



ANALÝZA OPOTŘEBENÍ NITINOLOVÝCH DRÁTŮ VLIVEM VZÁJEMNÉHO KONTAKTU

Diplomová práce

Studijní program: N2301 - Strojní inženýrství
Studijní obor: 3901T003 - Aplikovaná mechanika
Autor práce: **Bc. Marek Česák**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





Diploma thesis

Study programme: N2301 - Mechanical Engineering
Study branch: 3901T003 - Applied Mechanics
Author: **Bc. Marek Česák**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: **Marek ČESÁK**

Studijní program: N 2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

Ve smyslu zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách se Vám určuje diplomová práce na téma:

Analýza opotřebení Nitinolových drátů vlivem vzájemného kontaktu

Zásady pro vypracování:

(uveďte hlavní cíle diplomové práce a doporučené metody pro vypracování)

1. Proved'te rešerši z odborné literatury na téma opotřebení vlivem kontaktu NiTi drátů binární slitiny NiTi.
2. Vytvořte parametrický MKP model pro dotyk NiTi drátů. Vyšetřete rozložení kontaktních tlaků.
3. Navrhněte experiment pro vyšetření opotřebení vlivem vzájemného dotyku dvou NiTi drátů.
4. Proved'te a vyhodnotě navržený experiment.
5. Zhodnot'te výsledky experimentu s ohledem na možné následky při použití NiTi drátů pro stenty.

Forma zpracování diplomové práce:

- průvodní zpráva: písemná s přílohou, včetně elektronických verzí (*.doc, *.pdf).
Maximálně 100 stran textu i s přílohy.

Seznam literatury (uveďte doporučenou odbornou literaturu):

Lagoudas D.C.: Shape Memory Alloys, Springer, 2008

Popov V.: Contact Mechanics and Friction, Springer, 2010

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

L. S.

doc. Ing. Iva Petříková, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Dr. Ing. Petr Lenfeld
děkan

V Liberci dne 21.05.2014

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vykonal samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

Podpis:

PODĚKOVÁNÍ

Je mojí milou povinností touto cestou poděkovat především svému vedoucímu práce doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph.D. za jeho přístup, čas a věcné připomínky při konzultacích. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Antonínu Skarolkovi, Ph.D. za připomínky k řešeným problémům, Ing. Petru Henyšovi za rady při vytváření modelu a nastavení elektroniky experimentu a v neposlední řadě Ing. Antonínu Dvořáčkovi za cenné rady, při práci v softwaru FEMAP.

ANOTACE

Tato diplomová práce se zabývá problematikou kontaktních tlaků a kontaktních ploch, které vznikají mezi dráty pletených stentů. V úvodní části práce je zpracována rešerše z odborné literatury na téma Nitinol a tribologie. V další části práce je představen parametrický model MKP a navržený experiment. V závěru práce jsou uvedeny a zhodnoceny výsledky z MKP a z navrženého experimentu.

KLÍČOVÁ SLOVA: Nitinol; tribologie; kontaktní tlak;

ANNOTATION

This diploma thesis deals with the issue of contact pressures and contact areas formed between the wires of braided stents. In the first part of the thesis is information research from the scientific literature on the topic of Nitinol and tribology. The next section presents a parametric FEM model and the proposed experiment. In conclusion are presented and evaluated results of the FEM and of the proposed experiment.

KEY WORDS: Nitinol; tribology; contact pressure;

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	13
1 ÚVOD.....	14
2 SLITINA NITINOL	16
2.1 HISTORIE NITINOLU	16
2.2 VLASTNOSTI NITINOLU	17
2.2.1 PAMĚŤOVÝ EFEKT	17
2.3 NITINOL JAKO BOKOMPATIBILNÍ MATERIÁL	20
2.3.1 DEFINICE BIOMATERIÁLŮ	20
2.3.2 POUŽITÍ BOKOMPATIBILNÍCH MATERIÁLŮ	20
2.4 POUŽITÍ NITINOLU.....	21
2.5 DOSAVADNÍ POZNÁNÍ.....	22
3 TRIBOLOGIE.....	24
3.1 KONTAKTNÍ PROCESY	25
3.2 PROCESY TŘENÍ	27
4 VYTVOŘENÍ PARAMETRICKÉHO MODELU PRO MKP	29
4.1 GEOMETRIE MODELU	29
4.2 VYTVOŘENÍ MKP SÍTĚ.....	30
4.3 MATERIÁL	31
4.4 ZATÍŽENÍ A OKRAJOVÉ PODMÍNKY	32
4.5 EXPERIMENTÁLNÍ ZJIŠTĚNÍ KOEFICIENTU TŘENÍ.....	33
5 NAVRŽENÍ EXPERIMENTU	34
5.1 NÁVRH ZAŘÍZENÍ	34
5.2 PŘEDSTAVENÍ ZAŘÍZENÍ A JEHO FUNKCÍ	36
5.2.1 POPIS OTOČNÉHO ČLENU PRO UCHYCENÍ DRÁTU 2.....	37
5.2.2 PIEZOELEKTRICKÝ AKTUÁTOR PZS001	39

5.2.3 OSTATNÍ ČLENY ZAŘÍZENÍ	39
6 VÝSLEDKY VÝPOČTŮ MKP	40
6.1 KONTAKTNÍ TLAKY	40
6.2 VÝSLEDKY NAPĚTÍ.....	41
ÚHEL KŘÍŽENÍ [°]	41
NAPĚTÍ VON MISES [KPA]	41
6.3 SHRUTÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ METODOU MKP	41
7 VÝSLEDKY EXPERIMENTU.....	43
7.1 VÝSLEDNÁ ZJIŠTĚNÍ	43
8 ZÁVĚR.....	46
8.1 NÁVRH DALŠÍHO POSTUPU	47
9 POUŽITÁ LITERATURA	49
PŘÍLOHA A	51
PŘÍLOHA B	53
PŘÍLOHA C	55
PŘÍLOHA D	67

SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obr. 1 William J. Buehler [3]</i>	16
<i>Obr. 2 Základní princip paměťového efektu ve slitinách SMA [5]</i>	18
<i>Obr. 3 Hysterezní smyčka při přechodu austenitu na martenzit a naopak [5]</i>	19
<i>Obr. 4 Stent [10]</i>	21
<i>Obr. 5 Zpracované úhly křížení ocelových drátů [12]</i>	23
<i>Obr. 6 Snímky z elektronového mikroskopu s úhlem křížení drátů a) 30°, b) 62°, c) 90° [12]</i>	23
<i>Obr. 7 Vzájemné vazby v tribologickém systému [14]</i>	24
<i>Obr. 8 Stent [15]</i>	29
<i>Obr. 9 Geometrie modelu</i>	29
<i>Obr. 10 Síť vytvořená v prostředí FEMAP</i>	30
<i>Obr. 11 Tetragonální prvek</i>	30
<i>Obr. 12 Okrajové podmínky a zatížení</i>	32
<i>Obr. 13 Průběh měření tření</i>	33
<i>Obr. 14 Zařízení pro experiment - varianta 1</i>	34
<i>Obr. 15 Zařízení pro experiment - varianta 2</i>	35
<i>Obr. 16 Popis zařízení</i>	36
<i>Obr. 17 Možné posuvné pohyby členu pro uchycení drátu 2</i>	37
<i>Obr. 18 Možný rotační pohyb členu pro uchycení drátu 2</i>	38
<i>Obr. 19 Popis sestavení řídicího mechanismu</i>	38
<i>Obr. 20 Piezoelektrický pohon [17]</i>	39
<i>Obr. 21 Znárodnění velikostí ploch při snižujícím se úhlu křížení a) 50°, b) 40°, c) 30°</i>	44
<i>Obr. 22 Plocha kontaktního tlaku při křížení 30°</i>	51

<i>Obr. 23 Plocha kontaktního tlaku při křížení 40°</i>	<i>51</i>
<i>Obr. 24 Plocha kontaktního tlaku při křížení 50°</i>	<i>52</i>
<i>Obr. 25 Plocha kontaktního tlaku při křížení 60°</i>	<i>52</i>
<i>Obr. 26 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 30°</i>	<i>53</i>
<i>Obr. 27 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 40°</i>	<i>53</i>
<i>Obr. 28 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 50°</i>	<i>54</i>
<i>Obr. 29 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 60°</i>	<i>54</i>
<i>Obr. 30 Varianta 30° a 24 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>55</i>
<i>Obr. 31 Varianta 30° a 24 hodin - statický drát.....</i>	<i>56</i>
<i>Obr. 32 Varianta 30° a 96 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>57</i>
<i>Obr. 33 Varianta 30° a 96 hodin - statický drát.....</i>	<i>58</i>
<i>Obr. 34 Varianta 40° a 24 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>59</i>
<i>Obr. 35 Varianta 40° a 24 hodin - statický drát.....</i>	<i>60</i>
<i>Obr. 36 Varianta 40° a 96 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>61</i>
<i>Obr. 37 Varianta 40° a 96 hodin - statický drát.....</i>	<i>62</i>
<i>Obr. 38 Varianta 50° a 24 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>63</i>
<i>Obr. 39 Varianta 50° a 24 hodin - statický drát.....</i>	<i>64</i>
<i>Obr. 40 Varianta 50° a 96 hodin - kmitající drát.....</i>	<i>65</i>
<i>Obr. 41 Varianta 50° a 96 hodin - statický drát.....</i>	<i>66</i>

SEZNAM TABULEK

<i>Tab. 1 Parametry α a β pro výpočet poloos dotykové elipsy.....</i>	<i>26</i>
<i>Tab. 2 Materiálové vlastnosti pro Auricchiho model [16].....</i>	<i>32</i>
<i>Tab. 3 Výsledky měření koeficientu tření.....</i>	<i>33</i>
<i>Tab. 4 Závislost kontaktního tlaku na úhlu křížení.....</i>	<i>40</i>
<i>Tab. 5 Napětí von Mises při určitém úhlu křížení</i>	<i>41</i>

1 ÚVOD

V současné době jsme stále častěji svědky spolupráce mezi lékařskými a technickými obory. Tato spolupráce je dána kladením vyšších nároků pacientů na zkvalitňování lékařských zákroků, na rychlou rekonvalescenci a brzký návrat do plnohodnotného života. S ohledem na tyto požadavky si lékaři již nevystačí pouze se skalpelem, jehlou a nití, ale jsou po nich požadovány určité znalosti z technických oborů. Může to být například při upevňování kloubních náhrad či zubních protéz, při vkládání stentů do cév a jiných dutin apod. Denně se setkávají s novými nebo inovovanými materiály či nanomateriály, které se neustále vyvíjejí a často se aplikují právě v lékařství.

Problémy, řešené lékaři na operačním sále, jsou často nejdříve řešeny technickými inženýry pomocí nástrojů technické praxe. Díky výpočtovým kapacitám moderních výpočtových center jsou inženýři schopni nasimulovat velkou část úloh, při kterých se mohou odstranit nedostatky, které by na operačním sále, v následné rekonvalescenci, nebo pro úplné uzdravení mohly znamenat značnou komplikaci. Na základě simulací je možné vytvořit pro lékaře postup, kterým se efektivně docílí požadovaných výsledků. Díky této spolupráci se předešlo už mnohým komplikacím a tento postup velice zkvalitnil služby pacientům.

Diplomová práce, která se Vám právě dostala do rukou, se zabývá opotřebením Nitinolových drátů vlivem vzájemného kontaktu. Tato problematika je inspirována pletenými stenty z Nitinolových drátů, které jsou po vložení do lidského těla neustále v kontaktu. V lidském těle, navíc vlivem pulzací, způsobených periodickou změnou systolického tlaku na diastolický a naopak, vzniká v místě kontaktu pohyb. Tento pohyb v kombinaci s velice agresivním prostředím lidského těla namáhá místo kontaktu jak mechanicky, tak i chemicky. Kombinace těchto namáhání, má zřejmě na místo dotyku a jeho životnost výrazný vliv.

Cíle této práce jsou vytvoření parametrického MKP modelu, navržení a provedení experimentu a následné vyhodnocení s ohledem na použití Ni-Ti drátů pro stenty. Očekávaný vliv velikosti úhlu mezi dráty je takový, že při rostoucí velikosti úhlu, teoreticky od 0° do 90°, se bude zmenšovat plocha styku a zvyšovat kontaktní tlak. Opotřebením bude větší při vyšším kontaktním tlaku, tedy s rostoucí velikostí úhlu mezi dráty.

Problém, řešený v této diplomové práci, zatím nebyl nikým zpracován, tudíž neexistuje žádná odborná literatura, ze které by bylo možné čerpat plnohodnotné informace. Uvedené postupy při tvoření parametrického MKP modelu, či při navrhování experimentu, nejsou tedy inspirované žádným předchozím výzkumem, ale jsou tvořeny dle nejlepšího uvážení s ohledem na co možná největší přiblížení reálnému problému a jeho případné řešení na základě dosažených výsledků.

2 SLITINA NITINOL

Název Nitinol vznikl spojením počátečních písmen chemických značek **N**iklu (*lat. Niccolum*), **T**itanu (*lat. Titanium*) a připojením prvních písmen názvu laboratoře, **N**aval **O**rdnance **L**aboratory, ve které byl Nitinol objeven. Nitinol je slitina s paměťovým efektem (dále jen SMA – z anglického překladu "Shape Memory Alloys"), která dokáže při změně teploty měnit svoji krystalickou strukturu.

2.1 Historie Nitinolu

V roce 1953 v rámci vývoje rakety Polaris A-1 se v U.S. Naval Ordnance Laboratory hledá slitina pro příď této rakety. Z několika různých slitin je vybrána slitina Ni-Ti, kterou našel William J. Buehler. Na obrázku demonstruje překvapivé vlastnosti Nitinolového drátu. Rovný Nitinolový drát se během chvilky promění v nápis "INOVATIONS" díky zvýšení jeho teploty Jouleovým ohřevem (obr. 1). V tomto roce také publikoval Dr. Harold Margolin z New York University několik studií o fázových přeměnách slitin niklu a titanu. [1], [2]



Obr. 1 William J. Buehler [3]

V roce 1959, kdy byl poprvé použit název Nitinol, jsou ve slitinách s kombinací niklu a titanu zjištěny klíčové vlastnosti této slitiny, jako je extrémní odolnost proti únavě a extrémní odolnost proti tepelnému a rázovému mechanickému namáhání. V tomto roce byl W. J. Buehlerem publikován náhodný objev náhlé změny akustických vlastností, tzv. tlumení, při překročení určité teploty. Současně se zkoumají další jevy Nitinolu při změnách teploty a to změna textury leštěného povrchu a zmenšení velikosti mikrovrypů. Na základě

výsledků těchto zkoumání byla u Nitinolu zjištěna změna atomové struktury při téměř pokojové teplotě. [1], [2]

V roce 1961 byla náhodně objevena další klíčová vlastnost Nitinolu a to teplem indukovaná tvarová paměť. Tuto vlastnost objasňuje Dr. Frederick E. Wang, expert v oboru molekulové fyziky, který publikoval strukturální změny na atomární úrovni, což přispělo k jedinečným vlastnostem těchto kovů. [1], [2]

Zájem o slitiny s paměťovým efektem lze datovat, až od roku 1963, kdy byla publikována práce pojednávající o slitině Ni-Ti.

2.2 Vlastnosti Nitinolu

Nitinol je intermetalická slitina niklu a titanu, která vykazuje funkční chování jako je tzv. tvarová paměť, superelasticita nebo superplasticita. [4]

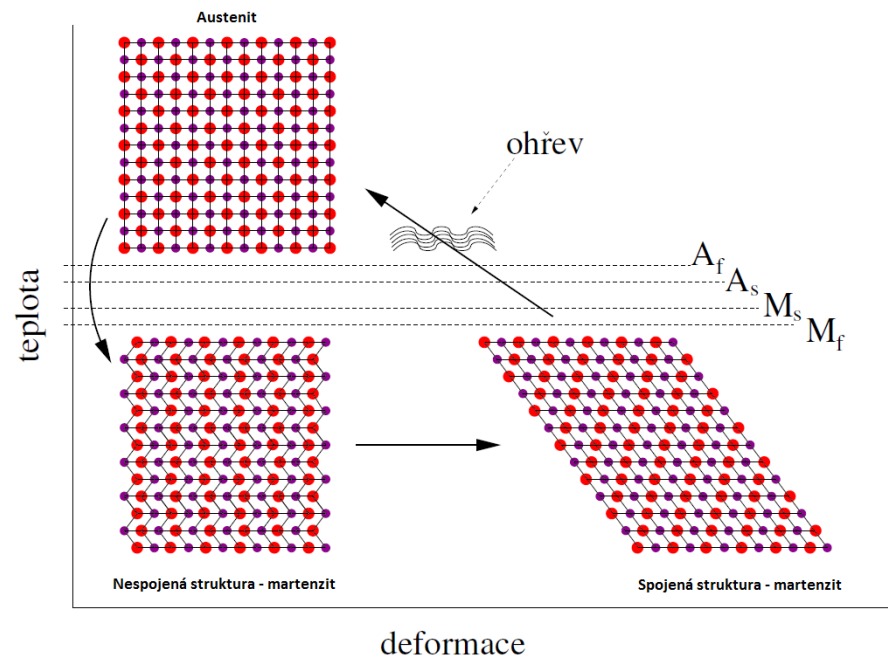
2.2.1 Paměťový efekt

Nitinol není jedinou slitinou s paměťovým efektem, tato vlastnost byla objevena v roce 1951 na slitině Au-Cd (zlato-kadmium), avšak tato slitina nenašla své uplatnění v žádné aplikaci. Další SMA slitinou objevenou v následujících letech byla slitina In-Tl (indium-thallium). Od té doby zaznamenaly SMA slitiny prudký rozvoj, protože vlastnost paměťového efektu našla své využití v celé řadě průmyslových odvětví, např. ve strojírenství, mechatronice, medicíně, geologii apod. SMA slitiny mají takovou vlastnost, že se po plastické deformaci dokáží zvýšením teploty samovolně navracet do původního tvaru. Tento efekt může být buď jednocestný, nebo dvoucestný. Častěji se však můžeme setkat s efektem jednocestným, který probíhá při transformaci z martenzitu na austenit. Dvoucestný efekt spočívá v zachování tvarové paměti při přechodu austenitu na martenzit. Tento efekt není příliš používaný, neboť už po malém počtu cyklů dochází k vymizení tvarové paměti. [5]

2.2.1.1 Jednocestný paměťový efekt

„Základní princip je založen na přechodu mezi martenzitickou a austenitickou strukturou, která je vyvolána vnějším tepelným nebo silovým působením a zejména faktem, že martenzitická struktura, jenž mívá obvykle strukturu s nižší symetrií (např. monoklinickou v případě Ni-Ti slitiny) umožňuje vytváření tzv. dvojčatových variant.

