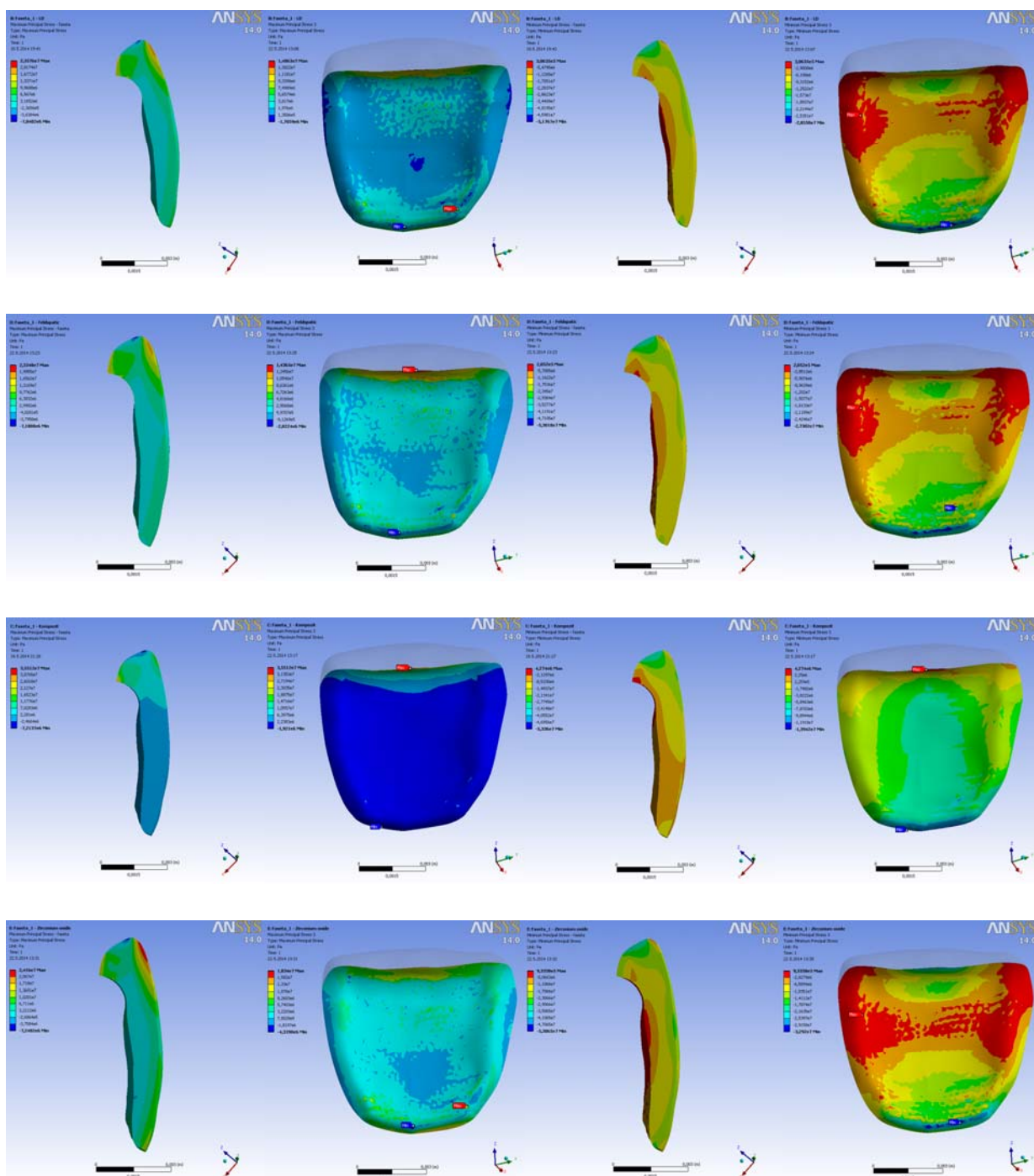
Obr. 82: Porovnání maximálního ekvivalentního napětí fasety pro různé druhy ošetření při zatížení ve směru 90°

10.3.3. Analýza vlivu materiálu fasety

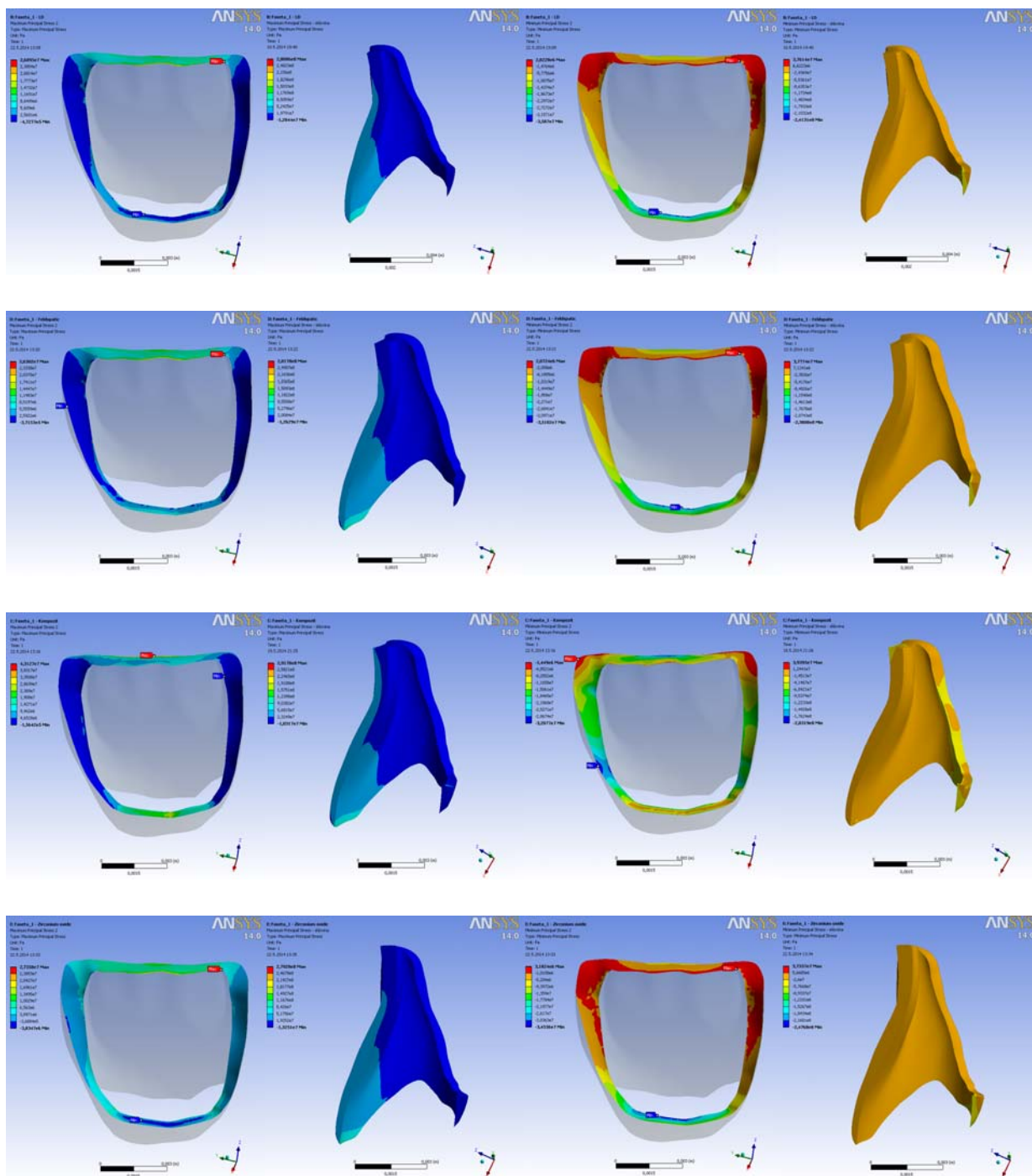
Pro analýzu vlivu materiálu byly vybrány zuby s fasetami 1 a 2 jako zástupci faset v dentinu a ve sklovině. V této části se bude srovnávat vliv materiálu na maximální ekvivalentní napětí vzniklé ve fasetě a sklovině zubu. Jako referenční je zvolena faseta z lithium disilikátové keramiky. Souhrn jednotlivých hodnot je uveden v příloze. Zde je provedeno porovnání formou grafů. Pro pochopení změny rozložení napětí je nejnázornější zobrazení napětí na vnitřní ploše fasety, na stykové ploše skloviny a v řezu. Na obrázcích je popsán vliv materiálu na rozložení napětí na fasetě 1 a přiléhající sklovině.

Napětí na vnitřním povrchu skloviny a ve fasetě 1 z lithium disilikátové keramiky

Na řezu fasety je možné sledovat u živcové, zirkonové a zvláště lithium disilikátové keramiky zvýšené hodnoty tahového napětí σ_1 a tlakového napětí σ_3 na vnějším povrchu od místa zatěžování až ke krčku, což se projevuje v oblasti křku skloviny vznikem odpovídajícího tlakového napětí σ_3 v rozmezí $-11 \div -32$ MPa u všech keramik a u zirkonu i tlakovým napětím σ_3 $-1 \div -3$ MPa (Obr. 83 a 84). Zbývající 2 keramiky mají v krčkové oblasti skloviny napětí σ_1 tahové s hodnotou přibližně $0,1 \div 1$ MPa u lithium disilikátu a $2 \div 8$ MPa u živce. U kompozitního materiálů je tahové i tlakové napětí koncentrováno v oblasti zatěžování a nepřenáší se v takové míře do krčkové oblasti, kde vzniká tah σ_1 $13 \div 31$ MPa a tlak σ_3 $-5 \div -20$ MPa.

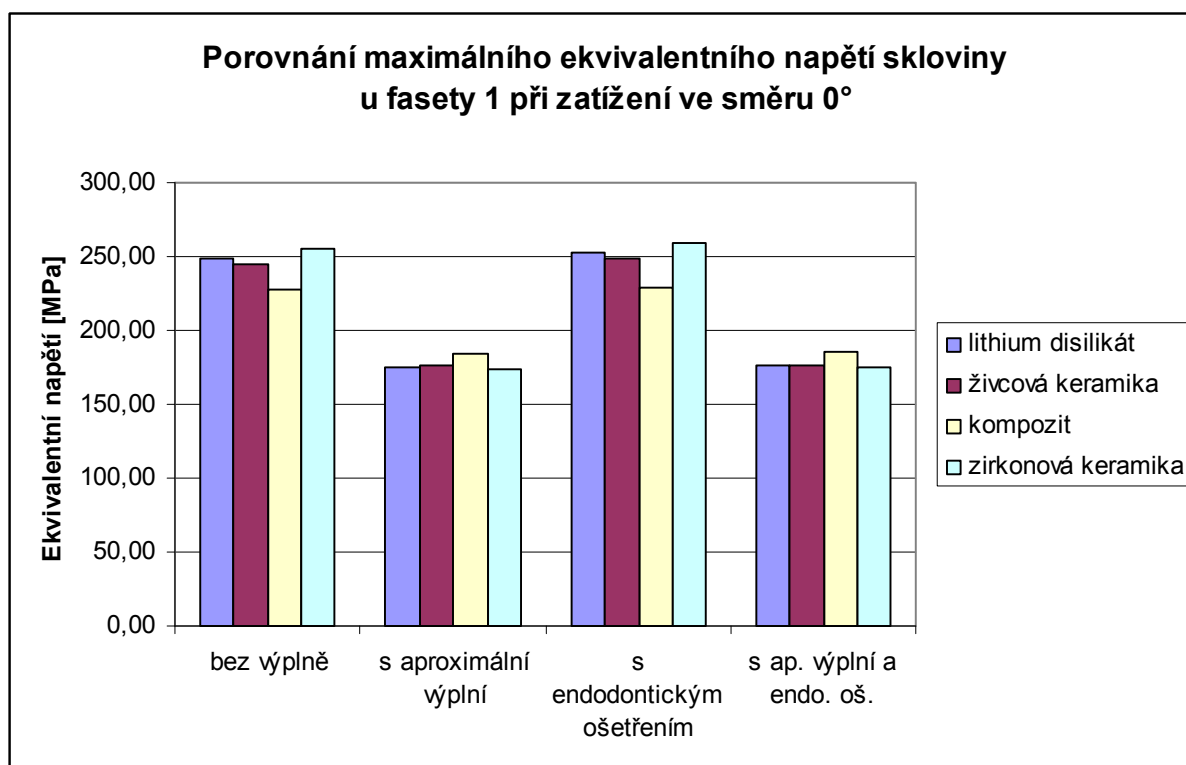


Obr. 83: Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 fazety 1 v řezu a jejího stykového povrchu se sklovinou při zatížení ve směru 0° , shora pro lithium disilikát, živcovou keramiku, kompozit a zirkonovou keramiku.



