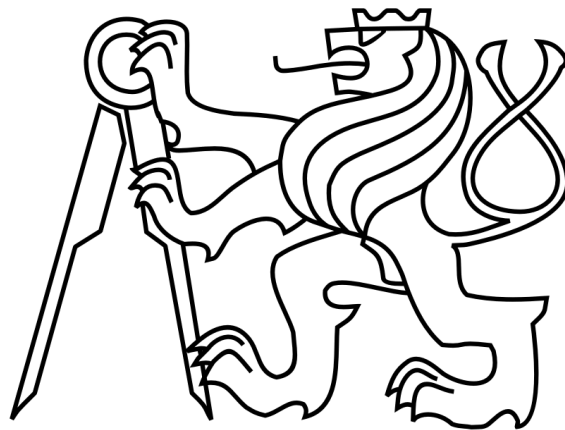


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Analýza dřívku náhrady kyčelního kloubu

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Vodička** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **409142**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Analýza dřívku náhrady kyčelního kloubu

Název diplomové práce anglicky:

Analysis of femoral stem of hip joint replacement

Pokyny pro vypracování:

Analyzujte z mechanického hlediska návrh dřívku totální náhrady kyčelního kloubu. Posuďte namáhání náhrady s ohledem na předpis daný normou a porovnejte se stavem odpovídajícím fyziologickému zatížení.

Seznam doporučené literatury:

T. McTigue; J. Keggi; S. D. Stulberg; L. Keppler; D. Brazil; E. J. McPherson: Total Hip Stem Classification System ISO 7206-4:2010 Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses – Part 4: Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components
J. Black; G. Hastings: Handbook of biomaterial properties
J. Middleton; M. L. Jones; G. N. Pande: Computer methods in biomechanics & biomedical engineering

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

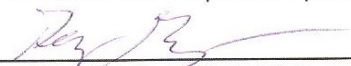
Ing. Petr Tichý Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS

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

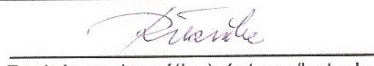
Datum zadání diplomové práce: **28.04.2017**

Termín odevzdání diplomové práce: **18.08.2017**

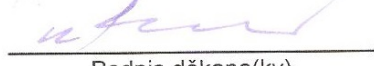
Platnost zadání diplomové práce: _____



Podpis vedoucí(ho) práce



Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



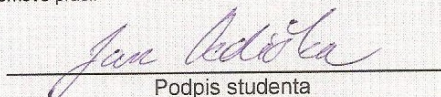
Podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

25. 4. 2017

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

Anotační list

Jméno autora: Jan Vodička
Název Diplomové práce: Analýza dřívku náhrady kyčelního kloubu
Anglický název: Analysis of femoral stem of hip joint replacement
Akademický rok: 2016/2017
Obor studia Biomechanika a lékařské přístroje
Ústav/odbor: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Odbor biomechaniky
Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Tichý, Ph.D.
Bibliografické údaje: Počet stran: 138
Počet obrázků: 95
Počet tabulek: 21
Počet příloh: 2 + 1x CD

Klíčová slova: *krátký dřík, kyčelní kloub, totální náhrada, statické zatížení, kvazistatické zatížení, analýza únavy, střední napětí, S-N křivka, topologická optimalizace*

Keywords: *short stem, hip joint, total replacement, static load, quasi-static load, fatigue analysis, mean stress, S-N curve, topology optimization*

Abstrakt: *Tato diplomová práce se zabývá napěťově deformační a únavovou analýzou krátkého dřívku totální náhrady kyčelního kloubu. Cílem je zhodnotit chování implantátu v podmínkách normovaných i fyziologických. Práce je navíc v úvodu doplněna o podrobnou rešerši současné problematiky krátkých dřίκů.*

Abstract: *This thesis deals with stress-strain and fatigue analysis of the short stem of total hip replacement. The aim is to evaluate the behavior of the implant in standard and physiological conditions. In addition, the thesis is complemented by a detailed search of the current issue of short stems.*

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

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

.....

podpis

Poděkování

Úvodem bych rád poděkoval vedoucímu mé diplomové práce, panu Ing. Petru Tichému, Ph.D., za pomoc při jejím zpracování, odborné vedení a podnětné rady. Dále bych chtěl poděkovat svým rodičům za podporu v průběhu celého studia.

Obsah

1	Seznam použitých symbolů	9
2	Úvod a cíle práce	12
2.1	Cíle práce	13
2.2	Tématické rozdělení diplomové práce	13
3	Anatomie kyčelního kloubu	14
3.1	Femur	15
4	Biomechanika kyčelního kloubu	19
4.1	Silový rozbor kyčelního kloubu	20
4.2	Stress shielding a změny v mechanických vlastnostech kosti	22
5	Krátký dřík totální náhrady kyčelního kloubu	23
5.1	Klasifikace krátkých dříků	23
5.2	Dlouhý vs. krátký dřík	29
5.3	Tvar a poloha krátkého dříku	30
5.4	Příklady krátkých dříků	31
5.5	Klinické hodnocení dříků s metafyzárním kotvením	36
6	Norma pro simulaci zatížení krátkého dříku	40
6.1	Popis normy	40
6.2	Geometrická specifika	41
6.3	Podmínky a předepsané parametry zkoušky	42
7	Předpoklady výpočtů, rozbor geometrického modelu a použité materiálové modely	44
7.1	Rozbor výpočetní konfigurace	44
7.2	Realizace výpočtů a jejich předpoklady	45
7.3	Použité materiály a jejich materiálový popis	45
7.4	Seznam a cíle hlavních předpokládaných výpočtů	47

8 MKP výpočet - statické, kvazistatické zatěžování	48
8.1 Úvod	48
8.2 Tvorba výpočetního modelu a okrajové podmínky	49
8.3 Výpočetní síť a volba elementů	50
8.4 Statické zatížení	53
8.5 Kvazistatické zatížení - simulace pohybů	61
8.6 Závěr a hodnocení výsledků	74
9 Analýza únavové životnosti	76
9.1 Úvod	76
9.2 Program fe safe	77
9.3 Charakteristika výpočtů a jejich nastavení	82
9.4 Výsledky	90
9.5 Závěr	98
10 MKP výpočet - Optimalizace tvaru krčku	100
10.1 Úvod	100
10.2 Algoritmus topologické optimalizace	101
10.3 Topologická optimalizace v programu Abaqus	103
10.4 Optimalizace krčku	104
10.5 Závěr	113
11 Závěr diplomové práce	114
A Metoda konečných prvků - MKP	117
A.1 Popis výpočetní metody	117
A.2 Lagrangeův variační princip	117
B Únavová pevnost a životnost	120
B.1 Úvod	120
B.2 Harmonické zatěžování	120
B.3 Hystereze	123

B.4	Wöhlerova křivka	124
B.5	Vliv středního napětí	127
	Použitá literatura	129
	Seznam obrázků	134
	Seznam tabulek	138

1 Seznam použitých symbolů

d_5	[mm]	vzdálenost působíště síly F_{G5} k centru kloubní hlavice
d_M	[mm]	vzdálenost působíště síly F_M k centru kloubní hlavice
D	[mm]	Vzdálenost mezi hladinou zalití a středem kloubní hlavice
CT	[mm]	Vzdálenost mezi středem hlavicí a distálním koncem dřívku
α	[°]	Úhel mezi osou dřívku a sagitální rovinou
β	[°]	Úhel mezi osou dřívku a frontální rovinou
F_D	[N]	Síla aplikovaná na hlavici kyčelního kloubu dle normy [13]
F_{min}	[N]	Minimální hodnota síly F_D v průběhu cyklického zatěžování
N_D	[-]	Minimální počet cyklů dle normy [13]
F_i	[N]	Složky reakční síly \mathbf{F} , $i=x,y,z$
t	[s]	Čas
E	[MPa]	Modul pružnosti v tahu
E_{fix}	[MPa]	Modul pružnosti v tahu fixačního materiálu
ν	[-]	Poissonovo číslo
ν_{fix}	[-]	Poissonovo číslo fixačního materiálu
Rm	[MPa]	Mez pevnosti v tahu
Re	[MPa]	Mez kluzu
$Rp_{0,2\%}$	[MPa]	Smluvní mez kluzu
σ_{red}, S_{Mises}	[MPa]	Redukované napětí dle teorie H.M.H; značení v programu Abaqus
σ_{max}	[MPa]	Maximální hodnota redukovaného napětí
V	[mm ³]	Objem
p	[MPa]	Tlak
σ_a, σ_A	[MPa]	Amplituda napětí, amplituda napětí v pracovním bodě
$\sigma_{a\ eq}$	[MPa]	Ekvivalentní amplituda napětí
σ_m, σ_M	[MPa]	Střední napětí, střední napětí v pracovním bodě
$\sigma_c, \sigma_{oc}, \tau_c$	[MPa]	Mez únavy v tahu/tlaku, ohybu a v krutu
$\Delta\sigma$	[MPa]	Rozkmit napětí
σ'_f	[MPa]	Součinitel únavové pevnosti

σ_F	[MPa]	Fiktivní napětí
$\epsilon_{el}, \epsilon_{ae}$	[MPa]	Elastické poměrná deformace, amplituda el. deformace
$\epsilon_{pl}, \epsilon_{ap}$	[MPa]	Plastická poměrná deformace, amplituda pl. deformace
ϵ_{at}	[MPa]	Amplituda celkové deformace
b	[-]	Exponent únavové životnosti
N_f	[-]	Počet cyklů
R	[-]	Součinitel asymetrie napěťového cyklu
k	[-]	Bezpečnost; koeficient pro obecné dělení
FOS	[-]	”Factor of safety”
T	[s]	Perioda kmitu
w, C, A	[-]	Koeficienty regrese
u_i	[mm]	Posuvy uzlů v jednotlivých směrech, $i=x,y,z$
ρ	[-]	Hustota elementu
N_e	[-]	Počet elementů

Vektory

\mathbf{F}_R	[N]	Reakční síla v kyčelním kloubu
\mathbf{F}_M	[N]	Síla abduktorových svalů
\mathbf{F}_{G5}	[N]	Síla od částečné tíhy lidského těla
\mathbf{F}	[N]	Výsledná reakční síla působící na hlavici kyčelního kloubu při periodických pohybech; Globální vektor vnějších uzlových sil
\mathbf{u}	[mm]	Vektor uzlových posuvů
Δ	[mm]	Vektor globálních uzlových posuvů
\mathbf{f}^B	[N]	Vektor objemových sil
\mathbf{f}^S	[N]	Vektor plošných sil

Tenzory, matice a jiná značení

Π	...	Celková potenciální energie
Π^e	...	Celková potenciální energie jednoho elementu
U	...	Deformační energie
W	...	Potenciál akčních vnějších sil
σ	...	Tenzor napětí
S	...	Deviátor napětí
ϵ	...	Tenzor deformace
I	...	Jednotková matice
K	...	Globální matice tuhosti
Ω	...	Diskretizovaná oblast

Zkratky

<i>TEP</i>	...	Totální endoprotéza
<i>HHS</i>	...	Harris hip score
<i>PČLM</i>	...	Po-částech-lineární model
<i>MKP</i>	...	Metoda konečných prvků
<i>C3D10</i>	...	Kvadratický element (čtyřstěn)
<i>C3D10I</i>	...	Kvadratický element (čtyřstěn) s <i>Improved surface stress visualization</i>

2 Úvod a cíle práce

Totální endoprotéza (TEP) je implantát určený pro obnovu artikulujících částí nativních kloubů. Tato náhrada se skládá z několika velikostně odstupňovaných modulárních částí a je určena především pro pacienty s chronickým onemocněním velkých kloubů, u nichž konzervativní léčba selhává. Totální endoprotéza kyčelního kloubu se skládá z acetábulární jamky, kloubní hlavice a dříku zaváděného do kosti stehenní.

Implantace kyčelní náhrady je v současné době jednou z nejfrekventovanějších operací ve všech zemích vyspělého světa. V Evropské unii se operuje zhruba 0,75 milionu kyčelních náhrad ročně, v České republice kolem 10 000.

Neustále se zvyšující zájem ortopedů o méně invazivní chirurgické postupy přivedl na trh s kloubními implantáty krátké dříky totálních náhrad kyčelního kloubu. Klinická hodnocení těchto implantátů zatím vycházejí z velmi krátkých pooperačních období, ale už teď je zřejmé, že s sebou přinášejí řadu výhod.

Kyčelní dříky jsou po implantaci vystaveny velmi nahodilému cyklickému zatěžování, které je závislé na právě vykonávaném pohybu a na anatomii i fyziologii každého pacienta. Časově proměnné dynamické zatížení může způsobit únavu materiálu, z něhož je implantát vyráběn, a proto se musí kyčelní dříky při vývoji podrobovat normovaným únavovým zkouškám.

Tato práce vychází z normy **ISO 7206-4:2010**, kterou mi zajistila firma *ProSpon* spolu s modelem krátkého dříku, jenž ve své práci budu analyzovat. Norma předepisuje požadavky na průběh únavové zkoušky včetně pozice dříku ve fixačním materiálu. Fixační materiál je navržen tak, aby svými mechanickými vlastnostmi simuloval kortikální kost a pozice dříku má odpovídat situaci, ve které bude implantát při zatížení nejvíce namáhán.

2.1 Cíle práce

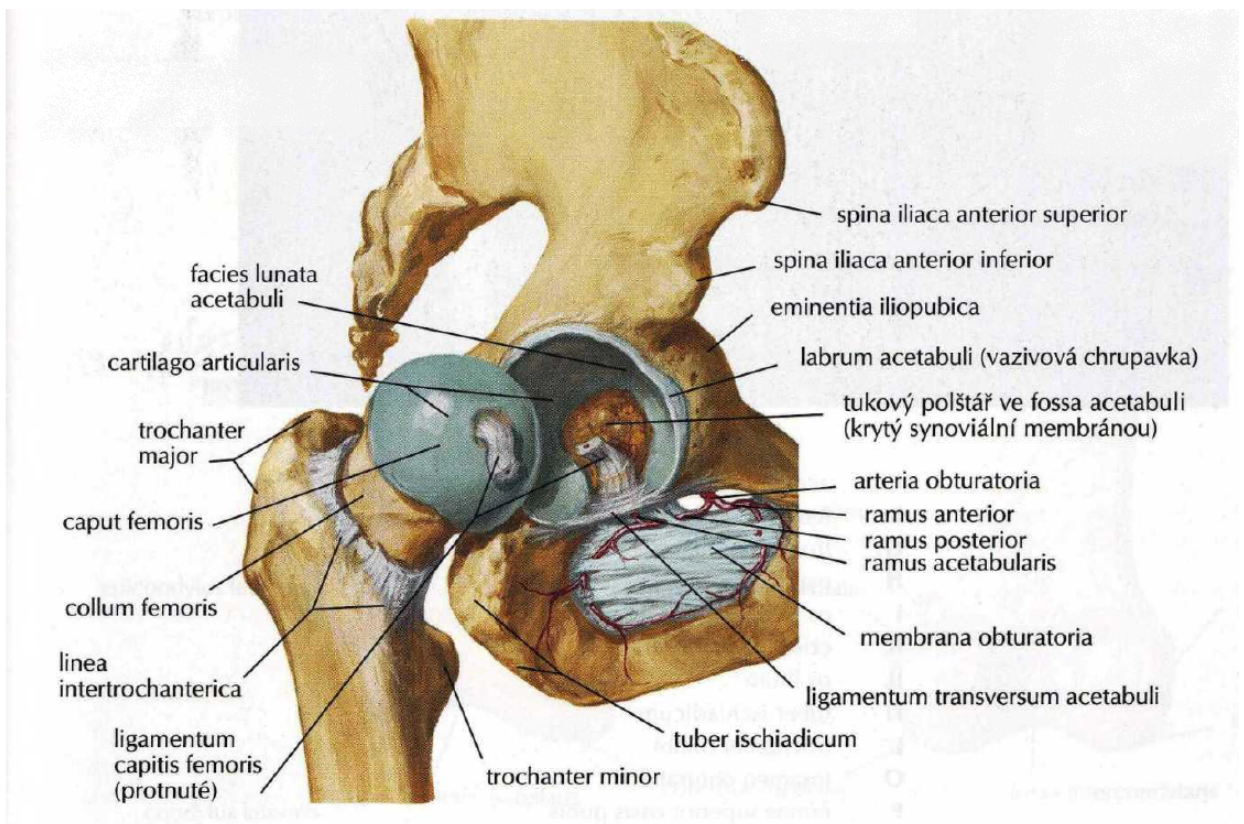
Hlavním cílem této práce je zhodnotit mechanické chování krátkého dřívku při normovaných a fyziologických podmínkách. Pro posouzení celkového namáhání implantátu nebudu realizovat únavovou zkoušku jako takovou, ale provedu několik MKP výpočtů na modelu dřívku ve fixačním materiálu. Ke komplexnějšímu hodnocení mechanických vlastností kyčelní náhrady porovnáám výsledky pro zatížení silou dle normy **ISO 7206-4:2010** a pro zatížení reakční silou v kyčelním kloubu, jejíž průběh i velikost byly naměřeny při chůzi a běhu. Výsledky použiji pro analýzu únavové životnosti, jejímž cílem je posoudit celkovou životnost implantátu a identifikovat kritická místa potenciálního vzniku únavové trhliny. Výstupem této práce by měl být detailní popis napětového stavu při jednotlivých zatíženích, bezpečnost vůči cyklickému namáhání a několik doporučení pro budoucí realizaci únavové zkoušky.

2.2 Tématické rozdělení diplomové práce

Tato práce je obsahově rozdělena do čtyř tématických částí. První část je věnována anatomii a biomechanice kyčelního kloubu, druhá se zabývá současnou problematikou krátkých dřívků, jejich rozdělením a klinickým hodnocením. Od kapitoly č.6 začíná technická část diplomové práce, která je zakončena celkovým závěrem. Tato práce je dále doplněna o dvě přílohy sumarizující základní poznatky z metody konečných prvků a teorie dynamické pevnosti a životnosti.

3 Anatomie kyčelního kloubu

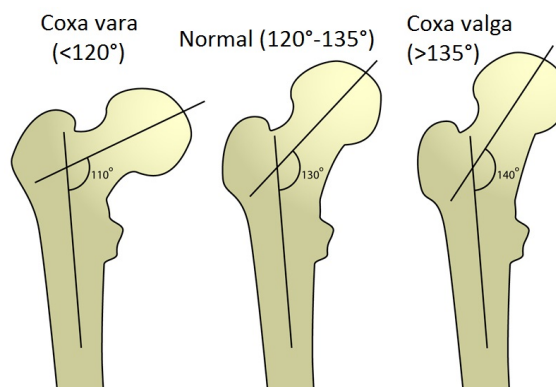
Kyčelní kloub představuje z anatomického hlediska pohyblivé spojení kosti stehenní (*os femoris*) a kosti pánevní (*os coxae*). Z hlediska mechanického se jedná o kloub kulový omezený, umožňující pohyb ve všech třech rovinách. Kloubní hlavici tvoří hlavice kosti stehenní (*caput femoris*) a kloubní jamku *acetabulum* kosti pánevní. Styčnou plochu kloubu zajišťuje poloměsíčitý útvar - *facies lunata*, který pokrývá hyalinní chrupavka. Tu po okrajích prohlubuje chrupavčitý lem - *labrum acetabuli*. Samotné kloubní pouzdro je zesíleno třemi překlenujícími vazy - *ligamentum pubofemorale*, *ligamentum iliofemorale* a *ligamentum ischiofemorale*. [6]



Obrázek 1: Kyčelní kloub - anatomický popis (převzato z [20])

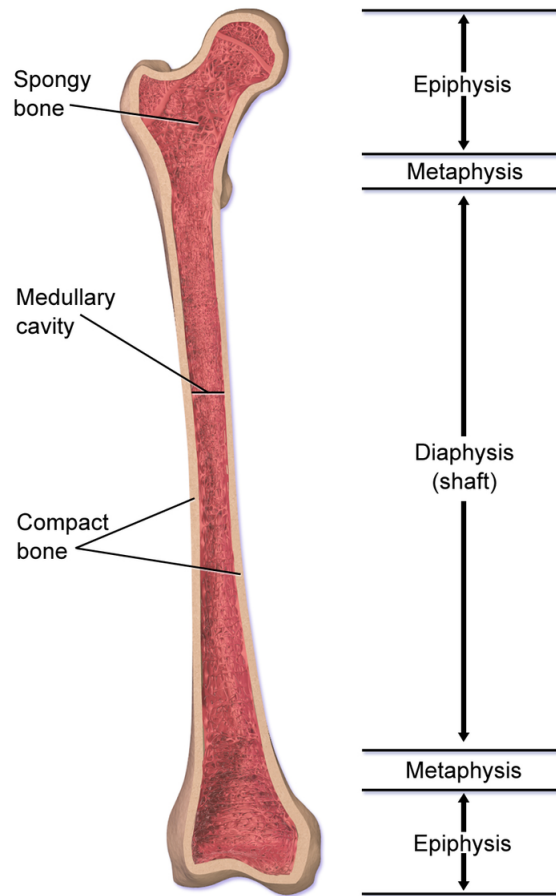
3.1 Femur

Femur (neboli kost stehenní) je nejdelší a zároveň nejsilnější kostí lidského těla. Jeho anatomickou stavbu můžeme rozdělit na čtyři základní útvary: hlavici kyčelního kloubu (*caput femoris*), krček (*collum femoris*), tělo (*corpus femoris*) a kondyly kolenního kloubu (*condyli femoris*). Krček a tělo spolu svírají tzv. **kolodifysární úhel** $\sim 125^\circ$, jehož velikost se v populaci může výrazně lišit. Změny v postavení krčku vůči ose femuru ovlivňují celkové zatížení a funkci kloubu, ale i výslednou strukturu jeho proximální části. Dle velikosti kolodifysárního úhlu dělíme kyčelní klouby na **normální**, **valgózní** a **varózní** (viz obr. č.2). Ventrální odchýlení osy krčku od frontální roviny nazýváme **torzním úhlem** ($\sim 10^\circ$).



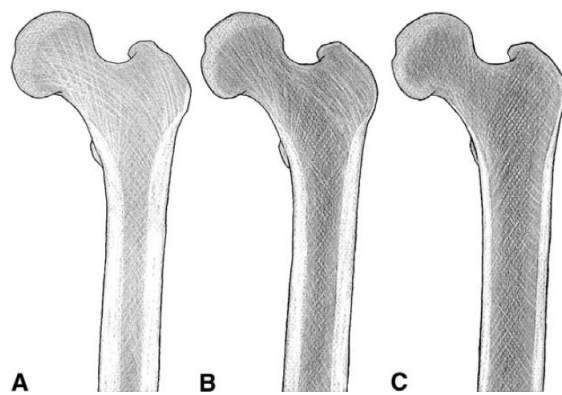
Obrázek 2: Varózní, normální a valgózní úhel (převzato z [30])

Z anatomického hlediska popisujeme na femuru - **diafýzu**, dvě **metafýzy** a dvě **epifýzy** (viz obr. č.3). Z histologického hlediska se kostní tkáň (stejně jako u jiných dlouhých kostí) dělí na kost **kompaktní** (kortikální) a kost **spongiozní**. Diafyzární část kosti je tvořena kostí kompaktní a dřevnou dutinou. Směrem k epifýzám je kostní dřev postupně nahrazována kostí spongiozní. Ta vytváří dle způsobu lokálních namáhání síť trámců (trabekul) a jejím hlavním úkolem je přenos zatížení na kost kortikální. Uspořádání trabekul je vždy výsledkem mechanických sil (tahových, tlakových) působících na kost. [6]



Obrázek 3: Femur a jeho řez (převzato z [31])

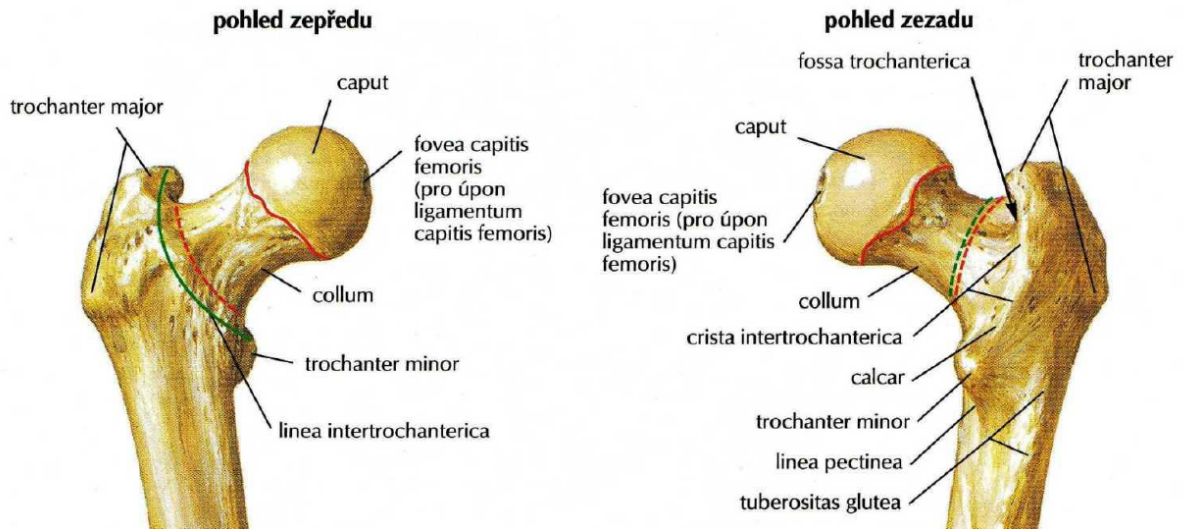
Dle tloušťky kortikální vrstvy v diafyzární oblasti můžeme rozlišit tři typy femurů - tzv. **Dorr type** rozdělení (viz obr. č.4).



Obrázek 4: Dorr type (převzato z [4])

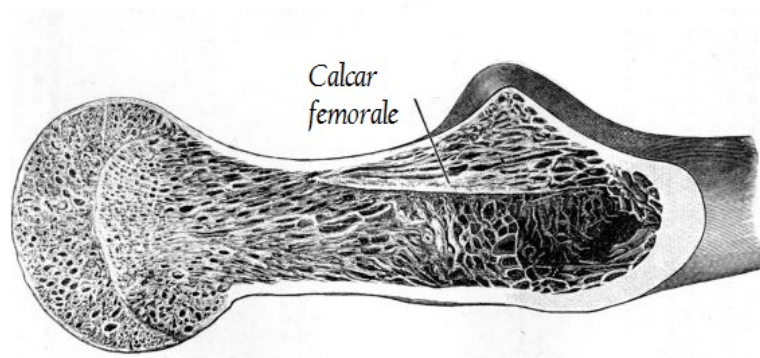
3.1.1 Proximální femur

V proximální části femuru se nachází dva výběžky pro úpon svalů dolních končetin - *trochanter major* a *trochanter minor*. Ventrálně spojuje oba trochantery *linea intertrochanterica*, dorzálně *crista intertrochanterica*. Vnitřní vyhloubení velkého trochanteru tvoří *fossa trochanterica* (viz obr. č.5). [6]



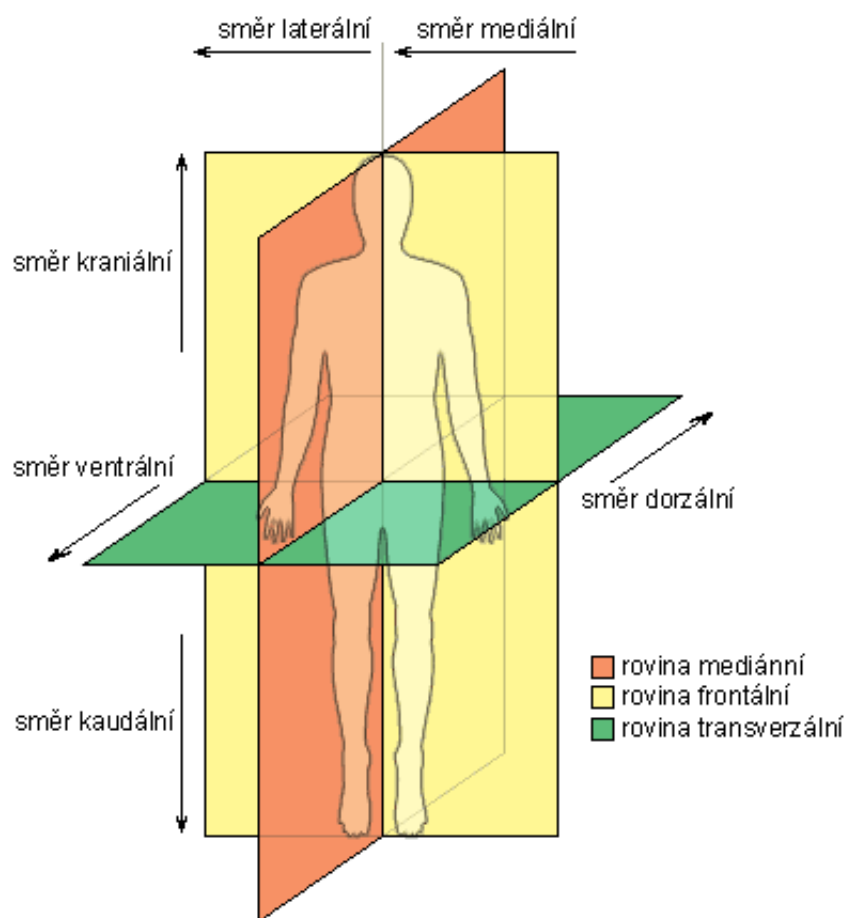
Obrázek 5: Proximální femur - anatomický popis (převzato z [20])

Na šikmém řezu stehenní kosti (viz obr. č.6) je v oblasti malého trochanteru vidět ztluštělá oblast kompaktní kosti nazývaná *calcar femorale*.



Obrázek 6: Šikmý řez proximálního femuru - *calcar femorale* (převzato z [41])

V této práci budu používat terminologii základních anatomických popisů, kterou shrnuje obrázek č.7.

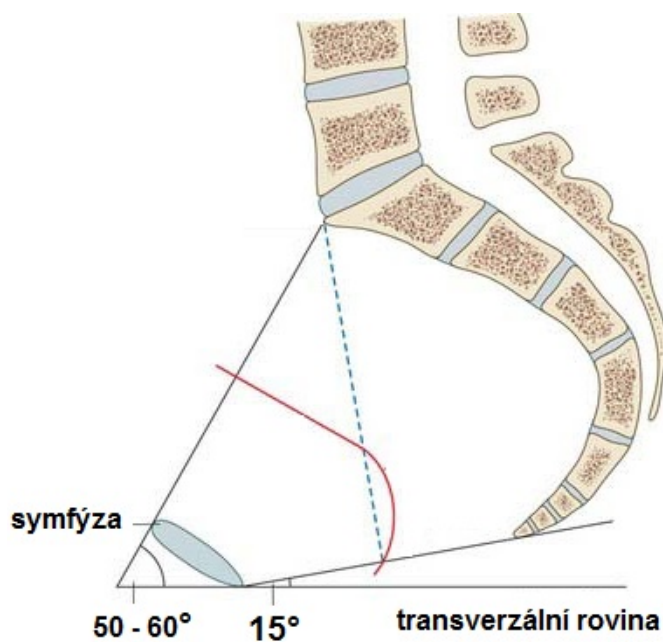


Obrázek 7: Anatomické směry a roviny (převzato z [40])

4 Biomechanika kyčelního kloubu

Kyčelní kloub (*Articulatio coxae*) je nejnamáhanějším kloubem lidského těla. Hlavice kosti stehenní je zatěžována tlakem, respektive silou, jejíž velikost je za klidu rovna zhruba tři až čtyřnásobku váhy našeho těla. Umožnění pohybu dolní končetiny není jediná funkce, kterou musí tento kloub zajišťovat. Obě kyčle nesou váhu trupu (včetně hlavy a horních končetin) a nenápadnými balančními pohyby udržují rovnováhu celého těla. Ta je navíc sama o sobě úzce spjata se sklonem kosti pánevní (viz obr. č.8):

- **Normální sklon pánve** - *inclinacio pelvis normalis* - úhel mezi spojnicí horního okraje prvního křížového obratle a horního okraje symfýsy s transverzální rovinou.



Obrázek 8: Úhly sklonu pánve - řez mediální rovinou (převzato z [39])

Kyčelní kloub zajišťuje otáčivé pohyby femorální hlavice v acetábulu, které jsou následně převáděny krčkem femuru v úhlové pohyby kosti stehenní. Rozsah pohybů v kyčelním kloubu je dán tvarem artikulujících kostí, jejich mohutností i průběhem vazů kloubního pouzdra. Maximální hodnoty jednotlivých pohybů nalezneme v tabulce č.1. [6]

Tabulka 1: Rozsah pohybů kyčelního kloubu

pohyb	úhel [°]
flexe	120
extenze	13
abdukce	40
addukce	10
zevní rotace	15
vnitřní rotace	35

4.1 Silový rozbor kyčelního kloubu

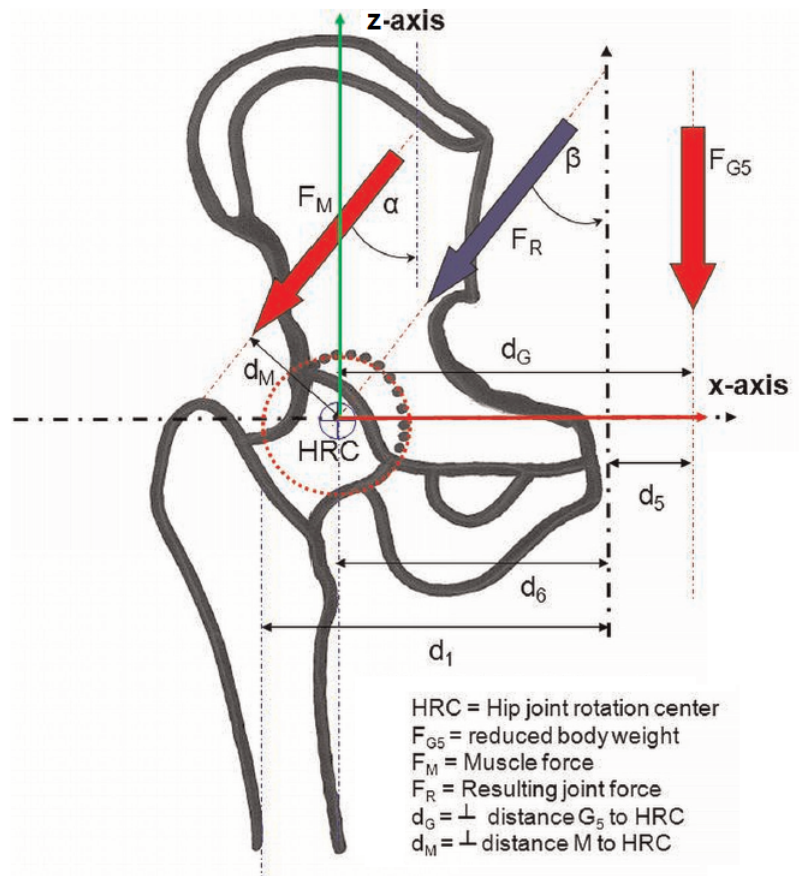
Statické zatížení kyčelního kloubu je často odvozováno z dvoudimenzionálního silového rozboru na frontální rovině. Hmotnost lidského těla (bez hmotnosti dolních končetin) je za normálních podmínek rovnoměrně rozložena na oba kyčelní klouby a působíště tíhové síly je umístěno ve středu vzdálenosti obou kyčlí v těžišti lidského těla.

Pro přesnější silové rozborů vzniklo v minulosti několik schémat a teorií, jejichž autory byli například *Debrunner*, *Blumentritt* nebo *Iglič*. V této práci však zmíním pouze základní výpočetní model dle *Powelse*, který vychází ze stoje na jedné noze (viz obr. č.9).

Powels předpokládá, že reakční síla \mathbf{F}_R působící na kyčelní kloub vzniká zatížením od snížené váhy lidského těla (\mathbf{F}_{G5} minus váha nezdvihnuté nohy) a síly od abduktorových svalů \mathbf{F}_M působících v místě velkého trochanteru. Síla \mathbf{F}_{G5} vyvolává na rameni d_G otáčivý moment kolem centra kloubní hlavice, který je současně vyrovnáván silou \mathbf{F}_M na rameni d_M . K rovnováze momentů pak dochází při splnění momentové rovnice:

$$F_{G5} \cdot d_G = F_M \cdot d_M \quad (1)$$

Aby došlo k rovnováze, síla \mathbf{F}_M musí být několikanásobně vyšší než síla \mathbf{F}_{G5} , neboť vzdálenost ramene d_M , na kterém působí síla \mathbf{F}_M , je oproti vzdálenosti d_G podstatně menší. Průměrná velikost poměru obou ramen $d_M : d_G$ je 2,5.



Obrázek 9: Silový rozbor kyčelního kloubu (převzato z [7])

Orientace síly F_R odpovídá spojnici středu kloubní hlavice a průsečíku výslednic F_M a F_{G5} . Oproti statickému zatížení při klidovém stoji na obou nohách je těžiště tíhové síly F_{G5} posunuto distálně a zároveň dál od středu kloubní hlavice. Váha zvednuté dolní končetiny je nově zahrnuta do silového zatížení a přispívá ke vzniku většího ohybového momentu.

Mezi svaly, které se aktivně podílejí se na vyrovnávání otáčivého momentu patří: *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius et minimus*, *m. piriformis*, *m. obturatorius internus* a horní vlákna *m. gluteus maximus*.

Cokoliv, co navyšuje rameno ohybového momentu od síly F_{G5} , navyšuje i sílu abduktorových svalů a reakční sílu v kyčelním kloubu F_R . Obecně tedy platí, že lidé s kratším femorálním krčkem nebo širší pánevní kostí mají vyšší zatížení obou kyčlí. To se projevuje zejména u žen, které kvůli porodu mají pánve širší. Zde můžeme patrně hledat i důvod

vyššího výskytu osteoartrózy i frekventovanější operace kyčelních kloubů u žen než u mužů.

Silová výslednice F_R (respektive její velikost, směr a působíště) je ovlivňována velikostí kolodíafysárního úhlu, jehož průměrná fyziologická velikost je zhruba 125° . U valgózních i varózních kyčlí se tak často setkáme se změnou velikosti jejich namáhání. [5] [7]

4.2 Stress shielding a změny v mechanických vlastnostech kosti

Kvůli následné rešeršní studii zakončím tuto kapitolu zmínkou o tzv. **Stress shieldingovém efektu**. Implantace dřívků kyčelních náhrad obecně zapříčiňuje změny v mechanických vlastnostech okolní kostní tkáně. Fyziologické zatížení kyčelního kloubu vyvolává deformace a příslušná ohybová napětí, jejichž hodnoty se vlivem implantace kloubních náhrad mění.

Wolfův zákon o transformaci kosti říká, že jakákoliv změna ve funkci kosti je doprovázena nevratnými změnami v jejím vnitřním uspořádání. Detailnější popis nám říká, že pokud přestane být kost v určité lokalitě zatěžována, dochází k jejímu odbourávání. V opačném případě kost zbytní. Z tohoto hlediska jsou jakékoliv změny mechanických vlastností v okolí implantátů nežádoucí.

Hlavním rozdílem mezi krátkým a standardním dlouhým dřívkem je způsob jejich kotvení v kosti. Dlouhý dřív pro kotvení využívá svou distální část v oblasti diafýzy, krátký dřív naopak svou střední část v oblasti metafýzy (resp. v oblasti *calcaru*). Fixace implantátu v proximální části femuru snižuje riziko uzamčení jeho distální části a tedy i přenosu zatížení do oblasti diafýzy. V opačném případě je přednostně zatěžována distální část dřívku, což po čase vede k odbourávání kostní tkáně v trochanterické oblasti a následnému uvolnění implantátu v proximální oblasti. Tomuto jevu se obecně říká **Stress - shielding**. Příčina jeho vzniku může být mnohdy interpretována i jako důsledek rozdílných modulů pružnosti kosti a implantované endoprotézy. [11]

5 Krátký dřík totální náhrady kyčelního kloubu

Implantace totální náhrady kyčelního kloubu byla poprvé provedena kolem roku 1961 doktorem sirem Johnem Charnleyem. Od té doby prošel vývoj implantátů a chirurgických postupů řadou inovací, díky nimž dosahují současné kloubní náhrady vysokých životností.

