

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Odlehčení střední části krátkého femurového dřívku

Vedoucí práce:

Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Kryštof Podskalský

Praha 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Podskalský** Jméno: **Kryštof** Osobní číslo: **466530**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Aplikované vědy ve strojním inženýrství**
Specializace: **Biomechanika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Odlehčení střední části krátkého femurového dříku

Název diplomové práce anglicky:

Relief of the proximal part of the femoral stem

Pokyny pro vypracování:

Navrhnout odlehčení střední části krátkého femurového dříku. Střední část tohoto dříku bude nahrazena takovou trabekulární strukturou, jejíž mechanické vlastnosti (zejména tuhost a poréznost) se přibližují vlastnostem kostní tkáně, což má za následek minimální kostní resorpci.

Pomocí MKP analýzy zjistit ideální rozložení vybrané trabekulární struktury ve střední části dříku, s ohledem na pevnost celého dříku.

Posoudit jaký vliv má tuhost střední části dříku na napjatost v proximální části femuru.

Seznam doporučené literatury:

Yoo, D. Computer-aided porous scaffold design for tissue engineering using triply periodic minimal surfaces. Int. J. Precis. Eng. Manuf. 12, 61–71 (2011). <https://doi.org/10.1007/s12541-011-0008-9>

Sajad Arabnejad, Burnett Johnston, Michael Tanzer, Damiano Pasini - Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress shielding following total hip arthroplasty. <https://doi.org/10.1002/jor.23445>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., odbor biomechaniky FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce: _____

Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora:	Bc. Kryštof Podskalský
Název diplomové práce:	Odlehčení střední části krátkého femurového dříku
Anglický název:	Relief of the proximal part of the femoral stem
Akademický rok:	2020/2021
Fakulta:	Fakulta strojní
Studijní program:	Biomechanika
Zadávací katedra/ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí diplomové práce:	Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D.
Bibliografické údaje	Počet stran: 65 (73 včetně příloh)
	Počet obrázků: 41
	Počet příloh: 13
Klíčová slova:	trabekulární struktury, remodelace kosti, krátký femurální dřík, stress-shielding, 2-D úloha
Keywords:	TPMS porous scaffolds, bone tissue remodeling, short femoral stem, stress-shielding, 2-D problem
Anotace:	Práce se zabývá odlehčením střední části krátkého femurového dříku. Střední část tohoto dříku je nahrazena trabekulární strukturou, jejíž mechanické vlastnosti, zejména tuhost a poréznost, se přibližují vlastnostem kostní tkáně. Porézní architektury jsou získány využitím 3D tisku. Provedená MKP analýza hodnotí změny napjatosti v proximální části femuru a následné kostní resorbce.
Abstract:	The thesis deals with the relief of the middle part of the short femoral stem. The middle part of this stem is replaced by a TPMS scaffold structure, whose mechanical properties, especially stiffness and porosity, are close to those of bone tissue. Fully porous titanium scaffold structures are 3D printed. Changes evaluating stress-shielding in proximal part of the femur are analysed by FEM.

Prohlášení

Čestně prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně s použitím odborné literatury, vědeckých článků a informačních zdrojů, které cituji a uvádím v seznamu použité literatury.

V Praze dne 13. 5. 2021

.....

podpis autora

Poděkování

V první řadě bych chtěl poděkovat mému vedoucímu Tomáši Goldmannovi, za vedení mé práce, cenné připomínky a za zkušenosti, které mi během ní předal. Dále bych chtěl poděkovat Janu Vodičkovi za odbornou spolupráci a hodnotné konzultace.

Velice si vážím si času, který jste mi věnovali.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat všem, kteří mne během studia podporovali, zejména mé rodině.

Děkuji.

Obsah

ZADÁNÍ PRÁCE	2
ANOTAČNÍ LIST	3
PROHLÁŠENÍ	4
PODĚKOVÁNÍ	5
OBSAH	6
SEZNAM POUŽITÝCH ZNAKŮ, ZKRATEK A LATINSKÝCH VÝRAZŮ	8
1. ÚVOD	10
<i>I. Teoretická východiska práce</i>	<i>11</i>
2. BIOMECHANIKA KYČELNÍHO KLOUBU	12
2.1 SILOVÝ ROZBOR KYČELNÍHO KLOUBU	14
2.2 REMODELACE KOSTI	15
3. KRÁTKÝ DŘÍK TOTÁLNÍ NÁHRADY KYČELNÍHO KLOUBU	17
3.1. UMÍSTĚNÍ KRÁTKÉHO DŘÍKU	17
4. TRABEKULÁRNÍ STRUKTURY	19
4.1. MATEMATICKÝ POPIS TPMS	20
4.2. TVORBA ELEMENTÁRNÍ SÍTĚ	21
4.3. TYPY TRABEKULÁRNÍCH STRUKTUR	23
5. ADITIVNÍ TECHNOLOGIE ZPRACOVÁNÍ KOVU	24
5.1. 3D – TISK KOVŮ METODOU SLM	25
5.2. VLIV VELIKOSTI PORÉZNÍ STRUKTURY NA ADAPTACI KOSTNÍ TKÁNĚ	25
6. CÍLE PRÁCE	27
<i>II. Praktická metodika výzkumu</i>	<i>28</i>
7. (MKP) ANALÝZA TRABEKULÁRNÍCH STRUKTUR	28
7.1. GEOMETRIE A MATERIÁLOVÉ PARAMETRY	29
7.1.1. TITANOVÁ SLITINA Ti-6Al-4V	29
7.2. MESH A VOLBA ELEMENTŮ	30
7.3. KINEMATICKÉ A SILOVÉ OKRAJOVÉ PODMÍNKY	32
7.3.1. INKREMENTACE & STEP	32
7.4. ZÍSKÁNÍ TUHOSTI TRABEKULÁRNÍCH STRUKTUR	33
7.5. VÝSLEDKY A JEJICH DALŠÍ VYUŽITÍ	34

7.5.1.	KONTROLA PEVNOSTI STRUKTUR	35
8.	2-D ÚLOHA.....	38
8.1.	VÝCHOZÍ PARAMETRY	38
8.1.1	YOUNGŮV MODUL PRUŽNOSTI KOSTI.....	39
8.2.	2-D ÚLOHA SAMOTNÉHO FEMURU	40
8.3.	2-D ÚLOHA S IMPLEMENTOVANÝM DŘÍKEM	42
8.4.	POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ / EVALUACE VÝSLEDKŮ.....	44
8.5.	TOPOLOGICKÁ OPTIMALIZACE TRABEKULÁRNÍ OBLASTI DŘÍKU	48
8.6.	2-D ÚLOHA – DŘÍK S PROMĚNNOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI.....	50
9.	VÝSLEDKY	52
10.	DISKUZE.....	55
11.	ZÁVĚR	58
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY A INFORMAČNÍCH ZDROJŮ	59
	SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK	63
	SEZNAM PŘÍLOH	65

Seznam použitých znaků, zkratk a latinských výrazů

<i>THA</i>	Total hip arthroplasty	
<i>Flexe</i>	pohyb v kloubu při kterém se zmenšuje úhel mezi přilehlými kostmi; opak = <i>extenze</i>	
<i>Abdukce</i>	odtažení v kloubu; opak = <i>addukce</i>	
<i>Mediální</i>	směr do středu	
<i>Laterální</i>	směr na okraj	
<i>Proximální</i>	směr nahoru	
<i>Distální</i>	směr dolů	
τ	komplexní proměnná	
ϑ	úhel zákrytu	[°]
$R(\tau)$	funkce, mění se pro různé povrchy	
r	vektor polohy	
h_k	k-tý mřížový vektor v recipročním prostoru	
A_k	faktor velikosti	
λ_k	vlnová délka	[m]
P_k	fázový posun	[°]
H	hlavní zakřivení	
∇	diferenciální operátor nabla	
<i>In vivo</i>	„v živém“; experiment vykonaný na živém organismu	
heterogenní	různorodé, mající nestejnorodé složení; opak = <i>homogenní</i>	
izotropní	fyzikální vlastnosti nezávislé na směru; opak = <i>anizotropní, ortotropní</i>	
<i>DED</i>	directed energy deposition	
<i>SLM</i>	selective laser melting	
<i>EBM</i>	electron beam melting	

E	Youngův modul pružnosti	[MPa]
μ	Poissonovo číslo	[-]
$\sigma_{\text{red}} = S_{\text{Mises}}$	Von Misesovo redukované napětí	[MPa]
SLT	Standard Triangle Language	
HR-pQCT	High-resolution peripheral quantitative computed tomography	
$\sigma_{p,tl}$	mez pevnosti v tlaku	[MPa]
R_{FK}	reakční síla v kyčelním kloubu	[N]

1. Úvod

Veškeré zásahy do kostní tkáně jsou následovány její odpovědí. Implantací celistvého titanového dřívku nebo ocelových kostních šroubů do kostní tkáně, změníme biologické, nativní rozložení napjatosti ve sledované části kosti. Kostní tkáň na tuto změnu zatížení reaguje svojí přestavbou – remodelací. (V místech úbytku napětí dochází k úbytku kostní hmoty a v místech nárůstu napětí k jejímu zpevnění, vytvrzení.) Tato přestavba je v mnoha případech vítaným jevem – když si zlomíme ruku, díky remodelaci dojde k jejímu srůstu. Nicméně při implantaci předmětu násobně vyšší tuhosti, než je tuhost okolní – většinou spongiózní kostní tkáně, sledujeme v inkriminovaném místě výraznou kostní resorpci. Následný stress-shielding může vést k vážným problémům, až k lomu a poškození implantátu. Jak učinit správnou modifikaci implantátu? Důležité je zvolení vhodných materiálových a geometrických řešení.

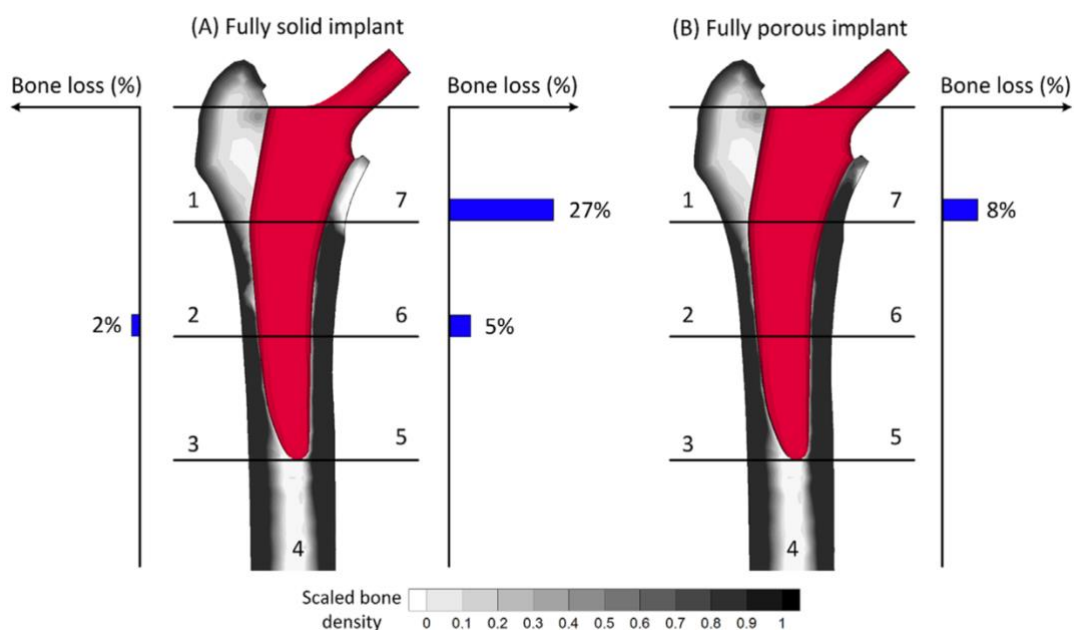
Celková artroplastika kyčelního kloubu (*THA*) se běžně používá k úlevě od bolesti, obnovení funkce a zlepšení kvality života pacientů se zhoršenými kyčelními klouby, pokud selhala konzervativní léčba. V důsledku narůstajícího věku populace, se zvyšuje tlak na životnost endoprotéz. Pozornost se i díky rozvoji aditivních technologií zpracování kovů ubírá k implantátům vytvořeným z porézních struktur – jejichž mechanické vlastnosti, zejména tuhost a poréznost, se přibližují vlastnostem kostní tkáně. Což jim předpovídá delší životnost uvnitř kostní tkáně.

3D tisk kovu se v dnešní době těší stále větší oblibě díky jeho možnostem vyrobit tvarově složité prvky, minimálnímu odpadu materiálu a homogenitě výtisku, zaručující lepší mechanické vlastnosti. Uplatnění nachází mimo letectví a biomechaniku také v automotive či šperkařství. Díky aditivnímu zpracování kovů, jsme schopni vytvářet konstrukční řešení, která využívají vysoce pevných, biokompatibilních materiálů s vysokou tuhostí a vhodnou modifikací jejich vnitřní architektury snižovat celkovou tuhost, regulovat poréznost atd. Tyto struktury nazýváme trabekulární, anglicky *scaffolds*.

I. Teoretická východiska práce

První část této práce je věnována trabekulárním strukturám, jejich matematickému vyjádření a výrobě. Dále biomechanice kyčelního kloubu, principu remodelace kostní tkáně a postupům jak jí zamezit. Jsou zde sepsány informace o krátkém, plně pevném femurovém dřívku, který je v této práci optimalizován.

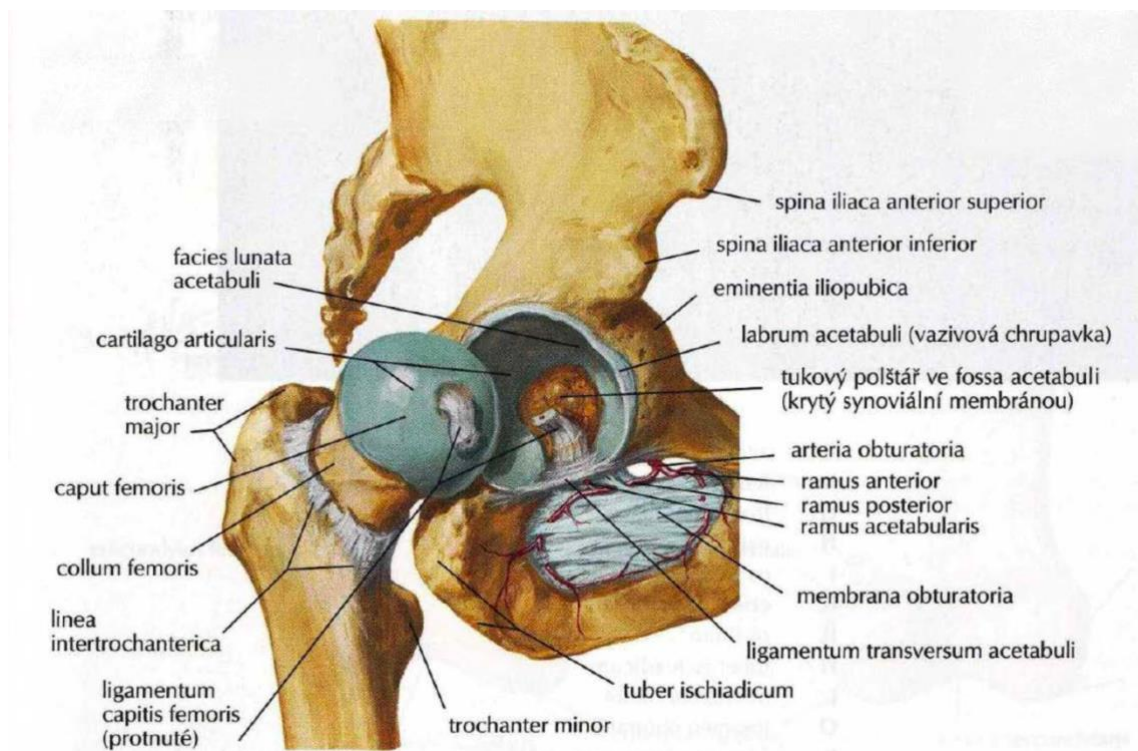
Myšlenka této práce je založena na studii [1], která jako první experimentálně prokázala přínos správně zvolené porézní architektury pro snížení stress-shieldingu. Stress-shielding se dá vysvětlit jako vynucená resorpce kostní tkáně, zapříčiněná odstraněním původního napětí v kosti v důsledku designu implantátu. Motivací nám může být obr. 1, převzatý z předešle zmíněné studie, na kterém můžeme vidět snížení stress-shieldingu porézního implantátu, ve srovnání s plně pevným dřívkem stejné geometrie. Kromě toho CT analýza ukazuje, že optimální distribuci relativní hustoty lze namapovat do aperiodické mřížkové domény bez zachyceného neroztaveného prášku. To naznačuje, že kyčelní implantát je jako první úplně porézní, na rozdíl od stávajících dřívků s porézním povlakem na pevné části. Tato studie také říká, že pokud se pevné jádro pouze obalí porézní vrstvou, tak dřívěk ztratí veškeré výhody. [1]



Obrázek 1: Porovnání kostní resorpce plně pevného vs. porézního kyčelního dřívku (převzato z [1])

2. Biomechanika kyčelního kloubu

Pár kyčelních kloubů nese váhu trupu a vyrovnávacími pohyby pomáhá udržet rovnováhu, a zároveň umožňuje pohyb dolních končetin. Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je kloub kulový omezený, umožňující pohyb ve všech třech rovinách, spojující kost pánevní (*os coxae*) s kostmi dolní končetiny – konkrétně kostí stehenní (*os femoris*). Kloubní hlavice (*caput femoris*) tvoří $\frac{3}{4}$ povrchu koule. Jamku tvoří acetabulum na kyčelní kosti, které je vyplněno tukovým polštářem (*pulvinar acetabuli*) a rozšířeno o chrupavčitý okraj (*labrum acetabuli*). Prostor mezi jednotlivými kloubními plochami je vyplněn synoviální tekutinou, která napomáhá hladkému pohybu a zamezuje nadměrnému tření. [2][3]

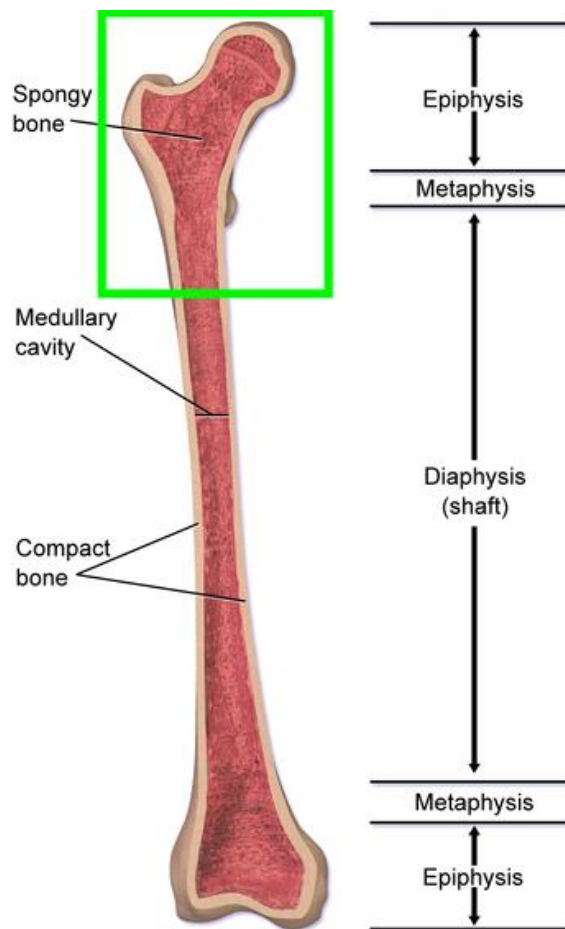


Obrázek 2: Anatomie kyčelní kloubu (převzato z [23])

V základním postavení umožňuje kloubní spojení tento rozsah pohybů. Je jím flexe – do 120°, extenze – do 13° (ukončena napětím lig. iliofemorale), abdukce – do 40°, addukce – možná hyperaddukce do 10°, rotace – zevní do 15°, vnitřní do 35°.

Při flexi je abdukce, addukce a rotace možná ve větším rozsahu. [3]

V této práci nás bude převážně zajímat proximální část femuru – na obr. 3 v zeleném rámečku. Důležitými útvary této části jsou hlavice kyčelního kloubu (*caput femoris*), krček (*collum femoris*), tělo (*corpus femoris*) a kondyly kolenního kloubu (*condyli femoris*). Krček a tělo spolu svírají kolodíafysární úhel, který se u každého jednotlivce může lišit. V normálním stavu se pohybuje v intervalu od (120° , 135°). Pokud je úhel $<120^{\circ}$ nazýváme kyčelní kloub varózním – typické je postavení končetin do O. Pokud je úhel $>135^{\circ}$ nazýváme kyčelní kloub valgózním – typické je postavení končetin do X. [2]

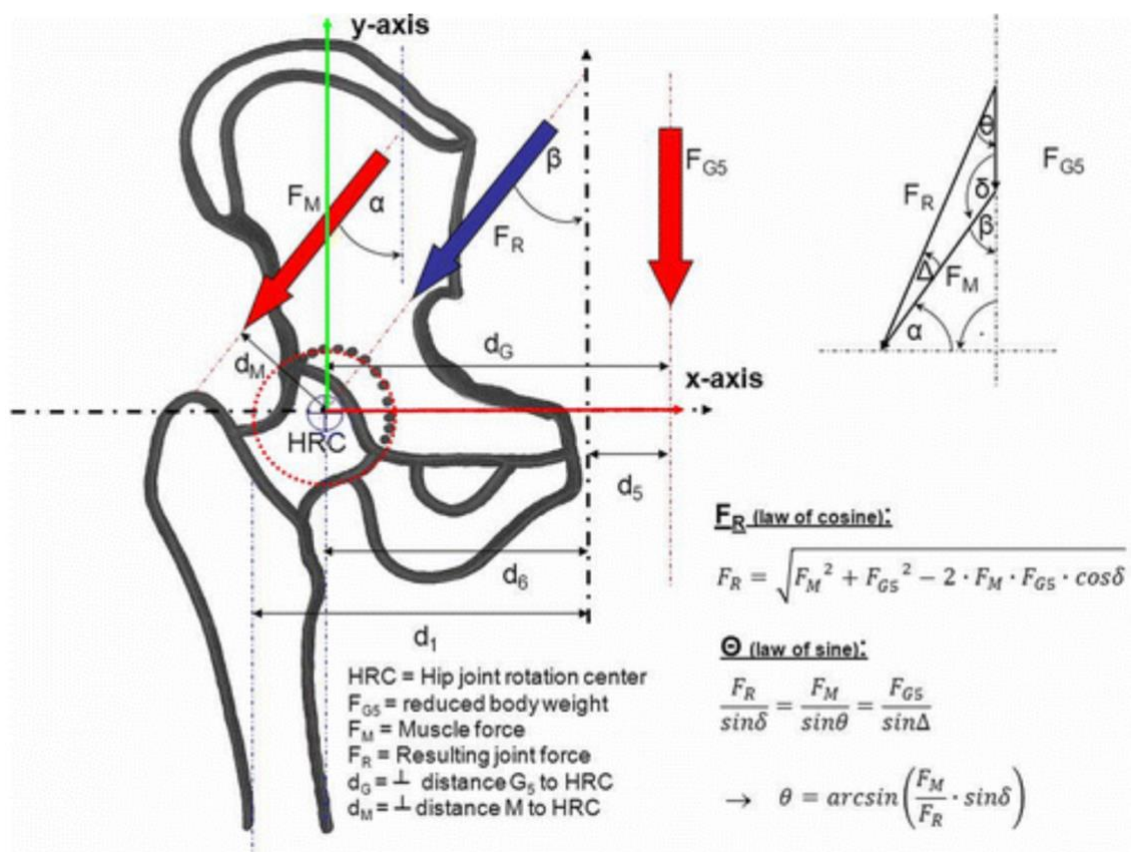


Obrázek 3: Řez femurem - kortikální/spongiózní část (převzato z [24])

Z anatomického hlediska nacházíme na dlouhých kostech dvě epifýzy a dvě metafýzy propojené diafýzou. Z histologického hlediska kostní tkáň dělíme na kost spongiózní (trabekulární) a kost kompaktní (kortikální). V diafýze dlouhých kostí přechází kost spongiózní v dřeňovou dutinu. Hustota spongiózní kosti se směrem k hlavici zvyšuje a uspořádání jednotlivých trámčů (trabekul) zajišťuje přenos silového namáhání na kost kompaktní.

