

Posudek disertační práce Ing. Michala Ackermanna
“Fatigue properties of shape memory alloys with regard to their use in medicine”

Práce se zabývá velmi aktuálním tématem posuzování únavových vlastností arteriálních stentů vyráběných z NiTi slitin. Je motivována spoluprací s výrobcem těchto stentů Ella-CS, což aktuálnost práce ještě posiluje a zvyšuje její šanci na praktické aplikační výstupy. Použitá kombinace výpočtového modelování a experimentu dává předpoklady pro úspěšné vyřešení daného problému, tedy posouzení únavové životnosti arteriálních stentů.

Práce sestává ze tří základních částí, úvodní teoretické kapitoly prezentují přehled potřebných znalostí z oblasti anatomie, materiálových věd a posuzování únavové životnosti. Následující kapitoly představují výsledky vlastní práce disertanta, a to v oblasti materiálových zkoušek slitiny NiTi, konečnoprvkových analýz deformace a napjatosti stentu, příp. aorty a návrhu zkušebního zařízení pro únavové zkoušení stentgraftů.

Cíle práce v ní bohužel nejsou jednoznačně formulovány, a to ani v kapitole 1.2. Goals of the thesis. Proto nelze explicitně vyhodnotit jejich naplnění a omezím se na posouzení úrovně práce a jejich výsledků vzhledem k obvyklé úrovni disertačních prací. Metody práce jsou vhodně zvoleny, od kombinace výpočtového modelování a experimentu až po metody pro posouzení únavové životnosti stentu. Zpracováním disertační práce student prokázal přiměřené zvládnutí vědeckých metod i úroveň teoretických znalostí. V teoretické části práce jsou tyto metody velmi přehledně a erudovaně popsány, bohužel při jejich praktické aplikaci se disertant dopustil několika závažných pochybení. Z tohoto důvodu jsou některé výsledky disertační práce diskutabilní a nezpochybnitelný význam pro vědní obor spatřuji v určení Wöhlerových křivek použité NiTi slitiny a v návrhu zkušebního zařízení pro únavové zkoušky stentgraftů. Pro zmírnění níže uvedených výtek doporučuji studentovi pro obhajobu doplnit některé zpřesněné výpočtové modely a důkladnější analýzu jejich výsledků ve vztahu k údajům z literatury, jak je detailněji rozvedeno v otázkách oponenta.

V práci jsem našel následující nedostatky a rozpory (řazeny podle míry závažnosti sestupně):

1. Napětí v aortě určená MKP modelem jsou nižší než vycházejí z Laplaceovy rovnice v nedeformovaném stavu a několikanásobně nižší než veškeré údaje citované pro porovnání z literatury (str.73). Tyto zjevné rozpory nejsou v práci vůbec diskutovány.
2. Podle obr 6.4 se dá odhadnout, že drát má cca 4 lineární prvky po tloušťce, což může být příliš málo. Není uváděno, zda byl model testován na hustotu sítě.
3. V práci není uváděno, jak je při hodnocení únavy prováděna korekce na jiné střední napětí cyklu (koeficient asymetrie R). Únavové testy jsou prováděny pro $R=0.2$, zatímco vypočítané napěťové cykly stentu mají $R>0.97$ (viz obr. 6.17).
4. Okrajová podmínka vnitřního tlaku je popsána velmi kvalitním časovým průběhem tlaku krve v aortě (obr. 6.13, 6.15), ale zcela opomíjí možnost hypertenze (vyskytující se u většiny pacientů s AAA) i možnost nepravidelných výkyvů krevního tlaku. Přitom tyto cykly se zvýšeným namáháním mohou mít rozhodující dopad na únavovou životnost stentu, i když při normálním průběhu krevního tlaku je jeho únavové poškození nulové.
5. V modelu Auricchio (obr. 5.10) je zavedena stejná hodnota modulu $E_A = E_M = 30.190$ MPa, i když se odlehčovací křivka zjevně od této aproximace liší o desítky procent.
6. Prvek shell použitý pro modelování aorty neumožňuje vůbec simulovat zaboření stentu do stěny aorty, které nemusí být zanedbatelné. Jeho zahrnutí by model významně zkomplikovalo, takže toto zjednodušení je pochopitelné, ale mělo být v práci zdůvodněno.
7. V získaných grafech cyklování NiTi slitiny není žádná veličina konstantní, není tedy zřejmé, jak byly cykly řízeny. Např. obr. 3.4. na str. 20 má znázorňovat teplotní cyklus, ale extrémy teplot se mění. Obr. 5.13 na str. 48 je uváděn jako napěťově řízený s max. napětím 690 MPa, ale tato hodnota se při cyklování mění. Podobně obr. 5.14, 5.15.

