



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní

Diplomová práce

Jakub Čišecký

**Studie napjatosti zlomeniny tibie se sponou z materiálu s tvarovou
pamětí**

Praha listopad 2014

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci, zpracovanou na závěr studia na ČVUT v Praze Fakultě dopravní.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem: „Studie napjatosti zlomeniny tibie se sponou z materiálu s tvarovou pamětí“ vypracoval samostatně pod vedením Doc. Ing. Michala Micky, CSc. a Doc. Ing. Jitky Jírové, CSc. na projektu „Biomechanika a bezpečnost člověka v dopravě“ s použitím literatury a softwaru, které jsou uvedeny na konci této práce.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 27.11.2014

Jakub Čišecký

Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kteří mi podali pomocnou ruku při vypracování této práce. Zvláště pak děkuji Doc. Ing. Michalu Mickovi, CSc. za jeho výraznou pomoc a odborné vedení při realizaci této práce v programu ANSYS a Doc. Ing. Jitce Jírové, CSc. za uvedení do problematiky osteosyntéz, děkuji za cenné rady a veškerý čas, který mi věnovali.

Dále bych rád poděkoval své rodině za pevné zázemí, které mi během mého studia poskytli.

Čišecký Jakub: Studie napjatosti zlomeniny tibie se sponou z materiálu s tvarovou pamětí

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta dopravní, 27. listopadu 2014

Klíčová slova: tibie, Ansys Workbench, MKP, biokompatibilita, implantát, spona, SMA, SUPE, MEFF

ABSTRAKT[CZ]

Při dopravních nehodách dochází často ke komplikovaným zlomeninám, které se léčí pomocí vnitřní osteosyntézy. Vzhledem k vlastnostem materiálů s tvarovou pamětí lze předpokládat, že aplikace osteosyntetické spony vyrobené z těchto materiálů, bude mít příznivý vliv na srůstání kostí. Cílem této práce je provést studii napjatosti zlomeniny tibie se sponou z materiálu s tvarovou pamětí. V práci je popsáno užití vnitřní osteosyntézy k léčbě zlomenin. Dále se podrobně zabývá materiály s tvarovou pamětí, jejich aplikací v medicíně a biokompatibilitou implantátů ze slitiny niklu a titanu. Na závěr je popsáno sestavení geometrického a numerického modelu zlomeniny tibie a spony. K tomuto účelu je využit program ANSYS Workbench 15.0, ve kterém je možné simulovat superelastické a tvarově paměťové chování materiálu, ze kterého je spona vytvořena.

Čišecký Jakub: The study of stress state of the fractured tibia with a clamp with shape memory

Czech Technical University in Prague, Faculty of Transportation sciences, 25th November 2014.

Keywords: tibia, Ansys Workbench, MKP, biocompatibility, implants, bones, clamp, SMA, SUPE, MEFF

ABSTRACT[EN]

Traffic accidents often lead to complicated fractures, which are cured by internal osteosynthesis. According to characteristics of shape memory materials it can be assumed that application of an osteosynthetic clamp made from these materials, will have a positive effect on healing of the bone. The goal of this thesis is to perform a study about stress of fractured tibia with a clamp made from shape memory materials. The application of internal osteosynthesis for healing fractures is also described in the thesis. Furthermore the shape memory materials, its application in medicine and biocompatible materials made from alloy of nickel and titan are discussed in more detail. In the end there is described the process of assembling the geometrical and numerical model of the fractured tibia and of the clamp. Software ANSYS Workbench 15.0 is used for these purposes, because it is capable of simulating behavior of superelastic and shape memory materials, from which the clamp is made.

Obsah

1	ÚVOD	9
2	UŽITÍ VNITŘNÍ OSTEOSYNTÉZY K LÉČBĚ ZLOMENIN	10
2.1	ZLOMENINY DLOUHÝCH KOSTÍ	10
2.2	KLASIFIKACE ZLOMENIN KOSTÍ DLE AO	10
2.3	HISTORIE VNITŘNÍ OSTEOSYNTÉZY	12
2.4	OSTEOSYNTÉZA KIRSCHNEROVÝMI DRÁTY	12
2.5	OSTEOSYNTÉZA ŠROUBY	13
2.6	OSTEOSYNTÉZA NITRODŘEŇOVÝMI HŘEBY	13
2.7	OSTEOSYNTÉZA TAHOVOU CERKLÁŽÍ	13
2.8	OSTEOSYNTÉZA DLAHOU	14
3	MATERIÁLY S TVAROVOU PAMĚTÍ	16
3.1	ÚVOD DO INTELIGENTNÍCH MATERIÁLŮ	16
3.2	MATERIÁLY S TVAROVOU PAMĚTÍ	16
3.3	JEV TVAROVÉ PAMĚTI	18
3.4	MARTENZITICKÁ TRANSFORMACE	19
3.5	SUPERELASTICITA	21
3.6	JEDNOCESTNÝ PAMĚŤOVÝ EFEKT	23
3.7	DVOUCESTNÝ PAMĚŤOVÝ EFEKT	24
3.8	SLITINY NIKLU A TITANU (NITINOL)	24
3.9	MEDICÍNSKÉ APLIKACE SLITIN NÍTI	25
3.10	OMEZENÍ TVAROVÉ PAMĚTI NÍTI IMPLANTÁTU	27
3.11	MECHANICKÉ VLASTNOSTI NÍTI	27
3.12	CHEMICKÉ A FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI NÍTI	28
4	BIOKOMPATIBILITA	29
4.1	BIOKOMPATIBILITA A KOROZNÍ ODOLNOST SLITIN NÍTI	30
4.2	REAKCE KOSTI NA SLITINY NÍTI	30
4.3	PROBLÉM ISOELASTICITY IMPLANTÁTU	31
5	NUMERICKÁ ANALÝZA	32
5.1	ANSYS WORKBENCH	32
5.2	METODA KONEČNÝCH PRVKŮ	32
5.3	MODEL	33
5.4	NUMERICKÉ MODELOVÁNÍ	34
5.5	NUMERICKÝ MODEL CHOVÁNÍ NÍTI MATERIÁLU SPONY	34
5.6	VYTVOŘENÍ MODELU TIBIE SE ZLOMENINOU	37
5.7	VYTVOŘENÍ MODELU SKOBKY PRO VNITŘNÍ OSTEOSYNTÉZU	39
5.8	ÚPRAVA A SPOJENÍ MODELŮ	39
5.9	VOLBA MATERIÁLŮ A DEFINOVÁNÍ JEJICH VLASTNOSTÍ	44
5.10	DEFINOVÁNÍ KONTAKTŮ	47
5.11	TVORBA SÍTĚ KONEČNÝCH PRVKŮ	48
5.12	DEFINOVÁNÍ OKRAJOVÝCH PODMÍNEK	51
6	VÝSLEDKY	56
6.1	CELKOVÉ A SMĚROVÉ DEFORMACE	56
6.2	EKVIVALENTNÍ NAPĚTÍ	60
6.3	ELASTICKÉ DEFORMACE	63
6.4	ELASTICKÉ DEFORMACE NA TRANSFORMAČNÍ VĚTVI	64
6.5	NORMÁLOVÉ NAPĚTÍ VE SMĚRU OSY Z	66
6.6	RADIÁLNÍ NAPĚTÍ VE SMĚRU OSY Y	67
6.7	NORMÁLOVÉ NAPĚTÍ VE SMĚRU OSY Z V ROVINĚ ZLOMENINY	68
7	ZÁVĚR	70
8	ZDROJE LITERATURY	72

9	SEZNAM OBRÁZKŮ	74
10	SEZNAM TABULEK	76

Seznam použitých zkratk

NiTi – Nitinol, slitina niklu a titanu

MKP – Metoda konečných prvků

A_s – Teplota austenit finish

A_f – Teplota austenit finish

M_s – Teplota austenit finish

M_f – Teplota austenit finish

AO - Association Orthopaedic

SMA - Shape memory alloy

SUPE – materiálový model pro superelastický materiál v prostředí ANSYS

MEFF – materiálový model pro materiál s tvarovou pamětí v prostředí ANSYS

GB – gigabyte

MPa - megapascal

1 ÚVOD

Dopravní nehody představují celospolečenský problém, protože jejich následkem dochází k poranění svalově kosterní soustavy člověka. S rozvojem nových materiálů a výpočetních metod se v poslední době začínají v medicínských aplikacích stále více uplatňovat inteligentní materiály s tvarovou pamětí. Z těchto materiálů je vyrobena celá řada nástrojů, implantátů a umělých náhrad lidských orgánů. Aby bylo možné tyto materiály využívat, musíme věnovat pozornost jejich biomechanickým vlastnostem. Tímto odvětvím se zabývá vědní obor biomechanika. Ukazuje se, že aplikace slitin s tvarovou pamětí je v tomto směru úspěšná, neboť tyto materiály mají oproti běžným materiálům řadu výhod. Mezi ně patří například dobrá biokompatibilita, superelasticitu, vynikající antikorozi vlastnosti, tvarově-paměťový efekt a další. Superelastické nitinolové slitiny se stávají nedílnou součástí moderního vývoje. Existuje mnoho kovů a slitin, které také vykazují tyto schopnosti, ale nitinolové slitiny vykazují nejlepší vlastnosti z hlediska biokompatibility, mnohem více než třeba nerezové oceli.

Mezi operační metody, kde se s těmito materiály setkáme, patří osteosyntéza. Typickým způsobem léčby zlomenin dlouhých kostí je za pomoci nějakého fixačního zařízení, které vyvíjí určitý tlak v místě zlomeniny.

Cílem této práce je sestavit numerický model zlomeniny tibie s aplikací osteosyntetické spony vyrobené právě z materiálu s tvarovou pamětí. V teoretické části jsou nejprve shrnuty metody vnitřní osteosyntézy. V dalších částech je popsáno chování materiálů s tvarovou pamětí, jejich vlastnosti a biokompatibilita. V praktické části se práce zabývá tvorbou geometrického a numerického modelu pomocí výpočetního programu ANSYS Workbench 15.0 a je provedeno vyhodnocení výsledků.

2 UŽITÍ VNITŘNÍ OSTEOSYNTÉZY K LÉČBĚ ZLOMENIN

Osteosyntéza je operační metoda léčby zlomenin, při které se zlomené kosti stabilizují pomocí kovových implantátů (dlahy, šrouby, fixátory, hřeby, dráty nebo spony). Tato metoda se používá zejména při léčbě komplikovaných dislokovaných zlomenin, při kterých došlo k posunu kostních fragmentů. Vnitřní osteosyntéza je znehybnění zlomeniny pomocí kovového implantátu, který se buď přikládá ke kosti a fixuje pomocí šroubků, nebo se zavádí přímo dovnitř kosti. Vnitřní osteosyntézu lze v zásadě rozdělit na dva druhy. Extramedulární (implantáty mimo dřeňovou dutinu) a intramedulární (implantáty uvnitř dřeňové dutiny).

2.1 Zlomeniny dlouhých kostí

Stav, kdy dochází k porušení kontinuity kosti, označujeme jako zlomeninu nebo také frakturu. Může být způsobena úrazem, kdy působící síla překoná mez pevnosti kosti. Tyto zlomeniny vznikají často právě jako následek dopravních nehod. Můžeme je třídit na příčné, šikmé, spirálovité, tříštivé, kompresivní a štěpné a mohou být otevřené nebo zavřené v závislosti na příčině a způsobu jejich vzniku. Zlomeniny je nutné léčit repozicí (narovnáním), imobilizací (znehybněním) buď konzervativním způsobem, kdy dochází k fixaci pomocí sádry nebo operační léčbou jako je osteosyntéza. [1]

Úspěšné léčení zlomenin dlouhých kostí záleží na časně a přesné diagnostice všech vzniklých poranění, stanovení typu, druhu a určení adekvátního postupu, odpovídajícího celkovému stavu pacienta a závažnosti jeho poranění. K léčbě zlomenin dlouhých kostí se v dnešní době nejvíce používá právě osteosyntéza, kdy je nutné splnit dokonalou repozici úlomků a zajistit jejich dostatečně dlouhou a správnou imobilizaci. Takovéto zlomeniny se mohou vyskytovat v různých částech kosti, a proto se objevila potřeba sestavit podrobnou a úplnou klasifikaci zlomenin kostí celého těla.[2]

2.2 Klasifikace zlomenin kostí dle AO

Dokumentární středisko Association Orthopaedic AO-ASIF v Bernu poskytlo velké množství zdrojů pro studium tohoto problému a v roce 1984 byla vypracována AO klasifikace zlomenin, která je v dnešní době jedna z nejpoužívanějších klasifikačních metod. Pro identifikaci typu zlomeniny se nejprve určuje: typ kosti, místo ve kterém k fraktuře došlo, její způsob a rozsah. Pro tento účel je každý druh zlomeniny označen pěti místným kódem.

$$[a][b] - [c][d]. [e]$$

První dva znaky jsou vyhrazeny pro lokalizaci zlomeniny, zbylé tři za znaménkem potom pro morfologickou charakteristiku. Každá kost nebo skupina kostí je celkově označena čísly 1 až 9. Dlouhé kosti mají označení 1 až 4.

(a) typ zlomeniny:

1. ramenní kost
2. kosti předloktí
3. stehenní kost
4. holenní a bércová kost
5. páteř
6. pánev
7. ruka
8. noha
9. klíček, lopatka, obličejový skelet

(b) bližší lokalizace zlomeniny přímo na dané kosti např. pro femur:

1. hlavice a krček
2. tělo femuru
3. kolenní kloub femuru

(c) typ zlomeniny v AO je rozlišen na tři základní typy

- (A) jednoduché zlomeniny - kost je zlomena na dvě části
- (B) klínové zlomeniny - ze zlomeniny je navíc vyštípnut klín
- (C) komplexní zlomeniny - zlomená kost je roztržštěna na větší počet úlomků

(d) skupiny - jednotlivé typy A, B, C se dále dělí na skupiny označené čísly 1, 2, 3, které blíže specifikují zlomeninu

(e) podskupiny - označené čísly 1, 2, 3, které slouží k užší identifikaci zlomeniny a mají pro každý typ a skupinu specifický význam [3]

2.3 Historie vnitřní osteosyntézy

Léčba zlomenin kostí prodělala během historie dlouhý vývoj. V minulých dobách byly zlomeniny znehybňovány pomocí zevních dřevěných dlah a různých obvazů. Při léčbě zlomenin bérce a stehenní kosti byly ještě do nedávna používány metody, které znehybňovaly klouby nad i pod zlomeninou. Tyto metody vedly ke snížení mobility a komfortu pacienta a léčba končila v mnoha případech neúspěchem, také způsobeným neznalostí asepse a antiseptik, kdy byla léčba doprovázena velkým množstvím infekčních komplikací. V 19. století byly do praxe zaváděny zásady asepse a antiseptik a současně s tím zaznamenala osteosyntéza svůj rozvoj. Prvními průkopníky osteosyntézy byly C. Hansmann a později belgický chirurg A. Lambotte, který popsal osteosyntézu pomocí šroubů a rovných a tvarových kovových dlah. Dalším průkopníkem byl také belgický chirurg R. Danis, který v roce 1947 popsal osteosyntézu pomocí speciálních kompresních dlah. Paralelně s vývojem dlahových osteosyntéz se začaly rozvíjet i nitrodřeňové osteosyntézy, kdy byly implantáty umístěny uvnitř dřeňové dutiny. Prvními průkopníky v tomto směru byly ve 30. letech 20. století Američané, bratři Rushové, kteří zavedli kovové pruty do dřeňové dutiny u zlomeniny pažní kosti. Velkým průkopníkem nitrodřeňové osteosyntézy byl německý profesor Gerhard Küntscher. Ten v roce 1939 provedl první osteosyntézu zlomeniny stehenní kosti pomocí nitrodřeňového hřebu. Později v roce 1945 vyvinul nitrodřeňový Y-hřeb, určený pro léčbu zlomenin horního konce stehenní kosti, který je předchůdce nynějších moderních implantátů. Vývoj implantátů používaných ke stabilizaci zlomenin pokračoval a na konci 60. let vznikla pracovní skupina AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese Fragen. Tato skupina se zabývala možnostmi osteosyntézy a vypracovali principy provádění osteosyntézy, které platí s malými obměnami dodnes. Zpočátku byly uznávané rigidní a absolutně stabilní osteosyntézy pomocí dlahových technik. Ty byly nahrazeny dynamickými nitrodřeňovými hřebi. [4]

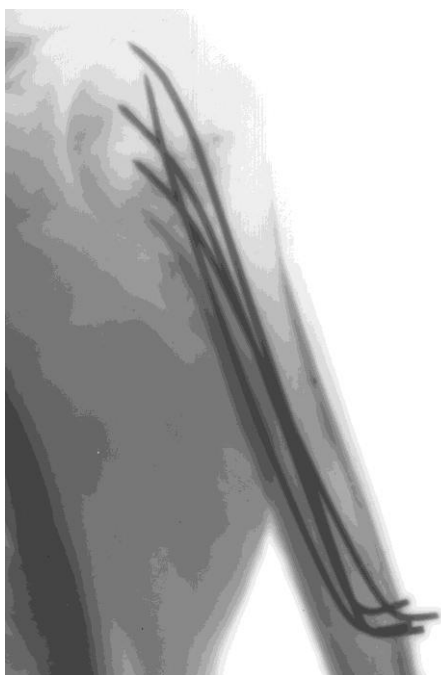
2.4 Osteosyntéza kirschnerovými dráty

Po repozici je zlomenina uvnitř kosti stabilizována pomocí svazku kirschnerových drátů, což umožňuje relativní stabilitu fragmentů (Obr.1). Výhoda této metody je jednoduchost zavedení. Nevýhodou je však její rotační nestabilita, proto se musí stabilizovat například pomocí obvazů. [5]

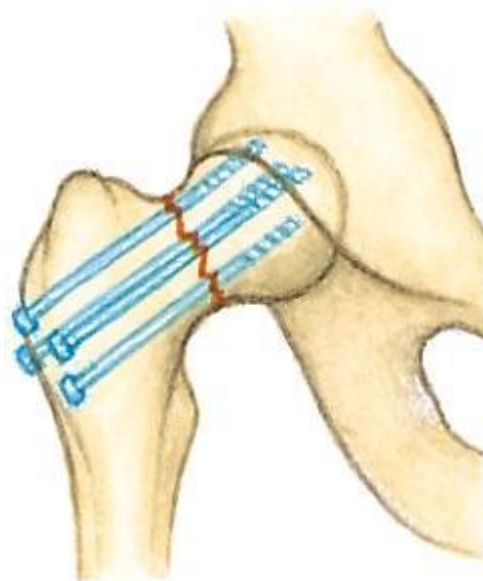
2.5 Osteosyntéza šrouby

Tato metoda umožňuje kompresi po krvavé i nekrvavé repozici. Většinou se využívá spolu s jiným typem osteosyntézy. Existuje mnoho druhů šroubů různých délek a průměrů.

U této metody je podstatná vhodná volba průměru šroubu, vrtáku a správná volba nástroje pro zašroubování. Pokud je šroub jakýmkoliv způsobem ať už při aplikaci nebo následným využíváním poničen, vzniká problém a je nutné ho vyjmout. Příklad je znázorněn na Obr.2 [5]



Obr. 1: Kirschnerovy dráty v humeru[33]



Obr. 2: Příklad zavedení šroubů [34]

2.6 Osteosyntéza nitrodřeňovými hřebíky

Tato metoda je vhodná k fixaci dlouhých kostí (Obr.3a). Můžeme ji dělit na předvrtanou a nepředvrtanou. V prvním případě je využíváno silnějších hřebů a je dosaženo lepší fixace. U nepředvrtaných hřebů je nutné zajištění v obou fragmentech. Druhá metoda zavedení je rychlejší a jednodušší, ale vykazuje menší stabilitu.[5]

2.7 Osteosyntéza tahovou cerkláží

Metoda využívaná především ve spojení s K dráty, které se zavádějí tak, aby spojovaly hlavní fragmenty zlomeniny a udržely tak dostatečnou repozici (Obr.3b). Poté se k nim doplní měkký vázací drát, kterým se utvoří smyčka kolem fragmentů, aby bylo možno dosáhnout dostatečného tlaku mezi úlomky. Operuje se většinou s úplným obnažením zlomeniny a použitím přímé repozice pod kontrolou zraku. Výhodou je zraková kontrola a možnost přesné anatomické repozice. Nevýhodou je poškození měkkých tkání v okolí zlomeniny.[6]



Obr. 3: a) Nitrodřeňová osteosyntéza zlomeniny tibie. b) Zlomenina okovce ošetřena tahovou cerkláží.[33]

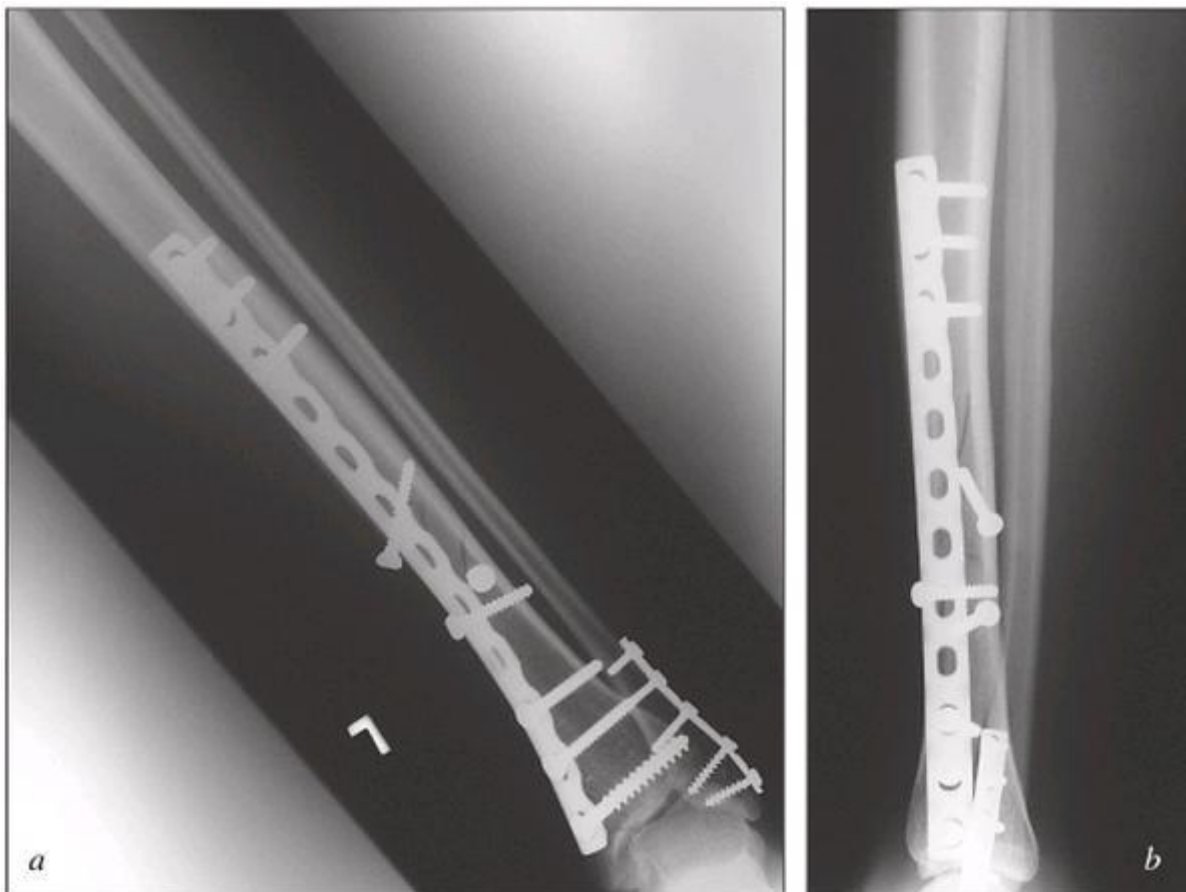
2.8 Osteosyntéza dlahou

Další metodou je osteosyntéza přemostěním fragmentů s využitím vnitřního implantátu. Existují konvenční dlahy fungující na principech, které formulovala společnost AO koncem 50. let. Ty vyžadují přístup s otevřením místa zlomeniny a pevný kontakt dlahy s kostí. Při tomto postupu se nevyhneme poškození okolní tkáně a tím i výživy kosti. [5]

Z hlediska fixace můžeme dlahy rozdělit na neutralizační a kompresivní dlahy. Neutralizační dlahy poskytují přímé provedení repozice a komprese lomných linií tahovým šroubem a poskytují vysokou stabilitu fragmentů. Kompresivní dlahy se využívají pro fixaci zlomeniny, kdy je komprese lomných ploch docíleno použitou dlahou buď za použití tzv. kompreseária a nebo využitím oválných otvorů v dlahě k šikmému zavedení. Používají se u krátkých šikmých a příčných zlomenin dlouhých kostí.[5]

Největší pokrok v osteosyntetickém řešení zlomenin jsou tzv. LCP dlahy (Locking Compression Plate). Jedná se o dlahy úhlově stabilní s uzamykatelnými šrouby, které se do praxe zavádějí v posledních dvou desetiletích. Uzamykatelnost a jejich úhlová stabilita přináší

výhodné vlastnosti oproti klasickým konvenčním dlahám. Z biomechanického hlediska je rozložení sil přenášených ze šroubů na kost u LCP dlah odlišné. Základním principem je úhlově stabilní spojení dlahy a šroubu. Nejčastěji se používají u nitrokloubních zlomenin zasahujících do metafýzy a někdy až diafýzy kosti. [7]



Obr. 4: Dlahová osteosyntéza zlomeniny tibie a zlomeniny zevního kotníku.[33]

3 MATERIÁLY S TVAROVOU PAMĚTÍ

3.1 Úvod do inteligentních materiálů

Většina lidí chápe inteligenci jako schopnost zaznamenávat informace, zpracovávat je, pamatovat si je a nacházet mezi nimi souvislosti. Jak se technologie vyvíjí, začínáme se ptát, jestli můžeme navrhnout obdobný mechanismus i v technické praxi. Inteligentní materiály jsou takové, které reagují na změny ve svém okolí bez nutnosti externího řídicího systému, který by změnu vyvolal, a jsou schopné se sami vrátit do svého původního stavu. Z toho vyplývá, že důležitým kritériem pro inteligentní materiál je přijímání podnětů a reakce na tyto podněty v podobě tvorby požadovaného efektu, který musí být reversibilní. To vylučuje běžné materiály, které se například změnou teploty nevratně deformují. Konkrétní projev změny materiálu se pak projeví změnou tvaru, skupenství, vodivosti, barvy, změnou objemu či změnou indexu lomu. Projev inteligentních materiálů nemusí být omezen pouze na jeden druh látky nebo procesu, ale mohou se i vzájemně doplňovat a výsledný efekt tak může být docílen pomocí složitějších inteligentních struktur. Mezi nejznámější materiály patří tzv. materiály s tvarovou pamětí, které se po deformování a následném zahřátí vrátí do svého původního tvaru. Inteligence takových materiálů tedy tkví v jejich přirozené interakci s okolním prostředím, kterou lze předvídat a řídit. Tento mechanismus má významný dopad na zlepšování mnoha oborů jako třeba medicína, mikroelektronika, robotika a podobně.

