

Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci



ODOLNOST VŮČI CYKlickÉ ÚNAVĚ MODERNÍCH ENDODONTICKÝCH SYSTÉMŮ

Doktorská disertační práce

Autor: MDDr. Alexandr Jusku

Vedoucí práce: MUDr. Ľuboř Harvan, Ph.D.

Olomouc 2022

Vědní obor – stomatologie

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem danou disertační práci vykonal samostatně a že jsem uvedl veškerou použitou literaturu a jiné prameny.

Datum:

Podpis:

Děkuji svému školiteli MUDr. Ľubošovi Harvanovi, Ph.D. za vedení, předané znalosti a pomoc v průběhu celého doktorského studia. Poděkování patří také Mgr. Radimu Čtvrtlíkovi Ph.D. a Mgr. Janu Tomáščíkovi, Ph.D. za rady, konzultace a spolupráci na poli materiálového výzkumu z fyzikálního pohledu. Obrovské díky za pomoc, podporu a vytvoření ideálních podmínek k dokončení studia bych chtěl věnovat zejména mé přítelkyni a rodině. Experimentální část disertační práce vznikla za podpory grantového projektu IGA_LF_2020_040 s názvem „Unicone plus – nový endodontický systém a jeho cyklická únava (in vitro studie)“. Nositelem/příjemcem daného projektu byla Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, řešitelem projektu byl MDDr. Alexandr Jusku.

Anotace

Disertační práce se zabývá problematikou cyklické únavy recipročních endodontických nástrojů. Jedná se o aktuální problematiku, kdy se pomocí syntézy současných studií snaží odborná veřejnost o zavedení určité formy standardizace.

Je rozdělena do několika kapitol, kdy se nejdříve v teoretické části seznamujeme se základními historickými daty v souvislosti s endodontickými nástroji, slitinami využívané k jejich výrobě, typy komplikací v souvislosti s jejich užíváním a popis cyklické únavy ve spojitosti s endodontickými nástroji. Praktická část je věnována zkoumání vlivu rozdílných teplot na únavové vlastnosti nástrojů, analýze drsnosti jejich povrchů, obsahu a tvarům průřezů.

Anotation

The dissertation deals with the issue of cyclic fatigue of reciprocal endodontic instruments. This is a current topic where, with the help of a synthesis of current studies, the scientific community is trying to introduce a certain form of standardization.

It is divided into several chapters, where first in the theoretical part we get to know basic historical data in connection with endodontic instruments, alloys used for their production, types of complications in connection with their use and a description of cyclic fatigue in connection with endodontic instruments. The practical part is devoted to the investigation of the influence of different temperatures on the fatigue properties of instruments, the analysis of their surface roughness, cross-sectional area and shapes.

Obsah

1	Úvod.....	9
2	Cíle práce.....	10
3	Nástroje v endodoncii.....	11
3.1	Historické mezníky v endodoncii z pohledu nástrojů.....	11
3.2	Slitiny využívané k výrobě endodontických nástrojů.....	13
3.2.1	Uhlíková ocel.....	13
3.2.2	Nerezová ocel.....	13
3.2.3	Nikl-titanová slitina.....	14
4	Dělení rotačních nikl-titanových systémů.....	16
4.1	Slitiny austenitického typu.....	16
4.2	Slitiny martenzitického typu.....	18
4.3	První generace.....	21
4.4	Druhá generace.....	22
4.5	Třetí generace.....	23
4.6	Čtvrtá generace.....	24
4.7	Pátá generace.....	25
4.8	Šestá generace.....	27
4.9	Sedmá generace.....	28
5	Lokální komplikace ve spojení s užitím nástrojů.....	29
5.1	Perforace.....	29
5.2	Stripping.....	30
5.3	Ziping.....	31
5.4	Ledge a následná obliterace originálního kořenového kanálku.....	32
5.5	Transportace.....	33
5.6	Zalomení nástroje.....	34

6	Únavová fraktura	36
6.1	Průběh únavové fraktury	36
6.1.1	První fáze	37
6.1.2	Druhá fáze	39
6.1.3	Třetí fáze.....	39
6.2	Faktory ovlivňující únavovou frakturu a její testování	40
6.2.1	Kvalita slitiny nástroje	40
6.2.2	Drsnost povrchu	41
6.2.3	Obsah a tvar průřezu nástroje v místě potenciálního zalomení	43
6.2.4	Parametry arteficiálního kanálu	44
6.2.5	Kinematika pohybu nástroje	45
6.2.6	Teplota.....	45
6.2.7	Výplachové roztoky	46
7	Experimentální část.....	47
7.1	Testovací sestava	47
7.2	Cyklická únava nástrojů za různých teplot okolního prostředí	48
7.2.1	Pracovní hypotézy	49
7.2.2	Materiály a metodika	49
7.2.2.1	Únavová zkouška.....	50
7.2.3	Vyhodnocení vlivu teploty na únavu nástroje	51
7.2.4	Diskuse	52
7.2.5	Shrnutí	53
7.3	Únavové selhání nástrojů v simulovaných klinických podmínkách, obsah průřezu, drsnost.....	53
7.3.1	Pracovní hypotézy	54
7.3.2	Materiály a metodika	54

7.3.2.1	Únavová zkouška.....	55
7.3.2.2	Analýza průřezů a povrchů	56
7.3.3	Vyhodnocení.....	58
7.3.3.1	Únavová zkouška.....	58
7.3.3.2	Obsah a tvar průřezu nástroje	59
7.3.3.3	Drsnost povrchu.....	61
7.3.4	Diskuse	63
7.3.5	Shrnutí.....	64
8	Souhrn poznatků disertační práce	65
9	Bibliografie	66
10	Seznam obrázků	78
11	Seznam grafů.....	80
12	Seznam tabulek	81
13	Seznam odborných publikací autora.....	82
13.1	Práce související s disertační prací	82
13.2	Ostatní publikace	84

1 Úvod

Endodoncie je specializace ve stomatologii zahrnujícím pestrou škálu výkonů. Jedním z nejčastějších je ošetřování kořenových kanálků. Jakožto jeden z nejvíce instrumentálních oborů stomatologie prochází v současnosti velmi rychlým technologickým vývojem. Za výrazným pokrokem na poli toho oboru stojí mimo jiné zavedení Nitinolu do stomatologické praxe a s tím spojená implementace strojové endodoncie. Jejím cílem je zvýšení úspěšnosti terapie s ohledem na kvalitu endodontického ošetření, zjednodušování postupů – tím pádem časovou a finanční úsporu a v neposlední řadě minimalizovat vznik komplikací, a to jak v průběhu terapie, tak postoperativních.

I přes pokroky ve výrobě strojových systémů, jež jsou dnes k dispozici na stomatologickém trhu, zůstává jednou z nejobávanějších komplikací fraktura nástroje v průběhu mechanického opracování kořenového systému. To může vést až k selhání endodontické terapie s následnou sníženou kvalitou orálního zdraví.

Na fraktuře endodontického nástroje v průběhu terapie se podílí dva základní faktory, a to překročení limitu cyklické nebo torzní únavy. Vzhledem k tomu, že faktory ovlivňující výši torzního zatížení (torze a rychlost otáček) jsou udávány výrobcí nástrojů a moderní endomotory je dokážou kontrolovat, je pravděpodobnost tohoto typu selhání nízká. Proto je v dnešní době kladen důraz na zvyšování odolnosti nástrojů vůči cyklické únavě a ideálně zavedení standardizace testování úrovně cyklické únavy. Vzhledem k multifaktoriálnímu charakteru této problematiky jsou v tuto chvíli cenné studie s hodnocením většího množství faktorů, které by frakturu ovlivňují.

Z tohoto důvodu jsem se rozhodl věnovat zkoumání únavového selhání nejnovějších recipročních endodontických nástrojů a přispět svými výsledky k porozumění a případné standardizaci této dosud neúplně pochopené problematiky.

2 Cíle práce

Cílem práce je provedení in vitro studie a následné zhodnocení úrovně odolnosti vůči cyklické únavě nového recipročního endodontického systému Unicone Plus českého výrobce Medin a.s. v porovnání s jeho předchůdcem Unicone, a to v pokojové teplotě a v teplotě endodontu. Dalším cílem je prozkoumat a objasnit vztahy mezi odolností vůči cyklické únavě vybraných recipročních endodontických nástrojů za teploty v kořenovém systému zubů, jejich plochami průřezů a drsností povrchů.

3 Nástroje v endodoncii

3.1 Historické mezníky v endodoncii z pohledu nástrojů

První endodontický nástroj byl vyroben v roce 1838. Jeho vynálezcem byl Edward Maynard a vyrobil jej z hodinové pružiny [1, 2]. Zajímavostí je, že tento zubní lékař se věnoval také vývoji střelných zbraní, což mu přineslo výrazně větší slávu než příspěvky v pokroku na poli stomatology. Výroba prvních endodontických nástrojů přibližujícím se dnešním se datuje přibližně do roku 1875. Tvarově připomínaly svým způsobem výroby i vzhledem exstirpační jehly. Přístup k endodoncii jako k oboru byl také jiný. Vzhledem k absenci znalostí a technologií ovlivňující výsledky endodontické terapie se dávala přednost plnění kořenového kanálku před jeho čištěním a dezinfekcí [3]. Ve 30. letech minulého století se rodí myšlenka o důležitosti a vhodnosti odstranění zbytků dřevě z kořenového kanálku a jejím negativním vlivu na úspěšnost endodontické terapie spolu s návodem, jak docílit zdárného endodontického ošetření. Nicméně v té době se nedá hovořit o jakékoliv standardizaci, spíše o vytváření doporučeného protokolu [4].