Zmínky o krátkém dříku se poprvé objevily zhruba před 25 lety, kdy firma Zimmer představila dřík Mayo (viz obr. č.10), ale kvůli již zaběhlým konvencím a nedostatku pozitivních klinických dat nebyl o tento typ kyčelní náhrady velký zájem. Větší pozornost krátké dříky vzbudily teprve před několika málo lety díky vzrůstajícímu zájmu ortopedů o méně invazivní operační postupy. [12]

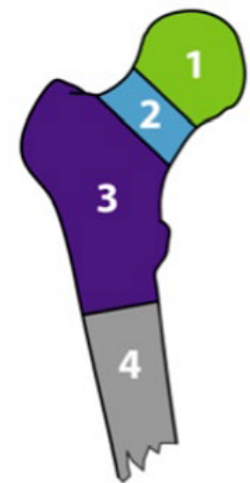


Obrázek 10: Dřík Mayo od firmy Zimmer (převzato z [19])

5.1 Klasifikace krátkých dříků

V roce 2009 se Learmonth [16] pokusil rozdělit krátké dříky dle míry zásahu implantátu do proximální části femuru. Toto rozdělení bylo pojato příliš široce, a tak se společnost **JISRF** (The Joint Implant Surgery and Research Foundation) rozhodla vytvořit nový klasifikační systém. Systém, který bude založen na rozdílných oblastech kontaktu implantátu s kostí, v nichž má být bezprostředně po implantaci dosažena primární stabilita dříku (viz obr. č.11). Jednotlivé dříky se vzhledem k rozdílným oblastem kontaktu s kostí liší svou indikací, kontraindikací i klinickými výsledky a remodelací kosti v okolí implantátu. [18] [19]

Rozdělení krátkých dříků v rámci klasifikace JISRF [18]:



Obrázek 11: Kontaktní oblasti (převzato z [18])

1. Stabilita v oblasti hlavice
 - (a) Hip Resurfacing
 - (b) Mid-Head Stem
2. Stabilita v oblasti krčku
 - (a) Short Curved Neck-Sparing Stem
 - (b) Neck Plugs or Neck plugs only Implants
3. Stabilita v oblasti metafýzy
 - (a) Taper Stems
 - (b) Bulky or Fit and Fill Stems
4. Konvenční dříky se stabilitou v oblasti metafýzy/diafýzy

Dříky s primární stabilitou v oblasti femorální hlavice

Hip Resurfacing

Hip resurfacing umožňuje největší zachování kostní tkáně proximálního femuru. Implantát je složen z kloubní hlavice a stabilizačního dříku a plně nahrazuje anatomický tvar. Výhodou je snížené riziko luxace a stabilita při širokém rozsahu pohybů. Od využití této náhrady se však v poslední době upouští. [18] [19]



Obrázek 12: Hip resurfacing (převzato z [19])

Mid-Head Resurfacing

Náhrada *Mid-Head Resurfacing* byla vyvinuta především jako alternativa pro *Hip Resurfacing* s indikací pro pacienty se špatnou kvalitou kostní tkáně. Kónický dřík oproti svému předchůdci kotví implantát v distálnější oblasti, ale jinak mají obě náhrady stejnou kloubní hlavici i acetábulární komponentu. [18] [19]



Obrázek 13: Mid-Head resurfacing (převzato z [19])

Dříky s primární stabilitou v oblasti krčku

Dříky využívající primární stability v oblasti krčku nejsou vhodné pro pacienty s osteoporózou a jejich design hraje oproti ostatním skupinám mnohem výraznější roli. Napětí vzniklé od rotace femuru v kombinaci s ohybovou silou může nativní krček přetížit a způsobit tak únavu okolní tkáně. Výsledkem je pak zánik obvodového napětí udržující implantát ve stabilní poloze a následná ztráta mechanické fixace. Jako prevence se doporučuje omezit plné zatížení kyčelního kloubu zhruba na 50% v průběhu prvních 4 až 6 týdnů po operaci. [18]

Krátký zahnutý dřík (Neck-sparing)

Tento typ dříků díky svému tvaru zachovává značnou část kostní tkáně v oblastech mediálního *calcaru* a velkého trochanteru. Po resekci femorální hlavice zůstává krček nadále vyživován a díky minimálnímu zásahu do femorálního kanálu nedochází k velkým krevním ztrátám. Délka dříků se pohybuje mezi 90 a 135 mm, ale kontakt s kostí v oblasti metafýzy a diafýzy je oproti třetí skupině minimální. Tyto implantáty jsou často vyráběny jako modulární a pro lepší obnovu fyziologického zatížení v okolí implantace se mohou opatřit límcem. Mezi *Neck-Sparing* dříky patří například: **Pipino**, **MSATM**, **COLLO-MIS**, **MiniHipTM**. [18] [19]



Obrázek 14: Corin MiniHipTM (převzato z [19])

Neck Plugs

Implantáty *Neck plugs* patří díky kombinaci designů *Neck-Sparing* a *Mid-Head Resurfacing* mezi tzv. hybridy. S poklesem využití metody *Hip-Resurfacing* roste i zájem o implantáty *Neck Plugs*. Jsou určeny především pro mladé a aktivní pacienty s *osteoartritidou*. Vývoj těchto dříků začal zhruba před deseti lety a zatím nejsou k dispozici žádná data z dlouhodobého klinického sledování. [18] [19]

Příklady: Silent™, CUT™, Primoris™, Spiron™.



Obrázek 15: Dříky Silent™, CUT™ a Spiron™ (převzato z [19])

Dříky s primární stabilitou v oblasti metafýzy

Dříky s kotvením v oblasti metafýzy využívají stejný způsob resekce femorálního krčku jako dříku konvenční, ale liší se velikostí kontaktní plochy mezi endoprotézou a kostí. Ta je u krátkých dříků znatelně menší a může způsobit výrazný pokles torzní i axiální odolnosti implantátu vůči silovému zatížení. [18]

Tapered Stems

Mezi nejpoužívanější krátké dříky patří tzv. *Tapered Stems*. Jsou typické svým klínovitě se zužujícím tvarem a jejich design je převzatý a částečně modifikovaný od dříků konvenčních. Zaklínění implantátu v kosti nastává převážně v přechodu mezi metafýzou a diafýzou a primární stabilita je zajištěna tzv. **mediálně laterálním kortikálním kontaktem**. Ten je viditelný ve frontálním RTG zobrazení (viz obr. č.16), kde distální část dříku dosedá na laterální kortikálu a proximální část naopak na mediální v oblasti krčku. Z pohledu sagitální roviny bychom viděli, že ventrálně i dorzálně je dřík v kontaktu převážně s kostí spongiózní. [18] [19]

Příklady: ACCOLADE II, Tri-Lock® BPS (Bone Preservation Stem), Metha®, Aida®, AJS®, Mayo®, Fitmore®, Nanos



Obrázek 16: RTG snímek dříku Metha® (převzato z [10])

5.2 Dlouhý vs. krátký dřík

V současné době není mnoho zdrojů, které by přímo porovnávaly výhody a nevýhody dříků krátkých oproti standardním. Hlavním důvodem je nedostatek dlouhodobých klinických hodnocení, které by jednoznačně popsaly chování krátkých dříků a remodelaci kosti v jejich bezprostředním okolí. Současná klinická data jsou z období posledních 10 let, což podstatně limituje jejich plné využití. Vývoj těchto implantátů přináší zatím pozitivní výsledky, ale zároveň řadu nezodpovězených otázek. Nejasná je například dlouhodobá stabilita vzhledem k absenci fixace v diafýze, indikace u pacientů se špatnou kostní tkání, ale i samotná životnost náhrady. Stabilita dříku je přitom jeden z klíčových faktorů určujících celkovou životnost endoprotézy, neboť migrace implantátu v krátkém pooperačním období předpovídá i jeho brzké selhání.

V České republice se ročně implantuje zhruba 10 000 náhrad kyčelního kloubu. S rostoucím věkem obyvatelstva a počtem mladých pacientů s osteoporózou roste i tlak na prodlužování životnosti implantátů stejně jako na vhodné řešení revizních náhrad. Při použití krátkého dříku je zachována podstatně větší část femorálního kanálu i trochantérické oblasti. V případě reoperace by tak mohly konvenční dříky sloužit jako revizní.

Větší šetrnost je zaručena i vůči měkkým tkáním. Operační proces je méně invazivní, nedochází k velkým krevním ztrátám a je sníženo i celkové ovlivnění mediálních abduktořových svalů.

Dříky s kotvením v oblasti krčku a metafýzy výrazně zlepšují charakter přenosu zatížení, remodelaci proximálního femuru, redukují stress-shielding a snižují míru bolesti v celé oblasti kyčelního kloubu.

Všechny tyto faktory přispívají k výraznému zkrácení doby rekonvalescence a umožňují rychlé zahájení rehabilitace. Další významnou výhodou zůstává i nižší cena implantátu a celého instrumentária. [2] [12] [14] [18]

5.3 Tvar a poloha krátkého dříku

Pro dlouhodobou fixaci dříku v kosti je důležitá tzv. *primární stabilita*. Ta je definována jako celková pevnost spojení implantátu s kostí a to bezprostředně po implantaci.

Tvar a poloha dříku hrají významnou roli při jeho fixaci a určují výsledné mechanické vlastnosti a remodelaci okolní tkáně. Obecně platí, že čím je delší dřík, tím je zajištěna větší kontaktní plocha a dosahuje se vyšší stability. U krátkých dříků je proto nutné zajistit co možná největší oblast kontaktu s kostí, což je mnohdy řešeno větším zaoblením obou ramen implantátu.

Pokud je dřík zahnutý, jeho proximální laterální rameno je kratší a snižuje se stabilita v oblasti velkého trochanteru. Pro opětovné zvýšení stability je vhodné, aby měl implantát co největší kontakt s kortikální kostí v oblasti *calcaru* a mediální i laterální kontakt v dané oblasti kotvení. Pokud je dřík na obou stranách výrazně zaoblen, může být zachována i větší mediální část velkého trochanteru. Čím více je implantát v kontaktu s krčkem nebo kortikální kostí v oblasti metafýzy, tím je i větší šance, že se zatížení přenesou přednostně do proximální části femuru a redukuje se tak **stress shieldingový efekt**.

Vezmeme-li v úvahu variabilitu lidské populace a možný výskyt valgózních a varózních kyčlí, jsou výše uvedené podmínky jen těžko dosažitelné pro všechny skupiny pacientů. Navíc díky variabilitě anatomického tvaru v oblasti metafýzy nemusí být klasické odstupňování offsetu u krátkých dříků vždy šťastným řešením.

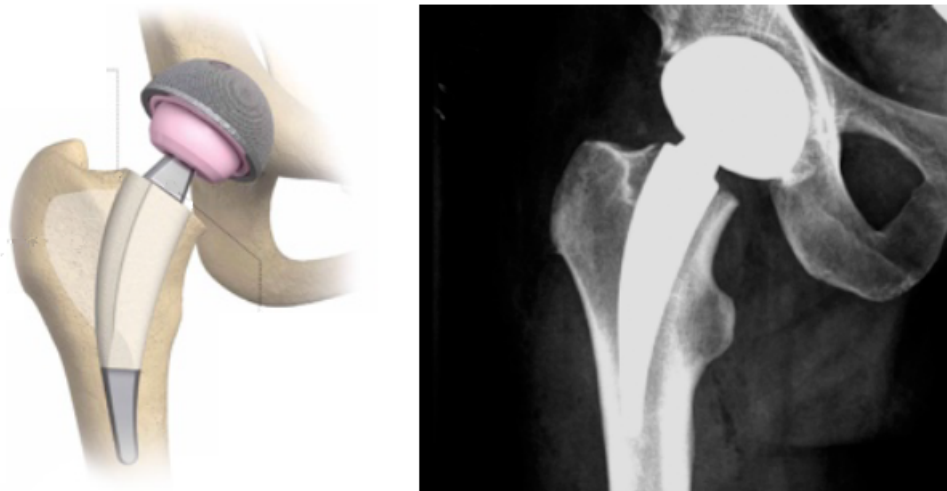
Velikost a tvar implantátu je někdy vhodné určovat předoperačně pomocí RTG snímků, a to především kvůli mediálnímu kontaktu v oblasti přechodu metafýzy a diafýzy, který chirurg během operace obtížně zhodnotí. [12]

5.4 Příklady krátkých dříků

Dříky Neck-Sparing

COLLO-MIS

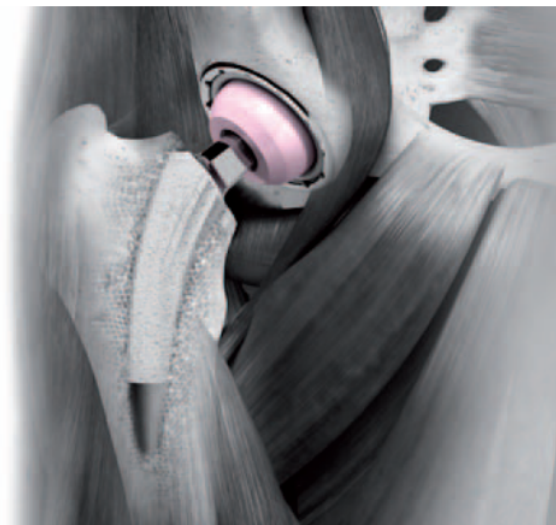
Dřík COLLO-MIS byl vyvinut firmou *Lima Corporate* za účelem snížení množství resekované kostní tkáně a rychlé obnovy anatomie i funkčnosti kyčelního kloubu. Geometrie implantátu spolu s dvojitým makroporézním povlakem zajišťuje okamžitou primární stabilitu a obnovu biomechanické rovnováhy pro optimální osteointegraci. Dřík COLLO-MIS též umožňuje rychlejší rehabilitaci a minimálně invazivní operační techniky. [19]



Obrázek 17: Dřík COLLO-MIS (převzato z [19])

MiniHip™

Kyčelní dřík MiniHip™ je implantát vyvinutý firmou *Corin*. Stejně jako COLLO-MIS i on umožňuje zachování značného množství kostní tkáně spolu s minimálně invazivní operační technikou. Mediální zaoblení kopíruje *radius calcar femorale* a úzký krček umožňuje zvýšit rozsah pohybů v kyčelním kloubu. Distální konec je leštěn za účelem redukce stress shieldingu. Dřík je ventrálně i dorzálně opatřen malými žebry pro zvýšení rotační stability. [19]



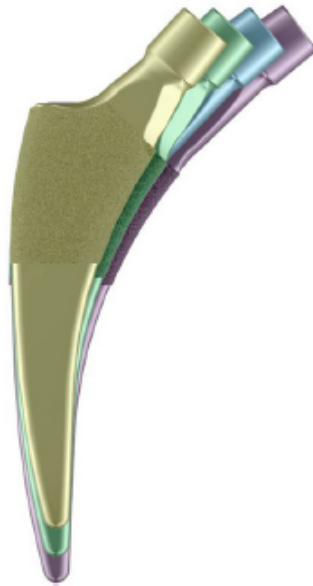
Obrázek 18: Corin MiniHip™ (převzato z [19])

Tapered Stems

Fitmore

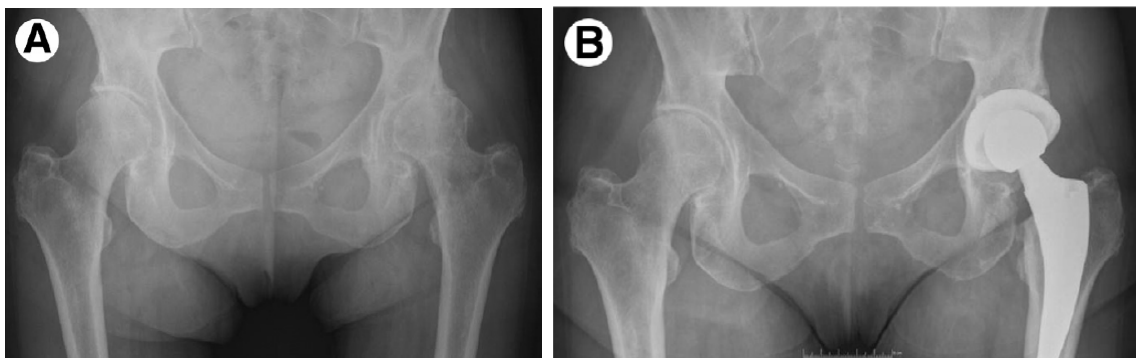
Design dříků Fitmore (viz obr. č.19) vychází ze vztahu mezi zakřivením v oblasti *calcaru* a offsetem dříku: čím větší rádius, tím menší offset. Pro valgózní femury s velkým mediálním rádiusem *calcar femorale* je menší offset; pro femury s malým rádiusem *calcar femorale* je velký offset; pro femury s normálním tvarem radiusu je offset větší u mužů než u žen.

S těmito předpoklady a s požadavkem maximalizovat kontakt v oblasti *calcaru*, vytvořila firma Zimmer tři základní velikosti, kde nejkratší dřík má navíc dva typy zakřivení. V rámci každé skupiny mediální rádius i offset zůstávají neměnné, ale velikost a délka dříku se zvětšuje. Proximální část implantátu je opatřena porézním titanovým nástřikem a celkový design umožňuje kompletní zachování velkého trochanteru.



Obrázek 19: Dřík Fitmore od firmy Zimmer (převzato z [12])

Na obrázcích č.20 jsou dva rentgenové snímky pacienta s valgózními kyčlemi před (A) a po (B) operaci. Implantovaný dřík má krátký offset a velký mediální rádius. Na snímcích je vidět dobrý mediální kortikální kontakt a dobře zachovaný femorální offset. [12] [19]



Obrázek 20: RTG snímky pacienta s valgózní kyčlí (převzato z [12])

Tri-Lock BPS

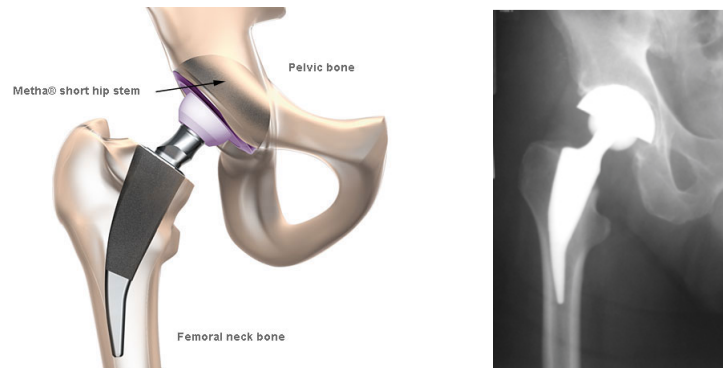
Tri-Lock BPS je krátký dřík od firmy Johnson & Johnson. Jeho proximální část je opatřena porézním povlakem titanu a celkový design je odvozen od jeho předchůdce - standardního dříku Tri-Lock. Ten byl poprvé představen v roce 1981 a jeho úspěšnost je zhruba 98%. Oba implantáty se liší pouze svou délkou a mírou poréznosti titanového nástřiku. Poréznost je u dříku Tri-Lock BPS podstatně vyšší a má za úkol zvětšit oblast potenciální osteointegrace. Oproti dříku Tri-Lock je celkový operační proces méně invazivní a je zachována větší část kostní tkáně. Implantát se, díky zúžené proximální části, jenž umožňuje kompletní vyplnění mediálně/laterálního prostoru v oblasti metafýzy, vyznačuje i dobrou rotační stabilitou. [2] [19]



Obrázek 21: Dřík Tri-Lock BPS (převzato z [19])

Metha

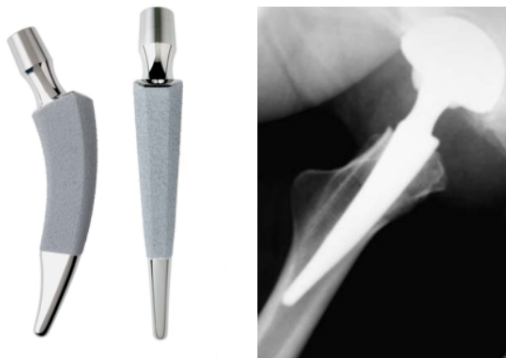
Krátký dřík Metha® vyvinula firma Aesculap. Je charakteristický svou tenkou distální stopkou a vyrábí se i v modulární variantě. Pro osteointegraci je povlakován 20 μm μ -kalciumfosfátovou vrstvou, která má zajišťovat osteokonduktivní efekt a stabilizovat kontakt mezi kostí a dříkem. Dřík Metha® umožňuje velmi šetrnou implantaci vůči okolním měkkým tkáním a vyznačuje se vysokou primární stabilitou. [10] [19]



Obrázek 22: Dřík Metha® (převzato z [19])

NANOS

NANOS je krátký dřík od firmy Smith & Nephew a byl vyvinut za účelem zlepšení distribuce zatížení. Je typický dvojitým prohnutím mediálního zakřivení a vyrábí se v deseti různých velikostech. Vyžaduje minimální resekci kostní tkáně v oblasti metafýzy a velkého trochanteru, což napomáhá lepšímu přenosu a distribuci zatížení. [19]



Obrázek 23: Dřík NANOS (převzato z [19])

5.5 Klinické hodnocení dříků s metafyzárním kotvením

Nedostatek klinických hodnocení krátkých dříků je v současné době limitem pro jejich plné využití. Většina dosud publikovaných článků, které přímo posuzují životnost těchto implantátů, navíc využívá klinická data z velmi krátkých pooperačních období. Do výzkumů jsou zapojeni dobrovolníci spíše z vyšší věkové kategorie a z tohoto hlediska je i statistické hodnocení limitováno nízkým počtem a omezeným výběrem jedinců.

Obecně se k posouzení životnosti a účinnosti endoprotéz používají RTG snímky, před i po- operační rozsah pohybů v daném kloubu či subjektivní pocity pacientů. Výsledky jsou statisticky zpracovány a vyhodnoceny. Posuzuje se zejména míra sesedání implantátu, jeho pozice a případné uvolnění, srůst s kostí, rozdíl v rozsahu pohybů, úleva od bolesti či zánětlivé komplikace. Ke komplexnímu posouzení výsledků z operace kyčelního kloubu je často využíván faktor HHS - tzv. *Harris Hip Score*. Tato jednotka je výsledkem klinického stavu pacienta a je kalkulována dle jeho fyzické aktivity, pocitu lokální bolesti, rozsahu pohybů a dalších subjektivních hodnocení. Faktor HHS se uvádí v rozsahu od 0 do 100 a může být interpretován jako procentuální hodnocení "kvality života pacienta". [2] [42]

Tri-Lock BPS

Albers [2] ve svém článku posuzuje výsledky z klinického hodnocení dříku Tri-Lock BPS. Klinická data byla získána od 119 pacientů, kterým byl v letech 2009-2010 implantován tento typ kyčelní náhrady (dohromady 126 implantací). Průměrný věk všech účastníků studie byl 65 let a výzkum trval celkem 5 let. Výstupními daty byly: HHS (viz tab. č.2), výskyt či absence bolesti v kyčelní oblasti a významné pooperační problémy.

Z rentgenových snímků se posuzovala valgózní/varózní pozice a míra sesedání implantátu. Ta byla měřena v průběhu 6 týdnů po operaci jako vzdálenost mezi vrcholem malého trochanteru a koncovým bodem dříku. Všem pacientům bylo umožněno ihned po implantaci kyčelní kloub zatěžovat. Hranice přípustného sesedání byla stanovena na 3 mm. Sesedání dříku nastalo v 49 případech (39.8%) v průměru o 1.04 ± 0.73 mm (pro všechny případy v průměru o 0.41 ± 0.69 mm). Tyto hodnoty jsou dle autora výsledkem specifického designu náhrady a především zdrsňeného pórovitého povlaku v její proximální části. Životnost implantátu byla autorem stanovena na 99.2%.

Celá studie dříku Tri-Lock BPS má dle Alberse [2] několik zatím nezodpovězených otázek. Například zda sesedání endoprotézy vede do stavu zvýšené stability a potenciální osteointegrace, nebo naopak zda může znamenat riziko uvolnění, a nebo zda zvýšená porovitost proximální části dříku přispívá ke zvýšení životnosti implantátu. Za nedostatek této studie autor považuje úzké věkové rozpětí, malé rozdíly v kvalitě kostní tkáně, tvaru femurů a stupně aktivity pacientů.

Tabulka 2: Dřík Tri-Lock BPS - HHS

	Před operací	Po operaci
HHS	42 ± 15	85 ± 13

Fitmore

Autor Gustke [12] ve své studii posuzuje klinická hodnocení krátkých dříků Fitmore z období 1,5 roku po operaci. Tyto náhrady byly implantovány zhruba 300 pacientům, jejichž průměrný věk činil 65 let. Všem bylo bezprostředně po implantaci povoleno kyčelní kloub plně zatěžovat. Některé dříky prokazovaly počáteční sesedání, ale následně dosáhly konečné stability a fixace. Díky dobrým celkovým výsledkům je dřík Fitmore dle autorů pokládán za stabilní.

Tabulka 3: Dřík Fitmore - HHS

	Před operací	Po operaci
HHS	53	94

NANOS

Kaipel [14] se ve svém článku zabývá dvouletým výzkumem dříku NANOS. Klinické výsledky uvádí hodnoty HHS (viz tab. č.4) a posudky o migraci implantátu. Práh sesedání byl autory stanoven na 1,5 mm s tím, že tato hodnota může předvídat riziko aseptického uvolnění s následnou nutností revize. V případě vyšších hodnot byl dřík posouzen za nestabilní. V rámci celého souboru pacientů nenastal ani jeden případ infekce nebo celkového selhání. Výraznější migrace implantátu nastala u 5 pacientů, ale ani u jednoho nebylo nutné náhradu revidovat.

Tabulka 4: Dřík NANOS - HHS

	Před operací	1. rok po operaci	2. rok po operaci
HHS	47,9	96,2	98.1

Metha

Autor Floerkemeir [10] posuzuje klinická data spojená s implantací krátkého dříku Metha®. Klinické hodnocení se týkalo 64 pacientů s progresivní osteonekrózou, u kterých bylo provedeno celkem 73 aloplastik kyčelního kloubu. Všem účastníkům této studie byly provedeny RTG snímky pro posouzení oseointegrace, sesedání a potenciálního uvolnění implantátu, infekce, fraktur a pod. Výsledkem byly opět hodnoty HHS (viz tab. č.5), stupeň bolesti VAS (Visual analogue pain scale) a rozsah pohybu (předoperační i pooperační).

Pacienti mohli po implantaci kyčelní kloub zatěžovat za předpokladu, že v průběhu operace nedošlo ke vzniku fraktury. Klinický výzkum trval v průměru 34 měsíců.

Všechny rentgenové snímky prokázaly dobré srůstání kosti s implantátem, a to i přes částečnou osteonekrózu proximálního femuru. Práh přípustné hodnoty sesedání endoprotézy byl stanoven na 2 mm a byl překročen pouze v jednom případě. Životnost krátkého dříku Metha® byla dle autorů stanovena na 96%.

Tabulka 5: Dřík Metha® - HHS, VAS

	Před operací	Po operaci
HHS	41.4	90,6
VAS	7,8	1,7

Tabulka 6: Dřík Metha® - rozsah pohybů

Pohyb	před [°]	po [°]
flexe	88.6	109.2
abdukce	17.0	35.1
addukce	13.7	24.4
vnější rotace	12.2	28.5
vnitřní rotace	8.5	19.8

6 Norma pro simulaci zatížení krátkého dříku

Pro testování životnosti implantátů byla v minulosti vydána již řada norem, stanovujících přesné požadavky na průběhy mechanických zkoušek v akreditovaných laboratořích. Parametry únavových zkoušek dříků TEP kyčelního kloubu jsou dány normou **ISO 7206-4:2010** [13]. Tuto normu mi zprostředkovala firma **ProSpon s.r.o** spolu s modelem krátkého dříku, jenž ve své diplomové práci analyzuji.

6.1 Popis normy

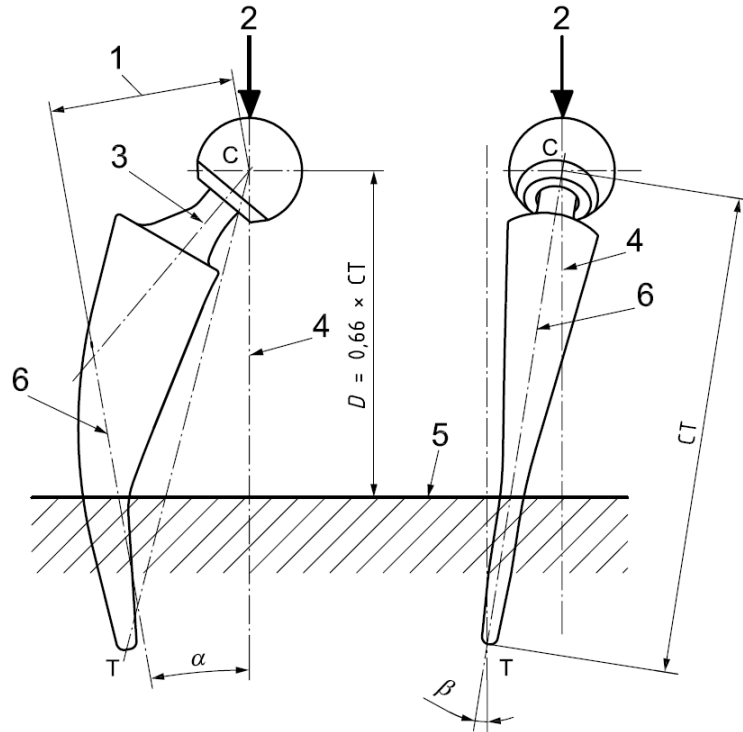
Norma [13] je určena pro symetrické dříky různých velikostí. V roce 2010 byla vydána její poslední verze, ve které je nově zohledněna i délka dříků krátkých.

Princip únavové zkoušky spočívá v aplikaci zátěžné síly vyvolávající axiální kompresi v kombinaci s prostorovým ohybem. Dřík je vsazen do formy v konkrétně předepsané pozici a následně zalit fixačním materiálem. Pro zohlednění a dosažení nejméně vhodného napěťového stavu v dříku se při zkoušce užívá i kloubní hlavice. Nad středem hlavice je aplikována zátěžná síla a testovaný dřík je podroben cyklickému namáhání. Pro zajištění kontinuálního kontaktu kloubní hlavice s kompresní částí zkušebního stroje je pro celý průběh zkoušky předepsána minimální hodnota zátěžné síly. Zkouška končí ve chvíli, kdy byl dosažen požadovaný počet zatěžovacích cyklů, došlo k předčasné poruše materiálu, nebo kdy nastala komplikace, která by zkoušku jako takovou zcela znehodnotila.

Pro zalití dříku ve formě je možné zvolit akrylový *kostní cement*, plně epoxidovanou odlitkovou *pryskyřici* nebo kapalné *kovové slitiny*.

6.2 Geometrická specifika

Na obrázku č.24 jsou zakótovány hlavní rozměrové parametry pro správné ustavení krátkého dřívku ve formě. Konkrétně je uvedena vzdálenost mezi hladinou zalití a centrem hlavice - D , délka mezi centrem hlavice a nejdístačným bodem dřívku - CT a dva úhly - α a β , které určují celkové natočení dřívku vůči sagitální a frontální rovině.



Obrázek 24: Pozice krátkého dřívku ve fixačním materiálu (převzato z [13])

Pro vzdálenost $CT \leq 120 \text{ mm}$ jsou jednotlivé parametry D , α a β uvedeny v tabulce č.7.

Tabulka 7: Geometrické parametry

Parametr	Tolerance	Hodnota
CT [mm]	± 2	≤ 120
D [mm]	± 2	$0,66 \times CT$
α [°]	± 1	10
β [°]	± 1	9

6.3 Podmínky a předepsané parametry zkoušky

Hlavní parametry zkoušky:

- F_D - maximální hodnota aplikované síly v průběhu cyklického zatěžování
- N_D - minimální počet cyklů bez porušení testovaného dřívku

Hodnota zátěžné síly F_D se mění dle vzdálenosti CT, ale počet cyklů N_D je pro všechny velikosti dřívků stejný.

Tabulka 8: Parametry zkoušky

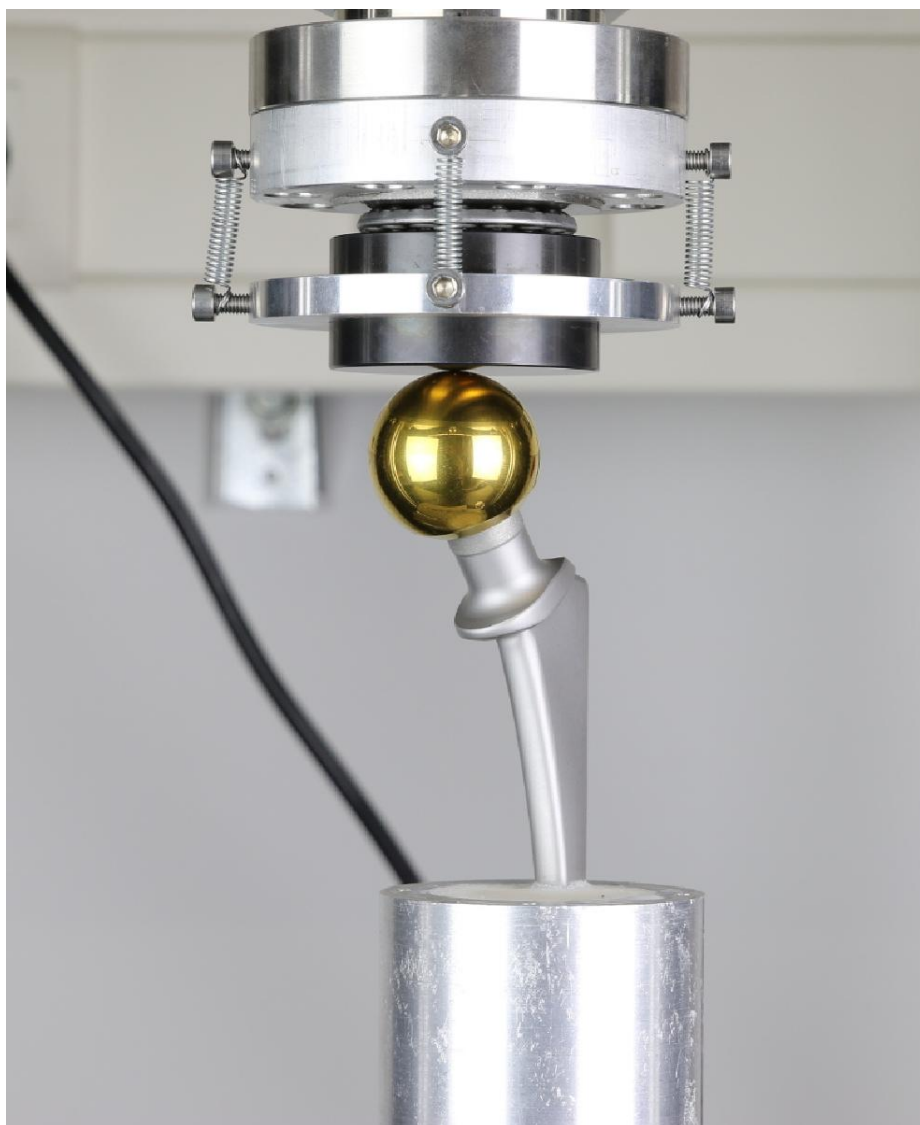
CT [mm]	F_D [N]	N_D [-]
≤ 120	1 200	5 000 000

Velikost zátěžné síly F_D není dle autorů normy [13] odvozena z dostupných klinických dat, ale je brána spíše jako minimální velikost jejího vrchlíku. Zatížení je možné zvýšit s ohledem na celkový design dřívku, použitý materiál nebo případně dle zkušeností z kliniky.

Další parametry charakterizující zkoušku jako takovou:

- Frekvence zatěžování: 1 – 30 Hz
- Průběh dynamického zatěžování: *sinusový*
- Minimální hodnota zátěžné síly: $F_{min} = 200 - 300 N$
- Modul pružnosti fixačního materiálu: 2 000 – 6 000 N/mm^2 .

Příklad reálné konfigurace únavové zkoušky dle normy [13]:



Obrázek 25: Příklad reálné konfigurace únavové zkoušky (převzato z [43])

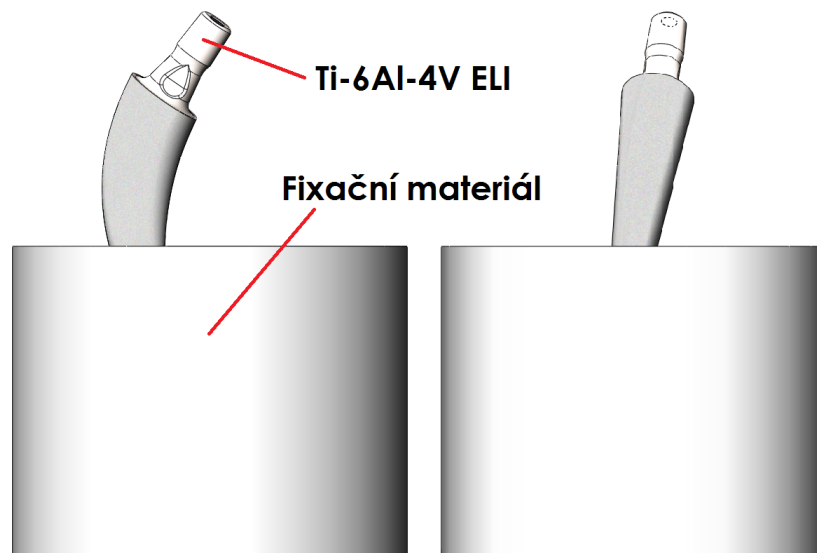
7 Předpoklady výpočtů, rozbor geometrického modelu a použité materiálové modely

7.1 Rozbor výpočetní konfigurace

Dle konfigurace z obrázku č.24 jsem v programu *Solidworks* připravil sestavu pro následnou napěťově deformační a únavovou analýzu (viz obr. č.26). Tato konfigurace odpovídá pozici dříku v *levém femuru* a simuluje situaci, ve které je implantát v proximální části částečně uvolněn a dochází tak k nejméně příznivému napěťovému stavu na povrchu dříku. Zatížení se přenáší do jeho distální části a zvyšuje se rameno ohybového momentu.

Síla F_D i reakce v kyčelním kloubu vyvolává při cyklickém namáhání ohybový moment a příslušné ohybové napětí. Při kompresi dříku budou dle předpokladu dominovat na mediální straně napětí tlaková, na laterální naopak tahová. Mediální strana krčku a distální části v oblasti hladiny zalití jsou předpokládány místy největšího namáhání. Z únavového hlediska však budou kritická místa představovat oblasti s největším tahovým napětím.

Charakter deformace dříku je v normě [13] popsán jako prostorový ohyb, při zatížení reakční silou v kloubu se však nedá celkový deformační proces jednoznačně predikovat.



Obrázek 26: Sestava vytvořená v programu Solidworks dle normy [13]

7.2 Realizace výpočtů a jejich předpoklady

Simulaci i MKP výpočet statického (případně kvazistatického) zatížení budu provádět v programu **Abaqus**. Očekávám, že výsledky budou ovlivněny především volbou materiálového modelu (respektive volbou materiálových konstant), jemností sítě a typem použitých elementů. Výpočet únavové životnosti budu realizovat v programu **fe safe**. Výsledky z této analýzy budou pravděpodobně závislé na volbě výpočetních algoritmů, popisu S-N (Wöhlerových) křivek a na historii zatěžování.

Poslední skupinou výpočtů bude optimalizace tvaru krčku, ke které využiji konfigurace z obrázku č.24 (ovšem bez uvažovaného zalití). Pro výpočet využiji doplňkový modul **Tosca**, jenž je součástí programu Abaqus.

7.3 Použité materiály a jejich materiálový popis

Do obecných algoritmů MKP výpočtů vstupují uživatelem definované materiálové modely. V mém případě v sestavě z obrázku č.26 definuji materiál *krátkého dřívku a fixačního média*. Implantát bude dle požadavků konstruktéra vyráběn jako výkovek z titanové slitiny **Ti6Al4V ELI** a následně obráběn. Fixační materiál je v normě definován naopak velmi obecně. Spodní hranice modulu pružnosti odpovídá spíše materiálu kostního cementu, horní naopak pryskyřici či kapalným kovovým slitinám.

Oba materiály pro MKP výpočty uvažuji **homogenní, izotropní a lineárně elastické**. Do konstitutivních vztahů tak budou vstupovat pouze dvě materiálové konstanty: *Youngův modul pružnosti E* a *Poissonovo číslo ν* .

7.3.1 Ti6Al4V ELI

Vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V ELI, které budou zohledněny v průběhu výpočtů, jsou uvedeny v tabulce č.9. Hodnoty meze pevnosti R_m a smluvní meze kluzu $R_{p\ 0,2\%}$ jsou uváděny jako minimální. Materiálové konstanty, které se týkají únavy materiálu budou přímo specifikovány až v kapitole č.9.

Tabulka 9: Mechanické vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V ELI (převzato z [36] a [37])

E [GPa]	ν [-]	$Rp_{0,2\%}$ [MPa]	Rm [MPa]
113,8	0,342	790	860

Krátce o materiálu Ti6Al4V ELI

Titanové slitiny se v současné době hojně využívají pro jejich velmi dobré mechanické vlastnosti jako je například vysoká pevnost, nízká hmotnost nebo velmi dobrá korozní odolnost. Své uplatnění nacházejí i díky širokému spektru poměrů mezi pevností, tažností a lomovou houževnatostí. Další výhodou je jejich výborná biokompatibilita a relativně vysoká mez únavové pevnosti. Využívají se často v kosmonautice, automobilovém a leteckém průmyslu, v medicíně a dalších průmyslových odvětvích.