Při ochlazení z austenitické fáze (obvykle struktura s vysokým počtem symetrií např. kubická) dojde k transformaci na fázi martenzitickou s tím, že geometrický tvar materiálu zůstane nezměněn a martenzitická struktura je uspořádána doménově z jednotlivých dvojčatových variant. Při deformaci dojde k zorientování dvojčatových variant – jde o tzv. Pseudoplasticitu (na rozdíl od dislokační plasticity). Vzniklé uspořádání závisí na symetrii krystalové struktury a počtu rovin, ve kterých může docházet ke dvojčatění. Při zpětném ohřevu na austenit však zůstává jen jedna možnost geometrického tvaru a SMA slitina se tedy vrací při transformaci do své původní geometrické podoby. Schéma jednocestného paměťového efektu je zobrazeno na obr. 2. Přesný typ transformace mezi austenitickou a martenzitickou strukturou závisí na typu slitiny a procentuálním zastoupení jednotlivých prvků ve slitině“. [5, s 31-32]

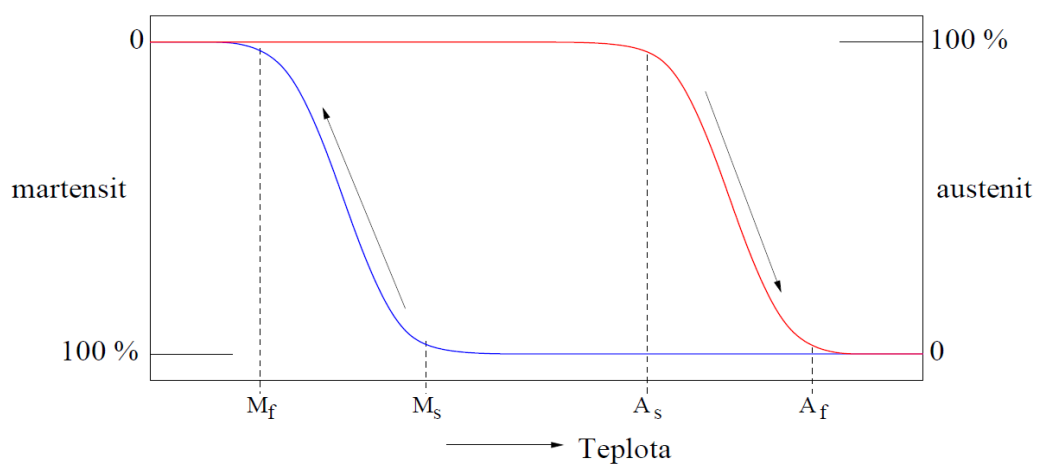


Obr. 2 Základní princip paměťového efektu ve slitinách SMA [5]

„Vlastní průběh transformace může probíhat buď přímo: austenit $\leftrightarrow$ martenzit nebo přes tzv. přechodovou strukturu např.: austenit $\leftrightarrow$ R-fáze $\leftrightarrow$ martenzit. Přechodových struktur mezi austenitem a martenzitem může být celá řada, jejichž výskyt je dán danou SMA slitinou. Martenzitickou transformaci lze při teplotách nad A_s také vyvolat tahovou deformací. Tímto lze dosáhnout relativně velké elastické deformace v porovnání s klasickými materiály, neboť se austenit přetransformuje na martenzit, v jehož struktuře je

umožněno přeuspořádání dvojčatových domén – tzv. pseudoelasticita. Po odlehčení se martenzit téměř okamžitě transformuje na austenit“. [5]

„Další pozoruhodnou vlastností SMA slitin je hysterezní smyčka vznikající při přechodu austenitu na martenzit a naopak. Na obr. 3 je znázorněna tato transformace teplotami martenzit start M_s , martenzit finish M_f , austenit start A_s a austenit finish A_f . Na svislé ose je pak znázorněno procentuální zastoupení austenitu a martenzitu v závislosti na teplotě. Hystereze se také objevuje při střídavé aplikaci tahového zatížení, při kterém dochází k transformaci austenitu na martenzit a naopak“. [5, s 32-33]



Obr. 3 Hysterezní smyčka při přechodu austenitu na martenzit a naopak [5]

2.2.1.2 Dvoucestný paměťový efekt

„U jednocestného paměťového efektu se tvar materiálu zachovává jen v austenitické fázi. Je však možno tento geometrický tvar zachovávat i v martenzitické fázi tzn. vytvořit materiál s dvoucestným paměťovým efektem (TWSMA – z anglického překladu „Two Way Shape Memory Alloy“). Avšak aby bylo možno takový materiál získat je ho nejprve nutno tzv. „vytrénovat“ z jednocestného SMA tak, aby po ochlazení přešla slitina do preferované varianty martenzitu. Toho lze dosáhnout vytvořením napětových polí uvnitř slitiny pomocí dislokačních konfigurací apod. Vytrénování lze dosáhnout pomocí přesné deformace pod teplotou M_s , nuceným stárnutím materiálu, cyklickým tepelným zatěžováním a použitím precipitátů. Tvarový efekt se zde ovládá pouze změnou teploty TWSMA. Tento efekt byl dosažen na slitinách Ni-Ti, Cu-Zn (měď-zinek) a Ni-Al (nikl-hliník). TWSMA materiály mají však pouze jen 1% vratnou deformaci oproti 8% v případě SMA, nízký počet cyklů a také pokud se materiálu brání v přechodu (např. aplikací vnějšího napětí) tak dvoucestná

paměť vymizí. Tyto nevýhody brání v jejich širšímu použití. Lze je však nalézt například v některých speciálních pružinách“. [5, s 33-34]

2.3 Nitinol jako biokompatibilní materiál

2.3.1 Definice biomateriálů

Syntetické nebo přírodní, neživé materiály, které jsou použity ve zdravotnických prostředcích tak, že mají být ve vzájemném působení s biologickými systémy. (Williams, 1987)

2.3.2 Použití biokompatibilních materiálů

Vzhledem k tomu že se stále rozšiřují poznání v chemii, fyzice, biologii, medicíně a dalších vědních oborech a vzhledem k tomu, že průměrný věk populace ekonomicky rozvinutých zemí neustále roste, tak geometrickou řadou roste jak využití, tak i požadavky na využití biomateriálů. [6]

Stávající aplikace biomateriálů je neuvěřitelně rozsáhlá a sahá od náhrad kloubů a celých končetin, přes umělé artérie a kůže až ke kontaktním čočkám, zubním implantátům a hybridním umělým orgánům obsahujícím živé buňky. Překračují dokonce rámec léčebné medicíny a používají se ke zlepšení (nebo domnělému zlepšení) tělesného vzhledu – např. prsní implantáty v plastické (estetické) chirurgii.

Věda zabývající se biomateriály se zaměřuje na jejich chemickou, fyzikální a biologickou podstatu a jejich interakci s okolním biologickým prostředím, v němž mají být použity. Interakce „hostitel – materiál“ je velmi významná a rozhodující roli v ní hraje biokompatibilita materiálu.

Věda zabývající se biomateriály je součástí materiálového inženýrství. Materiálové inženýrství je věda zabývající se vztahy mezi přípravou (výrobou), složením, strukturou, vlastnostmi a použitím materiálů včetně surovinových, energetických, ekonomických, estetických, zdravotních a ekologických aspektů. Materiálové inženýrství se nachází na průsečíku mnoha oborů. [6]

Biokompatibilita je definována jako schopnost materiálu plnit svůj účel za doprovodu odpovídající hostitelské reakce v podmínkách specifické aplikace materiálu. (Williams, 1987).

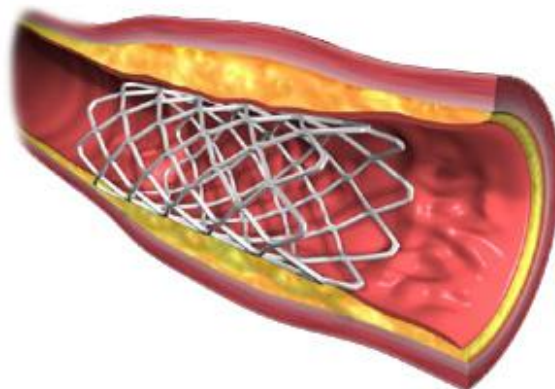
Pojem „odpovídající hostitelská reakce“ zahrnuje řadu reakcí v závislosti na specifických podmínkách použití zdravotnického prostředku, resp. materiálu. Patří sem např. schopnost nevyvolávat vznik vaskulárních trombů nebo neinterferovat či dokonce podporovat hojení rány vzniklé po implantaci (kovové nebo keramické materiály dentálních implantátů, polymery – polyesterová příze nebo expandovaný PTFE – použitý jako materiál tkaniny kryjící stentgrafty nebo kýlní sítě).

Je potřeba upozornit na fakt, že hostitelská reakce není jen důsledkem fyzikálně-chemické podstaty materiálu, ale také designu zdravotnického prostředku a způsobu jeho použití.

Všechny zmíněné faktory je nutné vzít v úvahu při výběru materiálu, který má být pro daný zdravotnický prostředek, resp. jeho komponentu, použit. [7]

2.4 Použití Nitinolu

Jak již bylo zmíněno výše, Nitinol je intermetalická slitina niklu a titanu, která vykazuje funkční chování jako je tzv. tvarová paměť, superelastická nebo superplastická. Tyto atraktivní vlastnosti z něho činí významný materiál pro výrobu lékařských implantátů. Jeho oblast využití se tedy nachází zejména v medicíně, kde je používána na výrobu tzv. stentů, což jsou tubulární implantáty sloužící ke zprůchodnění tělních trubic obr. 4, kostních implantátů apod.. [4], [8], [9]



Obr. 4 Stent [10]

Oblast použití Ni-Ti slitiny v medicíně je široká a to i přes fakt, že nikl je karcinogenní prvek a u určité části populace vyvolává alergickou reakci. To však většinou platí jen pro případy, kdy v Ni-Ti slitině dojde k oxidaci titanu, vyvolané vnějším napětím, což vede k následnému uvolnění volných atomů niklu do lidského těla (v krevním oběhu se nikl vyloučí skrze ledviny ven z těla). V technické praxi se slitina Ni-Ti používá k výrobě tzv. aktuátorů, tj. mechanismů používaných k ovládání a pohonu mechatronických zařízení. Zde je transformace vyvolána střídavým ohříváním (přechodem elektrického proudu) a ochlazením. [4], [6], [8], [9]

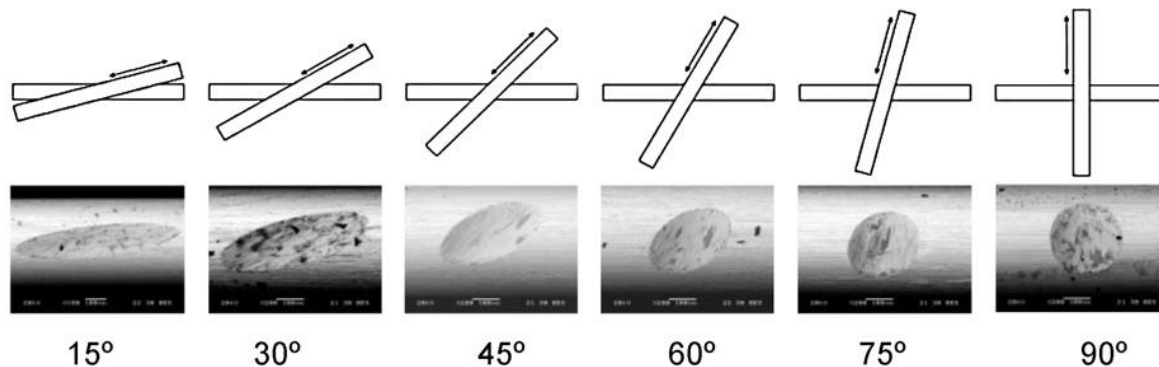
Stenty vyráběné z Nitinolového drátu, procházejí během výroby řadou kroků mechanického a tepelného zpracování. Posledním krokem bývá obvykle zafixování tvaru stentu (tzv. shape setting treatment), což je krátkodobý ohřev Nitinolového drátu vytvarovaného do motivu příslušného stentu. Tento krok slouží kromě zafixování tvaru i k dosažení a stabilizaci mechanických vlastností stentu. Díky tomu, že Nitinol obsahuje poměrně značné množství reaktivního titanu, dochází při jeho tepelném zpracování k oxidaci. Při tomto procesu přednostně oxiduje titan díky vyšší termodynamické stabilitě jeho oxidu. Výsledkem je oxidická vrstva složená hlavně z TiO_2 , pod níž se nachází titanelem ochuzená oblast, která může mít různé chemické a fázové složení. [4], [6], [8], [9]

2.5 Dosavadní poznání

Jedním z možných mechanismů porušení stentu, je vzájemným otěrem propletených drátů, které jsou navíc zatěžovány systolickým a diastolickým tlakem v aortě. Legislativa týkající se zdravotnických prostředků v EU předepisuje tzv. desetiletý ekvivalent, který musí stent obstát v lidském těle. Informací týkajících se porušení jednotlivých drátů nejsou publikované v žádné literatuře. Je to způsobeno především tím faktorem, že je velmi obtížné dlouhodobě monitorovat pacienty. Navíc stent je RTG kontrastní, a případné poškození by prakticky nebylo sledovatelné. Jedinou možností je nařízená pitva a vyjmutí implantátu. S ohledem na dnešní legislativu ČR je toto prakticky nemožné.

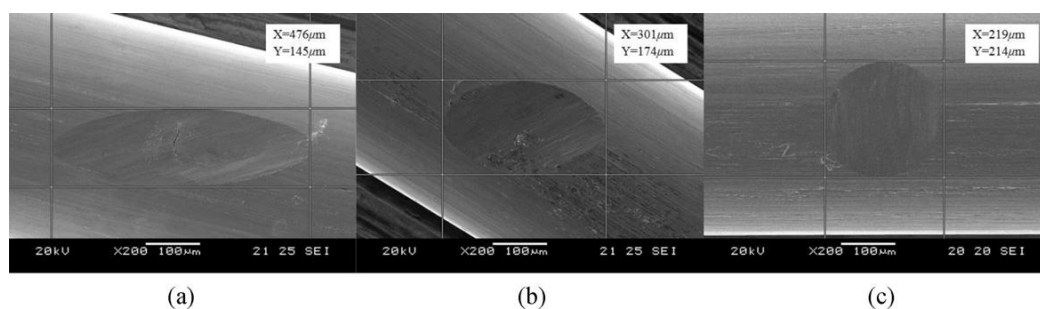
Otěr drátů je v literatuře především zmiňovaný s ohledem na svazek drátů tvořící ocelová lana. Otěr zde hraje velmi důležitou roli, neboť neustálým zatěžováním dochází k vzájemnému kontaktu a během určitého času dojde k úbytku materiálu na drátech natolik, že dojde k porušení svazku drátů jako celku.

Nejkomplexnější práce jsou od autorů Cruzado a kol. Autoři řešili vzájemný kontakt ocelových drátů o průměru 0,45 mm. Hledaným parametrem byl křížicí úhel drátů, viz. obr. 5. [11], [12], [13]



Obr. 5 Zpracované úhly křížení ocelových drátů [12]

Kvantitativní zpracování míry opotřebení bylo provedeno pomocí obrazové analýzy ze snímků z elektronového mikroskopu obr. 6.



Obr. 6 Snímky z elektronového mikroskopu s úhlem křížení drátů a) 30°, b) 62°, c) 90° [12]

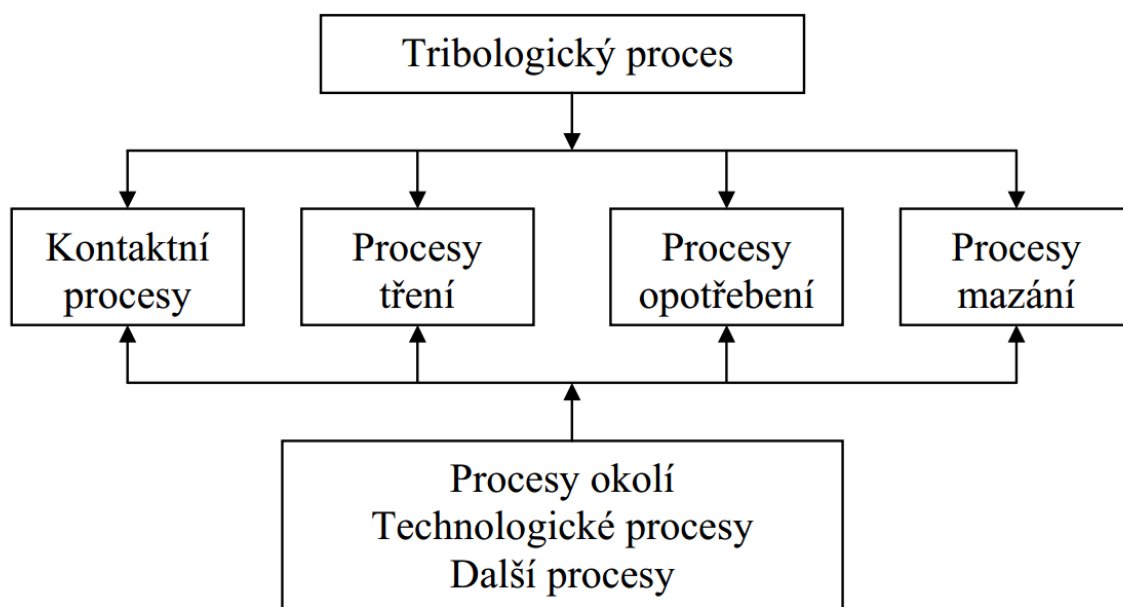
Výsledná kontaktní plocha byla srovnána s výsledky z MKP. Přestože práce poskytuje velmi zajímavý náhled na podobnou problematiku, nemůže být zcela použita pro řešenou problematiku otěru Ni-Ti drátů. Mechanismus dotyku drátků je odlišný především v materiálu, geometrických rozměrech a okrajových podmínkách. Selhání stentu vlivem otěru drátů, dle dostupné literatury, není popsáno. Může to být způsobeno vícero faktory:

- a) stent je obklopen měkkou tkání, která z části vyztuží implantát tak, že nedochází k výraznému pohybu mezi jednotlivými drátky
- b) životnost stentu je delší než pacienta
- c) vliv firem

3 TRIBOLOGIE

Tribologie je vědní obor, který se zabývá tělesy, které jsou v kontaktu a při tom jsou ve vzájemném pohybu, nebo se o tento pohyb pokoušejí. Obecně tento pohyb může být kluzný, valivý, nárazový nebo kmitavý. V praxi se většinou vyskytuje kombinace minimálně dvou těchto pohybů. [14]

Tribologický proces je charakterizován vzájemným materiálním působením třecích těles, mezilátky a okolí, které se dějí v prostoru a čase. Schéma obecných vazeb mezi jednotlivými částmi tribologických procesů jsou znázorněny na obr. 7. [14]



Obr. 7 Vzájemné vazby v tribologickém systému [14]

Při tribologických dějích jsou důležité především mechanismy přeměny užitečných veličin v systému, fyzikální procesy přeměny energie a procesy vedoucí všeobecně ke ztrátám v systému. Dále se řeší možnosti pozitivního působení na systém s ohledem na minimalizaci ztrát. [14]

3.1 Kontaktní procesy

Základním rysem chování tribologického systému je dotyk mezi jednotlivými tělesy tohoto systému. Při kontaktních procesech je nutné vzít v úvahu rozměry, tvary, materiálové vlastnosti a vzájemné vazby a reakce jednotlivých částí, které jsou v kontaktu. Tato vzájemná působení mohou být materiálová, fyzikální, chemická, atd.. Z důvodu velkého množství situací, které mohou nastat při kontaktu, je důležité zvažovat mnoho vlivů, které mohou kontakt nějakým způsobem ovlivnit. Tyto vlivy mohou být například počet těles, které se podílejí na kontaktním procesu, jejich geometrie a v neposlední řadě jejich fyzikální, chemické a mechanické vlastnosti. Dalším vlivem může být charakteristický druh deformace mezi jednotlivými tělesy a typ a rychlost vzájemného relativního pohybu. [14]

V praxi je při řešení tribologických úloh velice významná plocha styku, která umožní přenos pohybu. Tato plocha je ve skutečnosti mnohdy menší než plocha geometrická a jen výjimečně se jí rovná. [14]

V ideálním případě, kdy se na přenosu pohybu podílejí dvě dokonale hladká pružná tělesa, se uplatňují klasické Hertzovy vztahy. Při zatížení normálnou silou F_N pak dochází k elastické deformaci. [14]

Omezíme-li se na náš problém, můžeme kontakt dvou drátů kvalifikovat jako kontakt válec na válec.

Pro styk válce s válcem platí pro maximální Hertzův tlak:

$$p_{max} = \frac{3}{2}p = \frac{3F_N}{2\pi ab} \quad (73)$$

Vhodnou úpravou rovnic dostaneme vzorce, které jsou pro technickou praxi výhodnější. Když vyjdeme z Hertzovy teorie, pak těleso jedna má hlavní křivosti $1/R_1$, $1/R_1'$ a těleso dva, hlavní křivosti $1/R_2$, $1/R_2'$. V místě kontaktu je dotyková ploška ohraničena elipsou o poloosách a , b . Poloosy elipsy a , b obdržíme z následujících rovnic:

$$a = \alpha \sqrt[3]{\frac{F_N m}{n}}, \quad b = \beta \sqrt[3]{\frac{F_N m}{n}} \quad (74)$$

kde geometrická konstanta m a materiálová konstanta n jsou dány vztahy:

$$m = \frac{4}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_1'} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_2'}}, \quad n = \frac{8}{3} \frac{E_1 E_2}{3[E_2(1-\nu_1^2) + E_1(1-\nu_2^2)]} \quad (75)$$

kde E_1 , E_2 jsou Youngovy moduly pružnosti a ν_1 , ν_2 jsou Poissonovy konstanty jednotlivých materiálů. Koeficienty α , β odečteme z tab.4. pro úhel ϑ , který je dán vztahem:

$$\vartheta = \arccos\left(\frac{L}{H}\right) \quad (76)$$

kde:

$$H = \frac{2}{m}, \quad L = \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1}\right)^2 + \left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2}\right)^2 + 2\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_1}\right)\left(\frac{1}{R_2} - \frac{1}{R_2}\right)\cos\varphi} \quad (77)$$

Úhel φ je úhel, který spolu svírají roviny největších křivostí jednoho a druhého tělesa.