3.2 Materiály s tvarovou pamětí

U běžných kovů a slitin vlivem zatížení dochází k elastické nebo plastické deformaci. Pokud napětí překročí mez kluzu, dojde k trvalé plastické deformaci a bez působení vnějších sil není těleso schopno získat svůj původní tvar. Na rozdíl od toho materiály s tvarovou pamětí mají schopnost získat svůj původní tvar vlivem působení tepla. První zmínky o objevu vlivu tvarové paměti byly zaznamenány ve 30. letech 20. století. Prvním průkopníkem byl A. Olander, který objevil v roce 1932 pseudoelastické chování Au-Cd slitiny. Greninger a Mooradian poté pozorovali vznik a zánik v martenzitické fázi po snížení a zvýšení teploty v Cu-Zn slitině. Když byl tento materiál za studena deformován, po ohřátí se zase vrátil do původního tvaru. Od té doby bylo objeveno mnoho takových slitin. Jednou z nejvýznamnějších je slitina niklu a titanu, která byla původně vyvíjena jako antikoroziní materiál. Zkoumána byla počátkem 60. let v laboratoři amerického námořnictva W. Beuhlerem. Odtud také pochází běžně užívaný název nitinol (nickle titanium naval ordance

laboratory). První snahy o využití potenciálu těchto materiálů ve formě implantátů provedla firma Johnson and Alicardi v roce 1968. Následně v 80. letech se tento nápad dočkal větší podpory a proběhly rozsáhlé studie. Nicméně první komerční využití a aplikace v medicíně, například ve formě osteosyntetických stentů, se dostavily až v první polovině 90. let. Medicína je důležitý obor, kde tyto materiály nachází v současnosti mnoho uplatnění, hlavně ve formě osteosyntetických implantátů. Samozřejmě ale v tomto případě musí použité materiály mít nejenom nezbytné mechanické vlastnosti, ale musí být také biokompatibilní. Jediným materiálem s těmito vlastnostmi, který je znám, je právě slitina NiTi. [8] Nejjednodušším druhem osteosyntetických implantátů jsou osteosyntetické spony. Ty jsou předem předdeformované za jisté specifické nízké teploty a poté jsou její konce vloženy do děr, které byly vyvrtány v koncových částech zlomené kosti. Zvýšením teploty dojde k jevu tvarové paměti a následně dojde ke stlačení částí kosti dohromady. V tomto ohledu existují dva přístupy. Buď je slitina předpřipravena tak, že teplota těla (36°C) je dostatečná, nebo je teplota uměle zvýšena na vyšší hodnoty. To se zdá být jako výhodnější, neboť stlačení může být vhodným nastavením teploty regulováno.[9]

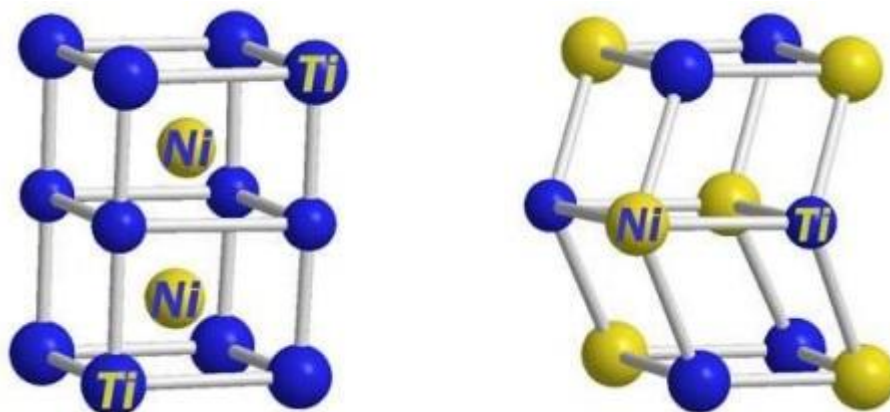
Některé vybrané materiály a jejich vlastnosti jsou uvedeny v tabulce Tab.1.

slitina	složení [%]	rozmezí transformačních teplot (As) [°C]	šířka hystereze [°C]
AgCd	44-49 % Cd	-190 až 50	~15
AuCd	46,5-50 % Cd	30 až 100	~15
CuAlNi	14-14,5 % Al	-140 až 100	~35
CuZn	38,5-41,5 % Zn	-180 až -10	~10
InTl	18-23 % Tl	60 až 100	~4
NiAl	36-38 % Al	-180 až 100	~10
NiTi	46,2-51 % Ti	-50 až 110	~30
NiTiCu	15 % Cu	-150 až 100	~50
NiTiNb	15% Nb	-200 až 50	~125
MnCu	5-35 % Cu	-250 až 180	~25
FeMnSi	32 % Mn, 6% Si	-200 až 150	~100
FePt	25 % Pt	-130	~4

Tab. 1: Vlastnosti materiálů s tvarovou pamětí [16]

3.3 Jev tvarové paměti

Tento jev je způsoben tím, že materiál, který má tuto vlastnost, přechází při určité teplotě z jedné krystalické struktury do jiné. Důvodem toho je, že slitina se snaží zachovat v energeticky nejvýhodnějším stavu, a proto usiluje o své přeorientování do krystalické mřížky, která je za daných podmínek energeticky nejúspornější. V důsledku tohoto procesu vyvíjí sílu. Uložení požadovaného tvaru do paměti materiálu se provádí deformováním vzorku tak, že na vzorek působíme silou, tím se zdeformuje a po zahřátí nad transformační teplotu se samovolně vrátí do svého původního tvaru.[8] Materiály s tvarovou pamětí se mohou vyskytovat ve dvou fázích, austenit a martenzit. Austenit je struktura, kterou látka zaujímá při vyšších teplotách a má vysoce symetrickou kubickou mřížku. Martenzit naopak vzniká za nižších teplot a může zaujímat různé tvary krystalické mřížky. Příklad struktury je uveden na Obr.5. Vlastní mechanismus tvarové paměti tedy může být také popsán jednoduše jako vratná termoplastická transformační fáze mezi hlavní austenitickou a martenzitickou fází. Materiál v austenitu je ochlazen pod transformační teplotu, přitom austenitická fáze materiálu přechází na strukturu různě orientovaných variant martenzitické fáze. Vlivem zatížení vzniká energeticky nejvýhodněji orientovaná varianta martenzitu. Po následném uvolnění vnějšího napětí se podstatná část deformace zachová stejně jako fázové složení materiálu. Zahřáním potom přechází martenzitická fáze zpět na austenitickou a tím se vzorek vrací do původního tvaru. Změna mezi těmito strukturami se nazývá martenzitickou transformací. [10]



Obr. 5: Struktura krystalické mřížky v austenitu a martenzitu [17]

3.4 Martenzitická transformace

Martenzitická transformace je bezdifúzní fázová transformace, to znamená, že nedochází k přesunu látky na větší vzdálenosti, než je vzdálenost nejbližších atomů. Přestože toto posunutí je malé, jeví se ve výsledku jako změna celkového tvaru slitiny. Tento jev se vyskytuje v pevných látkách a je podobný principu feromagnetismu. Průběh martenzitické transformace je silně závislý na okolních podmínkách, jako je teplota nebo působení vnějších sil. Jak bylo zmíněno výše, fáze existující při vyšší teplotě má kubickou krystalovou mřížku a nazývá se austenit. Fáze vzniklá ochlazením nebo působením vnějších sil se nazývá martenzit a její krystalická mřížka má nižší symetrii. Změnu probíhající při martenzitické transformaci si lze zjednodušeně představit jako tvarovou změnu původních krychlí na kosé kvádry (Obr.7). Z původních dlouhých stran krychle a pravých úhlů se stanou jinak dlouhé hrany kvádry a u kosého kvádry nesvírají ani pravé úhly. Pokud na slitinu při transformaci nepůsobí žádné vnější síly, potom si zachová přibližně stejný tvar i objem jako v austenitu. Působením tlaku nebo tahu na takto vzniklý martenzit se všechny vrstvy přeorientují jedním směrem. Takto může vzniknout mnoho variant martenzitu, ale při zpětné transformaci na austenit vzniká vždy pouze jedna varianta austenitu. [10]

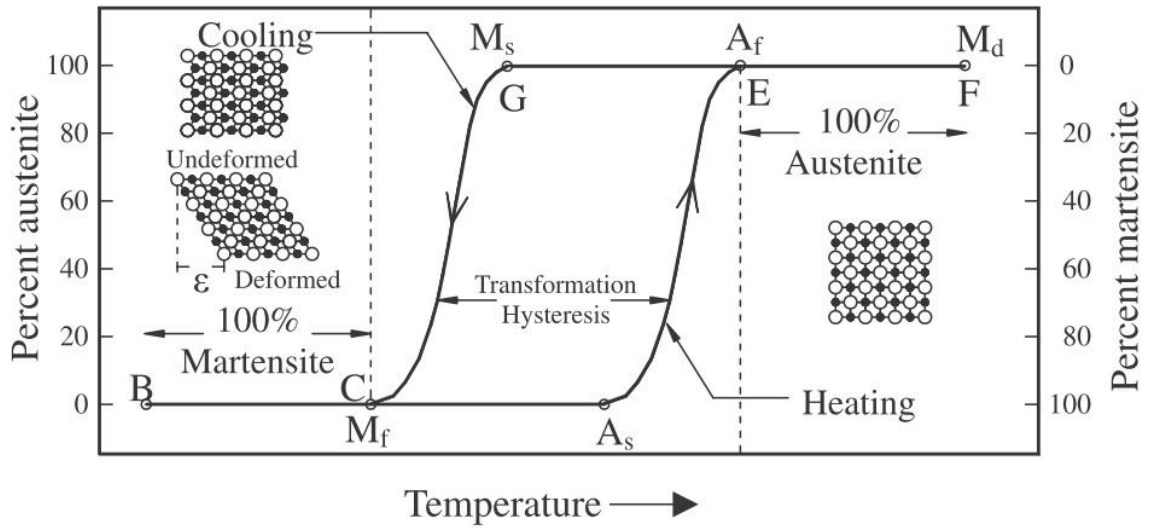
Přeměna austenitu v martenzit probíhá podle hysterezní křivky. Hystereze je obecně definována jako rozdíl mezi teplotami při 50% složení austenitu a martenzitu při obou směrech přeměn. [8] Z tabulky 1 vidíme, že šířka hystereze například pro slitinu NiTi je přibližně 30°C. Pokud bychom tedy chtěli vyrobit implantát z tohoto materiálu, který je v plném austenitu při teplotě lidského těla 36-37°C, měli bychom ho nejdříve ochladit na teplotu kolem 6-7°C a při této teplotě ho zdeformovat. Teploty tohoto přechodu se měří pomocí různých způsobů jako elektrický odpor, neutronovou difrakcí, kalorimetricky nebo ultrazvukem. Na Obr.6 je tato hystereze znázorněna a jsou vyznačeny důležité body:

Ms - Martensit start: začátek přeměny z austenitu na martenzit při ochlazování.

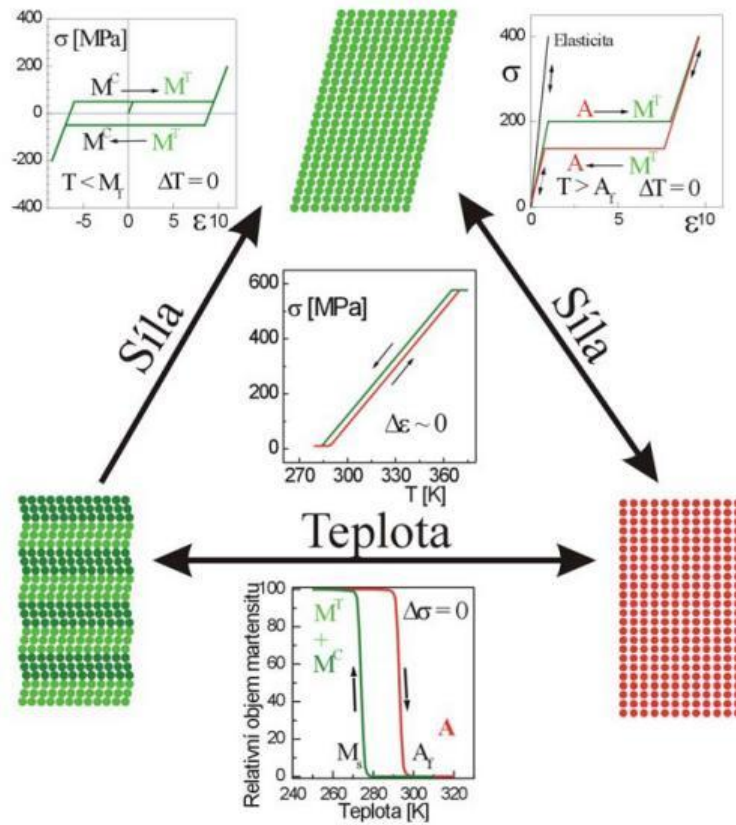
Mf - Martensit finish: konec přeměny z austenitu na martenzit při ochlazování.

As - Austenit start: začátek přeměny z martenzitu na austenit při zahřívání.

Af - Austenit finish: konec přeměny z martenzitu na austenit při zahřívání.



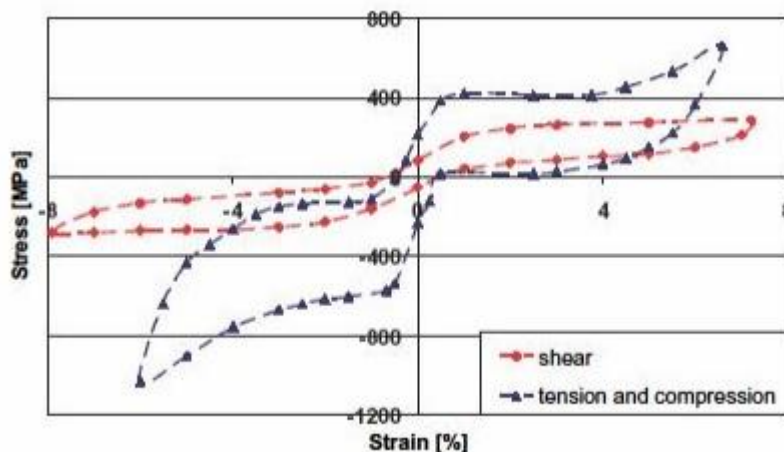
Obr. 6: Hysterezní křivka[18]



Obr. 7: Princip jevů tvarové paměti [10]

Experimentální pozorování ukazují, že zatěžovací podmínky mají významný vliv na chování SMA. Zejména je pozorováno asymetrické deformační chování v tahu a tlaku (Obr.8).

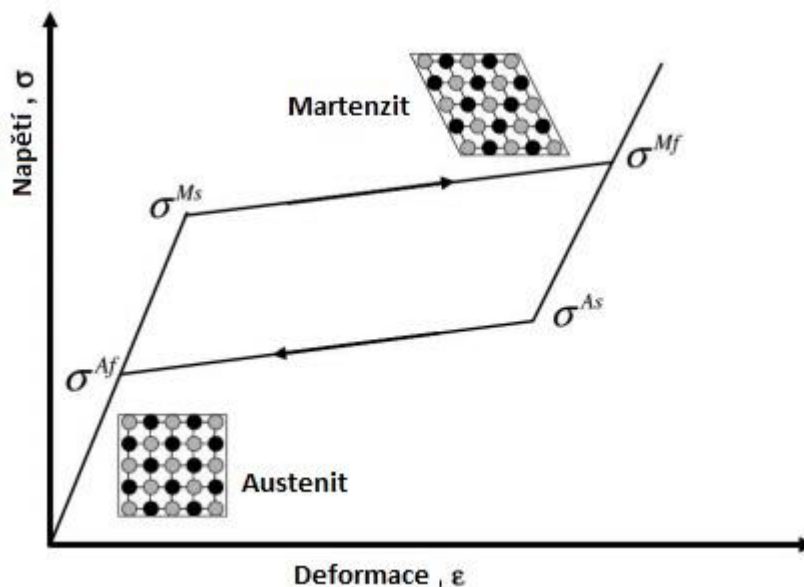
Příčina tohoto jevu je nízká krystalografická symetrie struktury martenzitu. Z toho vyplývá, že závěry získané z tahových zkoušek nemohou být přímo aplikovány na jiné druhy deformací a je k nim třeba provést nezávislé experimenty. Materiály mají také rozdílné elastické vlastnosti v austenitu a martenzitu.[19]



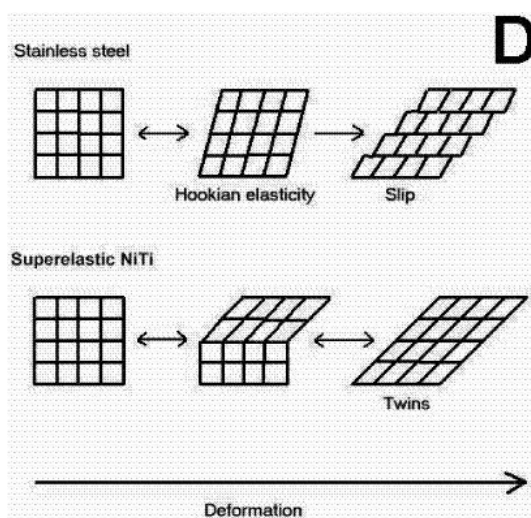
Obr. 8: Rozdílné chování SMA materiálů v tahu a tlaku.[19]

3.5 Superelasticita

Elastické deformace běžných kovů jsou poměrně malé (většinou do 0,7%). Oproti tomu u materiálů s tvarovou pamětí mohou dosahovat i více než 10%. [10] Odtud plyne název superelasticita. Pokud materiál s tvarovou pamětí namáháme nad teplotou A_f , dochází k přeměně z austenitu do nejvhodněji zorientované martenzitické varianty i beze změny teploty, tedy pouze vlivem napětí. Deformace s tím spojená je omezená, ale plně vratná při odlehčení, podle hysterezní křivky (Obr. 9). Super elastické slitiny NiTi mohou být napjaté až několikrát více, než běžné kovové slitiny, aniž by se plasticky deformovaly. Tento jev je však pozorován pouze v určitém teplotním rozmezí.[8]



Obr. 9: Znáornění deformačního chování SMA[19]

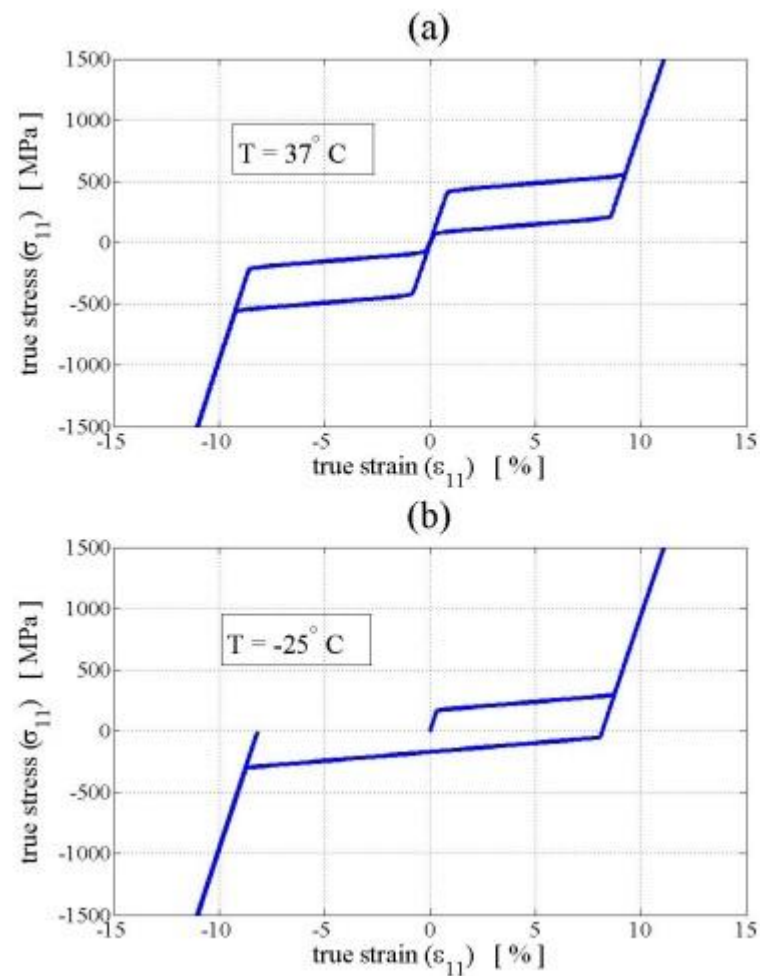


Obr. 10: Schematické znázornění změn způsobené vnějším napětím[8]

Pokud některému konkrétnímu výrobku je při ohřevu bráněno, je potom schopen vyvinout na své okolí značně velké síly. Pokud zorientovaný martenzit transformuje, mohou být vyvolaná napětí o velikosti řádově stovek MPa.[10]

Pokud bychom chtěli vlastnosti superelasticity využít v biomedicínských aplikacích je nutné dbát na chemické složení a termomechanické úpravy tak, aby vykazovaly optimální superelasticitu při teplotě 37°C a materiál se nacházel ve fázi austenitu. Pokud se materiál nachází ve formě austenitu při teplotě 37°C můžeme pozorovat superelastický efekt, zatímco při teplotě -25°C se materiál po odlehčení již nevrací do svého původního tvaru, ovšem při

případném zahřátí nad transformační teplotu austenitu se do svého původního tvaru opět navrátí (Obr.11).[19]



Obr. 11: Superelasticita při různé teplotě [19]

3.6 Jednocestný paměťový efekt

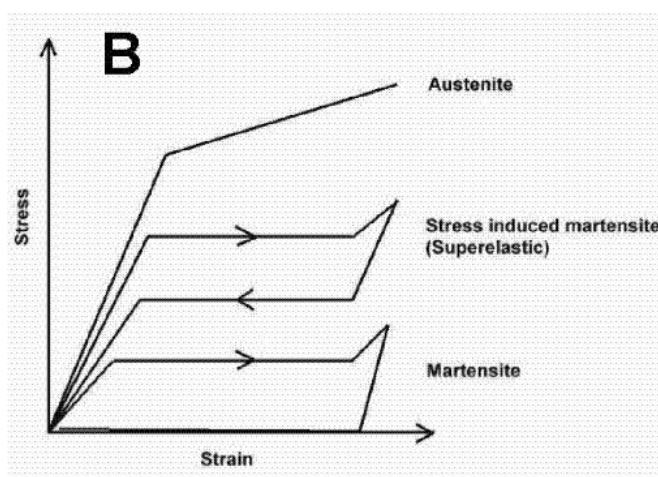
Jedná se o běžný paměťový efekt, kdy z austenitu přejde slitina do martenzitu a po zahřátí přejde zpět pouze do jediného tvaru austenitu, tím se vrátí do své původní geometrické podoby. Pokud bychom austenit ochladili, nebude už svůj tvar měnit, nebudeme-li na něj působit jinou vnější silou. Slitina si pamatuje pouze jednu polohu v austenitu, proto nazýváme tento efekt jednocestný.[16]

3.7 Dvoucestný paměťový efekt

Jak bylo zmíněno, u jednocestného paměťového efektu se tvar materiálu zachovává pouze v austenitické fázi, ale je však možné geometrický tvar zachovávat i v martenzitické fázi. Aby bylo možné takový materiál získat, je nutné tento efekt "vytrénovat" z jednocestného efektu tak, aby po ochlazení slitina přešla přednostně přímo do jedné varianty martenzitu a tím změnila svůj tvar a po následném zahřátí se zase vrátila do původní formy v austenitu. Vratná deformace u tohoto efektu je něco kolem 1% oproti 8% v případě jednocestného efektu. Pokud by se materiálu nějakým způsobem bránilo v přechodu, tak dvoucestná paměť může zcela vymizet. Protože materiál je schopen měnit svůj tvar, jednak při ochlazení na vytrénovanou martenzitickou strukturu a i při následném ohřevu na austenitickou strukturu, nazýváme tento efekt dvoucestný.[16]

3.8 Slitiny Niklu a Titanu (Nitinol)

NiTi slitiny s tvarovou pamětí (známé jako nitinol) a jejich aplikace mají dlouhou historii v technických vědách, ale až v poslední době nalézáme jejich uplatnění v medicíně. Za posledních několik desetiletí se tyto slitiny dostaly z ponorek až do lidského těla. V bioinženýrských aplikacích je využití těchto slitin oblíbené, především díky tomu, že vykazují velmi dobré biokompatibilní vlastnosti. Konkrétní využití můžeme nalézt například v chirurgii ve formě různých cévních stentů a kostních implantátů, kde se využívá jejich tvarově paměťového efektu.[20] Nitinol je binární slitina niklu a titanu obsahující 53 až 57% niklu. Z hlediska praktických aplikací se může NiTi vyskytovat ve třech formách. Martenzitická, martenzitická superelastická a austenitická. Pokud je tento materiál v podobě martenzitu, potom je velmi měkký a tvárný a lze ho snadno deformovat. Superelastické NiTi je pružné, zatímco austenitické je poměrně tvrdé, podobně jako samotný titan. [8]



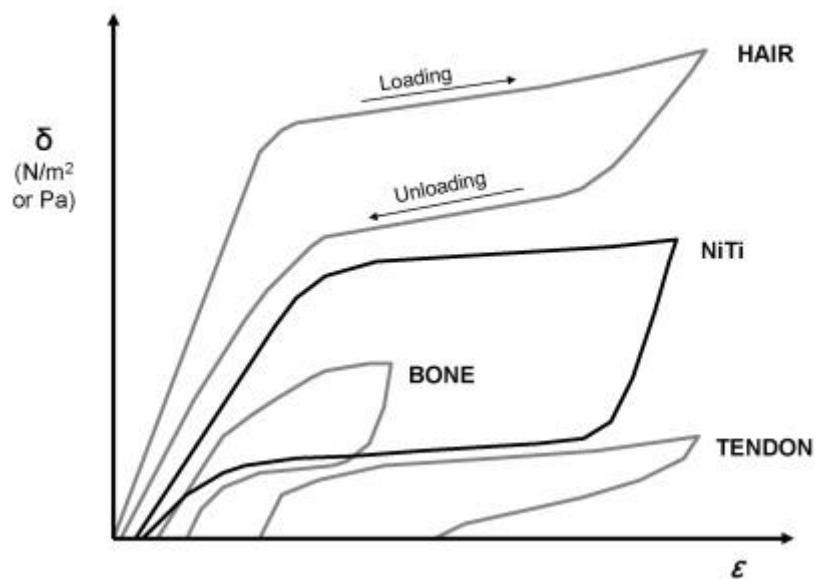
Obr. 12: Napětově deformační chování NiTi v různých fázích[8]

Slitiny NiTi byly vyvinuty v roce 1962-63 firmou Naval Ordnance Laboratory a uvedeny na trh pod názvem nitinol. Z hlediska historie existuje příběh o objevu jejich tvarově paměťových vlastností, který říká, že k tomu došlo náhodou. Vzorky slitiny byly podrobovány pevnostním zkouškám, které měly za úkol zjistit, jak moc velká síla je potřebná k jejich deformaci. Poté, co byly vzorky otestovány, odešli pracovníci na oběd a nechali je ležet na okenním parapetu. Když se vrátili, zjistili, že způsobené deformace se samy "opravily". [20]

Jedinečné vlastnosti těchto slitin umožňují vyvolat velké mechanické deformace a v případě potřeby obnovit původní tvar za pomoci působení teploty nebo mechanického odlehčení v závislosti na historii složení a zpracování materiálu. Slitiny NiTi mají mnoho významných vlastností, jako je například odolnost vůči korozi, biologická kompatibilita, tvarově paměťový efekt a superelasticitu. Spektrum všech těchto vlastností tvoří velmi komplexní materiál. [20]

3.9 Medicínské aplikace slitin NiTi

V dnešní době ze všech komerčních aplikací NiTi je aplikace v medicíně jednou z nejpobulárnějších. Vynikající tvárnost a tažnost NiTi umožňuje vyrábět různé formy drátů, trubek, plechů, tyčí a podobně. To je zvláště vhodné pro velmi jemné a malé implantáty. Aplikace těchto materiálů se objevily koncem 80. let 20. století jako reakce na požadavek minimálně invazivních lékařských zákroků. V dnešní době je více než 50% všech cévních stentů, které jsou k dispozici na trhu, vyrobeno právě ze slitin NiTi. Využívá se zde jejich SMA efektu a superelasticity. Nitinol je využíván například v dentálním lékařství nebo na výrobu stentů, tedy tabulárních implantátů sloužících ke zlepšení průchodnosti cév. Jedná se o síťky ve tvaru trubiček, které jsou spletené z drátů. Zde jsou využívány hned tři vlastnosti SMA. Superelasticitu při komprimaci stentu do trubičky katetru, kterým je dopraven na místo, tvarová paměť při roztažení stentu v místě jeho funkce - vlivem tělesné teploty se stent roztáhne do původního tvaru a biokompatibilitu stentu - materiál je intermetalikum a velmi dobře odolává agresivnímu prostředí lidského těla. Vzhledem k vysoké odolnosti proti poškození, jsou také NiTi stenty ideální pro povrchové cévy, jako je například krční tepna. V těchto případech je riziko trvalé deformace způsobené vnějšími silami velké a znamenalo by problém. NiTi stenty ale mohou být zcela deformovány a i přesto se mohou vrátit do svého původního tvaru po odlehčení síly. Dalším příkladem jsou osteosyntetické svorky (Obr.14). Nelineární deformační chování NiTi je velmi podobné jako u biologických tkání jako jsou například kosti. Toto chování má za následek schopnost odolávat a zotavit se z velkých deformačních napětí, proto je biologické tkáně také dobře přijímají (Obr.13).[20]



Obr. 13: Schematické znázornění hysterezní smyčky superelastického chování NiTi a některých vybraných biologických materiálů [20]

-vyrobený tvar
svorky

- předdeformovaný tvar
svorky pro zavedení

-konečný tvar
po zavedení



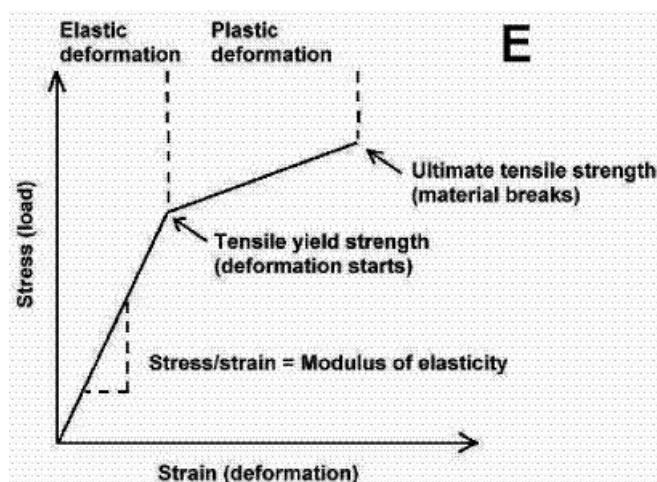
Obr. 14: Princip osteosyntetické svorky NiTi [21]

3.10 Omezení tvarové paměti NiTi implantátů

Asi do 8% napětí mohou být deformace navráceny. Při překročení této mezní hodnoty se projeví trvalá plastická deformace. Provozní teploty pro používání implantátů s tvarovou pamětí se nesmí výrazně lišit od transformačního rozsahu, jinak by mohlo dojít ke ztrátě efektů tvarové paměti. Také nelze zanedbávat geometrickou charakteristiku konkrétního implantátu (ostré hrany apod.) a vliv vnitřního napětí NiTi materiálu.[8]

3.11 Mechanické vlastnosti NiTi

Pro biomechanické aplikace jsou důležité dvě vlastnosti. Mechanická síla a chemická reaktivita. Obecně platí, že existují dva základní mechanické požadavky na samotný materiál a jeho design. Provozní napětí se musí pohybovat bezpečně pod mezí kluzu a cyklické zatížení nesmí překročit mez únavy (Obr. 15).[8]



Obr. 15: Schematické znázornění závislosti napětí a deformace běžných implantátů[8]

Mechanické vlastnosti NiTi závisí na fázi, ve které se nachází při určité teplotě. Plně austenitické materiály mají obecně vhodné vlastnosti pro chirurgickou implantaci. Společné mechanické vlastnosti martenzitické a austenitické fáze jsou uvedeny v tabulce 2. Například vezmeme-li kuličku z NiTi v martenzitické fázi a pustíme ji z konstantní výšky na podložku, potom se odrazí zhruba nad polovinu, než u stejné kuličky v austenitické fázi. Z ortopedického hlediska by se tato vlastnost mohla jevit jako užitečná, například pro tlumení napětí mezi kostí a kloubní protézou. Navíc nízký modul pružnosti NiTi (protože je svou hodnotou mnohem bližší modulu pružnosti kosti) znamená přínos ve specifických aplikacích. NiTi má unikátní vysokou mez únavy a velmi dobré tvárné vlastnosti, což je dáno jeho martenzitickými transformacemi. Tyto vlastnosti jsou obvykle vhodné pro ortopedické

implantáty. Další vhodnou vlastností je jeho vysoká odolnost vůči opotřebení a také je tato slitina nemagnetická.[11]