Tabulka 1 Historické mezníky – endodontické nástroje.

Rok	Událost
1838	První endodontický nástroj
1875	Počátek výroby endodontických nástrojů
1932	První doporučený postup ošetření kořenového kanálku
1961	První oficiální standardizace nástrojů
1976	Vznik Specifikace číslo 28 - standardizace pro výrobu pilníků a pronikačů
1992	První nikl-titanový systém v endodoncii

Základní standardizaci nástrojů v endodoncii a techniky jejich užívání s počátkem snažení již kolem roku 1955 dávají dohromady Ingle a Levin v roce 1961. Doplňuje spektrum nástrojů

a jejich barevná označení o nástroje ISO 06, 08 a nástroje ISO 110 až 150. Tato standardizace je po mírných úpravách přijatá Americkou Asociací Endodontistů v roce 1965, což později vede ke vzniku dnes užívané ISO normy. V roce 1976 upravenou standardizaci schvaluje Americká Standardizační Asociace jako Specifikaci číslo 28 sloužící k standardizaci výroby pilníčků a pronikačů. V roce 1981 se tato norma po určitých úpravách začíná připomínat současně užívanou mezinárodní standardizaci pro výrobu nástrojů [2]. Ta je známá jako norma ISO 3630-1:2019 Dentistry — Endodontic instruments — Part 1: General requirements [5]. Samozřejmě probíhá její pravidelná aktualizace. V šedesátých letech minulého století byla objevena nikel-titanová slitina v Naval Ordnance Laboratory [6]. Pojmenování Nitinol vzniklo jako akronym pro nikel (Ni) titan (Ti) a Naval Ordnance Laboratory (nol). Skládá se z 56 % niklu a z 44 % titanu. V endodoncii se tato slitina užívá od 90. let 20. století. Nápad využití NiTi slitiny pro výrobu nástrojů v endodoncii má své kořeny v jiném stomatologickém oboru, a to v ortodoncii, kde byl tento materiál hojně využíván jako oblouk fixního aparátu [2, 7]. Historické mezníky jsou shrnuty v tabulce 1.

3.2 Slitiny využívané k výrobě endodontických nástrojů

3.2.1 Uhlíková ocel

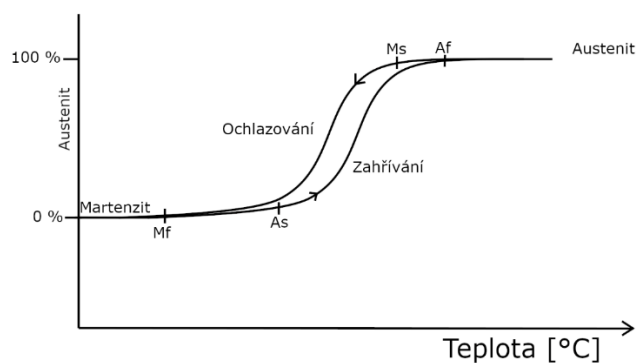
Od počátku 19. století jsou užívané v endodoncii nástroje vyrobené z uhlíkové oceli. Tvrdost těchto nástrojů je větší než tvrdost dentinu, což v kombinaci s nízkou flexibilitou a vysokou řeznou účinností vede k relativně častému vzniku komplikací zejména u zahnutých kanálků [2]. Jsou výrazně tužší (zejména s rostoucím průměrem) než nástroje vyrobené Nitinol, ale srovnatelné s nástroji z nerezové oceli. Výhodou je vyšší odolnost vůči zalomení v porovnání s nástroji z nerezové oceli [8]. Naopak nevýhodou je jejich tendence ke korozi, nedostatečná flexibilita a přílišná tuhost [9]. Vyrábí se z ní ruční nástroje a v dnešní době již nejsou příliš užívané.

3.2.2 Nerezová ocel

Nástroje z nerezové oceli jsou měkčí než z uhlíkové. Obecně jsou složeny ze 72 % železa, 18 % chromu, 8-10 % niklu a 0,12 % uhlíku. Jsou také více elastické a flexibilní než nástroje z uhlíkové oceli, nicméně z pohledu těchto vlastností nedosahují kvalit nástrojů z NiTi slitiny a neopatrná práce s nimi vede k vyšší incidenci komplikací. Jejich hlavní využití spočívá v přípravě a rozšíření kořenových kanálků pro další opracování nikl-titanovými nástroji a zprůchodňování obliterovaných kanálků. Jejich odolnost vůči korozi jim dovoluje na rozdíl od svých konkurentů z uhlíkové oceli možnost sterilizace v parním autoklávu nebo horkým vzduchem [10]. Podobně jako u uhlíkové oceli se z nerezové oceli vyrábí ruční nástroje.

3.2.3 Nikl-titanová slitina

Na rozdíl od výše uvedených slitin se z nikl-titanu vyrábí jak nástroje ruční, tak nástroje strojové. Je to ekvatomární slitina složená přibližně z 56 hmotnostních procent niklu a 44 hmotnostních procent titanu. Nitinol se v závislosti na okolních podmínkách může vyskytovat ve dvou základních krystalických strukturách, a to austenitické (disponující kubickou B2 krystalickou mřížkou) nebo martenzitické (disponující monoklinickou B19' krystalickou mřížkou). V závislosti na okolní teplotě a na tom, zda je slitina ohřívána nebo ochlazována přechází plynule vnitřní struktura z jedné fáze do druhé (graf 1). Pokud je teplota slitiny vyšší než austenitická konečná teplota, je slitina plně složena z austenitu. Postupným ochlazováním se dostaneme na teplotu (počínající teplota vzniku martenzitu), při které se začne austenit postupně transformovat v martenzit. Dalším ochlazováním se dostaneme na teplotu zvanou martenzitická konečná teplota, při které je slitina složena plně z martenzitu. Pokud začneme slitinu v plně martenzitickém složení ohřívát, tak při dosažení určité teploty (počínající teplota vzniku austenitu) začne transformace martenzitu v austenit, až do dosažení austenitické konečné teploty [7, 11]. Hraniční teploty transformací se technologickými úpravami mohou měnit, což vedlo ke vzniku velké škály endodontických systémů.



Graf 1 Grafické znázornění teplotní hystereze nikl-titanové slitiny. (As) počínající teplota vzniku austenitu, (Af) austenitická konečná teplota, (Ms) počínající teplota vzniku martenzitu, (Mf) martenzitická konečná teplota.

Obě fáze mají určité charakteristické vlastnosti. Slitina ve formě austenitu je tvrdá, tuhá a disponuje superelastickými vlastnostmi [12]. K ohybu nástroje složeného převážně z austenitu v kořenovém kanálku dochází procesem nazývaným stresem indukovaná martenzitická transformace. Dochází k ní tlakem stěn kořenového kanálku na nástroj. Tato deformace však nemá trvalého charakteru (je nestabilní). Po odstranění působících sil (po vytažení nástroje z kořenového kanálku) je slitina nástroje navracená zpět do austenitického stavu spolu s návratem do původního tvaru. Procesu, kdy dochází ke zpětnému návratu do původního tvaru a změně krystalické struktury se odborně říká spring-back effect [11].

Martenzitická slitina je měkká, tvárná, snadno deformovatelná [12]. Důležitou vlastností, kterou martenzit disponuje, je efekt tvarové paměti. Jedná se o schopnost návratu deformovaného martenzitu do původního tvaru ohříváním, při kterém dochází k fázové transformaci martenzitu na stabilní austenit. K žádané deformaci endodontického nástroje složeného převážně z martenzitu v kořenovém kanálku dochází reorientací krystalické mřížky martenzitu. Tento proces, odborně označován jako martenzitická reorientace, je méně energeticky náročný než stresem indukovaná martenzitická transformace [11].

Za určitých podmínek jsme schopni při výrobě endodontických nástrojů schopni vytvořit třetí formu slitiny zvanou R-fáze. Tato fáze disponuje ortorombickou krystalickou mřížkou. V pracovních podmínkách je nestabilní, ale její vlastnosti, zejména nízký modul elasticity, s výhodou využíváme ve vybraných výrobních procesech [13]. V malém procentu se může vyskytovat i ve výsledných produktech [12].

4 Dělení rotačních nikel-titanových systémů

Rotační nikel-titanové nástroje můžeme rozdělit podle

Vnitřní struktury:

1. Slitiny austenitického typu
2. Slitiny martenzitického typu

Vlastností, doby uvedení na trh:

3. První generace
4. Druhá generace
5. Třetí generace
6. Čtvrtá generace
7. Pátá generace
8. Šestá generace
9. Sedmá generace

4.1 Slitiny austenitického typu

Mezi slitiny austenitického typu (tab. 2) se řadí konvenční NiTi bez/s úpravou elektrolytickým leštěním, M-Wire a slitina s využitím R-fáze v průběhu výroby [11]. Konvenční nikel-titanová slitina je nejdéle užívaným typem slitiny v endodoncii. Nástroje z konvenční slitiny jsou vyráběny broušením bez navazujících tepelných úprav. Tento způsob výroby však v důsledku vede k relativně hrubému povrchu s řadou povrchových prasklin, což má řadu neblahých efektů, jako například snížení odolnosti vůči únavové fraktuře nástrojů [14, 15]. Konečná austenitická teplota nástrojů je nižší než teplota uvnitř kořenového systému, což znamená, že převažující vlastností nástrojů v klinických podmínkách je superelastická [16]. Zástupci tohoto typu slitiny jsou například ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) a Profile (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). Výrazným posunem bylo zavedení povrchových úprav, vedoucích ke zlepšení vlastností. Nejužívanější je proces zvaný elektrochemické leštění. Jeho podrobnějšímu popisu se budeme věnovat v kapitole 5.2.2.