Obr. 84. Průběhy hlavních napětí σ_1 a σ_3 stykového povrchu skloviny s fasetou 1 a jejího řezu při zatížení ve směru 0° , shora pro lithium disilikát, živicovou keramiku, kompozit a zirkonovou keramiku.

Porovnání napětí ve sklovině zubu s fasetou 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi

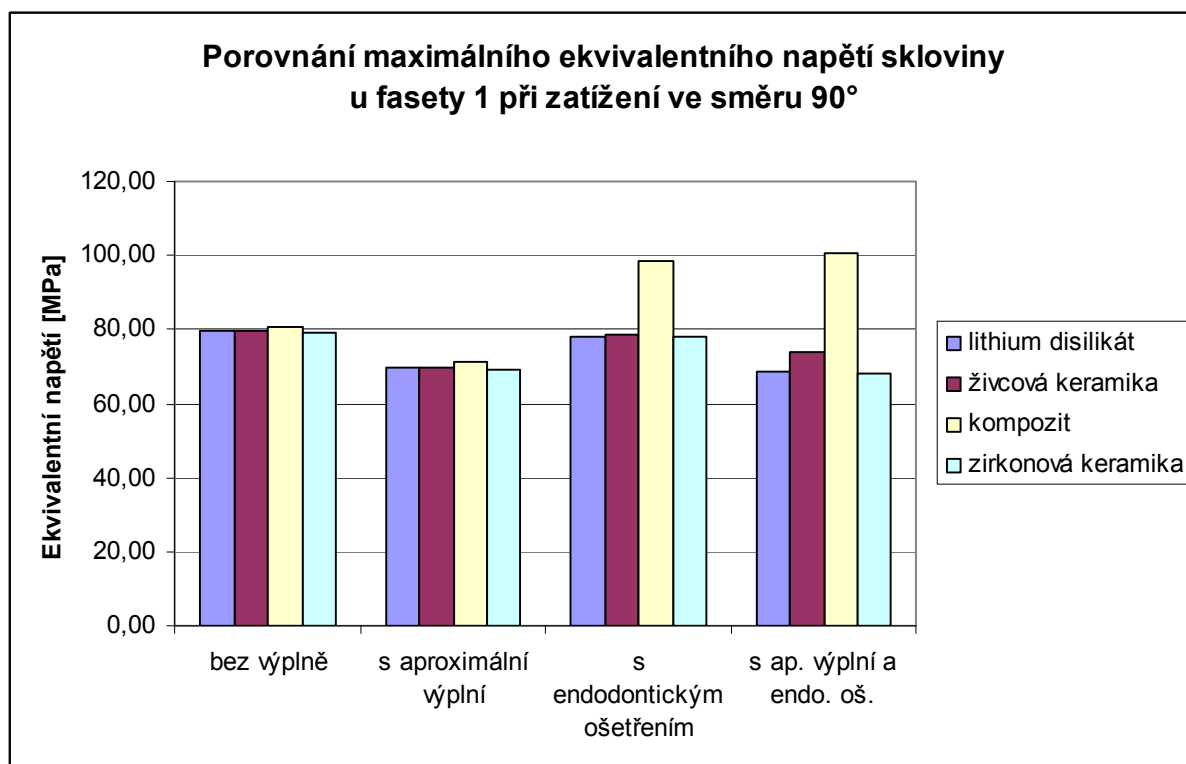


Obr. 85: Porovnání maximálního napětí ve sklovině s fasetou 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 0°

Sklovina pod fasetou 1 z živcové keramiky vykazuje podobné maximální napětí jako lithium disilikátová keramika. V případě zatěžování ve směru 0° nastává pokles hodnot u zubu bez výplně a s endodontickým ošetřením, naopak rostou hodnoty u aproximálních výplní (Obr. 85). Největší zvýšení hodnot o 7 % vůči referenční lithium disilikátové keramice je u zubu s aproximálními výplněmi a současným endodontickým ošetřením zatíženého ve směru 90° a to přesto, že samostatná jednotlivá ošetření nevyvolávají výrazné zvýšení (Obr. 86).

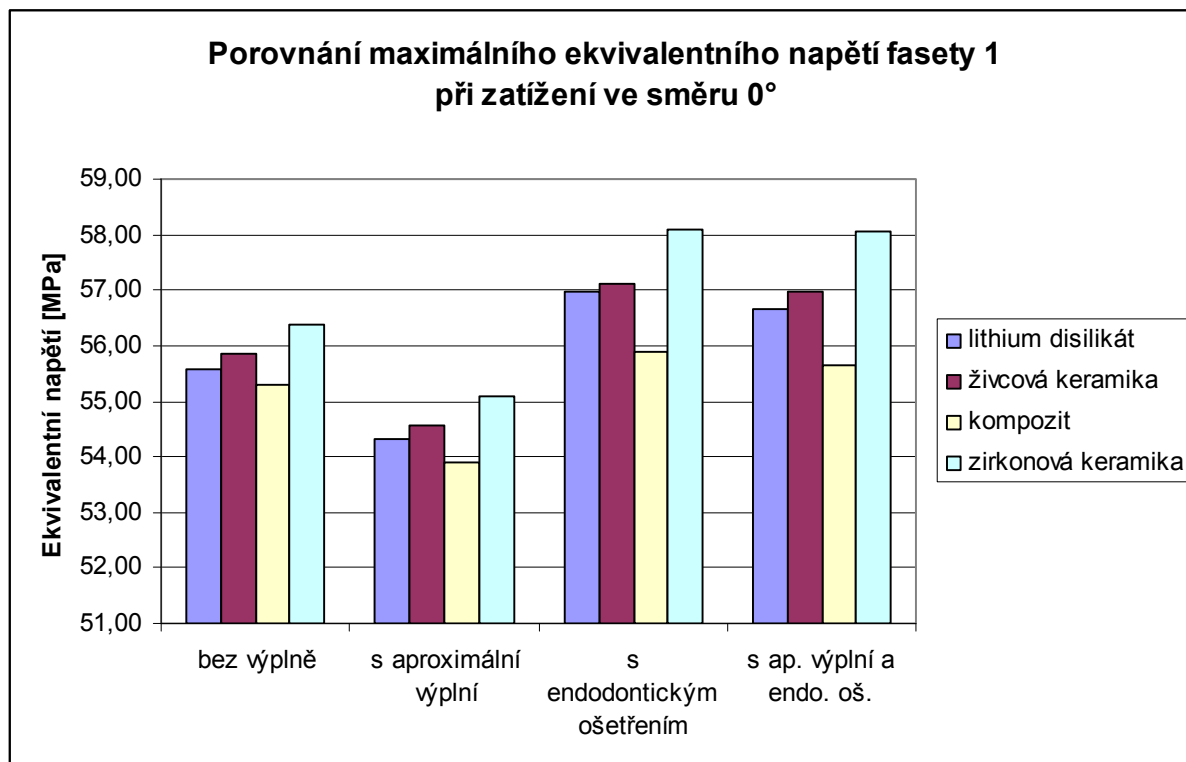
Kompozitní materiál vykazuje výraznější odchylky v obou směrech. Mimo pokles u zubu bez výplně a s endodontickým ošetřením zatíženém ve směru 0° dochází u každého typu ošetření k růstu hodnot, a to u obou směrů síly. Nejvýraznější o 46 % je u zubu s kombinací výplně a endodontického ošetření.

Zirkonová keramika má téměř shodný vliv na maximální ekvivalentní napětí skloviny jako referenční keramika. Jediný výraznější nárůst o 2,6 % je pozorovatelný u zubu bez výplně a s endodontickým ošetřením o 2,7 %, obě varianty zatížené silou ve směru 0°.



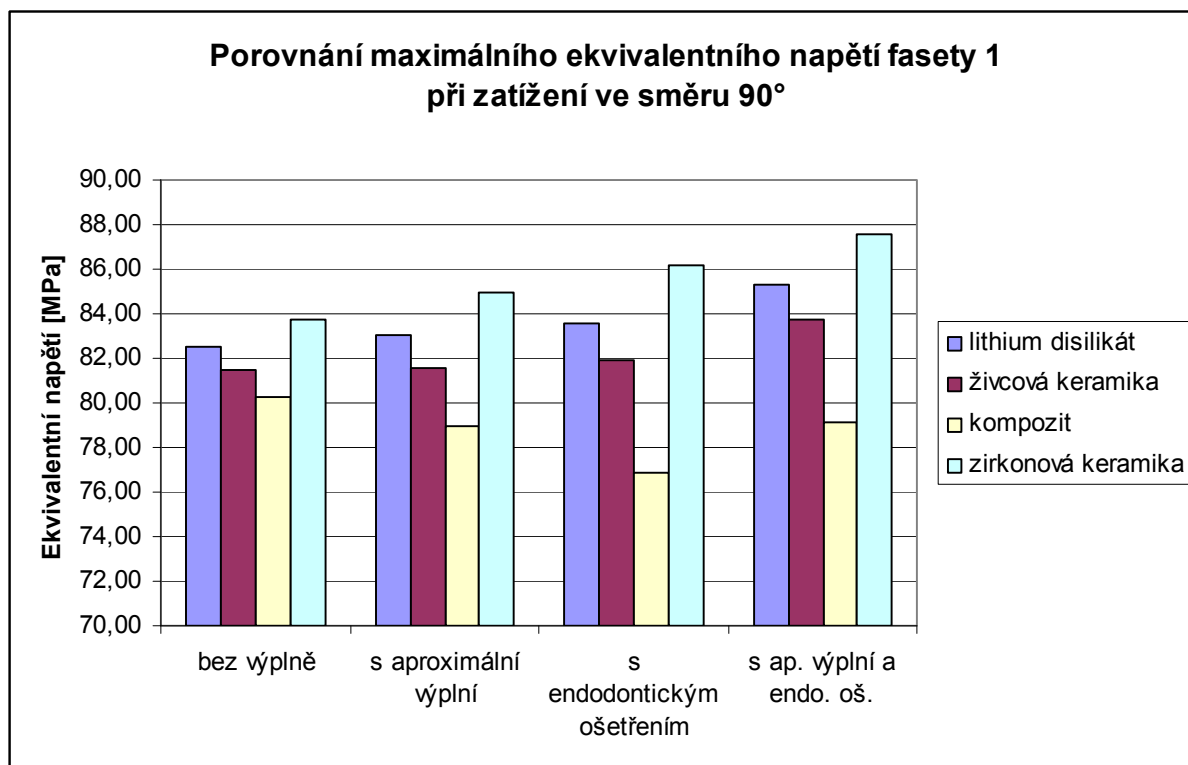
Obr. 86: Porovnání maximálního napětí ve sklovině s fasetou 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve fasetě 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi



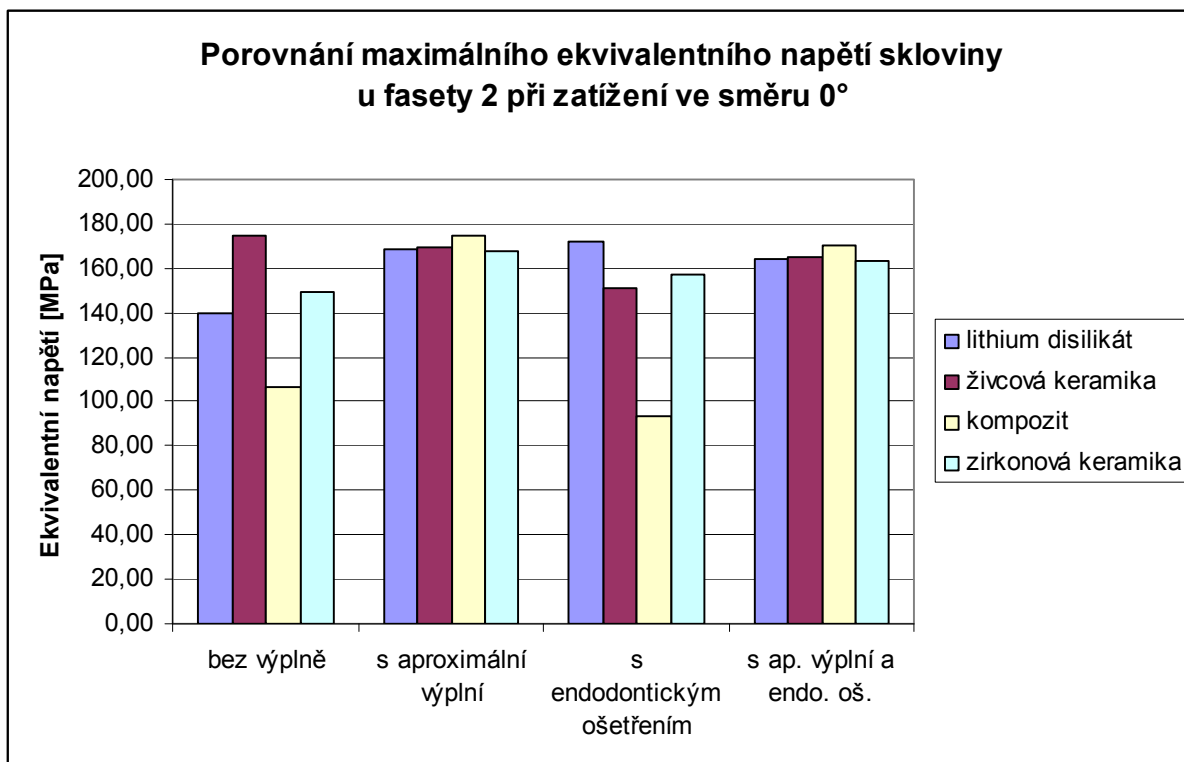
Obr. 87: Porovnání maximálního napětí ve fasetě 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 0°

Vliv materiálu na napětí fasety 1 má jasnější tendenci danou materiálovými vlastnostmi. U zatížení ve směru 0° je dochází k navýšení hodnot u živcové a zirkonové keramiky a poklesu u kompozitního materiálu (Obr. 87). U zatížení ve směru 90° se k poklesu hodnot přidává ke kompozitu i živcová keramika, zirkonová keramika si nárůst ponechává i pro tento směr (Obr. 88).



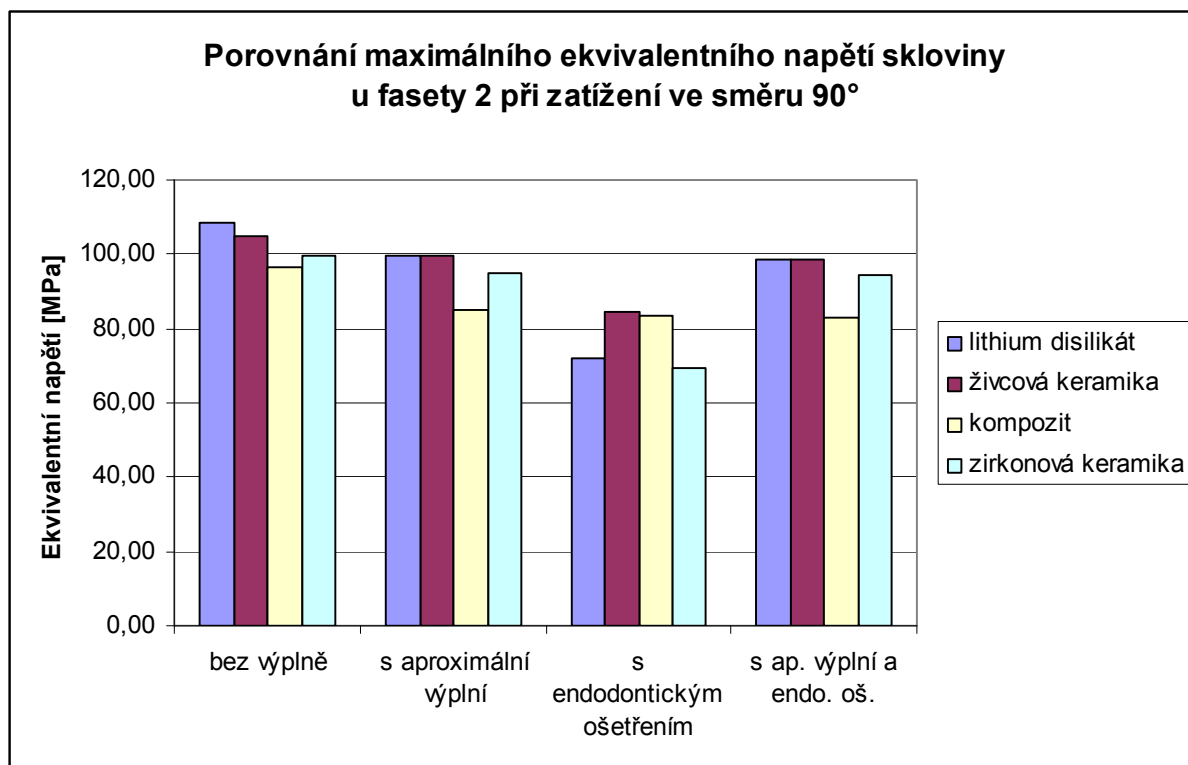
Obr. 88: Porovnání maximálního napětí ve fasetě 1 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve sklovině zubu s fasetou 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi



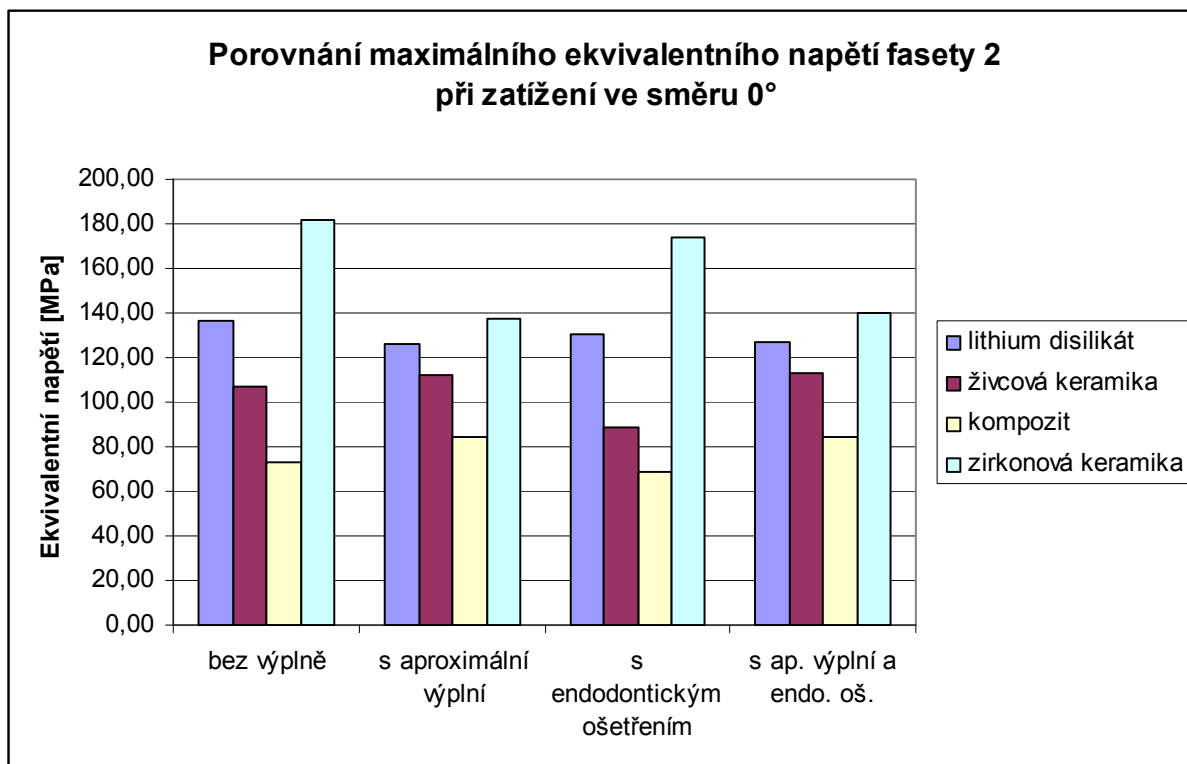
Obr. 89: Porovnání maximálního napětí ve sklovině s fasetou 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 0°

Sklovina u zubu s fasetou 2 vykazuje nejvýraznější nárůst hodnot u živcové keramiky o 25 % u zatížení 0° a zubu bez výplně (Obr. 89). Druhé významnější navýšení hodnot je u zubu s endodontickým ošetřením a zatížením ve směru 90° a to o 17 % u živcové keramiky a 15,9 % u kompozitu (Obr. 90). Kompozitní materiál způsobuje vzrůstající napětí ve sklovině ještě ve dvou případech, a to pro zatížení 0° u zub s aproximálními výplněmi nebo u zubu s kombinací obou typů ošetření. Pro jiné varianty je u kompozitu a živcové keramiky pozorován pokles napětí ve sklovině. U fasety 2 má zirkonový materiál většinou mírně klesající tendenci. Jen u zubu bez výplně a při zatížení 0° je viditelný nárůst napětí.



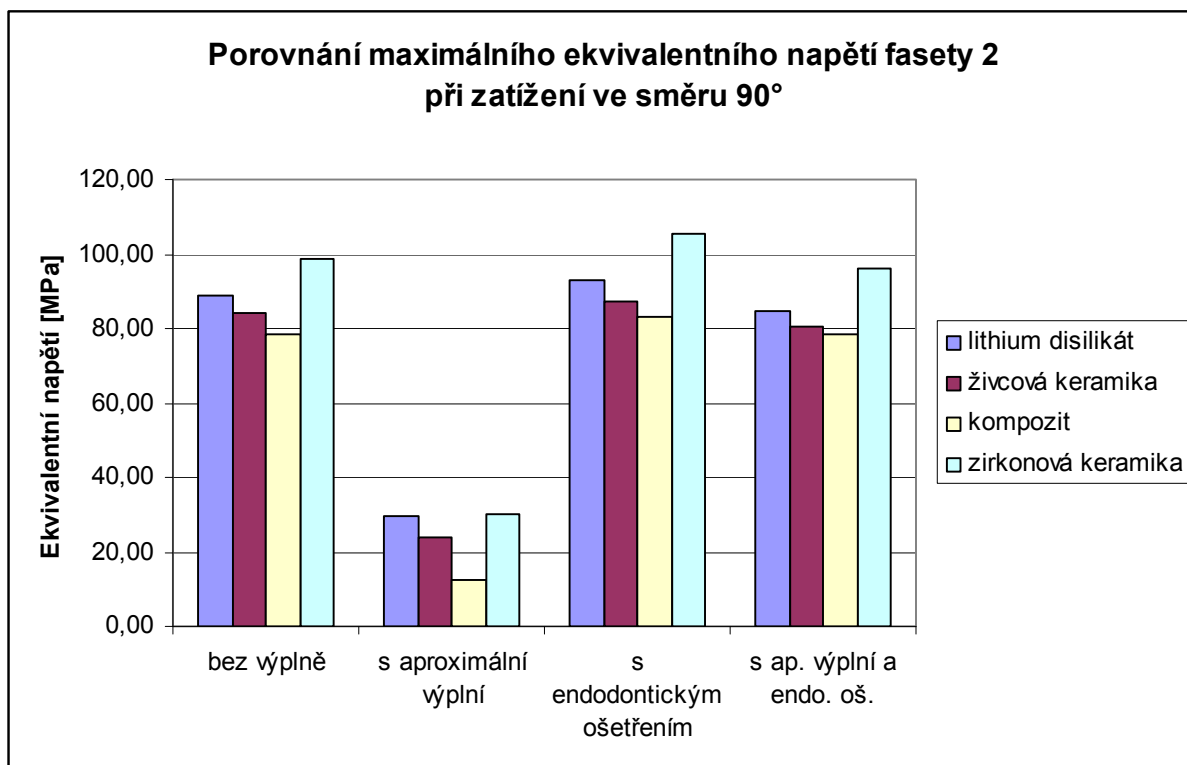
Obr. 90: Porovnání maximálního napětí ve sklovině s fasetou 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 90°

Porovnání napětí ve fasetě 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi



Obr. 91: Porovnání maximálního napětí ve fasetě 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 0°

U fasety 2 je oproti předchozí fasetě 1 možné pozorovat změnu v tendenci u živcové keramiky, která zde i u zatížení ve směru 0° dosahuje menšího maximálního ekvivalentního napětí než lithiumpdisilikátová keramika (Obr. 91 a 92). Průběh napětí u kompozitu a zirkonové keramiky je shodný s průběhem u fasety 1, vykazuje však oproti fasetě 1 vyšší hodnoty.



