

UNIVERZITA KARLOVA
Lékařská fakulta v Hradci Králové

Měřicí metody a postupy v medicíně

Martin Smutný

Autoreferát disertační práce
Doktorský studijní program: Lékařská biofyzika

Hradec Králové

2022

Disertační práce byla vypracována v rámci *prezenčního* studia doktorského studijního programu Lékařská biofyzika na Ústavu lékařské biofyziky, Lékařské fakulty v Hradci Králové.

Autor: MDDr. Martin Smutný
Zubní centrum Ohrazenice s.r.o., jednatel, vedoucí lékař
ZUB – DENT s.r.o., jednatel, vedoucí lékař

Školitel: doc. RNDr. Aleš Bezrouk, Ph.D.
Ústav lékařské biofyziky LFHK

Školitel konzultant: ---

Oponenti: doc. Mgr. Vladan Bernard, Ph.D., Biofyzikální ústav, Lékařská fakulta,
Masarykova univerzita, Kamenice 753/5, 625 00 Brno

Ing. Jan Podlesný, Ph.D., Environmentální výzkumné pracoviště,
Vysoká škola technická a ekonomická v Českých Budějovicích, Okružní
10, 370 01 České Budějovice

Obhajoba se bude konat před Komisí pro obhajoby OR dne
..... v od hod.
(bude doplněno po vyhlášení termínu, místa a času)

S disertační prací je možno se seznámit na studijním oddělení děkanátu Lékařské fakulty v Hradci Králové, Univerzity Karlovy, Šimkova 870, 500 03 Hradec Králové (tel. 495 816 134).

doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.

Titul, jméno, příjmení

Předseda komise pro obhajoby disertačních prací
v doktorském studijním programu Lékařská biofyzika
Garant studijního programu

Obsah

Obsah.....	1
Souhrn	2
Summary	3
Úvod do problematiky.....	4
Cíle disertační práce	8
Metody a materiál.....	9
Výsledky.....	14
Diskuse.....	19
Závěry	23
Seznam citací použité literatury	24

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 nikl-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 deaktivční 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 deaktivčního plató. S vytvořenou metodikou bylo možné testovat elastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin pomocí mechanického cyklování a následně porovnávat deaktivční 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 perspektivné 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.

Summary

Biodegradable materials and shape memory alloys (SMA) have great potential in medicine, but for their use it is necessary to know their properties thoroughly. This work focused on investigating the mechanical properties of nickel-titanium (NiTi) rotary instruments, NiTi orthodontic coil springs and biodegradable esophageal stents.

For NiTi rotary instruments, the aim was to optimize the methodology for testing their cyclic fatigue resistance and shaping ability. For this purpose, 20 copies of resin endoblocks were produced using the 3D JetPrinting method. These copies were then compared with commercially available originals. A statistically significantly lower dimensional variability of printed blocks was found compared to commercial endoblocks, confirming the high reproducibility of their production process.

For NiTi orthodontic coil springs, the deactivation plateau is the most important from a clinical point of view. It is the part of the load curve in which the acting force of the spring is independent of its extension and is used to move the treated tooth into the correct position. Therefore, the aim of this work was first to establish a methodology for the unambiguous determination of the deactivation plateau. With the developed methodology, it was possible to test the elastic properties of NiTi orthodontic springs using mechanical cycling and then compare the deactivation plateau of different types of springs. Further attention was paid to the constancy of the applied force over time during orthodontic treatment. The influence of the viscous component on forced relaxation was tested using a relaxation test of force over time, and the effect of temperature changes on the behavior of the NiTi orthodontic spring was tested using thermo-mechanical cycling, during which environmental temperatures were purposely changed simulating possible temperature changes in the patient's mouth. It has been found that only springs with low hysteresis, low temperature dependence of force enable the achievement of optimal speed of tooth movement and reproducible clinical results.

Biodegradable stents are becoming a promising method for the treatment of esophageal strictures. For the proper functioning of the esophageal biodegradable stent, it is necessary that it exerts sufficient force on the walls of the esophagus throughout the treatment period so that it does not prematurely narrow or collapse. For this reason, it is essential to know the viscoelastic properties of the stent. An in vitro force relaxation test over time was used to test them. A clinically significant decrease in stent strength was found within the first 48 hours after application. A further decrease in strength due to the viscoelastic properties of the material was found to be clinically insignificant.

Úvod do problematiky

Seznam použitých zkratek

3DP	(3D printed) vytištěný na 3D tiskárně
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
deg	(degree) stupeň
hm.	hmotnostní
ISO	(International Organization for Standardization) Mezinárodní organizace pro standardizaci
kk.	kořenový kanálek
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,
NiTi	nikl-titanové
PCI	(percutaneous coronary intervention) perkutánní koronární intervence
SMA	(shape memory alloys) slitiny s tvarovou pamětí
SME	(shape memory effect) jev tvarové paměti

Nitinol

Existují materiály, které jsou schopny si zapamatovat svůj původní tvar a po deformaci se pomocí vnějších stimulů do tohoto stavu vrátit. Tento jev označujeme jako jev tvarové paměti nebo zkratkou SME (Shape memory effect). Slitiny s tvarovou pamětí se v literatuře označují SMA (Shape memory alloys) a mezi jednu z nejvíce zkoumaných a využívaných patří Nitinol. Poprvé takto pojmenoval slitinu Buehler roku 1959. Nitinol je akronymem pro slitinu niklu a titanu a místa, kde byl vyvinut, a to v Naval Ordnance Laboratory ve White Oaku, Silver Springs, Maryland, USA během vesmírného programu [1].