2.1 Silový rozbor kyčelního kloubu

Vzhledem ke své jednoduchosti a dostatečné přesnosti je u odborné veřejnosti velice oblíbený statický matematický model podle *Pauwelse* [5]. Používání dynamických modelů kyčle je během každodenní klinické praxe často příliš náročné a komplikované. Pauwelsův model skutečně prokázal nejlepší účinnost a přesnost při odhadu velikosti výsledné síly kyčelního kloubu ve 2D – celkové statické zatížení kyčelního kloubu je odvozováno z dvoudimenzionálního silového rozboru ve frontální rovině viz. obr. 4. Jeho model počítá s počáteční podmínkou stoje na jedné noze. Pro odhad výsledné síly kyčelního kloubu ve 3D se ukázal nejlepší model dle *Igličovi* studie [6]. Igličův model dosahuje minimální odchylky od in-vivo naměřených dat prof. *Bergmanna*. [4]



Obrázek 4: Silový rozbor kyčelního kloubu dle Pauwelse (převzato z [4])

Pauwels ve své studii předpokládá, že výsledná reakční síla F_R působící na kyčelní kloub je tvořena silou F_{G5} (hmotnost těla minus noha nesoucí váhu) a silou od abduktorových svalů F_M působících v místě velkého trochanteru. Směrnice síly F_R působí přímo do středu rotace kyčelního kloubu (HRC), což odpovídá přibližně středu hlavice

femuru. K rovnováze v kyčelním kloubu dojde za splnění momentové rovnice 2.1. Síla F_{G5} vyvolává na rameni d_G otáčivý moment kolem centra kloubní hlavice, který je současně vyrovnáván silou F_M na rameni d_M . [4]

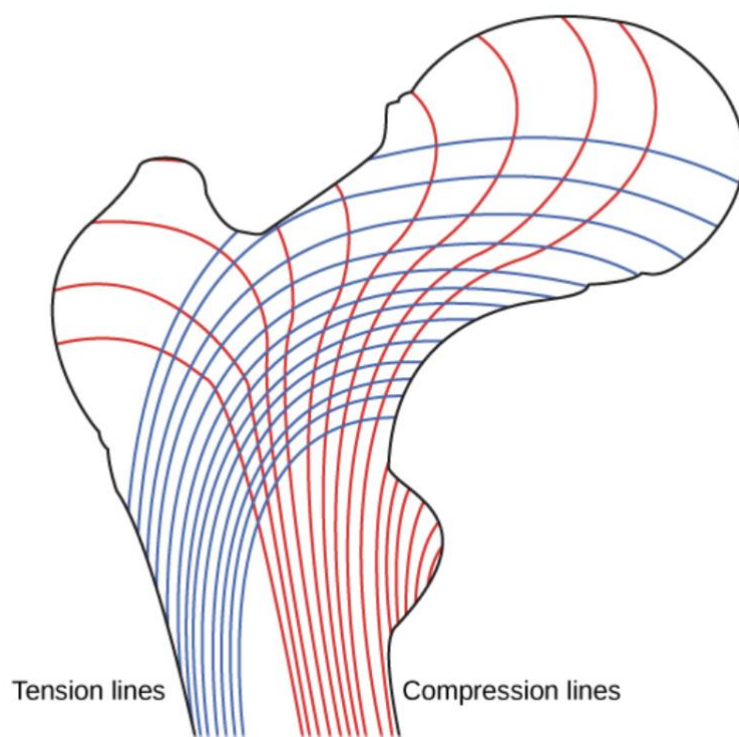
$$F_{G5} \cdot d_G = F_M \cdot d_M \quad (2.1)$$

Z dané momentové rovnice a obr. 4 vyplývá, že síla vyvolaná svaly abduktory stehna F_M musí být násobně vyšší než síla F_{G5} . Neboť velikost ramene d_G je 2 krát až 3 krát větší než velikost ramene d_M . Svaly nejvíce se podílející na abdukci jsou *musculus tensor fasciae latae*, *musculus gluteus medius*, *minimus*, částečně *maximus*, *musculus piriformis* a *musculus obturatorius internus*. Všechno, co zvyšuje poměr ramen těchto dvou sil, také zvyšuje sílu svalů potřebnou pro chůzi a následně také sílu na hlavici stehenní kosti. Typicky se jedná lidi se širší pánví nebo například porovnání mezi mužem a ženou – v důsledku přizpůsobení ženské pánve porodu. Výsledná síla F_R je ovlivněna také velikostí kolodíafysárního úhlu. [7]

2.2 Remodelace kosti

Kost je živá, anizotropní a heterogenní tkáň, která má schopnost měnit své vlastnosti po celý život prostřednictvím nepřetržitého procesu tvorby a odbourávání kosti zvaného kostní přestavba – remodelace. Jejím je přizpůsobit strukturu kosti silám, kterým je vystavena. K tomuto procesu dochází prostřednictvím koordinovaných aktivit tří typů buněk: osteoblastů, osteoklastů a osteocytů. Osteoblasty a osteoklasty jsou odpovědné za tvorbu tkáně a její odbourávání. Osteocyty jsou zralé buňky odpovědné za kostní mechanosenzitivitu. [8]

Wolfův zákon o transformaci kosti říká, že v důsledku funkčních nároků dojde v kosti ke změnám uspořádání v její vnitřní architektuře. Druhotně je možnost změny i zevního tvaru, nicméně to se netýká této práce. Konkrétněji řečeno, pokud přestane být kost v určité lokalitě zatěžována, začne proces jejího odbourávání na tomto místě. V opačném případě nastane její osifikace – zbytnování. Z teoretického hlediska by bylo ideální, aby kostní tkáň zůstala v původním stavu při aplikaci implantátů. Tedy vyřešit problém – zamezení remodelace.



Obrázek 5: Směry hlavních napětí v hlavici femuru (převzato z [25])

Hustota spongiózní kosti se směrem k hlavici zvyšuje a uspořádání jednotlivých trámců (trabekul) určuje přenos namáhání na kompaktní kost. Na obrázku 5 můžeme vidět dráhy trabekul podrobené namáhání na tlak, respektive na tlak. Wolfův zákon nám definuje, že orientace kostních trámců je shodná s orientací hlavních napětí. [9]

3. Krátký dřík totální náhrady kyčelního kloubu

První operace totální náhrady kyčelního kloubu byla provedena kolem roku 1961 doktorem sirem Johnem Charnleyem. Tehdy se jednalo ještě o dřík dlouhý – tj. jeho distální část končila v diafýze femuru. První zaznamenané zkušenosti s používáním krátkých dříků jsou z roku 1989, kdy vyšla studie se dříkem Mayo Conservative Stem od firmy Zimmer, nicméně kvůli malému počtu klinických zkoušek a ke sklonu lidí ke konzervativnímu chování příliš neuspěl. Oblibě se krátký dřík dočkal až bezmála za dalších 20 let, se zvýšeným zájmem o méně invazivní chirurgické přístupy. Operace je šetrnější a je zachována větší část stehenní kosti.[10]

Krátký dřík optimalizovaný v této práci využívá pro fixaci v kosti převážně svou střední část v oblasti metafýzy femuru. Na rozdíl od dříků dlouhých, které pro fixaci využívají svou distální část v oblasti diafýzy. Výhodou krátkých dříků je právě jejich způsob fixace, který eliminuje riziko stress-shieldingu v oblasti trochanterů. Optimální návrh porézního dříku by tento stress-shielding měl eliminovat ještě více. U dlouhých dříků, dochází k hlavnímu přenosu síly v distální části dříku v oblasti diafýzy femuru, což má za následek kostní resorpci v proximální části femuru a následné nebezpečí uvolnění dříku. Stress-shieldingu se dá zamezit sjednocením modulů pružnosti dříku a okolní kostní tkáně. [11]

Ačkoliv se krátké dříky, nebo obecně dříky bez stabilizace v diafýze, nyní hojně užívají, hlavně díky výhodám uvedených výše, jejich porovnání s dříky konvenčními příliš není. Důvodem je krátký čas pro dlouhodobé klinické zhodnocení – zpráv popisujících remodelaci přilehlé kostní tkáně. Nicméně vše nasvědčuje tomu, že se jedná o krok správným směrem.

3.1. Umístění krátkého dříku

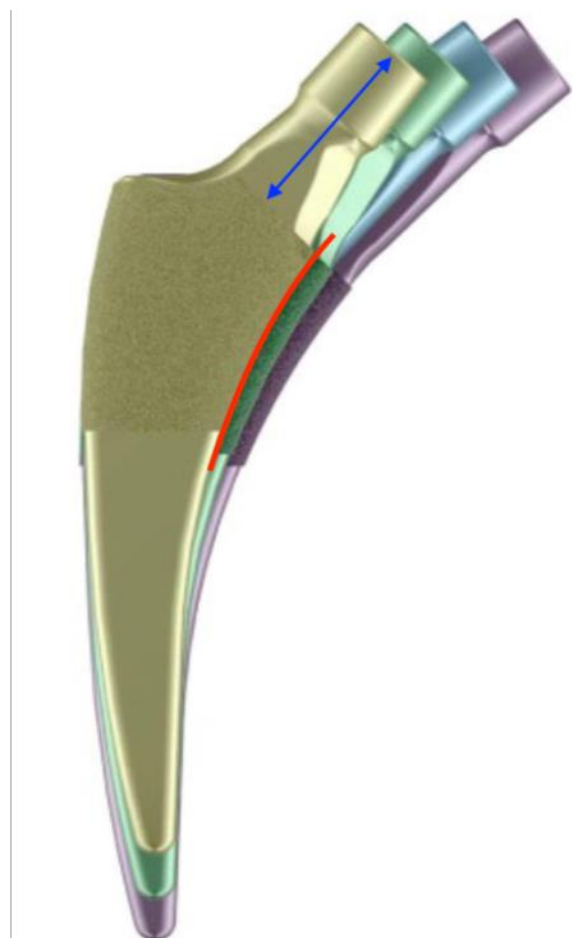
Pro úspěšnou fixaci dříku v kostní tkáni je důležitá tzv. primární stabilita. Jedná se o celkovou pevnost spojení implantátu s kostí bezprostředně po chirurgickém zákroku.

Geometrie a s ní spojený způsob fixace dříku určují jakým způsobem bude implantát namáhán a způsob remodelace přilehlé kostní tkáně. U dlouhých dříků je

stabilizace zajištěna v oblasti diafýzy femuru a obecně větší kontaktní plochou. Krátké dříky jsou fixovány do proximální části femuru a je nutné zajistit co možná největší kontakt jeho povrchu s kostí, ideálně jeho splynutí. Jeho geometrie dovoluje orientaci ve více ohnuté poloze v proximálním femuru, což umožňuje větší retenci krčku femuru. To také umožňuje větší kontakt s kostní tkání pro primární fixaci. Pokud je design dříku více zakřivený mediálně a laterálně, může být zachována větší část velkého trochanteru. Čím více je implantát metafyzárně v kontaktu s krčkem nebo kortikální kostí, tím více má zatížení tendenci se přenést přednostně do proximální části femuru a redukuje se tak stress-shieldingový efekt. Kontakt v oblasti *calcaru* je vítán co možná největší. *Calcar* je zhutnělý výběžek kompaktní kosti, nacházející se uvnitř spongiózy v oblasti malého trochanteru, posteriorně k neutrální ose krčku femuru. Pomáhá přenosu síly femorálním krčkem a redistribuuje napětí v proximální části femuru. [10]

Vzhledem k různorodosti lidské populace je často vhodné velikost a tvar implantátu určit z předoperačního RTG snímku. Návrháři dříku na obr. 6 sestavili vztah mezi poloměrem *calcarovy křivky* (na obrázku vyznačená červeně) a *offsetem dříku* (na obrázku vyznačený modře) – čím větší je poloměr, tím menší je offset. Valgusové femury s většími středními poloměry *calcaru* mají menší offset a naopak varusové femury s menšími poloměry *calcaru* mají větší offset. U mužů mívají dříky větší offset než u žen. [10]

Obrázek 6: Dřík Fitmore od spol. Zimmer (převzato z [10])



4. Trabekulární struktury

Doslovný překlad slova trabekulární dle lékařského slovníku [14] zní trámčitý. Trabekulární kost je tvořena trámečky spongiózy. Průchodnost je zde zásadní pro odtok komorové vody a vítaná z mechanického hlediska. V anglofonních zemích se pro tyto struktury používá spojení Porous Scaffold Design nebo také TPMS structures. TPMS je zkratka pro Triply Periodic Minimal Surfaces. Minimální povrch je povrch minimální plochy mezi danými hranicemi. V přírodě takové tvary vyplývají z rovnováhy homogenního napětí. Daný fenomén můžeme sledovat například v mýdlovém filmu. Počítačem podporovaný geometrický design má schopnost efektivně zkonstruovat velké množství komplexních povrchů. Důležité vlastnosti TPMS jsou symetrie prostorových skupin, jejich nekonečnost a periodicitu ve třech nezávislých směrech. Mají konstantní nulové hlavní zakřivení, tj. součet hlavních zakřivení v každém bodě je nula. [12] [13]

Metoda TPMS může popsat struktury a různé fyzikální materiály, které se objevují v přírodě nebo jsou člověkem uměle vytvořené. Například silikáty, kompozity, lipidové dvojvrstvy nebo porézní struktury – optimalizované pro náhradu tkáně. Kritickým problémem pro konstrukci porézních struktur je dosažení požadovaných mechanických vlastností a zajištění transportu hmoty. To znamená najít ideální poměr mezi mechanickou stabilitou (tuhostí) dřívku a biokompatibilitou. Z dřívějších studií a experimentálních zkoumání jsou známy intervaly pro ideální poréznost a velikost pórů – tato problematika je řešena v kap. 5.2. Vždy se jedná o kompromis mezi hustší strukturou poskytující lepší mechanické vlastnosti a více porézní strukturou poskytující lepší průchod biomateriálu. Takto zkonstruované struktury by měly napodobovat morfologii, strukturu a funkci přirozené tkáně ve snaze pro optimální integraci k okolní tkáni. Nicméně stále platí, že příroda je nejlepším designérem. [12]

Je známo mnoho trojnásobně periodických minimálních povrchů. Prvními příklady TPMS byly povrchy popsané Schwarzem v roce 1865, následované povrchem který popsal jeho student Neovius v roce 1883. V roce 1970 popsal Alan Schoen, tehdejší vědec NASA, dalších 12 TPMS, jejichž existenci prokázal v roce 1989 H. Karcher. [13]

4.1. Matematický popis TPMS

Každá TPMS struktura má svůj přesný parametrický předpis, známý jako Weierstrassova formule:

$$x = \operatorname{Re} \int_{\omega_0}^{\omega} e^{i\theta} (1 - \tau^2) R(\tau) d\tau \quad (4.1.1)$$

$$y = \operatorname{Re} \int_{\omega_0}^{\omega} e^{i\theta} (1 - \tau^2) R(\tau) d\tau \quad (4.1.2)$$

$$z = \operatorname{Re} \int_{\omega_0}^{\omega} e^{i\theta} 2\tau R(\tau) d\tau \quad (4.1.3)$$

Kartézské souřadnice libovolného bodu jsou vyjádřeny jako reálné části (Re) konturových integrálů, hodnocené v komplexní rovině od určitého pevného bodu ω_0 do variabilního bodu ω . [12]

Různé typy TPMS lze aproximovat periodickými plochami složenými z jednoduchých trigonometrických funkcí. Na rozdíl od s parametrické formy TPMS lze periodický povrch TPMS obecně definovat rovnicí 4.1.4.

$$\phi(\mathbf{r}) = \sum_{k=1}^K A_k \cos [2\pi(\mathbf{h}_k \cdot \mathbf{r}) / \lambda_k + P_k] = C \quad (4.1.4)$$

TPMS	Periodic surface model
P	$\phi(\mathbf{r}) = \cos(X) + \cos(Y) + \cos(Z) = 0$
D	$\phi(\mathbf{r}) = \cos(X) \cos(Y) \cos(Z) - \sin(X) \sin(Y) \sin(Z) = 0$
G	$\phi(\mathbf{r}) = \sin(X) \cos(Y) + \sin(Z) \cos(X) + \sin(Y) \cos(Z) = 0$
I-WP	$\phi(\mathbf{r}) = 2[\cos(X) \cos(Y) + \cos(Y) \cos(Z) + \cos(Z) \cos(X)] - [\cos(2X) + \cos(2Y) + \cos(2Z)] = 0$

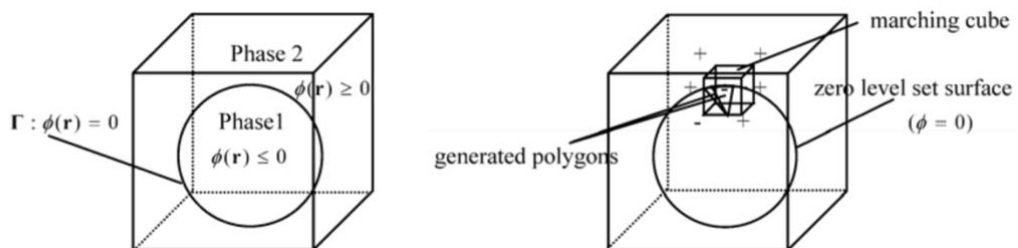
Obrázek 7: Trigonometrické funkce aproximující jednotlivé TPMS struktury (převzato z [12])

kde $X = 2\pi x$, $Y = 2\pi y$, $Z = 2\pi z$ [12]

4.2. Tvorba elementární sítě

TPMS jsou postaveny z periodicky se opakující elementárních jednotek. Vykazují periodickou symetrii ve třech nezávislých směrech, což může být nahrazeno nekonečným opakováním elementární buňky. Vzor takovéto buňky je znázorněn na obr. 8 vlevo. Povrch zájmu Γ , je reprezentován nulovou hodnotou funkce φ . Potom Γ rozdělí jednotkovou buňku na dvě odlišné fáze. Definujeme oblast, kde $\varphi(\mathbf{r}) \leq 0$ jako fázi 1, a oblast, kde $\varphi(\mathbf{r}) \geq 0$ jako fázi 2. Vygenerování povrchu sítě je dosaženo polygonizací Γ , jako nulové hodnoty funkce φ . [12]

Povrchové rovnice pro vybrané TPMS ve formě implicitního povrchu jsou uvedené na obr. 7. 3D prostor obsazený jednotkovou buňkou je rozdělen na běžné buňky, například kostky. Pokud hodnota funkce $\varphi(\mathbf{r})$ nabývá kladných i záporných hodnot v rozích dané krychle, pak musí TPMS projít krychlí. Může tak být vytvořena malá sada polygonů, které přibližují tvar TPMS v takové krychli – viz. obr. 8 vpravo. [12]



Obrázek 8: Rozdělení elementární buňky TPMS na 2 fáze (převzato z [12])

Jak bylo řečeno v úvodu této kapitoly, pro povrch každého TPMS platí, že součet hlavních zakřivení v každém bodě je nula. Hlavní zakřivení H je dané rovnicí 4.2.1.

$$H = \nabla \cdot \mathbf{n} \quad (4.2.1)$$

$$\mathbf{n} = \nabla \cdot \frac{\varphi(\mathbf{r})}{|\varphi(\mathbf{r})|} \quad (4.2.2)$$

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial}{\partial z} \mathbf{k} \quad (4.2.3)$$

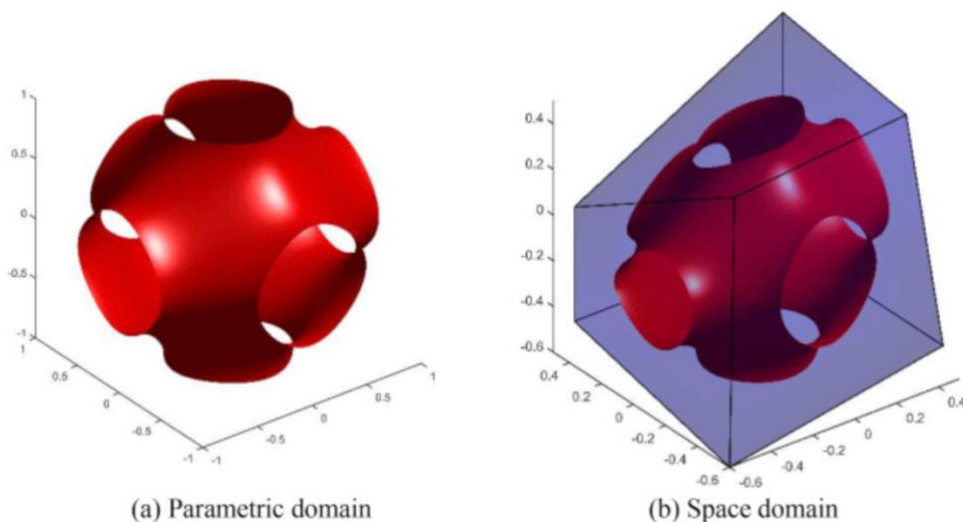
TPMS jsou poté v elementární buňce rozděleny na různé trojúhelníkové prvky. Pomocí tvarové funkce lze interpolovat řešení mezi diskrétními hodnotami získané v uzlech sítě. Tvarová funkce pro hexahedrální element – krychli s body umístěnými v jejích rozích je dána rovnicí 4.2.4.

$$N_i = \frac{1}{8}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)(1 + \zeta\zeta_i) \quad (4.2.4)$$

kde, $i = 1, 2, \dots, 8$; $(-1 < \xi, \eta, \zeta < 1)$; ξ_i, η_i, ζ_i jsou souřadnice bodů kubického elementu v parametrické doméně.

$$x = \sum N_i x_i, \quad y = \sum N_i y_i, \quad z = \sum N_i z_i \quad (4.2.5)$$

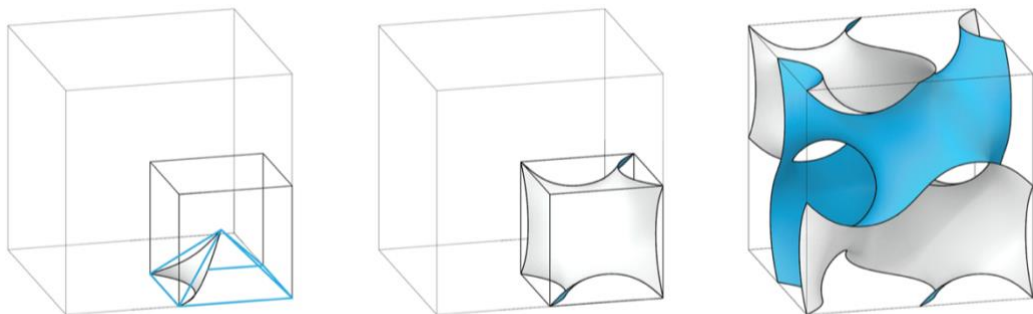
Funkční hodnota φ se vypočítá pomocí aproximovaných rovnic pro TPMS uvedených v tabulce na obr. 7 v doméně ξ, η a ζ . Skutečné 3D souřadnice pro vizualizaci (kartézské souřadnice tvaru) tělesa se poté vypočítají interpolací pomocí rovnic 4.2.5. [12][14]



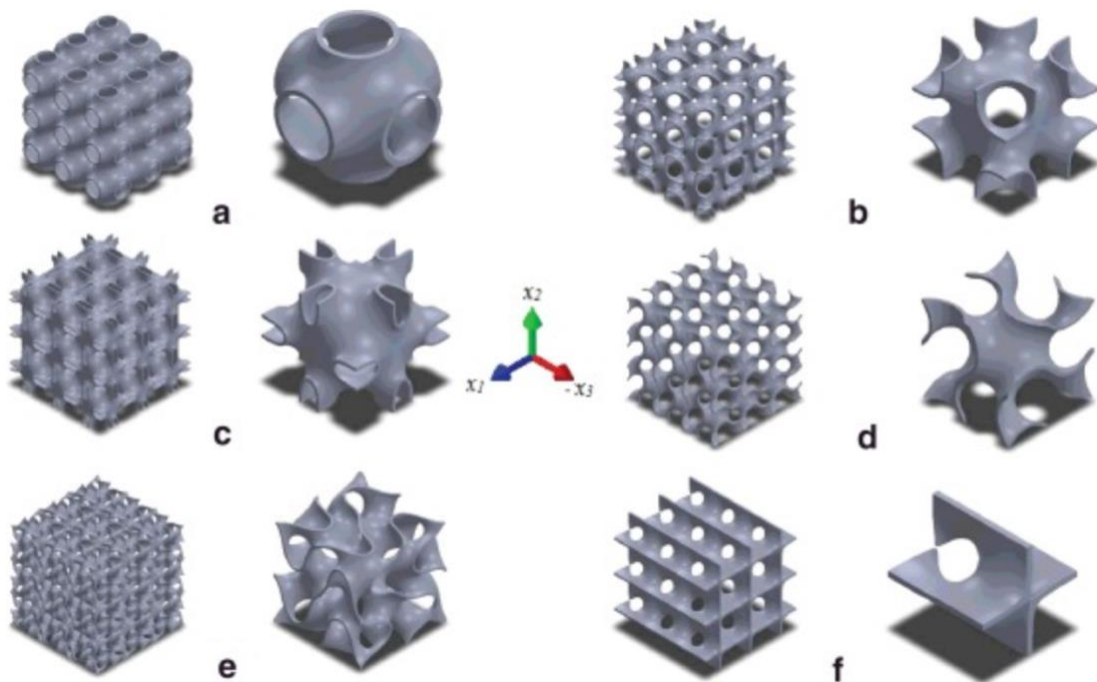
Obrázek 9: TPMS buňka typu P zkeslená tvarovou funkcí (převzato z [26])

4.3. Typy trabekulárních struktur

Nejznámější a ve své podstatě jedna z nejpozoruhodnějších struktur je gyroidní struktura objevená Schoenem v roce 1970. Jedná se o nekonečný, spojitý, periodický, minimální povrch, který má trojnásobnou rotační symetrii, ale nemá vložené přímé linie nebo zrcadlovou symetrii. Žádná ze stěn referenční krychle není rovinou symetrie. Hranice dotykové plochy prochází všemi šesti stěnami krychle. Osm takovýchto ploch tvoří základní elementární jednotku struktury. [13]



Obrázek 10: Gyroidní struktura – vlevo: Základní oblast, uprostřed: dotyková plocha, vpravo: elementární jednotka (převzato z [13])



Obrázek 11: Typy TPMS struktur (převzato z [16])

(a) Primitive, (b) IWP, (c) Neovius, (d) Gyroid, (e) Fischer-Koch S, (f) CLP; vpravo vždy elementární jednotka, vlevo část struktury

5. Aditivní technologie zpracování kovu

V porovnání s tradičními výrobními metodami je nevýznamnější výhoda aditivních technologií schopnost výroby volných tvarů, složitých struktur a dílů přímo z výchozího materiálu. Díky principu vrstvení materiálu dochází k minimalizaci odpadního materiálu a tudíž ušetření na materiálové položce. Rozlišuje tři nejoblíbenější technologie kovového 3D tisku. Patří mezi ně techniky řízené depozice materiálu – directed energy deposition (*DED*), selektivního laserového tavení – selective laser melting (*SLM*) a tavení elektronovým paprskem – electron beam melting (*EBM*). [17]

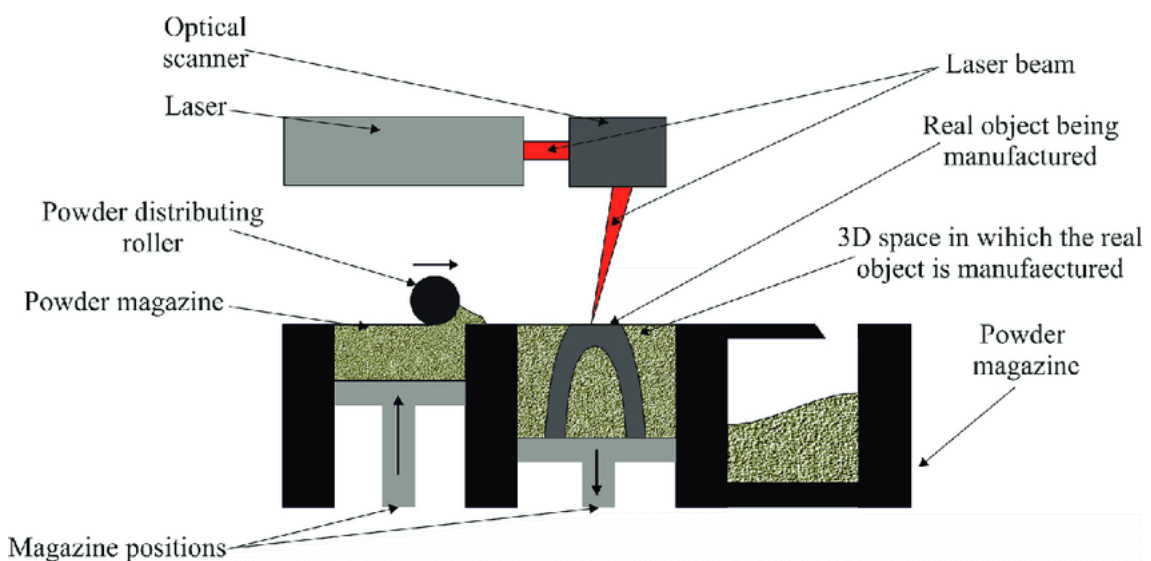
Pro výrobu implantátů se využívá metoda *SLM*, dosahující nejlepších mechanických vlastností výrobku. Experimentálně byly mechanické vlastnosti vzorků této metody testovány ve studii [17]. Studie [18] hodnotí možnosti porézности, které je metoda *SLM* schopná dosáhnout. Výhodou této technologie je její přesnost, nevýhodou naopak její malá efektivita výroby.