Samotný titan se obecně může vyskytovat ve dvou modifikacích dle uspořádání krystalické mřížky - jako hexagonální α -fáze nebo jako kubická β -fáze. Mezi α -stabilizátory patří například Al, O, N, C, mezi β -stabilizátory V, Mo, Nb atd.

Titanové slitiny Ti6Al4V (Grade5) a Ti6Al4V ELI (Grade 23) se díky své vysoké korozi-vzdornosti a výborné biokompatibilitě hojně využívají na výrobu kloubních náhrad a jiných chirurgických implantátů. Z mikroskopického hlediska se nacházejí v obou prostorových konfiguracích - α i β fázi, přičemž Al jako legant zajišťuje pevnost a urychluje tuhnutí, V naopak zvyšuje tažnost. Ti6Al4V ELI má oproti klasické Grade 5 lehce snížený obsah kyslíku, dusíku, uhlíku a železa. Označení ELI je zkratka pro "Extra Low Interstitial". Jinými slovy, tato slitina má snížený počet intersticiálních prostor, což přispívá ke zlepšení celkové tažnosti a lomové houževnatosti. [17] [26]

7.3.2 Fixační materiál

Materiálové vlastnosti fixačního média jsou v normě [13] popsány pouze intervalem hodnot modulu pružnosti E_{fix} . Jednou skupinou výpočtů proto bude porovnání vlivu této konstanty na výsledný napěťový stav na povrchu dříku. Pro zjednodušení výpočtů jsem se rozhodl použít pro obě hodnoty E_{fix} pouze jedno Poissonovo číslo ν_{fix} . V dostupné literatuře jsem našel vhodné intervalové rozmezí ν_{fix} pro akrylový (PMMA) kostní cement:

$\nu_{fix} \in (0, 37 \div 0, 43)$ [35]. Předpokládám, že vliv této konstanty na výsledný napěťový stav bude minimální. Pokud se předpoklad potvrdí, budu pro všechny následné výpočty používat pouze střední intervalovou hodnotu Poissonova čísla $\nu_{fix} = 0, 4$.

7.4 Seznam a cíle hlavních předpokládaných výpočtů

1. MKP výpočet napěťového stavu dříku při statickém a kvazistatickém zatížení

(a) Statické zatížení dle normy [13]

- Posoudit vliv použitých elementů
- Posoudit vliv modulu pružnosti E_{fix} a Poissonova čísla ν_{fix} fixačního materiálu na výsledný napěťový stav
- Určit místa největšího namáhání

(b) Kvazistatické zatížení při chůzi a běhu

- Posoudit vliv modulu pružnosti E_{fix} na výsledný napěťový stav
- Vhodně aproximovat průběh cyklického zatížení
- Identifikovat možný vliv časové variace výslednice a jejích složek
- Určit místa největšího namáhání

2. Únavová analýza s využitím výsledků z MKP výpočtů

(a) Analýza životnosti dříku dle normy [13] a při zatížení silou \mathbf{F} při chůzi a běhu

- Stanovit životnost, bezpečnost
- Porovnat použité algoritmy

3. Optimalizace tvaru krčku

(a) Statické zatížení silou F_D a reakční silou při běhu

- Posoudit změnu tuhosti

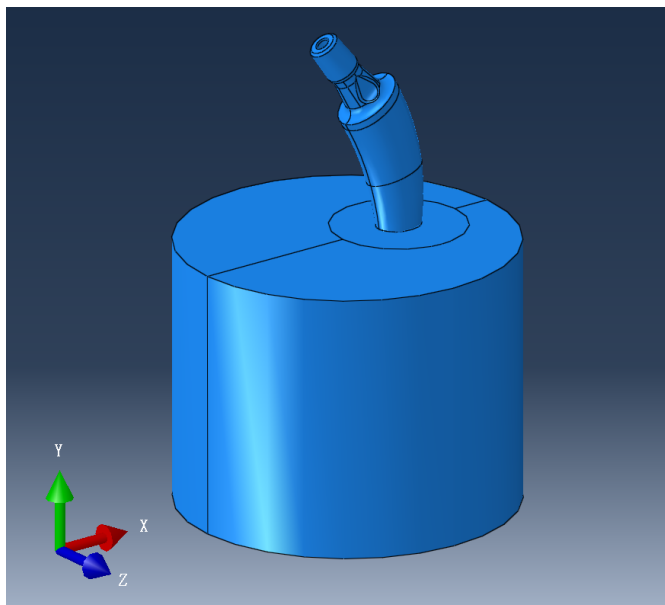
(b) Kvazistatické zatížení při běhu

8 MKP výpočet - statické, kvazistatické zatěžování

8.1 Úvod

V této části diplomové práce se zabývám napěťově deformační analýzou krátkého dříku totální náhrady kyčelního kloubu při **statickém** a **kvazistatickém** zatížení. Vstupními daty pro mne byl model krátkého dříku, norma **ISO 7206-4:2010** předepisující požadavky na realizaci únavové zkoušky a časový průběh reakční síly vzniklé v kyčelním kloubu při chůzi a běhu.

Hlavním cílem této kapitoly je porovnat vliv materiálových vlastností fixačního materiálu na výsledné rozložení napětí na povrchu testovaného dříku, lokalizovat místa největšího namáhání a vybrat výsledky z konkrétních výpočtů, které poslouží jako vstup do analýzy únavové životnosti.



Obrázek 27: Sestava dříku a fixačního materiálu v prostředí programu Abaqus

Pro srozumitelnost prezentovaných výsledků předem upozorňuji, že napěťové hodnoty budou uváděny dle teorie **H.M.H** jako σ_{red} . Takto redukované napětí má v programu Abaqus označení S_{Mises} a pro úplnost uvádím i jeho výpočetní vztah ([1] - kapitola 4.2.1):

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

\mathbf{S} je deviatorová část tenzoru napětí, kterou lze vyjádřit jako součet tenzoru napětí a hydrostatické napjatosti:

$$\mathbf{S} = \boldsymbol{\sigma} + p\mathbf{I} \quad (3)$$

kde $\boldsymbol{\sigma}$ je tenzor napětí, \mathbf{I} je jednotková matice a p je tlak definovaný jako:

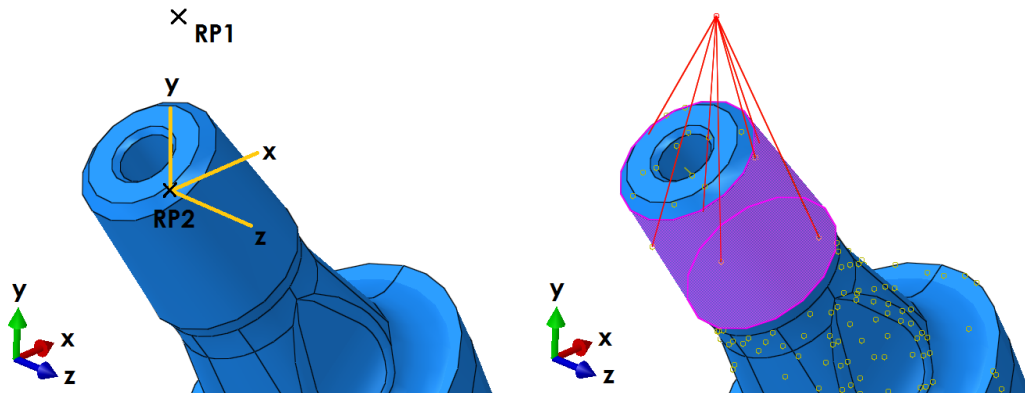
$$p = -\frac{1}{3}\sigma_{ii} \quad (4)$$

8.2 Tvorba výpočetního modelu a okrajové podmínky

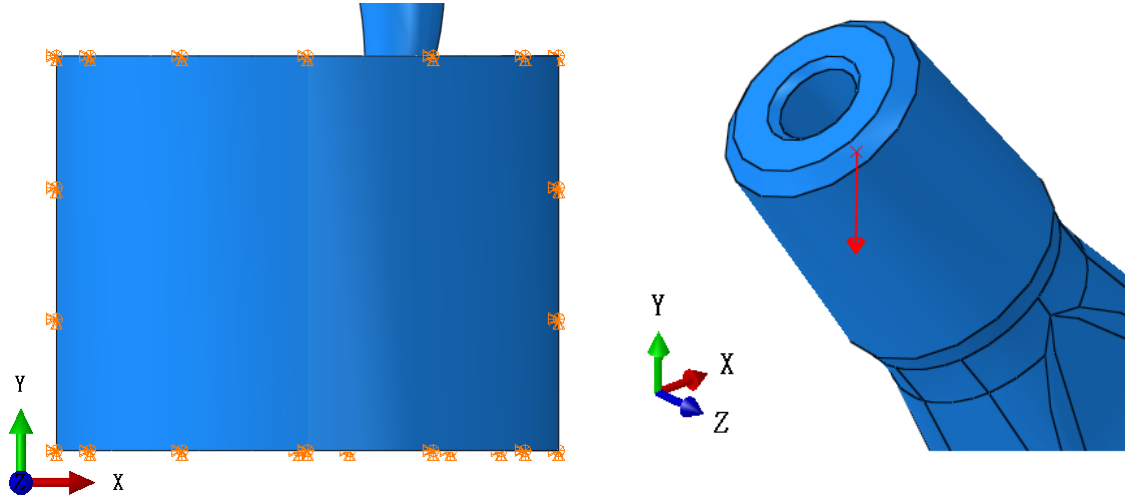
Sestavu z obrázku č.26 jsem importoval do programu Abaqus (viz obr. č.27) jako **3-D deformable model**. Mezi dříkem a formou jsem vytvořil *constraint* typu **tie** - za *master surface* jsem zvolil povrch distální části dříku, za *slave surface* povrch dutiny válce (fixačního materiálu).

Na modelu jsem zavedl dva referenční body jako místa působitě síly F_D (viz obr. č.28 vlevo). Oba leží na společné přímce kolmé k hladině zalití, přičemž první bod odpovídá místu, které předepisuje norma [13], druhý středu hlavičky. V druhém referenčním bodě jsem vytvořil lokální souřadnicový systém pro zavedení reakčních složek síly \mathbf{F} se shodnou osovou orientací jako má systém globální (viz obr. č.28 vlevo). Reakční síla a její složky jsou v této práci brány jako síly **akční**. Označení "*reakční*" používám pouze za účelem zachování významu jejich původu.

U každého bodu jsem nastavil *constraint* typu **coupling** se styčnou plochou mezi dříkem a hlavicí (viz obr. č.28 vpravo).



Obrázek 28: Lokální souřadný systém, referenční body a constraint typu coupling

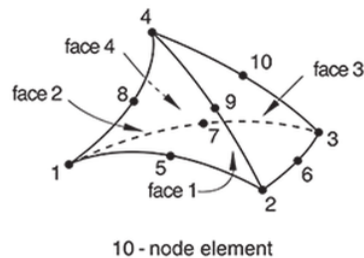


Obrázek 29: Kinematické a silové okrajové podmínky

Pro plášť válce (fixačního materiálu) a jeho dolní podstavu jsem zavedl kinematické okrajové podmínky - všechny posuvy $u_i = 0$ (viz obr. č.29).

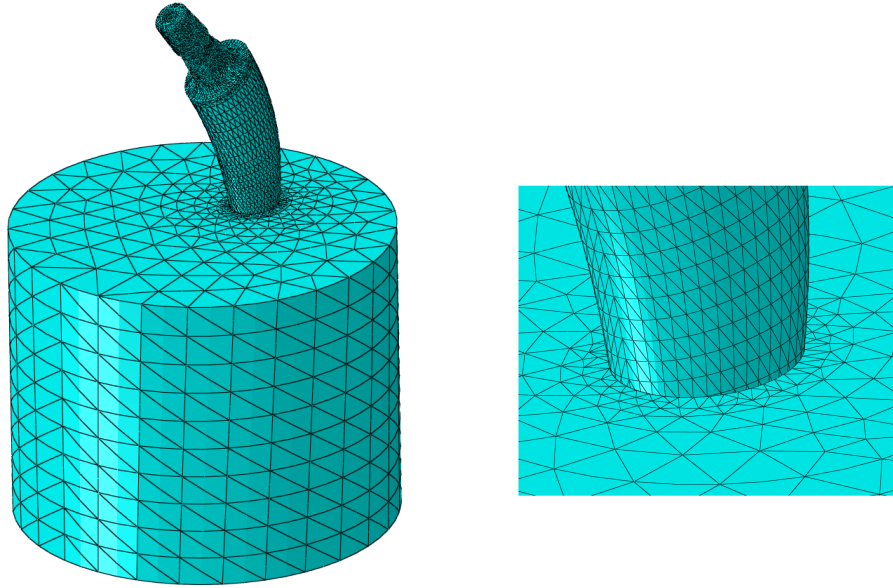
8.3 Výpočetní síť a volba elementů

Takto definovaná výpočetní úloha (**3-D stress**) má v programu Abaqus předepsanou rodinu elementů **C3D**. Z této rodiny jsem vybral prvky kvadratické **C3D10** (viz obr. č.30), které zároveň nabízejí rozšíření na elementy s tzv. *Improved surface stress visualization*. Značí se **C3D10I** a jsou charakteristické tím, že jejich integrační body jsou totožné s uzly kvadratického elementu.

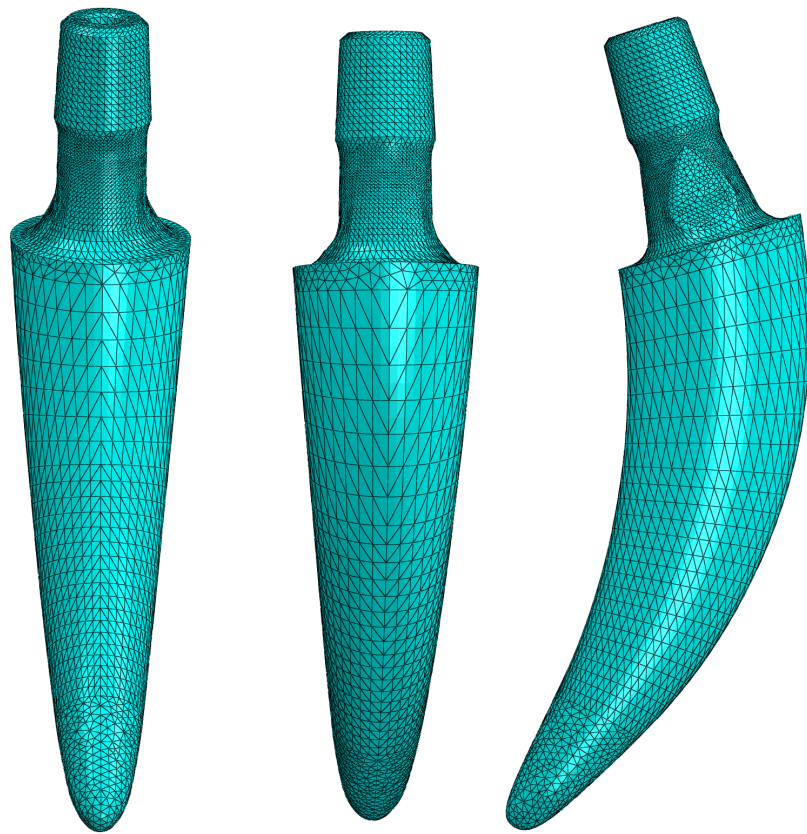


Obrázek 30: Element C3D10 (převzato z [1] - kapitola 28.1.4)

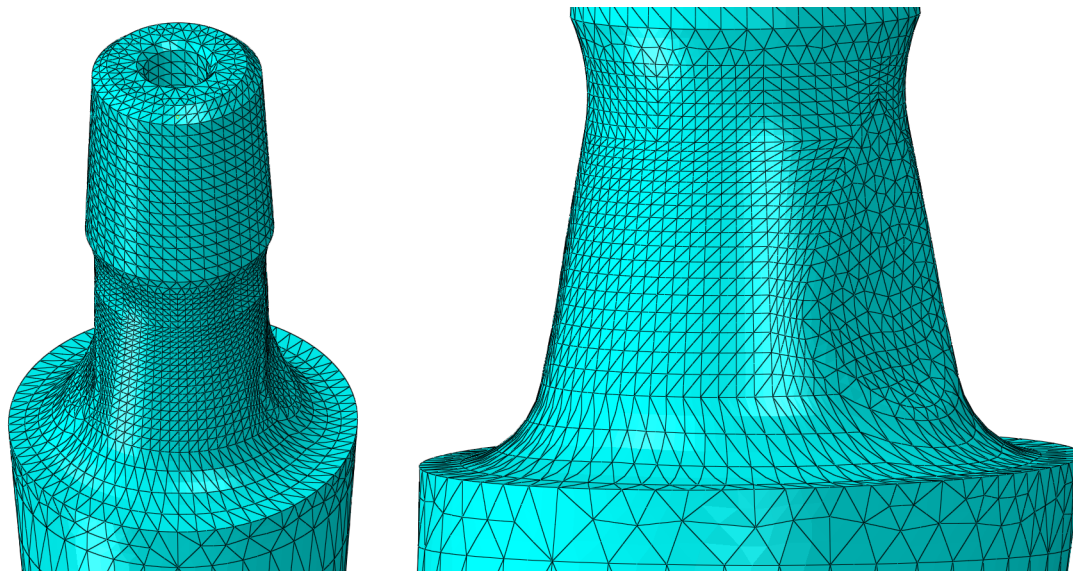
Výsledná síť dřívku a celé sestavy (včetně detailních pohledů) je vidět na obrázcích č.31, 32, 33.



Obrázek 31: Síť celé sestavy, detail na místo hladiny zalití



Obrázek 32: Síť krátkého dřívku



Obrázek 33: Síť krátkého dříku, detail na oblast krčku

Tabulka 10: Počet uzlů a elementů sítě

Počet	Dřík	Válec	Sestava
Uzlů	108 865	32 717	141 582
Elementů	74 866	21 875	96 741

8.4 Statické zatížení

8.4.1 Inkrementace

Pro všechny výpočty statických úloh jsem nastavil inkrementaci jednoho stepu na jeden časový inkrement. Počáteční i maximální hodnotu inkrementu jsem zvolil rovnu **1**.

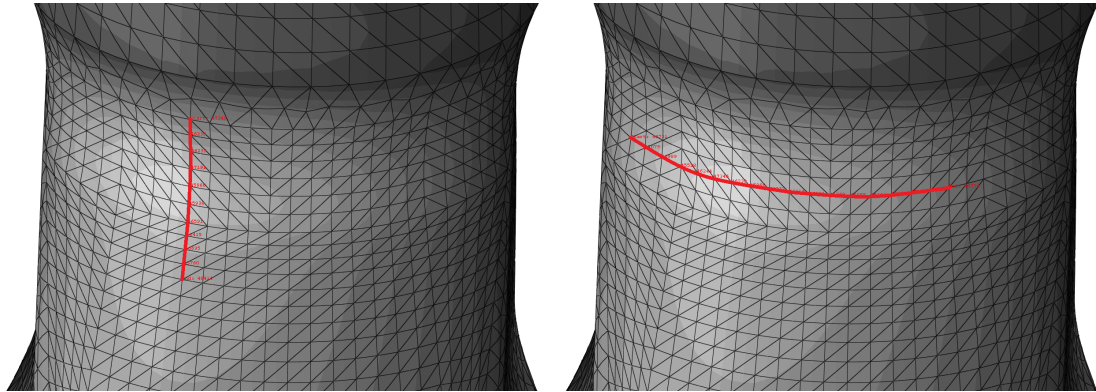
8.4.2 Úvodní výpočty

Pro získání představ o možných výsledcích a ověření některých předpokladů, jsem provedl několik úvodních výpočtů v rámci statického zatížení. Porovnal jsem výsledky ze dvou různých působišť síly F_D a jak jsem předpokládal, výsledné rozložení i velikost napětí byly v obou případech stejné. Zároveň se potvrdilo, že k největšímu namáhání dochází na mediální straně dřívku v oblasti hladiny zalití.

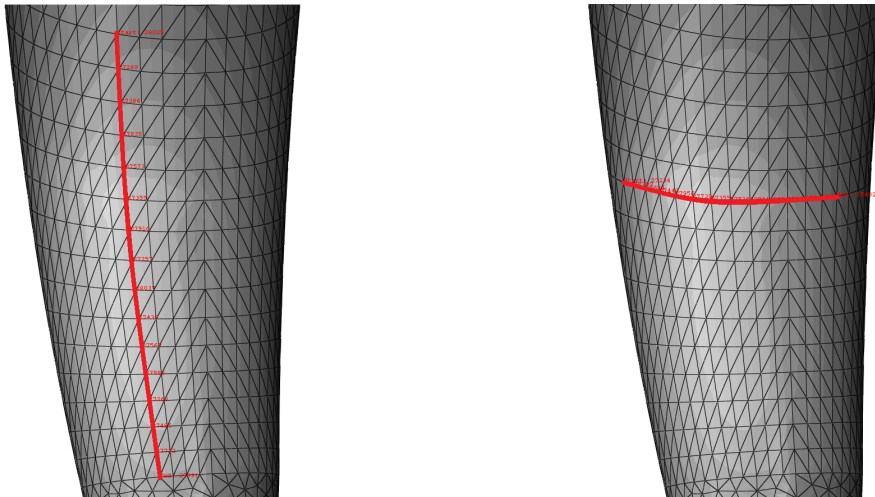
Výpočty pro posouzení vlivu Poissonova čísla fixačního materiálu ($\nu_{fix} = 0,37$ a $\nu_{fix} = 0,43$) ukázaly, že tato konstanta nemá v podstatě žádný vliv na výsledné rozložení napětí na povrchu dřívku a hodnoty maximálních napětí (v MPa) se vůči sobě liší až na druhém desetinném místě. Tyto nuance jsem považoval za zanedbatelné a pro další výpočty jsem počítal s hodnotou $\nu_{fix} = 0,4$.

Výsledky ze zmíněných výpočetních úloh sloužily především ke snížení počtu kombinací v nastavení dalších výpočtů (posouzení vlivu použitých elementů a volby fixačního materiálu), a proto je v této práci dále blíže nepopisuji.

Abych mohl porovnat výsledky z dalších dvou hlavních výpočtů, vytvořil jsem vertikální a horizontální cesty po uzlových bodech v oblastech největšího namáhání (na mediální straně krčku a distální části dřívku). Příklady jsou uvedeny na obrázcích č.34 a 35.



Obrázek 34: Příklady zvolených cest v oblasti krčku, mediální strana

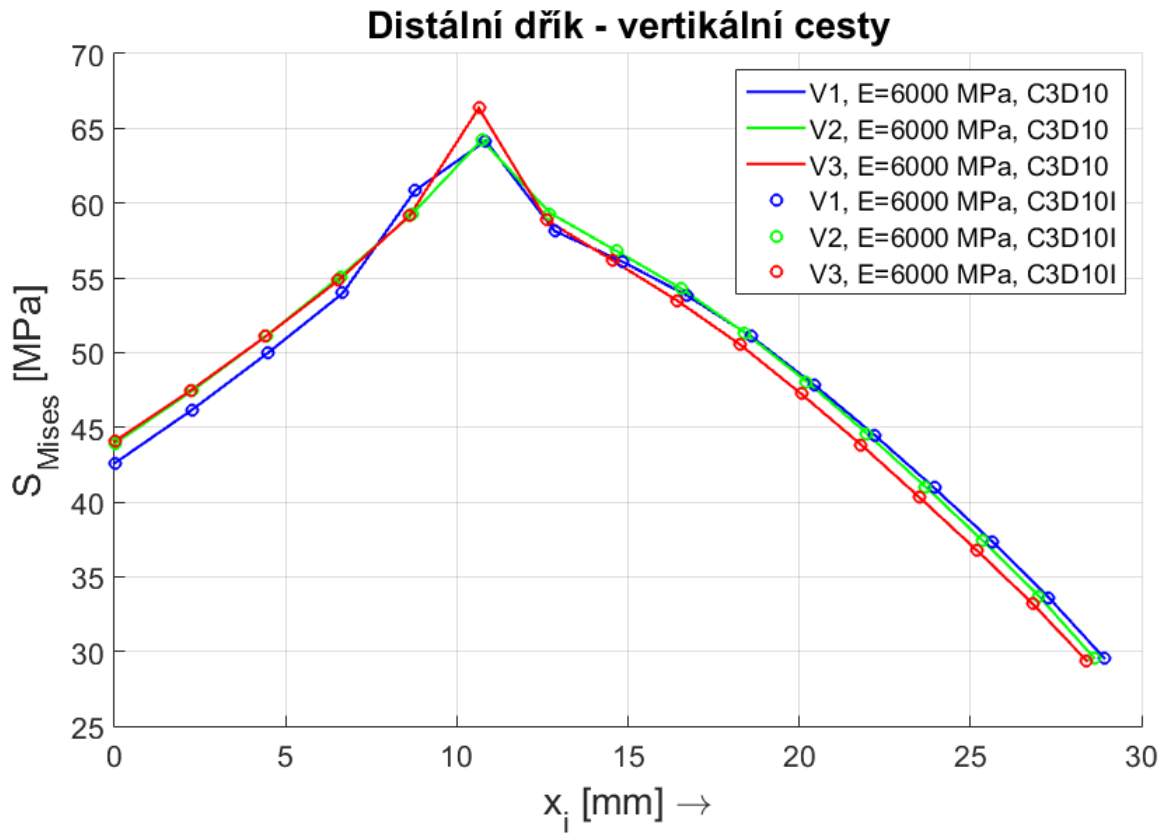


Obrázek 35: Příklady zvolených cest v distální oblasti dříku, mediální strana

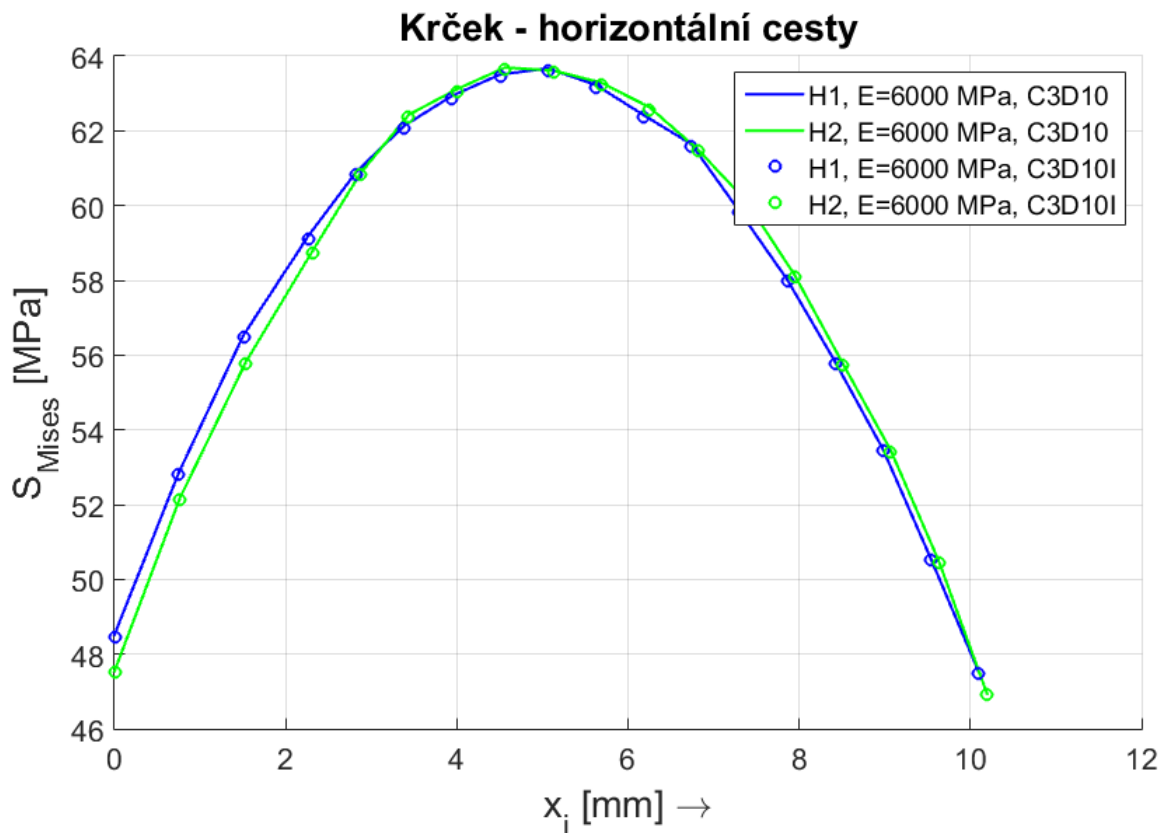
8.4.3 Výsledky ze statického zatížení

Porovnání elementů

Z každého uzlu vytvořených cest jsem vyexportoval hodnoty redukovaného napětí S_{Mises} a porovnal výsledky pro dva různé typy použitých elementů - **C3D10** a **C3D10I**.



Obrázek 36: Porovnání C3D10 a C3D10I - distální dřík



Obrázek 37: Porovnání C3D10 a C3D10I - krček

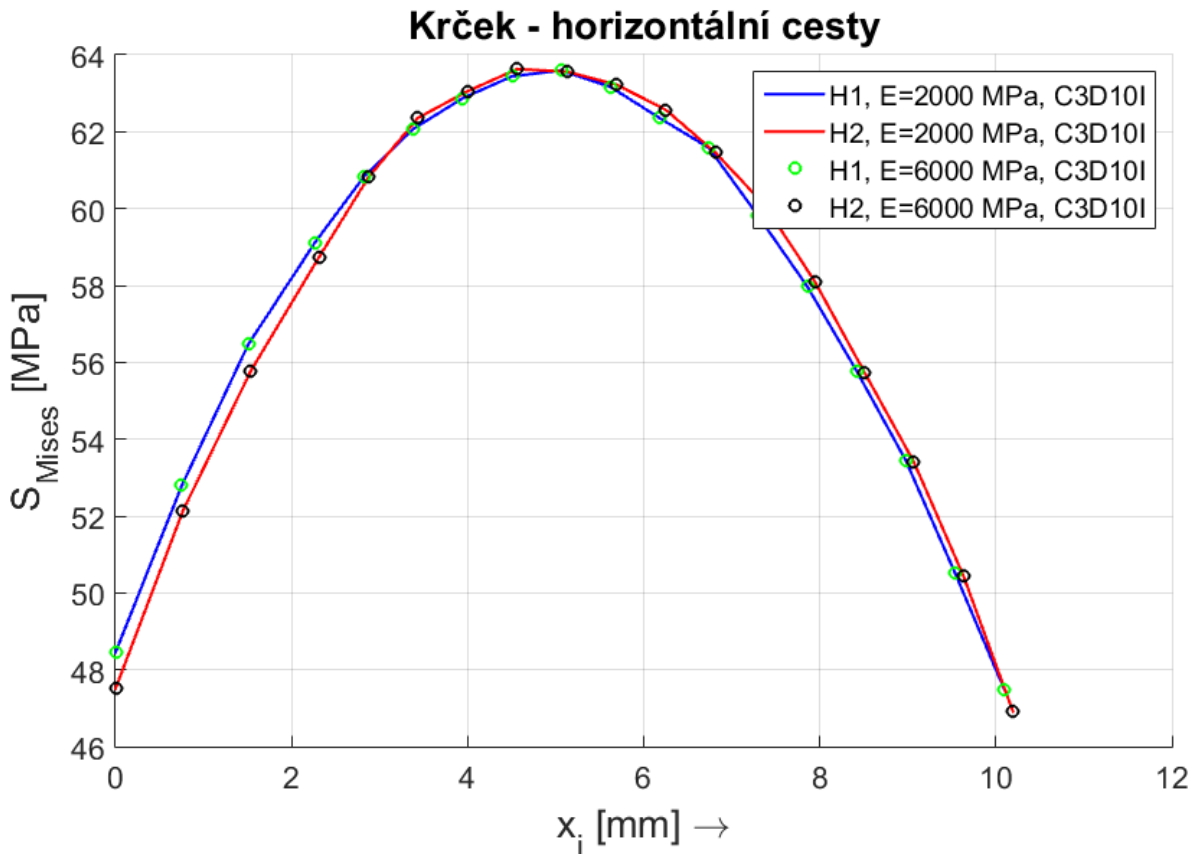
Na grafech č.36 a 37 můžeme vidět průběhy redukovaného napětí v závislosti na vzdálenosti od prvního uzlu zvolené cesty. Vidíme, že napěťové hodnoty jsou téměř totožné.

C3D10 prvky mají své integrační body uprostřed elementu. To znamená, že výsledné napěťové hodnoty v povrchových uzlech jsou výsledkem jednoduché extrapolace hodnot z integračních bodů. U elementů typu **C3D10I** probíhá numerická integrace přímo v uzlových bodech celé sítě a tedy i na hranici řešené oblasti ([1] - kapitola 28.1.4).

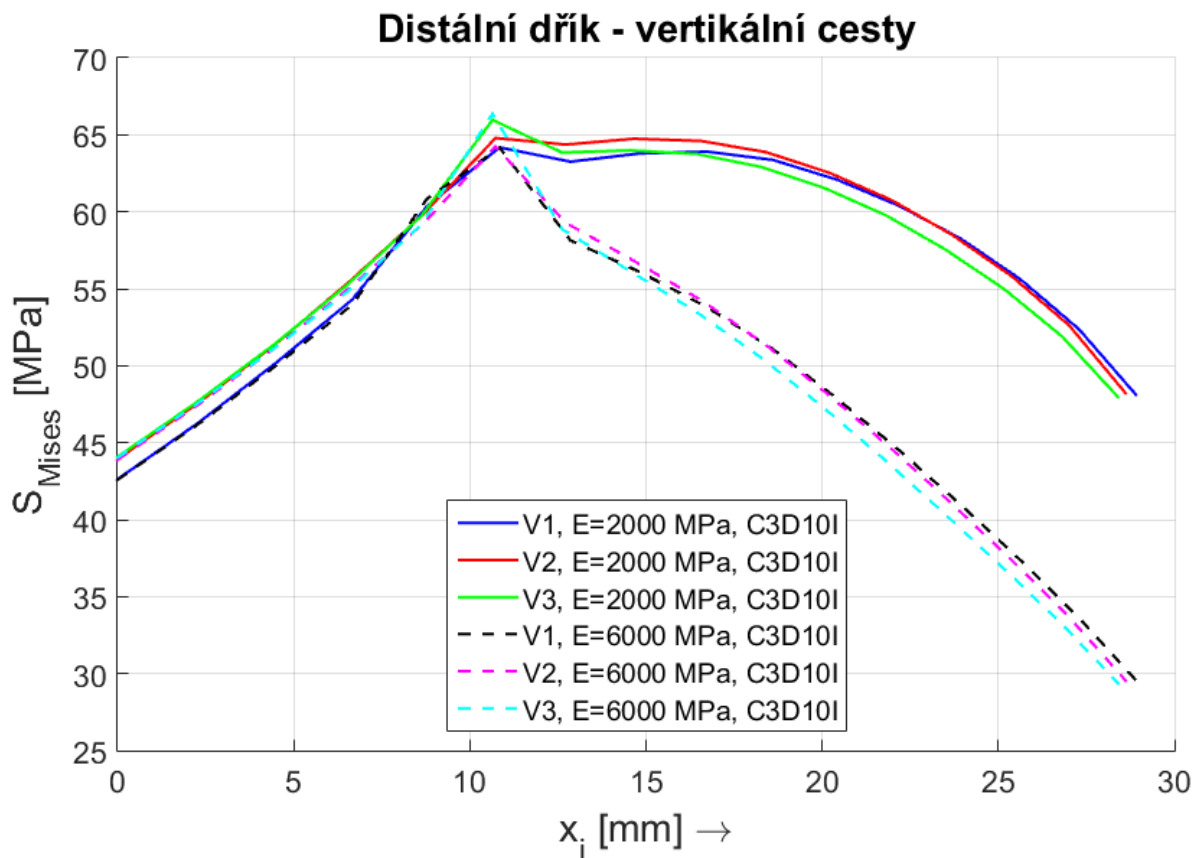
Vzhledem k tomu, že k maximálnímu ohybovému napětí dochází na povrchu dřívku, rozhodl jsem se pro výpočty kvazistatického zatížení a únavové analýzy použít prvky **C3D10I** a počítat rozložení napětí pouze na povrchu celého modelu.

Porovnání vlivu fixačního materiálu

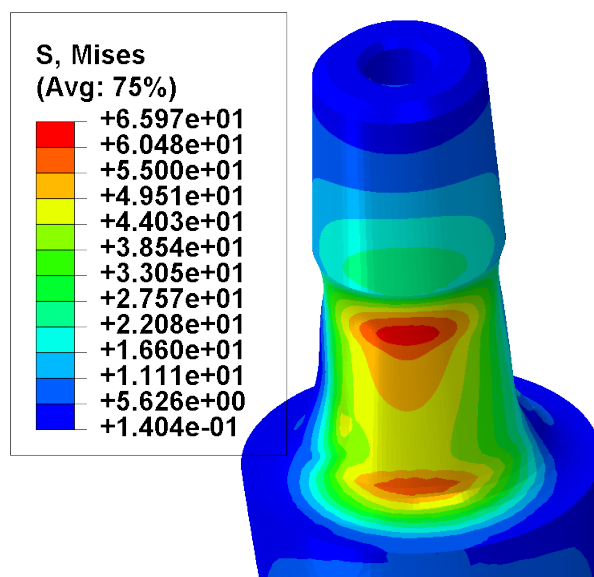
Kvůli širokému intervalu velikosti modulu pružnosti fixačního materiálu E_{fix} jsem provedl poslední statický výpočet zohledňující materiálovou volbu: $E_{fix} = 2\,000\text{ MPa}$, $E_{fix} = 6\,000\text{ MPa}$. Pro porovnání výsledků jsem opět exportoval hodnoty S_{Mises} z uzlů vytvořených cest. Ty ukazují, že napěťový stav se v oblasti krčku nemění (viz obr. č.38), zatímco v distální části dřívku dochází k výrazným rozdílům v rozložení napětí (viz obr. č.41). Z grafu č.39 je zřejmé, že při použití tužšího fixačního materiálu má napětí po dosažení svého maxima tendenci strměji klesat. V obou případech však maximum dosahuje téměř identických hodnot. Tužší materiál evidentně napomáhá k větší koncentraci napětí v oblasti zalití, a proto v případě $E_{fix} = 2\,000\text{ MPa}$ můžeme pozorovat větší oblast největšího namáhání na tlakové i tahové straně dřívku (viz obr. č.41 a 42). Maximum ohybového napětí se při uvažování tužšího fixačního materiálu nachází v úrovni hladiny zalití, u poddajnějšího naopak pod hladinou.



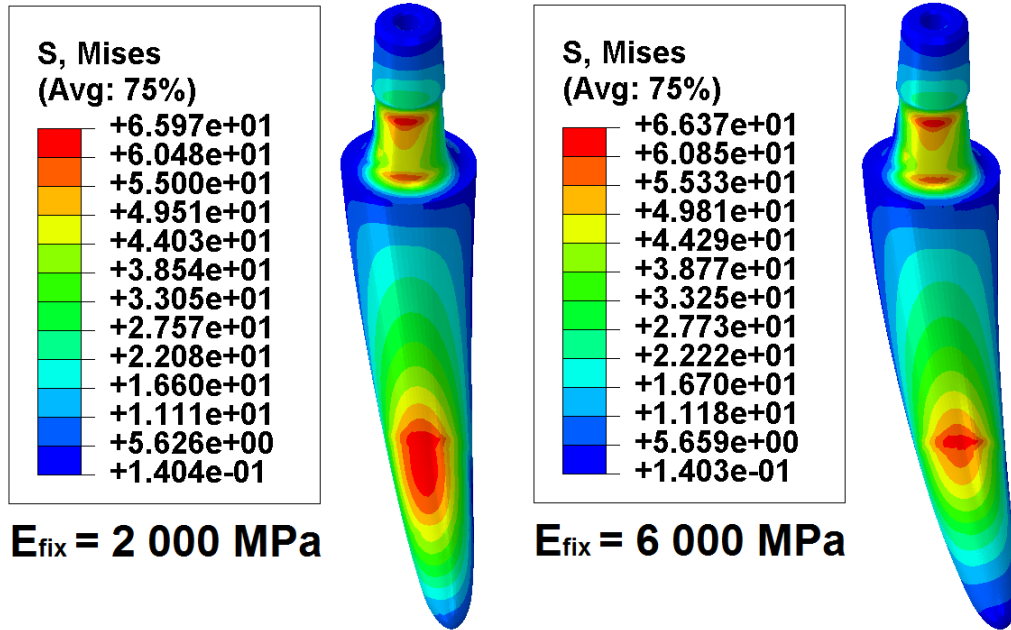
Obrázek 38: Porovnání rozdílných hodnot E_{fix} - krček



Obrázek 39: Porovnání rozdílných hodnot E_{fix} - distální dřík

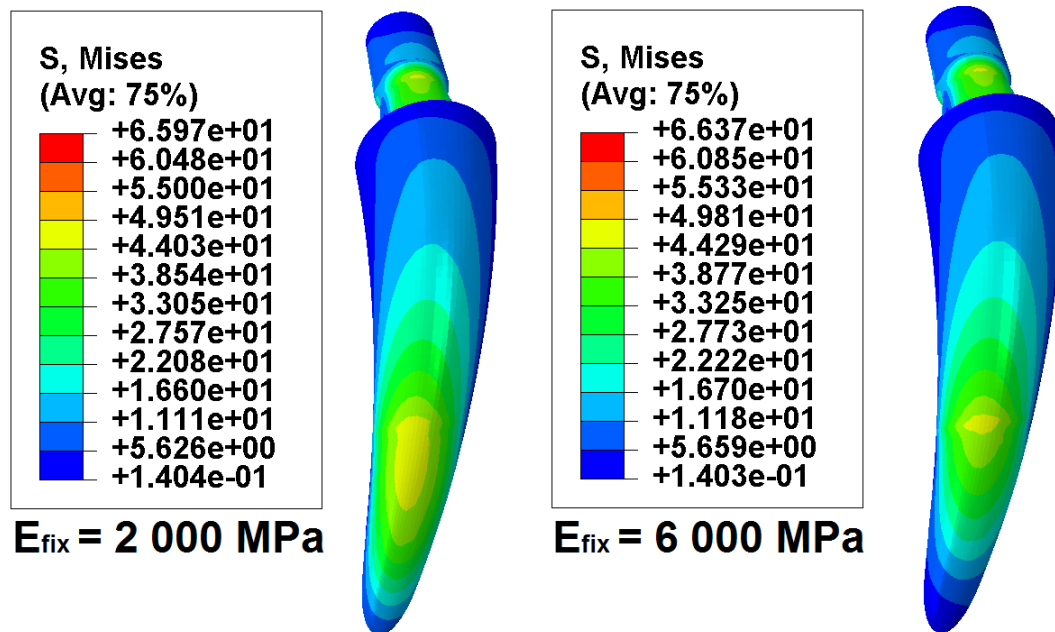


Obrázek 40: Distribuce redukovaného napětí na povrchu krčku, mediální strana



Obrázek 41: Distribuce redukovaného napětí na mediální straně dřívku

Podobný charakter a rozdíl v rozložení napětí můžeme pozorovat i na laterální straně dřívku.



