

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles

Ing. Radek Lekeš

**DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SOUSTAVY
ŠROUB – KOSTNÍ TKÁŇ**

**STRUCTURAL ANALYSIS
OF THE SCREW - BONE TISSUE SYSTEM**

ZKRÁCENÁ VERZE PHD THESIS

Obor: Inženýrská mechanika

Školitel: Prof. Ing. Přemysl JANÍČEK, DrSc.

Oponenti: Prof. MUDr. Libor Páč, DrSc.
Prof. Ing. Františka Pešlová
Ing. Jitka Jírová, Ph.D.
Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Datum obhajoby: 1.10.2002

KLÍČOVÁ SLOVA

biomechanika, šroubové spojení, kostní tkáň, napěťová analýza

KEYWORDS

biomechanics, medical engineering, screw in human bone, human tissue

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

oddělení pro vědu a výzkum FSI VUT v Brně

© Radek Lekeš, 2002

ISBN 80-214-2229-7

ISSN 1213-4198

OBSAH

1 ÚVOD.....	5
2 ANALÝZA PROBLÉMOVÉ SITUACE.....	5
2.1 Šroubové spojení v medicíně - historie.....	5
2.2 Šroubové spojení v medicíně - současnost	6
3 FORMULACE PROBLÉMU.....	7
4 CÍLE ŘEŠENÍ PROBLÉMU	7
5 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	8
5.1 Geometrie.....	8
5.2 Materiál	9
5.3 Vazby	10
5.4 Zatížení	10
5.5 Testovací úlohy.....	11
5.6 Realizační úlohy Etapa I.....	13
5.7 Realizační úlohy Etapa II.....	16
6 EXPERIMENTY	20
6.1 Provedení experimentu	20
6.2 Analýza experimentu	21
6.3 Experimenty - shrnutí	23
7 ZÁVĚR.....	23
LITERATURA	25
AUTOROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ	27
SUMMARY.....	28
Purpose	28
Scope	28
Inputs and methodology	29
Calculation Results.....	29
Experimental Results.....	30
Conclusion.....	30
CURRICULUM VITAE.....	31

1 ÚVOD

Za poslední desetiletí došlo k výraznému nárůstu zájmu o biomechanické problémy. Tento zájem souvisí jak s rozvojem medicíny tak s rozvojem techniky. Lékařská technika a potažmo i medicína se stala výnosným obchodním artiklem, prostředky vkládané do výzkumu se tedy stále zvětšují a výsledky tohoto rozvoje na sebe nedaly dlouho čekat. Také technika udělala obrovský skok kupředu. Tento rozvoj je dokonce tak značný, že je patrný i za dobu řešení tohoto problému. Vzájemná kombinace těchto oborů je tedy dobrým předpokladem pro posun kupředu.

Tato práce se zabývá jedním z nejstarších způsobů spojování tkání – šroubovým spojením. Toto spojení je stále velmi oblíbeno především pro svou aplikační jednoduchost, snadnou manipulovatelnost a v neposlední řadě také pro svou cenu. Problémy provázající toto spojení nebylo do nedávné doby možno řešit z důvodů nemožnosti vytvoření a analýzy podrobného modelu.

Pro pochopení vlivu objektů ovlivňujících proces řešení problémů, využívá tato práce systémového přístupu

2 ANALÝZA PROBLÉMOVÉ SITUACE

2.1 ŠROUBOVÉ SPOJENÍ V MEDICÍNĚ - HISTORIE

V r. 1565 poprvé použil Petronius zlatou desku k náhradě defektu při rozštěpu patra. Hieronymus Fabritius v r. 1666 šil rány železným nebo bronzovým drátem.

Rozvoj osteosyntézy však nastal až po Roentgenově objevu v r. 1895, kdy se osteosyntéza začala používat i při léčení zavřených zlomenin. Největším propagátorem osteosyntézy v Evropě byl Albín Lambotte v Bruselu (1866—1955), který se svým bratrem Ellie Lambottem v r. 1890 provedl suturu¹ kosti drátem a vytvořil název „osteosynthesis“². Prováděl pokusy s čtnými kovy. Šrouby používal nejprve kónické podobné typu šroubů do dřeva s plochou hlavou. Později zavedl šrouby válcové, na špičce opatřené lancerovitým samořezným hrotem. V téže době se v Anglii podílel na vývoji osteosyntézy sir William Arbuthnot Lane (1856—1943). V r. 1893 poprvé provedl spojení úlomků tibie³ šrouby. Popsal resorpci kosti, jako reakci na infekci. Používal šroubů do dřeva s kónickou hlavicí. V USA propracovával otázky osteosyntézy William O Neill Shermann (nar. 1880), žijící v Pittsburghu. Zavedl do osteosyntézy vanadiovou ocel a navrhl zesílený typ kostních dlah. Zavedl samořezné kostní šrouby se závitem do kovu oproti dosud užívaným šroubům do dřeva. I když mechanické předpoklady osteosyntézy byly těmito pokroky proti prvním pokusům zlepšeny a počet infekcí se snížil, přesto stále

¹ Steh, sešití rány

² Operační spojení úlomků zlomené kosti v žádoucí poloze

³ Holeň, kost holenní

vznikaly komplikace následkem koroze a metalózy⁴, která byla příčinou osteolýzy⁵ kosti kolem implantátu, a tím i příčinou nestability zlomeniny se všemi následky.

Dalším kvalitativním skokem v rozvoji osteosyntézy bylo zavedení inertních kovů. Nicméně některé neúspěchy zůstávaly. Danis zhotovil v letech (1937 a 1949). první tahové šrouby které nyní nazýváme spongiózními, s velkoplošným závitem. Pro kortikální kost zhotovil šrouby, pro které předem vyřezával závítníkem závit v kosti. Tento kortikální šroub drží v kosti trvale, jednak proto, že má vyšší závit, jednak se neuvolňuje na rozdíl od dřívějších samořezných šroubů, které vyvolávaly tlakovou nekrózu v okolí závitu v kosti. Kost zůstává v okolí vyříznutého závitu živá. Při tomto způsobu osteosyntéz náhle vymizela pravidelně pozorovaná resorpce konců kostních úlomků a zlomenina se hojila bez nadměrného periostálního svalku. Tento nový průběh hojení zlomeniny Danis označil jako hojení kosti per primáni. Danisovou stabilní osteosyntézou byly vytvořeny předpoklady pro funkční léčbu s časnou mobilizací poraněné končetiny.

Nové myšlenky, které by měly jednou osteosyntézu nahradit, jako je lepení zlomenin, „sváření zlomenin“, je stále ještě ve stadiu experimentálním, ale nezdá se, že by nejbližší doba přinesla široké rozšíření těchto postupů do klinické praxe. Přesto je nutné tyto směry dále sledovat, právě tak jako možnosti ovlivnění kostního hojení pomocí magnetického pole a elektrického proudu.

Jedno je jisté, že osteosyntéza má v současné době své jasné postavení v oblasti léčení zlomenin a její metody zůstanou jistě po řadu let v platnosti do doby, kdy se podaří realizovat některé z výše uvedených myšlenek

2.2 ŠROUBOVÉ SPOJENÍ V MEDICÍNĚ - SOUČASNOST

Za posledních 50 let používání osteosyntézy medicína pokročila výrazně kupředu. V současné době se používá šroubové spojení nejen při klasické osteosyntéze, ale i v oborech, kde dříve použití šroubů nepřipadalo v úvahu. V zásadě je možno rozdělit šroubové spojení použité v lékařství do třech typů.

Přímé „sešroubování“.

Pomocí šroubů se fixují přímo úlomky kosti. Nejčastěji se jedná o tzv. „metodu tahového šroubu“. Tahový se nazývá proto, že přitahuje kostní úlomky k sobě. Jako tahový šroub může být aplikován jak šroub kortikální, tak šroub spongiózní. Při aplikaci kortikálního tahového šroubu je předvrtán otvor v kostním úlomku pod hlavicí šroubu vrtákem o větším průměru než je průměr závitu a otvor v protilehlé corticalis pak vrtákem o vhodném průměru, a v této protilehlé corticalis se vyřízne závit. Dotážením tahového šroubu se dosáhne naléhání lomné plochy pod tlakem. Při použití spongiózního šroubu jako tahového šroubu musí být celý závit šroubu umístěn v protilehlém úlomku a ani jeden závit nesmí zůstat v úlomku, na který naléhá hlavice šroubu.

⁴ viz kapitola 6.1.3

⁵ Prořídnutí, rozrušení kostní tkáň

Nepřímé „sešroubování“.

Pod tímto pojmem rozumíme situaci, kdy šrouby slouží pouze jako pomocné fixační součásti. Typickým příkladem takového spojení je spojení úlomků nebo částí kosti pomocí dlahy, připevnění implantátů v čelistní chirurgii, atd.

Třetí skupinu šroubů používaných v medicíně tvoří šrouby použité zcela mimo lidské tělo tzn. sloužící ke stejným účelům jako v technice. Charakteristiky takových šroubových spojení jsou běžně dostupné v literatuře a nejsou předmětem dalšího zkoumání v rámci této práce.

3 FORMULACE PROBLÉMU

Jak již bylo uvedeno, v mnoha lékařských oborech se často používá šroubových spojů. V r. 1893 byly poprvé zmíněny problémy v okolí zavrtaných šroubů. Vznikaly po nich poruchy hojení, byl častý výskyt paklobů a je popisována tlakovou aseptická nekróza v okolí závitů v kosti. Tato nekróza a resorpce v rozsahu několika milimetrů byla považována za nevyhnutelnou při hojení zlomenin. Šroubové spojení se používá dlouhou dobu a tak se nabízí otázka, proč je tento problém aktuální i v současnosti. Na tuto otázku jsou možné dvě odpovědi.

- Komplikace, které se u šroubových spojení vyskytují byly do nedávné doby potlačeny do pozadí jinými vlivy.
- V současnosti se provádí náročné operace, které ještě nedávno byly neproveditelné (prodlužování končetin, fixace tříštivých zlomenin, spinální chirurgie, atd.)

Problémy, které se u šroubových spojení vyskytují souvisejí především se spolehlivostí, tedy se zaručením funkčnosti spojení.