Zástupci nástrojů konvenční slitiny s elektrolytickým leštěním jsou například RaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) a iRace (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland).

Tabulka 2 Slitiny austenitického typu a výběr zástupců endodontických systémů.

Typ slitiny	Zástupci	Výrobce
<i>Konvenční NiTi</i>	Protaper Universal	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland
	Profile	Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA
<i>Konvenční NiTi + elektrolytické leštění</i>	RaCe	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland
	iRaCe	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland
<i>M-Wire</i>	Protaper next	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland
	WaveOne	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland
	Reciproc	VDW, Munich, Germany
<i>Slitiny s využitím R-fáze</i>	Twisted File	SybronEndo, Orange, CA, USA

V roce 2007 přichází na trh nástroje vyrobeny z takzvaného M-Wire. Jedná se o první slitinu, u které bylo při výrobě využito termomechanických úprav za dosažením lepších vlastností na poli flexibility a cyklické únavy. Vzhledem k tomu, že konečná austenitická teplota této slitiny je přibližně 43–50 °C [17], což je teplota vyšší než teplota v kořenovém kanálku, je slitina v pracovních podmínkách složena i z malého množství martenzitu a R-fáze, nicméně pořád si zachovává superelastické vlastnosti [16, 18]. Právě přítomnost těchto dvou fází s největší pravděpodobností stojí za větší odolností proti vzniku únavové praskliny v porovnání s konvenčními slitinami, a to díky lepší reorientační kapacitě zmíněných fází [19]. Mezi zástupce tohoto typu slitiny můžeme zařadit Protaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Reciproc (VDW, Munich, Germany), WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Zanedlouho poté v roce 2008 přichází SybronEndo (Orange, CA, USA) s novým výrobním procesem založeným na využití přechodně vznikající R-fáze. Austenitická konečná teplota se nachází mezi 18 a 25 °C [17], což poukazuje na převážně austenitické složení slitiny v pracovních podmínkách stomatologické praxe. Co se týče odolnosti vůči cyklické únavě, se tyto nástroje vyrovnají nástrojům vyrobeným z M-Wire [20]. Princip metody výroby je relativně jednoduchý. Skládá se ze zahřátí slitiny na teplotu, při které se slitina nachází v R-fázi, následně díky nízkému transformačnímu přetvoření probíhá kroucení drátu, a na závěr se dalšími tepelnými úpravami převede nástroj zpět do austenitického stavu, se zachováním nového tvaru [21]. Jako zástupce můžeme uvést Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, USA). Dalším nástrojem s využitím R-fáze v průběhu výroby je K3XF (SybronEndo, Orange, CA, USA), které se však vyrábí broušením a následnými tepelnými úpravami s převedením do R-fáze [11].

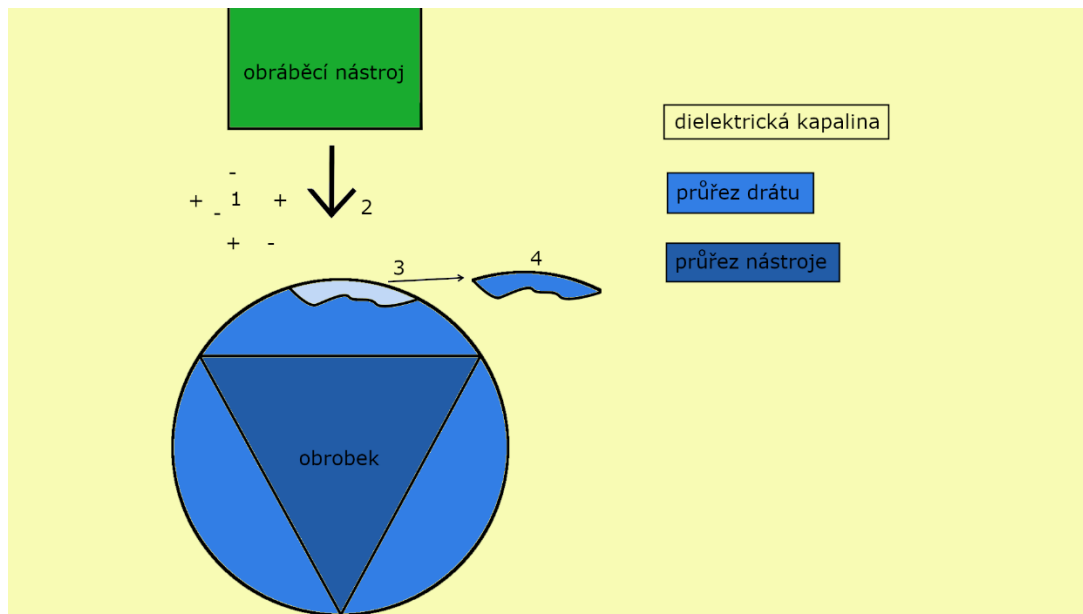
4.2 Slitiny martenzitického typu

Mezi slitiny martenzitického typu (tab.3) se řadí CM-Wire, CM-Wire s úpravou elektrojiskrovým obráběním, CM-Wire s Gold a Blue termomechanickou úpravou slitiny a MaxWire [11]. V roce 2010 byly na trhu představeny nástroje ze slitiny nazývané CM-Wire. Jedná se o první termomechanicky upravenou slitinu, u které nepřevažují superelastické vlastnosti v pracovních podmínkách. Nástroje vyrobené z této slitiny nemají tendenci se napřimovat při vyjmutí z kořenového kanálku jako nástroje austenitické [22, 23]. Je to dáno výrazně vyšším poměrem martenzitu k austenitu. Konečná austenitická teplota se pohybuje v rozmezí 47 °C až 55 °C, což tuto teorii potvrzuje. Nástroje z této slitiny jsou výrazně odolnější vůči cyklické únavě než nástroje austenitického typu [24-26]. Jako zástupce můžeme uvést například Hyflex CM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland).

Tabulka 3 Slitiny martenzitického typu a výběr zástupců endodontických systémů.

Typ slitiny	Zástupci	Výrobce
<i>CM-Wire</i>	Hyflex CM	Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland
<i>CM-Wire + elektrojiskrové obrábění</i>	Hyflex EDM	Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland
<i>CM-Wire + Gold typ úpravy</i>	Protaper Gold	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland
	WaveOne Gold	Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland
<i>CM-Wire + Blue typ úpravy</i>	Profile Vortex Blue	Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA
	Reciproc Blue	VDW, Munich, Germany
<i>MaxWire</i>	XP-endo Shaper	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland
	XP-endo Finisher	FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland

Dalším ze zástupců martenzitických typů slitin jsou nástroje vyrobeny z CM-Wire s rozdílným výrobním procesem zvaným elektrojiskrové obrábění (obr. 1). Jedná se o bezkontaktní výrobní proces, při kterém dochází k odstraňování materiálu pomocí pulzního elektrického výboje. Obráběcí nástroj a opracováváný NiTi drát musí být elektricky vodivé. Obráběcí nástroj se v dielektrické kapalině přibližuje k NiTi drátu do chvíle, kdy je aplikované napětí schopno ionizovat dielektrickou kapalinu. Výsledná jiskra odpařuje z NiTi drátu malé částice, které znovu ztuhnou v dielektrické kapalině a následně jsou odplaveny. Vzhledem k tomu, že se jedná o bezkontaktní výrobu, dochází k minimalizaci vzniku reziduálních stresů ve slitině v porovnání s kontaktními výrobami [27, 28]. Povrch nástroje má kráterovitý charakter a je relativně hrubý. Konečná austenitická teplota EDM slitiny je přibližně 52 °C, což při testování odhalilo převážně martenzitickou strukturu s příměsí R-fáze [29, 30]. Z pohledu odolnosti vůči cyklické únavě jsou nástroje z této slitiny výrazně odolnější než všechny doposud zmíněné nástroje [30, 31]. Typickým zástupcem je Hyflex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland).



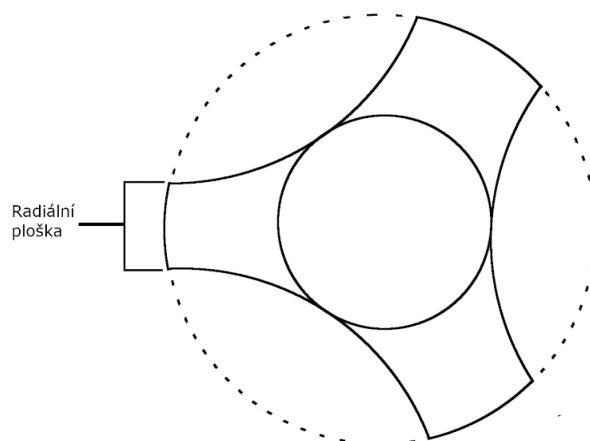
Obrázek 1 Elektrojiskrové obrábění [11]. (1) ionizace dielektrické tekutiny, (2) jiskra, (3) vaporizace částic, (4) opětovné tuhnutí.