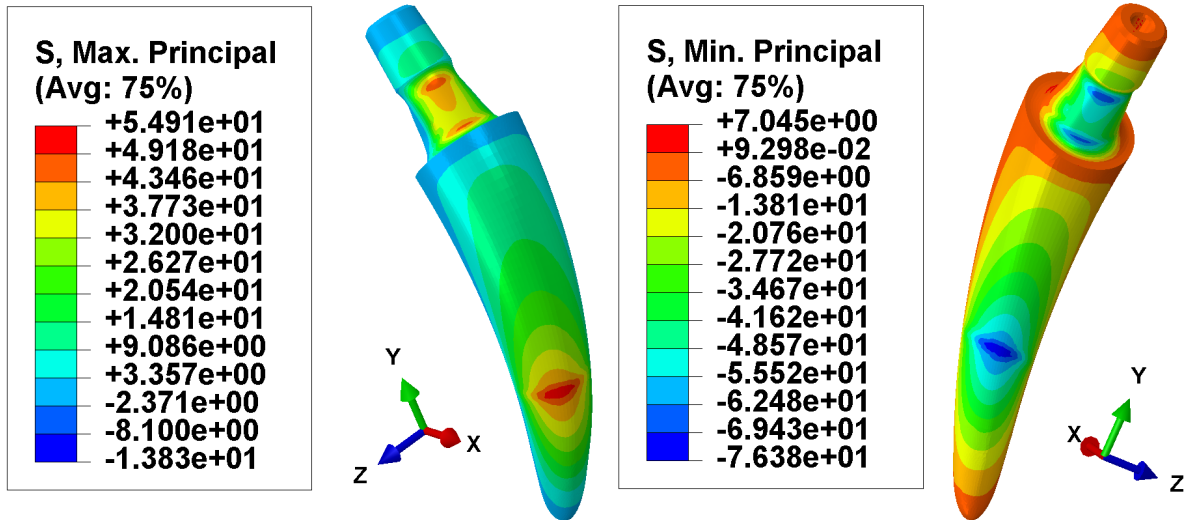
Obrázek 42: Distribuce redukovaného napětí na laterální straně dřívku

Hodnoty maximálních napětí S_{Mises} jsou uvedeny v tabulce č.11.

Tabulka 11: Maximálního napětí při statickém zatížení

		E [MPa]	
		2000	6000
Charakteristika výpočtu	Časový inkrement	σ_{max} [MPa]	
Statika			
elementy C3D10	1	65,99	66,36
elementy C3D10I	1	65,97	66,37

Pro představu uvádím i distribuci hlavních napětí jako výsledek výpočtu, kde byl uvažován tužší fixační materiál a byly použity elementy C3D10I. Obrázek č.43 potvrzuje dominanci tahových napětí na straně laterální a tlakových na straně mediální.



Obrázek 43: Distribuce hlavních napětí, $E_{fx} = 6\,000\text{ MPa}$

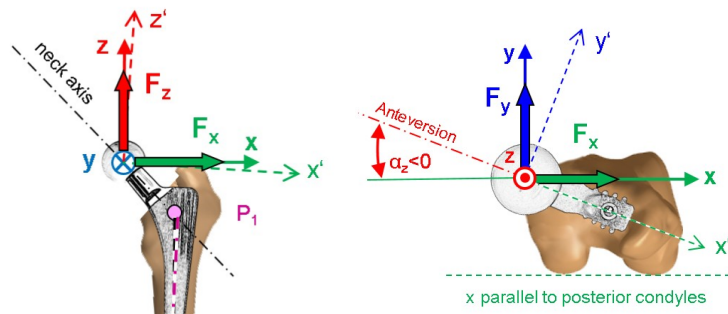
8.5 Kvazistatické zatížení - simulace pohybů

8.5.1 Úvod a rozbor pohybů

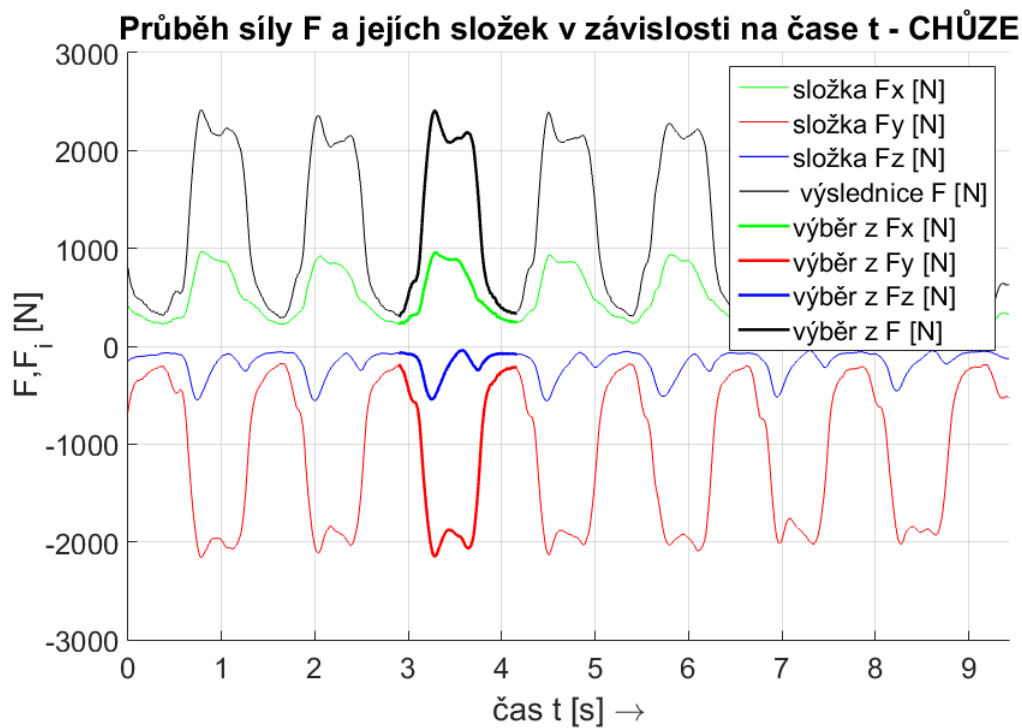
V rámci stejné výpočetní konfigurace, která byla popsána v úvodu této kapitoly, jsem provedl výpočty pro časově proměnlivé zatížení. Tyto úlohy nejsou nikterak normovány, ale výsledky mohou poskytnout určitou představu o chování implantátu při každodenních činnostech či náročnějších aktivitách. Pro výpočty jsem použil elementy **C3D10I**. Veškeré vazby, síť i kinematické okrajové podmínky jsem zachoval. Změna nastala pouze v aplikaci a definování silového zatížení.

Společnost **Orthoload** se zabývá měřením silových účinků na různé typy implantátů a v databázi na svých webových stránkách [3] prezentuje a poskytuje výsledky z několika měření. Z velké škály naměřených hodnot jsem vybral data získaná při chůzi (s označením *H8L_260712_1_57*) a běhu (rychlost zhruba 7 km/h, s označením *H8L_281013_2_57*). Oba pacienti, u nichž byly průběhy silového zatížení zaznamenány, byli muži. První pacient (měřený při chůzi) vážil 82,2 kg, druhý (měřený při běhu) 87,4 kg. Váhu obou mužů lze považovat za průměrnou.

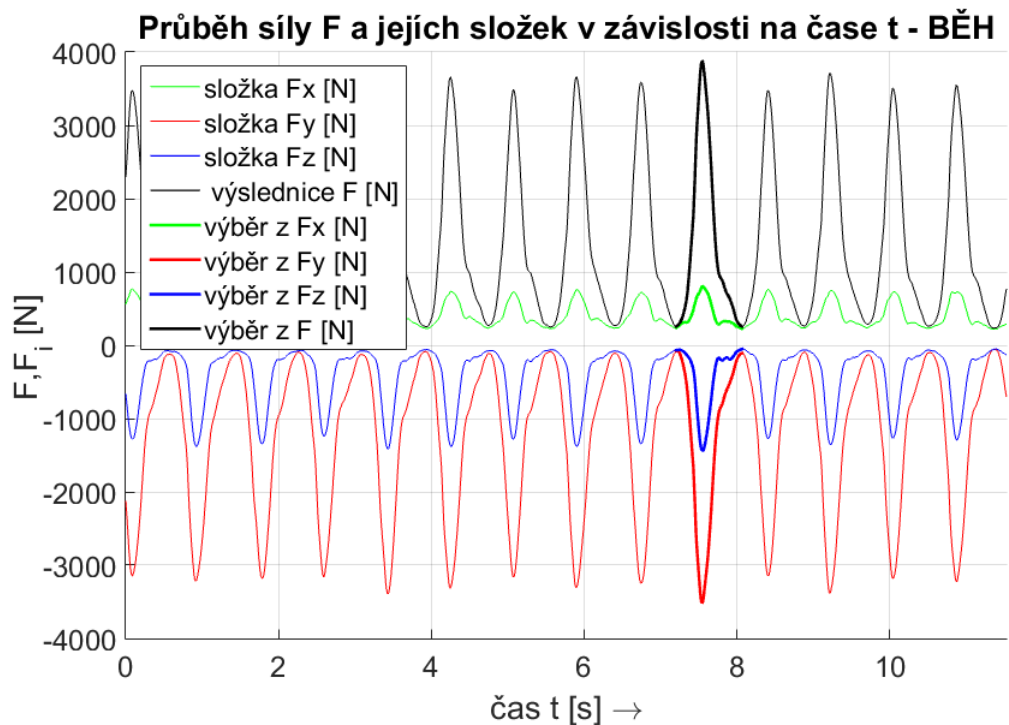
Na obrázku č.44 je tučně vyznačen globální souřadný systém pravé hlavičky kyčelního kloubu dle značení společnosti Orthoload [3]. Vzhledem k tomu, že se jedná o ukázkou souřadného systému pravého femuru a konfigurace z obrázku č.27 (str. 48) odpovídá pozici levého femuru, osy x mají stejné značení, ale opačnou orientaci. Naproti tomu osy y a z mají orientace stejné, ale v porovnání s obrázkem č.28 (str. 49) značení opačné. Průběhy jednotlivých reakčních složek F_i , které odpovídají orientaci mnou zvoleného souřadného systému, jsou zobrazeny na grafech č.45 a 46.



Obrázek 44: Souřadný systém hlavičky kyčelního kloubu dle společnosti Orthoload [3]



Obrázek 45: Chůze - průběh výslednice F a jejích složek v závislosti na čase t



Obrázek 46: Běh - průběh výslednice F a jejích složek v závislosti na čase t

Průběh reakční síly F je u chůze o něco složitější než u běhu. Při chůzi dosahuje reakční síla dvou velikostně přibližně stejných lokálních maxim a pokud se podíváme na graf č.45, vidíme, že v průběhu každé periody je první maximum pokaždé o něco větší než to druhé. Tento poznatek nemusí vždy platit, neboť naměřená data jsou vztažena na jednoho konkrétního člověka a jeho vlastní fyziologii. U běhu dominuje v průběhu času první maximum a to druhé spíše vytváří odklon od sestupné "lineární" části.

Na grafech č.45 a 46 jsou zároveň tučně vyznačeny mnou zvolené periody pro MKP výpočty kvazistatického zatížení. Začátek celého cyklu odpovídá pozici, kdy je levá končetina mírně pokrčena a začíná její ventrální pohyb - anteflexe. První maximum nastane při kontaktu pata - podlaha, druhé při kontaktu špička chodidla - podlaha.

Cílem prezentovaných výpočtů je stanovit místa největšího namáhání dřívku v průběhu cyklického zatěžování, posoudit vliv variace výslednice F a porovnat výsledky pro různou volbu fixačního materiálu.

8.5.2 Inkrementace

Pro ověření celkového průběhu napětí jsem rozdělil délku jednoho stepu na **100** inkrementů. Vzhledem k tomu, že jednu periodu tvořilo průměrně 80 (u běhu) a 115 (u chůze) naměřených bodů, zdál se mi tento počet v rámci výpočetního času adekvátní. Velikost počátečního i maximálního inkrementu jsem nastavil na hodnotu **0.01**.

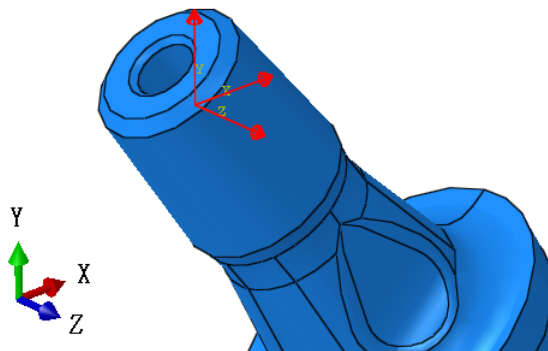
8.5.3 Nastavení výpočtů

Perioda cyklického zatěžování byla vybrána tak, aby zahrnovala maximum výslednice \mathbf{F} a aby průběh zatěžování začínal i končil ve dvou lokálních minimech jedné periody. Takto zvolená perioda umožňuje předpokládat výskyt maximálního ohybového napětí v oblastech lokálních maxim zvoleného intervalu.

Výslednice všech tří složek v průběhu zatěžování variuje jak co do velikosti, tak i svým natočením vůči globálnímu souřadnému systému. Není tedy zcela jednoznačné, zda maximální ohybové napětí nastane při dosažení maxima výslednice \mathbf{F} nebo při jejím konkrétním natočení.

Samotný MKP výpočet byl oproti statické zkoušce doplněn o zadání průběhů amplitud. Program Abaqus nabízí několik možností, ze kterých jsem vybral dvě, dle mého názoru nejvhodnější - pomocí koeficientů Fourierovy řady a zadáním jednotlivých aproximačních bodů. V prvním případě jsem charakteristickou periodu aproximoval Fourierovou řadou osmého řádu, v tom druhém jsem vytvořil po částech lineární model (PČLM) zahrnující přesnou polohu lokálních i globálních maxim a minim.

Pro nastavení historie zatěžování jsem amplitudy normoval tak, aby jejich maximální hodnota odpovídala 1 (respektive -1 v případě záporných složek F_i). Za silové okrajové podmínky jsem dosadil maximální velikost každé složky F_i v absolutní hodnotě. Jednotlivé síly pak byly v průběhu výpočtu přeškálovány v každém výpočetním inkrementu pomocí průběhu zadaných amplitud (viz tabulka č.12).



Obrázek 47: Zavedení složek reakční síly \mathbf{F}

U takto simulovaného zatěžování jsem nepředpokládal řešení dynamické úlohy a tedy i možný vliv setrvačných účinků, respektive reálné rychlosti zatěžování. Skrytou dynamiku však můžeme nalézt v hodnotě naměřených složek výslednice \mathbf{F} v průběhu jedné periody. Naše úloha předpokládá statické, respektive kvazistatické řešení, kde čas nehraje fyzikální roli. Z tohoto hlediska jsem se rozhodl dobu jedné periody upravit tak, aby začínala v 0 a končila v 1. Deformace dříku, stejně jako rychlosti deformace jsou malé a nelze předpokládat zásadní vliv setrvačných účinků způsobených hmotou implantátu.

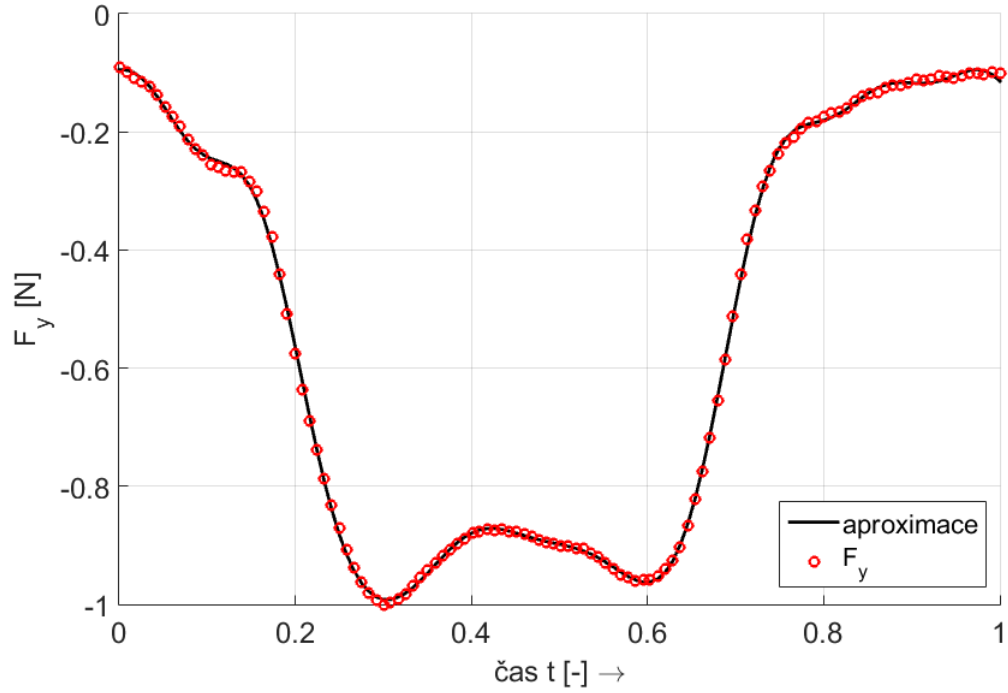
Vzhledem k tomu, že tento typ úlohy byl časově výrazně náročnější, uznal jsem za vhodné zkrátit výpočetní čas zápisem výsledků pouze z povrchu zatěžovaného dříku.

Výsledné grafy popisující příklady aproximace průběhu jednotlivých složek můžeme vidět na obrázcích č.48, 49, 50 a 51.

Tabulka 12: Maximální velikost složek F_i

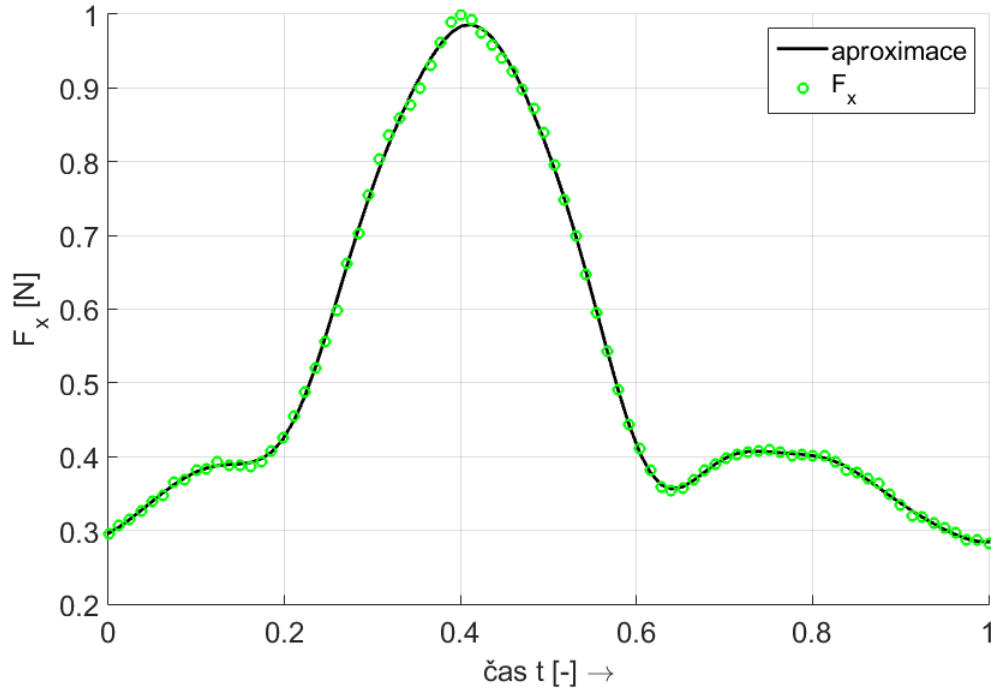
Chůze		Běh	
F_i	Max $ F_i $ [N]	F_i	Max $ F_i $ [N]
F_x	958	F_x	805
F_y	2150	F_y	3515
F_z	542	F_z	1440

CHŮZE - aproximovaný průběh složky F_y Fourierovou řadou (scale)

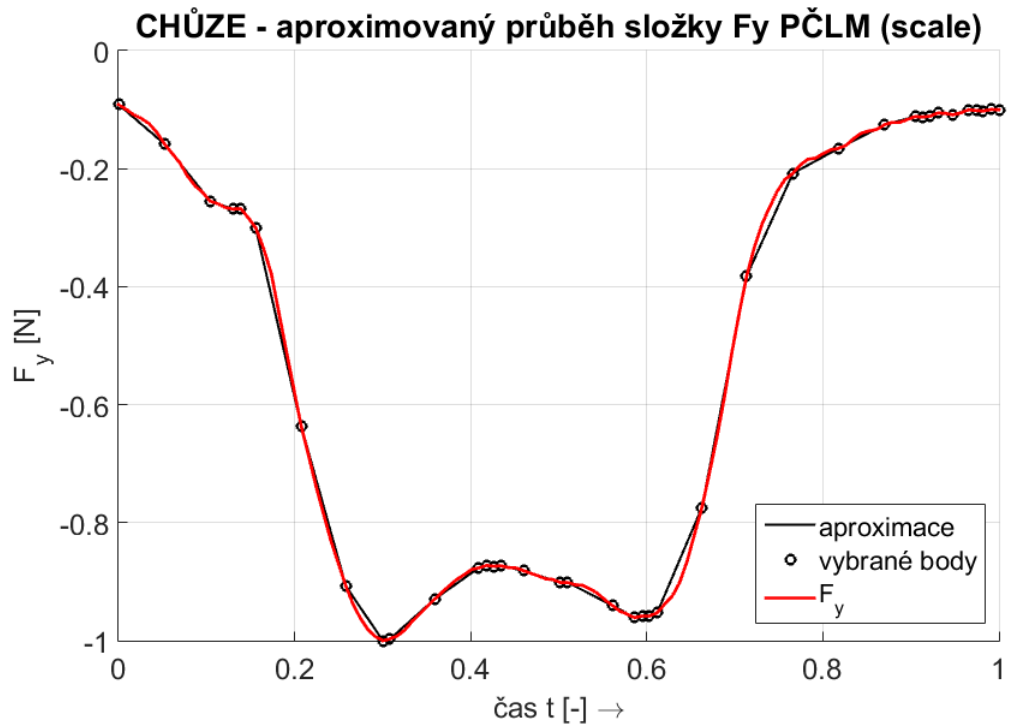


Obrázek 48: Chůze - aproximace Fourierovou řadou

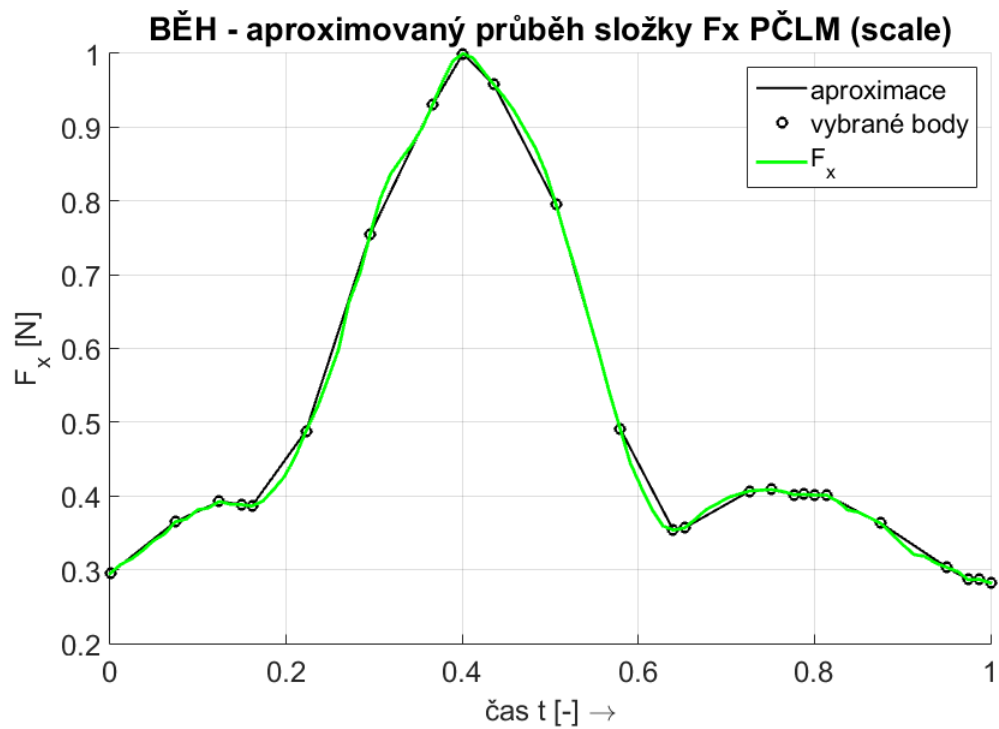
BĚH - aproximovaný průběh složky F_x Fourierovou řadou (scale)



Obrázek 49: Běh - aproximace Fourierovou řadou



Obrázek 50: Chůze - aproximace po částech lineárním modelem



Obrázek 51: Běh - aproximace po částech lineárním modelem

8.5.4 Výsledky z kvazistatického zatížení

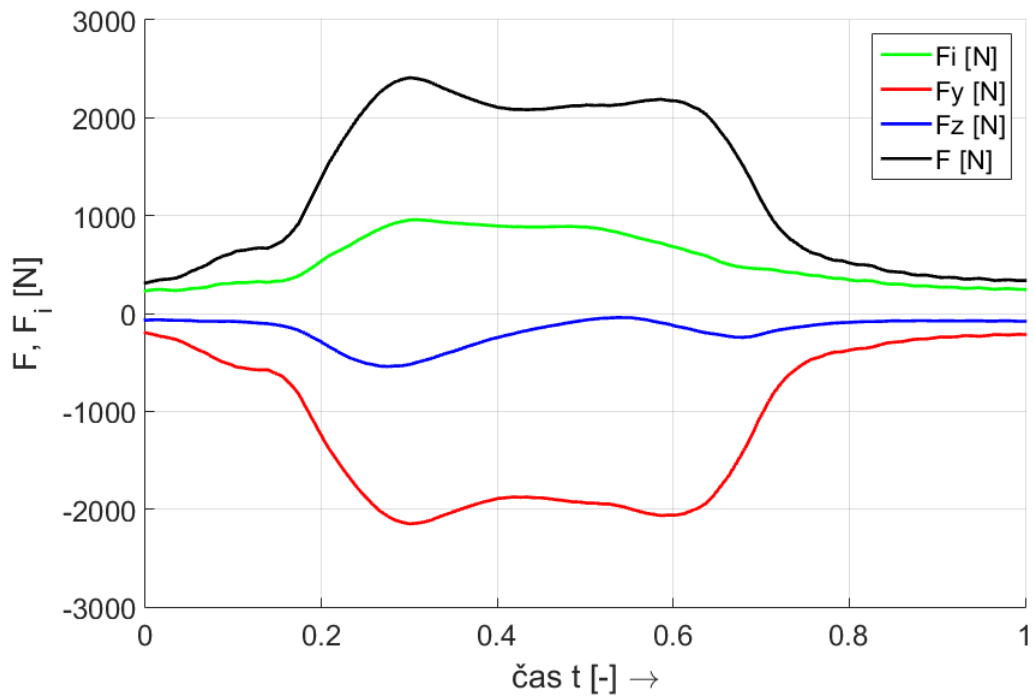
V rámci simulace časově proměnlivého zatížení dříku vzniklém při chůzi a běhu jsem provedl celkem osm výpočtů. Snažil jsem se zohlednit celkové chování implantátu, lokalizovat místa jeho největšího namáhání, porovnat vliv fixačního materiálu a ověřit výsledky ze dvou různých aproximací časové historie zatěžování. U každého uvažovaného pohybu jsem při výpočtech porovnal kombinaci obou hodnot E_{fix} a oba způsoby zadání průběhu amplitud.

Výsledky nepotvrdily, že by v průběhu zatěžování výslednice \mathbf{F} variovala natolik, že by způsobila vyšší ohybové napětí než v těsném okolí její maximální hodnoty. Pokud se podíváme na průběh jednotlivých (nepřeškálovaných) složek F_i v závislosti na uvažovaném čase t (od 0 do 1) (obr. č.52, 53), maximum síly \mathbf{F} nastává při chůzi zhruba v čase 0,3, u běhu kolem hodnoty 0,39. Z výsledných napěťových stavů jsem lokalizoval inkrement, ve kterém došlo k největšímu namáhání - při chůzi v hodnotě 0,28 a při běhu v hodnotě 0,4. Vliv prostorové variace síly \mathbf{F} na velikost maximálního zatížení jsem na základě tohoto porovnání zanedbal.

Pokud se opět podíváme na grafy č.52 a 53, je zjevné, že na začátku a na konci jednoho cyklu velikostně dominuje složka F_x . Uprostřed intervalu se tyto poměry mění a složka F_x dosahuje ve zbylém průběhu podstatně nižších hodnot. To mělo za následek jednak mírnou laterální deformaci dříku na začátku i konci jednoho cyklu, dominantní dorzální, někdy až mediálně-dorzální pohyb ve zbylém průběhu zatěžování, ale také změnu polohy maxima ohybového napětí.

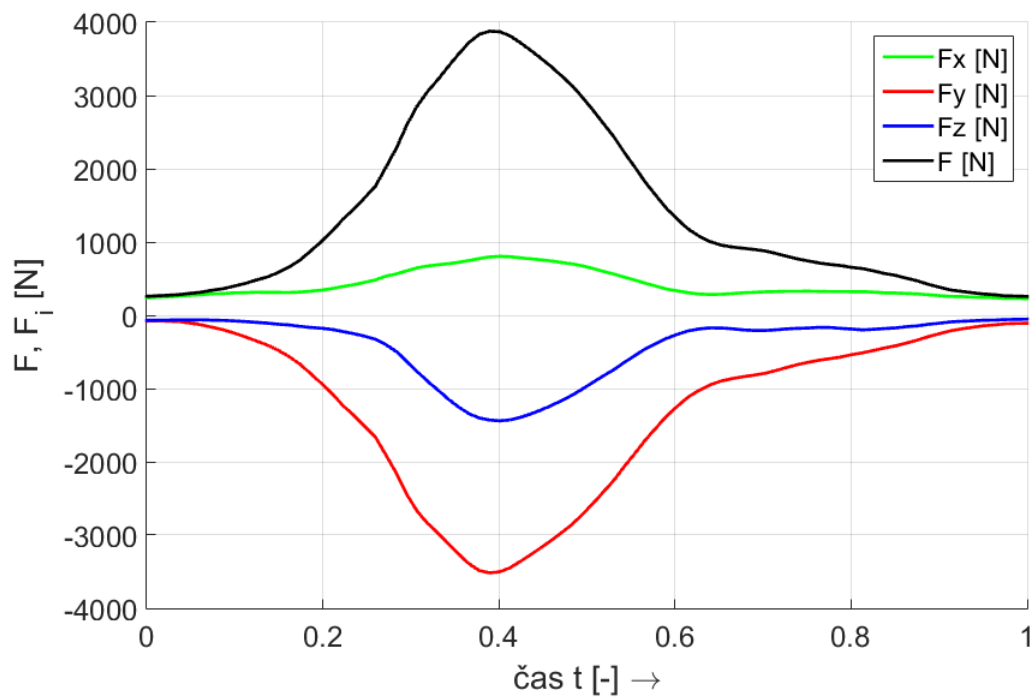
Výsledky opět potvrdily vliv fixačního materiálu na výsledné rozložení napětí na povrchu distální části dříku, který jsme pozorovali i u statického zatížení. Distribuce redukovaného napětí v oblasti krčku byla u obou materiálů (stejně jako při statickém zatížení) téměř identická. Rozdíl oproti staticce nastal v přesunu lokality maximálního napětí. Díky odlišnému natočení síly \mathbf{F} byl dřík při maximálním zatížení namáhán ve všech případech na dorzální straně. Tužší fixace implantátu opět napomohla ke koncentraci maximálního ohybového napětí v úrovni hladiny zalití.

CHŮZE - průběh zvolené periody v závislosti na čase t - "od 0 do 1"



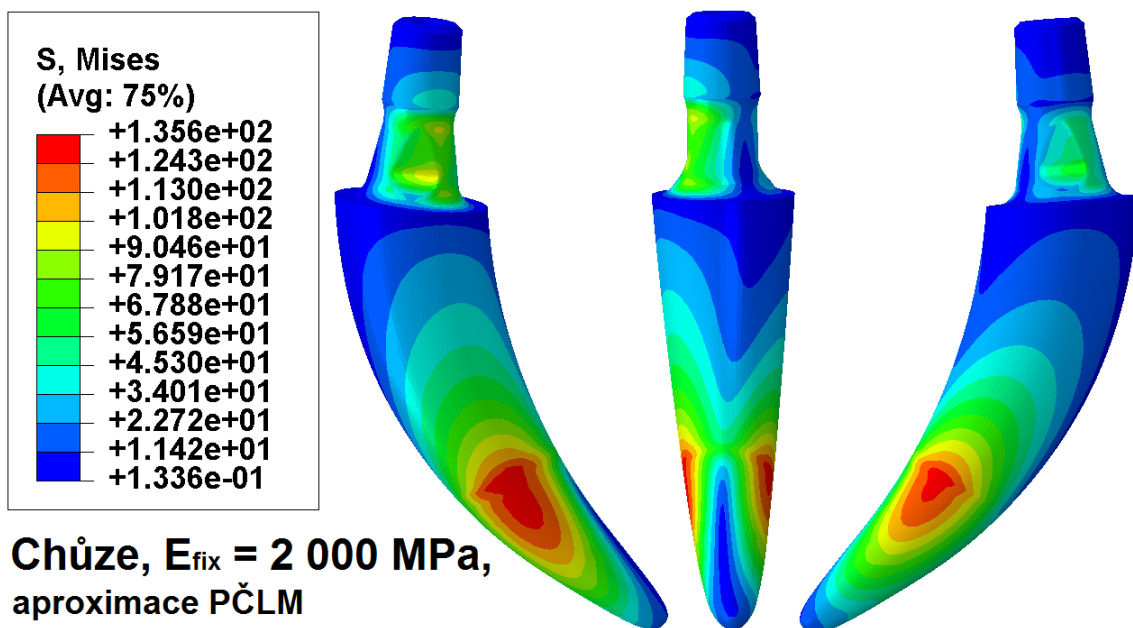
Obrázek 52: Chůze - průběh zvolené periody

BĚH - průběh zvolené periody v závislosti na čase t - "od 0 do 1"

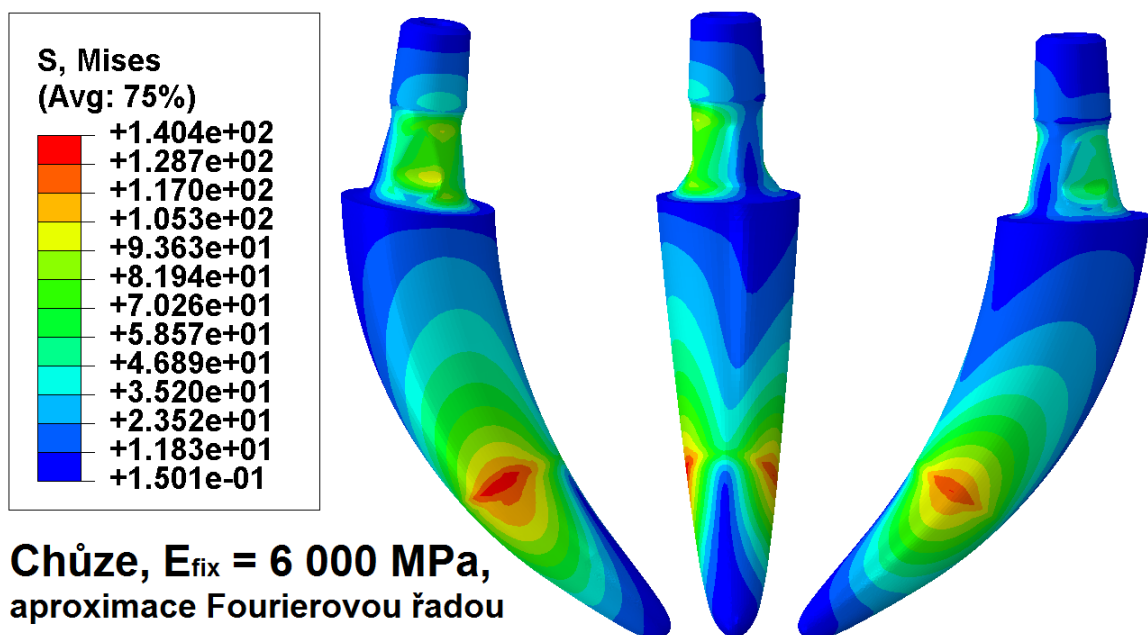


Obrázek 53: Běh - průběh zvolené periody

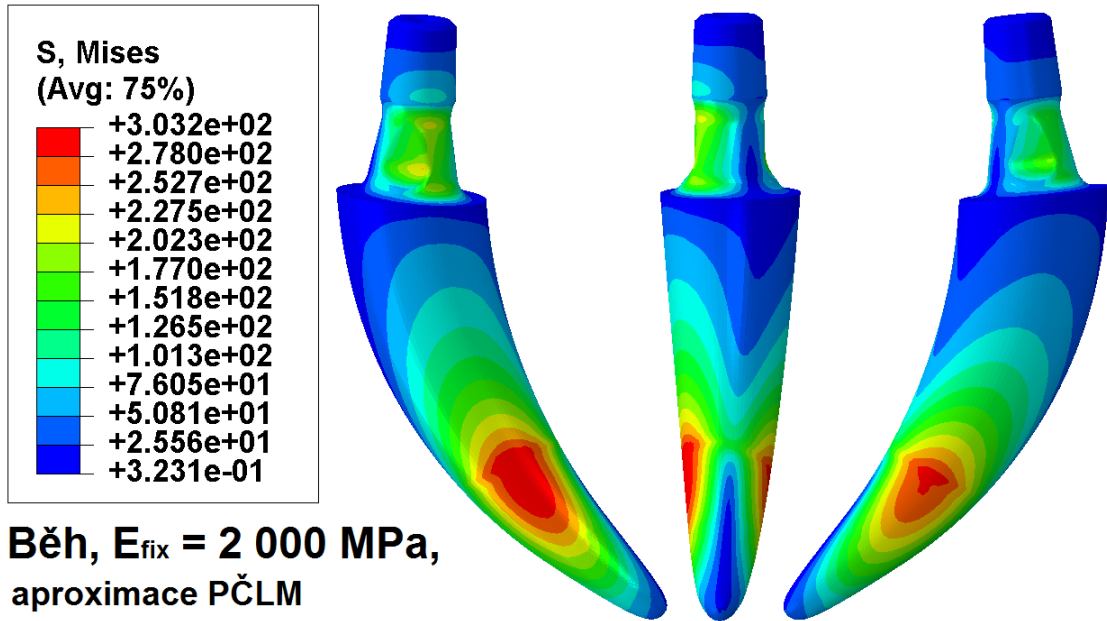
Příklady výsledků z inkrementů, ve kterých došlo k největšímu namáhání dřívku jsou uvedeny na obrázcích č.54, 55, 56, 57. Vlevo je vždy pohled na stranu dorzální, uprostřed na mediální a vpravo na stranu ventrální.