Na Ústavu mechaniky těles bylo řešeno množství úloh ve kterých nějakým způsobem figurovalo šroubové spojení v kosti (posunutí trochanter⁶ major, vliv stříškování, páteřní fixátory, zubní implantáty, vnější fixátory, kluzné šrouby, řízená osteotomie⁷, atd. Žádná z prací se však detailně nezabývala přímo šroubovým spojením. Na základě požadavků klinické praxe a potřeb biomechaniky byl formulován následující problém:

Vytvořit výpočtový model šroubu zavrtaného do kostní tkáně, který umožní analyzovat mechanickou interakci mezi šroubem a kostní tkání.
(pro různé typy šroubů, jejich namáhání a materiály kostních tkání)

4 CÍLE ŘEŠENÍ PROBLÉMU

Cílem je provést napětově deformační analýzu v okolí zatíženého šroubu, včetně určení vzájemného kontaktního tlaku, a to v závislosti na těchto parametrech:

⁶ Část stehenní kosti

⁷ Chirurgické protětí (přerušeni) kosti

Úroveň modelu	je nutno řešení realizovat pro různé úrovně modelování s cílem ověřit na jaké nejnížší úrovni je možno výsledky považovat za věrohodné (rovinné modely, rotační symetrie, prostorový model.
Tvar závitů	je třeba prověřit jak se mění působení na kostní tkáň při změně profilu závitů.
Vazby v oblasti zašroubování	jak ovlivňují vazby okolí rozložení stykových tlaků a průběhy napětí, atd.
Typ kostní tkáně	zdravá tkáň, poškozená tkáň, spongiosa, kompakta.
Způsob namáhání	tah, ohyb, krut, různé hodnoty tření na stykových plochách.

Řešení těchto cílů je významné jak z hlediska **poznávacího** (nové informace pro další biomechanický výzkum), **klinického** (řešení příčin nastalých nebo potenciálně možných patologických jevů) tak z hlediska **konstruktivního**, přičemž je možno využít poznatků a metod získaných právě při řešení těchto cílů k návrhu takových šroubových spojení které eliminují současné nedostatky.

5 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ

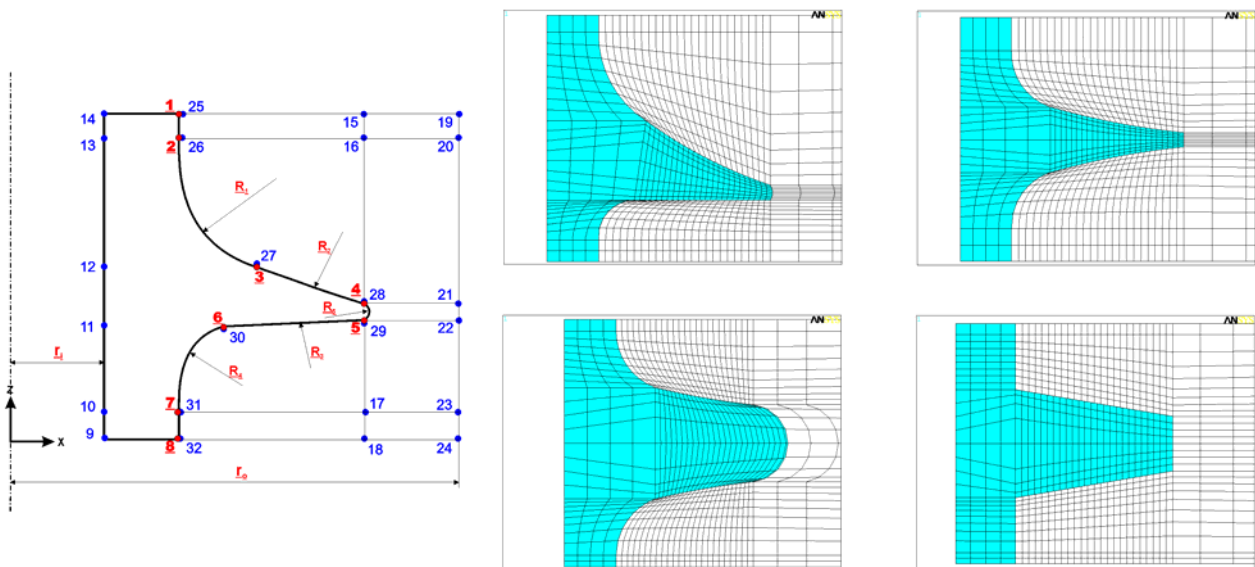
Pro výpočtové modelování je důležité na zvolené rozlišovací úrovni určit systém veličin, obsahující podstatné prvky z hlediska řešeného problému. Podstatnými prvky jsou: vlastnosti objektu (geometrie, materiál, vazby), působení na objekt (zatížení objektu) a chování objektu (napjatost, deformace, porušení objektu)

5.1 GEOMETRIE

Geometrie závitů kortikálních i spongiózních šroubů používaných v chirurgii a ortopedii se odlišují nejen od metrických, ale i navzájem podle typu určení a výrobce. Z těchto důvodů bylo nutno navrhnout model tak, aby bylo možno pomocí změny vstupních údajů vytvořit co možná nejvíce tvarů závitů. V technické praxi se pro takové modely používá výraz parametrický model. Jak již název napovídá jedná se o modelování pomocí zadávání parametrů. Ze zadaných parametrů si model dopočítá zbylé geometrické rozměry. Návrh těchto parametrů (snažíme se o co nejnížší počet) trvá zpravidla několikanásobně déle než samotné vytvoření takového modelu. Na Obr. 1 je náčrt parametrického modelu šroubu, kde jsou vyznačeny parametry, které je možno v modelu měnit. Jako parametry byly zvoleny i počty závitů, hustota diskretizace, vzdálenost mezi kontakty apod.

V počáteční testovací fázi byl zvolen jednodušší typ závitů, z důvodu snadnějšího modelování a nízkých výpočetních časů. Ze stejných důvodů bylo rozhodnuto o testování různých úrovní modelu. Konkrétně se jedná o rovinný model (rovinná napjatost), rovinný model se zamezením deformace ve směru tloušťky modelu (rovinná deformace), rotačně symetrický model a prostorový 3D model.

Vzhledem ke skutečným rozměrům šroubů i kostí (byla uvažována varianta zašroubování do diafýzy dlouhé kosti) byl zvolen počet závitů v kosti na 4.



Obr. 1 Parametrický model a ukázka možností pomocí jednoduché změny parametrů

Jak již bylo uvedeno počet závitů byl stanoven jako jeden z parametrů modelu a je možno jej v případě potřeby libovolně měnit. Kost byla modelována jako prstavec obklopující šroub. V kosti byl vyřezán závit a nebylo uvažováno žádné zbytkové napětí způsobené procesem řezání závitu.

Velikostí mezery mezi šroubem a okolím lze v případě potřeby simulovat situaci, u níž je zvolena nevhodná velikost předvrtaného otvoru.

Velikost obklopující kostní tkáně byla zvolena podle provedeného počítačového experimentu u něhož byl sledován vliv okolní tkáně na rozložení izoploch napětí kolem závitu. Pro další výpočty byla zvolena taková velikost, aby okolní vazby neměly žádný vliv na rozložení napětí v okolí závitů.

5.2 MATERIÁL

Mechanické vlastnosti kostní tkáně in vitro (mimo tělo) se již v několika minutách mění, není-li kost po vyjmutí udržována vlhká, např. ve fyziologickém roztoku. Pro delší dobu uložení vzorku se používá zmrazení nebo balzamování. Tyto konzervační postupy však mění vlastnosti tkání. Tyto okolnosti spolu s faktem, že vlastnosti kostní tkáně se mění s věkem a biologickými dispozicemi každého jedince znamenají v současnosti jeden z největších problémů se kterým se biomechanika potýká.. Pro většinu výpočtů byl použit lineární izotropní materiál (Tabulka 1).

Tabulka 1 Materiálové konstanty izotropních materiálů

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonova konstanta μ
Šroub – kov	$2.1 \cdot 10^5$	0.30
Kompakta	$17.6 \cdot 10^3$	0.28
Spongióza	$0.8 \cdot 10^3$	0.35

Byly však také provedeny testové výpočty kde byl použit neizotropní materiál.

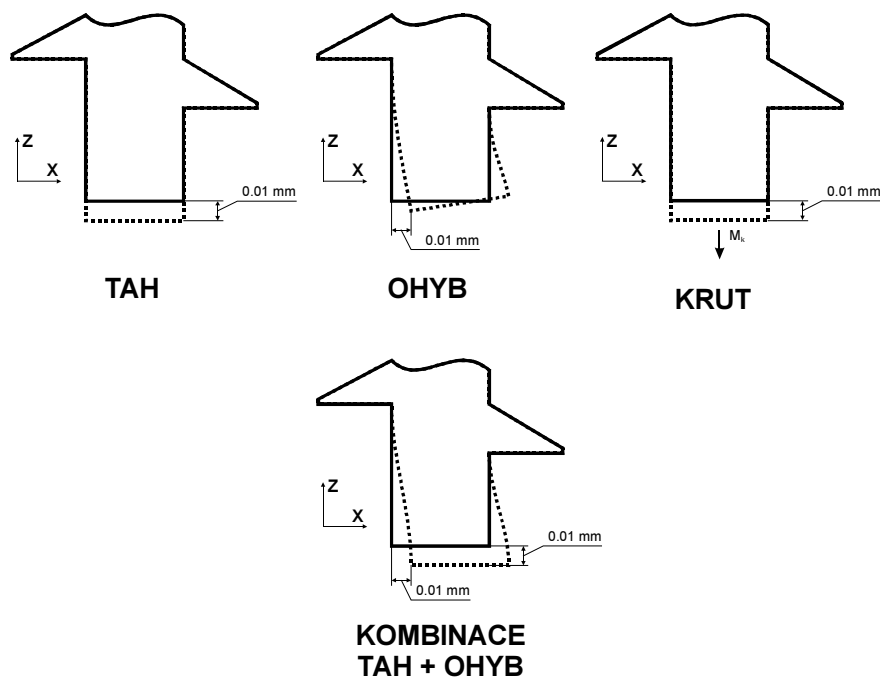
5.3 VAZBY

Realita umístění šroubu v kosti je modelována předepsáním okrajových podmínek v okolí kosti. Tyto okrajové podmínky zamezují posuv i rotaci hranic kostní tkáně vůči okolí. V případě rotační symetrie byly navíc použity symetrické okrajové podmínky. Vazby mezi šroubem a kostní tkání jsou realizovány prostřednictvím kontaktních prvků. Tím se řešená úloha stává geometricky nelineární se všemi důsledky které plynou z řešení takových úloh.

5.4 ZATÍŽENÍ

Zatížení soustavy je realizováno jako deformační a model je zatížen několika způsoby:

- **Tahové zatížení:** je realizováno v oblasti dříku šroubu tak, aby konec dříku šroubu vykonal posuv 0.01 mm. Tím je zaručeno stejné zatížení všech variant, které je důležité k vzájemnému srovnání a navíc se výrazně sníží výpočtový čas potřebný k řešení úloh.
- **Ohyb:** Zatížení ohybem je pro jednoduchost zvoleno $-0,01$ mm ve směru kolmém na osu šroubu
- **Krut:** Ve skutečnosti se však jedná o namáhání kombinací krutu a tahu, neboť při použití pouze krutu by se šroub pouze vyšrouboval. Tahové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dříku ve směru osy z o -0.01 mm. Zatížení krutem bylo realizováno pomocí silových dvojic o celkové hodnotě 6 N mm.
- **Tah + Ohyb:** Tahové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dříku ve směru osy z o -0.01 mm. Ohybové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dříku o 0.01mm ve směru osy x.