	NiTi		Nerez	Titan	Ti-6Al-4V
	Austenitické	Martenzitické			
Mez pevnosti v tahu (MPa)	800-1500	103-1100	483-1850	540-740	920-1140
Pevnost v kluzu (MPa)	100-800	50-300	190-1213	390	830-1070
Modul pružnosti (GPa)	70-110	21-69	190-200	105-110	100-110
Poměrné prodloužení (%)	1-20	až 60	12-40	16	8

Tab. 2: Vybrané mechanické vlastnosti NiTi a porovnání s jinými materiály[8]

3.12 Chemické a fyzikální vlastnosti NiTi

Teplota tavení (°C)	1310
Hustota (kg.dm ⁻³)	6,45
Elektrická rezistivita (10 ⁻⁶ Ω.m)	0,5÷1,1
Tepelná vodivost (J. kg ⁻¹ .K ⁻¹)	10÷18
Transformační entalpie (J. kg ⁻¹ .K ⁻¹)	490
Pevnost v tahu (Mpa)	700÷1000
Rozsah transformačních teplot (K)	173÷383
Hystereze (K)	30
Maximum jednocestného jevu (%)	8
Normální dvoucestný jev (%)	1,2
Počet tepelných cyklů	100000
Maximální teplota ohřevu	400
Korozní odolnost	výborná
Biologická kompatibilita	výborná

Tab. 3: Vybrané chemické a fyzikální vlastností slitiny NiTi[12]

4 BIOKOMPATIBILITA

Při hledání vhodných materiálů pro implantáty hraje důležitou roli jejich biokompatibilita, tedy biologická snášenlivost. Tím rozumíme schopnost snášet materiál živým organismem. Nejlepší biokompatibilitu mají keramické materiály. Některé materiály dokonce svojí přítomností a působením vyvolávají růst buněk kostní tkáně. Ovšem biologická reakce organismu na přítomnost implantátů není dána jenom jejich chemickým složením, ale velkou roli hraje také struktura povrchu, otěruvzdornost a velikost. Například objemový implantát typu jamky kyčelního kloubu se v lidském těle chová bioinertně (kostní buňky osídlují povrch cizího tělesa a časem se kolem něj vytvoří vazivové pouzdro), ale částice polyetyleny vzniklé otěrem jsou považovány za hlavní faktor nezáznětlivého uvolňování náhrad kyčelního kloubu.[13] Implantace náhradního zařízení nebo protézy do patologicky zničených nebo poraněných tkání je v dnešní době poměrně časté a vyžaduje klinicky důležitý přístup k nahrazení ztráty anatomické tkáně a následné obnovení její biologické funkce. Standardním materiálem kostních a zubních implantátů je titan, který se ukázal jako dostatečně fyziologicky inertní materiál. Slitiny s tvarovou pamětí jako je NiTi, byly široce studovány jako materiály pro náhradu tvrdé tkáně. V případě takových implantátů biokompatibilita znamená interakci mezi použitým biomateriálem a kostními buňkami. [20]

Biokompatibilita kovových implantátů je testována různými způsoby. Významné jsou především histologické výsledky. Ukazuje se, že korozní odolnost není jediným rozhodujícím faktorem. Obecně lze kovy rozdělit do tří skupin na toxické, vyvolávající sekrece a inertní. Nejvyšší biokompatibilita byla zjištěna u titanu, jeho slitin, platiny nebo niobu.[14]

Z biomechanického hlediska pro přenos sil z implantátu na kostní tkáň je důležité, že materiály druhé skupiny jsou po určitém čase obklopeny tenkou vazivovou vrstvičkou. To může mít za následek horší přenos tahových a smykových napětí a může dojít i k uvolnění implantátu. Z toho vyplývá, že důležitost fyzikálně-chemických a strukturálních vlastností povrchu implantátů hraje významnou roli. Vedle volby vhodně biokompatibilního materiálu je tudíž nutné myslet i na úpravu jeho povrchu.[14]

4.1 Biokompatibilita a korozní odolnost slitin NiTi

Z hlediska biokompatibility je pohled na slitinu NiTi nejednotný. V případě čistého Ti není pochyb, že nevyvolává toxicitu, karcinogenost a hypersenzitivitu. Vysoký obsah niklu ve slitinách NiTi často podněcuje diskuze, protože je znám svými účinky na živou tkáň v podobě například nekrózy. [15] Existuje mnoho literatury týkající se toxicity niklu a tento aspekt je třeba brát vážně, neboť neexistuje ucelený názor vzhledem k otázce biokompatibility slitin NiTi. Nicméně se ukazuje, že požadovaných vlastností lze dosáhnout pomocí povrchových úprav NiTi implantátů. Tato úprava je podmíněna vznikem tenkého pasivačního oxidického filmu na povrchu. Jak je známo, lidské tělo je silně korozní prostředí a nevhodnou povrchovou úpravou by mohlo dojít k narušení pasivačního filmu.[8] Z hlediska koroze je slitina NiTi pasivní litina, stejně jako titan a nerezové oceli a stabilní povrch z oxidů chrání materiál před korozi. Přestože několik studií prokázalo v tomto ohledu výbornou odolnost NiTi vůči korozi a biokompatibilitu, ukázalo se, že i tento materiál za určitých podmínek může v lidském těle korodovat.[22] Například pokud by se uvolnily kovové ionty v místech, kde není vrstva naneseného filmu dostatečná, vedlo by to k narušení místní pasivity, rychlé místní korozi až k porušení materiálu. Další problém by mohl nastat v případě opakovaně deformovaných implantátů, kdy má povrch jiné vlastnosti než samotný implantát a mohlo by dojít k jeho poškození. Odolnost slitiny, ze které je implantát zhotoven, je tedy velmi důležitou vlastností jeho biokompatibility. Jak bylo uvedeno výše, povaha prostředí a povrchové úpravy mají výrazný vliv na korozi. Biokompatibilita a dobrá odolnost proti korozi NiTi materiálu je způsobena pouze pasivní úpravou povrchu. Pro aplikace v lékařství jsou tedy zásadní vlastnosti jako tloušťka a homogenita oxidační vrstvy zcela zásadní. Většina poznatků pramení ze studie zubních drátků. Ve skutečnosti je znalost vlivu NiTi uvnitř těla zatím ještě malá.[8]

4.2 Reakce kosti na slitiny NiTi

V roce 1995 bylo klinicky testováno použití svorky s tvarovou pamětí pro fixaci zlomenin dolní čelisti. Po šesti týdnech byly svorky odstraněny a z tkání odebrány vzorky pro mikroskopické vyšetření. Celkově bylo léčeno 77 pacientů s frakturou dolní čelisti. U 72 pacientů byla léčba úspěšná, zatímco u zbylých pěti pacientů došlo k infekci. Nicméně z odebraných vzorků nebyly zjištěny žádné patologické tkáně nebo atypické reakce či známky buněčného porušení. Autoři této studie dospěli k závěru, že použití skobek s tvarovou pamětí pro chirurgickou léčbu zlomenin usnadňuje celkový proces léčby a zároveň je zajištěna

stabilní fixace kostních úlomků. Jiné studie také uvádí, že léčba zlomenin pomocí implantátů s tvarovou pamětí snižuje dobu potřebnou pro operativní řízení a rehabilitaci, a tak umožňují rychlé hojení poraněného místa. [8]

4.3 Problém isoelasticity implantátu

Elasticita biomateriálů je důležitá vlastnost pro přenos sil na rozhraní implantát-kost. Čím více má kost rozdílnou hodnotu Youngova modulu pružnosti než biomateriál, tím větší smyková napětí vznikají na tomto rozhraní. Z toho vyplývá, že je dané spojení více namáháno a může docházet k mikropohybům. O výsledné pružnosti či poddajnosti nerozhoduje pouze materiál, ze kterého je implantát zhotoven, ale také jeho tvar. Vhodnou volbou materiálu a tvaru tedy můžeme ovlivňovat elastické chování implantátu. Například cílem tzv. isoelastické endoprotézy, tedy náhrady proximálního konce stehenní kosti, je mít stejnou pružnost jako zdravá kost, respektive soustava kost+endoprotéza. Tuto myšlenku rozpracoval R. Mathysem. Jednalo se o dřík femorální komponenty náhrady kyčelního kloubu, který měl kovové pružné jádro umístěné v polymeru. Dlouhodobé výsledky této endoprotézy nebyly ale dobré, protože samotná isoelasticita není jedinou podmínkou úspěchu. Reakce organismu dodnes není zcela známá a obtížně se teoreticky předpovídá. V úvahu je také třeba brát fakt, že kostní tkáň má mechanické vlastnosti značně individuální a anizotropní. Jednou z nejdůležitějších vlastností kostní tkáně je její schopnost reakce na vnější mechanické impulsy, protože živá tkáň reaguje resorpcí (rozpuštěním) při malém i velkém namáhání.[4] Mezi těmito hodnotami se nachází mechanická fyziologická oblast. V této oblasti jsou v rovnováze procesy resorpce a novotvorby. Kostní tkáň dále přizpůsobuje svoji strukturu působícímu mechanickému zatížení, tento proces nazýváme jako remodelaci struktury kostní tkáně. Mechanická a fyziologická oblast byla zkoumána na zvířatech, kde bylo zjištěno, že jako optimální se jeví oblast napětí zhruba od 25 do 45 MPa.[9]

Úkolem konstruktérů je tedy nalézt takové konstrukce implantátů a materiály pro jejich tvorbu, aby při běžném zatížení tyto implantáty plnily svoji funkci a zároveň na okolní tkáň působily napětím v optimálním rozsahu. Bohužel tento úkol nemá vždy optimální řešení, a tak výrobci a vědci různých oborů stále hledají a přicházejí s řadou nových řešení.

5 NUMERICKÁ ANALÝZA

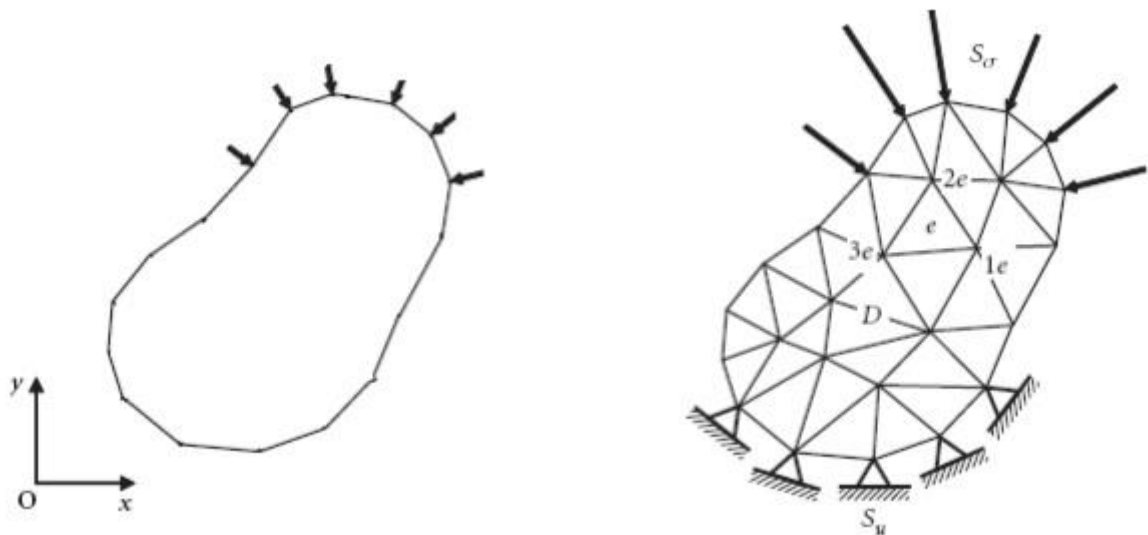
5.1 Ansys Workbench

K řešení dané úlohy byl použit software Ansys Workbench 15.0. Jedná se o produkt firmy Ansys Inc., který slouží k řešení především fyzikálních úloh, jako jsou statické a dynamické děje. Tento software pracuje na základě metody konečných prvků. Výhodou tohoto software oproti základnímu klasickému Ansysu je jeho moderní uživatelské rozhraní, které je dobře koncipováno, takže orientace v tomto prostředí je intuitivní.

5.2 Metoda konečných prvků

Pojem metoda konečných prvků byla poprvé použita v práci R. Couranta z roku 1943, kde navrhl její princip. Metoda konečných prvků (MKP) je numerická napěťově deformační výpočetní metoda sloužící k simulaci fyzikálně-mechanických dějů. Její princip spočívá v diskretizaci spojitého kontinua do konečného počtu prvků, elementů. MKP je založena na variačním počtu, kdy se hledá minimum funkcionálu deformační energie. Základním funkcionálem v deformačně-napěťové analýze těles je jejich energie napjatosti, tedy práce spotřebovaná na deformaci tělesa. Pro libovolně deformovaný tvar tělesa je možné tuto energii určit z přetvoření a napětí ve všech bodech tělesa. Příslušným energetickým funkcionálem je celková potenciální energie tělesa, definována jako rozdíl energie napjatosti a potenciálu vnějšího zatížení. Tato energie je funkcí posuvů v jednotlivých bodech elementů, a protože variační metody matematiky umožňují najít minimum funkcionálu, je možné simulovat děj, který se ve skutečnosti realizuje. Z deformačních posuvů jednotlivých bodů je pak možné určit složky tenzoru přetvoření a z nich pomocí konstitutivních vztahů určit následně složky tenzoru napětí. V praxi výpočty probíhají tak, že za pomoci počítačových programů se vytvoří geometrický model tělesa nebo soustavy, který je spojitě rozdělen na elementy konečných rozměrů. Proces výpočtu v MKP je možné rozdělit do pěti fází.[23]

1. Diskretizace konstrukce na konečný počet prvků (Obr.16).
2. Aproximace deformačních nebo silových veličin na každém jednotlivém prvku.
3. Integrace konečných prvků v celek, při zachování podmínek spojitosti deformací.
4. Minimalizace energie - řešení podmínkových rovnic a určení neznámých uzlových parametrů.
5. Výpočet vnitřních sil na jednotlivých prvcích.



Obr. 16: Diskretizace tělesa na konečné prvky [23]

S volbou tvaru a velikosti elementů závisí i přesnost výpočtu, proto je nezbytné předem zvážit volbu, protože rohy těchto prvků, případně další významné body, jsou právě uzlovými body, v nichž se určují neznámé hodnoty posuvů.[23]

5.3 Model

Teorie modelů a modelování nabyla v souvislosti s rozvojem vědy značného metodologického významu a modely nacházejí uplatnění v nejrůznějších oblastech lidské činnosti. Model může být chápán různě a modely mohou sloužit k odlišným cílům. Konstrukce a tvorby modelů jsou vázány na řešení konkrétních úloh, a je proto zřejmé, že při posuzování výsledků je třeba k této skutečnosti přihlídnout. Při sledování jevů a procesů reálného světa si uvědomujeme, že je nemůžeme v naprosté většině případů zcela vysvětlit a popsat a nejsme schopni postihnout veškeré souvislosti. Model tedy musíme chápat jako určitou zjednodušenou formu zobrazení skutečnosti. Pokud nejsme z nejrůznějších důvodů schopni postihnout veškeré souvislosti, spokojíme se většinou s modelem, který není v plné míře realistický a reprezentuje pouze zjednodušené přiblížení k hlavním rysům chování. Tato skutečnost je často spojená s otázkou linearity, respektive nelinearity modelu. Z vlastností chování materiálů s tvarovou pamětí, popsaných v kapitole 3 jasně vyplývá, že v našem případě se jedná o materiálovou nelinearitu, neboť závislost mezi napětím a deformací je v tomto případě nelineární.

5.4 Numerické modelování

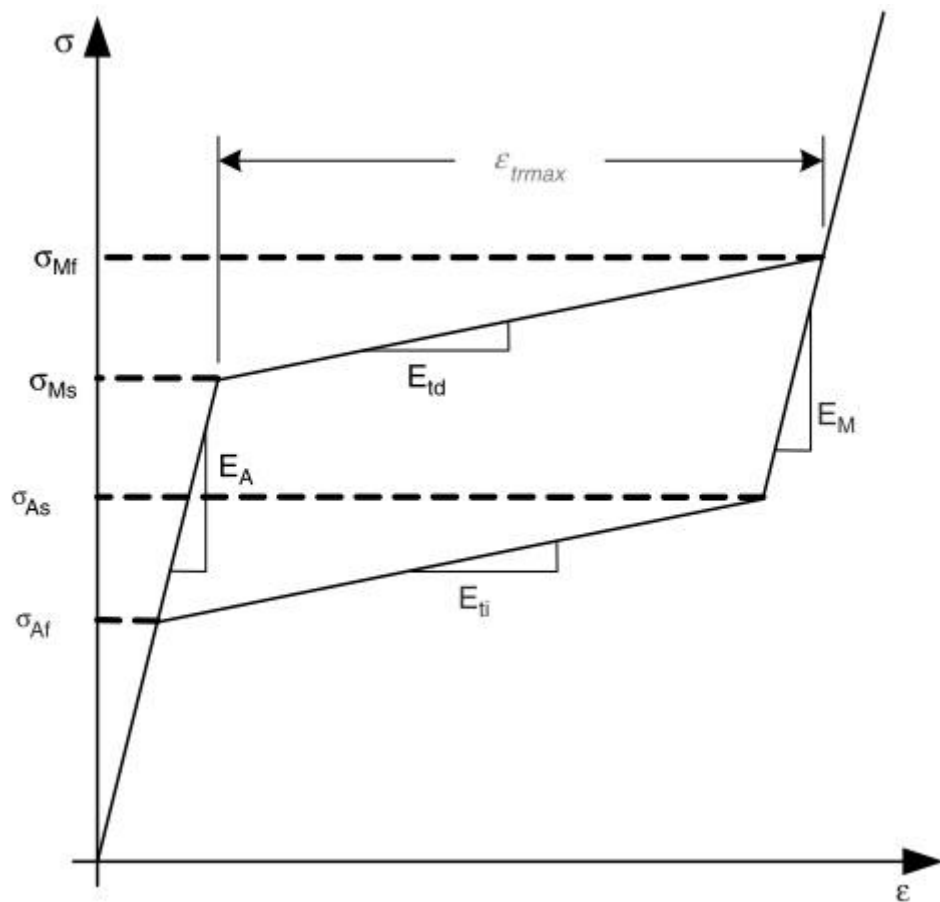
Řešení problémů pomocí numerického modelování se stává standardem s nástupem výpočetních programů s využitím počítačů. Předchází se tak řešením typu pokus omyl, kdy změna technologie byla navrhována podle zkušenosti s nejistým výsledkem. Nelze však tvrdit, že počítačové simulace jsou nejlepší metodou, neboť je třeba mít na paměti, že kvalita simulací závisí na kvalitě vstupních dat. [24]

Při vytváření numerického modelu musí být uvažovány faktory, kterými jsou materiálové vlastnosti, geometrické vlastnosti a vnitřní a vnější spolupůsobení mezi jednotlivými prvky. Materiálové vlastnosti se skládají z mechanických vlastností (elastické a plastické vlastnosti) zvoleného materiálu. Geometrické vlastnosti zahrnují především rozměry vzorků a v závislosti s tím i případné uvažované deformace. [25] Pokud se totiž pohybujeme v oblasti velkých deformací, do uvažovaného modelu by to zaneslo geometrickou nelinearitu. V modelu, který byl vytvořen pro tuto práci, se geometrická nelinearita neuvažuje, neboť silové působení spony se pohybuje v oblasti malých deformací. Celková nelinearita výpočtu je pak dána nelineární charakteristikou chování nitinolu.

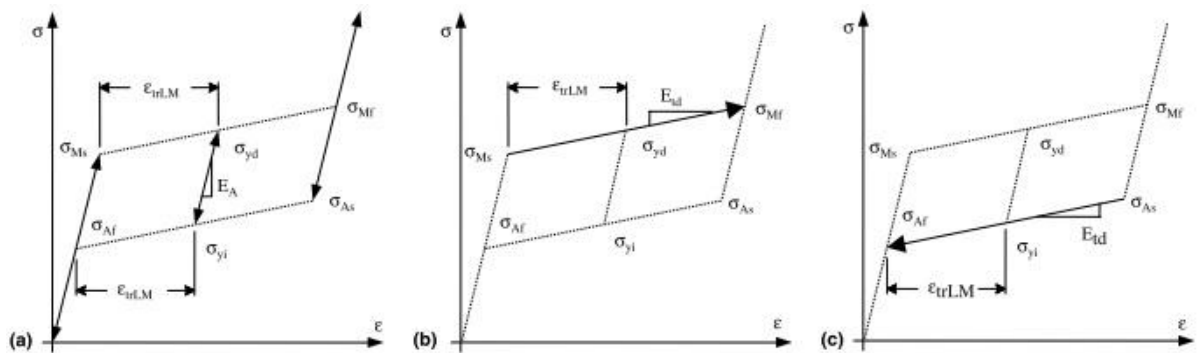
5.5 Numerický model chování NiTi materiálu spony

Podstatou materiálové nelinearity je samo chování materiálu, jenž se pod zatěžováním deformuje. Vztah mezi deformací a zatížením je nelineární. Pro simulaci chování NiTi materiálu spony byl použit multilineární model chování NiTi, který simuluje superelastické chování materiálu s tvarovou pamětí. Grafy na Obr.17 a Obr.18 představují elastické chování austenitu a martenzitu a jeho fáze transformace. V programu ANSYS lze od verze 14.0 k simulaci tvarově paměťového efektu a superelasticity přistupovat následujícími způsoby. [26] První způsob je znázorněn na obrázku Obr.19 a odpovídá tvarově-paměťovému chování materiálu s vlivem teploty. Tento model je popsán konstantami C1, C2, C3, C4, C5 a C6, které znamenají: C1=zatěžující parametr, C2=referenční teplota, C3=elastický limit, C4=konstanta beta, C5=maximální transformační napětí, C6=martenzit modulus.

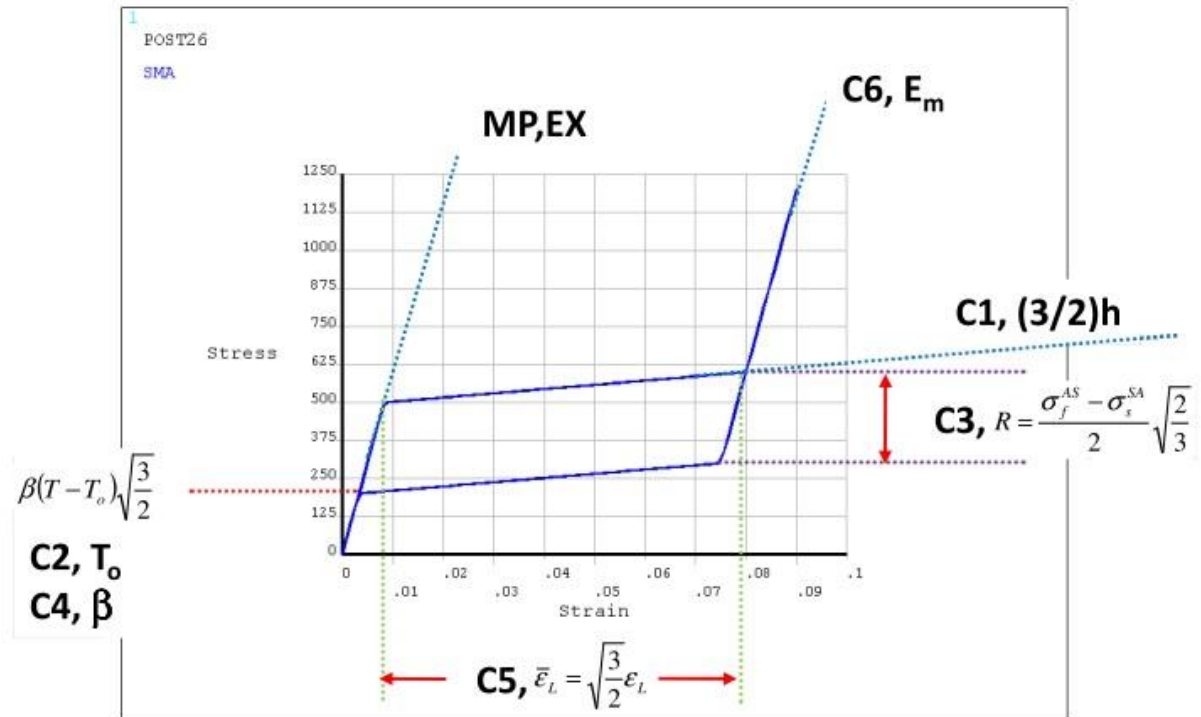
Druhý způsob, jak modelovat chování materiálu, je znázorněn na Obr.20 a odpovídá superelastickému chování materiálu bez vlivu teploty. Model je popsán konstantami C1, C2, C3, C4 a C5, které v tomto případě znamenají: C1=startovní hodnota napětí pro dopřednou fázi, C2=finální hodnota napětí pro dopřednou fázi, C3=startovní hodnota napětí pro zpětnou fázi, C4=finální hodnota napětí pro zpětnou fázi, C5=maximální residuální napětí. Vyzkoušeny byly oba tyto modely a vzájemně porovnány.



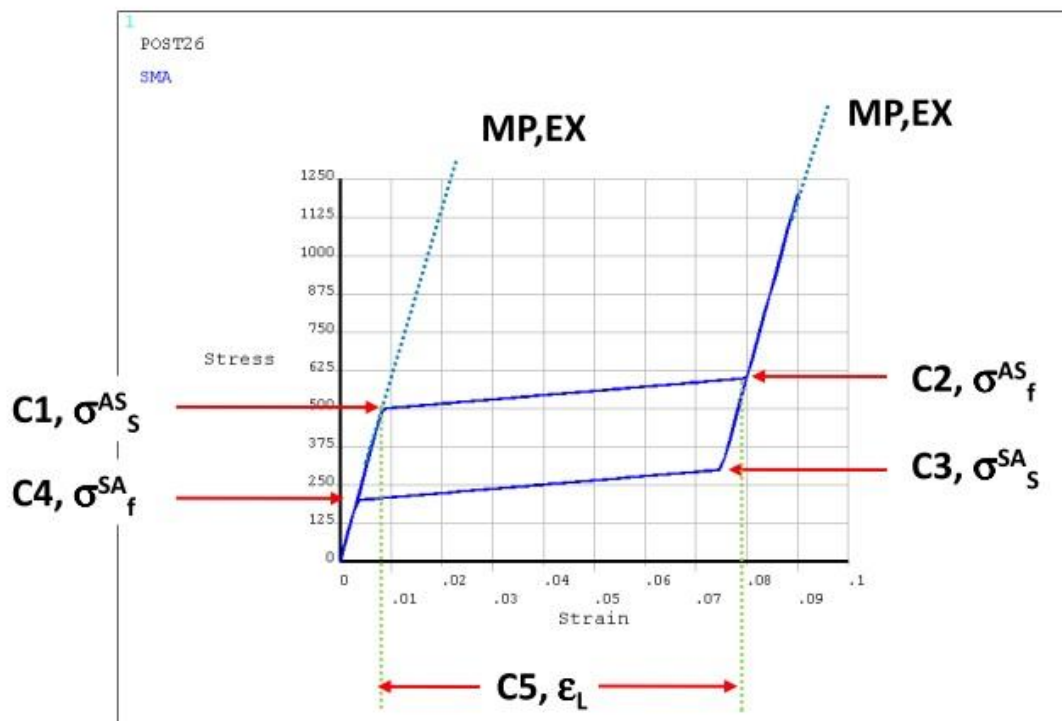
Obr. 17: Materiálový popis pro bilineární model [27]



Obr. 18: Elastická zóna (a), dopředná transformační zóna (b), zpětná transformační zóna [27]



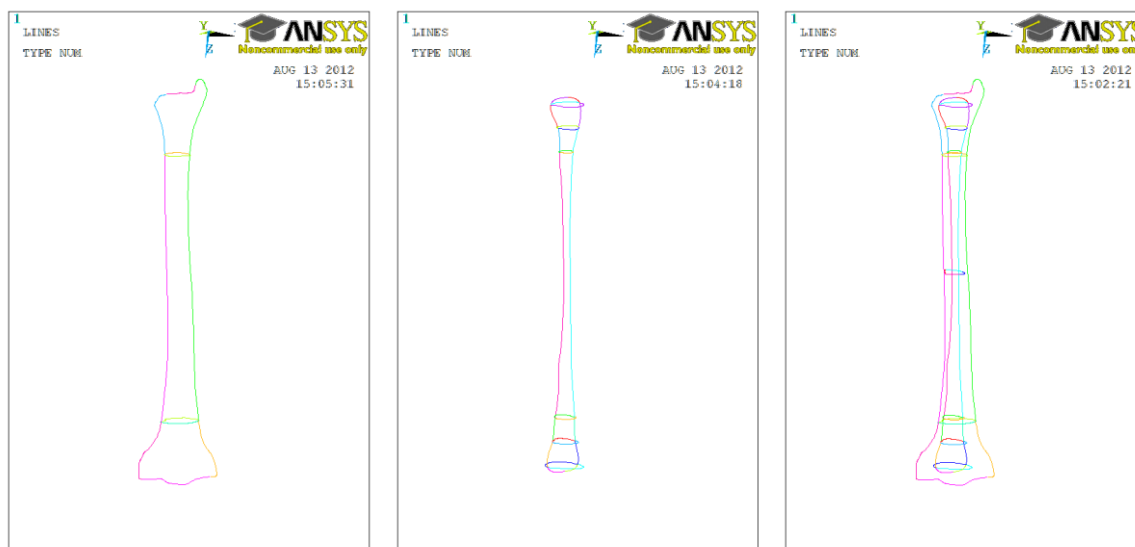
Obr. 19: MEFF model nastavení pro ANSYS [26]



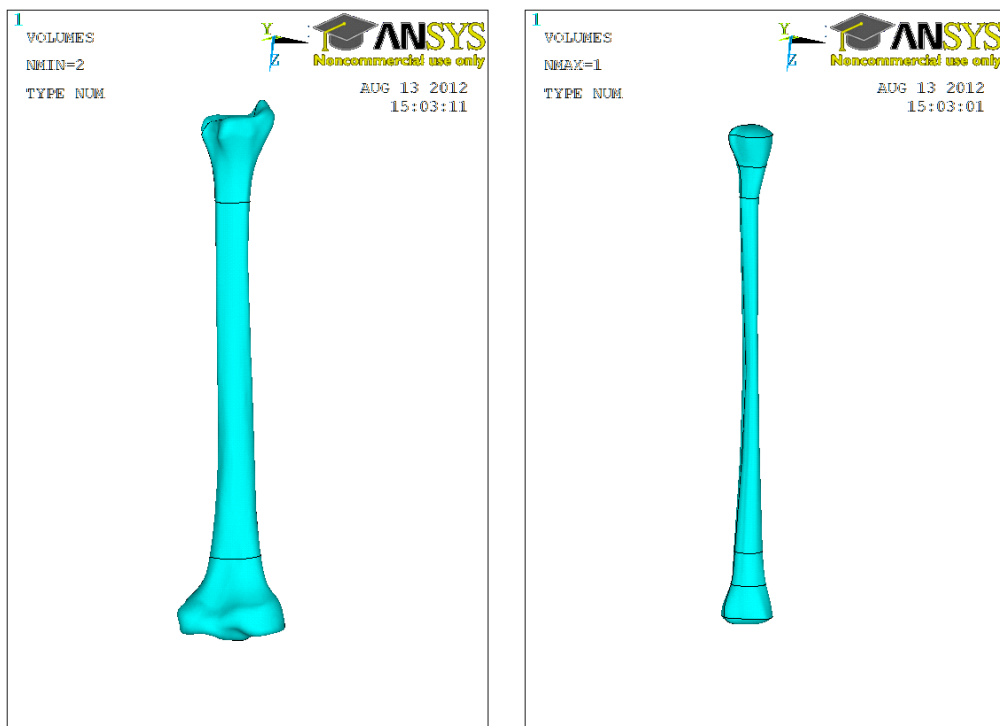
Obr.20: SUPE model nastavení pro ANSYS [26]

5.6 Vytvoření modelu tibiae se zlomeninou

Model kosti tibiae použitý pro výpočet byl vytvořen ze dvou částí v programu ANSYS Classic. První část (kortikální) byla tvořena tělesem ohraničeným vnějším povrchem. Tento model byl získán z webových stránek [28] v grafickém formátu iges. Druhá část modelu (spongióza) byla vytvořena podle výzkumné zprávy.[29] Z jednotlivých bodů příčného řezu tibiae byly vytvořeny splinové křivky a hlavními body byly proloženy splinové křivky v podélném směru. Z takto vzniklé sítě křivek byly vytvořeny plochy povrchu, které byly dále sjednoceny, aby popis povrchu modelu byl zjednodušen pro numerické výpočty.