8. Rovnice 6.1 na str. 65 nepopisuje model Neo-Hooke, jak je chybně uváděno, ale model Yeoh, který je zjednodušením modelu Mooney-Rivlin, který byl nakonec také použit v MKP modelu.
9. V kap. 6.2.2 se uvádí, že crush test není nikde přesně popsán, naopak v článku publikovaném v časopise CMBBE je v této souvislosti odvolávka na doporučení CDRH of USA. Také je tam popsána ztráta stability při crush testu a náhlý pokles síly, k čemuž nedošlo ani při experimentu se stentem ani při jeho simulaci uváděné v disertační práci.
10. Na str. 52 se uvádí, že nízká hodnota korelačního koeficientu R^2 je způsobena hlavně spojením výsledků pro čistě martenzitickou fázi a pseudoelastickou oblast, ale toto tvrzení není doloženo kvantitativně, např. statistickým zpracováním dílčího souboru výsledků.
11. V kap. 6.1 je nesmyslné tvrzení o tom, že MKP měla úplně nahradit potřebu experimentů. Není doloženo žádnou citací, pravděpodobně jde o zkreslenou interpretaci, ale pokud někdo takový nesmysl někdy publikoval, zaslouží si ještě dnes negativní reklamu.
12. Použití modelu Raghavan-Vorp pro aortu mimo AAA není podle mého názoru vhodné. AAA vzniká převážně vlivem degradace elastinu ve stěně aorty, což nelze očekávat ve srovnatelné míře tam, kde není zvětšený její průměr a navíc je tento model i pro tkáň AAA v oblasti poměrně malých přetvoření (jednotky procent) příliš tuhý.
13. Diskutabilní je tvrzení na str. 10: „Vztah mezi velikostí AAA a rizikem ruptury je dobře známý“. Pokud by tomu tak bylo, nebylo by potřeba tvořit jiná sofistikovanější kritéria. Uvedený vztah, vtělený např. do evropské směrnice, je čistě empirický a korelace mezi oběma veličinami je slabá, proto se stále vyvíjejí sofistikovanější a přesnější kritéria.
14. Práce neuvádí modul pružnosti silikonu použitého pro výrobu náhradních tepen pro experimentální zařízení; ten je základním parametrem rozhodujícím o vhodnosti použitého experimentálního modelu.
15. V kap. 6.3 se uvádí průměr katetru 24F jako vnitřní, zatímco na str. 54 a 73 je deklarován jako vnější.
16. V rov. (3.12) na str. 26 je chybně uveden koeficient g_b místo g_c .
17. V rov. (4.2) na str. 30 má být počet cyklů N namísto počtu úvratí N_f , podobně jako v obr. 4.3.

Práce je napsána dobrou angličtinou s minimem syntaktických a terminologických nepřesností chyb. Výjimkou je chronické nedodržování shody podmětu s přísudkem a nedostatečné používání členů, což poněkud kazí celkový příznivý dojem z jazykové úrovně práce. Grafická úroveň práce je bez výhrad, s výjimkou obr. 6.19 a 6.20, které nepřinášejí žádnou relevantní informaci.

Pokud jde o vlastní publikace disertanta, je třeba konstatovat, že žádné z výsledků disertační práce neprošly oponentním řízením v kvalitním recenzovaném časopise. Má však dvě publikace v zahraničních recenzovaných časopisech (jako první autor) k jiným tématům, což lze považovat za doklad dostatečných publikačních dovedností.

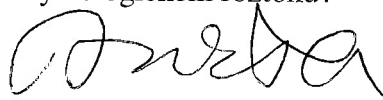
Disertabilita práce

Pokud jde o vědecké metodologické přístupy, autor podle mého názoru selhal v otázce výpočtového modelování mechanického namáhání stentu, kde nedokázal analyzovat rozpory výsledků získaných pomocí MKP s údaji z literatury, ani neprovedl triviální analytickou kontrolu jejich správnosti. Navíc mám pochybnosti o použitém postupu při vyhodnocení únavové životnosti stentu. Nejcennější částí práce tak zůstává určení Wöhlerových křivek použité NiTi slitiny a původní ideový návrh zkušebního zařízení pro únavové zkoušky stentgraftů. V této části, stejně jako v teoretické části práce, uchazeč prokázal svou vědeckou erudici. Očekávám, že aspoň některé z vytýkaných nedostatků dokáže při obhajobě napravit.

nebo lépe zdůvodnit a obhájit své přístupy a výsledky. Přes uvedené nedostatky proto **doporučuji práci k obhajobě.**

Otázky na disertanta:

1. Můžete vysvětlit, jak to že výsledná napětí v aortě určená MKP modelem (obr 6.14, str. 68 a str. 73) jsou nižší než určená z Laplaceovy rovnice v nedeformovaném stavu? Jaké hodnoty konstant modelu Raghavan-Vorp byly pro výpočet použity? Jaké jsou deformované rozměry tohoto modelu aorty? Proč nejsou diskutovány rozpory výsledků s údaji z literatury?
2. Jak je prováděna korekce na jiné střední napětí cyklu (koeficient asymetrie R)? Můžete znázornit graficky použitou aproximaci Smithova (raději než Haighova, v práci je používáno horní napětí cyklu) diagramu a specifikovat, na základě jakých experimentálních hodnot byla určena?
3. Proč byla v modelu Auricchio (obr. 5.10) zavedena hodnota modulu $E_A = E_M = 30.190$ MPa? Jak byla tato hodnota získána?
4. Oponent má pochybnost o dostatečné hustotě sítě a tedy správnosti výsledků v obr. 6.8 a 6.9. Jak je možné, že v obr. 6.9 je uváděn záporný objemový podíl austenitické fáze (-8%)? Prosím porovnat tyto výsledky s výsledky získanými na submodelu s hustší sítí (definovaném např. maximálním vypočítaným zakřivením drátu stentu). Proč nebyl pro řešení použit menší model, např. válcové výseče, který by umožnil vyšší hustotu sítě bez zvýšení výpočtových časů?
5. Proč nebyla provedena nějaká validace modelu? V práci jsou z literatury citovány hodnoty obvodových přetvoření zjištěné experimentálně, které jsou v rozporu s výsledky modelu (ty jsou více než 3x nižší), ale nejsou nijak komentovány. Jaké byly radiální posuvy modelu?
6. Na str. 69 uvádíte v textu, že časový průběh napětí ve stěně aorty (v obr. 6.15) sleduje časový průběh tlaku, aplikovaného jako okrajová podmínka. Můžete specifikovat, za jakých podmínek by tomu tak nebylo?
7. Kapitola 6.6 přináší doporučení, že není vhodné dlouhodobé uchovávání stentu v katetru. Jak je tento „long time“ definován a jaký je průběh martenzitické transformace v čase při konstantním zatížení?
8. Existují práce porovnávající korozi v krvi a ve fyziologickém roztoku?



V Brně dne 19.11.2015

Prof. Ing. Jiří Burša, PhD.



OPONENTNÍ POSUDEK

doktorské disertační práce

Ing. Michala Ackermanna

FATIGUE PROPERTIES OF SHAPE MEMORY ALLOYS WITH REGARD TO THEIR USE IN MEDICINE

V Praze dne 2. 11. 2015

Vypracoval : **Prof. Ing. Milan Růžička, CSc.**

1. Úvod

K posouzení byla předložena disertační práce Ing. Michala Ackermanna, podaná na fakultě strojní TU v Liberci. Práce je psána v anglickém jazyce. Téma práce (jak říká samotný název) je věnováno výzkumu vlastností materiálů na bázi nikl-titan s efektem tvarové paměti. Práce obsahuje (včetně použité i vlastní literatury) 101 stran textu a další dodatky a výkresové přílohy, a je rozdělena do osmi kapitol.

Posudek je rozdělen na stanoviska k jednotlivým požadovaným bodům, tučně jsou zvýrazněny dotazy a diskusní připomínky, na které by měl disertant reagovat při obhajobě.

2. Aktuálnost tématu a komentář cílů habilitační práce

Nitinol jako typický představitel materiálů s paměťovým tvarovým efektem je zkoumán již desetiletí, konkrétně od šedesátých let minulého století (viz též citace v dis. práci). Přesto je stále řada „disertabilních“ oblastí, které mohou přispět k rozšíření poznatků o jeho vlastnostech s dopadem na reálné aplikace, např. ve stentech. Jedná se zejména o vytváření materiálových (či spíše fyzikálních) modelů pro popis jeho chování při teplotně-mechanické odezvě, nových únavových modelů např. v biodegradujícím prostředí při opakovaném (únavovém) zatěžování. Z tohoto hlediska lze téma práce považovat za živé a aktuální. Bohužel do této oblasti práce nezamířila. Kam tedy se svojí disertabilitou práce směřuje? Při čtení motivačního úvodu a podkapitoly cíle práce na tuto otázku neumím odpovědět.

Cíle práce disertant popisuje v podkapitole 1.2. K jejich formulaci však mám výhrady v tom smyslu, že zde uvádí zaměření a obsahové cíle jednotlivých kapitol práce a nikoli, jaký disertabilní cíl si v práci vytkl. Do takových cílů jistě nelze zařadit rozbor současného stavu (State-of the art), prosté realizování materiálových zkoušek a MKP výpočtů. Disertabilní jsou vlastní analýzy výsledků, nové poznatky a teorie. Z toho důvodu je také vhodné zařazovat

vymezení cílů až za řešeršní část práce, která mapuje současný stav, kriticky ho analyzuje. Odtud vyplyne co nového a objevného je potřebné dořešit. Toto vymezení jsem v úvodu práce marně hledal a jistě měl být na toto disertant svým školitelem upozorněn. Nicméně předpokládám, že nebude problémem, **aby na začátku obhajoby tyto cíle disertant specifikoval.**

3. Vyjádření k obsahu práce, postupu řešení, použitým metodám a výsledkům práce

Vlastní obsah práce lze rozdělit do dvou částí, řešeršní a „tvůrčí“. První část zahrnuje kapitoly 2 až 4, které mají úkol řešeršní plnit. Jsou však spíše vysvětlující a „osvětové“, z hlediska popisu problematiky, terminologie, užívaných postupů atp., chybí solidní kritický rozbor a z toho odvozené vlastní směřování práce.