Obr. 2 Schéma zatěžovacích variant

5.5 TESTOVACÍ ÚLOHY

V počátečních fázích řešení problémů interakce mezi šroubem a kostní tkání bylo nutno provést řadu testovacích úloh s cílem snížit časovou náročnost výpočtu, co nejvíce se přiblížit reálným výsledkům a ověřit důvěryhodnost vypočtených hodnot. Z prostorových důvodů není možno uvést všechny testovací úlohy a tak je zde uvedeny alespoň ty, které měly největší vliv na další směr výpočtů.

Volba úrovně modelu

Prvním krokem je testování úrovně modelu. Byly provedeny testovací výpočty pro následující varianty.

- rovinný model (rovinná napjatost)
- rovinný model se zamezením deformace ve směru tloušťky modelu (rovinná deformace)
- rotačně symetrický model
- prostorový model

Pro všechny strukturální varianty byly provedeny výpočty s jednotným zatížením a stejnými okrajovými podmínkami.

Z analýz vyplývá, že redukované napětí a kontaktní síly u rovinné deformace a rovinné napjatosti jsou velmi podobné a to jak velikostí tak tvarem. Výsledky výpočtů u rotačně symetrického i prostorového modelu se liší oproti výsledkům získaných z modelů rovinných. Diference je možno zaznamenat v průběhu rozložení kontaktních sil což je způsobeno důsledkem rozdílné deformace rovinného, rotačně symetrického a prostorového modelu. Rozdíly jsou patrné i při srovnání velikostí sil v příslušných místech. Zde je patrná vyšší hodnota na konci zubu u rotačně symetrického modelu způsobená vyšší tuhostí zubu než u ostatních modelů. S přihlédnutím na předchozí výsledky možno konstatovat, že rovinné úlohy modelů šroubu jsou zcela odlišné od úloh prostorových. Rovinné úlohy sice vyžadují nízkou náročnost na výpočtové časy, ale **výsledky jsou pro nás zcela nepoužitelné**. Proto bylo rozhodnuto pro další výpočty používat pouze 3D model. V určitých případech je možno použít rotačně symetrický model.

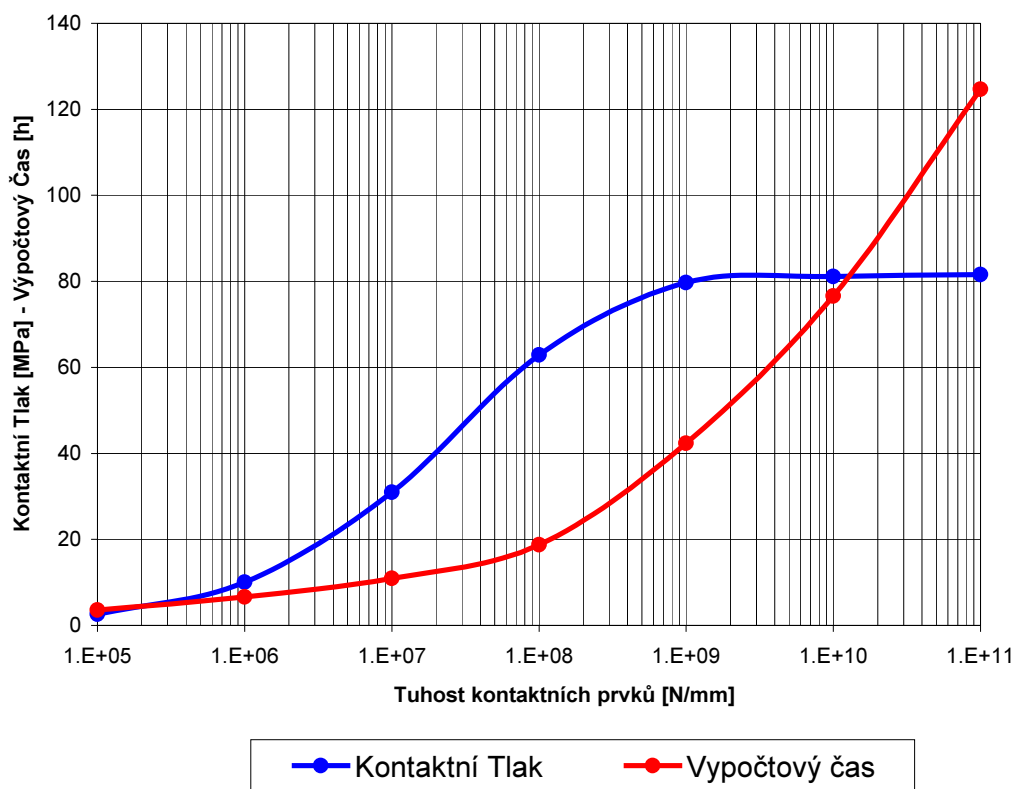
Vliv součinitele Coulombova tření

Dalším problémem, který bylo nutno vyřešit je volba koeficientu tření. V literatuře je možno najít široké spektrum údajů počínaje tvrzením, že tření nemá vliv na zatížení kosti až po naprosto „přesné“ údaje koeficientu Coulombova tření. Z tohoto důvodu bylo vytvořeno šest modelů, které byly naprosto geometricky identické. Jako izotropní materiál pro obě komponenty tzn. šroub i okolí byla zvolena ocel. Součinitel Coulombova tření byl nastaven na hodnotu 0.0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5. Dále byly vytvořeny další tři modely, které měly taktéž identickou geometrii, ale jako materiál byly použity charakteristiky spongiózní kostní tkáně. Součinitel Coulombova tření byl u těchto modelů nastaven na hodnotu 0.0, 0.2, 0.4.

Pro posouzení vlivu změny součinitele tření byly zvoleny maximální hodnoty σ_{INT} , σ_Z a kontaktního tlaku P_{kont} . Po vzájemném srovnání jednotlivých hodnot jsme došli k závěru, že změna součinitele tření nemá žádný zásadní vliv na výsledky výpočtů. Zde je třeba připomenout, že zatížení šroubů při testu bylo pouze tahové a že vliv součinitele tření může vzrůst u jiných typů namáhání. Když srovnáme čistý procesorový čas jednotlivých výpočtů není zde podstatný rozdíl způsobený vlivem součinitele tření.

Volba kontaktní tuhosti

Pro obdržení korektních výsledků při nelineárních kontaktních analýzách je velmi důležitým faktorem správná volba kontaktní tuhosti ve směru normál. Důležitost správné volby kontaktní tuhosti ovlivňuje nejen hodnoty napětí a deformací, ale i možnost samotné realizace výpočtu. Při nesprávné volbě je totiž možné, že výpočet vůbec kvůli časové náročnosti neproběhne. Detailněji se touto problematikou zabývá několik publikací (např. [8]). To ovšem neznamená, že závěry zjištěné pro jeden typ modelu jsou použitelné pro modely jiné. Z tohoto důvodu bylo vytvořeno 7 modelů, které měly shodné geometrické i materiálové charakteristiky a jedinou proměnnou byla hodnota kontaktní tuhosti. Tato hodnota se měnila v rozsahu 10^5 až 10^{11} N/mm. Rozdíly mezi jednotlivými modely názorně popisuje Obr. 3



Obr. 3 Závislost výpočtového času a max. kontaktního tlaku na tuhosti kontaktu

Z Obr. 3 vyplývá, že při určité hodnotě tuhosti kontaktních prvků se maximální hodnota i rozložení kontaktního tlaku mění jen nepatrně, (v řadu jednotek procent) zato výpočtový čas se zvyšuje téměř exponenciálně. Pro naše úlohy je tedy

nejvhodnější hodnota (*a ta bude dále používána*) normálové kontaktní tuhosti v rozsahu 10^9 až 10^{10} N/mm, kdy absolutní hodnoty i rozložení kontaktního tlaku jsou již ustáleny a výpočtový čas je ještě v přijatelných mezích.

5.6 REALIZAČNÍ ÚLOHY ETAPA I

I když nebylo prvotním cílem této práce řešení konkrétního typu šroubu, bylo stanoveno, že se provedou výpočty, které objasní alespoň nejběžnější otázky kladené uživateli a řešiteli šroubových spojení. Z tohoto důvodu byl vypracován plán řešení jednotlivých úloh.

- První dvě skupiny výpočtů byly zatíženy tahem a odlišují se počtem závitů respektive stoupáním závitů přičemž druhá skupina má poloviční stoupání oproti skupině první. **Tahové zatížení** bylo realizováno posuvem spodní plochy dřívku o -0.01 mm.
- Třetí skupina výpočtů byla namáhána ohybem. **Ohybové zatížení** bylo realizováno posuvem spodní plochy dřívku o 0.01 mm ve směru osy x. Při tomto zatížení nebylo zabráněno rotaci plochy spodní plochy dřívku.
- Čtvrtá skupina výpočtů byla **namáhána krutem**. Ve skutečnosti se však jedná o namáhání kombinací krutu a tahu, neboť při použití pouze krutu by se šroub pouze vyšrouboval. Tahové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dřívku ve směru osy z o -0.01 mm. Zatížení krutem bylo realizováno pomocí silových dvojic o celkové hodnotě 6 N mm.
- Poslední pátá skupina výpočtů je namáhána kombinací zatížení. Jednalo se o **kombinaci tahového a ohybového zatížení**. Tahové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dřívku ve směru osy z o -0.01 mm. Ohybové zatížení bylo realizováno posuvem spodní plochy dřívku o 0.01 mm ve směru osy x.

Každá s uvedených skupin výpočtů obsahovala dvě podskupiny Geometrii a Materiál. **Geometrie modelů** byla zvolena jako:

- **Normal** – Zjednodušená geometrie šroubu navrhovaná s ohledem na skutečnou geometrii a požadavkem co nejmenšího modelu.
- **Large** – Jedná se o zjednodušenou geometrii s dvojnásobnou šířkou závitů.
- **Real** – Jedná se skutečný profil závitů odměřený na profiloměru.