Obr. 92: Porovnání maximálního napětí ve fasetě 2 z různých materiálů s ošetřením nebo bez ošetření výplněmi při zatížení ve směru 90°

11. ZÁVĚR

Cílem řešení této diplomové práce bylo provést deformačně napěťovou analýzu zubu s aplikovanou fasetou a jeho srovnání se zdravým zubem. Pro oba zuby byl navržen geometrický model. Pro sestavení celkového modelu zubu byly vytvořeny modely skloviny, dentinu, model faset a modely výplní. Fasety byly zvoleny ve dvou tloušťkách, podmiňujících jejich uložení jenom ve sklovině nebo zasahující do dentinu, ve dvou rozsazích a byl uvažován vliv různých výplňových materiálů. Pro výpočet byly sestaveny všechny varianty, pro které byl vytvořen výpočtový model.

Vyhodnocení deformačně napěťové analýzy se skládá ze čtyř základních bodů:

- výpočet a analýza zdravého zubu
- výpočet všech variant sanovaného zubu
- analýza vlivu směru a místa zatížení
- analýza vlivu jednotlivých parametrů (typu fasety, výplně a materiál faset) na rozložení hlavních napětí u zubu s fasetou a jeho porovnání se zubem zdravým nebo zubem šetřeným stejnou výplní.

Z provedených analýz vyplývá, že u zdravého zubu jsou hlavní napětí σ_1 ve sklovině převážně tahového charakteru, s umístěním ve středové části korunky. Tlaková část σ_1 se ojediněle vyskytuje u některých směrů zatěžování na aproximálních stěnách a uprostřed palatinální stěny. Pravidelný výskyt maximálních nebo zvýšených hodnot σ_1 je v krčkové oblasti s maximy pohybujícími se od 30 do 90 MPa v tahu a okolo 10 MPa v tlaku.

Hlavní napětí σ_3 je na většině plochy tlakového charakteru a maxima dosahuje v rozmezí 60 ÷ 90 MPa v krčkové oblasti nebo v místě zatěžovací plochy.

Na hodnoty napětí vznikajících ve fasetě a vlastním zubu má vliv i směr a místo zatěžování. Postupně byly fasety z jednotlivých materiálů zatěžovány silou 50 N v pěti směrech 0 - 90° s variantou na ploše umístěné na sklovině nebo fasetě. Za směr 0° byl zvolen směr kolmý na palatinální plochu zubu a za směr 90° podél palatinální plochy. Vyšší hodnoty napětí byly pozorovány u zatěžování působícího na fasetu než u síly působící na sklovinu. Největší napětí ve sklovině vznikalo ve směru 0° u všech materiálů a u zirkonové keramiky v

tomto směru navíc vznikalo největší napětí na vnitřním povrchu fasety. Při působení síle ve směru 90° byly největšímu napětí vystaveny fasety všech materiálů a vnitřní povrch faset u lithium disilikátové, živcové keramiky a kompozitu.

Aplikace fasety na zub vždy způsobila zvýšení napětí, a to především ve sklovině. Nejmenší nárůst byl vyhodnocen u fasety umístěných jenom ve sklovině, kde činil 35% pro fasetu 4 a 51 % pro fasetu 2. Výraznější nárůst byl u faset s vnitřní plochou převážně v dentinu, kde bylo zvýšení o 148 % u fasety 5 a 168 % u fasety 1.

Podle předpokladu je u zubu s kompozitní výplní aproximálně nebo v endodontickém otvorem snížena jeho tuhost vlivem porušení soudržnosti skloviny a dentinu a nahrazením sklovinné vrstvy méně tuhým materiálem s vlastnostmi blízcími se dentinu.

Z hlediska použití fasety u zubu s aproximální výplní nebo ještě v kombinaci s endodontickým ošetřením je vhodné se vyhnout u fasetám umístěným ve sklovině, kde působí zvýšení napětí o 20 až 31 %. U faset v dentinu naopak aproximální výplně i v kombinaci s endodoncií vedou k poklesu napětí ve sklovině o 12 – 17 %. Samotné endodontické ošetření má negativní vliv na obě fasety v dentinu, u kterých vzrůstá napětí o 2 – 7 %. U fasety 2, tedy fasety ve sklovině nezasahující rozsahem do aproximálních prostorů, způsobí endodontické ošetření navýšení napětí o 23 %.

V poslední části byl vyhodnocen vliv samotných materiálů na vybrané fasety 1 a 2 jako zástupce fasety v převážně v dentinu a celé ve sklovině s předchozím výskytem nejvyšších hodnot napětí. U fasety 1 se jako nejvhodnější materiál pro zub se samostatnou fasetou nebo s aproximálními výplněmi jeví kompozitní materiál, u kterého dochází k nejmenšímu nárůstu napětí ve sklovině. Nevhodný je však tento materiál u zubu s endodontickým ošetřením, kde svou menší tuhostí nepodpoří z vestibulární strany vstupním otvorem oslabenou palatinální stěnu. U tohoto ošetření je vhodnější některý z keramických materiálů. U fasety 2 se pro zub bez dalšího ošetření nejvíce hodí kompozitní materiál nebo estetičtější lithium disilikát. Pro zub s fasetou 2 a aproximální výplní nebo kombinovanou s endodontickým ošetřením způsobí nejmenší nárůst některý z keramických materiálů. Endodonticky ošetřený zub s fasetou 2 je možné ošetřit bez většího nárůstu napětí i kompozitním materiálem.

12. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] ANSYS Inc. *Ansys 14.0 help*. [DVD]. SAS IP, ©2011, [cit. 2014]
- [2] KORIOTH, T.W.P. a A.G. HANNAM. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *Journal of Dental Research*. 1994-01-01, vol. 73, issue 1, s. 56-66. DOI: 10.1177/00220345940730010801.
- [3] Borák L., Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu, dizertační práce, Brno 2010, 202 s., dizertační práce, školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [4] APICELLA, A, E MASI, L NICOLAIS, F ZARONE, N DE ROSA a G VALLETTA. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*. 1998, vol. 9, issue 4, s. 191-196. DOI: 10.1023/A:1008879922207
- [5] IPS e.max Press Scientific Documentation. IVOCAR VIVADENT AG, Schaan, Liechtenstein. [online]. 2011. vyd. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9808/IPS+e-max+Press>
- [6] Julide Ozen, Alper Caglar, Bedri Beydemir, Cemal Aydin, Mehmet Dalkiz, Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures, *Quintessence international, dental digest..* 2007, vol. 6, s. 355–363, PMID: 17625625
- [7] DE SOUZA, J.A., S. GOUTIANOS, M. SKOVGAARD a B.F. SØRENSEN. Fracture resistance curves and toughening mechanisms in polymer based dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2011, vol. 4, issue 4, s. 558-571. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2011.01.003.
- [8] CHUNG, Sew Meng, Adrian U Jin YAP, Wee Kiat KOH, Kuo Tsing TSAI a Chwee Teck LIM. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials*. 2004, vol. 25, issue 13, s. 2455-2460. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2003.09.029.
- [9] Material Characteristics. CERAMARET SA, Bôle, Switzerland. [online]. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://www.ceramaret.ch/pdf/material-characteristics.pdf>
- [10] KORIOTH, Tom W.P, Thomas W WALDRON, Antheunis VERSLUIS a John K SCHULTE. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics*. 1997, vol. 30, issue 6, s. 631-633. DOI: 10.1016/S0021-9290(96)00182-0.

- [11] BAKKE, Merete. Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*. 2006, vol. 12, issue 2, s. 120-126. DOI: 10.1053/j.sodo.2006.01.005.
- [12] Garner, L.D.; Kotwal, N.S. Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion. *J Dent Res*. 1973 Jul-Aug;52(4):698-702.
- [13] Waugh, L.M., Dental observations among Eskimo. VII. Survey of mouth conditions, nutritional study, and gnatodynamometer data, in most primitive and populous native villages in Alaska, *J Dent Res*, 16 (1937), pp. 155–156
- [14] I. Nakajima, T. Ohnishi, A. Nagasawa, M. Seki, N. Takanashi, K. Takei et al., Relationship between the values of masticatory efficiency and biting pressure in children with cerebral palsy—inter-relationship between the maximum biting pressure, chewing cycle and the value of masticatory efficiency, *J Nihon Univ Sch Dent*, 30 (1988), pp. 244–260
- [15] REGALO, S.C.H., SANTOS, C.M., VITTI, M., REGALO, C.A., DE VASCONCELOS, P.B., MESTRINER, W., SEMPRINI, M., DIAS, F.J., HALLAK, J.E.C. a SIÉSSERE, S. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Archives of Oral Biology*. 2008, vol. 53, issue 3, s. 282-286. DOI: 10.1016/j.archoralbio.2007.10.003.
- [16] Dıraçoğlu, D., Alptekin, K., Cifter, E. D., Güçlü, B., Karan, A., & Aksoy, C. (2011). Relationship between maximal bite force and tooth wear in bruxist and non-bruxist individuals. *Archives of Oral Biology*, 56(12), 1569–75. doi:10.1016/j.archoralbio.2011.06.019
- [17] IPS e.max CAD Scientific Documentation. IVOCAR VIVADENT AG, Schaan, Liechtenstein. [online]. 2011 [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9793/IPS+e-max+CAD
- [18] EL-MELIEGY, Emad a Richard van NOORT. *Glasses and glass ceramics for medical applications*. New York: Springer, c2012, xxiv, 244 p. ISBN 14-614-1228-5.
- [19] IPS Empress CAD Scientific Documentation. IVOCAR VIVADENT AG, Schaan, Liechtenstein. [online]. 2011 [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/12207/IPS+Empress+CAD
- [19] The Single Central with GC Initial. TRIC, Olivier. [online]. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://youtu.be/3QTKDQKysc0>

- [20] Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., & Ironside, J. (n.d.). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339–46. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12170847>
- [21] Development of highly transparent zirconia ceramics. YAMASHITA, Isao, Masayuki KUDO a Koji TSUKUMA. TOSHO CORPORATION, Tokyo, Japan. [online]. 2012. vyd. TOSHO Research & Technology Review [cit. 2014-05-29].
Dostupné z: http://www.tosoh.co.jp/technology/report/pdfs/2012_02_02.pdf
- [22] VITA In-Ceram® YZ for inLab®: Working Instructions, Manufacture of crown and bridge frameworks. , VITA ZAHNFABRIK, BAD SÄCKINGEN, GERMANY. [online]. 2006 [cit. 2014-05-29].
Dostupné z: http://vident.com/wp-content/uploads/2009/01/yz_instructions_1128e.pdf
- [22] Filtek Supreme XTE Technical Product Profile. 3M ESPE, Seefeld, Germany. [online]. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z:
http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UgxGCuNyXTtnxTXLxM6EVtQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=supr_xte_tpp_anz.pdf
- [23] PASCAL MAGNE, Urs Belser. *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Co, 2002. ISBN 978-086-7154-221.
- [24] MALÍNSKÝ, Jiří, Jarmila MALÍNSKÁ a Zdeňka MICHALÍKOVÁ. *Morfologie orofaciálního systému: pro studenty zubního lékařství*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 201 s. ISBN 80-244-1062-1.
- [25] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, c2003, xiii, 235 s. ISBN 80-726-2225-0.