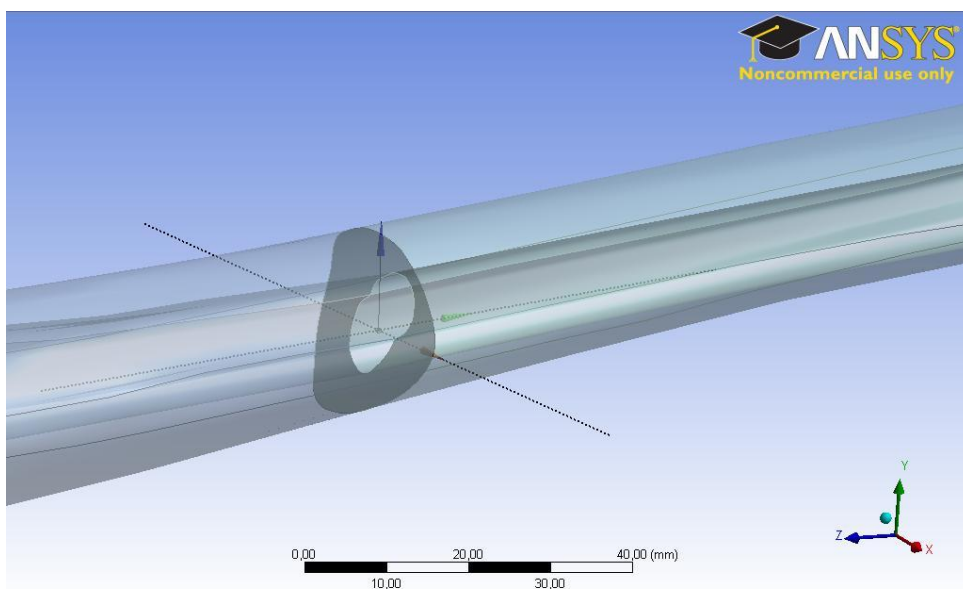
Obr. 21:Hlavní tvořící křivky vnitřní části tibiae v podélném a příčném směru a celý model tibiae



Obr. 22: Objem celé kosti tibie a objem vnitřní části kosti

Oba objemy tibie byly vyexportovány z ANSYS Classic v grafickém formátu iges, které byly dále načteny do modeláře ANSYS Workbench pro další úpravu modelu.

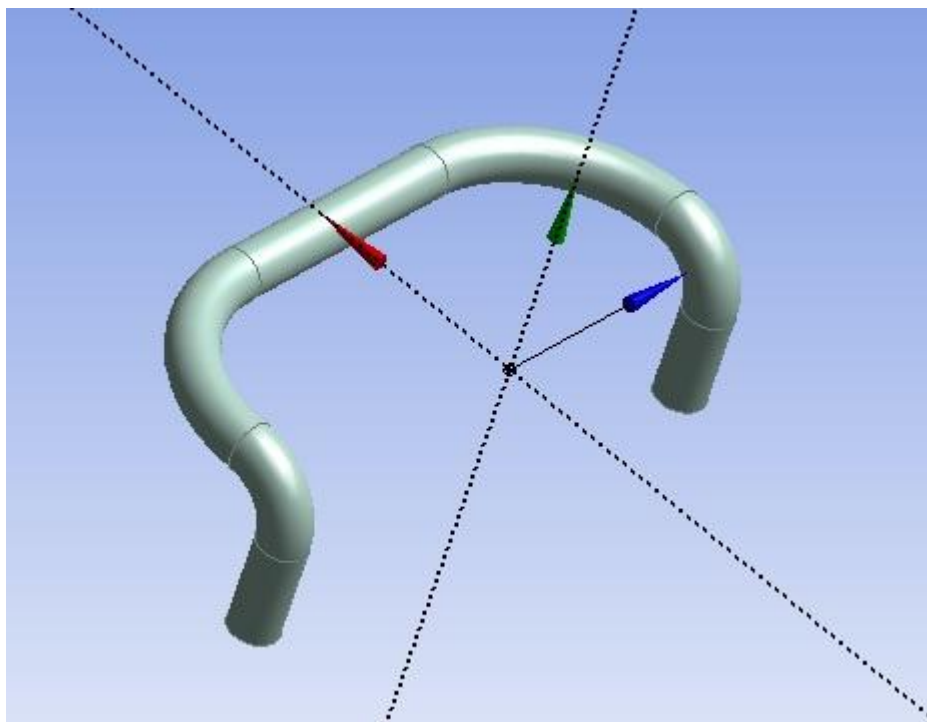
Dále bylo potřebné nasimulovat místo zlomeniny. Zlomenina byla zvolena jako přímá zlomenina přibližně v prostředku tibie v rovině podél kratší osy kosti. Toho se docílilo pomocí funkce „slice“ („salámový řez“).



Obr. 23: Simulace zlomeniny kosti [30]

5.7 Vytvoření modelu skobky pro vnitřní osteosyntézu

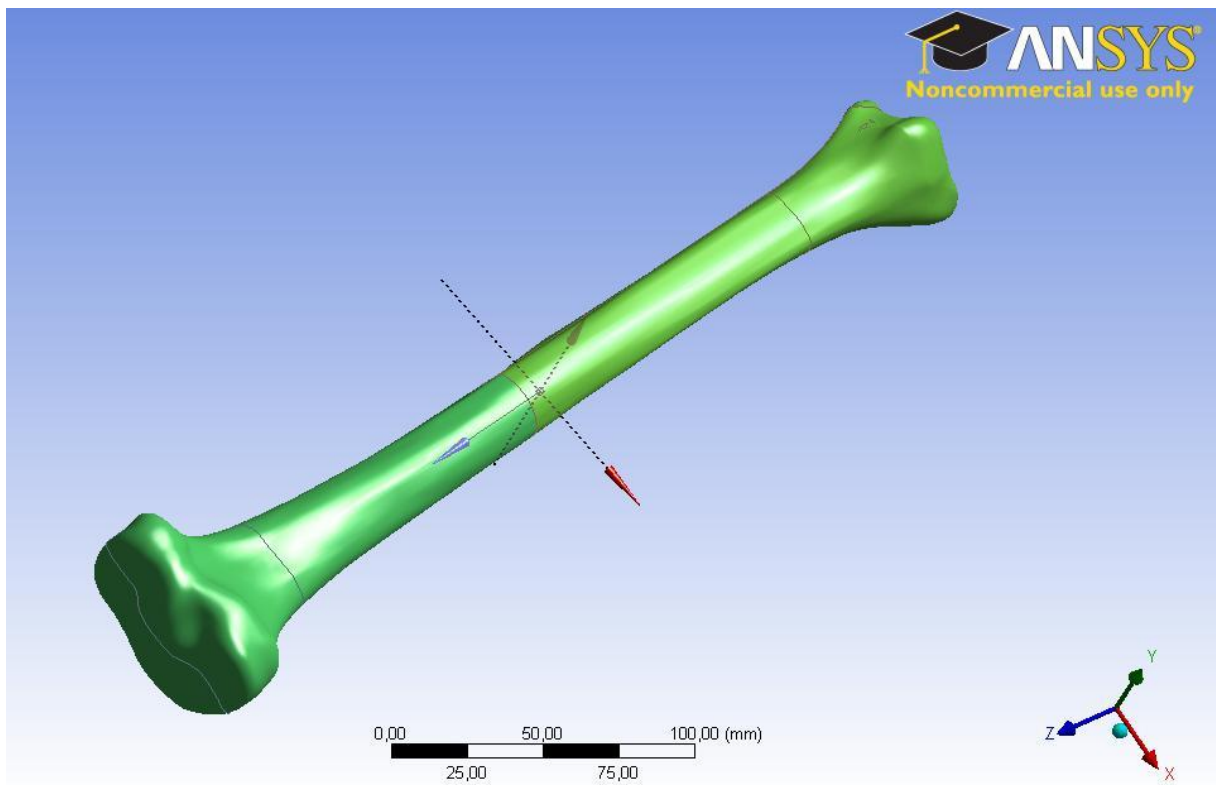
Pro účel této práce byl převzat původní model tibie, který byl vytvořen v mé bakalářské práci s rozdílem, že byl vytvořen nový model spony, který z geometrického hlediska více odpovídá skutečnosti, než model původní. Model byl vytvořen v programu ANSYS Workbench. Nejprve bylo vytvořeno několik těles, které byly pomocí booleanských operací spojeny ve výsledný samostatný model spony (Obr.24).



Obr. 24: Model samotné spony

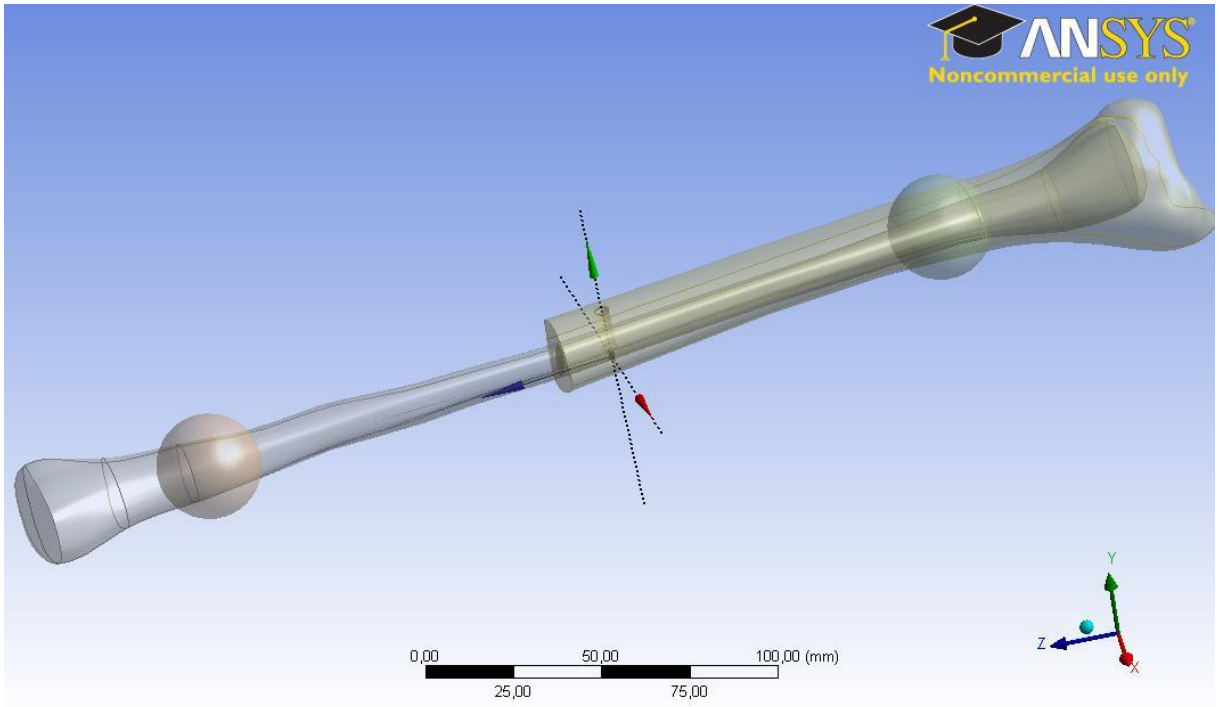
5.8 Úprava a spojení modelů

Nový model spony a původní kosti byly spolu načteny do modeláře ANSYS Workbench, kde je bylo nutné spojit a provést další úpravy vedoucí k vytvoření celé soustavy kost+skobka.

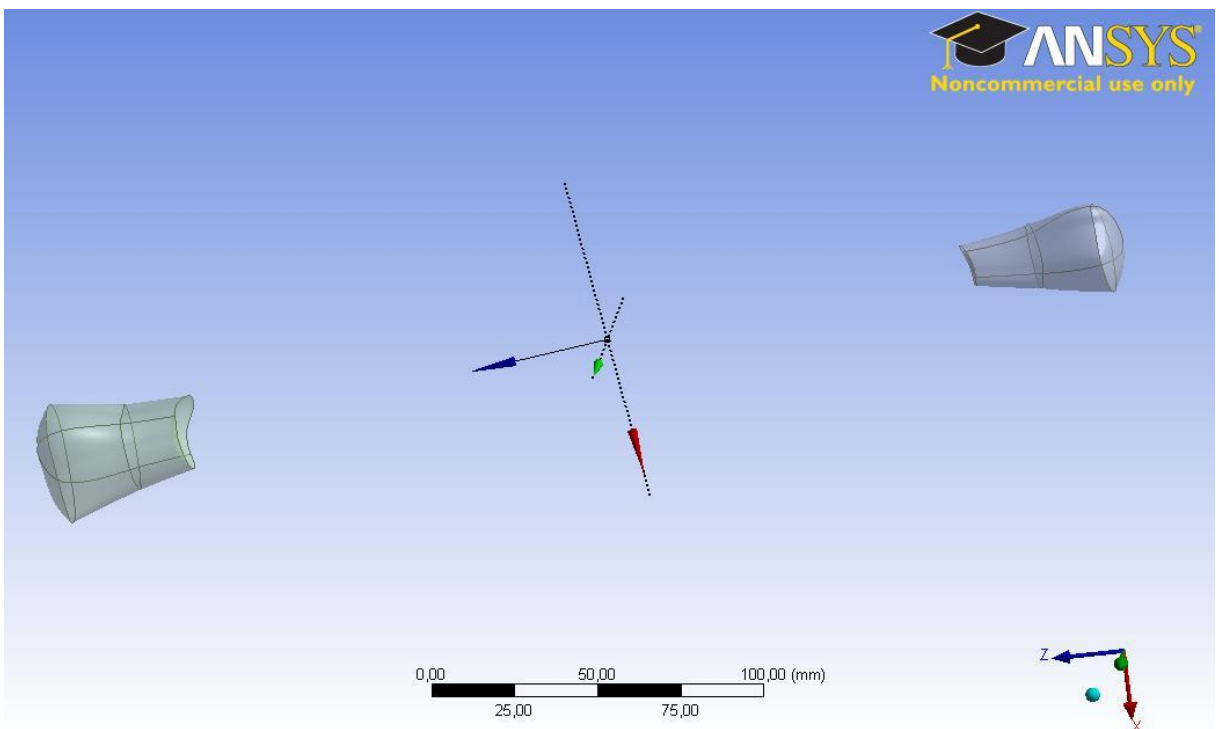


Obr. 25: Načtený model kosti ve Workbench [30]

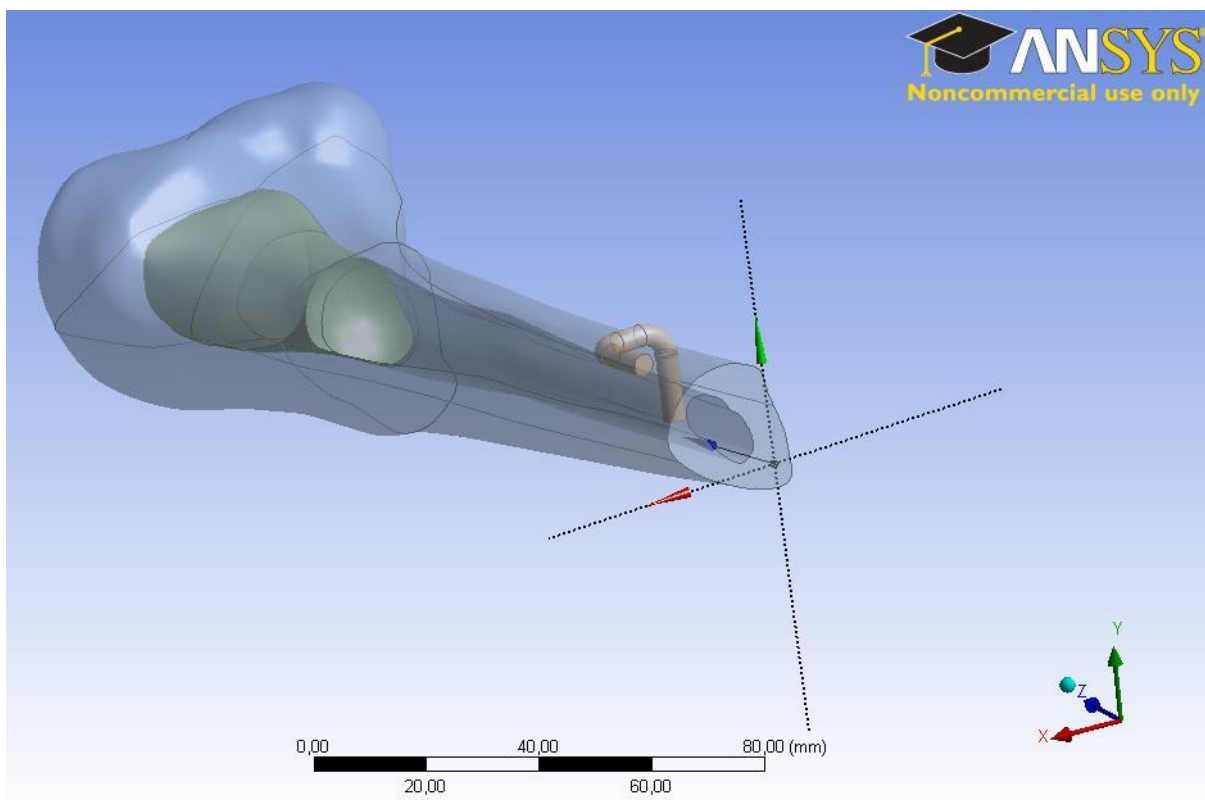
Importovaný model kosti se skládal ze dvou částí. Vnější část tvoří kost kortikální a vnitřní část v koncích je tvořena kostí spongiózní. U dlouhých kostí se ve střední části nachází kostní dřeň, která z mechanického hlediska nemá žádný význam, neboť se jedná o hmotu, která nepřenáší žádné síly a lze ji tedy pro zjednodušení numerických výpočtů zanedbat. Původní model tuto úpravu již zahrnoval a bylo jí docíleno tak, že byly vytvořeny dvě pomocné koule o poloměru 15 mm. Tyto koule byly použity jako operand pro booleanskou operaci a střední část kosti tak byla odstraněna.



Obr. 26: Vytvořené pomocné koule [30]

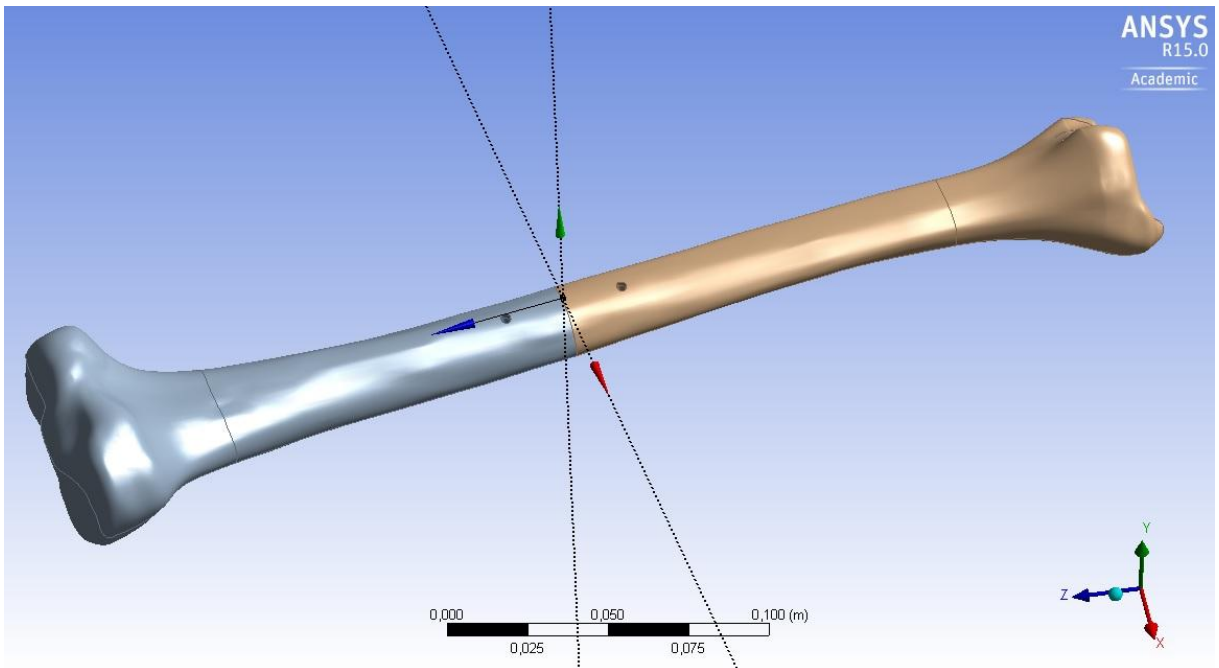


Obr. 27: Samotné spongiózní konce a odstraněná střední část [30]

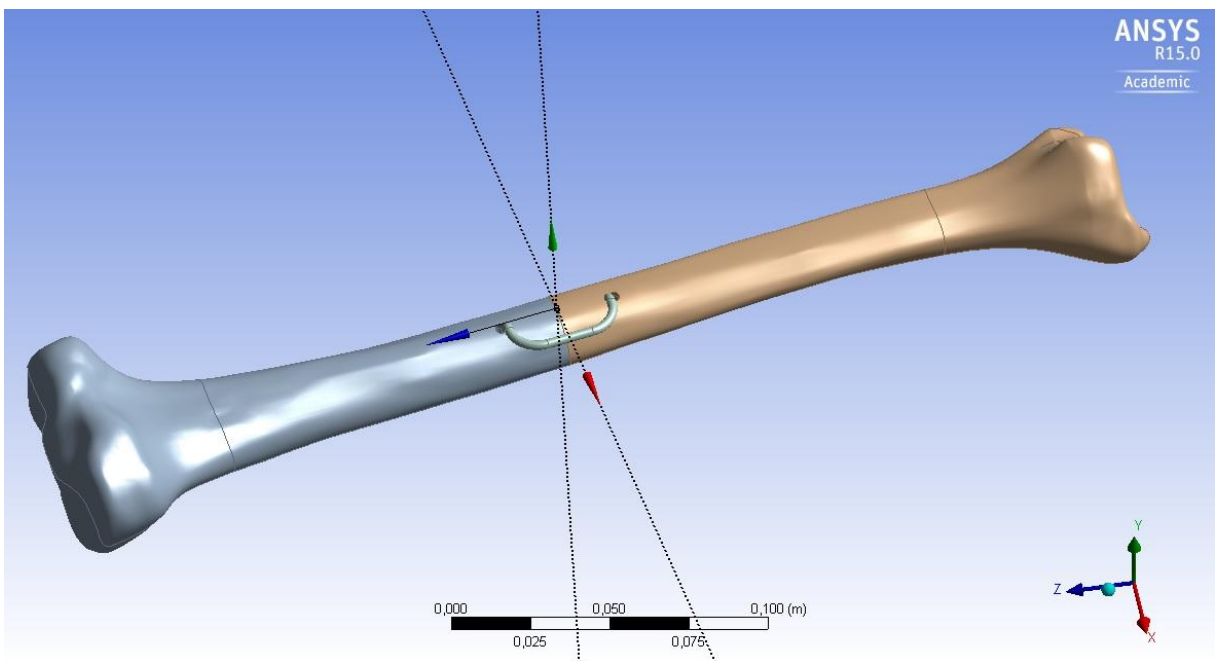


Obr. 28: Pohled na vytvořenou dutinu střední části tibie

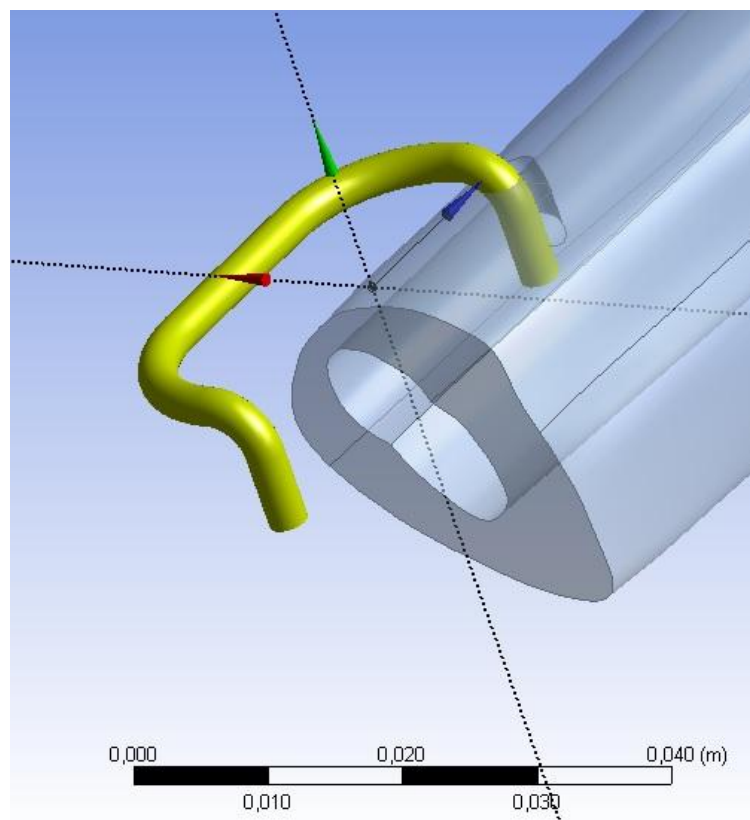
Dále bylo potřeba vytvořit spojení modelu spony a kosti tak, že otvory v kosti jsou vůči sponě posunuté. Důvod tohoto posunutí je později objasněn v kapitole 5.13. Toho bylo docíleno pomocí booleanských operací a tím došlo k vytvoření otvorů pro zasazení skobky a dokončení geometrického modelu (Obr.29,30,31).



Obr. 29: Otvory pro zasazení skobky



Obr. 30: Výsledný model kosti a skobky



Obr. 31: Výsledný model skobky a kosti – zprůhledněný pohled

5.9 Volba materiálů a definování jejich vlastností

Po vytvoření modelu bylo třeba nejprve definovat potřebné materiálové vlastnosti, protože kost není homogenním a izotropním materiálem a spona je tvořena materiálem s tvarovou pamětí.

U zvolených materiálů pro kost i sponu bylo nejprve třeba definovat Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo. Následně pak byly tyto vlastnosti přiřazeny jednotlivým součástem modelu. Zvolené hodnoty jsou zaznamenány v tabulce 4.

Materiál	Youngův modul pružnosti (MPa)	Poissonovo číslo
Kortikalis	17000	0,35
Spongióza	1000	0,25
Nitinol (NiTi)	60000	0,36

Tab. 4: Zvolené hodnoty pro materiály

Pro definování materiálových vlastností u modelů SUPE a MEFF byly zavedeny následující příkazy v modelové části programu ANSYS Workbench.

Definování spongiózní kosti je pro oba modely společně pomocí příkazu

spongi=matid

MP,EX,spongi,1000000000 !PA, [spongioza]

MP,NUXY,spongi,0.25

Definování kortikální kosti je pro oba modely společně pomocí příkazu

kortik=matid

MP,EX,kortik,1700000000 !PA, [kortikalis]

MP,NUXY,kortik,0.35

Definice parametrů materiálu spony jako superelastického modelu SUPE

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just aftermaterialdefinitions in
/PREP7.
!      Thematerialnumberforthis body isequal to theparameter "matid".