Podskupina **Materiál** je rozdělena na

- O – materiál **ocel** $E = 2.1 \cdot 10^5$ MPa, $\mu = 0.30$
- K – materiál **kompakta** $E = 17.6 \cdot 10^3$ MPa, $\mu = 0.28$
- S – materiál **spongióza** $E = 0.8 \cdot 10^3$ MPa, $\mu = 0.35$

Etapa I měla za úkol detailně ověřit chování ocelového šroubu v kostní tkáni. Souběžně s těmito výpočty byla provedena deformačně napěťová analýza šroubu zašroubovaného do kovu. Tato analýza byla provedena z důvodů hledání podobností v chování této soustavy. Byly vyšetřovány čtyři základní zatěžovací varianty (tah, ohyb, krut + tah a ohyb + tah), které jsou podle nás nejvyskytovanější v osteotomii.

Každý zatěžovací případ měl navíc tři varianty geometrie. (pouze zatížení tahem má geometrických variant pět)

Obecně velkým překvapením byla **malá změna rozložení napětí při různých geometrických variantách**. Tyto změny se projevily u materiálu okolí kov a v malé míře u modelů kortikální kosti. Téměř žádné změny však nebyly pozorovány při šroubovém spojení kost – spongiózní tkáň. Při pohledu na jednotlivé izoplochy napětí se nabízí poměrně jednoduché zdůvodnění. Materiál kosti mezi jednotlivými závity je málo tuhý a nedokáže tedy přenést zatížení. Proto se při vzrůstajícím zatížení přesouvá kontaktní tlak až k samému konci závitu. Tím se veškeré zatížení přenáší pouze po vnějším obvodu závitu. Tato část plochy závitu je stejná u většiny závitů a tudíž stejné výsledky u různých tvarů závitu nejsou moc překvapující. Pro další zkoumání by jistě bylo zajímavé namodelovat závit s velkým rádiusem na obvodě závitu. (podobný jako závit E používaný ve strojírenství) Tím by se do značné míry zabránilo pouze lokálnímu přenosu zatížení a toto by se přeneslo na větší ploše závitu.

Geometrická varianta s dvojnásobnou šířkou závitu byla vytvořena jako reakce na diskuse při různých biomechanických konferencích. Obecně lze říci, že prvotní reakce většiny diskutujících při diskusi jak snížit maximální hodnoty kontaktních tlaků byla následující. „...zkuste zvětšit plochu závitů ...“ Tento požadavek je zdánlivě logický, ale po provedených analýzách vidíme, že tato cesta není tak jednoznačná jak se na první pohled zdá. Při pohledu na jakákoli maximální napětí vidíme, že zvětšením plochy závitu opravdu dojde ke snížení těchto hodnot, **rozložení napětí však nevykazuje žádný odlišný trend**. Je zde však možno pozorovat kvalitativní změny způsobené nižší tuhostí závitu. Dochází zejména k deformaci kontaktní plochy, která se projevuje jako lokální změny kontaktního tlaku. Tyto deformace jsou takového rázu, že dochází dokonce k dosažení mezních stavů stability závitů a závit se tak „převrací“. Jistě nezanedbatelnou roli budou hrát hluboké řezy do kostní tkáně, které by mohly oddělit kostní tkáň od výživy a potom by byla velikost kontaktní plochy nepodstatná.

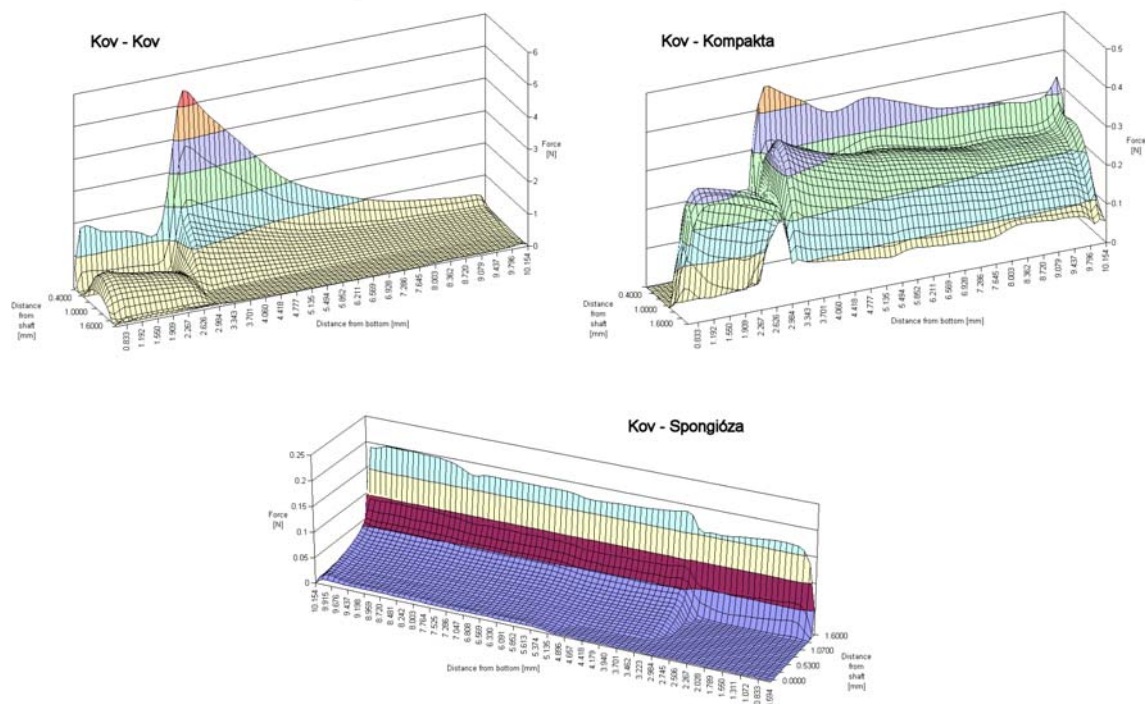
Poslední geometrickou variantou byla změna stoupání závitů. Modely používaly stejný profil závitů pouze stoupání je poloviční a tudíž do stejné hloubky materiálu je zašroubován dvojnásobný počet závitů. Nejdůležitějším poznatkem bylo, že přenos zatížení a tím i **hodnoty napětí a kontaktního tlaku nejsou závislé na** počtu závitu a tudíž na **délce závitu**, ale na vzdálenosti zašroubování v materiálu ve směru osy šroubu. Dalším důležitým zjištěním byla skutečnost, že mezi jednotlivými závity jsou hodnoty redukováného napětí téměř nulové. To je způsobeno velmi malým množstvím materiálu mezi závity. Tato kostní tkáň není pochopitelně schopná přenést zatížení a tak jsou zatěžovány převážně okraje závitů. Na okrajích dochází k vysokým koncentracím napětí. Tyto hodnoty se navzájem propojují a vytváří kolem závitu oblast vysokých hodnot napětí. Pokud je správný předpoklad, že vysoké hodnoty napětí jsou příčinnou zániku jednotlivých buněk kostní tkáně a my nemáme důvod pochybovat, že by tomu bylo jinak znamenalo by to po určité době zatížení šroubu ztrátu stability a vytržení šroubu. Šrouby

s dvojitým stoupáním jsou vhodné ke šroubovým spojením stejných materiálů, ale nejsou podle našich výsledků vhodné pro použití v kostní tkáni. Výsledky se šrouby s polovičním stoupáním a dvojitou šířkou závitu jsou ještě vyhraněnější než u šroubů s normální šířkou závitů a proto jsme toho názoru, že *cesta „zhušťování závitů“ není vhodná pro biomechanické aplikace* a budoucí zkoumání.

Srovnání z hlediska materiálů použitých při výpočtu je velmi komplikované. Uvedené materiály jsou totiž tak různorodé, že není možné najít společný rys chování těchto materiálů. Obecně je možné určit několik tendencí které vyplynuly z analýz. (viz Obr. 4) Asi nejviditelnější, je:

Změna zatížení kontaktní plochy ve směru od dřívku k okraji závitu.

- **Materiál okolí kov** - maximum kontaktního tlaku blízko dřívku závitu + prvních závitů a s rostoucím počtem závitů hodnoty tlaku klesají
- **Materiál okolí kompaktní tkáň** - maximum kolem středu závitu a
- **Materiál okolí spongiózní tkáň** - kontaktní plocha je zatížena pouze na okraji závitu. Tento jev je způsoben malou tuhostí materiálu okolí.



Obr. 4 Rozložení kontaktních sil pro různé materiály okolí

Změna zatížení kontaktní plochy ve směru od prvního k poslednímu závitu.
(nebudeme uvažovat první závit, který nemá pod sebou téměř žádný materiál)

- **Materiál okolí kov** - maximum kontaktního tlaku na prvních závitůch a s rostoucím počtem závitů hodnoty tlaku klesají.
- **Materiál okolí kompaktní tkáň** – kontaktní tlak je rozložen po celé ploše téměř rovnoměrně.

- **Materiál okolí spongiózní tkáň** - kontaktní tlak vykazuje růst ve směru od prvního závitu k poslednímu. Tento růst je ovšem daleko pozvolnější než pokles u varianty kov – kov.

5.7 REALIZAČNÍ ÚLOHY ETAPA II

V první etapě výpočtů byla provedena celková detailní deformačně napěťová analýza vlivu tvaru, zatěžování a materiálu. Již po provedení a analyzování prvních výsledků bylo zřejmé, že předpokládané rozdíly v geometrii nejsou tak markantní jak bychom čekali. Daleko větší rozdíly v rozložení napětí jsou při změně materiálů. Je možno vyzorovat, že přílišná tuhost šroubu je zdrojem vysokých koncentrací napětí. Geometrická změna tuhosti (dvojnásobná šířka závitů) však nepřináší změnu rozložení napětí a i když snižuje hodnoty napětí koncentrace zůstávají na stejných místech. Ve světové odborné literatuře se také občas objeví zprávy o prováděných experimentech s různými materiály šroubů. Proto bylo přistoupeno k vytvoření série výpočtů, ve které by zůstávaly stále stejné vstupní parametry (geometrie, zatížení, atd.) a měnily by se pouze materiálové charakteristiky. Změna materiálů by byla prováděna nejen pro model šroubu, ale i pro model okolí. Materiálové charakteristiky byly vybrány z co možná nejširšího spektra materiálů. Cílem bylo lépe pochopit chování soustavy i v případech které by mohly nastat pouze teoreticky. Výběr materiálů popisuje následující tabulka.