13. Přílohy

F(0°)=50N		Zub	ap.vyp.	endo. oš.	ap.vyp. a endo. oš.
Sklovina	σ_e [MPa]	92,83 ÷ 0,24	99,42 ÷ 0,17	103,16 ÷ 0,11	90,12 ÷ 0,10
	σ_1 [MPa]	97,77 ÷ -9,85	102,84 ÷ -13,51	107,77 ÷ -20,63	94,59 ÷ -11,75
	σ_3 [MPa]	0,83 ÷ -91,85	3,42 ÷ -92,92	2,00 ÷ -98,22	2,47 ÷ -94,83
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	- ÷ -	36,93 ÷ 0,45	48,22 ÷ 7,51	59,16 ÷ 0,55
	σ_1 [MPa]	- ÷ -	37,12 ÷ -0,29	47,95 ÷ 2,39	61,68 ÷ -0,21
	σ_3 [MPa]	- ÷ -	0,48 ÷ -16,42	2,00 ÷ -30,24	2,47 ÷ -26,90
F(90°)=50N					
Sklovina	σ_e [MPa]	76,64 ÷ 0,17	75,39 ÷ 0,11	80,15 ÷ 0,18	78,18 ÷ 0,19
	σ_1 [MPa]	31,79 ÷ -1,25	31,42 ÷ -1,77	33,37 ÷ -1,35	32,22 ÷ -1,96
	σ_3 [MPa]	1,96 ÷ -66,57	1,47 ÷ -67,00	2,48 ÷ -69,06	1,23 ÷ -68,66
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	- ÷ -	31,20 ÷ 0,42	49,25 ÷ 4,53	63,61 ÷ 0,45
	σ_1 [MPa]	- ÷ -	8,18 ÷ -0,35	21,19 ÷ -1,09	19,19 ÷ -1,42
	σ_3 [MPa]	- ÷ -	-0,03 ÷ -31,36	-2,26 ÷ -52,60	-0,04 ÷ -66,77

Tab. 6. Tabulka napětí pro zub a jeho varianty s výplní

F(0°)=50N		Fazeta 1	ap.vyp.	endo. oš.	ap.vyp. + endo. oš.
Sklovina	σe [MPa]	248,53 ÷ 0,04	175,53 ÷ 0,24	252,42 ÷ 0,04	175,89 ÷ 0,40
	σ1 [MPa]	280,86 ÷ -12,84	228,67 ÷ -6,97	281,42 ÷ -13,04	227,53 ÷ -7,20
	σ3 [MPa]	37,61 ÷ -241,31	38,31 ÷ -101,59	38,12 ÷ -245,23	34,64 ÷ -103,69
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	36,94 ÷ 0,10	55,68 ÷ 0,24	48,31 ÷ 0,72	64,75 ÷ 0,40
	σ1 [MPa]	26,90 ÷ -0,47	43,18 ÷ -2,28	49,80 ÷ -0,35	65,77 ÷ -4,03
	σ3 [MPa]	2,82 ÷ -35,87	2,37 ÷ -52,91	2,40 ÷ -36,64	3,25 ÷ -36,83
Fazeta	σe [MPa]	55,58 ÷ 0,06	54,32 ÷ 0,12	56,97 ÷ 0,67	56,66 ÷ 0,38
	σ1 [MPa]	23,58 ÷ -7,04	23,75 ÷ -6,79	25,15 ÷ -6,90	25,08 ÷ -6,28
	σ3 [MPa]	0,31 ÷ -51,77	0,76 ÷ -54,08	0,10 ÷ -53,28	1,20 ÷ -53,15
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	29,10 ÷ 0,06	30,02 ÷ 0,36	29,09 ÷ 0,71	29,63 ÷ 0,47
	σ1 [MPa]	14,86 ÷ -1,71	16,32 ÷ -1,61	14,91 ÷ -1,51	13,33 ÷ -0,95
	σ3 [MPa]	0,31 ÷ -28,56	0,70 ÷ -29,47	0,10 ÷ -30,05	1,20 ÷ -29,47
F(90°)=50N					
Sklovina	σe [MPa]	79,49 ÷ 0,12	69,55 ÷ 0,29	78,32 ÷ 0,09	68,84 ÷ 0,36
	σ1 [MPa]	50,95 ÷ -13,27	20,72 ÷ -14,09	53,52 ÷ -13,05	29,77 ÷ 0,00
	σ3 [MPa]	2,60 ÷ -103,01	1,44 ÷ -92,31	2,69 ÷ -100,90	1,53 ÷ -90,13
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	30,39 ÷ 0,17	31,74 ÷ 0,29	61,85 ÷ 0,84	68,84 ÷ 0,36
	σ1 [MPa]	6,64 ÷ -1,33	18,56 ÷ -1,49	25,22 ÷ -3,12	29,77 ÷ -4,29
	σ3 [MPa]	0,16 ÷ -28,28	0,28 ÷ -30,67	0,21 ÷ -60,87	0,42 ÷ -67,33
Fazeta	σe [MPa]	82,56 ÷ 0,10	83,03 ÷ 0,19	83,59 ÷ 0,15	85,28 ÷ 0,40
	σ1 [MPa]	36,11 ÷ -1,14	37,05 ÷ -1,63	37,46 ÷ -1,30	38,68 ÷ -1,44
	σ3 [MPa]	0,23 ÷ -83,31	0,19 ÷ -81,62	0,12 ÷ -79,05	0,12 ÷ -81,69
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	34,83 ÷ 0,14	36,69 ÷ 0,28	32,75 ÷ 0,44	33,99 ÷ 0,43
	σ1 [MPa]	10,26 ÷ -0,37	10,36 ÷ -0,24	14,66 ÷ -0,29	15,05 ÷ -0,29
	σ3 [MPa]	0,23 ÷ -29,41	0,19 ÷ -31,51	0,12 ÷ -24,08	0,12 ÷ -25,19

Tab. 7. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 1 a jeho varianty s výplní

F(0°)=50N		Fazeta 2	ap.vyp.	endo. oš.	ap.vyp. + endo. oš.
Sklovina	σe [MPa]	139,97 ÷ 0,38	168,52 ÷ 0,61	171,94 ÷ 0,42	164,42 ÷ 0,76
	σ1 [MPa]	126,48 ÷ -34,93	173,10 ÷ -23,56	129,83 ÷ -21,39	171,57 ÷ -28,13
	σ3 [MPa]	20,89 ÷ -120,23	19,21 ÷ -125,41	24,92 ÷ -119,63	19,48 ÷ -124,36
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	139,97 ÷ 1,34	155,33 ÷ 1,21	171,94 ÷ 1,11	152,29 ÷ 1,04
	σ1 [MPa]	126,48 ÷ -34,93	90,77 ÷ -18,74	129,83 ÷ -21,39	100,57 ÷ -19,76
	σ3 [MPa]	20,89 ÷ -120,23	19,21 ÷ -114,53	24,92 ÷ -119,63	19,48 ÷ -109,00
Fazeta	σe [MPa]	136,76 ÷ 0,97	125,74 ÷ 0,90	130,28 ÷ 1,09	126,80 ÷ 0,87
	σ1 [MPa]	118,39 ÷ -7,36	96,11 ÷ -5,00	106,51 ÷ -3,95	95,94 ÷ -4,91
	σ3 [MPa]	4,44 ÷ -99,76	2,74 ÷ -74,99	7,65 ÷ -97,75	1,21 ÷ -76,54
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	136,76 ÷ 0,97	125,74 ÷ 1,50	130,28 ÷ 1,55	126,80 ÷ 1,67
	σ1 [MPa]	118,39 ÷ -1,86	96,11 ÷ -1,89	106,51 ÷ -3,95	95,94 ÷ -2,00
	σ3 [MPa]	3,25 ÷ -99,76	2,74 ÷ -74,99	7,65 ÷ -97,75	1,21 ÷ -76,54
F(90°)=50N					
Sklovina	σe [MPa]	108,63 ÷ 0,25	99,43 ÷ 0,21	72,16 ÷ 0,22	98,77 ÷ 0,18
	σ1 [MPa]	34,69 ÷ -22,48	29,73 ÷ -16,93	31,44 ÷ -13,54	29,66 ÷ -23,32
	σ3 [MPa]	2,84 ÷ -138,50	2,21 ÷ -123,75	6,82 ÷ -90,05	2,21 ÷ -128,98
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	108,63 ÷ 0,69	99,43 ÷ 0,37	72,16 ÷ 0,69	98,77 ÷ 0,63
	σ1 [MPa]	34,69 ÷ -22,48	29,73 ÷ -16,93	31,44 ÷ -13,54	29,66 ÷ -23,32
	σ3 [MPa]	2,84 ÷ -138,50	1,20 ÷ -123,75	6,82 ÷ -90,05	1,18 ÷ -128,98
Fazeta	σe [MPa]	88,84 ÷ 0,32	82,22 ÷ 0,31	92,83 ÷ 0,46	84,73 ÷ 0,50
	σ1 [MPa]	38,77 ÷ -4,67	37,11 ÷ -3,23	37,94 ÷ -1,43	38,11 ÷ -4,77
	σ3 [MPa]	0,90 ÷ -76,99	0,68 ÷ -80,30	1,31 ÷ -72,00	0,79 ÷ -80,12
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	77,12 ÷ 0,32	79,84 ÷ 0,62	74,36 ÷ 0,46	79,25 ÷ 0,56
	σ1 [MPa]	26,82 ÷ -4,67	18,60 ÷ -3,09	26,83 ÷ -1,43	19,06 ÷ -3,77
	σ3 [MPa]	0,90 ÷ -76,99	0,68 ÷ -80,30	1,31 ÷ -72,00	0,79 ÷ -80,12

Tab. 8. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 2 a jeho varianty s výplní

F(0°)=50N		Faseta 4	ap.vyp.	endo. oš.	ap.vyp. + endo. oš.
Sklovina	σe [MPa]	125,09 ÷ 0,79	163,83 ÷ 0,35	112,90 ÷ 0,33	154,29 ÷ 1,22
	σ1 [MPa]	108,14 ÷ -17,80	170,50 ÷ -16,29	106,38 ÷ -12,65	166,05 ÷ -12,64
	σ3 [MPa]	16,47 ÷ -95,26	12,97 ÷ -125,76	5,17 ÷ -99,59	12,41 ÷ -126,74
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	125,09 ÷ 1,47	98,35 ÷ 1,10	110,93 ÷ 2,01	85,74 ÷ 1,22
	σ1 [MPa]	108,14 ÷ -17,04	89,74 ÷ -5,04	74,29 ÷ -12,65	86,24 ÷ -6,23
	σ3 [MPa]	6,70 ÷ -87,57	3,06 ÷ -86,72	4,23 ÷ -99,47	-61,46 ÷ 4,49
Fazeta	σe [MPa]	148,04 ÷ 0,82	70,10 ÷ 0,40	95,23 ÷ 1,55	96,93 ÷ 0,58
	σ1 [MPa]	59,62 ÷ -7,81	47,82 ÷ -11,36	50,68 ÷ -10,40	61,73 ÷ -12,36
	σ3 [MPa]	4,60 ÷ -132,24	1,53 ÷ -62,07	2,89 ÷ -115,97	1,63 ÷ -93,88
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	148,04 ÷ 2,60	59,29 ÷ 1,30	95,23 ÷ 2,04	96,93 ÷ 1,93
	σ1 [MPa]	59,62 ÷ -7,81	47,82 ÷ -11,36	50,68 ÷ -10,40	61,73 ÷ -12,36
	σ3 [MPa]	2,21 ÷ -132,24	1,53 ÷ -62,07	2,88 ÷ -115,97	1,63 ÷ -93,88
F(90°)=50N					
Sklovina	σe [MPa]	74,60 ÷ 0,66	80,29 ÷ 0,16	71,73 ÷ 0,77	70,08 ÷ 0,41
	σ1 [MPa]	22,34 ÷ -14,54	24,80 ÷ -14,81	24,38 ÷ -16,44	25,35 ÷ -13,74
	σ3 [MPa]	3,26 ÷ -93,70	4,60 ÷ -99,31	2,07 ÷ -92,90	2,21 ÷ -88,01
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	74,60 ÷ 0,69	80,29 ÷ 0,50	71,73 ÷ 0,77	70,08 ÷ 0,98
	σ1 [MPa]	22,34 ÷ -14,54	22,72 ÷ -14,81	24,38 ÷ -16,44	20,31 ÷ -13,74
	σ3 [MPa]	2,95 ÷ -93,70	1,56 ÷ -99,31	1,50 ÷ -92,90	1,40 ÷ -88,01
Fazeta	σe [MPa]	93,09 ÷ 0,59	94,27 ÷ 0,19	95,64 ÷ 0,35	94,60 ÷ 0,51
	σ1 [MPa]	41,00 ÷ -2,52	40,72 ÷ -0,64	40,57 ÷ -1,35	40,75 ÷ -1,04
	σ3 [MPa]	1,33 ÷ -77,10	0,67 ÷ -74,10	2,03 ÷ -73,18	1,74 ÷ -75,73
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	81,49 ÷ 1,06	78,44 ÷ 0,52	78,39 ÷ 0,64	81,35 ÷ 0,55
	σ1 [MPa]	-0,53 ÷ 37,32	16,57 ÷ -0,64	32,63 ÷ -1,34	23,26 ÷ -0,94
	σ3 [MPa]	1,33 ÷ -77,10	0,67 ÷ -74,10	2,03 ÷ -73,18	1,74 ÷ -75,73