V kap. 2 se čtenář seznamuje se stručným anatomickým popisem kardiovaskulární soustavy, zejména břišní aorty, a s problematikou a léčbou aneurysmatu břišní aorty, včetně endovaskulární léčby, zavedením stentgraftu (stentového transplantátu). Kapitola popisuje typy stentů, dále stenty vyráběné firmou ELLA-CS, se kterou autor práce spolupracoval.

V kap. 3 se poté zaměřuje na slitiny typu Nitinol, které využívají austeniticko-martenzitické transformace k vyvolání superelastického chování a paměťového tvarového efektu. Popisuje se zde mechanické chování při cyklickém zatěžování i únavové vlastnosti kovů vyznačujícího se tímto efektem. Protože se jedná o práci z oboru mechaniky kontinua, očekával jsem právě zde zevrubnější a zejména kritickou řešerši, ve smyslu klasifikace a podrobnějších informací o typech modelů, které byly k popisu chování materiálů s tvarovou pamětí ve světě vyvíjeny, se zahrnutím i českých prací. Např. takový přehled, včetně vlastních modelů poskytují disertace A. Bezrouka (2008) nebo M. Frosta, (2012) a jistě i dalších. Autor blíže popisuje pouze dva modely (Auricchio a Saeedvafa & Assaro), které jsou součástí softwaru používaného dále při MKP simulacích.

Kap 4 je zařazena jako velmi stručný přehled popisu fenoménu únavy materiálu a používané terminologie i nejčastějšího postupu predikce životnosti na bázi lineární kumulace poškození a vrubového účinku u reálných součástí. Její přítomnost je opodstatněná z důvodů další návaznosti a sama nepřináší nic nového. Naopak se domnívám, že nevystihuje problémy, o kterých se u stentu, při jeho cyklickém zatěžování, je třeba bavit, viz diskusní připomínky níže.

Za přínosnou lze naproti tomu označit kapitolu 5, která otevírá druhou „tvůrčí“ část práce a zabývá se popisem a výsledky zkoušek nitinolového drátu používaného výše zmíněnou firmou na cévní stenty. Přínos lze však hodnotit jako faktografický (nově naměřená data), nežli tvůrčí. Z publikací je známo, že konkrétní složení materiálu, s prvky Ni, Ti a tepelné zpracování dané slitiny ovlivňuje její mechanické vlastnosti. Lze tedy ocenit, že práce přispívá k určení parametrů konkrétní slitiny používané v ELLA-CS na stentové transplantáty. S využitím svého pobytu v zahraničí disertant doplnil takto zaměřený výzkum o realizaci spektrální analýzy, diferenciální (DSC) kalorimetrií a tahovými i únavovými zkouškami NiTi-nol drátů. Složení materiálů bylo určeno poměrem 53.78% Ni a 46.22% Ti. Polotovár drátu o průměru 0,18 mm byl zpracován žíháním na teplotu 512 °C (simulace ohřevu pro tvarování stentu). Autor určil hyperelastické chování slitiny při různých teplotách (20, 37 a 60 °C), určil hodnoty napětí pro fázovou transformaci a jejich závislost na teplotě i hodnoty teplot pro fázovou transformaci bez zatížení (slouží jako vstup do MKP materiálových modelů). Chybí mi v této kapitole shrnutí určených vlastností materiálu. Našel jsem ho ale na jiném místě práce, v kap 6 (věnované MKP), kde jsou data využita k numerickým simulacím. Zajímavé by

pro mě bylo provedení porovnání s tradičním složením Nitinolu (55% Ni a 45% Ti hmotnostního podílu), to jsem ale nenašel.

Kapitola 6 je věnována výpočtům pomocí MKP. Disertant nejprve validuje výše zmíněné dva v MKP systému implementované standardní materiálové modely (Auricchio, resp. Saeedvafa) na tahovou zkoušku drátu. Poté se těmito modely snaží simulovat zkoušku příčného stlačování stentu břišní aorty, který rovněž srovnává s experimentem a dosahuje uspokojivé shody mechanické odezvy. V další, již složitější simulaci, se snaží stanovit napjatost stentu při jeho zavádění a následně při jeho kontaktu s aortou a též při jejím systolicko/diastolickém tlakovém pulzu. Zde se ukazuje, že při zavádění jsou deformace (napětí) již natolik velké, že dochází k počátku martenzitické transformaci. Diskutabilní je, že autor netestoval vliv jemnosti sítě výpočtového modelu v MKP. V typických ostrých ohybových rádiusech stentu totiž dochází k vysokým ohybovým gradientům (viz diskuse výše) a není průkazné, zda dva zvolené prvky na poloměr drátu jsou schopny postihnout reálné špičky napětí na povrchu drátu.