Tabulka 2 Materiály použité v etapě II

Modul pružnosti E <i>[MPa]</i>	Poissonova konstanta μ	Materiál <i>[přibližně]</i>	Číslo materiálu <i>pro další identifikaci</i>
10	0.49	Guma	0
100	0.38	Polyetylén	1
800	0.35	Spongiózní kost	2
2000	0.35	Polyetylén - plexisklo	3
6000	0.28	Kompaktní kost - kolmo na směr vláken	4
17600	0.28	Kompaktní kost - směr vláken	5
35000	0.30	Slitiny hořčíku	6
50000	0.33	Slitiny hliníku	7
100000	0.35	Bronz	8
210000	0.30	Ocel	9

Pro snazší rozlišení výpočtů byl vytvořen systém tvorby názvů jednotlivých výpočtů. Ten spočíval ve společném základu názvu SCR následované dvojčíslím. U tohoto dvojčíslí označuje první číslice materiál okolí a druhá číslice materiál šroubu. Tím byla vytvořena jakási matice, která identifikuje jednotlivé výpočty. Tuto matici znázorňuje Tabulka 3.

Tabulka 3 Identifikace výpočtů pro Etapu II

	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>0</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>1</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>2</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>3</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>4</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>5</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>6</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>7</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>8</i>	<i>Mat.</i> <i>šroubu</i> <i>9</i>
<i>Mat.</i> <i>okolí 0</i>	Scr00	Scr10	Scr20	Scr30	Scr40	Scr50	Scr60	Scr70	Scr80	Scr90
<i>Mat.</i> <i>okolí 1</i>	Scr01	Scr11	Scr21	Scr31	Scr41	Scr51	Scr61	Scr71	Scr81	Scr91
<i>Mat.</i> <i>okolí 2</i>	Scr02	Scr12	Scr22	Scr32	Scr42	Scr52	Scr62	Scr72	Scr82	Scr92
<i>Mat.</i> <i>okolí 3</i>	Scr03	Scr13	Scr23	Scr33	Scr43	Scr53	Scr63	Scr73	Scr83	Scr93
<i>Mat.</i> <i>okolí 4</i>	Scr04	Scr14	Scr24	Scr34	Scr44	Scr54	Scr64	Scr74	Scr84	Scr94
<i>Mat.</i> <i>okolí 5</i>	Scr05	Scr15	Scr25	Scr35	Scr45	Scr55	Scr65	Scr75	Scr85	Scr95
<i>Mat.</i> <i>okolí 6</i>	Scr06	Scr16	Scr26	Scr36	Scr46	Scr56	Scr66	Scr76	Scr86	Scr96
<i>Mat.</i> <i>okolí 7</i>	Scr07	Scr17	Scr27	Scr37	Scr47	Scr57	Scr67	Scr77	Scr87	Scr97
<i>Mat.</i> <i>okolí 8</i>	Scr08	Scr18	Scr28	Scr38	Scr48	Scr58	Scr68	Scr78	Scr88	Scr98
<i>Mat.</i> <i>okolí 9</i>	Scr09	Scr19	Scr29	Scr39	Scr49	Scr59	Scr69	Scr79	Scr89	Scr99

Diagonála této matice obsahuje modely se stejnými materiály jak pro šroub tak pro okolí. Výpočty pod diagonálou mají šroub tužší než okolí a výpočty nad diagonálou naopak.

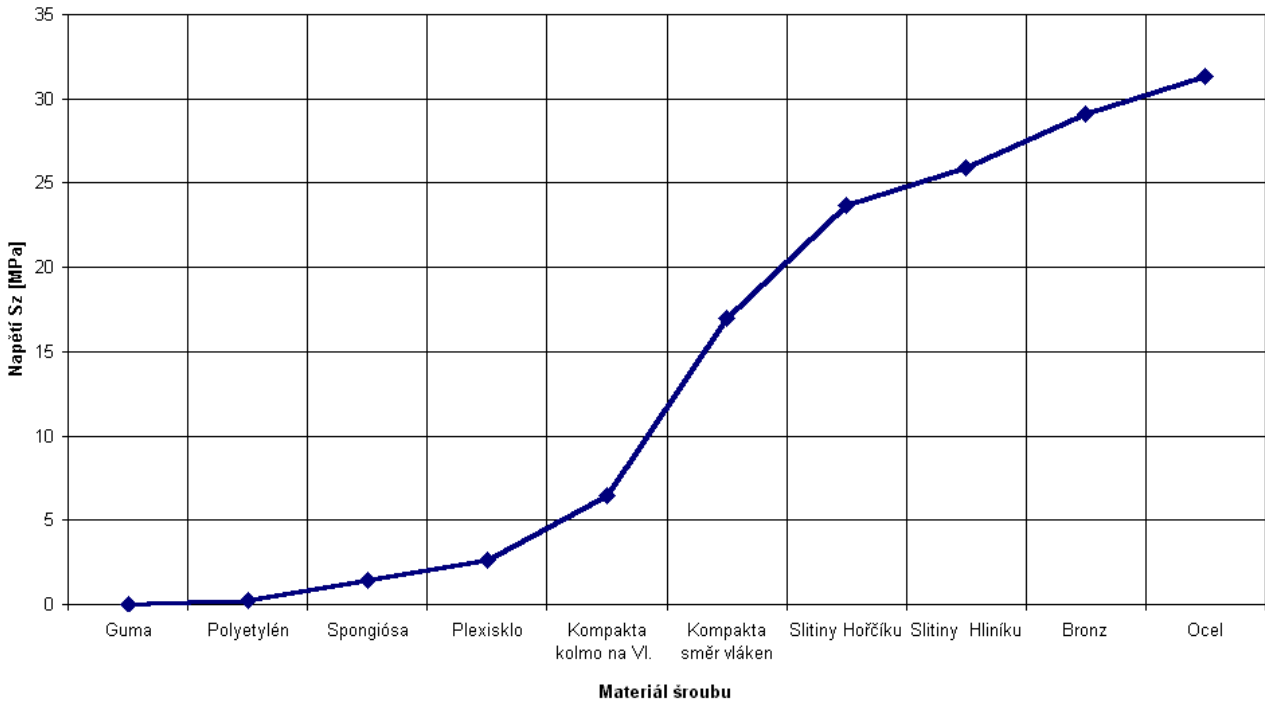
Při 100 výpočtech už není s prostorových důvodů možné ukázat jednotlivé rozložení napětí. Proto budou sledovány pouze trendy, které mohou ukázat cestu dalších výpočtů. V případě zajímavých zjištění se budeme zajímat o konkrétní situace.

Jedny z hodnot, které byly srovnávány, byly maximální hodnoty jednotlivých napětí. Na Obr. 5 a Obr. 6, je závislost napětí ve směru osy šroubu na materiálu šroubu pro materiál okolí spongiózní kost a kompaktní kost.

Materiál okolí spongiózní kost má největší změnu gradientu při materiálech šroubu Plexisklo ÷ Slitiny Hořčíku (umělé hmoty) a se zvyšováním tuhosti šroubu maximální velikost napětí nevzrůstá nijak dramaticky.

Naproti tomu materiál okolí kompaktní kost má největší gradienty napětí mezi materiály šroubu Slitiny Hořčíku ÷ Ocel.

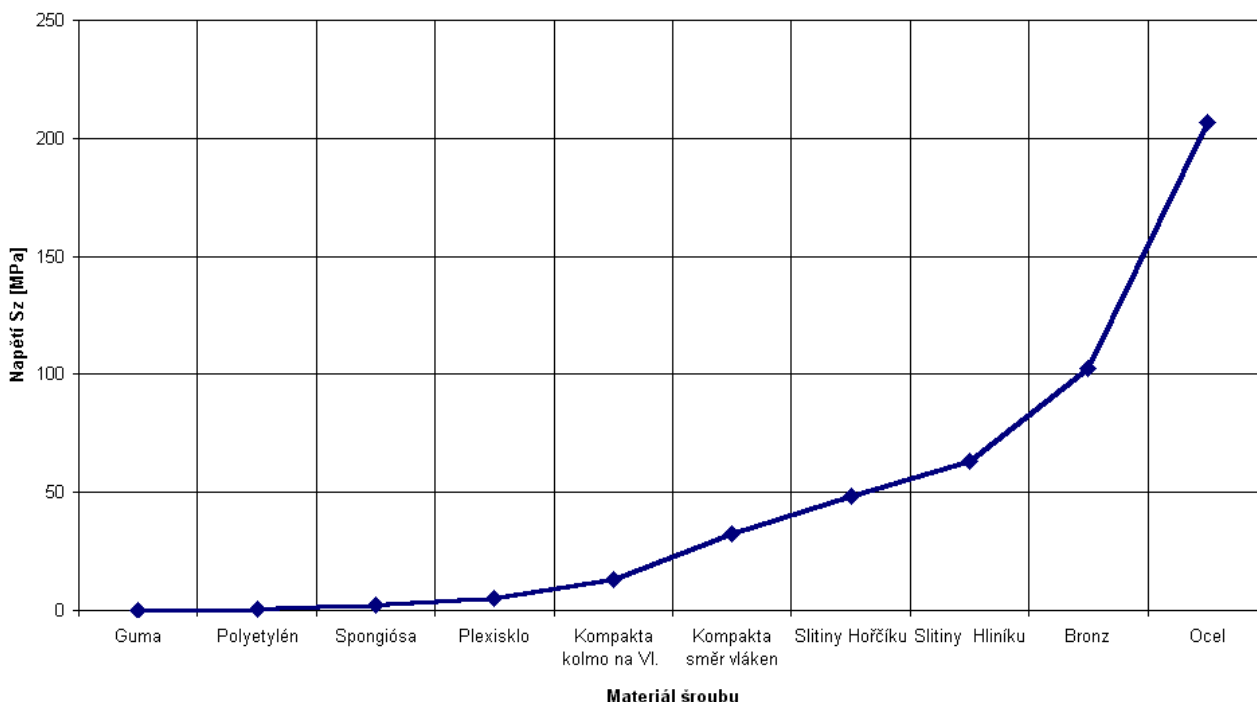
Materiál okolí SPONGIÓSA



Obr. 5 Srovnání max. hodnot S_z v etapě II – detail materiálu okolí Spongióza

Z uvedeného vyplývá, že změnou materiálu šroubu je možné výrazně snížit hodnoty napětí. Zde uvedené grafy užívaly maximální hodnoty napětí, což je hodnota která je výrazně ovlivněna různými singularitami výpočtů Proto byly dále provedeny detailnější srovnání různých materiálu šroubů v materiálu okolí spongiózní a kortikální kosti.

Materiál okolí KOMPAKTA



Obr. 6 Srovnání max. hodnot S_z v etapě II – detail materiálu okolí Kompakta

V této etapě řešení problematiky šroubového spojení různých materiálů *byla vytvořena databáze výpočtů*, která je zpracována jak po stránce výpočtové tak po stránce analýzy vlastních výpočtů. To znamená, že se nejedná jen o vypočtené případy, ale vypočtené hodnoty jsou součástí databáze a je možné kdykoli srovnat jednotlivé vypočtené případy. V předcházející kapitole jsme provedli srovnání závislosti maximálních hodnot redukovaného a osového napětí na materiálu šroubu a okolí s vědomím, že používání maximálních hodnot u tak velkých nelineárních modelů je velmi ošidné. Tyto závislosti ukazovaly na určité zlomy ve strmosti křivek. Na základě těchto údajů jsme přistoupili k detailnějším analýzám. Zaměřili jsme se však pouze na jeden segment výpočtů a to na modely s konstantním materiálem okolí. Konkrétně pro materiál okolí s charakteristikami přibližujícími se charakteristikám kostní tkáně.