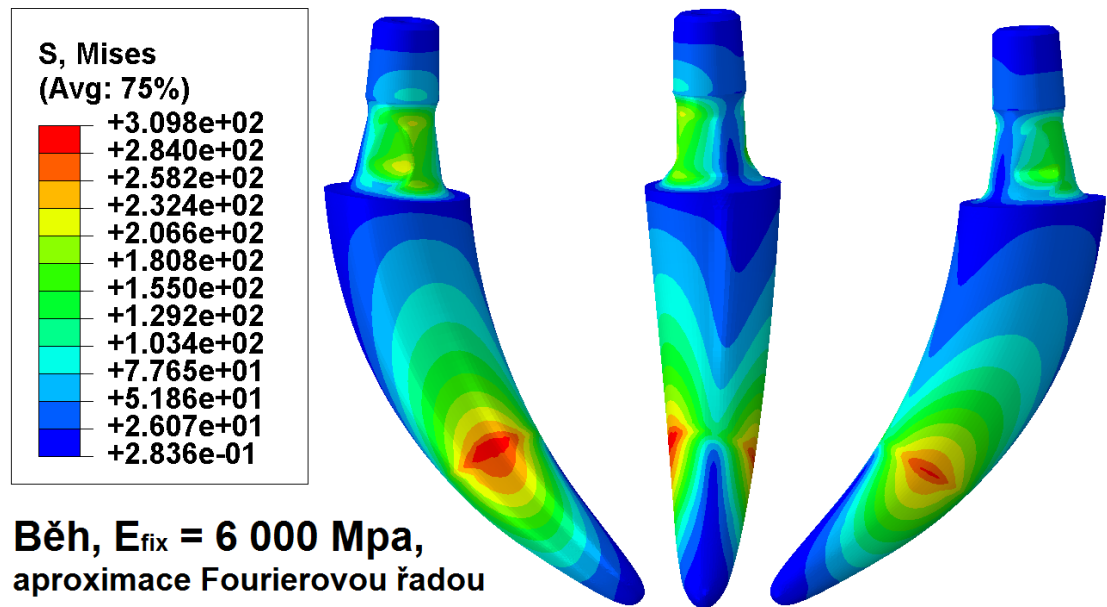
Obrázek 54: Chůze - výsledky z inkrementu 0,28, $E_{fix} = 2\ 000\ MPa$



Obrázek 55: Chůze - výsledky z inkrementu 0,28, $E_{fix} = 6\ 000\ MPa$



Obrázek 56: Běh - výsledky z inkrementu 0,4, $E_{fix} = 2\ 000\ MPa$



Obrázek 57: Běh - výsledky z inkrementu 0,4, $E_{fix} = 6\ 000\ MPa$

Maximální hodnoty redukovaného napětí σ_{max} jsou pro každý výpočet uvedeny v tabulce č.13.

Tabulka 13: Maximálního napětí při kvazistatickém zatížení

		E [MPa]	
		2000	6000
Charakteristika výpočtu	Časový inkrement	σ_{max} [MPa]	
Simulace pohybů			
Chůze			
Aproximace Fourierovou řadou	0.28	137,9	140,4
Po částech lineární aproximace	0.28	135,6	138,1
Běh			
Aproximace Fourierovou řadou	0.40	303,9	309,8
Po částech lineární aproximace	0.40	303,2	309

Porovnání napěťových maxim ukazuje, že v případě Fourierovy aproximace dosahovalo napětí vždy nepatrně vyšších hodnot než u aproximace po částech lineárním modelem (PČLM). Při použití PČLM se obecně můžeme dopustit větších chyb v oblasti maxima škálovaného zatížení a to zejména ve chvíli, kdy díky zvolené inkrementaci program "netrefí" maximální hodnotu celého průběhu. Tato chyba je způsobená právě lineární interpolací mezi dvěma body jinak nelineárního průběhu. Příprava dat byla u Fourierovy aproximace podstatně rychlejší, a proto se mi i z tohoto hlediska jeví jako nejlepší řešení celé problematiky zadávání silových okrajových podmínek s časově proměnnými amplitudami.

Průběh napětí v jednom cyklu zatěžování

Nejzajímavější částí celé simulace pohybů bylo posouzení změny lokace maxima napětí v průběhu jednoho cyklu zatěžování. U obou variant fixačního materiálu se tato pozice měnila s jistou charakteristikou.

$E = 6000 \text{ MPa}$

Na začátku i konci jednoho cyklu se maximum napětí nacházelo na mediální straně dříku. Následoval přeskok do dorzolaterální oblasti a postupný přesun do střední části dorzální strany. Zde nastalo globální maximum. Průběh pokračoval navrácením do dorzolaterální oblasti a zpětným přeskokem na mediální stranu. U chůze byl tento cyklus lehce komplikovanější, neboť po dosažení celkového maxima byl po několika inkrementech nejvíce zatěžován samotný krček. Následoval návrat do dorzální oblasti a zbytek průběhu měl stejný trend jako u běhu. Až na chvilkovou dominanci ohybového napětí v oblasti krčku se jinak maximum vždy vyskytovalo v úrovni hladiny zalití.

$E = 2000 \text{ MPa}$

U poddajnějšího materiálu se oba průběhy lokace maxima napětí lišily oproti tužší fixaci výraznějším počátečním i konečným ventromediálním posunem. Při chůzi byl opět v jisté části cyklu nejvíce zatěžován krček na mediální straně. Globální maximum se u obou simulovaných pohybů nacházelo v distální části dříku pod hladinou zalití.

8.6 Závěr a hodnocení výsledků

Tabulka č.14 shrnuje výsledky ze statických i kvazistatických výpočtů.

Tabulka 14: Hodnoty maximálního napětí

		E [MPa]	
		2000	6000
Charakteristika výpočtu	Časový inkrement	σ_{max} [MPa]	
Statika			
elementy C3D10	1	65,99	66,36
elementy C3D10I	1	65,97	66,37
Simulace pohybů			
Chůze			
Aproximace Fourierovou řadou	0.28	137,9	140,4
Po částech lineární aproximace	0.28	135,6	138,1
Běh			
Aproximace Fourierovou řadou	0.40	303,9	309,8
Po částech lineární aproximace	0.40	303,2	309

V této kapitole jsem se zabýval MKP výpočty a simulací statického a kvazistatického zatížení krátkého dřívku totální náhrady kyčelního kloubu. Provedl jsem několik výpočtů na modelu dřívku zalitém ve fixačním materiálu dle normy [13]. Ukotvení implantátu odpovídá jeho pozici v levém femuru a simuluje situaci, ve které dochází k jeho největšímu možnému namáhání.

Výsledky ze statiky ukázaly, že zátěžná síla $F_D = 1\,200\, N$ vyvolává v distální části dřívku napětí zhruba $66\, MPa$. V porovnání s mechanickými vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V ELI, ze které má být implantát vyráběn, je tato hodnota hluboko pod smluvní mezí kluzu ($Rp_{0,2\%} = 790\, MPa$) a vzniklé deformace tak můžeme považovat za čistě elastické. Velikost síly F_D se dle autorů normy [13] může při realizaci únavové zkoušky zvýšit. Na základě nízké napěťové odezvy materiálu na zatížení silou $1\,200\, N$ bych se k této variantě přikláněl.

K většímu namáhání dřívku docházelo při kvazistatickém zatížení. U chůze dosahovalo maximum ohybového napětí zhruba dvakrát vyšších hodnot ($\sim 135 - 140 \text{ MPa}$), u běhu skoro pětkrát ($\sim 303 - 310 \text{ MPa}$). Tyto výsledky jsou opět nízko pod smluvní mezí kluzu použitého materiálu a deformační odezvu tedy můžeme považovat za čistě elastickou.

Výsledky ze všech úloh potvrdily vliv volby fixačního materiálu na výsledné rozložení napětí v místě největšího namáhání - distální části dřívku. Při zatížení silou F_D byla velikost maximálního napětí u obou materiálů téměř identická, u kvazistatického zatížení dosahovala vyšších hodnot u tužší fixace. Na rozložení a velikost napětí na povrchu krčku fixačního materiálu vliv v podstatě neměl. Z mého pohledu je pro realizaci únavové zkoušky vhodnější použít poddajnější materiál, neboť celá oblast největšího namáhání je oproti tužší fixaci větší a tudíž vzniká i rozsáhlejší lokalita pro možný vznik únavové trhliny. Z tohoto hlediska by pak celá zkouška byla i na straně vyšší bezpečnosti. Jednoznačnější závěr však vyplyne až z výsledků únavové analýzy.

9 Analýza únavové životnosti

9.1 Úvod

Zkoušky pevnosti a únavové životnosti jsou ve strojírenském průmyslu mnohdy nezbytnou podmínkou pro uvedení konkrétních výrobků na trh. Únava materiálu je proces vzniku nevratných změn ve vlastnostech a stavu materiálu vlivem působení časově proměnných dynamických zatížení. Za mezní stav únavy je považován stav, kdy dochází k poruše celkové funkční způsobilosti dané součásti. Pro únavové procesy je typické, že maximální hladina kmitavého napětí je mnohem nižší, než jaká je statická mez pevnosti použitého materiálu.

Dřívky totálních náhrad kyčelního kloubu jsou po implantaci vystaveny velmi nahodilému cyklickému zatěžování. Reakční síla vzniklá mezi kloubní hlavicí a kloubní jamkou časově variuje a její průběh i velikost jsou závislé na právě vykonávaném pohybu a na anatomii i fyziologii každého pacienta. Z tohoto důvodu se kyčelní dřívky musí při vývoji podrobovat normovaným únavovým zkouškám.

Únavové zkoušky jsou (vzhledem ke své povaze) finančně i časově náročné, a proto jakákoliv predikce jejich výsledků může poskytnout určitou představu o chování analyzované součásti. V dnešní době se výsledky z výpočtů, díky neustále se zdokonalujícím výpočetním technologiím, často blíží reálným výsledkům z únavových zkoušek. Konstruktor se tak může rozhodovat na základě simulací a nemusí s redesignem čekat na realizaci únavových zkoušek.

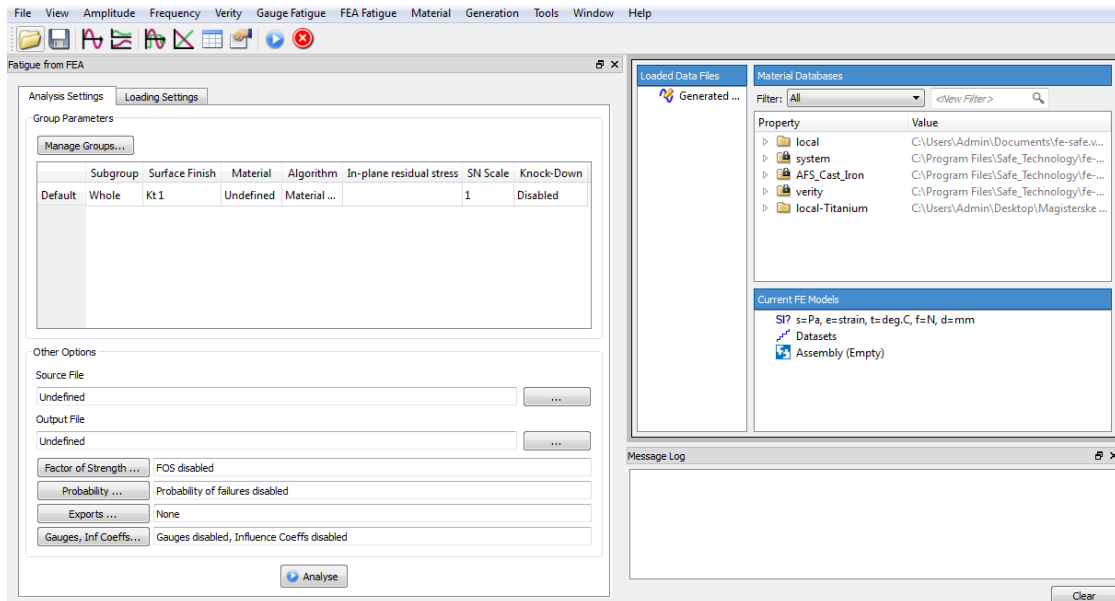
Hlavním úkolem této části diplomové práce je provést analýzu životnosti krátkého dřívku dle normy [13] pomocí programu *fe safe*. Pro přehlednost zopakují, že norma předepisuje zatížení dřívku silou $F_D = 1\,200\text{ N}$, minimální počet cyklů $N_D = 5\,000\,000$ a sinusový průběh zatěžování o frekvenci $1 - 30\text{ Hz}$. Pro zajištění permanentního kontaktu hlavice s kompresní částí zkušební stroje norma [13] dále předepisuje minimální hodnotu zátěžné síly $F_{min} = 200 - 300\text{ N}$.

V dalších výpočtech se zaměřím na posouzení životnosti implantátu při zatížení reakční silou \mathbf{F} , jejíž průběh i velikost byly naměřeny při chůzi a běhu. V kapitole o kvazistatickém

zatížení byly uvedeny výsledky z MKP výpočtů, které ukázaly, že nejhorší napěťový stav na povrchu dířku nastal při aproximaci časové historie zatěžování Fourierovou řadou (pro obě volby fixačního materiálu). Tyto výsledky mi poslouží jako vstup do druhé únavové analýzy.

9.2 Program fe safe

Autorem programu *fe safe* je firma *Safe Technology*, kterou před čtyřmi roky odkoupila společnost DASSALUT SYSTEMS. Software byl vyvinut v 90. letech minulého století za účelem realizace výpočtů únavových analýz se zaměřením na moderní multiaxiální únavové algoritmy.



Obrázek 58: Uživatelské prostředí programu fe safe

Program *fe safe* je určitou nadstavbou pro běžné MKP softwary typu Abaqus, ANSYS, Nastran a pod. Vstupem do analýzy únavové životnosti jsou výsledky z MKP výpočtů v podobně **napěťových** či **deformačních tenzorů** z jednotlivých elementů diskretizovaného modelu. Tyto tenzory jsou do programu importovány ze souboru s příponou *.odb*. Při importu jsou vybírány výsledky z konkrétních stepů a inkrementů a uživatel si může zvolit, zda se budou jednotlivé tenzory načítat z *integračních bodů*, *uzlů* nebo z *celého elementu*.

Pro samotnou analýzu je dále nutné definovat:

- materiál analyzované součásti
- povrchovou úpravu
- algoritmus výpočtu včetně volby korekce středního napětí
- historii zatěžování

Výstupem z jednotlivých výpočtů může být:

- kde a kdy nastala únavová trhlina
- zda se bude trhlina šířit
- pravděpodobnost přežití při zadané životnosti
- faktor FOS (Factor Of Safety)

Faktor *FOS* představuje součinitel bezpečnosti udávající poměr mezi vypočítanou a navrhovanou životností. Pokud je $FOS > 1$, vypočítaná životnost je vyšší než navrhovaná.

Výsledky analýz jsou v programu *fe safe* uváděny tabulkou nebo pomocí kontury zobrazující distribuci životnosti (popřípadě faktoru FOS) na povrchu analyzované součásti. Konturu je možné zobrazit v některém z MKP softwarů opětovným otevřením souboru s příponou *.odb*. [8]

9.2.1 Popis algoritmů pro řešení zadané problematiky

Program *fe safe* přistupuje k výpočtům únavové životnosti dvěma základními způsoby dle výstupů z MKP výpočtů. Konkrétně rozlišuje **elastické** a **elasto-plastické** výsledky a na jejich základě uživateli nabízí jiné volby výpočetních algoritmů.

Veškeré deformace dřívku, které nastaly v průběhu simulace statického i kvazistatického zatížení, měly charakter **elastický**. V manuálu programu *fe safe* [8] jsou uvedeny algoritmy výpočtů, které je možné na tuto skupinu MKP výsledků použít (viz obr. č.59). Jejich hlavní rozdělení plyne z teorií, ze kterých byly následně odvozeny (*jednoosá* a *rovinná* napjatost) a ze způsobu řízení únavových zkoušek (*napěťové - měkké* či *deformační - tvrdé* zatěžování). Všechny přístupy slouží k tzv. **multiaxiální analýze** únavové životnosti.

BIAXIAL STRAIN LIFE (HCF+LCF)	
Principal Strain (CP)	▶
Brown Miller (CP)	▶
Cast Iron (CP)	▶
Maximum Shear Strain (CP)	▶
BIAXIAL STRESS LIFE (HCF)	
Principal Stress (CP)	▶
BS5400 Weld Finite Life (CP)	▶
Stress-based Brown Miller (CP)	▶
von Mises	▶
MMMK-NASALife	▶
MMMK-Fillipini	▶
Dang Van Infinite Life	▶
UNIAXIAL METHODS	
Uniaxial Strain Life	▶
Uniaxial Stress Life	▶
ADVANCED FATIGUE (HCF+LCF)	
TURBOLife - Creep Fatigue	▶
Thermo Mechanical Fatigue (CP)	▶

Obrázek 59: Algoritmy pro elastické MKP výsledky

Pro analýzu životnosti krátkého dřívku jsem se rozhodl použít výpočetní algoritmy ze skupiny **BIAXIAL STRESS LIFE**. Každý přístup využívá pro výpočty tzv. **lokální deformační parametr**. Deformačním parametrem bývají *invarianty* a *normálové složky* tenzoru napětí, *hlavní napětí* atd.

Popis algoritmů pro BIAXIAL STRESS LIFE

Algoritmy **Principal Stress** a **von Mises** stanovují životnost pomocí amplitudy lokálního deformačního parametru, která je v průběhu analýzy porovnávána s *křivkou životnosti* použitého materiálu. Tou může být S-N křivka zadaná několika body, nebo její matematický popis, respektive popis její lineární části v logaritmických souřadnicích:

$$\frac{\Delta\sigma}{2} = \sigma'_f(2N_f)^b \quad (5)$$

(kde σ'_f je součinitel únavové životnosti a b je exponent únavové životnosti)

Pokud je referenční S-N křivka definována rovnicí č.5, automaticky se provádí korekce cyklické plasticity pro převod elastických MKP výsledků na elasto-plastické. Oba přístupy mohou být doplněny o různé typy korekce středního napětí (Goodman, Gerber, Morrow atd.). Algoritmus *Principal Stress* jako deformační parametr využívá hlavních napětí, *von Mises* (jak už název napovídá) napětí redukované (dle teorie **H.M.H**). *Von Mises* se obecně pro řešení multiaxiální únavy nedoporučuje, neboť hodnota redukovaného napětí je vždy kladná. Znaménko je mu přidělováno pomocí jednoduchých výpočtů, které však nemusí vždy efektivně zohlednit vliv tahových a tlakových složek na výslednou únavu daného materiálu.

Tento problém částečně řeší **Modified Manson McKnight kritérium** (MMM_K), které ke stanovení znaménka redukovaného napětí využívá první invariant ze složek středních napětí a další přepočty, které následně rozlišují tzv. **MMM_K-NASALife** a **MMM_K-Filipi**. Tyto algoritmy umožňují řešit víceosý napěťový stav a do výpočtů efektivně zapojit a zohlednit vliv středního napětí. Nevýhodou použití *MMM_K* je omezenost při definování časové historie. Ta musí být vždy zadána pouze dvěma body.

Algoritmus **Dang Van** slouží pouze pro posouzení nekonečné životnosti v oblasti vysokocyklové únavy při víceosém namáhání. Tento přístup využívá pro posouzení životnosti několik uživatelem definovaných mezí únavy pro cykly o různých hodnotách součinitele asymetrie napěťového cyklu **R**.

Posledním výpočetním algoritmem je **Brown Miller**, který pro stanovení životnosti využívá rovnici připomínající předpis Manson-Coffinovy křivky. Jako deformační parame-

try jsou použity normálové i tečné deformace.

$$\frac{\Delta\gamma}{2} + \frac{\Delta\epsilon_n}{2} = 1,65 \frac{\sigma'_f}{E} (2N_f)^b + 1,75 \epsilon'_f (2N_f)^c \quad (6)$$

Z rovnice č.6 je patrné, že tento přístup vyžaduje pro výpočet únavy mnohem více materiálových konstant než předchozí algoritmy.

Proces multiaxiální únavové analýzy

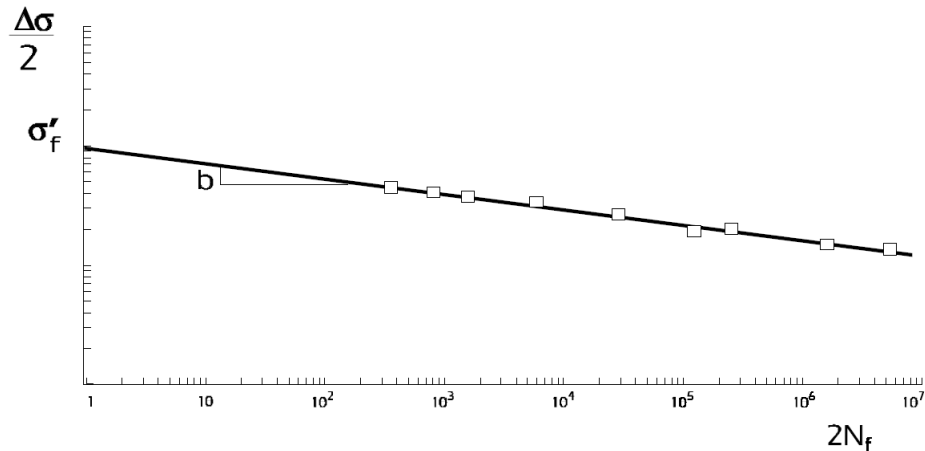
- Tenzory napětí jsou vynásobeny časovou historií aplikovaného zatížení, čímž vznikne časová historie 6 nezávislých složek každého z tenzoru napětí.
- Vypočítá se časová historie hlavních napětí, z nichž je odvozena časová historie hlavních přetvoření.
- Pomocí multiaxiálního cyklického plastického modelu se zkonvertují elastické napěťové-deformační historie do elasticko-plastických historií.
- Pomocí *metody kritických rovin* se identifikuje rovina, na které dochází k největším deformacím. Výpočet poškození probíhá na 18 povrchových rovinách, vzájemně odchýlených o 10^0 .
- Pro každou z kritických rovin se vypočítají velikosti smykových přetvoření na třech smykových rovinách (1-2, 2-3, 1-3).
- Vypočítá se počet cyklů časové historie deformačního parametru, jehož hodnota je závislá na volbě výpočetního algoritmu.
- Jednotlivé únavové cykly jsou identifikovány pomocí metody stékajícího deště (Rainflow cycle algorithm). Pro každý cyklus se vypočítá deformace způsobená únavou materiálu a nakonec se sumarizuje celková deformace.
- Rovina s nejkratší životností je označena za rovinu iniciace trhliny. Výstupem analýzy je vypsání životnosti na kritické rovině.

Uvedené informace jsou převzaty z [8] - kapitola č.14.

9.3 Charakteristika výpočtů a jejich nastavení

9.3.1 Použité algoritmy

Pro realizaci jednotlivých výpočtů jsem se rozhodl použít dva výpočetní algoritmy, které pro stanovení životnosti využívají předpis lineární části S-N křivky dle rovnice č.5 - **Principal Stress** a **von Mises**. Oba přístupy pracují pouze s napěťovými tenzory a umožňují zobrazit konturou výsledné rozložení životnosti na povrchu analyzovaného modelu. Referenční S-N křivka (viz obr. č.60) je navíc zadávána pouze dvěma parametry, což výrazně usnadnilo hledání materiálových konstant v dostupné literatuře. Algoritmus *Principal Stress* využívá stejné korekce středního napětí jako *von Mises* a je navíc doplněn o korekci dle Morrowa.



Obrázek 60: Lineární část S-N křivky (převzato z [9] - Appendix I)

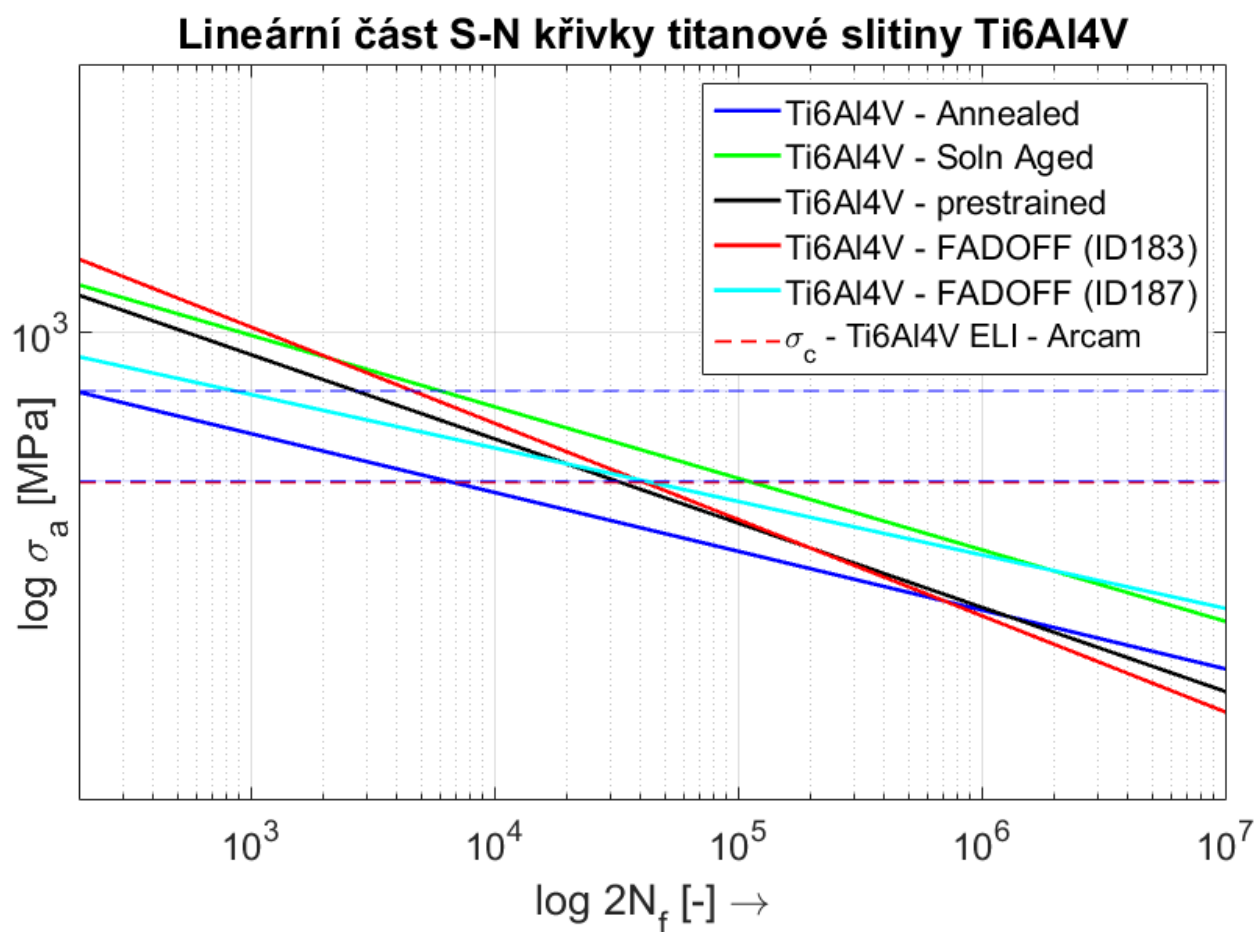
9.3.2 Povrchová úprava a volba S-N křivky

Povrchovou úpravu analyzovaného dřívku jsem pro všechny výpočty nastavil pomocí předpokládané drsnosti jeho distální části: $1,6 < Ra \leq 4 \mu m$.

Pro definování referenční S-N křivky jsem v dostupné literatuře hledal materiálové koeficienty σ'_f a b titanových slitin Ti6Al4V a Ti6Al4V ELI. Bohužel, v dnešní době existuje jen málo dostupné literatury, ve které by tyto parametry byly přímo prezentovány. Jediným zdrojem tak pro mne byla knihovna materiálů programu *fe safe* a materiálové listy na internetových stránkách [38] zaměřených na únavové vlastnosti konstrukčních materi-

álů. Oba zdroje nabízely pouze informace o materiálových vlastnostech slitiny Ti6Al4V, ale jelikož se Ti6Al4V ELI od *Grade 5* liší pouze o něco málo vyšší lomovou houževnatostí a mezí únavy, výběr jedné z S-N křivek titanové slitiny Ti6Al4V nepovažuji za hrubou chybu a i v tomto kroku zůstávám na straně vyšší bezpečnosti.

Dohromady jsem měl možnost porovnat pět různých S-N křivek, jejichž průběhy vidíme na obrázku č.61. V grafu je zároveň vyznačeno pásmo (modré čárkované čáry), ve kterém se dle autora Niinomi [21] pohybuje mez únavy titanových slitin Ti6Al4V ELI. Červená čárkovaná čára odpovídá mezi únavy slitiny Ti6Al4V ELI dle společnosti Arcam [26].



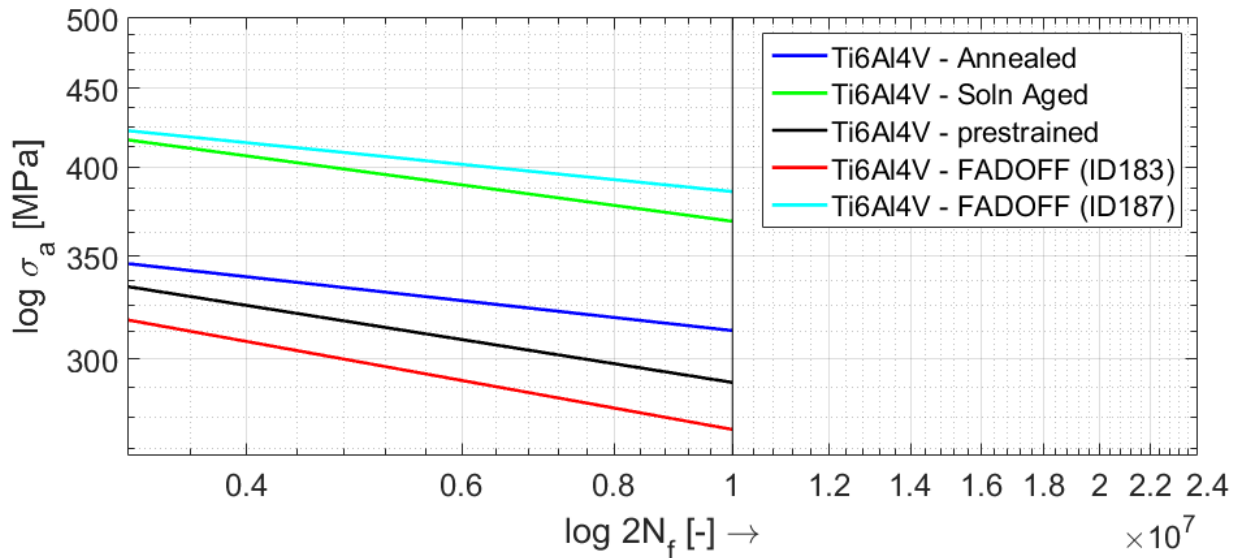
Obrázek 61: S-N křivky titanové slitiny Ti6Al4V

Parametry jednotlivých S-N křivek uvádí tabulka č.15.

Tabulka 15: Tabulka koeficientů pro definování lineární části S-N křivky

	σ'_f [MPa]	b [-]
Annealed	1 293	-0.088
Soln Aged	2 069	-0.107
prestrained	2 207	-0.126
FADOFF (ID183)	2 749	-0.144
FADOFF (ID187)	2 140	-0.08

Pokud se podíváme na detail obrázku č.61, v oblasti trvalé životnosti N_D má nejnižší mez únavy materiál s označením Ti6Al4V - FADOFF (ID183). Z hlediska vyšší bezpečnosti jsem zvolil tuto S-N křivku za *referenční*.

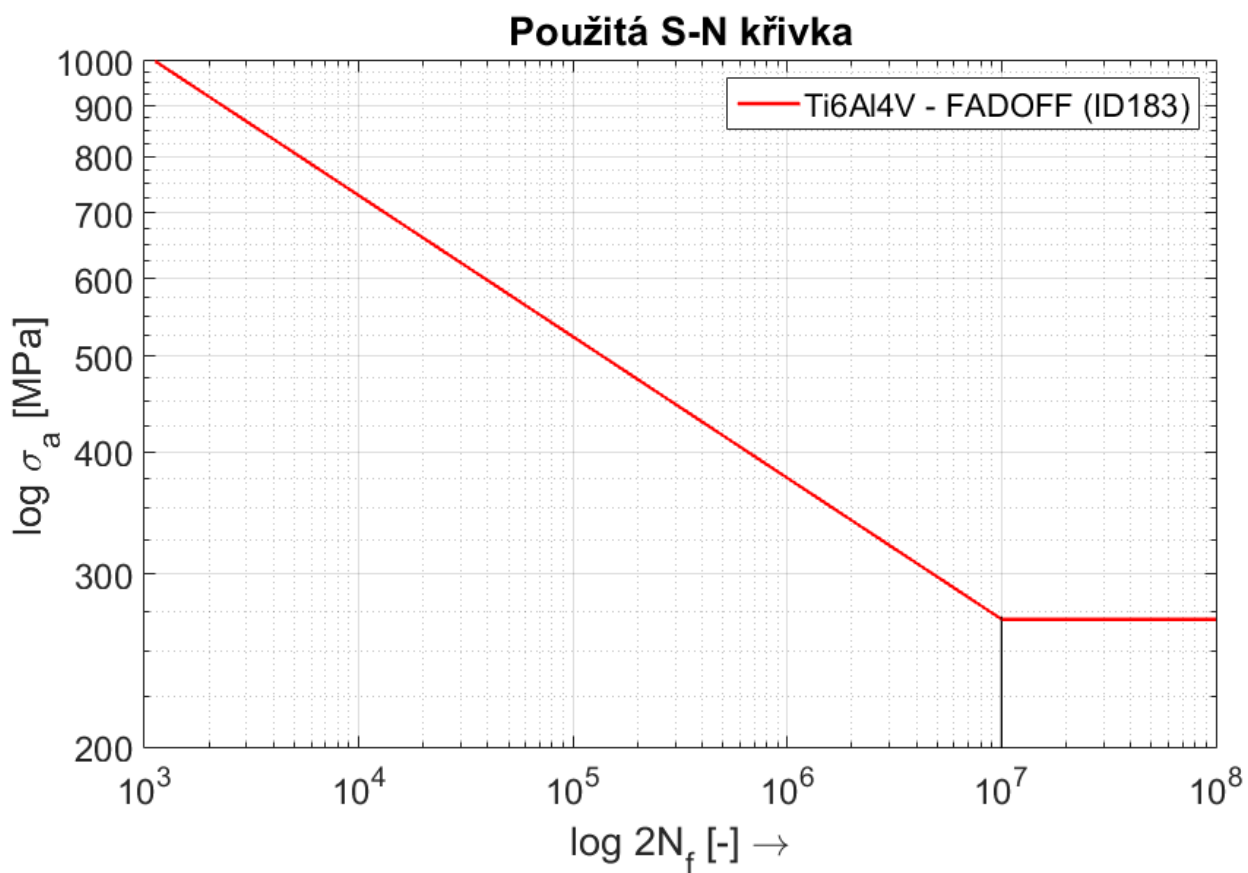


Obrázek 62: Detail na oblast trvalé životnosti

Uvažované výpočetní algoritmy (**Principal Stress** a **von Mises**) pracují při výpočtech s konstantou *Const Amp Endurance Limit*. Tato hodnota odpovídá počtu půlkmitů na mezi únavy. Pokud je lokální deformační parametr podle vybraného kritéria (v mém případě hlavní či redukované napětí) pod mezí únavy (ta odpovídá právě počtu půlkmitů

o hodnotě *Const Amp Endurance Limit*), program *fe safe* jako výsledek vypíše: *"No Damage"*. V opačném případě vypíše příslušnou hodnotu N_f . Hodnotě *Const Amp Endurance Limit* v mém případě odpovídá $2N_D$.

Na obrázku č.63 můžeme vidět celý zjednodušený průběh vybrané Wöhlerovy křivky i hodnotu uvažované meze únavy ($\sigma_c = 270 \text{ MPa}$).



Obrázek 63: Uvažovaná referenční S-N křivka

9.3.3 Uvažované výpočty a nástroje pro hodnocení výsledků

Výpočty únavové životnosti krátkého dřívku jsem si rozdělil do tří skupin dle uvažovaného zatížení: silou F_D a reakční silou \mathbf{F} při chůzi a běhu. Výsledky z jednotlivých analýz porovnám pro obě volby modulu pružnosti fixačního materiálu E_{fix} a pro obě volby výpočetních algoritmů včetně příslušných korekcí středního napětí.

V praxi se nejčastěji Wöhlerova křivka stanovuje souměrně střídavým zatěžováním leštěných vzorků testovaného materiálu. Pro představu proto nejprve provedu kontrolní výpočty s uvažovanou časovou historií odpovídající souměrně střídavému cyklu $R = -1$ a nastavím povrchovou úpravu na *leštěný povrch*. Očekávám, že časová historie bude mít vliv na polohu referenční S-N křivky a povrchová úprava na výslednou životnost. Program *fe safe* nabízí uživateli při importování MKP výsledků volbu, odkud se budou načítat napěťové tenzory. Pro ověření správnosti celé analýzy proto porovnám ještě výsledky při načtení napěťových tenzorů z *integračních bodů* i z *celého elementu*. Všechny kontrolní výpočty provedu s MKP výsledky ze zatížení silou F_D .

Samotnou životnost implantátu budu posuzovat podle výsledné hodnoty N_f a faktoru FOS , který lze pro uvažovanou konvenci značení definovat jako:

$$FOS = \frac{N_f}{N_D} \quad (7)$$

V případě, že program po dokončení výpočtu vypíše: *No Damage*, přeškáluji časovou historii zatěžování parametrem k tak, aby výsledkem analýzy byl počet cyklů těsně u hodnoty N_D . Parametr k pak bude prezentován jako jakási bezpečnost, která stanoví, kolikrát by se musel napěťový stav dřívku při zatěžování zvýšit, aby při hodnotě $N_f \simeq 5 \cdot 10^6$ došlo k poškození.

9.3.4 Historie zatěžování

Časovou historii zatěžování lze v programu *fe safe* zadávat několika způsoby. Jedním z nich je zadání pomocí tabulkových hodnot, podle kterých jsou importované napěťové tenzory škálovány. V tabulce je časová historie zadána jednotlivými body v intervalu od -1 do 1, kde 1 a -1 odpovídá maximálním amplitudám a střed intervalu naopak nulovému zatížení.

Zatížení dle normy

Pro výpočet životnosti dřívku při zatížení silou F_D jsem do programu importoval tenzory napětí z posledního časového inkrementu. Odpovídající hodnoty škálované časové historie jsou uvedeny v tabulce č.16.

Tabulka 16: Přeškálované hodnoty zatížení

	Hodnota v [N]	Škála [-]
F_D	1 200	1
F_{min}	200	0,167
	300	0,25

Vzhledem k tomu, že norma [13] předepisuje maximální i minimální zatížení pouze v kladných hodnotách, napěťový cyklus bude vůči nulové hladině posunut. Z tohoto hlediska při výpočtech zohledním vliv středního napětí a použité výpočetní algoritmy doplním o vhodně zvolenou korekci. Minimální zátěžnou sílu budu uvažovat vyšší: $F_{min} = 300 N$. V případě, že výsledkem analýzy životnosti bude "No Damage", koeficientem k vynásobím pouze maximum časové historie.

Takto škálovaná historie zatěžování má pro zjednodušenou představu "pilovitý", nikoliv sinusový průběh. Program *fe safe* ale nepracuje s algoritmy, ve kterých by figuroval reálný čas, a proto je požadavek na velikost frekvence zatěžování v těchto výpočtech zcela zanedbatelný.

Zatížení reakční silou \mathbf{F}

U simulace časově proměnného zatěžování byl MKP výpočet rozdělen na 100 časových inkrementů. Dřík jsem zatížil maximálními amplitudami složek reakční síly \mathbf{F} , které byly v rámci vybrané periody daného pohybu přeškálovány buďto po částech lineárním modelem nebo Fourierovou řadou. Pro analýzu životnosti implantátu jsem do programu *fe safe* importoval tenzory napětí z časových inkrementů, ve kterých nastalo při jednotlivých pohybech maximum ohybového napětí (28. inkrement pro chůzi, 40. pro běh).