ϑ	0°	10°	20°	30°	35°	40°	45°	50°
α	∞	6.612	3.778	2.731	2.397	2.136	1.926	1.754
β	0	0.319	0.408	0.493	0.530	0.567	0.604	0.641
γ	-	0.851	1.220	1.453	1.550	1.637	1.709	1.772

ϑ	55°	60°	65°	70°	75°	80°	85°	90°
α	1.611	1.486	1.378	1.284	1.202	1.128	1.061	1
β	0.678	0.717	0.759	0.802	0.846	0.893	0.944	1
γ	1.828	1.875	1.912	1.944	1.967	1.985	1.996	2

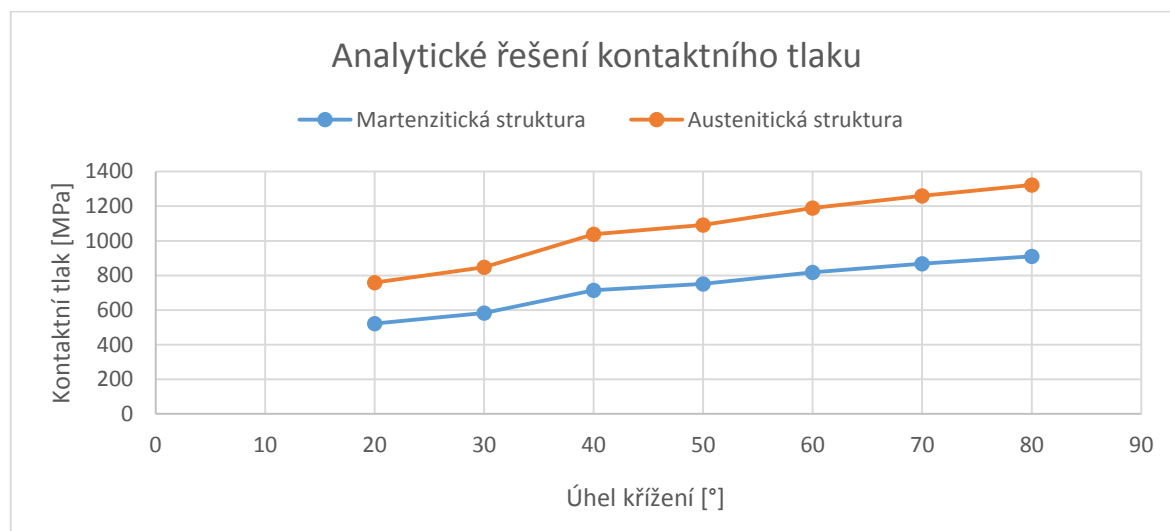
Tab. 1 Parametry α a β pro výpočet poloos dotykové elipsy

Při zkoumání Hertzových tlaků bylo zjištěno, že plocha styku je úměrná $F_N^{\frac{2}{3}}$. Protože mají tělesa ve skutečnosti určitou drsnost povrchu, je jejich kontakt redukován pouze na vrcholky povrchových nerovností. Z tohoto důvodu je skutečná plocha styku velice malá a kontaktní tlaky jsou koncentrované do těchto výčnělků, kde způsobují jejich elastické až plastické deformace už při velmi malých zatíženích. [14]

Při dalších zkoumáních Hertzových závislostí se došlo k závěrům, že celkový počet mikrokontaktů je téměř úměrný zatížení F_N , průměrná velikost mikrokontaktů je téměř nezávislá na F_N a že skutečná plocha styku je úměrná počtu mikrokontaktů. [14]

Jako příklad zde budou uvedeny grafy, jejíž hodnoty byly vypočítané na základě předchozích vztahů Hertzovy teorie. Materiálové konstanty představují austenitickou a martenzitickou strukturu tedy:

Youngovy moduly jsou $E_A = 75000 \text{ MPa}$, $E_M = 40000 \text{ MPa}$, a poissonovo číslo $\nu = 0,33$, pro výpočet byla volena normálová síla $F_N = 1 \text{ N}$ průměr drátu je jako v MKP či experimentu $r = 0,09 \text{ mm}$.



Graf 1 Závislost kontaktního tlaku na úhlu křížení analytické řešení

Graf 1 naznačuje rostoucí charakteristiku s rostoucím úhlem křížení. Kontaktní tlak vykazuje vyšší hodnoty při austenitické struktuře.

3.2 Procesy tření

Tření je jev, který je způsoben vzájemným relativním pohybem dvou či více těles, které jsou ve vzájemném kontaktu. Z hlediska zkoumání třecích procesů, rozeznáváme výzkum na úrovni makromodelu či mikromodelu. Při výzkumu na úrovni mikromodelu je na tření nahlíženo jako na elementární proces. Pokud se jedná o výzkum na úrovni makromodelu, pak je zohledněn celý funkční projev sledovaného modelu. Při makroskopickém přístupu, se získávají údaje z vnějších měřitelných veličin tribologického systému. Mezi tyto veličiny se řadí především měření velikosti třecí síly při tangenciálním pohybu, velikost třecího momentu při rotačním pohybu případně třecí práce. [14]

Jedna z nejznámějších obecných definic říká, že: tření je odpor proti relativnímu pohybu mezi dvěma k sobě přitlačovanými tělesy v oblasti dotyku jejich povrchů v tangenciálním

směru. Tato definice je platná pouze pro vnější tření, ale už celkem přesně nepostihuje tření vnitřní. Proto zde bude uvedena ještě jedna definice, která říká že: tření je ztráta mechanické energie na začátku, během nebo při ukončení relativního pohybu navzájem se dotýkajících materiálových oblastí. [14]

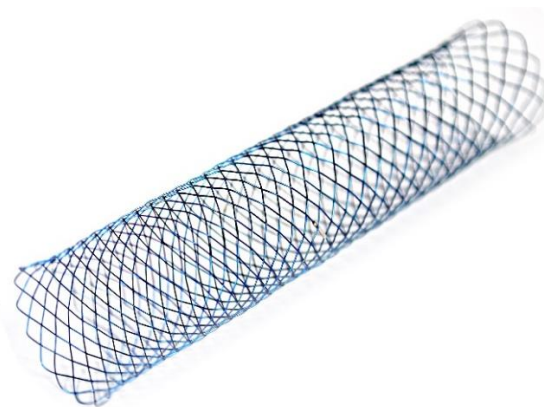
V základním tribologickém systému mohou nastat čtyři základní stavy tření:

1. Suché tření neboli tření tuhých těles, které je charakterizováno tím, že se daná materiálová oblast, která se podílí na procesu tření, nachází v tuhém stavu. Tento třecí stav může být dále rozdělen na čisté tření tuhých těles neboli deformační tření a na tření v adhezních vrstvách.
2. Tření kapalinové, je charakterizováno tím, že vrstva materiálu, která se podílí na procesu tření má vlastnosti kapaliny.
3. Tření plynné, je podobné jako kapalinové tření s tím rozdílem, že charakteristická vrstva má vlastnosti plynu.
4. Tření plazmatické, je obdobou předchozích dvou tření s tím rozdílem, že charakteristická vrstva, ve které probíhá třecí proces, má vlastnosti plazmy.

Jednotlivé třecí stavy se v praxi vyskytují samostatně ve velmi omezené míře. Ve skutečnosti nastává často kombinace jednotlivých druhů tření. [14]

4 VYTVOŘENÍ PARAMETRICKÉHO MODELU PRO MKP

Tato kapitola se zaměřuje na tvorbu parametrického modelu, který byl inspirován reálným zatížením drátu stentu po vložení do lidského těla. Řešený problém, tedy opotřebení vlivem vzájemného kontaktu, se u stentu odehrává mezi jednotlivými částmi drátu, které jsou v kontaktu s jinou částí drátu. Těchto kontaktů je na stentu velké množství viz. obr. 8, ale všechny mají podobné chování z hlediska opotřebení. Z tohoto důvodu bude model omezen pouze na jeden tento kontakt s předpokladem, že podobné chování lze pozorovat u jakéhokoliv náhodně vybraného dotyku.



Obr. 8 Stent [15]

4.1 Geometrie modelu

Geometrii modelu tvoří dvě části šroubovice, přičemž jedna je pravotočivá a druhá levotočivá obr. 9. Rozteč šroubovice byla volena tak, abychom dostali různé úhly křížení.

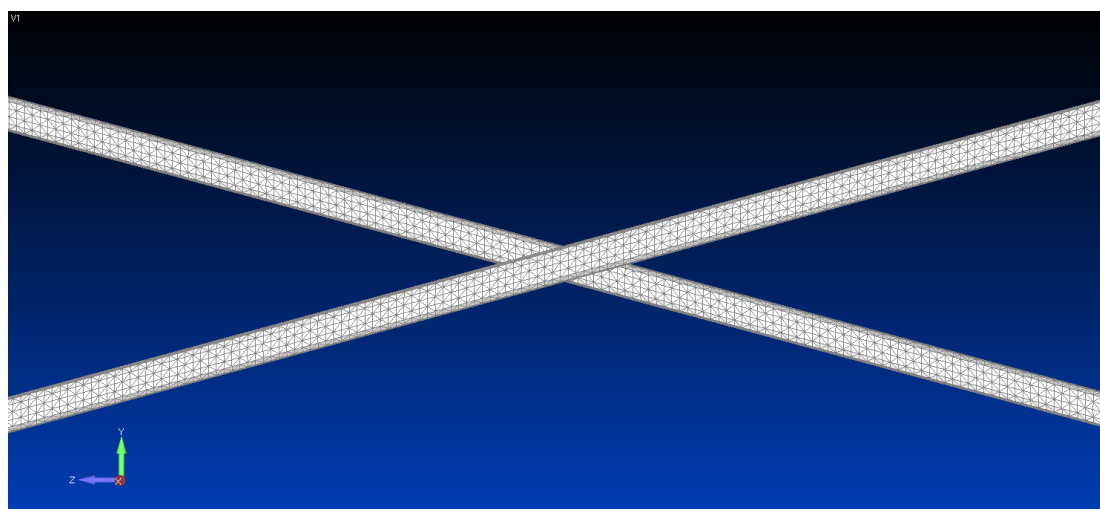


Obr. 9 Geometrie modelu

Byly vytvořeny čtyři varianty modelů s různými úhly křížení a to 30° , 40° , 50° a 60° . Průměr pružiny byl zvolen 20 mm s ohledem na reálný rozměr jícnového, kolorektálního a pyloroduodenálního stentu. Průměr drátu modelu je 0,18 mm vzhledem k rozměru drátu použitého při experimentech.

4.2 Vytvoření MKP sítě

Síť byla vytvořena v softwaru FEMAP, který je pro tuto úlohu velice vhodný. Nejprve byl model rozdělen do objemových regionů. Díky těmto regionům byl model vysítován hrubou sítí a pouze v místě dotyku byla použita velice jemná síť (obr. 10).



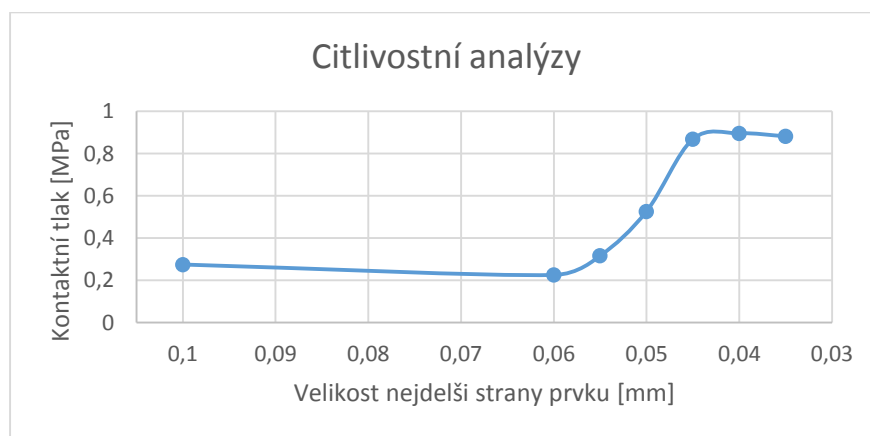
Obr. 10 Síť vytvořená v prostředí FEMAP

Pro vyplnění objemových regionů byl použit tetragonální prvek, obr. 11, tento prvek se použil z důvodu zjemnění síť pouze v místě dotyku, což by u hexagonálních prvků nešlo. Pro dosažení přesnějších výsledků byly pro vysítování zvoleny nelineární prvky Tetra 10, bohužel s těmito prvky nebyl správně rozpoznán kontakt a výsledky byly nesprávné. Z tohoto důvodu se přistoupilo k lineárním prvkům Tetra 4 a následnému zjemňování sítě.



Obr. 11 Tetragonální prvek

Z důvodu správně zvolené velikosti prvku, byla na jednom modelu zhotovena citlivostní analýza závislosti kontaktního tlaku na velikosti prvku (graf 2).



Graf 2 Citlivostní analýza

Velikost tetragonálního prvku je v softwaru FEMAP řízena délkou nejdelší strany, znamená to, že tetragonální prvek o velikosti 1 mm bude mít všechny strany menší, nebo maximálně rovné této hodnotě. Z grafu je zřejmé, že při zjemňování sítě (zmenšování velikosti prvku) se kontaktní tlak zvyšuje až do chvíle, kdy je velikost nejdelší strany prvku 0,045 mm, poté následují hodnoty 0,04 mm a 0,035 mm, při kterých je kontaktní tlak prakticky stejný. Z důvodu v podstatě neměnné hodnoty kontaktního tlaku u zmiňovaných hodnot velikosti prvku, můžeme tyto velikosti považovat za dostatečně malé pro dosažení přesných výsledků. Z tohoto důvodu mohla být pro všechny modely zvolena jedna z těchto velikostí. S ohledem na kvalitu výsledku byla volena velikost 0,035 mm.

4.3 Materiál

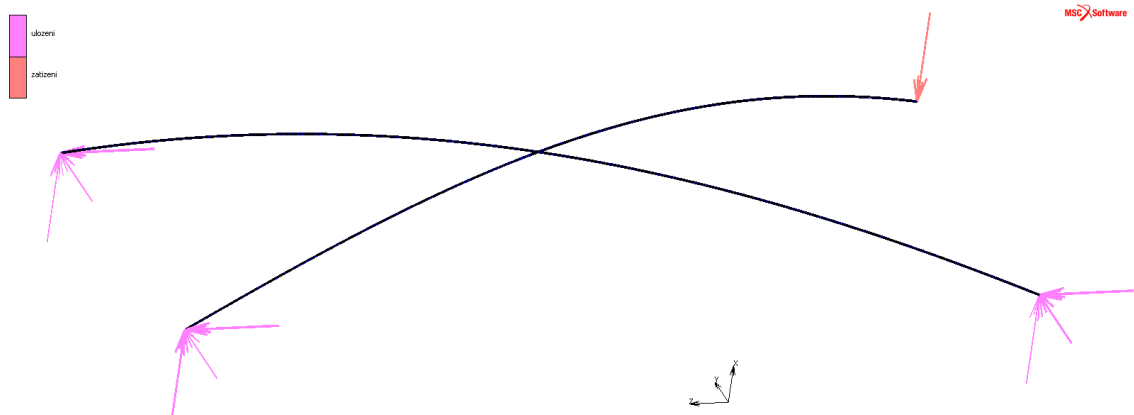
V kapitole 2.2 byly podrobně popsány vlastnosti Nitinolu, nyní je důležité tyto vlastnosti přiřadit MKP modelům. K tomuto přiřazení slouží tzv. Auricchiho model, který má schopnost podchytit nelineární vlastnosti SMA materiálů. Aby bylo možné toto aplikovat na MKP modely, je vyžadována znalost daného materiálu. Pro modely byly použity hodnoty z tab. 2, které byly prezentované v odborném článku [16].

	Austenit	Martenzit
Youngův modul E [MPa]	75 000	40 000
Poissonovo číslo ν [–]	0.33	0.33
Napětí na začátku transformace σ_s [MPa]	650	330
Napětí na konci transformace σ_f [MPa]	750	280

Tab. 2 Materiálové vlastnosti pro Auricchiho model [16]

4.4 Zatížení a okrajové podmínky

Zatížení a okrajové podmínky byly voleny tak, aby se co nejvíce podobaly reálné situaci. Jeden drát má na obou koncích odebrány všechny tři složky posuvů a druhý má na jednom konci stejnou podmínku a na druhém konci má předepsán posuv 5 mm, viz. obr 12.



Obr. 12 Okrajové podmínky a zatížení

Díky takto uspořádaným okrajovým podmínkám dojde při zatížení posuvem ke kontaktu a docílí se vyžadovaného sunutí mezi oběma dráty. Jelikož dochází k tomuto sunutí, je třeba do softwaru zadat koeficient tření.

4.5 Experimentální zjištění koeficientu tření

Protože nebyl znám koeficient tření u Nitinolu, bylo zapotřebí zjistit ho experimentálně. Experimentální zjištění probíhalo na přístroji pro měření konstantního napětí příze, s označením CTT LH-402 viz. obr. 13, který má funkci měření koeficientu tření. Nejprve bylo nutné natáhnout Nitinolový drát měřící tratí, kde hlavní princip spočíval ve vytvoření kontaktu vzájemným zkřížením drátů. Po umístění Nitinolového drátu o průměru 0,18 mm byl nastaven přístroj dle daných požadavků a následně spuštěn. Nitinolový drát se začal pohybovat a v určitých intervalech byl přístrojem automaticky odečten koeficient tření. Měření proběhlo 5 krát. V tab. 3 jsou znázorněny hodnoty jednotlivých měření, tato tabulka byla přímo vygenerována daným přístrojem. Na základě těchto měření byl koeficient tření vypočítán na hodnotu $f = 0,22$.