Nástroje s Blue a Gold typem úprav jsou podobně termomechanicky upravené slitiny k dispozici na stomatologickém trhu od roku 2011. Pro Blue typ úpravy je charakteristické, že je nástroj broušen předtím, než projde patentovaným tepelným zpracováním [32, 33]. Povrch nástroje je potažen typickou modrou vrstvou oxidu titaničitého a konečnou austenitickou teplotu má kolem 38 °C [32, 34]. Přestože je tato teplota nižší než u nástrojů z M-Wire slitiny, obsahuje poměrově větší množství stabilnější martenzitu než austenitu. Typickými zástupci jsou Recipro Blue (VDW, Munich, Germany) a ProFile Vortex Blue (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). Pro Gold typ úpravy je naopak typické broušení až po dodatečném pomalém zahřívání a následném ochlazení, což vede ke vzniku povrchu s typickým zlatavým zbarvením [35]. Konečná austenitická teplota je 51 °C [32]. Typickými zástupci jsou WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) a Protaper Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Jsou velmi odolné vůči cyklické únavě. Pouze Hyflex EDM je při testování únavové fraktury odolnější [32, 36]. MaxWire je termomechanicky upravená slitina, která kombinuje superelastické vlastnosti a efekt tvarové paměti v klinických podmínkách. Konečná austenitická teplota je 35 °C [37]. Nástroje z této slitiny jsou v pokojové teplotě složeny převážně z martenzitu, ale po zavedení do kořenového kanálku se v důsledku fázové transformace struktura změní na austenitickou. Tím dochází i ke změně tvaru nástroje.

Odolnost vůči cyklické únavě u těchto nástrojů vzhledem k jejich extrémně nízké konicitě (0,01) není prakticky porovnatelná s nástroji z jiných slitin [11]. Typickými zástupci jsou XP-endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland), XP-endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland).

4.3 První generace

V devadesátých letech minulého století byly představeny první NiTi rotační nástroje [38]. Jako příklady si můžeme uvést Lightspeed (Lightspeed, San Antonio, TX, USA) a ProFile (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). Konicita je v případě této generace nástrojů fixní a z počátku pouze 0,02. Nicméně velmi brzy začala výroba nástrojů s konicitou 0,04 a 0,06 [39, 40]. Charakteristický znak nástrojů této generace je přítomnost pasivních řezných hran s takzvanými radiálními ploškami (obr. 2), jejichž úkolem bylo zajistit prevenci vůči frakturám a zamezit transportacím kanálků [41]. Nevýhodou je nízká řezná účinnost a tím pádem velké množství nástrojů nutných k opracování kořenového kanálku [40]. Zvláštní pozornost si zaslouží zejména design nástrojů Lightspeed (obr.3). Disponují krátkou pracovní částí a dlouhým, hladkým a velice úzkým dříkem. Jejich tvar specificky zvětšuje jejich flexibilitu. Jsou užívány pro preparaci v apikální oblasti zubu [42].



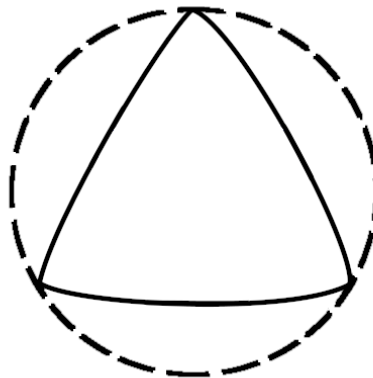
Obrázek 2 Schématický průřez nástrojem s radiálními ploškami. (Zdroj: archiv autora)



Obrázek 3 Nástroj systému Lightspeed [43].

4.4 Druhá generace

Nástroje druhé generace byly představeny stomatologické veřejnosti na přelomu tisíciletí. Jejich charakteristickou vlastností je přítomnost břitů bez radiálních plošek (obr. 4) s výrazně větší řeznou účinností, což vedlo ke snížení množství nástrojů nutných k opracování kořenového kanálku. Úhly mezi břity a dlouhou osou nástroje jsou zmenšeny, aby se snížil jejich šroubovací efekt [40]. Doba ošetření se výrazně zkrátila oproti první generaci, nicméně existují studie, které poukazují na riziko komplikací ve formě transportace nebo vytvoření ledge kanálku v apikální oblasti [44, 45]. U nástrojů této generace se projevuje zvýšený zájem o povrchové úpravy nástrojů, vzhledem k postupnému chápání principu vzniku fraktury nástrojů [46]. Příklady nástrojů této generace jsou Protaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (obr. 5), Mtwo (Brassler USA, Savannah, GA, USA) a Race (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland).



Obrázek 4 Schématický průřez nástrojem bez radiálních plošek. (Zdroj: archiv autora)



Obrázek 5 Systém Protaper Universal [47].

4.5 Třetí generace

V roce 2007 přichází výrobci s nástroji, u kterých dochází poprvé ke změnám ve výrobním procesu. Dotýkají se zejména metalurgickým úpravám a modifikacím jejich krystalické mřížky pomocí ohřevu a ochlazování, což vede ke vzniku M-Wire, slitin s využitím R-fáze a CM-Wire. Jejich vlastnosti a popis byl uveden v předešlých kapitolách 4.2.1 a 4.2.2. Tyto slitiny vykazují výrazný posun v bezpečnosti při užívání zejména zvýšením odolnosti vůči cyklické únavě [48, 49]. Mezi zástupce M-Wire můžeme uvést Profile GT Series X (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA), mezi zástupce slitin s využitím R-fáze Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, USA) a mezi zástupce CM-Wire HyFlex CM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland) (obr. 6).



Obrázek 6 Systém HyFlex CM [50].

4.6 Čtvrtá generace

Přibližně rok po uvedení třetí generace přichází na trh čtvrtá generace nástrojů, která využívá namísto kontinuálně rotačního pohybu pohyb reciproční [40]. Kromě změny typu rotace v kořenovém kanálku je pro nástroje této generace charakteristický přechod z využívání vícenástrojových systémů k opracování kořenového kanálku na systémy jednonástrojové, což má pozitivní efekt na respektování původní anatomie kanálku v průběhu opracování [42, 51]. Typickými zástupci této generace jsou Reciproc (VDW, Munich, Germany) (obr.7) a WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Specifickým nástrojem této generace je takzvaný Self-adjusting file (ReDent-Nova, Raanana, Israel) (obr. 8). Jedná se o dutý nástroj, konstruovaný z tenké NiTi mřížky s abrazivním povrchem. Na rozdíl od konkurenčních výrobků, je u tohoto nástroje možnost vyplachovat v průběhu opracování kořenového kanálku. Teoreticky by se tento nástroj měl trojrozměrně přizpůsobit tvaru kořenového kanálku. Způsob opracování je založen na vertikálním zavádění nástroje do kořenového kanálku a jeho vertikálním pohybu v endodontickém kolénku, přičemž zároveň pomalu rotuje kolem své dlouhé osy. Vzhledem ke konstrukci by měl být schopen odstraňovat vrstvu dentinu ve stejné síle v celé délce kořenového kanálku [52, 53].



Obrázek 7 Systém Reciproc [54].

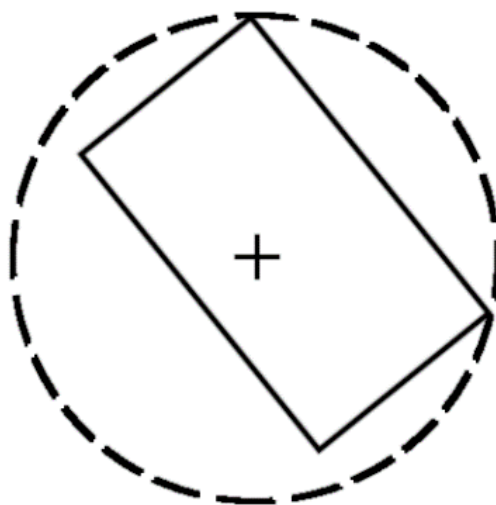


Obrázek 8 Self-adjusting file [55].

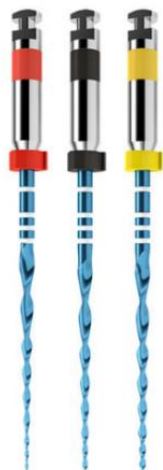
4.7 Pátá generace

U této generace byla zvýšená účinnost opracování kořenového kanálku posunutím osy otáčení nástroje, která se doposud nacházela v jeho středu, excentricky (obr. 9). Takto navržené endodontické nástroje díky tomu svou rotací produkují mechanickou vlnu, která pomáhá lépe odstraňovat detritus z kořenového kanálku. Kromě toho takový design dále snižuje šroubovací efekt nástrojů [56]. Navzdory tlaku užívání recipročních nástrojů a jejich výhodných vlastností se někteří výrobci stále orientují na výrobu kontinuálně rotačních nástrojů [40]. Výjimkou není ani užívání vícenástrojových systémů. Typickými zástupci jsou Protaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), HyFlex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland),

Reciproc Blue (VDW, Munich, Germany) (obr. 10) a WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (obr. 11).



Obrázek 9 Schématický průřez nástrojem s excentricky uloženou osou otáčení.
(Zdroj: archiv autora)



Obrázek 10 Systém Reciproc Blue [57].



Obrázek 11 Systém WaveOne Gold [58].

4.8 Šestá generace

Ke klasickým pěti generacím někteří autoři přidávají šestou a sedmou generaci, kvůli změnám v pracovních postupech, případně ve výrobních procesech [59]. Šestá generace inkorporuje nástroje, jež jsou určeny k jiným účelům, než je standardní opracování kořenového kanálku. Jedná se zejména o nástroje pro vytvoření „glide path“ a o nástroje pro odstraňování gutaperči z kořenového kanálku. Vytvoření „glide path“ vede k nižší šanci zašroubování nástroje do stěny kořenového kanálku a zároveň snižuje šanci k selhání endodontického ošetření [60]. Zpočátku byl „glide path“ preparován pouze ručními nástroji, ale od roku 2009 se setkáváme s nástroji strojovými speciálně určenými pro tento účel. Tyto nástroje byly nejdříve používány k rozšíření pouze několika milimetrů v oblasti apexu, čemuž odpovídal jejich malý průměr, konicita a pouze jeden aktivní břit [61]. Později se v souvislosti s rozvojem využití termomechanických úprav nástrojů mění jejich konicita i průměr a jsou využívány i k finálním preparačním krokům [59]. Typickými zástupci jsou ProGlider (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) a PathFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Mezi další nástroje, které se zařazují do této generace můžeme uvést například ProTaper Retreatment kit (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), určený zejména k odstraňování gutaperči z kořenových kanálků, nebo například výše zmíněný Self-adjusting file (ReDent-Nova, Raanana, Israel), který byl vyvinut za účelem zlepšení účinku výplachu v průběhu opracování kořenového kanálku [59].