Tab. 9. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 4 a jeho varianty s výplní

F(0°)=50N		Fazeta 5	ap.vyp.	endo. oš.	ap.vyp. + endo. oš.
Sklovina	σe [MPa]	229,64 ÷ 0,06	176,48 ÷ 0,50	245,94 ÷ 0,40	177,91 ÷ 0,83
	σ1 [MPa]	274,70 ÷ -10,68	228,37 ÷ -7,22	259,66 ÷ -12,71	230,63 ÷ -6,92
	σ3 [MPa]	38,56 ÷ -205,13	33,71 ÷ -100,83	34,80 ÷ -238,99	34,94 ÷ -101,20
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	69,24 ÷ 0,98	35,62 ÷ 0,53	48,13 ÷ 1,15	102,19 ÷ 0,83
	σ1 [MPa]	47,06 ÷ -5,24	35,66 ÷ -1,97	50,36 ÷ -2,24	63,65 ÷ -1,90
	σ3 [MPa]	0,06 ÷ -36,54	2,97 ÷ -30,97	1,85 ÷ -32,88	2,92 ÷ -33,55
Fazeta	σe [MPa]	50,09 ÷ 0,03	50,84 ÷ 0,15	58,58 ÷ 0,24	56,04 ÷ 0,30
	σ1 [MPa]	33,65 ÷ -8,86	22,75 ÷ -7,22	24,43 ÷ -8,89	26,79 ÷ -6,11
	σ3 [MPa]	4,33 ÷ -52,58	3,28 ÷ -52,68	1,17 ÷ -50,85	4,65 ÷ -57,82
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	19,33 ÷ 1,55	34,83 ÷ 0,58	32,13 ÷ 0,72	35,43 ÷ 0,82
	σ1 [MPa]	33,65 ÷ -2,66	18,14 ÷ -2,17	22,92 ÷ -3,12	26,79 ÷ -1,60
	σ3 [MPa]	4,33 ÷ -16,43	3,28 ÷ -30,62	1,17 ÷ -30,54	4,65 ÷ -26,41
F(90°)=50N					
Sklovina	σe [MPa]	84,27 ÷ 0,14	68,54 ÷ 0,54	78,95 ÷ 0,48	69,29 ÷ 0,99
	σ1 [MPa]	43,91 ÷ -12,87	21,55 ÷ -12,05	51,77 ÷ -12,36	28,63 ÷ -12,52
	σ3 [MPa]	2,21 ÷ -95,87	1,55 ÷ -90,32	2,60 ÷ -95,67	1,50 ÷ -91,42
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	84,27 ÷ 0,38	36,94 ÷ 0,87	60,88 ÷ 0,48	65,83 ÷ 0,99
	σ1 [MPa]	31,07 ÷ -0,01	7,04 ÷ -3,56	24,42 ÷ -3,18	28,63 ÷ -4,00
	σ3 [MPa]	1,00 ÷ -75,94	-0,32 ÷ -34,26	2,38 ÷ -59,94	-0,53 ÷ -65,09
Fazeta	σe [MPa]	83,18 ÷ 0,03	85,71 ÷ 0,26	88,81 ÷ 0,23	83,35 ÷ 0,39
	σ1 [MPa]	31,67 ÷ -11,50	34,70 ÷ -1,25	40,44 ÷ -1,59	38,53 ÷ -1,64
	σ3 [MPa]	0,50 ÷ -90,32	1,17 ÷ -87,48	0,02 ÷ -88,42	0,03 ÷ -80,59
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	44,44 ÷ 0,14	40,40 ÷ 0,26	39,41 ÷ 0,24	39,81 ÷ 0,41
	σ1 [MPa]	3,37 ÷ -11,50	14,42 ÷ -1,25	21,22 ÷ -0,84	15,68 ÷ -1,64
	σ3 [MPa]	0,50 ÷ -52,74	1,17 ÷ -34,54	-0,01 ÷ -31,83	-0,28 ÷ -32,01

Tab. 10. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 5 a jeho varianty s výplní

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ _e [MPa]	248,53 ÷ 0,04	245,18 ÷ 0,14	227,20 ÷ 0,22	255,16 ÷ 0,13
	σ ₁ [MPa]	280,86 ÷ -12,84	281,78 ÷ -12,63	291,78 ÷ -10,32	279,28 ÷ -13,25
	σ ₃ [MPa]	37,61 ÷ -241,31	281,78 ÷ -12,63	39,40 ÷ -203,19	37,34 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	36,94 ÷ 0,10	107,33 ÷ 0,22	61,75 ÷ 1,68	37,02 ÷ 0,44
	σ ₁ [MPa]	26,90 ÷ -0,47	37,77 ÷ -238,08	43,13 ÷ -0,16	27,36 ÷ -3,83
	σ ₃ [MPa]	2,82 ÷ -35,87	26,30 ÷ -0,37	-1,45 ÷ -32,08	3,18 ÷ -34,56
Fazeta	σ _e [MPa]	55,58 ÷ 0,06	55,84 ÷ 0,05	55,29 ÷ 0,03	56,38 ÷ 0,42
	σ ₁ [MPa]	23,58 ÷ -7,04	2,07 ÷ -35,10	35,51 ÷ -7,21	24,16 ÷ -7,25
	σ ₃ [MPa]	0,31 ÷ -51,77	23,35 ÷ -7,19	4,27 ÷ -53,36	0,93 ÷ -53,07
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	29,10 ÷ 0,06	25,69 ÷ 0,13	29,99 ÷ 0,20	32,87 ÷ 0,42
	σ ₁ [MPa]	14,86 ÷ -1,71	0,21 ÷ -53,02	35,51 ÷ -1,92	18,34 ÷ -4,34
	σ ₃ [MPa]	0,31 ÷ -28,56	14,37 ÷ -2,82	4,27 ÷ -13,94	0,93 ÷ -32,92
F(90°)=50N					
Sklovina	σ _e [MPa]	79,49 ÷ 0,12	79,59 ÷ 0,16	80,88 ÷ 0,08	79,36 ÷ 0,06
	σ ₁ [MPa]	50,95 ÷ -13,27	50,21 ÷ -13,29	42,62 ÷ -13,60	52,60 ÷ -13,22
	σ ₃ [MPa]	2,60 ÷ -103,01	2,55 ÷ -103,14	2,08 ÷ -104,81	2,71 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	30,39 ÷ 0,17	34,35 ÷ 0,28	68,41 ÷ 0,83	25,43 ÷ 0,36
	σ ₁ [MPa]	6,64 ÷ -1,33	7,16 ÷ -0,91	24,20 ÷ 0,70	5,88 ÷ -1,47
	σ ₃ [MPa]	0,16 ÷ -28,28	0,16 ÷ -30,87	0,09 ÷ -60,67	0,26 ÷ -24,87
Fazeta	σ _e [MPa]	82,56 ÷ 0,10	81,49 ÷ 0,07	80,23 ÷ 0,03	83,70 ÷ 0,28
	σ ₁ [MPa]	36,11 ÷ -1,14	34,52 ÷ -1,96	33,35 ÷ -9,91	38,40 ÷ -1,52
	σ ₃ [MPa]	0,23 ÷ -83,31	0,37 ÷ -84,44	0,36 ÷ -84,86	0,45 ÷ -83,70
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	34,83 ÷ 0,14	32,68 ÷ 0,13	40,49 ÷ 0,10	41,40 ÷ 0,37
	σ ₁ [MPa]	10,26 ÷ -0,37	9,52 ÷ -0,40	3,04 ÷ -9,91	21,65 ÷ -0,61
	σ ₃ [MPa]	0,23 ÷ -29,41	0,37 ÷ -30,42	0,36 ÷ -49,74	0,45 ÷ -27,53

Tab. 11. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu I

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ_e [MPa]	175,53 ÷ 0,24	176,29 ÷ 0,34	184,72 ÷ 0,50	174,26 ÷ 0,30
	σ_1 [MPa]	228,67 ÷ -6,97	229,77 ÷ -6,87	241,86 ÷ -5,80	226,82 ÷ -7,16
	σ_3 [MPa]	38,31 ÷ -101,59	38,47 ÷ -100,69	40,16 ÷ -90,55	38,03 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	55,68 ÷ 0,24	56,98 ÷ 0,34	61,79 ÷ 0,50	55,49 ÷ 0,30
	σ_1 [MPa]	43,18 ÷ -2,28	42,75 ÷ -2,75	62,56 ÷ -5,37	41,76 ÷ -4,10
	σ_3 [MPa]	2,37 ÷ -52,91	1,51 ÷ -55,25	1,18 ÷ -52,00	3,45 ÷ -52,61
Fazeta	σ_e [MPa]	54,32 ÷ 0,12	54,58 ÷ 0,03	53,90 ÷ 0,09	55,08 ÷ 0,16
	σ_1 [MPa]	23,75 ÷ -6,79	23,87 ÷ -7,09	34,96 ÷ -7,23	24,25 ÷ -6,95
	σ_3 [MPa]	0,76 ÷ -54,08	1,04 ÷ -55,36	4,36 ÷ -55,74	1,36 ÷ -55,38
Vnitřní povrch fazety	σ_e [MPa]	30,02 ÷ 0,36	27,17 ÷ 0,28	30,09 ÷ 0,20	33,99 ÷ 0,59
	σ_1 [MPa]	16,32 ÷ -1,61	16,07 ÷ -2,34	34,96 ÷ -1,95	0,00 ÷ -3,48
	σ_3 [MPa]	0,70 ÷ -29,47	1,04 ÷ -28,11	4,36 ÷ -14,35	1,36 ÷ -31,88
F(90°)=50N					
Sklovina	σ_e [MPa]	69,55 ÷ 0,29	69,66 ÷ 0,24	71,01 ÷ 0,16	69,42 ÷ 0,41
	σ_1 [MPa]	20,72 ÷ -14,09	20,40 ÷ -14,12	24,45 ÷ -14,44	21,47 ÷ -14,06
	σ_3 [MPa]	1,44 ÷ -92,31	1,42 ÷ -92,48	1,19 ÷ -94,42	1,49 ÷ -92,12
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	31,74 ÷ 0,29	35,90 ÷ 0,24	41,32 ÷ 0,11	28,33 ÷ 0,41
	σ_1 [MPa]	18,56 ÷ -1,49	19,16 ÷ -1,49	24,45 ÷ -0,76	18,83 ÷ -1,79
	σ_3 [MPa]	0,28 ÷ -30,67	0,27 ÷ -32,32	1,10 ÷ -59,30	0,28 ÷ -28,97
Fazeta	σ_e [MPa]	83,03 ÷ 0,19	81,58 ÷ 0,07	79,00 ÷ 0,03	84,96 ÷ 0,25
	σ_1 [MPa]	37,05 ÷ -1,63	35,55 ÷ -1,80	33,61 ÷ -10,25	38,93 ÷ -1,85
	σ_3 [MPa]	0,19 ÷ -81,62	0,41 ÷ -82,51	0,39 ÷ -82,81	0,18 ÷ -81,91
Vnitřní povrch fazety	σ_e [MPa]	36,69 ÷ 0,28	34,68 ÷ 0,24	41,32 ÷ 0,11	42,40 ÷ 0,46
	σ_1 [MPa]	10,36 ÷ -0,24	9,40 ÷ -0,40	3,63 ÷ -10,25	20,91 ÷ -0,76
	σ_3 [MPa]	0,19 ÷ -31,51	0,41 ÷ -32,67	0,39 ÷ -49,41	0,18 ÷ -29,77

