

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**DIPLOMOVÁ
PRÁCE**

**HODNOCENÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ
A PREDIKCE ÚNAVY NOVÉ GENERACE
PROSTŘEDKŮ PRO DLAHOVOU
OSTEOSYNTÉZU**

2021

**VERONIKA
DRÁTOVSKÁ**

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Drátovská** Jméno: **Veronika** Osobní číslo: **465358**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Aplikované vědy ve strojním inženýrství**
Specializace: **Biomechanika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Hodnocení mechanických vlastností a predikce únavy nové generace prostředků pro dlahovou osteosyntézu

Název diplomové práce anglicky:

The Mechanical Properties and Fatigue Prediction of New Generation of Devices for Osteosynthesis

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte literární rešerši na téma kostní tkáň a jejich vlastnosti, zlomeniny kostí a jejich typy a biomateriály používané k výrobě dlah pro osteosyntézu, únava materiálů.
2. Navrhněte metodiku pro analýzu mechanických vlastností dlah se zaměřením na únavu.
3. Realizujte statické a únavové zkoušky s dlahami nové generace, analyzujte jejich mechanické vlastnosti a predikujte únavové chování reálné dlahy.
4. Zpracujte a interpretujte získané výsledky, formulujte závěry.

Seznam doporučené literatury:

1. ČIHÁK, R. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
2. RŮŽIČKA, Milan: Kritéria a postupy při posuzování únavové pevnosti a životnosti konstrukcí. Praha: ČVUT, 1992.
3. MAVRODONTIS, Nikolaos. Fatigue assessment of a bicycle frame done with Abaqus and Fe-Safe. SIMULEON [online]. Hertogenbosch: SIMULEON, 2019, 8. 10. 2019 [cit. 2021-02-15]. Dostupné z: www.simuleon.com
4. ASTM F382-17. Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. West Conshohocken: ASTM International, 2018.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Radek Sedláček, Ph.D., odbor biomechaniky FS

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

Ing. Bc. Zdeněk Padovec, Ph.D., odbor pružnosti a pevnosti FS

Datum zadání diplomové práce: **31.03.2021** Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce: _____

Ing. Radek Sedláček, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

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

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně s použitím citované literatury, jejíž seznam je v práci uveden.

V Praze.....

.....

Veronika Drátovská

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu své diplomové práce Ing. Radku Sedláčkovi, Ph.D. za vstřícný přístup, ochotu, cenné rady a připomínky a za čas věnovaný konzultacím.

Děkuji také Ing. Zdeňku Padovcovi, Ph.D. za pomoc a rady v oblasti MKP výpočtů a predikce únavy a rovněž za množství času věnovaného konzultacím.

Anotační list

Autor: Bc. Veronika Drátovská

Název práce: Hodnocení mechanických vlastností a predikce únavy nové generace prostředků pro dlahovou osteosyntézu

Title of the thesis: The Mechanical Properties and Fatigue Prediction of New Generation of Devices for Osteosynthesis

Akademický rok: 2020/2021

Zadávací ústav: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Studijní program: Aplikované vědy ve strojním inženýrství

Specializace: Biomechanika

Vedoucí práce: Ing. Radek Sedláček, Ph.D.

Konzultant práce: Ing. Zdeněk Padovec, Ph.D.

Bibliografické údaje: počet stran: 60

počet obrázků: 46

počet tabulek: 20

Abstrakt:

Tato práce se zabývá testováním mechanických vlastností dlah a predikcí jejich únavového chování pomocí programu SIMULIA fe-safe. Pro získání materiálových parametrů, které byly použity pro predikci, byla provedena jednoosá tahová zkouška, statická a únavová zkouška čtyřbodovým ohybem. Byly zkoumány dva materiály běžně používané pro výrobu implantátů: korozivzdorná ocel ISO 5832-1 (ASTM F138) a titanová slitina Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136). Statické a únavové zkoušky čtyřbodovým ohybem byly provedeny také s dlahami, aby mohly být výsledky predikce porovnány s experimentálně získanými daty.

Klíčová slova: dlahy, mechanické vlastnosti, fe-safe, predikce únavy

Abstract:

This thesis deals with testing of mechanical properties of metallic bone plates and with prediction of their fatigue behaviour using SIMULIA fe-safe software. The uniaxial tensile test, four-point bending static and fatigue tests were carried out to obtain material parameters, which were used for the fatigue prediction. Two materials commonly used for surgical implants were tested: stainless steel for implants ISO 5832-1 (ASTM F138) and titanium alloy Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136). Four-point bending static and fatigue tests with bone plates were also carried out, so the predicted results could be compared with measured data from experiments.

Key words: bone plates, mechanical properties, fe-safe, fatigue prediction

Obsah

Úvod	8
1 Anatomie a fyziologie kosti	9
1.1 Hierarchické uspořádání kostní tkáně	9
1.2 Stavba kosti	10
1.3 Kostní buňky	10
1.4 Růst a remodelace kosti	11
2 Biomechanika kosti	12
2.1 Mechanické vlastnosti kostní tkáně	12
2.2 Mechanické vlastnosti kosti jako celku	14
3 Zlomeniny	14
3.1 Druhy a klasifikace zlomenin	14
3.2 Hojení zlomenin	15
3.3 Způsoby léčby zlomenin	15
4 Biomateriály	17
4.1 Biokompatibilita	17
4.2 Biomateriály pro dlahovou osteosyntézu	17
5 Únava materiálu	18
5.1 Únavová křivka napětí	19
5.2 Cyklická deformační křivka	20
5.3 Únavová křivka deformace	21
5.4 Faktory ovlivňující únavové chování	22
5.4.1 Vliv středního napětí	22
5.4.2 Vliv koncentrátoru napětí	23
5.4.3 Vliv jakosti povrchu	25
5.4.4 Vliv velikosti součásti	26
6 Cíle práce	26
7 Statická tahová zkouška	27
7.1 Metodika tahové zkoušky	27
7.2 Realizace tahové zkoušky	28
7.3 Vyhodnocení tahové zkoušky	28
7.4 Výsledky tahové zkoušky	30
8 Statická ohybová zkouška	31
8.1 Metodika statické ohybové zkoušky	31
8.2 Realizace statické ohybové zkoušky	32

8.3	Vyhodnocení statické ohybové zkoušky	33
8.4	Výsledky statické ohybové zkoušky	34
9	Únavová ohybová zkouška	38
9.1	Metodika únavové ohybové zkoušky	38
9.2	Realizace únavové ohybové zkoušky	38
9.3	Vyhodnocení a výsledky únavové ohybové zkoušky s plochými vzorky	39
9.4	Vyhodnocení a výsledky únavové zkoušky s dlahami	41
10	Predikce únavového chování	45
10.1	Postup predikce v programu fe-safe	45
10.2	Definice materiálu	45
10.2.1	Převod na ekvivalentní symetrický střídavý cyklus	45
10.2.2	Aproximace dalších materiálových parametrů	46
10.3	Výsledky predikce	47
10.3.1	Ploché vzorky bez otvorů	47
10.3.2	Humerální proximální dlahy	48
11	Diskuze a závěr	51
	Literatura	54
	Seznam použitých symbolů	58
	Seznam obrázků	59
	Seznam tabulek	60

Úvod

Zlomeniny kostí patří k poměrně častým následkům úrazů. Podle dat Ústavu zdravotnických informací a statistiky České republiky bylo v letech 2009 až 2019 ošetřeno každý rok průměrně 432 430 pacientů se zlomeninou [1]. V případech, kdy se jedná o komplikovanější zlomeniny s dislokací úlomků kosti, bývají zlomeniny indikovány k operativní léčbě, tzv. osteosyntéze. Při osteosyntéze jsou používány různé druhy implantátů, mezi které patří např. dlahy, které se společně se šrouby používají k fixaci zlomenin.

Dlahy začaly být používány k fixaci zlomenin již před více než sto lety [2]. Od té doby prošla velkým vývojem nejen konstrukce dlah, ale také používané materiály. Stále však nejsou odstraněny všechny problémy, které mohou vést k selhání léčby zlomeniny pomocí implantátu. Mezi příčiny selhání dlah patří lom dlahy či uvolnění šroubů z kosti. Může také dojít ke špatnému zahojení kosti, po vyjmutí dlahy a fixačních šroubů je pak kost náchylná k opětovnému zlomení. Tyto problémy souvisí s konstrukcí implantátu i s použitým materiálem, proto stále probíhá výzkum a vývoj v obou těchto oblastech.

Hlavním úkolem dlah je fixovat úlomky zlomeniny ve správné poloze. Během své aplikace v lidském těle tedy dlahy přenášejí určité zatížení. Většinou ne tak velké, aby došlo k překročení meze pevnosti materiálu, ale jde spíše o menší namáhání, které se ovšem cyklicky opakuje, což může vést k únavovému lomu implantátu [3], [4].

Proto jsou jedním z aspektů zkoumaných při vývoji nových zdravotnických prostředků jejich únavové vlastnosti. Zjišťování únavových vlastností nejčastěji probíhá experimentálně. Pokud se ale například v procesu vývoje nové dlahy pracuje s několika prototypy, je poměrně nákladné a časově náročné všechny prototypy testovat a porovnávat jejich únavové vlastnosti. Bylo by proto užitečné mít možnost predikovat únavové chování dlah bez nutnosti provádět únavové zkoušky. Právě predikce únavového chování dlah je námětem této práce.

Prvních pět kapitol práce se zabývá současným stavem poznání v oblasti anatomie, fyziologie a biomechaniky kosti, klasifikace zlomenin a způsobů jejich léčby, biomateriálů pro dlahovou osteosyntézu a únavového chování materiálů. Další kapitoly popisují experimentální část práce, která je zaměřena na zkoušení mechanických vlastností dlah a predikci jejich únavového chování pomocí programu SIMULIA fe-safe. Sedmá až jedenáctá kapitola se věnují nejprve experimentům, jejich metodice, vyhodnocení a výsledkům. Dále se pak věnují provedení predikce únavového chování dlah a porovnání výsledků predikce s výsledky experimentů.

Tato práce vznikla v rámci grantového projektu s názvem „Vývoj nové generace prostředků pro dlahovou osteosyntézu dlouhých kostí“ (TACR TH03010418), který byl udělen Technologickou agenturou České republiky.

1 Anatomie a fyziologie kosti

Kost je pevný a tvrdý orgán žlutobílé barvy. Soubor všech kostí tvoří kostru, která slouží jako opora těla a ochrana měkkých tkání a vnitřních orgánů. Společně s klouby kostra tvoří pasivní pohybový aparát. Kromě své mechanické funkce, jsou však kosti také velmi metabolicky aktivním orgánem. Podílejí se na regulaci acidobazické rovnováhy a na zajištění homeostázy vápníku a fosfátů, probíhá v nich krvetvorba a mají také endokrinní funkce [5], [6].

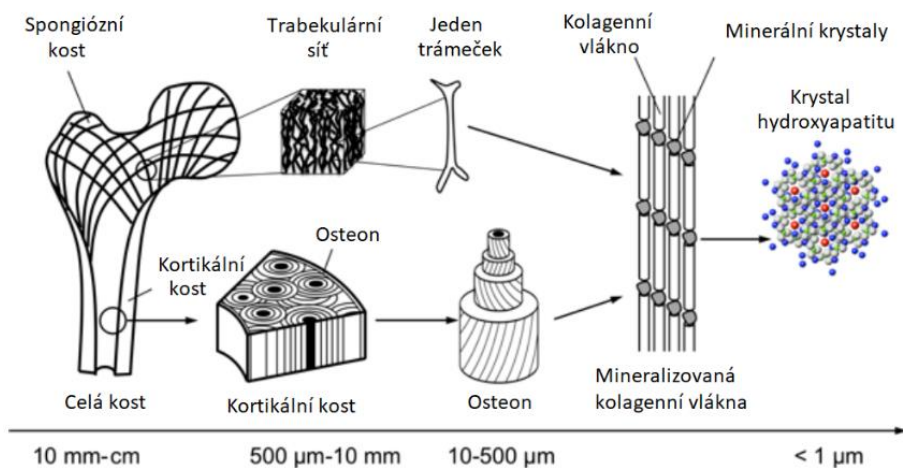
1.1 Hierarchické uspořádání kostní tkáně

Kostní tkáň se skládá z buněk, mezibuněčné hmoty, vody a lipidů. Mezibuněčná hmota obsahuje organickou a anorganickou složku. Organickou složku kostní tkáně, tzv. kostní matrix, tvoří svazky kolagenních vláken (převážně kolagen typu I) a amorfní hmota tvořená glykosaminoglykany a proteiny. Na kolagenní vlákna jsou vázány krystaly hydroxyapatitu, které jsou anorganickou (minerální) složkou kostní tkáně. V případě kosti se nejedná o čistý hydroxyapatit, ale o složitější sloučeninu, která obsahuje další ionty. Od čistého hydroxyapatitu se liší především svojí rozpustností, která je zásadní pro metabolismus kosti [5], [6].

Poměr kostní matrix a minerální složky v kostní tkáni se během života mění. U novorozenců je obsah minerální složky v kostech asi 48 %, s přibývajícím věkem podíl minerální složky roste a ve stáří dosahuje až 60 %. Minerální složka je pevná a křehká, kolagenní vlákna dodávají kosti pružnost. Ve stáří obsahují kosti vyšší podíl minerální složky, jsou proto křehčí [5].

Kostní tkáň je dále uspořádána buď do nepravidelného pletiva a tvoří kost fibrilární, nebo do pravidelných uspořádaných vrstviček (lamel), které tvoří kost lamelární. Fibrilární pletivo tvoří kosti za ontogeneze, u dospělých lidí se nachází pouze ve švech lebečních kostí, v kostěném labyrintu vnitřního ucha, v místech kostních drsnatin pro úpony svalů a šlach, nebo vzniká při hojení zlomenin. Převážná část kostní tkáně člověka tedy tvoří lamelární strukturu [5].

Podle dalšího prostorového uspořádání lamel rozeznáváme dva typy struktury kostní tkáně: hutnou kostní tkáň, která se také nazývá tkáň kompaktní či kortikální, a tkáň trámčitou nazývanou též spongiózní či trabekulární. V kortikální kosti jsou lamely typicky uspořádány do válcových osteonů (Haversových systémů), které jsou tvořeny koncentricky uspořádanými lamelami, jejichž středem prochází kanálek pro cévy (Haversův kanálek). V trabekulární kosti lamely tvoří trámečky, které se navzájem propojují a tvoří prostorovou síť. U jednotlivých tvarů kostí je zastoupení a rozložení těchto tkání různé [5]. Hierarchické uspořádání kostní tkáně je naznačeno na následujícím obrázku (viz Obr. 1.1).



Obr. 1.1: Hierarchické uspořádání kosti, upraveno z [7]

1.2 Stavba kosti

Podle tvaru dělíme kosti na dlouhé, krátké, ploché a nepravidelné. U dlouhých kostí rozlišujeme několik částí: epifýzu, metafýzu a diafýzu kosti (viz Obr. 1.2).

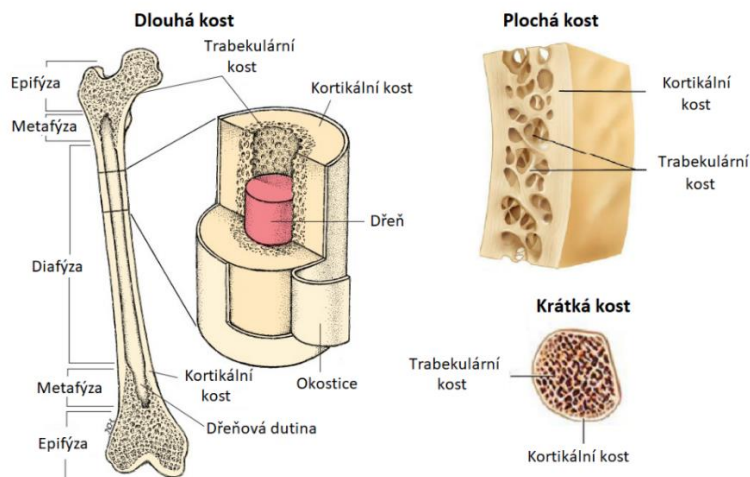
Dlouhé kosti jsou duté, plášť kosti tvoří silná vrstva kortikální kosti, v oblasti kloubních konců je kortikální tkáň tenčí. Kloubní konce kosti vyplňuje trabekulární kost. V diafýze dlouhých kostí se nachází dřevná dutina obsahující kostní dřev. Kostní dřev se nachází i mezi trámci v trabekulární kosti. **Krátké kosti** mají na povrchu pouze tenkou vrstvu kortikální kosti, vnitřek kosti je vyplněn trabekulární kostí. **Ploché kosti** jsou na povrchu opět tvořeny kortikální kostí a mezi dvěma vnějšími hutnými vrstvami je vrstva trabekulární kosti [5].

Na povrchu kostí se nachází periost (okostice), který tvoří vazivový obal kosti. Periost kryje celý povrch kosti s výjimkou kloubních konců pokrytých chrupavkou a míst pro spojení se svalem či kloubním pouzdem. Periost je tvořen kolagenním vazivem, obsahuje cévy a nervová vlákna. Ve vnitřní vrstvě periostu se nachází preosteoblasty, což jsou buňky, které se mohou diferencovat na osteoblasty. Na vnitřním povrchu kosti se nachází podobná vazivová vrstva, která se nazývá endost. Hlavní funkcí endostu je výživa kostní tkáně, zároveň je také zdrojem nových osteoblastů [5], [8].

Jak bylo zmíněno výše, v dřevné dutině dlouhých kostí a mezi trámceky trabekulární kosti se nachází kostní dřev. Kostní dřev v lidském těle je trojího druhu: červená, žlutá a šedá.

Červená kostní dřev je orgánem krvetvorby, vznikají v ní červené krvinky, většina bílých krvinek a krevní destičky. Před narozením vyplňuje červená kostní dřev dřevnou dutinu kostí. Ve věku okolo 20 let se červená kostní dřev nachází v kloubních koncích dlouhých kostí, v krátkých kostech, v žebrech, v pánevních kostech, v hrudní kosti a v plochých kostech lebky. V dřevných dutinách dlouhých kostí je během vývoje nahrazena žlutou kostní dřeví [5].

Žlutá kostní dřev vzniká z červené dřevě, ve které postupně ustává krvetvorba a ukládá se v ní tuk. Další fází je dřev šedá, která vzniká ze žluté kostní dřevě ztrátou tuku. K této přeměně dochází ve stáří [5].



Obr. 1.2: Stavba kostí různých typů, upraveno z [9], [10], [11]

1.3 Kostní buňky

Kromě hierarchicky uspořádané mezibuněčné hmoty obsahuje kost také kostní buňky. Mezi buňky kostní tkáně patří osteoblasty, osteocyty a osteoklasty.

Osteoblasty se nachází na povrchu kostní tkáně. Jsou uspořádány vedle sebe v jedné vrstvě. Hlavní funkcí osteoblastů je tvorba kostní tkáně. Osteoblasty produkují organickou složku kostní

tkáně (kolagen typu I, proteoglykany a glykoproteiny). Přítomnost osteoblastů je důležitá i pro následný proces mineralizace nově syntetizované kostní tkáně. Osteoblasty jsou propojeny výběžky, kterými komunikují. V průběhu tvorby nové kostní tkáně se osteocyty od sebe oddalují, stále však zůstávají propojené svými výběžky, pro které vznikají v nové kostní tkáni kanálky. Zarůstáním do kostní tkáně se z osteoblastů stávají osteocyty [8], [12].

Osteocyty jsou umístěny jednotlivě v dutinkách (tzv. lakunách) v kostní tkáni. Jsou propojeny cytoplazmatickými výběžky, pomocí kterých komunikují mezi sebou i s vnějším a vnitřním povrchem kosti [8]. Osteocyty fungují jako mechanoreceptory. Na základě mechanické stimulace ovlivňují proces remodelace kosti tím, že uvolňují látky, které regulují aktivitu osteoblastů a osteoklastů [13]. Při resorpci kostní tkáně může docházet k přeměně osteocytů zpět v osteoblasty, nebo k jejich degradaci [8].

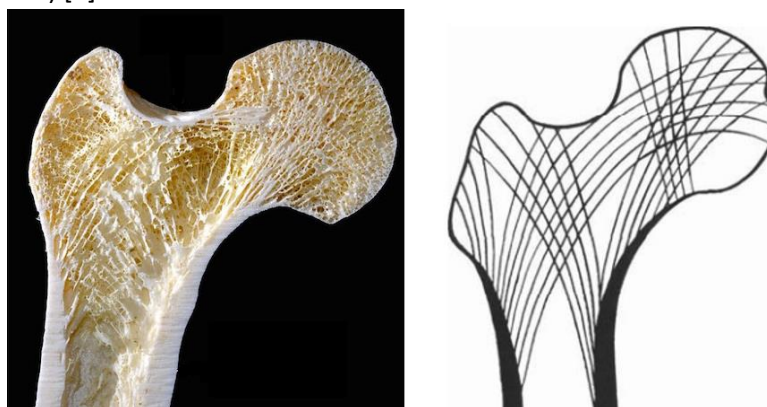
Osteoklasty jsou na rozdíl od osteoblastů a osteocytů pohyblivé buňky. Stejně jako osteoblasty se nachází na povrchu kostní tkáně. Jsou to velké mnohobuněčné buňky, jejichž funkcí je odbourávání kostní tkáně. Osteoklasty produkují enzymy, které rozkládají kostní tkáň. Dále se také podílejí na likvidaci buněčných zbytků, které vznikají při resorpci kosti [8], [12].

1.4 Růst a remodelace kosti

Dlouhé kosti rostou do délky pomocí růstových chrupavek, které se nacházejí na rozhraní epifýz a diafýzy kosti. Do šířky kosti přirůstají z periostu, v některých místech i z endostu. Přirůstání do šířky probíhá tzv. aposicí, která však musí být na určitých místech doplněna resorpcí, aby byly zachovány správné tvary a proporce kosti [5].

K osifikaci růstových chrupavek a tím k zastavení růstu kostí do délky dochází přibližně mezi 14. a 18. rokem. K remodelaci kostní tkáně však dochází během celého života. Probíhá jak přestavba kortikální kosti uspořádané do osteonů, tak především přestavba trámečků trabekulární kosti v závislosti na zatížení kosti [5].

Struktura trabekulární kosti se přizpůsobuje zatížení, které kost přenáší. U kostí, které jsou namáhány stále podobným způsobem je patrné uspořádání trámečků do určitých směrů – kostních trajektorií. Tyto trajektorie vedou ve směrech největšího zatížení kosti a zajišťují tak dostatečnou pevnost kosti v těchto směrech při použití minimálního množství materiálu. Tento princip je známý pod názvem Wolffův zákon. Specifické uspořádání trámečků do kostních trajektorií se nazývá architektonikou trabekulární kosti. Typickou ukázkou architektoniky kosti je průběh trámců v hlavici femuru (viz Obr. 1.3) [5].



Obr. 1.3: Architektonika kosti (hlavice femuru) [5], [14]

Remodelace kosti probíhá v několika fázích. Určité množství kostních buněk nacházejících se na povrchu kostní tkáně tvoří jednotku (tzv. BMU – basic multicellular unit), která je základním uskupením pracujícím na remodelaci. Pokud v daném místě neprobíhá remodelace, je jednotka

v klidové fázi, což znamená, že je momentálně inaktivní. Další fází, do které může BMU přejít, je fáze aktivace osteoklastů. Následuje fáze resorpční, při které osteoklasty odbourávají starou kostní tkáň. V další fázi dochází k aktivaci osteoblastů, které se začnou množit a vytvoří na povrchu kosti alespoň dvě vrstvy. Poté začnou osteoblasty v hlubší vrstvě tvořit kostní matrix, která pohltí spodní vrstvu osteoblastů. Mineralizací této vrstvičky pak vzniká nová lamela, na jejímž povrchu zůstane vrstva osteoblastů, které se mohou dále pokračovat v tvorbě kostní tkáně. Z osteoblastů, které zůstaly uvězněné v nové vrstvě kosti, se stanou osteocyty [5], [15].