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 [2]. Přidáním legujících prvků a metodou výroby mohou být dále ovlivněny termomechanické vlastnosti výsledné nikl-titanové slitiny (NiTi) [2, 3].

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 [4]. 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 [2].

Jev tvarové paměti a superelasticitu Nitinolu jsou způsobeny fázovou transformací, při které materiál přechází mezi austenitem a martenzitem. Během ní dochází k uspořádanému přeskupení atomů do stabilnějšího stavu krystalové mřížky bez chemických změn ve složení materiálu [5]. 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 (martensit start). Teplota, při které dojde k plné přeměně slitiny v martenzit nazýváme M_f (martensit finish). Analogicky při transformaci v opačném směru se označují teploty jako A_s (austenit start) a A_f (austenit finish) [6]. 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 [7].

Využití NiTi slitin v zubním lékařství

Superplasticita je vlastnost slitiny, při ní lze deformovat v martenzitické fázi až kolem 10 %. Využívá se zejména v situacích s potřebou přednastavení určitého tvaru daného nástroje

Ze superelastických NiTi slitin lze vyrobit flexibilní nástroje používané v endodoncii. Příkladem mohou být kořenové nástroje, které se využívají k opracování kořenových kanálků zubu, kde lépe kopírují původní anatomii než nástroje vyrobené z nerezové oceli [8]. Dalším příkladem jsou pomůcky v ortodoncii jako např. NiTi ortodontické pružiny [9].

Jev tvarové paměti lze popsat jako návrat deformovaného materiálu do původního tvaru po vystavení stimulu např. změnou teploty má v zubním lékařství široké využití. Příkladem mohou být teplem aktivované NiTi ortodontické oblouky (Heat activated archwires od 3M Unitek)

Kořenové nástroje a jejich mechanické vlastnosti

Endodontické ošetření kořenových kanálků

Ošetření kk. 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. Pro ošetření kk. se využívá chemicko-mechanický postup, jehož cílem je opracování kořenových kanálků tak, aby bylo možné dopravit antiseptický výplach a léčiva do celého jejich komplexu [10].

Problémy při opracovávání kořenových kanálků

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 [8]. Oproti NiTi kořenovým nástrojům je opracování kk. pomalejší, dochází k výraznějšímu napřimování kk. a mají nižší schopnost zachovat původní průběh kk. [11].

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. [12].

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, opracovací potenciál a atd. Nicméně není standardizovaný protokol pro porovnávání mechanických vlastností kořenových nástrojů. Existuje však mnoho in-vitro studií, které se zabývají těmito vlastnostmi. Můžeme je rozdělit na publikace používající extrahované zuby [13] a studie využívající pryskyřičné endobločky se simulovanými kk. [14].

Použití simulovaných kk. poskytuje vysokou reprodukovatelnost a výpovědní hodnotu získaných výsledků. Schopnost opracování kk. se zjišťuje překrytím obrázků umělých kk. před a po opracování [15]. 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 [16].

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 [17].

Mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin jsou dány konkrétním typem nitinolové slitiny a jejím designem, tj. délkou, průměrem, stoupáním závitů, průměrem drátu a atd. [18]. 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. Je-li tato změna vyvolána mechanickou deformací, mluvíme o mechanické hysterezi. Pokud je vyvolána změnou teploty, pak mluvíme o teplotní hysterezi [19].

Hystereze má za následek, že u NiTi ortodontických pružin ve skutečnosti pozorujeme dvě fáze plató, jednu během aktivace, kdy ortodontista natahuje pružinu do požadované délky, a druhou během deaktivace, kdy se pružina zkracuje a posunuje zub do požadované lokalizace. NiTi ortodontické tažné pružiny jsou navrženy tak, aby posouvaly zub, když se pružina zkracuje, a tedy je z pohledu lékaře rozhodující deaktivční plató. To se též někdy označuje jako klinické plató [9]. V literatuře se NiTi ortodontickým pružinám obecně připisuje schopnost působit konstantní silou v širokém intervalu prodloužení. Nicméně deaktivční 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 pružinami [20]. Avšak jasné určení a vymezení fáze klinického plató je nezbytné pro další výzkum mechanických vlastností NiTi tažných ortodontických pružin.

Biodegradabilní stenty

Využití stentů

Stent můžeme popsat jako trubicovitý medicínský prostředek, který se zavádí do dutých orgánů pro zajištění jejich průchodnosti. Jako nejnámější použití může být zmíněno zavedení stentu do koronární tepny při PCI (perkutánní koronární intervenci) [21]. Častým příkladem klinického aplikace je také zavedení stentu do jícnu při dysfagiích z důvodu obstrukcí benigními a maligními nádory [22].