Lawson-Hemphill, Inc. CTT-Tension/Friction Version 1.1 Dec 29 2009

CTT-FRICTION REPORT

Test #	Pkg. ID	Avg. (μ)	SD	CV%	MIN	MAX	LIMIT	Avg. (g)
1		0.22	0.00	0.00	0.22	0.22		118.66
2		0.22	0.00	0.00	0.22	0.22		121.33
3		0.22	0.00	0.00	0.22	0.22		123.39
4		0.22	0.00	0.00	0.22	0.22		124.11
5		0.22	0.00	0.00	0.22	0.22		123.86

Tab. 3 Výsledky měření koeficientu tření



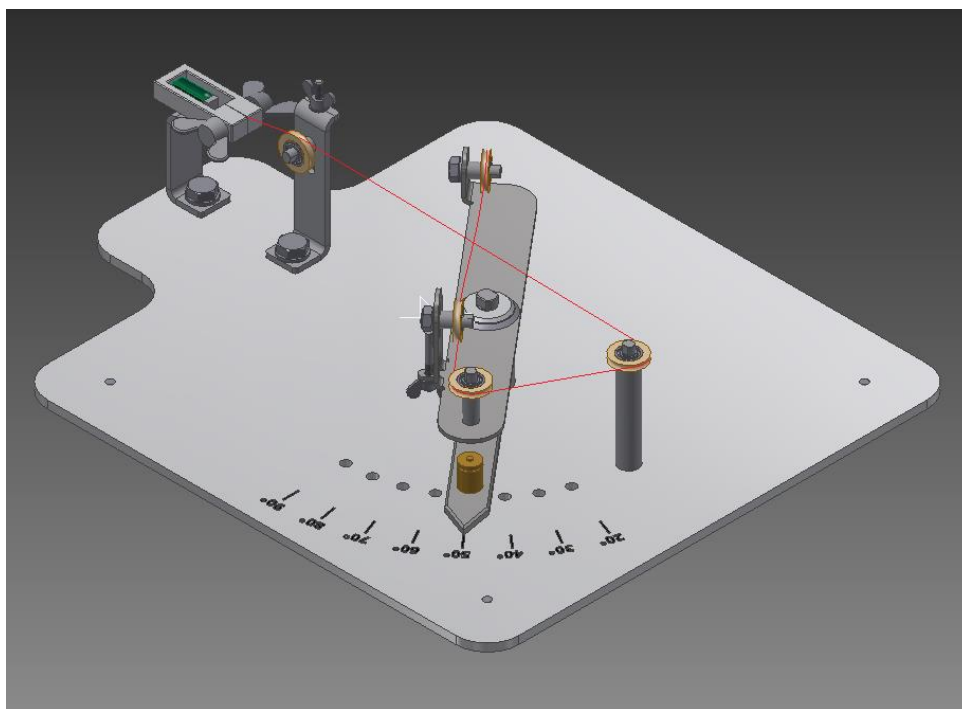
Obr. 13 Průběh měření tření

5 NAVRŽENÍ EXPERIMENTU

V následujícím textu bude představeno zařízení, kterého slouží pro vzájemné tření Nitinolových drátů při různých úhlech křížení. Základní myšlenka experimentu spočívala ve vytvoření pohyblivého kontaktu mezi dráty, přičemž pohyb mezi dráty je zajištěn piezoelektrickým členem, aktuátorem, PZS001 (pozn. pohyb tohoto členu je založen na vlastnostech SMA materiálů viz. kapitola 2.4), který dokáže kmitat vysokou frekvencí s výchylkou do $17,4 \mu\text{m}$. Hlavním požadavkem na zařízení byla možnost měnění úhlu křížení. Toto zařízení bylo navrženo tak, aby bylo možné tento úhel co možná nejjednodušeji měnit.

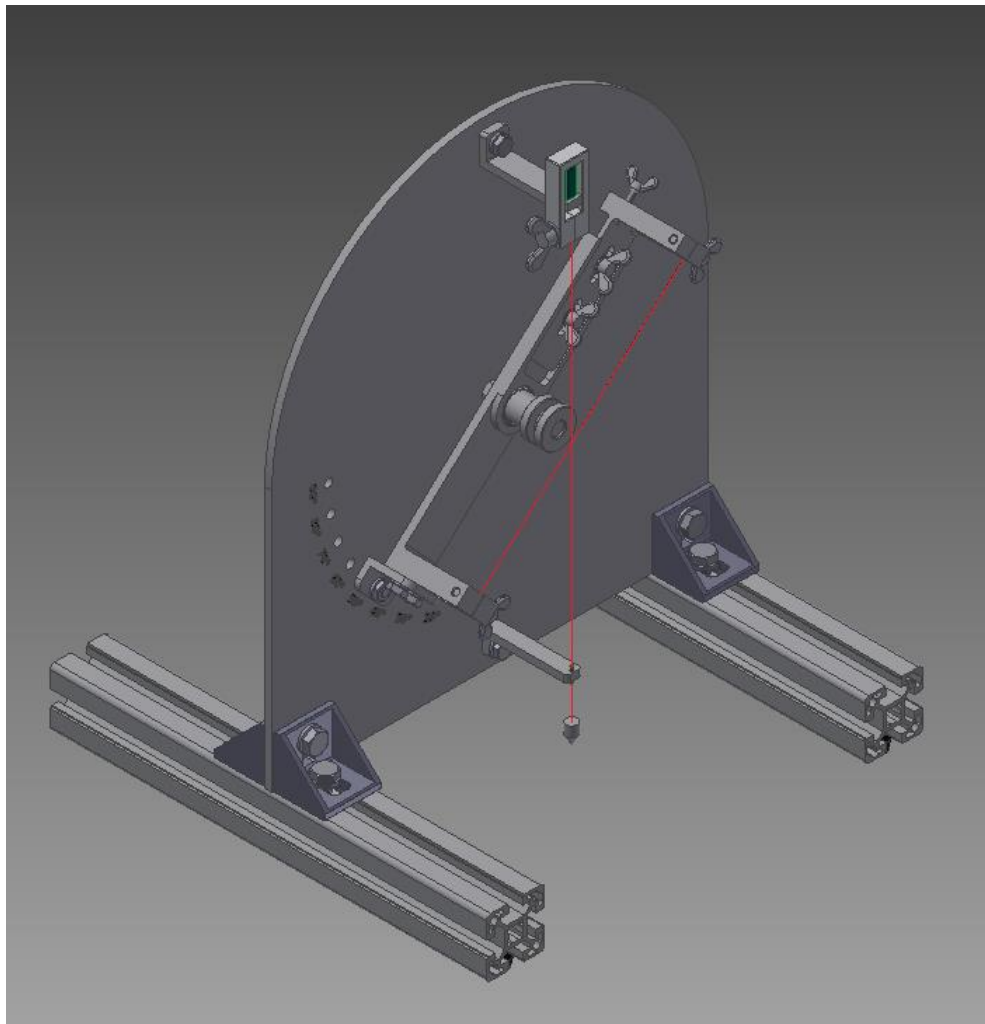
5.1 Návrh zařízení

Pro experiment byly navrženy 2 varianty zařízení, které jsou na obr. 14 a obr. 15. Při návrhu zařízení byly důležité určité funkce a vlastnosti zařízení. Jak je napsáno výše, jednou z nejdůležitějších vlastností byla variabilita v možnosti nastavení úhlu křížení. Dalšími funkcemi důležitými pro bezproblémový průběh experimentu, byla možnost nastavení předpětí jednotlivých drátů a možnost nastavení předpětí v kontaktu.



Obr. 14 Zařízení pro experiment - varianta 1

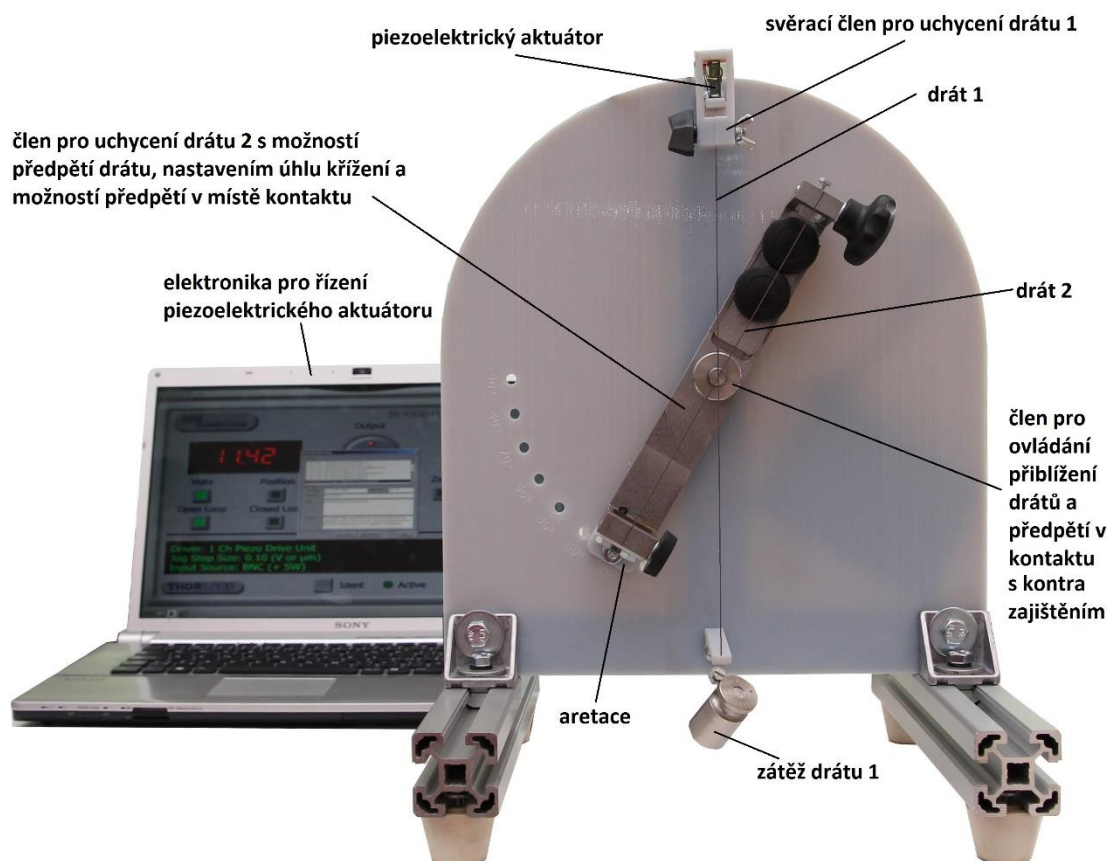
S ohledem na složitost výroby, počet dílů a případné rušivé elementy (pasivní odpory apod.), které by mohly negativně ovlivnit či zkreslit výsledek experimentu, byla vybrána varianta 2. Z tohoto důvodu bude představena pouze varianta 2.



Obr. 15 Zařízení pro experiment - varianta 2

5.2 Představení zařízení a jeho funkcí

Tato část bude zaměřena na popis zařízení a jeho funkcí. Jak je zmíněno výše, popis bude směřován pouze na zařízení, které bylo navrženo jako varianta 2, viz obr. 16.

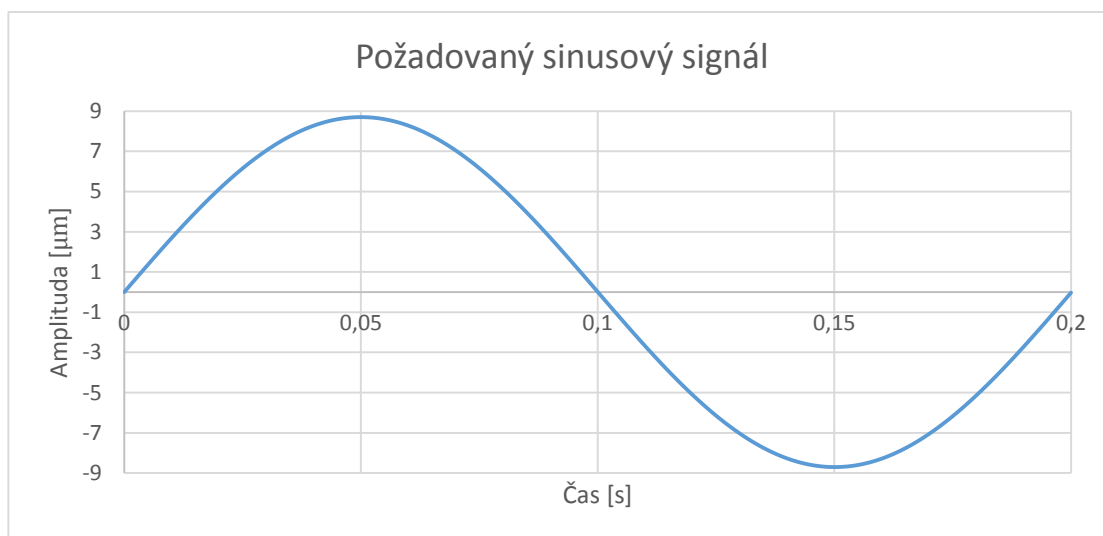


Obr. 16 Popis zařízení

Základní funkce spočívá v nastavení požadovaného úhlu otočného členu. Následně se uchytí drát 1 do svěracího členu, který je nalepen na piezoelektrický pohon, a poté se drát zatíží daným závažím. Díky tomuto systému může drát 1 bezproblémově kmitat. Druhý drát se uchytí do otočného členu pomocí svěrných spojů a nastaví se jeho předpětí pomocí daného šroubu. Otočením členu pro přiblížení drátů se nejprve přiblíží dráty k sobě, dokud nejsou v kontaktu a následně se nastaví požadované předpětí v kontaktu. Když se docílí požadovaného předpětí, zajistí se člen pro řízení přiblížení drátů, aby se nemohlo během experimentu měnit předpětí. Následně se zajistí otočný člen pomocí aretace. Hodnota zmiňovaných předpětí není pro experiment nezbytně nutná, důležité je, aby se tato hodnota

dodržela při všech experimentech. To bylo docíleno stejným úhlem pootočení daných ovládacích prvků při všech experimentech. Pro zjištění hodnoty předpětí by musela být provedena kalibrace ovládacích prvků pomocí siloměrů.

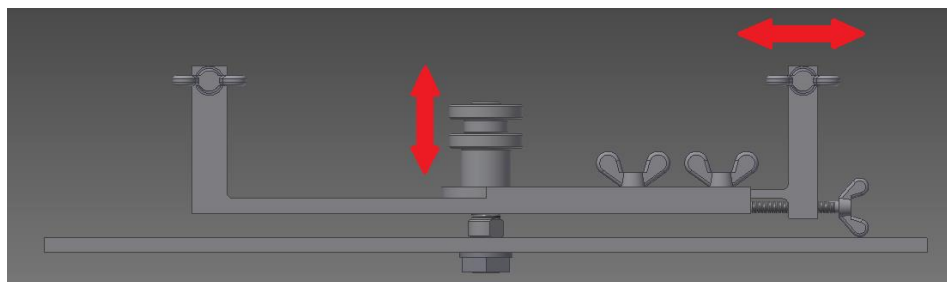
Dále bylo potřeba naprogramovat signál, který byl požadován na vstupu do piezoelektrického členu. Tento signál by sinusový s amplitudou jedné poloviny maximálního přírůstku délky piezoelektrického členu, tedy $A = 8,7\mu\text{m}$ a frekvencí $f = 5\text{ Hz}$ (graf 3). Signál byl naprogramován v softwaru LabWIEV. Mezi počítač a piezoelektrický člen bylo nutné zařadit zesilovač. Tímto byl experiment připraven ke spuštění.



Graf 3 Požadovaný sinusový signál

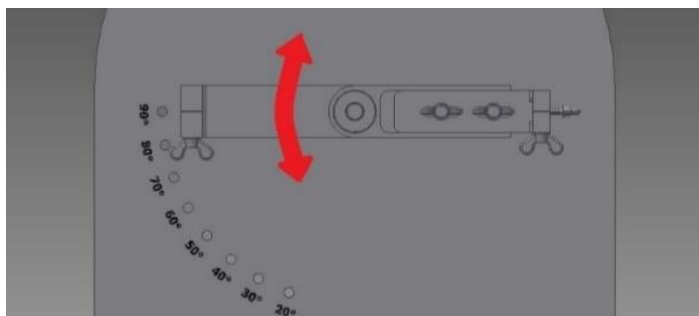
5.2.1 Popis otočného členu pro uchycení drátu 2

Tento člen byl navržen tak, aby bylo možné co nejjednodušeji uchytit drát, nastavit jeho předpětí a přiblížit ho k druhému drátu, viz. obr 17.



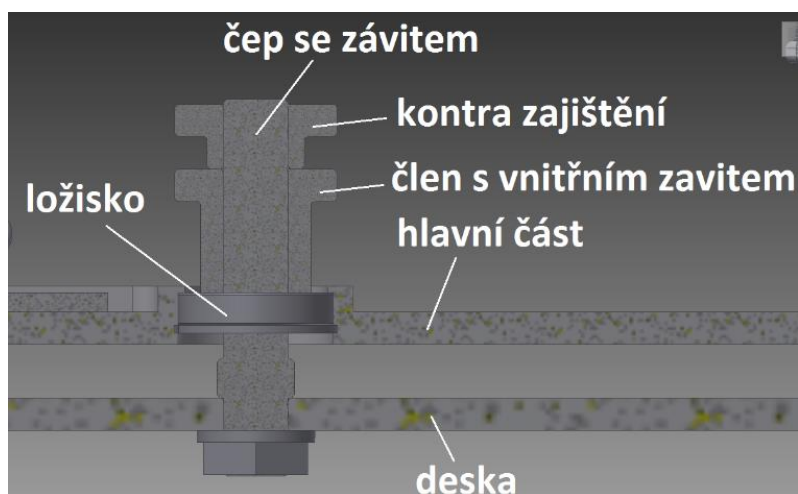
Obr. 17 Možné posuvné pohyby členu pro uchycení drátu 2

Z tohoto důvodu je tento člen složen z několika dílů, které tyto požadavky splní. Hlavní část je složena ze dvou členů se vzájemným vedením. Toto vedení umožní po přitažení šroubu na pravé straně na obr. 17, předejít uchycení drát. Drát je upevněn svěrnými spoji, kterými je pro danou úlohu možné vytvořit dostatečně pevné uchycení. Další požadavek na tuto část je vytvoření určitého předpětí v kontaktu a možnost změny úhlu křížení (obr. 18). Tyto problémy byly vyřešeny zalisováním ložiska do hlavní části, do kterého byl následně zalisován člen s vnitřním závitem. Tento člen s vnitřním závitem byl našroubován na čep, který je napevno uchycen do desky obr. 19.



Obr. 18 Možný rotační pohyb členu pro uchycení drátu 2

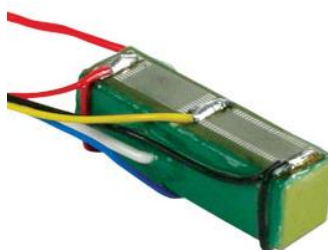
Díky tomuto mechanismu je možno nastavit jak úhel křížení, jelikož se otočný člen volně otáčí na ložisku, tak i předpětí v kontaktu prostřednictvím otáčení členu s vnitřním závitem.



Obr. 19 Popis sestavení řídicího mechanismu

5.2.2 Piezoelektrický aktuátor PZS001

Piezoelektrický aktuátor PZS001 je piezoelektrický pohon s připojeným plně přemostěným tenzometrem. Plně přemostěný tenzometr je vyroben propojením čtyř tenzometrů z SMA materiálu v konfiguraci Wheatstoneova můstku. Každý tenzometr má odpor 350 ohmů. Díky zpětné vazbě je pohyb členu regulován a může být použit pro poskytnutí pohonu pro lineární provoz. Člen dokáže zvětšit svoji délku o 17,4 μm . Tento piezoelektrický aktuátor se musí pro bezproblémový chod připojit k řídicí elektronice jako je zesilovač a počítač, ze kterého je do zesilovače generován daný signál. [17]



Obr. 20 Piezoelektrický pohon [17]

5.2.3 Ostatní členy zařízení

Ostatní členy zařízení nejsou třeba představovat, neboť jejich zřejmá funkce vyplývá z předchozích obrázků. Výrobní výkresy všech částí jsou přiloženy jako příloha D diplomové práce.

6 VÝSLEDKY VÝPOČTŮ MKP

V kapitole 5 byla představena tvorba parametrického MKP modelu. V této kapitole jsou shrnuty výsledky výpočtů tohoto modelu. Připomeňme, že modely byly vytvořeny ve čtyřech variantách křížení, 30°, 40°, 50° a 60°.

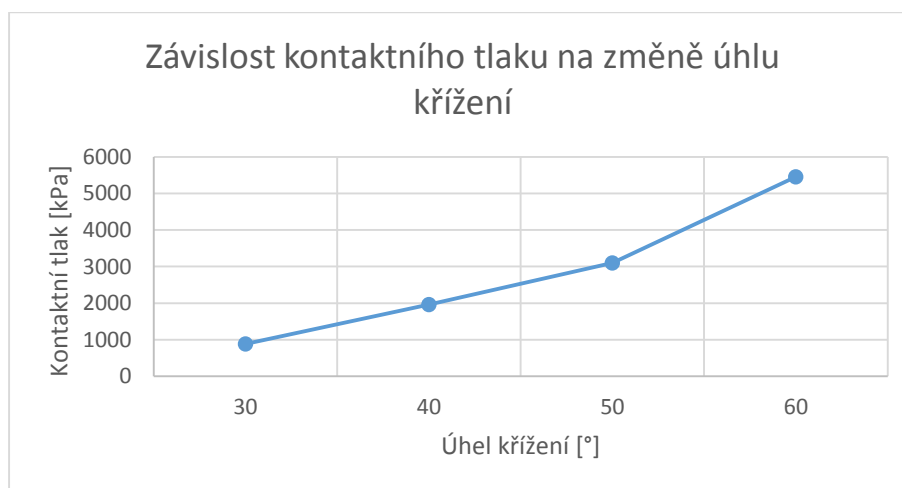
6.1 Kontaktní tlaky

Výsledky kontaktních tlaků a tvar kontaktních ploch jsou v příloze A na obrázcích 22-25. Z obrázků je vidět, že kontaktní tlak je koncentrován do jednoho místa, ve kterém je špička napětí. Pro přehlednost jsou výsledky kontaktních tlaků zpracované do tabulky a následně do grafu.