Tab. 12. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu I a aproximální výplně

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ _e [MPa]	252,42 ÷ 0,04	249,05 ÷ 0,12	229,25 ÷ 0,48	259,08 ÷ 0,15
	σ ₁ [MPa]	281,42 ÷ -13,04	282,32 ÷ -12,82	292,25 ÷ -10,46	279,88 ÷ -13,45
	σ ₃ [MPa]	38,12 ÷ -245,23	0,40 ÷ -54,51	3,01 ÷ -54,82	1,03 ÷ -54,59
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	48,31 ÷ 0,72	38,34 ÷ 0,42	52,57 ÷ 2,42	37,04 ÷ 0,73
	σ ₁ [MPa]	49,80 ÷ -0,35	24,30 ÷ -0,49	33,10 ÷ -0,34	24,58 ÷ -3,78
	σ ₃ [MPa]	2,40 ÷ -36,64	1,86 ÷ -35,88	-1,73 ÷ -32,30	2,90 ÷ -34,92
Fazeta	σ _e [MPa]	56,97 ÷ 0,67	57,12 ÷ 0,24	55,88 ÷ 0,07	58,09 ÷ 1,31
	σ ₁ [MPa]	25,15 ÷ -6,90	24,92 ÷ -7,30	27,51 ÷ -7,30	30,28 ÷ -8,00
	σ ₃ [MPa]	0,10 ÷ -53,28	0,40 ÷ -54,51	3,01 ÷ -54,82	1,03 ÷ -54,59
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	29,09 ÷ 0,71	26,33 ÷ 0,30	24,92 ÷ 0,34	37,39 ÷ 1,31
	σ ₁ [MPa]	14,91 ÷ -1,51	15,18 ÷ -2,72	27,51 ÷ -2,02	18,36 ÷ -4,16
	σ ₃ [MPa]	0,10 ÷ -30,05	0,40 ÷ -28,65	3,01 ÷ -14,69	0,00 ÷ -32,64
F(90°)=50N					
Sklovina	σ _e [MPa]	78,32 ÷ 0,09	78,42 ÷ 0,18	98,73 ÷ 0,18	78,22 ÷ 0,13
	σ ₁ [MPa]	53,52 ÷ -13,05	52,76 ÷ -13,07	44,65 ÷ -13,37	55,23 ÷ -13,01
	σ ₃ [MPa]	2,69 ÷ -100,90	0,30 ÷ -79,87	0,40 ÷ -81,14	0,29 ÷ -78,26
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	61,85 ÷ 0,84	32,02 ÷ 0,61	56,63 ÷ 0,99	23,55 ÷ 0,80
	σ ₁ [MPa]	25,22 ÷ -3,12	12,57 ÷ -1,69	19,28 ÷ 0,72	8,13 ÷ -2,44
	σ ₃ [MPa]	0,21 ÷ -60,87	0,18 ÷ -25,68	0,07 ÷ -49,23	0,23 ÷ -20,34
Fazeta	σ _e [MPa]	83,59 ÷ 0,15	81,91 ÷ 0,12	76,83 ÷ 0,03	86,18 ÷ 0,42
	σ ₁ [MPa]	37,46 ÷ -1,30	36,04 ÷ -1,43	33,91 ÷ -9,07	40,84 ÷ -1,38
	σ ₃ [MPa]	0,12 ÷ -79,05	0,30 ÷ -79,87	0,40 ÷ -81,14	0,29 ÷ -78,26
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	32,75 ÷ 0,44	30,59 ÷ 0,34	33,84 ÷ 0,14	42,15 ÷ 0,46
	σ ₁ [MPa]	14,66 ÷ -0,29	11,31 ÷ -0,33	4,57 ÷ -9,07	28,12 ÷ -0,85
	σ ₃ [MPa]	0,12 ÷ -24,08	0,30 ÷ -25,54	0,40 ÷ -41,14	0,29 ÷ -22,00

Tab. 13. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 1 a endodontickým ošetřením

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ _e [MPa]	175,89 ÷ 0,40	176,65 ÷ 0,28	185,00 ÷ 0,54	174,63 ÷ 0,18
	σ ₁ [MPa]	227,53 ÷ -7,20	228,62 ÷ -7,10	240,60 ÷ -6,06	225,70 ÷ -7,40
	σ ₃ [MPa]	34,64 ÷ -103,69	34,79 ÷ -102,26	36,34 ÷ -89,01	34,38 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	64,75 ÷ 0,40	51,24 ÷ 0,28	102,28 ÷ 0,54	56,29 ÷ 0,38
	σ ₁ [MPa]	65,77 ÷ -4,03	51,46 ÷ -4,56	104,26 ÷ -6,06	57,22 ÷ -4,36
	σ ₃ [MPa]	3,25 ÷ -36,83	1,47 ÷ -35,90	2,61 ÷ -57,75	3,52 ÷ -34,89
Fazeta	σ _e [MPa]	56,66 ÷ 0,38	56,98 ÷ 0,12	55,66 ÷ 0,10	58,06 ÷ 0,36
	σ ₁ [MPa]	25,08 ÷ -6,28	25,04 ÷ -6,74	29,37 ÷ -7,24	27,59 ÷ -6,52
	σ ₃ [MPa]	1,20 ÷ -53,15	1,72 ÷ -54,37	3,57 ÷ -54,70	1,76 ÷ -54,40
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	29,63 ÷ 0,47	27,54 ÷ 0,29	24,97 ÷ 0,18	34,13 ÷ 0,59
	σ ₁ [MPa]	13,33 ÷ -0,95	13,69 ÷ -2,21	29,37 ÷ -1,88	16,56 ÷ -2,88
	σ ₃ [MPa]	1,20 ÷ -29,47	1,72 ÷ -29,40	3,57 ÷ -15,63	1,76 ÷ -32,61
F(90°)=50N					
Sklovina	σ _e [MPa]	68,84 ÷ 0,36	73,71 ÷ 0,23	100,53 ÷ 0,34	68,27 ÷ 0,52
	σ ₁ [MPa]	29,77 ÷ 0,00	31,89 ÷ -12,46	36,64 ÷ -12,76	24,64 ÷ -12,41
	σ ₃ [MPa]	1,53 ÷ -90,13	1,51 ÷ -90,29	1,26 ÷ -97,43	1,59 ÷ -89,92
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	68,84 ÷ 0,36	44,07 ÷ 0,26	100,53 ÷ 0,34	57,32 ÷ 0,52
	σ ₁ [MPa]	29,77 ÷ -4,29	13,29 ÷ -1,49	36,64 ÷ -4,35	24,64 ÷ -3,92
	σ ₃ [MPa]	0,42 ÷ -67,33	0,42 ÷ -44,32	0,48 ÷ -97,43	0,42 ÷ -58,34
Fazeta	σ _e [MPa]	85,28 ÷ 0,40	83,76 ÷ 0,22	79,13 ÷ 0,04	87,54 ÷ 0,45
	σ ₁ [MPa]	38,68 ÷ -1,44	37,03 ÷ 13,29	33,86 ÷ -9,34	41,45 ÷ -1,54
	σ ₃ [MPa]	0,12 ÷ -81,69	0,30 ÷ -82,70	0,40 ÷ -82,96	0,78 ÷ -81,92
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	33,99 ÷ 0,43	31,70 ÷ 0,26	34,77 ÷ 0,10	42,68 ÷ 0,50
	σ ₁ [MPa]	15,05 ÷ -0,29	11,75 ÷ -0,48	4,85 ÷ -9,34	27,57 ÷ -0,93
	σ ₃ [MPa]	0,12 ÷ -25,19	0,30 ÷ -26,51	0,40 ÷ -42,80	0,78 ÷ -24,28

Tab. 14. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 1, aproximální výplň a endodontickým ošetřením

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ_e [MPa]	139,97 $\div$ 0,38	174,98 $\div$ 0,43	106,26 $\div$ 0,22	149,49 $\div$ 0,46
	σ_1 [MPa]	126,48 $\div$ -34,93	197,38 $\div$ -28,07	110,77 $\div$ -15,25	131,62 $\div$ -37,28
	σ_3 [MPa]	20,89 $\div$ -120,23	13,81 $\div$ -132,02	2,02 $\div$ 50,59	23,18 $\div$ -144,55
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	139,97 $\div$ 1,34	174,98 $\div$ 0,43	84,81 $\div$ 0,91	149,49 $\div$ 1,58
	σ_1 [MPa]	126,48 $\div$ -34,93	197,38 $\div$ -28,07	84,96 $\div$ -11,29	131,62 $\div$ -37,28
	σ_3 [MPa]	20,89 $\div$ -120,23	13,81 $\div$ -132,02	1,64 $\div$ -63,99	23,18 $\div$ -144,55
Fazeta	σ_e [MPa]	136,76 $\div$ 0,97	106,72 $\div$ 1,35	73,44 $\div$ 0,25	182,01 $\div$ 1,63
	σ_1 [MPa]	118,39 $\div$ -7,36	105,29 $\div$ -9,36	50,59 $\div$ -7,11	181,25 $\div$ -10,69
	σ_3 [MPa]	4,44 $\div$ -99,76	9,49 $\div$ -93,54	2,27 $\div$ -51,36	11,76 $\div$ -144,56
Vnitřní povrch fazety	σ_e [MPa]	136,76 $\div$ 0,97	106,72 $\div$ 2,12	73,44 $\div$ 0,60	182,01 $\div$ 1,63
	σ_1 [MPa]	118,39 $\div$ -1,86	105,29 $\div$ -6,41	50,59 $\div$ -0,88	181,25 $\div$ -7,59
	σ_3 [MPa]	3,25 $\div$ -99,76	8,09 $\div$ -93,54	2,27 $\div$ -41,26	9,98 $\div$ -144,56
F(90°)=50N					
Sklovina	σ_e [MPa]	108,63 $\div$ 0,25	104,72 $\div$ 0,21	96,70 $\div$ 0,09	99,63 $\div$ 0,26
	σ_1 [MPa]	34,69 $\div$ -22,48	36,15 $\div$ -21,22	21,47 $\div$ -20,32	38,78 $\div$ -19,93
	σ_3 [MPa]	2,84 $\div$ -138,50	6,38 $\div$ -133,54	2,98 $\div$ -126,29	3,05 $\div$ -125,51
Stykový povrch skloviny	σ_e [MPa]	108,63 $\div$ 0,69	104,72 $\div$ 0,58	96,70 $\div$ 0,41	99,63 $\div$ 0,43
	σ_1 [MPa]	34,69 $\div$ -22,48	36,15 $\div$ -21,22	14,72 $\div$ -20,32	45,35 $\div$ -3,42
	σ_3 [MPa]	2,84 $\div$ -138,50	6,38 $\div$ -133,54	2,98 $\div$ -126,29	3,05 $\div$ -125,51
Fazeta	σ_e [MPa]	88,84 $\div$ 0,32	84,16 $\div$ 0,21	78,67 $\div$ 0,12	98,85 $\div$ 0,54
	σ_1 [MPa]	38,77 $\div$ -4,67	36,15 $\div$ -7,05	27,03 $\div$ -8,80	38,78 $\div$ -19,93
	σ_3 [MPa]	0,90 $\div$ -76,99	1,87 $\div$ -85,43	0,38 $\div$ -89,41	2,12 $\div$ -73,64
Vnitřní povrch fazety	σ_e [MPa]	77,12 $\div$ 0,32	78,41 $\div$ 0,65	78,67 $\div$ 0,18	83,97 $\div$ 0,88
	σ_1 [MPa]	26,82 $\div$ -4,67	26,26 $\div$ -7,05	6,99 $\div$ -8,80	38,31 $\div$ -2,49
	σ_3 [MPa]	0,90 $\div$ -76,99	1,87 $\div$ -85,43	0,38 $\div$ -89,41	2,12 $\div$ -73,64