V podkapitole 6.5 jsou uváděny výpočty únavového poškození pomocí modulu MSC Fatigue, který vychází z nominální tahové křivky, historie únavového zatěžování a lineární MKP analýzy. Protože amplitudy napětí při krevním tlakovém pulzu jsou hluboko pod zadávanou mezí únavy, je tento výpočet prakticky zbytečný, neboť to předznamenává nulová únavová poškození, která výpočet potvrdil (tj. neomezený únavový život).

Jako tvůrčí v oblasti konstruování, pokládám kap. 7, která se zabývá návrhem zařízení pro zkoušení implantátů břišní aorty typu „stentgraft“. Autor uvedl výhody a nevýhody dvou komerčně dostupných produktů a věnuje svému vlastnímu návrhu zařízení, cenově dostupného, které by umožnilo paralelně zkoušet až 8 vzorků. Pulzace tlaku zaváděného do implantátových vzorků jsou vyvozovány pohybem pryžové kruhové membrány, která je stlačována vačkovým mechanismem. Navrhuje vačkový mechanismus a tvar vačky pro požadovaný tvar tlakového pulsu. Záslužné je, že došlo ke stavbě prototypu zařízení a že byla ověřena jeho funkčnost, i když s problémy omezené frekvence zkoušení (odskok vačky). Kontrolní měření tlaku na třech různých místech implantátu ukázalo (po vyhlazení) dobrou shodu zachování tvaru pulsu v různých částech implantátu. Shodu požadovaného a reálného tvaru nelze přímo z prezentovaných křivek (časových průběhů vyhlazených měření) usoudit, **proto se obracím na disertanta, zda takové srovnání prováděl a jak byl se splněním tohoto požadavku spokojen.**

V závěrečné kapitole práce (kap. 8) autor shrnuje obsah a stručně komentuje dosažené poznatky. Protože z mého pohledu nebyly v úvodu práce dostatečně jasně formulovány disertabilní cíle práce, snažil jsem se je pochopit z dílčích závěrů jednotlivých kapitol i z komentáře v závěrečné kapitole. I toto iniciovalo následující dotazy a diskusní náměty:

4. Další dotazy a náměty k diskusi

- Zdá se mi, že určení E modulů, zejména v austenitické fázi odlehčování je spíše intuitivní, nežli dle standardizovaných postupů. Není opodstatněné předpokládat, že martenzitický a austenitický Youngův modul musí být stejný. Z naměřených průběhů bych usuzoval na jeho nižší hodnotu v austenitické odlehčovací fázi oproti fázi zatěžování.
- Při zkouškách byly použity zkušební dráty o nominálním průměru 0,18 mm. Tabulky měření neuvádějí skutečný průměr vzorků. **Byly měřeny skutečné průměry vzorků?** Při velmi malých rozměrech drátu totiž i při malých odchylkách skutečného průměru od průměru nominálního vykazují hodnoty napětí významné odchylky od teorie. (např. při odchylce o 2 setiny mm činí chyba v určení napětí cca 7,5% v tahu a 12% v ohybu).

- V příkladech aplikací koronárních stentů (viz obr. 5.1b nebo modely MKP modely v kap. 6) se používá drátů o průměru 0,35 mm. **Na základě čeho se autor domnívá, že tyto dráty mají stejné složení a vlastnosti jako zkoušené dráty 0,18 mm? V práci tento předpoklad není zdůvodněn.**
- Autor určoval únavovou křivku napětí. **Bylo cílem práce určit S-N křivku ve vysokocyklové oblasti, nebo určit „mez únavy materiálu“?** (pokud o ní lze v tomto kontextu hovořit). Vzhledem k očekávanému počtu cyklů implantátu (60 tepů/min představuje více než 31 mil. cyklů ročně) by bylo vhodné zaměřit se z praktického hlediska na určení odpovídající časované meze únavy v různých podmínkách (vliv předpětí (asymetrie kmitu), vliv prac prostředí (teplota, agresivní médium atp.). K tomuto určení nebyl zvolený postup plánování hladin napětí pro zkušební vzorky vhodný. Existuje celá řada metod, které mohou určit takovou hodnotu spolehlivěji, dokonce s odhadem směrodatné odchylky. Právě to byla vhodná veličina pro technickou praxi. Domnívám se, že práce nedává odpověď na mez únavy s dostatečnou přesností. Navíc prozkoumat vliv dalších faktorů (zmiňovaných dále), které by ji mohly ovlivňovat, je mnohem komplexnější a rozsáhlejší experimentální výzkum.
- Jedním z problémů predikčních metod odhadu životnosti, resp. kontroly únavové pevnosti je právě respektování dílčích vlivů (odlišností) mezi dílem a vzorkem. Zásadním nedostatkem vidím v nerespektování gradientu napětí. Typickým zatížením tvarovaných drátků stentu totiž bude zejména namáhání ohybové. Protože se jedná o vzorky velmi malých průměrů, dosahují gradienty napětí jinde v praxi neobvyklých hodnot. Např. pro hladinu napětí 580 MPa (v oblasti meze únavy při 37°C) je při průměru drátku 0,18 mm hodnota poměrného gradientu napětí $G=11$ [1/mm] (srovnej s hodnotou 0,4 pro běžný strojařský vorek o průměru 5 mm). Znamená to, že oblast podrobená špičkám napětím, které přesahují 90% maximální ohybové hodnoty skutečného drátu stentu (tj napětí nad cca 522 MPa) zasahuje pouze do hloubky 0,009 mm, zatímco v realizované zkoušce tahem je namáhán celý objem vzorku stejnou hodnotou. O iniciaci poškození reálného stentu tak bude rozhodovat struktura a únava povrchové mikrovrstvy. Lze se domnívat, že použití tahových únavových charakteristik (S-N křivky), jak je dále ve výpočtové části využíváno, nebude odpovídat realitě a použití nominálních přístupů přes napětí nebude vhodné.