Úhel křížení [°]	30	40	50	60
Kontaktní tlak [kPa]	882,3	1962	3097	5451

Tab. 4 Závislost kontaktního tlaku na úhlu křížení

Z tabulky i z grafu je zřejmé, že kontaktní tlak se při zvětšování úhlu křížení zvyšuje, tím je potvrzena původní hypotéza zmiňovaná v úvodu.



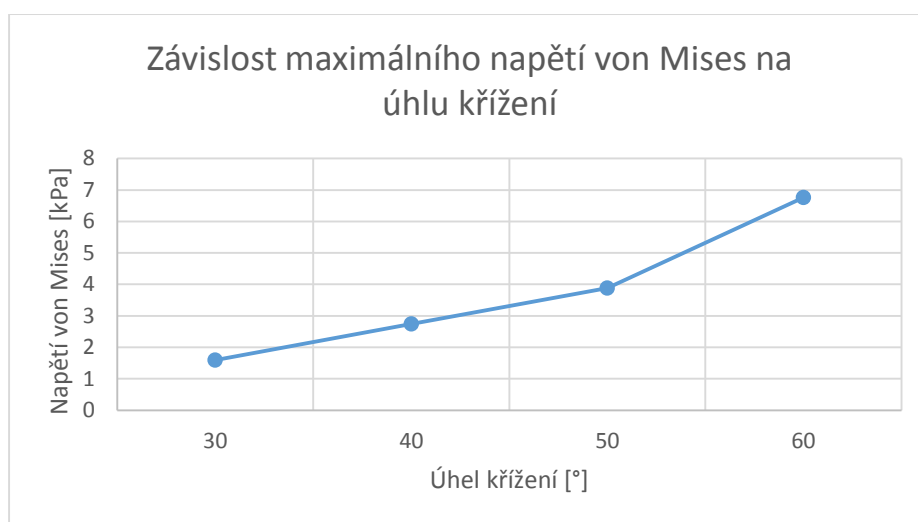
Graf 4 Závislost kontaktního tlaku na změně úhlu křížení

6.2 Výsledky napětí

Pro lepší představu o napětí v drátech byl výpočet zaměřen také na rozložení maximálního napětí von Mises. Tato rozložení jsou v příloze B na obr. 26-29. Z obrázků je zřejmé, že maximální napětí se koncentruje kolem místa dotyku.

Úhel křížení [°]	30	40	50	60
Napětí von Mises [kPa]	1591	2740	3883	6765

Tab. 5 Napětí von Mises při určitém úhlu křížení



Graf 5 Závislost napětí von Mises na úhlu křížení

Z grafu 5 je vidět, že trend je podobný jako v grafu 4, tato vlastnost se dala z hlediska závislosti veličin předpokládat.

6.3 Shrnutí dosažených výsledků metodou MKP

Zajímavé je si všimnout v grafu 4, že úsečky 30° - 40° a 40° - 50° mají takřka stejnou směrnici a úsečka 50° - 60° má směrnici odlišnou. To by znamenalo, že by mezi 50° a 60° existoval bod, od kterého by se kontaktní tlak s rostoucím úhlem křížení zvyšoval rychleji. Při porovnání grafu 1 z kap. 3.1 a grafu 4, je tato myšlenka v rozporu s Hertzovou teorií, proto je podstatné tuto skutečnost zdůvodnit. Dá se předpokládat, že tato vlastnost je způsobena geometrií šroubovice, která se používá při různých úhlech křížení. Při zachování stejného průměru stentu je totiž jediným parametrem, kterým lze řídit úhel křížení, rozteč

šroubovice. Dá se usoudit, že s klesající roztečí se bude zvyšovat normálová síla potřebná pro stlačení šroubovice, případně celého stentu. S rostoucí normálovou silou se logicky zvyšuje i kontaktní tlak. Toto zjištění, bohužel nelze objektivně potvrdit, jelikož vychází z malého počtu naměřených dat. Proto bych jako další postup navrhoval zpracovat jemnější škálu úhlů křížení a po té vyhodnotit, zda je toto tvrzení správné.

Jeden z očekávaných výsledků z MKP, který spočíval ve vykreslení kontaktní plochy elipsového tvaru, nebyl bohužel plně dosažen. I přesto, že byla použita velikost prvku 0,035 mm, je tato síť pro řešení kontaktních tlaků příliš hrubá a bylo by dobré tuto síť ještě zjemnit tak, aby se na kontaktu podílelo více uzlů. Toto zjemnění bylo provedeno, ale vyřešit tuto úlohu s jemnější sítí je bohužel v současné době, vzhledem k výpočtovým kapacitám použitého softwaru a hardwaru na KMP (katedra Mechaniky, pružnosti a pevnosti), takřka neřešitelný úkol.

Výsledky dosažené metodou konečných prvků, nejsou bohužel srovnatelné s analytickým výpočtem kontaktních tlaků, který je uveden v kapitole 3.1. Je to z důvodu, neznalosti normálové síly, která působí v místě kontaktu. Při zatížení jednoho drátu posuvem, se druhý drát začne značně prohýbat. To je způsobeno tím, že používaný drát má ke své délce velice malý průměr. Bohužel nelze zjistit, jaký při tomto prohýbání klade stlačovaný drát odpor, a tudíž neznáme normálovou sílu působící na místo kontaktu.

Pro dostatečně přesné výsledky kontaktních tlaků lze zavést předpoklad, že nebylo zapotřebí zpracovávat model ve tvaru šroubovice, ale stačilo vytvořit model dvou válců, které by měli stejné vlastnosti, okrajové podmínky a zatížení, jako vytvořené šroubovice. Toto tvrzení je založeno na myšlence, že velikost kontaktní plochy je tak malá a poloměr křivosti drátu tak velký, že by toto zjednodušení nemělo prakticky žádný vliv na výsledek.

7 VÝSLEDKY EXPERIMENTU

V této kapitole budou prezentovány výsledky experimentu, který byl představen v kapitole 6. Experimenty byly uskutečněny ve třech variantách úhlu, podobně jako u MKP to byly úhly 30° , 40° a 50° a dvou variantách časového zatížení 24 hodin a 96 hodin. Po každém experimentu bylo sledováno opotřebení rastrovacím elektronovým mikroskopem VEGA TS 5130, který má rozlišení $3,5 \text{ nm}$ a zvětšení $20 - 500\,000$. Mikroskopem byly sledovány oba dráty, tedy jak statický tak i kmitající drát.

Časový interval 24 hodin odpovídá cca 432000 kmitů a 96 hodin cca 1728000 kmitů.

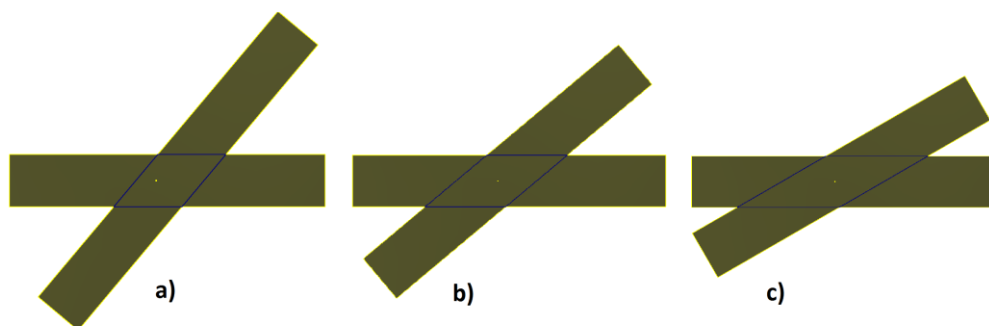
7.1 Výsledná zjištění

Výsledná zjištění jsou stahována spíše na statické dráty, které se nepohybovaly. Je to z důvodu většího opotřebení, jelikož se u statického drátu na kontaktu podílela po celou dobu stejná ploška. U kmitajícího drátu se logicky z důvodu kmitání na kontaktu podílela plocha zvětšená o dvakrát amplitudu kmitání, a tudíž nejsou opotřebení tak výrazná.

Výsledné třecí plochy, které byly pořízeny z rastrovacího mikroskopu, jsou v příloze C na obrázcích 30-41. Na těchto obrázcích je v pravém dolním rohu znázorněno křížení drátů. V průběhu experimentu dochází k různým situacím, kterými je možné úbytek materiálu vysvětlit. Těsně po spuštění experimentu dochází mezi dráty k dotyku na jednotlivých nerovnostech obou povrchů. Kontaktní plocha je tedy omezena pouze na výstupky jednotlivých povrchů a vlivem velkého tlaku působícího na malé ploše těchto výstupků dochází k plastickým deformacím. Úbytek materiálu je dán pohybem kmitajícího drátu, který tyto výstupky postupně odstraní. Tato fáze úbytku materiálu prakticky nezávisí na úhlu křížení.

Po odstranění výstupků se na povrchu drátů vytvoří malé rovinné plochy, které s rostoucí dobou zatížení porostou. Tyto plochy již jasně specifikují rozměry a tvar kontaktní plochy. Dá se předpokládat, že hmotnostní úbytek materiálu bude úměrný síle a ujeté vzdálenosti, tedy konstantní při konstantní síle a neměnné amplitudě. Čím více poroste plocha styku, tím bude menší kontaktní tlak, ale materiál se bude odebírat na větší ploše. Z toho vyplývá, že s rostoucí kontaktní plochou, bude tato plocha růst stále pomaleji. Tato fáze je už velice závislá na úhlu křížení, jelikož úhel křížení ovlivní velikost kontaktní

plochy. V krajním případě, tedy úhlu křížení 90° , bude kontaktní plocha čtverec. Se snižujícím se úhlem křížení, se z této čtvercové plochy stane plocha ve tvaru kosočtverce, která se dalším zmenšením úhlu křížení bude zvětšovat (obr. 21). Z toho vyplývá, že se snižujícím se úhlem křížení klesá kontaktní tlak.

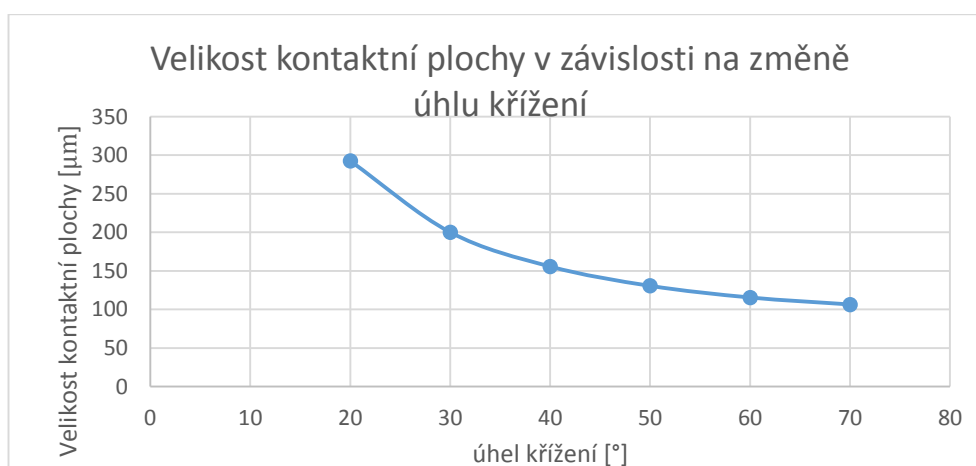


Obr. 21 Znáznornění velikostí ploch při snižujícím se úhlu křížení a) 50° , b) 40° , c) 30°

Pro představu o nárůstu kontaktní plochy byl sestaven graf, jehož hodnoty jsou závislé pouze na geometrických veličinách kontaktní plochy. Pro výpočet kontaktní plochy byl použit vzorec (78), který byl odvozen z geometrie kontaktní plochy.

$$S = b \left(\frac{b}{\sin \alpha} \right) \quad (78)$$

kde b je šířka vydřené plochy, která byla pro výpočet volena $10 \mu\text{m}$ a α je úhel křížení.



Graf 6 Velikost kontaktní plochy v závislosti na úhlu křížení

Z grafu 6 je zřejmé, že s rostoucím úhlem křížení kontaktní plocha roste stále pomaleji.

Na obrázcích po 24 hodinách je zřejmé, že šířka kontaktní plochy je u všech úhlů křížení takřka stejná, tudíž se vzorky po 24 hodinách nacházejí v první fázi opotřebení. Po 96 hodinách je již vidět jistá progresse mezi jednotlivými úhly křížení, přičemž při úhlu křížení 30° je šířka kontaktní plochy nejmenší a tedy nejmenší opotřebení. Z toho vyplývá, že už po 96 hodinách se projevil vliv úhlu křížení na velikosti opotřebení.

Při porovnání vzorků s rozdílným časovým intervalem zatížení se zjistí, že po 96 hodinách je šířka kontaktní plochy výrazně větší. Z hlediska experimentu se zvětšení šířky kontaktní plochy s rostoucím časem očekávalo. Z praktického hlediska je rozdílná šířka plochy opotřebení po takto malém časovém přírůstku, vzhledem k celkové životnosti stentu, spíše překvapivá. Z tohoto důvodu by bylo dobré uskutečnit experimenty s delšími časovými intervaly, které by naznačily po jaké době se šířka plochy stabilizuje.

Další pozorovanou vlastností třecí plochy je její drsnost. Vzhledem k parametrům vzájemného pohybu, byl očekáván spíše vyleštěný povrch bez větší drsnosti. Drážky, které jsou na kontaktní ploše, jsou převážně ve směru osy druhého drátu. To znamená, že při vzájemném tření povrchů drátů, se na povrchu vyskytují částice, které mají výrazně větší tvrdost, než samotný materiál. Mechanismus tvoření těchto částic je opět vysvětlen nerovností stykových povrchů, kdy se porušují mikrospoje. Jak je zmíněno výše v počátečním stádiu procesu vzniká působením normálových sil elastická a plastická deformace povrchových vrstev. Povrchové vrstvy se zpevňují a po vyčerpání jejich plasticity se začnou vytvářet drobné částice otěru. Dochází k tvorbě důlků na povrchu a k přenosu materiálu z jednoho povrchu na opačný povrch. Drobné částice otěru oxidují a pak působí abrazivně na oba povrchy (oxidy mají obvykle vyšší tvrdost než slitina). Malá amplituda pohybu neumožňuje odstraňování částic z oblasti styčných ploch, a proto dochází k lokální abrazi. Tuto domněnku potvrzuje ve svých pracích i Cruzado.

Vzniklé mikrorýhy na povrchu drátů jsou z hlediska mechaniky velice nežádoucí, jelikož na ně můžeme pohlížet jako na mikrovruby, ve kterých se koncentruje napětí. Z tohoto důvodu existuje riziko, že se od těchto rýh může šířit trhlina.

Vzhledem k těmto rýhám, by bylo dobré shlédnout vzorky pod konfokálním mikroskopem a udělat studii povrchu třecích ploch. Na základě této studie by se dala vyhodnotit hloubka drážek a případně velikost částic, které tyto vrypy vytvořili. Zajímavou by byla studie kontaktní plochy z hlediska chemického složení.

8 ZÁVĚR

V diplomové práci je podrobně popsána slitina Ni-Ti, její historie, materiálové a mechanické vlastnosti a možná použití. V další části práce je uveden pojem tribologie a tribologický proces. V návaznosti na toto téma jsou představeny kontaktní procesy a procesy tření, ke kterým může v praxi docházet.

Nedílnou část této práce představovalo vytvoření MKP parametrického modelu. Tento model byl vytvořen s ohledem na co největší přiblížení reálnému problému. Po vytvoření geometrie modelu, byl tento model vysíťován několika velikostmi tetragonálních prvků. A následně byla zpracována citlivostní analýza. Na základě této citlivostní analýzy byla zvolena velikost prvku pro dosažení dostatečně přesných výsledků. Tato velikost prvku však nestačila pro zřetelné ohraničení kontaktní plochy. Bohužel další zjemnění sítě bylo z hlediska používaného softwaru a hardwaru na KMP nereálné.

Výsledky dosažené metodou konečných prvků lze předpokládat za výsledky, které byly očekávány. Zajímavý je však zlom v grafu 4 mezi 50° a 60° , tento zlom by znamenal, že při křížení drátů s úhlem větším jak 50° by kontaktní tlak nerostl lineárně s rostoucím úhlem. Toto tvrzení by bylo dobré ověřit na větším počtu dat.

Stěžejní částí diplomové práce bylo navržení experimentu. Nejprve byla navržena varianta, která byla zamítnuta, kvůli složitosti, přítomnosti mnoho členům v soustavě a špatnému vlivu pasivních odporů. Následně byla navržena varianta, která byla jednodušší na výrobu, a nebyl přítomen žádný člen, který by zamezil vzájemnému pohybu drátů z hlediska pasivních odporů. K této variantě byla vytvořena technická dokumentace jednotlivých dílů (Příloha D) a následně byly tyto díly vyrobeny.

Po sestavení experimentu probíhalo samotné měření, v těchto měřeních byly použity různé varianty úhlu křížení a různý časový interval, po který experiment trval. Kontaktní plochy byly sledované na rastrovacím elektronovém mikroskopu, kde se zjistilo, že šířka kontaktních ploch je po 24 hodinách u všech vzorků takřka stejná. To znamená, že po 24 hodinách není významný vliv úhlu křížení na velikost kontaktní plochy. Po 96 hodinách se již došlo k závěru, že je tato časová změna dostatečně velká na to, aby byly vidět rozdíly v šířce kontaktní plochy oproti vzorkům, které byly namáhané pouze 24 hodin.

Jasným závěrem pro pletení stentů je fakt, že z hlediska opotřebení a velikosti kontaktních tlaků, je příznivější menší úhel křížení jednotlivých drátů. Uskutečnění tohoto tvrzení, bude zřejmě v rozporu s vyvoláním určité expanzní síly, která je charakteristická pro správnou funkci stentu. Přesto bych vzhledem k výsledkům MKP a experimentů, volil úhel křížení do co nejmenší. Se zřetelem na vytvořené mikrovrypy, které byly zřejmě vytvořené abrazivním působením oxidů, by bylo dobré zaměřit se na eliminaci těchto oxidů vhodnou úpravou povrchu. Tato práce slouží k nastínění jevů vznikajících mezi kontaktními plochami Nitinolových drátů a předkládá, jakým směrem by se mohl ubírat další výzkum této problematiky.

Cíle této práce byly vytyčeny na vytvoření parametrického MKP modelu, navržení a provedení experimentu a následné vyhodnocení s ohledem na použití NiTi drátů pro stenty. Vzhledem k obsahu práce a dosaženým výsledkům se dají vytyčené cíle považovat za splněné. Hypotéza vyslovená v úvodu byla potvrzena.

8.1 Návrh dalšího postupu

Další postup se může ubírat hned několika směry. Z hlediska MKP, nejsme v tuto chvíli na KMP schopni vytvořit takto rozsáhlý funkční model, který by dokonale vykreslil kontaktní plochy v reálném čase. Jednou z možností je zjednodušit úlohu dvou šroubovic na úlohu kontaktu dvou válců a těmto válcům přiřadit co možná nejmenší délku, z důvodu použití co nejmenšího počtu prvků. Výsledky této úlohy, v případě krátkých válců, budou však velice ovlivněny okrajovými podmínkami.

V oblasti experimentu byl už další postup naznačen. Možností je prodlužovat dobu trvání experimentu a společně se sledováním kontaktních ploch zjišťovat úbytek materiálu. Jak již bylo zmíněno, k tomuto by nejlépe sloužil konfokální mikroskop, aby bylo možné vykreslit drsnost jednotlivých povrchů.