Tab. 15. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 2

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ _e [MPa]	168,52 ÷ 0,61	169,41 ÷ 0,57	174,66 ÷ 0,33	167,52 ÷ 0,77
	σ ₁ [MPa]	173,10 ÷ -23,56	173,95 ÷ -21,90	179,03 ÷ -13,37	172,19 ÷ -20,16
	σ ₃ [MPa]	19,21 ÷ -125,41	18,04 ÷ -124,72	14,06 ÷ -121,62	20,00 ÷ -127,81
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	155,33 ÷ 1,21	126,11 ÷ 1,17	94,32 ÷ 0,39	159,08 ÷ 1,35
	σ ₁ [MPa]	90,77 ÷ -18,74	92,37 ÷ -17,36	99,17 ÷ -11,54	70,26 ÷ -15,11
	σ ₃ [MPa]	19,21 ÷ -114,53	18,04 ÷ -105,61	2,33 ÷ -74,24	20,00 ÷ -116,76
Fazeta	σ _e [MPa]	125,74 ÷ 0,90	111,87 ÷ 0,92	84,18 ÷ 0,11	137,64 ÷ 0,83
	σ ₁ [MPa]	96,11 ÷ -5,00	84,46 ÷ -5,81	55,57 ÷ -4,18	103,18 ÷ -11,74
	σ ₃ [MPa]	2,74 ÷ -74,99	2,23 ÷ -62,87	1,63 ÷ -50,33	6,09 ÷ -113,13
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	125,74 ÷ 1,50	111,87 ÷ 1,30	84,18 ÷ 0,31	137,64 ÷ 2,08
	σ ₁ [MPa]	96,11 ÷ -1,89	84,46 ÷ -4,71	55,57 ÷ -1,12	103,18 ÷ -9,60
	σ ₃ [MPa]	2,74 ÷ -74,99	2,23 ÷ -62,87	1,63 ÷ -40,95	6,09 ÷ -113,13
F(90°)=50N					
Sklovina	σ _e [MPa]	99,43 ÷ 0,21	99,60 ÷ 0,17	84,94 ÷ 0,06	95,08 ÷ 0,32
	σ ₁ [MPa]	99,43 ÷ 0,37	99,60 ÷ 0,36	84,94 ÷ 0,26	95,08 ÷ 0,53
	σ ₃ [MPa]	82,22 ÷ 0,31	78,30 ÷ 0,24	78,60 ÷ 0,08	92,32 ÷ 0,43
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	79,84 ÷ 0,62	77,92 ÷ 0,51	78,60 ÷ 0,08	83,74 ÷ 0,75
	σ ₁ [MPa]	29,73 ÷ -16,93	24,31 ÷ -17,24	23,85 ÷ -16,83	30,31 ÷ -14,48
	σ ₃ [MPa]	2,21 ÷ -123,75	2,81 ÷ -124,19	2,60 ÷ -108,64	2,13 ÷ -116,39
Fazeta	σ _e [MPa]	29,73 ÷ -16,93	24,15 ÷ -17,24	12,73 ÷ -16,83	30,31 ÷ -14,48
	σ ₁ [MPa]	1,20 ÷ -123,75	1,05 ÷ -124,19	0,42 ÷ -108,64	1,00 ÷ -116,39
	σ ₃ [MPa]	37,11 ÷ -3,23	34,07 ÷ -7,53	25,25 ÷ -9,72	44,18 ÷ -1,26
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	0,68 ÷ -80,30	1,01 ÷ -82,73	0,25 ÷ -86,51	1,48 ÷ -78,03
	σ ₁ [MPa]	18,60 ÷ -3,09	15,56 ÷ -7,53	4,12 ÷ -9,72	27,85 ÷ -1,26
	σ ₃ [MPa]	0,68 ÷ -80,30	1,01 ÷ -82,73	0,25 ÷ -86,51	1,48 ÷ -78,03

Tab. 16. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 2 a aproximální výplň

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σe [MPa]	171,94 ÷ 0,42	151,41 ÷ 0,17	93,50 ÷ 0,38	156,78 ÷ 0,49
	σ1 [MPa]	129,83 ÷ -21,39	168,30 ÷ -22,29	98,73 ÷ -9,20	141,58 ÷ -23,68
	σ3 [MPa]	24,92 ÷ -119,63	11,44 ÷ -111,64	4,14 ÷ -91,49	27,37 ÷ -135,19
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	171,94 ÷ 1,11	151,41 ÷ 1,08	69,69 ÷ 0,48	156,78 ÷ 1,66
	σ1 [MPa]	129,83 ÷ -21,39	168,30 ÷ -15,88	75,27 ÷ -4,30	141,58 ÷ -23,68
	σ3 [MPa]	24,92 ÷ -119,63	11,44 ÷ -111,64	4,14 ÷ -46,90	27,37 ÷ -135,19
Fazeta	σe [MPa]	130,28 ÷ 1,09	89,00 ÷ 0,77	68,32 ÷ 0,30	174,02 ÷ 1,77
	σ1 [MPa]	106,51 ÷ -3,95	101,13 ÷ -11,73	39,53 ÷ -5,07	157,71 ÷ -13,31
	σ3 [MPa]	7,65 ÷ -97,75	8,04 ÷ -87,16	1,09 ÷ -50,29	21,50 ÷ -140,11
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	130,28 ÷ 1,55	89,00 ÷ 1,07	68,32 ÷ 0,54	174,02 ÷ 2,59
	σ1 [MPa]	106,51 ÷ -3,95	101,13 ÷ -11,73	39,53 ÷ -1,21	157,71 ÷ -13,31
	σ3 [MPa]	7,65 ÷ -97,75	8,04 ÷ -87,16	1,09 ÷ -38,99	21,50 ÷ -140,11
F(90°)=50N					
Sklovina	σe [MPa]	72,16 ÷ 0,22	84,46 ÷ 0,24	83,30 ÷ 0,45	69,20 ÷ 0,56
	σ1 [MPa]	31,44 ÷ -13,54	31,44 ÷ -12,03	22,15 ÷ -10,99	36,74 ÷ -14,87
	σ3 [MPa]	6,82 ÷ -90,05	4,59 ÷ -101,15	2,11 ÷ -100,32	7,58 ÷ -85,61
Stykový povrch skloviny	σe [MPa]	72,16 ÷ 0,69	84,46 ÷ 0,74	83,30 ÷ 0,45	69,20 ÷ 0,59
	σ1 [MPa]	31,44 ÷ -13,54	31,44 ÷ -12,03	22,15 ÷ -10,99	36,74 ÷ -14,87
	σ3 [MPa]	6,82 ÷ -90,05	4,59 ÷ -101,15	1,32 ÷ -100,32	7,58 ÷ -85,61
Fazeta	σe [MPa]	92,83 ÷ 0,46	87,19 ÷ 0,67	83,05 ÷ 0,16	105,55 ÷ 0,97
	σ1 [MPa]	37,94 ÷ -1,43	34,10 ÷ -2,15	28,51 ÷ -7,17	44,94 ÷ -5,15
	σ3 [MPa]	1,31 ÷ -72,00	3,65 ÷ -84,89	0,25 ÷ -93,68	4,14 ÷ -76,73
Vnitřní povrch fazety	σe [MPa]	74,36 ÷ 0,46	77,89 ÷ 0,91	83,05 ÷ 0,17	81,42 ÷ 0,97
	σ1 [MPa]	26,83 ÷ -1,43	25,57 ÷ -2,15	6,58 ÷ -7,17	37,75 ÷ -5,15
	σ3 [MPa]	1,31 ÷ -72,00	3,65 ÷ -84,89	0,25 ÷ -93,68	4,14 ÷ -71,83

Tab. 17. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 2 a endodontickým ošetřením

F(0°)=50N		lithium disilikát	živec	kompozit	zirkon
Sklovina	σ _e [MPa]	164,42 ÷ 0,76	165,28 ÷ 0,63	170,36 ÷ 0,21	163,45 ÷ 0,67
	σ ₁ [MPa]	171,57 ÷ -28,13	172,41 ÷ -26,17	177,47 ÷ -13,73	170,65 ÷ -23,92
	σ ₃ [MPa]	19,48 ÷ -124,36	18,14 ÷ -123,67	14,43 ÷ -120,50	19,83 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	152,29 ÷ 1,04	122,60 ÷ 1,01	98,50 ÷ 0,69	156,47 ÷ 1,20
	σ ₁ [MPa]	100,57 ÷ -19,76	100,87 ÷ -18,08	102,47 ÷ -6,84	79,62 ÷ -16,25
	σ ₃ [MPa]	19,48 ÷ -109,00	18,14 ÷ -97,74	2,62 ÷ -70,15	19,83 ÷ -
Fazeta	σ _e [MPa]	126,80 ÷ 0,87	112,64 ÷ 0,74	84,13 ÷ 0,19	139,69 ÷ 1,52
	σ ₁ [MPa]	95,94 ÷ -4,91	84,13 ÷ -5,64	55,86 ÷ -4,03	102,70 ÷ -11,34
	σ ₃ [MPa]	1,21 ÷ -76,54	1,52 ÷ -63,96	1,56 ÷ -50,48	2,76 ÷ -
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	126,80 ÷ 1,67	112,64 ÷ 1,45	84,13 ÷ 0,36	139,69 ÷ 1,73
	σ ₁ [MPa]	95,94 ÷ -2,00	84,13 ÷ -4,79	55,86 ÷ -1,30	102,70 ÷ -9,84
	σ ₃ [MPa]	1,21 ÷ -76,54	1,52 ÷ -63,96	1,56 ÷ -40,66	2,76 ÷ -
F(90°)=50N					
Sklovina	σ _e [MPa]	98,77 ÷ 0,18	98,77 ÷ 0,18	83,04 ÷ 0,08	94,51 ÷ 0,25
	σ ₁ [MPa]	29,66 ÷ -23,32	24,43 ÷ -23,03	23,91 ÷ -19,21	30,31 ÷ -21,51
	σ ₃ [MPa]	2,21 ÷ -128,98	3,36 ÷ -129,00	2,30 ÷ -110,67	2,26 ÷ -
Stykový povrch skloviny	σ _e [MPa]	98,77 ÷ 0,63	98,77 ÷ 0,55	83,04 ÷ 0,38	94,51 ÷ 0,70
	σ ₁ [MPa]	29,66 ÷ -23,32	23,99 ÷ -23,03	23,91 ÷ -19,21	30,31 ÷ -21,51
	σ ₃ [MPa]	1,18 ÷ -128,98	0,94 ÷ -129,00	0,80 ÷ -110,67	1,02 ÷ -
Fazeta	σ _e [MPa]	84,73 ÷ 0,50	80,52 ÷ 0,42	78,26 ÷ 0,09	95,89 ÷ 0,37
	σ ₁ [MPa]	38,11 ÷ -4,77	34,90 ÷ -8,15	25,48 ÷ -9,69	46,09 ÷ -0,53
	σ ₃ [MPa]	0,79 ÷ -80,12	1,17 ÷ -82,68	0,31 ÷ -86,27	1,09 ÷ -78,78
Vnitřní povrch fazety	σ _e [MPa]	79,25 ÷ 0,56	77,37 ÷ 0,47	78,26 ÷ 0,09	84,12 ÷ 1,05
	σ ₁ [MPa]	19,06 ÷ -3,77	15,89 ÷ -8,15	4,12 ÷ -9,69	28,38 ÷ -0,53
	σ ₃ [MPa]	0,79 ÷ -80,12	1,17 ÷ -82,68	0,31 ÷ -86,27	1,09 ÷ -78,78

Tab. 18. Tabulka napětí pro zub s fasetou typu 2, aproximální výplň a endodontickým ošetřením