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 [23]. U jícnových stentů může docházet k jejich prorůstáním měkkými tkáněmi, což může zkomplikovat opakované zavádění stentu při opětovných dysfagiích [24].

Tato omezení podnítila výzkum zaměřený na vývoj biodegradabilních stentů a s nimi i systémů pro podávání léků [21]. Tyto stenty byly úspěšně využity v koronárních tepnách, jícnu, močovodech atd. [25]. 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 [25, 26]. 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.

Viskoelastická

Viskoelastická 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. creep¹ a relaxačních² 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 [27]. Pro každou klinickou situaci by při výběru stentu měla být rozhodně zohledněna jeho viskoelastická.

Polydioxanon

Polydioxanon je biodegradabilní materiál ze skupiny polyesterů. K úplné degradaci dochází v těle okolo 15 týdnů [28]. Polydioxanon se využívá především k výrobě chirurgického šití [29] a také k výrobě biodegradabilních jícnových stentů pro léčbu dysfagií [30].

¹ tzv. „tečení“ materiálu při konstantním zatížení

² pokles působících sil při konstantní deformaci

Cíle disertační práce

Téměř jakýkoliv lékařský obor má dnes k dispozici široké spektrum pomůcek a nástrojů z moderních medicínských materiálů. 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 poskytl 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.

NiTi materiály se vyznačují superelasticitou, superplasticitou a tvarovou pamětí. Tyto vlastnosti ale také přináší 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 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 opracovací 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 [31]).

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

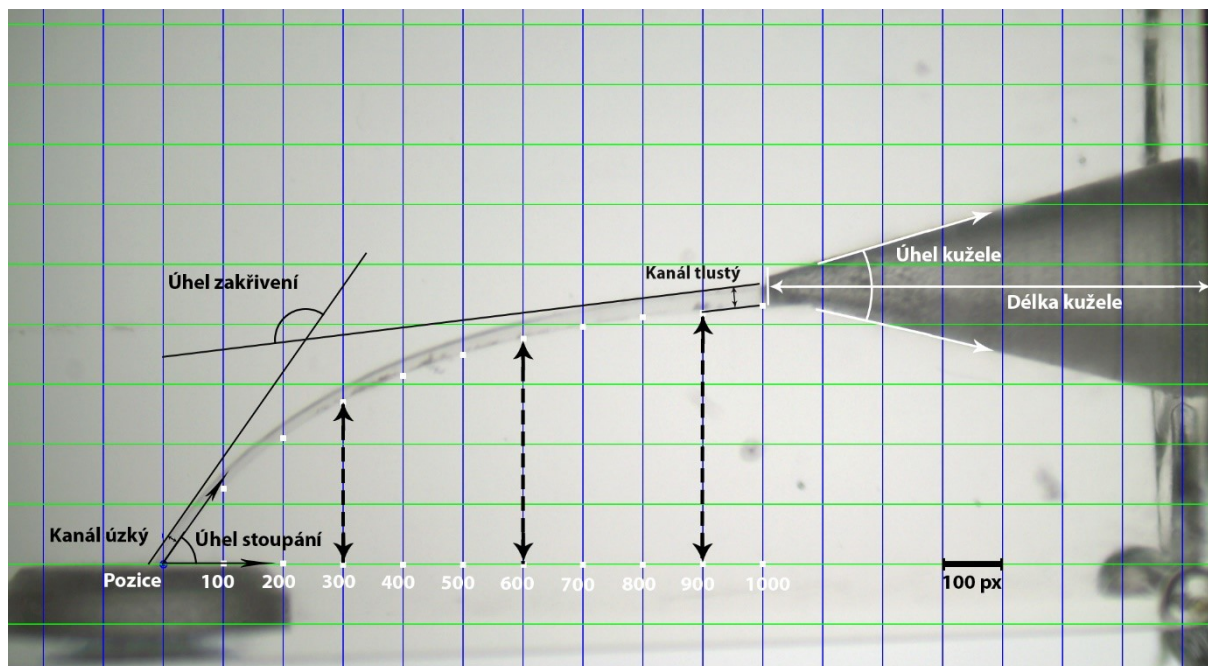
Cílem bylo optimalizovat metodiku pro testování odolnosti NiTi rotačních kořenových nástroje vůči cyklické únavě a jejich opracovací schopnost. Za tímto účelem bylo vytvořeno 20 kopií pryskyřičných endobločků pomocí 3D JetPrinting metody. Tyto 3DP (3D vytištěný) endobločky byly následně srovnány s komerčně 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 (**Obrázek 1.**). 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 μm . 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. Tato nehoda 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.

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

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 termo-mechanického cyklování a následně porovnávat deaktivační plató různých druhů pružin. Vliv viskózní složky na degradaci síly byl testován pomocí relaxačního testu síly v čase.



Obrázek 1. Schematické znázornění zvolených parametrů k jednoznačnému popisu simulovaného kk.

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) a termostatickou vodní lázeň s termostatem Julabo F25 (Allentown, Pa).