Další možností je zpracování metodiky na vyhodnocení opotřebení a profilu, tj. úbytku materiálu pomocí obrazové analýzy.

Eventuálně by se dala zopakovat podobná měření, která byla uskutečněna v této práci, za přítomnosti roztoku v místě kontaktu. To proto, aby proces tření probíhal v podobném prostředí jako je lidské tělo. Tato aplikace by se dala uskutečnit buď ponořením celého

experimentu do nádoby s roztokem, nebo vyrobením zásobníku, který by do místa kontaktu pravidelně tento roztok aplikoval.

Posledním a z hlediska opotřebení velice významným návrhem dalšího postupu, je zaměření se na rýhy v místech kontaktních ploch. Zajímavé by bylo zjištění, co přesně tyto rýhy vytváří a jak by se tomuto jevu dalo zabránit.

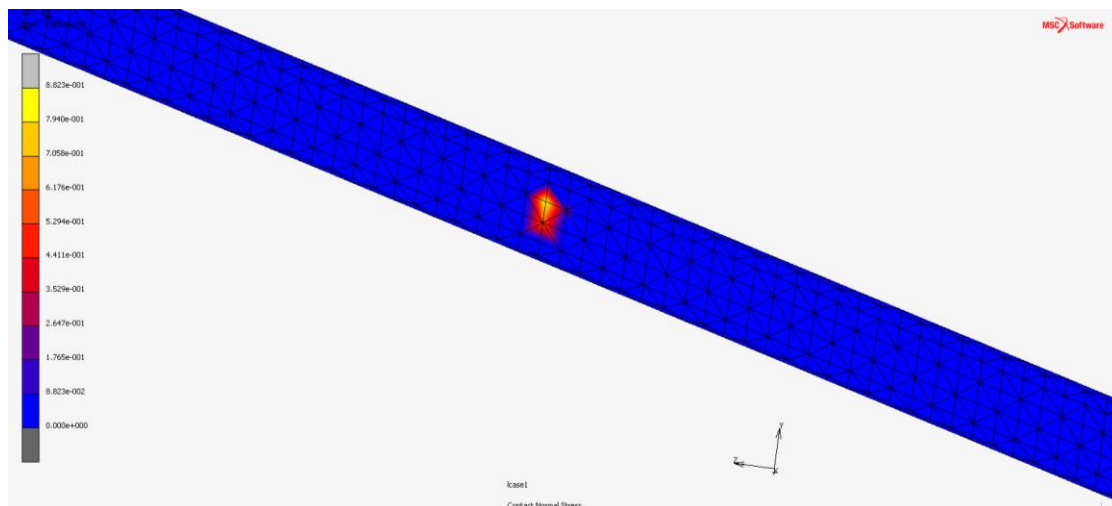
9 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] **JIŘÍ ZÁHORA, JOSEF HANUŠ, ALEŠ BEZROUK.** *NITINOL, VLASTNOSTI A MEDICÍNSKÉ APLIKACE.* Hradec Králové, 2012.
- [2] **KAUFFMAN, GEORGE, AND ISSAC MAYO.** *MEMORY METAL.* říjen 1993, Chem Matters, stránky 4-7.
- [3] **CHU, C.L., WU, S.K., YEN, Y.C.** *OXIDATION BEHAVIOR OF EQUIATOMIC TINI ALLOY IN HIGH TEMPERATURE AIR ENVIRONMENT. MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING.* 1996, Sv. A216, stránky 193-200.
- [4] **FIRSTOV, G.S., VITCHEV, R.G., KUMAR, H. aj.** *SURFACE OXIDATION OF NITI SHAPE MEMORY ALLOY. BIOMATERIALS.* 2002, Sv. 23, stránky 4863-4871.
- [5] **ŠESTÁK, ING. PETR.** *STRUKTURNÍ A MECHANICKÉ CHARAKTERISTIKY SLITINY NITI STANOVENÉ AB-INITIO METODAMI.* BRNO, 2009.
- [6] **KRATOCHVÍL B. a kol.** *ÚVOD DO STUDIA MATERIÁLŮ. VŠCHT Praha 2005, 1. vydání, 190 stran.*
- [7] **Albert E.D.** *MATERIAL CHARACTERIZATION AS AN INTEGRAL PART OF GLOBAL BIOCOMPATIBILITY. MEDICAL PLASTICS AND BIOMATERIALS MAGAZINE* 1997.
- [8] **GU, Y.W., TAY, B.Y, LIM, C.S. aj.** *CHARACTERIYATION OF BIOACTIVE SURFACE OXIDATION LAYER ON NITI ALLOY. APPLIED SURFACE SCIENCE.* 2005, Sv. 252, stránky 2038-2049.
- [9] *THE OAK LEAF, U. S. NAVAL ORDNANCE LABORATORY, WHITE OAK . MARYLAND, JUNE 1968.*
- [10] <http://www.infoescola.com/medicina/stent-cardiaco/>
- [11] **CRUZADO A., a kol.** *WEAR OF THIN STEEL WIRES. PART 1: INFLUENCE OF CONTACT PRESSURE, WEAR* 268, 2010 stránky 1409-1416
- [12] **CRUZADO A., a kol.** *FRETTING WEAR OF THIN STEEL WIRES. PART 2: INFLUENCE OF CROSSING ANGLE, WEAR* 273, 2011 stránky 60-69

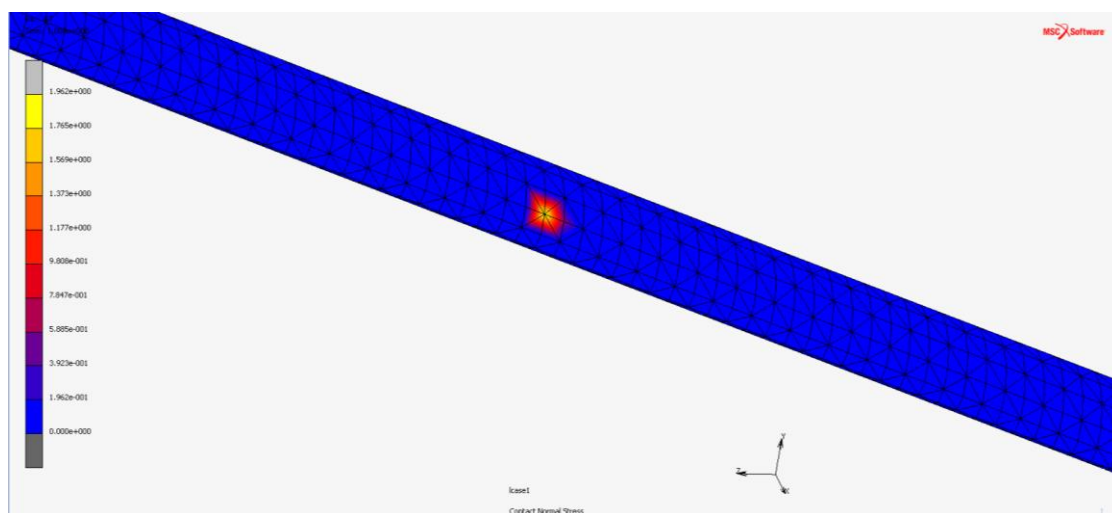
-
- [13] **CRUZADO A., a kol.** *FINITE ELEMENT MODELING AND EXPERIMENTAL VALIDATION OF FRETTING WEAR SCARS IN THIN STEEL*, WEAR 289, 2012
stránky 26-38
- [14] **Ing. PAVEL SOLFRONK, Ph.D.** *TRIBOLOGIE*. Studijní materiály katedry
strojírenské technologie TU v Liberci
http://www.ksp.tul.cz/cz/kpt/obsah/vyuka/stud_materialy/ttv/tribologie.pdf
- [15] <http://www.ellacs.cz/>
- [16] **M. Ackermann, L. Capek**, *MODELLING OF MATERIALS WITH SHAPE MEMORY EFFECT WITH USING ELEMENT METHOD*, Proceedings of
Experimental Stress Analysis conference, Czech Republic, 2011, 11-16.
- [17] http://www.thorlabs.de/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=61

PŘÍLOHA A

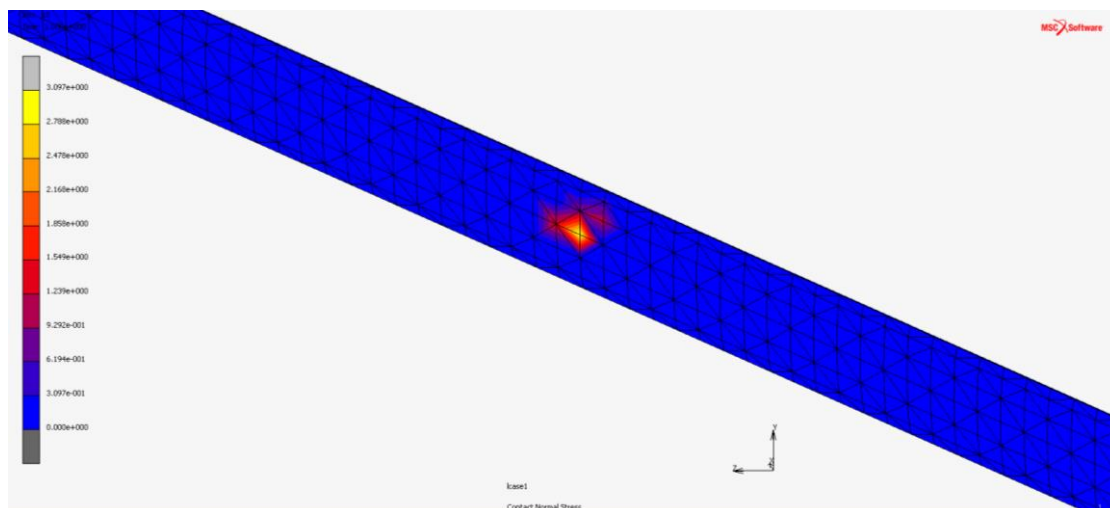
Hodnoty kontaktních tlaků na obrázcích jsou v MPa.



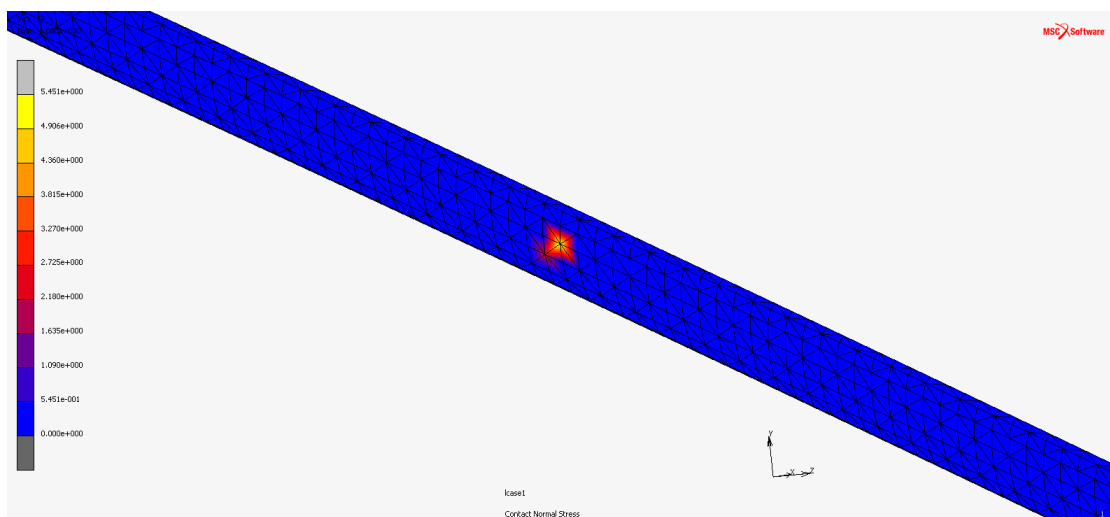
Obr. 22 Plocha kontaktního tlaku při křížení 30°