Pro správnou funkci kosti je důležitá vyvážená remodelace, tedy rovnováha mezi odbouráváním staré kosti a tvorbou kosti nové. Remodelace kosti je ovlivněna zatěžováním kosti, proto např. u dlouhodobě ležících pacientů či u astronautů pobývajících ve stavu bez tíže, u kterých chybí dostatečná mechanická stimulace, dochází k úbytku kostní tkáně. Naopak při přetěžování kosti může docházet k nadměrné tvorbě nové kostní tkáně [15].

2 Biomechanika kosti

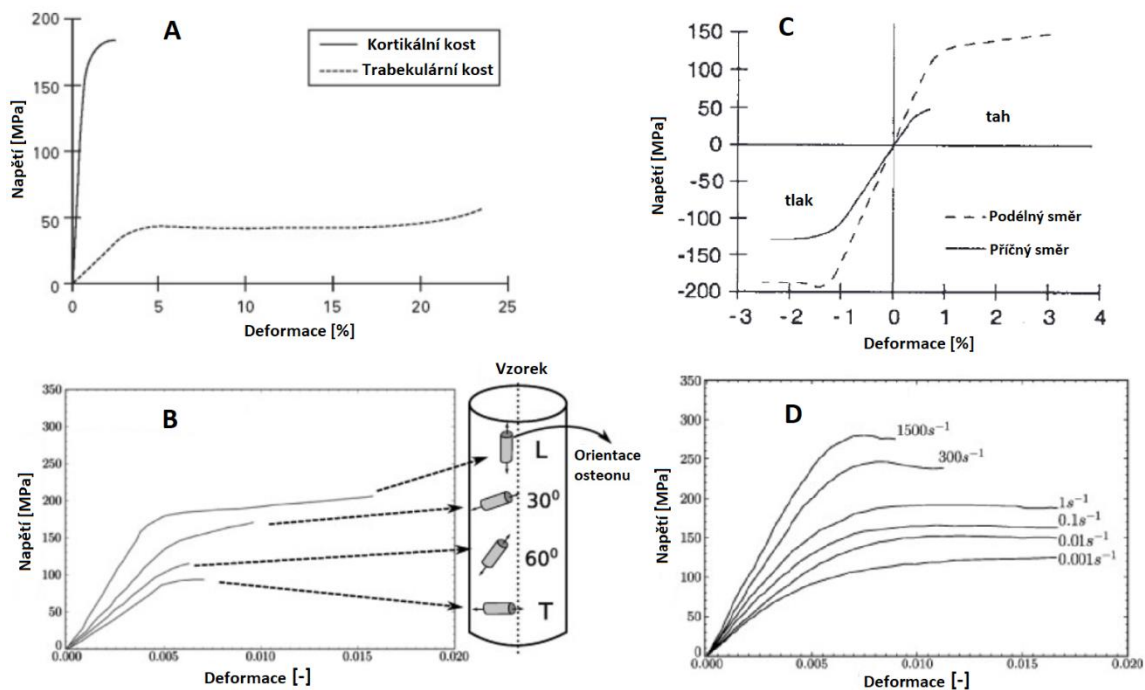
2.1 Mechanické vlastnosti kostní tkáně

Jak už bylo uvedeno v předchozích kapitolách, kostní tkáň se skládá z kolagenních vláken a krystalků kostního minerálu. Minerální krystaly jsou pevné a křehké, kolagenní vlákna jsou pružná a poměrně odolná v tahu, při jiném směru zatížení jsou však poddajná. Spojením těchto vlastností vzniká pevný a tvrdý materiál, který je však zároveň houževnatý a schopný určité elastické deformace [16].

Liší se mechanické vlastnosti kortikální a trabekulární kosti. Kortikální kost je tužší a pevnější než kost trabekulární, vydrží však výrazně menší deformaci (viz Obr. 2.1 A). Mechanické vlastnosti trabekulární kosti se liší pro tkáň s různou zdánlivou hustotou, která udává podíl hmotnosti kostní tkáně ve zkoumaném objemu kosti [16], [17].

Ze složení a struktury kostní tkáně vyplývá, že jde o nehomogenní a anizotropní materiál. Anisotropie se projevuje především u kortikální kosti, u které mechanická odezva závisí na orientaci zatížení vůči orientaci osteonů (viz Obr. 2.1 B). Největší tuhost a pevnost má kortikální kost při zatížení ve směru orientace osteonů (podélný směr – L), nejnižší pak ve směru kolmém k orientaci osteonů (příčný směr – T). Rozdílná je také pevnost kortikální kosti v tahu a tlaku (viz Obr. 2.1 C). Nejlépe kost odolá tlakovému zatížení ve směru osteonů [16], [18].

Další vlastností kostní tkáně je viskoelastická. Mechanické chování kosti se mění s rychlostí zatěžování (viz Obr. 2.1 D). S rostoucí rychlostí zatížení roste tuhost a pevnost kosti, klesá však velikost přípustné deformace [16], [19].



Obr. 2.1: **A** tahový diagram kortikální a trabekulární kosti [17]; **B** anizotropie kortikální kosti [19]; **C** kortikální kost v tahu a tlaku [18]; **D** závislost mechanické odezvy kortikální kosti na rychlosti deformace [19]

V následujících tabulkách jsou uvedeny hodnoty mechanických vlastností kortikální (viz Tabulka 2.1) a trabekulární kosti (viz Tabulka 2.2). Hodnoty mechanických vlastností kostní tkáně jsou ovlivněny tím, z jakého místa v těle či jakého dárce pocházejí. I ze stejného místa a dárce však bývá rozptyl naměřených hodnot poměrně velký. Hodnoty jsou ovlivněny i použitou experimentální metodou. U trabekulární kosti pak závisí na zdánlivé hustotě. Hodnoty, které je možné najít v literatuře, se proto mohou poměrně výrazně lišit.

Tabulka 2.1: Mechanické vlastnosti kortikální kosti femuru [20]

Modul pružnosti v tahu	Podélný směr (L)	17.9 (±3.9)* GPa	
	Příčný směr (T)	10.1 (±2.4) GPa	
Modul pružnosti ve smyku		3.3 (±0.4) GPa	
Mez pevnosti	Tah	Podélný směr (L)	135 (±15.6) MPa
		Příčný směr (T)	53 (±10.7) MPa
	Tlak	Podélný směr (L)	205 (±17.3) MPa
		Příčný směr (T)	131 (±20.7) MPa
Smyk		65 (±4.0) MPa	

* V závorkách je uvedena směrodatná odchylka

Tabulka 2.2: Mechnické vlastnosti trabekulární kosti femuru [21]

Modul pružnosti v tahu	21–965 MPa
Mez pevnosti	0.15–13.5 MPa

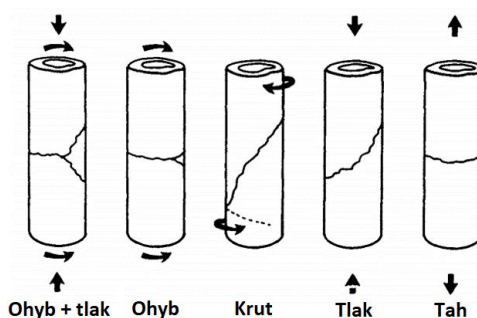
2.2 Mechanické vlastnosti kosti jako celku

Z mechanických vlastností kortikální a spongiózní kosti vychází mechanické vlastnosti celých kostí. V těle jsou kosti ve většině případů zatíženy kombinovaným namáháním. Můžeme však posoudit vliv jednotlivých způsobů zatížení na kost, pokud jeden z módů převažuje.

Jak vyplývá z vlastností kortikální tkáně, kosti jsou poměrně odolné v tlaku. Přesto může dojít v tomto směru k přetížení kosti, což vede ke kompresním zlomeninám, které se mohou vyskytnout např. u těl obratlů. K porušení kosti vlivem tahového namáhání většinou nedochází. Příliš velké tahové namáhání však může způsobit vytržení úponu svalu z kosti [15].

Při namáhání ohybem vzniká na jedné straně kosti tahové a na druhé tlakové napětí. Obě napětí jsou největší na povrchu kosti, tedy v místě nejvzdálenějším od neutrální osy. Ohybové namáhání je typické pro dlouhé kosti, které mu jsou přizpůsobeny svojí stavbou. Na průřezu diafýzy kosti tvoří kortikální tkáň přibližně mezikruží, což je výhodné rozložení hmoty při zatížení ohybem. Rozložením hmoty ve větší vzdálenosti od neutrální osy roste kvadratický osový moment průřezu a tím i ohybová tuhost [16].

Poměrně špatně snáší kosti smykové napětí. To může v kosti vzniknout působením střížných sil, které mohou mít za následek např. střížné poranění obratlů při autonehodě [15]. Dále pak může smykové napětí vznikat působením kroutícího momentu, což vede ke spirálním zlomeninám v oblasti diafýzy dlouhých kostí [16]. Při různém namáhání tedy vznikají různé linie lomu (viz Obr. 2.2).



Obr. 2.2: Trajektorie zlomenin pro různé druhy namáhání kosti [16]

3 Zlomeniny

3.1 Druhy a klasifikace zlomenin

Podle způsobu vzniku dělíme zlomeniny na:

- **úrazové** (traumatické), které vznikají na primárně zdravých kostech vlivem úrazu (jednorázového přetížení),
- **patologické**, jejichž příčinou je onemocnění kosti a vznikají i při malé zátěži,
- **únarové**, které vznikají opakovaným přetěžováním daného místa [22], [23].

Dále můžeme zlomeniny dělit podle trajektorie lomu na: příčné, šikmé, spirální, vertikální, tangenciální a avulzní. Podle počtu úlomků na: dvou-, tří-, čtyřúlomkové a tříštvivé. Podle případného posunu úlomků na dislokované a nedislokované. Popřípadě na zlomeniny otevřené a zavřené [22], [23].

Pro popis zlomenin na základě RTG snímku se nejčastěji používá klasifikační stupnice AO zavedená organizací Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen. Charakter a závažnost zlomeniny vyjadřuje čtyřmístný kód sestávající z číslic a písmen, v případě nutnosti detailnější klasifikace se přidává ještě jedna číslice [22].

Na první pozici v kódu je číslice označující zlomenou kost, například: 1 – humerus (kost pažní), 2 – ulna/radius (kost loketní/vřetení), 3 – femur (kost stehenní) apod. Další číslice označuje, která část kosti je poraněná: 1 – proximální část, 2 – diafýza, 3 – distální část. Na třetí pozici je písmeno A, B nebo C. U zlomenin v oblasti kloubu písmeno charakterizuje rozsah poškození kloubní plochy, u zlomenin diafýzy charakter zlomeniny daný počtem fragmentů. Poslední místo je obsazeno číslicemi 1 až 3, které specifikují typ a závažnost zlomeniny. U posledních dvou pozic platí, že závažnost poranění roste od A do C a od 1 do 3. Nejzávažnější poranění v daném místě by tedy mělo označení C3 [22], [23].

Kromě klasifikace typu zlomeniny je důležité také určit rozsah poranění měkkých tkání. K tomu je používána klasifikace dle Tscherneho. U zavřených zlomenin rozlišuje tato klasifikace stupně G0 až G3, u otevřených zlomenin pak stupně I až IV. Opět platí, že nejzávažnějšími jsou stupně G3 a IV [22].

3.2 Hojení zlomenin

Hojení zlomeniny může probíhat dvěma způsoby, podle toho rozlišujeme hojení sekundární (nepřímé) a primární (přímé). Sekundární hojení pomocí svalku je klasickým mechanismem hojení kostí, je typické pro konzervativní léčbu zlomenin a relativně stabilní osteosyntézy. Sekundární hojení probíhá v několika fázích.

- **Stádium hematomu:** kolem místa zlomeniny vzniká hematoma, ve kterém probíhá zánětlivý proces, při kterém dochází k odstraňování nekrotické tkáně za účasti bílých krvinek. Do hematomu pronikají cévy z okolí a tvoří křehkou, cévnatou tkáň – svalek.
- **Stádia fibrózního, chrupavčitého a kostního svalku:** do svalku pronikají fibroblasty a vytvoří svalek vazivový, do kterého dále pronikají chondroblasty, a vzniká tak svalek chrupavčitý. Nakonec do svalku putují i kostní buňky a dochází ke tvorbě kostního svalku, který je tvořen fibrilární kostí.
- **Stádium remodelace:** je posledním stadiem. Dochází k resorpci přebytečného kostního svalku a přestavbě kostní tkáně podle zatížení. Tato fáze může trvat několik měsíců i let [23], [24].

Při procesu hojení je velmi důležité bohaté cévní zásobení, které probíhá pomocí cév z periostu, endostu a cév z Haversových kanálků v osteonech. K primárnímu hojení dochází při těsném kontaktu úlomků a jejich kompresi, k čemuž dochází při stabilní kompresní osteosyntéze. Cévní zásobení v tomto případě zajišťují především cévy z Haversových kanálků, které jsou schopny přemostit nepatrnou mezeru mezi úlomky. Na resorpci a remodelaci kosti se podílí přímo přítomné osteoklasty a osteoblasty a nedochází ke tvorbě periostálního svalku [22].

3.3 Způsoby léčby zlomenin

Způsoby léčby zlomenin se obecně dělí na dva přístupy, na konzervativní léčbu a na léčbu operativní. Konzervativní léčba spočívá v repozici kosti a následné fixaci sádrovým obvazem, plastovým obvazem či ortézou. Výhodou konzervativní léčby je, že zde není nebezpečí infekce. Naopak nevýhodou je možnost nedokonalé repozice a dlouhodobá fixace místa zlomeniny, při které dochází k ochabnutí okolního svalstva. Po sundání sádry je nutné pokračovat rehabilitací [22].

Při operativní léčbě (osteosyntéze) dochází k repozici úlomků a jejich fixaci pomocí implantátů. Výhodou operativní léčby je možnost dřívější mobilizace, jelikož nejsou fixovány okolní klouby, eliminují se tak problémy dlouhodobého znehybnění, které provází léčbu konzervativní. Nevýhodou této léčby jsou s ní spojená operační rizika, např. možnost infekce či technická chyba v průběhu operace [23].

Osteosyntézou lze docílit buď fixace stabilní, nebo adaptační. Při stabilní osteosyntéze je zlomenina pevně fixovaná použitým implantátem. V případě adaptační fixace jsou úlomky kosti udržovány ve správně poloze, ale celková fixace zlomeniny není dostatečně pevná a v první pooperační fázi je nutné docílit fixace pomocí sádry. Výhodou je méně invazivní operace, nevýhodou této metody je, že kombinuje zápory konzervativní a operační léčby [23], [25].

Podle způsobu fixace lze osteosyntézu dělit na vnitřní a zevní fixaci. Při vnitřní fixaci jsou implantáty zavedeny dovnitř do těla, a to buď dovnitř do kosti, nebo na její povrch. Zevní fixace se provádí pomocí zevního fixátoru, který je umístěn mimo tělo a fixuje úlomky kostí pomocí šroubů zavedených do kosti.

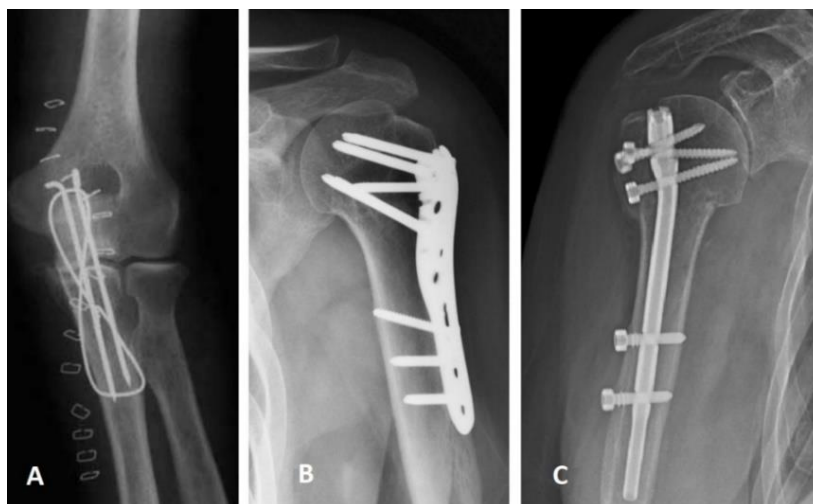
Pro vnitřní fixaci zlomenin se používá mnoho druhů implantátů, mezi které patří: Kirschnerovy K-dráty, vázací dráty, šrouby, dlahy a nitrodřeňové hřeby.

K-dráty se používají převážně k dočasné fixaci reponovaných úlomků. Lze je použít pro adaptační osteosyntézu, ale spolu s vázacími dráty se dají použít i k fixaci stabilní např. při zlomeninách olecranonu či vnitřního kotníku (viz Obr. 3.1 A) [23], [25].

Šrouby lze podle způsobu fixace úlomků dělit na šrouby tahové, které přitahují úlomky těsně k sobě, a šrouby vymezovací, které udržují úlomky v určité poloze vůči sobě, ale nedochází k jejich přitisknutí. Dále se šrouby dělí na kortikální a spongiózní podle toho, do kterého druhu kosti mají být použity. Ve většině případů se šrouby nepoužívají samostatně, ale spolu s dlahami [25].

Dlahy můžeme podle tvaru dělit na úhlové, rovné, úzké, široké, rekonstrukční, žlábkové atd., dále je můžeme dělit podle funkce na kompresní, neutralizační, podpěrné a přemosťující. Pro fixaci dlah se využívají šrouby. Poměrně novým typem jsou dlahy zamykatelné neboli úhlově stabilní (viz Obr. 3.1 B). Jejich otvory pro šrouby jsou opatřeny závitem, do kterého se zašroubuje závit pod hlavičkou šroubu a šroub je tak s dlahou pevně spojen v určitém úhlu. Dlahy tak se šrouby tvoří pevný celek, díky tomu nemusí být přitlačena na povrch kosti a nepoškozuje tak periost, který je důležitý pro výživu a hojení kosti [23], [25].

Nitrodřeňové hřeby se zavádějí do dřeňové dutiny dlouhých kostí. Umístění implantátu do středu kosti je z hlediska namáhání vhodnější než umístění dlah na povrchu kosti, další výhodou je, že jejich zavádění je méně invazivní. V minulosti se používaly duté hřeby, pro které se předvrtával otvor, a nebyly nijak zajištěny. Dnes se využívají hřeby zajištěné pomocí šroubů a otvory se nepředvrtávají. Hřeby se využívají při zlomeninách femuru, tibie a někdy i humeru (viz Obr. 3.1 C) [25].



Obr. 3.1: Druhy implantátů pro osteosyntézu: **A** K-dráty – olecranon [26]; **B** úhlově stabilní dlahy – humerus [27]; **C** nitrodřeňový hřeb – humerus [28]

4 Biomateriály

Definice z roku 1986 popisuje biomateriály jako neživé materiály používané pro lékařská zařízení, která jsou určena k interakci s biologickým systémem. Cílem především bylo, aby lékařská zařízení a implantáty nevyvolávaly v biologickém systému žádnou nežádoucí reakci. Dnešní biomateriály již cílí na to, aby více interagovaly s biologickým systémem a aby např. aktivně podporovaly hojení či růst nové tkáně v místě poranění. Původní použití biomateriálů v lidském těle především v podobě implantátů se rozšířilo o použití biomateriálů jako nosičů léků, kontrastních látek či jejich aplikaci v tkáňovém inženýrství [29].

U biomateriálu nás zajímají nejen jeho mechanické vlastnosti, ale především jeho interakce s biologickým systémem. Výslednou odezvu organismu na cizí materiál ovlivňuje velké množství faktorů. Mezi základní požadavky na biomateriály patří, aby nebyl toxický. Důležitá je také co nejlepší korozivzdornost i v poměrně agresivním prostředí živého organismu. Interakci materiálu s biologickým systémem ovlivňují také morfologické a chemické vlastnosti jeho povrchu. Vlastnosti materiálu, které určují jeho vhodnost pro použití v živém organismu, bývají souhrnně označovány jako biokompatibilita.

4.1 Biokompatibilita

Biokompatibilita je schopnost materiálu být při specifické aplikaci snášen živým systémem. Mezi biomateriálem a živým organismem nesmí vznikat žádná negativní vzájemná interakce, smí docházet pouze k pozitivní nebo žádné reakci [29]. Biokompatibilita není pouze vlastností materiálu, ale vlastností celého systému, který materiál tvoří spolu s živým organismem. Není tedy možné obecně říct, že je materiál biokompatibilní, jelikož to závisí na konkrétní aplikaci a konkrétním příjemci [30]. Přesto je však pojem biokompatibilní materiál poměrně často používán, zejména pro označování materiálů, které se běžně používají v medicínských aplikacích.

Podle konkrétnější interakce mezi materiálem a živým systémem můžeme rozlišovat materiály: bioinertní, biotolerantní, bioaktivní, případně biodegradovatelné. V případě bioinertních materiálů nedochází k reakci živého organismu na biomateriál, chovají se tak např. bioinertní keramiky a titanové slitiny. U biotolerantních materiálů dochází mezi organismem a biomateriálem ke slabé interakci, při které se na povrchu implantátu vytvoří vrstva tkáně, která ho nadále izoluje. K takovéto reakci dochází u korozivzdorných ocelí, kobaltových slitin a některých polymerů. Bioaktivní materiály vyvolávají specifickou biologickou aktivitu, mezi materiálem a organismem probíhají chemické reakce. Mezi bioaktivní materiály patří bioaktivní skla a kalcium-fosfátové keramiky. Specifickou skupinu tvoří biodegradovatelné materiály, které se v těle časem rozloží a jsou nahrazeny novou tkání pro kterou tvořily dočasnou oporu [31], [32].

4.2 Biomateriály pro dlahovou osteosyntézu

Kostní dlahy používané pro dlahovou osteosyntézu mají za úkol stabilizovat úlomky kosti v určité poloze, proto musí mít odpovídající mechanické vlastnosti. Tyto požadavky nejlépe splňují kovové biomateriály. V současné době patří k nejpoužívanějším materiálům pro výrobu dlah korozivzdorná ocel ISO 5832-1 (ASTM F138) a titanová slitina Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136) [33].

Korozivzdorná ocel se začala pro implantáty používat už v první polovině minulého století. Dnes se používá austenitická korozivzdorná ocel pro implantáty ISO 5832-1, která splňuje nároky na korozivzdornost, únavovou pevnost, tažnost, obrobiteľnost a je nemagnetická. Tato ocel obsahuje jako legující prvky chrom, nikl, molybden, mangan a v menším množství i další prvky. Přítomnost chromu a niklu není u biomateriálu příliš žádoucí, jelikož ionty chromu a niklu jsou

toxické a karcinogenní [33]. Nikl je však důležitý pro stabilizaci austenitické struktury, která je zásadní pro dosažení požadovaných vlastností. V současnosti probíhá vývoj ocelí, které obsahují místo niklu dusík, který má obdobný austenit stabilizující účinek jako nikl [34].