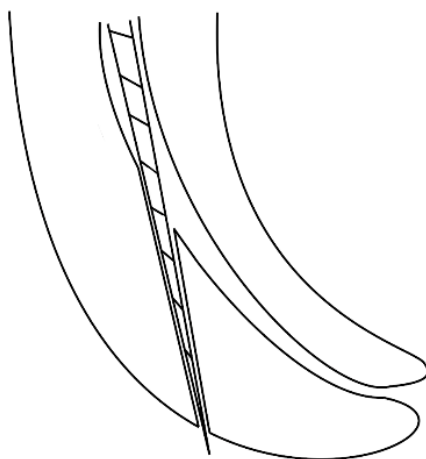
4.9 Sedmá generace

Sedmá generace sdružuje nástroje, které se vyrábí jiným způsobem než typickým broušením. Zahrnuje například výrobní procesy s využitím kroucení, elektrojiskrového obrábění, laserovou výrobu a takzvaný „shape setting“. První dva jmenované již byly popsány výše v kapitolách 4.1 a 4.2. Jejich typickými zástupci jsou Twisted File (SybronEndo, Orange, CA, USA) a HyFlex EDM (Coltene/Whaledent, Altstätten, Switzerland). Laserem se vyrábí Self-adjusting file (ReDent-Nova, Raanana, Israel), který byl popsán v kapitole 4.6. "Shape setting" je výrobní proces, umožňující trojrozměrné upravování tvaru nástrojů, jejichž cílem je lepší opracování oválných kanálků [62]. Je k němu nutno dodržovat přesné výrobní procesy s aplikací různých tlaků a teplot. Tímto způsobem vznikají nástroje, které jsou schopny za určitých podmínek měnit svůj tvar. Typickými zástupci jsou například XP-endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland), XP-endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) [59].

5 Lokální komplikace ve spojení s užitím nástrojů

5.1 Perforace

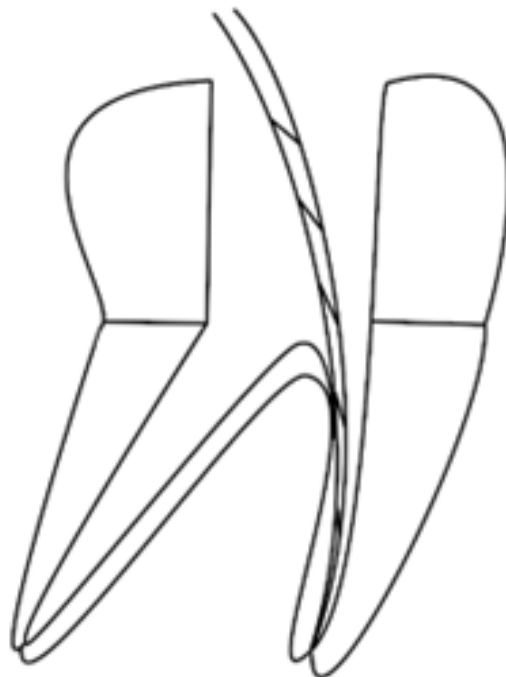
Perforace kořenového kanálku se popisuje jako iatrogenní patologická komunikace mezi kořenovým kanálkem a tkáněmi v okolí kořene (obr. 12). Dělí se podle místa vzniku na apikální, ve střední třetině kořene a cervikální [63]. Pokud dochází ke vzniku perforace v oblasti apexu, je nejčastější příčinou neopatrná, horlivá preparace, bez adekvátní postupné přípravy kanálku k zavedení rotačních nástrojů na plnou pracovní délku. Týká se výrazně častěji zubů s extrémnějším zahnutím kořenového kanálku. Ve střední třetině perforace často vznikají na výrazně zahnutých kořenech molárů. Pokud dochází k perforaci v oblasti furkace, je nejčastějším důvodem chybná trepanace zubu, případně neoparná práce s nástroji typu Gates Gliden při koronárním flaringu [64]. Prognóza je závislá na umístění a velikosti defektu. Se zvětšující se velikostí defektu klesá úspěšnost terapie. Nejhorší prognózu mají defekty v oblasti přechodu mezi klinickou korunkou a kořenem. K reparaaci těchto defektů se v současnosti používají materiály na bázi MTA. Jejich užívání výrazně zvyšuje pravděpodobnost úspěchu terapie této komplikace [63].



Obrázek 12 Schématické znázornění – perforace. (Zdroj: archiv autora)

5.2 Stripping

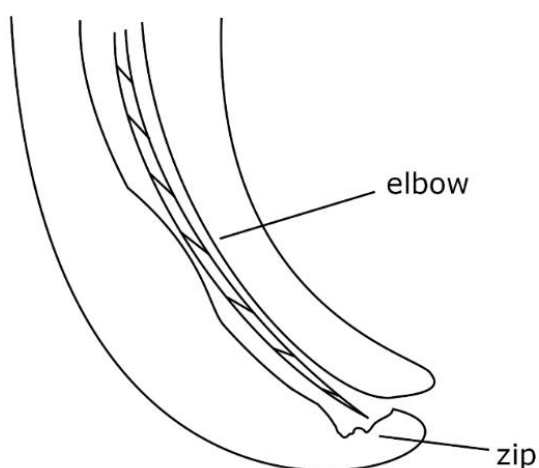
Strippingem se rozumí ztenčení vnitřní stěny kořenového kanálku, které může končit až případnou perforací stěny (obr. 13). Konečným důsledkem může být vertikální perforace způsobená nadměrnou instrumentací, která vzniká zejména ve střední části zakřiveného kořenového kanálku. Hlavní příčinou u rotačních nástrojů s větší konicitou je tendence napřimování nástrojů v kořenovém kanálku. U ručních nástrojů z nerezové oceli je hlavním důvodem kromě tendence k napřimování také nedostatečné předechnutí nástroje [65]. V případech, kdy dochází k výraznému ztenčení stěny kořenového kanálku bez perforace se zvyšuje pravděpodobnost případných fraktur kořene při plném zatížení restaurovaného zubu [66, 67]. Při perforaci vznikající na podkladě strippingu se k reparaci v minulosti využívala kombinace konvenčního a chirurgického přístupu [68]. Dnes se díky materiálům na bázi MTA ve většině případů vyhneme mikrochirurgickým zákrokům. Využívají se v případech, kdy lékař i se speciální technikou není schopen reparovat perforaci ortogradně [64].



Obrázek 13 Schématické znázornění – stripping. (Zdroj: archiv autora)

5.3 Zipping

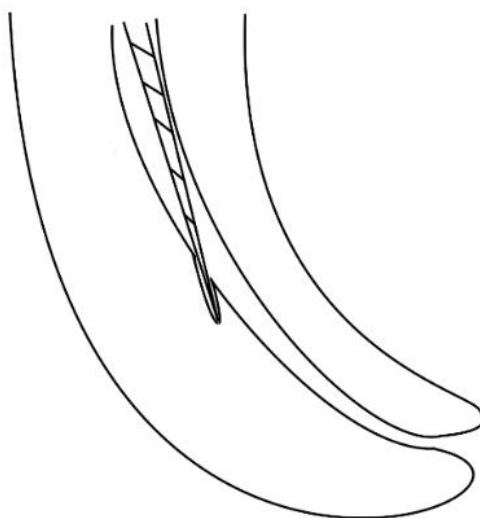
Zipping se dá popsat jako iatrogenní komplikace vznikající při opracování kořenového kanálku, jejíž charakteristickým znakem je trychtýřovité rozšíření na vnější stěně zahnutého kořenového kanálku v oblasti apexu zubu (obr.14). Zipování může být důsledkem zavedení nadměrně velkých nástrojů na neúplnou pracovní délku a jejich následnou rotací v oblasti zahnutí kořenového kanálku, případně nedostatečné předehtnutí ručního nástroje. To vede k nadměrnému broušení vnější stěny kanálku za zatáčkou. Poprvé byl apikální zip zmíněn již v roce 1975. Elbow je popisován jako místo bezprostředně koronálně u zipované oblasti. Může se také objevovat s v souvislosti s transportací kanálku. Tvarem tato komplikace připomíná přesýpací hodiny [45, 69].



