

**UNIVERZITA KARLOVA**  
**Lékařská fakulta v Hradci Králové**

# **DISERTAČNÍ PRÁCE**

Doktorský studijní program  
**Lékařská biofyzika**

# **Měřicí metody a postupy v medicíně**

MDDr. Martin Smutný

Školitel: doc. RNDr. Aleš Bezrouk, Ph.D.

Hradec Králové, 2022

# Prohlášení

Prohlašuji tímto, že jsem doktorskou disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Zároveň dávám souhlas k tomu, aby tato práce byla uložena v Lékařské knihovně Lékařské fakulty v Hradci Králové a zde užívána ke studijním účelům za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou publikační nebo přednáškovou činnost, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v informačním systému Univerzity Karlovy, Praha.

Hradec Králové, 2022

.....

# Předmluva a poděkování

V úvodu bych rád poděkoval všem svým pracovním kolegům, kteří mně pomáhali během postgraduálního studia.

Největší poděkování patří mému školiteli doc. RNDr. Aleši Bezroukovi, Ph.D. za letité odborné vedení, za předané znalosti, trpělivost, rady a připomínky. Bez jeho pomoci by tato práce jen těžko vznikla.

Další poděkování bych chtěl věnovat celému Ústavu lékařské biofyziky za vytvoření zázemí po celou dobu mého studia.

V neposlední řadě děkuji mé rodině za nesmírnou podporu a vytvoření podmínek pro klidnou práci.

# Obsah

Prohlášení.....	3
Předmluva a poděkování.....	4
Obsah.....	5
Souhrn .....	8
Seznam použitých zkratk.....	9
Úvod do problematiky.....	11
Nitinol .....	11
Historie Nitinolu .....	11
Vlastnosti Nitinolu .....	12
Využití NiTi slitin v zubním lékařství.....	14
Kořenové nástroje a jejich mechanické vlastnosti .....	16
Endodontické ošetření kořenových kanálků .....	16
Anatomie kořenových kanálků.....	17
Problémy při opracovávání kořenových kanálků .....	19
Testování mechanických vlastností kořenových nástrojů.....	20
Ortodontické pružiny .....	23
Biodegradabilní stenty .....	25
Využití stentů.....	25
Viskoelasticita.....	26
Polydioxanon .....	27
Cíle disertační práce .....	28
Metody a materiál.....	30

1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací schopnosti kořenových nástrojů.....	30
2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě .....	33
Klinické plató .....	33
Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin a vliv mechanické stabilizace ...	36
Elastické vlastnosti a mechanická stabilizace .....	36
Viskózní vlastnosti .....	37
Porovnání elastických vlastností, mechanické stabilizace a viskózních vlastností ..	37
Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin .....	38
3. Viskoelastické vlastnosti stentu .....	39
Výsledky.....	42
1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací schopnosti kořenových nástrojů.....	42
2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě .....	46
Klinické plató .....	46
Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin a vliv mechanické stabilizace ...	48
Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin .....	51
3. Viskoelastické vlastnosti stentu .....	57
Diskuse.....	59
1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací schopnosti kořenových nástrojů.....	59
2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě .....	61
Klinické plató .....	61
Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin.....	63

Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin .....	65
3. Viskoelastické vlastnosti stentu .....	71
Závěry .....	73
1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací schopnosti kořenových nástrojů.....	73
2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě .....	74
Klinické plató .....	74
Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin .....	74
Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin .....	74
3. Viskoelastické vlastnosti stentu .....	76
Seznam citací použité literatury .....	77

# Souhrn

Biodegradabilní materiály a materiály s tvarovou pamětí (SMA) mají v medicíně velký potenciál, ale pro jejich využití je potřebné znát důkladně jejich vlastnosti. Tato práce se zaměřila na prozkoumání mechanických vlastností u nikel-titanových (NiTi) rotačních kořenových nástrojů, NiTi ortodontických pružin a biodegradabilních jícnových stentů.

U NiTi rotačních kořenových nástrojů bylo cílem optimalizovat metodiku pro testování odolnosti nástrojů vůči cyklické únavě a jejich opracovávací schopnosti. Za tímto účelem bylo vytvořeno 20 kopií pryskyřičných endobločků pomocí 3D JetPrinting metody. Tyto kopie byly následně srovnány s komerčně dostupnými originály. Byla zjištěna statisticky významně nižší rozměrová variabilita tištěných bločků ve srovnání s bločky komerčními, potvrzující vysokou reprodukovatelnost procesu jejich výroby.

U NiTi ortodontických pružin je z klinického pohledu nejdůležitější deaktivační plató. Je to část zátěžové křivky, při které je působící síla pružiny nezávislá na jejím prodloužení a využívá se pro posun ošetřovaného zubu do správné polohy. Proto bylo cílem této práce nejdříve stanovit metodiku pro jednoznačné určení deaktivačního plató. S vytvořenou metodikou bylo možné testovat elastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin pomocí mechanického cyklování a následně porovnávat deaktivační plató různých druhů pružin. Další pozornost byla věnována stálosti působící síly v čase při ortodontické léčbě. Vliv viskózní složky na degradaci síly byl testován pomocí relaxačního testu síly v čase a vliv změn teplot na chování NiTi ortodontické pružiny byl testován pomocí termo-mechanického cyklování, při kterém byly cíleně měněny teploty prostředí simulující možné změny teplot v ústech pacienta. Bylo zjištěno, že pouze pružiny s malou hysterezí, nízkou teplotní závislostí síly umožňují dosažení optimální rychlosti pohybu zubů a reprodukovatelných klinických výsledků.

Biodegradabilní stenty se stávají perspektivní metodou pro léčbu striktur jícnu. Pro správnou funkci jícnového biodegradabilního stentu je nezbytná jeho dostatečná síla působící na stěny jícnu po celou dobu léčby tak, aby nedošlo k jeho předčasnému zúžení nebo kolapsu. Z tohoto důvodu je nezbytné znát viskoelastické vlastnosti stentu. Pro jejich testování byl použit in vitro relaxační test síly v čase. Byl zjištěn klinicky významný pokles síly stentu během prvních 48 hodin po aplikaci. Další pokles síly způsobený viskoelastickými vlastnostmi materiálu byl sledován klinicky nevýznamným.



# Seznam použitých zkratek

3DP	(3D printed) vytištěný na 3D tiskárně
A-to-M	transformace slitiny z austenitu do martenzitu
M-to-A	transformace slitiny z martenzitu do austenitu
$A_f$	(austenit finish) teplota, při které dojde k plné přeměně slitiny v austenit
$A_s$	(austenit start) teplota, kdy se martenzit začíná měnit v austenit
CAD	(computer-aided design) počítačem podporované projektování
CBCT	(cone beam computed tomography) výpočetní tomografie, kde rentgenové paprsky jsou rozbíhavé ve tvaru kužele
CT	(computed tomography) výpočetní tomografie
deg	(degree) stupeň
EDTA	(ethylenediaminetetraacetic acid) kyselina ethylendiamintetraoctová
hm.	hmotnostní
ISO	(International Organization for Standardization) Mezinárodní organizace pro standartizaci
kk.	kořenový kanálek
MAP System <sup>®</sup>	(Micro-apical placement system <sup>®</sup> ) pomůcka pro zavádění cementových materiálů
$M_f$	(martensit finish) teplota, při které dojde k plné přeměně slitiny v martenzit
$M_s$	(martensit start) teplota, kdy se austenit začíná měnit v martenzit,

MTA	(mineral trioxide aggregate) biokompatibilní těsnící materiál v zubním lékařství
NaClO	chlornan sodný
NiTi	nikl-titanové
PCI	(percutaneous coronary intervention) perkutánní koronární intervenci
SMA	(shape memory alloys) slitiny s tvarovou pamětí
SME	(shape memory effect) jev tvarové paměti

# Úvod do problematiky

Téměř v každém oboru medicíny nalezneme dnes široké spektrum medicínských prostředků a pomůcek. K jejich vývoji jsou využívány stále nové materiály. Pro vyhodnocení přínosu těchto novinek pro klinickou praxi jsou nezbytné správně nastavené metody a postupy pro jejich měření. Materiály s tvarovou pamětí, jakou jsou slitiny niklu a titanu a biodegradabilní materiály, jako je například polydioxanon, mají v medicíně velký potenciál, ale pro jejich bezpečné a plné využití je potřebné znát důkladně jejich vlastnosti.

## *Nitinol*

### **Historie Nitinolu**

Existují materiály, které jsou schopny si zapamatovat svůj původní tvar a po deformaci se pomocí vnějších stimulů do tohoto tvaru vrátit. Tento jev označujeme jako jev tvarové paměti nebo zkratkou SME (Shape memory effect). Disponuje jím mnoho různých látek od polymerů, keramických materiálů až po kovové slitiny. První zmínku o jevu tvarové paměti najdeme v roce 1932 u švédského fyzika Arne Ölandera, který ji popsal při zkoumání slitiny zlata a kadmia [1]. Lépe popsána byla až v roce 1951 Changem a Readem také při zkoumání slitiny zlata a kadmia [2] a následující rok Reynoldsem u mosazi [3]. Slitiny s tvarovou pamětí se v literatuře označují SMA (Shape memory alloys) a mezi jednu z nejvíce zkoumaných a využívaných patří Nitinol, který je oproti slitinám zlata a kadmia biokompatibilní a levnější. Tento název poprvé použil pro slitinu niklu a titanu Buehler roku 1959. Nitinol je akronymem pro slitinu niklu a titanu a místa, kde byl vyvinut. Bylo to během vesmírného programu v Naval Ordnance Laboratory ve White Oaku, Silver Springs, Maryland, USA. Nejprve ho slitina zaujala rozdílnými akustickými vlastnostmi při změnách teploty materiálu a v roce 1961 u ní objevil i tvarovou paměť [4].

První použití Nitinolu v zubním lékařství bylo v roce 1971 Andreasen a Hillemanem při výrobě ortodontických drátů, které disponovaly nízkým modulem pružnosti a tvarovou pamětí [5]. V oblasti endodoncie, jednoho z oborů zubního lékařství, přišel s prvním návrhem výroby kořenových nástrojů z Nitinolu roku 1975 Civjan [6]. Později v roce 1988 byly představeny

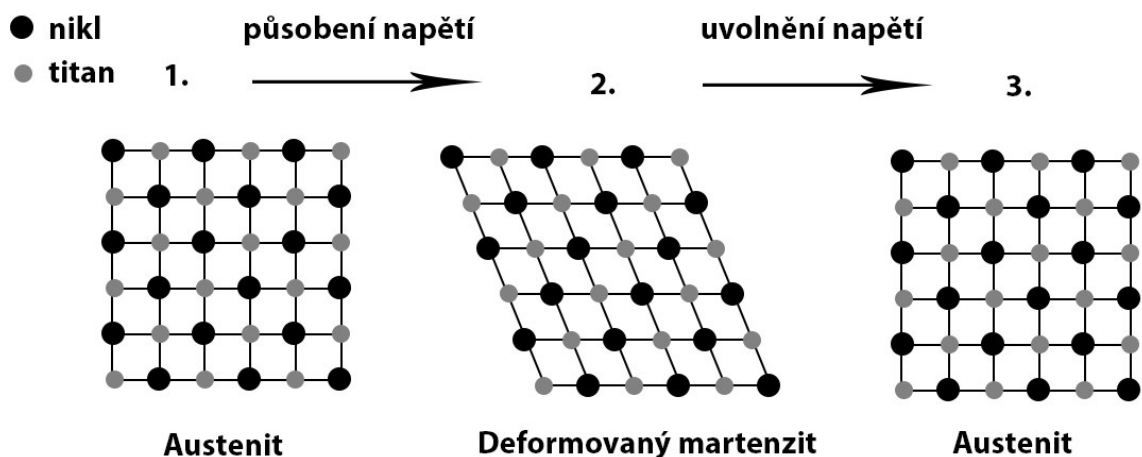
první ruční endodontické nástroje z Nitinolu, které byly vyrobeny obráběním ortodontických drátů [7].

## Vlastnosti Nitinolu

Nitinol obsahuje přibližně 56 hm. % titanu, 44 hm. % niklu. Výsledný poměr počtu atomů titanu a niklu je téměř 1:1 a můžeme ho označit jako ekviatomární. Tato ekviatomární slitina může existovat ve dvou krystalických strukturách, které se nazývají austenit a martenzit. Austenit (též mateřská fáze) je stabilní při vyšších teplotách a má kubickou prostorově centrovanou krystalickou strukturu. Martenzit (též dceřiná fáze) je naopak stabilní při nižších teplotách a tvar jeho krystalické mřížky patří do monoklinického krystalického systému [8]. Přidáním legujících prvků a metodou výroby mohou být dále ovlivněny termomechanické vlastnosti výsledné nikel-titanové slitiny (NiTi) [8, 9].

Většina kovových materiálů vykazuje elastické chování, kdy do určité meze vnitřního napětí způsobené vnější deformací materiálu, tzv. meze pružnosti (též mez elasticity), má materiál schopnost se po odeznění zatížení vrátit do výchozího stavu. Pro mnoho kovových slitin je mez pružnosti dosažena při deformaci 0,1 % - 0,2 % relativního prodloužení. Při deformacích, kdy je překročena mez pružnosti materiálu, dochází k plastické deformaci, po které se materiál již nevrací do původního stavu. Nitinol však dosahuje meze pružnosti až při relativním prodloužení kolem 8 % i více [10]. Tuto vlastnost označujeme jako superelasticitu (též pseudoelasticitu) a můžeme ji definovat jako návrat materiálu do původního tvaru ze zdeformovaného stavu pomocí fázové transformace. Během této fázové transformace přechází materiál z napětím indukované martenzitické fáze do stabilní austenické fáze (**Obrázek 1.**) [8].

Jev tvarové paměti a superelasticitu Nitinolu jsou způsobeny fázovou transformací, při které materiál přechází mezi austenitem a martenzitem. Ta může být indukována jednak vnějšími silami způsobujícími deformaci materiálu nebo změnou teploty. Během ní dochází k uspořádanému přeskupení atomů do stabilnějšího stavu krystalové mřížky bez chemických změn ve složení materiálu [11].



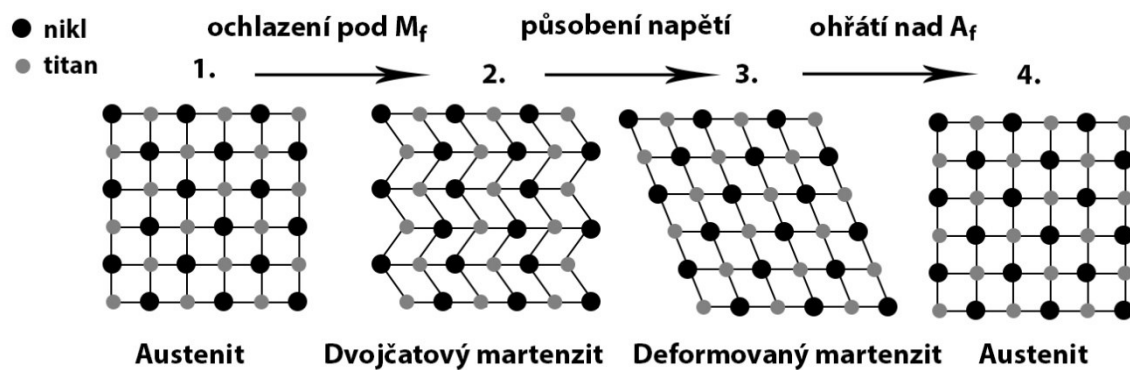
**Obrázek 1.** Schematické znázornění superelastivity. Teplota materiálu je po celou dobu vyšší než  $A_f$ . Zdroj: Martin Smutný

V praxi nejvíce využívané SMA jsou slitiny se základem mědi, železa a NiTi. Pro využití v praxi je důležitá znalost hodnot přechodových teplot mezi jednotlivými fázemi. Teplota, kdy se austenit začíná měnit v martenzit, se označuje jako  $M_s$  (martenzit start). Teplota, při které dojde k plné přeměně slitiny v martenzit nazýváme  $M_f$  (martenzit finish). Analogicky při transformaci v opačném směru se označují teploty jako  $A_s$  (austenit start) a  $A_f$  (austenit finish) [12].

Jev tvarové paměti můžeme popsat tak, že při teplotě vyšší než  $A_f$  je materiál v základním tvaru ve stabilní austenické fázi. Při poklesu teploty pod  $M_f$  dochází k transformaci v martenzit, ale bez změny tvaru vzorku (dvojčatový martenzit). V této fázi je materiál velmi tvárný, lze jej snadno deformovat do nového tvaru. Deformace v martenzitické fázi je zároveň plastická, tedy materiál nemá snahu se samovolně navracet do původního tvaru. Avšak po zahřátí vzorku nad  $A_f$  se martenzit změní v austenit a původní tvar materiálu je obnoven (**Obrázek 2.**) [13].

NiTi slitiny lze vyrobit s přechodovými teplotami blízko teplotě lidského těla, proto se dají využít pro mnoho aplikací v medicíně. Slitiny se základem mědi nebo železa mají přechodové teploty okolo  $200\text{ }^\circ\text{C}$ , tudíž je nutný výzkum pro snížení jejich transformační teploty, aby mohly být v medicíně využity. U materiálů s nižšími přechodovými teplotami  $A_s$  a  $A_f$  než teplota lidského těla se využívá převážně superelastická. Pokud jsou přechodové teploty

martenzitické transformace  $M_s$  a  $M_f$  nižší než je teplota lidského těla , tak se využívá jevu tvarové paměti [12].



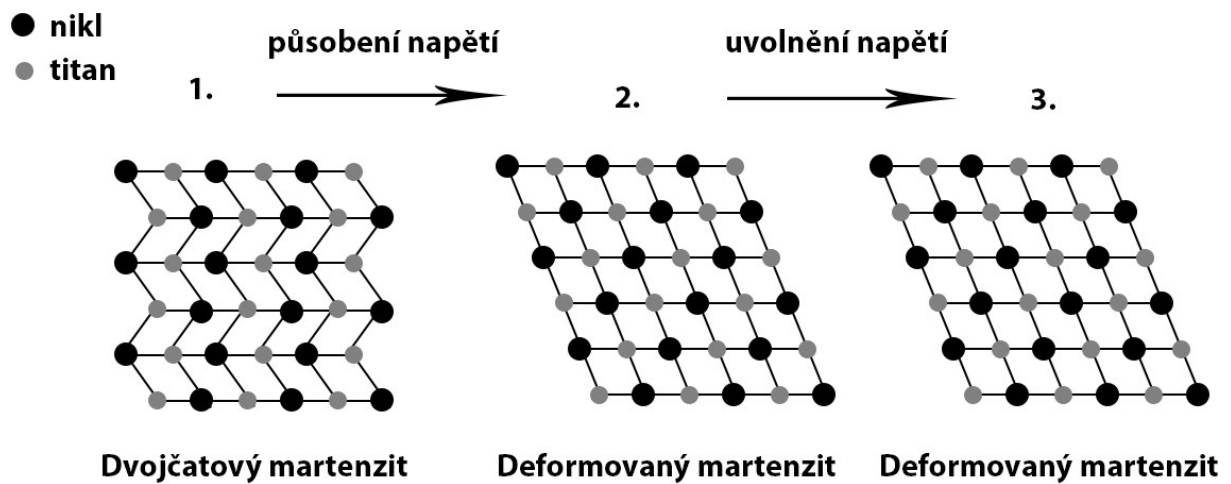
**Obrázek 2.** Schematické znázornění jevu tvarové paměti. Zdroj: Martin Smutný

Materiály používané zejména v lidském těle k medicínským účelům nazýváme biomateriály. Typická je pro ně biofunkčnost a biokompatibilita. Biofunkčnost znamená schopnost materiálu splnit zamýšlenou funkci a biokompatibilita označuje netoxicitu vůči organismu. Využití biomateriálů prokazatelně prodlužuje střední délku života, proto je jim v oblasti výzkumu věnována velká pozornost [12, 14].

## Využití NiTi slitin v zubním lékařství

### Superplasticita

Tato vlastnost slitiny, kdy ji lze v martenzitické fázi deformovat až kolem 10 %, se využívá zejména v situacích s potřebou přednastavení určitého tvaru daného nástroje (**Obrázek 3.**). Příkladem může být MAP system® (**Obrázek 4.**), což je speciální aplikátor cementového materiálu (např. MTA) s NiTi kanylou, kterou je možné předehnout tak, aby operátor mohl jednoduše aplikovat materiál do těžko přístupných míst v zubu [15].



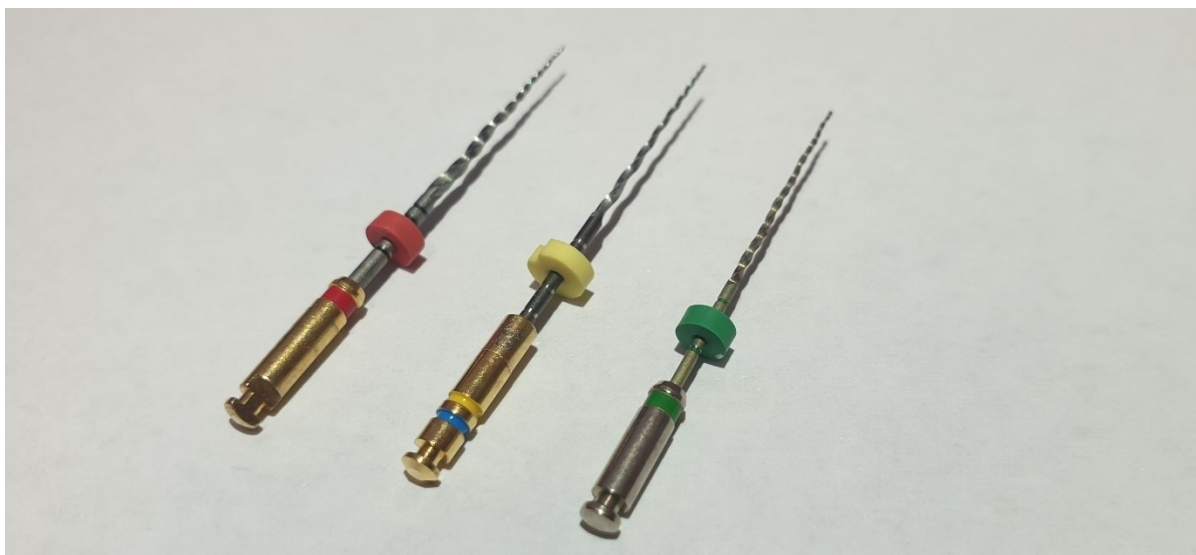
**Obrázek 3.** Schematické znázornění superplasticity. Teplota materiálu je po celou dobu nižší než  $M_f$ . Zdroj Martin Smutný



**Obrázek 4.** MAP system® s NiTi kanylou. Zdroj Martin Smutný

#### Superelasticita

Ze superelastických NiTi slitin lze vyrobit flexibilní nástroje používané v endodoncii. Příkladem mohou být kořenové nástroje (**Obrázek 5.**), které se využívají k opracování kořenových kanálků zubu, kde lépe kopírují původní anatomii než nástroje vyrobené z nerezové oceli [16]. Dalším příkladem jsou pomůcky v ortodoncii jako např. NiTi ortodontické pružiny [17].



**Obrázek 5.** NiTi rotační kořenové nástroje. Zdroj Martin Smutný

Jev tvarové paměti

Návrat deformovaného materiálu do původního tvaru po vystavení stimulu např. změnou teploty má v zubním lékařství široké využití. V protetice existují prefabrikované provizorní korunky z pryskyřice se SME, kdy po adaptaci na zubní pahýl a působení teploty v dutině ústí dochází k přesné adaptaci na pahýl zubu a vytvoření správného okrajového uzávěru [18]. Dalším příkladem mohou být teplem aktivované NiTi ortodontické oblouky (Heat activated archwires od 3M Unitek, od Ormco, nebo Tanzo od American Orthodontics a další)

## ***Kořenové nástroje a jejich mechanické vlastnosti***

### **Endodontické ošetření kořenových kanálků**

Ošetření kořenových kanálků je jedna ze základních dovedností zubního lékaře. Úkolem tohoto ošetření je redukce infekce v kořenovém komplexu zubu a jeho následné utěsnění v takové míře, abychom předcházeli periodontitidě (zánětlivému onemocnění ozubice) nebo již stávající vyléčili.

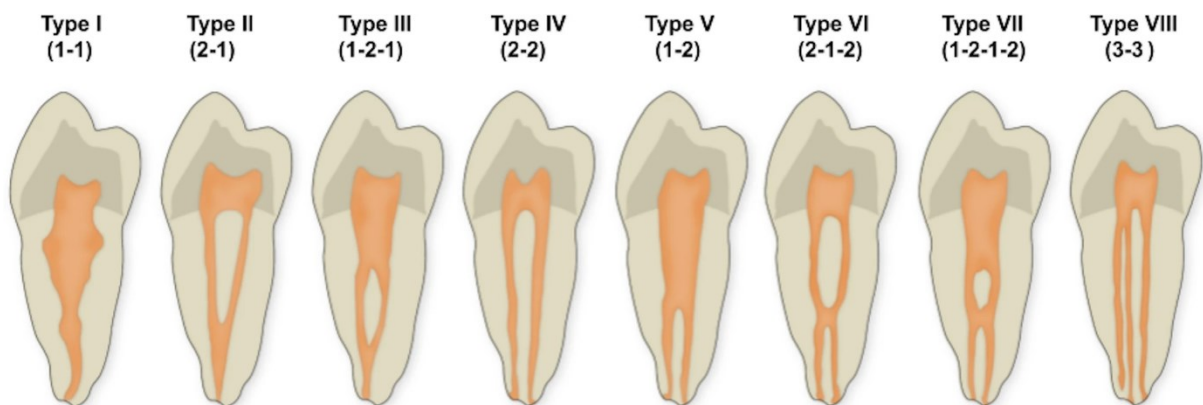
Kořenové kanálky zubu mají velice různorodou anatomii. Je zde přítomnost apikálních ramifikací (rozvětvení), rozdvojení, spojek a celková nepravidelnost v jejich tvaru. To brání kompletnímu mechanickému očištění povrchu celého systému, protože i po mechanickém opracování zbývá více než 35 % povrchu kanálku neopracovaného [19]. Z tohoto důvodu je



nutný chemicko mechanický přístup, jehož cílem je opracování kořenových kanálků tak, aby bylo možné dopravit antiseptický výplach a léčiva do celého jejich komplexu. Jeden z konceptů podle Schildera [20] je ten, že preparace kořenového kanálku by měla mít konusovitý tvar rozšiřující se od apexu ke vstupu do kk. Preparace by měla kopírovat původní tvar kk. Foramen apicale (vyústění kořenového kanálku) by nemělo být přemístěno a mělo by zůstat nerozšířeno, jak jen je prakticky možné. Systém kořenových kanálků musí zůstat ohraničen tvrdými tkáněmi kořene. Cílem je také zabránit přetlačení preparační drtě a nekrotických zbytků skrz foramen apicale. Pro správné ošetření kk. je nezbytné znát důkladně jejich anatomii.

### Anatomie kořenových kanálků

Komplex kořenových kanálků zubu a dřevné dutiny je velmi složitý anatomický systém. Jednotlivé zuby se mohou lišit různým počtem kanálků, které se mohou větvit, dělit a znovu spojovat. Pro popsání anatomie kk. bylo vytvořeno mnoho klasifikací. Jako nejznámější je klasifikace podle Vertucci et al. [21], který popisuje komplex kořenových kanálků v kořeni podle množství vstupů do kk., počtu kk. a jejich výstupů do osmi kategorií (**Obrázek 6.**).



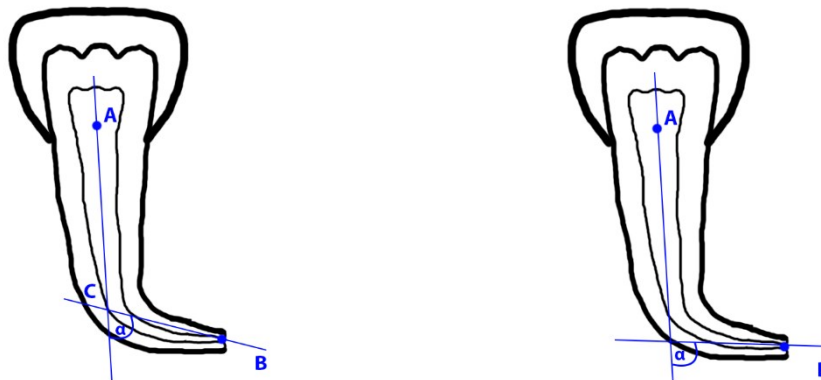
**Obrázek 6.** Schématické znázornění klasifikace komplexu kořenových kanálků v kořeni podle Vertucci et al. [22]

Průběh kanálku můžeme rozdělit na rovný, na zakřivený v celém průběhu, na kk. ve tvaru písmene J a S [23].