Titanové slitiny se obecně dělí podle toho, jestli obsahují α nebo β fázi. Tyto dvě fáze se liší kovovou mřížkou, α fáze má hexagonální mřížku, β fáze kubickou prostorově středěnou mřížku. Titanová slitina Ti6Al4V ELI je $\alpha+\beta$ slitina, což znamená, že obsahuje α i β fázi. Jednotlivé fáze jsou stabilizovány pomocí legujících prvků, hliník stabilizuje α fázi, vanad β fázi. Podobně jako nikl a chrom u korozivzdorné oceli, jsou i ionty hliníku a vanadu nejspíše žádoucí z hlediska toxicity. Alternativou jsou titanové slitiny s metastabilní β fází, které mohou jako stabilizující prvky obsahovat: niob, molybden či zirkon. Tyto slitiny jsou oproti $\alpha+\beta$ slitinám výhodné svým nízkým modulem pružnosti při zachování stejné pevnosti. Horší je ale jejich únavová životnost. Skupina slitin s čistou α fází se v medicínských aplikacích nepoužívá kvůli špatným mechanickým vlastnostem. Titanové slitiny mají dobré korozivzdorné vlastnosti, které jsou dány pasivační vrstvou TiO_2 , která se tvoří na povrchu implantátu. Při porušení pasivační vrstvy, dochází v prostředí těla k jejímu obnovení [32], [33].

Mechanické vlastnosti korozivzdorné oceli a titanové slitiny jsou velmi dobré z hlediska fixace zlomené kosti i z hlediska únavového chování. Pokud však porovnáme mechanické vlastnosti materiálů pro výrobu dlah s mechanickými vlastnostmi kosti (viz Tabulka 4.1), je zřejmé, že hodnoty u kovových materiálů jsou výrazně vyšší. Rozdíl mechanických vlastností způsobuje, že je zatížení přenášeno především přes dlahu, nikoliv přes vlastní kost. Tento jev, zvaný „stress shielding“, je problematický a má negativní vliv na hojení zlomeniny. Pokud kost není během hojení zlomeniny dostatečně zatěžována, nedochází v dostatečné míře ke stimulaci tvorby nové kostní tkáně. Vlivem odbourávání kosti může dojít také k uvolnění šroubů a tím i celé dlahy [33], [35].

Tabulka 4.1: Mechanické vlastnosti kovových biomateriálů a kostní tkáně [20], [36], [37]

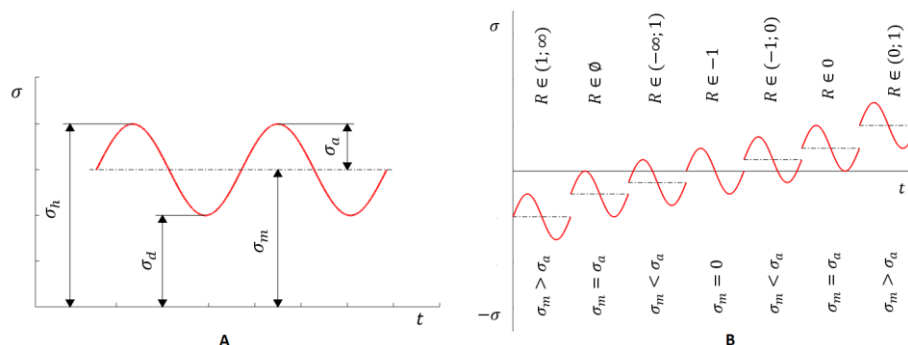
	Mez pevnosti v tahu [MPa]	Modul pružnosti v tahu [GPa]
Ocel ISO 5832-1	930–1100	200
Ti6Al4V ELI ISO 5832-2	≥ 900	113–115
Kortikální kost (podélný směr)	135	17.9

5 Únava materiálu

Výzkum v oblasti únavy materiálu začal probíhat v již první polovině 19. století. S poznatky v této oblasti je spojeno zejména jméno německého železničního inženýra Augusta Wöhlera, který se věnoval systematickému experimentálnímu zkoumání únavy.

K únavovému poškození součásti dochází působením časově proměnných dynamických zatížení. Charakteristické po únavové porušení součásti je, že k poruše dojde, přesto že je maximální hladina cyklického zatěžování mnohem nižší, než je statická mez pevnosti materiálu [38].

Součásti jsou v provozu většinou namáhány kmitavým zatížením se složitým časovým průběhem. Pro definování základních pojmů však uvažujme sinusový průběh zatížení (viz Obr. 5.1 A), který může být použit třeba při únavových zkouškách. V obrázku jsou vyznačeny hodnoty napětí charakterizující zátěžný cyklus: horní napětí σ_h , dolní napětí σ_d , střední napětí σ_m a amplituda napětí σ_a .



Obr. 5.1: **A** sinusový průběh zatížení popsany veličinami σ_h , σ_d , σ_m a σ_a ; **B** koeficient asymetrie cyklu

Dále je možné cyklus popsat součinitelem asymetrie cyklu R (viz Obr. 5.1 B), který je dán vztahem (5.1) či (5.2).

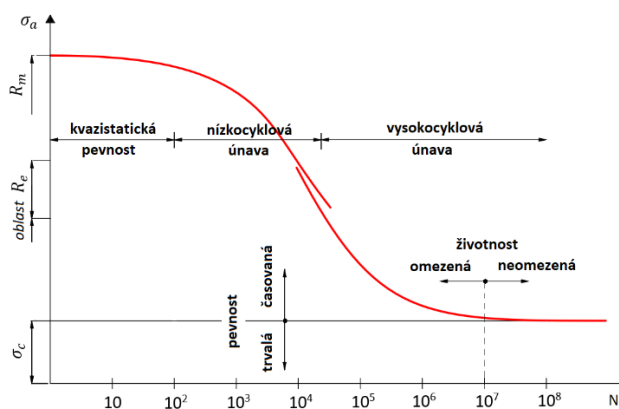
$$R = \frac{\sigma_d}{\sigma_h}, \quad (5.1)$$

$$\frac{\sigma_m}{\sigma_a} = \frac{(1 + R)}{(1 - R)}. \quad (5.2)$$

5.1 Únavová křivka napětí

K popisu únavového chování materiálu se často používá závislost amplitudy zátěžného napětí na počtu cyklů do lomu. Tato křivka je označována jako Wöhlerova, v anglické literatuře také jako $S-N$ křivka. Únavou křivku je možné rozdělit do několika částí (viz Obr. 5.2), a to na oblast kvazistatické pevnosti (do 10^2 cyklů), oblast nízkocyklové únavy (10^2 až $5 \cdot 10^4$ cyklů) a oblast vysokocyklové únavy (nad $5 \cdot 10^4$ cyklů). Z hlediska zatížení se kvazistatická pevnost pohybuje okolo meze pevnosti, nízkocyklová únava nad mezí kluzu a vysokocyklová únava v elastické oblasti pod mezí kluzu. V oblasti meze kluzu dochází na křivce k diskontinuitě, která je daná změnou mechanismu porušování materiálu [38].

Pro dostatečně nízkou amplitudu napětí se křivka vyrovná, tato hodnota se označuje jako mez únavy materiálu σ_c . Pokud je součást namáhána pod touto mezí, vydrží teoreticky nekonečné množství cyklů. Ve skutečnosti je mez únavy spíše smluvní mezí. Zvláště u některých materiálů nedochází k úplnému vyrovnání únavové křivky a mez únavy se určuje pro určitý počet cyklů (často okolo 10^7 cyklů) [38].



Obr. 5.2: Wöhlerova křivka – oblasti únavy [38]

Pro matematický popis celé únavové křivky ve všech oblastech lze použít Weibullův model

$$\sigma_a - \sigma_c = A(N - B)^a, \quad (5.3)$$

s parametry σ_c, A, B, a .

K popisu Wöhlerovy křivky pouze v oblasti vysokocyklové únavy mezi hodnotami meze kluzu a meze únavy se používá mocninná závislost

$$\sigma_a^w N = C, \quad (5.4)$$

kde w a C jsou materiálové parametry.

Dalším z možných popisů této části únavové křivky je Basquinův model

$$\sigma_a = \sigma_f'(2N)^b, \quad (5.5)$$

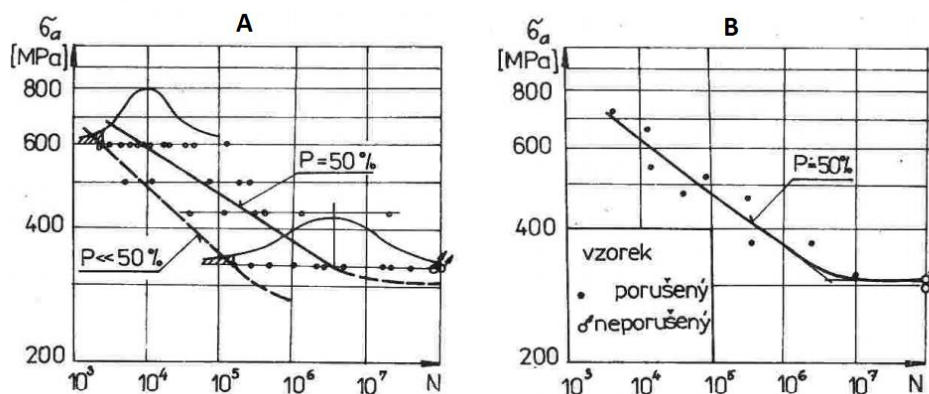
kde σ_f' je součinitel únavové pevnosti a b exponent únavové pevnosti. Parametry jednoho modelu lze přepočítat na parametry druhého modelu pomocí vztahů (5.6) a (5.7).

$$C = \frac{1}{2} (\sigma_f')^{-\frac{1}{b}}, \quad (5.6)$$

$$w = -\frac{1}{b}. \quad (5.7)$$

Únavové křivky se často vykreslují v logaritmických souřadnicích, ve kterých se mocninné závislosti zobrazí jako přímky.

Pro získání únavových křivek v oblasti vysokocyklové únavy se provádí únavové zkoušky s tzv. měkkým zatěžováním, při kterých je řízena zátěžná síla. Zkoušky se provádějí na několika hladinách zatížení. Pokud máme možnost otestovat dostatečný počet vzorků (6-15 vzorků na každé z alespoň čtyř hladin), můžeme pomocí statistického vyhodnocení výsledků zkoušky sestavit únavové křivky s různou pravděpodobností poruchy (viz Obr. 5.3 A). Pokud je testovaných vzorků menší počet, rozloží se na několika hladinách v oblasti mezi mezí kluzu a mezí únavy. Naměřené hodnoty se pak přímo proloží modelem (např. (5.4), (5.5)) pomocí lineární regrese. Pro získanou křivku platí přibližně padesátiprocentní pravděpodobnost poruchy (viz Obr. 5.3 B) [38].

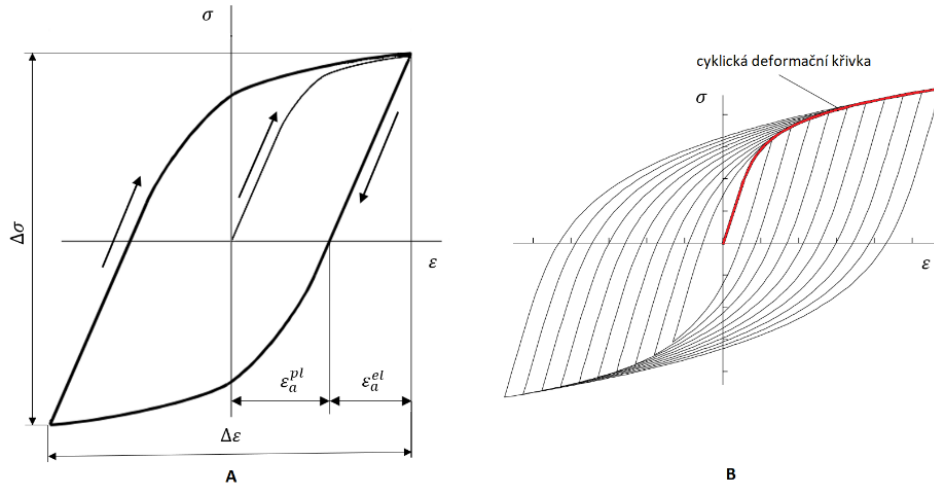


Obr. 5.3: **A** sestavení únavových křivek pro větší množství vzorků; **B** sestavení únavové křivky pro menší množství vzorků [38]

5.2 Cyklická deformační křivka

Pokud dochází při cyklickém zatěžování k překročení meze kluzu, vzniká v grafu poměrné prodloužení – napětí hysterezní smyčka (viz Obr. 5.4 A). V průběhu cyklování se tvar hysterezní

smyčky mění, dochází k cyklickému zpevnění či cyklickému změkčení materiálu. Změna tvaru smyčky probíhá během první desítky až stovky cyklů, pak se tvar ustálí. Tato ustálená smyčka se nazývá saturovanou hysterezní smyčkou. Spojením vrcholů několika saturovaných hysterezních smyček pro různou amplitudu zatížení vznikne cyklická deformační křivka (viz Obr. 5.4 B) [38].



Obr. 5.4: **A** hysterezní smyčka; **B** cyklická deformační křivka [39]

Popis cyklické deformační křivky vyjádřený pro amplitudu poměrné deformace je daný součtem elastické a plastické složky deformace

$$\varepsilon_a = \varepsilon_a^{el} + \varepsilon_a^{pl} = \frac{\sigma_a}{E} + \left(\frac{\sigma_a}{K'}\right)^{\frac{1}{n'}} \quad (5.8)$$

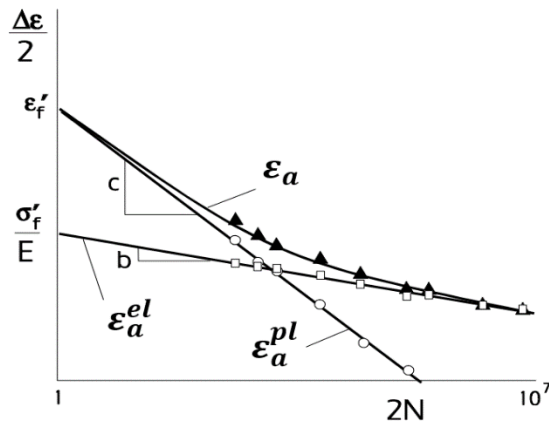
K' je modul cyklického zpevnění a n' je exponent cyklického zpevnění. Od vztahu pro cyklickou deformační křivku je odvozen i vztah pro popis větvi hysterezní smyčky

$$\Delta\varepsilon = \frac{\Delta\sigma}{E} + 2 \left(\frac{\Delta\sigma}{2K'}\right)^{\frac{1}{n'}} \quad (5.9)$$

Modelování hysterezních smyček se využívá k predikci únavového chování v oblasti nízkocyklové únavy.

5.3 Únavová křivka deformace

V oblasti nízkocyklové únavy se provádějí únavové zkoušky s tzv. tvrdým zatěžováním, při kterých je řízena deformace. Analogicky k únavové křivce s amplitudou napětí se tak získá křivka pro amplitudu poměrného prodloužení ε_a , označovaná také jako Manson-Coffinova křivka (viz Obr. 5.5). Výsledná křivka je součtem elastické a plastické složky deformace. Pro nižší počet cyklů převládá vliv plastické složky, u vyšších životností pak vliv složky elastické.



Obr. 5.5: Manson-Coffinova křivka [39]

V matematickém popisu Manson-Coffinovy křivky (5.10) se vyskytují parametry Basquinova modelu b a σ_f' , modul pružnosti v tahu E , součinitel únavové tažnosti ε_f' a exponent únavové tažnosti c .

Spolu s parametry K' a n' , které se vyskytují v popisu cyklické deformační křivky (5.8), máme tedy pro popis únavového chování šest parametrů (σ_f' , b , ε_f' , c , K' a n'), z nichž jsou ale jen čtyři nezávislé. Porovnáním vztahů (5.8) a (5.10) lze odvodit vztahy mezi těmito parametry (5.11), (5.12).

$$\varepsilon_a = \varepsilon_a^{el} + \varepsilon_a^{pl} = \frac{\sigma_f'}{E} (2N)^b + \varepsilon_f' (2N)^c, \quad (5.10)$$

$$K' = \frac{\sigma_f'}{(\varepsilon_f')^{n'}}, \quad (5.11)$$

$$n' = \frac{b}{c}. \quad (5.12)$$

5.4 Faktory ovlivňující únavové chování

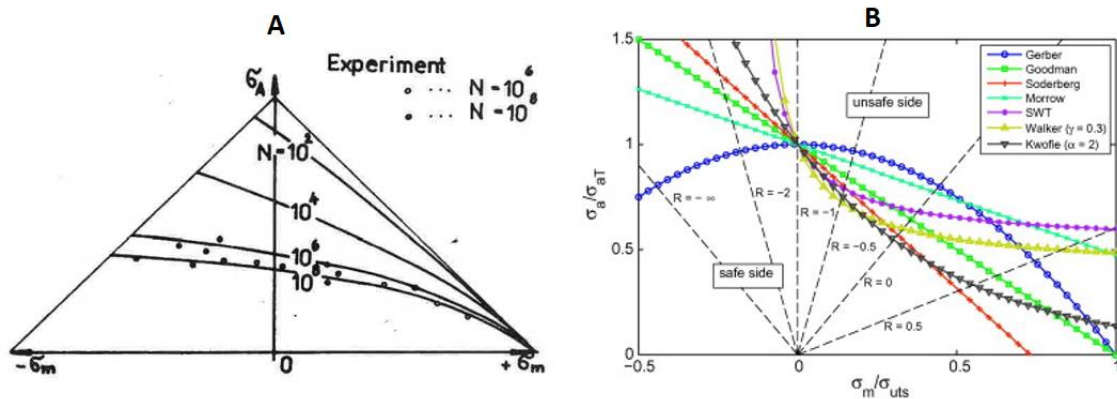
Únavové křivky se většinou pro daný materiál určují pro hladké těleso bez vrubů s leštěným povrchem při symetricky střídavém namáhání. Na únavové chování součásti však nemá vliv pouze použitý materiál, ale mnoho dalších faktorů jako velikost součásti, přítomnost vrubů, jakost povrchu součásti, průběh zatěžování a další. Všechny tyto faktory ovlivňují původní křivku pro hladký vzorek a při odhadu životnosti skutečné součásti je nutné jejich vliv uvažovat [38].

5.4.1 Vliv středního napětí

Únavové křivky udávají závislost amplitudy napětí na počtu cyklů do lomu, jelikož už Wöhler ukázal, že poškození materiálu závisí především na rozdílu maximálního a minimálního napětí. Svoji roli hraje ale i absolutní velikost napětí daná součtem amplitudy napětí a středního napětí. Kromě amplitudy napětí je tedy potřeba uvažovat i jeho střední hodnotu σ_m [38].

Mezní amplituda kmitu σ_A , při které dojde k poruše, závisí na hodnotě středního napětí. S rostoucí hodnotou tahového středního napětí klesá hodnota mezní amplitudy, s rostoucím tlakovým předpětím naopak mezní amplituda mírně vzroste. Závislost mezní amplitudy na středním napětí se zobrazuje v Haighově diagramu, parametrem je zde počet cyklů do lomu (viz Obr. 5.6 A).

Pro popis mezních čar v Haighově diagramu existuje celá řada modelů (viz Obr. 5.6 B). Pokud se bod určený hodnotou amplitudy napětí a hodnotou středního napětí nachází v prostoru pod mezní čarou k poruše nedojde [38].



Obr. 5.6: **A** Haighův diagram [38]; **B** různé modely pro popis Haighova diagramu [40]

Základní únavové křivky bývají zpravidla měřeny pro symetricky střídavý cyklus s nulovým středním napětím. Pokud je ale součást zatěžována s jinou hodnotou středního napětí, je možné daný cyklus převést na ekvivalentní symetricky střídavý cyklus s ekvivalentní amplitudou napětí $\sigma_{a,ekv}$, která by měla stejný efekt, jako původní kombinace amplitudy napětí σ_a a středního napětí σ_m . K tomuto přepočtu opět existuje mnoho různých vztahů, např. dle Goodmana (5.13) či Walkera (5.14):

$$\sigma_{a,ekv} = \frac{\sigma_a}{1 - \frac{\sigma_m}{R_m}}, \quad (5.13)$$

$$\sigma_{a,ekv} = (\sigma_a + \sigma_m)^{1-\gamma} \sigma_a^\gamma, \quad (5.14)$$

kde R_m je mez pevnosti a γ je materiálový parametr [41].

5.4.2 Vliv koncentrátoru napětí

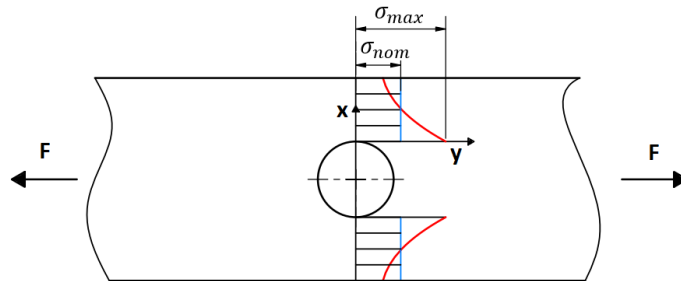
V místech, kde se na součásti nachází otvory a náhlé změny tvaru či průřezu, dochází ke koncentraci napětí. Koncentrátory napětí neboli vruby můžeme dělit do tří skupin na vruby: konstrukční, technologické a metalurgické. Mezi konstrukční vruby patří osazení, zápichy, drážky, otvory, závity apod. Technologické vruby vznikají při výrobě daného dílu, může jít o stopy po manipulaci, ale i o vyražené značení či rysky. Metalurgické vruby jsou tvořeny poruchami ve struktuře materiálu, jako jsou mikrotrhliny, nečistoty, vměstky, póry, korozí [38].

Vruby ovlivňují napjatost v součásti, v jejich okolí dochází ke koncentraci napětí. Tím ovlivňují mez únavy materiálu a sklon únavové křivky. V místech koncentrace napětí také může docházet k lokální plastizaci materiálu a tím k redistribuci napětí [38].

V místě vrubu dochází k nárůstu napětí oproti hodnotě nominálního napětí v průřezu oslabeném vrubem. Poměr mezi maximálním a nominálním napětím se nazývá součinitel tvaru α .

$$\alpha = \frac{\sigma_{max}}{\sigma_{nom}}. \quad (5.15)$$

Pro určení součinitele tvaru pro jednoduché módy namáhání existují atlasy vrubů, ze kterých je možné určit součinitel tvaru pro často se vyskytující tvary vrubů. V případě netypického tvaru a složitého namáhání je možné určit součinitel tvaru pomocí redukovaného napětí získaného na základě MKP výpočtu. Příkladem typického koncentrátoru napětí může být kruhový otvor (viz Obr. 5.7), pro který je u součásti namáhané tahem hodnota součinitele tvaru $\alpha = 3$.



Obr. 5.7: Koncentrace napětí okolo kruhového otvoru

Vrhub tedy snižuje mez únavy součásti oproti nevrubované součásti, pro sníženou mez únavy σ_c^x platí vztah

$$\sigma_c^x = \beta \sigma_c, \quad (5.16)$$

kde β je součinitel vrubu.

Pro přepočítání mezi součinitelem vrubu β a součinitelem tvaru α existuje celá řada vztahů. Nejjednodušším z nich je vztah dle Thuma

$$\beta = 1 + (\alpha - 1)q, \quad (5.17)$$

kde q závisí na poloměru vrubu, mezi pevností a mezi kluzu materiálu. Dále se užívají vztahy dle Neubergera, Petersona, Heywooda či Siebela-Stillera, které používají další parametry.