5. Vyjádření k formální úpravě práce a publikační aktivitě autora

Práce má velmi dobrou formální úpravu, a je psána čtivou angličtinou (posuzováno ovšem v rámci mého jazykového vybavení). Nenašel jsem žádné významné nejasnosti ani překlepy a chyby.

Publikační aktivita autora k tématu práce splňuje základní požadavky (konferenční příspěvky i impaktovaný časopis). Za nedostatek považuji, že odkazy na vlastní publikační činnost autora k řešenému tématu není vyznačena v příslušných partiích textu práce. Tím lze jen obtížně posoudit, které části práce byly již publikovány, jak vyžaduje „zákon“. Odkazy na daných místech toto oponentovi umožňují snáze posoudit. I zde měl pomoci školitel. Prosím autora o slovní informaci u obhajoby.

6. Stanovisko k původnímu přínosu doktoranda a významu práce pro praxi a rozvoj vědního oboru

Při čtení této práce jsem nabyl přesvědčení, že disertant odvedl velké množství práce v experimentální, výpočtové oblasti i v konstrukční a realizační činnosti. Faktografická data i experimentální zařízení bude jistě přínosem při využití a konstruování stentů a stentgraftů

v praxi. Nemohu však opomenout poznamenat, že disertantovi chybělo více konzultací a rad školitele, aby struktura práce odpovídala plně požadavku disertační kvalifikační práci.

7. Závěrečné hodnocení

Domnívám se, že disertant prokázal schopnosti pokročilých inženýrských přístupů v numerickém modelování i experimentu i samostatné vědecké práce. Věřím, že při obhajobě bude doplněno, které původní autorem publikované výsledky disertační práce obsahuje. Proto doporučuji, aby v případě úspěšné obhajoby, byl panu Ing. Michalu Ackermannovi přiznán titul Ph.D.

Milan Růžička



Oponentský posudek disertační práce

Ing. Michal Ackermann

vypracované na téma:

Fatigue properties of shape memory alloys with regard to their use in medicine.

Práce je předkládána Technické Univerzitě v Liberci (Fakulta strojní, obor Aplikovaná mechanika)

Školitel doc.Ing. Lukáš Čapek, PhD.

1. Aktuálnost tématu a dosažení stanovených cílů

Aplikace Nitinolu ve stentech jsou již dlouhou dobu předmětem zájmu výzkumu a vývoje. V databázi Science Direct najdeme pod hesly „nitinol“ a současně „stent“ 6333 odkazů. Je tedy asi těžké nalézt v této problematice bílé místo. Na druhé straně je v téže databázi již jen 12 odkazů na „fatigue“ a „stent“ (tento údaj může být ale trochu zavádějící, záleží na databázi, např. ve Scopusu je pro tatáž klíčová slova „fatigue“ a „stent“ 706 odkazů). Orientace disertační práce na únavu Nitinolových stentů je tedy rozumná (možná).

Předkládaná práce na čistě vědecký přínos evidentně rezignovala a zaměřila se na aplikační výzkum (ne tedy na formulaci nových hypotéz, či na hledání nových teoretických nebo experimentálních metod). To je patrné z publikačních výstupů: Jediný reprezentativní a veřejně dostupný výsledek disertace je na třech stránkách v Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2012 (Special Issue: Suppl 1: 37th Congress of the Societe de Biomecanique). Pozn.: Nezdá se mi správné uvádět **IF** (tučně) u příspěvku, který je ve zvláštním konferenčním čísle a tudíž se metodicky za plnohodnotný výsledek nepovažuje.

Bohužel jsem ty tři stránky ještě nemohl přečíst, protože jsou placené a má objednávka prostřednictvím služby EDD naší knihovny čeká na vyřízení již déle než týden (a zítra končí termín, který mi TUL dala na vypracování posudku takže už nemohu dál čekat). Nemohu tedy ani se stoprocentní jistotou vyloučit, že na těch třech stránkách 99-101 je třeba mnohem víc než v celé předkládané disertaci.