Obr. 23 Plocha kontaktního tlaku při křížení 40°



Obr. 24 *Plocha kontaktního tlaku při křížení 50°*



Obr. 25 *Plocha kontaktního tlaku při křížení 60°*

PŘÍLOHA B

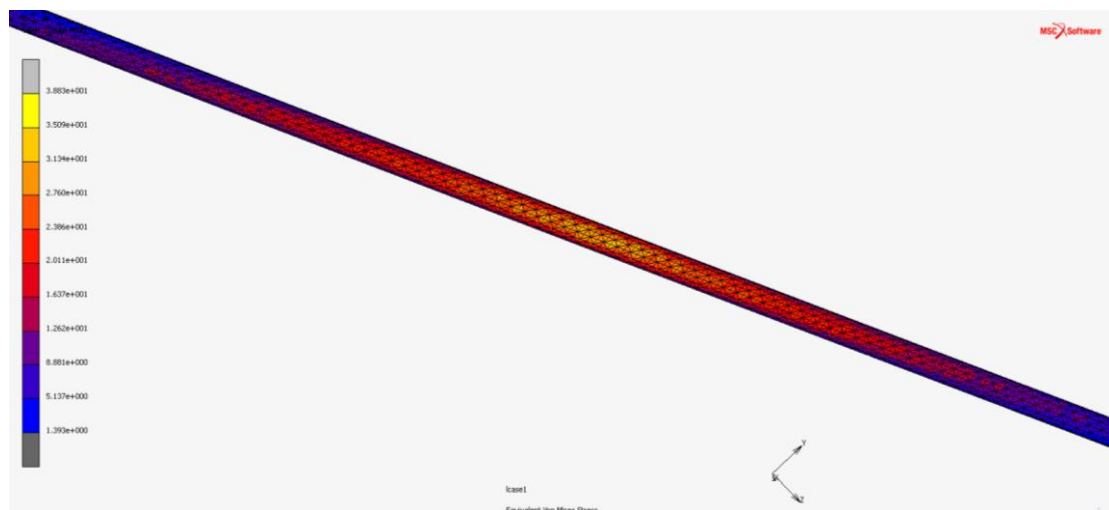
Hodnoty napětí von Mises jsou v MPa



Obr. 26 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 30°



Obr. 27 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 40°

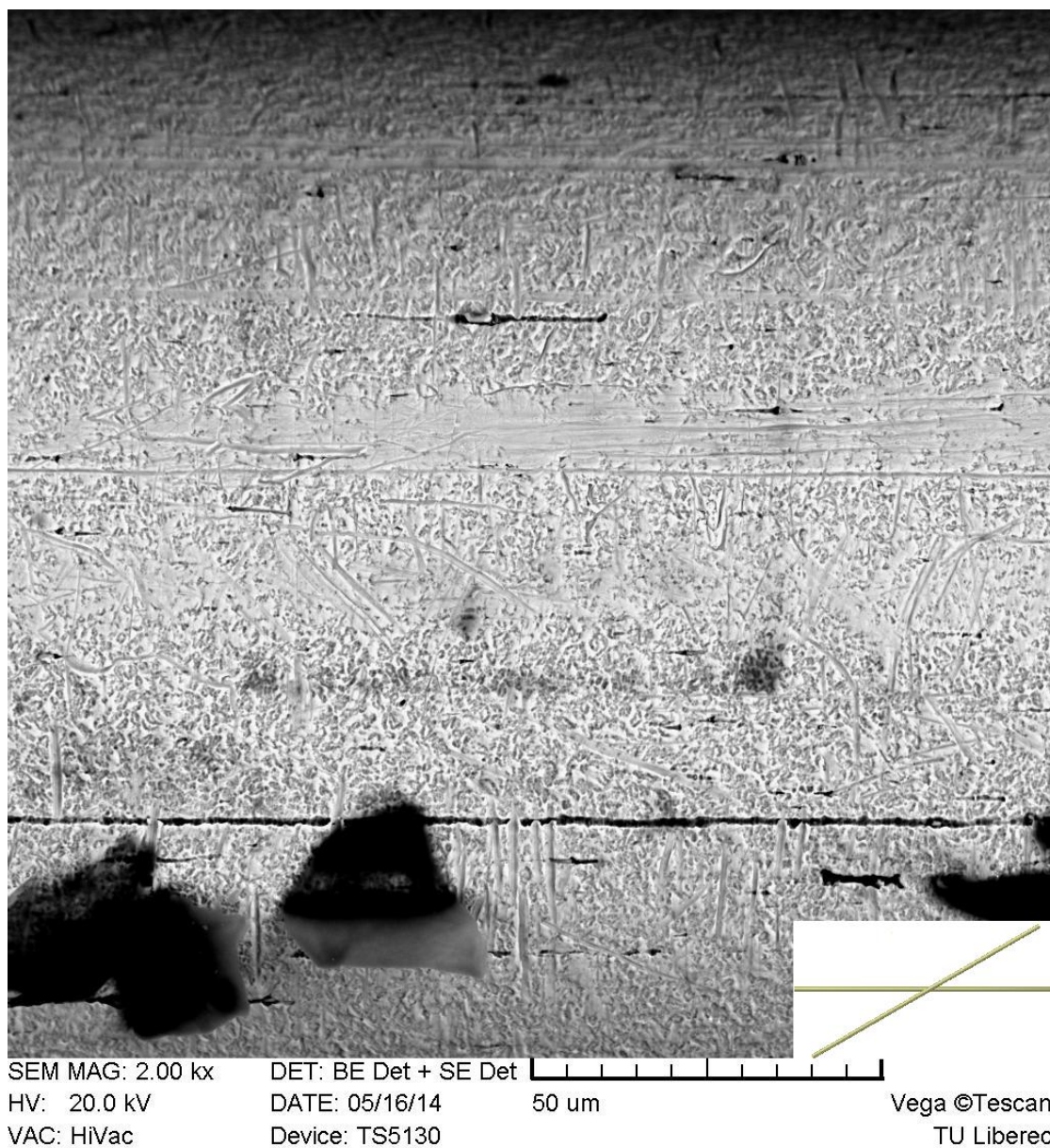


Obr. 28 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 50°

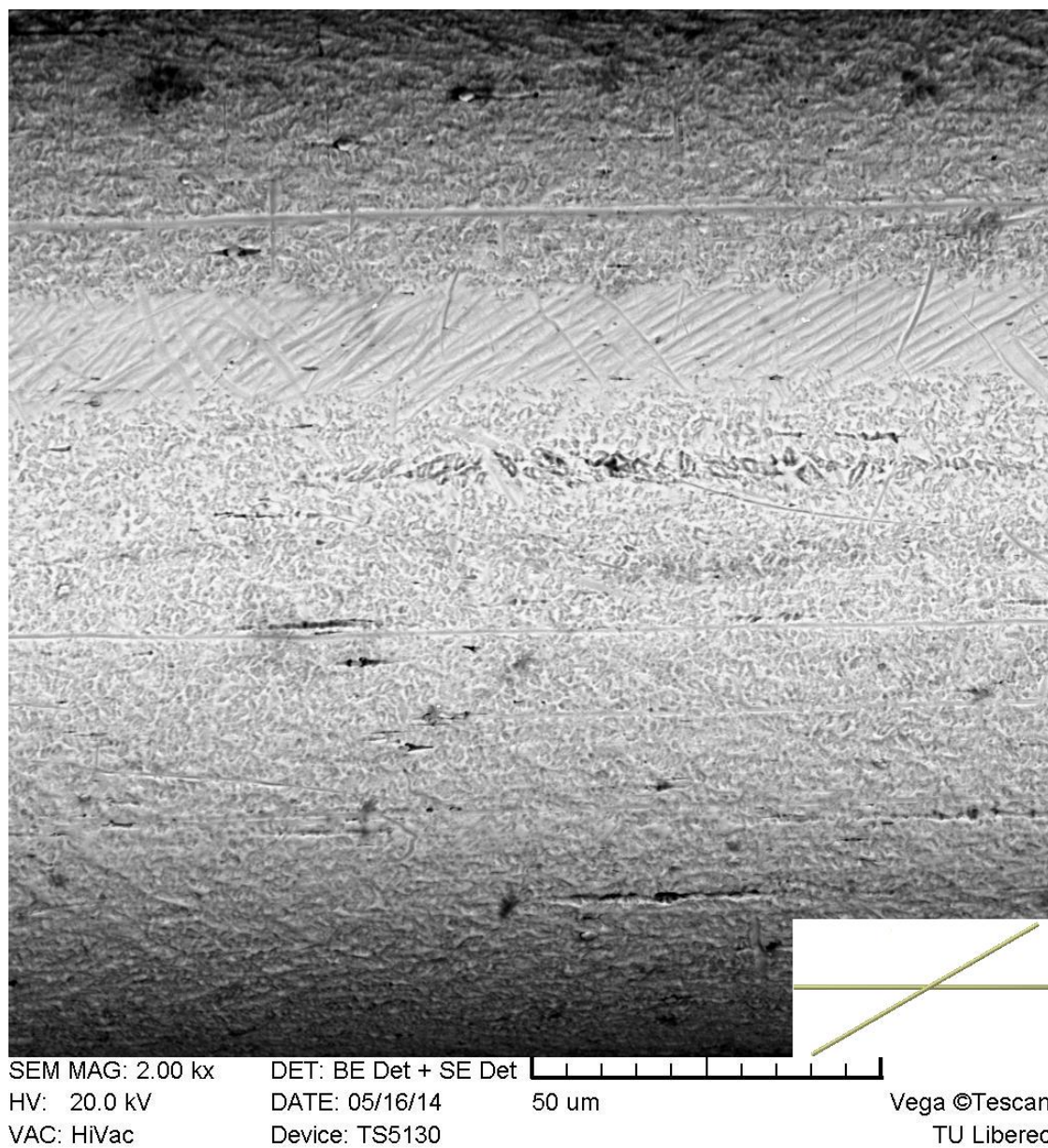


Obr. 29 Rozložení napětí von Mises úhel křížení 60°

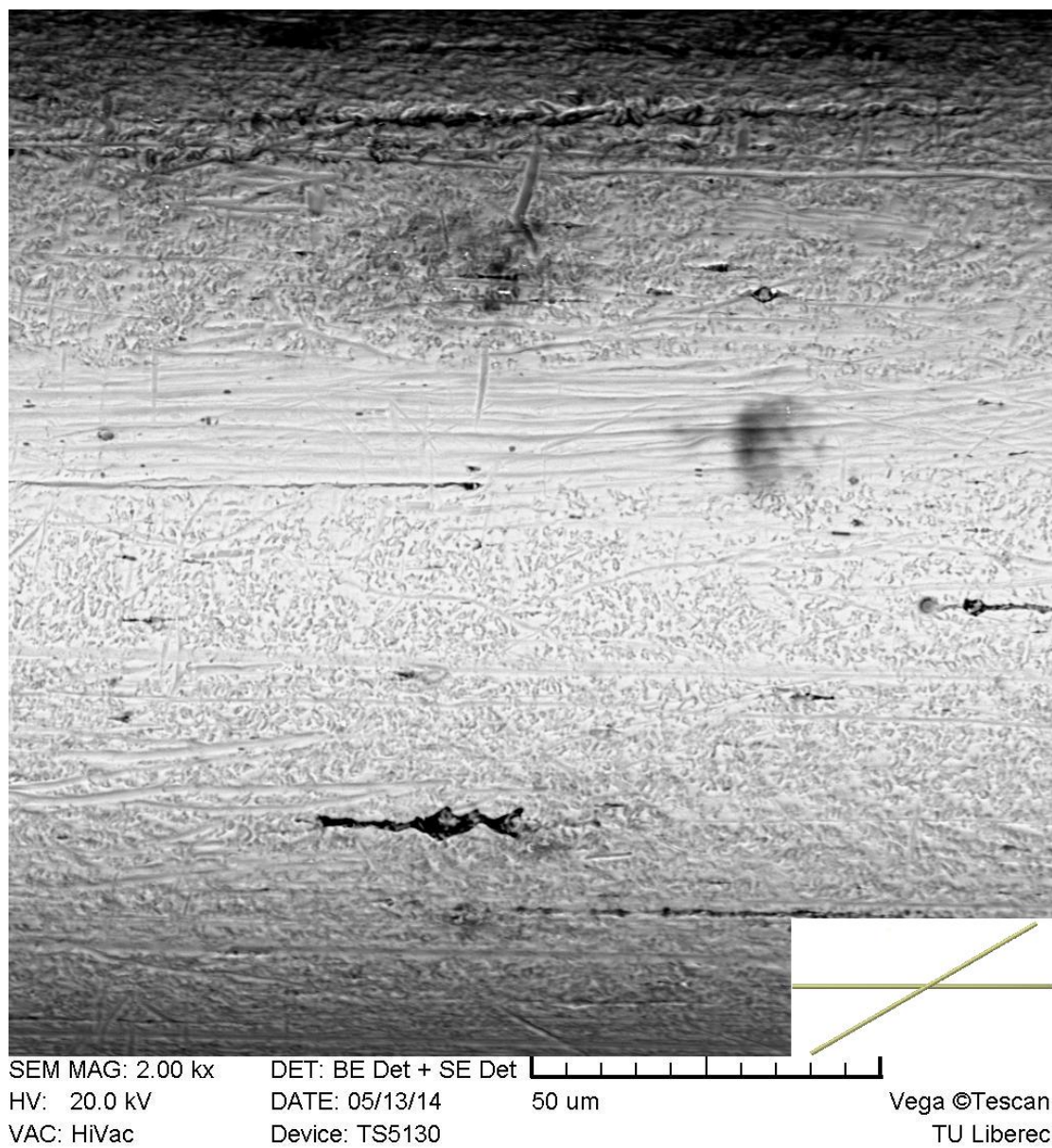
PŘÍLOHA C



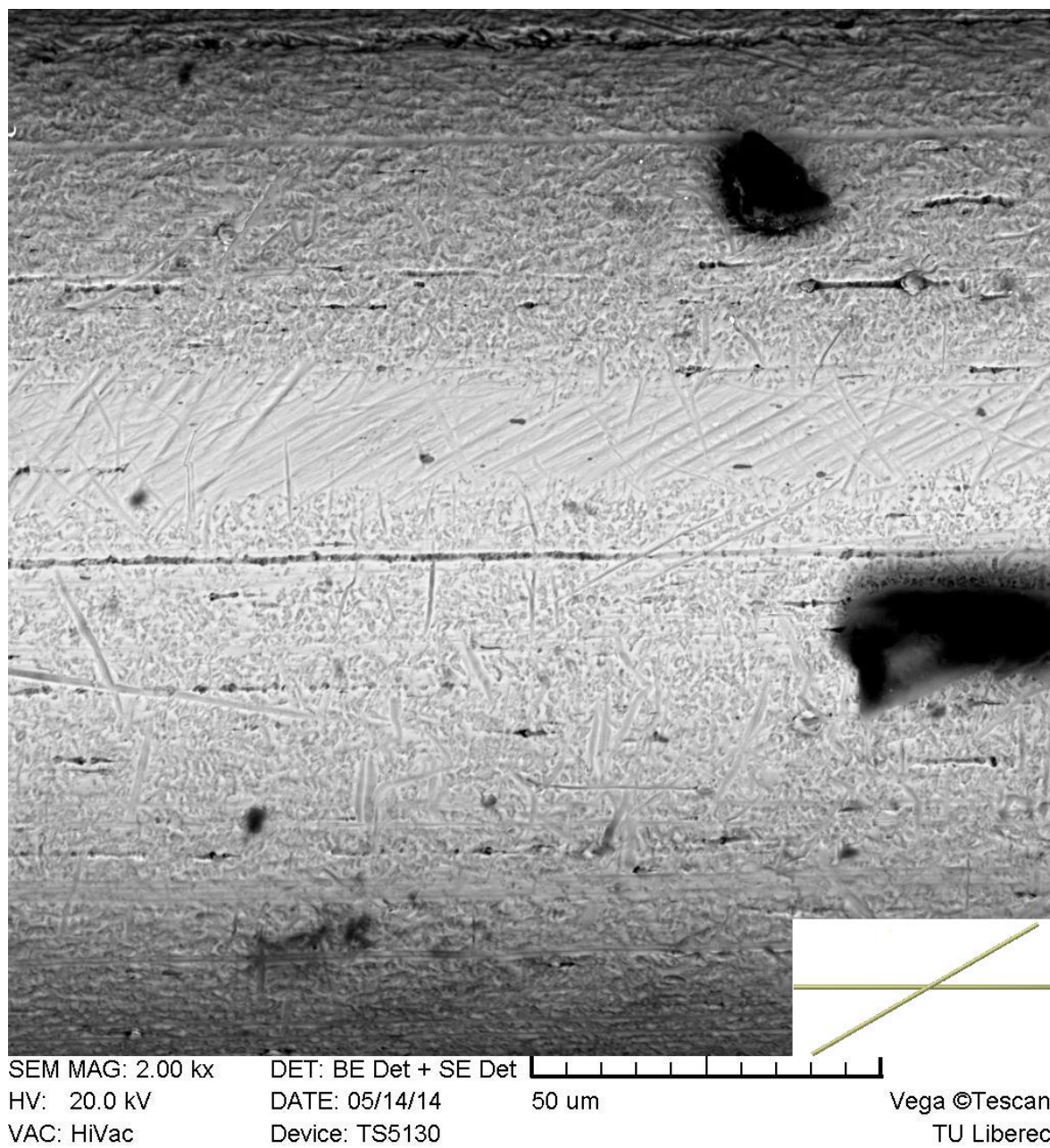
Obr. 30 Varianta 30° a 24 hodin - kmitající drát



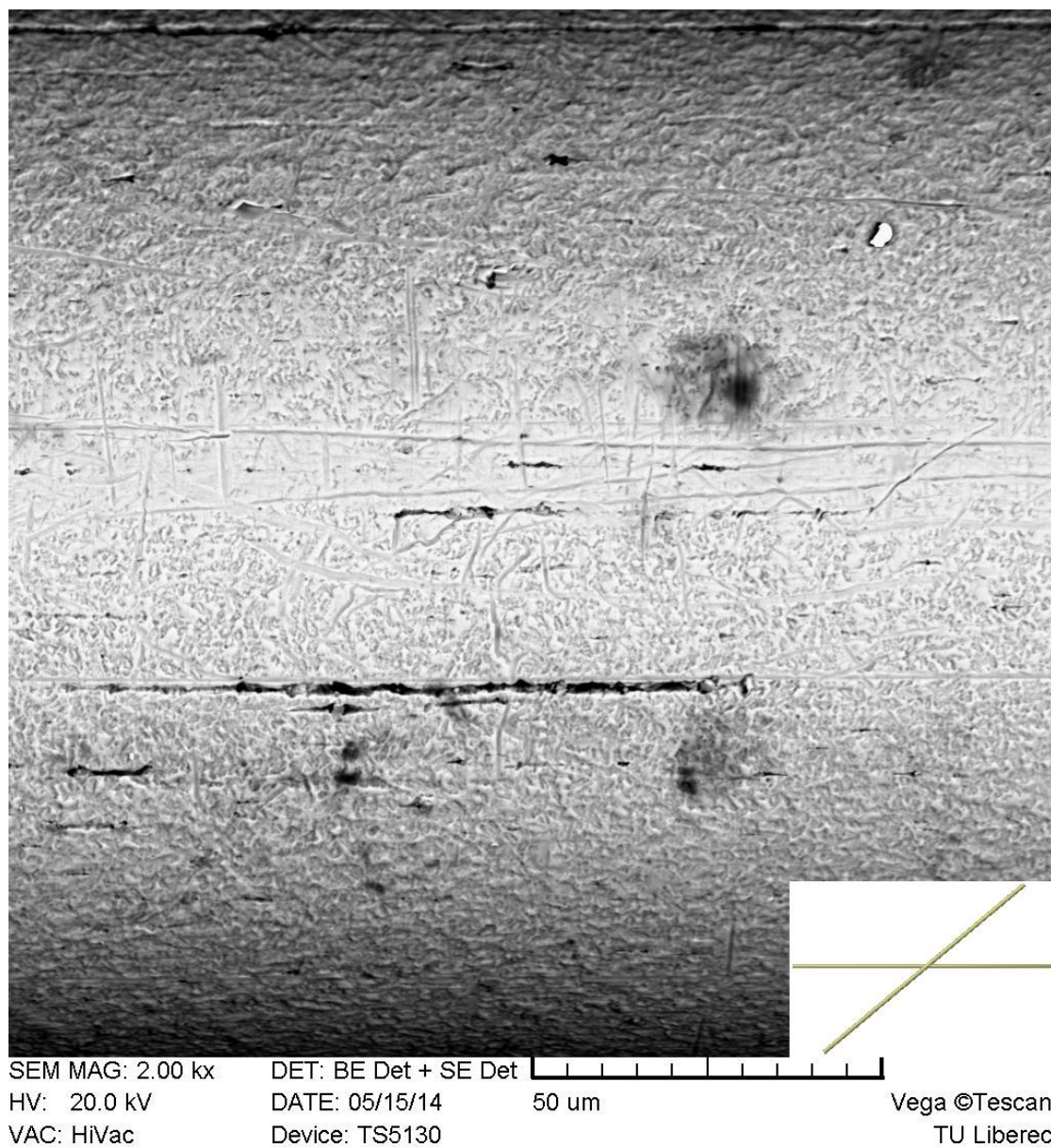
Obr. 31 Varianta 30° a 24 hodin - statický drát



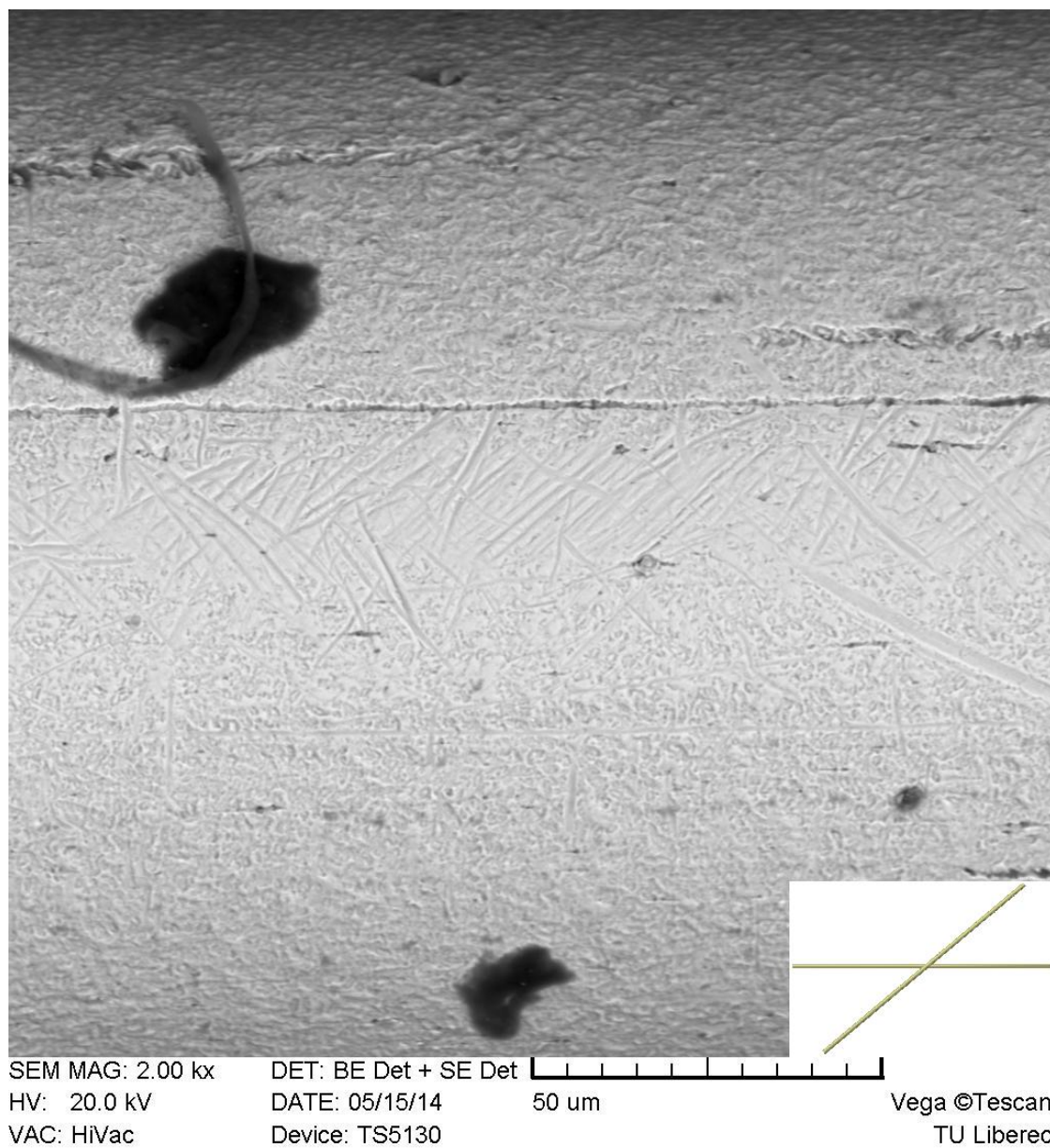
Obr. 32 Varianta 30° a 96 hodin - kmitající drát



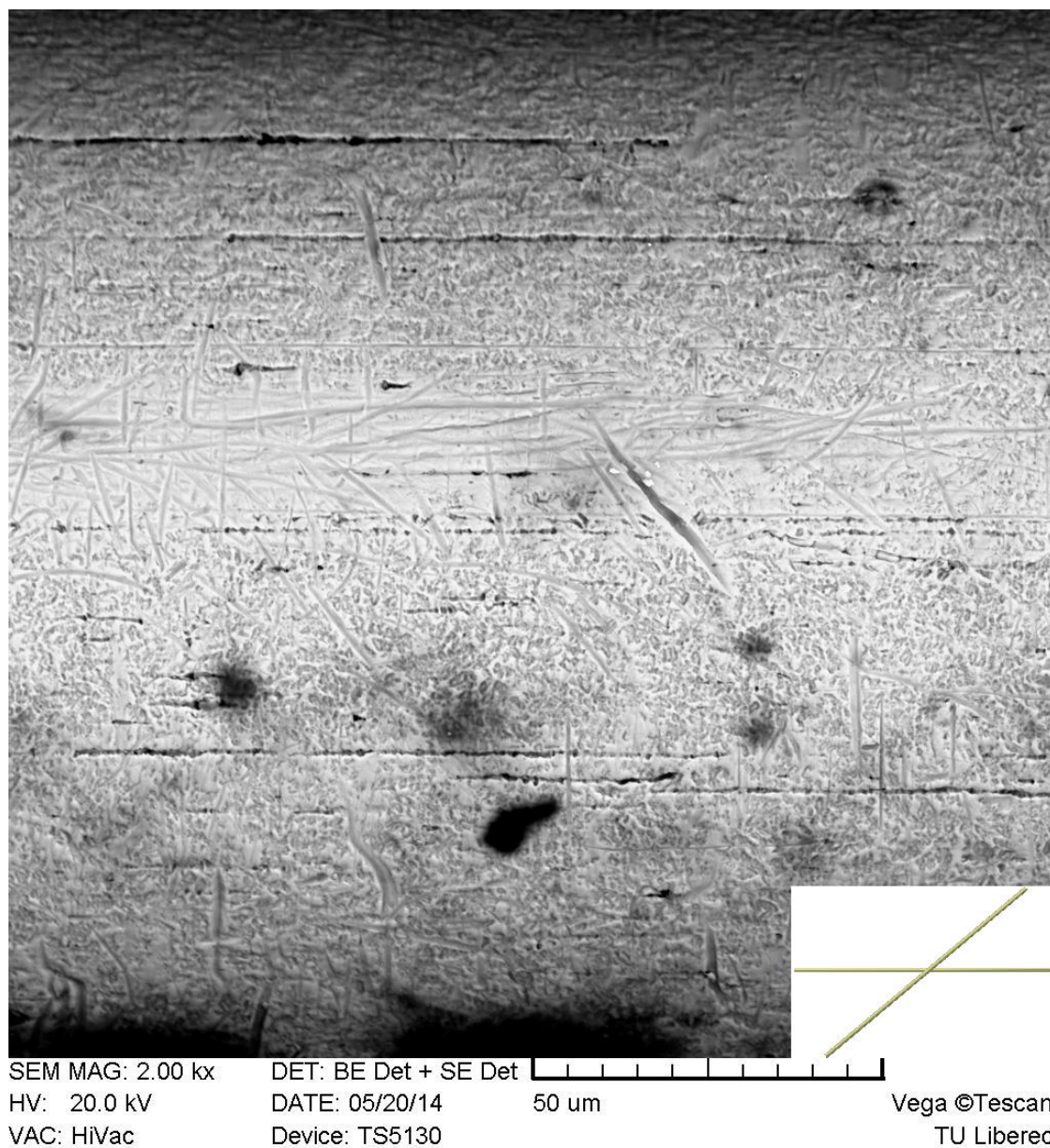
Obr. 33 Varianta 30° a 96 hodin - statický drát