Průřezy kanálků mohou mít tvar kruhový, kónický, zploštělý, oválný, trapezoidní, tvar osmičky, písmene „C“, kapky a aj. [24].

Komplexnost je dána také přítomností spojek, zúženích, apikální delt a dentiklů (zvápenatělých útvarů v zubní dřeni) [25]. Délky kořenů zubů dolní čelisti se pohybují průměrně od 11,8 do 15,9 mm [26].

Zakřivení kk. je jeden z důležitých faktorů, který ovlivňuje obtížnost opracovávání kk. a četnost vzniku preparačních chyb. V klinické praxi je důležité určit zakřivení kk. z rentgenového snímku pro zvolení vhodného postupu, což významně ovlivňuje výsledek endodontického šetření [27]. Pro určení bylo vyvinuto mnoho metod. Historicky první metodu pro výpočet úhlu zakřivení popsal Schneider [28], kde úhel je sevřen dvěma osami. První osa jde od vstupu do kk. a kopíruje jeho počáteční přímou část. Druhá osa propojuje foramen apicale a místo, kde se kanálek začíná zakřivovat. Weine [29] určil úhel takový, který svírají dvě osy. První je stejná jako u Schneidera, která začíná u vstupu do kk. a druhá začíná ve foramen apicale a jde ve směru kk. **(Obrázek 7.)** Dále byly popsány metody pro určení úhlů zakřivení kk. podle CBCT zobrazení [30].



**Obrázek 7.** Schematické znázornění určení úhlu zakřivení podle Schneidera (vlevo) a Weineho (vpravo). Zdroj: Martin Smutný

## Problémy při opracovávání kořenových kanálků

Metody pro opracování kk. můžeme rozdělit na techniky, které opracovávají kk. apiko-koronárním směrem (např.: technika step-back a metoda balancované síly) a metody opracovávající korono-apikálním směrem (např.: technika crown-down, step-down a double-flare) [31].

Tradičně se používají k preparaci nerezové nástroje typu K-File, H-File a K-Reamer, jejichž výroba se řídí ISO normou. Jsou méně flexibilní než NiTi kořenové nástroje a mají tendenci napřimovat zahnutý kk. a tím narušovat jeho původní tvar [16]. Chyby při preparaci nerezovými nástroji popsal Weine et al. [32] tyto:

1. Zip – tato chyba nastává tendencí nástroje se napřimovat a při preparaci zakřiveného kk. dochází v apikální části k větší míře opracování vnější stěny a tím dochází k narovnání kk. mimo jeho původní průběh.
2. Elbow – jde o nestejněměrné opracování zakřiveného kanálku, kde u bodu maximálního zakřivení se více opracovává vnitřní část stěny kk. a naopak dále pod bodem maximálního zakřivení se více opracovává vnější část stěny kk.
3. Římsa (Ledge) – vzniká při použití rigidního nástroje s ostrou špičkou, při kterém dojde k zařiznutí hrotu do vnější části kk. v zakřivení v takové míře, že se naruší hladkost povrchu, a dojde k vytvoření římsy.
4. Perforace – stav, kdy se nástroj dostane mimo kk. a pronikne skrz dentin a cement kořene zubu až do periodontální štěrbiny.
5. Zátka (Apical blockage) – při opracovávání kanálku může dojít k nahromadění a následnému upěchování preparační drtě kořenovým nástrojem v kk. a to může vyústit v nenávratné ucpání kk.
6. Poškození foramen apicale - při nedodržení pracovní délky může dojít k nepřiměřenému rozšíření foramen apicale [33].

Oproti NiTi kořenovým nástrojům je opracování kk. pomalejší, častěji vzniká zátka v kk., dochází k výraznějšímu napřimování kk. a mají nižší schopnost zachovat původní průběh kk. Rychlost je výhodná zejména u dětských pacientů [34, 35].

Z výše uvedených důvodů se stále více přechází na systémy NiTi kořenových nástrojů. Avšak i NiTi systémy mají svá specifická omezení. Hlavní nevýhodou NiTi kořenových nástrojů je nepředvídatelné oddělení apikální části během preparace v kk. Tato odlomená část brání dokončení preparace a dopravení výplachu do celého komplexu kk. a tím může ohrozit úspěch endodontického ošetření kk. [36, 37].

## **Testování mechanických vlastností kořenových nástrojů**

V dnešní době je na trhu velké množství NiTi systémů pro preparaci kořenových kanálků, které se liší v různých ohledech. Důležité pro klinickou praxi je znát flexibilitu nástroje a tím i jeho schopnost kopírovat průběh kk., odolnost proti cyklické únavě, inertnost vůči agresivnímu prostředí, opracovávací potenciál atd. Nicméně není standardizovaný protokol pro porovnávání mechanických vlastností kořenových nástrojů. Existuje však mnoho in-vitro studií, které se těmito vlastnostmi zabývají. Můžeme je rozdělit na publikace používající extrahované zuby [38, 39] a studie využívající pryskyřičné endobločky se simulovanými kk. [40, 41]. U studií používajících extrahované zuby je realističtější napodobení klinické situace, ale z důvodu rozdílnosti zubů je obtížná standardizace měření a interpretace získaných výsledků. U extrahovaných zubů při zkoumání opracovávací schopnosti kk. se u NiTi kořenových nástrojů často využívají data z micro-CT [39].

Použití simulovaných kk. poskytuje vysokou reprodukovatelnost a výpovědní hodnotu získaných výsledků. Schopnost opracování kk. se zjišťuje překrytím obrázků umělých kk. před opracováním a po něm [41]. Zjišťuje se schopnost nástroje zachovat původní anatomii kk. Ta je ovlivňována celkovým designem nástroje a technologií jeho výroby [42, 43].

Simulované kk. však postrádají anatomické nepravidelnosti, trojrozměrné zakřivení a další podmínky klinické situace. Trh nabízí jen několik variant tvarů simulovaných kk. Navíc komerčně vyráběné pryskyřičné endobločky se simulovaným kk. mají výrobní odchylky, takže ani tyto modely nejsou dostatečně identické a postrádají standardizaci [44, 45].

Jak bylo uvedeno výše, hlavní nevýhodou studovaných NiTi systémů je nepředvídatelné oddělení apikální části během preparace v kk.

Náhlé oddělení apikální části při preparaci v zakřivených kanálcích můžeme popsat dvěma mechanismy. Prvním mechanismem je selhání z důvodu torze a druhým je selhání z důvodu cyklické únavy.

K selhání z důvodu torze dochází při zaklínění části nástroje nejčastěji špičky uvnitř kk., zatímco dřík nástroje stále rotuje. Pokud endomotor překoná mez pevnosti materiálu nástroje dochází k odlomení nástroje. Faktory, které ovlivňují selhání nástroje z důvodu torze můžeme rozdělit do tří kategorií. První popisuje charakteristiky zubu, jako jsou mechanické vlastnosti dentinu, průběh kanálku, jeho délky atd. Druhá skupina zahrnuje provedení jednotlivých kroků v klinickém protokolu, kterými jsou rozsah trepanačního otvoru a koronárního flaringu, zajištění hladké cesty (glide path), zvolení typu pohybu při preparaci nástrojem a použití kontroly torze na endomotoru. Třetí skupina zahrnuje vlastnosti kořenového nástroje, jako je tvar jeho průřezu, úhel jeho čela atd. [46]. Kořenové nástroje jsou většinou vyráběny v délkách 21, 23, 25, 27 a 31 mm. S délkou nástroje odolnost vůči selhání z důvodu torze roste, proto jsou v situacích, při kterých hrozí větší riziko selhání, doporučeny delší nástroje [47].

Druhým mechanismem je selhání z důvodu cyklické únavy, při níž nástroj jinak volně rotuje v zakřiveném kk. V místě ohybu kořenového nástroje dochází na vnitřní straně k smršťování materiálu a na vnější straně k jeho natahování. Při rotaci nástroje se tedy jeho vnější části cyklicky smršťují a natahují. Tyto cykly po určité době způsobí tvorbu trhlin v materiálu a nakonec oddělení části nástroje. Tento problém poprvé zdůraznil v roce 1986 Dederich et al. [48], kdy nechali rotovat nerezové kořenové nástroje v zakřivené rource z borosilikátového skla, dokud došlo k odlomení jejich koncové části. Jako základ pro popsání geometrie kanálu v rource byl zvolen poloměr a úhel jeho zakřivení [49].

Pro testování odolnosti nástrojů vůči cyklické únavě bylo vyvinuto mnoho metod. Některé studie využívají pryskyřičné, skleněné, keramické nebo kovové endobločky se simulovanými kk. [50–53]. Jiné zajišťují ohnutí testovaného nástroje pomocí dvou či tří kovových pinů [54]. Další pak používají vyfrézované žlábkové keramické nebo kovové bločky překryté průhlednými destičkami jako simulaci kk. [55]. Nicméně i když je zakřivení simulovaného kk. popsáno jeho úhlem a poloměrem, tak zavedený nástroj takového zakřivení nedosáhne úplně. Jednak je obtížné umístit nástroj přesně do osy kanálku. Tímto a také vlivem rozdílné konicity kanálku a nástroje také dochází k napřimování nástroje v apikální části. U nerezových

kořenových nástrojů lze tyto jevy částečně eliminovat vhodným profilem testovacího kanálku. Je to dáno standardizací nerezových kořenových nástrojů, které jsou vyráběny podle ISO normy 3630–1:2019. To umožňuje snadnější vyhodnocování jejich mechanických vlastností, porovnávání s ostatními instrumenty a určení jejich následného klinického dopadu při použití během ošetření [56].

Výroba NiTi kořenových nástrojů však unifikována není. Tím je obtížné standardizovat proces testování NiTi kořenových nástrojů, protože nástroje různých značek označené stejnou konicitou a průměrem špičky se mohou lišit ještě dalšími parametry např.: tvarem průřezu, proměnlivou konicitou v jednotlivých úsecích nástroje atd. Tedy i stejně označené nástroje rozdílných značek mají odlišný průběh v simulovaném kk. [57]. Tyto parametry však nelze prostě zanedbat, jelikož podstatným způsobem ovlivňují odolnost nástroje vůči cyklické únavě. S větším průřezem nástroje v místě maximálního zakřivení se snižuje odolnost vůči cyklické únavě. Zvětšující se úhel a zmenšující se poloměr zakřivení zvyšuje pravděpodobnost selhání nástroje z důvodu cyklické únavy [40]. Větší stoupavost (taper) nástroje snižuje odolnost nástroje vůči cyklické únavě [58].

Testování cyklické únavy můžeme provádět dvojím způsobem. Buď je nástroj rotován v zakřiveném kk. ve fixní poloze nebo je s nástrojem pohybováno periodicky dovnitř kk. a zpět. Pohyb nástroje během preparace signifikantně zvyšuje odolnost nástroje proti selhání z důvodu cyklické únavy [59, 60].

Během preparace kk. dochází také k interakci kořenového nástroje s výplachovým médiem, což může ovlivňovat odolnost nástroje vůči cyklické únavě. Roztok NaClO můžeme označit jako zlatý standard mezi chemickými výplachy používanými během endodontického ošetření. Jeho hlavními přednostmi jsou rozpouštění měkkých tkání a antibakteriální efekt. Nevýhodou je neschopnost rozpustit vrstvu materiálu vzniklou uvnitř kk. po jeho preparaci, tzv. smear layer. Tuto nevýhodu mohou nahradit jiné výplachy jako roztok EDTA nebo kys. citronové. Jako další výplachy můžeme zmínit chlorhexidin nebo vodu [61].

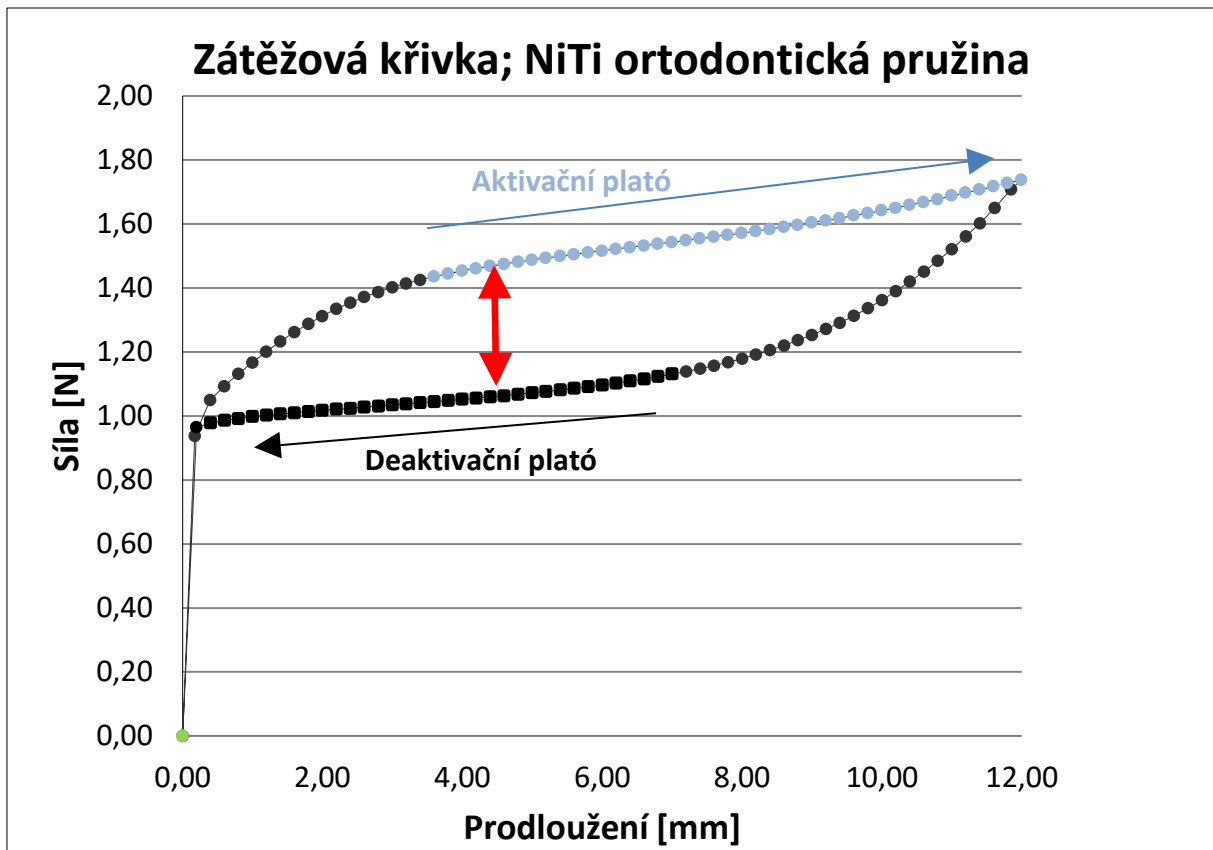
Pro studium vlivu výplachových roztoků na mechanické vlastnosti NiTi kořenových nástrojů jsou vzorky ponechány ve výplachovém roztoku a následně rotovány v simulovaném kk. [62]. Další možností je rotace NiTi kořenových nástrojů v simulovaném kk. vyplněném výplachem [51]. Výsledky studií výplachových roztoků však přinášejí rozporuplné a často i protichůdné

výsledky. Podle některých studií NaClO negativně ovlivňuje odolnost NiTi kořenových nástrojů vůči cyklické únavě [58, 63], jiné studie žádné signifikantní ovlivnění nepotvrdily [64, 65].

## ***Ortodontické pružiny***

NiTi ortodontické tažné a tlačné pružiny se používají ve fixní ortodontické léčbě. Cílem je posunování zubů co největší rychlostí při co nejmenším poškození zubů a okolních struktur. Toto je dosaženo působením vhodné síly během procesu léčby. Nadměrná síla působící na zub při jeho posouvání může mít negativní následky jako k resorpci kořene zubu, bolesti, gingivální recesy a další [66]. Pro účely léčby se v ortodoncii používá celá řada pomůcek. Jsou jimi především ortodontické oblouky z Nitinolu a nerezové oceli, nerezové a nitinolové tlačné (otevřené) a tažné (uzavřené) pružiny, které mohou být zakončeny očky různých tvarů a mohou mít různou povrchovou úpravu [67, 68]. V neposlední řadě je třeba uvést také latexové a bezlatexové elastické tahy. Nicméně z pohledu rovnoměrnosti působící síly se jako vhodnější materiál pro výrobu ortodontických pomůcek zdá být Nitinol [69].

Mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin jsou dány konkrétním typem nitinolové slitiny a jejich designem, tj. délkou, průměrem, stoupáním závitů, průměrem drátu atd. [70]. Jedinečné vlastnosti NiTi ortodontických pružin jsou dány přechody mezi austenitem a martenzitem. Během fázové transformace vyvíjí NiTi ortodontická pružina téměř konstantní sílu v širokém rozsahu deformací. To označujeme jako plató. U většiny NiTi slitin je však vyvíjená síla větší při přechodu z austenitu do martenzitu oproti přechodu z martenzitu do austenitu. Tento jev označujeme hysterezi (**Obrázek 8.**). Je-li tato změna vyvolána mechanickou deformací, mluvíme o mechanické hysterezi. Pokud je vyvolána změnou teploty, pak mluvíme o teplotní hysterezi [71].



**Obrázek 8.** Graf znázorňující zátěžovou křivku NiTi ortodontické pružiny. Během prodloužení o 12 mm prochází NiTi ortodontická pružina aktivačním plató (modře tečkované) a následně při zkracování projde deaktivačním plató (černé čtverečky). Velikost hystereze je znázorněna červenou šipkou.

Hystereze má za následek, že u NiTi ortodontických pružin ve skutečnosti pozorujeme dvě fáze plató, jednu během aktivace (A-to-M), kdy ortodontista natahuje pružinu do požadované délky, a druhou během deaktivace (M-to-A), kdy se pružina zkracuje a posunuje zub do požadované lokalizace. NiTi ortodontické tažné pružiny jsou navrženy tak, aby posunovaly zub, když se pružina zkracuje, a tedy je z pohledu lékaře rozhodující deaktivační plató. To se též někdy označuje jako klinické plató [17]. Klinické plató se nachází pouze v rámci určitého rozsahu prodloužení, které závisí na míře předchozí aktivace. V literatuře se NiTi ortodontickým pružinám obecně připisuje schopnost působit konstantní silou v širokém intervalu prodloužení. Nicméně deaktivační plató v praxi není úplně ploché a navíc neexistuje plná shoda ohledně toho, kde začíná a kde končí. I přesto většina NiTi tažných ortodontických pružin vykazuje podstatně rovnoměrnější silové působení v širokém rozmezí prodloužení v



porovnání s ocelovými pružinami [72]. Avšak jasné určení a vymezení fáze klinického plató je nezbytné pro další výzkum mechanických vlastností NiTi tažných ortodontických pružin.

Přechodové teploty NiTi slitin jsou dány přesným složením a jejich termomechanickým zpracováním, a tudíž mohou být dopředu nastaveny. Přechodová teplota je v medicíně nastavena většinou pod hodnotu 37 °C tak, aby daný medicínský prostředek získal požadovaný tvar při zavedení do lidského těla. Jako příklad můžeme zmínit zavádění stentů do cév [73]. Také v ortodoncii, pokud chceme u NiTi slitin využít efekt superelastivity, musí být slitina ve stavu austenitu a tudíž musí být  $A_f$  nastavena dostatečně pod hodnotu běžné teploty v ústech [74], která je proměnlivá a může být v rozmezí 4 až 65 °C [75–77].

Chování NiTi ortodontických pružin je v klinické praxi ovlivňováno několika faktory. Z důvodů teplotní hysterese NiTi slitin je silové působení pružin závislé na změnách teploty [78]. Studie také ukázaly, že po předchozím zatížení nebo aktivaci NiTi drátu může dojít k výraznému zvýšení transformačních teplot [79, 80].

Těchto jevů se pokoušeli využít v klinické praxi a ovlivnit tak chování NiTi ortodontických pružin tzv. preaktivací, při které je pružina přetažena do větší extenze, než je potřeba pro aktivaci a následně zkrácena do tzv. aktivačního prodloužení. Takto aplikované NiTi ortodontické by měly vykazovat působení konstantní síly ve větším rozsahu extenzí [81]. Nicméně výsledky jsou nejednoznačné [82].

## ***Biodegradabilní stenty***

### **Využití stentů**

Stent můžeme popsat jako trubicovitý medicínský prostředek, který se zavádí do dutých orgánů pro zajištění jejich průchodnosti. Jako nejznámější použití může být zmíněno zavedení stentu do koronární tepny při PCI (perkutánní koronární intervenci) [83]. Dalším příkladem je miniinvazivní zavedení stentu do močového traktu při jeho obstrukcích pro zajištění odvodu moče z ledvin [84]. Častým příkladem klinické aplikace je také zavedení stentu do jícnu při dysfagiích z důvodu obstrukcí benigními a maligními nádory [85].

Metalické stenty se v mnoha případech použití ukázaly jako velmi efektivní. Nicméně jejich použití mohou provázet i komplikace. V cévách může docházet k chronickým zánětům jako reakce na cizí těleso, omezení vazomotoriky a riziku trombózy [86]. U stentů zavedených do močovodů se často vyskytuje hematurie a infekce v močových cestách [84]. U jícnových stentů může docházet k jejich prorůstáním měkkými tkáněmi, což může zkomplikovat opakované zavádění stentu při opětovných dysfagiích [87].

Tato omezení podnítila výzkum zaměřený na vývoj biodegradabilních stentů a s nimi i systémů pro podávání léků [83]. Tyto stenty byly úspěšně využity v koronárních tepnách, jícnu, močovodech atd. [88, 89]. Ve srovnání s metalickými stenty jsou hlavními výhodami biodegradabilních stentů absence dlouhodobých komplikací při zajištění dočasného vyztužení, protože se mohou rozpustit v těle pacienta a disponují lepší biokompatibilitu [89, 90].

Tyto výhody jsou však doprovázeny určitými omezeními vyplývajícími ze specifických vlastností biodegradabilních materiálů, zejména s ohledem na mechanickou stabilitu, kterou je potřeba udržet po celou požadovanou dobu léčby. Mechanické vlastnosti biodegradabilních materiálů stentu proto hrají klíčovou roli v bezpečnosti a účinnosti léčby. Návrh designu stentu a jeho aplikace a indikace jsou ovlivňovány právě těmito vlastnostmi. Proto vzniklo mnoho studií zabývajících se vlastnostmi biodegradabilních stentů. Studie byly zaměřeny na biokompatibilitu [91], odolnost vůči korozi a chování při namáhání stentu v tahu a tlaku [92]. Výzkum v oblasti vývoje nových materiálů a návrhů nových designů stentů dále probíhá [93].

## **Viskoelasticita**

Viskoelasticita je důležitou vlastností biodegradabilního materiálu stentu úzce související s mechanickým chováním stentu. Tento parametr primárně ovlivňuje mechanickou stabilitu materiálu stentu v čase, a tedy schopnost stentu dlouhodobě odolávat vnějším silám a zkoumá a popisuje se pomocí tzv. creep<sup>1</sup> a relaxačních<sup>2</sup> testů. Stent musí vykazovat dostatečnou odolnost proti tečení materiálu, aby odolal tlaku okolních tkání po celou dobu aplikace a nedošlo k jeho zúžení či případnému kolapsu [94]. Pro každou klinickou situaci by při výběru stentu měla být rozhodně zohledněna jeho viskoelasticita.

---

<sup>1</sup> tzv. „tečení“ materiálu při konstantním zatížení

<sup>2</sup> pokles působících sil při konstantní deformaci

## **Polydioxanon**

Polydioxanon je biodegradabilní materiál ze skupiny polyesterů. Je degradován procesem hydrolýzy, která se za podmínek nízkého pH urychluje, za vzniku netoxických degradačních produktů. K úplné degradaci dochází v těle okolo 15 týdnů [95]. V první fázi degradace se nejprve rozpadají amorfní části polymeru a v druhé fázi přechází štěpení na krystalické struktury polymeru. Z tohoto důvodu nejsou změny mechanických vlastností polydioxanonu lineární [96]. Polydioxanon se využívá především k výrobě chirurgického šití [97] a také k výrobě biodegradabilních jícnových stentů pro léčbu dysfagií [98].

# Cíle disertační práce

Téměř jakýkoliv lékařský obor má dnes k dispozici široké spektrum pomůcek a nástrojů z moderních medicínských materiálů. Tyto se liší v různých parametrech, jako jsou velikost, tvar, typ materiálu a různé povrchové úpravy atd., a umožňují zvládnout mnoho rozličných klinických situací. Nicméně pro velkou různorodost lékařských pomůcek a nástrojů je obtížné standardizovat testování jejich klíčových vlastností. Znalost těchto zásadních parametrů je však nezbytná pro správný vývoj i výběr pomůcky či nástroje pro konkrétní klinický případ.

Důležité parametry, které je u moderních medicínských materiálů potřeba vzít v potaz, jsou teplotní stabilita materiálu, časová stabilita materiálu a mechanická odolnost. Cílem práce proto bylo vyvinout testovací metodiky pro specifické medicínské aparáty, které by byly schopny izolovaně testovat tyto vlastnosti a zároveň poskytly výstupy relevantní pro klinickou praxi. Práce se soustředila na dvě kategorie medicínských aparátů, na stomatologické NiTi aparáty (konkrétně ortodontické pružinky a endodontické kořenové nástroje) a biodegradabilní stenty.

Jak již bylo zmíněno, NiTi materiály se vyznačují superelasticitou, superplasticitou a tvarovou pamětí. To je umožněno díky mechanicky nebo termálně vyvolanému přechodu materiálu mezi různými formami uspořádání jeho krystalové struktury. Tyto vlastnosti se s výhodou využívají v mnoha medicínských (stomatologických) aplikacích. Zároveň však přinášejí některá omezení a neočekávané či dokonce nežádoucí chování finálních výrobků a způsobují také nemalé potíže při testování termo-mechanických vlastností těchto výrobků. Prvním příkladem je odolnost NiTi endodontických rotačních nástrojů vůči odlomení jejich části během práce v kk. a také jejich schopnost správně opracovávat kk.

- Prvním cílem této disertační práce bylo optimalizovat metodiku pro testování odolnosti NiTi rotačních kořenových nástrojů vůči cyklické únavě a jejich opracovávací schopnost.

Vysoká teplotní závislost termo-mechanických vlastností NiTi slitin zároveň významně ovlivňuje jejich chování při dlouhodobé aplikaci v místech s výrazně se měnící teplotou. Jednoznačným příkladem je aplikace ortodontických pružin v ústech pacienta.

- Dalším cílem bylo testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě v ústech pacienta (4 - 65°C [75, 76]).

Biodegradabilní materiály zažívají v posledních letech v oblasti medicíny obrovský rozmach. Jak bylo popsáno dříve, hlavním benefitem těchto materiálů je absence dlouhodobých komplikací souvisejících s přítomností cizího tělesa v těle pacienta. Naproti působení degradačních procesů je však potřeba udržet biodegradabilní aparáty plně funkční po dobu léčby. Obzvláště pro tělní výztuže je velice důležitým parametrem mechanická stabilita v závislosti na čase. Zvláště pokud jde o biodegradabilní materiály, jelikož mechanická stabilita je ovlivněna nejen jejich postupnou degradací, ale i jejich viskoelastickými vlastnostmi.

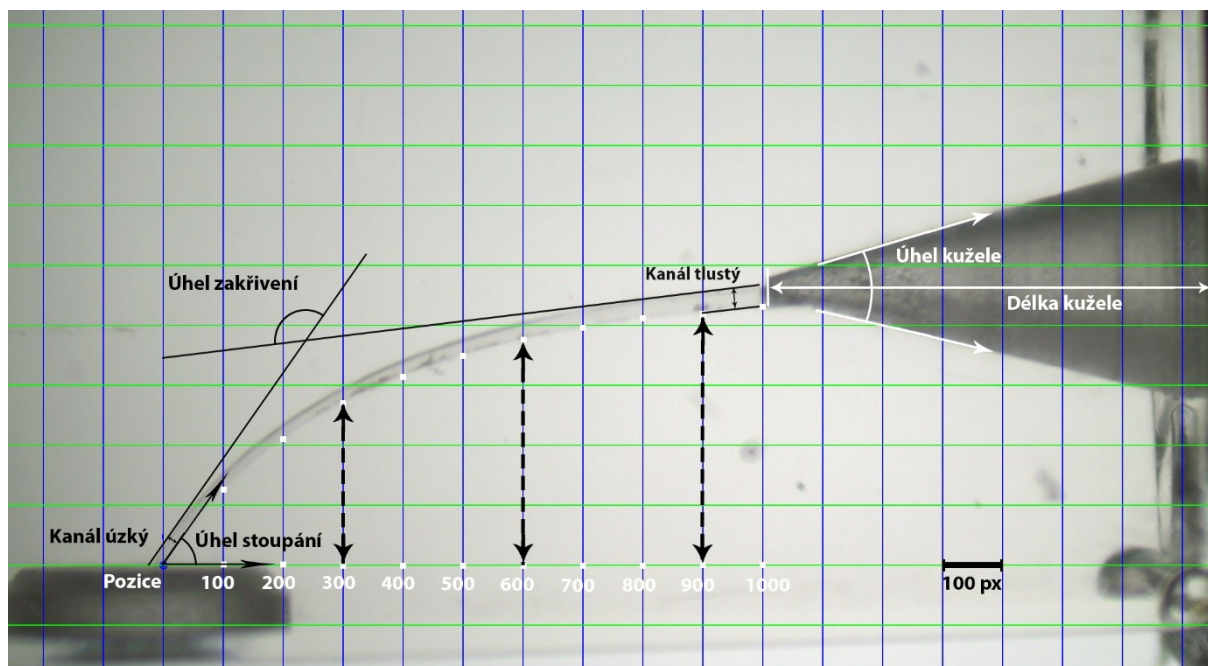
- Třetím cílem této práce tedy bylo izolovaně testovat viskoelastické vlastnosti a jejich vliv na mechanickou stabilitu jícnových biodegradabilních stentů.