Obrázek 14 Schématické znázornění – zipping s elbow zúžením. (Zdroj: archiv autora)

5.4 Ledge a následná obliterace originálního kořenového kanálku

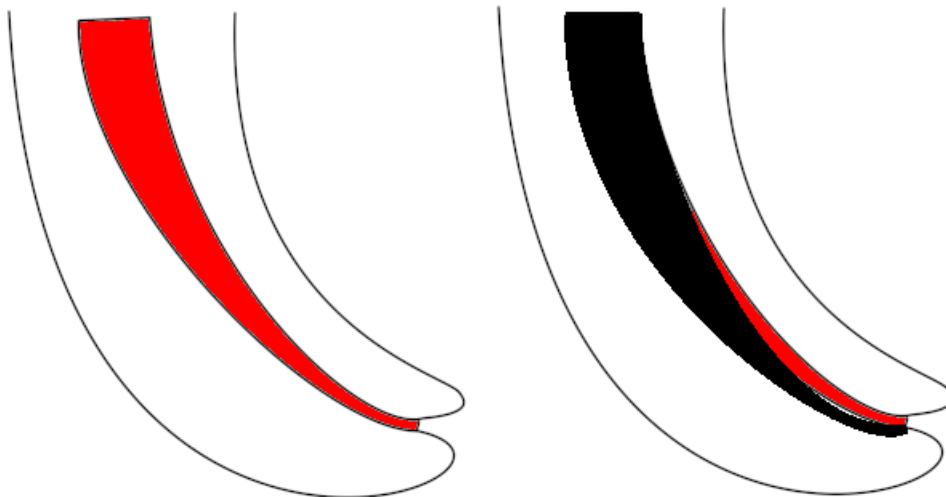
Je iatrogenní komplikace vznikající při opracování kořenového kanálku, která má za následek zářez nejčastěji na vnější stěně kořenového kanálku (obr. 15). Preparace na neúplnou pracovní délku, případně práce s nedostatečně předešnutým nástrojem, může vést k tomu, že si nástroj začne v důsledku napřimování vytvářet vlastní cestu, rozdílnou od originální anatomie kořenového kanálku. To může vyústit v problematické opracování zbývající části kanálku, protože další používané nástroje mají tendenci zapadávat do vzniklého zářezu. Navíc je zbylý kořenový kanálek zanášen preparační drtí, kterou je někdy obtížné odstranit zejména u výrazně zakřivených kanálků. V extrémních případech vede tato komplikace k perforaci stěny kořenového kanálku [63, 70].



Obrázek 15 Schématické znázornění – ledge. (Zdroj: archiv autora)

5.5 Transportace

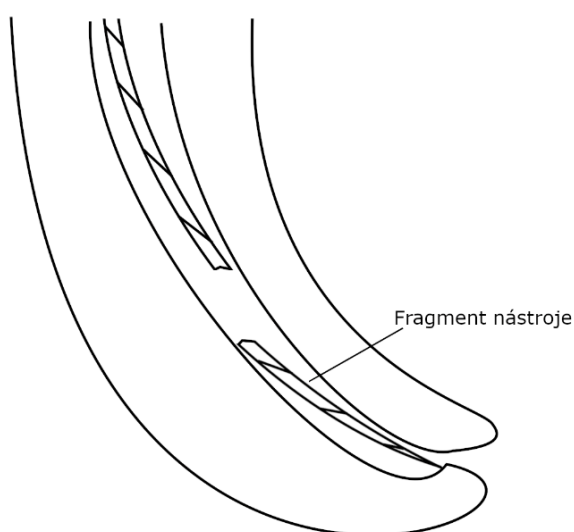
Transportace je popisována jako odchylka původní dráhy kořenového kanálku odstraněním dentinu na jeho vnější stěně (obr. 16). Na vzniku transportace se podílí různé faktory od anatomie kořenového kanálku, přes způsob opracování (zejména lineární technika opracování), užitá síla přenesená na nástroj v kořenovém kanálku, design a typ materiálu ze kterého je vyroben endodontický nástroj. V případě přehlédnutí vznikající transportace v průběhu opracování kořenového systému může v konečném důsledku vést k zippingu a perforacím [71, 72].



Obrázek 16 Schématické znázornění – transportace, červené zbarvení odpovídá původní trajektorii kanálku, černé zbarvení odpovídá trajektorii opracovaného kanálku s transportací v oblasti apexu zubu. (Zdroj: archiv autora)

5.6 Zalomení nástroje

Zalomení nástroje je iatrogenní komplikace, při které dochází k uvolnění fragmentu nástroje v kořenovém systému (obr. 17). V současnosti je trendem studium způsobu selhávání rotačních endodontických nástrojů. Separace nástroje v kořenovém kanálku je nepříjemnou komplikací, která sestává z kombinace dvou základních příčin.



Obrázek 17 Schématické znázornění – zalomení nástroje. (Zdroj: archiv autora)

První z nich je překročení hranice torzní únavy nástroje. K tomu dochází, když se břit nástroje zařízne do stěny kořenového kanálku, přítomné kalcifikace nebo nedostatečně nevypláchnutého detritu. Vzhledem k faktu, že výše torzního zatížení nástrojů je měřena pomocí standardizovaných testů a poté doporučena v návodu daných systémů, pokud si lékař nastaví endomotor dle doporučení, je pravděpodobnost tohoto typu selhání velice nízká [73].

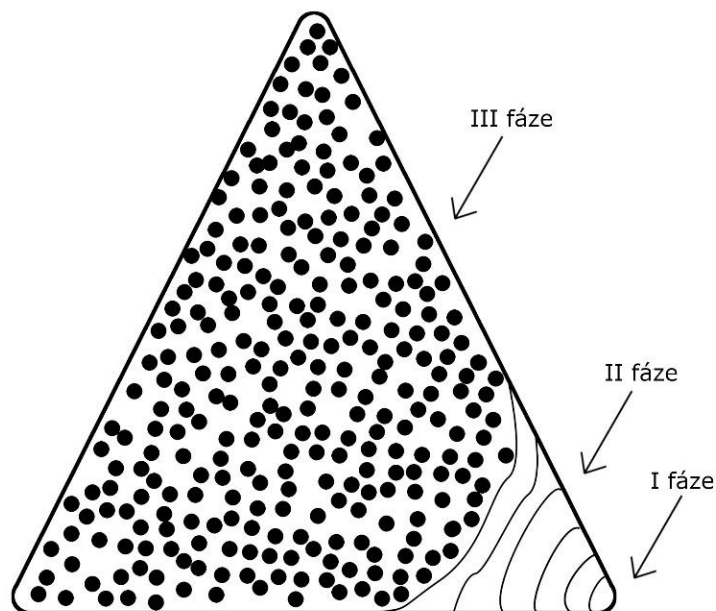
Druhým je překročení hranice cyklické únavy nástroje. K tomu dochází opakovanou tenzí a kompresí slitiny nástroje při rotaci v zakřiveném kořenovém kanálku [74, 75]. Vzhledem

k absenci standardizovaných testů tohoto typu selhání a tím pádem nemožnosti systémové kontroly, je riziko tohoto typu fraktury větší, případně má větší podíl na selhávání při opracování. Nevýhodou nikel-titanových nástrojů z tohoto úhlu pohledu je, že k jejich selhání dochází, aniž by byly vidět známky deformace a potenciálního lomu, ve srovnání s evidentními znaky, které jsou pozorovatelné u tradičních nástrojů z nerezové oceli [76]. Výskyt fraktur rotačních NiTi nástrojů pohybuje přibližně v rozmezí od 0,4 do 5 %. Za vyšším procentem selhání stojí zejména endodontické ošetřování molárů [76, 77].

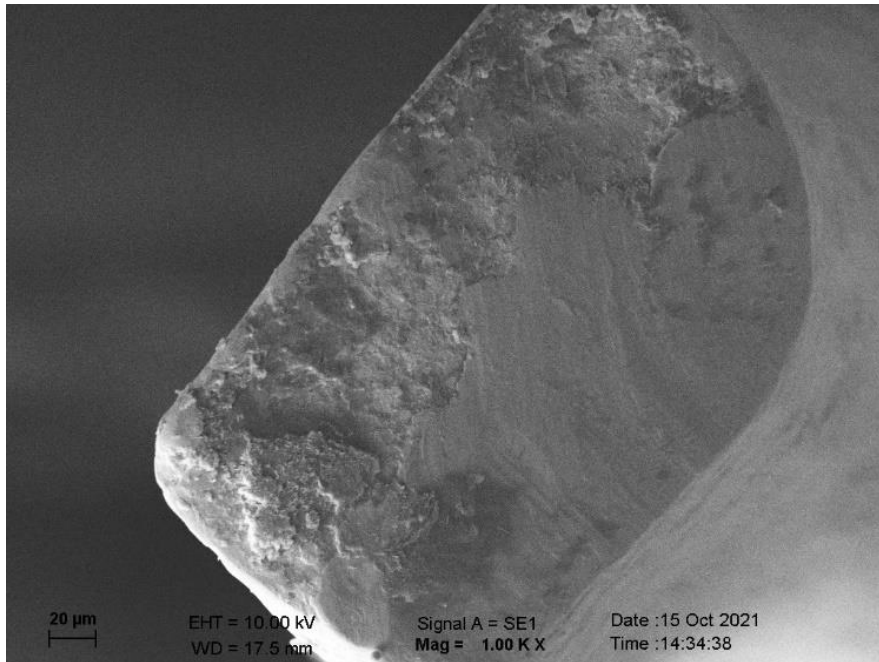
6 Únavová fraktura

6.1 Průběh únavové fraktury

Z fyzikálního hlediska je únavová fraktura popisována jako vznik a šíření praskliny materiálu, a to v důsledku opakovaného (cyklického) zatěžování. Fraktura endodontického nástroje způsobena tímto typem selhání probíhá třemi typickými fázemi. Odborně se označují jako fáze iniciace, fáze růstu a fáze konečného selhání [78]. Povrch praskliny nástroje, který selhal tímto způsobem únavy má typický vzhled (obr. 18 a 19).