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated: Metric (m, kg, N, s,
V, A)
!      NOTE: Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!      SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

nit=matid
MP,EX,nit,60000000000 !PA, [AUSTENITE MODULUS]
MP,NUXY,nit,0.36
!*
*SET,C1,500000000 !PA [STARTING STRESS VALUE FOR THE FORWARD PHASE]
*SET,C2,540000000 !Pa [FINAL STRESS VALUEFOR THE FORWARD PHASE]
*SET,C3,340000000 !PA [STARTING STRESS VALUE FOR THE REVERSE PHASE]
*SET,C4,200000000 !PA [FINAL STRESS VALUEFOR THE REVERSE PHASE]
*SET,C5,0.07 ![MAXIMUM RESIDUAL STRAIN]
*SET,C6,0 ! SYMMETRICAL BEHAVIOR
TB,SMA,nit,,SUPE
TBDATA,1,C1,C2,C3,C4,C5,C6
!*
```

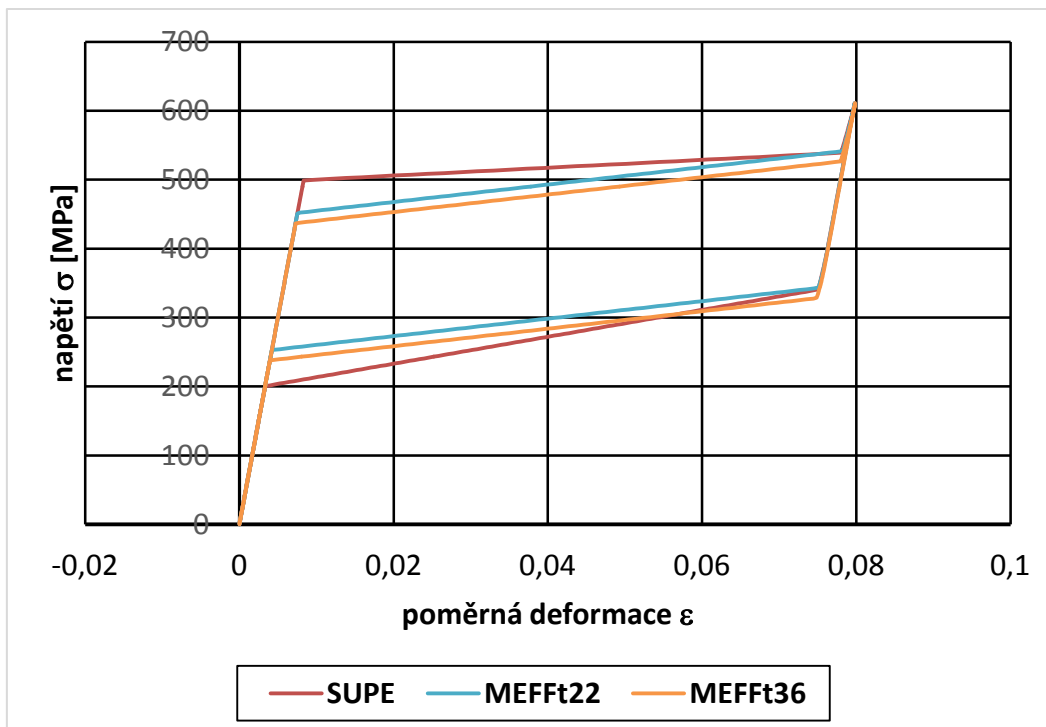
Pro definování parametrů u modelu MEFF byl zaveden následující příkaz

```
! Commands inserted into this file will be executed just after material definitions in
/PREP7.
! Thematerialnumberforthis body is equal to the parameter "matid".

! Active UNIT system in Workbench when this object was created: Metric (m, kg, N,
s, V, A)
! NOTE: Any data that requires units (such as mass) is assumed to be in
the consistent solver unit system.
! See Solving Units in the help system for more information.

nit=matid
MP,EX,nit,60000000000 !PA, [AUSTENITE MODULUS]
MP,NUXY,nit,0.36
MP,CTEX,nit,0.00000000001
!*
*SET,C1,857140000 !PA [HARDENING PARAMETER]
*SET,C2,253 !K [REF TEMP]
*SET,C3,81640000 !PA [ELASTIC LIMIT]
*SET,C4,6850000 !PA
*SET,C5,0.0857 ![MAX TRANSFORMATION STRAIN]
*SET,C6,60000000000 !MPA, [MARTENSITE MODULUS]
*SET,C7,0 !M = 0, SYMMETRICAL BEHAVIOR
TB,SMA,nit,,7,MEFF
TB,DATA,1,C1,C2,C3,C4,C5,C6,C7
!
```

Pro model SUPE byly v této studii použity parametry nitanolu z dostupné literatury pro superelastický materiál.[31][32] Pro model MEFF se nepodařilo zjistit vstupní parametry. Proto byly určeny pomocí numerického experimentu. Pracovní křivky z průběhu numerického experimentu jsou uvedeny na následujícím grafu.

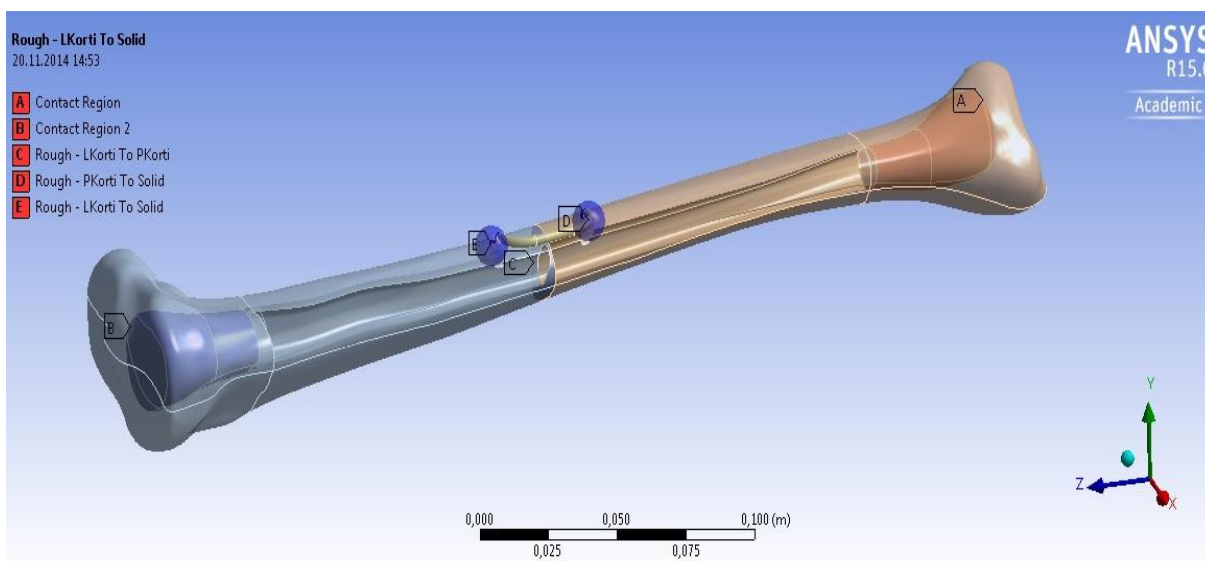


Obr. 32: Napětově deformační chování zvolených modelů

Z Obr.32 jsou vidět rozdíly závislé na formulaci materiálu, které řešitel nemůže ovlivnit. U formulace MEFF je vidět vliv pracovní teploty. V této studii tento vliv teploty byl stanoven odhadem.

5.10 Definování kontaktů

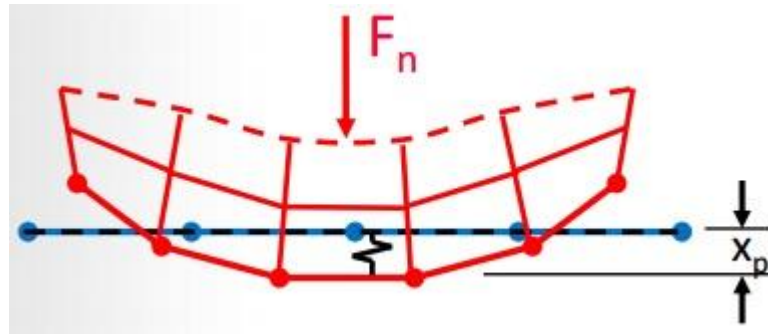
ANSYS Workbench po načtení geometrie modelu je schopný rozpoznat jednotlivé části sestavy. Zároveň jsou tak automaticky vytvořeny a nadefinovány kontakty, ale tyto kontakty bylo dále potřeba ručně upravit, aby lépe vystihovaly chování modelu při výpočtu. Kontaktních regionů v modelu bylo celkem 5. Znáznorněny jsou na Obr. 33.



Obr. 33: Kontaktní plochy v modelu

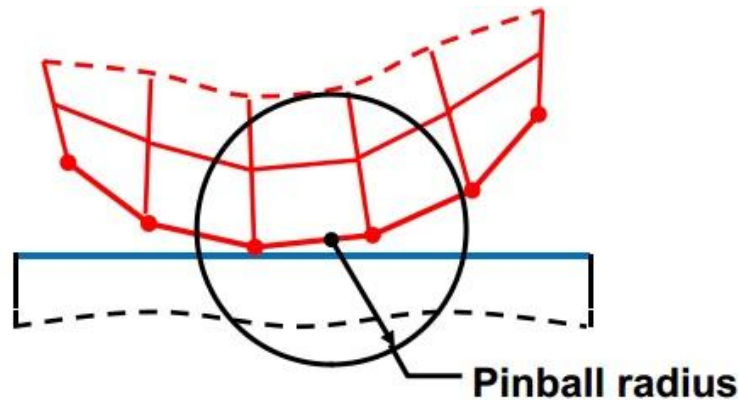
Kontakty označeny A a B reprezentují spojení kortikální a spongiózní části kosti. Tyto kontakty byly nadefinovány jako typ Bonded, který předepisuje stejný posuv uzlů ve spojených částech a zamezuje tak vzájemnému posuvu kontaktních ploch. Znamená to tedy, že těleso je v tomto místě pevně spojené.

Kontakt označen C reprezentuje spojení kosti v místě zlomeniny a kontakty D, E reprezentují působení skobky na stěnu otvoru v kosti. Všechny tyto kontakty byly nadefinovány jako typ Rough, který znamená, že povrchy se dají oddělit v závislosti na zatížení, ale nemohou prokluzovat. Pro redukci počáteční penetrace bylo u tohoto typu kontaktu nastaveno "Adjust to touch" z důvodu zabránění "ustřelení" kontaktních ploch v první iteraci jejich výpočtu. Pro lepší průběh výpočtu byla také nastavena tolerance penetrace 0,0025 m.



Obr.34: Princip tolerance penetrace

U kontaktů D a E byl navíc nastaven pinball region o poloměru 0,006 m, který určuje poloměr, ve kterém budou zpřesněny výpočty mezi kontaktními plochami. Také slouží k přesnějšímu určení ploch, které jsou spojeny dohromady, jsou v kontaktu nebo jsou vzdáleny od sebe a v průběhu simulace mají přijít do kontaktu.



Obr.35: Princip pinball radius

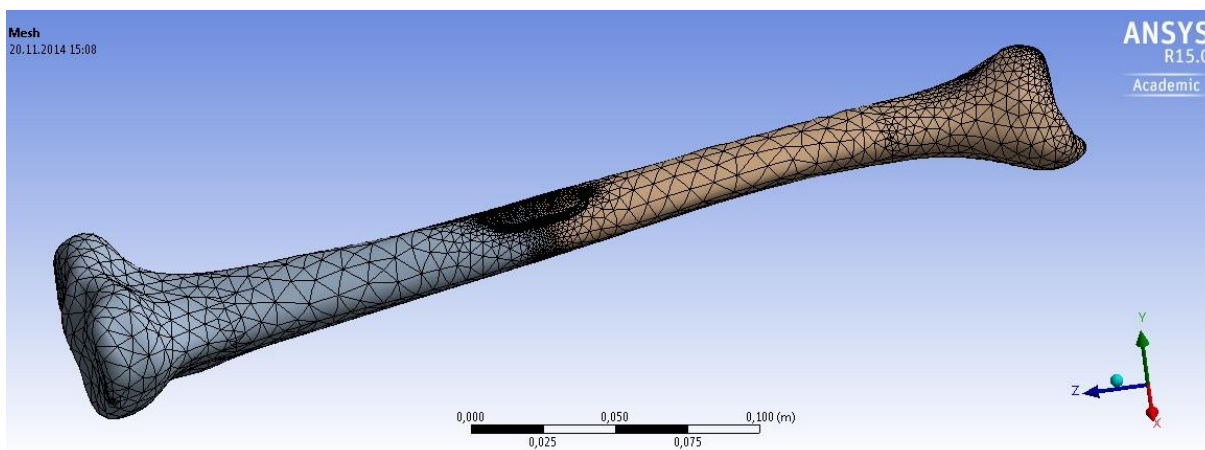
Dále pro urychlení výpočtu byl zapnut trim contact a nastavena jeho tolerance 0,0075 m. Tato volba nastavení nám umožní snížit počet kontaktních elementů vzniklých v rámci každého páru, které jsou od sebe vzdáleny více než definovaná tolerance.

5.11 Tvorba sítě konečných prvků

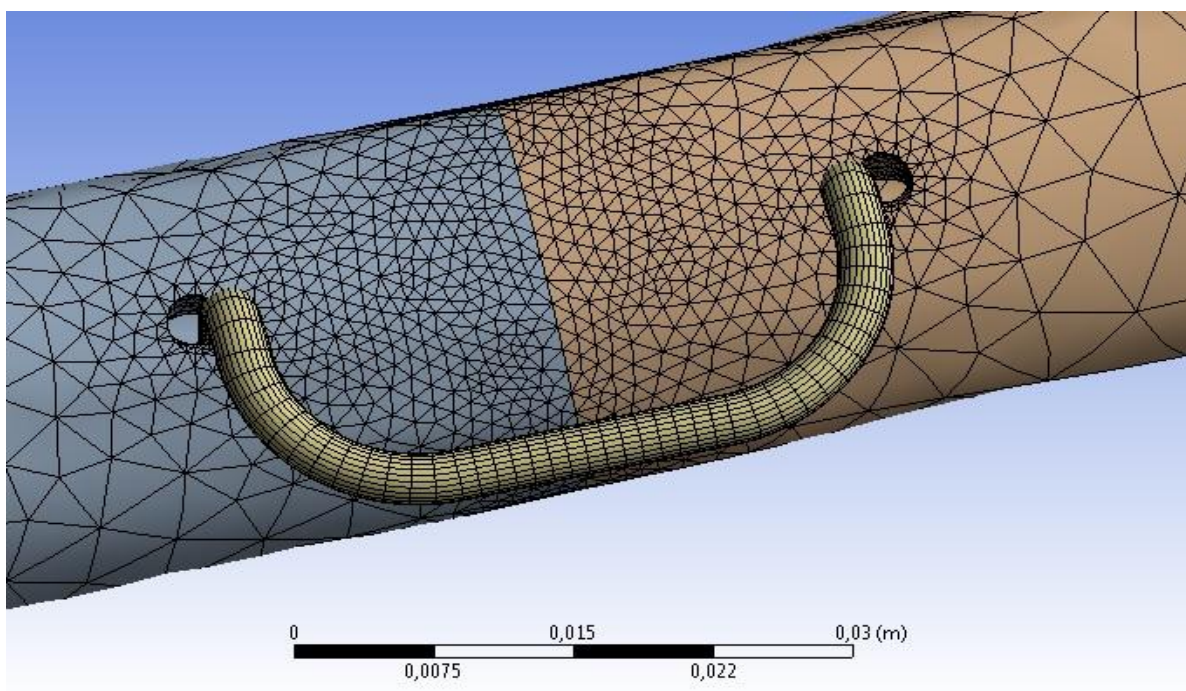
V zásadě hustota sítě a tvar elementů ovlivňuje přesnost výsledků. Vytvoření optimální sítě konečných prvků se tedy musí věnovat pozornost. Kvalita zvolené sítě neovlivňuje pouze přesnost úlohy, ale i náročnost na hardware a tím i čas analýzy. K vytvoření sítě lze v prostředí ANSYS přistupovat volbou automatického generování, mnohdy je ale potřeba síť dále upravovat. Z těchto důvodů byla tedy při tvorbě sítě na celý model zvolena střední síť s velikostí elementů 0,006 m.

Pokud by byla ponechána takováto hustota sítě na celém modelu, která by sice umožňovala rychlejší výpočet, ale jak již bylo zmíněno, bylo by to na úkor přesnosti výpočtu a v průběhu simulací se ukázalo, že výpočet s hrubší sítí ani nekonverguje a nemůže tak být spočítán. Pro zajištění konvergence výpočtu a získání lepších výsledků ve zkoumané oblasti v okolí kontaktů spony a v místě zlomeniny byla tedy nastavena větší hustota sítě s elementy o velikosti 0,001 m, jak je znázorněno na Obr.36, Obr. 37 a Obr.38.

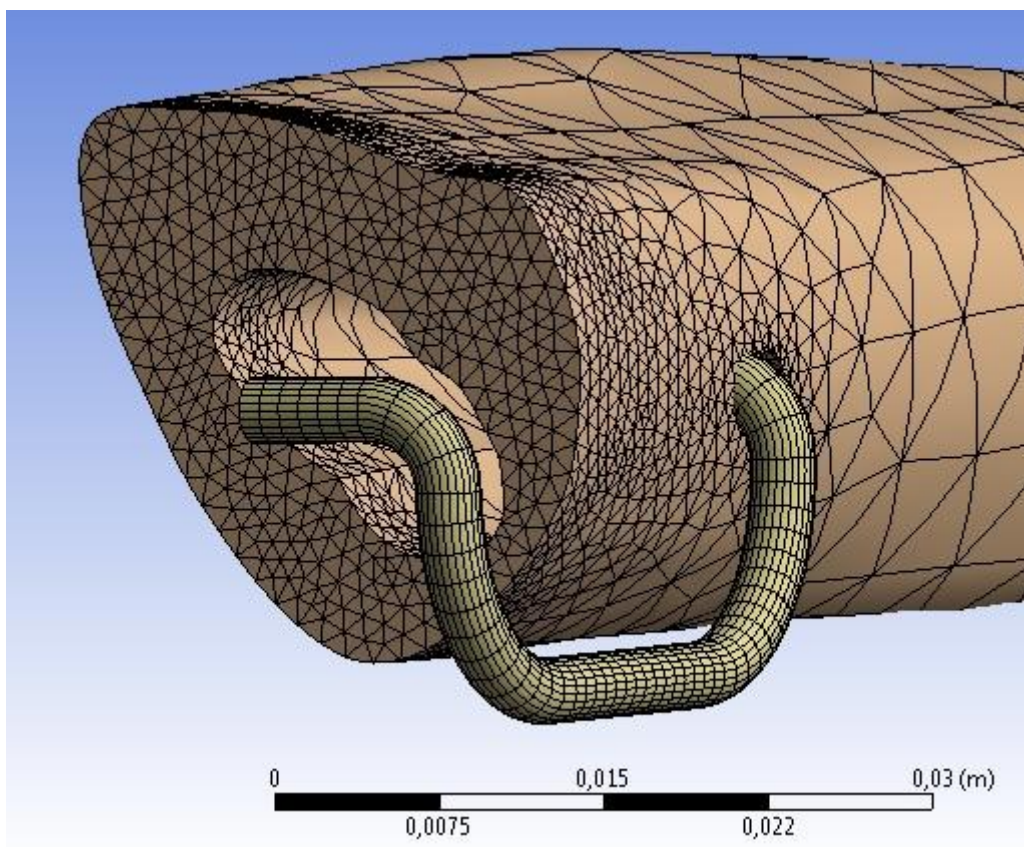
Výsledná síť konečných prvků byla tvořena z 108457 nodů a 63677 elementů.



Obr. 36: Vygenerovaná síť konečných prvků

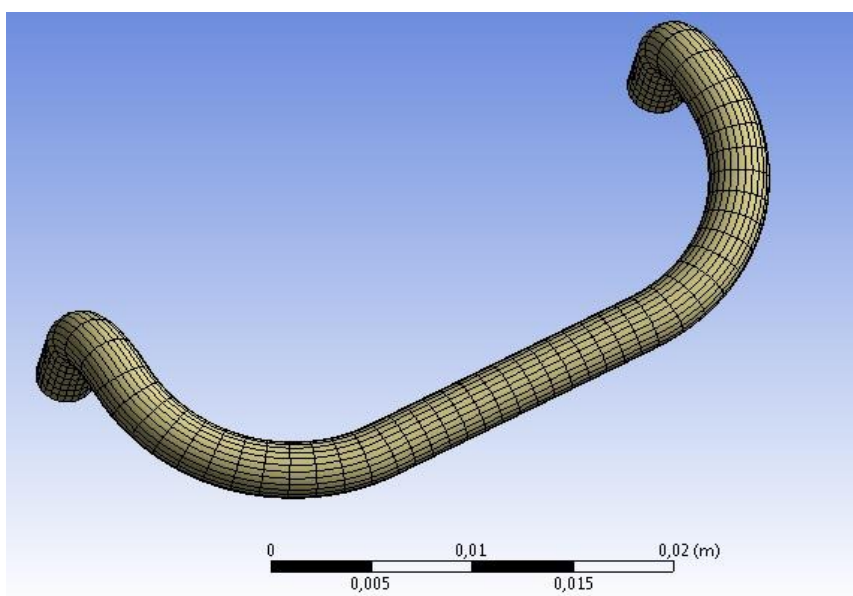


Obr. 37: Detail zjemnění sítě konečných prvků v místě a okolí kontaktů spony.



Obr. 38:Detail zjemnění sítě konečných prvků v místě simulované zlomeniny.

V případě samotné spony se jedná o relativně pravidelné těleso, proto byla ve sponě vytvořena síť elementů pomocí "Sweep method", která zajistí pravidelnost elementů v celém profilu spony (Obr.39).



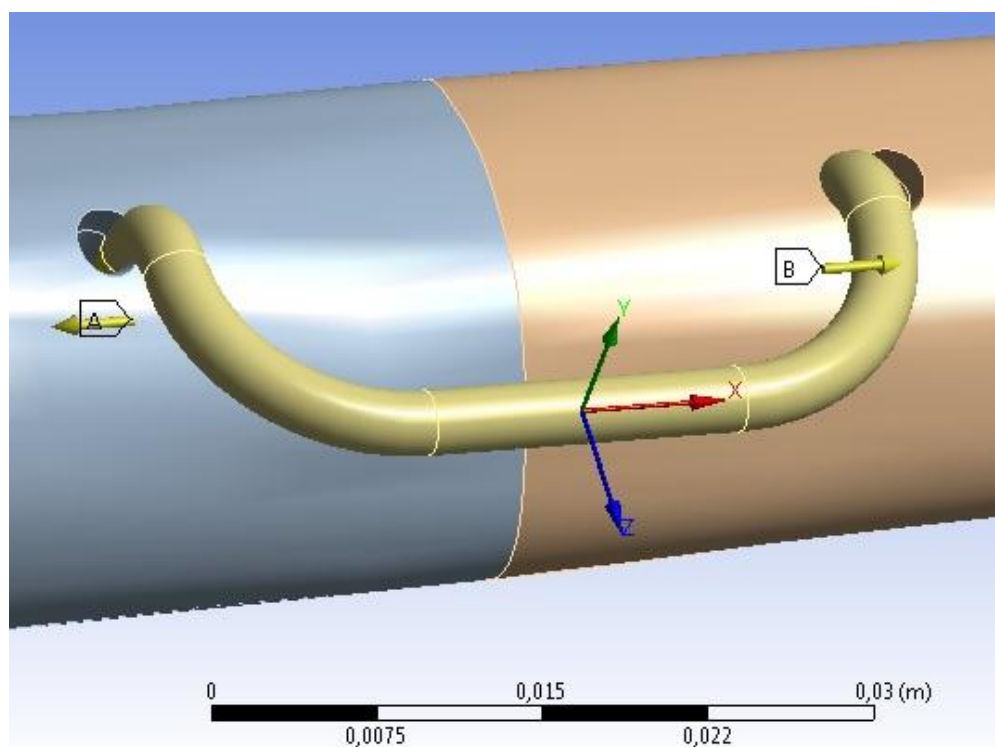
Obr. 39: Síť konečných prvků – spona

5.12 Definování okrajových podmínek

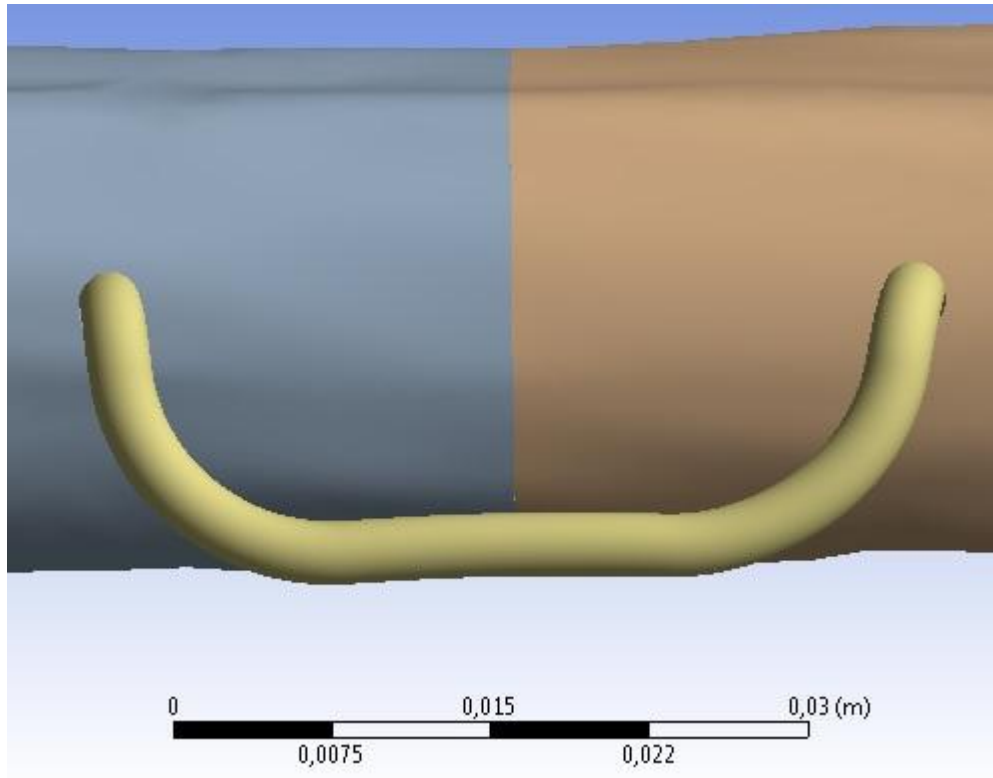
Nedílnou součástí numerické simulace je také správné definování okrajových podmínek. Model okrajových podmínek je vytvořen s ohledem na efektivnost a časovou náročnost MKP výpočtu tak, aby co nejlépe vystihoval reálné chování a bylo dosaženo konvergence výpočtu.

Protože se jedná o nelineární úlohu způsobenou nelinearitou materiálu NiTi, je výpočet rozdělen do 150 kroků, za použití přímé Newton-Rhapsonovy metody, přičemž se dá říci, že výpočet probíhá ve dvou fázích.

V první fázi (kroky 0-100) je uvažována pouze samotná spona a zbytek modelu je tzv. umrtven. Toto má za účel simulovat situaci, kdy jsou pacičky spony roztaženy od sebe a až poté vloženy do předvyvrtaných děr.



Obr. 40: Pozice spony v kroku 1, spona bude roztažena o 2mm na každou stranu.



Obr. 41: Pozice spony ve 101. kroku - spona se nachází v předvyvrtaných otvorech.

Pro model SUPE byly zavedeny následující příkazy.

První příkaz deaktivuje všechny elementy modelu, kromě elementů spony. To znamená, že se tyto elementy ve výpočtu neuplatní v zatěžovacích stavech 1 – 100.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (mm, kg, N,
s, mV, mA)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!      SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

esel,s,type,,cont
esel,a,type,,targ
esel,a,type,,targ1
esel,a,type,,cont1
esel,a,mat,,spongi
esel,a,mat,,kortik
esel,a,type,,ltype1
esel,a,type,,ltype2
esel,a,type,,ltype3
ekill,all
allsel,all
```

Druhý příkaz aktivuje všechny elementy modelu pro zatěžovací stavy 101 – 150.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (mm, kg, N,
s, mV, mA)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!              SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

esel,s,type,,cont
esel,a,type,,targ
esel,a,type,,targ1
esel,a,type,,cont1
esel,a,mat,,spongi
esel,a,mat,,kortik
esel,a,type,,ltype1
esel,a,type,,ltype2
esel,a,type,,ltype3
ealive,all
allsel,all
```

Třetí příkaz definuje počet „substepů“ v každém zatěžovacím kroku a počet iterací a nastavení kontrolních mechanismů.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (m, kg, N,
s, V, A)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!              SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

SOLCONTROL,ON
AUTOTS,ON
NSUBST,5,25,1,ON
LNSRCH,AUTO
CNVTOL,F,,0.005,,0.015
NEQIT,100,
```

V případě modelu MEFF jsou první až třetí příkaz stejný a dále byl zaveden čtvrtý příkaz, který zavádí pracovní teplotu 22°C, tedy 295°K.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (m, kg, N,
s, V, A)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!              SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