# Metody a materiál

## 1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovací schopnosti kořenových nástrojů

Cílem bylo optimalizovat metodiku pro testování odolnosti NiTi rotačních kořenových nástroje vůči cyklické únavě a jejich opracovací schopnost. Za tímto účelem bylo vytvořeno 20 kopií pryskyřičných endobločků pomocí 3D JetPrinting metody. Tyto 3DP (3D vytištěný) endobločky byly následně srovnány s komerčně dostupnými originály. Byla hodnocena rozměrová přesnost vytisknutých bločků a opakovatelnost procesu jejich výroby.

Celkově 20 komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků (Endo-Training-Bloc-J Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) bylo vyfoceno binokulárním mikroskopem (DSZS 1112-300, Arsenal, Prague, Czech Republic). Na těchto fotografiích byly pomocí NIS-Elements 3.20 (Nikon Instruments Inc., Melville NY, USA) analyzovány námi zvolené klíčové parametry simulovaného kk. Jsou jimi úhel kužele a délka kužele, které jednoznačně popisují část, která má simulovat trepanační otvor ke vstupu do kk. Dalšími parametry jsou kanál tlustý a kanál úzký, které popisují průměry simulovaného kk. u vstupu do kk. a u jeho výstupu. Profil kanálku byl určen pomocí měření vzdálenosti kolmých vzdáleností kanálku od roviny výstupního otvoru endobločku na deseti pozicích odstupňovaných po 100 px od apikálního konce kanálku (**Obrázek 9**). Pozice, úhel zakřivení a úhel stoupání byly zvoleny tak, aby jasně definovaly průběh zakřivení simulovaného kk. (**Obrázek 9**).



**Obrázek 9.** Schematické znázornění zvolených parametrů k jednoznačnému popisu simulovaného kk.

Průměry těchto parametrů byly využity pro vytvoření 3D nákresu v CAD softwaru (Cloud Powered 3D CAD/CAM Software for Product Design | Fusion 360, 2018, Autodesk, San Rafael, USA). Následně bylo podle tohoto nákresu vytisknuto na 3D tiskárně Objet30 Pro (Stratasys, Eden Prairie, USA) 20 3DP endobločků pomocí technologie JetPrinting. Jako materiál byla použita akrylová pryskyřice (VeroClear-RGD810, Stratasys, Eden Prairie, USA). Přesnost tisku byla nastavena tak, že tloušťka jedné tisknuté vrstvy byla 16  $\mu\text{m}$ . Pro podpěry byl využit vodou rozpustný podpěrný materiál (SUP706B, Stratasys, Eden Prairie, USA), který by měl být snadno odstraněn proudem vody. Nicméně v takovém 3DP endobločku díky hrubosti povrchu a následnému rozptylu světla nebylo možné zanalyzovat simulovaný kk., proto byl 3DP endobloček potřén dentálním adhesivem Evetric Bond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) a vytvrzen po přiložení na hladký kovový plíšek. Takto zhotovené prototypy byly opracovány K-filem ISO 10 a během opracovávání vyplachovány 96 % etanolem za účelem odstranění podpěrného materiálu. Klíčové parametry těchto prototypů byly analyzovány stejně jako u komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků.

Z důvodu posunu ohniskové roviny 3DP endobločků vůči komerčně vyráběným pryskyřičným endobločkům došlo k relativnímu posunu vzdálenosti jednotlivých výšek profilu kanálku. To znamenalo, že vzdálenost 100 px u výšek profilu kanálku u 3DP endobločků byla 852.2  $\mu\text{m}$  a u komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků byla 743.8  $\mu\text{m}$ . Tato neshoda byla vyřešena recalibrací. Z hodnot výšek profilu simulovaného kk. komerčně vyráběného pryskyřičného kk. byla zpracována polynomická funkce čtvrtého řádu. Použitím této funkce byly přepočítány hodnoty výšek 3DP endobločků.

Výsledky byly zpracovány a statisticky analyzovány v programu MS Excel 2016 (Microsoft Corp., Redmond WA, USA) a NCSS 10 (2015, NCSS, LLC., Kaysville, Utah, USA, [ncss.com/software/ncss](http://ncss.com/software/ncss)). Hodnoty ukazovaly normální rozdělení v populaci, proto byl pro popsání dat použit průměr a směrodatná odchylka ( $\bar{X} \pm SD$ ). Pro testování přesnosti tisku byly porovnány hodnoty simulovaných kk. 3DP endobločků s hodnotami, které byly použity jako vstupní parametry pro CAD model použitím jednovýběrového t-testu. Pomocí Levenova testu shodnosti rozptylů jsme porovnali reprodukovatelnost výroby komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků s 3DP endobločky se simulovaným kk. Pro všechny testy byla nastavena hladina významnosti testu  $p = 0,05$  [99].



## 2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě

Cílem této práce bylo testovat mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin. U NiTi ortodontických pružin je z klinického pohledu nejdůležitější deaktivační plató. Je to část zátěžové křivky, při které je působící síla pružiny nezávislá na jejím prodloužení a využívá se pro posun ošetřovaného zubu do správné polohy. Proto bylo cílem této práce nejdříve stanovit metodiku pro jednoznačné určení deaktivačního plató. S vytvořenou metodikou bylo možné testovat elastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin pomocí mechanického cyklování a následně porovnávat deaktivační plató různých druhů pružin. Další pozornost byla věnována stálosti působící síly v čase při ortodontické léčbě. Vliv viskózní složky na degradaci síly byl testován pomocí relaxačního testu síly v čase a vliv změn teplot na chování NiTi ortodontické pružiny byl testován pomocí termo-mechanického cyklování, při kterém byly cíleně měněny teploty prostředí simulující možné změny teplot v ústech pacienta.

### *Klinické plató*

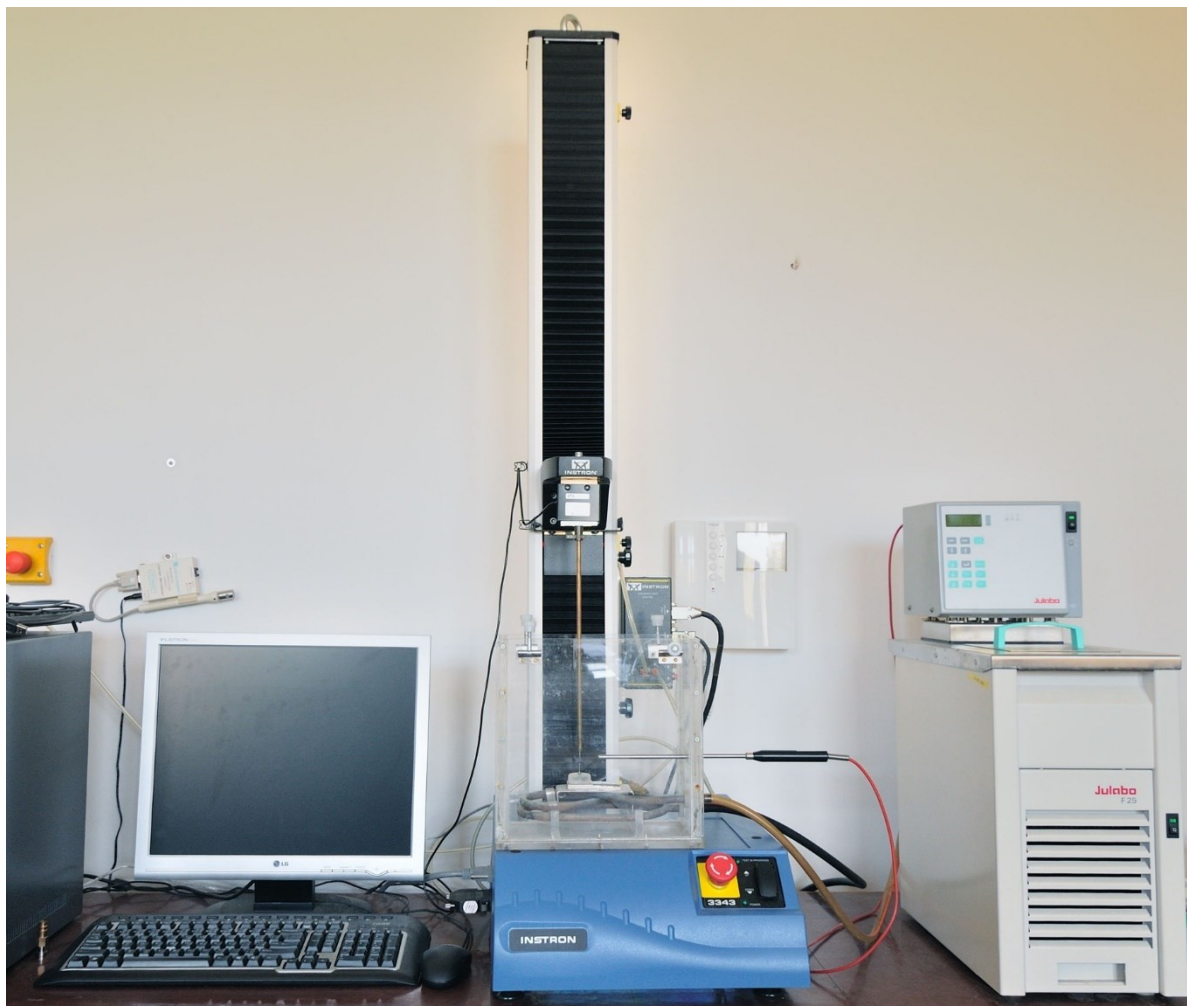
Bylo otestováno deset druhů ortodontických pružin od pěti výrobců (**Tabulka 1.**). Od každého typu bylo použito patnáct vzorků. Pro napodobení klinické situace při aplikaci ortodontické pružinky byly nejdříve vzorky za konstantní teploty 37 °C aktivovány prodloužením do jejich specifické délky pro aplikaci a následně deaktivovány jejich vrácením do původní délky. Během testování jsme měřili působící sílu, prodloužení pružiny a teplotu okolí. Pro testování jsme použili univerzální testovací systém Instron 3343 (Canton, Mass), který měřil prodloužení a sílu. Do přístroje byla namontována měřící hlavice s rozsahem  $\pm 10$  N. Teplota v termostatické vodní lázni, v které bylo testování prováděno, byla kontrolována a zajišťována termostatem Julabo F25 (Allentown, Pa) a měřícím systémem VOLTCRAFT IR 1600 - 50D (Conrad Electronic SE, Hirschau, Germany) (**Obrázek 10.**). Přesnost měření teploty byla nastavena  $\pm 0.1$  °C. Přichycení vzorků do měřícího přístroje zajišťovalo speciálně vyrobené ukotvení zakončené háčky, které zamezovalo rotaci vzorků (**Obrázek 11.**).

**Tabulka 1.** Tabulka deseti typů NiTi ortodontických pružin

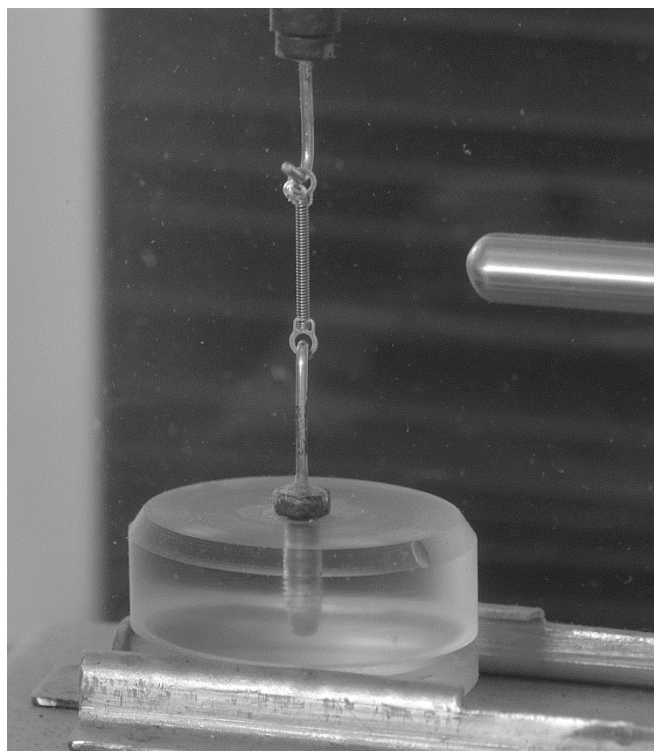
Zkratky	Výrobce	Typ	Katalogové číslo	Síla (g)	Délka (mm)	Maximální. prodloužení (mm)
<b>3M 9</b>	3M American	Medium 200 g	344-200	200	9	12
<b>AO 9</b>	Orthodontics	0.030 in/0.76 mm	855-180	N/A	9	12
<b>D b</b>	Dentaurum	Light (blue)	302-012-00	N/A	8	12
<b>D y</b>	Dentaurum	Medium (yellow)	302-012-10	N/A	8	12
<b>GAC L</b>	GAC	Light (100 g)	10-000-03	100	9	12
<b>GAC H</b>	GAC Ortho	Heavy (200 g)	10-000-01	200	9	12
<b>OO 9</b>	Organizers	0.010x0.030 (200 g)	100-622	200	9	12
<b>3M 12</b>	3M American	Medium 200 g	346-200	200	12	24
<b>AO 12</b>	Orthodontics Ortho	0.030 in/0.76 mm	855-181	N/A	12	24
<b>OO 12</b>	Organizers	0.010x0.030 (200 g)	100-623	200	12	24

Pro určení a nalezení deaktivčních platů by zvolen následující postup. Byli spočítány hodnoty sklonů jako podíl síly a prodloužení mezi všemi dvojicemi po sobě jdoucích měřicích bodů v deaktivční části hysterezní křivky. Takto byl získán interval mezi maximální a minimální hodnotou sklonů, který byl poté rozdělen na řadu stejně vzdálených podintervalů. Těchto podintervalů bylo zvoleno šest, protože se ukázalo, že to představuje dobrý kompromis mezi granularitou a stabilitou výsledků. Hodnoty sklonů byly rozříděny do jednotlivých podintervalů. Podinterval obsahující nejvíce hodnot sklonů blízko minimu byl nazván jako rozhodující interval. Pokud byly dva po sobě jdoucí podinterval s podobnými hodnotami maximální četnosti vždy jsme volili ten nižší. Potom měřicí body náležející k deaktivčnímu plató jsou ty, u nichž sklon k dalšímu měřicímu bodu byl roven nebo menší než horní hranice rozhodujícího intervalu. Tudíž začátek deaktivčního plató odpovídá měřicímu bodu v oblasti deaktivčního plató s největší hodnotou prodloužení. Konec deaktivčního plató pak odpovídá měřicímu bodu v oblasti deaktivčního plató s nejmenší hodnotou prodloužení. Sklon deaktivčního plató byl určen pomocí lineární regrese bodů deaktivčního plató a je roven sklonu regresní přímky.

Naměřená data byla zpracována a statisticky vyhodnocena v programu MS Excel 2007 (Microsoft Corp, Redmond WA, USA) a NCSS 2007 (NCSS LLC, Kaysville, Utah, USA. [www.ncss.com](http://www.ncss.com)) [100].



**Obrázek 10.** Měřící aparatura skládající se z univerzálního testovacího systému Instron 3343 s termostatickou vodní lázní a termostatem Julabo F25.



**Obrázek 11.** Znáznornění upevnění ortodontické NiTi pružiny do měřící aparatury.

### ***Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin a vliv mechanické stabilizace***

Pro měření bylo použito 15 vzorků od každého typu NiTi ortodontické pružiny (**Tabulka 1.**). K měření byla použita stejná měřící aparatura jako v kapitole Klinické plató (**Obrázek 10. a 11.**). Naměřená data byla zpracována pomocí MS Excel 2007 (Microsoft Corp, Redmond WA, USA), NCSS 2007 (NCSS LLC, Kaysville, Utah, USA. [www.ncss.com](http://www.ncss.com)) a CurveExpert verze 1.40 (Hyams Development, USA). Za těchto podmínek byla provedena následující měření.

#### **Elastické vlastnosti a mechanická stabilizace**

Závislost síly na prodloužení byla měřena pomocí několika následných po sobě následujících měřících cyklů. V rámci každého jednoho měřícího cyklu byly nové nepoužité NiTi ortodontické pružiny prodlouženy a následně zkráceny do původní velikosti. Maximální prodloužení v prvním cyklu bylo o 1 mm. Prodloužení každého dalšího cyklu bylo o 1 mm větší než u předchozího cyklu. Dále byly vzorky ponechány 30 dní bez zatížení a následně bylo provedeno

40 cyklů s maximálním povoleným prodloužením za účelem mechanické stabilizace. Poté bylo opětovně provedeno měření cyklováním s narůstajícím prodloužením v každém cyklu stejně jako u nových nepoužitých vzorků.

### **Viskózní vlastnosti**

Byl proveden in vitro relaxační test síly v čase s novými NiTi ortodontickými pružinami, které byly prodlouženy o 6 mm. Při tomto konstantním prodloužení byly vzorky měřeny po dobu 1800 s = 30 minut. Na změřené hodnoty síly v závislosti na čase byl aplikován generalizovaný Maxwellův model, popsáný **rovnici 1**. Pomocí tohoto modelu bylo možné odhadnout viskoelastické vlastnosti pružinky a její chování dále v čase.

$$F_R(t) = F_\infty + \sum_n F_n e^{-\frac{t}{\tau_n}} \quad (1)$$

$F_R$  představuje relaxaci síly NiTi ortodontické pružiny v průběhu času,  $t$  je doba relaxace,  $F_\infty$  je síla NiTi ortodontické pružiny v nekonečném čase, tj. teoretická ustálená síla po konci relaxačního procesu,  $n$  je počet dílčích procesů přispívajících k celkové relaxaci síly,  $F_n$  je velikost příspěvku dílčího procesu k celkové relaxaci síly a  $\tau_n$  je relaxační časová konstanta částečně přispívající procesu.

### **Porovnání elastických vlastností, mechanické stabilizace a viskózních vlastností**

S novou nepoužitou NiTi ortodontickou pružinou byl proveden jeden měřicí cyklus s prodloužením o 6 mm. Ta byla následně cyklována (min. 40 cyklů) a ponechána devět měsíců v klidu. Poté byl u ní proveden cyklus s prodloužením o 6 mm. Následně byl proveden relaxační test síly v čase při prodloužení vzorku o 6 mm. V této situaci byla ponechána po dobu 5 hod a následně byla vrácena do původní délky a tím byl cyklus uzavřen. Jako poslední měření byl proveden cyklus s prodloužením o 12 mm [101].

## ***Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin***

Pro měření bylo použito 5 vzorků od každého typu NiTi ortodontické pružiny (**Tabulka 1.**). Měřicí aparatura byla stejná jako v kapitole Klinické plató (**Obrázek 10. a 11.**). Za účelem nalezení dvou vhodných NiTi ortodontických pružin pro porovnání vlivu teploty na mechanické vlastnosti byly provedeny tzv. testy o jednom cyklu (test 1). Následně byla vybrána jako první pružinka s největší mechanickou hysterezí (GAC L) a druhá pružinka s nejmenší mechanickou hysterezí (3M 9). Poté jsme provedli simulaci požití teplého a studeného jídla (test 2).

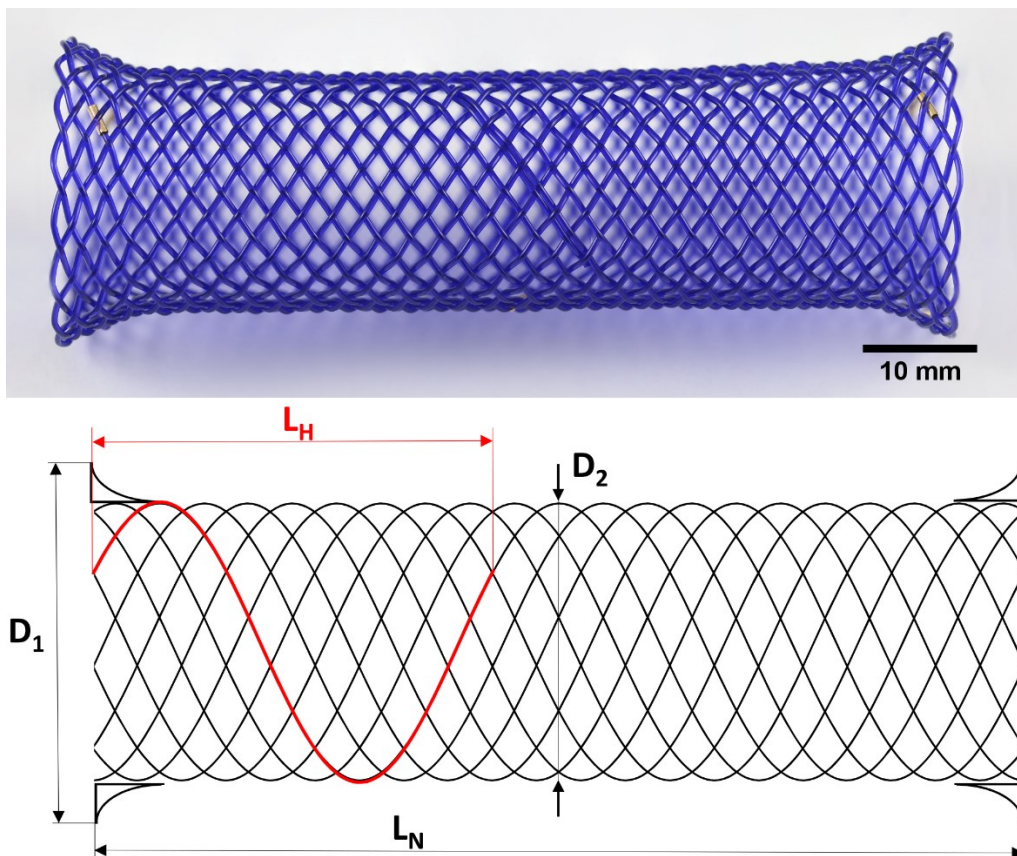
Pro účely srovnání zátěžových křivek a hysterezí jednotlivých vzorků byly při konstantní teplotě 37 °C provedeny testy o jednom cyklu s maximálním prodloužením vzorku o 12 mm (test 1a). Pro detailnější srovnání zátěžových křivek pružinek GAC L a 3M 9 při konstantní teplotě oproti testování s proměnlivou teplotou (test 2), byl také proveden test s jedním cyklem s prodloužením o 2,6 mm (test 1b) a druhý test s jedním cyklem s prodloužením o 6 mm (test 1c) při konstantní teplotě 37 °C.

V testu 2 byla provedena simulace požití teplého jídla (např. horká káva) a ochlazení zpět na tělesnou teplotu v dutině ústní zahřátím z 37 °C na 57 °C a zpětně na 37 °C. Dále se simulovalo požití studeného jídla (např. studeného nápoje nebo zmrzliny) a ohřátí zpět na tělesnou teplotu ochlazením z 37 °C na 17 °C a zpětně na 37 °C. Cyklus zahřátí nebo ochlazení o 20 °C s reverzí trval 15 minut. Pro testování bylo zvoleno prodloužení 2,6 mm s preaktivací prodloužením o 6 mm, protože je to typická klinická situace při uzavírání mezery po extrakci premolárů [102]. Test 2 byl rozdělen na test 2a a 2b. V testu 2a byly NiTi ortodontické pružiny GAC L a 3M 9 při konstantní teplotě 37 °C prodlouženy o 6 mm a následně zkráceny na prodloužení o 2,6 mm. Toto prodloužení bylo přibližně do střední části deaktivačního plató. Při tomto konstantním prodloužení o 2,6 mm byl proveden teplotní cyklus. Nejdříve proběhlo ohřátí vzorku z 37 °C na 57 °C, poté došlo k ochlazení na 17 °C a následně k oteplení na 57 °C, poté proběhlo opět ochlazení na 17 °C a nakonec zahřátí na 37 °C. Po tomto teplotním cyklu byl vzorek při konstantní teplotě 37 °C zkrácen do původní délky. V testu 2b byl vzorek při konstantní teplotě 37 °C prodloužen o 6 mm a následně zkrácen na prodloužení 2,6 mm. Při tomto konstantním prodloužení o 2,6 mm byl proveden jeden teplotní šok zahřátím vzorku z 37 °C na 57 °C a jeho následné ochlazení zpět na 37 °C. Nakonec byl vzorek za konstantní teploty 37 °C zkrácen do původní délky [103].

### 3. Viskoelastické vlastnosti stentu

Biodegradabilní stenty se stávají perspektivní metodou pro léčbu striktur jícnu. Pro správnou funkci jícnového biodegradabilního stentu je nezbytná jeho dostatečná síla působící na stěny jícnu po celou dobu léčby tak, aby nedošlo k jeho předčasnému zúžení nebo kolapsu. Z tohoto důvodu je nezbytné znát viskoelastické vlastnosti stentu. Pro jejich testování byl použit in vitro relaxační test síly v čase.

Pro testování jsme použili deset komerčně vyráběných biodegradabilních samoexpandibilních SX-ELLA stentů vyrobených z polydioxanonu. Tyto stenty jsou 80 mm dlouhé ( $L_N$ ), mají 25 mm ( $D_1$ ) v průměru, kde se konce rozšiřují do průměru 31 mm ( $D_2$ ) a jsou upleteny z jednoho filamentu (**Obrázek 12.**). Pro test jsme zvolili zúžení na 17 mm jako průměr symptomatických jícnových zúžení [104]. Prodloužení stentu o 56 mm změnilo průměr stentu z původních 25 mm na požadovaných 17 mm [105].



**Obrázek 12.** A) fotografie a B) schematický náčrt biodegradabilního samoexpandibilního stentu SX-ELLA.  $L_N$  je celková délka nezatíženého stentu;  $D_1$ ,  $D_2$  jsou průměry stentu;  $L_H$  je délka jednoho závitu nezatíženého stentu.

Relaxační test byl proveden na univerzálním testovacím systému Instron 3343 (Canton, Mass) s nainstalovaným nástavcem pro zatížení do 1 kN. Pro stálost teploty bylo měření prováděno ve vzduchové komoře kontrolované termostatem Julabo F25 (Allentown, Pa). Konce stentů byly uchyceny párem speciálních na míru vyrobených držičů. Stent byl uchycen pomocí speciálně vyrobeného trubicovitého přípravku v němž byl zafixován pomocí nerezových jehel, které byly příčně provlečeny otvory v síťce na koncích stentu (**Obrázek 13.**). Toto uchycení umožňuje v průběhu testu relativně volný pohyb stentu v radiálním směru a snadnou změnu jeho průměru bez výrazného tření.



**Obrázek 13.** Detail speciálních na míru vyrobených držičů stentu

Poté byl každý stent prodloužen o 56 mm (+70 %) z původní délky ( $L_N = 80$  mm) na celkovou délku  $L_S = 136$  mm. Toto prodloužení bylo provedeno rychlostí  $10 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ . V této prodloužené pozici byl stent držen 48 h (172 800 s) při konstantní teplotě  $37 \pm 0.3$  °C. Axiální síla stentu byla zaznamenávána s ohledem na očekávanou dynamiku relaxace síly v následujících frekvencích:  $1/0.1 \text{ s}^{-1}$  pro prvních 25,6 s,  $1/3 \text{ s}^{-1}$  pro dalších 60 s,  $1/10 \text{ s}^{-1}$  pro dalších 450 s a  $1/300 \text{ s}^{-1}$  do konce 172 800 s. Následně byla sledována statistická významnost relaxace síly mezi vybranými po sobě jdoucími časovými úseky (0 s, 10 min, 20 min, 30 min, 1 h, 2 h, 24 h a 48 h). Dále byla měřena také relativní vlhkost při extrémních výkyvech, tedy rozdíl větší než 10 %, kvůli



přirozené hydrofilitě polydioxanonu, která by mohla potenciálně ovlivnit naměřená data. Pro ověření a predikci jsme také modelovali relaxaci síly pomocí generalizovaného Maxwellova modelu, popsaného **rovnici 2**.

$$F_A(t) = F_\infty + \sum_n F_n e^{-\frac{t}{\tau_n}} \quad (2)$$

$F_A$  představuje hodnotu axiální síly stentu v průběhu času,  $t$  je doba relaxace,  $F_\infty$  je axiální síla stentu v nekonečném čase, tj. teoretická ustálená axiální síla po konci relaxačního procesu,  $n$  je počet dílčích procesů přispívajících k celkové relaxaci axiální síly,  $F_n$  je velikost příspěvku dílčího procesu k celkové relaxaci síly a  $\tau_n$  je relaxační časová konstanta částečně přispívající procesu.