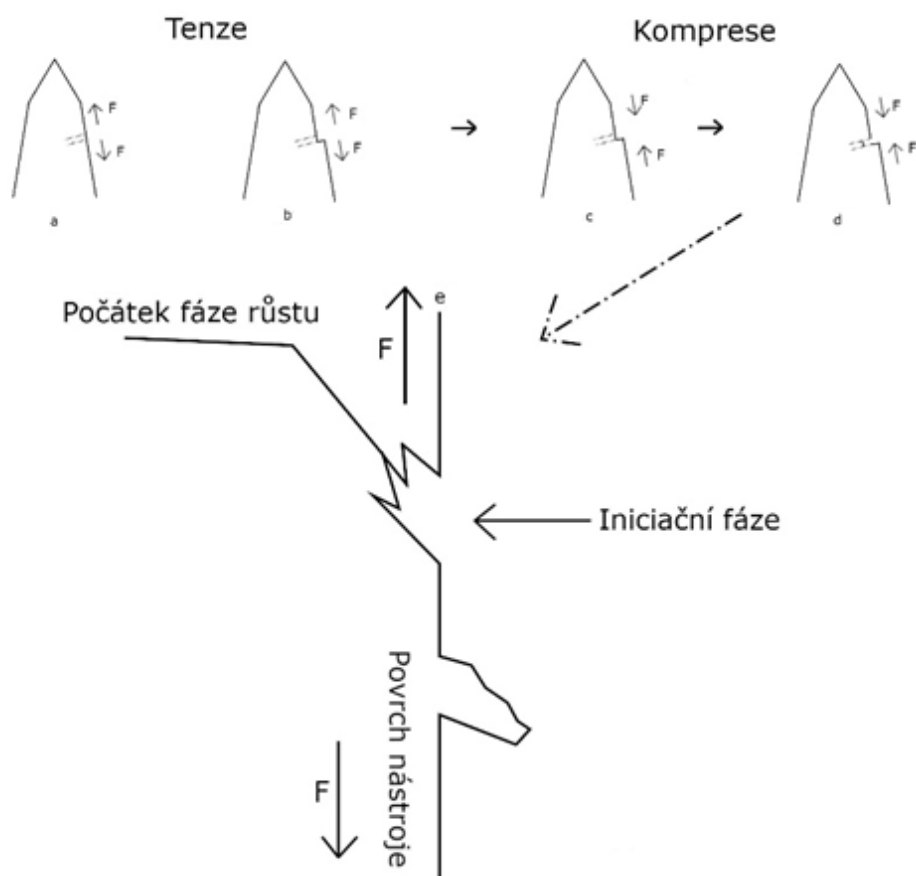
Obrázek 18 Schématické znázornění plochy lomu endodontického nástroje [79]. (I. fáze) vznik praskliny, (II. fáze) postupný růst praskliny a charakteristické pruhování, (III. fáze) terminální fraktura s chaotickým povrchem lomné plochy.



Obrázek 19 Lomná plocha endodontického nástroje po testu cyklické únavy při zvětšení 1000× ve skenovacím elektronovém mikroskopu [79].

6.1.1 První fáze

V případě nástrojů s hladkým povrchem dochází v iniciální fázi v místě maximálního zatížení, což je v našem případě místo maximálního ohybu nástroje, nejdříve k postupnému tvrdnutí nebo měknutí jeho povrchu. To má za následek lokální změnu amplitudy aplikovaného napětí a po určitém množství opakovaných cyklů vznikají v exponovaném místě takzvané perzistentní skluzové pásy, které na povrchu nástroje vytváří perzistentní skluzové stopy. Projevují se nejčastěji v intruzemi a extruzemi slitiny. Tato místa jsou poté bodem, ve kterém dochází ke zvýšené koncentraci napětí. Konečným důsledkem je vznik mikropraskliny v této exponované oblasti (obr. 20). Pokud jsou na povrchu nástroje výrazné nerovnosti (zejména nástroje které neprošly elektrolytickým leštěním, popřípadě jinou technikou povrchové úpravy), dochází ke koncentraci napětí v těchto predispozičních místech, a to vede k rychlejšímu vzniku mikropraskliny [78, 80, 81]. V naší oblasti je to to nejdéle trvající fáze. Nevýhodou je, že popsané změny nejsou lidským okem viditelné.



Obrázek 20 Schématické znázornění iničiační fáze fraktury na podkladě cyklické únavy, podélný řez nástrojem [79]. (a–d) dislokace hmoty na povrchu nástroje v průběhu cyklu a formace perzistentních skluzových pásů, (e) stav povrchu po opakované cyklické zátěži nástroje, přítomné skluzové pásy a mikroprasklina, která přechází do fáze růstu, ($\uparrow F$, $\downarrow F$) směr působící aplikované síly.

6.1.2 Druhá fáze

U druhé fáze dochází cyklickým zatěžováním a odlehčováním na rovině lomu ke vzniku pruhování (striací). Každý cyklus (jedna otočka nástroje) vede ke vzniku jednoho pruhu. V závislosti na anatomických proporcích kanálku (jak moc je ohnutý nástroj), jinými slovy na velikosti aplikovaných sil, je ovlivněn rozsah pruhování [78]. Čím více je v našem případě endodontický nástroj ohnutý, tím širší pruhy jsou. Znovu jako u předchozí fáze jsou tyto změny pro nás bez zvětšovací techniky neviditelné. Vzhledem k faktu, že nejsme schopni tyto změny pozorovat, může mít klinický stomatolog pocit, že únavová fraktura vzniká náhle, bez jakéhokoliv varování [82, 83].

6.1.3 Třetí fáze

Pokud intenzita napětí překročí kritickou hodnotu lomové houževnatosti, dojde k neudržitelnému rychlému lomu. Obecně je tento krok popisován jako fáze konečného (terminálního) selhání. Lomná plocha ztrácí svůj typický pruhovaný vzhled. Je to dáno tím, že obvykle probíhá kombinací růstu praskliny s procesem zvaným koalescence mikroductin [78, 82]. Tento proces probíhá ve třech krocích, a to nukleací mikroductin, jejich růstem a konečnou koalescencí. Nukleace může být způsobena potrháním zrn, dále selháním vazeb na hranici mezi zrny a matrix, nebo na úrovni zrn a případných inkluzí v materiálu. Během cyklů otáčení nástroje v kanálku dochází k postupnému růstu mikroductin plastickým tokem matrix. Tím dochází k jejich postupnému slučování. Dalším možným způsobem slučování mikroductin je takzvaným neckingem, což je způsob tahové deformace, vedoucí k zužování materiálu v místě zatížení, až do úplného selhání [84].

6.2 Faktory ovlivňující únavovou frakturu a její testování

Selhání nástroje na podkladě cyklické únavy je ovlivněno spoustou faktorů, které můžeme rozdělit do dvou skupin.

Faktory dané vlastnostmi nástroje:

1. kvalita slitiny nástroje
2. drsnost povrchu
3. obsah a tvar průřezu nástroje v místě potenciálního zalomení

Faktory okolního prostředí:

4. geometrické parametry arteficiálního kanálu
5. způsob rotace endodontického nástroje
6. vliv teploty okolního prostředí
7. charakter okolního prostředí (testování bez média nebo v různých roztocích)

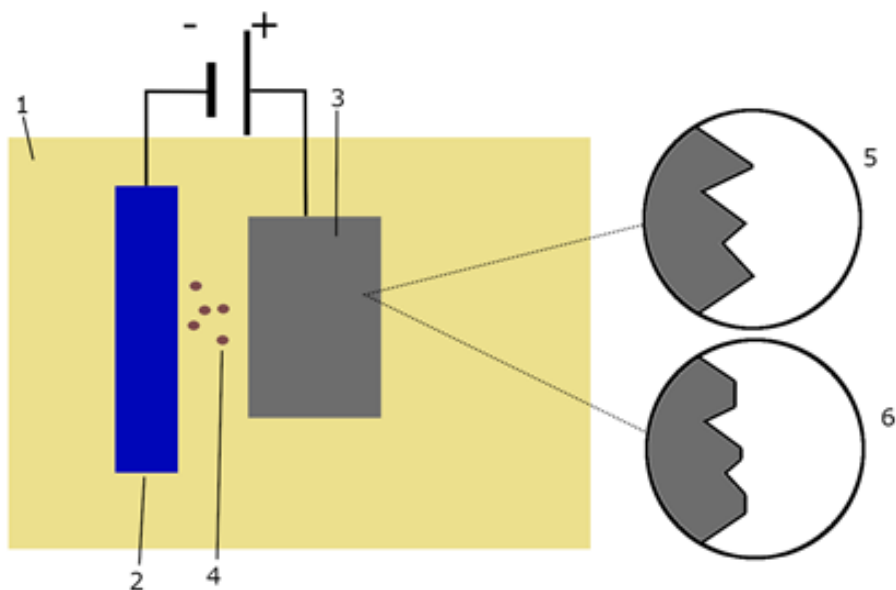
6.2.1 Kvalita slitiny nástroje

Vlastnosti nikl-titanové slitiny jsou ovlivněny převažující fází (popsáno v kapitole 3.2.3). Termomechanické úpravy slitiny mají prokazatelný vliv na cyklickou únavu endodontických nástrojů. Pomocí vhodně vybraných postupů (které jsou většinou výrobním tajemstvím) dochází ke změnám poměru vnitřní struktury. Obecně můžeme říct, že při zahřívání slitiny na teplotu přibližně 450–550 °C dochází ke strukturálním změnám ve smyslu přestavby krystalické mřížky a slitina se stává odolnější vůči cyklické únavě v klinických podmínkách [85]. Za vyšší odolnost vůči cyklické únavě může s největší pravděpodobností lepší reorientační kapacita martenzitu v porovnání s austenitem, což má vliv na prvotní vznik fraktury [19]. Tepelné upravování NiTi slitin má však své limity. Například při zahřívání nad 850 °C dochází ke ztrátě superelastických vlastností slitiny a rekrytalizaci její vnitřní struktury [86]. Kromě typických termomechanických úprav mohou být superelastické vlastnosti slitiny trénovány

mechanickým namáháním s využitím teplotních cyklů, což v konečném důsledku vede ke snadnější tvorbě martenzitu [87].