BFUNIF,TEMP,295
```

Pátý příkaz upravuje parametry modelu materiálu MEFF pro teplotu těla 36°C. Mění se pouze parametr C14, v němž je tato změna zahrnuta.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (m, kg, N,
s, V, A)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!
!              SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

nit2=nit+10
!
MP,EX,nit2,60000000000      !PA, [AUSTENITE MODULUS]
MP,NUXY,nit2,0.36
MP,CTEX,nit2,0.0000000001
!*
*SET,C11,857140000  !PA [HARDENING PARAMETER]
*SET,C12,253  !K [REF TEMP]
*SET,C13,81640000  !PA [ELASTIC LIMIT]
*SET,C14,4710000  !PA
*SET,C15,0.0857  ![MAX TRANSFORMATION STRAIN]
*SET,C16,60000000000  !MPA, [MARTENSITE MODULUS]
*SET,C17,0  !M = 0, SYMMETRICAL BEHAVIOR
TB,SMA,nit2,,7,MEFF
TBDATA,1,C11,C12,C13,C14,C15,C16,C17
!

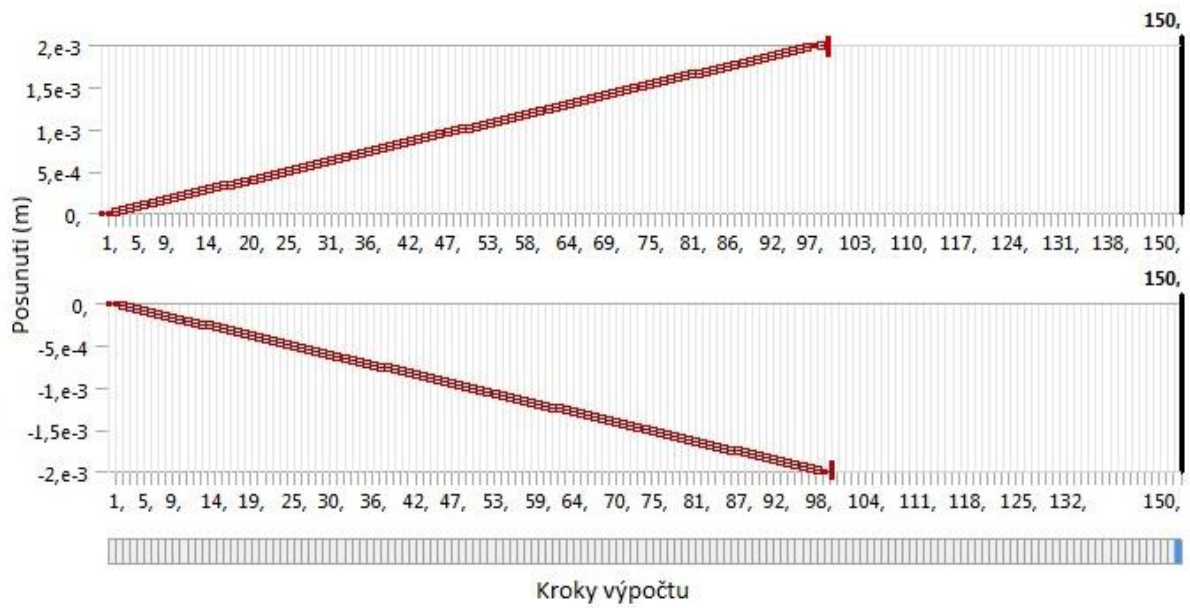
esel,s,mat,,nit
emodif,all,mat,nit2
allsel,all
!
```

Šestý příkaz zavádí tělesnou teplotu 36°C, tedy 311°K.

```
!      Commandsinsertedintothisfilewillbeexecuted just prior to the ANSYS SOLVE
command.
!      These commandsmaysupersedecommandsettings set by Workbench.

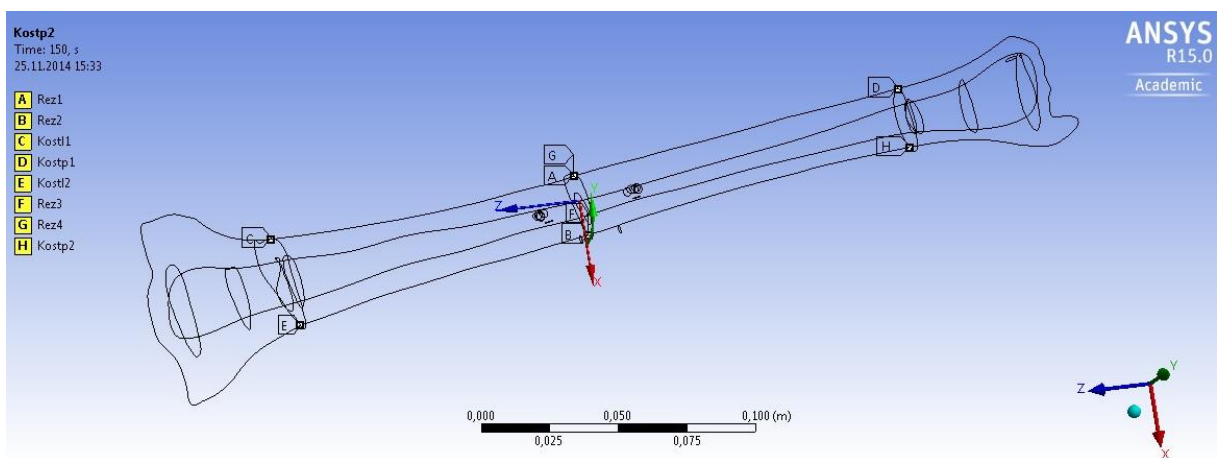
!      Active UNIT system in Workbenchwhenthisobjectwascreated:  Metric (m, kg, N,
s, V, A)
!      NOTE:  Any data thatrequiresunits (such as mass) isassumed to be in
theconsistentsolver unit system.
!
!              SeeSolvingUnits in thehelpsystemfor more information.

BFUNIF,TEMP,311
```

Obr. 42: Předepsané pevné posunutí paciček spony v krocích 1 - 100.

Dalšími okrajovými podmínkami jsou podepření znázorněná na Obr.43. Jedná se o zabránění nežádoucích posuvů ve vybraných bodech modelu tak, aby byla zajištěna stabilita výpočtu.



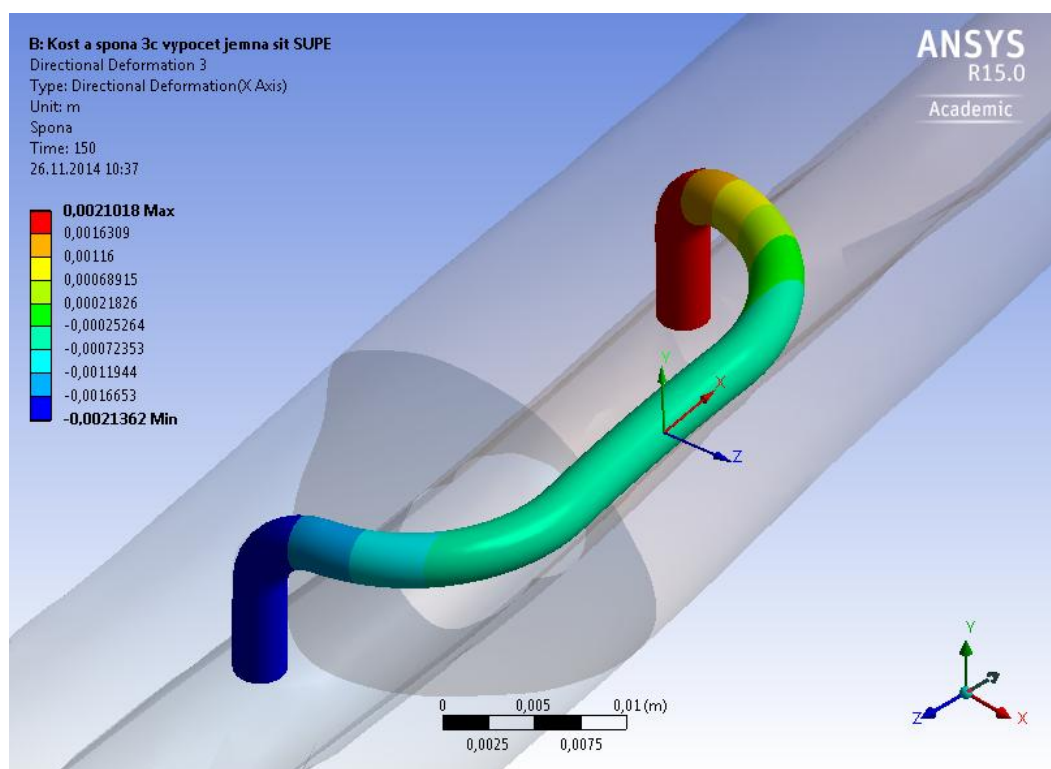
Obr. 43: Okrajové podmínky zabránění posuvů při zobrazení drátěného modelu

6 VÝSLEDKY

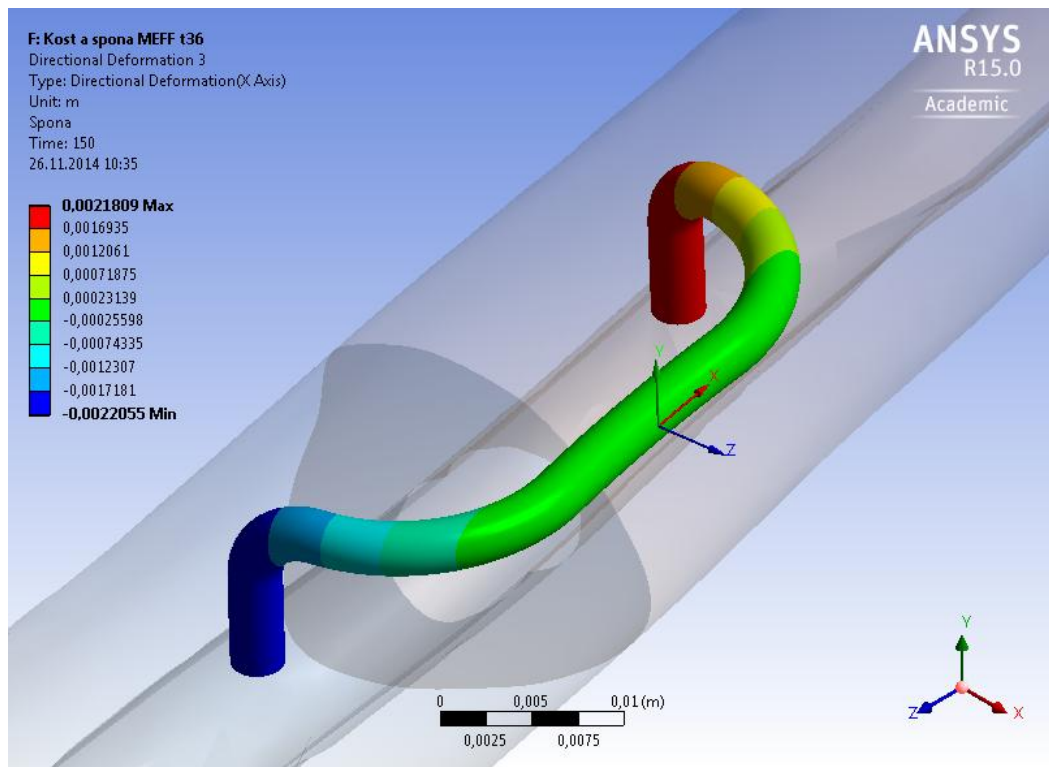
Bylo analyzováno několik výsledků při použití modelů SUPE a MEFF. Veškeré zobrazované výsledky jsou vztaženy k poslednímu zatěžovacímu stavu (krok 150). Tyto výsledky jsou mezi sebou porovnány a zhodnoceny v následujících kapitolách.

6.1 Celkové a směrové deformace

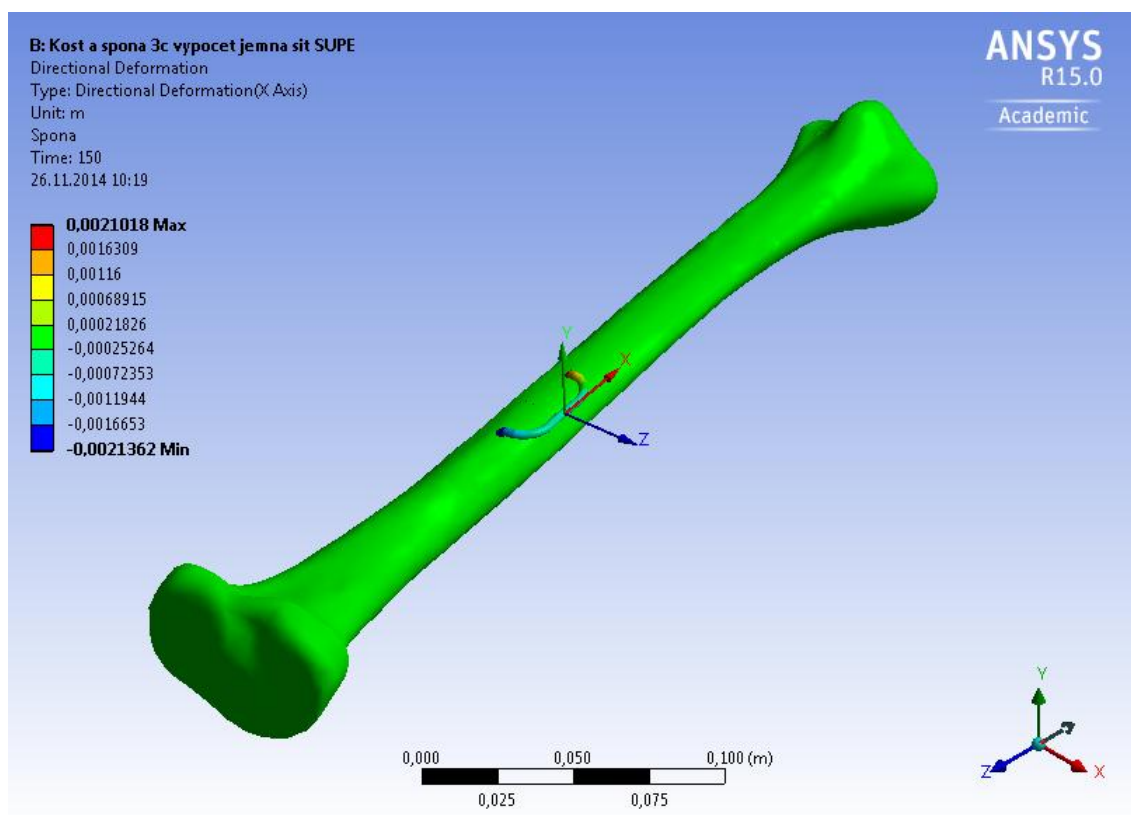
V modelu byly zkoumány celkové a směrové deformace, jak celého modelu spona-kost, tak i samotné spony. Tyto deformace reprezentují, o kolik byl model deformován oproti původnímu stavu před zahájením simulace. Směrové deformace samotné spony znázorněné na Obr.44 a Obr.45 pro model byly měřené v ose X souřadnicového systému spony a svými maximálními hodnotami odpovídají předpokladu, kdy je spona nejdříve roztažena. Ze zobrazení směrových deformací na Obr.46 a Obr.47 je patrné, že ve zbylé části modelu nedošlo vlivem vyvíjeného tlaku spony k žádným destruktivním deformacím v samotné kosti. Naměřené hodnoty jsou velmi malé až nulové. Na Obr.48 a Obr.49 jsou potom zobrazeny celkové deformace celého modelu pro všechny směry, a protože při klasickém zobrazení nejsou patrné žádné hodnoty na kosti, je na Obr.50 a Obr.51 použito logaritmické měřítko. I z tohoto zobrazení je patrné, že naměřené hodnoty jsou velmi malé. Oba modely SUPE a MEFF udávají téměř shodné hodnoty.



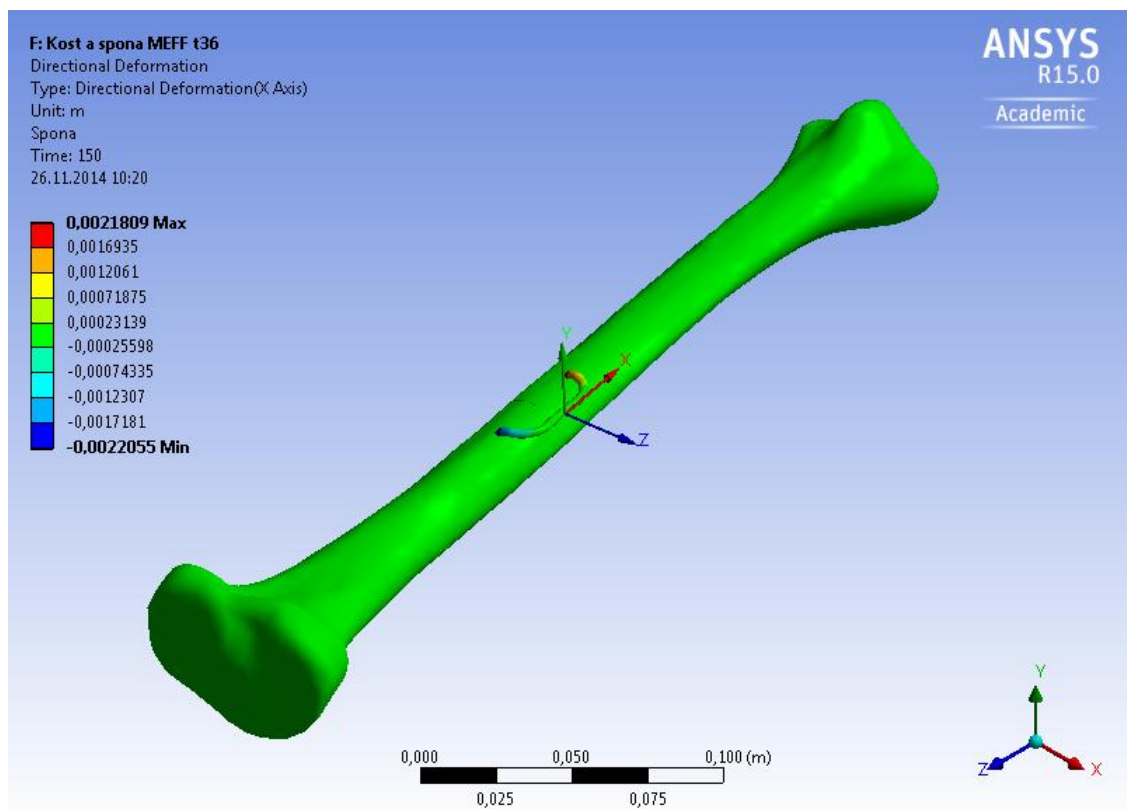
Obr. 44: Směrová deformace spony ve směru osy X pro SUPE model



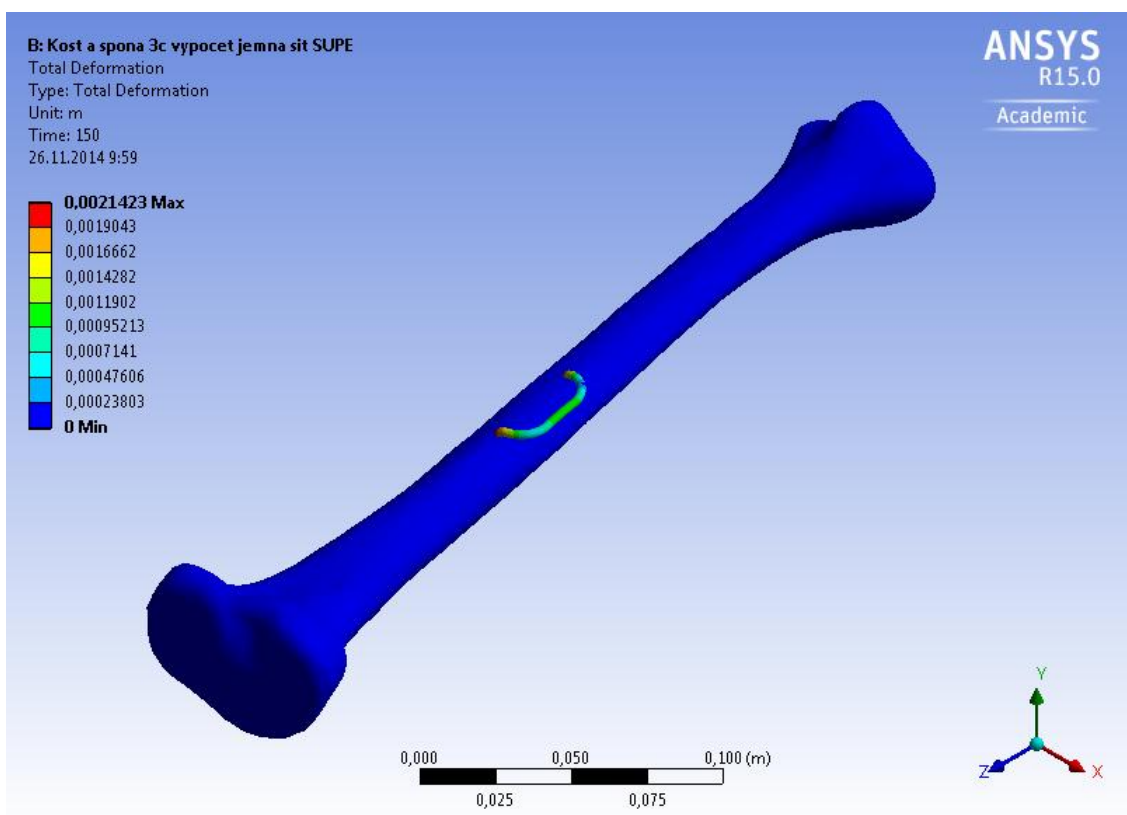
Obr. 45: Směrová deformace spony ve směru osy X pro MEFF model



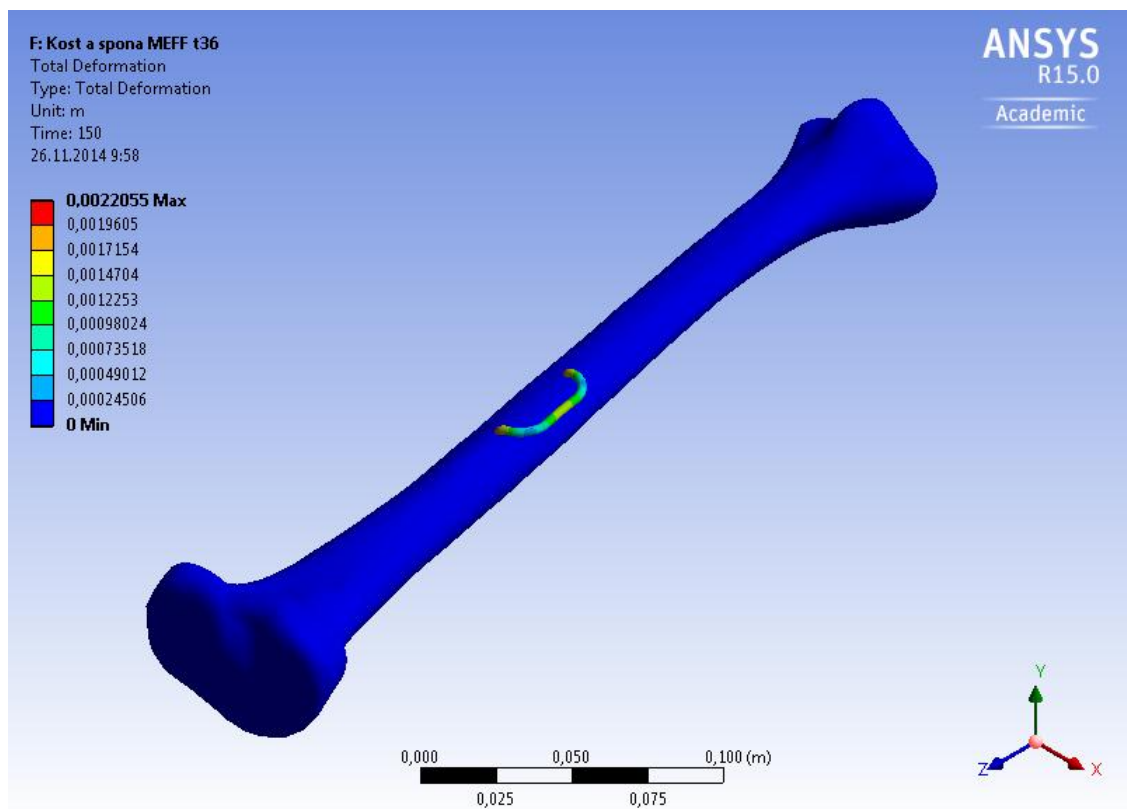
Obr. 46: Směrové deformace celého modelu ve směru osy X pro model SUPE



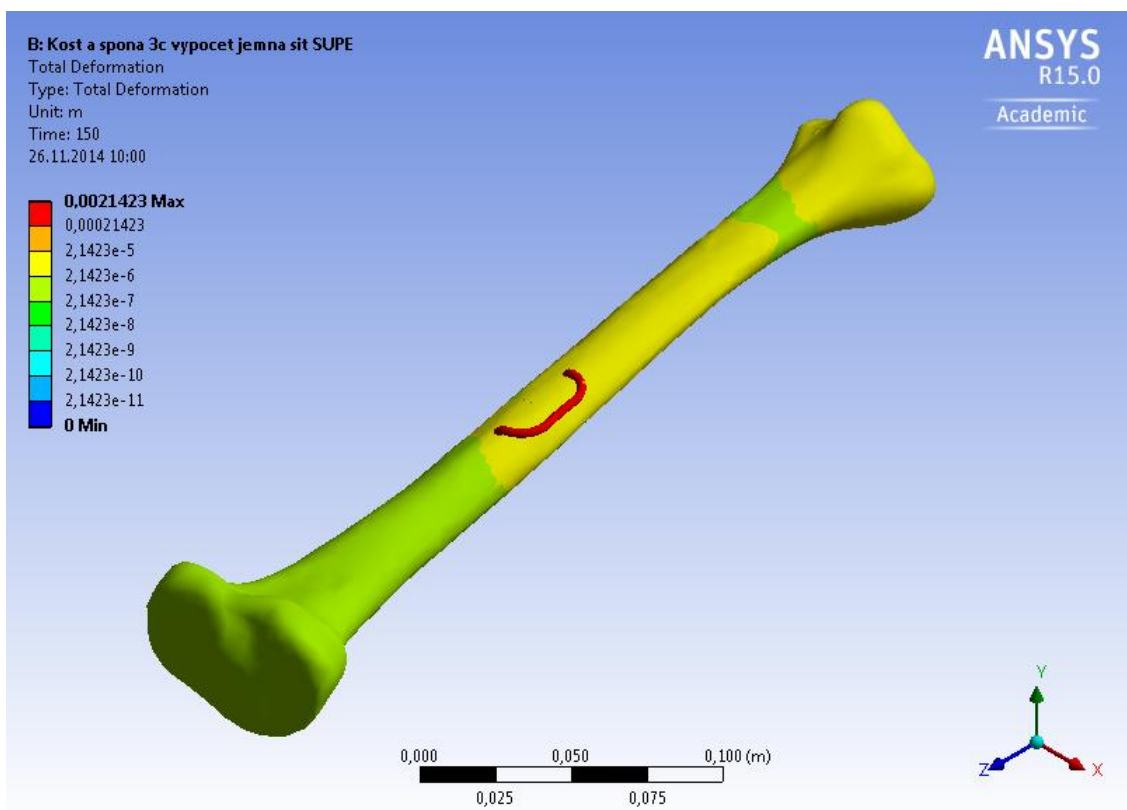
Obr. 47: Směrové deformace celého modelu ve směru osy X pro model MEFF



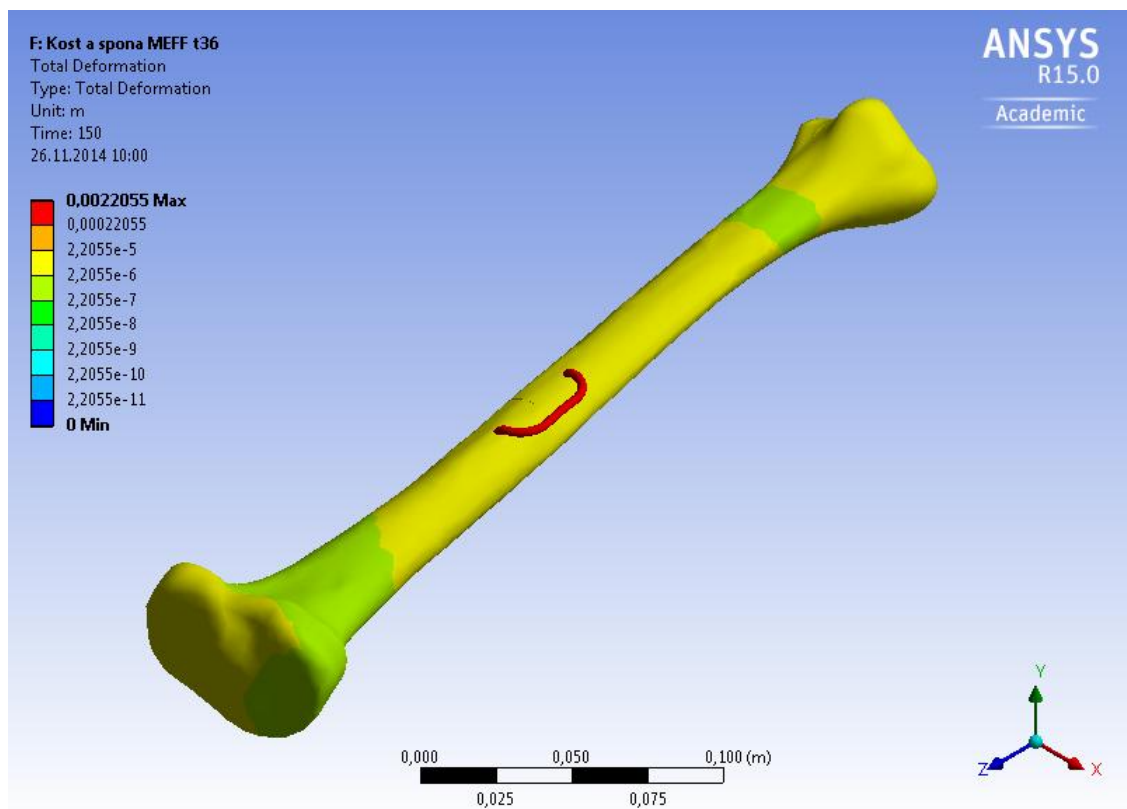
Obr. 48: Celková deformace spony ve směru osy X pro MEFF model