Přepočítání axiální síly na radiální sílu  $F_R$  lze provést podle **rovnice 3**.

$$F_R = 4\pi F_A \sqrt{\frac{\left(\frac{\pi^2 D_1^2}{L_H^2} + 1\right) L_N^2}{L_S^2} - 1} \quad (3)$$

kde  $L_H$  je délka jednoho závitu nezátíženého stentu [106].

# Výsledky

## 1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovací schopnosti kořenových nástrojů

**Tabulka 2.** ukazuje naměřené klíčové parametry komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků (Endo-Training-Bloc-J Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) a odpovídající zaokrouhlené hodnoty použité jako vstup pro CAD model pro 3DP endobločky. Pro účely srovnání komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků s 3DP endobločky jsou v tabulce 2. uvedeny také opravené hodnoty komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků získané pomocí proložené polynomické funkce čtvrtého stupně.

**Tabulka 3.** ukazuje naměřené klíčové parametry 3DP endobločků. V porovnání s komerčně vyráběnými pryskyřičnými endobločky měly profily simulovaných kk. 3DP endobločků statisticky významně nižší rozměrovou variabilitu, jak ukazovaly výsledky Leveneova testu (**Tabulka 4.**). Rozměrová variabilita 3DP endobločků reprezentovaná variačními koeficienty byla 2 - 5x nižší než variabilita komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků (**Tabulka 3**).

Všechny naměřené hodnoty profilů kanálku 3DP endobločků na příslušných pozicích byly statisticky významně odlišné od komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků, jak prokázal jednovýběrový  $t$  – test (**Tabulka 4.**). Čím větší byla naměřená hodnota *pozice*, tím větší byl pozorovaný rozdíl. Maximální rozdíl profilu kanálku byl pozorován při 1000 px (odpovídající „skutečné“ poloze 7438  $\mu\text{m}$ ), kde průměrná naměřená hodnota *pozice* 3DP endobločku byla o 8 % menší (**Tabulka 4.**; poměr průměrů 3DP / Originál) než odpovídající hodnota profilu komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků.

Kromě parametru *kanál úzký* se významně lišily i ostatní sledované parametry (**Tabulka 4.**). S ohledem na variabilitu dat se *kanál úzký*, *kanál tlustý*, *úhel zakřivení* a *úhel stoupání* 3DP endobločků významně nelišily od komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků. Pouze v případě parametru *úhel kužele* byla variabilita naměřených dat 3DP endobločků více než čtyřnásobná (Poměr variačních koeficientů 3DP / Originál, **Tabulka 4.**), než u komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků [99].

**Tabulka 2.** Klíčové parametry originálních komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků (Originál) – <sup>1)</sup> naměřené hodnoty, <sup>2)</sup> zaokrouhlené střední hodnoty použité jako vstupní parametry pro CAD model, and <sup>3)</sup> opravené hodnoty pro porovnání.

Pozice	Originál <sup>1</sup> ( $\mu\text{m}$ )	Variační koeficient <sup>1</sup> (%)	Vstupní parametry	
			Originál <sup>2</sup> ( $\mu\text{m}$ )	Opravené <sup>3</sup> ( $\mu\text{m}$ )
<b>@ 100px</b>	1 208.0 $\pm$ 85.3	7.06	1 208.0	1 090.4
<b>@ 200px</b>	1 954.3 $\pm$ 120.3	6.15	1 954.3	1 791.1
<b>@ 300px</b>	2 467.8 $\pm$ 130.4	5.28	2 467.8	2 296.4
<b>@ 400px</b>	2 820.9 $\pm$ 136.6	4.84	2 820.9	2 658.1
<b>@ 500px</b>	3 065.1 $\pm$ 130.6	4.26	3 065.1	2 918.5
<b>@ 600px</b>	3 249.4 $\pm$ 121.3	3.73	3 249.4	3 111.2
<b>@ 700px</b>	3 381.4 $\pm$ 110.2	3.26	3 381.4	3 260.6
<b>@ 800px</b>	3 481.8 $\pm$ 99.8	2.87	3 481.8	3 382.0
<b>@ 900px</b>	3 590.8 $\pm$ 220.3	6.14	3 590.8	3 481.9
<b>@ 1000px</b>	3 592.6 $\pm$ 82.2	2.29	3 592.6	3 557.4
<b>Kanál úzký</b>	136.9 $\pm$ 11.3	8.24	136.9	–
<b>Kanál tlustý</b>	314.3 $\pm$ 15.2	4.84	314.3	–
<b>Délka kužele</b>	6 033.4 $\pm$ 196.7	3.26	6 033.4	–
	<b>(deg)</b>	<b>(%)</b>	<b>(deg)</b>	–
<b>Úhel zakřivení</b>	125.47 $\pm$ 2.78	2.22	125.5	–
<b>Úhel kužele</b>	29.40 $\pm$ 0.30	1.01	29.4	–
<b>Úhel stoupání</b>	58.24 $\pm$ 2.18	3.74	58.2	–

**Tabulka 3.** Klíčové parametry 3DP endobločků se simulovaným kk.

	<b>Pozice</b>	<b>3DP (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Variační koeficient (%)</b>
<b>Profil kanálku</b>	@ 100px	1 121.0 $\pm$ 47.7	4.26
	@ 200px	1 759.3 $\pm$ 41.1	2.34
	@ 300px	2 225.8 $\pm$ 34.7	1.56
	@ 400px	2 535.9 $\pm$ 30.7	1.21
	@ 500px	2 756.9 $\pm$ 34.3	1.24
	@ 600px	2 921.0 $\pm$ 32.5	1.11
	@ 700px	3 053.7 $\pm$ 30.0	0.98
	@ 800px	3 138.0 $\pm$ 35.3	1.13
	@ 900px	3 211.0 $\pm$ 43.7	1.36
	@ 1000px	3 261.9 $\pm$ 39.6	1.21
	<b>Kanál úzký</b>	130.9 $\pm$ 13.1	10.01
	<b>Kanál tlustý</b>	348.1 $\pm$ 17.2	4.95
	<b>Délka kužele</b>	5 459.2 $\pm$ 82.6	1.51
		<b>(deg)</b>	<b>(%)</b>
	<b>Úhel zakřivení</b>	127.46 $\pm$ 2.25	1.76
	<b>Úhel kužele</b>	28.68 $\pm$ 1.21	4.21
	<b>Úhel stoupání</b>	54.23 $\pm$ 2.29	4.23

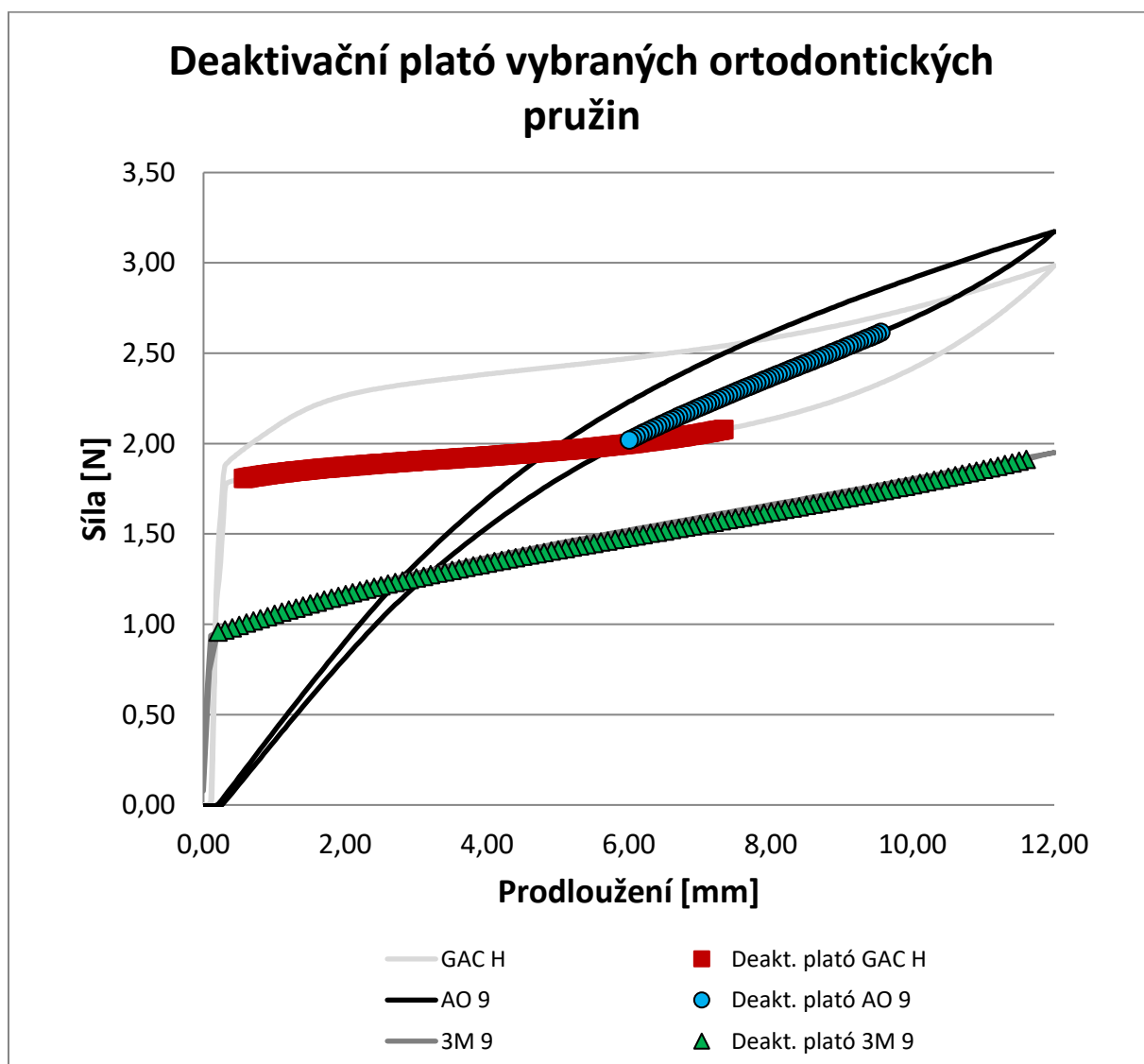
**Tabulka 4.** Porovnání klíčových parametrů komerčně vyráběné pryskyřičné endobločky s 3DP endobločky. Hvězdička (\*) označuje nesignifikantní rozdíly příslušných parametrů 3DP endobloček ve srovnání s komerčně vyráběnými pryskyřičnými endobločky.

Pozice	Poměr průměrů 3DP / Originál (%)	jednovýběrový t – test		Poměr variačních koeficientů 3DP / Originál (%)	Levenův test <i>p</i>
		<i>p</i>	síla testu		
<b>Profil kanálku</b>					
@ 100px	103	= 0.010	0.777	56	= 0.018
@ 200px	98	= 0.003	0.907	34	> 0.001
@ 300px	97	> 0.001	1	27	> 0.001
@ 400px	95	> 0.001	1	22	> 0.001
@ 500px	94	> 0.001	1	26	> 0.001
@ 600px	94	> 0.001	1	27	> 0.001
@ 700px	94	> 0.001	1	27	> 0.001
@ 800px	93	> 0.001	1	35	= 0.003
@ 900px	92	> 0.001	1	20	= 0.037
@ 1000px	92	> 0.001	1	48	= 0.027
Kanál úzký	96	= 0.055*	0.493	116	= 0.488*
Kanál tlustý	111	> 0.001	1	113	= 0.272*
Délka kužele	90	> 0.001	1	42	= 0.050
	(%)			(%)	
Úhel zakřivení	102	> 0.001	0.958	81	= 0.392*
Úhel kužele	98	= 0.015	0.715	408	> 0.001
Úhel stoupání	93	> 0.001	1	105	= 0.876*

## 2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě

### *Klinické plató*

**Tabulka 5.** ukazuje zjištěné parametry deaktivačního plató jednotlivých typů NiTi ortodontických pružin. Nejdelšího deaktivačního plató dosáhla 3M 9 pro skupinu 9 mm a 3M 12 pro skupinu 12 mm. Nejmenší sklon deaktivačního plató měla GAC L. Výběr některých typů deaktivačních plató je znázorněn v grafu (**Obrázek 14.**) [100].



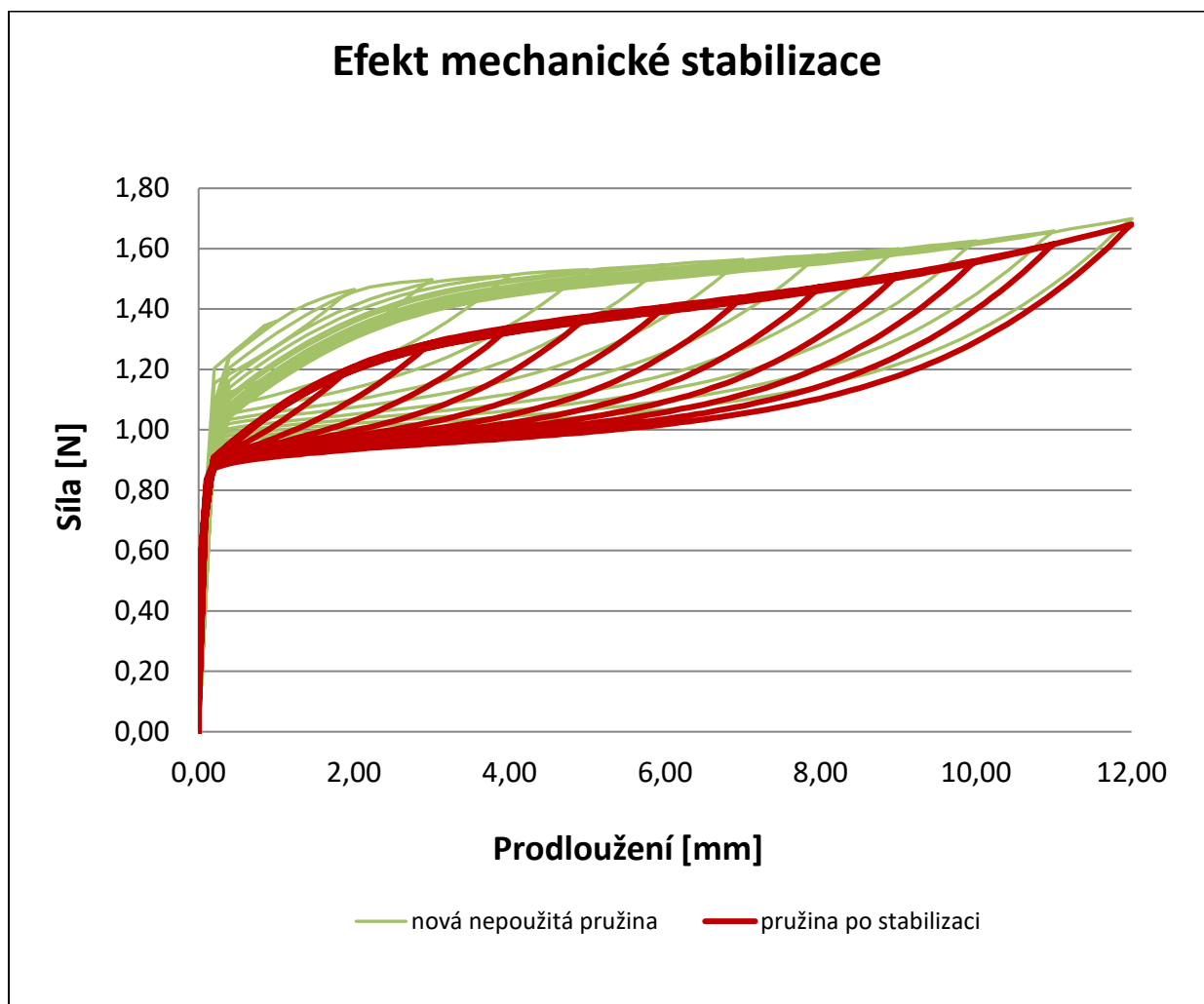
**Obrázek 14.** Grafické znázornění různých typů deaktivačního plató. Zastoupeny jsou NiTi ortodontické pružiny GAC H, AO 9 a 3M 9

**Tabulka 5.** Výsledky vlastností deaktivačního platů. Ve sloupci “Síla” jsou minimální a maximální hodnoty síly působící během deaktivačního platů. Ve sloupci “Prodloužení pružiny” jsou hodnoty prodloužení NiTi ortodontické pružiny, ve kterých se nacházelo deaktivační platů. Ve sloupci “Velikost” jsou hodnoty rozsahu deaktivačního platů. Sloupec “Sklon” ukazuje poměry síly a prodloužení po sobě jdoucích naměřených bodů v deaktivačním platů.

Jednotlivé typy pružin (zkratky)	Deaktivační platů					
	Síla [N]		Prodloužení pružiny [mm]		Velikost [mm]	Sklon [N.mm <sup>-1</sup> ]
	od (Q1-Q3)	do (Q1-Q3)	od (Q1-Q3)	do (Q1-Q3)	(Q1-Q3)	(Q1-Q3)
<b>3M 9</b>	0.88 (0,87–0,95)	1.90 (1,86–1,95)	0.38 (0,38–0,40)	11.83 (11,83–11,83)	11.45 (11,25–11,45)	0.08 (0,08–0,08)
<b>AO 9</b>	2.25 (2,24–2,28)	3.29 (3,27–3,31)	4.20 (4,20–4,40)	8.80 (8,80–9,00)	4.60 (4,40–4,60)	0.22 (0,22–0,22)
<b>D b</b>	0.88 (0,87–0,90)	1.42 (1,41–1,43)	1.20 (1,18–1,38)	9.78 (9,58–9,78)	8.40 (8,40–8,60)	0.06 (0,06–0,06)
<b>D y</b>	1.20 (1,19–1,21)	1.57 (1,56–1,59)	0.78 (0,78–0,80)	6.58 (6,38–6,58)	5.80 (5,60–5,80)	0.06 (0,06–0,06)
<b>GAC L</b>	0.85 (0,83–0,86)	1.00 (0,99–1,01)	0.40 (0,40–0,40)	7.20 (7,20–7,20)	6.80 (6,80–6,80)	0.02 (0,02–0,02)
<b>GAC H</b>	1.95 (1,91–1,98)	2.45 (2,39–2,49)	0.60 (0,60–0,80)	6.80 (6,60–6,80)	6.00 (5,80–6,20)	0.08 (0,06–0,08)
<b>OO 9</b>	1.95 (1,93–1,97)	2.81 (2,79–2,83)	4.80 (4,60–4,80)	9.80 (9,80–9,80)	5.20 (5,00–5,20)	0.17 (0,16–0,17)
<b>3M 12</b>	1.02 (0,99–1,04)	2.06 (2,02–2,08)	0.40 (0,20–0,60)	23.21 (23,00–23,38)	22.81 (22,40–23,01)	0.04 (0,04–0,04)
<b>AO 12</b>	2.09 (2,06–2,11)	3.06 (3,03–3,09)	7.80 (7,60–8,00)	17.00 (16,80–17,00)	9.20 (9,00–9,40)	0.10 (0,10–0,11)
<b>OO 12</b>	1.96 (1,92–1,98)	2.83 (2,80–2,88)	9.20 (8,60–9,40)	18.60 (18,40–18,80)	9.40 (9,20–9,80)	0.09 (0,08–0,09)

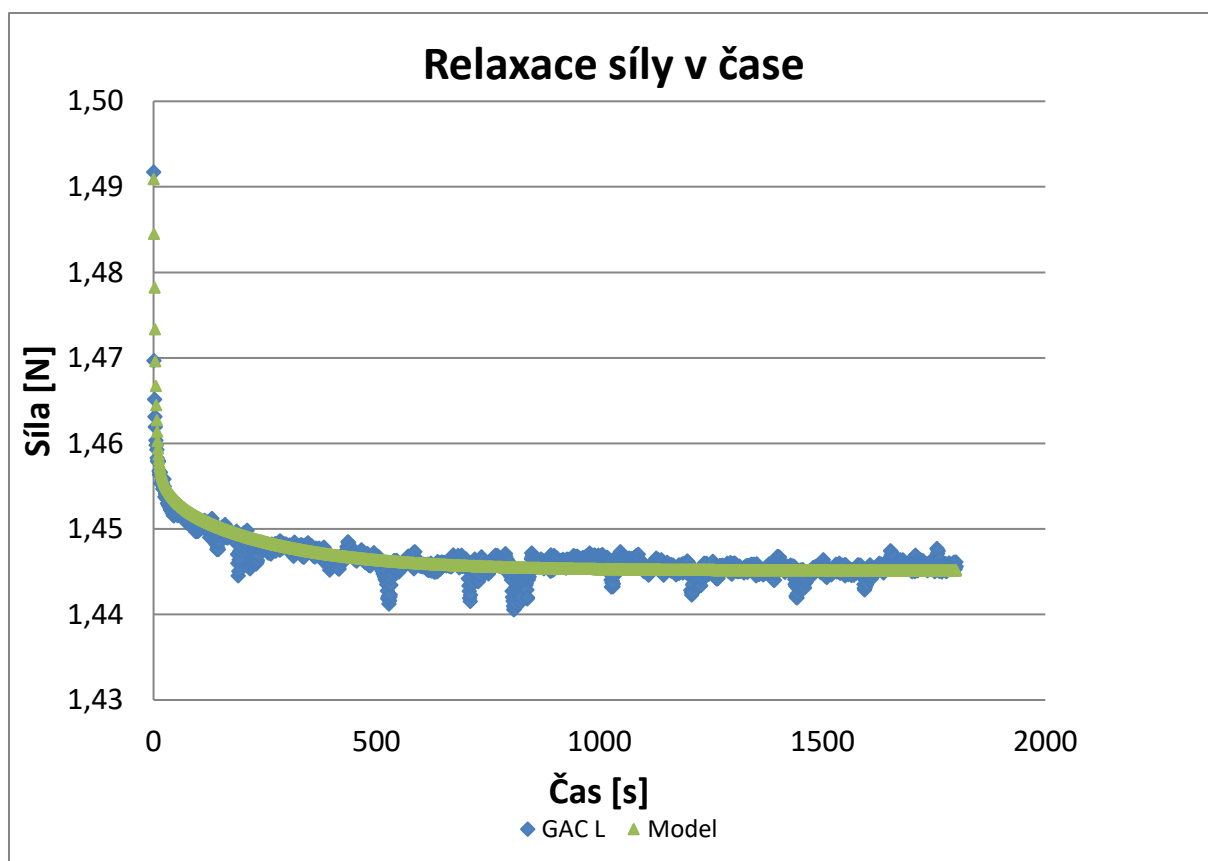
## *Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin a vliv mechanické stabilizace*

Na grafu (**Obrázek 15.**) je znázorněn vliv mechanické stabilizace, kde u mechanicky stabilizované NiTi ortodontické pružiny GAC L došlo k relativnímu poklesu síly. Graf (**Obrázek 16.**) znázorňuje relaxaci síly v čase u NiTi ortodontické pružiny GAC L. K největší relaxaci síly docházelo během prvních několika desítek sekund. Během prvních 30 min došlo k relaxaci síly u měřených NiTi ortodontických pružin v řádu nízkých jednotek procent (**Tabulka 6.**).



**Obrázek 15.** Znázorňuje vliv mechanické stabilizace na NiTi ortodontickou pružinu GAC L. Zelené zátěžové křivky znázorňují cyklování nové nepoužité pružiny a červené zátěžové křivky znázorňují cykly u pružiny, která byla mechanicky stabilizována. To znamená, že u ní bylo provedeno 40 cyklů.



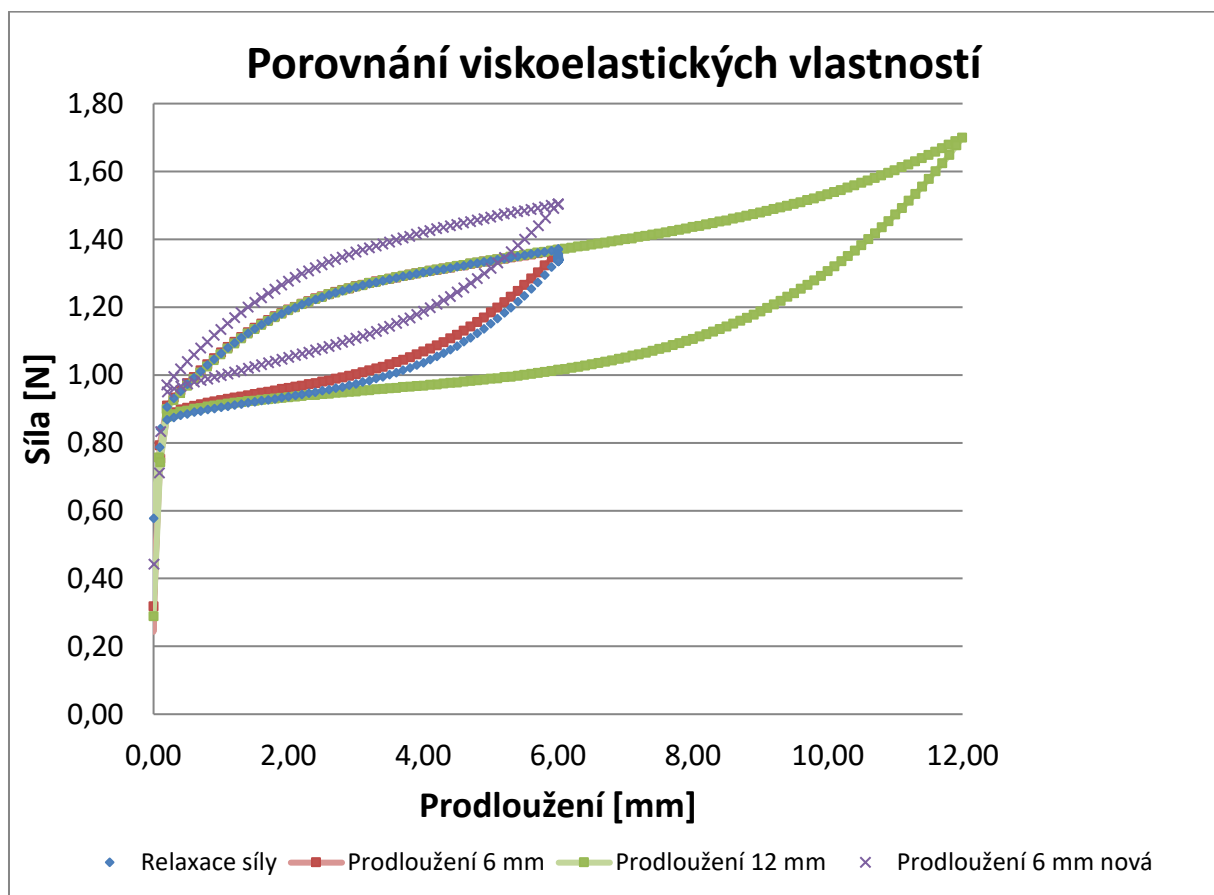


**Obrázek 16.** Relaxace síly v čase u NiTi ortodontické pružiny GAC L. Křivka “Model” získaná aplikací generalizovaného Maxwellova modelu na naměřená data “GAC L”.