Za zmínku určitě stojí nová metoda sintrování (*sintering*), která také umožňuje výrobu porézních struktur s různými pórovitostmi a velikostmi pórů jako *SLM*. Ve studii [22] proběhlo zajímavé porovnání obou procesů.

Sintrování, neboli spékání spočívá v přípravě práškové suspenze před dvoustupňovým pomalým tepelným zpracováním v atmosféře inertního plynu nebo vakua, kterému je výsledkem implantát ve tvaru sítě s vysokou tažností a pórovitostí. Výhodou této technologie je nižší cena a nižší míra kontaminace. Nevýhody reaktivita okolního prostředí.[22] Nicméně výroba dřívku optimalizovaného v této práci proběhne metodou *SLM*, tudíž další kapitola bude zaměřena tímto směrem.

5.1. 3D – tisk kovů metodou SLM

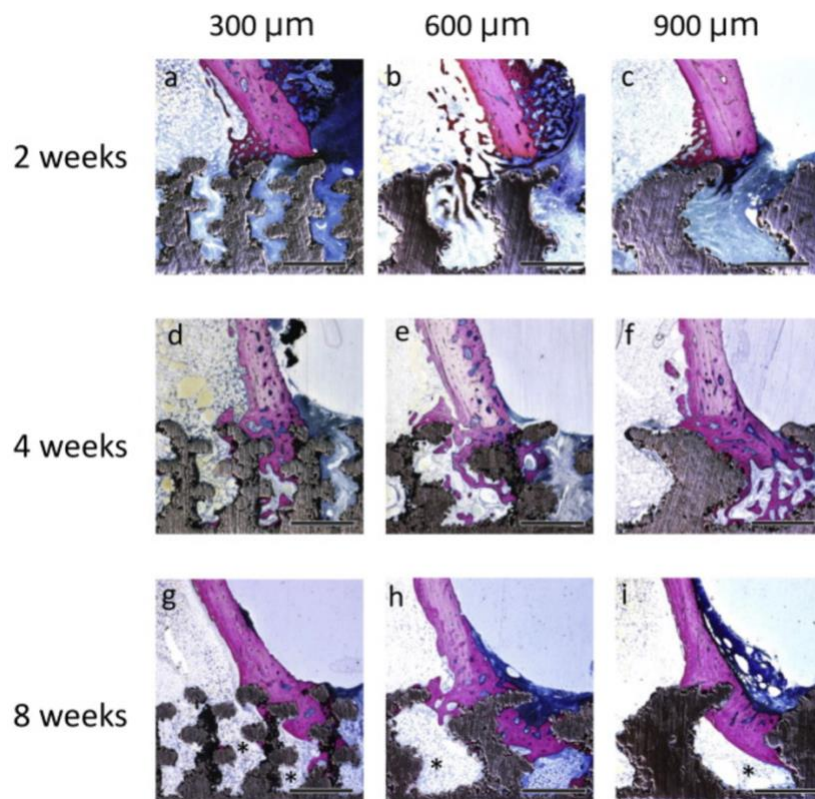
V prvním kroku dojde na základě geometrických dat obsažených v 3D počítačovém návrhu (CAD) k rozčlenění modelu na vrstvy o definované tloušťce. Podle daného vzoru zaostřený, vysokovýkonný laserový paprsek taví kovový prášek a vytváří roztavenou směs. Když se zdroj tepla vzdaluje, roztavená lázeň se rychle ochladí, ztuhne a vytvoří stopu. Tento proces vytváření jednotlivých vrstev se opakuje, dokud není vytvořena požadovaná geometrie součásti. Celý proces je schematicky zobrazen na obr. 12. [17]



Obrázek 12: Proces SLM aditivní technologie výroby kovových součástí (převzato z [26])

5.2 Vliv velikosti porézní struktury na adaptaci kostní tkáně

Velikost a hustota porézní struktury ovlivňuje nejen stress-shielding, který vede k následné kostní resorpci a dalším negativním jevům ale také schopnost kostní tkáně prorůst do porézního implantátu, spojit se s ním. Ve studii [20] sledovala skupina japonských vědců efekt velikosti porézní struktury na růst králičí kostní tkáně in-vivo. Experiment probíhal na vzorkách o hustotě 65% a velikosti pórů 300/600/900 μm vyrobených metodou SLM. Výsledky byly testovány jak mechanicky, tak histologicky pod mikroskopem.



Obrázek 13: Kostní dřeň šíří se do porézní struktury. Měřítko: 1 mm (převzato z [20])

Stříbrná barva značí titanový implantát a fialová barva indikuje kostní tkáň.

Porézní implantáty s velikostí pórů 600 μm mají nejvyšší schopnost fixace kostního materiálu a nejlepší zarůstání kostí. Studie doporučuje materiál o daných parametrech jako nejvhodnější pro ortopedické aplikace. [20]

Podobně dle studií [21] a [22], z nichž jedna se zabývala analýzou porézních struktur z již konkrétních komerčních implantátů a druhá analýzou STL struktur pro kostní implantáty, vzešly jako biologicky nejlépe adaptabilní vzorky s hustotou $70 \pm 10\%$ a velikostí pórů 500 respektive 600 μm . Studie [21] dále říká, že předešlé studie evaluují struktury o porézności vyšší jak 40% a velikosti pórů větší než 300 μm , jako dostatečné pro uspokojivou vaskularizaci a růst kostní tkáně. Nicméně je opět zdůrazněno, aby mechanické vlastnosti implantátu byly podobné vlastnostem přirozené kostní tkáně a zabránilo se stress-shieldingu a následné kostní resorpci.[21]

6. Cíle práce

Cílem práce je zanalyzovat porézní, trabekulární struktury a vhodnou z nich implementovat do krátkého kyčelního dřívku, vyvinutého společností Prospan. Výhody krátkého dřívku jsou stručně popsány v teoretické části. Výsledkem analýzy trabekulárních struktur by měl být vysoce pevný, plně porézní materiál s nastavitelnými mechanickými vlastnostmi. Vhodná trabekulární struktura by se svou tuhostí a porézností měla přibližovat kostní tkáni. To by mělo vést k následné minimální kostní resorpci a delší životnosti implantátu.

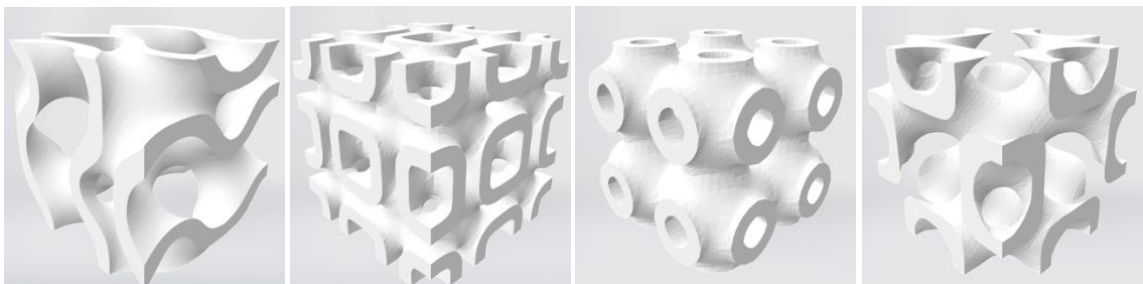
V další fázi budou získané parametry trabekulárních struktur využity při analýze chování kostní tkáně femuru po implantaci takto modifikovaného dřívku. Bude tak učiněno v 2-D úloze, která bude řešena postupně v následujících etapách: výchozí stav femuru před implantací, implantace plného dřívku, implantace porézního dřívku, implantace dřívku s proměnnou tuhostí ve střední části (na základě topologické optimalizace).

Hlavními sledovanými parametry studie bude průběh Von Misesova redukovaného napětí v trabekulární kostní tkáni a orientace tenzorového pole napětí v bezprostřední blízkosti povrchu implantátu. Bude provedeno porovnání změny napětí v kostní tkáni před a po implantaci dřívku s vhodně zvolenými parametry. Analýza a optimalizace bude provedena v konečně prvkovém programu Abaqus CAE.

II. Praktická metodika výzkumu

7. (MKP) Analýza trabekulárních struktur

Tato kapitola popisuje analýzu trabekulárních struktur matematicky popsanych v kap. 4. Struktury na obr. 14 byly nakonfigurovány s ohledem na výrobu pomocí 3D kovového tisku a možnou kultivaci kostních buněk na jejich povrchu (velikost pórů). Analytickými metodami v konečně prvkovém softwaru Abaqus CAE byla získána jejich tuhost a analyzováno jejich mechanické chování.



Obrázek 14: STL trabekulární struktury, zleva typ G, I-WP, P, D

Trabekulární struktury byly vymodelovány ve formátu *STL*, používaný mimo jiné právě pro 3D tisk. Jedná se o soubor popisující pouze geometrii povrchu 3D objektu. Povrch je určený pomocí jednotkových normálových vektorů a vrcholů trojúhelníků, kde jednotlivé trojúhelníky vytvoří povrch tělesa. Pro následnou MKP analýzu bylo zapotřebí povrchové těleso převést na těleso objemové, do formátu *Parasolid* (.x_t). Ona transformace byla provedena v programu SolidWorks.

Výsledné napětí bude uváděno dle teorie H.M.H. jako σ_{red} – takto redukované napětí je v programu Abaqus CAE značeno jako S_{Mises} a je dáno výpočetním vztahem daným rovnicí 7.1.

$$S_{Mises} = \sigma_{red} = \sqrt{\frac{3}{2} \mathbf{S} : \mathbf{S}} = \sqrt{\frac{3}{2} S_{ij} : S_{ij}} \quad (7.1)$$

S je deviátorová složka tenzoru napětí, kterou lze vyjádřit jako součet tenzoru napětí a hydrostatické napjatosti dle rovnice 7.2.

$$\mathbf{S} = \boldsymbol{\sigma} + p\mathbf{I} \quad (7.2)$$

kde $\boldsymbol{\sigma}$ je tenzor napětí, \mathbf{I} je jednotková matice a p je tlak definovaný dle rovnice 7.3.

$$p = -\frac{1}{3}\sigma_{ii} \quad (7.3)$$

7.1. Geometrie a materiálové parametry

Všechny struktury podrobené analýze byly ve tvaru krychle o rozměrech 5x5x5 mm. Struktury ve formě STL souboru byly dodány společností Prospan.

Z materiálových parametrů použité titanové slitiny, uvedených a detailně popsanych v příloze č. 1, byly pro MKP výpočet nejdůležitější $E = 113,8$ GPa a Poissonovo číslo $\mu = 0,342$.

Struktury byly do programu Abaqus CAE importovány jako *Standard & Explicit, 3-D deformable model* a bylo zapotřebí dbát na správný *scaling* – rozměry modelu. Odpovídající rozměry v milimetrech pro obdržení výsledků redukováného napětí v MPa, tedy N/mm².

7.1.1. Titanová slitina Ti-6Al-4V

Jako biomateriály jsou titan a jeho slitiny z hlediska mechanických vlastností a biokompatibility lepší než mnoho jiných materiálů, jako je například nerezová ocel nebo pyrolytický uhlík. Titan a jeho slitiny jsou široce používány v biomedicínských zařízeních a součástech, zejména jako náhrady tvrdých tkání. Jejich oblíbenost je dána hlavně díky žádoucím vlastnostem, jako je relativně nízký Youngův modul pružnosti, dobrá únavová pevnost, tvarovatelnost, obrobitelnost, odolnost proti korozi, a biokompatibilita. Titan a jeho slitiny však nesplňují všechny klinické požadavky samy o sobě. Proto se za účelem zlepšení biologických, chemických a mechanických vlastností často provádí povrchové úpravy a modifikace. Mezi technologie povrchových úprav titanu a jeho slitin patří mechanické zpracování, termické stříkání, sol-gel, chemické a elektrochemické

zpracování a iontová implantace z pohledu biomedicínského inženýrství. Kvůli výše uvedeným požadovaným vlastnostem se titan a jeho slitiny široce používají jako náhrady tvrdé tkáně v kostech, kloubech a zubních implantátech. [19]

Pro tělní implantáty se v dnešní době nejčastěji volí slitina titanu Ti6Al4V. Slitina Ti6Al4V, je slitina titanu $\alpha + \beta$ s vysokou pevností, nízkou hustotou, vysokou lomovou houževnatostí, vynikající odolností proti korozi a vynikající biokompatibilitou.[17]

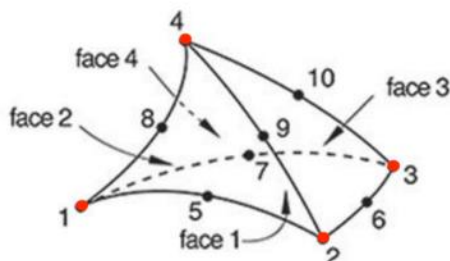
7.2. Mesh a volba elementů

Výpočetní síť byla přizpůsobena trojúhelníkové povaze *STL* souboru, ve kterém byly struktury vytvořeny. Bylo žádoucí ba i stěžejní, aby vygenerovaná *orphan mesh*, což je část sítě, která nemá vazbu na informace o geometrii prvku a jedná se tedy čistě pouze o databázi kolekce uzlů, elementů a povrchů, odpovídala geometrické síti dřívějšího *STL* souboru.



Obrázek 15: Výpočetní síť na Gyroidní struktuře

Byly použity C3D4 elementy, které mohou být pro přesnější výsledky, zejména pokud v analýze řešíme ohybové namáhání, rozšířeny o další uzlové body uprostřed každé úsečky spojující dva z nich (viz. obr. 16). Takto vzniklé elementy se nazývají kvadratické a v Abaqusu se značí C3D10.



Obrázek 16: Element C3D10 a C3D4 (červeně) (převzato z [28])

Použití kvadratických elementů doporučuji, pokud je zapotřebí získání co nejpřesnějších hodnot H.M.H. napětí v konkrétní oblasti struktury. Použití C3D10 elementů se nejvíce projeví v korektnosti H.M.H. napětí v oblastech struktury, kde nejvíce působí ohybové napětí. V této části úlohy byl důraz kladen na výpočet tuhosti struktur, kde je sledovaným parametrem posuv u_y . Ten volbou elementů není extrémně zatížen, tudíž využití elementů C3D10 kvůli složitosti struktur a s tím spojeným vysokým výpočetním časem není vhodné. Pro demonstraci je porovnání rozdíl v náročnosti při využití C3D4 a C3D10 elementů uveden v tabulce č. 2 a v rozdíl Von Misesova napětí v příloze č. 2.

Tabulka 1: Počet uzlů a elementů sítě jednotlivých struktur

typ struktury:	G	P	D	I-WP
počet uzlů	106 497	43 168	30 824	177 221
počet elementů	531 661	202 114	142 082	900 012

Tabulka 2: Porovnání rozdílu výpočetního času při použití elementů C3D4 a C3D10 u Gyroidní struktury

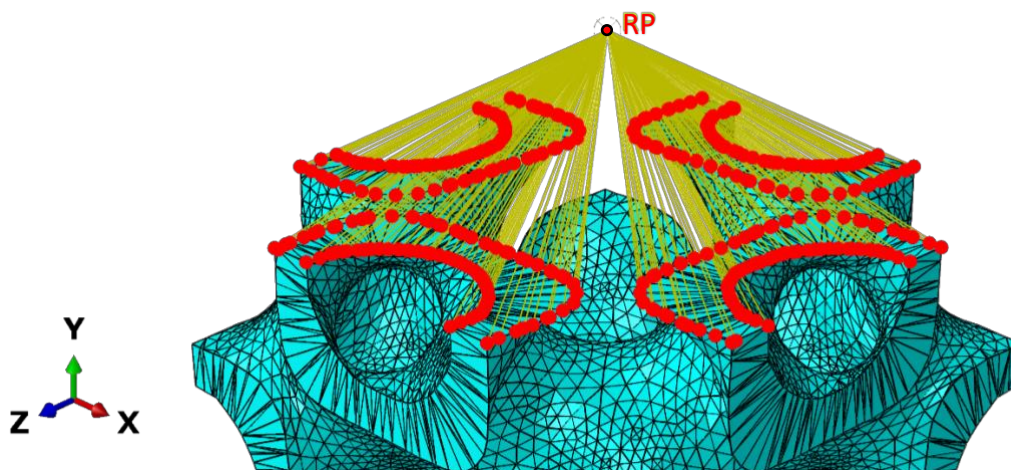
G	počet elementů	počet uzlů	počet rovnic	výpočetní čas [s]
C3D10	531 661	782 047	2 339 853	12 491 (= 3,5 hod)
C3D4	531 661	106 497	317 388	295

7.3. Kinematické a silové okrajové podmínky

Spodní horizontální rovina struktury byla vetknuta a byl nadefinován nulový posuv ve všech směrech a nulové natočení okolo všech os globálního kartézského souřadného systému CSYS uzlům v této rovině.

Zatížení bylo zvoleno tlakové o velikosti $F = 2000 \text{ N}$, koncentrované do referenčního bodu. Hodnota zatížení odpovídá reakční síle R_F v kyčelním kloubu, vypočtené v kapitole 8.2. Podobných hodnot je experimentálně dosaženo ve studii [30] profesora Bergmanna. Velikost zatěžující síly není až tak podstatná. Reakce mezi jednotlivými buňkami budoucí porézní struktury nebudou dosahovat takových hodnot. Zatížení je nutno brát jako hypotetické, které nám pomůže analyzovat strukturu obecně.

Přes constraint typu *Coupling* bylo následně roz distribuováno na uzlové body ve vrchní, okrajové horizontální rovině.



Obrázek 17: Lokální souřadný systém, referenční bod, constraint typu coupling a zatížené uzlové body

7.3.1. Inkrementace & step

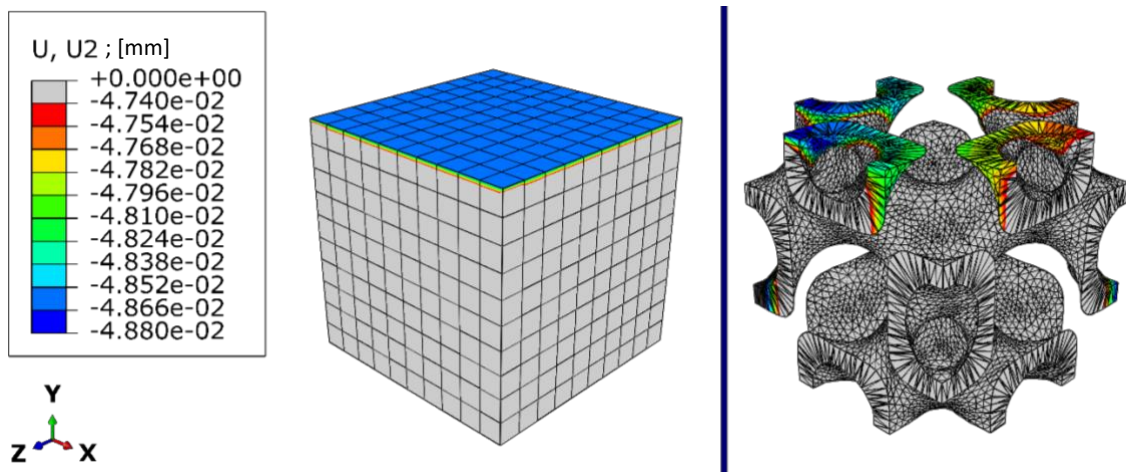
Pro všechny výpočty statických úloh byl nastaven počet jednoho stepu na jeden časový inkrement. Počáteční i maximální hodnota inkrementu byla zvolena 1.

Byl použit step – Static, General se zapnutou funkcí *nlgeom*. Tato funkce řeší materiálovou nelinearitu spojenou s “velkými deformacemi” nebo geometrickou nelinearitu spojenou s “velkými dislokacemi”. Funkce pro zohlednění výstužných efektů aktualizuje matici tuhosti po každém kroku.

7.4. Získání tuhosti trabekulárních struktur

Konečně prvkovou simulací tlakové zkoušky bylo získáno H.M.H napětí ve všech 4 strukturách a posuv elementů vyvolaný zatěžující silou. Výsledky jsou uvedené v příloze č. 3. Obdobná simulace byla provedena na plné krychli 5x5x5 mm. Zatěžující síla byla stejná $F = 2000 \text{ N}$, Poissonovo číslo také $\mu = 0,342$.

Cílem v této části bylo získat stejnou odezvu analyzovaného vzorku plné krychle – stejných posuvů u_y elementů ve vrchní, horizontální rovině, jako u jednotlivých vzorků trabekulárních struktur. Youngův modul pružnosti plné krychle byl tedy proměnný. Při dosažení totožných posuvů plného vzorku a porézního vzorku, bude aktuální Youngův modul pružnosti plného vzorku odpovídat tuhosti trabekulární struktury.



Obrázek 18: Příklad posuvu elementů u_y v plném a porézním vzorku typu D

Nejprve byl zvolen číselný interval posuvů u_y pro každou trabekulární strukturu, pro který dojde k posuvu právě pouze elementů z vrchní horizontální roviny. Vzhledem k nehomogenní povaze struktur byl tento předpoklad individuálně zhodnocen a upraven pro každou strukturu zvlášť. Dále byl metodou fitování, plné krychli nalezen takový Youngův modul pružnosti, pro který dojde k posuvu, ve zvoleném intervalu, právě a jenom všech elementů ve vrchní vrstvě.

Tabulka 3: Intervaly posuvů u_y pro jednotlivé struktury

typ struktury:	G	P	D	I-WP
$u_{y \text{ MAX}}$ [mm]	0,0410	0,0272	0,0488	0,0096
$u_{y \text{ MIN}}$ [mm]	0,0315	0,0268	0,0474	0,0095

Tz. intervaly posunutí elementů plné krychle a elementů analyzované struktury jsou shodné.

Vzhledem k absenci přímé linie nebo zrcadlové symetrie u Gyroidní struktury zde byl problém s nesymetrickou deformací – jak lze vidět v tabulce 3, interval byl v důsledku toho téměř setina milimetru. Naopak díky větší tuhosti a násobné symetrii I-WP struktury, bylo možné její interval určit s přesností desetiny mikrometru.

7.5. Výsledky a jejich další využití

Výsledná tuhost jednotlivých struktur je uvedena v následující tabulce:

Tabulka 4: Tuhost trabekulárních struktur, snížení Youngova modulu pružnosti, poréznost

typ struktury	E [MPa]	snížení E [%]	Porosity [%]
G	10 000	-91,2	70,6
P	13 500	-88,1	63,5
D	7 500	-93,4	71,6
I-WP	38 500	-66,2	46,8

Porosity (poréznost) udává procentuální snížení objemu trabekulární struktury v relaci k plné struktuře. Z příložené tabulky č. 4 je vidět, že pokles tuhosti struktury nekorresponduje lineárně s poklesem jejího objemu. (Z příložené tabulky č. 4 je vidět, že korelace mezi poklesem tuhosti struktury a poklesem jejího objemu není velká – není blízká $r = 1$.) Tento vztah experimentálně publikuje studie [30] a výsledné vztahy pro jednotlivé procentuální objemy struktur jsou uvedeny v příloze č. 4. Z výsledků je patrné elastické chování pro poréznost vyšší než 70% - ideálně 80% a více. Dle těchto závěrů by nejlepšími parametry disponovaly struktury typu G a D.

Modulu pružnosti kortikální kostní tkáně se blíží struktury typu G, D a P. Z tohoto důvodu jsou k další práci doporučeny právě tyto struktury. Snížení tuhosti a elastické chování struktury typu I-WP, není dostačující pro plánované využití.

** Modul pružnosti kostní tkáně femuru je více rozebrán v kapitole 8.1.1. Nicméně pro kortikální kost se hodnoty přibližně pohybují v rozmezí 3 – 10 GPa.*

7.5.1. Kontrola pevnosti struktur

Na obr. 19 až 22 můžeme vidět rozložení Von Misesova napětí vyvolaného tlakovou silou o velikosti $F = 2000 \text{ N}$ v jednotlivých stavebních buňkách analyzovaných trabekulárních strukturách. Z obrázků je vidět koncentrace napětí převážně u G a D struktury v oblasti „středního kmene“. Z přílohy č. 1 se dočteme, že mez pevnosti v tlaku pro daný materiál je 970 MPa .

Vzhledem k tomu, že se výsledná struktura skládá z několika desítek těchto trabekulárních buňek, tak můžeme předpokládat, že zatížení odvozené z reakční síly v kyčelním kloubu, na jednotlivou buňku struktury bude v reálné praxi přinejmenším o 90% nižší (1/10 simulované amplitudy). Lišit se může v okrajových buňkách struktury.