Tabulka 1. Tabulka deseti typů NiTi ortodontických pružin

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

Pro určení a nalezení deaktivačních platů by zvolen následující postup. Byly spočítány hodnoty sklonů jako podíl síly a prodloužení mezi všemi dvojicemi po sobě jdoucích měřicích bodů v deaktivační 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 roztříděny do jednotlivých podintervalů. Podinterval obsahující nejvíce hodnot sklonů blízko minimu byl nazván jako rozhodující interval. Pokud byly dva po sobě jdoucí podintervaly s podobnými hodnotami maximální četnosti vždy jsme volili ten nižší. Potom měřicí body náležející k deaktivačnímu plátó jsou ty, u nichž sklon k dalšímu měřicímu bodu byl roven nebo menší než horní hranice rozhodujícího intervalu. Tudíž začátek deaktivačního plátó odpovídá měřicímu bodu v oblasti deaktivačního plátó s největší hodnotou prodloužení. Konec deaktivačního plátó pak odpovídá měřicímu bodu v oblasti deaktivačního plátó s nejmenší hodnotou prodloužení. Sklon deaktivačního plátó byl určen pomocí lineární regrese bodů deaktivačního plátó a je roven sklonu regresní přímky.

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 měřicí aparatura jako v kapitole Klinické plátó.

Elastické vlastnosti a mechanická stabilizace

Závislost síly na prodloužení byla měřena pomocí několika následných po sobě následujících měřicích cyklů. V rámci každého jednoho měřicího 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 rovnicí 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_∞ 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 τ_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.

Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin

Pro měření bylo použito 5 vzorků od každého typu NiTi ortodontické pružiny (**Tabulka 1.**). Měřící aparatura byla stejná jako v kapitole Klinické plató. 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 [32]. 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 deaktivčního 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.

3. Viskoelastické vlastnosti stentu

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 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. Pro test jsme zvolili zúžení na 17 mm jako průměr symptomatických jícnových zúžení [33]. Prodloužení stentu o 56 mm změnilo průměr stentu z původních 25 mm na požadovaných 17 mm [34]. Relaxační test byl proveden na univerzálním testovacím systému Instron 3343

(Canton, Mass). 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.

Poté byl každý stent prodloužen o 56 mm (+70 %) z původní délky ($L_N = 80$ mm) na celkovou délku $L_S = 136$ mm. V této prodloužené pozici byl stent držen 48 h (172 800 s) při konstantní teplotě 37 ± 0.3 °C. Axiální síla stentu byla zaznamenávána s ohledem na očekávanou dynamiku relaxace síly v následujících frekvencích: $1/0.1$ s⁻¹ pro prvních 25,6 s, $1/3$ s⁻¹ pro dalších 60 s, $1/10$ s⁻¹ pro dalších 450 s a $1/300$ 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 Maxwelllova modelu.

Výsledky

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

Naměřené klíčové parametry komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků (Endo-Training-Bloc-J Dentsply Sirona, Ballaigues, Switzerland) a odpovídající zaokrouhlené hodnoty byly použity jako vstup pro CAD model pro 3DP endobločky.

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 2.**). Kromě parametru *kanál úzký* se významně lišily i ostatní sledované parametry (**Tabulka 2.**). 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 (**Tabulka 2.**; Poměr variačních koeficientů 3DP / Originál), než u komerčně vyráběných pryskyřičných endobločků.

Tabulka 2. Porovnání klíčových parametrů komerčně vyráběné pryskyřičné endobločky s 3DP endobločky. Hvězdička (*) označuje nesignifikantní rozdíly příslušných parametrů 3DP endobločků ve srovnání s komerčně vyráběnými pryskyřičnými endobločky.

Pozice	Poměr průměrů 3DP / Originál (%)	jednovýběrový <i>t</i> – test		Poměr variačních koeficientů 3DP / Originál (%)	Levenův test <i>p</i>	
		<i>p</i>	síla testu			
Profil kanálku	@ 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 3. 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.

Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin a vliv mechanické stabilizace

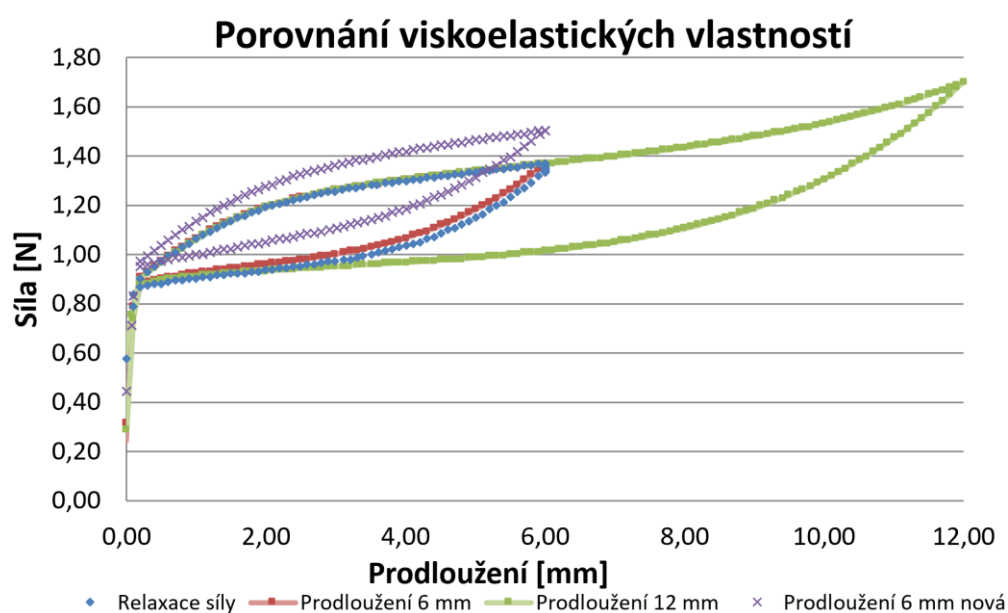
K největší relaxaci síly docházelo během prvních několika desítek sekund. Během prvních 30 min došlo k relaxaci síly u měřených NiTi ortodontických pružin o 1 – 3 %.