**Tabulka 6.** Relaxace síly v čase jednotlivých typů pružin po prvních 30 minutách trvalého konstantního zatížení.

Typ NiTi ortodontické pružiny	Relaxace síly v prvních 30 min [%]
<b>9 mm</b>	
3M 9	2
AO 9	3
D b	2
D y	2
GAC L	3
GAC H	3
OO 9	2
<b>12 mm</b>	
3M 12	1
AO 12	2
OO 12	1

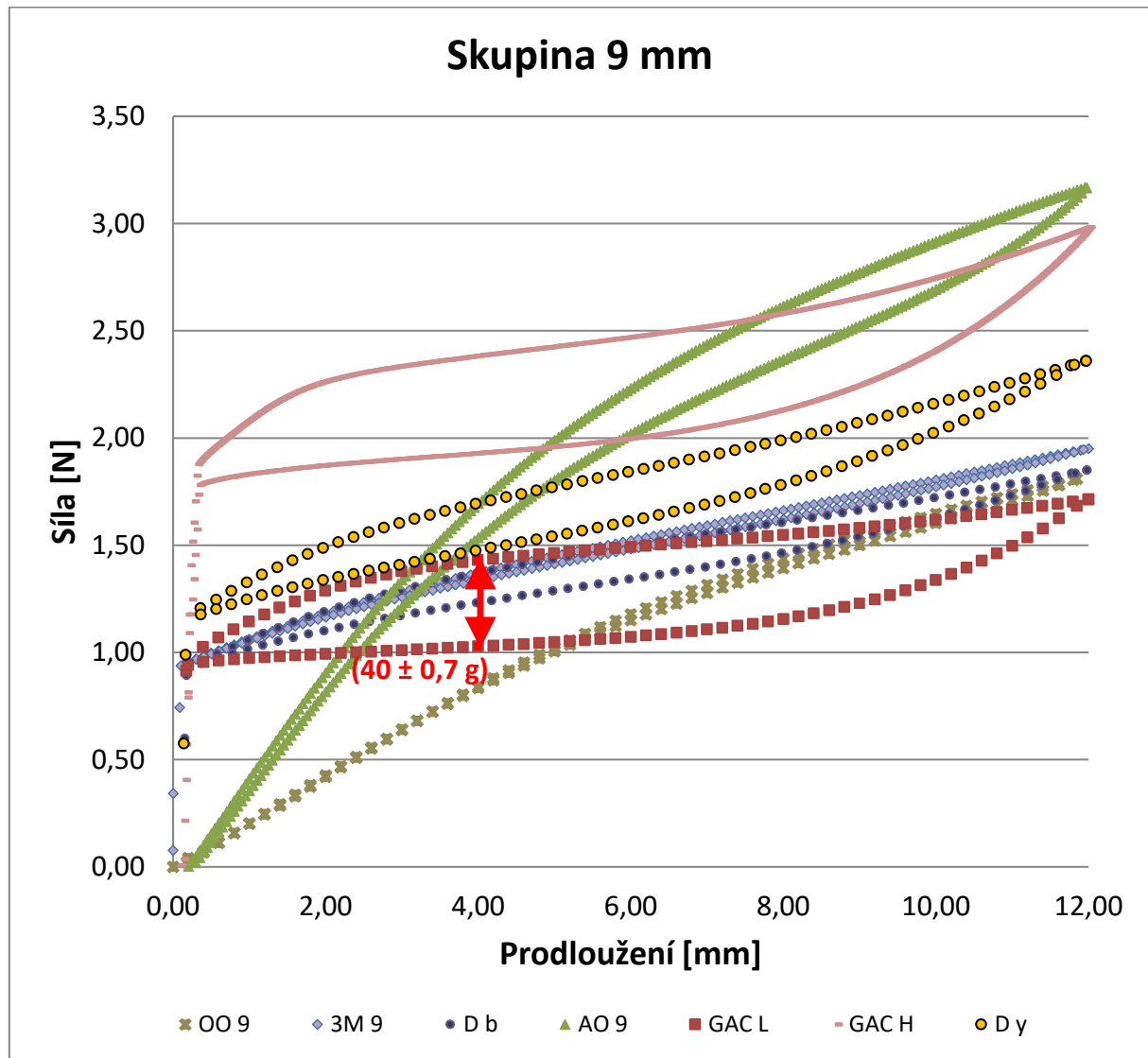
Na grafu (Obrázek 17.) je vidět celkový pokles síly u mechanicky stabilizovaného vzorku (**Obrázek 17.**; červená křivka) v porovnání s novým nepoužitým vzorkem (**Obrázek 17.**; fialová křivka); měřeno v cyklu s maximálním prodloužením o 6 mm. Tvar zátěžové křivky zůstal relativně stejný. Relaxace síly v čase u vzorku ponechaném 5 hod v konstantním prodloužení měla jen nepatrný vliv, který je znázorněn drobným poklesem síly v maximálním prodloužení na modré zátěžové křivce. Preaktivací vzorku nového prodloužením o 12 mm (**Obrázek 17.**; zelená křivka), bylo dosaženo deaktivačního plató, jako u mechanicky stabilizované pružiny, která byla prodloužena o 6 mm (**Obrázek 17.**; červená křivka) [101].



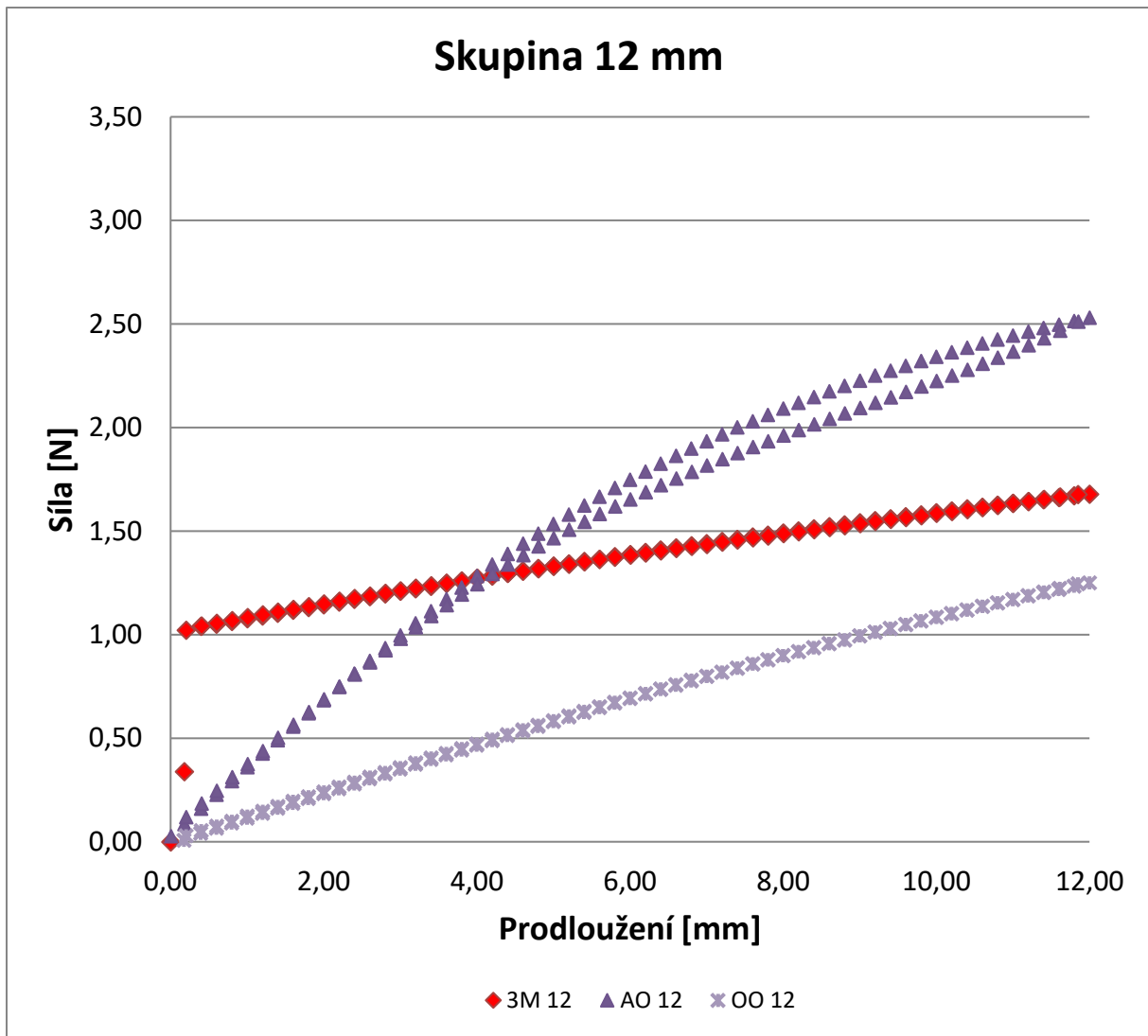
**Obrázek 17.** Porovnání elastických vlastností, mechanické stabilizace a viskózních vlastností u NiTi ortodontické pružiny GAC L. Zátěžová křivka “Prodloužení 6 mm nová” ukazuje jeden cyklus nové nepoužité pružiny. Zátěžová křivka “Prodloužení 6 mm” ukazuje jeden cyklus mechanicky stabilizovaného testovaného vzorku. Zátěžová křivka “Relaxace síly” ukazuje jeden cyklus mechanicky stabilizovaného testovaného vzorku, kde v maximálním prodloužení byl ponechán po dobu 5 hod. Zátěžová křivka “Prodloužení 12 mm” ukazuje měřící jeden cyklus s maximálním prodloužením o 12 mm.

## Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin

Měřené NiTi ortodontické pružiny vykazovaly značnou variabilitu s ohledem na mechanickou hysterzezi (**Obrázek 18. a 19.**). GAC L měla největší mechanickou hysterzezi ( $40,0 \pm 0,7$  g), přičemž nejmenší mechanická hysterzeze byla zjištěna pro 3M 12 ( $2,4 \pm 0,1$  g) a ze skupiny 9 mm 3M 9 ( $4,5 \pm 0,1$  g) (**Obrázek 18.**).



**Obrázek 18.** Grafické znázornění zátěžových křivek u měřených NiTi ortodontických pružin ze skupiny 9 mm. Červená šipka ukazuje rozdíl v síle působený hysterzním chováním měřeného vzorku.



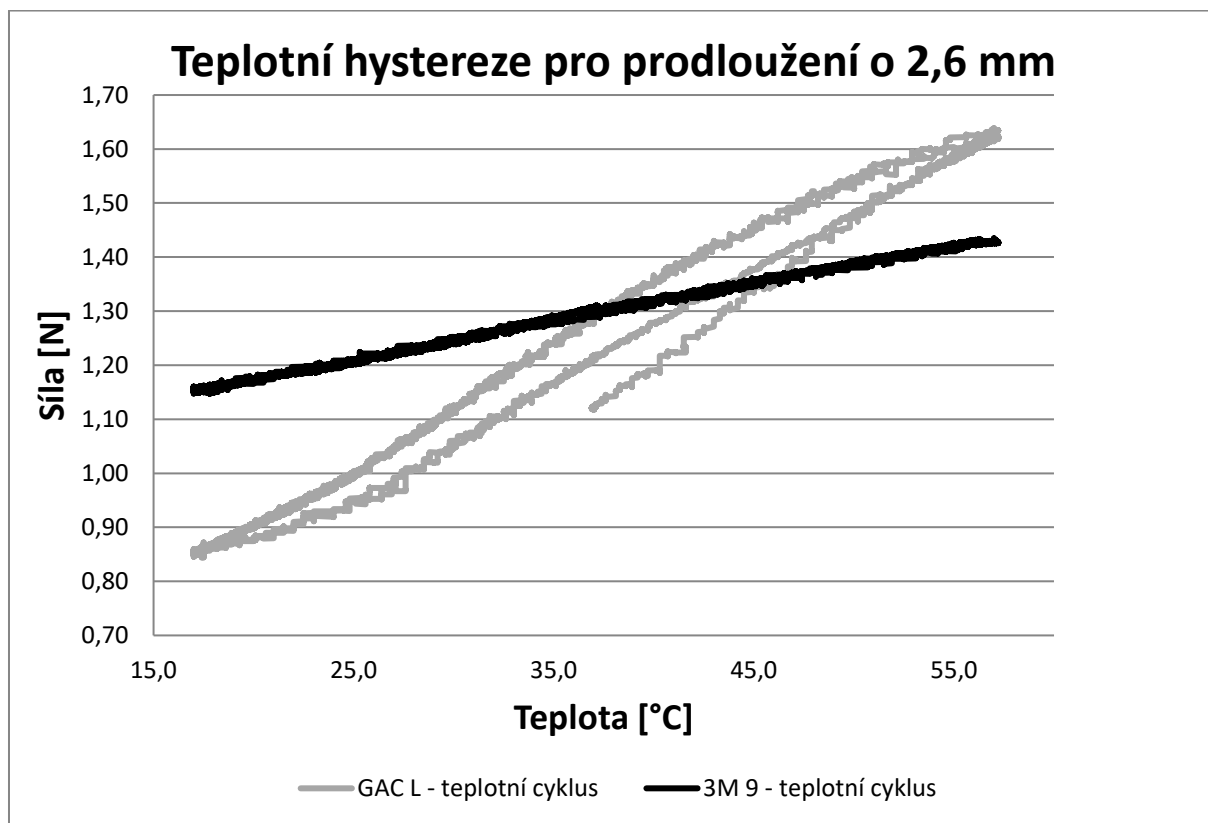
**Obrázek 19.** Grafické znázornění zátěžových křivek u měřených NiTi ortodontických pružin ze skupiny 12 mm

3M 9 vykazovala podstatně menší teplotní hysterezi a citlivost síly ve vztahu k teplotním změnám ve srovnání s GAC L (**Obrázek 20.**). Teplotní hystereze byla u 3M 9 zanedbatelná (**Obrázek 20. a 22.**). U GAC L měla teplotní hystereze velikost 8 g (0,08 N) (**Obrázek 20. a 21.**).

Při konstantním prodloužení byly maximální změny síly během teplotního cyklování 29 g (0,29 N) pro 3M 9 (**Obrázek 20.**) a 79 g (0,79 N) pro GAC L (**Obrázek 20. a 21.**).

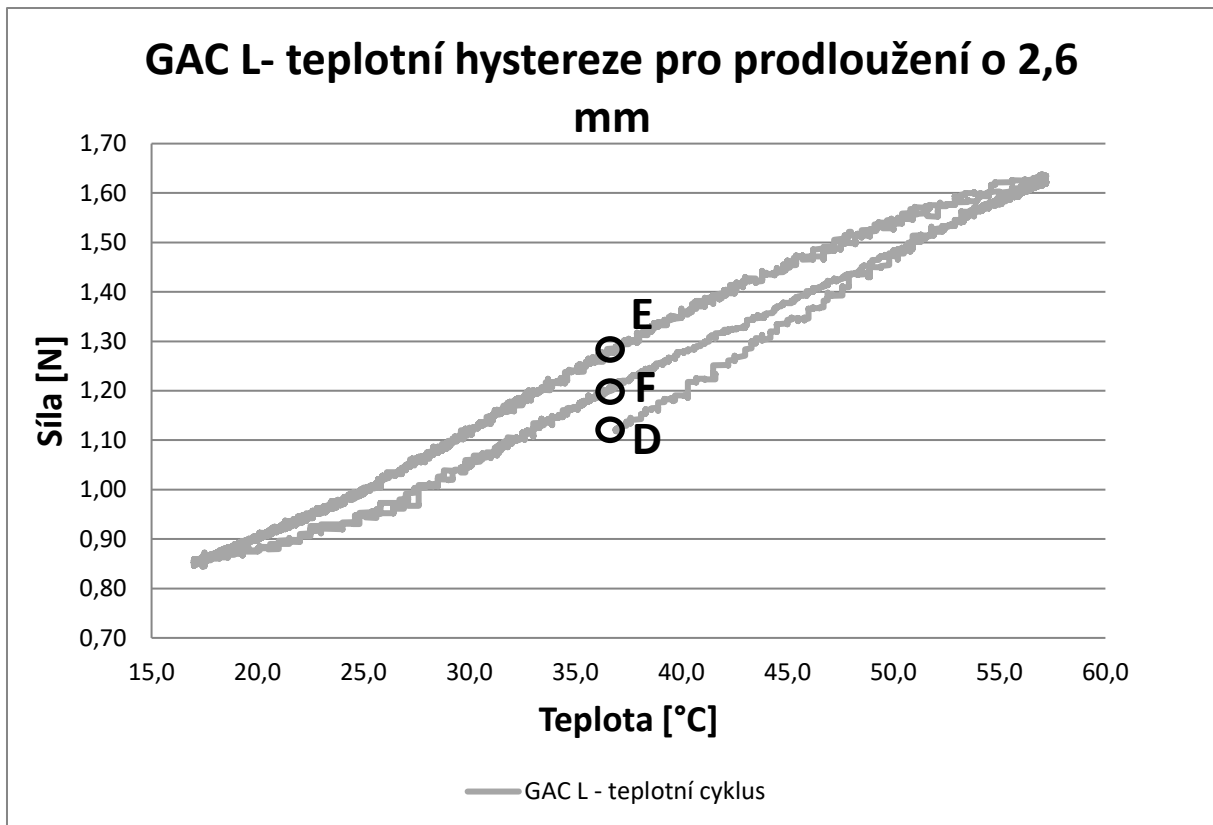
Na konci teplotního cyklování 3M 9 nevykazovala téměř žádné změny síly (**Obrázek 20.**). Zatímco u GAC L byl naměřen nárůst síly o 10 g (0,10 N) (**Obrázek 20. a 21.**).

Po teplotním cyklování během testu 2a pružinka 3M 9 nevykazovala téměř žádné změny průběhu zátěžové křivky v porovnání s testy pomocí jednoho cyklu s prodloužením o 6 mm a 2,6 mm (test 1b) při konstantní teplotě 37 °C (**Obrázek 22.**).



**Obrázek 20.** Porovnání teplotních hysterezí. Černá zátěžová křivka znázorňuje 3M 9 a šedá křivka zátěžovou křivku GAC L během teplotních cyklů při konstantním prodloužení 2,6 mm během testu 2a.

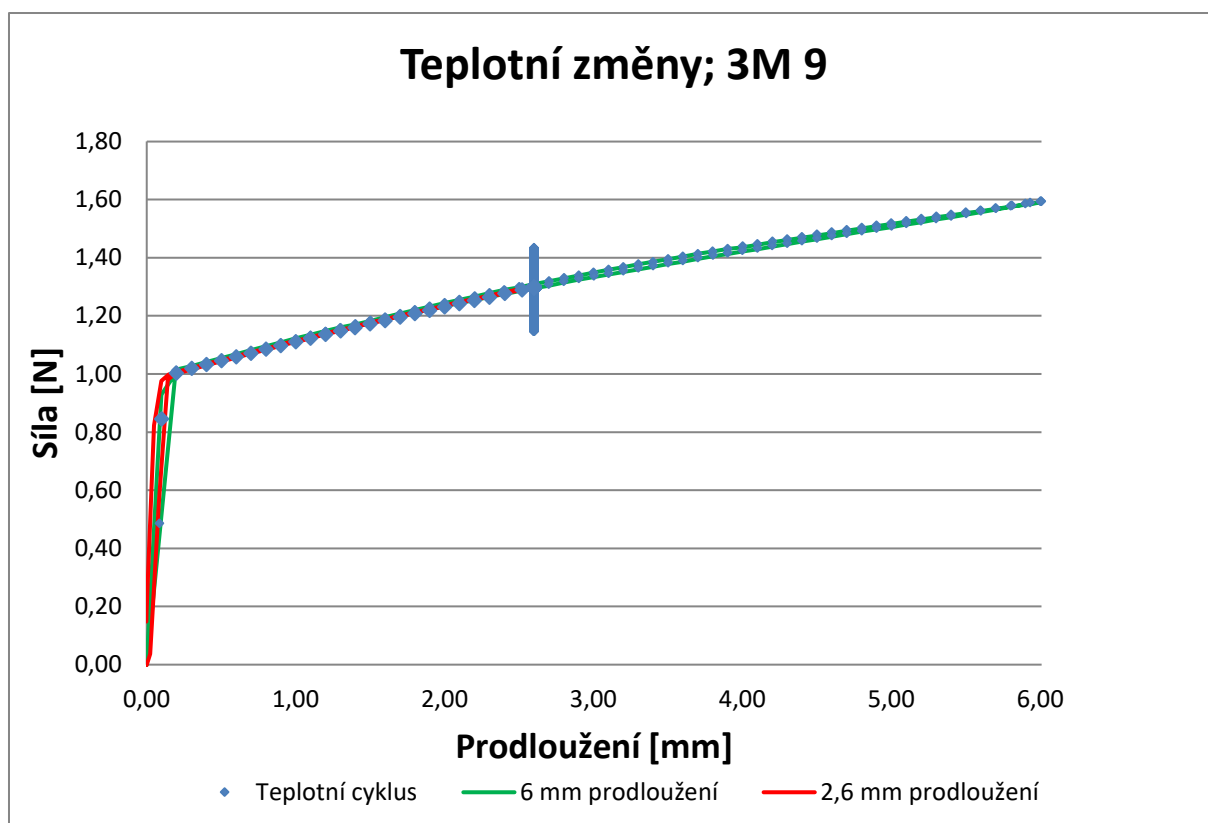
Naproti tomu pružinka GAC L po teplotním cyklování během testu 2a ukázala nárůst síly o 10 g (0,10 N) (**Obrázek 20. a 21.**). Během testu 2b po jednom teplotním šoku GAC L vykazovala ještě větší nárůst síly a to o 17 g (0,17 N) ve srovnání s testem 2a. V testu o jednom cyklu s prodloužením o 12 mm (test 1a) mělo deaktivační plató u GAC L malý sklon (0,02 N/mm) v širokém rozsahu (v intervalu prodloužení 7,40-0,40 mm) (**Obrázek 18.**). V testu o jednom cyklu s prodloužením o 2,6 mm (test 1b) pružinka GAC L nevykazovala deaktivační plató s tak nízkým sklonem a v tak širokém intervalu jako v testu 1a (**Obrázek 23.**).



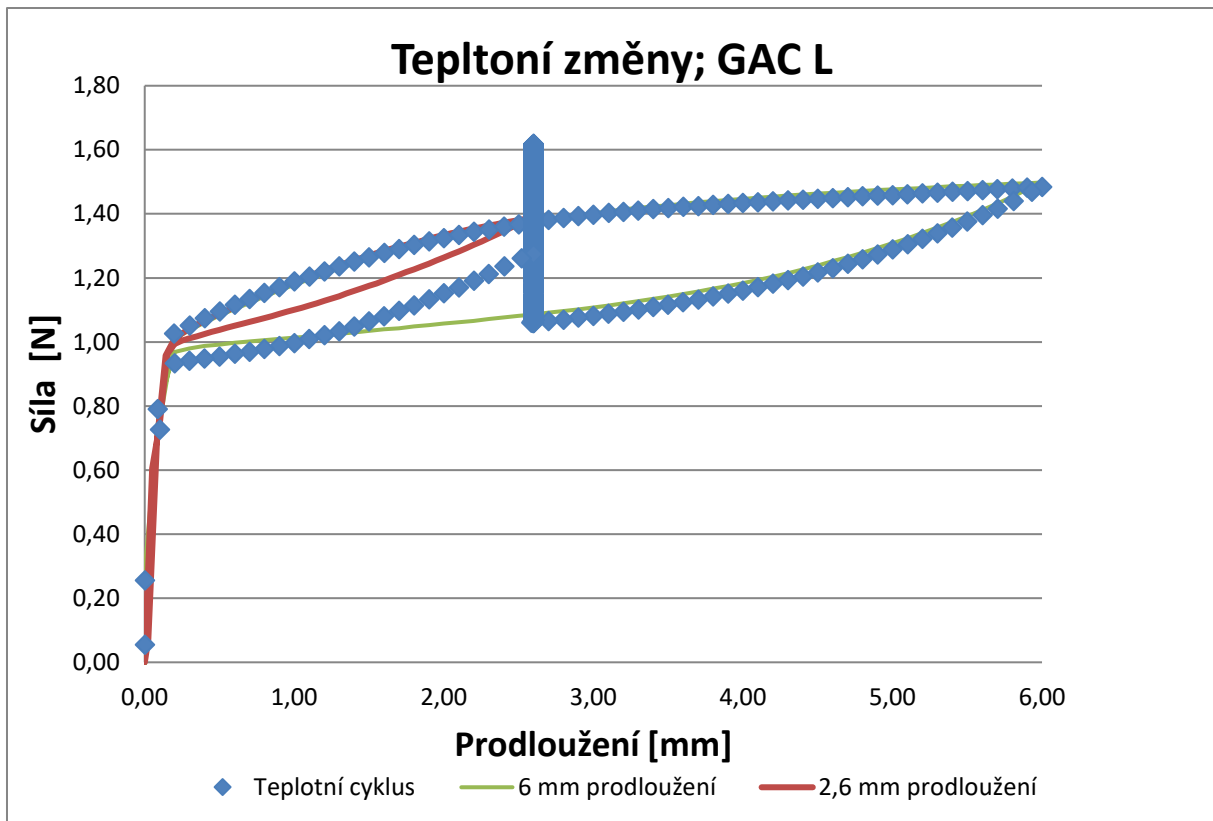
**Obrázek 21.** Znázorňuje chování GAC L během teplotního cyklování při konstantním prodloužení 2,6 mm. D značí začátek měření. F ukazuje konec teplotního cyklu. E je maximální síla při 37 °C a při prodloužení 2,6 mm během teplotního cyklování. Rozdíl E a F je teplotou indukovaná hystereze, která je rovna 8 g (0,08 N). Rozdíl F a D je nárůst síly 10 g (0,10 N), který zůstal na konci teplotního cyklování.

V testu 2b se pružinka GAC L po jediném teplotním šoku již nedostala na deaktivální plató a nevykazovala konstantní průběh síly. Naopak, při jejím zkracování po teplotního šoku byl pokles síly až 0,23 N/mm (**Obrázek 23.**; modrá křivka). Pro srovnání to byl téměř stejný pokles síly, jako byl pozorován v testu 1b o jednom cyklu během zkracování z maximálního prodloužení 2,6 mm (**Obrázek 23.**; červená křivka).

3M 9 obecně nevykazovala téměř žádné změny zátěžové křivky během všech zkoušek (testy 1a, c; 2a, b) (**Obrázek 22.**) [103].



**Obrázek 22.** Porovnání termomechanického cyklu z test 2a s jednotlivými zátěžovými křivkami z testu 1b. Červená čára znázorňuje jeden cyklus s maximálním prodloužením o 2,6 mm při konstantní hodnotě teploty 37 °C (test 1b). Zelená čára znázorňuje jeden cyklus s maximálním prodloužením o 6 mm při konstantní teplotě 37 °C (test 1b). Modrá tečkovaná čára znázorňuje cyklus s maximálním prodloužením o 6 mm při stále teplotě 37 °C a teplotnímu cyklování při prodloužení 2,6 mm v oblasti deaktivačního plató. Tlustá modrá svislá čára, která je součástí modré tečkované čáry, vyjadřuje kladné a záporné silové výkyvy během teplotního cyklování při prodloužení o 2,6 mm (test 2a).

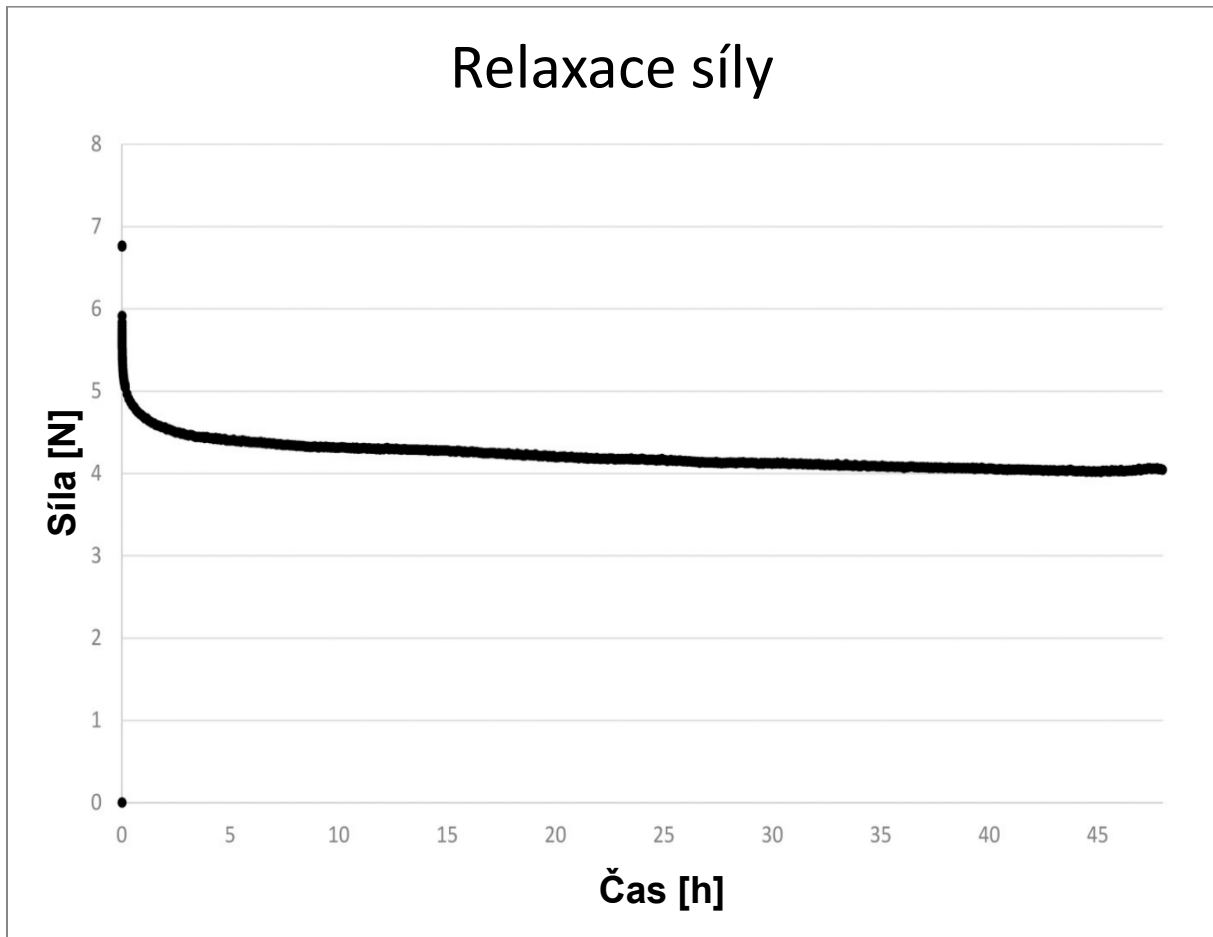


**Obrázek 23.** Srovnání zátěžové křivky po jednorázovém teplotním šoku (test 2b) u GAC L s jednotlivými mechanickými cykly (test 1b). Červená čára znázorňuje zátěžovou křivku s maximálním prodloužením o 2,6 mm při konstantní hodnotě teploty 37 °C (test 1b). Zelená čára znázorňuje zátěžovou křivku s maximálním prodloužením o 6 mm při konstantní teplotě 37 °C (test 1b). Modrá tečkovaná křivka znázorňuje kompletní cyklus s maximálním prodloužením o 6 mm a konstantní teplotou 37 °C a jednorázovým teplotním šoku při prodloužení o 2,6 mm v oblasti deaktivčního plató. Tlustá modrá svislá čára, která je součástí modré tečkované čáry, vyjadřuje silový nárůst během jednorázového topného šoku při prodloužení 2,6 mm.