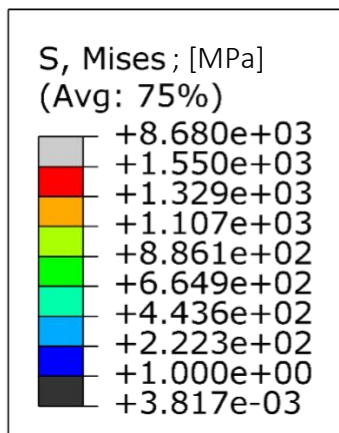
S odkazem na přílohu č. 2 a fakt, že se pohybujeme v lineární pružnosti, můžeme konstatovat, že změna napětí je v lineární závislosti se změnou zatěžující síly. Tudíž maximální hodnota Von Misesova napětí v kritické oblasti bude přibližně :

$$S_{krit/structure}^{gyroid} \cong \frac{S_{krit/element}^{gyroid}}{10} = \frac{1550}{10} = 155 \text{ MPa} \quad (7.5.1.1)$$

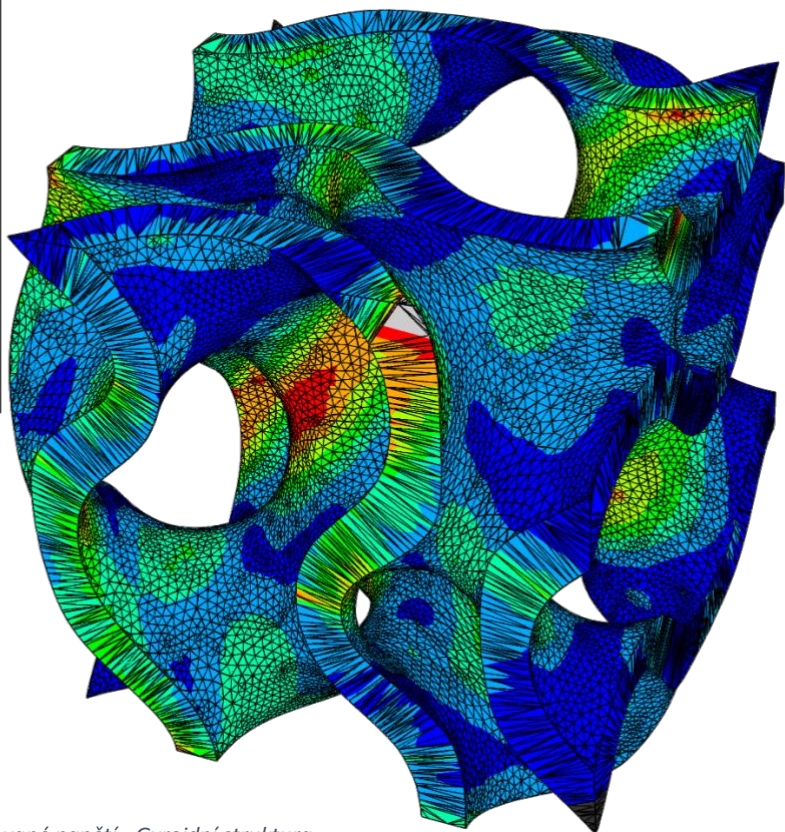
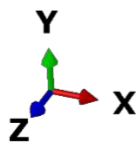
$S_{krit/structure}^{gyroid}$ je hodnota Von Misesova napětí v kritickém místě pro Gyroidní strukturu, $S_{krit/element}^{gyroid}$ je hodnota Von Misesova napětí v kritickém místě jedné elementární trabekulární buňky Gyroidní struktury. Rovnice 7.5.1.1. ukazuje odhad hodnoty napětí struktury, jejíž jedna horizontální vrstva bude obsahovat 10 elementárních trabekulárních buňek.

Obdobnou úvahu můžeme provést pro velikost zatížení $F = 5000 \text{ N}$. Dle experimentálních měření ze studie [31] se maximální hodnoty reakční síly v kyčelním kloubu při běhu pohybují okolo této maximální amplitudy. Na základě informací z přílohy č. 2 a vztahu daného rovnicí 7.5.1.1., se můžeme snadno dopočítat, že hodnota Von Misesova napětí v kritickém místě pro Gyroidní strukturu při zatížení $F = 5000 \text{ N}$ nepřesáhne materiálovou mez pevnosti v tlaku

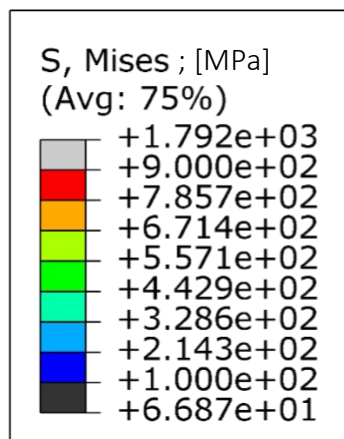
$$S_{krit}^{5000} < \sigma_{p,tl} \quad , \quad 450 \text{ MPa} < 970 \text{ MPa} \quad (7.5.1.2)$$



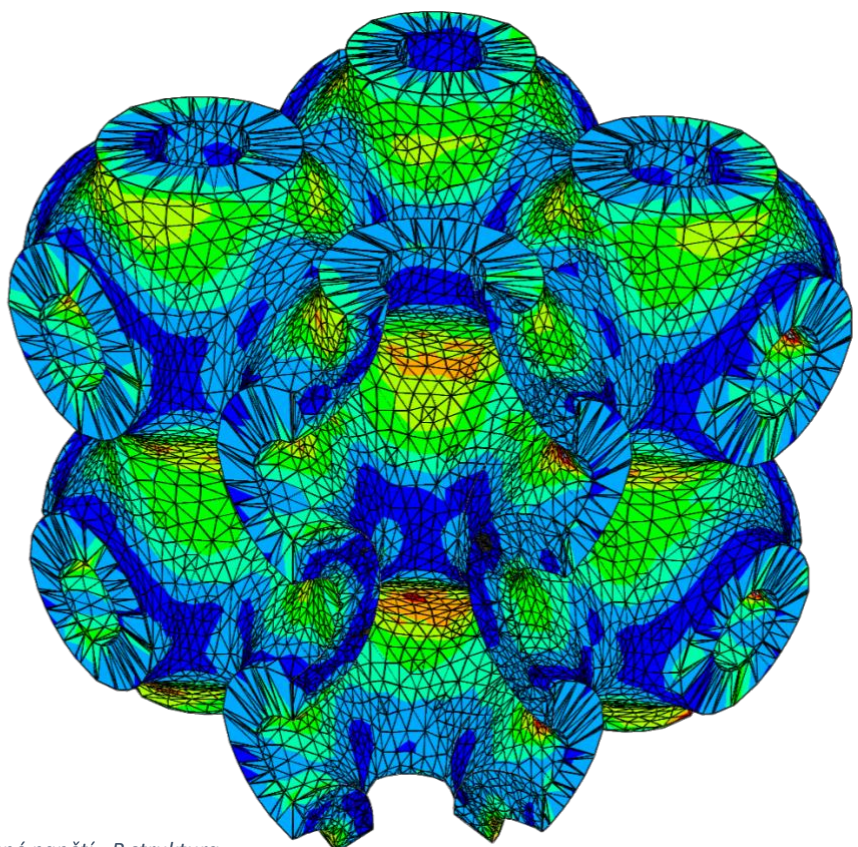
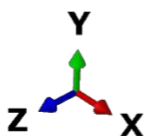
F = 2000 N



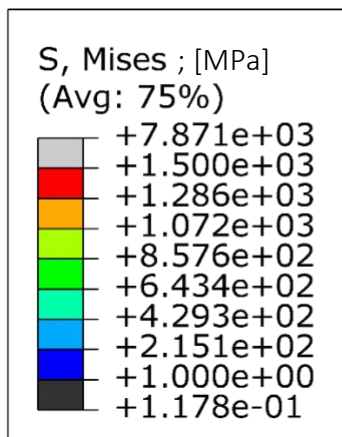
Obrázek 19: Von Misesovo redukované napětí - Gyroidní struktura



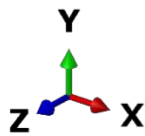
F = 2000 N



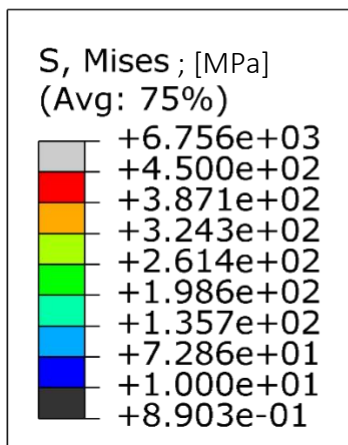
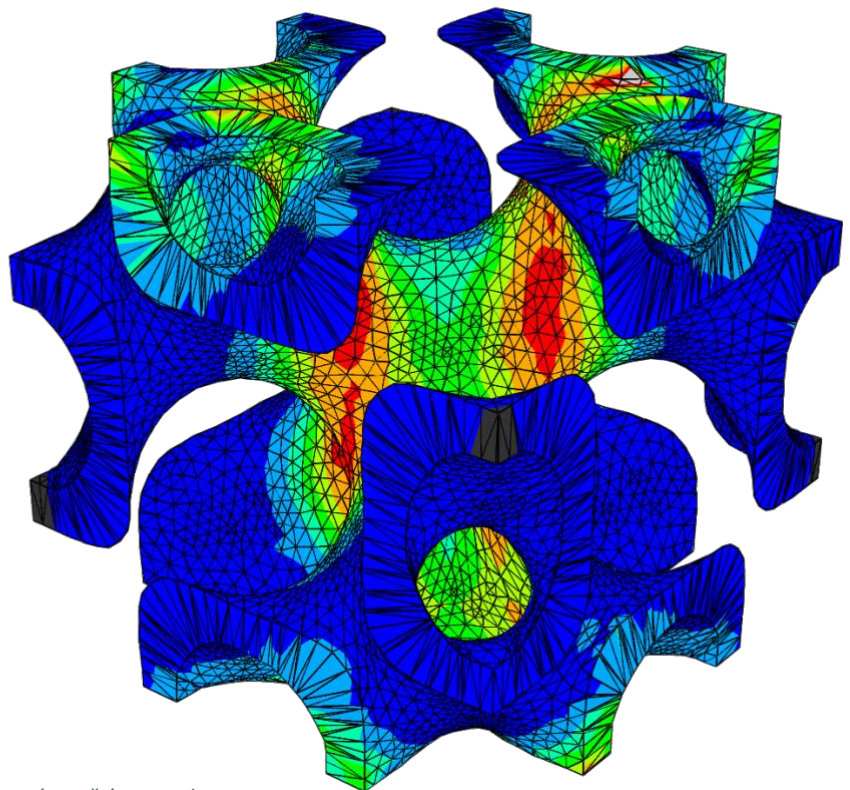
Obrázek 20: Von Misesovo redukované napětí - P struktura



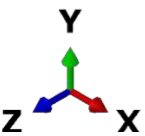
F = 2000 N



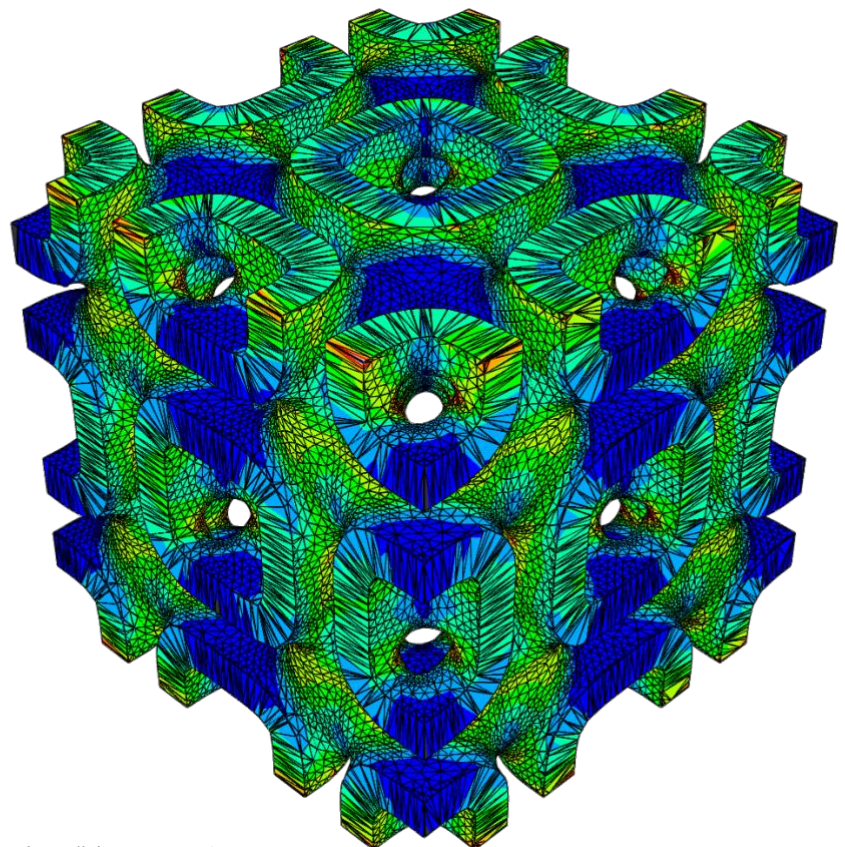
Obrázek 21: Von Misesovo redukované napětí - D struktura



F = 2000 N



Obrázek 22: Von Misesovo redukované napětí - I-WP struktura

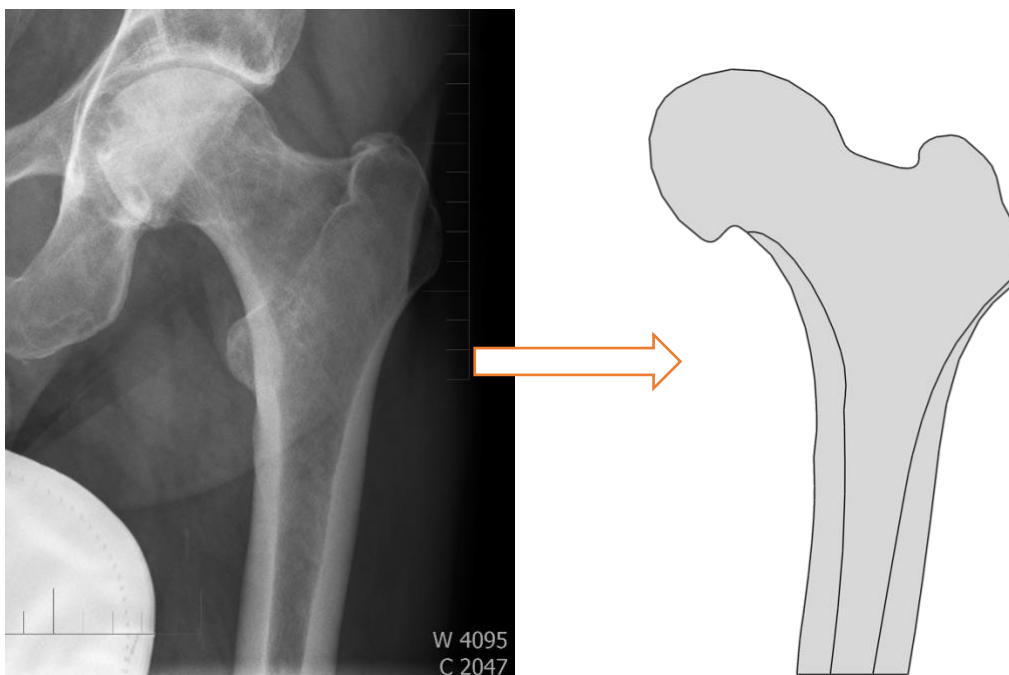


8. 2-D úloha

V dvojrozměrné úloze bylo nejdříve vyvolaným kvazistatickým zatížením vypočítáno rozložení napjatosti a směry hlavních napětí ve femorální kosti samotné. Dále byl do úlohy implementován plný dřík a dřík s nadefinovanou oblastí s nižší tuhostí, která odpovídala mechanickým vlastnostem vybrané trabekulární struktury, získané v předešlé kapitole.

8.1. Výchozí parametry

Z rentgenového snímku proximální části femuru byla překreslena hranice mezi trabekulární a kortikální kostní tkání a byl vytvořen model s dvěma oblastmi – oblastí kortikální a oblastí trabekulární kosti dle obr. 23. Dle měřítka uvedeného na RTG snímku byly modelu přiřazeny odpovídající rozměry.



Obrázek 23: RTG snímek femuru -> model femuru

Jednotlivým oblastem modelu byly přiřazeny materiálové parametry dle tab. č. 5. Rozbor zvolených parametrů je uveden v následující kapitole.

Tabulka 5: Materiálové parametry kortikální a trabekulární kosti použité v 2-D úloze

	E [MPa]	μ [-]
kortikální kost	3 500	0,36
trabekulární kost	900	0,39

8.1.1 Youngův modul pružnosti kosti

Přiřazení adekvátních mechanických parametrů trabekulární a kortikální kostní tkáni do modelu není zdaleka triviální problém. Napříč nespočtem studií se tyto hodnoty velmi výrazně liší. Určujícím faktorem může být např. stáří dané osoby, pohlaví či způsobu fyziologického zatěžování femuru.

Youngův modul pružnosti kosti je velmi úzce spjatý s její hustotou (porézností). Tato asociace je významná především pro trabekulární kostní tkáň. Například hodnoty modulu elasticity pro krček a okolí trochanterů femuru se liší v průměru o 200 MPa. Dále je nutno zdůraznit, že kostní tkáň je ortotropní, heterogenní materiál a tudíž přiřazením homogenních, izotropních materiálových parametrů provádíme další zjednodušení skutečnosti.

Výsledné materiálové parametry byly stanoveny na základě výsledků studií [32] a [33]. Pro potřeby 2-D úlohy jsou výsledné materiálové parametry uvedené v tabulce č. 5. Materiálové modely ze studie [32] byly získány pomocí *HR-pQCT*, výpočetní tomografie – které by bylo nutné využít při 3-D analýze modelu s heterogenními materiálovými parametry.

Pro představu rozsah Youngova modulu pružnosti pro femur dle těchto studií se pohybuje v rozsahu dle tab. 6 a výsledné hodnoty do 2-D úlohy byly vzaty jako průměr pro proximální část femuru, způsob zatěžování superior-inferior.

Tabulka 6: Rozsah Youngova modulu pružnosti pro kortikální a trabekulární kost

	rozsah E [MPa]	průměr E [MPa]
kortikální kost	3 200 – 9 800	3 386
trabekulární kost	350 – 1 300	-

8.2. 2-D úloha samotného femuru

Vzhledem k ohybovému charakteru úlohy byly pro výpočetní síť zvoleny trojúhelníkové kvadratické elementy CPS6M. Jedná se o dvojrozměrné elementy obsahující 6 uzlových bodů v každé ploše elementu. Výpočetní síť je vidět na obr. 24.

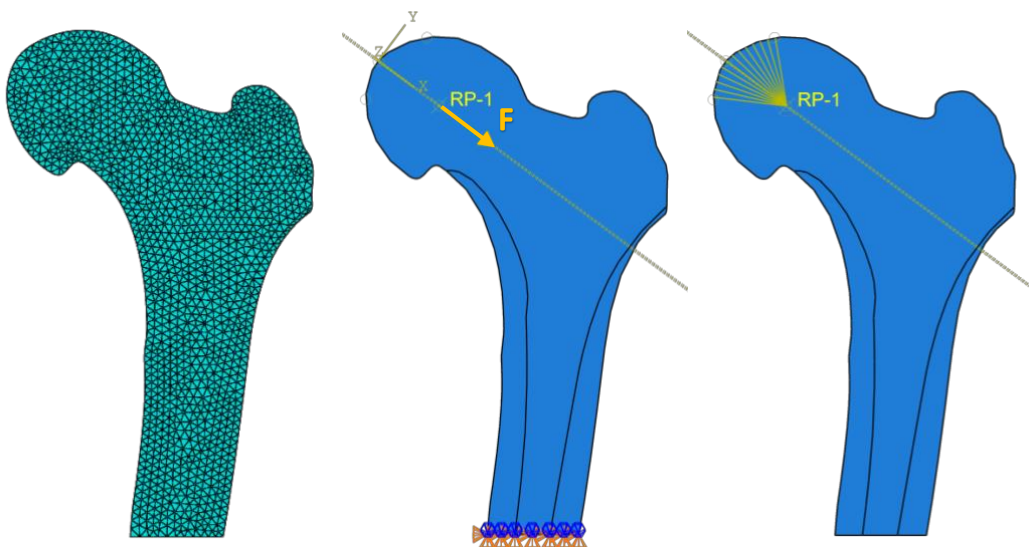
Tabulka 7: Počet uzlů a počet elementů 2-D úloha femur

počet uzlů	7 866
počet elementů	2 559

Kinematickou okrajovou podmínkou bylo nastaveno vetknutí – nulové posuvy a rotace spodní části shaftu femuru. Silovou okrajovou podmínkou bylo definováno kvazistatické zatížení – stanovena reakční síla působící v RP-1 (referenční bod), umístěného do geometrického středu hlavice femuru. Velikost této síly byla spočítána $R_F = 37 \text{ N}$ a je dána vztahem 8.3.1.

$$R_F = \frac{R_{FK}}{d} \quad , \quad R_{FK} = m \cdot g \cdot 2,5 \quad (8.3.1)$$

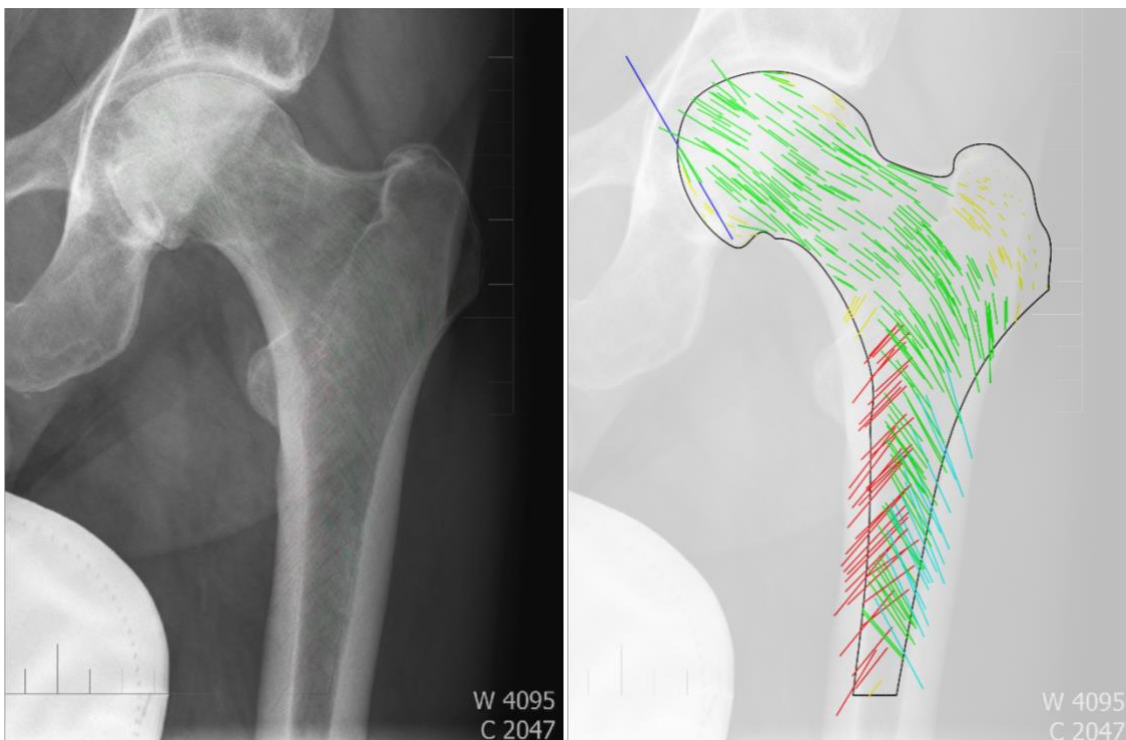
R_{FK} je reakční síla v kyčelním kloubu, m – hmotnost jedince byla stanovena na 80 kg, $g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$ a $d = 53 \text{ mm}$ je průměr hlavice. Vzhledem k tomu, že sílu vztahujeme na plochu, je v milimetrech.



Obrázek 24: Mesh, okrajové a silové podmínky, vazba coupling – 2-D úloha femur

Reakční síla byla by přes constraint typu *Coupling* roz distribuována na vytyčený oblouk na hlavici femuru. Pro názornost je postup vyobrazen v příloze 4. Tento oblouk definuje kontaktní plochu pro přenos síly a dle RTG snímku byl spodní úhel stanoven 30° a vrchní úhel 45°. Z kontrolních simulací, ve kterých byla provedena modifikace velikosti oblouku pro přenos reakční síly, bylo zjištěno, že další změna velikost oblouku nemá vliv na výsledek analýzy.

Výsledkem bylo rozložení napjatosti a směry hlavních napětí, jejichž rozmístění bylo vzato jako referenční pro následující úlohy. Z porovnání RTG snímku a výsledku výpočtu vzešlo, že směry hlavních napětí odpovídají předpokladům z Wolfova zákona – tedy, že hlavní napětí je ve stejném směru jako růst trabekulární kostní tkáně.



Obrázek 25: Směry hlavních napětí v trabekulární kosti, bez dříku

Červeně jsou zobrazeny tlakové směry, napětové tenzory podrobené tlakovému namáhání. Zeleně zobrazené tenzory napětí jsou podrobené tahovému namáhání. V oblasti krčku je jejich směr zkreslen v důsledku charakteru úlohy. Natočení hlavních napětí v této oblasti neodpovídá směru růstu kostní tkáně z RTG snímku, nýbrž je přímo ovlivněné nastavením působení zatěžující síly a je orientováno v jejím směru.