Kromě meze únavy ovlivňuje vrub i únavovou křivku v oblasti časované pevnosti, pro tuto oblast lze analogicky zavést součinitel vrubu jako

$$\beta_N = \frac{\sigma_A}{\sigma_A^x}. \quad (5.18)$$

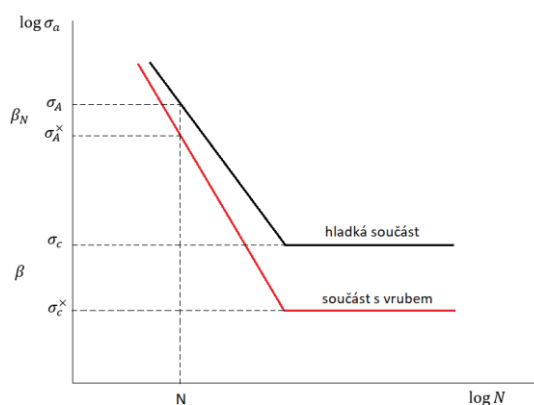
Pro součinitel vrubu v oblasti časované pevnosti lze použít vztah podle Heywooda

$$\beta_N = 1 + (\alpha - 1)\mu(N), \quad (5.19)$$

$$\mu(N) = \frac{\log^4 N}{B + \log^4 N}, \quad (5.20)$$

$$\text{pro ocel: } B = \left(\frac{12\,250}{(R_m [\text{MPa}])} \right)^2. \quad (5.21)$$

Pomocí uvedených součinitelů vrubu β a β_N lze tedy upravit únavovou křivku pro hladkou součást na únavovou křivku pro součást s vrubem (viz Obr. 5.8).



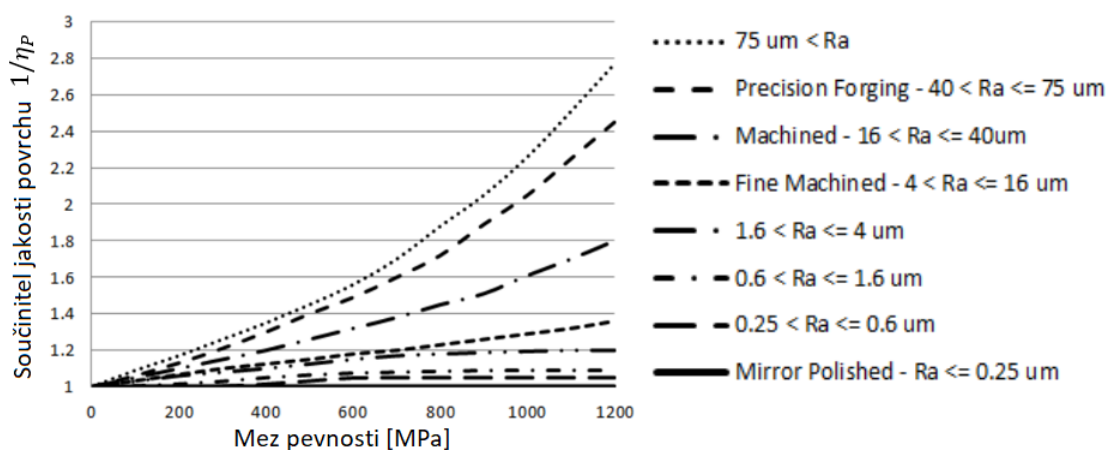
Obr. 5.8: Vliv vrubu na únavovou křivku

5.4.3 Vliv jakosti povrchu

Jelikož k iniciaci únavových trhlin dochází na povrchu součásti, má na mez únavy součásti vliv kvalita povrchové vrstvy materiálu. Mez únavy se koriguje pomocí součinitele jakosti povrchu η_P , který udává poměr meze únavy vzorku s daným povrchem σ_c^x ku mezi únavy etalonu σ_c , kterým je leštěný vzorek [38].

$$\eta_P = \frac{\sigma_c^x}{\sigma_c}. \quad (5.22)$$

Velikost součinitele jakosti povrchu závisí na drsnosti povrchu a mezi pevnosti materiálu. Na obrázku níže je diagram sloužící pro určení součinitele jakosti povrchu pro ocel na základě meze pevnosti a drsnosti vyjádřené pomocí Ra. Z grafu je patrné, že vliv kvality povrchu se více projevuje u pevnějších ocelí. Graf je sestaven pro převrácenou hodnotu výše definovaného součinitele $1/\eta_P$. Součinitel η_P nabývá hodnot od nuly do jedničky, přičemž hodnota jedna odpovídá leštěnému etalonu.



Obr. 5.9: Závislost součinitele jakosti povrchu na mezi pevnosti a drsnosti [42]

Zlepšení únavových vlastností součásti z hlediska jakosti povrchu lze docílit mechanickými, tepelnými a chemicko-tepelnými, či elektrochemickými úpravami povrchu. Po aplikaci těchto úprav dochází ke zpevnění povrchové vrstvy, ve které navíc dojde ke vzniku zbytkového tlakového pnutí, které uzavírá vznikající únavové trhlinky [38].

5.4.4 Vliv velikosti součásti

Mez únavy součásti ovlivňuje i její velikost. Je experimentálně ověřeno, že s rostoucí velikostí klesá mez únavy součásti. Tento jev je vysvětlován tak, že v tělesech větších rozměrů je větší pravděpodobnost výskytu poruch struktury materiálu, které mohou přispět k iniciaci trhliny. Materiálové únavové zkoušky se většinou provádí na poměrně malých zkušebních tělesech, proto mohou mít reálné součásti větších rozměrů nižší mez únavy, než byla pro stejný materiál naměřena pro malé vzorky [38].

Svoji roli hraje také tzv. exponovaný objem tělesa, což je objem, ve kterém napětí neklesá pod 95 % maximálního napětí v tělese. Velikost exponovaného objemu závisí na typu namáhání, např. při tahu a tlaku je exponovaný celý objem tělesa, při ohybu pouze krajní vlákna součásti [38].

6 Cíle práce

Cílem této práce bylo provedení analýzy mechanických vlastností materiálů, ze kterých se vyrábějí prostředky pro dlahovou osteosyntézu. Testovanými materiály byly korozivzdorná ocel ISO 5832-1 (ASTM F138) a titanová slitina Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136). Pro získání materiálových parametrů byly se vzorky z obou materiálů provedeny tahové zkoušky a statické a únavové zkoušky čtyřbodovým ohybem. Hlavními hodnocenými parametry byly v případě tahové zkoušky:

- modul pružnosti v tahu E ,
- mez pevnosti v tahu R_m .

Z únavových zkoušek byly vyhodnocovány parametry Basquinova modelu:

- součinitel únavové pevnosti σ'_f ,
- exponent únavové pevnosti b .

Kromě mechanických vlastností materiálů bylo cílem otestovat i mechanické vlastnosti humerálních proximálních dlah první a druhé generace od firmy MEDIN. Také s těmito dlahami byly proto provedeny statické a únavové zkoušky čtyřbodovým ohybem. Výsledky únavových zkoušek s dlahami byly dále použity pro porovnání s výsledky predikce jejich únavového chování.

Dalším cílem této práce bylo provedení predikce únavového chování prostředků pro dlahovou osteosyntézu s využitím matematických modelů dlah a programu SIMULIA fe-safe. Pro provedení predikce byly využity výše vypsání materiálové parametry získané z experimentů. Získané parametry ovšem nebylo možné použít přímo tak, jak byly naměřeny, a dílčím cílem práce tedy byla jejich úprava pro použití v programu fe-safe.

7 Statická tahová zkouška

7.1 Metodika tahové zkoušky

Metodika tahové zkoušky byla volena na základě normy ČSN EN ISO 6892-1 [43], která popisuje zkoušku tahem pro kovové materiály za pokojové teploty.

Během tahové zkoušky je zkušební těleso zatěžováno jednoosým tahem do lomu. V průběhu zkoušky je zaznamenána zátěžná síla a prodloužení vzorku. Ke zkoušce se přednostně používají poměrná zkušební tělesa, pro která platí $L_0 = k\sqrt{S_0}$. L_0 je počáteční měřená délka, S_0 je počáteční průřez tělesa. Koeficient k je součinitel proporcionality, používá se $k = 5.65$, případně $k = 11.3$ pro tělesa s malým počátečním průřezem. Dále je možné použít nepoměrná zkušební tělesa.

Vynesením závislosti zátěžné síly F na prodloužení vzorku ΔL získáme pracovní tahový diagram. Ten můžeme dále převést na smluvní tahový diagram, tedy na závislost smluvního napětí R na poměrném prodloužení ε . Z naměřených hodnot síly se smluvní napětí R vypočte podle vztahu

$$R = \frac{F}{S_0}. \quad (7.1)$$

Poměrné prodloužení je dáno vztahem

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}. \quad (7.2)$$

Ze závislosti smluvního napětí na poměrném prodloužení můžeme určit: mez pevnosti v tahu, smluvní mez kluzu, modul pružnosti v tahu, z rozměrů vzorků před a po zkoušce pak tažnost.

Odečtení jednotlivých hodnot je naznačeno v schematicky znázorněném smluvním tahovém diagramu (viz Obr. 7.1). Zobrazený průběh závislosti smluvního napětí na poměrném prodloužení je pro materiál bez výrazné meze kluzu.

Ze začátku zatěžování (v oblasti elastické deformace) je závislost lineární, naměřenými daty můžeme proložit přímkou m_E , směrnice této přímky je rovna **modulu pružnosti v tahu E** .

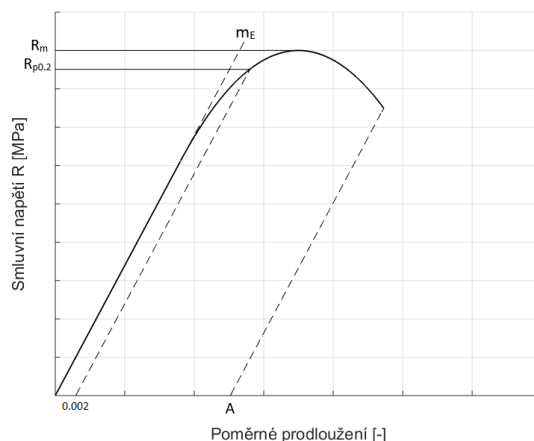
Smluvní mez kluzu $R_{p0.2}$ se určí jako průsečík změřené křivky a přímky, která je rovnoběžná s přímkou m_E a posunutá o hodnotu 0.002 ve směru vodorovné osy. Smluvní mez kluzu se vyhodnocuje u materiálů bez výrazné meze kluzu.

Mez pevnosti v tahu R_m odpovídá nejvyšší hodnotě zatížení zaznamenané v průběhu zkoušky.

Tažnost A lze získat ze vztahu

$$A = \frac{L_u - L_0}{L_0} \cdot 100 \quad [\%], \quad (7.3)$$

kde L_u je konečná měřená délka po lomu neboli vzdálenost mezi značkami, které na počátku vyznačovaly délku L_0 . Tuto vzdálenost je možné změřit po pečlivém složení porušeného vzorku dohromady. V grafu (viz Obr. 7.1) je naznačeno určení tažnosti jako hodnoty poměrného prodloužení v místě lomu, od které se odečte elastická deformace.

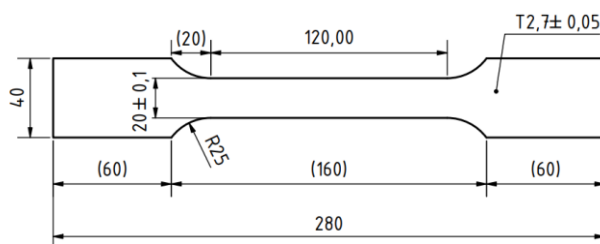


Obr. 7.1: Schematický průběh smluvního tahového diagramu

7.2 Realizace tahové zkoušky

Všechny zkoušky byly prováděny se vzorky z korozivzdorné oceli ISO 5832-1 (ASTM F138) a titanové slitiny Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136). Pro zjednodušení jsou materiály v textu dále označovány jako „ocel“ a „titan“. Pro tahovou zkoušku byly použity ploché zkušební vzorky s rozšířenými konci pro uchycení do čelistí. Rozměry zkušebních vzorků jsou uvedeny na obrázku níže (viz Obr. 7.2). Pro zkoušku bylo použito 7 titanových a 7 ocelových vzorků.

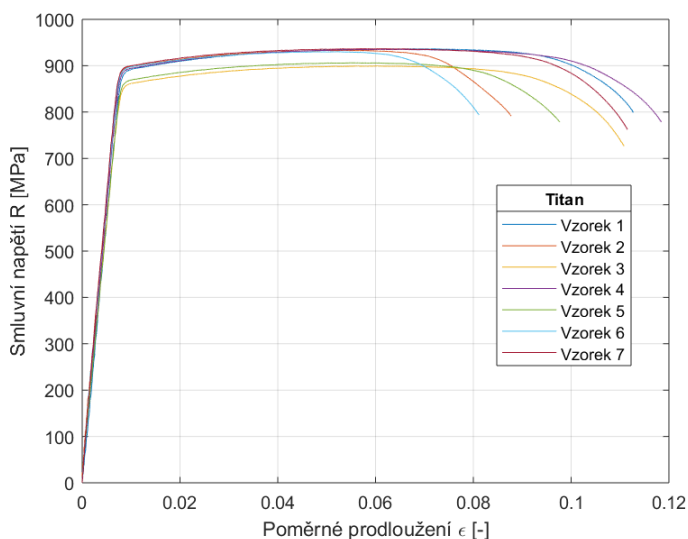
Tahová zkouška probíhala na elektromechanickém univerzálním zatěžujícím stroji TIRA 2300 se silovým snímačem s rozsahem 100 kN a relativní chybou přesnosti měření do 0.68 %. Pro měření prodloužení byl použit extenzometr s volnou délkou 80 mm a relativní chybou přesnosti měření do 0.37 %. První vzorek z titanu byl zatěžován rychlostí $2 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$, pro ostatní vzorky byla zvolena rychlost zatěžování $4 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$, což pro titan odpovídalo napěťové rychlosti okolo $17 \text{ MPa} \cdot \text{s}^{-1}$ a pro ocel napěťové rychlosti $20 \text{ MPa} \cdot \text{s}^{-1}$. Hodnoty napěťové rychlosti byly v rozsahu vhodných rychlostí dle normy [43].



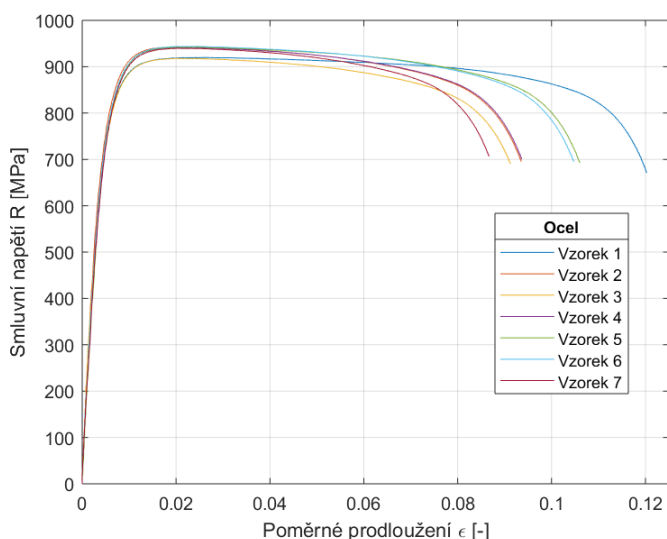
Obr. 7.2: Rozměry zkušebního tělesa pro tahovou zkoušku

7.3 Vyhodnocení tahové zkoušky

Výstupem z tahové zkoušky byla závislost zátěžné síly na prodloužení extenzometru. Z naměřených hodnoty byly pomocí vztahů (7.1) a (7.2) vypočteny hodnoty smluvního napětí a poměrného prodloužení. V grafech níže jsou zobrazeny závislosti smluvního napětí na poměrném prodloužení pro všechny vzorky z titanu (viz Obr. 7.3) a z oceli (viz Obr. 7.4).



Obr. 7.3: Smluvní tahový diagram pro všechny vzorky – titan

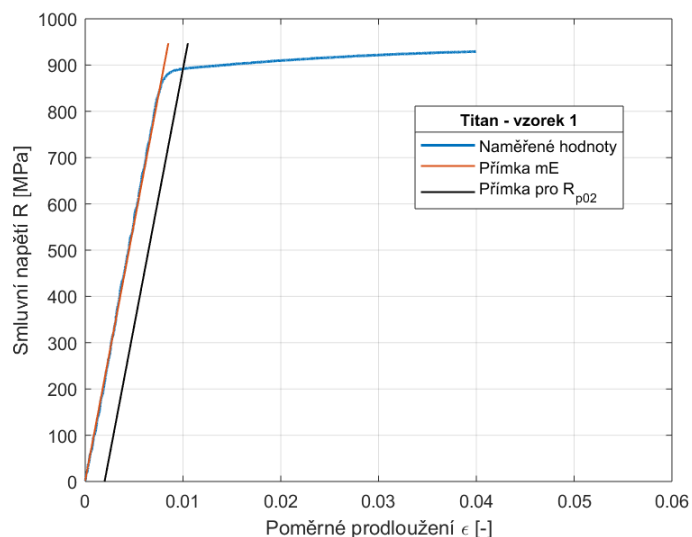


Obr. 7.4: Smluvní tahový diagram pro všechny vzorky – ocel

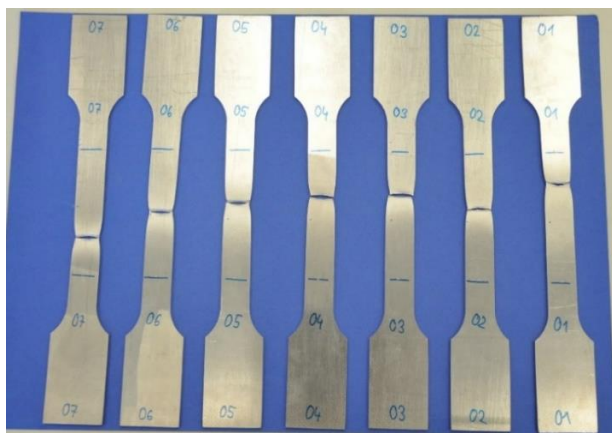
Vyhodnocení modulu pružnosti a smluvní meze kluzu je naznačeno v grafu níže (viz Obr. 7.5). V grafu není zobrazena celá naměřená závislost až do lomu, ale pouze výřez závislosti podstatný pro určení požadovaných parametrů.

Nejprve byla lineární částí závislosti proložena přímka m_E a určena její směrnice, která je rovna modulu pružnosti v tahu E . Poté byla zkonstruována přímka se stejnou směrnicí, ale posunutá o hodnotu 0.002 ve směru vodorovné osy. Dále byl nalezen průsečík této přímky a naměřené závislosti. Hodnota napětí v tomto průsečíku je smluvní mez kluzu $R_{p0.2}$.

Mez pevnosti R_m byla určena jako maximální dosažené napětí během zkoušky. Tažnost byla vyhodnocována na délce 80 mm, která byla na vzorcích před zkouškou vyznačena. Po přetržení byly vzorky složeny k sobě a byla znovu změřena vzdálenost rysek. Z těchto hodnot byla vypočtena tažnost dle vztahu (7.3). Na fotografii pořízené po zkoušce (viz Obr. 7.6) jsou přetržené vzorky z oceli.



Obr. 7.5: Výřez smluvního tahového diagramu pro určení modulu pružnosti v tahu a smluvní meze kluzu, vzorek 1 z titanu



Obr. 7.6: Zkušební vzorky z oceli po zkoušce

7.4 Výsledky tahové zkoušky

Výsledky tahové zkoušky s titanem a ocelí jsou shrnuty v tabulkách níže (viz Tabulka 7.1 a Tabulka 7.2). V tabulkách jsou uvedeny hodnoty modulu pružnosti, smluvní meze kluzu, meze pevnosti a tažnosti. Dále je uveden aritmetický průměr, směrodatná odchylka a variační koeficient. Uveden je také koeficient determinace pro přímkou m_E , která byla proložena lineární částí dat a byl z ní vyhodnocen modul pružnosti v tahu.

Tabulka 7.1: Výsledky tahové zkoušky – titan

	E	R_{p02}	R_m	Tažnost	Koeficient determinace
	[GPa]	[MPa]	[MPa]	[%]	[%]
Vzorek 1	111.2	892	936	12.1	99.8
Vzorek 2	113.4	897	933	9.5	99.8
Vzorek 3	105.9	861	899	11.8	99.8
Vzorek 4	113.4	894	935	11.9	99.8
Vzorek 5	107.0	869	906	10.3	99.8
Vzorek 6	115.9	896	930	9.3	99.8
Vzorek 7	118.0	899	937	11.4	99.8
Aritmetický průměr	112.1	887	925	10.9	
Směrodatná odchylka	4.4	15	16	1.2	
Variační koeficient [%]	3.9	1.7	1.7	11	

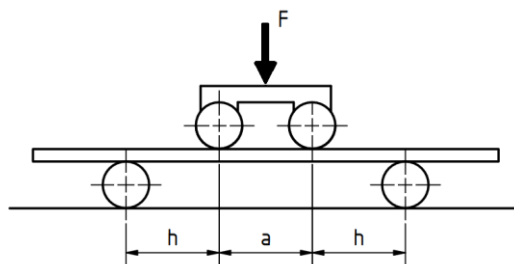
Tabulka 7.2: Výsledky tahové zkoušky – ocel

	E	R_{p02}	R_m	Tažnost	Koeficient determinace
	[GPa]	[MPa]	[MPa]	[%]	[%]
Vzorek 1	177.4	799	920	14.0	99.0
Vzorek 2	180.3	827	943	11.5	99.0
Vzorek 3	200.1	772	918	10.6	99.0
Vzorek 4	155.0	842	942	11.5	99.0
Vzorek 5	154.1	842	942	12.3	99.0
Vzorek 6	161.6	834	944	12.1	99.0
Vzorek 7	151.8	838	940	10.0	99.0
Aritmetický průměr	168.6	822	935	11.7	
Směrodatná odchylka	17.9	27	11	1.3	
Variační koeficient [%]	10.6	3.3	1.2	11.1	

8 Statická ohybová zkouška

8.1 Metodika statické ohybové zkoušky

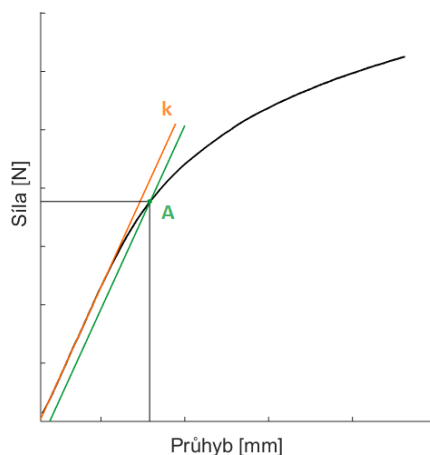
Metodika statické zkoušky byla volena na základě normy ASTM F382 [44], která popisuje testovací metody pro kovové kostní dlahy. Zkušební tělesa jsou zatěžována čtyřbodovým ohybem. Schéma uspořádání zkoušky je na obrázku níže (viz Obr. 8.1).



Obr. 8.1: Schéma zkoušky čtyřbodovým ohybem

Během zkoušky je zaznamenávána zátěžná síla F a vertikální posuv zatěžovacích válečků. Ilustrační graf (viz Obr. 8.2) zobrazuje typickou závislost zátěžné síly na průhybu vzorku. Z této závislosti je dle normy určována: ohybová tuhost K [$\text{N}\cdot\text{mm}^{-1}$], strukturální ohybová tuhost EI_e [$\text{N}\cdot\text{m}^2$], síla P [N], ohybová pevnost [$\text{N}\cdot\text{m}$] a maximální síla F_{max} [N].