### 3. Viskoelastické vlastnosti stentu

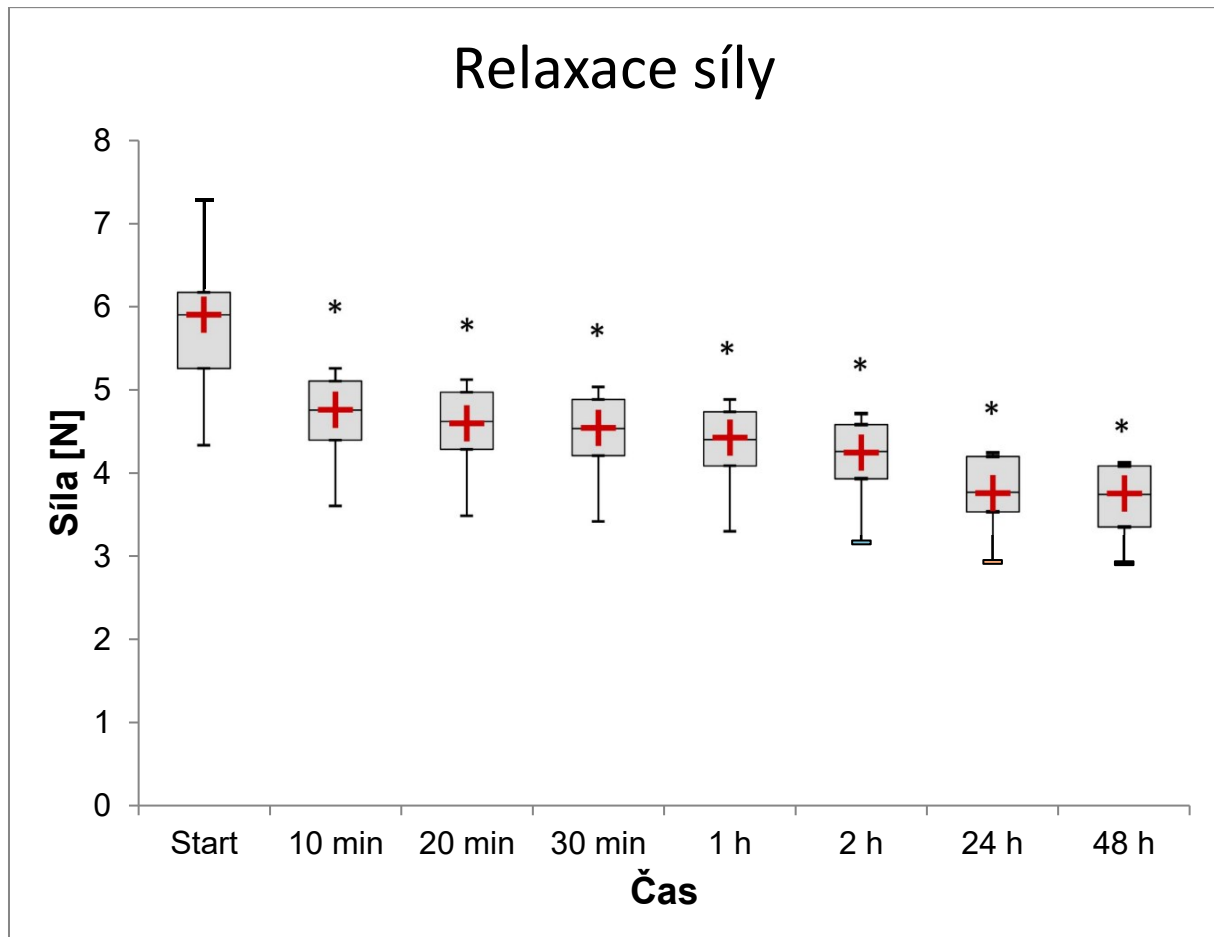
Výsledky relaxačního testu síly v čase u biodegradabilních stentů jsou vidět na grafech (**Obrázek 24.** a **25.**). Z grafu (**Obrázek 24.**) je patrné, že nejvyšší rychlost relaxace síly polydioxanonového stentu byla pozorována v prvních minutách po aplikaci zátěže.



**Obrázek 24.** Relaxace síly v čase pro jeden vybraný stent

Při porovnání bylo zjištěno, že relaxace síly jsou statisticky významné ve všech sledovaných časových krocích ve srovnání s každým předchozím časovým krokem, jak ukazuje graf (**Obrázek 25.**). p-hodnoty pro časové kroky (10 min, 20 min, 30 min, 1 h, 2 h, 24 h a 48 h) jsou všechny  $p = 0,003$ . Vzorky byly měřeny při konstantní teplotě ( $37 \pm 0,3$ ) °C a odchylky ve sledované relativní vlhkosti nikdy nepřesáhly 10 %. Při analýze dat byla nejlepší shoda s relaxačními daty dosažena pomocí generalizovaného Maxwellova modelu (**Obrázek 25.**) za předpokladu dvou částečně přispívajících procesů. Primární relaxační proces byl rychlý, s časovou konstantou  $\tau_1 = 4,50$  min a velikostí relaxace  $F_1 = 1,19$  N. Sekundární relaxační proces

byl pomalejší, s časovou konstantou  $\tau_2 = 189,9$  min a velikostí relaxace  $F_2 = 0,90$  N. Osová síla v nekonečném časovém limitu byla  $F_\infty = 3,76$  N [106].



**Obrázek 25.** Hvězdička (\*) označuje statisticky významnou relaxaci síly v příslušném časovém kroku ve srovnání s předchozím časovým krokem. Červené znaménko plus (+) označuje vypočtenou hodnotu síly pomocí generalizovaného Maxwellova modelu.

# Diskuse

## 1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací schopnosti kořenových nástrojů

Pro testování mechanických vlastností kořenových NiTi nástrojů se často využívají komerčně vyráběné pryskyřičné endobločky, u kterých je možné dosáhnout vyšší standardizace oproti testům na extrahovaných zubech. Tyto komerčně vyráběné pryskyřičné endobločky, pokud se zaměříme na nejvíce používané endobločky, kde simulovaný kk. má tvar J, jsou popisovány délkou, tloušťkou, úhlem a poloměrem zakřivení. Nicméně pro určování zakřivení bylo popsáno mnoho metod, které poskytují pro stejné zakřivení různé hodnoty [107]. Dále i délka simulovaných kk. stejných komerčně vyráběných pryskyřičných endobloček má v různých studiích jinou hodnotu. Také výsledky této práce naznačují variabilitu v rozměrech simulovaných kk. u stejných komerčně vyráběných pryskyřičných endobloček [108–110]. Proto bylo v této práci zvoleno větší množství jasně definovaných parametrů pro přesné změření simulovaného kk. endobločku Plastic Practice Blocks .02 (Endo-Training-Bloc-J Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland). Následně byla vytvořena jeho kopie z průměrů naměřených hodnot těchto parametrů a poté bylo 3D vytištěno 20 těchto kopií.

I při tisknutí s vrstvami o tloušťce 16  $\mu\text{m}$  byl výsledný povrch 3DP endobločku relativně hrubý a neumožňoval v dostatečné kvalitě pozorovat simulovaný kk. v optickém mikroskopu. Leštěním pomocí silikonových gumiček a past různých hrubostí nepřineslo zlepšení potřebná pro pozorování simulovaného kk. Bylo nanášeno stomatologické adhesivum Evetric Bond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) na jednu stranu endobločku. Tato strana byla následně položena na rovnou nerezovou dentální matrici a adhesivum bylo světlem vytvrzeno. To bylo provedeno pro přední a zadní stranu 3DP endobločku. Tímto na těchto površích vznikla hladká plocha, která umožnila pozorování simulovaného kk. ve 3DP endobločkách s minimálním zkreslením.

Pro přesné změření simulovaných kk. v 3DP endobločkách bylo nejdříve z nich nutné odstranit podpurný materiál. Podle doporučení výrobce byl nejdříve podpurný materiál odstraňován vysokotlakým proudem vody. Nicméně tato metoda se ukázala jako nedostatečná. Různé

studie používaly k odstranění podpůrného materiálu vodu [111, 112], isopropyl alkohol [113] a jiné druhy alkoholů. V této studii byl použit 96% etanol, který je pro účely odstranění podpory lepší alternativou než roztok NaClO nebo EDTA [40]. Pro dostatečné odstranění podpůrného materiálu bylo nutné zavést výplach po celé délce simulovaného kk. To bylo docíleno opracováním simulovaného kk. K-Filem ISO 10, který bylo nutné předechnout, aby se předešlo pozměnění tvaru simulovaného kk.

Prokázali jsme vysokou reprodukovatelnost procesu 3D tisku endobločků vytištěných z akrylové pryskyřice (VeroClear-RGD810, Stratasys, Eden Prairie, USA) pomocí 3D tiskárny Objet30 Pro (Stratasys, Eden Prairie, USA). Rozměrová variabilita 3DP endobločků byla u většiny testovaných parametrů výrazně nižší (3 – 5krát) než u komerčně dostupných endobločků (Endo-Training-Bloc-J Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland). Jde o velmi důležitý výstup této práce, protože pouze endobločky s nízkou rozměrovou variabilitou umožňují konzistentní a reprodukovatelné výsledky testů endodontických nástrojů.

Přesnost 3DP endobločků byla dostatečná, přestože se některé naměřené rozměry 3DP endobločků statisticky významně lišily od rozměrů komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků. Maximální rozdíl byl 11 % a lze jej snadno odstranit úpravou CAD modelu. Negativní vliv na profil simulovaného kk. mělo odstranění podpůrného materiálu. I při použití jemného a předem předechnutého nerezového nástroje K-file ISO 10 došlo k narovnání kanálku, což je typický problém při použití ručních a rotačních kořenových nástrojů [16, 114] a projevuje se zmenšením úhlu stoupání a relativním zvětšením v hodnotách profilu kanálu naměřených ve vzdálenostech 100, 200, 300 a 400 px. Použitím kořenových nástrojů s menším ISO – např. ISO 06 a 08 – nebylo možné odstranit dostatečné množství podpůrného materiálu ze simulovaných kk. Rovněž byly ovlivněny proximální a distální průměry simulovaných kanálků ve 3DP endobločcích. V této oblasti je potřeba zkoumat alternativní možnosti odstraňování podpůrného materiálu ze simulovaných kk [99].

## 2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě

### *Klinické plató*

Účelem této studie bylo identifikovat parametry deaktivačního plató NiTi ortodontických pružin a metodiku jejich hodnocení. Takové informace jsou pro ortodontisty zásadní. Nicméně dalším zásadním parametrem, který je nutný znát pro klinickou praxi, je hystereze. Protože jen pružiny s malou hysterezí a nízkou závislostí síly na teplotě může být zajištěno vyvážené působení sil a tím zabránit nežádoucím účinkům na zuby a okolní struktury vyplývající z použití neadekvátních sil [115–117]. Navíc všechny tyto výsledky platí i pro NiTi ortodontické pružiny, které mají epoxidovou povrchovou úpravu, protože bylo prokázáno, že povrchová úprava nemá žádný významný vliv na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických drátů a pružin [67, 68].

V této práci byla vyvinuta univerzální a objektivní statistická metoda pro stanovení deaktivačního plató. Ta umožnila přesně najít a vyhodnotit potřebné klinicky relevantní parametry deaktivačního plató NiTi ortodontických pružin, které byly testovány. Tato metoda hodnocení je použitelná pro všechny typy pružin na trhu, neboť překonává problémy omezující současné metody pro hodnocení NiTi ortodontických pružin [17, 118, 119]. Nově vyvinutou metodu lze aplikovat i pro specifické případy, jako jsou NiTi ortodontické pružiny s minimálním mechanickou hysterezí, např. 3M 9 (**Obrázek 14.**), pružiny s výrazným sklonem deaktivačního plató, např. AO 9 (**Obrázek 14.**), nebo pružiny s velmi dlouhým deaktivačním plató, např. 3M 12, (Prodloužení pružiny (mm); od do; **Tabulka 5.**). Může být použita také na NiTi ortodontické pružiny s výraznou hysterezí, kde deaktivační plató velmi závisí na prodloužení, např. GAC H (**Obrázek 14.**).

Bylo testováno 10 druhů pružin od 5 výrobců za klinicky relevantních podmínek a provedeno jejich hodnocení s ohledem na klinickou praxi. Pokud jde o jednoduchost aplikace, tak nejvhodnějšími se zdají být pružiny 3M 12 a 3M 9. Tyto NiTi ortodontické pružiny mají krátkou aktivační délku. To znamená, že k dosažení deaktivačního plató stačí malé prodloužení NiTi ortodontické pružiny a rozsah deaktivačního plató z testovaných NiTi ortodontických pružin je

největší. U pružiny 3M 9 existuje výrazná nesrovnalost mezi deklarovanou hodnotou síly a naměřenou hodnotou síly. Pro pružiny AO 9, D b, D y a AO 12, nebyla výrobcem síla deklarována [100].

## ***Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin***

Při postupném cyklování nové nepoužité NiTi ortodontické pružiny (**Obrázek 15.**) bylo zjištěno, že každá následující křivka závislosti síly na prodloužení relativně přesně prochází maximem zátěžové křivky předchozího cyklu. Tento výsledek podporuje hypotézu, že následné chování NiTi ortodontické pružiny závisí na hodnotě maximálního prodloužení a množstvím předchozích cyklů. Po určitém množství cyklů také dochází k mechanické stabilizaci pružiny, po které již nedochází k podstatným změnám vlastností pružinky, což je dokladováno překrývajícími se průběhy zátěžových křivek stabilizované NiTi ortodontické pružiny (**Obrázek 15.**). Tvar deaktivačního plató nové nepoužité NiTi ortodontické pružiny byl podobný jako u křivky mechanicky stabilizované NiTi ortodontické pružiny. Nicméně došlo k výraznému posunu dolů u stabilizovaných vzorků v ose Síla. Výsledky vedou k podobnému závěru jako Wichelhaus et al. [17], že nová nepoužitá pružina je mechanicky stabilizována po několika cyklech a následné cyklování už nemění průběh křivek dalších cyklů.

Již publikované práce zabývající se degradací síly v průběhu času objasňují, že síla klesá hlavně během prvních hodin konstantní zátěže [120, 121]. Výsledky těchto studií však nebyly dostatečně podrobné pro potřeby testování vlivu rychlých změn na vlastnosti NiTi pružin. Proto bylo zvoleno měření relaxace síly v čase při konstantním prodloužení NiTi ortodontických pružin s dostatečně jemným měřicím krokem. Po analýze výsledků pomocí generalizovaného Maxwellova modelu (**Obrázek 16.**) bylo zjištěno, že skutečná data nejlépe odpovídají modelovému závislosti síly na čase sestávající ze tří exponenciálně klesajících členů a konstanty, která představuje hodnotu konečné síly, k níž se síla pružiny neustále přibližuje (teoreticky bude dosažena za nekonečně dlouhou dobu). . Tři exponenciálně klesající členy značí tři procesy relaxace síly v čase. Nejrychlejší proces v prvních několika sekundách je dán vyrovnáním třecích sil v očkách a úchytech. V druhém procesu odehrávajícího se v řádově minutách dochází k vyrovnání mikro-poruch v materiálu (dislokací atp.). Nejpomalejší třetí proces probíhá řádově několik dní a dochází při něm k tečení materiálu a tvorbě nových plastických deformací. Důležitým zjištěním pro následné testování pružin je, že k maximální relaxaci síly v čase dochází během prvních desítek minut po zatížení pružiny. Měření v této práci ukázala, že během prvních hodin dojde k relaxaci síly v čase o 3 % při konstantním

prodloužení pružiny (**Tabulka 6.**). Tyto výsledky odpovídají dříve publikovaným údajům, kde došlo k relaxaci síly o 3–11 % během prvních 4 hodin a o 8–17 % během 28 dnů [122].

V případě pružiny NiTi 200 g GAC L - 9 mm je 26 % pokles síly způsobený její tepelnou nebo mechanickou hysterezí (např. pití studeného nápoje nebo mikropohyby v ústech), ke kterému dojde řádově v sekundách až minutách. Zatímco pokles způsobený degradací materiálu v čase je přibližně 8 % během několika desítek dní, jak vyplývá z predikcí Maxwellova modelu a také odpovídá výsledkům publikovaným Angolkar *et al.* [122] .

Relaxace síly v čase a mechanická stabilizace NiTi ortodontických pružin způsobila pokles deaktivčního plató, ale ne změnu jejího tvaru. Pokles způsobený hysterezním chováním materiálu souvisí s přeměnami mezi krystalickými strukturami, které jsou typické speciálně pro Nitinol. Relaxace síly v čase a její mechanická stabilizace je spojena s viskózními vlastnostmi. Ty jsou dány výše zmíněnými procesy, které zahrnují „tečení“ materiálu při zatěžování, přítomnost inkluzí, strukturální poruchy, změny v mechanických vazbách atd. [17] Z důvodu zanedbatelné časové degradace je však mechanická stabilizace vhodná před aplikací NiTi ortodontické pružiny.

Porovnání elastických vlastností, mechanické stabilizace a viskózních vlastností NiTi ortodontických pružin vidíme na grafu (**Obrázek 17.**). Deaktivční plató v cyklu s prodloužením o 6 mm se u nové nepoužité NiTi ortodontické pružiny tvarově neliší od plató mechanicky stabilizované NiTi ortodontické pružiny. U cyklu s prodloužením o 6 mm po dobu 5 hodin vidíme, že tvar deaktivčního plató také zůstává podobný. Je zde pouze nepatrný pokles v maximálním prodloužení v důsledku relaxace síly v čase. Následné prodloužení o 12 mm objasňuje, že i přes mechanickou stabilizaci a relaxaci síly lze dosáhnout deaktivčního plató v plném rozsahu díky aktivaci NiTi ortodontické pružiny dostatečným prodloužením. Při mechanické stabilizaci a relaxaci síly, jak ukazuje graf (**Obrázek 15.**), dochází pouze k poklesu deaktivčního plató v ose síly, ale tvar deaktivčního plató zůstává zachován [101].



## ***Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin***

Mezi naměřenými typy NiTi ortodontických pružin byla pozorována rozdílná míra závislosti síly na velikosti a směru teplotní změny (tzv. teplotní citlivost). Například maximální změna síly během teplotního cyklování u 3M 9 byla 29 g (0,29 N) (**Obrázek 20.**), kdežto u GAC L byla 79 g (0,79 N) (**Obrázek 20. a 21.**). S celkovou teplotní citlivostí pružiny byla spojena i teplotní hystereze. V testu 2b, simulujícím teplotní šok např. při pití horké kávy (57 °C), byla u GAC L při prodloužení o 2,6 mm a po návratu na teplotu 37 °C naměřena teplotní hystereze 17 g (15 %) (**Obrázek 20.**). Naproti tomu naměřená hystereze u 3M 9 byla téměř zanedbatelná (**Obrázek 20.**).

Test 2a, který simuloval požití teplého (57 °C) a studeného (17 °C) jídla poukazoval na důležitý jev, že u NiTi ortodontických pružin, které vykazovaly značnou hysterezi, přetrvávala zvýšená síla i po ochlazení na 17 °C (**Obrázek 20. a 21.**).

Tedy obecným principem fázových transformací slitiny NiTi je, že dopad mechanických změn (aktivace, deaktivace a preaktivace) na sílu NiTi ortodontické pružiny může být plně nahrazena změnami teploty a naopak.

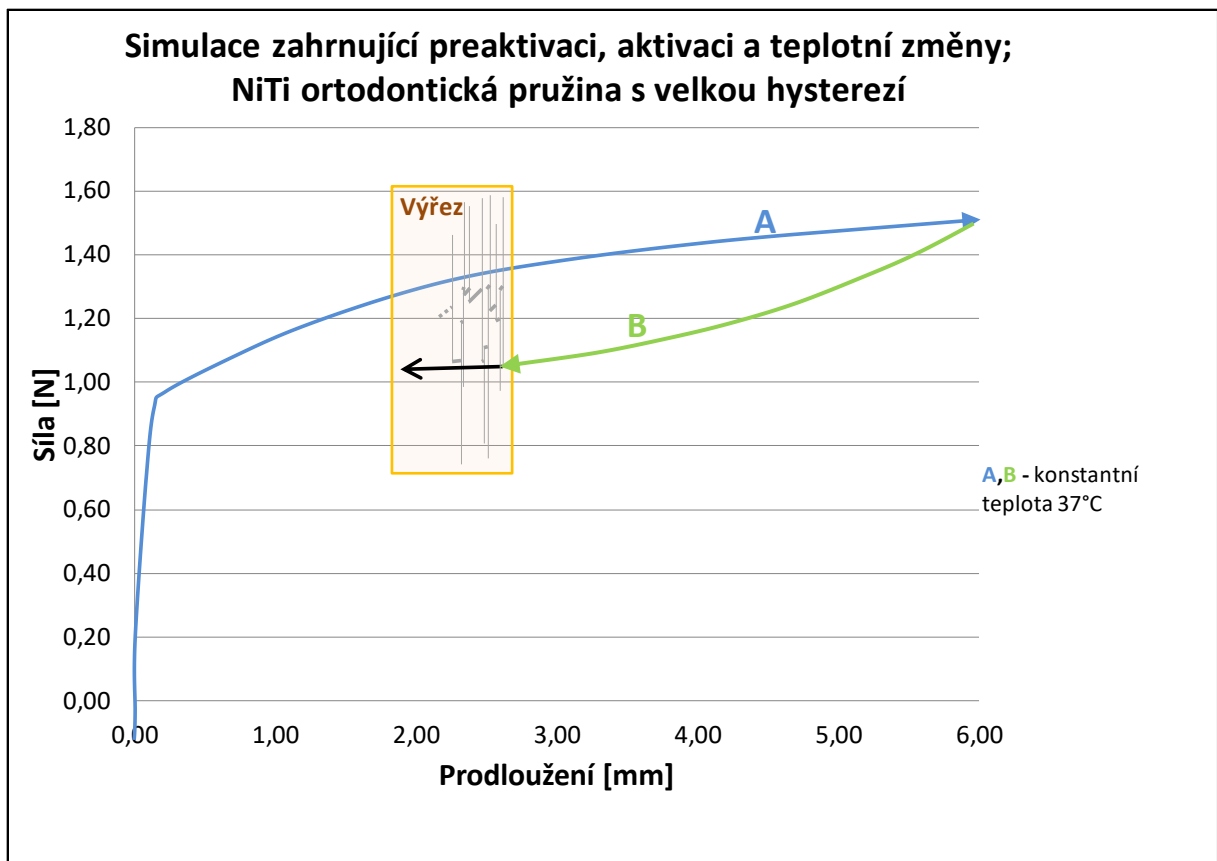
Důležitý praktický důsledek pro NiTi ortodontické pružiny se značnou mechanickou a teplotní hysterezí při běžných teplotních změnách v pacientových ústech je takový, že jakákoli mechanická preaktivace je okamžitě eliminována zvýšením teploty v ústech (např. po příjmu teplého jídla).

Pro ilustraci obecného principu bylo vytvořeno simulované schematické znázornění možných zátěžových křivek pro dvě NiTi ortodontické pružiny rozdílných hysterezí. Pro názornost byly zvoleny větší časové intervaly mezi jednotlivými teplotními šoky. Průběh síly v čase NiTi ortodontické pružiny s velkou hysterezí je vyobrazen na grafech (**Obrázek 26. a 27.**) vytvořených na základě skutečných hodnot z měření GAC L. Při každém tepelném šoku můžeme vidět mohutný strmý výkyv v síle. Doba trvání takového výkyvu odpovídá době trvání teplotního šoku, který ho způsobil. V intervalech bez teplotních změn se však síla pružiny mění ve značném rozsahu, dochází k výrazným vzepětím síly nad deaktivací plató, následovaným jen pozvolným snižováním síly. Trvání těchto silových vzepětí může být dlouhé (až několik

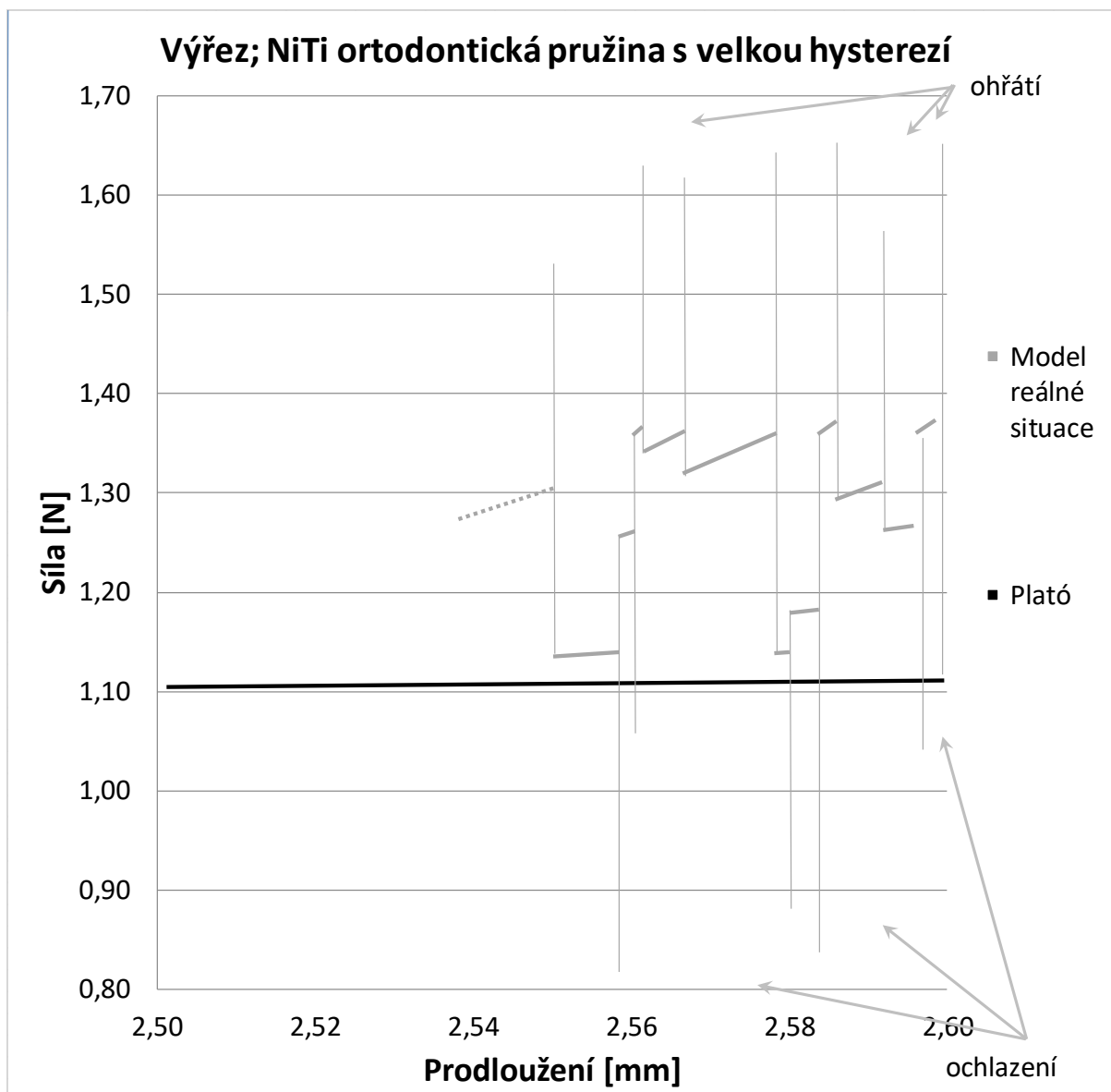
hodin), většinou dokud nenastane další teplotní šok. Takový průběh síly je naprosto odlišný od ideálního průběhu deaktivačního plató.