8.3. 2-D úloha s implementovaným dříkem

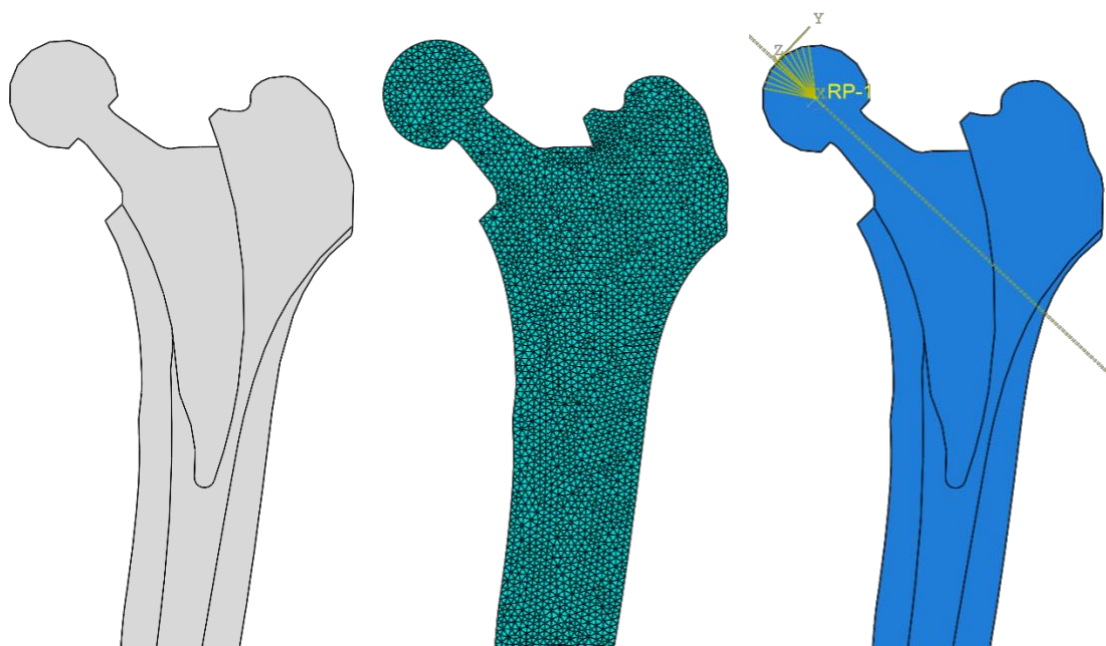
V další fázi byl do modelu femuru napolohován dřík na způsob typu Lima – Minima. Jedná se o krátký, necementovaný dřík s polygonálním průřezem. Je fixovaný v metafýze a proximální diafýze. Doporučuje se opření – stabilizace o laterální kortikálu, nicméně společnost Prospan na základě konzultací s FN Motol a lepších klinických výsledků tento dotyk omezuje pouze na mediální kortikální kost.

Dříku byly přiřazeny materiálové parametry titanové slitiny Ti-6Al-4V. Byla zvolena jemnější výpočetní síť a trojúhelníkové kvadratické elementy CPS6M.

Tabulka 8: Počet uzlů a počet elementů 2-D úloha femur-plný dřík a femur-dřík se sníženou tuhostí ve střední části

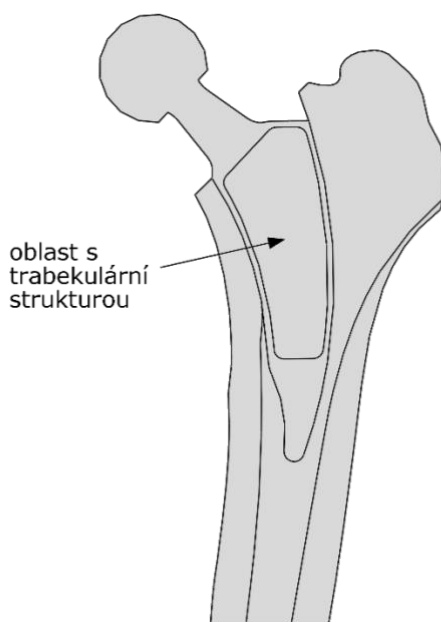
	plný dřík	Dřík se sníženou tuhostí ve střední části
počet uzlů	54 090	54 324
počet elementů	17 848	17 926

Kinematické a silové okrajové podmínky zůstaly stejné jako při analýze samotného femuru. Reakční síla byla rozdělována na hlavici dříku obdobně, jako v předešlé úloze. Nastavení úlohy je shrnuto na obr. 26.



Obrázek 26: Uložení dříku v trabekulární kosti, mesh,, vazba coupling na hlavici dříku

Oblast se sníženou tuhostí ve střední části dříku by měla zamezit nadměrnému řidnutí trabekulární kostní tkáně v proximální, laterální části femuru. Pro implementaci do oblasti se sníženou tuhostí byly na základě kapitoly 7 vybrány struktury typu G a D, které se svojí tuhostí nejvíce přibližovaly kortikální kosti (10 000 respektive 7 500 MPa). Oblast se sníženou tuhostí je zobrazena na obr. 27.



Obrázek 27: Dřík s oblastí s nižší tuhostí

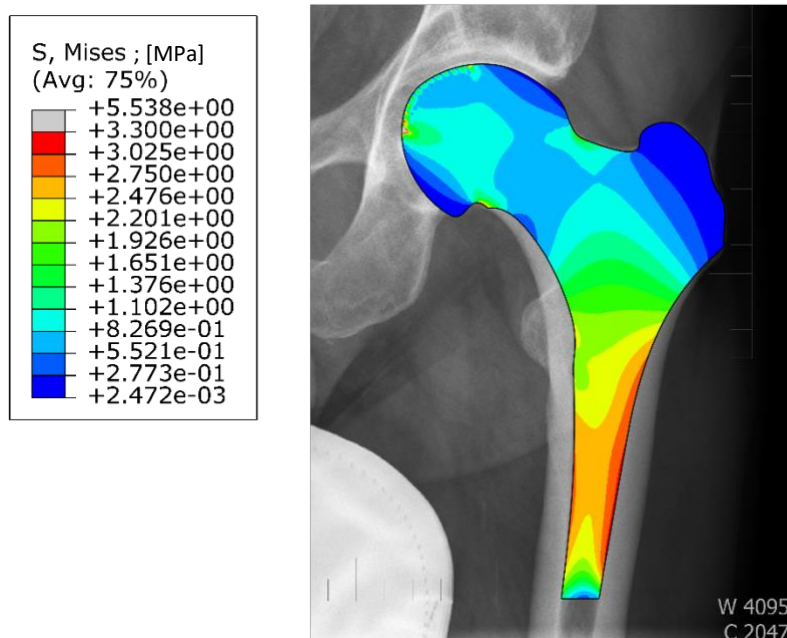
Styk mezi spongiózní kostí a dříkem v Abaqusu byl zajištěn spojením obou částí – kosti a dříku do jednoho oddílu *part*. V tomto případě program neřeší obecný kontakt mezi dvěma povrchy ale toto propojení uzlových bodů je zajištěno automaticky.

Byl nastaven počet jednoho stepu – Static, General se zapnutou funkcí *nlgeom*.

Pro porovnání správnosti získaných výsledků, byla úloha také řešena jako kontaktní problém dvou samostatných dílů – *part*. V tomto případě byl kontakt mezi spongiózní kostí a dříkem řešen přes constraint typu *Tie*. Jako *master-surface* byla zvolena hranice spongiózní kosti dotýkající se dříku, okraj dříku byl zvolen jako *slave-surface*. Interakci bylo přiřazeno tangenciální chování, s koeficientem tření na hranici kost-titan = 0,25. Oběma metodami bylo dosaženo stejných výsledků

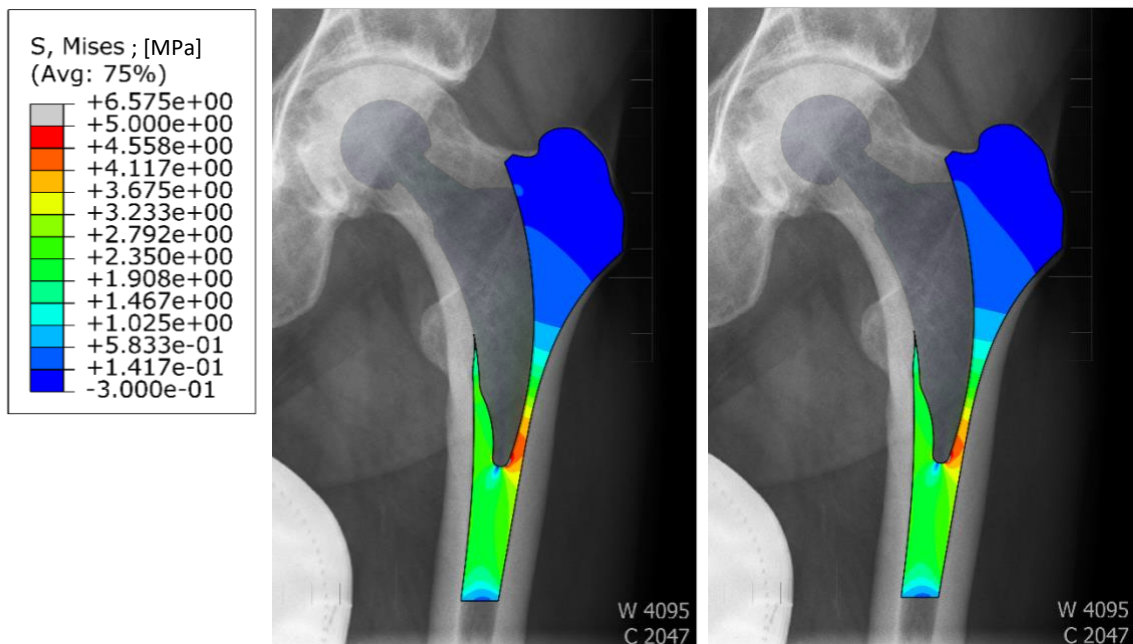
8.4. Porovnání výsledků / Evaluace výsledků

Na dalších obrázcích 28 a 29 je znázorněno rozložení Von Misesova redukovaného napětí v trabekulární kostní tkáni. Koncentrace napětí je směřována laterálně, dorzálně. Jako trabekulární struktura implementovaná do střední části dřívku byla pro prezentaci vybrána gyroidní struktura (typ G, tuhost $E = 10\,000$ MPa). Z porovnání rozložení napětí při implementaci plného a částečně porézního dřívku s nižší tuhostí (obr. 29) je vidět žádaný proximální posun napjatosti při účasti dřívku se sníženou tuhostí. Zároveň hodnoty, kterých napětí v této oblasti nabývá, se více přibližují těm z výchozího stavu.



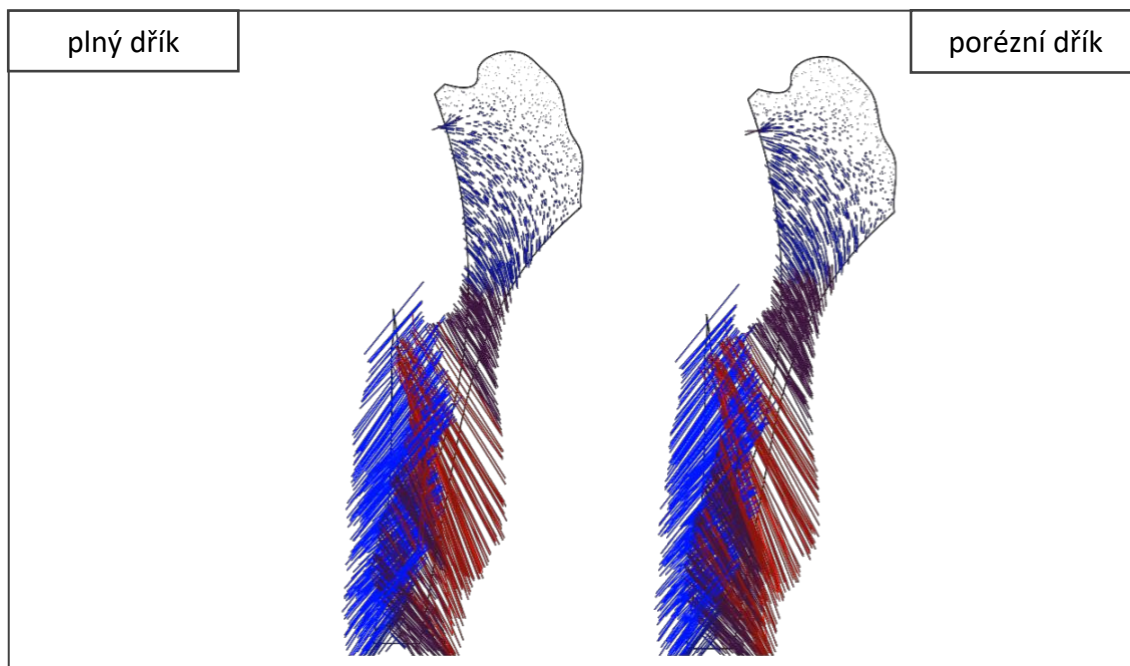
Obrázek 28: Výchozí stav: Von Misesovo napětí v trabekulární kosti

U použití dřívku se sníženou tuhostí došlo k nárůstu napětí v oblasti pod velkým trochanterem a zároveň nedošlo ke zvýšení napětí při laterální straně špičky dřívku, v proximální oblasti spongiózní kosti diafýzy. To by mělo mít za následek lepší fixaci dřívku v proximální části a zároveň nezvyšovat nebezpečí jeho "uzamknutí" v distální oblasti. Porézní architektura umožňuje zarůstání spongiózní kosti do trabekulární struktury, což by mělo ještě více podpořit pevnost spoje.

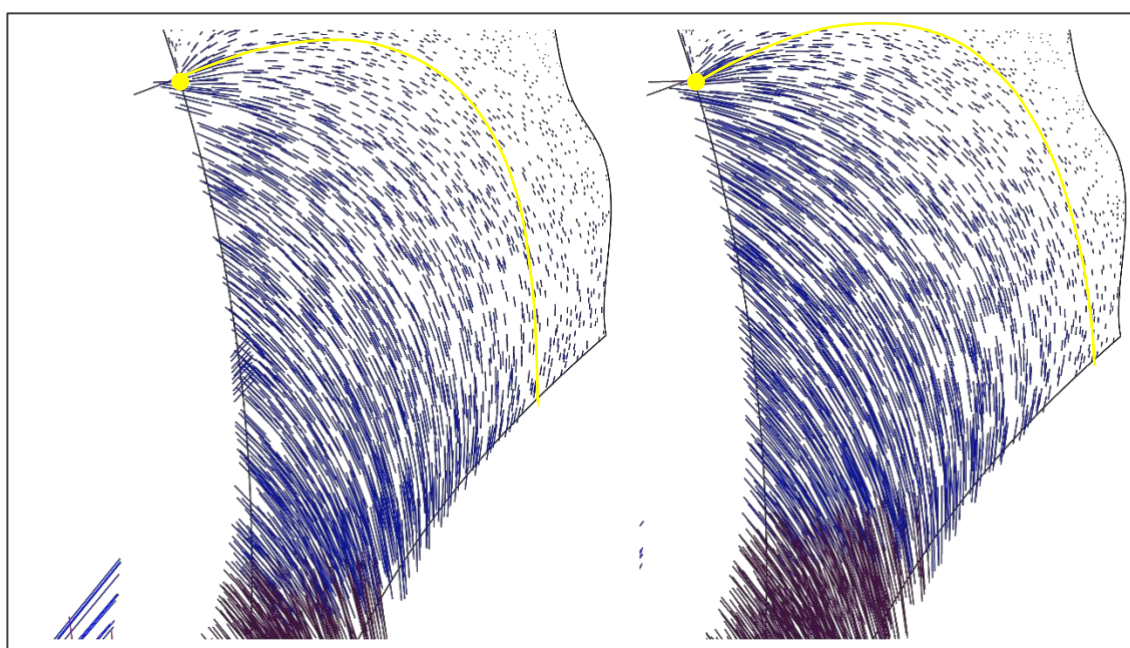


Obrázek 29: Porovnání Von Misesova napětí v trabekulární kosti - vlevo plný dřík, vpravo dřík se sníženou tuhostí ve střední části (implementovaná gyroidní struktura)

Proximální posunutí je viditelné také na tenzorovém pole z obr. 30 respektive jeho detailu na obr. 31. Patrné je nejen posunutí tenzorového pole proximálně ale také mírný posun laterálně a celkové zvýšení jeho velikosti, tedy převážně hustoty. Zvětšená velikost a hustota je přímým důkazem větších sil působících na rozhraní mezi dříkem a kostní tkání. Pro správnou fixaci dříku není rozhodující pouze samotná amplituda velikosti napětí ale také jeho rozmístění. Jak již bylo zmíněno dříve, nadměrné hodnoty napětí v kritických oblastech mají za následek “uzamknutí” dříku a stress-shielding. Z drah hustoty tenzorového pole lze určit hranici zásahu až pod velký trochanter. Červenou barvou jsou na obrázcích znázorněny tenzory charakterizující tahové napětí, modře jsou znázorněny tenzory představující tlakové napětí. Žlutý bod představuje počáteční místo dotyku dříku s kostní tkání laterálně – tedy poslední místo spongiózní kosti přímo ovlivněné dotykem dříku.



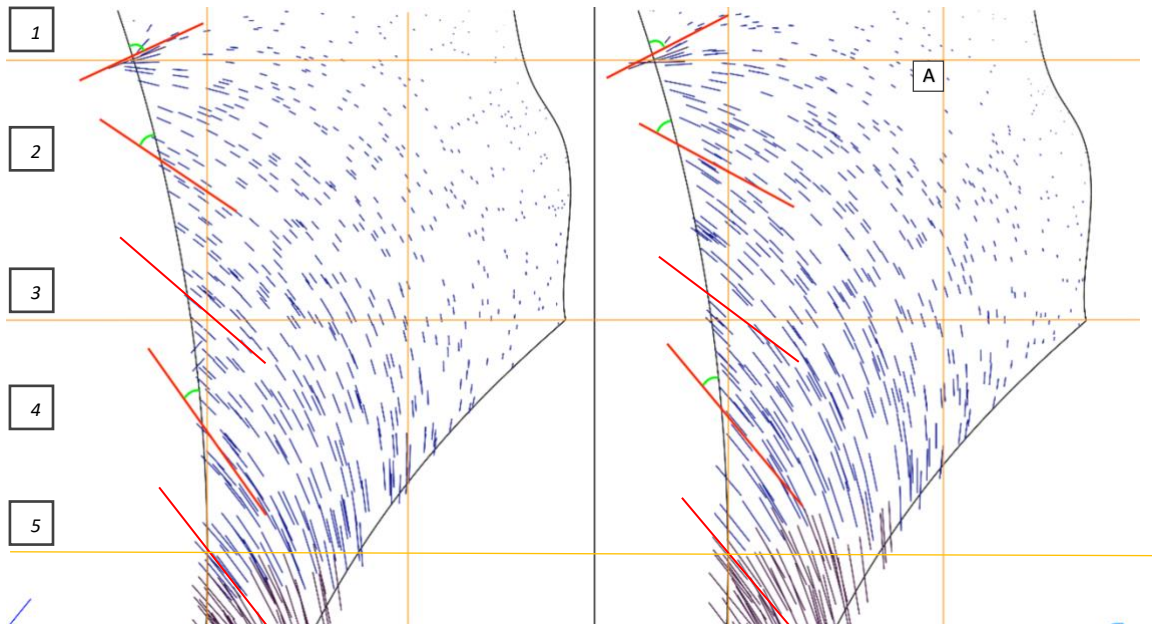
Obrázek 30: Rozložení tenzorového pole v trabekulární kosti



Obrázek 31: Detail - orientace tenzorů napětí v proximální části trabekulární kosti

V těsné blízkosti implantátu se tenzory napětí mají tendenci orientovat ve směru povrchu implantátu. Tento směr je daný smykovým napětím. Při snížení tuhosti implantátu, by mělo dojít ke snížení smykové složky napětí. V ideálním případě bychom docílili vektorového pole, které by bylo kolmé na plochu implantátu, tedy nulového smykového napětí.

Obr. 32 ukazuje změnu natočení úhlu směrem od implantátu v průměru až o 3° a zvýšení jejich hustoty a velikosti, zejména v kvadrantu A. Číselně tyto změny zachycuje tab. č.9.



Obrázek 32: Úhel mezi tenzory napětí a povrchem dříku v bezprostřední blízkosti implantátu. Plný dřík (vlevo), dřík s gyroidní strukturou ve střední části (vpravo).

Pokud bychom se zaměřili na porovnání tenzorového pole z výchozího stavu, tedy femuru bez implementovaného dříku z obr. 25 – vpravo a tenzorového pole s implementovaným porézním dříkem z obr. 31 – vpravo, můžeme vidět hlavní změnu v proximální části, v oblasti začínajícího krčku. Při přítomnosti dříku došlo ke stočení tenzorového pole kolmo k povrchu implantátu. V počátečním bodě, je tento směr kolmý jak při přítomnosti plně titanového, tak porézního dříku.

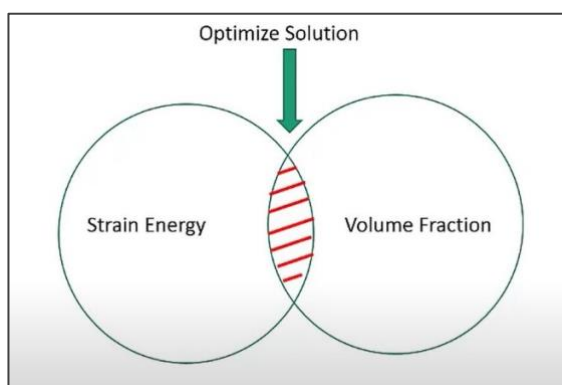
Tabulka 9: Změna velikosti a úhlu natočení tenzorů hlavního napětí při použití dříku s gyroidní strukturou ve střední části oproti dříku plnému. Sledováno na oblasti rozhraní dříku a trabekulární kosti – jednotlivá místa jsou očíslována na obr. 32.

	1	2	3	4	5
Změna velikosti tenzoru hlavního napětí [MPa]	+ 0,13	+ 0,055	+ 0,07	+ 0,084	+ 0,276
$\Delta\varphi$ [°]	+ 2	+ 6	+ 4	+ 4	+ 1

Kde $\Delta\varphi$ je změna natočení tenzoru hlavního napětí. Kladná změna úhlu znamená přiblížení k pozici kolmé na povrchu implantátu.

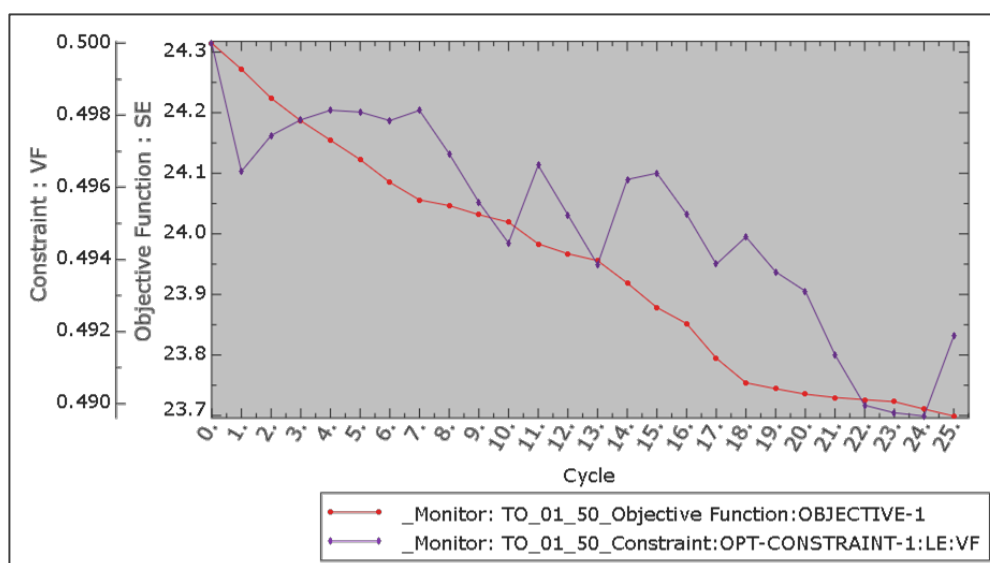
8.5. Topologická optimalizace trabekulární oblasti dřívku

Cílem topologické optimalizace je zjistit optimální distribuci materiálu ve sledovaném prvku při zachování jeho pevnostních předpokladů. V tomto případě je cílem získat optimální rozložení tuhosti ve střední části dřívku. Variabilní tuhost trabekulární struktury, implementované do střední části dřívku by mohla vést k výhodnějšímu rozložení napětí a orientaci tenzorového pole ve spongiózní kosti a tudíž pevnější fixaci implantátu.



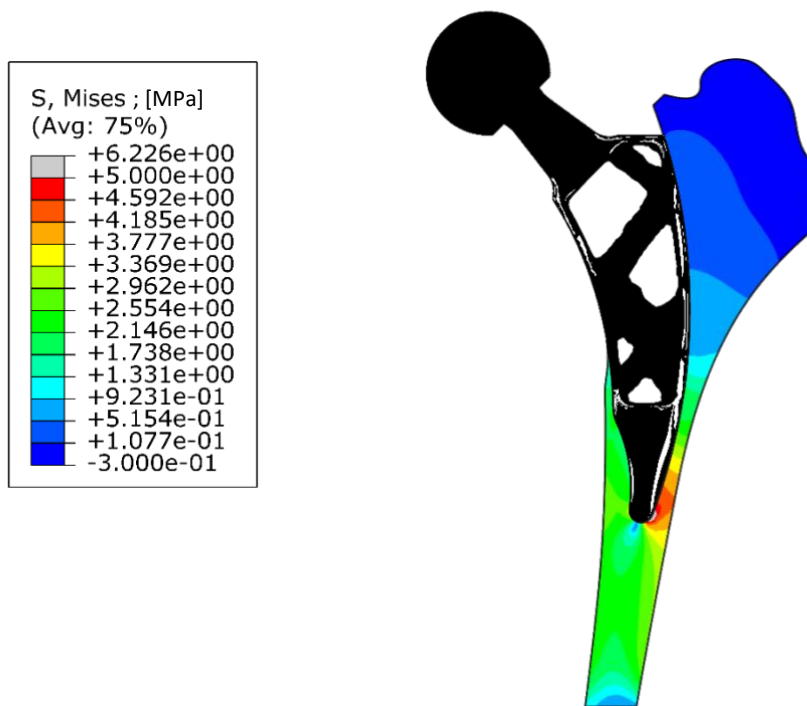
Obrázek 33: Vennův diagram řešení optimalizační úlohy

V programu Abaqus CAE, je tento proces řešení ve čtyřech krocích: definice tvarové odezvy tělesa na měnící se objem a deformační energii, vytvoření cílové funkce – *objective function* (možnost minimalizace či maximalizace), definice omezujících podmínek – *Constraint* (podmínka množství zbylého materiálu) a definice geometrických omezení.