Ohybová tuhost K je rovna směrnici přímky k , P odpovídá síle v bodě A, který je průsečíkem naměřené křivky a přímky, která je rovnoběžná s přímkou k a posunutá o hodnotu $q = 0.002a$ ve směru vodorovné osy, a je vzdálenost zátěžných válečků (viz Obr. 8.1). F_{max} je maximální síla zaznamenaná při měření. Hodnoty EI_e a ohybové pevnosti se určí podle vztahů uvedených v normě [44].



Obr. 8.2: Ilustrační graf průběhu zkoušky

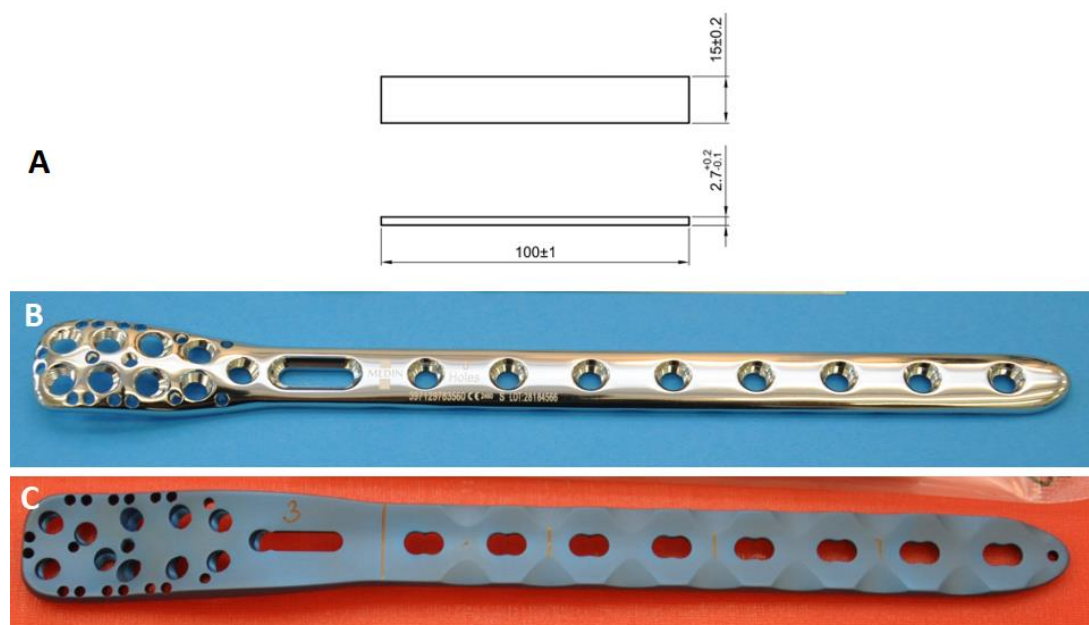
8.2 Realizace statické ohybové zkoušky

Zkouška byla provedena s plochými vzorky s obdélníkovým průřezem o rozměrech uvedených na obrázku níže (viz Obr. 8.3 A). Pro zkoušku byly použity 4 ocelové a 4 titanové vzorky. Dále byla zkouška provedena s humerálními proximálními dlahami první a druhé generace v ocelové a titanové variantě od firmy MEDIN (viz Obr. 8.3 B).

Uspořádání experimentu odpovídalo schématu dle normy [44] (viz Obr. 8.1), rozměry h a a byly pro ploché vzorky rovny 20 mm a pro dlahy 30 mm. U dlah bylo nutné dodržet správné umístění otvorů v dlaze vůči válečkům stroje, aby nedocházelo k zatížení dlahy válečkem v místě otvoru. Správné umístění je dané normou [44].

K zatěžování byl použit přípravek s volně otočnými zatěžovacími válečky o průměru 10 mm. Zátěžná síla byla přenášena přes pohyblivý kloub. Zatěžování vzorků probíhalo konstantní rychlostí $30 \text{ mm}\cdot\text{min}^{-1}$. K realizaci zkoušky byl použit hydraulický testovací systém MTS 858.2 Mini Bionix se silovým snímačem s rozsahem 25 kN a relativní chybou přesnosti měření 0.23 % pro zkoušku

s plochými vzorky a se silovým snímačem s rozsahem 5 kN a relativní chybou přesnosti měření 0.13 % pro zkoušku s dlahami.

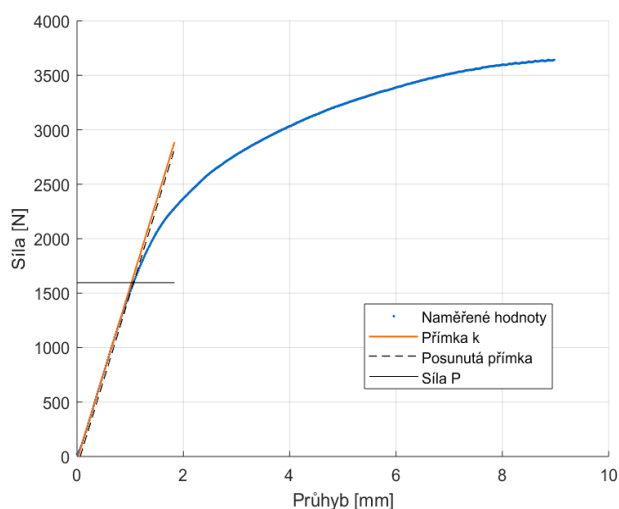


Obr. 8.3: **A** rozměry plochého zkušební vzorku; **B** ocelová humerální proximální dlah 1. generace od firmy MEDIN; **C** titanová humerální proximální dlah 2. generace od firmy MEDIN se značkami v místech kontaktu s válečky

8.3 Vyhodnocení statické ohybové zkoušky

Během zkoušky byla zaznamenávána zátěžná síla a průhyb vzorku. Postup vyhodnocení hledaných hodnot je naznačen na grafu naměřené závislosti síly na průhybu pro vzorek z oceli (viz Obr. 8.4). V grafu jsou kromě naměřených hodnot znázorněny i přímky potřebné pro získání hledaných hodnot K a P .

Pro zjištění hodnoty K bylo nutné určit lineární část dat z naměřené závislosti, proložit těmito body přímkou a určit její směrnici. Lineární část dat byla vybrána tak, aby koeficient determinace pro přímkou proloženou vybranými body nebyl nižší než 99.9 % a zároveň aby bylo vybráno co nejvíce bodů. Po nalezení přímky, která splňovala oba požadavky, byla určena její směrnice, jejíž velikost je rovna hodnotě K .



Obr. 8.4: Vyhodnocení K a P z naměřené závislosti síly na průhybu pro vzorek z oceli

Strukturní ohybová tuhost EI_e byla učena dle vztahu uvedeného v normě [44]

$$EI_e = \frac{(2h + 3a)Kh^2}{12}, \quad (8.1)$$

kde K je ohybová tuhost a h a a jsou rozměry z konfigurace experimentu.

Pro určení hodnoty P byla zkonstruována přímka rovnoběžná s přímkou proloženou lineární částí naměřených hodnot a posunutá na vodorovné ose o hodnotu $q = 0.002a$. P je hodnota síly odečtená z průsečíku posunuté přímky a naměřené závislosti. Průsečík byl určen jako průsečík posunuté přímky a úsečky, která spojuje dva z naměřených bodů, mezi kterými přímka prochází.

Ohybová pevnost byla určena z hodnoty síly P , dle vztahu

$$\text{ohybová pevnost} = \frac{Ph}{2}. \quad (8.2)$$

F_{max} byla určena jako maximální síla zaznamenaná během zkoušky.

8.4 Výsledky statické ohybové zkoušky

Výsledky vyhodnocení statické ohybové zkoušky s plochými vzorky jsou uvedeny v následujících tabulkách (viz Tabulka 8.1 (ocel) a Tabulka 8.2 (titan)). Pro jednotlivé vzorky jsou zde uvedeny hodnoty všech vyhodnocovaných parametrů. Dále jsou v tabulce uvedeny aritmetické průměry jednotlivých určovaných hodnot, směrodatná odchylka a variační koeficient. V tabulkách je také uveden koeficient determinace pro přímku, která byla proložena lineární částí naměřených hodnot. V grafech pod tabulkami (viz Obr. 8.5) jsou průběhy statických ohybových zkoušek pro jednotlivé vzorky z oceli a titanu.

Tabulka 8.1: Výsledky statické ohybové zkoušky s plochými vzorky – ocel

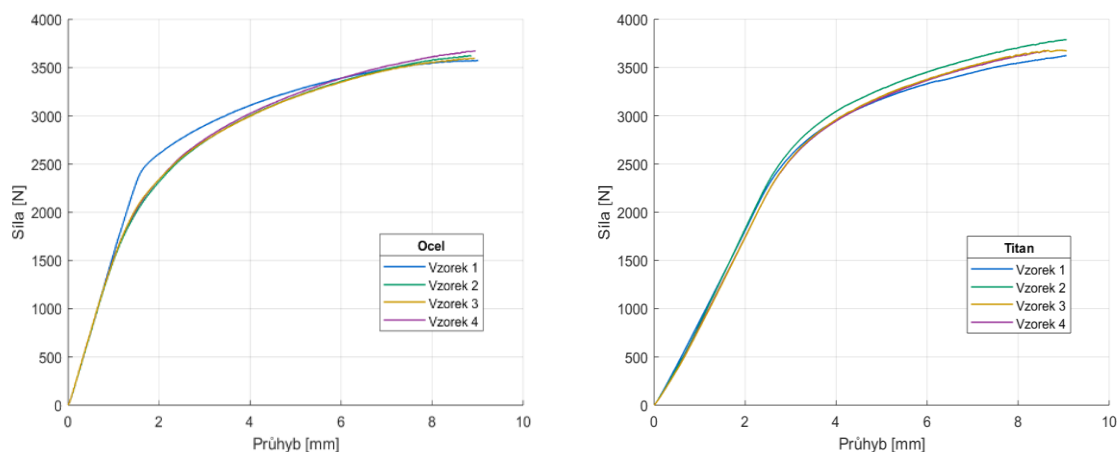
	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	1 607	5.36	2 341	23.4	3 618	99.996
Vzorek 2	1 573	5.24	1 623	16.2	3 670	99.996
Vzorek 3	1 592	5.31	1 597	16.0	3 641	99.993
Vzorek 4	1 587	5.29	1 643	16.4	3 709	99.992
Aritmetický průměr	1 590	5.30	1 801	18.0	3 660	
Směrodatná odchylka	14	0.05	360	3.6	39	
Variační koeficient [%]	0.9	0.9	20	20	1.1	

* Koeficient determinace

Tabulka 8.2: Výsledky statické ohybové zkoušky s plochými vzorky – titan

	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	931	3.10	2 444	24.4	3 665	99.990
Vzorek 2	963	3.21	2 510	25.1	3 831	99.948
Vzorek 3	926	3.09	2 454	24.5	3 723	99.963
Vzorek 4	923	3.08	2 431	24.3	3 718	99.985
Aritmetický průměr	936	3.12	2 460	24.6	3 734	
Směrodatná odchylka	19	0.06	35	0.3	70	
Variační koeficient [%]	2.0	2.0	1.4	1.4	1.9	

* Koeficient determinace



Obr. 8.5: Průběhy statických ohybových zkoušek pro ocel (vlevo) a titan (vpravo)

Stejným způsobem byly vyhodnoceny a zpracovány výsledky statických ohybových zkoušek s dlahami první a druhé generace v ocelové a titanové variantě. Následující tabulky opět shrnují získané hodnoty pro jednotlivé generace a materiály dlah (viz Tabulka 8.3 až Tabulka 8.6). V grafech mezi tabulkami (viz Obr. 8.6) je porovnání křivek naměřených pro jednotlivé generace dlah, vlevo je srovnání pro ocelové dlahy a vpravo pro titanové. Další dvojice grafů (viz Obr. 8.7) porovnává ocelové a titanové dlahy v rámci jedné generace, v levém grafu jsou naměřené křivky pro první generaci a v grafu napravo pak pro druhou generaci.

Výsledky statických ohybových zkoušek sloužily kromě získání parametrů jednotlivých dlah a materiálů především pro určení vhodných hladin zatížení pro únavové ohybové zkoušky.

Tabulka 8.3: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 1. generace – ocel

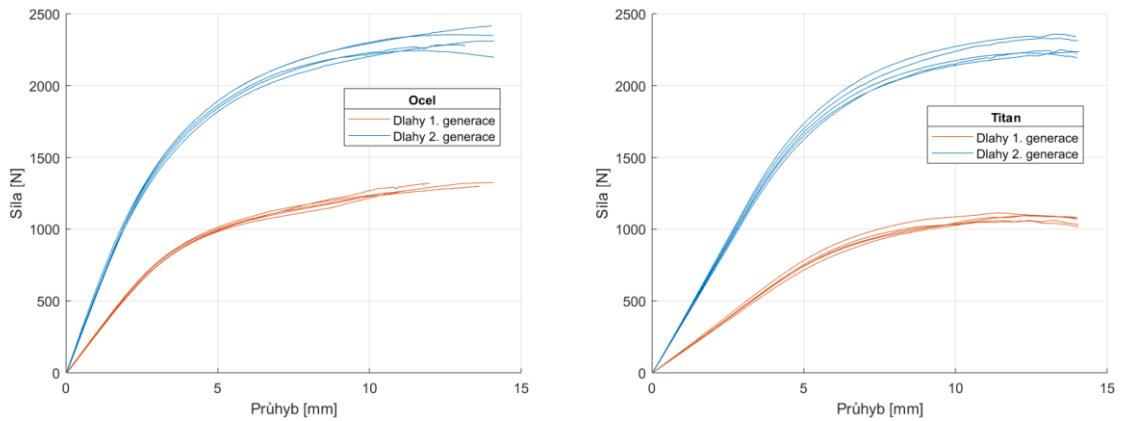
	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	274	3.09	621	9.31	1 319	99.98
Vzorek 2	269	3.02	604	9.06	1 298	99.98
Vzorek 3	277	3.11	629	9.43	1 329	99.98
Vzorek 4	271	3.05	592	8.88	1 256	99.98
Vzorek 5	266	3	605	9.08	1 270	99.98
Aritmetický průměr	271	3.05	610	9.15	1 294	
Směrodatná odchylka	4.2	0.05	14	0.22	31	
Variační koeficient [%]	1.5	1.5	2.4	2.4	2.4	

* Koeficient determinace

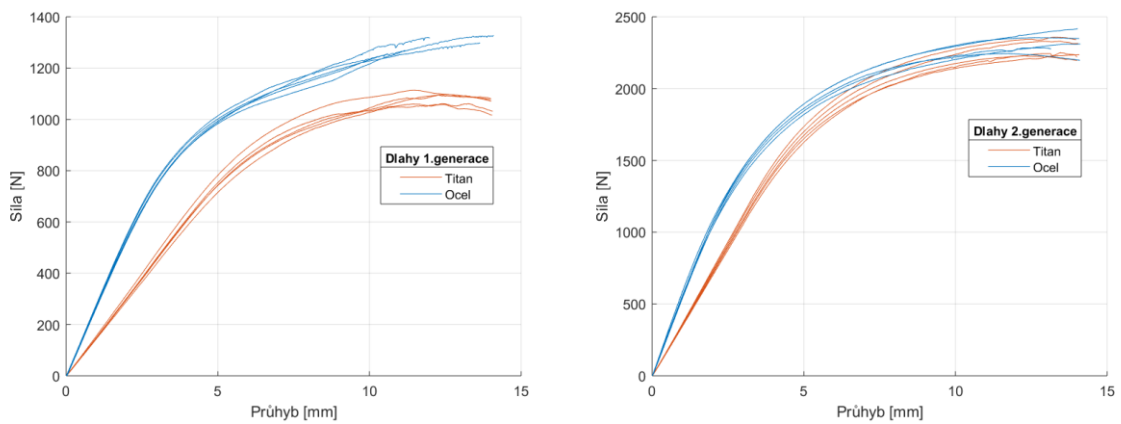
Tabulka 8.4: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 1. generace – titan

	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	161	1.81	741	11.1	1 114	99.99
Vzorek 2	154	1.73	731	11	1 114	99.99
Vzorek 3	153	1.72	696	10.4	1 097	99.99
Vzorek 4	152	1.71	721	10.8	1 095	99.99
Vzorek 5	146	1.65	681	10.2	1 062	99.99
Aritmetický průměr	153	1.72	714	10.7	1 096	
Směrodatná odchylka	5.1	0.06	25	0.38	21	
Variační koeficient [%]	3.4	3.4	3.5	3.5	1.9	

* Koeficient determinace



Obr. 8.6: Prorvnání křivek z ohybových zkoušek pro dlahy první a druhé generace, vlevo ocel a vpravo titan



Obr. 8.7: Prorvnání křivek z ohybových zkoušek pro ocelové a titanové dlahy, vlevo první generace a vpravo druhá generace

Tabulka 8.5: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 2. generace – ocel

	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	563	6.33	982	14.7	2 286	99.99
Vzorek 2	545	6.14	1 006	15.1	2 244	99.99
Vzorek 3	553	6.22	1 050	15.8	2 355	99.99
Vzorek 4	589	6.63	894	13.4	2 417	99.99
Vzorek 5	563	6.33	857	12.8	2 311	99.99
Aritmetický průměr	563	6.33	958	14.4	2 322	
Směrodatná odchylka	16.4	0.19	80	1.2	66	
Variační koeficient [%]	2.9	2.9	8.4	8.4	2.9	

* Koeficient determinace

Tabulka 8.6: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 2. generace – titan

	Ohybová tuhost K	Strukturní ohybová tuhost EI_e	Síla P	Ohybová pevnost	Max. síla F_{max}	KD*
	[N·mm ⁻¹]	[N·m ²]	[N]	[N·m]	[N]	[%]
Vzorek 1	370	4.16	1 440	21.6	2 330	99.99
Vzorek 2	352	3.96	1 370	20.6	2 251	99.99
Vzorek 3	376	4.23	1 486	22.3	2 358	99.99
Vzorek 4	363	4.08	1 403	21	2 229	99.99
Vzorek 5	359	4.04	1 403	21	2 237	99.99
Aritmetický průměr	364	4.09	1 420	21.3	2 281	
Směrodatná odchylka	9.3	0.1	44	0.66	59	
Variační koeficient [%]	2.6	2.6	3.1	3.1	2.6	

* Koeficient determinace

9 Únavová ohybová zkouška

9.1 Metodika únavové ohybové zkoušky

Únavová zkouška byla rovněž provedena na základě normy ASTM F382 [44]. Konfigurace experimentu byla shodná se statickou zkouškou (viz Obr. 8.1).

Při únavové zkoušce jsou vzorky cyklicky zatěžovány do lomu. Zkoušení probíhá na různých hladinách zatížení a je zaznamenán počet cyklů, které vzorek na dané hladině vydržel. Zkoušky jsou prováděny při konstantním koeficientu asymetrie cyklu R , který je roven poměru minimálního a maximálního zatížení na určité hladině.

Výsledkem zkoušky je únavová křivka ($S-N$ křivka), která udává vztah mezi amplitudou zatížení a počtem cyklů do lomu.

9.2 Realizace únavové ohybové zkoušky

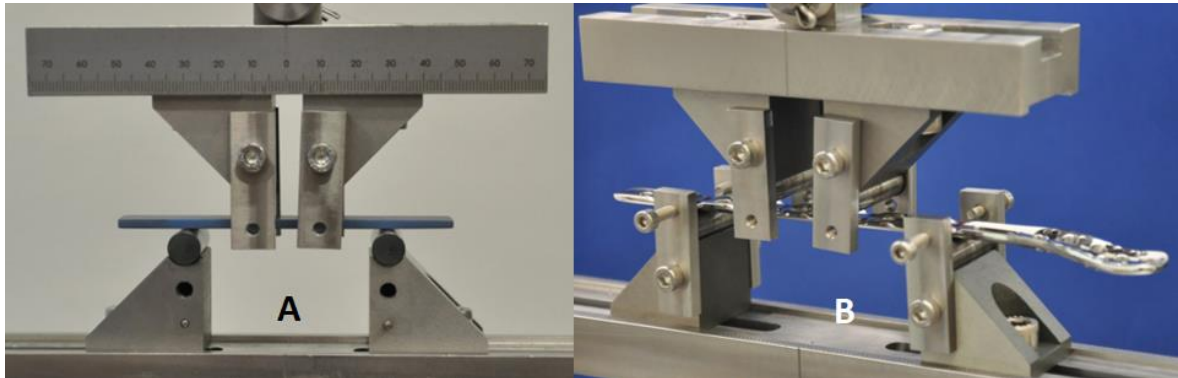
Pro získání materiálových parametrů byly zkoušky provedeny s plochými vzorky bez otvorů s obdélníkovým průřezem. Tvar a rozměry zkušebních těles pro únavovou zkoušku byly shodné se zkušebními tělesy pro statickou ohybovou zkoušku (viz Obr. 8.3 A). Rovněž konfigurace experimentu odpovídala statické zkoušce (viz kap. 8.2).

Únavové zkoušky byly dále provedeny s ocelovými a titanovými dlahami první a druhé generace. Konfigurace experimentu byla opět shodná se statickou zkouškou s dlahami (viz kap. 8.2).

Na fotkách z ohybových zkoušek je vidět přípravek pro čtyřbodový ohyb spolu s plochým vzorkem z titanu (viz Obr. 9.1 A) a ocelovou dlahou první generace (viz Obr. 9.1 B).

Zkouška probíhala na testovacím systému MTS 858.2 Mini Bionix v akreditované laboratoři mechanických zkoušek. Pro ploché vzorky byl použit silový snímač s rozsahem 5 kN a relativní chybou přesnosti 0.13 %, pro dlahy silový snímač s rozsahem 2,5 kN a relativní chybou přesnosti 0.25 %. Při zkoušce byla řízena zátěžná síla, která měla sinusový průběh v čase. Zatěžování bylo

prováděno pulzujícím cyklem s koeficientem asymetrie cyklu $R = 0.1$, což znamená, že minimální síla během cyklu byla desetinou síly maximální. Frekvence zatěžování byla 5 Hz.



Obr. 9.1: **A** přípravek pro čtyřbodový ohyb s plochým vzorkem z titanu; **B** přípravek pro čtyřbodový ohyb s ocelovou dlahou 1. generace

9.3 Vyhodnocení a výsledky únavové ohybové zkoušky s plochými vzorky

Vzorky byly zatěžovány na několika hladinách amplitudy síly F_a . Pro každý vzorek byla zaznamenána hladina zatěžování a počet cyklů N , při kterém došlo k destrukci vzorku, případně bylo zaznamenáno, že k destrukci daného vzorku nedošlo.

Z amplitud síly, kterou byly vzorky zatěžovány, byly pro jednotlivé vzorky vypočteny amplitudy napětí σ_a podle následujících vztahů.

Hodnota amplitudy maximálního ohybového napětí je dána vztahem

$$\sigma_a = \frac{M_{ao}}{W_o}, \quad (9.1)$$

kde M_{ao} je amplituda ohybového momentu ve střední části vzorku (mezi zátěžnými válečky), vypočtená jako

$$M_{ao} = \frac{F_a h}{2}, \quad (9.2)$$

kde F_a je amplituda zátěžné síly a h je vzdálenost zátěžného válečku a podpěry (viz Obr. 8.1).