Skutečným motivem práce bylo spíše řešení projektu MPO zaměřeného na zkoumání chování drátkových Nitinolových stentů společnosti ELLA-CS. Cílem bylo zjistit složení používaných drátků (výsledek je 54%Ni a 46%Ti), a experimentálně stanovit základní mechanické

vlastnosti (jednoosé tahové zkoušky, určující počátek a konec transformací austenit-martensit a identifikovat vybrané fenomenologické konstitutivní modely). Dalším cílem bylo experimentálně určit únavové křivky S-N při cyklickém asymetrickém zatěžování. Tyto poznatky pak měly být (a byly) využity v MKP modelu chování stentu během celého jeho života (komprese-expanze-cyklické zatěžování). Konečným výsledkem projektu měl být návrh a konstrukce přístroje pro stanovení životnosti stent-graftů, který by byl podstatně levnější než komerčně dostupné přístroje. Sestavený prototyp však vykazuje řadu nedostatků a jeho další osud je nejistý.

2. Úroveň rozboru současného stavu v disertaci řešené problematiky.

To je patrně nejslabší část předkládané práce. Problematika konstitutivních modelů Nitinolu je extrémně zjednodušena (i když připouštím, že orientace v tisících publikacích na toto téma, které zahrnuje mikro a makroskopické modely, je obtížná).

Nevím, co autora vedlo k výběru modelů Auricchio a Saedvafa&Assaro (myslím si, že správně by mělo být Asaro). Původně jsem se domníval, že autorem druhého modelu je právě M. Ackermann, protože nebyl uveden žádný odkaz (a takový model není uváděn ani v review Cisse et al.: A review of constitutive models and modelling techniques for shape memory alloys, 2016, cca 300 odkazů). Teprve při dalším hledání jsem zjistil, že model byl uveřejněn v roce 1995 ve veřejně nedostupné zprávě laboratoří Los Alamos: M. Saeedvafa, R.J Asaro, LA-UR-95-482, Los Alamos Report, (1995).

Upřímně řečeno mám podezření, že pro výběr modelů byl vodítkem nejspíše manuál programů MSC. Hodnocení rešerše je znesnadněno i tím, že seznam literatury této disertace není řazený abecedně, takže není snadné porovnávat úplnost seznamů literatury z různých zdrojů (z různých článků).

3. Teoretický přínos disertační práce

Přínosem disertace je experimentální stanovení termomechanických 1D vlastností (využití tahových zkoušek sigma-epsilon při třech různých teplotách a kalorimetrické stanovení teplot přechodů austenit-martenzit metodou DSC). Dále experimentální stanovení životnosti cyklicky namáhaného Nitinolového drátku. Vlastní metodika řešení je víceméně standardní, ale data jsou původní (trochu mi schází porovnání s jinými experimenty). Kvalitní, i když ne zcela novátorské, je konečněprvkové modelování kombinace stentu a cévní stěny. M. Ackermann nicméně uvádí (str.96), že originalita jeho přístupu spočívá v odlišném způsobu hodnocení únavy stentu, neb většina jiných autorů (jsou citováni Kleinstreuer a Pelton), používá deformační přístup. Přiznám se, že tyto citované články nemám k dispozici, četl jsem jen jejich abstrakty, moc tomu nerozumím a neumím tudíž míru originality posoudit.

4. Praktický přínos disertační práce

Z praktického hlediska hodnotím vysoko stavbu experimentální aparatury 1D tahových zkoušek a získaná data. Reálným výsledkem je postavená aparatura pro únavové testy. Na str.93 se uvádí, že byl splněn požadavek nízké pořizovací ceny (2700 USD) ve srovnání s komerčně dostupným zařízením BOSE (54000 USD). Cenová kalkulace aparátu ale uvedena není.

5. Vhodnost použitých metod řešení a způsob jak byly použité metody aplikovány

MKP modelování je provedeno kvalitně. Dost přísným testem bylo modelování „crash“ testu stentu, které prokázalo velice dobrou shodu experimentu s predikcí termomechanického modelu Saedvafa&Asaro. Trochu mi nebylo jasné, proč nebyl MKP model použit i pro simulaci experimentu na vyvíjeném zařízení pro únavové testy (kde byl použit jiný materiálový model aorty – silikon a byla asi i jiná geometrie). Také mi chyběla simulace inflačního testu, tj. stanovení závislosti mezi přetlakem a objemem tlakované trubice se stentem; v kapitole popisující cyklické zatěžování pulzacemi tlaku se uvádí, že je tato závislost lineární. Jako aproximace je to přijatelné, ale míra odchylky od linearitity nebyla kvantifikována.

Nebyla příliš diskutována základní koncepce navrhovaného experimentálního zařízení pro únavové testy stent-graftů, tj. rozhodnutí zda dát přednost centralizovanému nebo distribuovanému pohonu (mechanická nebo elektronická vačka). Dynamika systému (např. šíření pulzní vlny, odrazy) byla ignorována úplně. Výsledek asi nesplnil očekávání: projevílo se odskakování od vačky a nežádoucí stranové kmitání s vyššími frekvencemi.