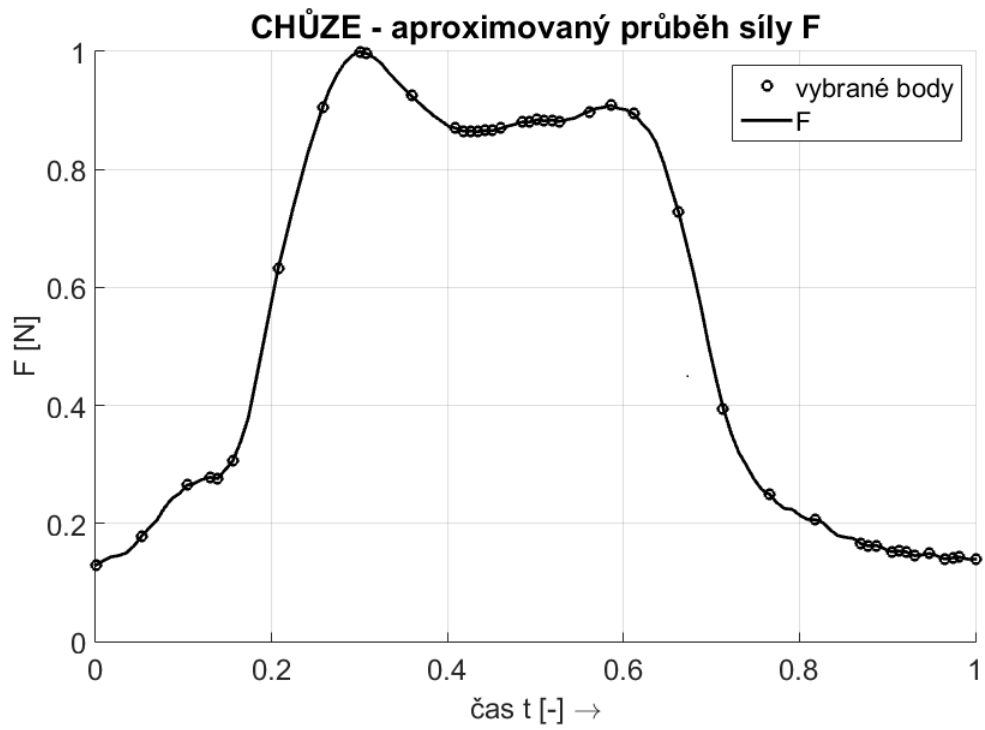
MKP výpočty ukázaly, že maximum redukovaného napětí nastalo v obou případech kvazistatického zatěžování v místě vrchlíku reakční síly \mathbf{F} . Z tohoto důvodu jsem se rozhodl celou časovou historii přeškálovat pouze příslušnou výslednicí. Ač byly do programu importovány výsledky z úloh, ve kterých byla použita aproximace průběhu zatěžování Fourierovou řadou, pro škálování časové historie jsem kvůli jednoduchosti využil body po částech lineárního modelu obou průběhů reakční síly \mathbf{F} .

Pokud se podíváme na vybrané periody obou reakčních sil (viz obr. č.64 a 65), vidíme, že napěťový cyklus bude v průběhu zatěžování vůči nulové hladině posunut. Z tohoto hlediska budu v použitých algoritmech opět uvažovat korekci středního napětí.

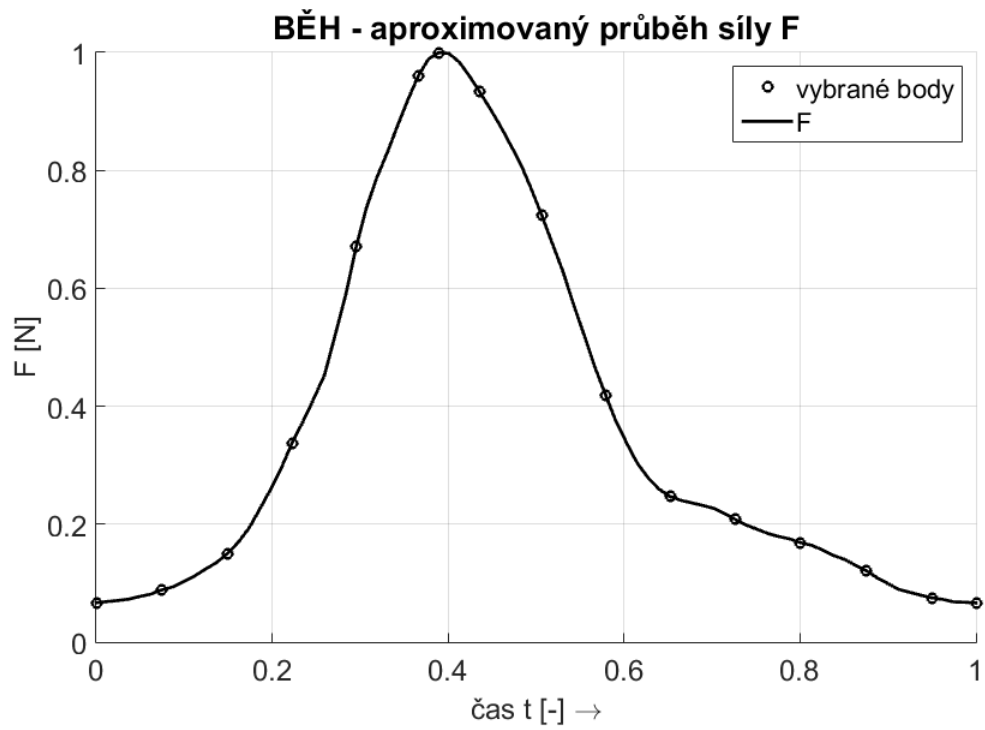
V případě, že výsledkem analýzy životnosti bude "*No Damage*", koeficientem \mathbf{k} vynásobím celý průběh časové historie.

9.3.5 Korekce středního napětí

Pro každý z uvedených výpočetních algoritmů jsem použil korekci středního napětí dle *Goodmana*. Výpočty pro algoritmus **Principal stress** jsem navíc doplnil o korekci dle *Morrowa*. Oba přístupy vycházejí z jiných matematických předpisů, jejichž odvození je podrobněji popsáno v příloze B. Zde pouze zmíním, že pro korekci středního napětí *Goodman* využívá hodnotu meze pevnosti ($R_m = 860 \text{ MPa}$), *Morrow* naopak součinitel únavové pevnosti ($\sigma'_f = 2\,749 \text{ MPa}$).



Obrázek 64: Časová historie síly F - chůze



Obrázek 65: Časová historie síly F - běh

9.4 Výsledky

9.4.1 Zkušební výpočty

Zkušební výpočty potvrdily několik předpokladů a zároveň zvýšily věrohodnost prezentovaných výsledků. Porovnání výstupů z jednotlivých analýz ukázalo, že výsledné životnosti vycházejí pro oba způsoby importování napěťových tenzorů (z celých elementů i z integračních bodů) stejně. V tabulce č.17 jsou uvedeny výsledky ze zatěžování silou F_D souměrně střídavým cyklem, kdy časová historie byla definována pouze hodnotami -1 a 1.

Mez únavy má u zvolené referenční S-N křivky hodnotu $\sigma_c = 270 \text{ MPa}$. V tabulce č.17 si můžeme všimnout, že přeškálované maximum redukováného napětí se u obou použitých výpočetních algoritmů pohybuje pod mezí únavy. Vzhledem k tomu, že oba přístupy používají pro stanovení životnosti jiný lokální deformační parametr, prezentovaný násobek maxima redukováného napětí σ_{max} slouží pouze pro ověření správnosti výpočetních analýz. Lze tedy říci, že zvolená referenční S-N křivka, která byla uvedena na obrázku č.63, byla pravděpodobně odvozena ze souměrně střídavého napěťového cyklu a se změnou časové historie bude hladina meze únavy v jiných napěťových hodnotách. V tabulce prezentovaných výsledků zároveň můžeme vidět, že povrchová úprava dřívku má na celkovou životnost poměrně významný vliv.

Tabulka 17: Zkušební výpočty, $R = -1$

Algoritmus	k [—]	$k \cdot \sigma_{max}$ [MPa]	N_f [—]	σ_c [MPa]
$Ra \leq 0,25 \mu m$				
	1	66,36	<i>No Damage</i>	270
von Mises	3,7051	246	4 999 135	
Principal Stress	3,0884	205	4 999 010	
$1,6 < Ra \leq 4 \mu m$				
	1	66,36	<i>No Damage</i>	270
von Mises	3,1279	208	4 999 547	
Principal Stress	2,6073	173	4 999 607	

9.4.2 Zatížení dle normy

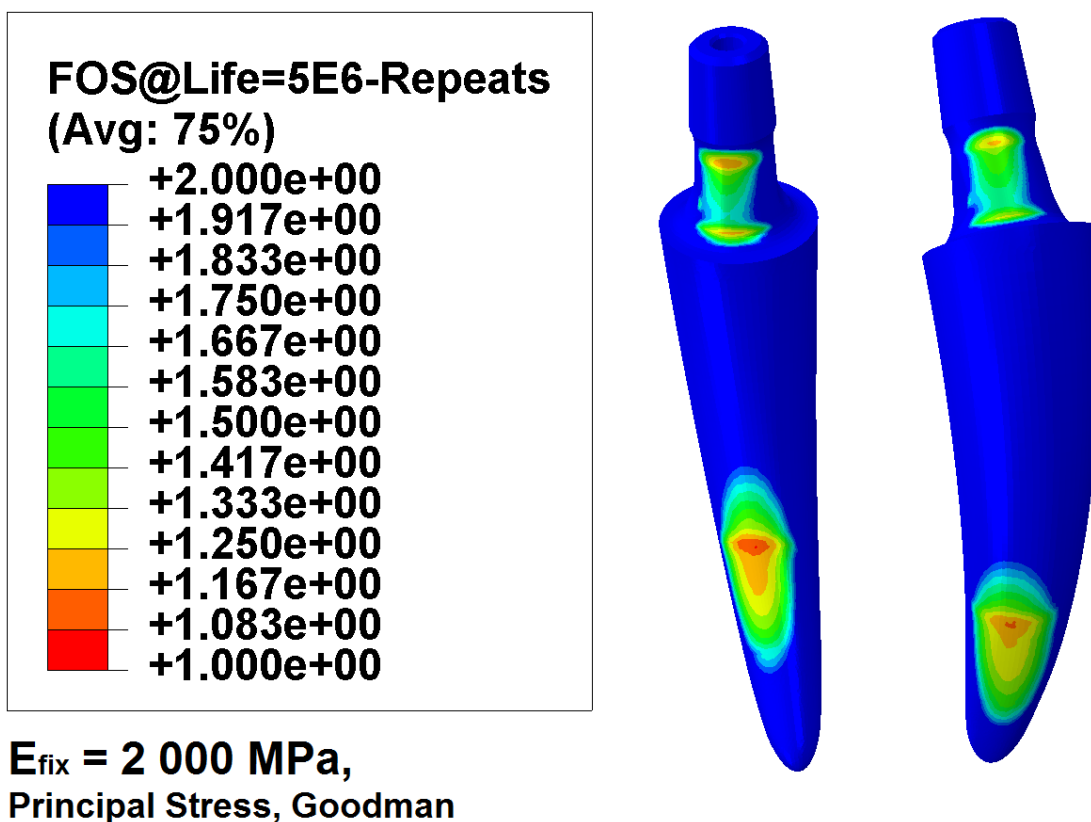
Výsledky z analýzy životnosti při zatížení silou F_D jsou prezentovány v tabulce č.18. Nově je v ní uveden i faktor FOS , u kterého si můžeme všimnout, že bez přeškálování časové historie má velikost maximálně rovnu 2. To je způsobené pravděpodobně tím, že se referenční S-N křivka ve vyšších hodnotách N_f dostala do záporných hodnot amplitudy kmitavého napětí σ_a . Tím celá analýza ztratila fyzikální význam a hodnota faktoru FOS se výše už nedostala.

Tabulka 18: Výsledky únavové analýzy při zatížení dle normy [13]

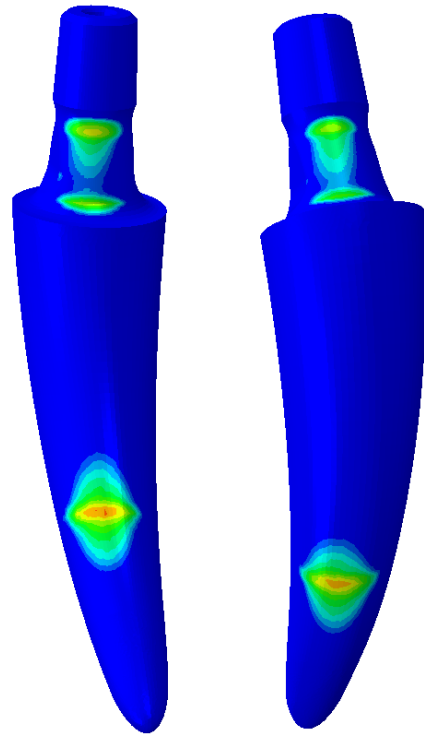
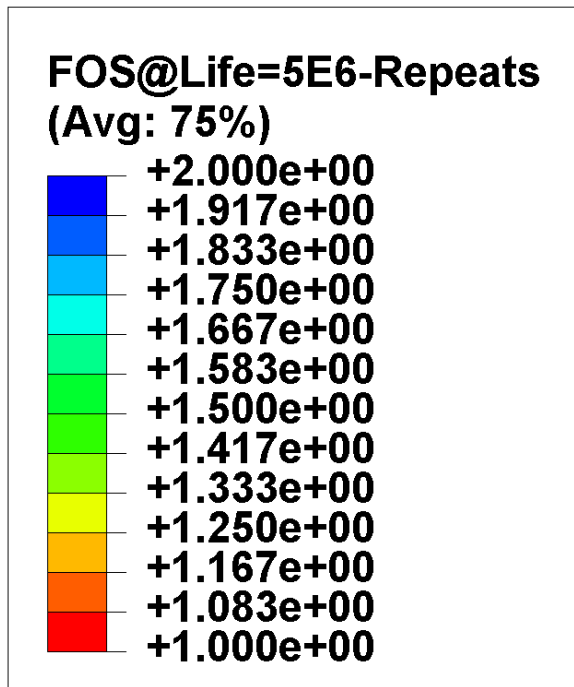
Algoritmus	korekce σ_m	k [-]	N_f [-]	FOS [-]
$E = 2\,000\,MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		6,8075	4 999 917	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	2
		6,6747	4 999 470	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		6,0096	4 999 987	1
$E = 6\,000\,MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		6,5023	4 999 691	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	2
		6,0765	4 999 939	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		5,4646	4 999 607	1

Nejméně příznivé výsledky (výpočetní algoritmus **Principal Stress** a redukce středního napětí dle *Goodmana*) zároveň prezentují v podobě distribuce faktoru FOS na povrchu analyzovaného modelu (viz obr. č.66 a 67). Můžeme si všimnout, že rozložení tohoto parametru má podobný trend jako distribuce redukovaného napětí S_{Mises} a opět je vidět

zřetelný vliv fixačního materiálu na výsledné rozložení životnosti. Nicméně z tabulky č.18 vyplývá, že tužší fixace celkovou životnost implantátu snižuje. Pro obě volby fixačního materiálu se místo vzniku potenciální trhliny nachází na mediálně straně dříku, kde převládají tlaková napětí. U krčku předpokládám, že v této lokalitě bude ještě vyšší životnost, než prezentují obrázky, neboť do celé analýzy nebyla zahrnuta leštěná povrchová úprava krčku a proximálního kónusu.



Obrázek 66: Distribuce FOS, zatížení dle normy, poddajnější fixační materiál



$E_{fix} = 6\ 000\ \text{MPa}$,
Principal Stress, Goodman

Obrázek 67: Distribuce FOS, zatížení dle normy, tužší fixační materiál

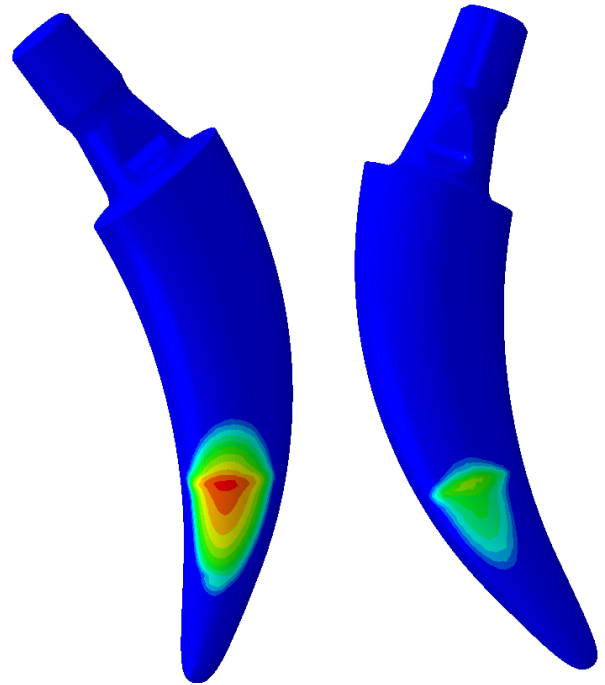
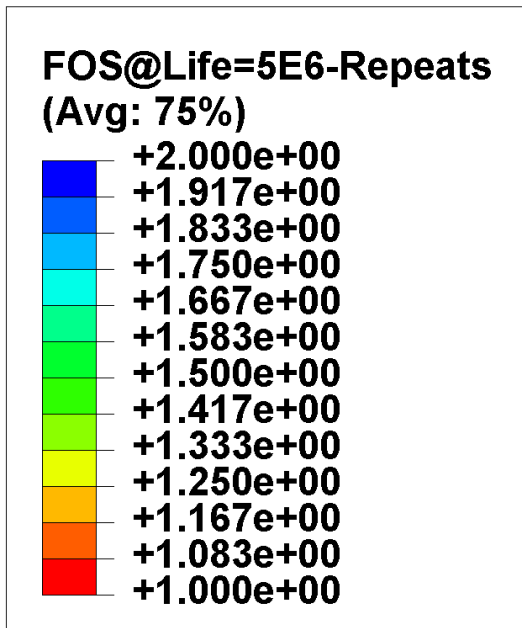
9.4.3 Zatížení reakční silou F - chůze

Výpočty životnosti krátkého dřívku při chůzi ukázaly, že bez přeskálování časové historie je výsledkem analýzy opět "nekonečná" životnost. V tabulce č.19 můžeme vidět, že pomocný koeficient k klesl oproti zatížení silou F_D zhruba 2,5x. Nejprísnějším použitým výpočetním algoritmem byl i v tomto případě **Principal Stress** s redukcí středního napětí dle *Goodmana*.

Tabulka 19: Výsledky únavové analýzy při zatížení reakční silou F - CHŮZE

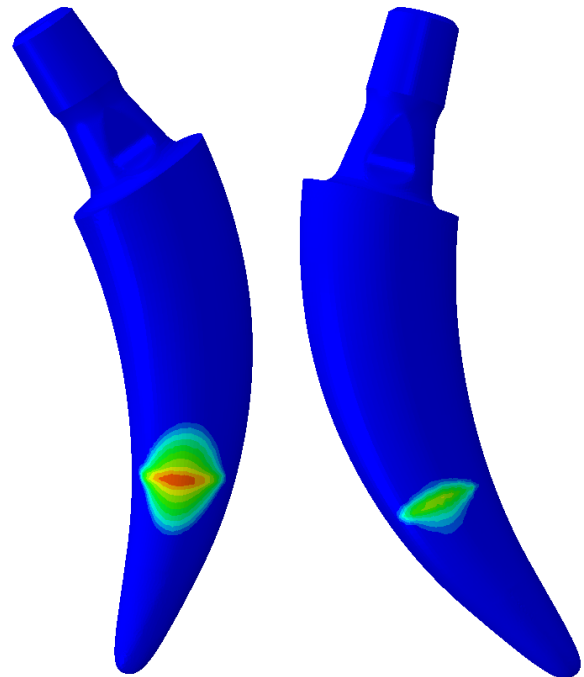
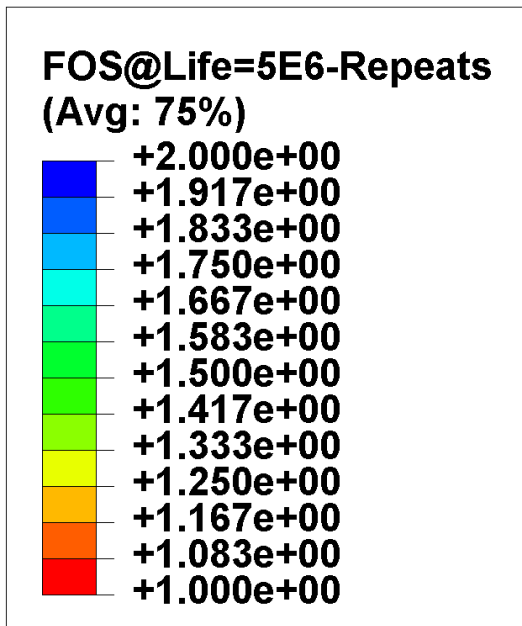
Algoritmus	korekce σ_m	k [-]	N_f [-]	FOS [-]
$E = 2\,000\ MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		2,6865	4 999 855	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	2
		3,1866	4 999 978	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		2,5516	4 999 930	1
$E = 6\,000\ MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		2,6707	4 999 210	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	2
		3,06055	4 999 471	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	2
		2,45115	4 999 066	1

Distribuce faktoru FOS na povrchu analyzovaného dřívku je uvedena na obrázcích č.68 a 69. Vlevo je pohled na ventrální stranu, vpravo na dorzální. Opět je vidět vliv fixačního materiálu na rozložení faktoru FOS . Podstatným rozdílem proti předchozím výsledkům je změna lokace potenciálního vzniku únavové trhliny. Nejnižší hodnotu faktoru $FOS \simeq 1$ nalezneme na ventrální straně dřívku, kde převládají tahová napětí.



$E_{fix} = 2\ 000\ \text{MPa}$,
Principal Stress, Goodman

Obrázek 68: Distribuce FOS, zatížení při chůzi, poddajnější fixační materiál



$E_{fix} = 6\ 000\ \text{MPa}$,
Principal Stress, Goodman

Obrázek 69: Distribuce FOS, zatížení při chůzi, tužší fixační materiál

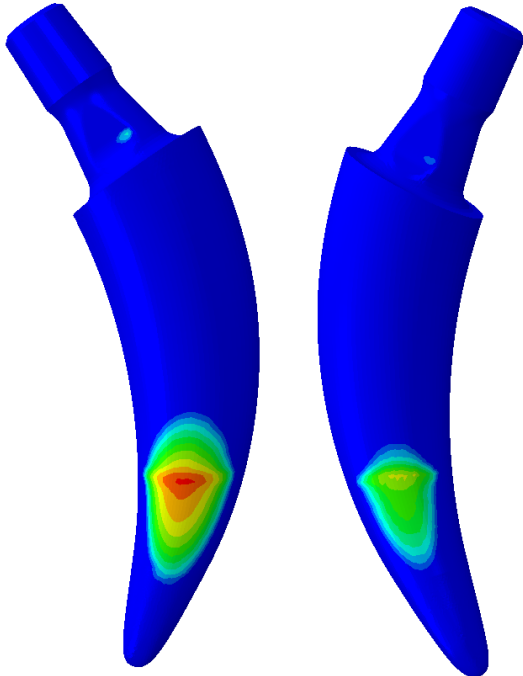
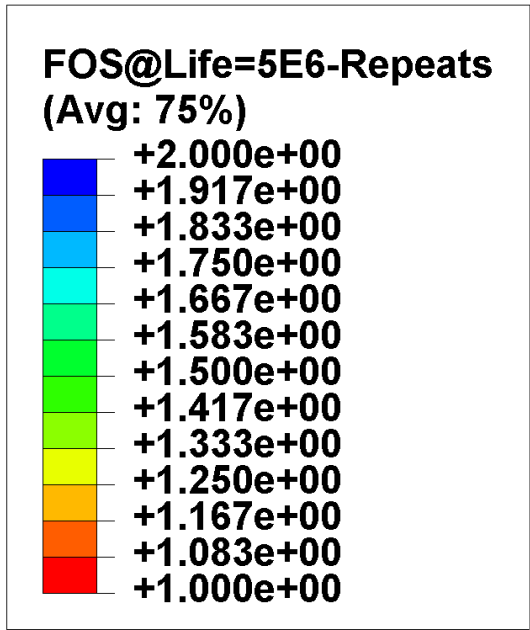
9.4.4 Zatížení reakční silou F - běh

Při analýze životnosti dřívku zatíženého při běhu byl poprvé faktor $FOS < 2$. Jednotlivé výsledky v tabulce č.20 ukazují, že jeho velikost a velikost koeficientu k jsou téměř totožné a u daného zatížení velmi nízké. Cyklické namáhání při běhu by měl implantát dle výsledků teoreticky vydržet, ale nejméně příznivý výsledek celé analýzy nám říká, že nejhorší možná reálná životnost se při daném zatížení pohybuje těsně nad hodnotou N_D .

Distribuce faktoru FOS na povrchu analyzovaného dřívku je uvedena na obrázcích č.70 a 71. Nejnižší hodnotu faktoru $FOS \simeq 1$ nalezneme opět na ventrální straně dřívku v oblasti tahových napětí.

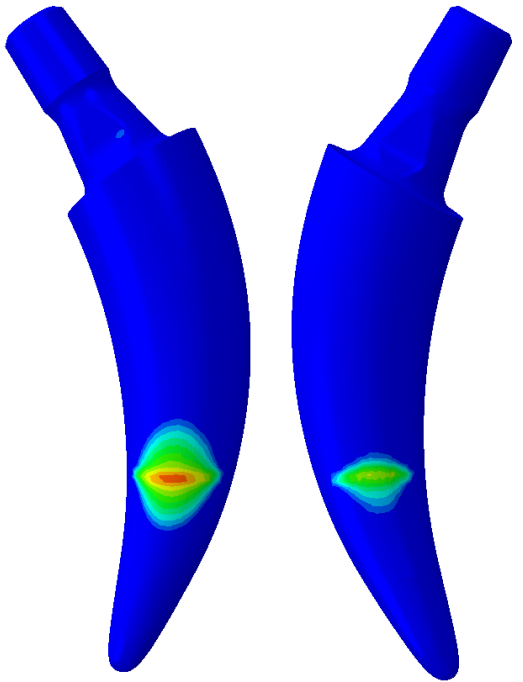
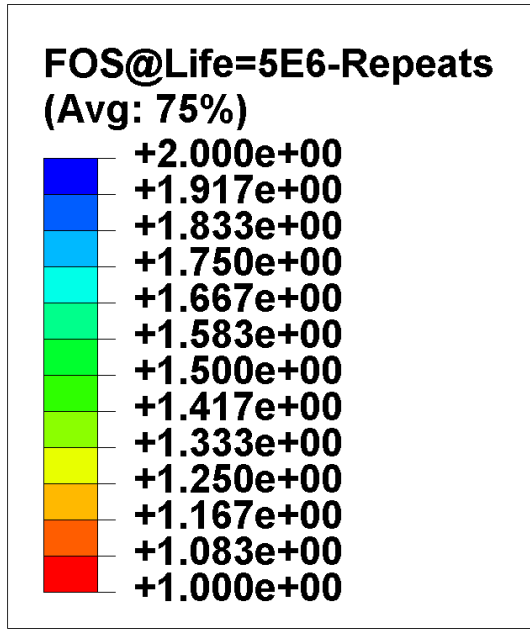
Tabulka 20: Výsledky únavové analýzy při zatížení reakční silou F - BĚH

Algoritmus	korekce σ_m	k [-]	N_f [-]	FOS [-]
$E = 2\,000\ MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	1,172
		1,16935	4 999 631	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	1,359
		1,35105	4 999 607	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	1.109
		1,10568	4 999 262	1
$E = 6\,000\ MPa$				
von Mises	Goodman	1	<i>No Damage</i>	1,148
		1,14843	4 999 172	1
Principal Stress	Morrow	1	<i>No Damage</i>	1,266
		1,26448	4 999 171	1
	Goodman	1	<i>No Damage</i>	1.039
		1,03492	4 999 195	1



**$E_{fix} = 2\ 000\ \text{MPa}$,
Principal Stress, Goodman**

Obrázek 70: Distribuce FOS, zatížení při běhu, poddajnější fixační materiál



**$E_{fix} = 6\ 000\ \text{MPa}$,
Principal Stress, Goodman**

Obrázek 71: Distribuce FOS, zatížení při běhu, tužší fixační materiál

9.5 Závěr

V této kapitole jsem se zabýval analýzou únavové životnosti krátkého dřívku při různých způsobech periodického zatěžování. Veškeré výpočty jsem provedl v programu *fe safe*, jehož princip byl popsán v úvodu této kapitoly. Pro stanovení životnosti implantátu jsem vybral vhodné výpočetní algoritmy (včetně korekce středního napětí) a nejméně příznivou referenční S-N křivku. Použité algoritmy jsem vybíral tak, aby výsledky byly dobře prezentovatelné a aby mi usnadnily celkové nastavení výpočtů včetně definování referenční S-N křivky. Wöhlerovu křivku jsem vybíral tak, abych s jednotlivými výsledky zůstal na straně vyšší bezpečnosti a celkové hodnocení tak bylo kritičtější. Jednotlivé analýzy ukázaly, že nejpřísnější kombinací výpočetního algoritmu s korekcí středního napětí je algoritmus **Principal Stress** a korekce dle *Goodmana*.

Kontrolní výpočty potvrdily, že výsledky z jednotlivých analýz jsou při načítání napěťových tenzorů z celého elementu i z integračních bodů totožné. Zároveň prokázaly vliv časové historie na polohu referenční S-N křivky a vliv povrchové úpravy na celkovou životnost.

Nejdůležitějším závěrem celé analýzy únavové životnosti je fakt, že při všech uvažovaných zatížení dřívky vydržel minimální počet zatěžovacích cyklů $N_D = 5\,000\,000$, které stanovuje norma [13]. K porovnání jednotlivých výpočtů jsem použil parametr \mathbf{k} , který říká, kolikrát je nutné přeskálovat časovou historii, aby se výsledná životnost pohybovala těsně pod hodnotou N_D . Za pomoci tohoto koeficientu jsem došel k několika závěrům.

Největší životnost má dřívky při zatížení silou F_D . Aby došlo k jeho destrukci, muselo by být namáhání během únavové zkoušky nejméně 5x větší. K iniciaci únavové trhliny by pak mělo dojít na mediální straně implantátu v oblasti tlakových napětí (zhruba kolem hladiny zalití). Jednotlivé výpočty dále ukázaly, že volba fixačního materiálu má při zatížení silou F_D významný vliv na celkovou životnost. Nejnižší životnost má dřívky v obou případech na stejném místě, avšak tužší materiál napomáhá k dřívějšímu poškození. Z tohoto hlediska musím přehodnotit závěr z předchozí kapitoly a pro budoucí únavovou zkoušku doporučit tužší fixaci.

Při zatížení dřívku reakční silou \mathbf{F} má implantát oproti normovanému zatížení očekávaně nižší životnost. Vliv fixačního materiálu už není tak znatelný, ale oproti výsledkům

ze zatížení silou F_D má implantát při jednotlivých pohybech kritické místo na ventrální straně v oblasti tahových napětí (opět v úrovni hladiny zalití). Přeskálování časové historie zatěžování při chůzi ukázalo, že pro iniciaci únavové trhliny by fyziologické zatížení dříku muselo být zhruba 2,5x větší. Dle předpokladu vyšly nejméně příznivé výsledky pro zatížení při běhu. Vezmeme-li však v potaz vysokou hodnotu požadovaných cyklů N_D a uvažovaný charakter kotvení implantátu "v kosti", pravděpodobnost, že by takováto situace v reálném životě nastala, je minimální. Nicméně i takový výsledek může být jistým důkazem dobré mechanické životnosti analyzovaného implantátu.

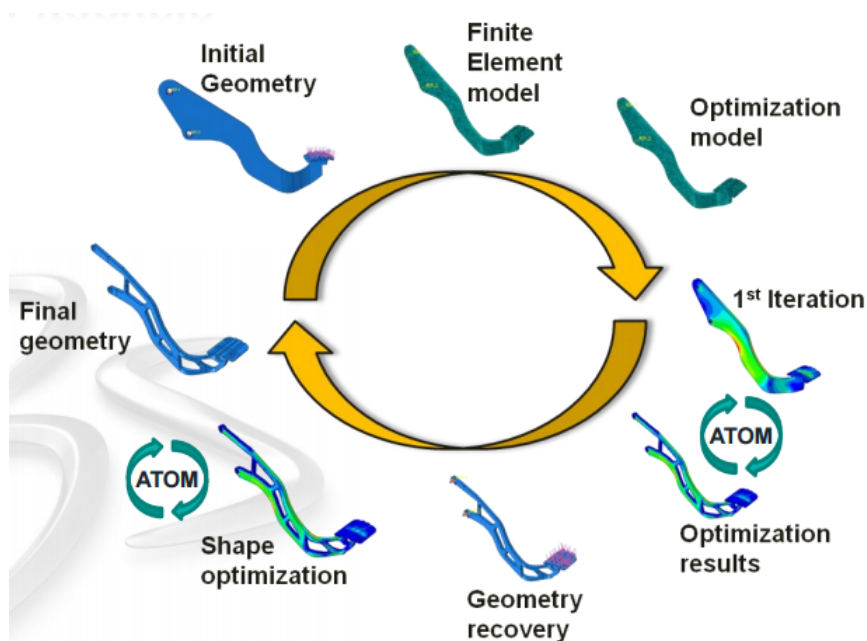
10 MKP výpočet - Optimalizace tvaru krčku

10.1 Úvod

V této kapitole se zabývám optimalizací krátkého dřívku, jehož model byl použit pro MKP výpočty a únavovou analýzu v předešlých dvou kapitolách. Cílem optimalizace je snížit množství materiálu v oblasti krčku, zachovat tvar funkčních částí a posoudit změnu tuhosti způsobenou odebráním materiálu.

Pro realizaci dané problematiky využívám program Abaqus a jeho doplňkový modul **Tosca**. Ten nabízí tři druhy optimalizací: topologickou (*topology optimization*), tvarovou (*shape optimization*) a rozměrovou (*sizing optimization*). V praxi jde topologická optimalizace často ruku v ruce s tvarovou (viz obr. č.72), ale v rámci této práce bude provedena a popsána pouze optimalizace topologická. Její princip je vysvětlen v následující podkapitole.

Tvarová optimalizace obecně slouží k vyhlazení již existujících designů a zvýšení životnosti pomocí minimalizace napěťových maxim na povrchu dané součásti. Rozměrová je naopak určena především pro tenkostěnné konstrukce a optimalizuje vztah mezi hmotností, tuhostí a dynamickým chováním. [33] [34]



Obrázek 72: Optimalizační cyklus (převzato z [33])

Všechny zmíněné optimalizace jsou častěji využívány v jiných odvětvích strojírenského průmyslu a to především za účelem snížení celkové hmotnosti strojních součástí a konstrukcí. Se sníženou hmotností se mnohdy snižuje výrobní čas i cena spotřebovaného materiálu a naopak zvyšuje účinnost daného výrobku. [33] [34]

Samotný optimalizační proces kyčelních implantátů není nikterak normován, a proto vycházíme ze zkušeností a výsledků, které byly popsány v předchozích dvou kapitolách. V praxi se s optimalizací krčku při vývoji kyčelních dříků v podstatě nesetkáme, ale výsledky z výpočtů by mohly poskytnout informaci o tom, zda navrhovaný design zajišťuje maximální tuhost a nebo zda by v oblasti krčku nemohla vzniknout místa pro potenciální tvorbu funkčních prvků (např. otvor pro extrakci dříku z kosti během reoperace).

10.2 Algoritmus topologické optimalizace

Topologická optimalizace pracuje na bázi redukce materiálu v předem definované oblasti původního tělesa při předem zadaných okrajových podmínkách (silových i kinematických). Je určena pro MKP výpočty a výsledkem je nové rozložení materiálu a změna hustoty a tuhosti uvnitř jednotlivých elementů.

Tato optimalizace využívá nelineárních programových algoritmů (genetické algoritmy, metoda pohybujících se asymptot atd.) a obecně ji lze zapsat matematickou formulí ve tvaru:

$$\min_{\rho} F = F(\mathbf{u}(\rho), \rho) = \int_{\Omega} f(\mathbf{u}(\rho), \rho) dV \quad (8)$$

kde $\rho \in \{0, 1\}$, $\int_{\Omega} f(\mathbf{u}(\rho), \rho) dV$ je *účelová* (nebo také *cílová*) *funkce* a \mathbf{u} představuje vektor uzlových posuvů. F je v tomto kontextu bráné jako označení pro funkcionál. Cílová funkce je vždy doplněna o minimálně jednu omezující podmínku.

Z rovnice č.8 vyplývá, že cílová funkce je obecně závislá pouze na hustotě, a proto se jedná o optimalizaci neparаметrickou. Pokud je $\rho = 1$ materiál je přítomen, pokud je $\rho = 0$ materiál se v daném místě nevyskytuje. Případy, kdy hustota nabývá vnitřních hodnot toho intervalu, obecně komplikují optimalizační řešení, a proto jsou výpočty vždy doplněny o tzv. penalizaci středních hustot.

Omezující podmínku reprezentuje objem odebíraného materiálu a lze ji zapsat ve tvaru:

$$G_0(\rho) = \int_{\Omega} \rho(\mathbf{u}) \, dV - V_0 \leq 0 \quad (9)$$

respektive

$$G_j(\mathbf{u}(\rho), \rho) \leq 0 \text{ pro } j = 1, \dots, m \quad (10)$$

kde m je počet omezujících podmínek.

Topologická optimalizace primárně slouží k redukci celkové hmotnosti (objemu) tělesa, což implicitně vede ke snížení nebo zvýšení tuhosti součásti. V průběhu optimalizace se ale vždy hledá takové rozložení materiálu, které tuhost při jeho odběru v daném iteračním kroku maximalizuje. Snížení poddajnosti obecně snižuje i míru posunutí, která je v teorii MKP globálně vyjádřena deformační energií. Tuhost je tedy maximalizována implicitně minimalizací funkcionálu deformační energie:

$$\min_{\rho} \int_{\Omega} \frac{1}{2} \sigma : \epsilon \, dV \quad (11)$$

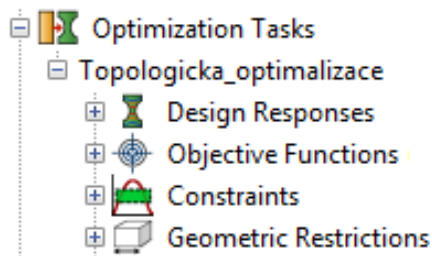
Výsledky optimalizace jsou závislé především na jemnosti použité sítě a jakákoliv změna parametrů výpočtu může její průběh i výsledek výrazně ovlivnit.

Uvedené informace jsou převzaty z [32] [33] [34].

10.3 Topologická optimalizace v programu Abaqus

Celou přípravu topologické optimalizace můžeme v programu Abaqus rozdělit do čtyř základních kroků (viz obr. č.73).

- Nastavení odezvy materiálu na objem a deformační energii
- Vytvoření cílové funkce
- Definování omezujících podmínek
- Definování geometrických omezení



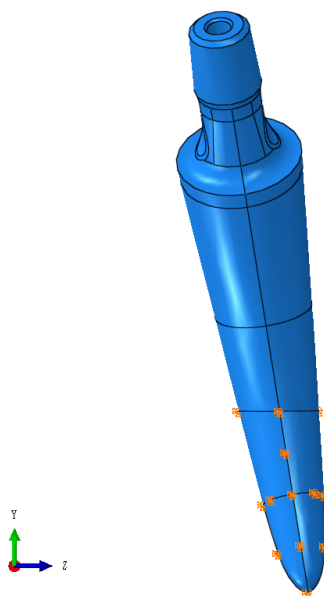
Obrázek 73: Abaqus - topologická optimalizace

V prvním kroku (*Design responses*) se přiřazují optimalizační proměnné výpočetnímu modelu. Tím je definována tvarová odezva tělesa na měnící se objem a deformační energii. V dalším kroku se vytváří cílová funkce (*Objective functions*). Zde má uživatel na výběr, zda ji chce minimalizovat, maximalizovat nebo zda chce minimalizovat pouze maximální hodnoty. V předposledním kroku (*Constraints*) se definuje omezující podmínka - množství zbytkového materiálu, kde 1 reprezentuje 100% zbylého materiálu. Poslední bod optimalizace je vytvoření geometrických omezení (*Geometric restrictions*), která budou podrobněji popsána v následující podkapitole. Po nastavení všech těchto kroků stačí už jen vytvořit optimalizační *job*, ve kterém uživatel mimo jiné nastavuje počet iteračních cyklů, během kterých má být dosažena hodnota omezující podmínky.

10.4 Optimalizace krčku

10.4.1 Výpočetní konfigurace

Optimalizační procesy jsou v porovnání s předchozími MKP výpočty výrazně náročnější na výpočetní čas, a proto jsem se rozhodl celkovou modelovou konfiguraci zredukovat odstraněním válcového tělesa - fixačního materiálu. Tím se zároveň odstranily jednotlivé vazby mezi oběma tělesy i původní kinematické okrajové podmínky. Ty jsem nahradil definováním nulových posuvů v celé distální části dřívku až po hladinu původního zalití (viz obr. č.74).