W_o je průřezový modul v ohybu, vypočtený pro vzorek s obdélníkovým průřezem dle vztahu

$$W_o = \frac{1}{6} B H^2, \quad (9.3)$$

kde B je šířka vzorku a H jeho výška. Rozměry každého vzorku byly před zkouškou změřeny pomocí mikrometru.

Amplitudy napětí v závislosti na dvojnásobku počtu dosažených cyklů byly využity pro získání parametrů Basquinova modelu, který je jedním z možných popisů únavové křivky [38].

Basquinův model je dán vztahem

$$\sigma_a = \sigma_f' (2N)^b, \quad (9.4)$$

kde σ_f a b jsou materiálové parametry, které lze získat proložíme-li závislost σ_a na $2N$ mocninnou funkcí. Basquinův model byl pro popis únavové křivky volen kvůli dalšímu využití parametrů σ_f a b pro definici materiálu v programu fe-safe.

Výsledky únavových zkoušek jsou shrnuty zvláště pro ocel (viz Tabulka 9.1) a pro titan (viz Tabulka 9.2). V tabulkách jsou pro jednotlivé vzorky uvedeny amplitudy zátěžné síly a z nich vypočtené amplitudy napětí. Dále pak počty cyklů, které jednotlivé vzorky vydržely. V posledním sloupci je naznačeno, zda u vzorku došlo k destrukci, nebo nedošlo. Vzorky, u kterých nedošlo k destrukci, nebyly zahrnuty mezi body, jimiž byl prokládán Basquinův model.

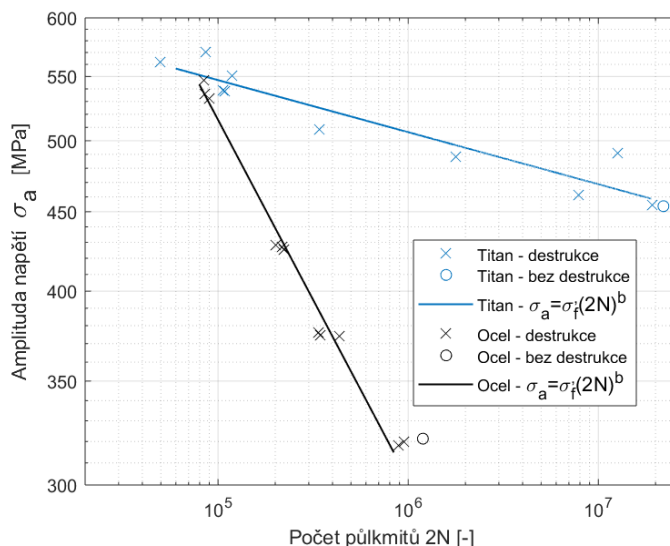
Tabulka 9.1: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky – ocel

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
2 500 N/250 N	1 125	533	45 083	x
2 500 N/250 N	1 125	536	42 475	x
2 500 N/250 N	1 125	547	41 928	x
2 000 N/200 N	900	427	108 038	x
2 000 N/200 N	900	426	110 839	x
2 000 N/200 N	900	428	100 551	x
1 750 N/175 N	787.5	374	216 145	x
1 750 N/175 N	787.5	376	168 256	x
1 750 N/175 N	787.5	375	171 612	x
1 500 N/150 N	675	318	446 209	x
1 500 N/150 N	675	321	597 528	o
1 500 N/150 N	675	320	475 118	x

Tabulka 9.2: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky – titan

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
2 500 N/250 N	1 125	570	43 079	x
2 500 N/250 N	1 125	562	24 747	x
2 400 N/240 N	1 080	539	53 220	x
2 400 N/240 N	1 080	551	58 958	x
2 400 N/240 N	1 080	538	53 980	x
2 200 N/220 N	990	508	170 310	x
2 200 N/220 N	990	491	6 330 871	x
2 200 N/220 N	990	488	892 695	x
2 000 N/200 N	900	461	3 928 435	x
2 000 N/200 N	900	455	9 580 599	x
2 000 N/200 N	900	454	11 000 040	o

Graf níže zobrazuje naměřené hodnoty pro oba materiály proložené Basquinovým modelem (viz Obr. 9.2). Graf je v logaritmických souřadnicích, ve kterých se mocninné závislosti zobrazí jako přímky. Parametry Basquinova modelu σ_f a b pro ocel i titan získané lineární regresí jsou uvedeny v tabulce pod grafem (viz Tabulka 9.3).



Obr. 9.2: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky

Tabulka 9.3: Parametry Basquinova modelu

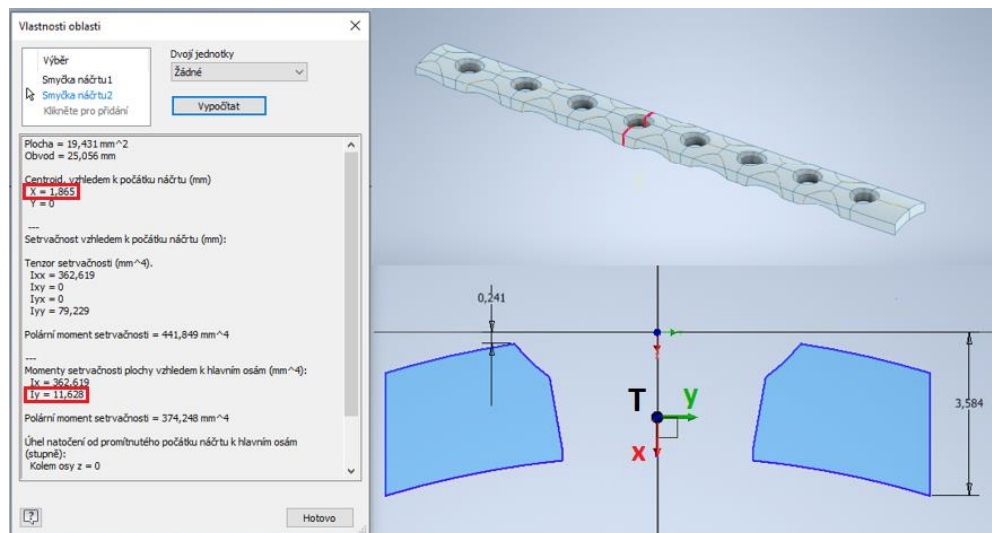
	σ_f [MPa]	b [-]	Koeficient determinace [%]
Ocel	7 446	-0.2319	98.70
Titan	805	-0.0335	88.85

9.4 Vyhodnocení a výsledky únavové zkoušky s dlahami

Únavové zkoušky byly provedeny také s humerálními proximálními dlahami první a druhé generace. Ze zkoušek byla opět pro každý vzorek získána amplituda síly a počet cyklů do lomu. Pro přepočet amplitudy síly na amplitudu napětí byl použit analytický výpočet popsáný níže. Pomocí tohoto výpočtu bylo získáno maximální napětí, které se při zatížení čtyřbodovým ohybem nachází na okrajích otvorů, které leží ve střední části dlahy mezi zátěžnými válečky. Únavové křivky pro takto určené napětí se tedy vztahují k místu s největším napětím.

K provedení analytického výpočtu pro určení amplitudy maximálního napětí v dlaze z amplitudy zátěžné síly bylo třeba učit kvadratický osový moment průřezu a vzdálenost nejvzdálenějšího vlákna od neutrální osy průřezu.

Kvadratický osový moment průřezu a těžiště průřezu byly určeny z modelu dlahy v programu Autodesk Inventor. Na dlaze byl vybrán nejmenší průřez v místě otvoru (viz Obr. 9.3). Pro tento průřez byly určeny hledané hodnoty. Jelikož neutrální osa prochází těžištěm [45], byla určena vzdálenost vláken nejvíce vzdálených od polohy těžiště.



Obr. 9.3: Určování průřezových charakteristik v programu Autodesk Inventor, dlahy 1. generace

Nejvzdálenějším vláknem je spodní krajní vlákno. Jako kritické místo však byl zvolen bod na horní straně dlahy na kraji otvoru, jelikož byla při experimentu tato část průřezu namáhána tahovým napětím, které při únavovém namáhání vede k rozevírání a šíření trhlin.

Průřezový modul v ohybu byl určen ze vztahu

$$W_o = \frac{I_y}{x_{max}}, \quad (9.5)$$

kde I_y je kvadratický osový moment průřezu k ose y a x_{max} je vzdálenost krajního vlákna od neutrální osy. Tedy $x_{max} = 1,865 - 0,241 = 1,624$ mm.

Amplituda napětí je pak rovna

$$\sigma_a = \frac{F_a h}{2W_o}. \quad (9.6)$$

Stejným způsobem byly určeny hodnoty amplitud napětí i pro dlahy 2. generace. Výpočet ovšem pracuje pouze s vyhodnocovaným průřezem a nezohledňuje změnu průřezu v podélném směru dlahy.

Výsledky únavových zkoušek s dlahami a vypočtená napětí jsou uvedena v následujících tabulkách, nejprve pro dlahy 1. generace (viz Tabulka 9.4 (ocel) a Tabulka 9.5 (titan)) a dále pro dlahy 2. generace (viz Tabulka 9.6 (ocel) a Tabulka 9.7(titan)).

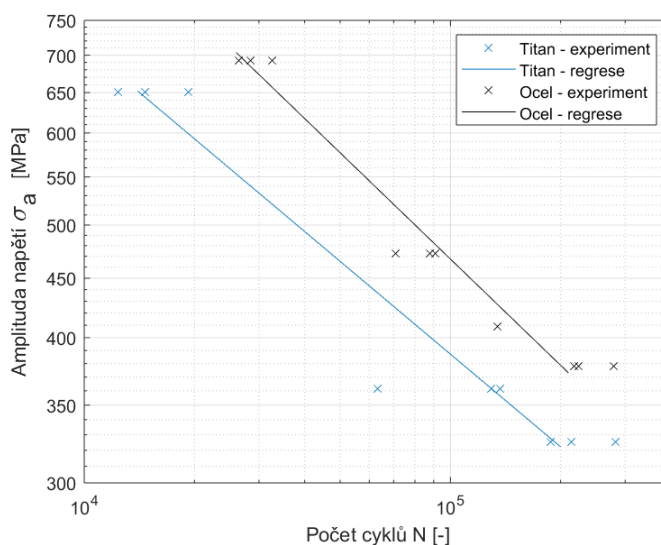
Naměřené hodnoty spolu s křivkami, které byly naměřenými hodnotami proloženy pomocí lineární regrese, jsou pro jednotlivé generace zobrazené v grafech pod příslušnými tabulkami (viz Obr. 9.4 a Obr. 9.5).

Tabulka 9.4: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace – ocel

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
735 N/73.5 N	330.6	693	32 673	x
735 N/73.5 N	330.6	693	28 397	x
735 N/73.5 N	330.6	693	26 402	x
501 N/50.1 N	225.4	472	70 977	x
501 N/50.1 N	225.4	472	87 660	x
501 N/50.1 N	225.4	472	90 709	x
434 N/43.4 N	195.4	409	134 649	x
401 N/40.1 N	180.3	378	279 485	x
401 N/40.1 N	180.3	378	223 435	x
401 N/40.1 N	180.3	378	217 077	x

Tabulka 9.5: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace – titan

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
690 N/69 N	310.7	651	14 629	x
690 N/69 N	310.7	651	12 392	x
690 N/69 N	310.7	651	19 215	x
384 N/38.4 N	172.6	362	137 033	x
384 N/38.4 N	172.6	362	63 150	x
384 N/38.4 N	172.6	362	129 194	x
345 N/34.5 N	155.3	325	213 299	x
345 N/34.5 N	155.3	325	283 096	x
345 N/34.5 N	155.3	325	188 247	x



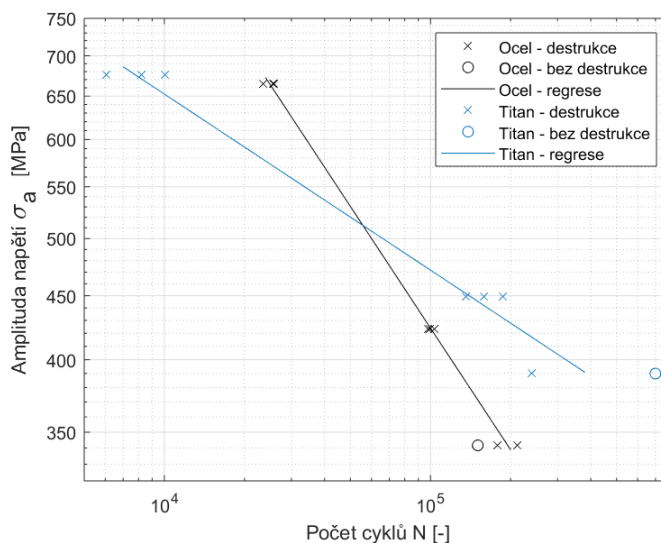
Obr. 9.4: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace

Tabulka 9.6: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace – ocel

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
1 790 N/179 N	805.5	665	23 513	x
1 790 N/179 N	805.5	665	25 880	x
1 790 N/179 N	805.5	665	25 519	x
1 140 N/114 N	513	423	97 738	x
1 140 N/114 N	513	423	103 698	x
1 140 N/114 N	513	423	99 678	x
920 N/92 N	414	342	211 991	x
920 N/92 N	414	342	177 955	x
920 N/92 N	414	342	150 501	o

Tabulka 9.7: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace – titan

Hladina zatěžování	Amplituda síly F_a [N]	Amplituda napětí σ_a [MPa]	Počet cyklů N [-]	Destrukce – x, bez destrukce – o
1 820 N/182 N	819	676	6 051	x
1 820 N/182 N	819	676	8 214	x
1 820 N/182 N	819	676	10 012	x
1 210 N/121 N	544.5	449	158 208	x
1 210 N/121 N	544.5	449	135 540	x
1 210 N/121 N	544.5	449	187 345	x
1 050 N/105 N	472.5	390	240 628	x
1 050 N/105 N	472.5	390	700 000	o
1 050 N/105 N	472.5	390	700 000	o



Obr. 9.5: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace

10 Predikce únavového chování

10.1 Postup predikce v programu fe-safe

Dalším krokem v této práci bylo pokusit se predikovat životnost dlah pomocí programu SIMULIA fe-safe a srovnat tuto predikci s výsledky experimentů. Program fe-safe umožňuje výpočet životnosti součásti při cyklickém zatěžování na základě výsledků ze statického výpočtu zatížení součásti metodou konečných prvků (MKP).

Jako vstup pro výpočet životnosti v fe-safe byl použit elastický výpočet pro statické zatížení v programu Abaqusu. Pro získání vstupních dat byl tedy v Abaqusu proveden výpočet s modelem dlahy, který byl zatížen čtyřbodovým ohybem ve stejné konfiguraci jako při experimentu. Výpočet v Abaqusu je proveden pro zvolenou zátěžnou sílu (např. 1 000 N) a výsledky jsou uloženy do souboru ODB.

Pro provedení analýzy životnosti se do fe-safe importují výsledky z výpočtu z programu Abaqus. Poté se definuje požadované cyklické zatížení dvěma hodnotami, kterými se vynásobí zatížení, pro které byl proveden výpočet v Abaqusu. Například pro získání maximálního zatížení 2 000 N a minimálního zatížení 200 N, je vstupní zatížení 1 000 N vynásobeno hodnotami 2 a 0.2. Program umožňuje zadávání mnohem složitějších zátěžných sekvencí, ale pro modelování únavové zkoušky s konstantním koeficientem asymetrie cyklu $R = 0.1$ postačí zadání dvou hodnot. Dále se vybere požadovaný materiál zkoušeného tělesa a algoritmus výpočtu [46].

K výpočtu byly použity dva různé algoritmy, které se v fe-safe nazývají von Mises a Normal Stress. Algoritmus von Mises používá jako kritérium poškození signované von Misesovo redukované napětí. Normal Stress je metoda kritické roviny [42]. Spolu s algoritmem se vybírá i metoda korekce středního napětí. S oběma algoritmy byla volena Walkerova metoda.

Aby bylo možné k výpočtu přiřadit požadované materiály, byly v databázi programu fe-safe vytvořeny dva nové materiály, jejichž parametry byly zadány na základě experimentů provedených se vzorky z oceli a titanu.

Výpočet bylo poté možné aplikovat na modely dlah 1., 2. a 3. generace a porovnat výsledky programem predikované životnosti s výsledky experimentů. Výstupem z predikce je vypočtený počet cyklů do lomu, které vydrží nejvíce namáhané místo součásti. Dále je možné výsledky zobrazit v Abaqusu ve formě contour plotu, který zobrazuje napočítané životnosti pro celou součást.

10.2 Definice materiálu

Na základě experimentálně získaných dat byly v fe-safe vytvořeny dva nové materiály s vlastnostmi odpovídajícími zkoušené oceli a titanu.

K definování materiálových vlastností bylo v fe-safe nutné zadat následující únavové parametry:

- σ_f' součinitel únavové pevnosti,
- b exponent únavové pevnosti,
- K' modul cyklického zpevnění,
- n' exponent cyklického zpevnění,
- ε_f' součinitel únavové tažnosti,
- c exponent únavové tažnosti.

10.2.1 Převod na ekvivalentní symetrický střídavý cyklus

SN-křivky a z nich určené parametry Basquinova modelu σ_f' a b byly naměřeny pro pulzující cyklus s koeficientem asymetrie cyklu $R = 0.1$. Program fe-safe však pracuje s daty pro symetrický

střídavý cyklus ($R = -1$, $\sigma_m = 0$), proto bylo nutné naměřená data převést na ekvivalentní symetricky střídavý cyklus.

K tomuto převodu byl využit přepočít dle Walkera, který určuje ekvivalentní hodnotu amplitudy napětí podle vztahu

$$\sigma_{a,ekv} = (\sigma_a + \sigma_m)^{1-\gamma} \sigma_a^\gamma, \quad (10.1)$$

kde γ je materiálový parametr, který lze pro ocel určit ze vztahu

$$\gamma = -0.0002R_m + 0.8818, \quad (10.2)$$

kde R_m je mez pevnosti v tahu [41].

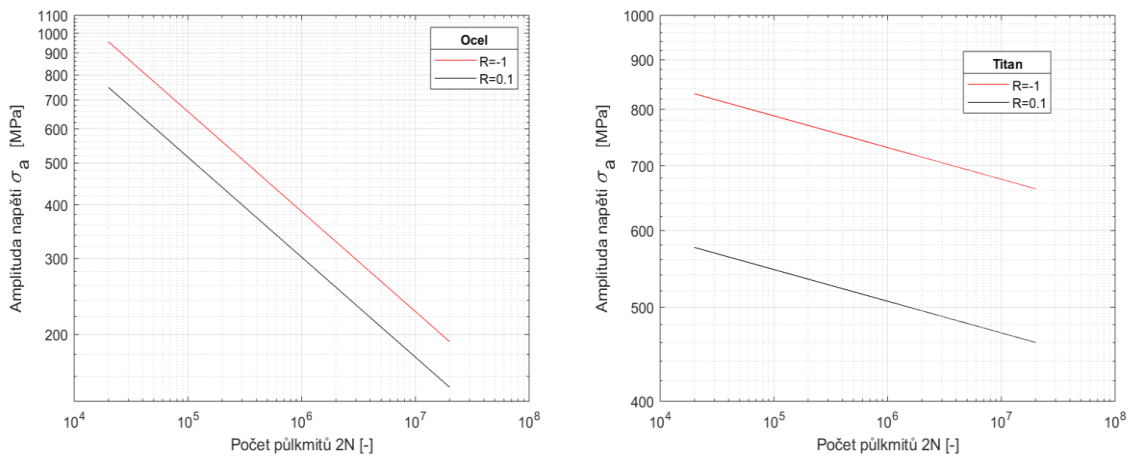
Pro titan byla hodnota γ převzata z [41].

Pomocí ekvivalentních amplitud napětí byly určeny nové parametry Basquinova modelu, které odpovídají symetricky střídavému cyklu. Původní a přepočtené hodnoty parametrů Basquinova modelu jsou uvedeny v tabulce níže (viz Tabulka 10.1).

V grafech pod tabulkou je porovnání původní křivky pro $R = 0.1$ a upravené pro $R = -1$ (viz Obr. 10.1).

Tabulka 10.1: Parametry Basquinova modelu pro $R = 0.1$ a $R = -1$

	Ocel		Titan	
	σ'_f	b	σ'_f	b
$R = 0.1$	7 446	-0.2319	805	-0.0335
$R = -1$	9 501	-0.2319	1 159	-0.0335



Obr. 10.1: Porovnání únavových křivek pro $R = 0.1$ a $R = -1$, ocel (vlevo) a titan (vpravo)

10.2.2 Aproximace dalších materiálových parametrů

Zbylé parametry nutné pro analýzu v fe-safe: K' , n' , ε'_f a c nebyly experimentálně zjištěny. Pro jejich určení proto byla využita v fe-safe možnost aproximace materiálových parametrů z meze pevnosti a modulu pružnosti v tahu pomocí Seegrovovy metody [47]. Následně byly ještě aproximované hodnoty K' a n' upraveny na základě experimentálně zjištěných hodnot σ'_f a b pomocí vztahů (10.3) a (10.4), které vycházejí z popisu Manson-Coffinovy křivky a cyklické deformační křivky (viz kap. 5.3). Hodnoty všech použitých materiálových parametrů jsou uvedeny v tabulce níže (viz Tabulka 10.2).

$$K' = \frac{\sigma_f'}{(\varepsilon_f')^{n'}}, \quad (10.3)$$

$$n' = \frac{b}{c}. \quad (10.4)$$

Tabulka 10.2: Materiálové parametry použité v fe-safe

		Ocel	Titan
E	[GPa]	168.6	112.1
R_m	[MPa]	935	925
γ	[-]	0.6948	0.5431
σ_f'	[MPa]	9 501	1 159
b	[-]	-0.2319	-0.0335
K'	[MPa]	13 674	1 220
n'	[-]	0.3998	0.0486
ε_f'	[-]	0.40	0.35
c	[-]	-0.58	-0.69

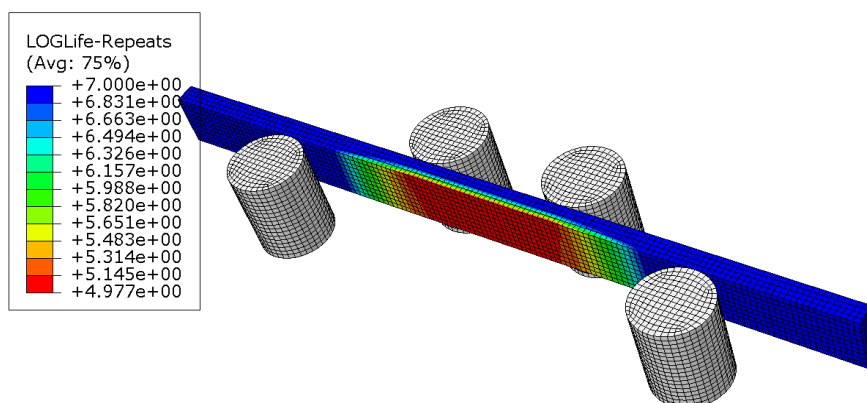
10.3 Výsledky predikce

10.3.1 Ploché vzorky bez otvorů

S takto definovanými materiály byla provedena analýza na modelu, který odpovídal tělesům použitým při únavové zkoušce, ze které byly určeny materiálové parametry.