Na grafu (**Obrázek 2.**) je vidět celkový pokles síly u mechanicky stabilizovaného vzorku (**Obrázek 2;** červená křivka) v porovnání s novým nepoužitým vzorkem (**Obrázek 2;** 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 2;** zelená křivka), bylo dosaženo deaktivačního plató, jako u mechanicky stabilizované pružiny, která byla prodloužena o 6 mm (**Obrázek 2;** červená křivka).

Tabulka 3. Výsledky vlastností deaktivačního plató. Ve sloupci “Síla” jsou minimální a maximální hodnoty síly působící během deaktivačního plató. Ve sloupci “Prodloužení pružiny” jsou hodnoty prodloužení NiTi ortodontické pružiny, ve kterých se nacházelo deaktivační plató. Ve sloupci “Velikost” jsou hodnoty rozsahu deaktivačního plató. Sloupec “Sklon” ukazuje poměry síly a prodloužení po sobě jdoucích naměřených bodů v deaktivačním plató.

Jednotlivé typy pružin (zkratky)	Deaktivační plató					
	Síla [N]		Prodloužení pružiny [mm]		Velikost [mm]	Sklon [N.mm ⁻¹]
	od (Q1-Q3)	do (Q1-Q3)	od (Q1-Q3)	do (Q1-Q3)	(Q1-Q3)	(Q1-Q3)
3M 9	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)
AO 9	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)
D 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)
D y	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)
GAC L	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)

GAC H	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)
OO 9	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)
3M 12	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)
AO 12	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)
OO 12	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)



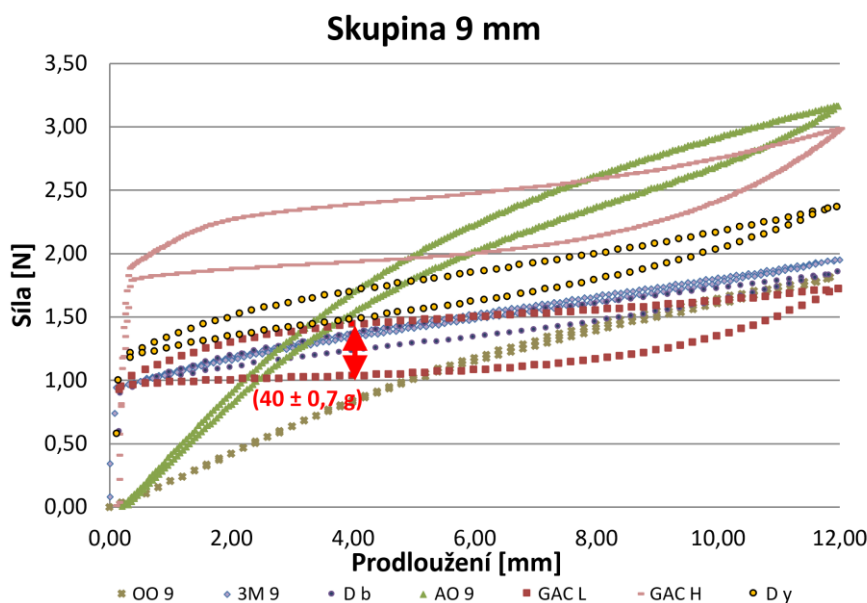
Obrázek 2. Porovnání elastických vlastností, mechanické stabilizace a viskózních vlastností u NiTi ortodontické pružiny GAC L. Zátěžová křivka “Prodloužení 6 mm nová” ukazuje jeden cyklus nové nepoužité pružiny. Zátěžová křivka “Prodloužení 6 mm” ukazuje jeden cyklus mechanicky stabilizovaného testovaného 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