Obr. 49: Celková deformace spony ve směru osy X pro MEFF model



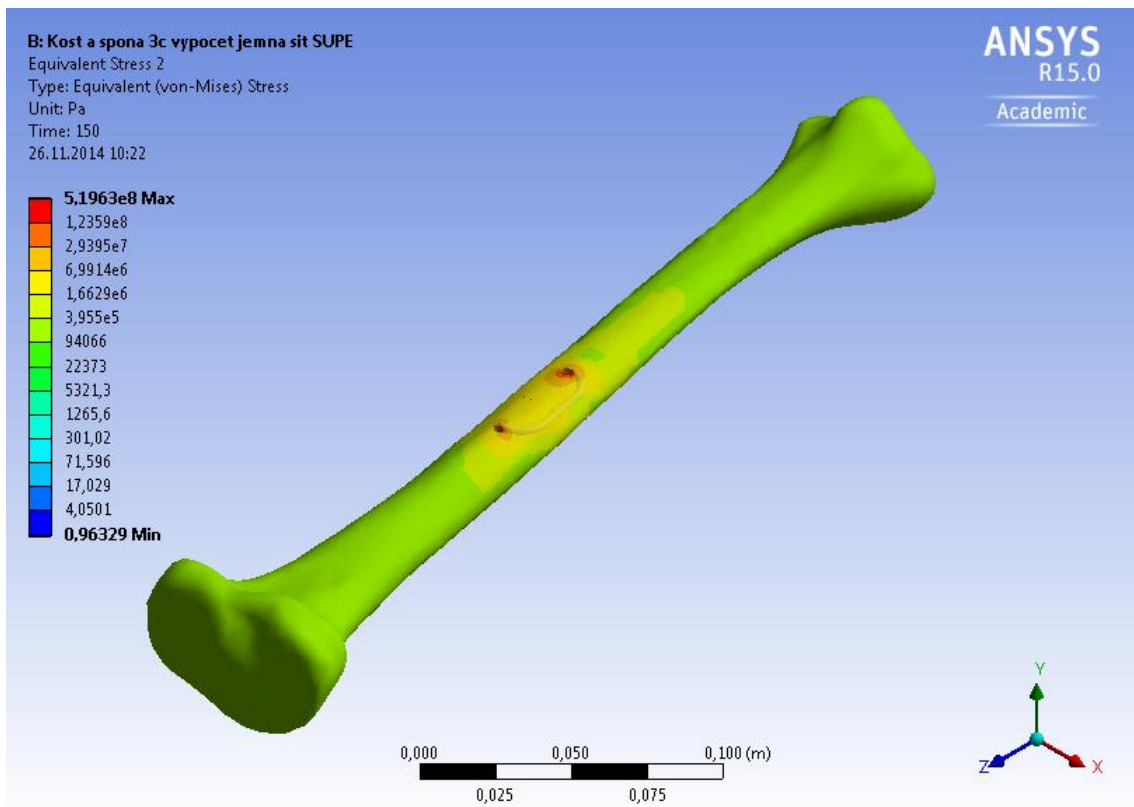
Obr. 50: Celková deformace spony ve směru osy X pro SUPE model - logaritmičké měřítko



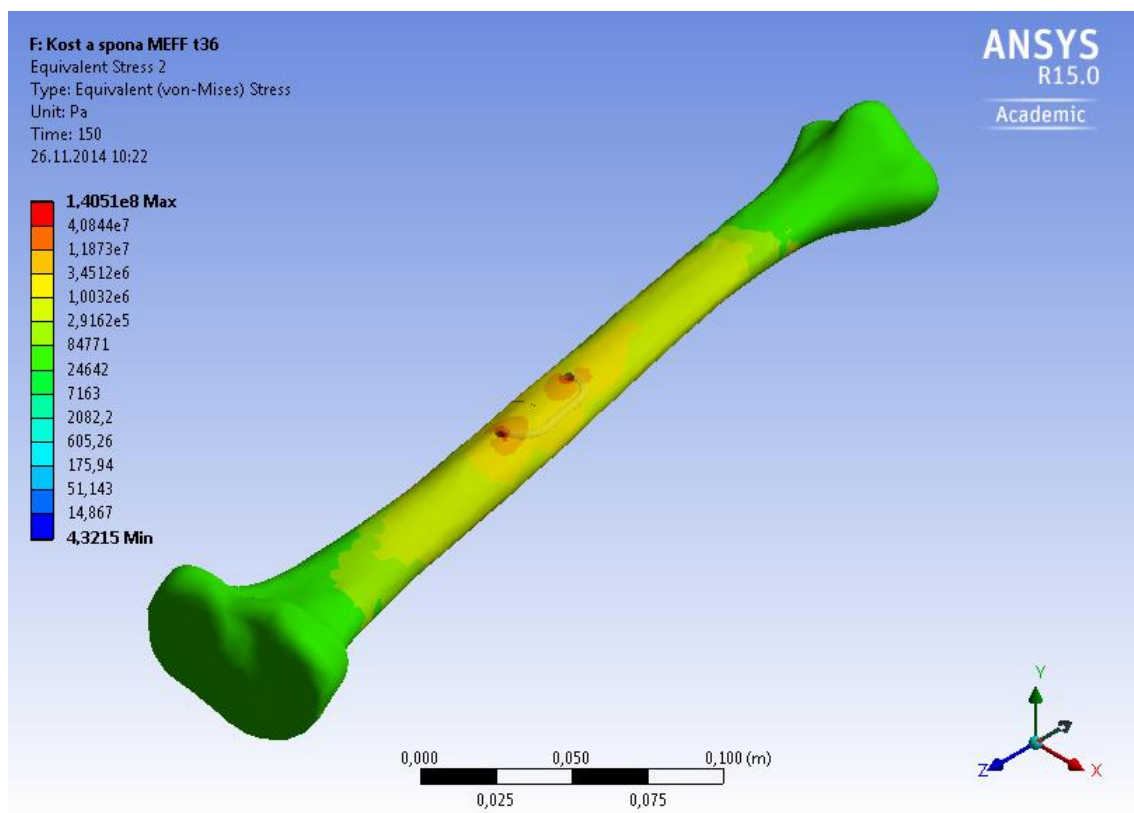
Obr. 51: Celková deformace spony ve směru osy X pro MEFF model - logaritmické měřítko

6.2 Ekvivalentní napětí

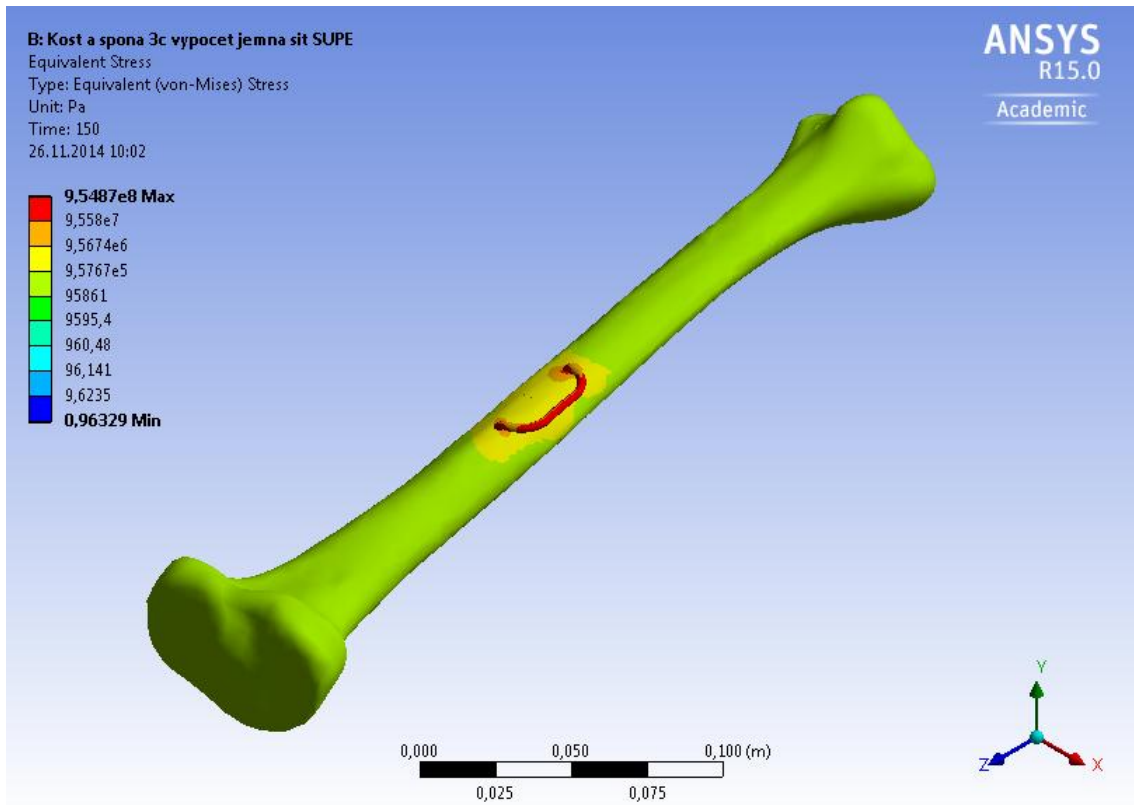
Pro trojrozměrná tělesa vznikají napětí v mnoha směrech. Tato napětí se většinou vyjadřují pomocí shrnutí do tzv. ekvivalentního napětí, známého také jako von Misesovo napětí. Třírozměrné těleso má šest složek napětí. V případě ekvivalentního napětí je zahrnuta kombinace všech složek do jediného napětí, které nemá žádný směr a je plně definováno pouze svou velikostí a jednotkami. Na Obr.52 a Obr.53 je zobrazeno rozložení tohoto napětí na modelu kosti a na Obr.54 a Obr.55 i se zahrnutím spony. Pro lepší zobrazení je použito logaritmické měřítko. Z výsledků je patrné, že k největší koncentraci napětí dochází v okolí vloženého implantátu na stranách směřujících k místu zlomeniny. Oba modely SUPE a MEFF dávají řádově stejné hodnoty.



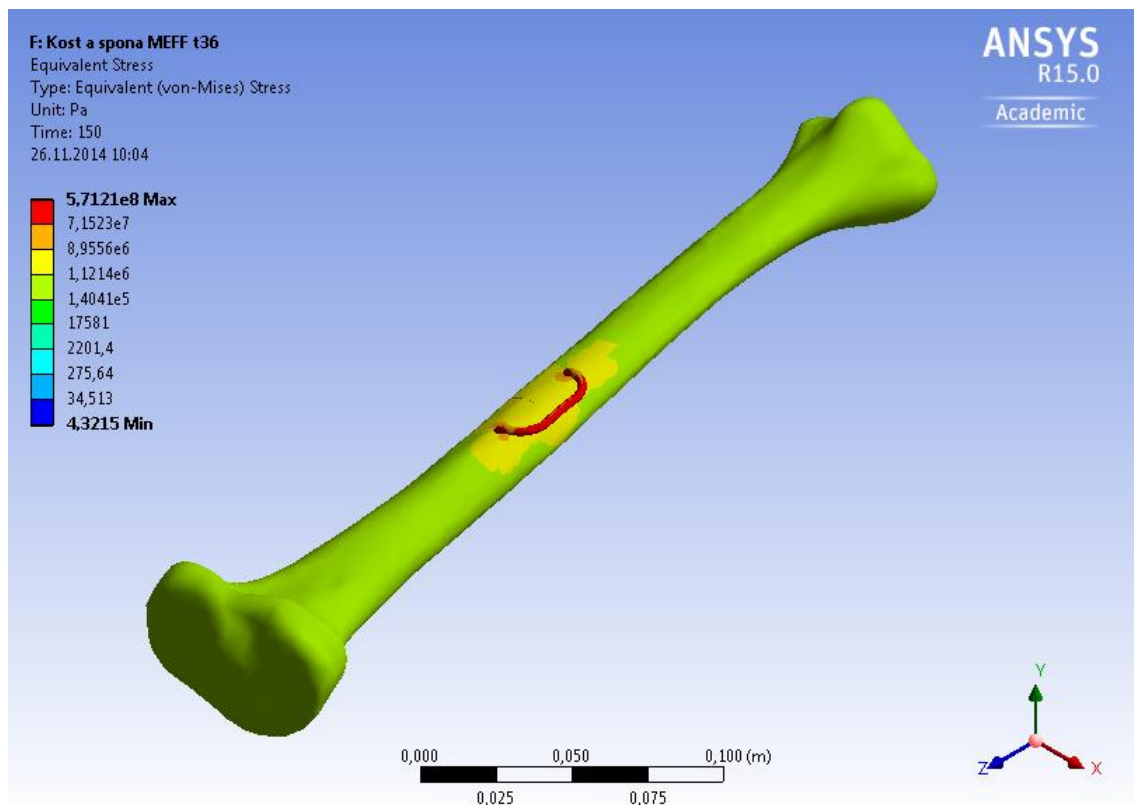
Obr. 52: Rozložení ekvivalentního napětí v kosti pro SUPE model



Obr. 53: Rozložení ekvivalentního napětí v kosti pro MEFF model



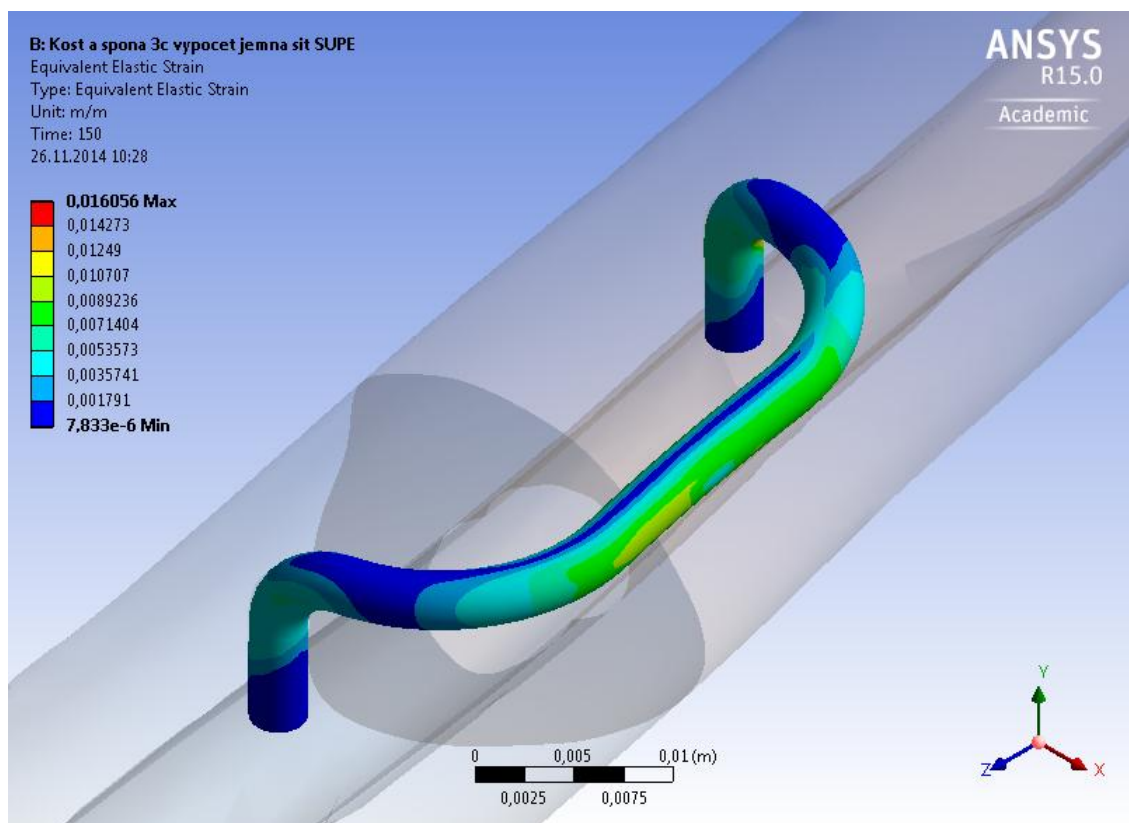
Obr. 54: Rozložení ekvivalentního napětí pro SUPE model



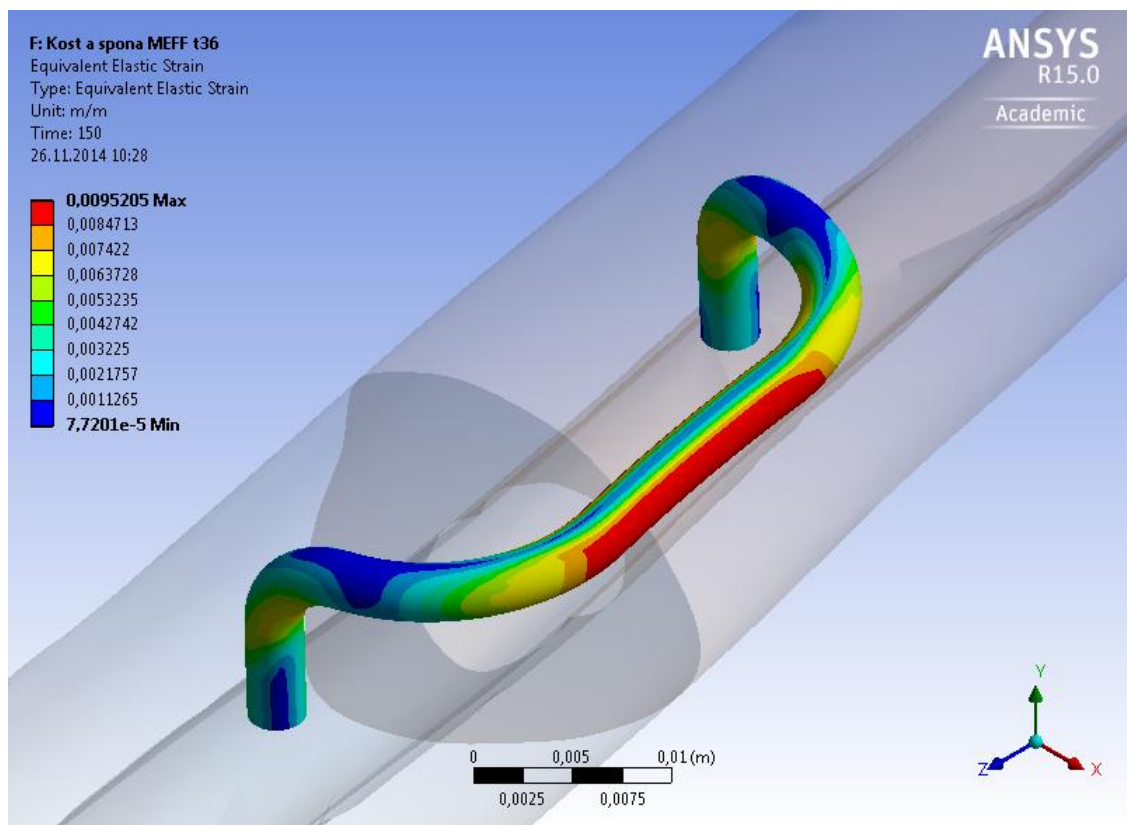
Obr. 55: Rozložení ekvivalentního napětí pro MEFF model

6.3 Elastické deformace

Elastická deformace vzniká při působení na těleso vnějšími silami, v tomto případě tedy při roztahování spony a následně při zasazení do kosti, kdy spona má tendenci se vracet do svého původního stavu, kde na ní zase působí odpor kosti. Tato deformace je zcela vratná a podobně jako u napětí je zde vyjádřena podle von Mises hypotézy a je definována pouze svou velikostí. Výsledky jsou znázorněny na Obr.56 a Obr.57. Hodnoty pro SUPE a MEFF modely se liší přibližně o jeden řád, což je pravděpodobně způsobeno vlivem teploty u MEFF.



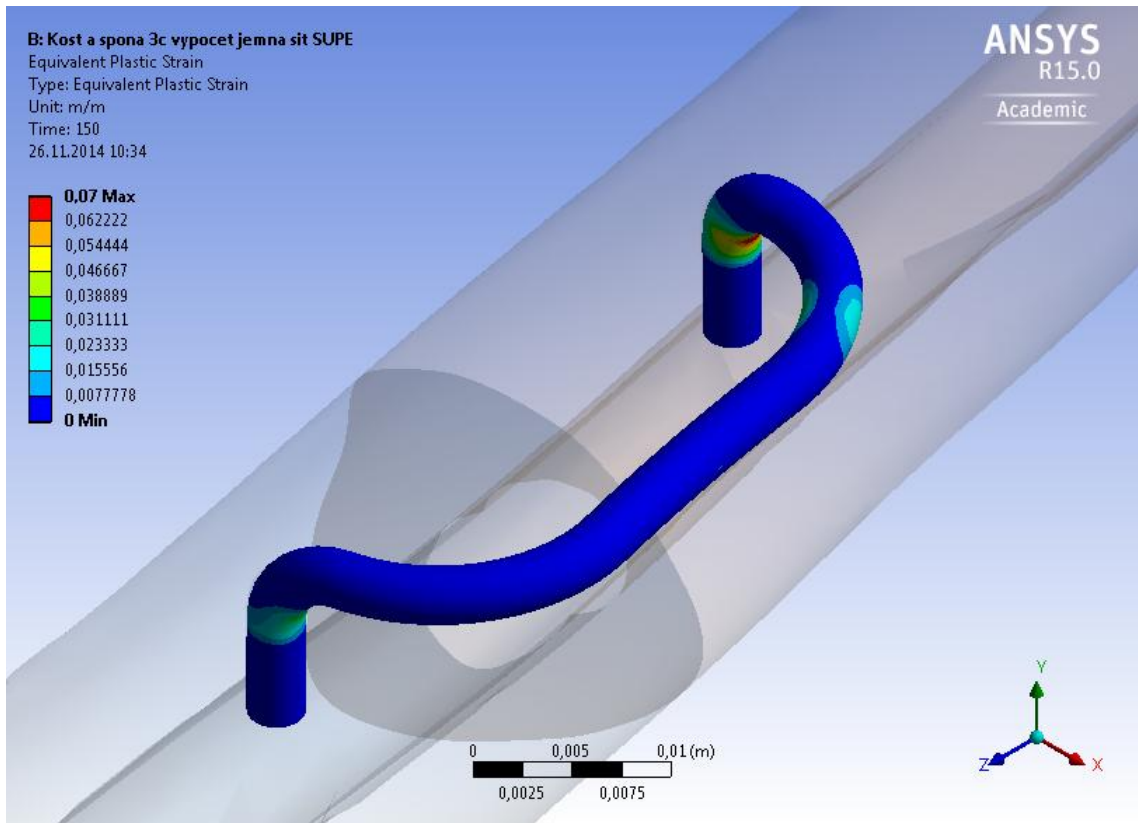
Obr. 56: Elastické deformace pro SUPE model



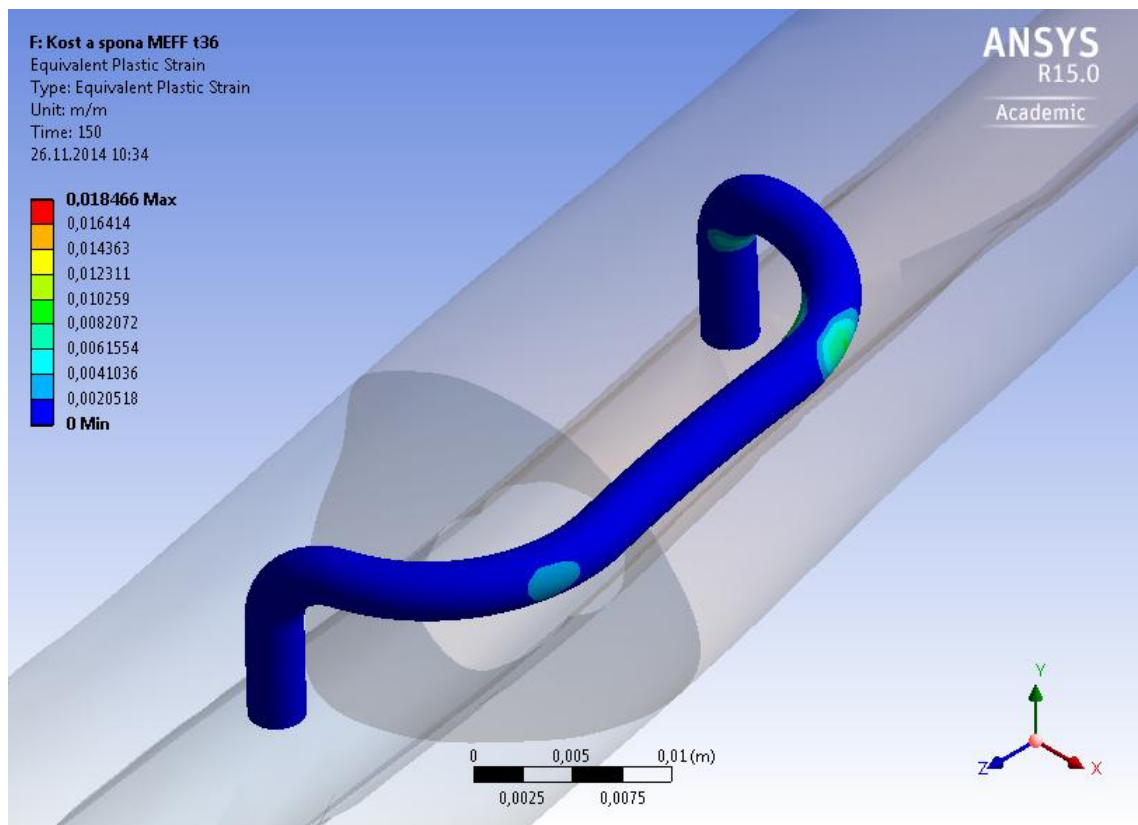
Obr. 57: Elastické deformace pro MEFF model

6.4 Elastické deformace na transformační větvi

Zatímco klasické elastické deformace se týkaly první části pracovního diagramu mezi A_f a M_s (M_f a A_s), zobrazení plastických deformací v programu ANSYS u SMA materiálů reprezentuje elastické deformace mezi částí pracovního diagramu M_s a M_f (A_s a A_f), tedy elastické deformace na transformační větvi. (viz Obr.9) Výsledky jsou znázorněny na Obr.58 a Obr.59.



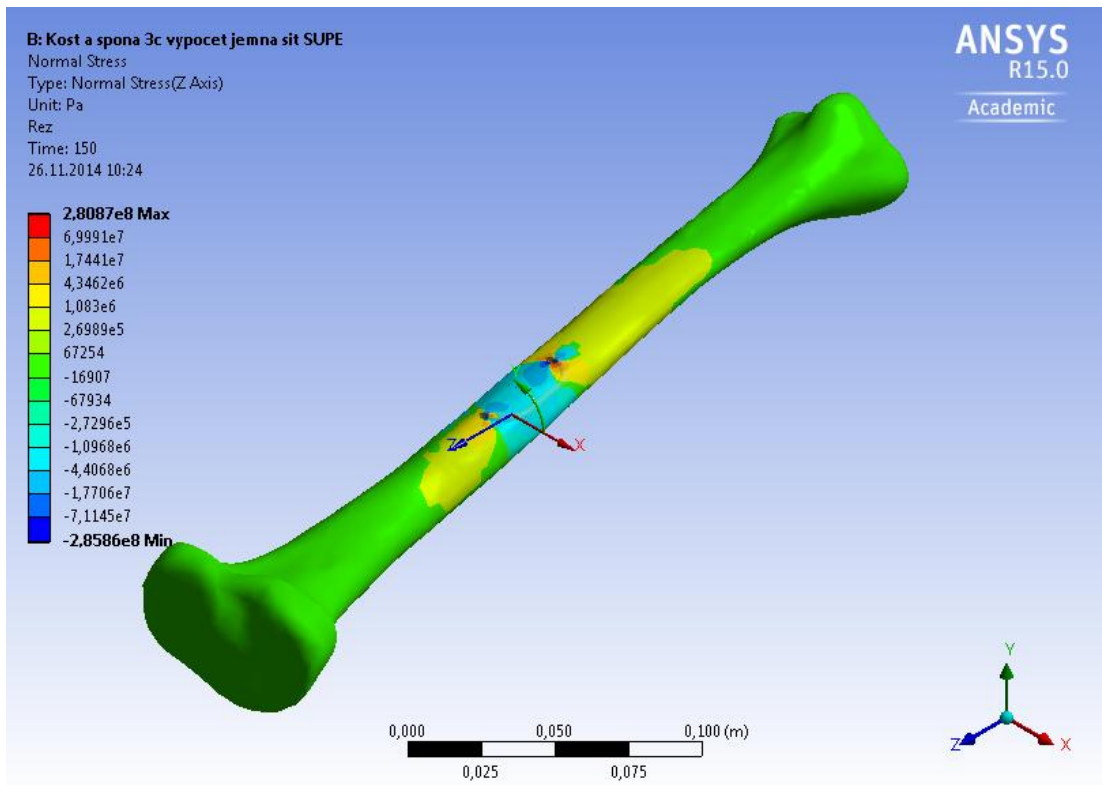
Obr. 58: Elastické deformace na transformační větvi pro SUPE model



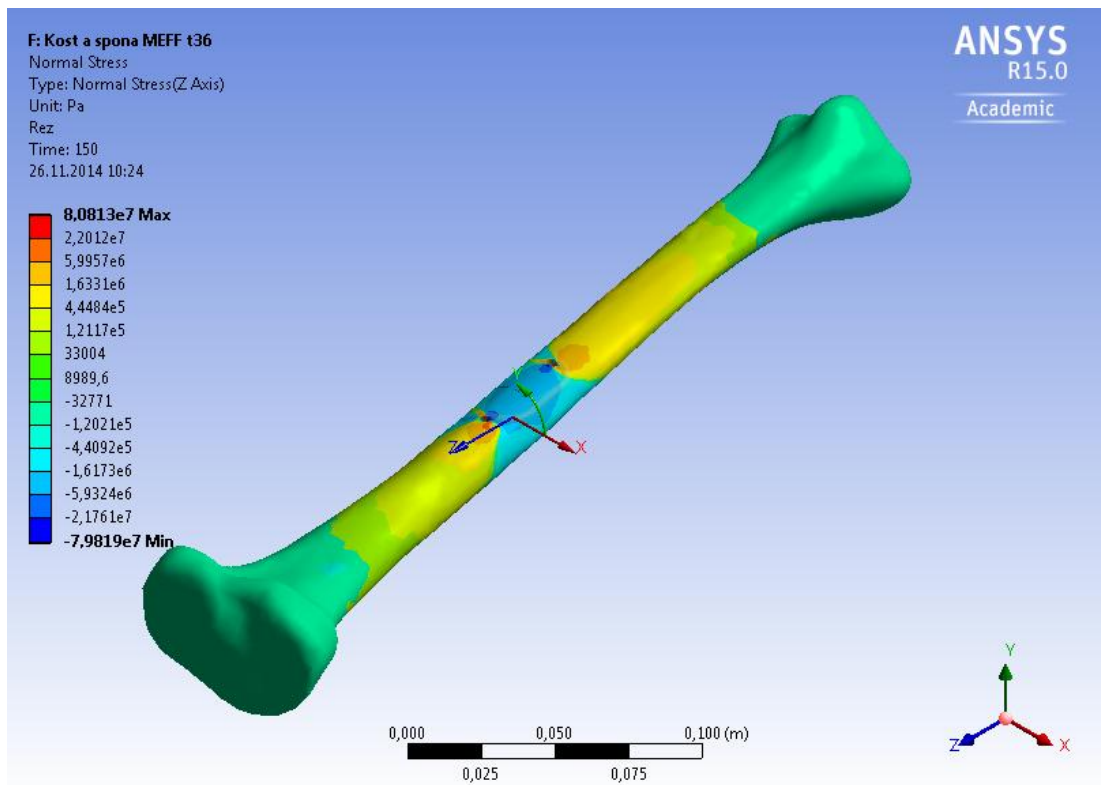
Obr. 59: Elastické deformace na transformační větvi pro MEFF model

6.5 Normálové napětí ve směru osy Z

Rozložení hodnot normálových napětí měřené v ose Z koresponduje s rozložením normálových napětí dle von Misses. Z výsledků je patrné že spona po vložení do předvyvrtaných otvorů vytváří kompresy mezi jejími pacičkami. Měření v modelu SUPE a MEFF se nepatrně liší což je způsobeno vlivem teploty v případě modelu MEFF. Výsledky pro oba modely jsou zobrazeny na Obr. 60 a Obr.61.