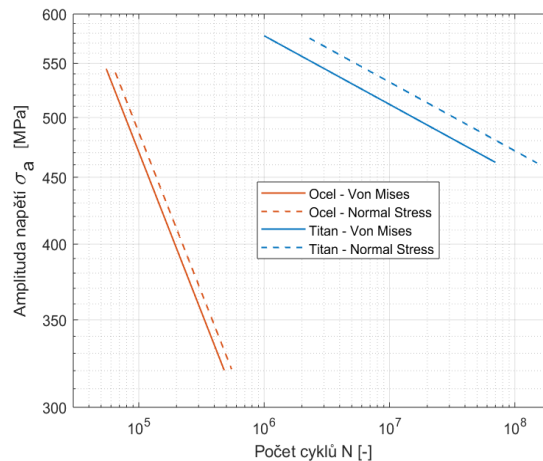
Po provedení analýzy v fe-safe je možné zobrazit vypočtené hodnoty životnosti v programu Abaqus (viz Obr. 10.2). Na obrázku je vidět poloviční model plochého vzorku, který je pomocí válců zatížen čtyřbodovým ohybem ve stejné konfiguraci jako při experimentu.

Barevně jsou v rámci namáhaného tělesa rozlišeny oblasti s různou životností při daném namáhání. Červená barva značí nejvíce namáhané části tělesa s nejnižší životností. Ve stupnici je uveden tzv. loglife neboli logaritmický život, z něhož pomocí přepočtu $N = 10^{\text{loglife}}$ dostaneme počet cyklů do poruchy. Nejnižší hodnoty životnosti jsou na spodním povrchu vzorku v oblasti mezi zátěžnými válečky. To odpovídá oblasti s maximálním ohybovým napětím. Napětí je sice stejně velké na horní i spodní ploše vzorku, v horní polovině vzorku ale vzniká tlakové napětí a ve spodní tahové napětí, které je nebezpečnější z hlediska iniciace a šíření únavové trhliny.



Obr. 10.2: Výsledky predikce životnosti plochých vzorků zobrazené v programu Abaqus

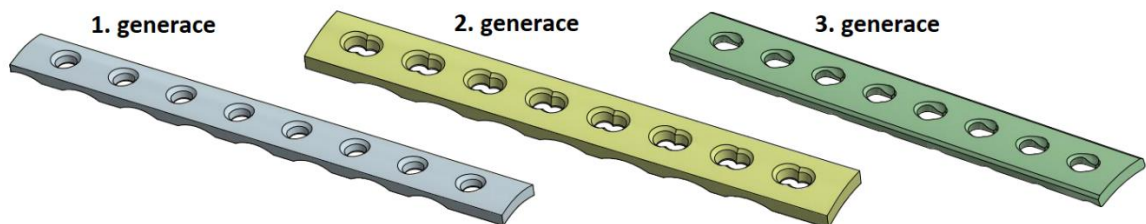
Pro získání predikovaných únavových křivek byl výpočet v fe-safe proveden na dvou hladinách zatížení. Hladiny zatížení pro výpočet byly voleny v rozmezí hladin, na kterých byly vzorky zkoušeny při experimentu. Hladiny zatížení se v fe-safe zadávají jako násobky síly, pro kterou byl proveden statický výpočet v Abaqusu. Dostaneme tedy počet cyklů do lomu pro zadanou amplitudu síly. Pro přepočítání z amplitudy síly na amplitudu napětí byl použit vztah pro maximální ohybové napětí v tělese s obdélníkovým průřezem (viz kap. 9.3). Křivky získané z predikce jsou zobrazeny v grafu níže (viz Obr. 10.3). V grafu jsou zobrazeny výsledky pro ocel i pro titan a pro dva různé použité algoritmy (von Mises a Normal Stress).



Obr. 10.3: Výsledky predikce pro ploché vzorky bez otvorů

10.3.2 Humerální proximální dlahy

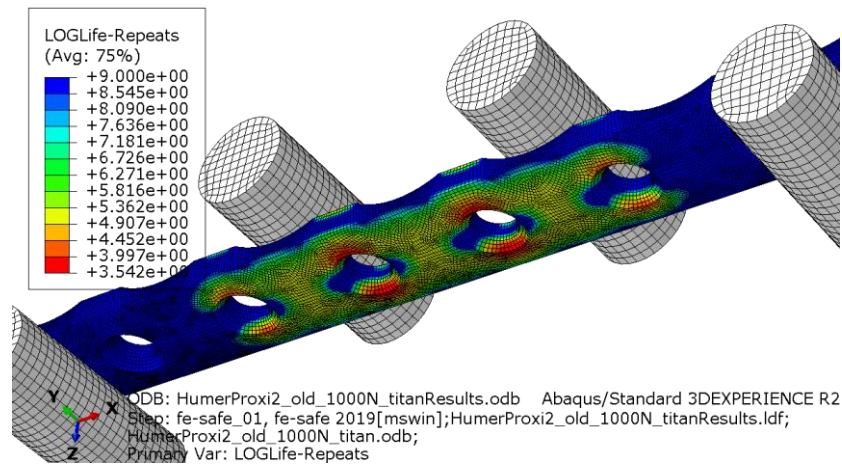
V dalším kroku byla predikce provedena pro modely humerálních proximálních dlah. Vstupem do predikce byly opět výsledky statického výpočtu v Abaqusu, který byl proveden na modelech dlah první, druhé a třetí generace (viz Obr. 10.4). Jednotlivé generace dlah se liší svými rozměry a geometrií otvorů pro šrouby. Dlahy první generace mají tloušťku 2.7 mm a šířku 12 mm. Dlahy druhé generace jsou masivnější, mají tloušťku 3.6 mm a šířku 15 mm. Třetí generace dlah je s tloušťkou 2.7 mm a šířkou 15 mm kompromisem mezi první a druhou generací.



Obr. 10.4: Modely humerálních proximálních dlah 1., 2. a 3. generace od firmy MEDIN

V programu fe-safe byla predikce pro jednotlivé dlahy opět provedena v rozmezí zatížení, která odpovídala zatížení při experimentu. Výstupem predikce byly počty cyklů do lomu pro zadanou amplitudu síly. Pro přepočítání síly na napětí byly využity výsledky MKP výpočtu. Analytický postup výpočtu napětí popsany v kapitole 9.4 nebyl použit, jelikož predikce je založena na výsledcích z MKP výpočtu. Není proto vhodné použít analytický výpočet, který dává trochu odlišné výsledky. Pro danou sílu bylo vždy určeno nejvyšší napětí na dlaze. Získané únavové křivky

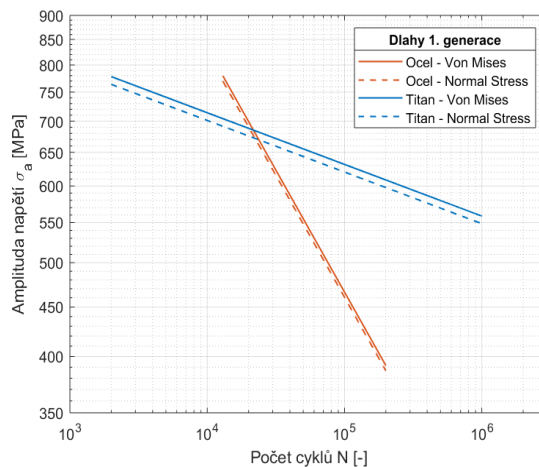
se tedy vztahují k místu s největším napětím, které se nachází na okraji otvorů v prostřední části dlahy.



Obr. 10.5: Výsledky predikce pro titanovou dlahu 1. generace zobrazené v Abaqusu

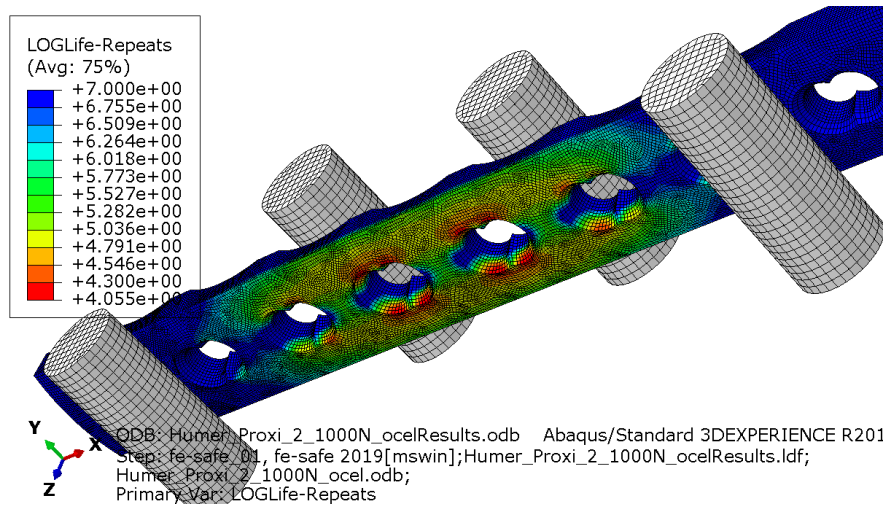
Výsledky predikce pro dlahu první generace zobrazené v programu Abaqus (viz Obr. 10.5) ukazují, že nejnižší hodnoty životnosti jsou v oblasti otvorů, které působí jako koncentrátoři napětí. Stejně jako u vzorků bez otvorů, je vidět, že životnost je nižší na spodní straně dlahy, kde působí tahové napětí. Na obrázku je také vidět, že životnost je stejná pro otvory ve střední části dlahy mezi zátěžnými válečky. V této části dlahy je při namáhání čtyřbodovým ohybem konstantní ohybový moment. V místech, kde byla predikována nejnižší životnost, skutečně docházelo při experimentech s dlahami k iniciaci trhlin a k lomu dlahy.

Únavové křivky získané predikcí pro dlahy 1. generace jsou v následujícím grafu (viz Obr. 10.6). Křivky jsou určeny pro místo s největším napětím, respektive s nejnižší životností. Graf zobrazuje výsledky pro ocelové a titanové dlahy a zároveň pro oba použité algoritmy.

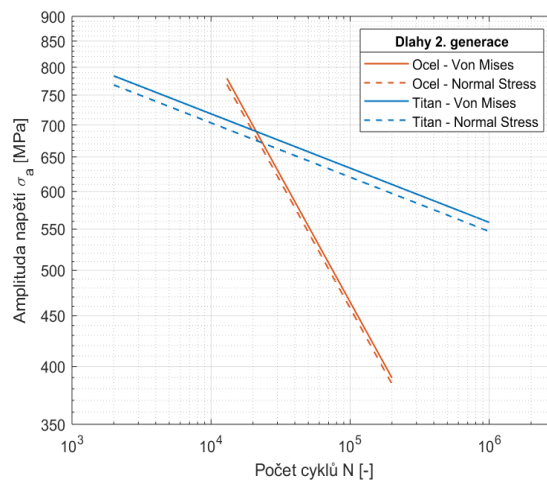


Obr. 10.6: Výsledky predikce pro dlahy 1. generace

Obrázek níže (viz Obr. 10.7) zobrazuje výsledky analýzy pro ocelovou dlahu druhé generace. Z obrázku je opět patrné, že kritickým místem jsou okraje otvorů v části dlahy, která je při ohýbání namáhána tahovým napětím. Predikcí získané únavové křivky pro dlahy druhé generace jsou v grafu na další straně (viz Obr. 10.8).

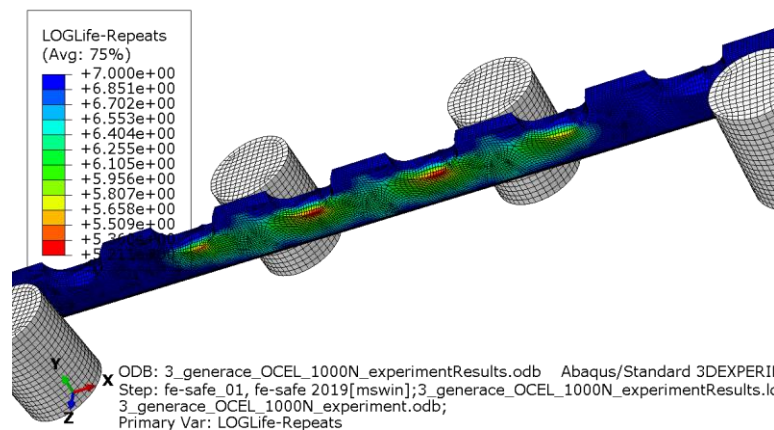


Obr. 10.7: Výsledky predikce pro ocelovou dlahu 2. generace zobrazené v Abaqusu

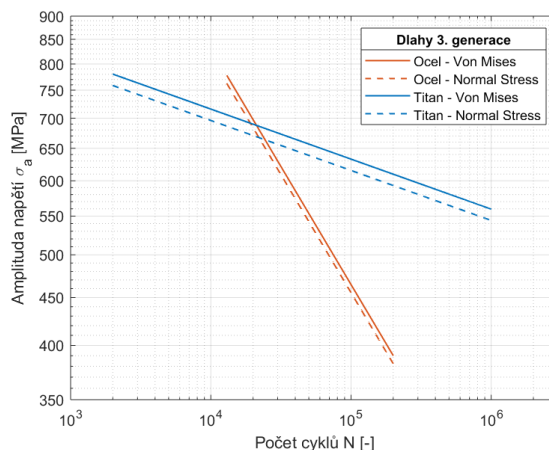


Obr. 10.8: Výsledky predikce pro dlahy 2. generace

Pro dlahy třetí generace byl výpočet proveden na polovičním modelu dlahy (viz Obr. 10.9), který byl zatížen silou 500 N, což odpovídalo situaci, kdy by byl celý model zatížen silou 1 000 N. Získané únavové křivky (viz Obr. 10.10) mají velmi podobný průběh, jako křivky určené pro první a druhou generaci.



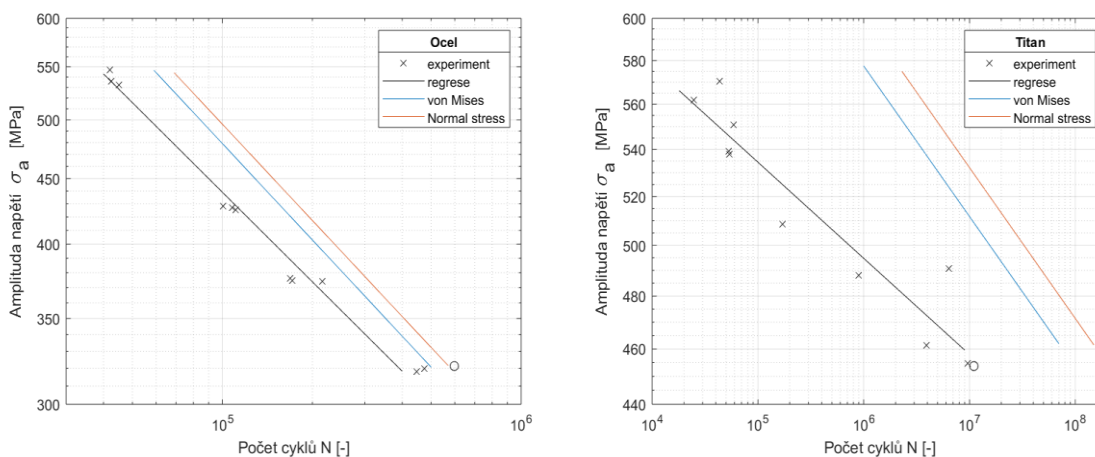
Obr. 10.9: Výsledky predikce pro poloviční model ocelové dlahy 3. generace zobrazené v Abaqusu



Obr. 10.10: Výsledky predikce pro dlahy 3. generace

11 Diskuze a závěr

Tato kapitola je zaměřena na porovnání a shrnutí výsledků predikce a výsledků získaných z provedených experimentů. Nejprve je zde uvedeno porovnání predikcí a experimentů pro ploché vzorky bez otvorů. Jde tedy o porovnání s experimentálně provedenou únavovou zkouškou, ze které byly vyhodnoceny únavové parametry použité v predikci. V grafech (viz Obr. 11.1) jsou vykresleny experimentálně zjištěné hodnoty a jimi proložené křivky, dále jsou v grafech zobrazeny výsledky predikce, které jsou podle použitého algoritmu označeny von Mises a Normal Stress. Z grafů je patrná lepší shoda predikce s experimenty pro ocelové vzorky. V případě titanových vzorků predikce předpovídá výrazně vyšší životnost vzorků, než jaké bylo dosaženo při experimentu.



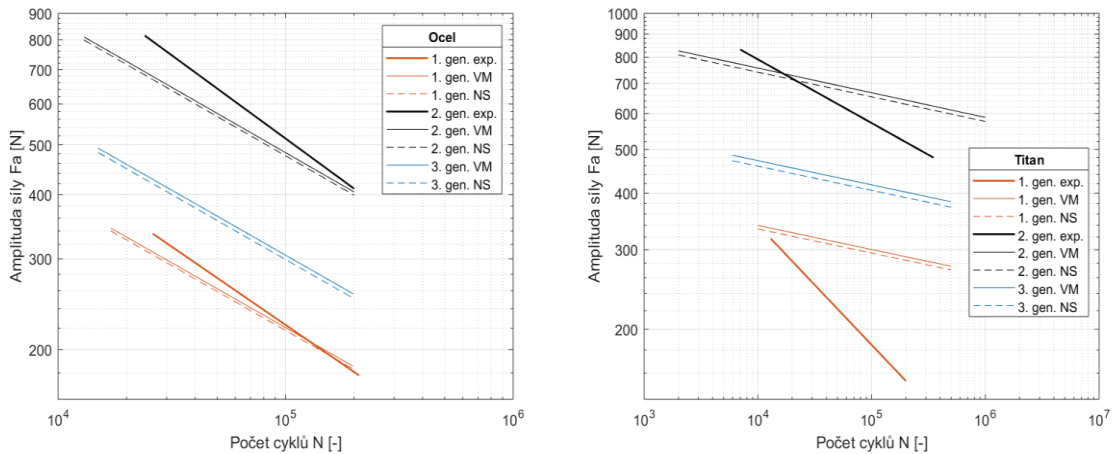
Obr. 11.1: Porovnání predikce s experimenty pro ploché vzorky bez otvorů, ocel (vlevo) a titan (vpravo)

Následuje porovnání výsledků experimentů s predikcí pro všechny tři generace dlah. V grafech níže (viz Obr. 11.2 a Obr. 11.3) je porovnání jednotlivých generací pro ocelové (vlevo) a titanové dlahy (vpravo). V grafu je vždy tučně znázorněna křivka získaná pro danou generaci experimentálně a k ní stejnou barvou tenče vykresleny získané predikce. Dva použité algoritmy výpočtu jsou v legendě grafů označeny VM (von Mises) a NS (Normal Stress). Pro třetí generaci dlah je v grafu znázorněna pouze predikce, jelikož dlahy třetí generace ještě nebyly vyrobeny a experiment tudíž nebyl prozatím proveden.

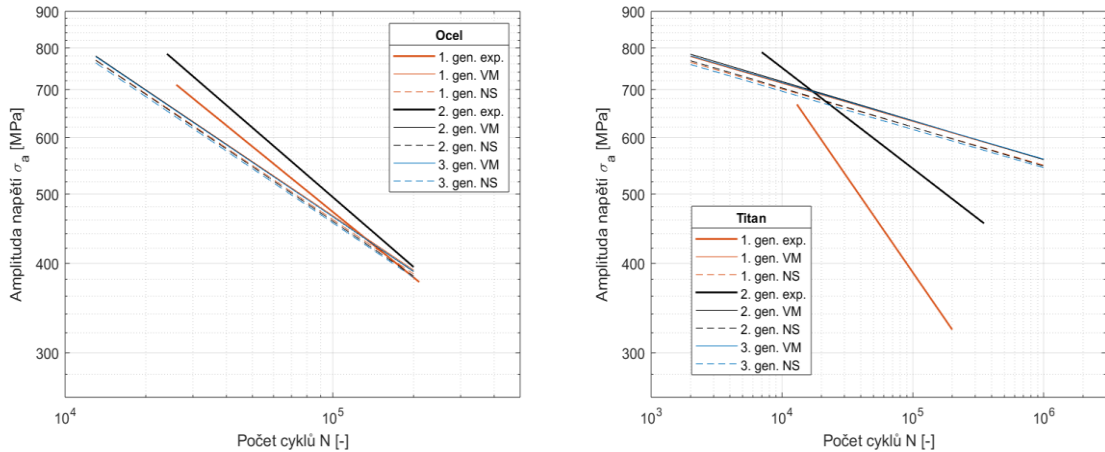
První dva grafy (viz Obr. 11.2) jsou vykresleny pro závislost amplitudy síly na počtu cyklů. Zahrnují tedy i geometrii jednotlivých dlah. Nejnižše položené jsou nejtencí a nejužší dlahy

první generace, nejméně naopak tlustší a širší dlahy druhé generace. Dlahy třetí generace jsou tenčí než dlahy druhé generace, ale mají stejnou šířku, leží proto mezi první a druhou generací.

Druhá dvojice grafů (viz Obr. 11.3) zobrazuje závislost amplitudy napětí na počtu cyklů. Přepočet z amplitudy síly na amplitudu napětí byl pro predikci i pro experimenty proveden na základě výsledků z MKP výpočtu v Abaqusu. Výsledky z Abaqusu byly použity i pro přepočet hodnot z experimentu, aby mezi predikcí a experimentem nevznikal rozdíl způsobený použitím jiné metody určení napětí. Získaná amplituda napětí se vždy vztahuje k nejvíce namáhanému místu dlahy na okraji otvorů. Z grafu je patrné, že přepočtem na napětí se ztratil vliv rozdílných rozměrů dlah jednotlivých generací. Křivky pro predikce se proto překrývají.



Obr. 11.2: Porovnání predikce a experimentu v amplitudách síly, ocel (vlevo) a titan (vpravo)



Obr. 11.3: Porovnání predikce a experimentu v amplitudách napětí, ocel (vlevo) a titan (vpravo)

Z grafů výše (viz Obr. 11.2 a Obr. 11.3) je patrné, že pro titanovou slitinu se predikce s experimenty příliš neshoduje. U oceli je shoda predikce s experimentem lepší, i když pro vyšší amplitudy napětí predikce předpovídá nižší životnost, než jaká byla zjištěna experimentálně. Predikce pro ocel tedy také úplně přesně nevystihuje výsledky experimentů, ale pokud v grafu pro amplitudy síly (viz Obr. 11.2 vlevo) porovnáme výsledky predikcí a experimentů pro první a druhou generaci a podíváme se, kde leží predikce pro třetí generaci, bylo by možné odhadnout, kde bychom očekávali výsledky experimentu s dlahami třetí generace.

Větší míra odlišností predikce a experimentů v případě titanových dlah je pravděpodobně dána vstupními materiálovými parametry, které byly určeny z únavové zkoušky s plochými vzorky bez otvorů. U titanových vzorků byly naměřené hodnoty více rozptýleny než u ocelových vzorků,

Basquinův model byl tedy daty proložen s nižším koeficientem determinace (viz Obr. 9.2 a Tabulka 9.3). Větší rozdíly mezi predikcí a experimentem se u titanu projeví už při provedení predikce pro ploché vzorky (viz Obr. 11.1).

Z grafu pro amplitudy napětí (viz Obr. 11.3) je také vidět, že po přepočtu na napětí leží křivky znázorňující experimenty s ocelí poměrně blízko u sebe, mezi křivkami pro titan je rozdíl větší, a to i ve směrnici přímeček, což by mohlo poukazovat na různou kvalitu materiálu použitého pro výrobu jednotlivých generací dlah. Z grafů je patrné, že predikce pro stejný materiál jsou vždy rovnoběžné, v případě přepočtu na napětí dokonce téměř totožné. Není jimi tedy možné postihnout experimentální křivky, které mají pro stejný materiál rozdílný sklon.