Průběh síly pružiny s nulovou nebo zanedbatelnou hysterezí je pak znázorněn na grafech **(Obrázku 28. a 29.)** vytvořených na základě naměřených hodnot pro 3M 9. Ve srovnání s pružinou s výraznou hysterezí zde při teplotním šoku nebyly pozorovány tak výrazné výkyvy v síle. Navíc síla v intervalech bez teplotních změn v podstatě kopíruje křivku ideálního deaktivačního plató.

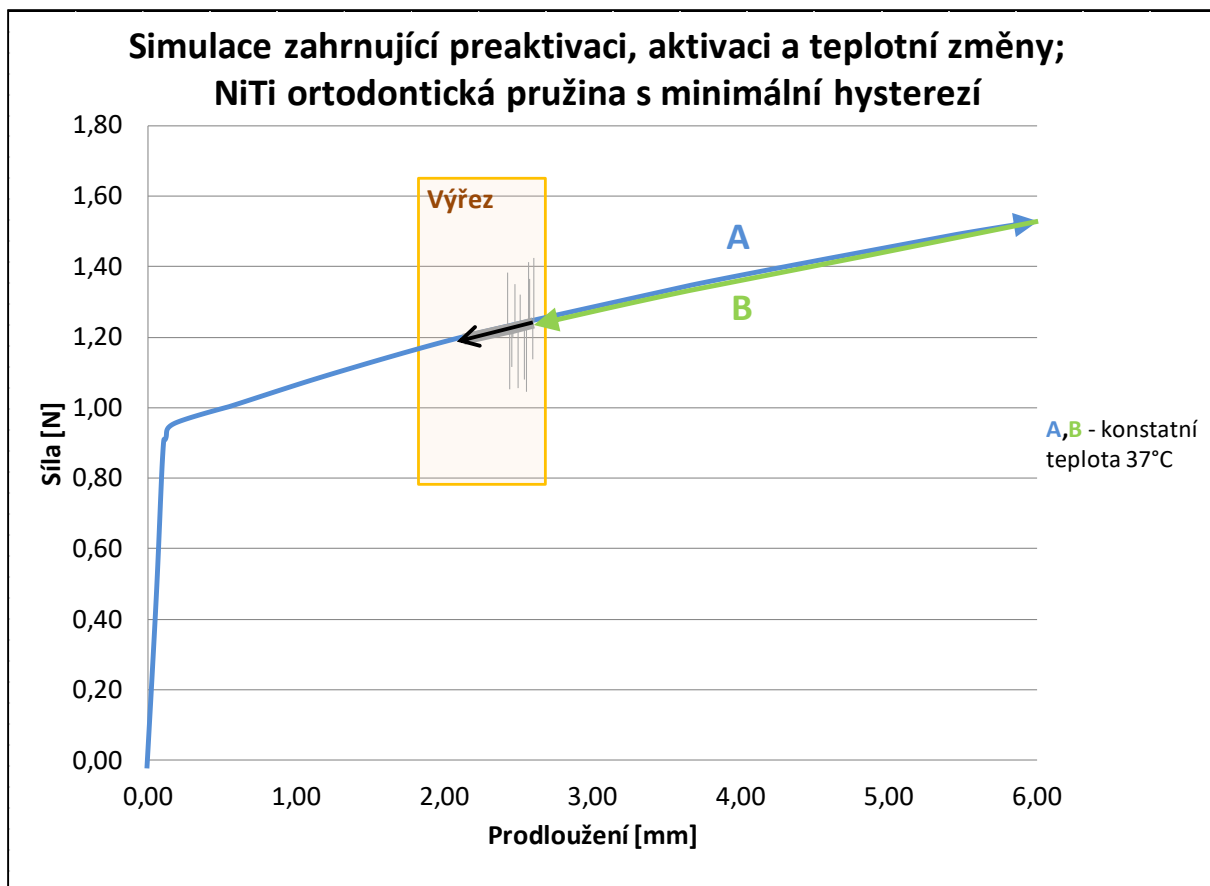
Bylo také zjištěno, že stávající označení NiTi ortodontických pružin je často matoucí a může být zavádějící [123]. Například 3M 9 dosahuje své udávané hodnoty síly 200 g přibližně až v bodě maximálního doporučeného prodloužení. Naproti tomu GAC L dosáhne udávané síly 100 g okamžitě při minimálním prodloužení nebo přesněji na konci deaktivačního plató **(Obrázek 18.)**. Z klinického pohledu, největší problémem NiTi ortodontických pružin s výraznou hysterezí nejsou silové výkyvy ani strmější deaktivační plató, ale přetrvávající přetížení působící na ošetřovaný zub, vzniklé vlivem požití horkého jídla. Jak vyplývá z výsledků v případě GAC L, přetížení může být větší i o více než 37 % ve srovnání s deklarovanou hodnotou síly této ortodontické pružiny. Takové přetížení zubu může vést až k poškození zubu a okolních struktur [66]. Pouze u NiTi ortodontických pružin s minimální hysterezí a s plató v klinicky vhodném rozsahu prodloužení můžeme plně využít jejich superelastické vlastnosti [103].



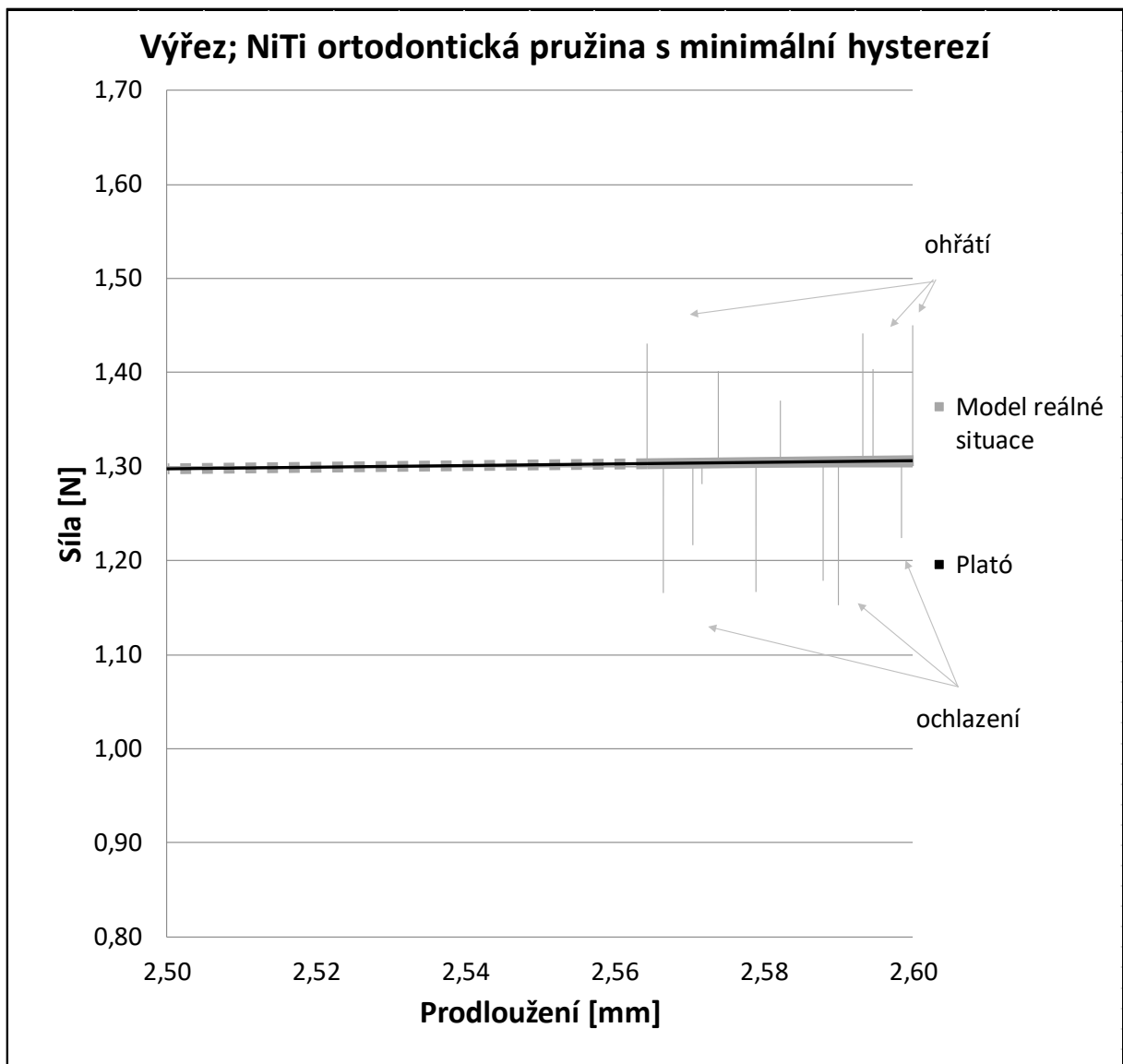
**Obrázek 26.** Znázorňuje simulaci zátěžové křivky při aplikaci NiTi ortodontické pružiny s výrazným hysterezním chováním. Křivka A znázorňuje počáteční preaktivaci na prodloužení o 6 mm. Následuje křivka B, která popisuje aktivaci na požadované prodloužení o 2,6 mm. Následuje simulovaný proces uzavírání mezery (např. po extrakci zubu), který je znázorněn na zvětšeném grafu (**Obrázek 27.**).



**Obrázek 27.** Detailní pohled na simulaci možné zátěžové křivky během procesu uzavírání mezery (např. po extrakci zubu) v průběhu času za nekonstantních teplotních podmínek u NiTi ortodontické pružiny s výrazným hysterezním chováním. Prodloužení se zmenšuje v průběhu času, takže graf by se měl číst zprava doleva. Černá čára znázorňuje deaktivační plató měřené při tělesné teplotě s preaktivací na prodloužení o 6 mm a aktivací zpět na požadované prodloužení o 2,6 mm (počáteční poloha pohybu zubu) simulující průběh uzavírání mezery bez změn teploty. Šedá čára znázorňuje simulaci možné zátěžové křivky během procesu uzavírání mezery při nekonstantních teplotních podmínek jako jsou v dutině ústní. Tenké šedé svislé čáry zobrazují výkyvy síly reakcí na změnu teploty.



**Obrázek 28.** Znázorňuje simulaci zátěžové křivky při aplikaci NiTi ortodontické pružiny s malou mírou hysterezního chování. Křivka A znázorňuje počáteční preaktivaci na prodloužení o 6 mm. Následuje křivka B, která popisuje aktivaci na požadované prodloužení o 2,6 mm. Následuje simulovaný proces uzavírání mezery (např. po extrakci zubu), který je znázorněn na zvětšeném grafu (**Obrázek 29.**)



**Obrázek 29.** Detailní pohled na simulaci možné zátěžové křivky během procesu uzavírání mezery (např. po extrakci zubu) v průběhu času za nekonstantních teplotních podmínek u NiTi ortodontické pružiny s malou mírou hysterezního chování. Prodloužení se zmenšuje v průběhu času, takže graf by se měl číst zprava doleva. Černá čára znázorňuje deaktivační plató měřené při tělesné teplotě s preaktivací na prodloužení o 6 mm a aktivací zpět na požadované prodloužení o 2,6 mm (počáteční poloha pohybu zubu) simulující průběh uzavírání mezery bez změn teploty. Šedá čára znázorňuje simulaci možné zátěžové křivky během procesu uzavírání mezery při nekonstantních teplotních podmínkách jako jsou v dutině ústní. Tenké šedé svíslé čáry zobrazují výkyvy síly reakcí na změnu teploty.

### 3. Viskoelastické vlastnosti stentu

Zavádění stentu je významná terapeutická metoda, při které implantovaný stent působí silou na okolní tkáň, aby zprůchodnil uzavřené nebo částečně zúžené duté tubulární tělesné struktury. V klinické praxi, s ohledem na mnoho faktorů, jako je anatomie pacienta, specifická diagnóza a specifická léčba, je výhradní odpovědností lékaře vybrat stent s dostatečnými mechanickými vlastnostmi pro pacienta. Proto je znalost přesných parametrů stentů klíčová.

Výsledky testu relaxace síly ukazují statisticky významné poklesy síly stentu ve všech časových krocích oproti předchozím krokům. Klinicky relevantní informací, bez ohledu na výsledky statistické významnosti, je relaxace síly během prvních 10 minut (přibližně o 19 %) a celková relaxace síly po 48 h (přibližně o 36 %) (**Obrázek 25.**). Takový pokles síly, a tedy i radiální tlaku, podírající ošetřovanou tkáň by mohl vést k předčasnému zhroucení nebo zúžení stentu [124]. Lze však také očekávat, že tato ztráta by mohla být částečně kompenzována procesy souvisejícími s hydrofilicitou polydioxanonu [125].

Aby se zabránilo chemické degradaci materiálu stentu a s ohledem na podmínky skladování doporučená výrobcem stentu, byla všechna mechanická měření provedena v prostředí s nízkou relativní vlhkostí (cca 30 %) a při konstantní teplotě ( $37 \pm 0,3$ ) °C.

In vitro výzkumy chemické degradace polydioxanonu ukazují, že mechanická stabilita nezátíženého polydioxanového stentu je zachována po dobu až 6–8 týdnů. Tyto poznatky dokazují, že relaxace síly stentu pozorovaná během prvních 48 hodin je způsobena viskoelasticitou a nikoli chemickou degradací polydioxanonu [89, 92].

Pro odhad relaxace síly způsobené viskoelasticitou polydioxanonu po době delší než 48 h byl použit generalizovaný Maxwellův model. Parametry modelu byly určeny na základě naměřených dat. Relaxační časové konstanty  $\tau_1 = 4,50$  min a  $\tau_2 = 189,9$  min potvrzují, že k největší relaxaci síly dojde během prvních dvou hodin. Předpokládaná osová síla  $F_\infty = 3,76$  N v nekonečném čase, je blízko síly 3,75 (3,36, 4,08) N naměřené po 48 hodinách, což ukazuje, že po 48 hodinách lze další relaxaci síly způsobenou viskoelasticitou polydioxanonu považovat za zanedbatelnou. Díky tomu lze předpokládat, že relaxace síly po 48 hodinách je klinicky nevýznamná a kompenzovaná hydrofilitou polydioxanonu [125], tudíž sílu stentu lze dále považovat za stabilizovanou.

Tuto stabilizovanou sílu může lze nazvat „terapeutická síla“. Lze pak také souhlasit s prohlášením výrobce testovaných stentů, že: „Integrita a radiální síla [terapeutická síla] stentu se zachovává po dobu 6-8 týdnů od implantace...“. Řešením je tedy konstrukce stentu cílená na udržení „terapeutické síly“. Nicméně poté je potřeba vypořádat se se silou stentu působící těsně po implantaci, která je přibližně o 50 % vyšší, než síla terapeutická. Takovéto, byť krátkodobé, přetížení ošetřované tkáně by mohlo být problematické a měl by být podrobněji prozkoumán jeho klinický dopad.

Ucelené znalosti vlastností biodegradabilních materiálů by měly umožnit návrh vhodnějšího designu stentů pro jejich klinické využití. Další výzkum by měl probíhat také ve vývoji a použití pokročilejších biologicky odbouratelných materiálů [106].



# Závěry

## 1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovací schopnosti kořenových nástrojů

Testování vlastností kořenových vlastností na simulovaných kk. přináší validní informace a technologie 3D tisku JetPrinting je perspektivní metodou výroby endobločků se simulovaným kk. Její hlavní předností je vysoká reprodukovatelnost tisku a možnost výroby simulovaných kk. libovolného tvaru. Klíčové parametry 3DP endobločků vykazovaly statisticky významně nižší rozměrovou variabilitu (2-5krát) ve srovnání s komerčně vyráběnými pryskyřičnými endobločky. Nevýhodou použitého způsobu tisku bylo obtížné odstraňování podpůrného materiálu negativně ovlivňující profil 3DP simulovaného kk. Výzkum by měl pokračovat v prozkoumávání alternativních metod pro odstranění podpůrného materiálu [99].

Přínos autora: Zpracoval rešerši, navrhl experiment, provedl měření a podílel se na statistickém vyhodnocení výsledků a vytvoření závěrů z nich plynoucích.

## **2. Testování mechanických vlastností NiTi ortodontických pružin v závislosti na výrazně se měnící teplotě**

### ***Klinické plató***

Byla vyvinuta univerzální a objektivní metoda stanovení deaktivačního plató, tvorby je možné přesně najít a vyhodnotit potřebné klinicky relevantní parametry všech typů NiTi superelastických (SE) uzavřených spirálových pružin na trhu. Z hlediska deaktivačního plató jsou z měřených NiTi ortodontických pružin nejvíce vhodné 3M 12 a 3M 9. Tyto pružiny dosáhli deaktivačního plató již při malém prodloužení pružiny a rozsah deaktivačního plató byl největší [100].

### ***Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin***

NiTi ortodontické pružiny by měly být mechanicky stabilizovány před jejich aplikací. Stupeň relaxace síly v čase je u mechanicky stabilizovaných NiTi ortodontických pružin klinicky nevýznamný. Relaxace síly v čase, mechanická stabilizace nebo mikropohyby v ústech nezpůsobují žádný přechod mezi jednotlivými fázemi zátěžové křivky, tudíž ani přechod v krystalických fázích materiálu, a proto těmito mechanismy nedochází ke ztrátě deaktivačního plató [101].

### ***Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin***

U NiTi ortodontických pružin s velkou hysterezí není možné udržet působící síly konstantní po celou dobu ošetření, ať už je NiTi preaktivovaná nebo není. Účinek preaktivace je okamžitě zrušen požitím teplé jídlo. Jakákoli preaktivace (mechanická nebo tepelná) je poté irelevantní. Hystereze je proto jednoznačně identifikována jako negativní faktor. Může způsobit dlouhodobé silové přetížení ošetřovaného zubu. Pouze pružiny s malou hysterezí, nízkou teplotní závislostí síly a deaktivačním plató v klinicky vhodném rozsahu umožňují dosažení optimální rychlosti pohybu zubů a reprodukovatelných klinických výsledků [103].

Přínos autora: Podílel se na zpracování rešerše a podílel se na návržení měření a jeho následné provedení. Podílel se na statistickém vyhodnocení výsledků a vytvoření závěrů z nich plynoucích.

### 3. Viskoelastické vlastnosti stentu

Bylo zjištěno, že samoexpandabilní stenty SX-ELLA vykazují významnou relaxaci síly z důvodu viskoelastických vlastností polydioxanonového monofilu, přibližně o 19 % po prvních 10 minutách a přibližně 36 % po 48 hodinách po aplikaci stentu. Další relaxace síly však již bude klinicky nevýznamná až do počátku významnější chemické degradace stentu (přibližně do 6-8 týdnů). Síla stentu je v tomto období téměř konstantní, hovoříme o tzv. terapeutické síle. Jedná se o očekávané chování, typické pro biodegradabilní materiály, a výrobce i implantující lékař by s ním měli být dobře obeznámeni. Pokud je to možné, biodegradabilní stent by měl být konstruován spíše s ohledem na terapeutickou sílu než na počáteční sílu jeho působení [106].

Přínos autora: Podílel se na zpracování rešerše, jednal se zástupci firmy ELLA-CS, s.r.o. ohledně vzorků pro měření, podílel se na návržení měření a jeho následné provedení. Podílel se na statistickém vyhodnocení výsledků a vytvoření závěrů z nich plynoucích.

# Seznam citací použité literatury

- [1] ÖLANDER, Arne. AN ELECTROCHEMICAL INVESTIGATION OF SOLID CADMIUM-GOLD ALLOYS. *ACS Publications* [online]. 1. květen 2002 [vid. 2022-02-21]. Dostupné z: doi:10.1021/ja01349a004
- [2] CHANG, L. C. a T. A. READ. Plastic Deformation and Diffusionless Phase Changes in Metals — the Gold-Cadmium Beta Phase. *JOM - Journal of the Minerals, Metals and Materials Society* [online]. 1951, **3**, 47–52. ISSN 1047-4838. Dostupné z: doi:10.1007/BF03398954
- [3] REYNOLDS, J. E. a M. B. BEVER. On the Reversal of the Strain-Induced Martensitic Transformation in the Copper-Zinc System. *JOM* [online]. 1952, **4**(10), 1065–1066. ISSN 1543-1851. Dostupné z: doi:10.1007/BF03397770
- [4] KAUFFMAN, George a ISAAC MAYO. The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications. *The Chemical Educator* [online]. 1997, **2**, 1–21. Dostupné z: doi:10.1007/s00897970111a
- [5] ANDREASEN, G. F. a T. B. HILLEMANN. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *Journal of the American Dental Association (1939)* [online]. 1971, **82**(6), 1373–1375. ISSN 0002-8177. Dostupné z: doi:10.14219/jada.archive.1971.0209
- [6] CIVJAN, S., E. F. HUGET a L. B. DESIMON. Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research* [online]. 1975, **54**(1), 89–96. ISSN 0022-0345. Dostupné z: doi:10.1177/00220345750540014301
- [7] WALIA, H. M., W. A. BRANTLEY a H. GERSTEIN. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Journal of Endodontics* [online]. 1988, **14**(7), 346–351. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1016/s0099-2399(88)80196-1
- [8] ZUPANC, J., N. VAHDAT-PAJOUH a E. SCHÄFER. New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal* [online]. 2018, **51**(10), 1088–1103. ISSN 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1111/iej.12924
- [9] GAUTAM, Arvind, Anuradha BALOURIA, Amit ACHARYYA, Swati Ghosh ACHARYYA, Madhuri PANWAR a Ganesh R. NAIK. Shape memory effect of nano-ferromagnetic particle doped NiTi for orthopedic devices and rehabilitation techniques. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference* [online]. 2017, **2017**, 950–953. ISSN 2694-0604. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2017.8036982
- [10] GAVINI, Giulio, Marcelo dos SANTOS, Celso Luis CALDEIRA, Manoel Eduardo de Lima MACHADO, Laila Gonzales FREIRE, Elaine Faga IGLECIAS, Ove Andrea PETERS a George Táccio de Miranda CANDEIRO. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise

- review of the state of the art. *Brazilian Oral Research* [online]. 2018, **32** [vid. 2022-02-22]. ISSN 1806-8324, 1807-3107. Dostupné z: doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067
- [11] THOMPSON, S. A. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal* [online]. 2000, **33**(4), 297–310. ISSN 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x
- [12] WADOOD, Abdul. Brief Overview on Nitinol as Biomaterial. *Advances in Materials Science and Engineering* [online]. 2016, **2016**, e4173138. ISSN 1687-8434. Dostupné z: doi:10.1155/2016/4173138
- [13] COSTANZA, Girolamo a Maria Elisa TATA. Shape Memory Alloys for Aerospace, Recent Developments, and New Applications: A Short Review. *Materials (Basel, Switzerland)* [online]. 2020, **13**(8), E1856. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma13081856
- [14] MARIN, Elia, Francesco BOSCHETTO a Giuseppe PEZZOTTI. Biomaterials and biocompatibility: An historical overview. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A* [online]. 2020, **108**(8), 1617–1633. ISSN 1552-4965. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.36930
- [15] ILGENSTEIN, Bernd a Kurt JÄGER. Micro Apical Placement System (MAPS). nedatováno, 23.
- [16] TAŞDEMİR, T., H. AYDEMİR, U. INAN a O. UNAL. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed using computed tomography. *International Endodontic Journal* [online]. 2005, **38**(6), 402–408. ISSN 0143-2885. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2005.00961.x
- [17] WICHELHAUS, Andrea, Lorenz BRAUCHLI, Judith BALL a Matthias MERTMANN. Mechanical behavior and clinical application of nickel-titanium closed-coil springs under different stress levels and mechanical loading cycles. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 2010, **137**(5), 671–678. ISSN 1097-6752. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajodo.2008.06.029
- [18] BRUNI, Alessandro, Francesca Giulia SERRA, Andrea DEREGIBUS a Tommaso CASTROFLORIO. Shape-Memory Polymers in Dentistry: Systematic Review and Patent Landscape Report. *Materials (Basel, Switzerland)* [online]. 2019, **12**(14), E2216. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma12142216
- [19] PETERS, O. A., K. SCHÖNENBERGER a A. LAIB. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal* [online]. 2001, **34**(3), 221–230. ISSN 0143-2885. Dostupné z: doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x
- [20] SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*. 1974, **18**(2), 269–296. ISSN 0011-8532.