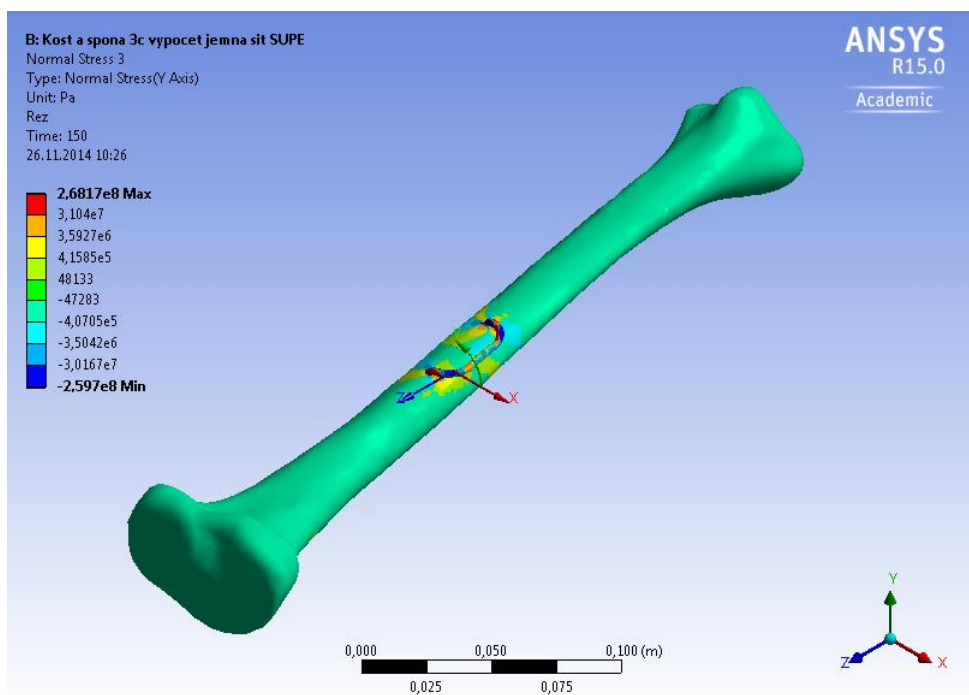
Obr. 60: Rozložení normálových napětí v ose Z pro SUPE model



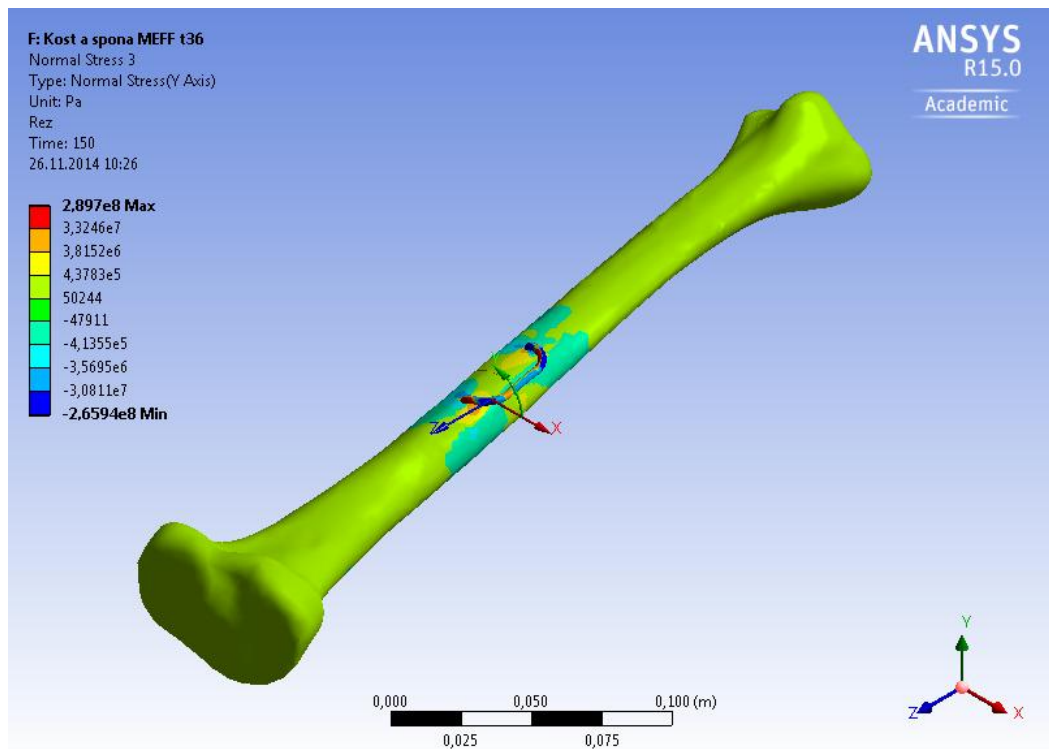
Obr. 61: Rozložení normálových napětí v ose Z pro MEFF model

6.6 Radiální napětí ve směru osy Y

Hodnoty radiálního napětí měřené po ose Y jsou největší v těle spony. Oba modely SUPE a MEFF udávají řádově shodné hodnoty. Výsledky jsou zobrazeny na Obr.62 a Obr.63.



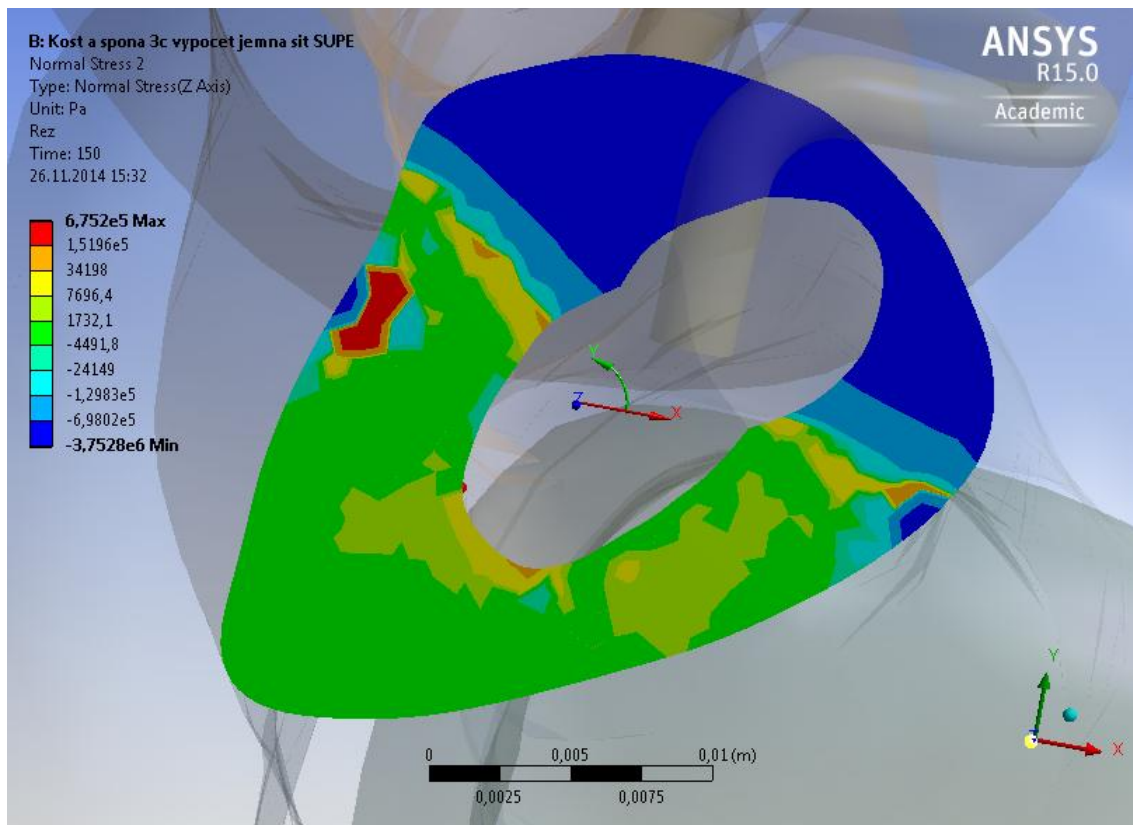
Obr. 62: Rozložení radiálního napětí v ose Y pro SUPE model



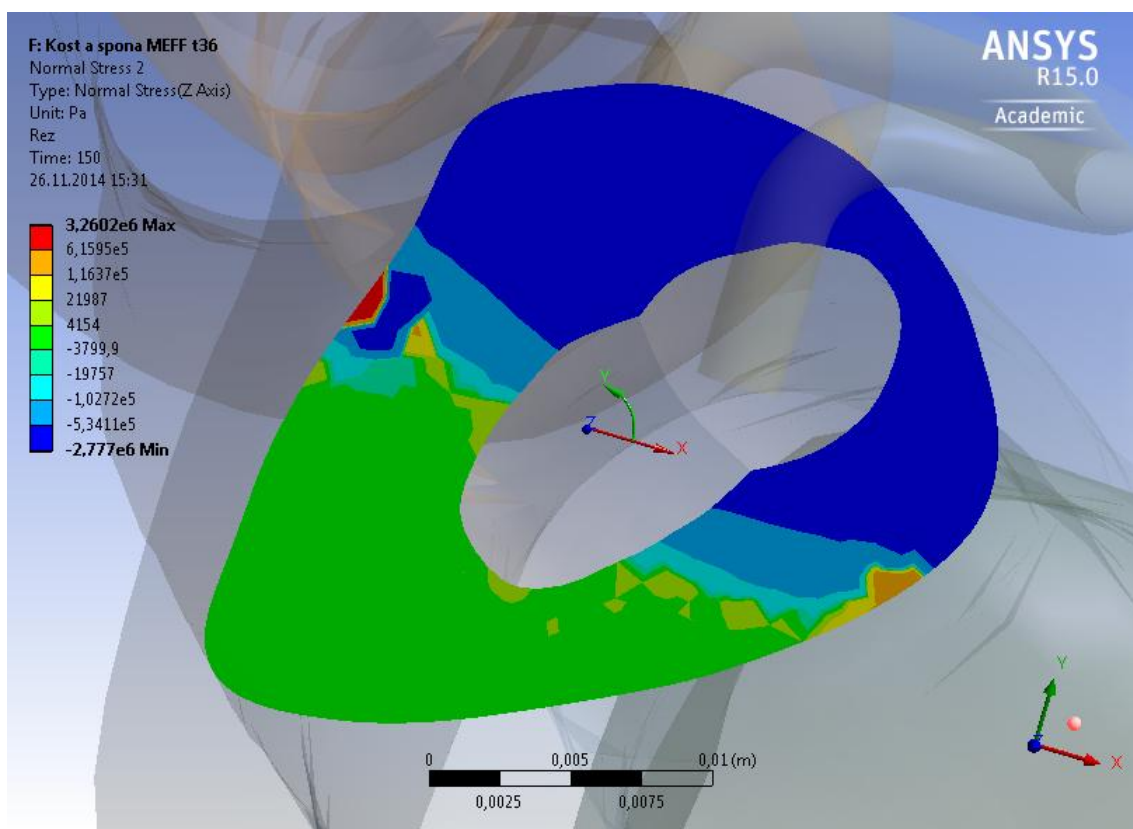
Obr. 63: Rozložení radiálního napětí v ose Y pro MEFF model

6.7 Normálové napětí ve směru osy Z v rovině zlomeniny

Z výsledků je patrné, že k největší koncentraci napětí v rovině zlomeniny dochází mezi pacičkami působící spony, kde je koncentrace vyvinutého tlaku kompresí spony největší. V některých oblastech dokonce dochází k nepatrnému tahu, ovšem velká červená oblast je pravděpodobně způsobena okrajovou podmínkou zamezení posuvů. Pro oba modely jak SUPE i MEFF se řádově hodnoty shodují. Obr.64 a Obr.65.



Obr. 64: Rozložení normálového napětí v rovině zlomeniny ve směru osy Z pro SUPE model



Obr. 65: Rozložení normálové napětí v rovině zlomeniny ve směru osy Z pro MEFF model

7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit numerický model zlomeniny tibie se sponou z materiálu s tvarovou pamětí a analyzovat jeho napjatost. K tomuto účelu byl použit mechanicko-výpočetní program ANSYS Workbench 15.0. Protože analyzovaná spona je tvořena materiálem s tvarovou pamětí, jednalo se o nelineární materiálovou úlohu.

Výsledky byly zpracovány na základě dvou materiálových modelů. SUPE, který reprezentuje superelastické chování materiálu a MEFF, který zahrnuje i vliv teploty. Tyto modely byly mezi sebou vzájemně porovnány. Bylo zjištěno, že oba modely udávají téměř shodné hodnoty výsledků. Rozdíly mezi nimi jsou pravděpodobně způsobené uvažovaným vlivem teploty v případě modelu MEFF. Pro model SUPE, byly konstanty převzaty z literatury a pro model MEFF byly určeny pomocí numerického experimentu tak, aby pracovní diagram přibližně odpovídal prvnímu modelu. Bylo zjištěno, že hodnota teploty má vliv na podobu tohoto diagramu, což koresponduje s poznatky z teorie. Ukázalo se, že konvergence výpočtu je velmi citlivá na mnoho nastavení, a proto bylo pro oba modely důležité věnovat pozornost nastavení okrajových podmínek, kontaktů a zvolit vhodně definovanou síť konečných prvků. Při hrubé síti nebylo možné výpočet vůbec provést. Dále bylo nutné u Newton-Raphsonovy metody nastavit více „substepů“ (dílků kroků), zavést jistou toleranci a zvolit více iterací. Tento krok se ukázal jako nutný, neboť bez tohoto nastavení výpočet opět nekonvergoval a program během výpočtu zkolaboval. Problémovým místem během výpočtu bylo okolí 100. zatěžovacího stavu, což bylo pravděpodobně způsobeno tím, že spona se nacházela v otvorech a byly aktivovány všechny dosud zmražené elementy a také začaly být aktivní definované kontakty mezi sponou a kostí a v místě simulované zlomeniny. U předchozích a následných zatěžovacích stavů výpočet jinak vcelku dobře konvergoval. Ukázalo se, že výpočet nelineární materiálové úlohy s tvarově paměťovým efektem je velmi náročný na čas zpracování a paměť. Na dnešních běžně dostupných výkonnějších počítačích výpočet trval zhruba 20 hodin (i více) a úloha měla velikost řádově desítky GB.

Zjištěné rozložení napětí v modelu odpovídá předpokladům, kdy dochází k největší koncentraci napětí v těsném okolí vloženého implantátu. V tomto místě se velikost největších napětí pohybovala řádově ve stovkách MPa, ale dále velmi rychle jeho hodnota klesala. V rovině simulované zlomeniny byla zjištěna hodnota napětí řádově stovky tisíc Pa. Výsledky prokázaly vznik tlakových napětí na kontaktu obou částí zlomené kosti a ukázaly jejich rozložení na kontaktní ploše. S ohledem na zjištěné výsledky se domnívám, že by bylo do budoucna vhodné provést srovnávací studie, které by porovnaly různé geometrické tvary

spony a jejich vliv na rozložení a velikost napjatosti. Při použití prezentovaného modelu a rozložení napětí v rovině zlomeniny jsem zjistil, že by pravděpodobně byl vhodnější pro léčbu zlomeniny částečné, kdy není kost přerušena v celé rovině. Tento závěr vyvozují s odvoláním na remodelaci kostní tkáně, kdy velikost napětí má vliv na růst kosti. Také by bylo vhodné porovnat různé modely pracovních diagramů v závislosti na nastavení jejich konstant. Materiál kosti je izotropní a spona je vyrobena z materiálu, jenž má nelineární charakteristiku. Jednalo se o relativně jednoduchý model. V případě velmi složitých modelů by nejspíše byly výpočty neúměrně náročné až nemožné.

8 ZDROJE LITERATURY

- [1] VOJTOVÁ, Markéta. *Poranění a zlomeniny kostí* [online]. 2010[cit. 2014-11-25].
Dostupné z: <http://www.zshk.cz/sites/default/files/zlomeniny.pdf>
- [2] NESTROJIL, Petr. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *Zdravotnické noviny* [online]. 2001, č. 40 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/leceni-zlomenin-dlouhych-kosti-139342>
- [3] Obecné principy klasifikace. Institut biostatistiky a analýz masarykovy univerzity. *Dětská chirurgie* [online]. 2012 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://telemedicina.med.muni.cz/pdm/detska-chirurgie/index.php?pg=traumatologie--klasifikace>
- [4] NESTROJIL, Petr. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *SANQUIS* [online]. 2002, č. 22 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://sanquis.cz/index1.php?linkID=art701>
- [5] DUNGL, Pavel. Ortopedie. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- [6] FN HK: Chirurgická klinika Fakultní nemocnice Hradec Králové. *Dlahová osteosyntéza* [online]. 2011 [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://www.fnhk.cz/chirurgie/pro-pacienty/seznam-informovanych-souhlasu>
- [7] BARTONÍČEK, J. Pokroky v operační léčbě zlomenin. *SANQUIS* [online]. [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://www.sanquis.cz/index1.php?linkID=art226>
- [8] RYHÄNEN, Jorma. *Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy*. OULUN, 1999. ISBN 9514252217. Dostupné z: <http://herkules.oulu.fi/isbn9514252217/>. OULUN YLIOPISTO.
- [9] JÍROVÁ, Jitka a Vratislav KAFKA. Stress-state at bone surface caused by a clamp with shape memory. 1995.
- [10] NOVÁK, Václav. *Intermetalika a jevy tvarové paměti* [online]. 2005[cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://archiv.otevrena.veda.cz/users/Image/default/C2Seminare/MultiObSem/003.pdf>
- [11] JÍRA, Aleš. *Řízení vlastností hybridních kompozitů*. Praha, 2009. Disertační práce. ČVUT v Praze – Fakulta stavební. Vedoucí práce prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc.
- [12] KURSA, M., PACHOLEK, P. Metalurgické charakteristiky tvarové paměťových materiálů na bázi Ni-Ti-Me, In 11. mezinárodní metalurgická konference METAL 2002. Ostrava, Tanger s.r.o., 2002, Paper No. 137. ISBN 80-85988-48-8

- [13] ČECH, Oldřich a Rudolf PAVLANSKÝ. *Aloplastika kyčelního kloubu*. Praha: Avicenum, 1979.
- [14] FILIP, Petr. *Progresivní typy biomateriálů*. Skripta VŠB - TU Ostrav, 1995.
- [15] FILIP, P., J. LAUSMAA, J. MUSIALEK a K. MAZANEC. *Structure and surface of TiNi human implants* [online]. 2001[cit. 2014-11-25]. Dostupné z: <http://144.206.159.178/ft/114/42915/777418.pdf>
- [16] HUANG, Weimin. *Shape Memory Alloys and their Application to Actuators for Deployable Structures*. Peterhouse, 1998. Dizertační práce. University of Cambridge.
- [17] MACH, Martin, Martin MALÝ, Vojtěch MALÝ a Jana NOVOTNÁ. *Modelování materiálu s tvarovou pamětí* [online]. 2011. Dostupné z: fyztyd.fjfi.cvut.cz/2011/cd/prispevky/pres/materpamet.ppt
- [18] ALAM, M.S., M.A. YOUSSEF a M. NEHDI. *Utilizing shape memory alloys to enhance the performance and safety of civil infrastructure*. 2007.
- [19] ARGHAVANI, Jamal. *Thermo-mechanical behavior of shape memory alloys under multiaxial loadings: constitutive modeling and numerical implementation at small and finite strains*. Sharif, 2010. Dizertační práce. Sharif University of Technology Mechanical Engineering Department.
- [20] MUHONEN, Virpi. *Bone-Biomaterial interface, The effects of surface modified NiTi shape memory alloy on bone cells and tissue*. Oulu, 2008. Dostupné z: <http://herkules oulu.fi/isbn9789514288340/isbn9789514288340.pdf>. Dizertační práce. Faculty of medicine, university of Oulu.
- [21] ZÁHORA, Jiří, Josef HANUŠ a Aleš BEZROUK. *Nitinol, vlastnosti a medicínské aplikace*. [online]. [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: http://lekbiofyz.upol.cz/pagedata_cz/staze/Vlastnosti%20a%20pou%C5%BEit%C3%AD_nitinolu_Zahora.pdf
- [22] HIŘMANOVÁ, Klára. *Korozní únava pletených NiTi stentů*. Praha, 2014. Dostupné z: <http://www.fel.cvut.cz/education/prace/00077.pdf>. Diplomová práce. ČVUT-FEL.
- [23] KRÁLIK, Juraj. *Modelovanie konštrukcií v metóde konečných prvkov* [online]. Bratislava, 2009 [cit. 2014-11-26]. Dostupné z: <http://mpm.svf.stuba.sk/~xtunega/MKP.pdf>
- [24] BENEŠOVÁ, Soňa. *Materiálové modelování a numerická simulace jako nástroj pro vývoj technologických procesů*. Plzeň, 2007. Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~sbenesov/Dizertace.pdf>. Dizertační práce. Západočeská univerzita v plzni.

- [25] DVOŘÁKOVÁ, Eva a Anna KUKLÍKOVÁ. *Numerická analýza chování dřevonetonové konstrukce*. [online]. 2012 [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://stavba.tzb-info.cz/drevene-a-ocelove-konstrukce/8877-numericke-analyza-chovani-drevobetonove-konstrukce>
- [26] IMAOKA, Sheldon: *Shape Memory Alloy – Superelastic vs. Shape Memory Effect Models*, ANSYS Technical Support Group
- [27] TERRIAULT, P., F. VIENS a V. BRAILOVSKI. *Non-isothermal finite element modeling of a shape memory alloy actuator using ANSYS*. Montreal, 2005.
- [28] *Biomedtown: The Biomedical research community* [online]. [cit. 2014-11-25]. Dostupné z: www.biomedtown.org
- [29] Micka M.: Modelování tibie pomocí programu ANSYS. Výzkumná zpráva, ÚTAM AV ČR, 1996
- [30] ČIŠECKÝ, Jakub. *Analýza vlivu skobky z materiálu s tvarovou pamětí na léčbu zlomenin*. Praha, 2012. Bakalářská práce. ČVUT-FD.
- [31] AURICCHIO, Ferdinando a Robert L. TAYLOR. *Shape-memory alloys: modeling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior*. 1996.
- [32] DIVRINGI, Kaan a Can OZCAN. OZEN ENGINEERING. *Advanced Shape Memory Alloy Material Models for ANSYS*.
- [33] ŽÁK, Ivo, Jan BROŽÍK, Jaromír KOČÍ a Alexander FERKO. *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1347-0.
- [34] *Osteosyntéza - Lencyklopædia* [online]. [cit. 2014-11-30]. Dostupné z: <http://leccos.com/index.php/clanky/osteosynteza>

9 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Kirschnerovy dráty v humeru [33]

Obr. 2: Příklad zavedení šroubů [34]

Obr. 3: a) Nitrodřeňová osteosyntéza zlomeniny tibie. b) Zlomenina okovce ošetřena tahovou cerkláží.[33]

Obr. 4: Dlahová osteosyntéza zlomeniny tibie a zlomeniny zevního kotníku. [33]

Obr. 5: Struktura krystalické mřížky v austenitu a martenzitu [17]

Obr. 6: Hysterezní křivka [18]

Obr. 7: Princip jevů tvarové paměti [10]

Obr. 8: Rozdílné chování SMA materiálů v tahu a tlaku.[19]

- Obr. 9:** Znázornění deformačního chování SMA [19]
- Obr. 10:** Schematické znázornění změn způsobené vnějším napětím [8]
- Obr. 11:** Superelasticita při různé teplotě [19]
- Obr. 12:** Napěťově deformační chování NiTi v různých fázích [8]
- Obr. 13:** Schematické znázornění hysteretzní smyčky superelastického chování NiTi a některých vybraných biologických materiálů [20]
- Obr. 14:** Princip osteosyntetické svorky NiTi [21]
- Obr. 15:** Schematické znázornění závislosti napětí a deformace běžných implantátů [8]
- Obr. 16:** Diskretizace tělesa na konečné prvky [23]
- Obr. 17:** Materiálový popis pro bilineární model [27]
- Obr. 18:** Elastická zóna (a), dopředná transformační zóna (b), zpětná transformační zóna [27]
- Obr. 19:** MEFF model nastavení pro ANSYS [26]
- Obr. 20:** SUPE model nastavení pro ANSYS [26]
- Obr. 21:** Hlavní tvořící křivky vnitřní části tibie v podélném a příčném směru a celý model tibie
- Obr. 22:** Objem celé kosti tibie a objem vnitřní části kosti
- Obr. 23:** Simulace zlomeniny kosti [30]
- Obr. 24:** Model samotné spony
- Obr. 25:** Načtený model kosti ve Workbench [30]
- Obr. 26:** Vytvořené pomocné koule [30]
- Obr. 27:** Samotné spongiózní konce a odstraněná střední část [30]
- Obr. 28:** Pohled na vytvořenou dutinu střední části tibie
- Obr. 29:** Otvory pro zasazení skobky
- Obr. 30:** Výsledný model kosti a skobky
- Obr. 31:** Výsledný model skobky a kosti – zprůhledněný pohled
- Obr. 32:** Napěťově deformační chování zvolených modelů
- Obr. 33:** Kontaktní plochy v modelu
- Obr. 34:** Princip tolerance penetrace
- Obr. 35:** Princip pinball radius
- Obr. 36:** Vygenerovaná síť konečných prvků
- Obr. 37:** Detail zjemnění sítě konečných prvků v místě a okolí kontaktů spony.
- Obr. 38:** Detail zjemnění sítě konečných prvků v místě simulované zlomeniny.
- Obr. 39:** Síť konečných prvků – spona
- Obr. 40:** Pozice spony v kroku 1, spona bude roztažena o 2mm na každou stranu.

- Obr. 41:** Pozice spony ve 101. kroku - spona se nachází v předvyvrtaných otvorech.
- Obr. 42:** Předepsané pevné posunutí paciček spony v krocích 1 - 100.
- Obr. 43:** Okrajové podmínky zabránění posuvů při zobrazení drátěného modelu
- Obr. 44:** Směrová deformace spony ve směru osy X pro SUPE model
- Obr. 45:** Směrová deformace spony ve směru osy X pro MEFF model
- Obr. 46:** Směrové deformace celého modelu ve směru osy X pro model SUPE
- Obr. 47:** Směrové deformace celého modelu ve směru osy X pro model MEFF
- Obr. 48:** Celková deformace spony ve směru osy X pro SUPE model
- Obr. 49:** Celková deformace spony ve směru osy X pro MEFF model
- Obr. 50:** Celková deformace spony ve směru osy X pro SUPE model - logaritmické měřítko
- Obr. 51:** Celková deformace spony ve směru osy X pro MEFF model - logaritmické měřítko
- Obr. 52:** Rozložení ekvivalentního napětí v kosti pro SUPE model
- Obr. 53:** Rozložení ekvivalentního napětí v kosti pro MEFF model
- Obr. 54:** Rozložení ekvivalentního napětí pro SUPE model
- Obr. 55:** Rozložení ekvivalentního napětí pro MEFF model
- Obr. 56:** Elastické deformace pro SUPE model
- Obr. 57:** Elastické deformace pro MEFF model
- Obr. 58:** Elastické deformace na transformační větvi pro SUPE model
- Obr. 59:** Elastické deformace na transformační větvi pro MEFF model
- Obr. 60:** Rozložení normálových napětí v ose Z pro SUPE model
- Obr. 61:** Rozložení normálových napětí v ose Z pro MEFF model
- Obr. 62:** Rozložení radiálního napětí v ose Y pro SUPE model
- Obr. 63:** Rozložení radiálního napětí v ose Y pro MEFF model
- Obr. 64:** Normálové napětí v rovině zlomeniny ve směru osy Z pro SUPE model
- Obr. 65:** Normálové napětí v rovině zlomeniny ve směru osy Z pro MEFF model

10 SEZNAM TABULEK

Tab.1: Vlastnosti materiálů s tvarovou pamětí [16]

Tab.2: Vybrané mechanické vlastnosti NiTi a porovnání s jinými materiály [13]

Tab.3: Vybrané chemické a fyzikální vlastností slitiny TiNi [18]

Tab.4: Zvolené hodnoty pro materiál