Obrázek 34: Průběh cílové funkce : SE a funkce Constraint : VF při použití 25 cyklů optimalizace

Pro optimalizační úlohu byl zvolen dřík s gyroidní strukturou ve střední části (typ G, tuhost $E = 10\,000$ MPa). V cílové funkci byl nastaven parametr minima Von Misesova redukovaného napětí (SE) a jako omezující podmínku byl zvolen *Constraint* určující úbytek plochy trabekulární oblasti na 50% (VF). Byl předepsán počet 25 iteračních cyklů. Průběh těchto funkcí je zobrazen na obr. 34.

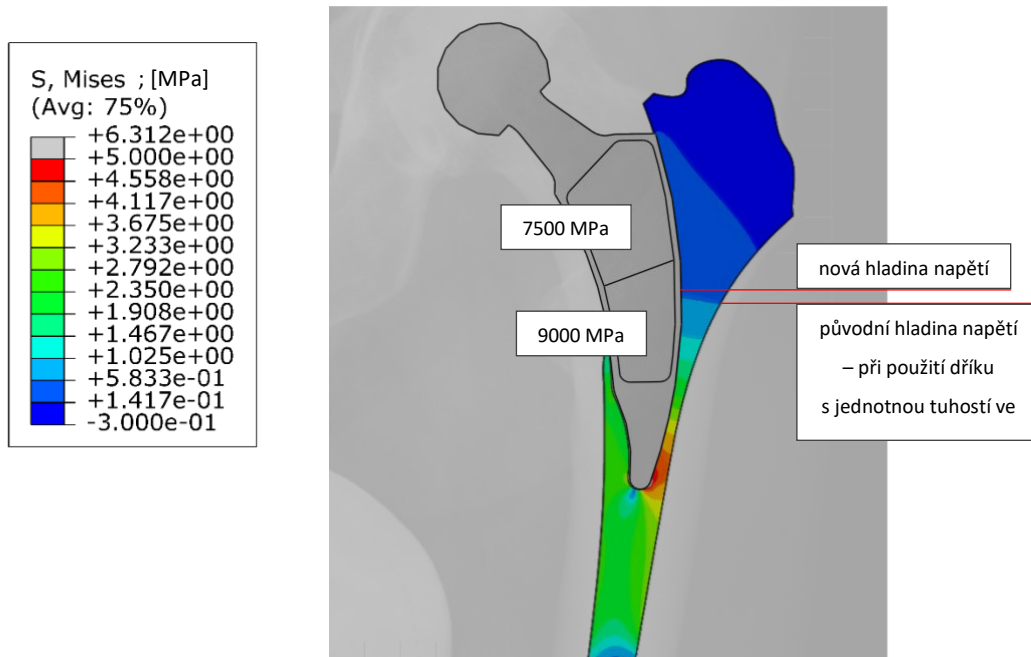


Obrázek 35: Von Misesovo napětí v trabekulární kosti při použití dříku s topologicky optimalizovanou střední oblastí. V sestavě je znázorněna optimalizovaná struktura dříku.

Z obr. 35 je vidět proximální posunutí napjatosti v trabekulární kostní tkáni, při teoretickém použití dříku s topologicky optimalizovanou střední oblastí náležející trabekulární struktuře. Významné je také natočení tenzorů napětí v části spongiózní kosti přilehlé k dříku. Zejména v proximální části je jejich směr mnohem více kolmý k povrchu dříku v porovnání s předešlými průběhy z kap. 8.4. Vzniklé “prázdné” oblasti v optimalizovaném dříku, indikují oblast, ve které by bylo vhodné snížit stávající tuhost. Detailní rozložení napjatosti v topologicky optimalizovaném dříku je k nahlédnutí v příloze č. 8.

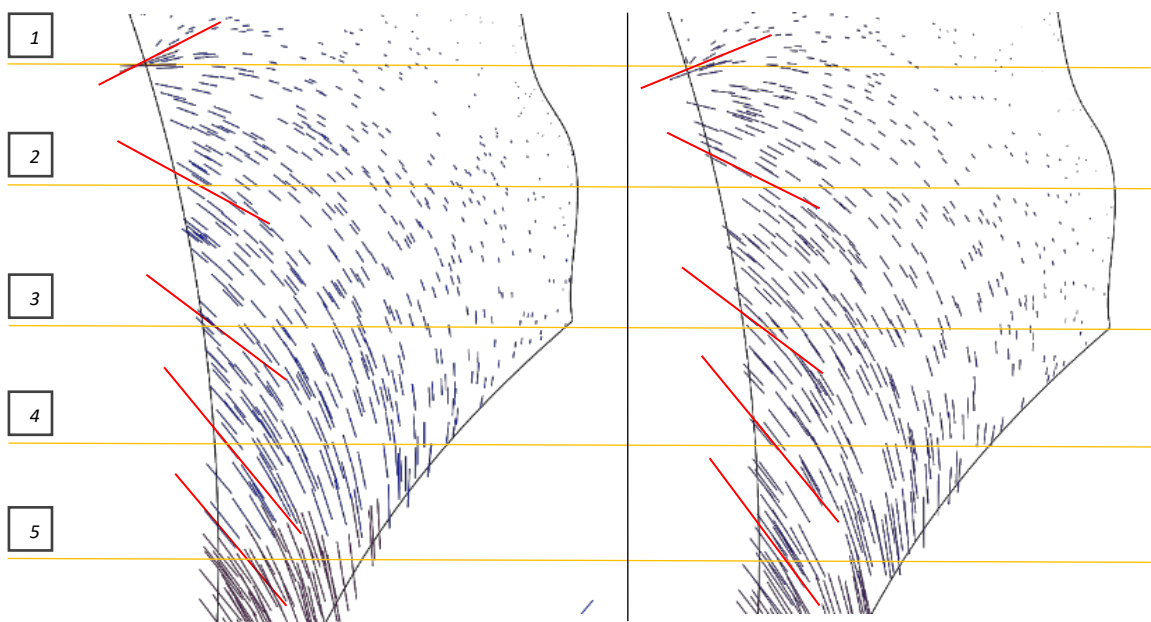
8.6. 2-D úloha – dřík s proměnnou tuhostí ve střední části

Na základě topologické optimalizace byla oblast s trabekulární strukturou ve střední části dříku rozdělena na 2 části. Horní oblasti byla nadefinována nižší tuhost, odpovídající D – struktuře. Spodní oblasti zůstala stejná tuhost, odpovídající Gyroidní struktuře. Rozložení struktur bylo zvoleno tak, aby byla zaručena vyrobitelnost 3-D tiskem.



Obrázek 36: Von Misesovo napětí v trabekulární kosti při použití dříku s dvěma tuhostmi trabekulární oblasti. V sestavě je znázorněn design dříku.

Pokud porovnáme výsledky dříku s celistvou trabekulární oblastí z kap. 8.4. a dříku, jehož trabekulární oblast má 2 různé tuhosti, můžeme vidět posun – zvýšení hladin napětí proximálně. Na obr. 37 je znázorněno rozložení tenzorového pole v proximální části femuru při implantaci dříku s gyroidní trabekulární strukturou – vlevo a dříku s proměnnou tuhostí ve střední části. Z tohoto porovnání je vidět ještě lépe potenciální lepší fixace u dříku se sníženou tuhostí v horní části trabekulární oblasti – na obrázku vpravo. Číselné výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 10.



Obrázek 37: Tenzorové pole napětí v proximální části trabekulární kosti . vlevo: dřík s gyroidní trabekulární strukturou, vpravo: dřík s dvěma oblastmi trabekulární struktury (G/D)

Tabulka 10: Změna velikosti a úhlu natočení tenzorů hlavního napětí při použití dříku s proměnnou tuhostí ve střední části oproti dříku s jednotnou tuhostí ve střední části. Sledováno na oblasti rozhraní dříku a trabekulární kosti – jednotlivá místa jsou očíslována viz. obr. 37.

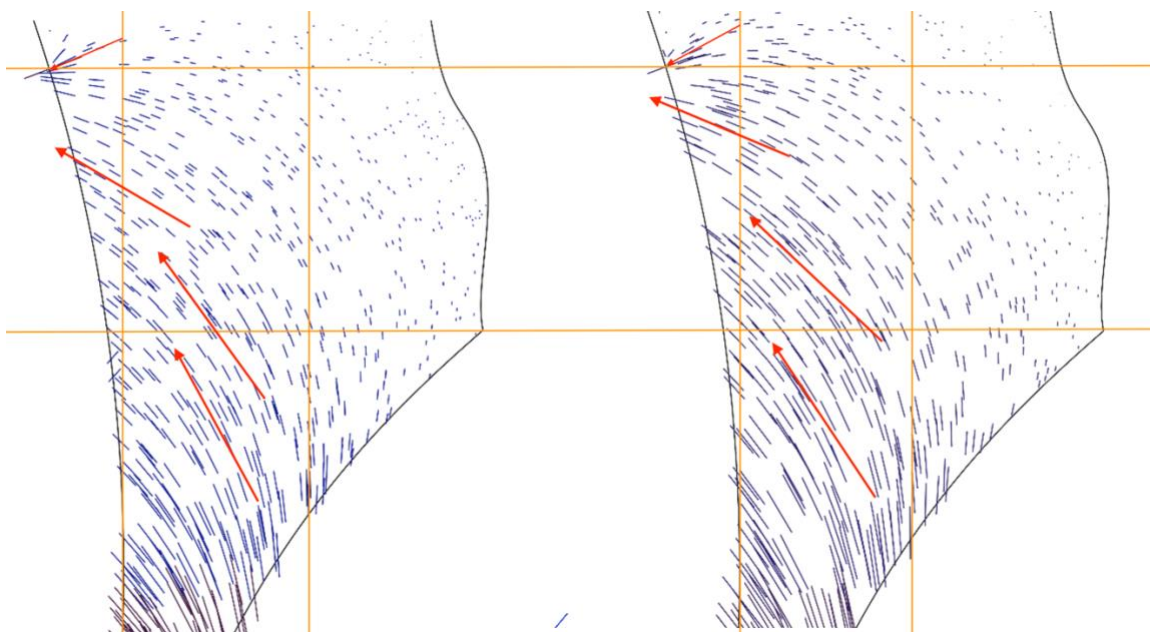
	1	2	3	4	5
Velikost tenzoru hlavního napětí, dřík s 1 tuhostí v oblasti [MPa]	0,406	0,163	0,181	0,256	1,24
Velikost tenzoru hlavního napětí, dřík s proměnnou tuhostí [MPa]	0,309	0,168	0,185	0,263	1,05
Změna [MPa]	-0,97	+ 0,005	+ 0,004	+ 0,007	-0,019
$\Delta\varphi$ [°]	+ 5	+ 1	+ 1	0	- 1

9. Výsledky

Výsledky analýzy trabekulárních struktur jsou jak graficky, tak číselně uvedeny v kapitole 7.5. a dále v příloze č. 5. Z RTG snímku (obr. 25 nebo příloha č. 6) kyčelního kloubu můžeme vidět orientaci kostních trámčů v nedotčené, respektive směry hlavních napětí jejichž orientaci při použití jednotlivých dříků budeme posuzovat. Dalším kritériem je Von Misesovo redukované napětí.

U použití dříku se sníženou tuhostí ve střední části ($E_{\text{trab}} = 10\,000$ MPa) došlo k nárůstu napětí v proximální oblasti hlavice femuru a zároveň nedošlo ke zvýšení napětí při laterální straně špičky dříku, v proximální oblasti spongiózní kosti diafýzy. To by mělo mít za následek lepší fixaci dříku v proximální části a zároveň nezvyšovat nebezpečí jeho "uzamknutí" v distální oblasti. Jinými slovy, díky posunu napjatosti proximálně, je vytvořeno pevnější spojení po laterální hraně dříku a nižší šance stress-shieldingu při špičce dříku - nejnamáhavější oblasti trabekulární kostní tkáně.

Po topologické optimalizaci oblasti se sníženou tuhostí a následném rozdělení oblasti na dvě části a snížení tuhosti vrchní části ($E_{\text{trab_proximal}} = 7\,500$ MPa) byl nárůst napětí v proximální oblasti ještě umocněn – viz. obr. 36. Na obr. 38 je znázorněné porovnání orientace tenzorů napětí v bezprostřední blízkosti implantátu pro dřík plný a porézní s dvěma oblastmi a jejich dráhy v proximálním femuru.

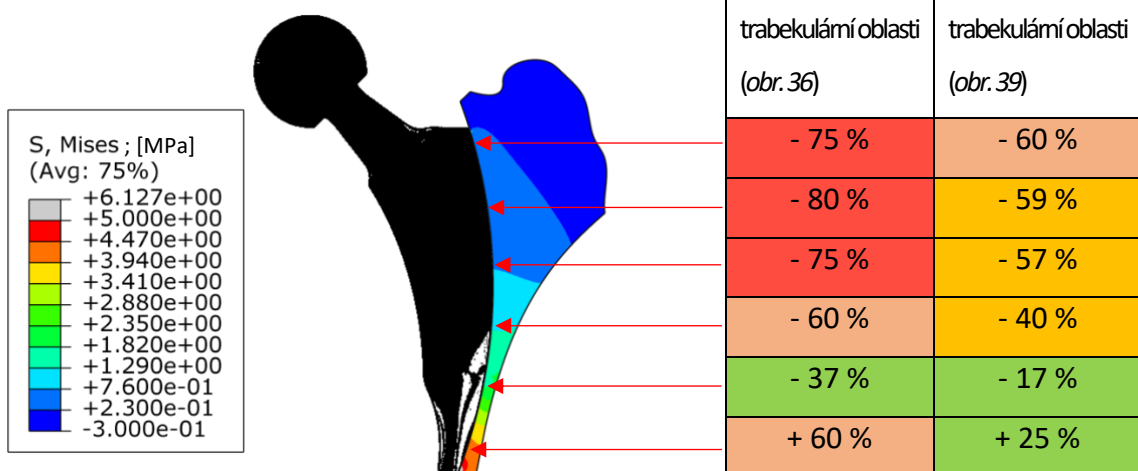


Obrázek 38: Porovnání orientace tenzorového pole napjatosti v trabekulární kosti. Při požití plného dříku (vlevo) a optimalizovaného dříku – dvě oblasti (vpravo).

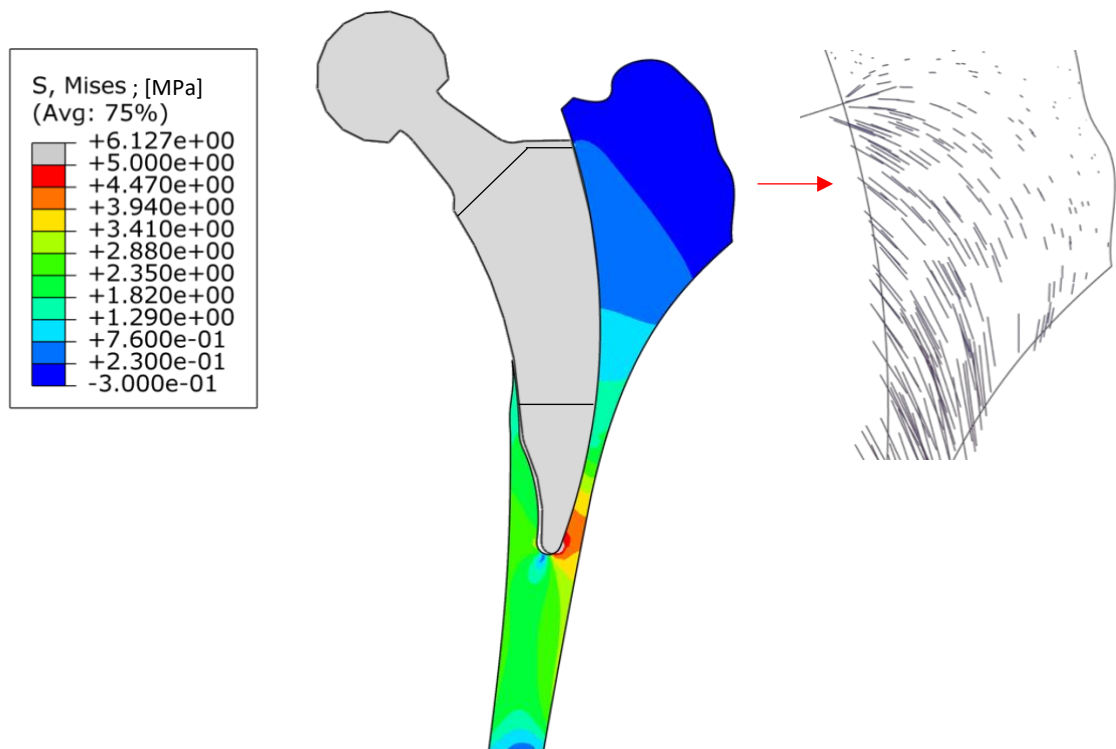
Pevnost spojení by mělo podpořit zarůstání spongiózní kostní tkáně do trabekulární struktury na jejich rozhraní. Samotné kultivaci buněk na povrchu implantátu se bude společnost Prospan věnovat v další fázi projektu. Problematice adaptace kostní tkáně na trabekulární strukturu je věnována kapitola 5.2.

Výsledkem této práce je zhodnocení změny rozložení napjatosti ve spongiózní kosti, při implantaci dříku s parametry trabekulární struktury popsané výše. Bylo ukázáno, že při podobných hodnotách pórovitosti, jsme schopni díky výběru správného typu trabekulární struktury měnit Youngův modul pružnosti dané struktury. Dle studie [1], pokud je snížení napětí po implantaci větší než 50%, v relaci k nedotčenému femuru, tak se tento region kostní tkáně považuje jako náchylný ke kostní resorpci. Tento problém se vyskytoval převážně v proximální části hlavičky femuru a zcela se nepodařil vyřešit. Pozitivní zprávou je, že díky implementaci trabekulární architektury do střední části dříku se podařilo zajistit posun vyšší hladiny napětí až k vrchní hraně dříku a upravit natočení hlavních napětí k více kolmému směru na povrch implantátu. Díky rozdělení trabekulární oblasti na dvě části o různých tuhostech se podařilo snížit procentuální úbytek na hodnoty uvedené v tab. č. 11 – vlevo. Jedná se o téměř **20% vylepšení** u hodnot v proximální oblasti oproti hodnotám při implantaci plného dříku, viz. obr. 29 – vlevo.

Tabulka 11: Změna napětí v trabekulární kostní tkáni v těsné blízkosti laterálně k povrchu implantátu. Při použití implantátu s proměnnou tuhostí ve střední části.



I přes toto vylepšení, tyto hodnoty nesplňují podmínku pro absenci remodelace dle studie [1]. Byla tedy proveden další pokus o jejich korekci, analýzou dříku s identickými parametry s tím rozdílem, že byla trabekulární struktura implementována až do samotných okrajů dříku. Díky této změně se podařilo dostat v kritické proximální části na hranici této kritické zóny – viz. tab. č. 11 – vpravo. U špičky dříku se zredukovala možnost opačného jevu – vytvrzení kostní tkáně v důsledku nárůstu napětí. Procentuální úbytek napětí má přímou souvislost s procentuálním úbytkem kostní tkáně. Design dříku, průběh Von Misesova redukovaného napětí v trabekulární kostní tkáni a tenzorové pole napjatosti v proximální části je ilustrováno na obr. 39.



Obrázek 39: Von Misesovo napětí v trabekulární kosti při použití dříku bez ohraničení trabekulární oblasti. V sestavě je znázorněn design dříku a tenzorové pole napětí v proximální části femuru.

Tvar dříku a jeho ergonomie zůstala nedotčená, rozdílem je rozšíření trabekulární oblasti až k spongiózní kosti i po vnější a vnitřní hraně dříku. K této modifikaci bylo přistoupeno z důvodu omezení, které dvojrozměrná úloha přináší. Ve skutečnosti, je trabekulární oblast ohraničena pouze po vnitřní a vnější hraně dříku a přední a zadní plocha trabekulární struktury přímo naléhá na kostní tkáň. Skutečný 3-D design dříku je zachycen v příloze č. 12. Z tohoto důvodu možnost remodelace okolní kostní tkáně shrnují hodnoty tab. č. 11 – vpravo .

10. Diskuze

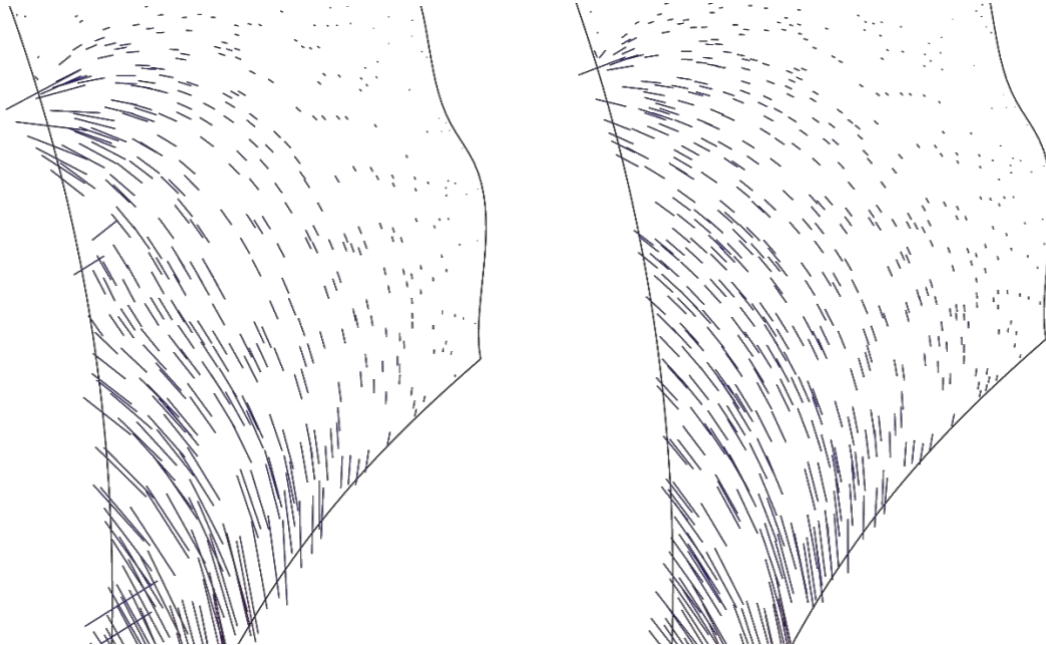
Cílem první části této práce bylo nalézt a zanalyzovat trabekulární strukturu, která při zatěžování bude dosahovat obdobné tuhosti jako kostní tkáň. Jako hypotéza nám sloužily poznatky o principu remodelace kostní tkáně, zejména důsledky jevu při implantaci tužšího dřívku, než je tuhost kosti, kdy dochází k vynucené resorpci kostní tkáně, zapříčiněné odstraněním původního napětí v kosti nazývaného stress-shielding. Dalším pilířem byly poznatky o způsobu růstu kostních trámčů trabekulární kostní tkáně, které se na základě Wolfového zákona orientují ve směru průběhu zatížení.

Ačkoliv se výsledné tuhosti analyzovaných trabekulárních struktur nerovnají tuhosti kostní tkáně, došlo k výraznému přiblížení k tuhosti kosti. V porovnání s dříve používaným materiálem – plnou slitinou Ti6Al4V, došlo ke snížení tuhosti o více jak 90%. Pro vytvoření architektury, jejíž tuhost by byla rovna tuhosti kostní tkáně, by byl zapotřebí vývoj materiálu s lepšími mechanickými vlastnostmi.

Zatěžování trabekulárních struktur bylo uskutečněno na základních elementárních jednotkách struktur. V důsledku toho, mohou obdržená napětí přesahovat mez pevnosti materiálu. Získané výsledky byly již rozebrány a odůvodněny v kapitole 7.5.1. Díky použitému elastickému modelu nehrála tato okolnost roli při získání celkové tuhosti struktur (vztah stress/strain byl lineární). Naopak byla provedena kontrola pevnosti kritických oblastí jednotlivých struktur – tyto oblasti jsou vidět z obr. 19 až 22.

Na základě výše formulované hypotézy bylo předpokládáno, že snížením tuhosti ve střední části dřívku se zlepší rozložení napjatosti a orientace tenzorů napětí ve spongiózní kosti. Což se splnilo. Při použití porézního dřívku došlo ke 20% zlepšení, u poměru napětí v nedotknuté tkáni a napětí po implantaci, oproti dřívku pevnému. Topologická optimalizace nám ukázala nejvýhodnější rozložení materiálu v oblasti pro trabekulární strukturu. Vzniklé tenzorové pole napjatosti je k nahlédnutí na obr. 40. Ani při rozdělení trabekulární oblasti dřívku na dvě části dle výsledků plynoucích z topologické optimalizace a upravení tuhosti vrchní z nich, nebylo u návrhu dosaženo míry natočení hlavních napětí u povrchu dřívku jako u topologicky navrženého dřívku. Jedním z důvodů

je rozložení materiálu, které optimalizace vytvořila – prázdné oblasti a plné nosníky, které se v návrhu nahradí spojitou trabekulární strukturou.