7. Odpovídající znalosti doktoranda v daném oboru

Silnou stránkou doktoranda je klasická „strojařina“, zvládání komplikovaných komerčních MKP systémů ale i jiných softwarových nástrojů (MAPLE), stejně jako výpočty kinematiky vaček, a počítačové kreslení výkresů. Doktorand ovládá moderní experimentální techniky a je schopen navrhnout, plánovat a provést laboratorní experiment.

8. Formální úroveň práce

Některé části do disertační práce nepatří, což se týká zejména obsáhlé výkresové dokumentace (to odpovídá spíše diplomové práci). Naprosto neuspokojivý je seznam symbolů, který je neúplný a bez jednotek (význam parametrů je pak těžko interpretovatelný).

Matematické modely zjevně nejsou silnou stránkou doktoranda, takže rovnice nejsou dostatečně vysvětleny, nebo chybí (nebo jsou chybně, např. 3.12). Jako příklad uvedu materiálový model aorty Raghavan, popsany rovnicí (6.1). V dalším textu je ale uvedeno, že tento model nebylo možné použít, protože není implementován v MSC.Marc a místo něho byl použit pěti parametrický model Mooney-Rivlin. Jenomže rovnice tohoto modelu už v práci uvedeny nejsou

(pro info $W = a_1(I_1 - 3) + a_2(I_2 - 3) + a_3(I_1 - 3)^2 + a_4(I_1 - 3)(I_2 - 3) + a_5(I_2 - 3)^2$)

Grafická úroveň (obrázky) je dobrá. Práce je psaná v jazyce anglickém, je čitelná a srozumitelná (někdy i zábavná “philological state”).

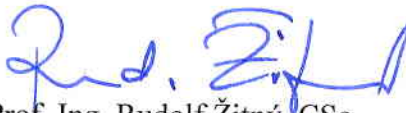
Náměty k diskusi

- 1) Efekt času. Na str.73 je zmíněna důležitost doby, po kterou je stent stlačený v trubici katetru. Jak je (nebo může být) tento efekt zahrnut v konstitutivních modelech Nitinolu? A související otázka: nepochybně probíhaly experimenty zaměřené na kompresi stentu do katetru, následující výdrž, a uvolnění stentu do volného prostoru bez kontaktu se stěnou cévy (je zvláštní, že nebyl proveden takový myšlený experiment s MKP modelem stentu). Jaké byly výsledky, přesněji, jaká byla experimentálně stanovená rychlost ztráty tvarové paměti silně zkomprimovaného stentu?
- 2) Výsledkem konečněprvkové analýzy stentem zatížené aorty jsou maximální hodnoty von Mises napětí ve stěně aorty 0.07MPa (při expanzi stentu o nominálním průměru 27mm a při systolickém tlaku krve, str. 73). To znamená, že expanze stentu vyvolá dodatečné napětí ve stěně aorty, které je téměř o řád vyšší než nominální obvodové napětí (odhad $\sigma = pR/s \approx 0.01MPa$). V disertaci jsou uvedeny výsledky Danao et al. s maximem von Mises napětí ve stěně aorty dokonce 0.55 MPa (při stejném tlaku a stejné výchozí tloušťce stěny aorty 1.5mm). Nevím jak tyto výsledky interpretovat. Mám pochybnosti o tom, zda MKP model uvedený v disertaci dokáže popsat koncentrace napětí v místě kontaktu stentu se stěnou aorty, protože průměr drátku je menší než rozměr skořepinového prvku stěny (diskretizace stěny aorty je velmi hrubá).
- 3) Jaký bude další osud vyvíjeného zařízení pro stanovení životnosti stentů (v práci se navrhuje zatopení celého prostoru testovaných vzorků do vazké kapaliny, vyplnění prostoru pěnou, možná existují i další možnosti)? Jaké bude personální a finanční zajištění těchto úprav? Neuvažuje se o náhradním využití aparatury např. pro inflační testy?

Souhrn:

Předkládaná práce tak trochu balancuje na rozhraní mezi diplomovou a disertační prací. Jako diplomová práce by byla nadprůměrná, disertační práci chybí trochu víc vědy a originality. Jsem si vědom toho, že současnost je charakterizována zvýšeným tlakem na rychlost uplatnění výsledků, na preferenci aplikačního výzkumu a vývoje, a že tento tlak se projevuje snížením kvality disertací zcela obecně (a bohužel i této práce konkrétně). Nicméně, viděl jsem velmi mnoho úspěšně obhájených disertačních prací, jejichž úroveň byla ještě mnohem horší než práce, kterou předkládá Ing. M. Ackermann. Z těchto důvodů předloženou disertační práci k obhajobě s jistými rozpaky **doporučuji** (koneckonců stanovené cíle byly v podstatě dosaženy).

Praha 5.11.2015



Prof. Ing. Rudolf Žitný, CSc.