Námi provedené analýzy ukázaly jaký vliv má změna materiálu šroubu. Nakonec se nepotvrdily závěry získané pouze z grafů a tak se ukázala důležitá role komplexnosti analyzování výpočtů. Na základě získaných poznatků však *není možné prohlásit, že nejlepší je šroub s nejmenší tuhostí.* Je třeba mít na paměti, že samotný šroub přenáší celé zatížení a tudíž je důležité aby na tuto zátěž byl dimenzován i šroub. V současné době na trhu velké množství kovových i nekovových materiálů schopných splnit nejrůznější podmínky.

Naším cílem však bylo pouze ukázat použití vytvořeného systému a možnosti které nabízí. Tyto výpočty jsou velmi vhodné k prvotnímu přehledu. Na základě analýzy tohoto souboru výpočtů je možné zkrátit rozhodování o dalším směru analýz z měsíců na hodiny.

6 EXPERIMENTY

Pro ověření našich hypotéz bylo vhodné provést experimenty které by jednak ověřily a také upřesnily námi provedené výpočty. Prvotní představa je následující:

- Provést experimenty, které by ověřily správnost našich předpokladů a popřípadě doplnily a zpřesnily vstupní podmínky výpočetních analýz. Tyto experimenty by mohly být prováděny in vitro s použitím odumřelé tkáně.
- Další skupina experimentů by měla udělat jasno v mezních stavech zatížení kosti. Postup experimentu by se sestával z několika kroků. První by byla implantace šroubu in vivo. Po zhojení by šroub byl zatížen konstantním zatížením po určitou dobu. Další krok by proběhl v histologické laboratoři po vyjmutí vzorku, kde by byla určena hranice nekrotizace, nebo remodelace kostní tkáně. V průběhu experimentů by byl proveden výpočet se stejnými geometrickými charakteristikami jako skutečný šroub. Vzájemným srovnáním experimentů a výpočtů bychom se pokusili identifikovat (pokud by to bylo možné) hodnotu mezního napětí které způsobuje nekrotizaci.

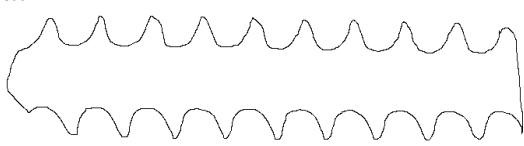
Tyto experimenty jsou velmi náročné na čas, administrativní procedury a v neposlední řadě i finanční prostředky. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k provedení experimentů in vitro a další experimenty provádět v rámci grantů.

V současné době experimenty probíhají a tak zde bude uvedena pouze část již provedených experimentů.

Experimenty které zde budou popisovány mají sloužit k vytvoření představy o procesech, které probíhají v kostní tkáni při zašroubování šroubu do kostní tkáně. Experiment byl proveden v laboratoři Ústavu Mechaniky Těles Fakulty Strojního Inženýrství Vysokého Učení Technického v Brně. Vzorky byly dále zpracovány Anatomickým Ústavem Lékařské Fakulty Masarykovy Univerzity v Brně pod vedením prof. Mudr. Libora Páče CSc. Vyhodnocování bylo provedeno opět na Ústavu Mechaniky Těles FSI VUT v Brně pomocí mikroskopu Intel QX3 propojeného s osobním počítačem

6.1 PROVEDENÍ EXPERIMENTU

Experiment sestával se dvou vzorků. Jako materiál okolí byl použit prasečí obratel, který má podobnou velikost a strukturu jako obratel lidský. Šrouby použité v experimentu byly ze sady pro aplikaci páteřních fixátorů, to znamená že typ šroubu byl adekvátní do tohoto typu kostní tkáně. Profil použitých šroubů je na Obr. 7 Jsou to stejné šrouby jejichž geometrie byla použita při modelech s reálnou geometrií. Postup zašroubování byl podle doporučení výrobce šroubu s použitím originálního instrumentaria.



Obr. 7 Profil šroubu použitého při experimentech

Postup byl následující:

- Obratel byl upevněn, aby při zavádění šroubu nedošlo k porušení kostní tkáně.
- Do obratele byl vyvrtán otvor v příslušné délce.
- V otvoru byl závitníkem vytvořen závit.
- Do takto připraveného otvoru byl zašroubován šroub až po hlavu šroubu. Šroubovák použitý k dotažení měl na dřívku snímač krouťícího momentu. Na základě experimentů provedených již dříve Ing. Florianem bylo dotažení jednoho šroubu provedeno tak, aby bylo dosaženo maximálního utažení, ale nedošlo k poškození závitu.
- Druhý šroub byl po dosažení maximálních hodnot krouťícího momentu dále zašroubován o polovinu otočky šroubováku. Průběh snímaného krouťícího momentu po překonání maxima rapidně poklesl na minimální hodnoty. Tím bylo dosaženo porušení šroubového spoje.

Oba vzorky i se zašroubovanými šrouby byly předány Anatomickému ústavu kde probíhala preparace vzorků. Po preparaci a odvápnění vzorků byly vyjmuty šrouby a vzorky byly nařezány. Následně se přistoupilo k fixaci a barvení vzorků. Nakonec byly vzorky popsány a předány k analýze na Ústav Mechaniky Těles FSI VUT v Brně

6.2 ANALÝZA EXPERIMENTU

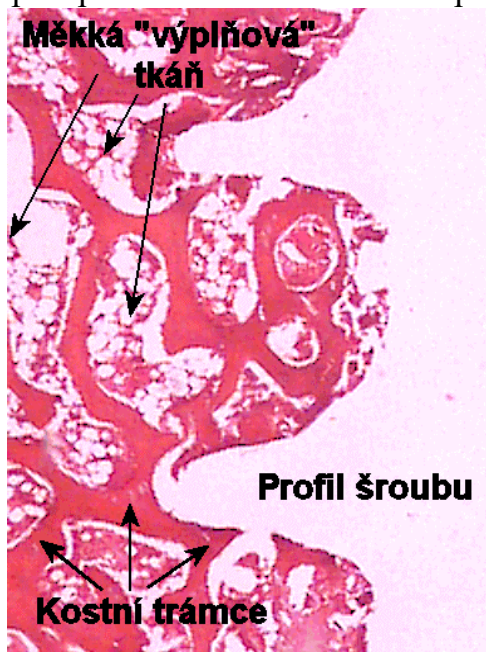
Obratel je tvořen převážně spongiózní kostní tkání . Důležitou otázkou na kterou byla hledána odpověď tedy byla – jak vypadá okolí šroubu v kostní tkáni? Odpověď přinesly hned první fotografie z mikroskopu (Obr. 8)



Obr. 8 Ukázka vzorků kostní tkáně a lokalizace řezů

Profil závitu u který pouze zašroubován je čistě viditelný bez možností identifikace jakéhokoli porušení. Na pravé straně vzorku bylo patrné, že hloubka

zařezání závitu do kostní tkáně je menší. Tato změna byla pravděpodobně způsobena chybou vrtání otvoru do obratle. Výsledkem byl větší otvor než jsme předpokládali a tudíž činná plocha závitu je menší. Na vzorcích je dobře patrná

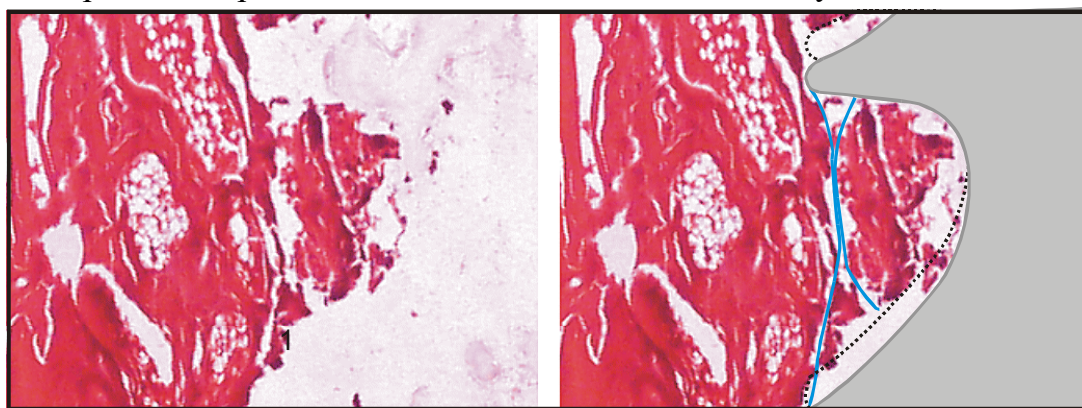


struktura spongiózní tkáně. Na detailních fotografiích z mikroskopu (Obr. 9) je patrné, že spongiózní tkáň je tvořena prostorovou sítí kostních trámců (*materiálové charakteristiky podobné kompaktní kostní tkáni*) vyplněné měkkou tkání, která nemá z mechanického hlediska velký význam, neboť její materiálové charakteristiky jsou bližší vodě, než kostní tkáni. Profil šroubu je hladce vyřezán v této tkáni a nejsou patrné žádné výrazné deformace v okolí šroubu způsobené operacemi při zavádění šroubu.

Se zjištěných informací vyplývá, že při výpočtu konkrétních šroubových spojení je třeba počítat s možností určitých chyb které vzniknou při aplikaci šroubů.

Obr. 9 *Detail neporušeného závitu ve spongiózní tkáni*

Na první pohled se zdálo, že profil vzorku, ve kterém byl stržen závit byl stejně jasně patrný jako u předcházejícího vzorku. Na většině vzorků je však při podrobném zkoumání patrné porušení závitů. Charakter kostní tkáně je mírně odlišný od tkáně na neporušeném vzorku. Na fotografiích z mikroskopu (Obr. 10) je detail porušení tkáně mezi závitů. Obr. 10 je složen ze dvou částí. Vlevo je originální fotografie bez úprav. Vpravo jsou do fotografie doplněny profily šroubu. Šedou barvou je vykreslena konečná poloha šroubu před vyjmutím z preparované tkáně, čárkovaně je vykreslena pravděpodobná poloha šroubu před překročením maximální hodnoty krouťícího momentu. Modře je v obrázku zobrazena trhlina, která pravděpodobně způsobila oddělení materiálu mezi závitů.