Obrázek 40: Tenzorového pole napjatosti v trabekulární kosti. Při požití teoretického výsledku topologické optimalizace (vlevo) a optimalizovaného dřívku – dvě oblasti (vpravo)

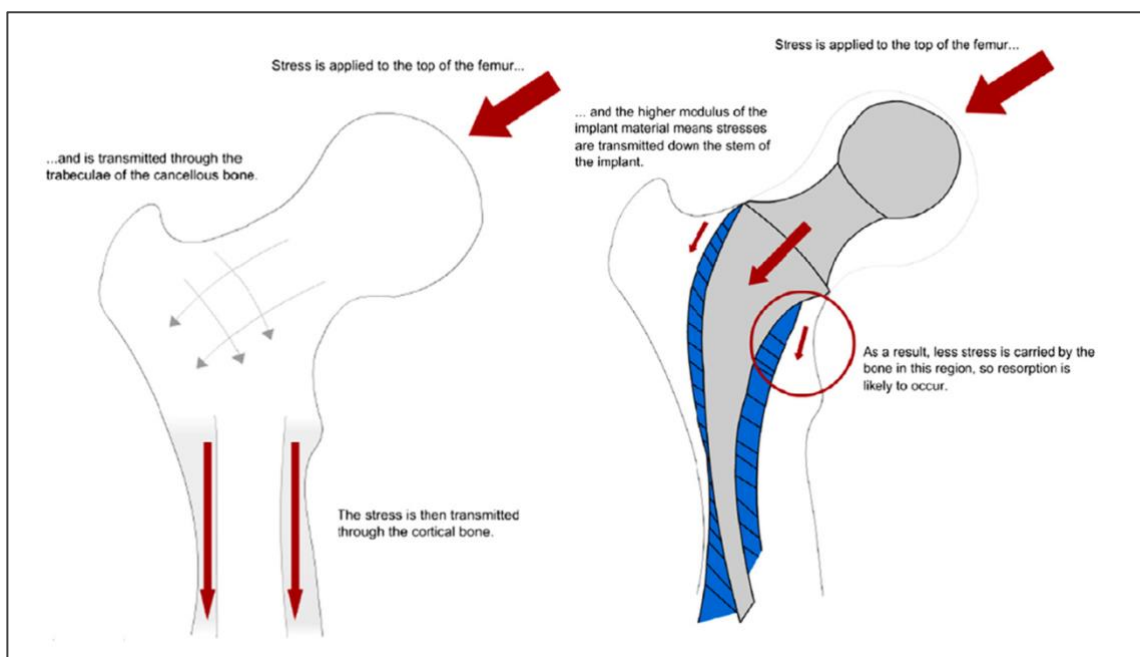
Dalším důvodem tohoto problému je pevné ohraničení oblasti, ve které je trabekulární struktura uložena. Tento okraj zvyšuje tuhost celé střední části dřívku a redukuje přínosy trabekulární architektury. Pro korenci výsledků z dvourozměrné úlohy, byla provedena úprava, která tento okraj eliminuje. V reálném trojrozměrném návrhu bude více jak 80 % trabekulární struktury přímo naléhat na kostní tkáň – design dřívku je zachycen v příloze č. 12. Reálné výsledky by se tudíž měly, zejména v proximální části, spíše přibližovat variantě 2-D úlohy bez pevného okraje ohraničující trabekulární oblast.

Při odlazení pevných okrajů ohraničující trabekulární oblast dřívku došlo k dalšímu vylepšení, v relaci poměru napětí v nedotknuté tkáni a napětí po implantaci, o 15 až 20 % oproti dřívku s okraji po vnější a vnitřní hraně trabekulární oblasti. V proximální části to znamená, že došlo k úbytku napětí oproti fyziologickému stavu o 60 % a ve střední části o 40 %. Při špičce došlo k prevenci opačného jevu – tz. formace kostní tkáně o více jak 50 % oproti variantě s použitým pevným dřívkem.

Stude [1] uvádí zlepšení úbytku kostní tkáně v proximální oblasti – což můžeme zaměřit s úbytkem napětí v kostní tkáni ve fyziologickém stavu a po implantaci, mezi implantací plného a jimi navrhnutého porézního dřívku o 19 %. Ve střední části úbytek, z hlediska dodržení max. 50% snížení napětí v přilehlé kostní tkáni, zcela eliminovali.

Pro další vývoj implantátu by bylo užitečné vyzkoušet návrh plně porézního dřívku. Nicméně design dřívku byl vytvořen již v rané fázi projektu a nepatří do náplně této práce.

Ke změně rozložení tenzorového pole napětí dojde při každém zásahu do kostní tkáně, nevýmaje variantu, že by materiál byl natolik podobný kostní tkáni, že bychom mohli říci $E_{\text{kost}} = E_{\text{dřík}}$. Tuto variantu ilustruje příloha č. 11. Samotný mechanismus stress-shieldingu, potažmo přenosu a distribuce napětí od kloubní hlavice po diafýzu není určen pouze rozdílem tuhostí kostní tkáně a implantátu ale je ovlivněn také ergonomií implantátu.



Obrázek 41: Mechanismus stress-shieldingu (převzato z [34])

11. Závěr

Cílem této práce bylo zanalyzovat porézní, trabekulární struktury a vhodnou z nich implementovat do krátkého kyčelního dříku, vyvinutého společností Prospan. Analýza trabekulárních struktur ukázala mechanické vlastnosti jednotlivých typů architektur, kde pro další kroky byla nejdůležitější informace o jejich tuhosti.

Díky vhodnému výběru trabekulární struktury a jejímu rozmístění ve střední části dříku došlo ke zmírnění resorpce kostní tkáně v proximální části femuru a zároveň zmenšením napětí v kostní tkáni při špičce dříku bylo omezeno její zbytnování v této oblasti. Tyto závěry by měly vést k delší životnosti implantátu. Analytickou cestou byly prokázány benefity využití dříku se sníženou tuhostí. Ve shrnutí došlo k proximálnímu posunu napětí. Změna orientace hlavních tenzorů napětí v bezprostřední blízkosti implantátu předurčuje snížení smykového napětí na povrchu implantátu.

Pro praktické využití doporučuji návrh s rozdělenou oblastí se sníženou tuhostí – tzn. definovat nižší tuhost v proximální části dříku. Za použití parametrů struktur z této práce Youngovy moduly pružnosti trabekulární oblasti jsou $E_{\text{trab_proximal}} = 7\,500$ MPa, $E_{\text{trab_distal}} = 10\,000$ MPa. Z výsledků je patrné, dosažení lepší výsledků při distribuci trabekulární architektury napříč celým průřezem dříku (odebrání pevných okrajů). Tato úprava by ovšem mohla mít fatální vliv na pevnost celého dříku a před využitím by muselo dojít k pevnostním a únavovým zkouškám. Možnost byla v práci uvedena spíše pro odhalení jejich vlivu na výsledky 2-D úlohy.

Pro přesnější zmapování chování kostní tkáně v bezprostředním okolí implantátu by bylo možné udělat obdobnou úlohu ve 3-D. Modelace porézní architektury, by nebyla z výpočetních kapacit možná ale tento problém by byl řešitelný – definicí homogenní oblasti, která by tuhostně vybrané trabekulární struktury odpovídala. Model femuru by při této úloze měl heterogenní materiálové parametry. Takovéto modely se dají namodelovat díky informacím z CT vyšetření pacienta. 3-D úloha by byla zajímavým obohacením této práce, nicméně kvůli časové náročnosti tvorby modelu nebyla zrealizována. Vidím jí jako další možné pokračování v této práci.

Doufám, že tato práce bude nápomocná při vývoji dalších porézních náhrad. Měla by sloužit jako podklad pro fyzický experiment. Věřím, že aktuální projekt společnosti Prospan nabyde úspěšných výsledků.

Seznam použité literatury a informačních zdrojů

- [1] Sajad Arabnejad, Burnett Johnston, Michael Tanzer, Damiano Pasini - Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. <https://doi.org/10.1002/jor.23445> [cit. 30. 12. 2020]
- [2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [3] Articulatio coxae – WikiSkripta. 301 Moved Permanently [online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Articulatio_coxae
- [4] ESCHWEILER, Jörg, et al. Application and evaluation of biomechanical models and scores for the planning of total hip arthroplasty. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2012, 226.12: 955-967.
- [5] Pauwels, F . Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Huefte – Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin/Heidelberg/New York: Springer Verlag, 1973.
- [6] Iglič, A, Srakar, F, Antolič, V. Mathematical analysis of chiari osteotomy. Acta Orthop Jugosl 1990; 20(2–3): 35–39.
- [7] BYRNE, Damien P.; MULHALL, Kevin J.; BAKER, Joseph F. Anatomy & biomechanics of the hip. The open sports medicine Journal, 2010, 4.1.
- [8] Gabriela Wessling Oening Dicati, José Eduardo Gubaua, Jucélio Tomás Pereira, Analysis of the uniqueness and stability of solutions to problems regarding the bone-remodeling process, Medical Engineering & Physics, Volume 85, 2020, Pages 113-122, ISSN 1350-4533.
- [9] COWIN, S.C., Mechanical modelling of the stress adaptation process in bone, Calcif. Tissue int., 36 (Suppl. 1), S19-24,1984.
- [10] Kenneth Gustke, Use of Short Stems for Total Hip Arthroplasty: Is It a Napoleonic Solution?, Seminars in Arthroplasty, Volume 23, Issue 3, 2012, Pages 159-162, ISSN 1045-4527.
- [11] GRONEWOLD, Jens, et al. Changes in strain patterns after implantation of a short stem with metaphyseal anchorage compared to a standard stem: an experimental study in synthetic

- [12] Yoo, D. Computer-aided porous scaffold design for tissue engineering using triply periodic minimal surfaces. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* 12, 61–71 (2011). <https://doi.org/10.1007/s12541-011-0008-9> [cit. 31. 12. 2020]
- [14] trabekulární | Velký lékařský slovník On-Line. Výrazy od a | Velký lékařský slovník On-Line [online]. Copyright © Maxdorf 1998 [cit. 31.12.2020].
- [13] Triply Periodic Minimal Surfaces – WeWantToLearn.net. WeWantToLearn.net – Diploma Studio 10 at Westminster University School of Architecture [online]. Dostupné z: <https://wewanttlearn.wordpress.com/2019/02/03/triply-periodic-minimal-surfaces/>
- [14] Songhua Ma, Kaile Song, Jing Lan, Li Ma, Biological and mechanical property analysis for designed heterogeneous porous scaffolds based on the refined TPMS, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 107, 2020, 103727, ISSN 1751-6161.
- [15] Oraib Al-Ketan, Mhd Adel Assad, Rashid K. Abu Al-Rub, Mechanical properties of periodic interpenetrating phase composites with novel architected microstructures, *Composite Structures*, Volume 176, 2017, Pages 9-19, ISSN 0263-8223.
- [16] Diab W. Abueidda, Rashid K. Abu Al-Rub, Ahmed S. Dalaq, Dong-Wook Lee, Kamran A. Khan, Iwona Jasiuk, Effective conductivities and elastic moduli of novel foams with triply periodic minimal surfaces, *Mechanics of Materials*, Volume 95, 2016, Pages 102-115, ISSN 0167-6636.
- [17] Shunyu Liu, Yung C. Shin, Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review, *Materials & Design*, Volume 164, 2019, 107552, ISSN 0264-1275.
- [18] Zena J. Wally, Abdul M. Haque, Antonio Feteira, Frederik Claeysens, Russell Goodall, Gwendolen C. Reilly, Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 90, 2019, Pages 20-29, ISSN 1751-6161.
- [19] Chunxiang Cui, BaoMin Hu, Lichen Zhao, Shuangjin Liu, Titanium alloy production technology, market prospects and industry development, *Materials & Design*, Volume 32, Issue 3, 2011, Pages 1684-1691, ISSN 0261-3069.

- [20] Naoya Taniguchi, Shunsuke Fujibayashi, Mitsuru Takemoto, Kiyoyuki Sasaki, Bungo Otsuki, Takashi Nakamura, Tomiharu Matsushita, Tadashi Kokubo, Shuichi Matsuda, Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 59, 2016, Pages 690-701, ISSN 0928-4931.
- [21] Han Wang, Kexin Su, Leizheng Su, Panpan Liang, Ping Ji, Chao Wang, The effect of 3D-printed Ti6Al4V scaffolds with various macropore structures on osteointegration and osteogenesis: A biomechanical evaluation, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 88, 2018, Pages 488-496, ISSN 1751-6161.
- [22] Ziyu Chen, Xingchen Yan, Shuo Yin, Liangliang Liu, Xin Liu, Guorui Zhao, Wenyou Ma, Weizhong Qi, Zhongming Ren, Hanlin Liao, Min Liu, Daozhang Cai, Hang Fang, Influence of the pore size and porosity of selective laser melted Ti6Al4V ELI porous scaffold on cell proliferation, osteogenesis and bone ingrowth, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 106, 2020, 110289, ISSN 0928-4931.
- [23] NETTER, F. H. *Anatomický atlas člověka*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0517-6
- [24] Metaphysis. Wikipedia: the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida): Wikimedia Foundation, 2017 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Metaphysis>
- [25] Structure of Bones | Biology for Majors II. Lumen Learning – Simple Book Production [online]. Dostupné z: <https://courses.lumenlearning.com/wm-biology2/chapter/structure-of-bones/>
- [26] Dobrzanski, Leszek, Dobrzanska-Danikiewicz, Anna, Achtelik-Franczak, Anna, Dobrzański, L.B., Szindler, Marek, Gawel, Tomasz. Porous Selective Laser Melted Ti and Ti6Al4V Materials for Medical Applications, 2017/03/29, 978-953-51-3053-6, 10.5772/65375
- [27] ASM Material Data Sheet. ASM [online]. Dostupné z: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>
- [28] ABAQUS/Abaqus Analysis User's Guide, Ver. 6.14 Documentation. Dassault Systèmes Simulia Corporation, 2014.

- [29] GÓMEZ-GARCÍA, F.; FERNÁNDEZ-FAIREN, M.; ESPINOSA-MENDOZA, R. L. A proposal for the study of cementless short-stem hip prostheses, 2016, 30.4: 204-215.
- [30] Alketan, Oraib & Assad, Mhd. (2017). Mechanical Properties of Periodic Interpenetrating Phase Composites with Novel Architected Microstructures. Composite Structures. 176. 9-19. 10.1016/j.compstruct.2017.05.026.
- [31] Bergmann G, Bender A, Dymke J, Duda G, Damm P (2016) Standardized Loads Acting in Hip Implants. PLoS ONE 11(5): e0155612. doi:10.1371/journal.pone.0155612
- [32] William S. Enns-Bray, Jan S. Owoc, Kyle K. Nishiyama, Steven K. Boyd, Mapping anisotropy of the proximal femur for enhanced image based finite element analysis, Journal of Biomechanics, Volume 47, Issue 13, 2014, Pages 3272-3278, ISSN 0021-9290,
- [33] Thomas D. Brown & Albert B. Ferguson (1980) Mechanical Property Distributions in the Cancellous Bone of the Human Proximal Femur, Acta Orthopaedica Scandinavica, 51:1-6, 429-437
- [34] Arifin, Amir & Bakar, Abu & Muhamad, Norhamidi & Junaidi, Syarif & Ramli, Mohd Ikram. (2014). Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. Materials & Design. 55. 165–175. 10.1016/j.matdes.2013.09.045.

Seznam obrázků a tabulek

OBRÁZEK 1: POROVNÁNÍ KOSTNÍ RESORPCE PLNĚ PEVNÉHO VS. PORÉZNÍHO KYČELNÍHO DŘÍKU (PŘEVZATO Z [1])	11
OBRÁZEK 2: ANATOMIE KYČELNÍ KLOUBU (PŘEVZATO Z [23])	12
OBRÁZEK 3: ŘEZ FEMUREM - KORTIKÁLNÍ/SPONGIÓZNÍ ČÁST (PŘEVZATO Z [24])	13
OBRÁZEK 4: SILOVÝ ROZBOR KYČELNÍHO KLOUBU DLE PAUWELSE (PŘEVZATO Z [4])	14
OBRÁZEK 5: SMĚRY HLAVNÍCH NAPĚTÍ V HLAVICI FEMURU (PŘEVZATO Z [25])	16
OBRÁZEK 6: DŘÍK FITMORE OD SPOL. ZIMMER (PŘEVZATO Z [10])	18
OBRÁZEK 7: TRIGONOMETRICKÉ FUNKCE APROXIMUJÍCÍ JEDNOTLIVÉ TPMS STRUKTURY (PŘEVZATO Z [12])	20
OBRÁZEK 8: ROZDĚLENÍ ELEMENTÁRNÍ BUŇKY TPMS NA 2 FÁZE (PŘEVZATO Z [12])	21
OBRÁZEK 9: TPMS BUŇKA TYPU P ZKRESLENÁ TVAROVOU FUNKCÍ (PŘEVZATO Z [26])	22
OBRÁZEK 10: GYROIDNÍ STRUKTURA – VLEVO: ZÁKLADNÍ OBLAST, UPROSTŘED: DOTYKOVÁ PLOCHA, VPRAVO: ELEMENTÁRNÍ JEDNOTKA (PŘEVZATO Z [13])	23
OBRÁZEK 11: TYPY TPMS STRUKTUR (PŘEVZATO Z [16])	23
OBRÁZEK 12: PROCES SLM ADITIVNÍ TECHNOLOGIE VÝROBY KOVOVÝCH SOUČÁSTÍ (PŘEVZATO Z [26])	25
OBRÁZEK 13: KOSTNÍ DŘEŇ ŠÍŘÍCÍ SE DO PORÉZNÍ STRUKTURY. MĚŘÍTKO: 1 MM (PŘEVZATO Z [20])	26
OBRÁZEK 14: STL TRABEKULÁRNÍ STRUKTURY, ZLEVA TYP G, I-WP, P, D	28
OBRÁZEK 15: VÝPOČETNÍ SÍŤ NA GYROIDNÍ STRUKTUŘE	30
OBRÁZEK 16: ELEMENT C3D10 A C3D4 (ČERVENĚ) (PŘEVZATO Z [28])	31
OBRÁZEK 17: LOKÁLNÍ SOUŘADNÝ SYSTÉM, REFERENČNÍ BOD, CONSTRAINT TYPY COUPLING A ZATÍŽENÉ UZLOVÉ BODY	32
OBRÁZEK 18: PŘÍKLAD POSUVU ELEMENTŮ u_y V PLNÉM A PORÉZNÍM VZORKU TYPU D	33
OBRÁZEK 19: VON MIESESOVO REDUKOVANÉ NAPĚTÍ - GYROIDNÍ STRUKTURA	36
OBRÁZEK 20: VON MIESESOVO REDUKOVANÉ NAPĚTÍ - P STRUKTURA	36
OBRÁZEK 21: VON MIESESOVO REDUKOVANÉ NAPĚTÍ - D STRUKTURA	37
OBRÁZEK 22: VON MIESESOVO REDUKOVANÉ NAPĚTÍ - I-WP STRUKTURA	37
OBRÁZEK 23: RTG SNÍMEK FEMURU -> MODEL FEMURU	38
OBRÁZEK 24: MESH, OKRAJOVÉ A SILOVÉ PODMÍNKY, VAZBA COUPLING – 2-D ÚLOHA FEMUR	40
OBRÁZEK 25: SMĚRY HLAVNÍCH NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI, BEZ DŘÍKU	41
OBRÁZEK 26: ULOŽENÍ DŘÍKU V TRABEKULÁRNÍ KOSTI, MESH,, VAZBA COUPLING NA HLAVICI DŘÍKU	42
OBRÁZEK 27: DŘÍK S OBLASTNÍ S NIŽŠÍ TUHOSTÍ	43
OBRÁZEK 28: VÝCHOZÍ STAV: VON MIESESOVO NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI	44
OBRÁZEK 29: POROVNÁNÍ VON MIESESOVA NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI - VLEVO PLNÝ DŘÍK, VPRAVO DŘÍK SE SNÍŽENOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI (IMPLEMENTOVANÁ GYROIDNÍ STRUKTURA)	45
OBRÁZEK 30: ROZLOŽENÍ TENZOROVÉHO POLE V TRABEKULÁRNÍ KOSTI	46
OBRÁZEK 31: DETAIL - ORIENTACE TENZORŮ NAPĚTÍ V PROXIMÁLNÍ ČÁSTI TRABEKULÁRNÍ KOSTI	46
OBRÁZEK 32: ÚHEL MEZI TENZORY NAPĚTÍ A PОВRCHEM DŘÍKU V BEZPROSTŘEDNÍ BLÍZKOSTI IMPLANTÁTU. PLNÝ DŘÍK (VLEVO), DŘÍK S GYROIDNÍ STRUKTUROU VE STŘEDNÍ ČÁSTI (VPRAVO)	47
OBRÁZEK 33: VENNŮV DIAGRAM ŘEŠENÍ OPTIMALIZAČNÍ ÚLOHY	48

OBRÁZEK 34: PRŮBĚH CÍLOVÉ FUNKCE : SE A FUNKCE CONSTRAINT : VF PŘI POUŽITÍ 25 CYKLŮ OPTIMALIZACE	48
OBRÁZEK 35: VON MIESESOVO NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI PŘI POUŽITÍ DŘÍKU S TOPOLOGICKY OPTIMALIZOVANOU STŘEDNÍ OBLASTÍ. V SESTAVĚ JE ZNÁZORNĚNA OPTIMALIZOVANÁ STRUKTURA DŘÍKU.....	49
OBRÁZEK 36: VON MIESESOVO NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI PŘI POUŽITÍ DŘÍKU S DVĚMI TUHOSTMI TRABEKULÁRNÍ OBLASTI. V SESTAVĚ JE ZNÁZORNĚN DESIGN DŘÍKU	50
OBRÁZEK 37: TENZOROVÉ POLE NAPĚTÍ V PROXIMÁLNÍ ČÁSTI TRABEKULÁRNÍ KOSTI . VLEVO: DŘÍK S GYROIDNÍ TRABEKULÁRNÍ STRUKTUROU,	51
OBRÁZEK 38: POROVNÁNÍ ORIENTACE TENZOROVÉHO POLE NAPJATOSTI V TRABEKULÁRNÍ KOSTI. PŘI POŽITÍ PLNÉHO DŘÍKU (VLEVO) A OPTIMALIZOVANÉHO DŘÍKU – DVĚ OBLASTI (VPRAVO).	52
OBRÁZEK 39: VON MIESESOVO NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTI PŘI POUŽITÍ DŘÍKU BEZ OHRANIČENÍ TRABEKULÁRNÍ OBLASTI. V SESTAVĚ JE ZNÁZORNĚN DESIGN DŘÍKU A TENZOROVÉ POLE NAPĚTÍ V PROXIMÁLNÍ ČÁSTI FEMURU.	54
OBRÁZEK 40: TENZOROVÉHO POLE NAPJATOSTI V TRABEKULÁRNÍ KOSTI. PŘI POŽITÍ TEORETICKÉHO VÝSLEDKU TOPOLOGICKÉ OPTIMALIZACE (VLEVO) A OPTIMALIZOVANÉHO DŘÍKU – DVĚ OBLASTI (VPRAVO)	56
OBRÁZEK 41: MECHANISMUS STRESS-SHIELDINGU (PŘEVZATO Z [34])	57
TABULKA 1: POČET UZLŮ A ELEMENTŮ SÍŤE JEDNOTLIVÝCH STRUKTUR	31
TABULKA 2: POROVNÁNÍ ROZDÍLU VÝPOČETNÍHO ČASU PŘI POUŽITÍ ELEMENTŮ C3D4 A C3D10 U GYROIDNÍ STRUKTURY....	31
TABULKA 3: INTERVALY POSUVŮ u_y PRO JEDNOTLIVÉ STRUKTURY	33
TABULKA 4: TUHOST TRABEKULÁRNÍCH STRUKTUR, SNÍŽENÍ YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI, PORÉZNOST	34
TABULKA 5: MATERIÁLOVÉ PARAMETRY KORTIKÁLNÍ A TRABEKULÁRNÍ KOSTI POUŽITÉ V 2-D ÚLOZE	39
TABULKA 6: ROZSAH YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI PRO KORTIKÁLNÍ A TRABEKULÁRNÍ KOST	39
TABULKA 7: POČET UZLŮ A POČET ELEMENTŮ 2-D ÚLOHA FEMUR	40
TABULKA 8: POČET UZLŮ A POČET ELEMENTŮ 2-D ÚLOHA FEMUR-PLNÝ DŘÍK A FEMUR-DŘÍK SE SNÍŽENOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI.....	42
TABULKA 9: ZMĚNA VELIKOSTI A ÚHLU NATOČENÍ TENZORŮ HLAVNÍHO NAPĚTÍ PŘI POUŽITÍ DŘÍKU S GYROIDNÍ STRUKTUROU VE STŘEDNÍ ČÁSTI OPROTI DŘÍKU PLNÉM. SLEDOVÁNO NA OBLASTI ROZHŘANÍ DŘÍKU A TRABEKULÁRNÍ KOSTI – JEDNOTLIVÁ MÍSTA JSOU OČÍSLOVÁNA NA OBR. 32.	47
TABULKA 10: ZMĚNA VELIKOSTI A ÚHLU NATOČENÍ TENZORŮ HLAVNÍHO NAPĚTÍ PŘI POUŽITÍ DŘÍKU S PROMĚNNOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI OPROTI DŘÍKU S JEDNOTNOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI. SLEDOVÁNO NA OBLASTI ROZHŘANÍ DŘÍKU A TRABEKULÁRNÍ KOSTI – JEDNOTLIVÁ MÍSTA JSOU OČÍSLOVÁNA VIZ. OBR. 37.	51
TABULKA 11: ZMĚNA NAPĚTÍ V TRABEKULÁRNÍ KOSTNÍ TKÁNÍ V TĚSNÉ BLÍZKOSTI LATERÁLNĚ K PОВRCHU IMPLANTÁTU . PŘI POUŽITÍ IMPLANTÁTU S PROMĚNNOU TUHOSTÍ VE STŘEDNÍ ČÁSTI.	53

Seznam příloh

- [1] Materiálové parametry titanové slitiny **Ti-6Al-4V**
- [2] Rozdíl Von Misesova napětí v Gyroidní struktuře při použití C3D4/C3D10 elementů.
- [3] Posuv elementů u_y v trabekulárních strukturách vyvolaný zatěžující silou $F = 2000 \text{ N}$
- [4] Závislost stress-strain trabekulárních struktur typu G, D a IW-P pro jejich objemové zlomky dle experimentální studie [30]
- [5] *Excel sheet*, Výpočet tuhosti a přidružených parametrů
- [6] Kontaktní plocha na hlavici femuru pro přenos R_F
- [7] Rozložení redukovaného napětí v plném dříku (vlevo) a dříku s oblastí s nižší tuhostí (vpravo). ($E_{\text{trab.}} = 9\,000 \text{ MPa}$)
- [8] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s topologicky optimalizovanou oblastí s nižší tuhostí.
- [9] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s proměnou tuhostí ve střední části. ($E_{\text{trab.}} = 9\,000 \mid 7\,500 \text{ MPa}$)
- [10] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s proměnou tuhostí ve střední části. Bez ohraničení plným materiálem.
- [11] Von Misesovo napětí a tenzorové pole napětí v trabekulární kostní tkáni – při hypotetickém uvažování $E_{\text{dřík}} = 3500 \text{ MPa} \sim E_{\text{kost}}$
- [12] 3-D ukázka návrhu dříku s trabekulární oblastí ve střední části
- [13] Soubory MKP analýzy **.cae** – analýza trab. struktur, 2-D úloha