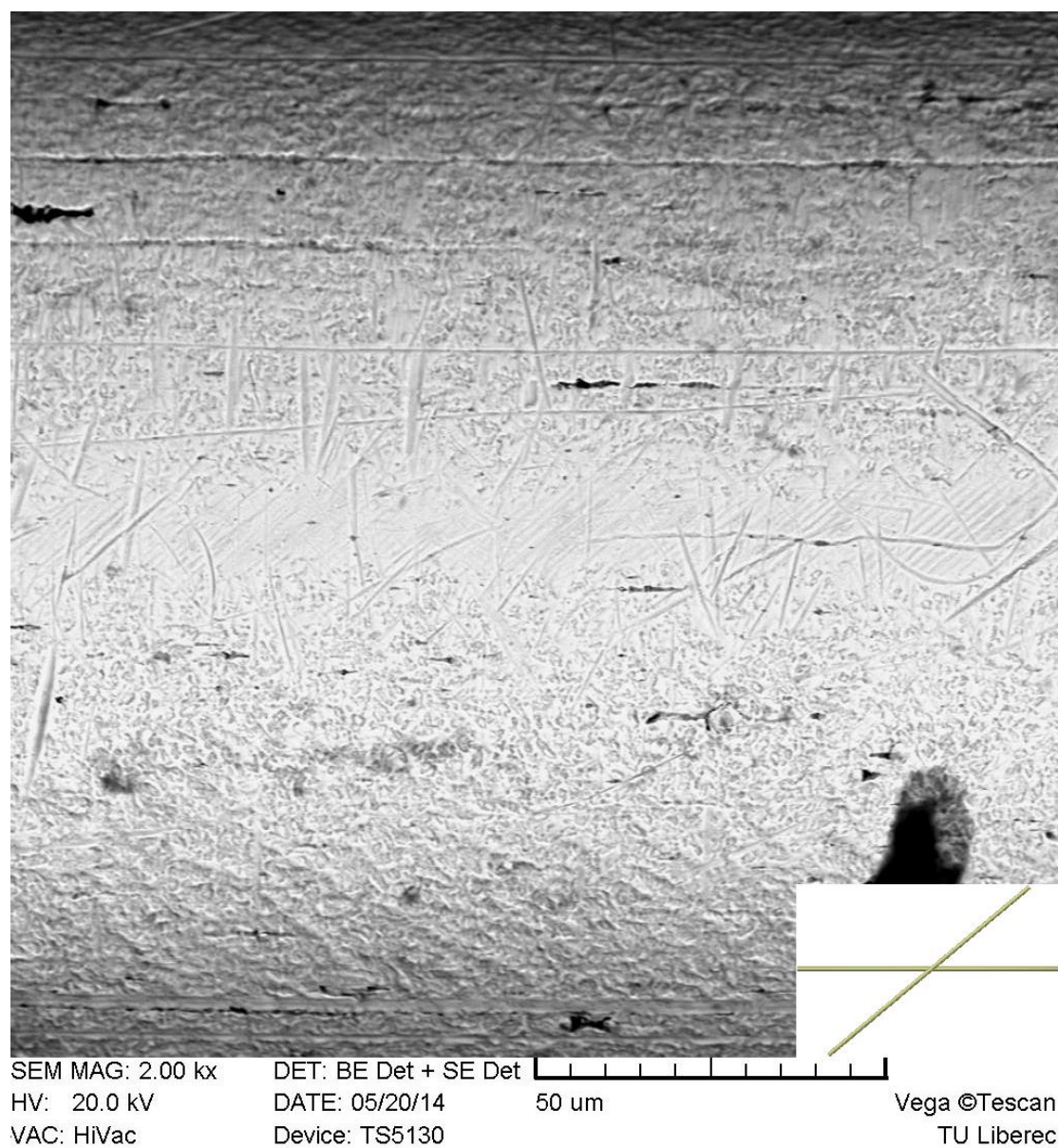
Obr. 34 Varianta 40° a 24 hodin - kmitající drát



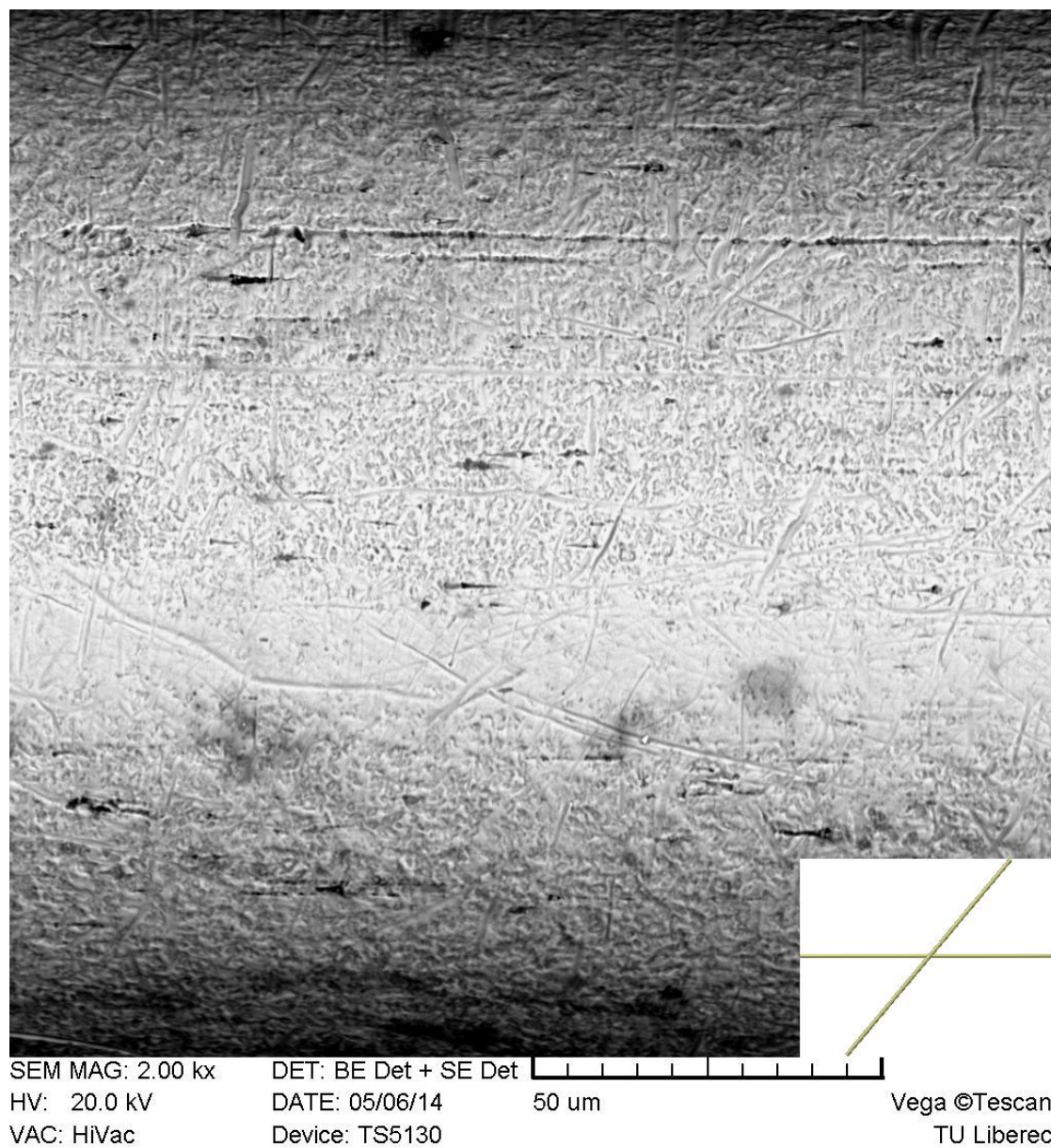
Obr. 35 Varianta 40° a 24 hodin - statický drát



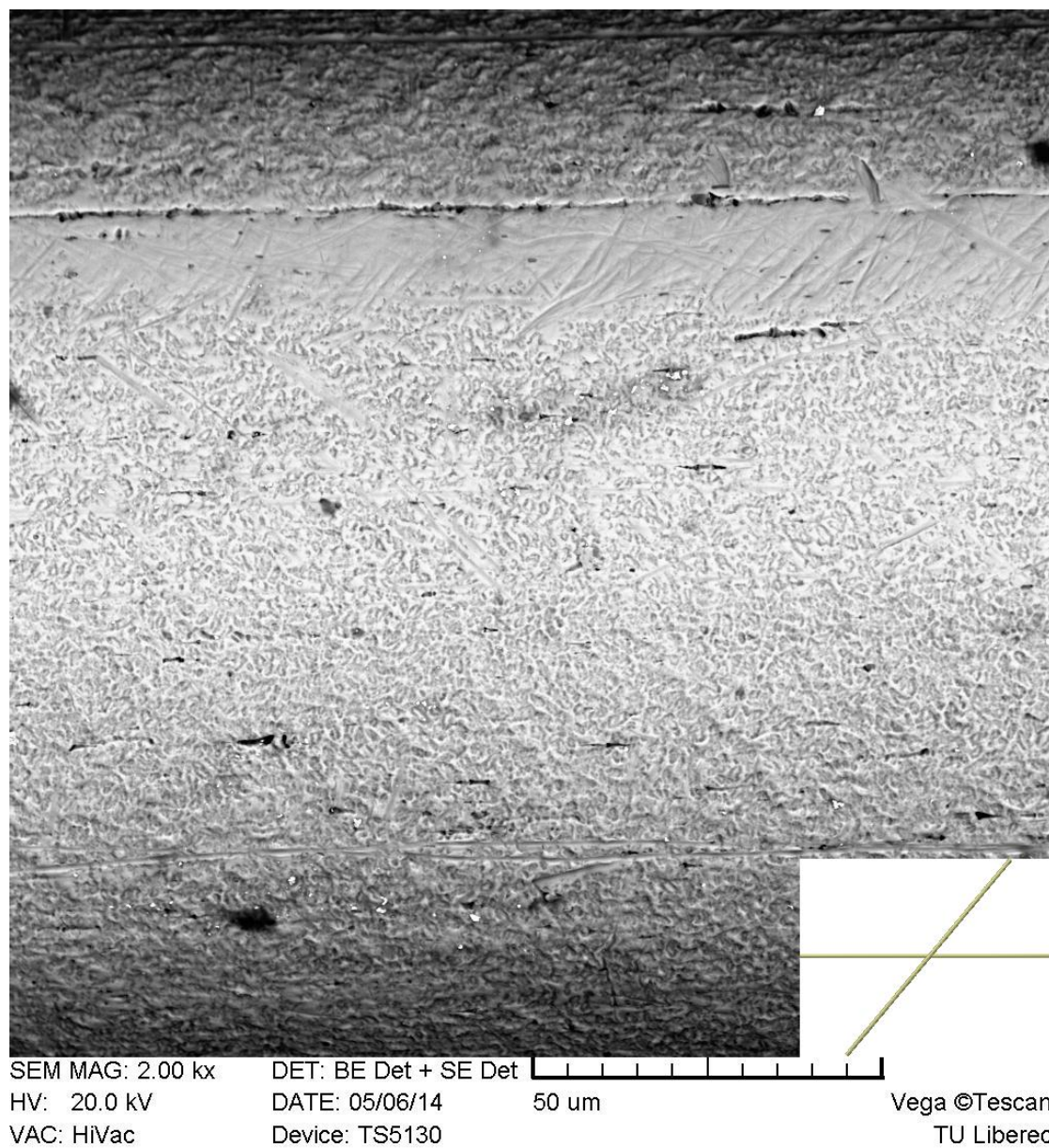
Obr. 36 Varianta 40° a 96 hodin - kmitající drát



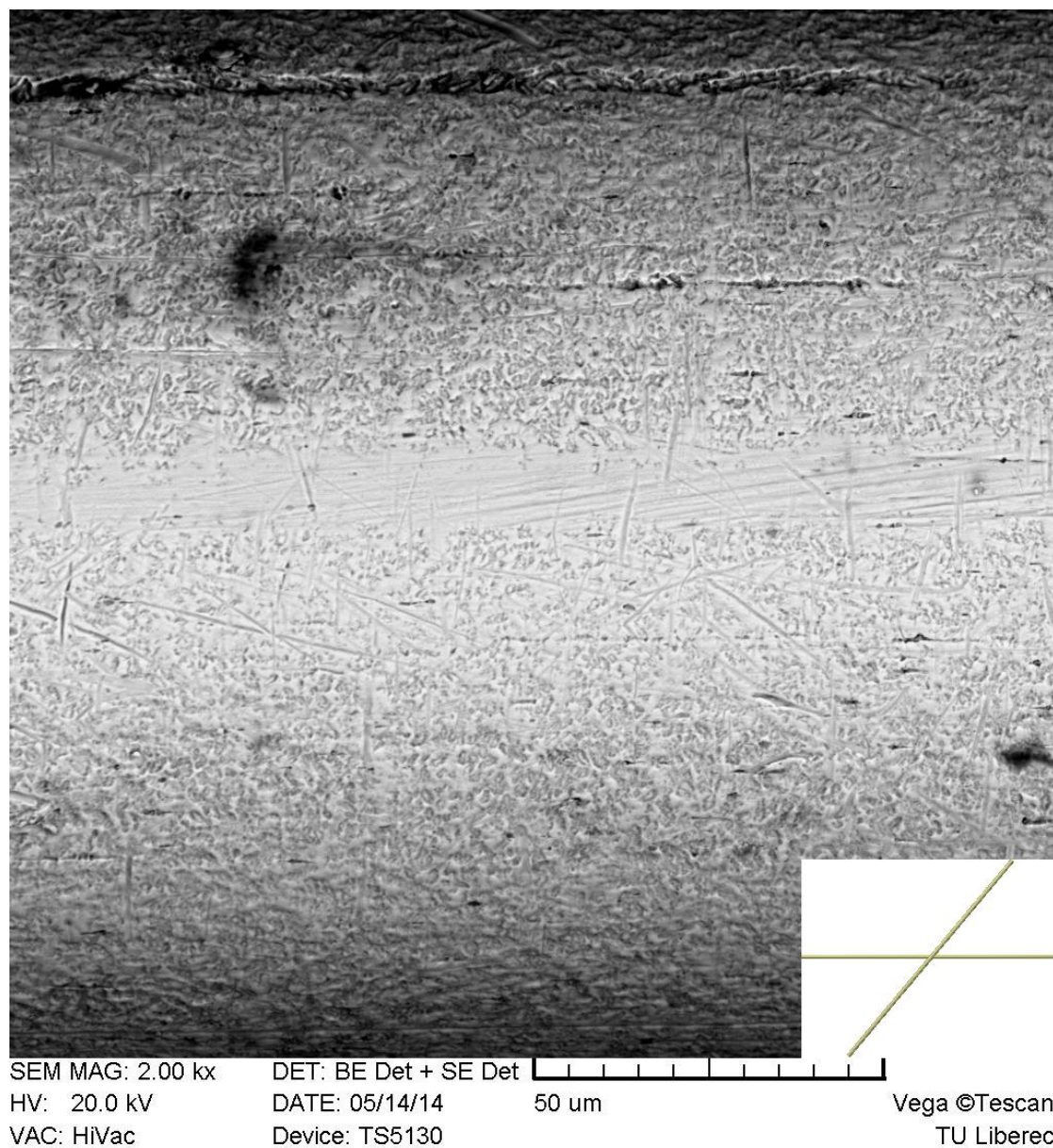
Obr. 37 Varianta 40° a 96 hodin - statický drát



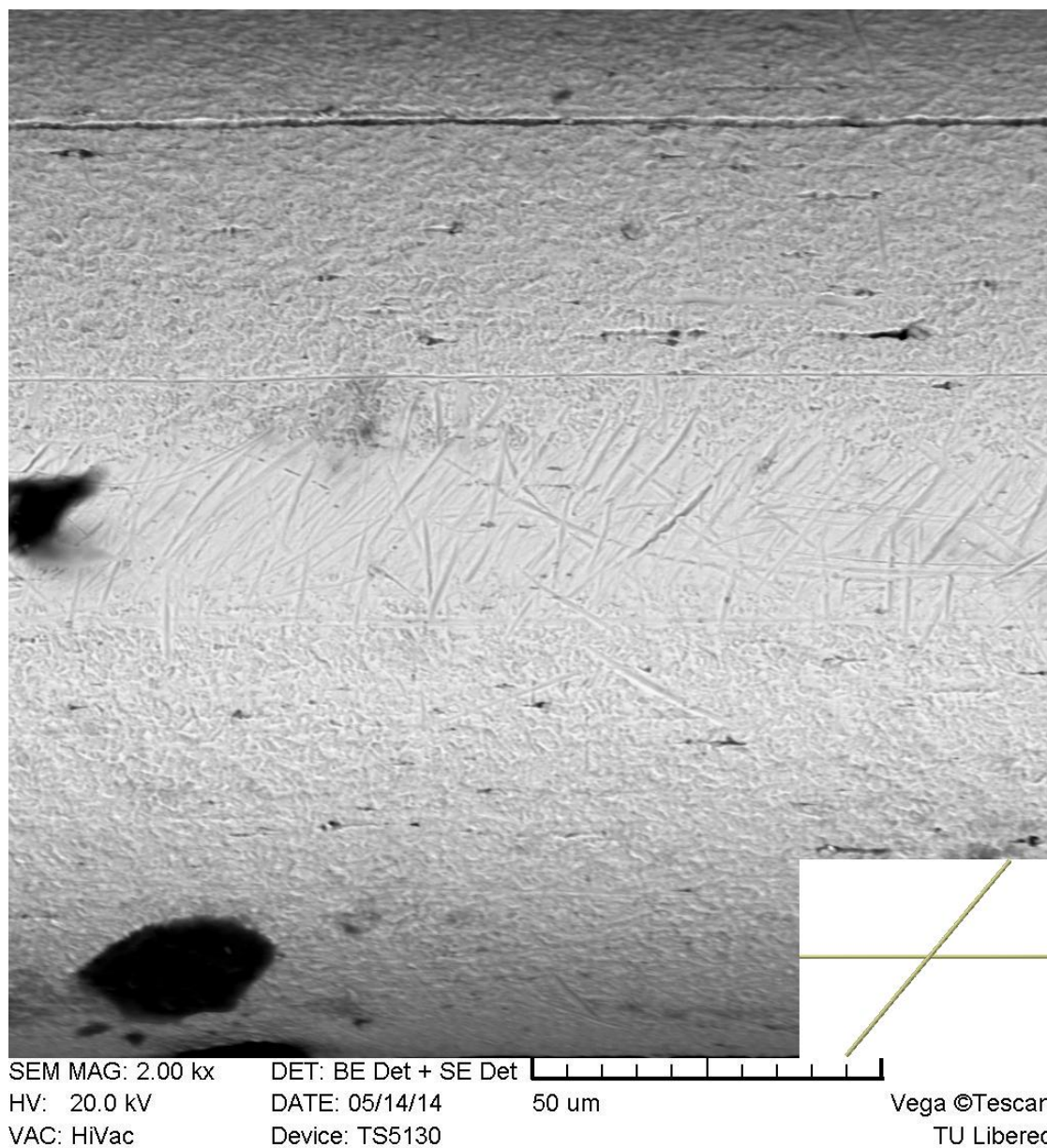
Obr. 38 Varianta 50° a 24 hodin - kmitající drát



Obr. 39 Varianta 50° a 24 hodin - statický drát



Obr. 40 Varianta 50° a 96 hodin - kmitající drát



Obr. 41 Varianta 50° a 96 hodin - statický drát

PŘÍLOHA D