Obr. 10 *Detail porušeného závitu ve spongiózní tkáni*

6.3 EXPERIMENTY - SHRUTÍ

Provedené experimenty nám pomohly vytyčit směr kudy by se měly ubírat další kroky při realizaci experimentálního ověřování vypočtených modelů. Byl navázán kontakt s jinými pracovišti a byla vypracována metodika jakým způsobem je třeba vzorky analyzovat, aby bylo dosaženo výsledků uvedených v této práci. Experimentům zde uvedeným předcházela celá řada shodných experimentů, které však nebylo možno rozpracovat do této fáze z různých „technických“ důvodů.

- V době uzávěrky této práce nebyly k dispozici závěry z dalších experimentů a tak všechny závěry jsou činěny jen z analýzy výše uvedených vzorků.
- Obecně lze říci, že nás překvapilo malé množství kostní tkáně pod plochou závitů. Je to však zřejmě jen subjektivní pocit, protože při srovnání spongiózní tkáně v našem experimentu a spongiózní tkáně z jiných objektů nebyl nalezen žádný podstatný rozdíl.
- K porušení kosti došlo zhruba v místech které jsme očekávali, neboť se pravděpodobný průběh porušení shoduje s námi vypočtenými hodnotami maximálního tahového napětí při zatížení krutem. Tyto závěry jsou však pouze spekulativní protože u tak různorodého materiálu je třeba mít daleko větší množinu analyzovaných vzorků.

Dalším pokračováním by mělo být vytvoření množiny vzorků porušených různými způsoby zatěžování. Po důkladném analyzování takových případů by se měla realizovat další fáze experimentů - implantace šroubu in vivo.

7 ZÁVĚR

Tato práce prezentuje výsledky výpočtového modelování a experimentálního ověřování napjatosti a deformace v okolí šroubového spojení v kostní tkáni v souladu s cíli formulovanými v kapitole 4 Z analýz výpočtového a experimentálního modelování plynulo množství nových poznatků. Vzhledem k minimu prací na toto téma se dá prohlásit, že každý poznatek zjištěný při analýzách byl nový. Zde jsou uvedeny alespoň některé z nich

- Byly srovnávány různé úrovně modelování, rovinné modely, rotační symetrie, prostorový model. Pro další analýzy byly zcela vyloučeny rovinné modely a to především z důvodů nedůvěryhodnosti výsledků.
- Rozdíl mezi námi počítanými geometrickými variantami je u všech zatěžovacích variant pouze v hodnotách napětí. Rozložení izoploch napětí je velmi podobné u všech variant. U modelů šroubu s dvojitou šířkou závitů díky nižší tuhosti závitů dochází v určitých případech k dosažení mezních stavů geometrické stability závitů. Díky těmto nestabilitám dochází při určitých typech zatížení k divergenci řešení.

V rámci této práce bylo analyzováno několik zatěžovacích variant šroubového spojení. Tyto varianty zatížení je možno rozdělit na čtyři základní skupiny:

- **Zatížení tahem.** Zatížení se rozkládá poměrně do širokého okolí šroubu a Oblast vysokých napětí se výrazně mění se změnou materiálů okolí.

- **Zatížení ohybem.** Výsledky analýz ukazují, že je nejvíce zatížená oblast kolem prvního závitu ve směru zatížení. U materiálu okolí spongióza je vidět výrazné vzpříčení tzn. zatížení konců závitu ve směru zatížení avšak na opačné straně od osy závitu. Rozložení kontaktních tlaků na rozvinuté kontaktní ploše má tvar půlvln, což znamená zatížení jen v polovině šroubu. U tohoto zatížení je též zatížena i vrchní plocha závitu.
- **Zatížení krutem.** Rozložení izoploch napětí u tohoto zatížení je velmi podobné tahovému zatížení. Hlavním rozdílem je, že zatímco se zatížení u tahu rozkládá do širokého okolí šroubu, zatížení krutem je koncentrováno v okolí šroubu. Také oblasti vysokých hodnot napětí se vzájemně nepropojují, ale zůstávají izolovány v okolí koncentrátorů.
- **Kombinací zatížení.** Výsledky ukazují že při zatížení prostým ohybem je pomyslný střed otáčení uprostřed zavrtané části šroubu, zatímco při kombinaci ohybu a tahu je střed otáčení v oblasti posledního závitu.

Pochopitelně nejideálnějším závěrem této práce by bylo identifikování spolehlivého mechanismu porušování kostní tkáně při šroubovém spojení. Biologické materiály ovšem nelze srovnávat s ničím co známe v technické praxi a tak i když při jednom experimentu dokážeme popsat vše co se s kostní tkání děje je vysoká pravděpodobnost, že takovou konfiguraci kostní tkáně už nikdy nenajdeme. To ovšem neznamená, že se není možné identifikovat případné mezní stavy a provést návrh šroubu tak, aby pokud možno žádné nenastaly. Ze všech analýz uvedených v této práci jsme určili tři základní mechanismy, které by mohly mít vliv na porušování kostní tkáně.

Prvním mechanismem, který má dle našich předpokladů vliv na stabilitu šroubového spojení je kontaktní tlak. Velké hodnoty konstantního tlaku mohou způsobit odumírání či remodelaci kostní tkáně, což by mělo za konečný následek „vytrhnutí“ šroubu z tkáně. Z našich analýz vyplývá, že rozložení kontaktních tlaků lze ovlivnit vzájemným poměrem materiálových charakteristik šroubu a okolí.

Dalším faktorem který má dle našich předpokladů vliv na proces porušování kostní tkáně je tahové napětí σ_z . Toto napětí se může výrazně podílet na vzniku a šíření trhliny. Především u zatížení tahem a krutem jsou velké koncentrace složek napětí σ_z na konci zubů. Změnou materiálu a geometrie dochází jen k relativně malé změně průběhů izoploch napětí σ_z .

Posledním z faktorů, které mají dle našich analýz podstatný vliv na proces porušování je smykové napětí τ . Toto napětí se může podílet na usmýknutí materiálů mezi závity. Tento faktor byl významně podpořen experimenty, které ukázaly na možný vliv smykového napětí na proces porušení

Z výše uvedeného je vyplývá, že prvotní cíl, který byl vytyčen na začátku práce byl splněn. Navíc byla do práce zařazena etapa II, která rozšiřuje a doplňuje provedené výpočty a navíc vytváří databázový systém, ve kterém je možno rychle najít odpovědi na základní otázky při řešení šroubových spojení různých materiálů. Tuto část by bylo možno analyzovat na stovkách stran, ale to není účelem této práce.

Dalším logickým krokem by měla být aplikace modelu pro řešení konkrétních problémů v medicínských aplikacích. Vzhledem k vloženému množství práce, času a finančních prostředků je pochopitelné, že práce bude pokračovat v rámci grantových projektů. V době uzávěrky této práce dále probíhají experimenty, které by měli sloužit k rozšíření představy o procesech, které probíhají v kostní tkáni při zašroubování šroubu do kostní tkáně. Tyto experimenty jsou sice finančně nejnáročnější částí této studie, ale je velmi důležité je dokončit, protože jejich přínos je nenahraditelný.

LITERATURA

- [1] Ahmed R.: **Mechanics of fixation of screw type dental implants**. Dental College & Hospital, Calcutta, 1993.
- [2] Black J. and Hastings G.: **Handbook of Biomaterial Properties**. Chapman & Hall, London, 1998
- [3] Burša J., Janíček P., Deutscher J.: **Výpočtové modelování neizotropních vlastností materiálů**. Inženýrská Mechanika, str. 155-167, č. 3, roč.4, 1997
- [4] Čech O.: **Stabilní osteosyntéza v traumatologii a ortopedii**. Avicenum Praha, 1982.
- [5] Čihák R.: **Anatomie I**. Avicenum, Praha, 1987.
- [6] Doskočil M.: **Pohybový aparát končetin**. Anatomie II (P. Petrovicky). Vyd. Karolinum, Praha 1995.
- [7] Florian Z., Kotek V., Mužík V., Reinisch M.: **Mechanické vlastnosti krčních páteřních fixátorů**. Mezinárodní vědecká konference při příležitosti založení Fakulty strojní, Ostrava, 5 – 7. 9. 2000
- [8] Fuis, V.: **Teze disertační práce - Deformačně napjatostní analýza dříku a hlavice totální kyčelní endoprotézy**. Fakulta strojní VUT, Brno, 1998.
- [9] Fung Y. C.: **Biomechanics: Mechanical properties of Living Tissues (Second Edition)**. Aspringer-Verlag, New York, 1993.
- [10] Hansson, T.H., Keller, T.S. and Panjabi, M.M.: **A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics**. Spine, 12, 1987 ,56-62.
- [11] Chavez O. T., Keaveny T. M.: **High-resolution finite element models of trabecular bone: the dependence of tissue strains and apparent modulus on imaging resolution**. American Society of Biomechanics, 1995, 23-24.
- [12] Janíček P., Ondráček E.: **Řešení problémů modelováním**. Fakulta strojní VUT, Brno, 1998.
- [13] Kábrt J.: **Lexicon medicum**. Avicenum, Praha, 1988.
- [14] Křen J., Rosenberg J. Janíček P.: **Biomechanika**. Vydavatelství Západočeské univerzity, Plzeň, 1997.

- [15] Linde, F., Hvid, I. and Pongsoipetch, B.: **Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression.** J. Orthop. Res., 1989.
- [16] Lotz J.C., Gerhart T. N., and Hayes W. C.: **Mechanical properties of metaphysical bone in the proximal femur.** Journal of the Biomechanics, 1991, 24, 317-329
- [17] Mosekilde, L. and Danielsen, C.C.: **Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals.** Bone, 8, 1987,79-85.
- [18] Mow V.C., Hayes W.C.: **Basic Orthopaedic Biomechanics.** Lippincott – Raven, Philadelphia, 1997.
- [19] Ondráček E., Janíček P.: **Výpočtové modelování v technické praxi.** SNTL, Brno, 1991.
- [20] Petrtýl M., Ondrouch A., Milbauer M.: **Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu.** Nakl. Academia Praha, 1985.
- [21] Reilly D. T., Burstein A. H.: **The mechanical properties of cortical bone.** Journal Bone Joint Surgery, 1974, 1001-1022.
- [22] Reilly D. T., Burstein A. H.: **The mechanical properties of cortical bone.** Journal of the Biomechanics, 1975, 8, 393-405.
- [23] Rohen J. W., Yokochi, C.: **Anatómia človeka – Fotografický atlas systematickej a topografickej anatómie.** Osveta, Martin, 1991.
- [24] Rohlmann, A., Zilch, H., Bergman, G.: **Material properties of femoral cancellous bone in axial loading. Part I: Time independent properties.** Arch Orthop. Trauma Surgery, 1980, 95-102.
- [25] Silbemagl S. a Despopoulos A.: **Atlas fyziologie člověka.** Avicenum, Praha, 1984.
- [26] Sýkora J.: **Šrouby a matice, 2. Vliv tvarů a rozměrů na únosnost šroubového spoje.** SNTL, Praha, 1987.
- [27] Sýkora J.: **Šrouby a matice, 3. Vliv mechanických vlastností na únosnost šroubového spoje.** SNTL, Praha, 1993.
- [28] Sýkora J.: **Wie beeinflusst der Werkstoff von Schrauben und Muttern die Druckverteilung im Gewinde.** Verbindungstechnik 8, 1976.
- [29] Valenta J., Konvičková S.: **Biomechanika člověka svalově kosterní systém – díl I.** ČVUT, Praha, 1996.
- [30] Valenta J., Konvičková S.: **Biomechanika člověka svalově kosterní systém – díl II.** ČVUT, Praha, 1997.
- [31] Valenta J.: **Biomechanika,** Academia, Praha, 1985.

AUTOROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ

- [32] Lekeš R.: **Výpočtové modelování deformace a napjatosti v soustavě kov – kostní tkáň.** Sborník konference Studentská tvůrčí činnost, Brno, 1995.
- [33] Lekeš R.: **Analýza způsobů porušování stehenní kosti při prodlužování dolní končetiny.** Diplomová práce, Ústav mechaniky těles, Brno, 1995.
- [34] Lekeš R., Janíček P., Florian Z., Wendsche P.: **Analýza interakcí v soustavě ocelový šroub – kostní tkáň.** Sborník konference Interakce dynamických systémů s okolním prostředím a soustavy se zpětnou vazbou, 1995.
- [35] Lekeš R.: **Analýza způsobů výpočtového modelování interakcí mezi fixačními šrouby a prostředím.** Sborník konference BIOMECHANIKA ČLOVĚKA '96, 1996.
- [36] Lekeš R., Janíček P.: **Výpočtové modelování interakce mezi tahem namáhaným šroubem a prostředím, do něhož je zavrtán z pohledu biomechaniky.** Sborník mezinárodní konference INŽENÝRSKÁ MECHANIKA '96, Svatka, 1996.
- [37] Lekeš R., Janíček P.: **Biomechanické aktivity v ortopedii na strojní fakultě VUT Brno.** Sborník konference VIII. FREJKOVY DNY, Jevíčko, 1999.
- [38] Lekeš R.: **Analýza způsobů řešení interakcí mezi šroubem a kostní tkání.** Sborník konference Aplikovaná mechanika 2000, Liberec, 2000.
- [39] Lekeš R.: **Analysis of the bone tissue behavior in screw connection.** Sborník konference Biomechanics of man 2000, Olomouc, 2000.
- [40] Lekeš R., Janíček P.: **FEM analysis of the bone tissue behavior in the screw connection.** International conference ENGINEERING MECHANICS 2000, Svatka, 2000.
- [41] Lekeš R., Janíček P.: **Výpočtové modelování interakcí v soustavě šroub – kostní tkáň.** Odborný časopis Acta Mechanica, Košice, 2002. (v tisku)

SUMMARY

We experience the expressive interest on biomechanics problems during last ten years. This interest comes together with development of medicine and mechanics. Also technology has gone gigantic jump forward. Combination of these branches is good presumption for progress. This development is noticeable during solution time hereof problem. The thesis takes up the structural analysis the screw connection in human bone

PURPOSE

Purpose of this article is to provide information about possible solutions of interaction between screw and human bone. Special focus was on possible destruction of the bone by screw influence. Stresses and deformations are calculated by ANSYS FEM computer code. Detail and correct design margin for human bone is not possible to calculate in this time. Reason is missing correct material properties and material behavior. So all values in this article was used only for compare between cases.

SCOPE

This thesis was divided to three major parts. First and second parts were computer analysis. Third part was experimental verification of the previous analysis.

- In the first part the screw connection for couple different model levels was analyzed. For example:
 - **Model** - (2D, 3D model, different discrimination)
 - **Bone tissue** - (Sponge bone, Compact Bone,..)
 - **Screw shape** - (stress distribution due to different screw thread shape)
 - **Surrounded bone shape** - (accuracy of bone modeling)
 - **Boundary conditions**
 - **Screw load** - (tension, bending, torsion, shear, etc.)
- Second part of the thesis creates the bank of the analysis. All calculations had equal loading, geometry and other boundary conditions. Material properties was set as variable. Ten material properties for the screw and ten (equal) material properties for the surrounding material were used. Combination of these “materials” cases result one hundred calculations. These material properties were used: Rubber, Polyethylene, Sponge bone, Acrylic Glass, Compact Bone perpendicular on fiber direction, Compact Bone - fiber direction, Magnesium Alloy, Aluminum Alloy, Bronze Alloy, Steel. Of course we were interested on combination with material properties of surrounding tissue as Sponge bone and Compact Bone.
- Third part includes experimental analysis of the screw in the real Sponge bone tissue. The experiment sustained from two samples. Difference between these

samples was loading. First sample was properly tightened. Second sample was overloaded by 180 degree of rotation more during tightening.

INPUTS AND METHODOLOGY

Most important step in solution was clear identification of inputs. As shown below group of independent major inputs contains:

- Geometry – three geometrical variant were modeled. Real geometry, Simple geometry and Simple geometry with double size of the thread.
- Material properties:

Steel	$E = 2,10 \cdot 10^5$ Mpa ($3.05 \cdot 10^7$ psi),	$\mu = 0,3$
Corticalis tissue	$E = 1.76 \cdot 10^4$ MPa ($2.55 \cdot 10^6$ psi),	$\mu = 0,28$
Spongiosa tissue	$E = 0.80 \cdot 10^3$ MPa ($1.16 \cdot 10^5$ psi),	$\mu = 0,35$
- Loading – The screw connections are subjected to a lot of load combinations. In this thesis a uniform loading imposed on end of screw. Four loading cases were performed. Tension, Bending, Torsion and Combination of tension and bending.

There is no possible to use analytical theory because of geometry, boundary conditions and loading. For solution of this problem ANSYS 5.x computer code was used. Calculations were provided on Silicon Graphic INDY and Silicon Graphic Power Challenge computers. Purpose of the analyses was determined stress values and distributions:

- Contact forces (presses) between contact areas. Identification of loading distributions for each screw thread is possible from contact forces.
- Important stresses in bone. Especially detailed identification was used close to screw - bone interaction.

CALCULATION RESULTS

As results show the contact forces and stress intensity distribution is very similar for plane stress and plane strength. Outputs for axisymmetric model are totally different for values as well as for distributions. As shown above and as was presented at conferences, for future calculations must not be use plane stress and plane strength models. Minimum axisymmetric model is required for screw interaction accurate outputs.

Difference between geometrical variants is only on value basis. Stress distribution is very similar for all of them. Model with double size threads experienced some trouble with geometrical stability. Results by loads are:

Tension Load – load is distributed relatively wide around screw. Stress concentration is depending on material properties.

Bending Load – results shows that the most heavy loaded part of bone is on the opposite side of the shaft. This loading has influence on the top of the thread also.

Torsion Load – stress distribution for this load is very similar to tension load. The major differences are that loading for torsion is not spread so widely around screw as for tension load.

Load combination – there are differences between simply adding these loadings together and calculation of the load combination. The center of rotation for pure bending is in the center of the screw. The center of rotation for load combination is around the last thread.

Analysis of the material combination shows that different material properties of the screw have big influence on the stress distribution result. Very interesting is compare influence of screw mat. properties between Sponge Bone and Compact Bone. Gradient of maximal stresses is high between material properties of the screw as Acrylic Glass to Magnesium Alloy for Sponge Bone. Using the more tough materials does not have big influence on max stresses. Gradient of maximal stresses for Compact Bone is high with material properties of the screw as Magnesium Alloy to Steel.

EXPERIMENTAL RESULTS

These experiments had to show us way how we could verify our results. Till dead line for this thesis we had no receive all results from our experiments, so this conclusion is only from two samples as described in scope. General statement was surprise about volume of trabecular bone under thread. Failure of the bone tissue was on expected place and is on same point as we predicted from calculations. Very important assignment was that accuracy of drilling in the bone (especially Sponge Bone) is low and for design calculation is necessary to increase safety coefficient due this possibilities.

CONCLUSION

This thesis presented results of calculations and experimental analyses for the screw in the bone tissue. We received a lot of new information from this research. Work on this field will be continued as part of research in Department of Solid Mechanics at University of Technology Brno. Results of future experiments will be posted on biomechanics conferences and articles.

CURRICULUM VITAE

Radek LEKES

Svážná 20, Brno, 634 00, Czech Republic

e-mail: lekes@lke.cz

EDUCATION & TRAINING

1995 - 2001

TECHNICAL UNIVERSITY OF BRNO, Czech Republic

Ph.D. studies, Applied Mechanics

Specialization: Biomechanics

1989 - 1995

TECHNICAL UNIVERSITY OF BRNO, Czech Republic

Degree in Applied Mechanics, M.S. equivalent

Specialization: Mechatronics

Emphasis: Solving of human bones protraction problems using ANSYS

PROFESSIONAL EXPERIENCE

1993 – present

UNIVERSITY OF TECHNOLOGY BRNO, DEPARTMENT OF APPLIED MECHANICS, Czech Republic

Member of Research Team

- Performed technical experiments about material properties of human bone.
- Stress and deformation analysis of screws in bone using ANSYS

2000 – 2002 (discontinuous)

BNFL Internal Development – Nuclear waste storage and transportation project.

BFS FUEL SOLUTION, Scott's Valley, California, USA

Member of Development Team

- Structural analyses of the nuclear waste containers and transportation cask
- Large deformation and contact analysis due to thermal pressure, deadweight and drop test acceleration load of the containers using ANSYS code
- Thermal and fatigue evaluation
- Checking and report verification

1997 – 1999

WESTINGHOUSE ELECTRIC CORPORATION, Pittsburgh - Monroeville, Pennsylvania, USA

Consultant of Research Team

- Stress, thermal dynamic, and fatigue analysis of the nuclear powerplant primary components using FEM program ANSYS
- Vibration & seismic analysis of the reactor core.
- Complete steam generator Inspection Port analysis.
- Thermal transient, fatigue calculation of the pressurizer nozzles
- Linear gradient model for radial reflector and deformation analysis
- Deformation and contact analysis due to thermal pressure and deadweight load of the APWR radial reflector using ANSYS code
- Calculation of inputs for radial reflector leakage analysis

SKILLS

Languages: English, Russian

PROFESSIONAL TRAINING

Microsoft Certified Professional ID: 352325