Při srovnání obou použitých algoritmů výpočtu zjistíme, že výsledky algoritmů se výrazněji lišily pouze při použití na ploché vzorky bez otvorů (viz Obr. 11.1), kde algoritmus von Mises predikoval nižší životnost než algoritmus Normal Stress. U predikcí pro dlahy jsou rozdíly mezi použitými algoritmy menší a oproti rozdílu mezi predikcemi a experimentem nejsou příliš zásadní.

Zaměříme-li se ještě na mechanické vlastnosti dlah vyhodnocované v 7. a 8. kapitole, je ze statických a únavových zkoušek patrné, že dlahy druhé generace vykazují v porovnání s první generací vyšší ohybovou tuhost i pevnost a vyšší životnost pro stejnou amplitudu zátěžné síly. Tyto výsledky nejsou vzhledem k větším rozměrům dlah druhé generace nijak překvapivé.

Porovnáme-li výsledky zkoušek pro dva zkoumané materiály, ze statických ohybových zkoušek zjistíme, že ohybová tuhost oceli je o něco vyšší než titanu, což souvisí i s jejím vyšším modulem pružnosti v tahu. Ohybová pevnost je naopak vyšší v případě titanu. Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky ukazují, že ve zkoumaném rozmezí amplitud napětí mají vyšší životnost titanové vzorky. Výsledky únavové zkoušky s dlahami první generace však naopak ukazují nižší životnost titanových dlah.

Závěrem lze tedy konstatovat, že cíle této práce byly splněny. V experimentální části této práce bylo provedeno testování mechanických vlastností dlah a získání materiálových parametrů korozivzdorné oceli ISO 5832-1 (ASTM F138) a titanové slitiny Ti6Al4V ELI ISO 5832-2 (ASTM F136). Se vzorky určenými pro získání materiálových parametrů byla provedena jednoosá tahová zkouška a statická a únavová zkouška čtyřbodovým ohybem. Dále byly provedeny statické a únavové zkoušky s humerálními proximálními dlahami první a druhé generace.

Získané materiálové parametry byly dále použity jako vstup do predikce únavového chování dlah, která byla provedena pomocí programu fe-safe. Po provedení predikce byly její výsledky porovnány s experimentálně získanými únavovými křivkami.

Porovnání predikce únavového chování dlah s výsledky experimentů ukázalo, že predikce pro dlahy z titanové slitiny příliš neodpovídá naměřeným závislostem. Lepší shody predikce s experimentem bylo dosaženo pro dlahy z korozivzdorné oceli, pro které by bylo možné odhadnout výsledky experimentu s dlahami třetí generace. Shoda mezi predikcí a experimentem byla pozorována také při stanovení místa na dlaze, ve kterém dojde k iniciaci únavové trhliny. Predikovaná nejnižší životnost dlah v oblasti otvorů odpovídá místům, ve kterých docházelo k iniciaci trhliny a lomu dlahy při provedených únavových zkouškách. V práci popsané nástroje a získané znalosti je tedy možné použít pro odhad životnosti a optimalizaci při vývoji nových prostředků pro dlahovou osteosyntézu.

Literatura

- [1] Stručný přehled činnosti oboru chirurgie za období 2007–2019. *Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR* [online]. [cit. 2021-06-15]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008327/nzis-rep-2020-k09-a020-chirurgie-2019.pdf>
- [2] UHTHOFF, Hans, Philippe POITRAS a David BACKMAN. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2006, **11**(2), 118-126 [cit. 2021-06-15]. ISSN 09492658. Dostupné z: doi:10.1007/s00776-005-0984-7
- [3] WAN, Boyang, Ali ENTEZARI, Zhongpu ZHANG et al. On fatigue failure prediction of prosthetic devices through XFEM analysis. *International Journal of Fatigue* [online]. 2021, **147** [cit. 2021-04-11]. ISSN 01421123. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijfatigue.2021.106160
- [4] LOGROSCINO, Giandomenico, Fabrizio DONATI, Michela SARACCO, Luciano PILLONI a Corrado PICONI. Early failure of a locked titanium plate in a proximal humeral fracture: Case report and metallurgic analysis. *Trauma Case Reports* [online]. 2018, **17**, 18-22 [cit. 2021-04-11]. ISSN 23526440. Dostupné z: doi:10.1016/j.tcr.2018.09.005
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2011-2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [6] JENŠOVSKÝ, Jiří, Valér DŽUPA, ed. *Diagnostika a léčba osteoporózy a dalších onemocnění skeletu*. Vydání první. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-3741-9.
- [7] Mechanical properties and hierarchical structure of bone. *Hokkaido University Engineering Liaison Office* [online]. [cit. 2021-03-16]. Dostupné z: <https://www.eng.hokudai.ac.jp/office/elo/en/archives/labo/1540/index.html>
- [8] VAJNER, Luděk, Jiří UHLÍK a Václava KONRÁDOVÁ. *Lékařská histologie I.: cytologie a obecná histologie*. 2., upravené vydání. Praha: Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-4107-2.
- [9] Parts of a Long Bone. In: *BrainKart* [online]. [cit. 2021-03-21]. Dostupné z: <http://www.brainkart.com/media/article/article-Parts-of-a-Long-Bone-m41.jpg>
- [10] The Gross and Microscopic structure of a Long and a Flat Bone. In: *Earth's Lab* [online]. [cit. 2021-03-21]. Dostupné z: <https://www.earthslab.com/wp-content/uploads/2017/01/lecture-bone-structure-markings-19-728.jpg>
- [11] Short bones. In: *MedlinePlus* [online]. [cit. 2021-03-21]. Dostupné z: <https://medlineplus.gov/ency/images/ency/fullsize/9889.jpg>
- [12] JUNQUEIRA, Luiz, José CARNEIRO a Robert KELLEY. *Základy histologie*. Sedmé vydání. Jinočany: H & H, 1997. ISBN 80-85787-37-7.

- [13] GUSMÃO, Carlos a William BELANGERO. HOW DO BONE CELLS SENSE MECHANICAL LOADING?. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)* [online]. 2009, **44**(4), 299-305 [cit. 2021-03-21]. ISSN 22554971. Dostupné z: doi:10.1016/S2255-4971(15)30157-9
- [14] Bone. In: *Medical Cell Biology* [online]. [cit. 2021-07-01]. Dostupné z: http://medcell.med.yale.edu/systems_cell_biology/bone_lab/images/bone.jpg
- [15] ČAPEK, Lukáš, Petr HÁJEK a Petr HENYŠ. *Biomechanika člověka*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0367-6.
- [16] CULLINANE, Dennis a Thomas EINHORN. Biomechanics of Bone. *Principles of Bone Biology* [online]. Elsevier, 2002, s. 17-32 [cit. 2021-05-08]. ISBN 9780120986521. Dostupné z: doi:10.1016/B978-012098652-1.50104-9
- [17] LACROIX, D. Biomechanical aspects of bone repair. *Bone Repair Biomaterials* [online]. Elsevier, 2009, s. 106-118 [cit. 2021-05-07]. ISBN 9781845693855. Dostupné z: doi:10.1533/9781845696610.1.106
- [18] KEAVENY, Tony, Elise MORGAN a Oscar YEH. Bone Mechanics. *Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design*. The McGraw-Hill Companies, Inc, 2003, s. 1-24. ISBN 9780071356374.
- [19] SANTIUSTE, C., M. RODRÍGUEZ-MILLÁN, E. GINER a H. MIGUÉLEZ. The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone. *Composite Structures* [online]. 2014, **116**, 423-431 [cit. 2021-05-07]. ISSN 02638223. Dostupné z: doi:10.1016/j.compstruct.2014.05.031
- [20] REILLY, Donald a Albert BURSTEIN. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* [online]. 1975, **8**(6), 393-405 [cit. 2021-05-07]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(75)90075-5
- [21] GOLDSTEIN, S.A. The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. *Journal of Biomechanics* [online]. 1987, **20**(11-12), 1055-1061 [cit. 2021-05-07]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(87)90023-6
- [22] VIŠŇA, Petr a Jiří HOCH. *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Maxdorf, 2004. Jessenius. ISBN 80-7345-034-8.
- [23] POKORNÝ, Vladimír. *Traumatologie*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-277-x.
- [24] KOUDELA, Karel. *Ortopedická traumatologie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2002. ISBN 80-246-0392-6.
- [25] DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [26] ROMMENS, P., R. SCHNEIDER a M. REUTER. Functional Results after Operative Treatment of Olecranon Fractures. *Acta Chirurgica Belgica* [online]. 2016, **104**(2), 191-197 [cit. 2021-05-08]. ISSN 0001-5458. Dostupné z: doi:10.1080/00015458.2004.11679535

- [27] GRACITELLI, Mauro, Frederico LOBO, Gustavo FERREIRA et al. Outcomes evaluation of locking plate osteosynthesis in displaced fractures of the proximal humerus. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)* [online]. 2013, **48**(6), 491-499 [cit. 2021-05-08]. ISSN 22554971. Dostupné z: doi:10.1016/j.rboe.2013.12.014
- [28] GRACITELLI, Mauro, Eduardo MALAVOLTA, Jorge ASSUNÇÃO, Kodi KOJIMA, Paulo DOS REIS, Jorge SILVA, Arnaldo FERREIRA NETO a Arnaldo HERNANDEZ. Locking intramedullary nails compared with locking plates for two- and three-part proximal humeral surgical neck fractures: a randomized controlled trial. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* [online]. 2016, **25**(5), 695-703 [cit. 2021-05-08]. ISSN 10582746. Dostupné z: doi:10.1016/j.jse.2016.02.003
- [29] GHASEMI-MOBARAKEH, Laleh, Davood KOLAHREEZ, Seeram RAMAKRISHNA a David WILLIAMS. Key terminology in biomaterials and biocompatibility. *Current Opinion in Biomedical Engineering* [online]. 2019, **10**, 45-50 [cit. 2021-04-04]. ISSN 24684511. Dostupné z: doi:10.1016/j.cobme.2019.02.004
- [30] WILLIAMS, David F. There is no such thing as a biocompatible material. *Biomaterials* [online]. 2014, **35**(38), 10009-10014 [cit. 2021-04-04]. ISSN 01429612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2014.08.035
- [31] *Nanocomposite thin films and coatings: processing, properties and performance*. Editor Sam ZHANG, editor Nasar ALI. London: Imperial College Press, 2007. ISBN 1-86094-784-0.
- [32] GEETHA, M., A.K. SINGH, R. ASOKAMANI a A.K. GOGIA. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science* [online]. 2009, **54**(3), 397-425 [cit. 2021-05-17]. ISSN 00796425. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmatsci.2008.06.004
- [33] LI, Junlei, Ling QIN, Ke YANG, Zhijie MA, Yongxuan WANG, Liangliang CHENG a Dewei ZHAO. Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science & Technology* [online]. 2020, **36**, 190-208 [cit. 2021-04-04]. ISSN 10050302. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmst.2019.07.024
- [34] SUMITA, M., T. HANAWA a S.H. TEOH. Development of nitrogen-containing nickel-free austenitic stainless steels for metallic biomaterials—review. *Materials Science and Engineering: C* [online]. 2004, **24**(6-8), 753-760 [cit. 2021-04-04]. ISSN 09284931. Dostupné z: doi:10.1016/j.msec.2004.08.030
- [35] FOUDA, N., Rania MOSTAFA a A. SAKER. Numerical study of stress shielding reduction at fractured bone using metallic and composite bone-plate models. *Ain Shams Engineering Journal* [online]. 2019, **10**(3), 481-488 [cit. 2021-06-06]. ISSN 20904479. Dostupné z: doi:10.1016/j.asej.2018.12.005
- [36] 1.4441/AISI 316L—Austenitic stainless steel for implants datasheet. *Kleinmetals* [online]. [cit. 2021-04-11]. Dostupné z: <http://www.kleinmetals.ch/shop/Datenblatt/E/555.pdf>
- [37] TITAN Grade 23 TiAl6V4 ELI datasheet. *Kleinmetals* [online]. [cit. 2021-04-11]. Dostupné z: <http://www.kleinmetals.ch/shop/Datenblatt/E/705.pdf>

- [38] RŮŽIČKA, Milan. *Dynamická pevnost a životnost*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1987.
- [39] *Fatigue Theory Reference Manual* [online]. In: . [cit. 2021-06-09]. Dostupné z: <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/FesafePdf/FesafeFatigueTheory.pdf>
- [40] NIEŚŁONY, Adam a Michał BÖHM. Mean stress effect correction using constant stress ratio S–N curves. *International Journal of Fatigue* [online]. 2013, **52**, 49-56 [cit. 2021-05-17]. ISSN 01421123. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijfatigue.2013.02.019
- [41] DOWLING, N., C. CALHOUN a A. ARCARI. Mean stress effects in stress-life fatigue and the Walker equation. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures* [online]. 2009, **32**(3), 163-179 [cit. 2020-12-02]. ISSN 8756758X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1460-2695.2008.01322.x
- [42] *Fe-safe User Guide* [online]. In: . [cit. 2021-06-09]. Dostupné z: <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/FesafePdf/FesafeUser.pdf>
- [43] ČSN EN ISO 6892-1. *Kovové materiály - Zkoušení tahem - Část 1: Zkušební metoda za pokojové teploty*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2017, 76 s.
- [44] ASTM F382-17. *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2017.
- [45] MICHALEC, Jiří. *Pružnost a pevnost I*. 3. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2009. ISBN 978-80-01-04224-3.
- [46] MAVRODONTIS, Nikolaos. Fatigue assessment of a bicycle frame done with Abaqus and Fe-Safe. *SIMULIA Abaqus Software, Training & FEA Consultancy* [online]. [cit. 2021-02-21]. Dostupné z: <https://info.simuleon.com/blog/fatigue-assessment-of-a-bicycle-frame-with-abaqus-and-fe-safe>
- [47] Strain Based Fatigue Analysis. *Autodesk help* [online]. [cit. 2020-12-09]. Dostupné z: <http://help.autodesk.com/view/ASMECH/2014/ENU/?guid=GUID-ECD9AB-BE65-43A3-9ECB-D25C38606A3E>

Seznam použitých symbolů

Symbol	Název	Jednotka
σ_h	horní napětí	[MPa]
σ_d	dolní napětí	[MPa]
σ_a	amplituda napětí	[MPa]
σ_m	střední napětí	[MPa]
R	koeficient asymetrie cyklu	[-]
N	počet cyklů	[-]
w	parametr únavové křivky	[-]
C	parametr únavové křivky	[MPa]
σ_c	mez únavy	[MPa]
ε_a	amplituda poměrné deformace	[-]
ε_a^{el}	elastická složka poměrné deformace	[-]
ε_a^{pl}	plastická složka poměrné deformace	[-]
$\Delta\sigma$	rozkmit napětí	[MPa]
$\Delta\varepsilon$	rozkmit poměrné deformace	[-]
σ_f'	součinitel únavové pevnosti	[MPa]
b	exponent únavové pevnosti	[-]
K'	modul cyklického zpevnění	[MPa]
n'	exponent cyklického zpevnění	[-]
ε_f'	součinitel únavové tažnosti	[-]
c	exponent únavové tažnosti	[-]
σ_A	mezní amplituda napětí	[MPa]
$\sigma_{a,ekv}$	ekvivalentní amplituda napětí	[MPa]
γ	parametr Walkerova vztahu	[-]
α	součinitel tvaru	[-]
σ_{max}	maximální napětí	[MPa]
σ_{nom}	nominální napětí	[MPa]
σ_c^x	snížená mez únavy	[MPa]
β	součinitel vrubu	[-]
β_N	součinitel vrubu v oblasti časované pevnosti	[-]
η_P	součinitel jakosti povrchu	[-]
L_0	počáteční měřená délka	[mm]
ΔL	prodloužení	[mm]
k	součinitel proporcionality	[-]
S_0	počáteční průřez zkušebního tělesa	[mm ²]
R	smluvní napětí	[MPa]
$R_{p0.2}$	smluvní mez kluzu	[MPa]
R_m	smluvní mez pevnosti	[MPa]
F	zátěžná síla	[N]
L_u	konečná měřená délka	[mm]
ε	poměrné prodloužení	[-]
E	modul pružnosti v tahu	[MPa]
A	tažnost	[%]
a	vzdálenost zátěžných válečků	[mm]
h	vzdálenost zátěžného válečku od podpěry	[mm]
K	ohybová tuhost	[N·mm ⁻¹]

Symbol	Název	Jednotka
EI_e	strukturní ohybová tuhost	$[N \cdot m^2]$
P	síla (proof load)	$[N]$
F_{max}	maximální síla	$[N]$
F_a	amplituda síly	$[N]$
M_{ao}	amplituda ohybového momentu	$[N \cdot m]$
W_o	průřezový modul v ohybu	$[mm^3]$
B	šířka plochého vzorku	$[mm]$
H	výška plochého vzorku	$[mm]$
I_y	kvadratický osový moment průřezu k ose y	$[mm^4]$
x_{max}	vzdálenost krajního vlákna od neutrální osy	$[mm]$

Seznam obrázků

Obr. 1.1: Hierarchické uspořádání kosti, upraveno z [7]	9
Obr. 1.2: Stavba kostí různých typů, upraveno z [9], [10], [11]	10
Obr. 1.3: Architektonika kosti (hlavice femuru) [5], [14]	11
Obr. 2.1: A tahový diagram kortikální a trabekulární kosti [17]; B anizotropie kortikální kosti [19]; C kortikální kost v tahu a tlaku [18]; D závislost mechanické odezvy kortikální kosti na rychlosti deformace [19].....	13
Obr. 2.2: Trajektorie zlomenin pro různé druhy namáhání kosti [16]	14
Obr. 3.1: Druhy implantátů pro osteosyntézu: A K-dráty – olecranon [26]; B úhlově stabilní dlaha – humerus [27]; C nitrodřeňový hřeb – humerus [28].....	16
Obr. 5.1: A sinusový průběh zatížení popsany veličinami $\sigma_h, \sigma_d, \sigma_m$ a σ_a ; B koeficient asymetrie cyklu	19
Obr. 5.2: Wöhlerova křivka – oblasti únavy [38].....	19
Obr. 5.3: A sestavení únavových křivek pro větší množství vzorků; B sestavení únavové křivky pro menší množství vzorků [38]	20
Obr. 5.4: A hysterezní smyčka; B cyklická deformační křivka [39].....	21
Obr. 5.5: Manson-Coffinova křivka [39].....	22
Obr. 5.6: A Haighův diagram [38]; B různé modely pro popis Haighova diagramu [40]	23
Obr. 5.7: Koncentrace napětí okolo kruhového otvoru	24
Obr. 5.8: Vliv vrubu na únavovou křivku.....	25
Obr. 5.9: Závislost součinitele jakosti povrchu na mezi pevnosti a drsnosti [42]	25
Obr. 7.1: Schematický průběh smluvního tahového diagramu	28
Obr. 7.2: Rozměry zkušební tělesa pro tahovou zkoušku.....	28
Obr. 7.3: Smluvní tahový diagram pro všechny vzorky – titan	29
Obr. 7.4: Smluvní tahový diagram pro všechny vzorky – ocel	29
Obr. 7.5: Výřez smluvního tahového diagramu pro určení modulu pružnosti v tahu a smluvní meze kluzu, vzorek 1 z titanu.....	30
Obr. 7.6: Zkušební vzorky z oceli po zkoušce	30
Obr. 8.1: Schéma zkoušky čtyřbodovým ohybem.....	32
Obr. 8.2: Ilustrační graf průběhu zkoušky	32
Obr. 8.3: A rozměry plochého zkušební vzorku; B ocelová humerální proximální dlaha 1. generace od firmy MEDIN; C titanová humerální proximální dlaha 2. generace od firmy MEDIN se značkami v místech kontaktu s válečky	33
Obr. 8.4: Vyhodnocení K a P z naměřené závislosti síly na průhybu pro vzorek z oceli	33
Obr. 8.5: Průběhy statických ohybových zkoušek pro ocel (vlevo) a titan (vpravo).....	35

Obr. 8.6: Prorvnání křivek z ohybových zkoušek pro dlahy první a druhé generace, vlevo ocel a vpravo titan	37
Obr. 8.7: Prorvnání křivek z ohybových zkoušek pro ocelové a titanové dlahy, vlevo první generace a vpravo druhá generace	37
Obr. 9.1: A přípravek pro čtyřbodový ohyb s plochým vzorkem z titanu; B přípravek pro čtyřbodový ohyb s ocelovou dlahou 1. generace	39
Obr. 9.2: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky	41
Obr. 9.3: Určování průřezových charakteristik v programu Autodesk Inventor, dlahy 1. generace	42
Obr. 9.4: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace	43
Obr. 9.5: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace	44
Obr. 10.1: Porovnání únavových křivek pro $R = 0.1$ a $R = -1$, ocel (vlevo) a titan (vpravo).....	46
Obr. 10.2: Výsledky predikce životnosti plochých vzorků zobrazené v programu Abaqus.....	47
Obr. 10.3: Výsledky predikce pro ploché vzorky bez otvorů.....	48
Obr. 10.4: Modely humerálních proximálních dlah 1., 2. a 3. generace od firmy MEDIN	48
Obr. 10.5: Výsledky predikce pro titanovou dlahu 1. generace zobrazené v Abaqusu	49
Obr. 10.6: Výsledky predikce pro dlahy 1. generace	49
Obr. 10.7: Výsledky predikce pro ocelovou dlahu 2. generace zobrazené v Abaqusu	50
Obr. 10.8: Výsledky predikce pro dlahy 2. generace	50
Obr. 10.9: Výsledky predikce pro poloviční model ocelové dlahy 3. generace zobrazené v Abaqusu	50
Obr. 10.10: Výsledky predikce pro dlahy 3. generace	51
Obr. 11.1: Porovnání predikce s experimenty pro ploché vzorky bez otvorů, ocel (vlevo) a titan (vpravo).....	51
Obr. 11.2: Porovnání predikce a experimentu v amplitudách síly, ocel (vlevo) a titan (vpravo).....	52
Obr. 11.3: Porovnání predikce a experimentu v amplitudách napětí, ocel (vlevo) a titan (vpravo)	52

Seznam tabulek

Tabulka 2.1: Mechanické vlastnosti kortikální kosti femuru [20]	13
Tabulka 2.2: Mechanické vlastnosti trabekulární kosti femuru [21]	13
Tabulka 4.1: Mechanické vlastnosti kovových biomateriálů a kostní tkáně [20], [36], [37].....	18
Tabulka 7.1: Výsledky tahové zkoušky – titan	31
Tabulka 7.2: Výsledky tahové zkoušky – ocel	31
Tabulka 8.1: Výsledky statické ohybové zkoušky s plochými vzorky – ocel	34
Tabulka 8.2: Výsledky statické ohybové zkoušky s plochými vzorky – titan	35
Tabulka 8.3: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 1. generace – ocel	36
Tabulka 8.4: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 1. generace – titan	36
Tabulka 8.5: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 2. generace – ocel	37
Tabulka 8.6: Výsledky statické ohybové zkoušky s dlahami 2. generace – titan	38
Tabulka 9.1: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky – ocel	40
Tabulka 9.2: Výsledky únavové zkoušky s plochými vzorky – titan	40
Tabulka 9.3: Parametry Basquinova modelu	41
Tabulka 9.4: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace – ocel	43
Tabulka 9.5: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 1. generace – titan	43
Tabulka 9.6: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace – ocel	44
Tabulka 9.7: Výsledky únavové zkoušky s dlahami 2. generace – titan	44
Tabulka 10.1: Parametry Basquinova modelu pro $R = 0.1$ a $R = -1$	46
Tabulka 10.2: Materiálové parametry použité v fe-safe.....	47