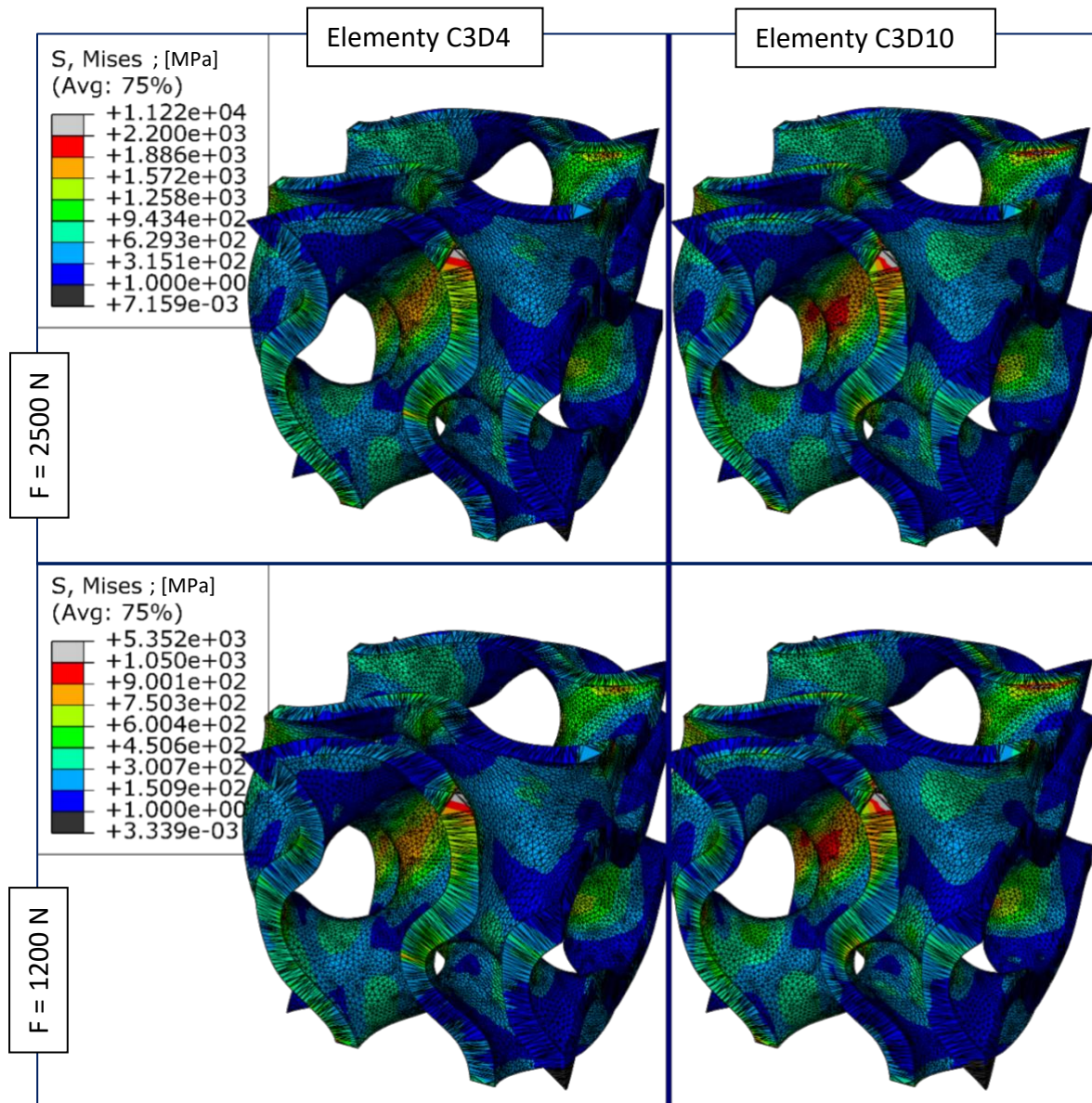
Přílohy

[1] Materiálové parametry titanové slitiny **Ti-6Al-4V**

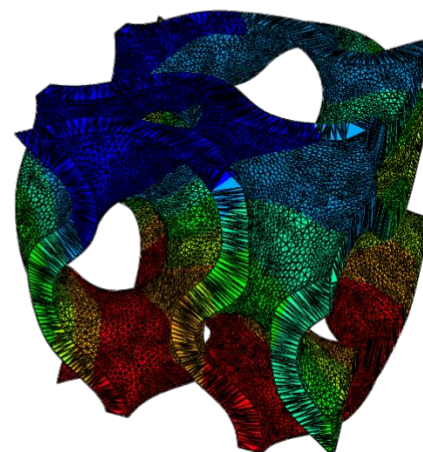
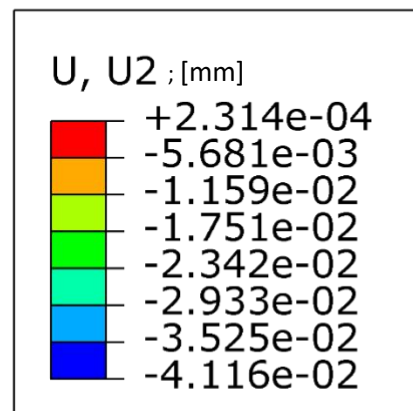
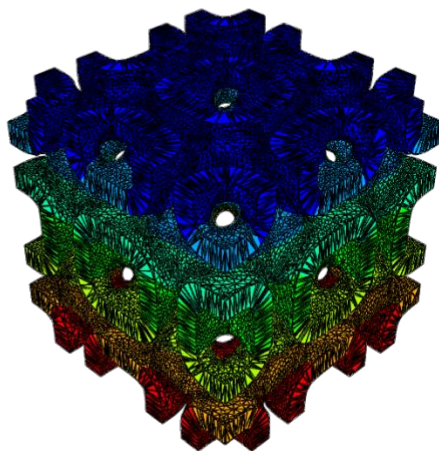
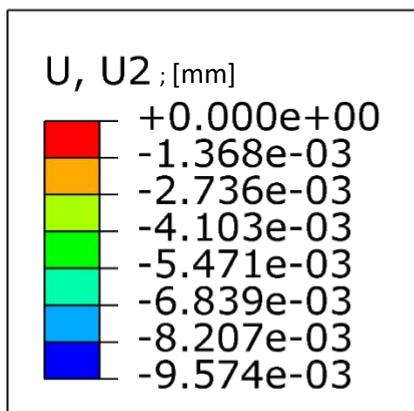
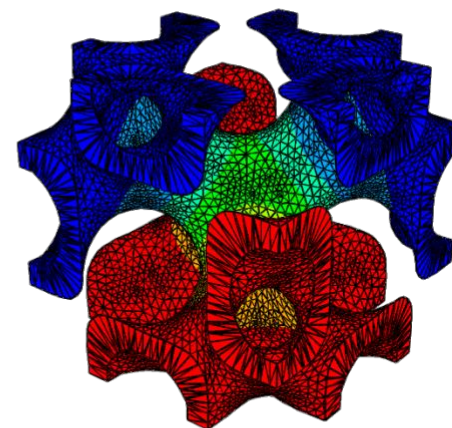
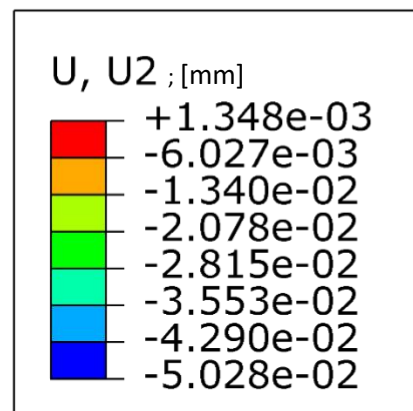
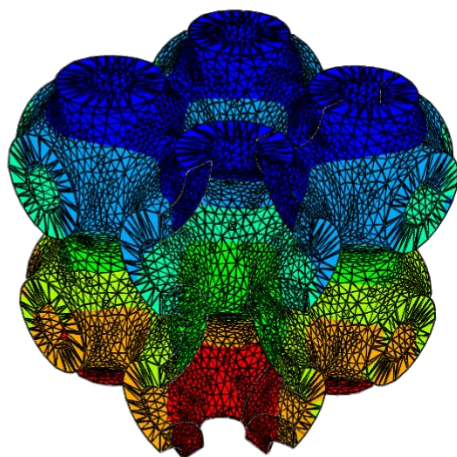
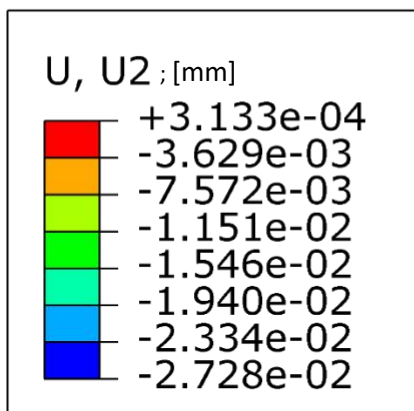
<i>Mechanické vlastnosti Ti-6Al-4V</i>	
Tvrдость dle Brinella	334
Tvrдость dle Rockwella	36
Mez kluzu v tahu	880 MPa
Mez pevnosti v tahu	950 MPa
Mez pevnosti v tlaku	970 MPa
Vrubová pevnost v tahu, $K_t = 6,7$	1450 MPa
Prodloužení při přetržení	14%
Zmenšení plochy	36%
Youngův modul pružnosti	113,8 GPa
Poissonovo číslo	0,342
Mez únavy, při $1E+7$ cyklů, $K_t = 3,3$	240 MPa
Mez únavy, $1E+7$ cyklů, bez vrubu	510 MPa
Mez pevnosti ve smyku	550 MPa
<i>složení</i>	
	%
Al	6
Fe	max 0,25
O	max 0,2
Ti	90
V	4

zdroj: [27]

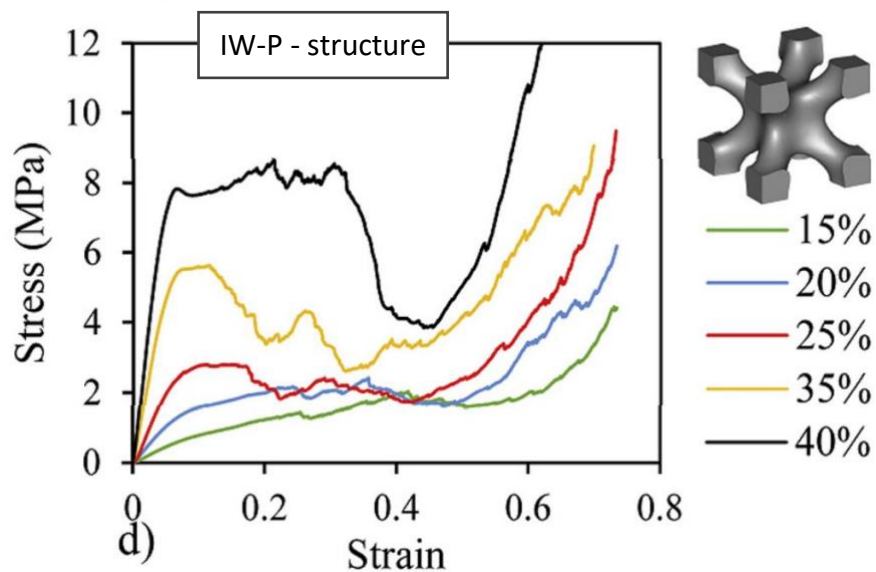
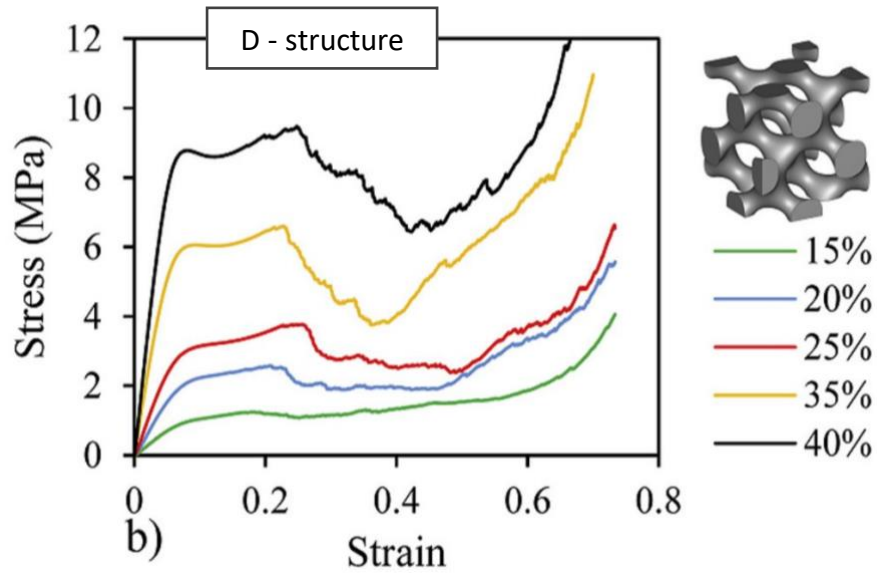
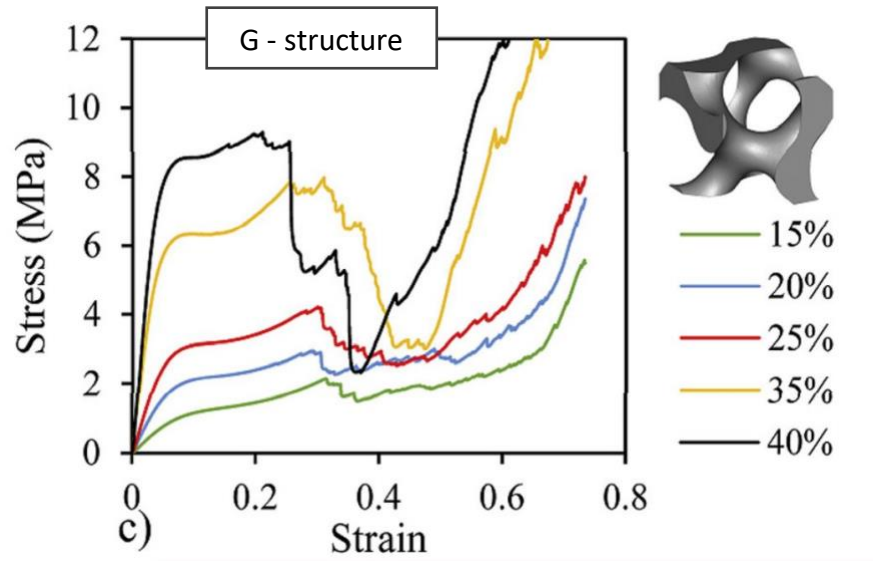
[2] Rozdíl Von Mieseova napětí v Gyroidní struktuře při použití C3D4/C3D10 element.



[3] Posuv elementů u_y v trabekulárních strukturách vyvolaný zatěžující silou $F = 2000$ N.



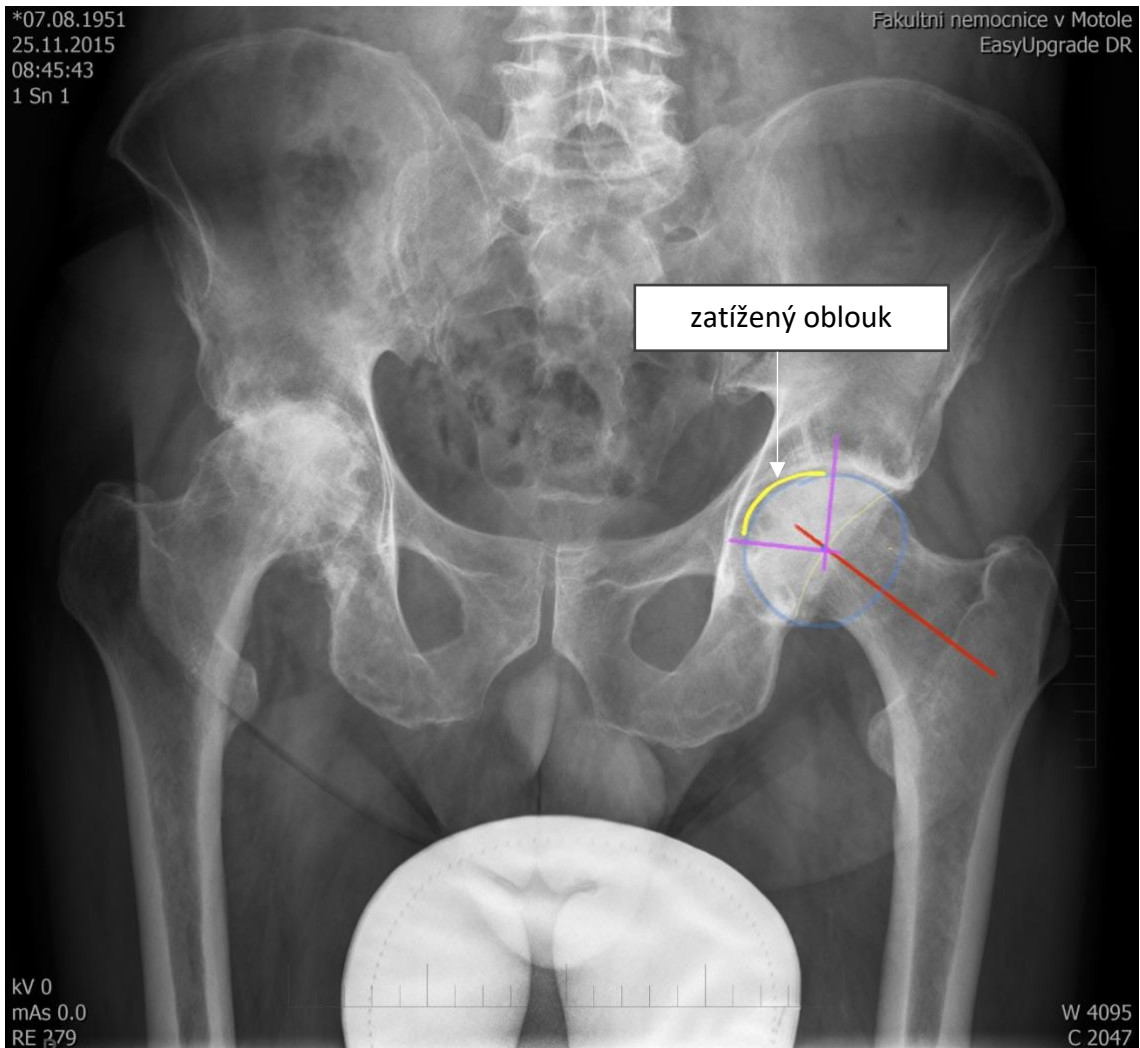
[4] Závislost stress-strain vybraných trabekulárních struktur.



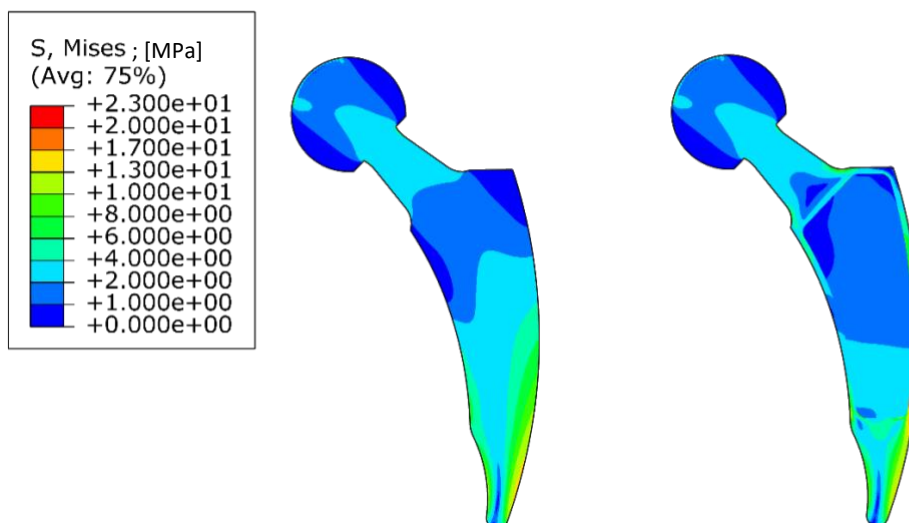
[5] Excel sheet, Výpočet tuhosti a přidružených parametrů

Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed		Moduly pružnosti pro plnou krychli, aby pod stejným zatížením dosáhla stejných posuvů		POROSITY!!!			
typ	posuv u_y (elementů umístěných ve vrchní rovině - těsně pod zatěžující silou) [mm]	E [MPa]	% snížení E	% snížení objemu struktury (v relaci k plné krychli)	objem struktury [mm ³]	plošný obsah [mm ²]	
E=113800 MPa							
$m_i=0,342$							
F=2000N							
I-WP	0,0095	38500	-66,2	-46,8	66,52	358,62	
P	0,027	13500	-88,1	-63,5	45,68	255,07	
G	0,0315	10000*	-91,2	-70,6	36,69	219,62	
	0,041						
D	0,0488	7500	-93,4	-71,6	35,44	216,44	
<i>použití C3D4 elementů</i>							
*problém s nesymetrickou deformací:							
V případě jednoho rohu odpovídajícího posunutí dosáhneme při E krychle = 9100, u druhého rohu u E = cca 11500?. E=10000 odpovídá střední partii.							

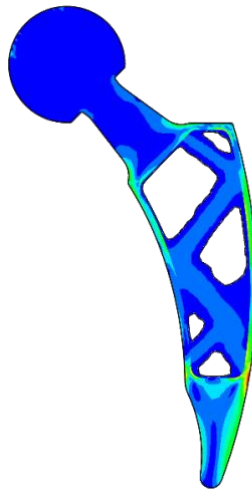
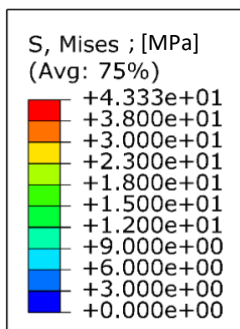
[6] RTG snímek – Kontaktní plocha na hlavici femuru pro přenos R_F .



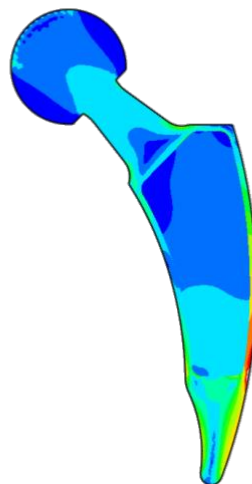
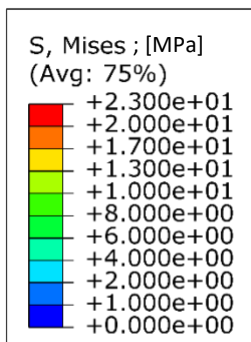
[7] Rozložení redukovaného napětí v plném dříku (vlevo) a dříku s oblastí s nižší tuhostí (vpravo). ($E_{trab.} = 9\ 000\ \text{MPa}$)



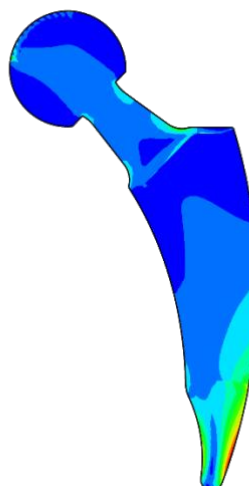
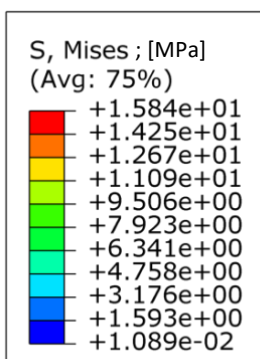
- [8] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s topologicky optimalizovanou oblastí s nižší tuhostí.



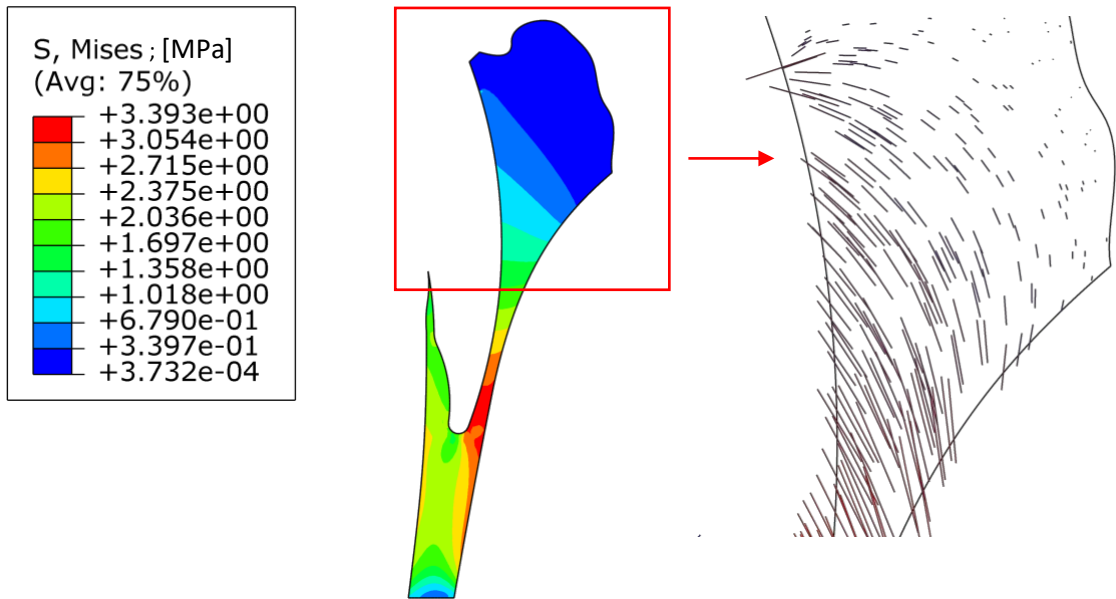
- [9] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s proměnou tuhostí ve střední části.
($E_{trab.} = 9\ 000 \mid 7\ 500$ MPa)



- [10] Rozložení redukovaného napětí ve dříku s proměnou tuhostí ve střední části. Bez ohraničení plným materiálem.



- [11] Von Misesovo napětí a tenzorové pole napětí v trabekulární kostní tkáni – při hypotetickém uvažování $E_{dřík} = 3500 \text{ MPa} \sim E_{kost}$



- [12] 3-D ukázka návrhu dříku s trabekulární oblastí ve střední části