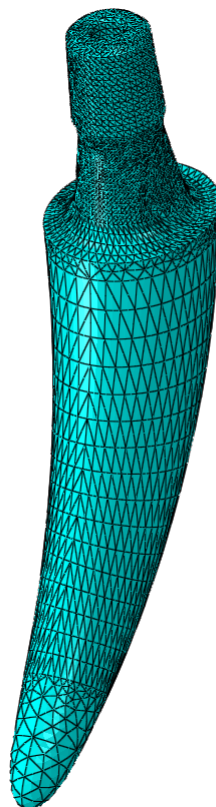


Obrázek 74: Nové kinematické okrajové podmínky

Pro další zkrácení výpočetního času jsem v distální části dřívku (oblast pod krčkem) snížil celkovou jemnost sítě zvětšením velikosti použitých elementů (viz obr. č.75).

Tabulka 21: Počet elementů a uzlů nové sítě

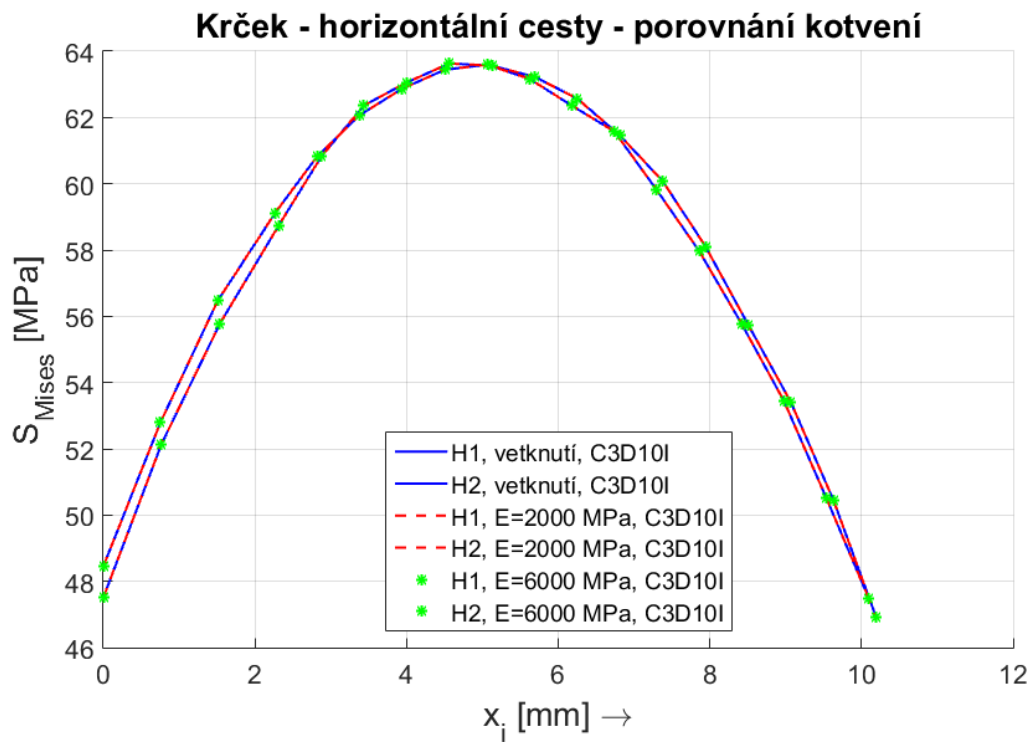
Počet elementů	Počet uzlů
63 541	92 307



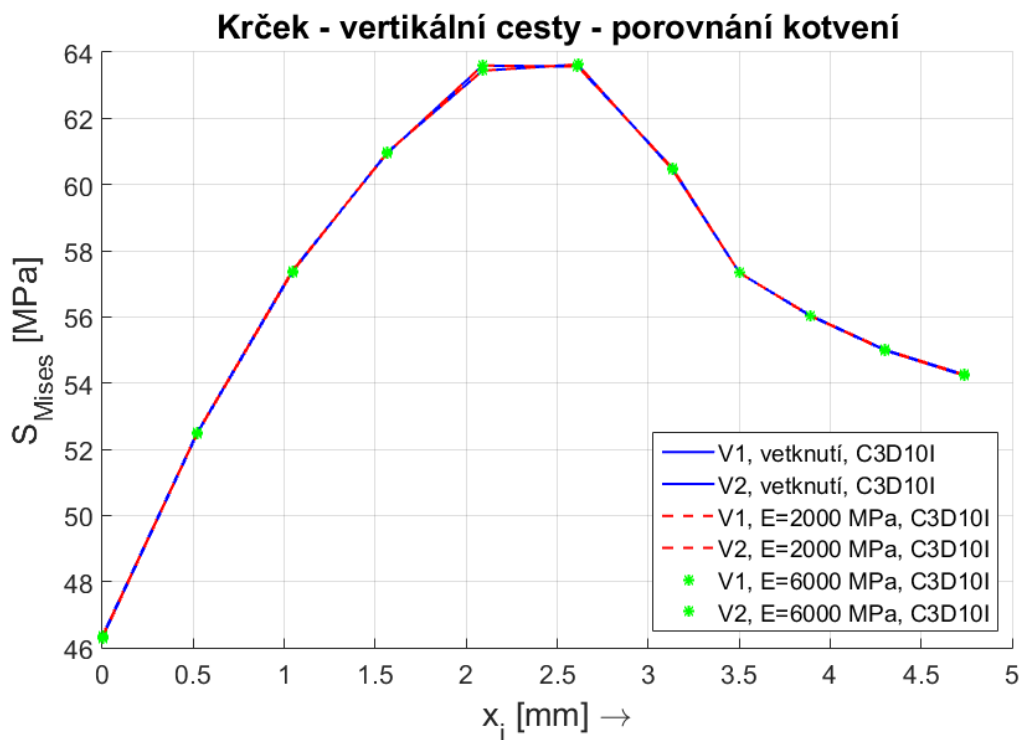
Obrázek 75: Nová síť

Takto upravený výpočetní model jsem zatížil staticky silou F_D a provedl kontrolní výpočet. Jak jsem předpokládal, došlo ke změně napěťového stavu v distální části dříku a maximum ohybového napětí vzrostlo v oblasti hladiny zalití zhruba o 40%. Vzhledem k účelu celé optimalizace jsem tuto změnu zanedbal a soustředil se na rozložení napětí v oblasti krčku, který má být optimalizován.

Exportoval jsem tedy hodnoty redukovaného napětí S_{Mises} z jednotlivých uzlů vertikálních a horizontálních cest (vytvořených v oblasti krčku), které byly uvedeny a popsány v kapitole 8.4.2 na straně 53. Porovnal jsem je s hodnotami z předešlých výpočtů v rámci stejného statického zatížení a to potvrdilo, že v celé oblasti krčku se výsledný napěťový stav nezměnil. Průběhy redukovaného napětí po zvolených uzlových cestách můžeme vidět na grafech č.76 a 77.



Obrázek 76: Krček - průběh redukovaného napětí S_{Mises} po horizontálních cestách

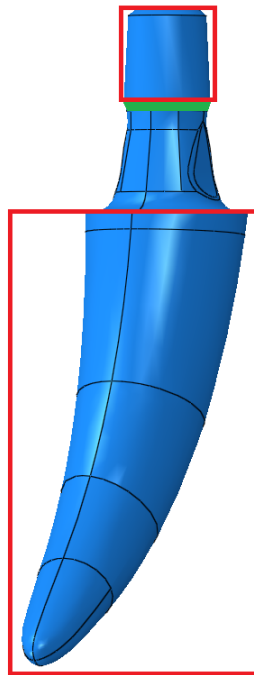


Obrázek 77: Krček - průběh redukovaného napětí S_{Mises} po vertikálních cestách

Pro optimalizaci krčku jsem se rozhodl provést několik výpočtů v rámci statického a kvazistatického zatížení. Výsledky z jednotlivých výpočtů, popsanych v kapitole 8, ukázaly, že nejméně příznivý napěťový stav v dřívku vzniká při zatížení reakční silou \mathbf{F} respektive jejími složkami F_i vzniklými při běhu.

Jednu skupinu statických výpočtů jsem tedy provedl pro zatížení silou F_D , druhou pro zatížení maximálními hodnotami složek reakční síly \mathbf{F} (při běhu). U kvazistatického zatížení byly tyto složky pouze doplněny o časovou historii jednoho pohybového cyklu aproximovaného Fourierovou řadou.

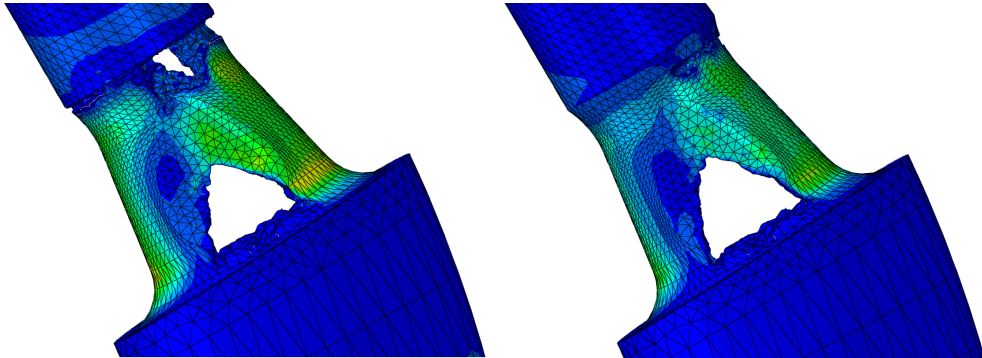
Za geometrická omezení celé optimalizace jsem považoval **souměrnost** dle roviny symetrie optimalizovaného tělesa a **zmražení** elementů v oblastech, ze kterých nemá být materiál odebírán - proximální kónus pro nasazení hlavice a celá distální část dřívku pod krčkem (viz obr. č.78 - červená oblast). Pro porovnání vlivu zmražení elementů na výsledky topologické optimalizace jsem zkusil zmrazit i část pod kónusem (viz obr. č.78 - zelená oblast). Další proměnnou, která přímo ovlivnila výsledný tvar krčku, byla hodnota omezující podmínky - objem zbytkového materiálu.



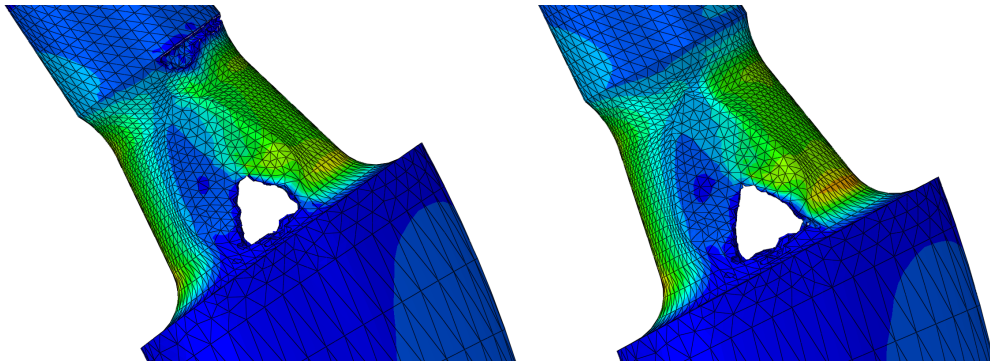
Obrázek 78: Oblasti zmražení sítě

10.4.2 Statické zatížení - výsledky topologické optimalizace

Výpočty pro zatížení silou F_D jsem provedl za účelem seznámení se se způsobem odběru materiálu z krčku dle nastavení hodnoty zbytkového materiálu a počtu iteračních cyklů. Pomohly mi posoudit vliv zmražení oblasti pod kónusem na výsledky jednotlivých optimalizací a porovnat tuhosti obou tvarů krčku. Výsledky z jednotlivých výpočtů jsou vidět na obrázcích č.79 a 80.

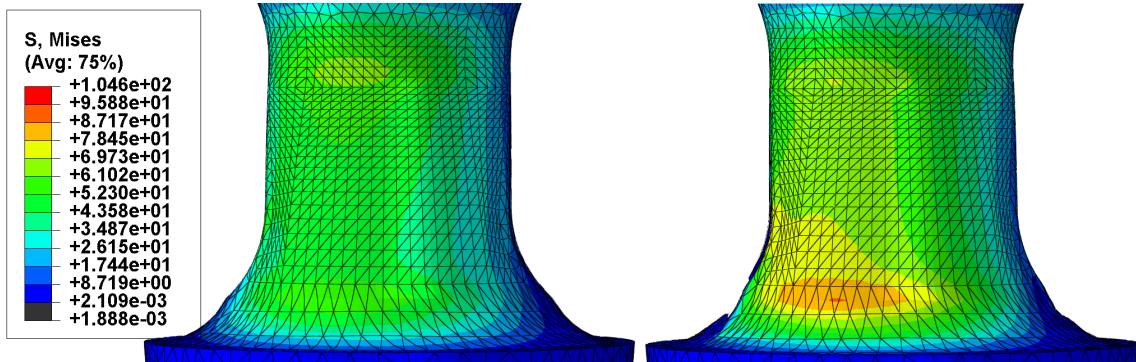


Obrázek 79: Statické zatížení silou F_D , 7% odebraného materiálu, distribuce S_{Mises}



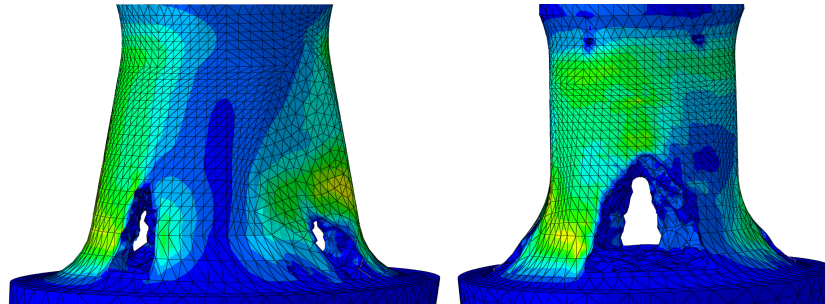
Obrázek 80: Statické zatížení silou F_D , 5% odebraného materiálu, distribuce S_{Mises}

Jednotlivé výpočty ukázaly, že materiál je odebírán primárně ve středu krčku a následně na jeho bočních stranách. Celý optimalizační proces dokonvergoval k procentuální hodnotě odebíraného materiálu zhruba při 15. iteračním cyklu. Z výsledků optimalizace jsem usoudil, že pro lepší rozložení odběru materiálu je vhodné zmrazit i oblast pod kónusem. Porovnání rozložení napětí před a po optimalizaci ukazuje, že nový tvar krčku celkovou tuhost snížil (viz obr. č.81).

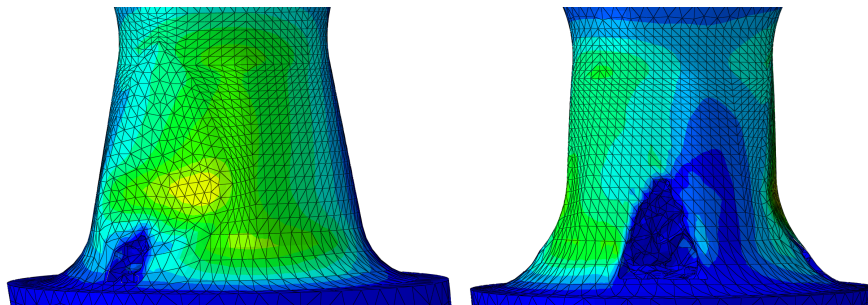


Obrázek 81: Statické zatížení silou F_D , 5% odebraného materiálu, změna v rozložení napětí, maximum nastaveno na $\sim 100 \text{ MPa}$

Na obrázcích č.82 a 83 už můžeme vidět výsledky ze zatížení reakční silou \mathbf{F} , respektive jejími složkami F_i (při běhu). Vlevo je uveden pohled šikmo zepředu (na mediální stranu), vpravo zezadu (z laterální strany). Je evidentní, že změna v natočení zavedené síly má vliv na způsob odběru materiálu. Oproti zatížení silou F_D nově pozorujeme dominantní redukci materiálu na laterální straně a částečný odběr na straně mediální.

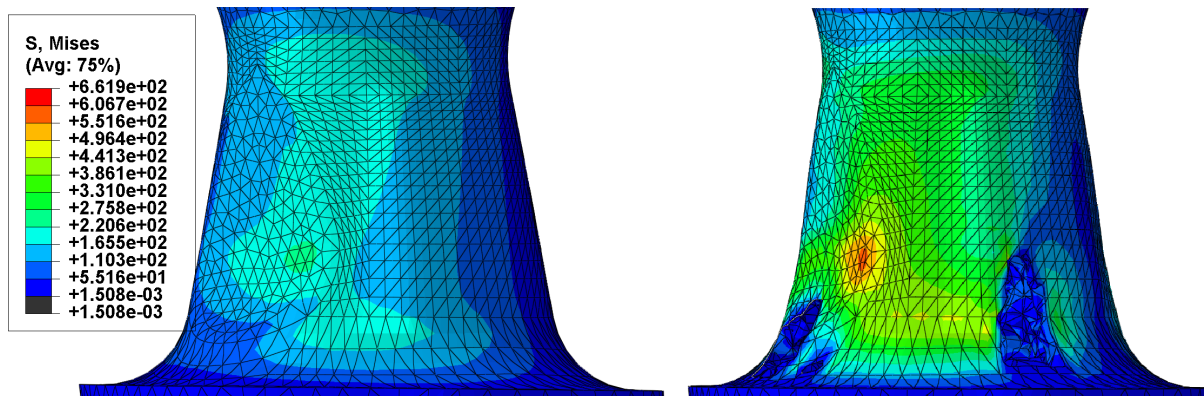


Obrázek 82: Statické zatížení reakční silou \mathbf{F} , 6% odebraného materiálu

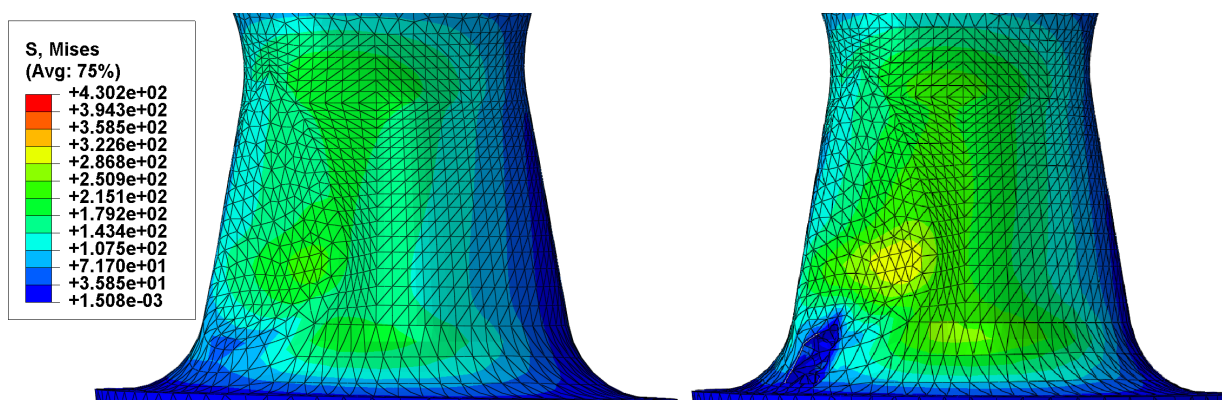


Obrázek 83: Statické zatížení reakční silou \mathbf{F} , 4% odebraného materiálu

Na obrázcích č.84 a 85 je opět vidět prudký nárůst napětí vlivem snížené tuhosti.

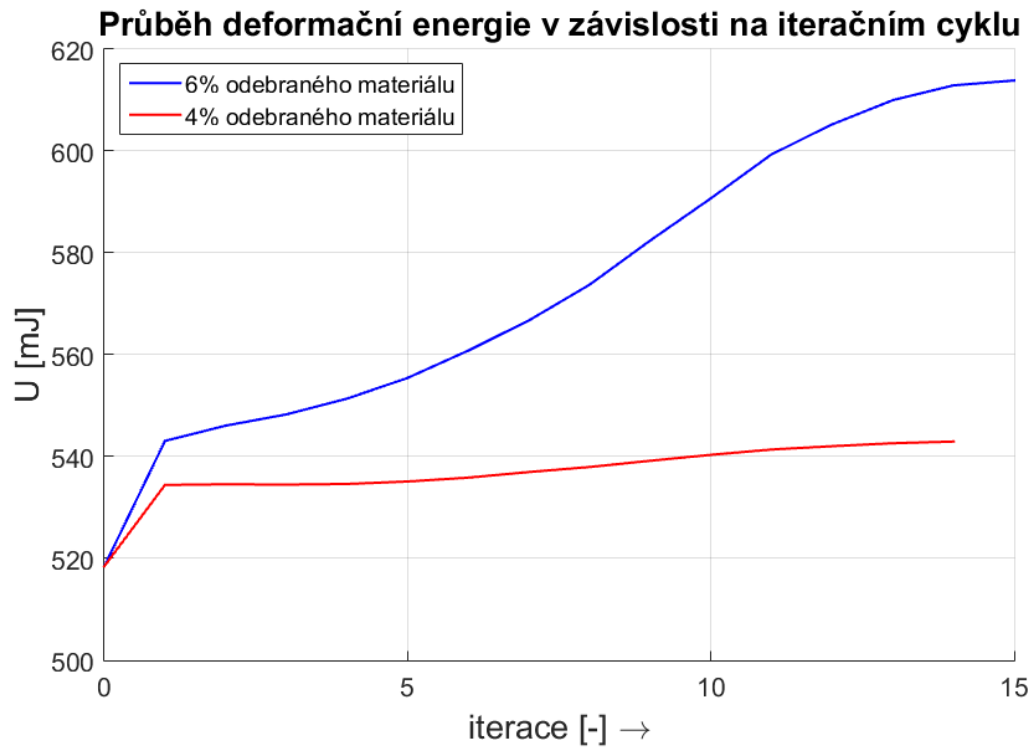


Obrázek 84: Statické zatížení silou F , 6% odebraného materiálu, změna v rozložení napětí, maximum nastaveno na $\sim 662 \text{ MPa}$

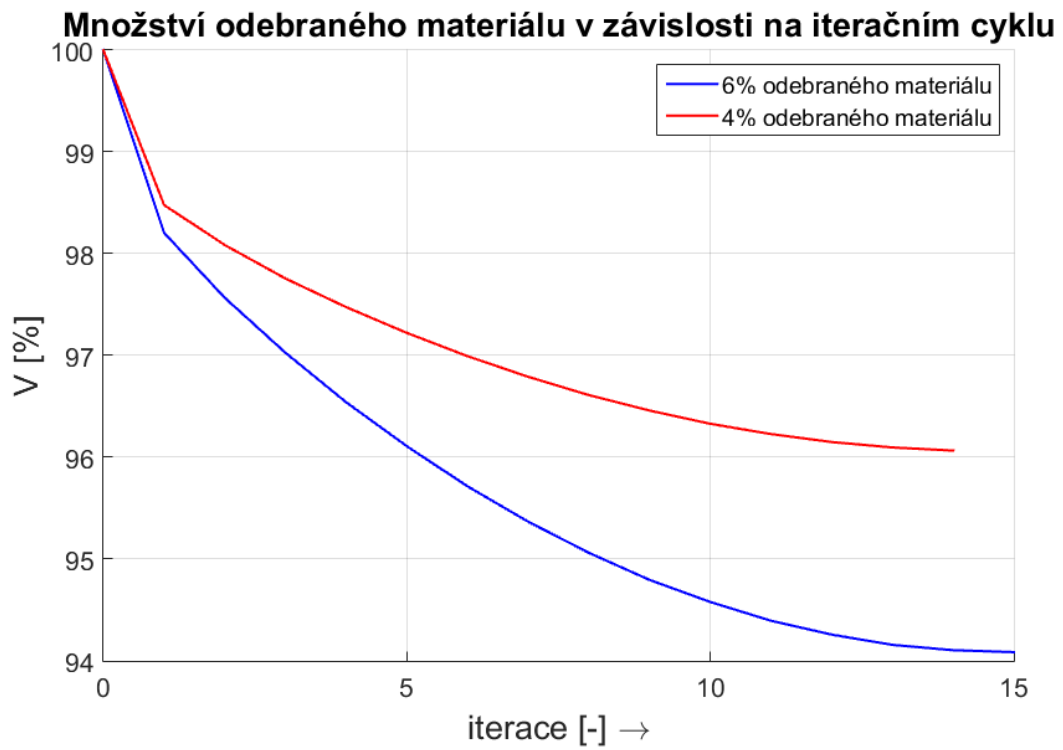


Obrázek 85: Statické zatížení silou F , 4% odebraného materiálu, změna v rozložení napětí, maximum nastaveno na $\sim 430 \text{ MPa}$

Jak se měnila deformační energie v průběhu celé optimalizace při zatížení složkami reakční síly vidíme pro představu na grafu č.86. Průběh procentuální hodnoty odebíraného materiálu v závislosti na iteračním cyklu ukazuje, že v případě 4% úbytku dokonvergoval celý proces o jeden iterační cyklus dříve.



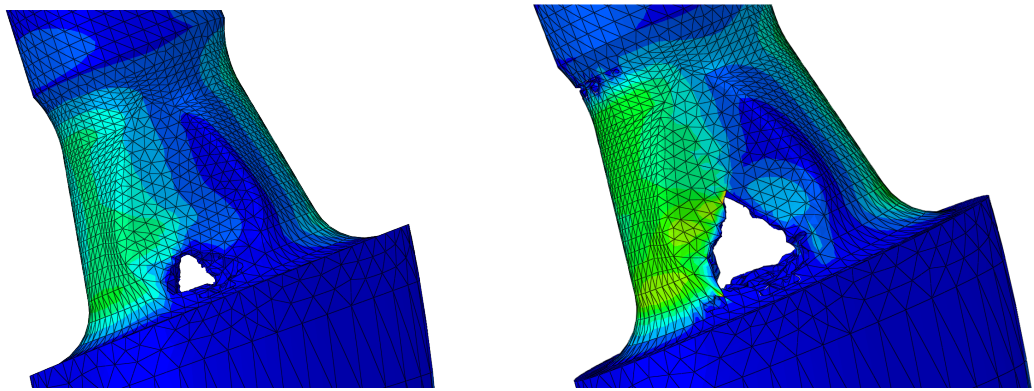
Obrázek 86: Cílová funkce



Obrázek 87: Omezující funkce

10.4.3 Kvazistatické zatížení - výsledky topologické optimalizace

V porovnání s předchozími úlohami trvaly výpočty v rámci časově proměnlivého zatížení podstatně déle. Výpočetní *step* jsem oproti původní úloze s uvažovaným kvazistatickým zatížením rozdělil pouze na 10 časových inkrementů. Výsledky z obrázku č.88 ukazují velmi podobný způsob odběru materiálu jako při zatížení silou F_D . Protože uvedené rozložení napětí odpovídá výsledkům z posledního časového inkrementu, nedá se zcela určit velikost a místo největšího namáhání při maximálním zatížení. Z předchozích výpočtů je však jasné, že napětí i v tomto případě prudce vzroste a celková tuhost bude nižší.



Obrázek 88: Kvazistatické zatížení silou F , 6% a 5,5% odebraného materiálu

10.5 Závěr

V této kapitole jsem popsal proces topologické optimalizace aplikovaný na tvar krčku krátkého dříku. Ač jsem v úvodu této kapitoly nastínil, že podobné výpočty se při vývoji kyčelních implantátů neprovádějí, výsledky z jednotlivých úloh ukazují, že navrhovaný tvar krčku zajišťuje maximální tuhost. Pokud bych chtěl změnit kompletní způsob odběru materiálu a zajistit tak přednostní odběr z povrchu krčku, musel bych pravděpodobně zadefinovat další geometrická omezení a nejspíš i vytvořit a následně zmrazit skupinu elementů uvnitř optimalizované oblasti. To by ovšem vyžadovalo daleko složitější i časově náročnější operace s uvažovanou výpočetní sítí.

Uvedené výsledky ukázaly prudký (někdy až 100%) nárůst maximálního namáhání vlivem snížené tuhosti a z tohoto hlediska nepovažuji prezentované tvary za vhodná konstrukční řešení. V případě výroby implantátu pomocí aditivních technologií by se teoreticky s nástupem nových možností mohl vnitřek vytisknout pro celkové odlehčení porézní. To by však vyžadovalo i složitější modelovou přípravu. Materiál byl ve všech případech odebírán od středu do stran. Na ventrální a dorzální straně tak vznikl jakýsi charakteristický oblouk. Pokud by se uvažovalo o případném vytvoření konstrukčního prvku pro resekci dříku, v těchto místech by na to teoreticky mohl být prostor. Zmíněné místo by ale zřejmě obsahovalo vrub, a protože v průběhu chůze je na začátku i konci jednoho cyklu nejvíce zatěžována dorzální strana dříku, musela by se zcela určitě provést nová analýza únavové životnosti.

I když výsledky nepřinesly zásadní doporučení na změnu tvaru krčku, celou kapitolu beru jako osobní přínos v seznámení se s problematikou optimalizace ve výpočetních MKP softwarech. Budoucnost v optimalizaci implantátů (respektive kyčelních náhrad) vidím v hledání ideálního tvaru distální části dříku, která by zajistila obnovu fyziologického zatížení v okolí implantátu a redukovala tak vznik *stress-shieldingového efektu*.

11 Závěr diplomové práce

Krátké dřívky totálních náhrad kyčelních kloubů se v současné době staly předmětem zájmu mnoha firem i ortopedických center. Jejich nespornou výhodou je zachování většího množství kostní tkáně, které lze plně využít u mladých pacientů, u nichž se s jistotou předpokládá nutnost budoucí reoperace. Krátké dřívky s sebou přinášejí mnoho výhod jako je například redukce stress shieldingového efektu, větší šetrnost vůči měkkým tkáním, zlepšení charakteru přenosu zatížení v celé proximální části femuru nebo i kratší doba rekonvalescence.

Hlavním úkolem této diplomové práce bylo analyzovat model krátkého dřívku z mechanického hlediska a porovnat jeho namáhání při normovaných a fyziologických podmínkách. Pro posouzení mechanického chování implantátu jsem vycházel z normy **ISO 7206-4:2010**, která stanovuje požadavky na průběh únavové zkoušky včetně pozice krátkého dřívku ve fixačním materiálu.

Jednotlivé výpočty jsem rozdělil do dvou skupin dle uvažovaného způsobu zatěžování - na **statické** (zatížení silou $F_D = 1\,200\text{ N}$) a na **kvazistatické** (zatížení časově proměnnou reakční silou v kyčelním kloubu \mathbf{F}). Při chůzi má uvažovaná reakční síla \mathbf{F} maximální velikost **2 415 N**, při běhu **3 882 N**. Zvolené průběhy reakčních sil byly vybrány tak, aby bylo zatížení pokud možno největší.

Výsledky ze statického i kvazistatického zatížení potvrdily, že místem největšího namáhání implantátu je úroveň hladiny jeho zalití. Při zatížení silou F_D je nejvíce namáhána mediální strana dřívku, při chůzi i běhu strana dorzální. Maximum redukovaného napětí při statickém zatížení vyšlo pro tužší fixaci $66,4\text{ MPa}$, pro nižší hodnotu modulu pružnosti E_{fix} bylo napětí pouze o $0,4\text{ MPa}$ menší.

Výsledky z kvazistatického zatížení potvrdily, že maximum ohybového napětí nastává v místě vrchlíku obou reakčních sil \mathbf{F} . Při chůzi dosahovalo maximum redukovaného napětí velikosti 140 MPa , při běhu 310 MPa - v obou případech pro tužší fixační materiál.

Prezentované napěťové výsledky vyšly hluboko pod smluvní mezí kluzu titanové slitiny

Ti6Al4V ELI, z níž má být krátký dřík vyráběn ($R_{p0,2\%} = 790 \text{ MPa}$), a proto lze všechny vzniklé deformace považovat za čistě elastické.

Ve všech uvažovaných výpočtech jsem paralelně zkoumal vliv modulu pružnosti fixačního materiálu E_{fix} na výslednou distribuci napětí i na předpokládanou životnost. Výsledky z napěťové analýzy potvrdily, že tužší fixace $E_{fix} = 6\,000 \text{ MPa}$ napomáhá k větší koncentraci napětí v místě hladiny zalití. U poddajnějšího materiálu se oblast největšího namáhání viditelně zvětšuje a maximum ohybového napětí klesá pod hladinou zalití.

Pro analýzu únavové životnosti jsem importoval výstupy z jednotlivých úloh do programu *fe safe*. Výsledkem všech analýz byla nekonečná životnost implantátu, což z praktického hlediska považuji za jeden nejdůležitějších závěrů celé práce. Pro bližší posouzení životnosti jsem zavedl koeficient bezpečnosti k , který říká, kolikrát by se muselo napětí v průběhu harmonického zatěžování zvýšit, aby se výsledná životnost pohybovala kolem normou předepsané hodnoty $N_D = 5\,000\,000$.

Ze všech použitých výpočetních algoritmů byl k výsledkům nejkritičtější algoritmus *Principal Stress* s korekcí středního napětí dle *Goodmana*. Při zatížení silou F_D vyšel koeficient k u tužšího fixačního materiálu nejnižší: $k = 5,465$, z čehož můžeme soudit, že poddajnější fixace životnost implantátu zvyšuje. Pro zatížení silou F vyšla nižší životnost, respektive koeficient k , opět pro tužší fixační materiál (pro chůzi: $k = 2,45$, pro běh $k = 1,035$).

Distribuce faktoru *FOS* ukázala na povrchu dříku místa nejnižší životnosti. Pro sílu F_D je kritickým místem dříku tlaková (mediální) strana v úrovni hladiny zalití, pro reakční sílu F naopak strana tažená (ventrální). V praxi se s únavovými lomy setkáváme převážně v místech kladných (tahových) napětí, nicméně rozložení faktoru *FOS* je při zatížení silou F_D na laterální i mediální straně dosti podobné a je tedy možné, že se zjemněním sítě by se kritické místo v dané oblasti mohlo přesunout na stranu laterální.

Jednotlivé únavové analýzy byly z mého pohledu omezeny volbou charakteristických napěťových cyklů. V každodenním životě je implantovaný dřík vystaven podstatně nahodilejšímu zatěžování, a proto může jeho celková životnost v reálných podmínkách ještě klesnout. Nesmíme však zapomenout, že vypočítaná životnost implantátu je závislá na volbě

referenční S-N křivky, která má uvažovanou mez únavy nižší než titanová slitina Ti6Al4V ELI.

Data, která byla použita pro výpočet životnosti implantátu při simulovaných pohybech, byla naměřena u pacientů s průměrnou tělesnou vahou. Výsledky z únavové analýzy naznačují, že by měl tento implantát vydržet zatížení mnohem větší, které lze očekávat například u pacientů s nadváhou. Rezerva v přípustném zatížení je žádoucí i v případě špatné implantace, nebo částečné luxace kloubní hlavice.

Poslední skupinou výpočtů byla topologická optimalizace krčku krátkého dřívku. Výsledky z jednotlivých výpočtů ukázaly, že navrhovaný tvar krčku není nutné měnit, neboť pro všechny uvažované typy zatížení jeho geometrie zajišťuje maximální tuhost.

Na základě prezentovaných výsledků jsem dospěl k několika doporučením, která by mohla napomoci ke kritičtějším hodnocení reálné únavové zkoušky. Hodnota zátěžné síly F_D je v normě [13] uvedena jako minimální a pro konkrétní materiál a geometrii dřívku je možné její velikost zvýšit. Klasické dřívky se při únavových zkouškách běžně zatěžují silou 2 300 N, která svou velikostí reprezentuje průměrné maximální zatížení při chůzi. Kvůli velmi nízkým napěťovým odezvám se mi navýšení zátěžné síly F_D pro budoucí únavovou zkoušku zdá adekvátní.

Dalším doporučením je použití fixačního materiálu o vyšší hodnotě modulu pružnosti E_{fix} . Tužší fixace evidentně napomáhá k větší koncentraci napětí v úrovni hladiny zalití, což byl pravděpodobně i důvod, proč u poddajnějšího materiálu vyšla vždy životnost vyšší.

Poslední doporučení se týká funkčních prvků na povrchu implantátu. Pokud by byla ventrální i dorzální strana opatřena žebry pro pevnější fixaci v kosti, bylo by patrně výhodnější, s přihlédnutím ke konfiguraci a charakteru únavové zkoušky, ukončit jejich tažení kousek nad hladinou zalití. Při chůzi je dřív namáhán právě na těchto stranách a žebra by mohla celkovou životnost vlivem přítomnosti vrubu snížit.

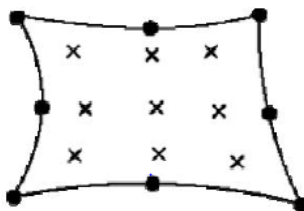
Přílohy

A Metoda konečných prvků - MKP

A.1 Popis výpočetní metody

Metoda konečných prvků (MKP) je numerická výpočetní metoda sloužící k řešení úloh klasické pružnosti, vedení tepla, elektromagnetismu a pod. Je hojně využívána především při řešení tvarově i časově komplikovanějších úloh, kde klasické analytické výpočty už nestačí. Formulace této metody je známa zhruba od začátku 2. poloviny minulého století. Svého plného využití dosáhla až s nástupem výkonnější výpočetní techniky, díky níž je dnes možné řešit složitější výpočetní úlohy v daleko rozumnějších časových intervalech.

Metoda konečných prvků spočívá v diskretizaci kontinua na spojitě podoblasti - tzv. **elementy**. Každý element je jednoznačně určen svými **uzlovými body** (tučné tečky na obr. č.89). Součástí elementu jsou i tzv. **integrační body** (křížky na obr. č.89), v nichž jsou počítány a ukládány výstupy z jednotlivých výpočtů (tenzory napětí, tenzory deformace atd.). Výsledkem úlohy MKP je interpolované pole posuvů, které minimalizuje celkovou potenciální energii. [22] [25]



Obrázek 89: Příklad 2-D elementu CPE8PH (převzato z [1] - kapitola 28.1.3)

A.2 Lagrangeův variační princip

Princip metody konečných prvků je založen na **Lagrangeově variačním principu**. Ten říká, že těleso je v rovnováze, pokud je jeho celková potenciální energie minimální. Diskretizujeme-li libovolnou oblast na konečný počet infinitesimálních elementů, celková

potenciální energie Π této oblasti bude rovna součtu potenciálních energií Π^e všech elementů:

$$\Pi = \sum_{e=1}^{N_e} \Pi^e \quad (12)$$

kde N_e je počet elementů.

Celkovou potenciální energii tělesa lze vyjádřit jako součet deformační energie \mathbf{U} a potenciálu akčních vnějších sil \mathbf{W} (objemových \mathbf{W}^B a plošných \mathbf{W}^S):

$$\Pi(\mathbf{u}(\mathbf{x})) = \mathbf{U}(\mathbf{u}(\mathbf{x})) + \mathbf{W}(\mathbf{u}(\mathbf{x})) = \mathbf{U}(\mathbf{u}(\mathbf{x})) + \mathbf{W}^B(\mathbf{u}(\mathbf{x})) + \mathbf{W}^S(\mathbf{u}(\mathbf{x})) \quad (13)$$

Rovnici č.13 můžeme rozepsat na:

$$\Pi(\mathbf{u}(\mathbf{x})) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma}^T \boldsymbol{\epsilon} dV - \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{f}^B dV - \int_{\Gamma_{\Omega}} \mathbf{u}^T \mathbf{f}^S dS \quad (14)$$

$$\Pi(u(x)) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} C_{ijkl} \epsilon_{ij} \epsilon_{kl} dV - \int_{\Omega} f_i^B u_i dV - \int_{\Gamma_{\Omega}} f_i^S u_i dS \quad (15)$$

Člen $\Pi(\mathbf{u}(\mathbf{x}))$ představuje z matematického hlediska funkcionál - zobrazení z množiny funkcí do množiny reálných čísel. Minimalizací a maximalizací funkcionálu se obecně v matematice zabývá *variální počet*. Budeme-li minimalizovat (derivovat) vztah č.14, získáme již zmíněný *Lagrangeův variální princip*:

$$\frac{\partial \Pi}{\partial \mathbf{u}} = 0 \quad (16)$$

Ve vztahu pro výpočet celkové potenciální energie v integrálním tvaru (vzorec č.14) bylo použito několik zatím nezmíněných členů:

- Vektor posuvů: $\mathbf{u}^T = [u_x, u_y, u_z]$
- Vektor přetvoření: $\boldsymbol{\epsilon}^T = [\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}, \gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}]$
- Vektor napětí: $\boldsymbol{\sigma}^T = [\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}]$
- Vektor objemových sil: $\mathbf{f}^B = [f_x^B, f_y^B, f_z^B]^T$
- Vektor plošných sil: $\mathbf{f}^S = [f_x^S, f_y^S, f_z^S]^T$

A.2.1 Řešení úlohy pružnosti v teorii MKP

Celkovou potenciální energii Π lze (bez změny na obecné platnosti vztahu č.13) pro diskretizovaný MKP model zapsat ve tvaru:

$$\Pi = \frac{1}{2} \Delta^T \underline{K} \Delta - \Delta^T \mathbf{F} \quad (17)$$

kde \underline{K} vyjadřuje *globální matici tuhosti*, Δ *vektor globálních uzlových posuvů* a \mathbf{F} *globální vektor vnějších uzlových sil*.