- [21] VERTUCCI, F., A. SEELIG a R. GILLIS. Root canal morphology of the human maxillary second premolar. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* [online]. 1974, **38**(3), 456–464. ISSN 0030-4220. Dostupné z: doi:10.1016/0030-4220(74)90374-0
- [22] SIERRA-CRISTANCHO, Alfredo, Luis GONZÁLEZ-OSUNA, Daniela POBLETE, Emilio A. CAFFERATA, Paola CARVAJAL, Carla P. LOZANO a Rolando VERNAL. Micro-tomographic characterization of the root and canal system morphology of mandibular first premolars in a Chilean population. *Scientific Reports* [online]. 2021, **11**(1), 93. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-80046-1
- [23] NAGY, C. D., J. SZABÓ a J. SZABÓ. A mathematically based classification of root canal curvatures on natural human teeth. *Journal of Endodontics* [online]. 1995, **21**(11), 557–560. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1016/S0099-2399(06)80985-4
- [24] BUENO, Mike R., Carlos ESTRELA, Brunno C. AZEVEDO a José Luiz Cintra JUNQUEIRA. Root Canal Shape of Human Permanent Teeth Determined by New Cone-Beam Computed Tomographic Software. *Journal of Endodontics* [online]. 2020, **46**(11), 1662–1674. ISSN 0099-2399, 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2020.05.014
- [25] PEIRIS, Roshan, T PITAKOTUWAGE, M TAKAHASHI, K SASAKI a E KANAZAWA. Root canal morphology of mandibular permanent molars at different ages. *International endodontic journal* [online]. 2008, **41**, 828–35. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2008.01428.x
- [26] SHAHMOHAMMADI BENI, Mehrdad, Wei HAN a K. N. YU. Dispersion of OH Radicals in Applications Related to Fear-Free Dentistry Using Cold Plasma. *Applied Sciences* [online]. 2019, **9**(10), 2119. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app9102119
- [27] CAPAR, Ismail Davut, Huseyin ERTAS, Evren OK, Hakan ARSLAN a Elif Tarim ERTAS. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of Endodontics* [online]. 2014, **40**(6), 852–856. ISSN 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2013.10.010
- [28] SCHNEIDER, S. W. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* [online]. 1971, **32**(2), 271–275. ISSN 0030-4220. Dostupné z: doi:10.1016/0030-4220(71)90230-1
- [29] WEINE, Franklin S. *Endodontic therapy*. 5th ed. St. Louis: Mosby, 1996. ISBN 978-0-8016-7963-6.
- [30] ESTRELA, Carlos, Mike Reis BUENO, Manoel Damião SOUSA-NETO a Jesus Djalma PÉCORA. Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Brazilian Dental Journal* [online]. 2008, **19**, 114–118. ISSN 0103-6440, 1806-4760. Dostupné z: doi:10.1590/S0103-64402008000200005
- [31] BÜRKLEIN, Sebastian a Edgar SCHÄFER. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endodontic Topics* [online]. 2013, **29**(1), 110–124. ISSN 1601-1546. Dostupné z: doi:10.1111/etp.12043

- [32] WEINE, F. S., R. F. KELLY a P. J. LIO. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *Journal of Endodontics* [online]. 1975, **1**(8), 255–262. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1016/S0099-2399(75)80037-9
- [33] HÜLSMANN, Michael, Ove A. PETERS a Paul M. H. DUMMER. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* [online]. 2005, **10**(1), 30–76. ISSN 1601-1546. Dostupné z: doi:10.1111/j.1601-1546.2005.00152.x
- [34] CRESPO, S., O. CORTES, C. GARCIA a L. PEREZ. Comparison between rotary and manual instrumentation in primary teeth. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* [online]. 2008, **32**(4), 295–298. ISSN 1053-4628. Dostupné z: doi:10.17796/jcpd.32.4.l57l36355u606576
- [35] A DAFALLA, Azza, Neamat HASSAN ABUBAKR a Yahia E IBRAHIM. An in vitro comparison of root canal system prepared with either hand or rotary instruments. *Iranian Endodontic Journal*. 2010, **5**(4), 167–173. ISSN 1735-7497.
- [36] MADARATI, A. A., D. C. WATTS a A. J. E. QUALTROUGH. Factors contributing to the separation of endodontic files. *British Dental Journal* [online]. 2008, **204**(5), 241–245. ISSN 1476-5373. Dostupné z: doi:10.1038/bdj.2008.152
- [37] MCGUIGAN, M. B., C. LOUCA a H. F. DUNCAN. The impact of fractured endodontic instruments on treatment outcome. *British Dental Journal* [online]. 2013, **214**(6), 285–289. ISSN 1476-5373. Dostupné z: doi:10.1038/sj.bdj.2013.271
- [38] MORAES, Rafael dos Reis, Thaís Maria Pires dos SANTOS, Marília Fagury MARCELIANO-ALVES, Andréa Vaz Braga PINTOR, Ricardo Tadeu LOPES, Laura Guimarães PRIMO a Aline de Almeida NEVES. Reciprocating instrumentation in a maxillary primary central incisor: A protocol tested in a 3D printed prototype. *International Journal of Paediatric Dentistry* [online]. 2019, **29**(1), 50–57. ISSN 1365-263X. Dostupné z: doi:10.1111/ipd.12429
- [39] ELSHERIEF, Samia M., Mohamed K. ZAYET a Ibrahim M. HAMOUDA. Cone-beam computed tomography analysis of curved root canals after mechanical preparation with three nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Biomedical Research* [online]. 2013, **27**(4), 326–335. ISSN 1674-8301. Dostupné z: doi:10.7555/JBR.27.20130008
- [40] CHRISTOFZIK, David, Andreas BARTOLS, Mahmoud Khaled FAHEEM, Doreen SCHROETER, Birte GROESSNER-SCHREIBER a Christof E. DOERFER. Shaping ability of four root canal instrumentation systems in simulated 3D-printed root canal models. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(8), e0201129. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0201129
- [41] CEYHANLI, K. T., A. KAMACI, M. TANER, N. ERDILEK a D. CELIK. Shaping ability of two M-wire and two traditional nickel-titanium instrumentation systems in S-shaped resin canals. *Nigerian Journal of Clinical Practice* [online]. 2015, **18**(6), 713. ISSN 1119-3077. Dostupné z: doi:10.4103/1119-3077.163294



- [42] AYDIN, Cumhur, Ugur INAN a Murside GULTEKIN. Comparison of the shaping ability of Twisted Files with ProTaper and RevoS nickel-titanium instruments in simulated canals. *Journal of Dental Sciences* [online]. 2012, **7**(3), 283–288. ISSN 1991-7902. Dostupné z: doi:10.1016/j.jds.2012.06.003
- [43] DONNERMEYER, David, Anne VIEDENZ, Edgar SCHÄFER a Sebastian BÜRKLEIN. Impact of new cross-sectional designs on the shaping ability of rotary NiTi instruments in S-shaped canals. *Odontology* [online]. 2020, **108**(2), 174–179. ISSN 1618-1255. Dostupné z: doi:10.1007/s10266-019-00450-6
- [44] DUMMER, P. M. H., M. H. A. ALODEH a M. A. O. AL-OMARI. A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks. *International Endodontic Journal* [online]. 1991, **24**(2), 63–66. ISSN 0143-2885, 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.1991.tb00809.x
- [45] HARTMANN, R. C., M. FENSTERSEIFER, O. A. PETERS, J. a. P. DE FIGUEIREDO, M. S. GOMES a G. ROSSI-FEDELE. Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *International Endodontic Journal* [online]. 2019, **52**(2), 169–180. ISSN 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1111/iej.12996
- [46] RIBEIRO CAMARGO, Carlos Henrique, Tatiane Sampaio BITTENCOURT, Amjad Abu HASNA, Renato Miotto PALO, Cláudio Antonio TALGE CARVALHO a Marcia Carneiro VALERA. Cyclic fatigue, torsional failure, and flexural resistance of rotary and reciprocating instruments. *Journal of Conservative Dentistry : JCD* [online]. 2020, **23**(4), 364–369. ISSN 0972-0707. Dostupné z: doi:10.4103/JCD.JCD\_409\_20
- [47] GAMBARINI, Gianluca, Marco SERACCHIANI, Alessio ZANZA, Gabriele MICCOLI, Andrea DEL GIUDICE a Luca TESTARELLI. Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel–titanium instruments. *Odontology* [online]. 2021, **109**(3), 568–573. ISSN 1618-1255. Dostupné z: doi:10.1007/s10266-020-00572-2
- [48] DEDERICH, D. N. a K. L. ZAKARIASEN. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology* [online]. 1986, **61**(2), 192–196. ISSN 0030-4220. Dostupné z: doi:10.1016/0030-4220(86)90186-6
- [49] PRUETT, J. P., D. J. CLEMENT a D. L. CARNES. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics* [online]. 1997, **23**(2), 77–85. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1016/S0099-2399(97)80250-6
- [50] ÖZYÜREK, T., G. USLU, M. GÜNDOĞAR, K. YILMAZ, N. M. GRANDE a G. PLOTINO. Comparison of cyclic fatigue resistance and bending properties of two reciprocating nickel-titanium glide path files. *International Endodontic Journal* [online]. 2018, **51**(9), 1047–1052. ISSN 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1111/iej.12911
- [51] ERIK, Cevat Emre a Taha ÖZYÜREK. Effects of etidronate, NaOCl, EDTA irrigation solutions and their combinations on cyclic fatigue resistance of nickel–titanium single-file rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Odontology* [online].

- 2018, **107**, 190–195. ISSN 1618-1247, 1618-1255. Dostupné z: doi:10.1007/s10266-018-0388-8
- [52] ABUHAIMED, TariqS. Effect of environment on cyclic fatigue of ProTaper Next rotary files. *Saudi Endodontic Journal* [online]. 2018, **8**(2), 117. ISSN 1658-5984. Dostupné z: doi:10.4103/sej.sej\_65\_17
- [53] WANG, Zhuyu, Wen ZHANG a Xiaolei ZHANG. Cyclic Fatigue Resistance and Force Generated by OneShape Instruments during Curved Canal Preparation. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(8) [vid. 2018-06-29]. ISSN 19326203. Dostupné z: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?authtype=shib&custid=s1240919&profile=eds>
- [54] CHEUNG, G. S. P. a B. W. DARVELL. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *International Endodontic Journal* [online]. 2007, **40**(8), 626–632. ISSN 0143-2885. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01257.x
- [55] LARSEN, C. Michael, Ikuya WATANABE, Gerald N. GLICKMAN a Jianing HE. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* [online]. 2009, **35**(3), 401–403. ISSN 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2008.12.010
- [56] ZINELIS, S., E. A. MAGNISSALIS, J. MARGELOS a T. LAMBRIANIDIS. Clinical Relevance of Standardization of Endodontic Files Dimensions According to the ISO 3630-1 Specification. *Journal of Endodontics* [online]. 2002, **28**(5), 367–370. ISSN 0099-2399, 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1097/00004770-200205000-00005
- [57] PLOTINO, Gianluca, Nicola GRANDE, Massimo CORDARO, Luca TESTARELLI a Gianluca GAMBARINI. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of endodontics* [online]. 2009, **35**, 1469–76. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2009.06.015
- [58] ARICAN, Burçin a Ayfer ATAV ATEŞ. Cyclic Fatigue Resistance of Biorace Nickel-titanium File with Variable Taper after Immersion in Sodium Hypochloride: Sodyum Hipokloritin Farklı Taperlardaki Biorace Nikel Titanyum Eğesinin Döngüsel Yorgunluk Direncine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Bezmialem Science* [online]. 2021, **9**(1), 25–28. ISSN 21482373. Dostupné z: doi:10.14235/bas.galenos.2020.3918
- [59] YAO, James H., Scott A. SCHWARTZ a Thomas J. BEESON. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics* [online]. 2006, **32**(1), 55–57. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2005.10.013
- [60] LI, Uei-Ming, Bor-Shiunn LEE, Chin-Tsai SHIH, Wan-Hong LAN a Chun-Pin LIN. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *Journal of Endodontics* [online]. 2002, **28**(6), 448–451. ISSN 0099-2399. Dostupné z: doi:10.1097/00004770-200206000-00007
- [61] ROSSI-FEDELE, Giampiero, Esma J. DOĞRAMACI, Andrea R. GUASTALLI, Liviu STEIER a Jose Antonio Poli DE FIGUEIREDO. Antagonistic interactions between sodium

- hypochlorite, chlorhexidine, EDTA, and citric acid. *Journal of Endodontics* [online]. 2012, **38**(4), 426–431. ISSN 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2012.01.006
- [62] AMETRANO, G., V. D'ANTÒ, M. P. Di CAPRIO, M. SIMEONE, S. RENGO a G. SPAGNUOLO. Effects of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on rotary nickel–titanium instruments evaluated using atomic force microscopy. *International Endodontic Journal* [online]. 2011, **44**(3), 203–209. ISSN 1365-2591. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01799.x
- [63] BERUTTI, E., E. ANGELINI, M. RIGOLONE, G. MIGLIARETTI a D. PASQUALINI. Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper Rotary instruments. *International Endodontic Journal* [online]. 2006, **39**(9), 693–699. ISSN 0143-2885. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2006.01134.x
- [64] PEDULLÀ, Eugenio, Nicola M. GRANDE, Gianluca PLOTINO, Alfio PAPPALARDO a Ernesto RAPISARDA. Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *Journal of Endodontics* [online]. 2011, **37**(8), 1139–1142. ISSN 1878-3554. Dostupné z: doi:10.1016/j.joen.2011.04.008
- [65] DARABARA, M., L. BOURITHIS, S. ZINELIS a G. D. PAPADIMITRIOU. Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *International Endodontic Journal* [online]. 2004, **37**(10), 705–710. ISSN 0143-2885. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00866.x
- [66] WISHNEY, M. Potential risks of orthodontic therapy: a critical review and conceptual framework. *Australian Dental Journal* [online]. 2017, **62**(S1), 86–96. ISSN 1834-7819. Dostupné z: doi:10.1111/adj.12486
- [67] POP, SILVIA IZABELLA, DANA CRISTINA BRATU, KATALIN KONCZ, MIRCEA DUDESCU, DANIELA ESIAN, CATALIN SIMON a LAVINIA ARDELEAN. Properties of the Epoxy-coated NiTi Open Coil Springs. *Revista de Chimie -Bucharest- Original Edition-*. 2016, **67**(5), 1001–1003. ISSN 0034-7752.
- [68] POP, Silvia-Izabella, Mircea DUDESCU, Dana Cristina BRATU, Violeta-Valentina MERIE a Mariana PACURAR. Effect of Esthetic Coating on the Load Deflection and Surface Characteristics of the NiTi Orthodontic Archwires. *Revista de Chimie -Bucharest- Original Edition-*. 2015, **66**(3), 364–367. ISSN 0034-7752.
- [69] SANDER, C. H., F. M. SANDER a F. G. SANDER. The behaviour of the periodontal ligament is influencing the use of new treatment tools. *Journal of Oral Rehabilitation* [online]. 2006, **33**(9), 706–711. ISSN 0305-182X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01607.x
- [70] MIURA, F., M. MOGI, Y. OHURA a M. KARIBE. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 1988, **94**(2), 89–96. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1016/0889-5406(88)90356-3

- [71] MELING, T R a J ODEGAARD. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 2001, **119**(3), 263–273. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1067/mod.2001.112451
- [72] VON FRAUNHOFER, J. A., P. W. BONDS a B. E. JOHNSON. Force generation by orthodontic coil springs. *The Angle Orthodontist* [online]. 1993, **63**(2), 145–148. ISSN 0003-3219. Dostupné z: doi:10.1043/0003-3219(1993)063<0145:FGBOCS>2.0.CO;2
- [73] NEMATZADEH, Fardin. Effects of Crimping on Mechanical Performance of Nitinol Stent Designed for Femoral Artery: Finite Element Analysis. *Journal of Materials Engineering and Performance* [online]. 2013, **22**, 3228–3236. Dostupné z: doi:10.1007/s11665-013-0635-7
- [74] LANGERON, T., M. P. FILLEUL a J. VAN HUMBEECK. Characterization of closed nickel-titanium orthodontic coil springs. *Journal de physique. IV*. 2001, **11**(8), 565–570.
- [75] YOUNGSON, C C a C W BARCLAY. A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical oral investigations* [online]. 2000, **4**(3), 183–189. ISSN 1432-6981. Dostupné z: doi:10.1007/s007840000040183.784
- [76] MOORE, R J, J T WATTS, J A HOOD a D J BURRITT. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European journal of orthodontics*. 1999, **21**(3), 249–261. ISSN 0141-5387.
- [77] MICHAILESCO, P M, J MARCIANO, A R GRIEVE a M J ABADIE. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995, **73**(2), 214–218. ISSN 0022-3913.
- [78] BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1996, **110**(5), 553–558. ISSN 0889-5406.
- [79] SANTORO, Margherita, Olivier F. NICOLAY a Thomas J. CANGIALOSI. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2001, **119**(6), 594–603. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1067/mod.2001.112447
- [80] SAKIMA, Maurício Tatsuei, Michel DALSTRA a Birte MELSEN. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *European journal of orthodontics* [online]. 2006, **28**(3), 282–291. ISSN 0141-5387. Dostupné z: doi:10.1093/ejo/cji079

- [81] BOURKE, Allyson, John DASKALOGIANNAKIS, Bryan TOMPSON a Philip WATSON. Force characteristics of nickel-titanium open-coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 2010, **138**(2), 142.e1–7; discussion 142-143. ISSN 1097-6752. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajodo.2010.01.026
- [82] ALAVI, Shiva a Alireza HAERIAN. The effects of aging process and preactivation on mechanical properties of nickel-titanium closed coil springs. *Dental Research Journal*. 2015, **12**(3), 231–234. ISSN 1735-3327.
- [83] PURANIK, Amey S., Eileen R. DAWSON a Nicholas A. PEPPAS. Recent Advances in Drug Eluting Stents. *International journal of pharmaceutics* [online]. 2013, **441**(1–2), 665–679. ISSN 0378-5173. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijpharm.2012.10.029
- [84] ZUMSTEIN, Valentin, Patrick BETSCHART, Werner C. ALBRICH, Matthias T. BUHMANN, Qun REN, Hans-Peter SCHMID a Dominik ABT. Biofilm formation on ureteral stents - Incidence, clinical impact, and prevention. *Swiss Medical Weekly* [online]. 2017, **147**, w14408. ISSN 1424-3997. Dostupné z: doi:10.4414/smw.2017.14408
- [85] GAO, F., Y. L. XU, Y. J. LIU a M. H. SUN. Outcomes of self-expandable metal stent placement for malignant oesophageal strictures. *Clinical Radiology* [online]. 2020, **75**(2), 156.e21-156.e27. ISSN 0009-9260, 1365-229X. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2019.10.008
- [86] WIEBE, Jens, Holger M. NEF a Christian W. HAMM. Current status of bioresorbable scaffolds in the treatment of coronary artery disease. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2014, **64**(23), 2541–2551. ISSN 1558-3597. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacc.2014.09.041
- [87] CWIKIEL, W., R. WILLÉN, H. STRIDBECK, R. LILLO-GIL a C. S. von HOLSTEIN. Self-expanding stent in the treatment of benign esophageal strictures: experimental study in pigs and presentation of clinical cases. *Radiology* [online]. 1993 [vid. 2022-08-22]. Dostupné z: doi:10.1148/radiology.187.3.8497612
- [88] ČERNÁ, Marie, Martin KÖCHER, Vlastimil VÁLEK, René AUJESKÝ, Čestmír NEORAL, Tomáš ANDRAŠINA, Jiří PÁNEK a Shankari MAHATHMAKANTHI. Covered biodegradable stent: new therapeutic option for the management of esophageal perforation or anastomotic leak. *Cardiovascular and Interventional Radiology* [online]. 2011, **34**(6), 1267–1271. ISSN 1432-086X. Dostupné z: doi:10.1007/s00270-010-0059-9
- [89] ZILBERMAN, Meital, Kevin D. NELSON a Robert C. EBERHART. Mechanical properties and in vitro degradation of bioresorbable fibers and expandable fiber-based stents. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* [online]. 2005, **74**(2), 792–799. ISSN 1552-4973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.30319
- [90] BARTKOWIAK-JOWSA, Magdalena, Romuald BĘDZIŃSKI, Barbara SZARANIEC a Jan CHŁOPEK. Mechanical, biological, and microstructural properties of biodegradable

- models of polymeric stents made of PLLA and alginate fibers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2011, **13**(4), 21–28. ISSN 1509-409X.
- [91] XUE, Liang, Shiyao DAI a Zhi LI. Biodegradable shape-memory block co-polymers for fast self-expandable stents. *Biomaterials* [online]. 2010, **31**(32), 8132–8140. ISSN 0142-9612. Dostupné z: doi:10.1016/j.biomaterials.2010.07.043
- [92] LI, Gang, Yi LI, Ping LAN, Jiashen LI, Zheng ZHAO, Xiaowen HE, Jing ZHANG a Hong HU. Biodegradable weft-knitted intestinal stents: fabrication and physical changes investigation in vitro degradation. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A* [online]. 2014, **102**(4), 982–990. ISSN 1552-4965. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.a.34759
- [93] GRABOW, Niels, Carsten M. BÜNGER, Christine SCHULTZE, Kathleen SCHMOHL, David P. MARTIN, Simon F. WILLIAMS, Katrin STERNBERG a Klaus-Peter SCHMITZ. A Biodegradable Slotted Tube Stent Based on Poly(l-lactide) and Poly(4-hydroxybutyrate) for Rapid Balloon-Expansion. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2007, **35**(12), 2031–2038. ISSN 1573-9686. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-007-9376-9
- [94] VENKATRAMAN, Subbu, Tan Lay POH, Tjong VINALIA, Koon Hou MAK a Freddy BOEY. Collapse pressures of biodegradable stents. *Biomaterials* [online]. 2003, **24**(12), 2105–2111. ISSN 0142-9612. Dostupné z: doi:10.1016/s0142-9612(02)00640-3
- [95] STEHLIK, Ludek, Vladislav HYTYCH, Jana LETACKOVA, Petr KUBENA a Martina VASAKOVA. Biodegradable polydioxanone stents in the treatment of adult patients with tracheal narrowing. *BMC Pulmonary Medicine* [online]. 2015, **15**(1), 164. ISSN 1471-2466. Dostupné z: doi:10.1186/s12890-015-0160-6
- [96] SABINO, Marcos A, Susana GONZÁLEZ, Leni MÁRQUEZ a José L FEIJOO. Study of the hydrolytic degradation of polydioxanone PPDx. *Polymer Degradation and Stability* [online]. 2000, **69**(2), 209–216. ISSN 0141-3910. Dostupné z: doi:10.1016/S0141-3910(00)00062-8
- [97] TAYSI, Aysegul Erten, Pinar ERCAL a Soner SISMANOGLU. Comparison between tensile characteristics of various suture materials with two suture techniques: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations* [online]. 2021, **25**(11), 6393–6401. ISSN 1436-3771. Dostupné z: doi:10.1007/s00784-021-03943-3
- [98] GRIFFITHS, Ewen A., Catherine J. GREGORY, Kishore G. PURSNANI, Jeremy B. WARD a Robert C. STOCKWELL. The use of biodegradable (SX-ELLA) oesophageal stents to treat dysphagia due to benign and malignant oesophageal disease. *Surgical Endoscopy* [online]. 2012, **26**(8), 2367–2375. ISSN 1432-2218. Dostupné z: doi:10.1007/s00464-012-2192-9
- [99] SMUTNÝ, Martin, Martin KOPEČEK a Aleš BEZROUK. An investigation of the accuracy and reproducibility of 3D printed transparent endodontic blocks. *Acta Medica (Hradec Kralove, Czech Republic)* [online]. 2022, **65**(2). ISSN 1211-4286, 1805-9694. Dostupné z: doi:10.14712/18059694.2014.22

- [100] BEZROUK, Ales, Libor BALSKEY, Iva KRULICHOVA, Martin SMUTNY, Jiri ZAHORA, Gisbert SELKE a Torstein MELING. Nickel-Titanium Closed-coil Springs. Evaluation of the clinical plateau. *Revista de Chimie* [online]. 2017, **68**, 1137–1142. Dostupné z: doi:10.37358/RC.17.5.5628
- [101] BEZROUK, A, L BALSKEY, M SMUTNY, T NOSEK, J ZAHORA, J HANUS a R POLMA. Thermo-mechanical properties of NiTi closed coil springs. – Force degradation and force regeneration over time, viscous properties. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2013, **56**(2), 41–46. ISSN 1211-4286.
- [102] MAGNE, Pascal, German O. GALLUCCI a Urs C. BELSER. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2003, **89**(5), 453–461. ISSN 0022-3913. Dostupné z: doi:10.1016/S0022-3913(03)00125-2
- [103] BEZROUK, Ales, Libor BALSKEY, Martin SMUTNY, Iva SELKE KRULICHOVA, Jiri ZAHORA, Josef HANUS a Torstein R. MELING. Thermomechanical properties of nickel-titanium closed-coil springs and their implications for clinical practice. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [online]. 2014, **146**(3), 319–327. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajodo.2014.05.025
- [104] LEE, Joohee, James HUPRICH, Christine KUJATH, Karthik RAVI, Felicity ENDERS, Thomas C. SMYRK, David A. KATZKA, Nicholas J. TALLEY a Jeffrey A. ALEXANDER. Esophageal diameter is decreased in some patients with eosinophilic esophagitis and might increase with topical corticosteroid therapy. *Clinical Gastroenterology and Hepatology: The Official Clinical Practice Journal of the American Gastroenterological Association* [online]. 2012, **10**(5), 481–486. ISSN 1542-7714. Dostupné z: doi:10.1016/j.cgh.2011.12.042
- [105] ZÁHORA, J., A. BEZROUK a J. HANUS. Models of stents - comparison and applications. *Physiological Research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*. 2007, **56 Suppl 1**, S115-121. ISSN 0862-8408.
- [106] BEZROUK, Ales, Tomas HOSSZU, Ludek HROMADKO, Zuzana OLMROVA ZMRHALOVA, Martin KOPECEK, Martin SMUTNY, Iva SELKE KRULICHOVA, Jan M. MACAK a Jan KREMLACEK. Mechanical properties of a biodegradable self-expandable polydioxanone monofilament stent: In vitro force relaxation and its clinical relevance. *PLoS ONE* [online]. 2020, **15**(7), e0235842. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0235842
- [107] NAGMODE, Pradnya Sunil, Kanchan Manaji CHAVAN, Raksha Sanjay RATHI, Varsha Harshal TAMBE, Nitin LOKHANDE a Balaji Sopanrao KAPSE. Radiographic evaluation of root canal curvature in mesiobuccal canals of mandibular molars by different methods and its correlation with canal access angle in curved canals: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD* [online]. 2019, **22**(5), 425–429. ISSN 0972-0707. Dostupné z: doi:10.4103/JCD.JCD\_259\_19
- [108] KESKIN, Neslihan B. a Uğur INAN. Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments produced with four different manufacturing methods. *Microscopy Research and*

- Technique* [online]. 2019, **82**(10), 1642–1648. ISSN 1097-0029. Dostupné z: doi:10.1002/jemt.23330
- [109] VAN PHAM, Khoa a Canh Quang VO. A new method for assessment of nickel-titanium endodontic instrument surface roughness using field emission scanning electronic microscope. *BMC Oral Health* [online]. 2020, **20**(1), 240. ISSN 1472-6831. Dostupné z: doi:10.1186/s12903-020-01233-0
- [110] USLU, Gülşah a Uğur İNAN. Effect of glide path preparation with PathFile and ProGlider on the cyclic fatigue resistance of WaveOne nickel-titanium files. *Restorative Dentistry & Endodontics* [online]. 2019, **44**(2), e22. ISSN 2234-7658, 2234-7666. Dostupné z: doi:10.5395/rde.2019.44.e22
- [111] BA-HATTAB, Raidan, Anne-Kathrin PRÖHL, Hermann LANG a Dieter PAHNCKE. Comparison of the shaping ability of GT® Series X, Twisted Files and AlphaKite rotary nickel-titanium systems in simulated canals. *BMC Oral Health* [online]. 2013, **13**(1), 72. ISSN 1472-6831. Dostupné z: doi:10.1186/1472-6831-13-72
- [112] SILVA, Emmanuel João Nogueira Leal, Vania Cristina Gomes VIEIRA, Michele Dias Nunes TAMEIRÃO, Felipe Gonçalves BELLADONNA, Aline de Almeida NEVES, Erick Miranda SOUZA a Gustavo DE-DEUS. Quantitative transportation assessment in curved canals prepared with an off-centered rectangular design system. *Brazilian Oral Research* [online]. 2016, **30** [vid. 2022-04-17]. ISSN 1806-8324, 1807-3107. Dostupné z: doi:10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0043
- [113] GOLDBERG, Mathieu, Sandrine DAHAN a Pierre MACHTOU. Centering Ability and Influence of Experience When Using WaveOne Single-File Technique in Simulated Canals. *International Journal of Dentistry* [online]. 2012, **2012**, e206321. ISSN 1687-8728. Dostupné z: doi:10.1155/2012/206321
- [114] LOIZIDES, Alexios, Dimitris ELIOPOULOS a Evangelos KONTAKIOTIS. Root canal transportation with a Ni-Ti rotary file system and stainless steel hand files in simulated root canals. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*. 2006, **37**(5), 369–374. ISSN 0033-6572.
- [115] BREZNIAK, N. a A. WASSERSTEIN. Root resorption after orthodontic treatment: Part 1. Literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 1993, **103**(1), 62–66. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1016/0889-5406(93)70106-X
- [116] BREZNIAK, N. a A. WASSERSTEIN. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 1993, **103**(2), 138–146. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1016/S0889-5406(05)81763-9



- [117] TOPKARA, Ahu, Ali I KARAMAN a Chung H KAU. Apical root resorption caused by orthodontic forces: A brief review and a long-term observation. *European Journal of Dentistry*. 2012, **6**(4), 445–453. ISSN 1305-7456.
- [118] MELSEN, B., L. F. TOPP, H. M. MELSEN a S. TERP. Force system developed from closed coil springs. *European Journal of Orthodontics*. 1994, **16**(6), 531–539. ISSN 0141-5387.
- [119] SEGNER, D. a D. IBE. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics*. 1995, **17**(5), 395–402. ISSN 0141-5387.
- [120] SANTOS, Ana Cristina Soares, André TORTAMANO, Sandra Regina Frazatto NACCARATO, Gladys Cristina DOMINGUEZ-RODRIGUEZ a Julio Wilson VIGORITO. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. *Brazilian oral research*. 2007, **21**(1), 51–57. ISSN 1806-8324.
- [121] LÓPEZ, Noelia, Ascensión VICENTE, Luis A. BRAVO, José L. CALVO GUIRADO a Manuel CANTERAS. In vitro study of force decay of latex and non-latex orthodontic elastics. *European Journal of Orthodontics* [online]. 2012, **34**(2), 202–207. ISSN 1460-2210. Dostupné z: doi:10.1093/ejo/cjq188
- [122] ANGOLKAR, P. V., J. V. ARNOLD, R. S. NANDA a M. G. DUNCANSON. Force degradation of closed coil springs: an in vitro evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics* [online]. 1992, **102**(2), 127–133. ISSN 0889-5406. Dostupné z: doi:10.1016/0889-5406(92)70024-5
- [123] MAGANZINI, Anthony Louis, Alan M WONG a Mairaj K AHMED. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *The Angle orthodontist* [online]. 2010, **80**(1), 182–187. ISSN 0003-3219. Dostupné z: doi:10.2319/011509-592.1
- [124] KIMBLE, Lloyd D. a Debes BHATTACHARYYA. Biodegradable Polyesters Polymer–Polymer Composites with Improved Properties for Potential Stent Applications. In: *Biodegradable Polyesters* [online]. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd, 2015 [vid. 2022-09-04], s. 299–320. ISBN 978-3-527-65695-0. Dostupné z: doi:10.1002/9783527656950.ch12
- [125] VÄLIMAA, T., S. LAAKSOVIRTA, T. L. J. TAMMELA, P. LAIPPALA, M. TALJA, T. ISOTALO, A. PÉTAS, K. TAARI a P. TÖRMÄLÄ. Viscoelastic memory and self-expansion of self-reinforced bioabsorbable stents. *Biomaterials* [online]. 2002, **23**(17), 3575–3582. ISSN 0142-9612. Dostupné z: doi:10.1016/s0142-9612(02)00076-5