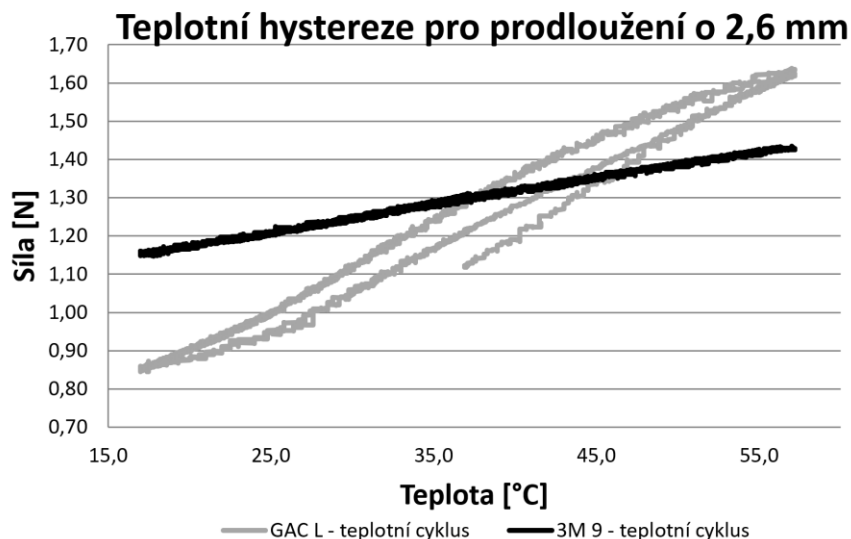
Měřené NiTi ortodontické pružiny vykazovaly značnou variabilitu s ohledem na mechanickou hysterizi (**Obrázek 3.**). GAC L měla největší mechanickou hysterizi ($40,0 \pm 0,7$ g), přičemž nejmenší mechanická hysterize byla zjištěna pro 3M 12 ($2,4 \pm 0,1$ g) a ze skupiny 9 mm 3M 9 ($4,5 \pm 0,1$ g) (**Obrázek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

3M 9 vykazovala podstatně menší teplotní hysterizi a citlivost síly ve vztahu k teplotním změnám ve srovnání s GAC L (**Obrázek 4.**). Teplotní hysterize byla u 3M 9 zanedbatelná (**Obrázek 4.**). U GAC L měla teplotní hysterize velikost 8 g (0,08 N) (**Obrázek 4.**). Při konstantním prodloužení byly maximální změny síly během teplotního cyklování 29 g (0,29 N)

pro 3M 9 (**Obrázek 4.**) a 79 g (0,79 N) pro GAC L (**Obrázek 4.**). Na konci teplotního cyklování 3M 9 nevykazovala téměř žádné změny síly (**Obrázek 4.**). Zatímco u GAC L byl naměřen nárůst síly o 10 g (0,10 N) (**Obrázek 4.**).



Obrázek 3. Grafické znázornění zátěžových křivek u měřených NiTi ortodontických pružin ze skupiny 9 mm. Červená šipka ukazuje rozdíl v síle působený hysterézním chováním měřeného vzorku.



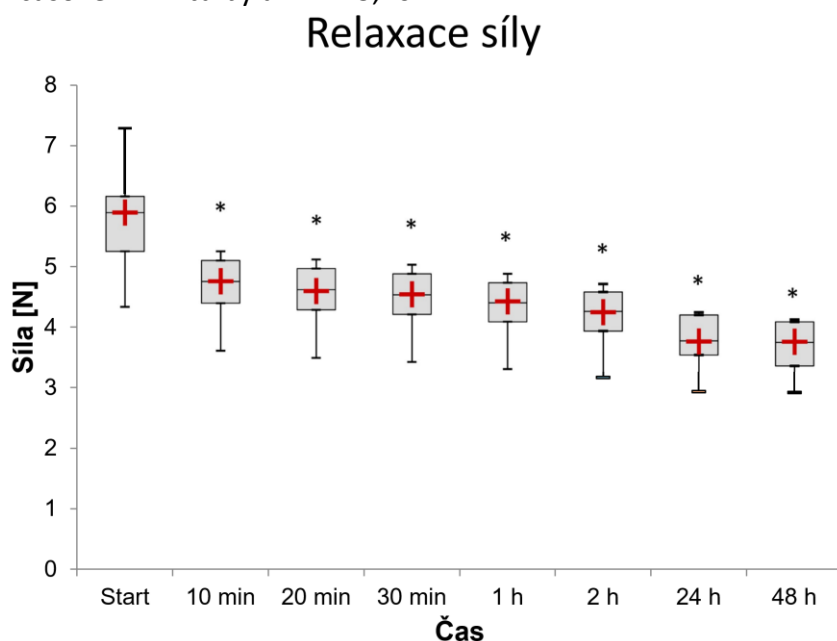
Obrázek 4. Porovnání teplotních hysterezí. Černá zátěžová křivka znázorňuje 3M 9 a šedá křivka zátěžovou křivku GAC L během teplotních cyklů při konstantním prodloužení 2,6 mm během testu 2a.

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. Naproti tomu pružinka GAC L po teplotním cyklování během testu 2a ukázala nárůst síly o 10 g (0,10 N) (**Obrázek 4.**). Během testu 2b po

jednom teplotním šoku GAC L vykazala 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 3.**). 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. V testu 2b se pružinka GAC L po jediném teplotním šoku již nedostala na deaktivační plató a nevykazovala konstantní průběh síly. Naopak, při jejím zkracování po teplotního šoku byl pokles síly až 0,23 N/mm. 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. 3M 9 obecně nevykazovala téměř žádné změny zátěžové křivky během všech zkoušek (testy 1a, c; 2a, b).