První člen rovnice č.17 představuje celkovou deformační energii tělesa, druhý práci vnějších sil. Řešením úlohy pružnosti je kinematically přípustné pole posuvů, které minimalizuje funkcionál Π . Derivací funkcionálu Π dle vektoru globálních uzlových posuvů lze z rovnice č.17 odvodit vztah pro *rovnici rovnováhy*:

$$\underline{K} \Delta = \mathbf{F} \quad (18)$$

A.2.2 Obecné vlastnosti matice tuhosti \underline{K}

Bez předepsání kinematických okrajových podmínek, které zamezí pohybu tělesa jako celku, je matice \underline{K} obecně *singulární* (její determinant je nulový). To vede k nejednoznačnosti řešení úlohy, kterou odráží prostorová neurčitost polohy tělesa. Pokud není předepsána kinematická okrajová podmínka, výpočet se kvůli singularitě matice \underline{K} zhroutlí. Dalšími vlastnosti matice \underline{K} je například její *symetrie* a *pozitivní definitnost*.

A.2.3 Kinematické okrajové podmínky

Kinematické okrajové podmínky předepisující hodnoty složek posuvů a geometrickou vazbu diskretizovaného tělesa s okolím obecně rozdělujeme na dva typy:

- **Homogenní** - předepisují nulový posuv
- **Nehomogenní** - předepisují vynucený posuv

Uvedené informace jsou převzaty z [22] [25].

B Únavová pevnost a životnost

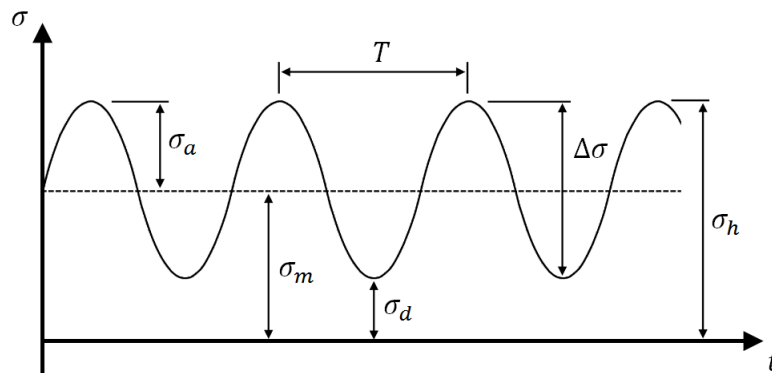
B.1 Úvod

Únava materiálu je proces vzniku nevratných změn ve vlastnostech a stavu materiálu vlivem působení časově proměnných dynamických zatížení. Za mezní stav únavy je považován stav, kdy dochází k celkové poruše funkční způsobilosti strojní součásti. Na rozdíl od statických mezních stavů je mezní stav únavy závislý na celé historii zatěžování, během níž dochází k nevratným změnám ve vnitřní struktuře materiálu a kumulaci poškození, která v konečném stádiu vede ke vzniku **únavového lomu**. Pro tyto procesy je typické, že maximální hladina kmitavého napětí je mnohem nižší, než jaká je statická mez pevnosti materiálu.

Únavové zkoušky se nejčastěji provádí za účelem stanovení meze únavy σ_c testovaného materiálu. V některých průmyslových odvětvích se často setkáme i s únavovými zkouškami prototypů finálních výrobků, které probíhají za normovaných podmínek a slouží pouze k posouzení trvalé životnosti. [15] [24] [28]

B.2 Harmonické zatěžování

Při únavových zkouškách jsou testované součásti vystaveny časově proměnlivému namáhání. Na obrázku č.90 je uvedeno schéma několika cyklů obecného harmonického zatěžování, z něhož je možné odvodit a zároveň definovat několik základních výpočetních vztahů:



Obrázek 90: Obecné schéma harmonického zatěžování

- Amplituda napětí:

$$\sigma_a = \frac{\sigma_h - \sigma_d}{2} \quad (19)$$

- Střední hodnota napětí:

$$\sigma_m = \frac{\sigma_h + \sigma_d}{2} \quad (20)$$

- Rozkmit napětí:

$$\Delta\sigma = \sigma_h - \sigma_d \quad (21)$$

- Koeficient nesouměrnosti:

$$R = \frac{\sigma_d}{\sigma_h} \quad (22)$$

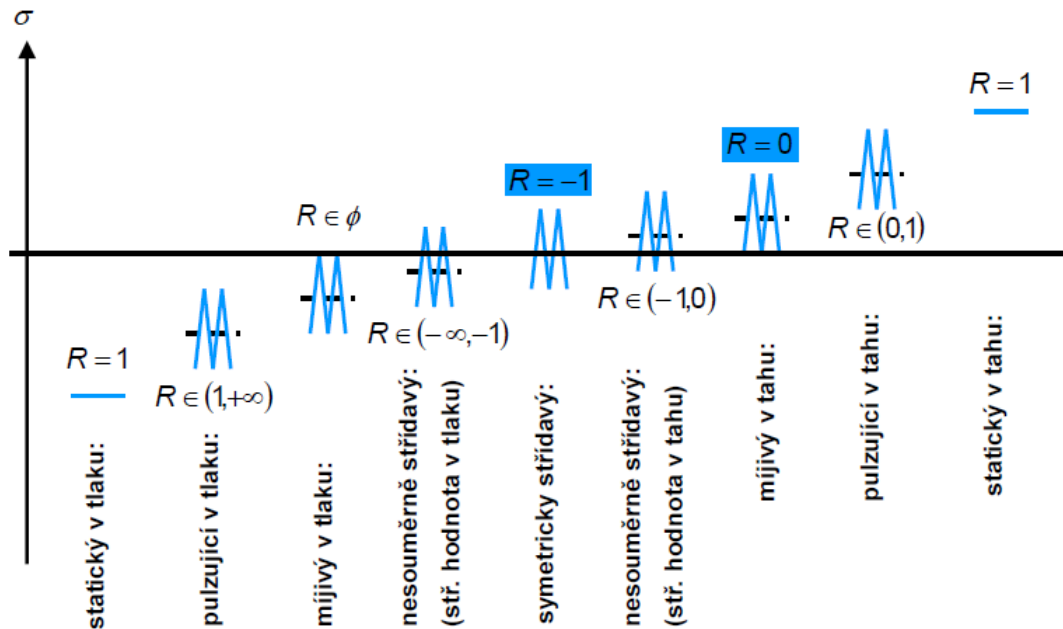
- Perioda kmitu: T

- Frekvence zatěžování: $\frac{1}{T}$

Jeden zátěžový cyklus je definován jako průběh od středního napětí přes maximální a minimální hladiny opět ke střednímu napětí.

Je-li v průběhu zatěžování střední hodnota σ_m a amplituda napětí σ_a konstantní, mluvíme o tzv. **jednostupňových** zkouškách. Někdy se únavové zkoušky pro přiblížení se reálným podmínkám realizují za pomoci zátěžových bloků s časově proměnlivou amplitudou. V takovém případě mluvíme o zkouškách **vícestupňových**.

Na obrázku č.91 jsou znázorněné jednotlivé průběhy zátěžových cyklů dle koeficientu asymetrie R .



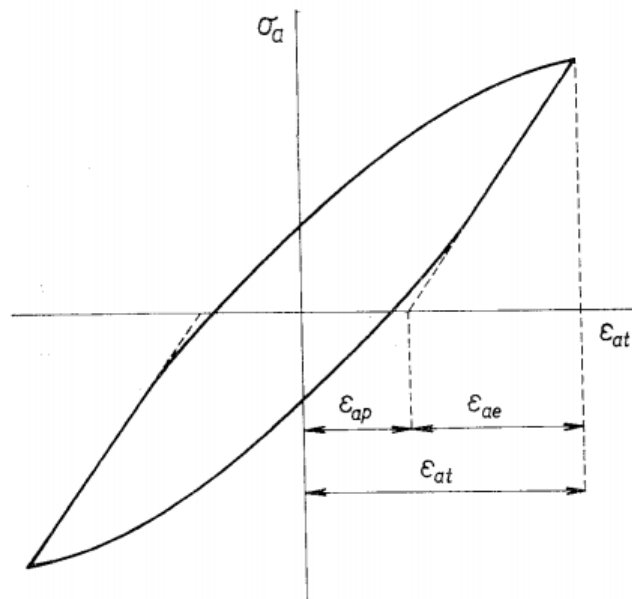
Obrázek 91: Druhy zátěžových cyklů (převzato z [27])

Únavové zkoušky můžeme rozdělit i podle charakteru zatěžování. U napětově řízeného zatěžování mluvíme o tzv. **mĕkkĕm** režimu. Je-li zátěžový cyklus řízen deformačně (konstantní poměrnou deformací), jedná se o režim **tvrdĕj**. Při mĕkkĕm režimu má průběh napětí nejčastĕji tvar sinusoidy, někdy se vřak setkáme i s průběhem pilovitĕm ĭi obdĕlnĭkovĕm. [23] [24]

B.3 Hystereze

Každé zatížení obecného poddajného tělesa vyvolává uvnitř jeho struktury napětí a příslušné deformace. Vzniklé deformace můžeme rozdělit na čistě **elastické** ϵ_{el} a na **elasticko - plastické** $\epsilon_{el} - \epsilon_{pl}$. Kumulativní poškození jako důsledek cyklického namáhání často vede k únavovému lomu a je většinou podmíněno mnohonásobným opakováním plastické deformace vyvolané napěťovou amplitudou zpravidla pod mezí kluzu. Plastické deformace jsou přitom mnohdy tak malé, že bychom je v běžném pojetí označili za deformace elastické.

Závislost mezi amplitudou napětí a poměrnou deformací v průběhu jednoho zátěžového cyklu je charakterizována hysterezní smyčkou (viz obr. č.92).

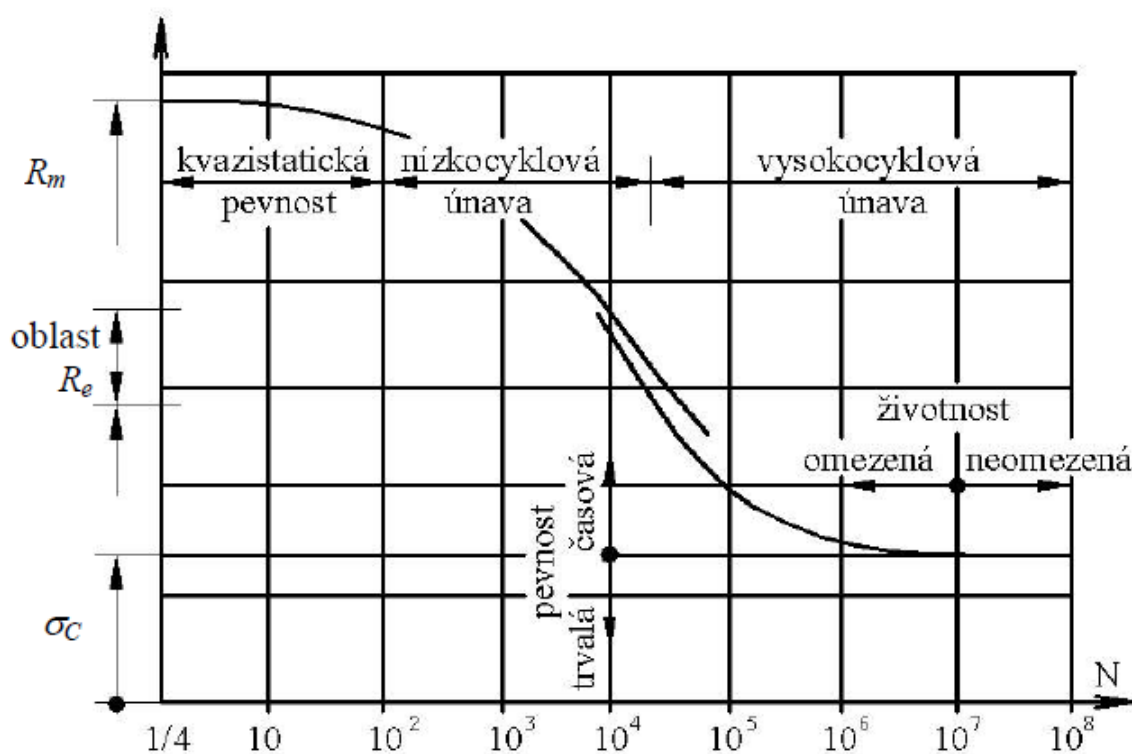


Obrázek 92: Hysterezní smyčka (převzato z [15])

Celkovou deformaci ϵ_{at} lze pro napěťovou amplitudu σ_a vyjádřit jako součet amplitud deformace elastické ϵ_{ae} a plastické ϵ_{ap} . Je-li $\epsilon_{ap} > \epsilon_{ae}$, cyklický děj je považován za **nízko-cyklovou únavu**. Pokud při vzniklé deformaci převládá elastická složka, tzn. $\epsilon_{ae} > \epsilon_{ap}$, děj je označován za **vysokocyklovou únavu**. Čím je složka elastické deformace větší, tím je i počet cyklů do porušení a lomu vyšší. [15] [24]

B.4 Wöhlerova křivka

Závislost mezi amplitudou napětí σ_a a počtem cyklů N_f je definována Wöhlerovou (někdy též S-N) křivkou (viz obr. č.93). Wöhlerova křivka stanovující mez únavy σ_c je odvozena zpravidla pro střídavě souměrné cykly ($R = -1$) a nelze z ní určit amplitudu napětí nebo počet cyklů do lomu pro obecně nesymetrické zatěžování ($\sigma_m \neq 0$). Únavové zkoušky nejčastěji probíhají v tahu-tlaku, ohybu nebo krutu. U zkoušek kde $\sigma_m \neq 0$ je vždy nutné uvést hodnotu středního napětí nebo hodnotu R , pro něž byla výsledná mez únavy stanovena.



Obrázek 93: Obecná Wöhlerova křivka (převzato z [23])

Dle velikosti amplitudy napětí rozdělujeme plochu pod Wöhlerovou křivkou na oblast **trvalé** a **časové pevnosti**. Přechod mezi oběma oblastmi je dán hodnotou **meze únavy** σ_c . Ta je definována jako kmitavé napětí $\sigma_m \pm \sigma_A$, kde σ_A je hodnota mezního výkmitu amplitudy na mezi únavy. Dle způsobu namáhání při únavové zkoušce označujeme jednotlivé meze únavy jako $\sigma_c, \sigma_{oc}, \tau_c$. Na vodorovné ose Wöhlerovy křivky odpovídají hodnotám

časové a trvalé pevnosti hodnoty **omezené** a **neomezené životnosti**.

Dle počtu cyklů N_f lze oblast pod Wöhlerovou křivkou dále rozdělit na oblast **nízkocyklové** a **vysokocyklové únavy**. O nízkocyklové únavě mluvíme zhruba od hodnoty $N_f = 10^2$, která je obecně brána za hranici oblasti **kvazistatické pevnosti**. V tomto intervalu dochází k porušení vzorku většinou při prvních výkmitech aplikovaného zatížení. Lomová plocha testovaného vzorku má v takovém případě charakter *tvárného lomu*, který je typický spíše pro statické zatížení.

Nízkocyklová oblast je vymezena počtem cyklů $10^2 < N_f < 5 \cdot 10^5$. V intervalu hodnot meze kluzu R_e můžeme pozorovat určité diskontinuity Wöhlerovy křivky a velké rozpětí naměřených dat. Únavový lom má pod mikroskopem viditelně hrubší strukturu s interkrystalickým průběhem únavového lomu a výraznými stopami po plastické deformaci.

Oblast vysokocyklové únavy je definována od počtu cyklů vyšších než $5 \cdot 10^5$ a únavový lom má v této oblasti lesklý až hedvábný vzhled s transkrystalickou strukturou bez známek plastické deformace. Obvykle je doprovázen zbylou lomovou částí, která vznikla v důsledku kvazistatického dotržení průřezu s podílem plastických deformací.

Uvedené hodnoty počtu cyklů N_f , které vymezují jednotlivé oblasti pod Wöhlerovou křivkou, jsou obecně brány za orientační. [23] [24] [27] [29]

B.4.1 Analytické vyjádření Wöhlerovy křivky

Pro matematický popis Wöhlerovy křivky lze v oblasti šikmé větve využít aproximace mocninným tvarem:

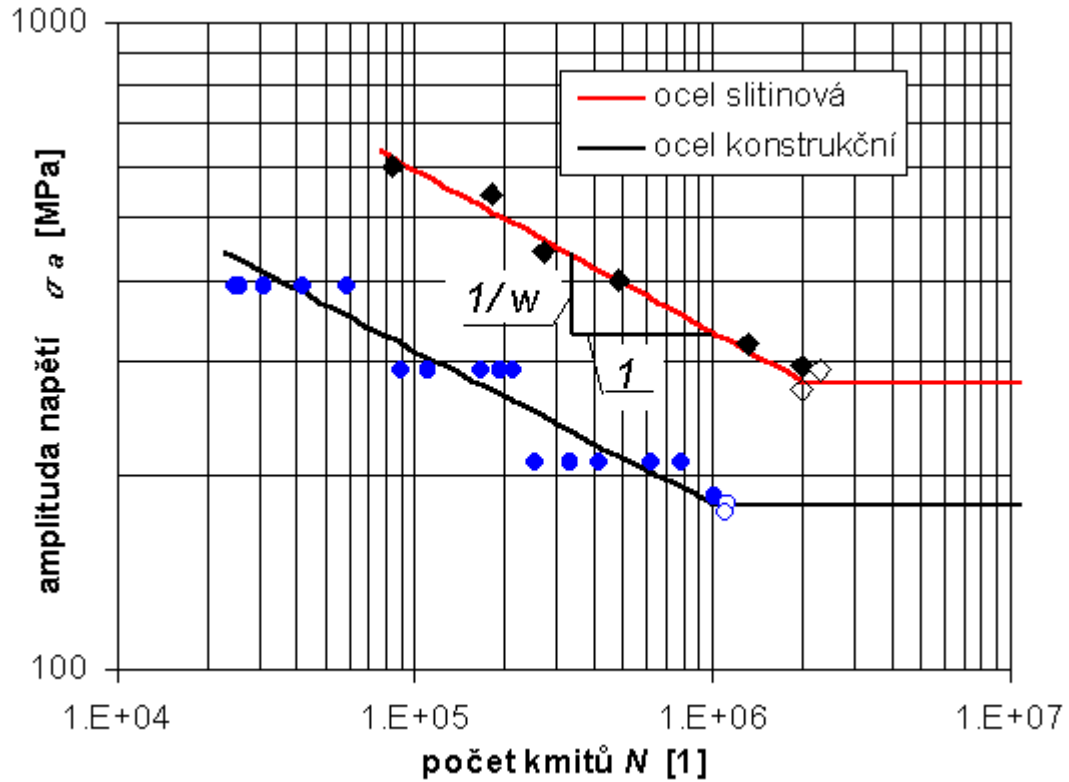
$$\sigma_a^w \cdot N_f = C \quad (23)$$

Vztah č.23 se v bilogaritmicích souřadnicích promítne jako klesající přímka se směrnici $-1/w$. Koeficienty C a w lze určit lineární regresí naměřených dat. Wöhlerovu křivku je možné aproximovat vztahem č.23 pouze mezi hodnotami meze kluzu a meze únavy.

Pro přesnější vyjádření únavové křivky, respektující přechodové oblasti šikmé větve, je vhodné využít vztahu dle *Weibulla*:

$$(\sigma_a - \sigma_c)^b \cdot (N_f - A) = C \quad (24)$$

Koeficienty A , b a C lze získat regresním a iteračním způsobem.



Obrázek 94: Lineární část aproximovaných S-N křivek (převzato z [29])

V oblasti nízkocyklové únavy (podobně jako u vztahu č.23) je pro popis Wöhlerovy křivky často využíván *Basquinův vztah*. Tato rovnice pracuje s počtem půlkmitů $2N_f$ do iniciace únavové trhliny:

$$\sigma_a = \sigma'_f \cdot (2N_f)^b \quad (25)$$

σ'_f je *součinitel únavové pevnosti* a b je *exponent únavové životnosti*. Grafickým vyjádřením rovnice č.25 je v bilogarithmických souřadnicích opět přímka.

Porovnáním vztahů č.23 a 25 lze odvodit:

$$C = \frac{1}{2}(\sigma'_f)^{-\frac{1}{b}} \quad \text{a} \quad w = -\frac{1}{b}$$

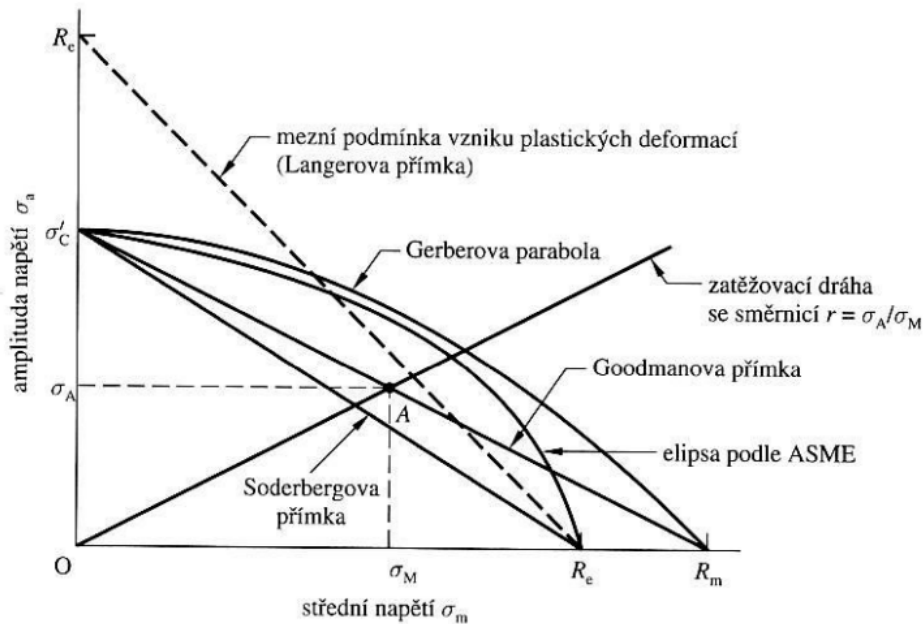
Uvedené informace jsou převzaty z [23] [29].

B.5 Vliv středního napětí

Při tahovém pulzujícím zatěžování (kdy $\sigma_m > 0$) se únavová odolnost vůči namáhání se stejnou napěťovou amplitudou jako při symetricky střídavém napěťovém kmitu snižuje. Z toho plyne, že poškození materiálu nezáleží pouze na amplitudě napětí, ale i na jeho střední hodnotě. Analytická vyjádření Wöhlerovy křivky, která byla uvedena v předchozí podkapitole, nezahrnují vliv středního napětí. Pro jeho posouzení se v technické praxi využívá **Smithův** nebo **Haighův diagram**. Tyto diagramy slouží k převodu napěťových kmitů o různých složkách středního napětí σ_m na smluvní symetricky střídavé kmity s podobným únavovým účinkem. [23] [24] [29]

B.5.1 Haighův diagram

Haighův diagram popisuje závislost mezi amplitudou napětí a jeho střední složkou: $\sigma_a = f(\sigma_m)$. Z grafu na obrázku č.95 vyplývá, že s rostoucí střední složkou napětí přípustná amplituda klesá. Analytické vyjádření mezní čáry rozděluje Haighův diagram na dvě části. Oblast pod křivkou můžeme nazvat pracovní, v oblasti nad mezní čarou naopak dochází k poruše materiálu.



Obrázek 95: Obecný Haighův diagram (převzato z [28])

Pro analytické vyjádření mezních čar lze v Haighově diagramu naměřené experimentální výsledky aproximovat několika vztahy:

$$\sigma_a = \sigma_C \left[1 - \left(\frac{\sigma_m}{\sigma_F} \right)^k \right] \quad (26)$$

Exponent k určuje typ mezní čáry a σ_F je tzv. **fiktivní pevnost**, jejíž hodnota se u jednotlivých aproximací liší. Kombinací koeficientu k a náhradám fiktivní pevnosti σ_F přísluší:

$k = 1$	$\sigma_F = R_m$	Goodmanova přímka
$k = 2$	$\sigma_F = R_m$	Gerberova parabola
$k = 1$	$\sigma_F = R_e$	Soderbergova aproximace pro křehké materiály
$k = 1$	$\sigma_F = \sigma'_f$	Aproximace dle Morrowa

Odtud lze pro jednotlivé aproximace odvodit vztah pro analytické vyjádření únavové křivky s uvažovanou korekcí středního napětí:

$$\sigma_{a\,eq} = \frac{\sigma_a}{1 - \left(\frac{\sigma_m}{\sigma_F} \right)^k} = \sigma'_f \cdot (2N_f)^b \quad (27)$$

Po úpravě bychom pro korekci dle *Morrowa* získali vztah:

$$\sigma_a = (\sigma'_f - \sigma_m) \cdot (2N_f)^b \quad (28)$$

Upravený *Basquinův vztah* (rovnice č.28) by se po zobrazení v bilogaritmicckých souřadnicích opět promítl jako přímka, která by ovšem vůči původní S-N křivce byla vertikálně posunuta. Ze vztahu č.28 vyplývá, že kladné střední napětí aproximovanou S-N křivku posunuje směrem dolů a snižuje tak mez únavy. Záporné střední napětí S-N křivku naopak posunuje nahoru a výslednou mez únavy zvyšuje. [27] [28] [29]

Použitá literatura

- [1] ABAQUS/Abaqus Analysis User's Guide, Ver. 6.14 Documentation. *Dassault Systèmes Simulia Corporation*, 2014.
- [2] ALBERS, Anthony, et al. Favorable results of a short, tapered, highly porous, proximally coated cementless femoral stem at a minimum 4-Year follow-up. *The Journal of arthroplasty*, 2016, 31.4: 824-829.
- [3] BERGMANN, G. (ed.), Charité Universitaetsmedizin Berlin (2008), *OrthoLoad*. Dec. 19, 2016.
- [4] BEREND, Keith R., et al. Cementless double-tapered total hip arthroplasty in patients 75 years of age and older. *The Journal of arthroplasty*, 2004, 19.3: 288-295.
- [5] BYRNE, Damien P.; MULHALL, Kevin J.; BAKER, Joseph F. Anatomy & biomechanics of the hip. *The open sports medicine Journal*, 2010, 4.1.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [7] ESCHWEILER, Jörg, et al. Application and evaluation of biomechanical models and scores for the planning of total hip arthroplasty. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2012, 226.12: 955-967.
- [8] FE-SAFE, User Guide. © *safe technology limited*.
- [9] FE-SAFE, Appendices. © *safe technology limited*.
- [10] FLOERKEMEIER, Thilo, et al. Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 2012, 132.8: 1125-1131.
- [11] GRONEWOLD, Jens, et al. Changes in strain patterns after implantation of a short stem with metaphyseal anchorage compared to a standard stem: an experimental study in synthetic bone. *Orthopedic reviews*, 2014, 6.1

- [12] GUSTKE, Kenneth. Use of Short Stems for Total Hip Arthroplasty: Is It a Napoleonic Solution?. In: *Seminars in Arthroplasty*. WB Saunders, 2012. p. 159-162.
- [13] ISO 7206-4 (2010) Implants for surgery – partial and total hip prostheses – Part 4: Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components, 3rd edn. International Organization for Standardization, Geneva
- [14] KAIPEL, Martin, et al. Migration characteristics and early clinical results of the NANOS® short-stem hip arthroplasty. *Wiener klinische Wochenschrift*, 2015, 127.9-10: 375-378.
- [15] KLESNIL, Mirko a Petr LUKÁŠ. *Únava kovových materiálů při mechanickém namáhání*. Vyd. 1. Praha: Academia, 1975, 222 s. Fyzikálně metalurgická řada.
- [16] LEARMONTH, Ian D. (ii) Conservative hip implants. *Current Orthopaedics*, 2005, 19.4: 255-262.
- [17] LONG, Marc; RACK, H. J. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, 1998, 19.18: 1621-1639.
- [18] MCTIGHE, Timothy, et al. Total Hip Stem Classification System. *Reconstructive Review*, 2014, 4.2.
- [19] MCTIGHE, T., et al. JISRF Classification system for short stem uncemented THA. *JISRF Publication Sept*, 2012.
- [20] NETTER, F. H. *Anatomický atlas člověka*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247- 0517-6
- [21] NIINOMI, M. Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *International Journal of Fatigue*, 2007, 29.6: 992-1000.
- [22] PETRUŠKA, Jindřich. MKP v inženýrských výpočtech. MKP v inženýrských výpočtech, 2011.
- [23] RŮŽIČKA, M. *Dynamická pevnost a životnost*. 2., přeprac. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1992.

- [24] SEDLÁČEK, Vladimír. *Únava hliníkových a titanových slitin*. ISBN 80-030-0180-3
- [25] ŠPANIEL, Miroslav; HORÁK, Zdeněk. *Úvod do metody konečných prvků*. České vysoké učení technické, 2011.

Internetové zdroje

- [26] Ti6Al4V ELI Titanium Alloy. *ArcamEBM: A GE Additive Company* [online]. Poslední změna 7.10.2015 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Ti6Al4V-ELI-Titanium-Alloy.pdf>>
- [27] Dynamická pevnost a životnost: Přednáška 1. *ČVUT - Mechanika, odbor pružnosti a pevnosti* [online]. 5.10.2016 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <http://mechanika.fs.cvut.cz/content/files/DPZ/2016/DPZ_2016_predn_01.pdf>
- [28] Mezní stav únavové pevnosti. *Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky* [online]. © 2017 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/~jbursa/Stud_opory/3-4-prednaska.pdf>
- [29] RŮŽIČKA, Milan. *Kritéria a postupy při posuzování únavové pevnosti a životnosti konstrukcí* [online]. Praha: ČVUT, 1998, 186 s. [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://mechanika2.fs.cvut.cz/sources_old/pzk/obsah.html>
- [30] Coxa vara. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida): Wikimedia Foundation, 2017 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Coxa_vara>
- [31] Metaphysis. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida): Wikimedia Foundation, 2017 [cit. 2017-03-20]. Dostupné z: <<https://en.wikipedia.org/wiki/Metaphysis>>
- [32] Topology optimization. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida): Wikimedia Foundation, 2017 [cit. 2017-06-17]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Topology_optimization>

- [33] Topology and Shape Optimization with Abaqus. *Dassault Systèmes* [online]. Poslední změna 12.10.2011 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<http://www.simulia.com/download/rum11/GL/Sandeep-Urankar-ATOM-SGL-RUM-2011.pdf>>
- [34] Simulia Tosca Structure 8.1. *Dassault Systèmes* [online]. © 2014 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<https://www.3ds.com/fileadmin/PRODUCTS/SIMULIA/PDF/datasheets/tosca-structure-datasheet.pdf>>
- [35] Overview of materials for Acrylic, Extruded. MatWeb: *Material Property Data* [online]. © 1996-2017 [cit. 2017-07-31]. Dostupné z: <<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=632572aef2a4224b5ac8fbd4f1b6f77&ckck=1>>
- [36] Titanium Ti-6Al-4V ELI (Grade 23), Annealed. MatWeb: *Material Property Data* [online]. © 1996-2017 [cit. 2017-07-31]. Dostupné z: <<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=c4297fb8f1094da189732c224e3be1ed>>
- [37] Grade 23 Ti6Al4V ELI Alloy (UNS R56401). *AZoMaterials* [online]. Poslední změna 30.7.2013 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9365>>
- [38] Material Selector. FADOFF: *Fatigue Analysis Documentation OFFice* [online]. © 2013 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<http://www.fadoff.cz>>
- [39] Pelvic girdle, gluteal region and thigh. *Clinical Gate* [online]. Poslední změna 17.3.2015 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<https://clinicalgate.com/pelvic-girdle-gluteal-region-and-thigh/>>
- [40] Anatomické názvosloví. *WikiSkripta* [online]. Poslední změna 19.1.2017 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Anatomick%C3%A9_n%C3%A1zvoslov%C3%AD>
- [41] Lower Extremity Bones. *Professional Health Systems* [online]. © 2002-2017 [cit. 2017-07-30]. Dostupné z: <<https://prohealthsys.com/anatomy/grays-anatomy/index-10/index-10-2/index-10-3/femur/>>

- [42] Harris Hip Score. *Physiopedia* [online]. Poslední změna 23.4.2016 [cit. 2017-08-05].
Dostupné z: <http://www.physio-pedia.com/Harris_Hip_Score>
- [43] ISO 7206-4 und -6 Dynamic fatigue test. *INNOPROOF* [online]. [cit. 2017-08-08]. Dostupné z: <<http://www.innoproof.de/en/services/hip-replacement/iso-7206-4-und--6-dynamic-fatigue-test.htm>>

Seznam obrázků

1	Kyčelní kloub - anatomický popis (převzato z [20])	14
2	Varózní, normální a valgózní úhel (převzato z [30])	15
3	Femur a jeho řez (převzato z [31])	16
4	Dorr type (převzato z [4])	16
5	Proximální femur - anatomický popis (převzato z [20])	17
6	Šikmý řez proximálního femuru - <i>calcar femorale</i> (převzato z [41])	17
7	Anatomické směry a roviny (převzato z [40])	18
8	Úhly sklonu pánve - řez mediální rovinou (převzato z [39])	19
9	Silový rozbor kyčelního kloubu (převzato z [7])	21
10	Dřík Mayo od firmy Zimmer (převzato z [19])	23
11	Kontaktní oblasti (převzato z [18])	24
12	Hip resurfacing (převzato z [19])	25
13	Mid-Head resurfacing (převzato z [19])	25
14	Corin MiniHip TM (převzato z [19])	26
15	Dříky Silent TM , CUT TM a Spiron TM (převzato z [19])	27
16	RTG snímek dříku Metha [®] (převzato z [10])	28
17	Dřík COLLO-MIS (převzato z [19])	31
18	Corin MiniHip TM (převzato z [19])	32
19	Dřík Fitmore od firmy Zimmer (převzato z [12])	33
20	RTG snímky pacienta s valgózní kyčlí (převzato z [12])	34
21	Dřík Tri-Lock BPS (převzato z [19])	34
22	Dřík Metha [®] (převzato z [19])	35
23	Dřík NANOS (převzato z [19])	35
24	Pozice krátkého dříku ve fixačním materiálu (převzato z [13])	41
25	Příklad reálné konfigurace únavové zkoušky (převzato z [43])	43
26	Sestava vytvořená v programu Solidworks dle normy [13]	44
27	Sestava dříku a fixačního materiálu v prostředí programu Abaqus	48
28	Lokální souřadný systém, referenční body a constraint typu coupling	49

29	Kinematické a silové okrajové podmínky	50
30	Element C3D10 (převzato z [1] - kapitola 28.1.4)	50
31	Síť celé sestavy, detail na místo hladiny zalití	51
32	Síť krátkého dříku	51
33	Síť krátkého dříku, detail na oblast krčku	52
34	Příklady zvolených cest v oblasti krčku, mediální strana	54
35	Příklady zvolených cest v distální oblasti dříku, mediální strana	54
36	Porovnání C3D10 a C3D10I - distální dřík	55
37	Porovnání C3D10 a C3D10I - krček	56
38	Porovnání rozdílných hodnot E_{fix} - krček	57
39	Porovnání rozdílných hodnot E_{fix} - distální dřík	58
40	Distribuce redukovaného napětí na povrchu krčku, mediální strana	58
41	Distribuce redukovaného napětí na mediální straně dříku	59
42	Distribuce redukovaného napětí na laterální straně dříku	59
43	Distribuce hlavních napětí, $E_{fx} = 6\ 000\ MPa$	60
44	Souřadný systém hlavice kyčelního kloubu dle společnosti Orthoload [3]	61
45	Chůze - průběh výslednice \mathbf{F} a jejích složek v závislosti na čase t	62
46	Běh - průběh výslednice \mathbf{F} a jejích složek v závislosti na čase t	62
47	Zavedení složek reakční síly \mathbf{F}	64
48	Chůze - aproximace Fourierovou řadou	66
49	Běh - aproximace Fourierovou řadou	66
50	Chůze - aproximace po částech lineárním modelem	67
51	Běh - aproximace po částech lineárním modelem	67
52	Chůze - průběh zvolené periody	69
53	Běh - průběh zvolené periody	69
54	Chůze - výsledky z inkrementu 0,28, $E_{fix} = 2\ 000\ MPa$	70
55	Chůze - výsledky z inkrementu 0,28, $E_{fix} = 6\ 000\ MPa$	70
56	Běh - výsledky z inkrementu 0,4, $E_{fix} = 2\ 000\ MPa$	71
57	Běh - výsledky z inkrementu 0,4, $E_{fix} = 6\ 000\ MPa$	71
58	Uživatelské prostředí programu fe safe	77

59	Algoritmy pro elastické MKP výsledky	79
60	Lineární část S-N křivky (převzato z [9] - Appendix I)	82
61	S-N křivky titanové slitiny Ti6Al4V	83
62	Detail na oblast trvalé životnosti	84
63	Uvažovaná referenční S-N křivka	85
64	Časová historie síly \mathbf{F} - chůze	89
65	Časová historie síly \mathbf{F} - běh	89
66	Distribuce FOS, zatížení dle normy, poddajnější fixační materiál	92
67	Distribuce FOS, zatížení dle normy, tužší fixační materiál	93
68	Distribuce FOS, zatížení při chůzi, poddajnější fixační materiál	95
69	Distribuce FOS, zatížení při chůzi, tužší fixační materiál	95
70	Distribuce FOS, zatížení při běhu, poddajnější fixační materiál	97
71	Distribuce FOS, zatížení při běhu, tužší fixační materiál	97
72	Optimalizační cyklus (převzato z [33])	100
73	Abaqus - topologická optimalizace	103
74	Nové kinematické okrajové podmínky	104
75	Nová síť	105
76	Krček - průběh redukovaného napětí S_{Mises} po horizontálních cestách	106
77	Krček - průběh redukovaného napětí S_{Mises} po vertikálních cestách	106
78	Oblasti zmražení sítě	107
79	Statické zatížení silou F_D , 7% odebraného materiálu, distribuce S_{Mises}	108
80	Statické zatížení silou F_D , 5% odebraného materiálu, distribuce S_{Mises}	108
81	Statické zatížení silou F_D , 5% odebraného materiálu, změna v rozložení napětí, maximum nastaveno na $\sim 100 MPa$	109
82	Statické zatížení reakční silou \mathbf{F} , 6% odebraného materiálu	109
83	Statické zatížení reakční silou \mathbf{F} , 4% odebraného materiálu	109
84	Statické zatížení silou \mathbf{F} , 6% odebraného materiálu, změna v rozložení na- pětí, maximum nastaveno na $\sim 662 MPa$	110
85	Statické zatížení silou \mathbf{F} , 4% odebraného materiálu, změna v rozložení na- pětí, maximum nastaveno na $\sim 430 MPa$	110

86	Cílová funkce	111
87	Omezující funkce	111
88	Kvazistatické zatížení silou F , 6% a 5,5% odebraného materiálu	112
89	Příklad 2-D elementu CPE8PH (převzato z [1] - kapitola 28.1.3)	117
90	Obecné schéma harmonického zatěžování	120
91	Druhy zátěžových cyklů (převzato z [27])	122
92	Hysterezní smyčka (převzato z [15])	123
93	Obecná Wöhlerova křivka (převzato z [23])	124
94	Lineární část aproximovaných S-N křivek (převzato z [29])	126
95	Obecný Haighův diagram (převzato z [28])	127

Seznam tabulek

1	Rozsah pohybů kyčelního kloubu	20
2	Dřík Tri-Lock BPS - HHS	37
3	Dřík Fitmore - HHS	37
4	Dřík NANOS - HHS	38
5	Dřík Metha® - HHS, VAS	39
6	Dřík Metha® - rozsah pohybů	39
7	Geometrické parametry	41
8	Parametry zkoušky	42
9	Mechanické vlastnosti titanové slitiny Ti6Al4V ELI (převzato z [36] a [37])	46
10	Počet uzlů a elementů sítě	52
11	Maximálního napětí při statickém zatížení	60
12	Maximální velikost složek F_i	65
13	Maximálního napětí při kvazistatickém zatížení	72
14	Hodnoty maximálního napětí	74
15	Tabulka koeficientů pro definování lineární části S-N křivky	84
16	Přeškálované hodnoty zatížení	87
17	Zkušební výpočty, $R = -1$	90
18	Výsledky únavové analýzy při zatížení dle normy [13]	91
19	Výsledky únavové analýzy při zatížení reakční silou \mathbf{F} - CHŮZE	94
20	Výsledky únavové analýzy při zatížení reakční silou \mathbf{F} - BĚH	96
21	Počet elementů a uzlů nové sítě	104