3. Viskoelastické vlastnosti stentu

Výsledky relaxačního testu síly v čase u biodegradabilních stentů jsou vidět na grafu (**Obrázek 5.**). 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 5.**). 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 5.**) 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.



Obrázek 5. 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. Nicméně existuje variabilita v rozměrech simulovaných kk. u stejných komerčně vyráběných pryskyřičných endobloček [35]. 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 μm byl výsledný povrch 3DP endobločku relativně hrubý a neumožňoval v dostatečné kvalitě pozorovat simulovaný kk. v optickém mikroskopu, proto bylo nanášeno stomatologické adhesivum Evetric Bond (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) na jednu stranu endobločku. Tato strana byla následně položena na rovnou nerezovou dentální matici 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 s minimálním zkreslením. 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 předehtnout, aby se předešlo pozměnění tvaru simulovaného kk. Prokázali jsme vysokou reprodukovatelnost procesu 3D tisku endobloček vytištěných z akrylové pryskyřice (VeroClear-RGD810, Stratasys, Eden Prairie, USA) pomocí 3D tiskárny Objet30 Pro (Stratasys, Eden Prairie, USA). Přesnost 3DP endobloček byla dostatečná, přestože se některé naměřené rozměry 3DP endobloček statisticky významně lišily od rozměrů komerčně vyráběných pryskyřičných endobloček. 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 předehtnutého nerezového nástroje K-file ISO 10 došlo k narovnání kanálku, což je typický problém při použití ručních a rotačních kořenových nástrojů [8, 36].

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 [37].

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 [9, 38, 39]. 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 deaktivační plató z testovaných NiTi ortodontických pružin je největší.

Viskoelastické vlastnosti NiTi ortodontických pružin

Již publikované práce zabývající se degradací síly v průběhu času objasňují, že síla klesá hlavně během prvních hodin konstantní zátěže [40, 41]. 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. Měření v této práci ukázala, že během prvních hodin dojde k relaxaci síly v čase maximálně o 3 % při konstantním prodloužení pružiny.

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 procesy, které zahrnují „tečení“ materiálu při zatěžování, přítomnost inkluzí, strukturální poruchy, změny v mechanických vazbách atd. [9] 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 2.**). Deaktivační 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 deaktivačního 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 deaktivačního plató v plném rozsahu díky aktivaci NiTi ortodontické pružiny dostatečným prodloužením.

Vliv teploty na mechanické vlastnosti NiTi ortodontických pružin

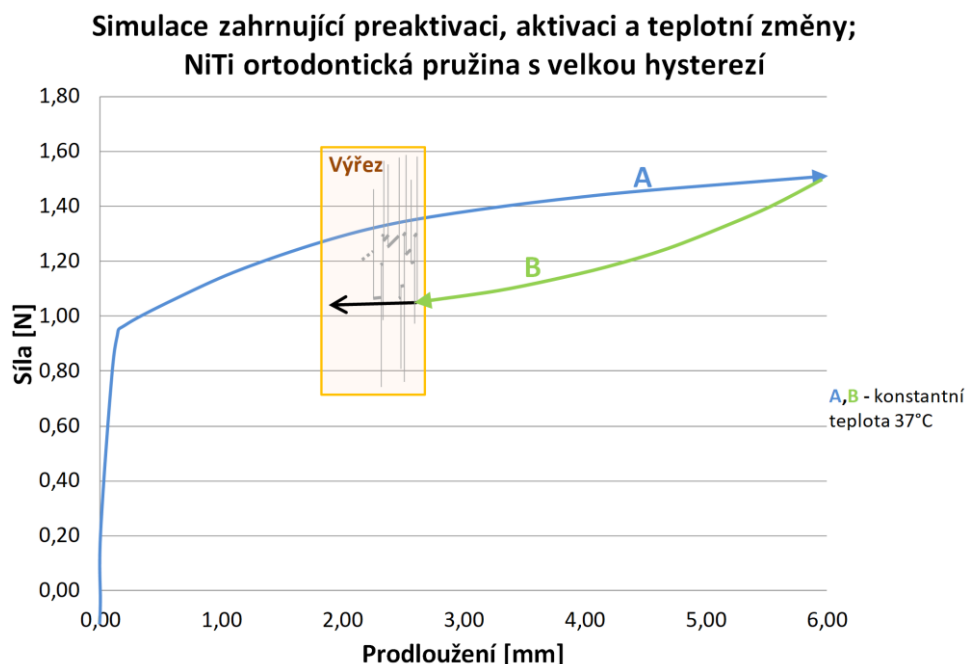
Mezi naměřenými typy NiTi ortodontických pružin byla pozorována rozdílná míra závislosti síly na velikosti a směru teplotní změny (tzv. teplotní citlivost). Například maximální změna síly během teplotního cyklování u 3M 9 byla 29 g (0,29 N) (**Obrázek 4.**), kdežto u GAC L byla 79 g (0,79 N) (**Obrázek 4.**). 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 4.**). Naproti tomu naměřená hystereze u 3M 9 byla téměř zanedbatelná (**Obrázek 4.**). Test 2a, který simuloval požití teplého (57 °C) a studeného (17 °C) jídla poukazyval na důležitý jev, že u NiTi ortodontických pružin, které vykazovaly značnou hysterezi, přetrvávala zvýšená síla i po ochlazení na 17 °C (**Obrázek 4.**).

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 grafu (**Obrázek 6.**) 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 deaktivační 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. U pružiny s nulovou nebo zanedbatelnou hysterezí, jako je například 3M 9, byly ve srovnání s pružinou s výraznou hysterezí při teplotním šoku pozorovány menší 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 [42]. 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 3.**).

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 poškozením zubu a okolních struktur [17]. Pouze u NiTi ortodontických pružin s minimální hysterezí a s plató v klinicky vhodném rozsahu prodloužení můžeme plně využít jejich superelastické vlastnosti.



Obrázek 6. 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 výřezu.

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 5.**). Takový pokles síly, a tedy i radiální tlaku, podírající ošetřovanou tkáň by mohl vést k předčasnému zhroucení nebo zúžení stentu [43]. 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 [25].

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. 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.

Závěry

1. Optimalizace metodiky pro testování odolnosti a opracovávací 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 podpurného materiálu negativně ovlivňující profil 3DP simulovaného kk. Výzkum by měl pokračovat v prozkoumávání alternativních metod pro odstranění podpurného materiálu.

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

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

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 deaktivčního plató.

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 deaktivčním plató v klinicky vhodném rozsahu umožňují dosažení optimální rychlosti pohybu zubů a reprodukovatelných klinických výsledků.

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.

Seznam citací použité literatury

- [1] 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
- [2] 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
- [3] 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
- [4] GAVINI, Giulio, Marcelo dos SANTOS, Celso Luis CALDEIRA, Manoel Eduardo de Lima MACHADO, Laila Gonzales FREIRE, Elaine Faga IGLECIAS, Ove Andrea PETERS a George Tácio 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
- [5] 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
- [6] 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
- [7] 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
- [8] 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
- [9] 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

- [10] SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*. 1974, **18**(2), 269–296. ISSN 0011-8532.
- [11] 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
- [12] 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
- [13] MORAES, Rafael dos Reis, Thaís Maria Pires dos SANTOS, Marília Fagury MARCELIANO-ALVES, Andreá 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
- [14] 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
- [15] 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
- [16] 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
- [17] 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
- [18] 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
- [19] 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
- [20] 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
- [21] 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
- [22] 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
- [23] 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
- [24] 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
- [25] 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
- [26] 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.
- [27] 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
- [28] 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
- [29] 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
- [30] 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
- [31] 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.
- [32] 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
- [33] 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
- [34] 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.
- [35] 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
- [36] 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.
- [37] 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
- [38] 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.

- [39] 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.
- [40] 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.
- [41] 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
- [42] 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
- [43] 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

Přehled publikační činnosti autora

Původní vědecké práce v časopisech s IF

Spoluautorské

Mechanical properties of a biodegradable self-expandable polydioxanone monofilament stent: In vitro force relaxation and its clinical relevance

Ales Bezrouk, Libor Balsky, **Martin Smutny**, Iva Selke Krulichova, Jiri Zahora, Josef Hanus, and Torstein R. Melinge

PLoS ONE, 2020, 15(7 July), e0235842, ISSN 1932-6203
(IF 3.240; Q2/AIS; Article)

Thermomechanical properties of nickel-titanium closed-coil springs and their implications for clinical practice

Ales Bezrouk, Libor Balsky, **Martin Smutny**, Iva Selke Krulichova, Jiri Zahora, Josef Hanus, and Torstein R. Melinge

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2014, 146(3), pp. 319–327, ISSN 0889-5406
(IF 1.382; Q2/AIS; Article)

Nickel-titanium closed-coil springs evaluation of the clinical plateau

Ales Bezrouk, Libor Balsky, Iva Selke Krulichova, **Martin Smutny**, Jiri Zahora, Gisbert W. Selke, Torstein R. Melinge

Revista de Chimie, 2017, 68(5), pp. 1137–1142, ISSN: 2668-8212
(IF 1.412; Q4, Q4/AIS; Article)

Původní vědecké práce v časopisech bez IF

Prvoautorské

An investigation of the accuracy and reproducibility of 3D printed transparent endodontic blocks

Martin Smutný, Martin Kopeček, Aleš Bezrouk

Acta medica (Hradec Králové) / Universitas Carolina, Facultas Medica Hradec Králové, 2022, 65(2), ISSN 1211-4286

Interaktivní e-learning – Mikroskopie

Martin Smutný, Vladimír Mašín, David Kordek, Jiří Záhora, Aleš Bezrouk

Interaktivní e-learning – Mikroskopie. Matematika–Fyzika–Informatika, 2022, 31(2), pp. 126–141., ISSN 1805-7705

Spoluautorské

Thermo-mechanical properties of NiTi closed coil springs--force degradation and force regeneration over time, viscous properties.

Aleš Bezrouk, Libor Balský, **Martin Smutný**, Tomáš Nosek, Jiří Záhora, Josef Hanuš, Richard Polma

Acta medica (Hradec Králové) / Universitas Carolina, Facultas Medica Hradec Králové, 2013, 56(2), pp.[1] 41–46, ISSN 1211-4286