6.2.2 Drsnost povrchu

Drsnost povrchu z pohledu vzniku a průběhu fraktury má podstatný význam. V případě příliš drsného, případně špatně vyleštěného povrchu vzniká prasklina výrazně rychleji než na površích, které neobsahují nerovnosti, vrypy a další nepřesnosti [78]. Z tohoto důvodu se ke klasické výrobě broušením a mechanickým zaleštěním začaly hledat způsoby, jak dosáhnout co nejhladšího povrchu.



Obrázek 21 Schématické znázornění elektrolytického leštění, (1) elektrolyt, (2) katoda, (3) anoda, (4) rozpuštěné ionty pohybující se ke katodě, (5) povrch před leštěním, (6) povrch po leštění. (Zdroj: archiv autora)

V endodoncii se hojně využívá elektrolytického leštění (obr. 21) [11]. Jedná se o elektrochemický proces, při kterém dochází k odstranění velmi tenké povrchové vrstvy

slitiny. Dá se prakticky označit jako opak galvanického pokovování. V našem případě je nástroj ponořen do elektrolytu a chová se jako anoda. Zároveň je do elektrolytu ponořena katoda. Při průchodu stejnosměrného proudu ve směru od anody ke katodě dochází k oxidaci iontů na povrchu anody (nástroje) a jejich následné rozpouštění v elektrolytu. Jedná se o dobře kontrolovatelný způsob leštění povrchu, protože dochází k rozpouštění na úrovni mikronů. Obrovskou výhodou je rychlejší rozpouštění v oblastech vyčnívajících nad profil nástroje (hrbolků a hrotů), a to kvůli anodické nivelaci. Tím dochází k velmi efektivnímu zarovnání nerovností, jejichž výsledkem je hladký a lesklý povrch [88]. Nástroje, které prošly tímto způsobem povrchové úpravy vykazují při testování cyklické únavy lepší výsledky než nástroje, u kterých nebyla použita žádná povrchová úprava [14, 15, 49]. Elektrolytické leštění zlepšuje také řeznou účinnost břitů a odolnost proti korozi. Pouze jedna studie v tuto chvíli těmto výsledkům odporuje [89]. Obecně se pro NiTi slitiny využívá jako elektrolyt kyselina sírová a methanol. Při leštění austenitických slitin se používá kombinace kyseliny chloristé (10 %) a kyseliny ethanové (90 %) za pokojové teploty. Pro martenzitické slitiny se používá kombinace methanolu (70 %) a kyseliny dusičné (30 %) při teplotě -45 °C [90]. Další možností je používání nízkoviskózního elektrolytu složeného ze 17 % kyseliny sírové [91-93].

Úprava laserem je další způsob povrchové úpravy endodontických nástrojů. Cílem úpravy laserem je roztavení povrchu což vede k větší tvrdosti (lepší řezné účinnosti) a homogenizaci povrchu. Dalším efektem je zvětšení množství oxidu titaničitého v povrchové vrstvě, což vede ke snížení tendence ke korozi nástroje. Technika pojmenovaná laserová aditivní výroba je moderní způsob povrchové úpravy, od které se očekává dosažení lepších výsledků povrchových úprav zejména ve smyslu zvýšení odolnosti proti vzniku fraktury. Je postavena na principu selektivního tavení a nanášení vrstev kovu s možností vytvářet nástroje komplexnějších tvarů [83]. V tuto chvíli je však ošetření povrchu laserovou aditivní výrobou ve stadiu testování. K použití této technologie při masové výrobě je zapotřebí větší množství zejména dlouhodobých studií.

Plazmová imerzní iontová implantace je proces úpravy, který umožňuje vytvořit funkční vrstvy na povrchu nástrojů. V roce 2005 bylo popsáno použití uhlíku ke zlepšení odolnosti vůči korozi [94]. Další ionty testované pro tento způsob úpravy byly argon [95], bor [96] a dusík [97, 98]. Zejména implantace dusíku vykazovala pozitivní účinek na zvýšení rezistence vůči cyklické únavě. Kromě iontové implantace se můžou integrovat ionty dusíku plynovou nebo práškovou

nitridací, což zvyšuje odolnost endodontických nástrojů [98]. Nicméně vzhledem k vysokým nákladům se tento způsob úprav v masové výrobě neujal a zůstal v tuto chvíli u testování v akademické rovině.

Nanášení povlaků na endodontické nástroje je další z možností, jak ovlivnit vlastnosti endodontických nástrojů. Na endodontické nástroje se nanášely v průběhu vývoje různé polymery. Nejaktuálněji studovanými je nanášení vrstvy oxidu titaničitého aplikovaného dip – coatingem sol – gelu a využití oxidu grafitu se stříbrnými nanočásticemi, jehož nanosení na povrch se provádí elektroforetickou depozicí. U prvního zmíněného dominuje lepší řezná účinnost a odolnost vůči korozi [99]. Nanášení oxidu grafitu se stříbrnými nanočásticemi, jehož aplikace je aktuálně předmětem zájmu nejen v endodoncii, vede ke zvýšení biokompatibility a odolnosti vůči korozi [100, 101].

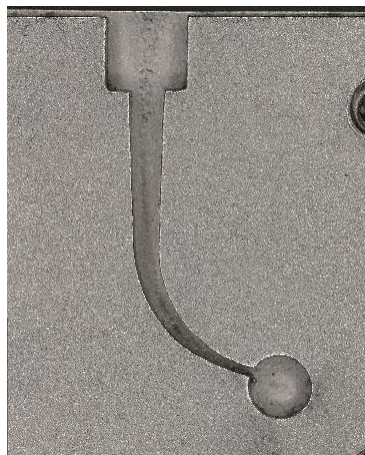
6.2.3 Obsah a tvar průřezu nástroje v místě potenciálního zalomení

V místě maximálního ohybu kořenového nástroje na slitinu působí největší tahová síla. Množství slitiny v tomto místě (obsah průřezu) je velice důležité, jelikož čím více slitiny se v daném bodě nachází, tím větší je amplituda tahového zatížení. Z toho plyne, že nástroje s větším průměrem nebo větším množstvím hmoty v daném bodě (dané tvarem průřezu) je objektivně méně odolný vůči cyklické únavě [46]. Hlavními parametry určující odolnost vůči cyklické únavě jsou tvar průřezu, obsah ploch průřezu a velikost jádra nástroje [102]. Nejčastější design průřezu je zaoblený trojúhelník, obdélník a průřez tvaru písmene S. I když podle matematických propočtů má vykazovat nejlepší výsledky průřez tvaru trojúhelníku [103], v klinických testech vychází lépe nástroje s průřezem tvaru S [104]. Které faktory mají největší vliv na cyklickou únavu nástrojů je momentálně jedním z předmětů výzkumu. Jednou z možných příčin je, že při stejném průměru disponují nástroje s průřezem tvaru S menším obsahem průřezu. Dále to může být způsobeno menším jádrem nástroje. S největší pravděpodobností to bude způsobeno kombinací několika faktorů [105].

6.2.4 Parametry arteficiálního kanálku

Velkým problémem se ukazuje nedostatečná standardizace technických parametrů na poli testování cyklické únavy, zejména rozměry arteficiálního kanálku. Určení průměru, úhlu zakřivení a konicity kanálku je možno definovat množstvím různých způsobů [106]. V současnosti je nejčastěji morfologie kanálku obvykle popisována úhlem a poloměrem zakřivení, které zavedl Pruett et. al. [107]. Zakřivení kanálku používaných v současných studiích se pohybuje mezi 30° a 90°. Poloměrem zakřivení je proměnlivý s rozsahem v řádech milimetrů [32, 108, 109]. S ohledem na vznik fraktury na podkladě cyklické únavy platí, že čím větší úhel a menší poloměr zakřivení kanálku, tím dříve dochází k fraktuře nástroje [110].

V současné době se cyklické únavové zkoušky provádějí převážně s použitím umělého kanálu obvykle frézovaného v bloku z nerezové oceli (obr. 22) [108, 111, 112]. Nerezové kanálky měly zpočátku stejný průměr v celé své délce. Dnes se přiklání vědecká obec k individualizovaným kanálkům pro přesnou kontrolu pohybu nástroje a zároveň k vyloučení torzního zatížení nástrojů [113, 114]. Existují také studie, které využívají arteficiální kanálky z nerezové oceli disponující dvěma zakřiveními [115], na jejich význam však v tuto chvíli není kladen takový důraz v porovnání s testováním na kanálcích s jedním zakřivením.



Obrázek 22 Individuální kanál z nerezové oceli pro testování cyklické únavy. (Zdroj: archiv autora)

6.2.5 Kinematika pohybu nástroje

Strojové endodontické systémy jsou poháněny endomotory, které ovládají dva základní typy pohybu, a to rotační nebo reciproční. Při testování se hodnotí buď čas vedoucího k fraktuře nástroje nebo vykonaný počet cyklů. Vzhledem k povaze selhání na podkladě cyklické únavy má v tomto ohledu navrch reciproční pohyb [116, 117]. Při porovnávání cyklické únavy rotačních a recipročních pohybů by se dle nedávné studie mělo dávat přednost porovnání na úrovni časů vedoucích k lomu před počtem cyklů vedoucích k lomu [105]. Důvodem je problematika nepřesného převodu času na počet cyklů u recipročních módů.

Více diskutována je volba recipročního programu. Nejčastěji se ve studiích objevují 2 reciproční módy, a to RECIPROC ALL (150° proti směru hodinových ručiček a poté o 30° po směru hodinových ručiček s rychlostí 300 otáček za minutu) a WAVEONE ALL (o 170° proti směru hodinových ručiček a poté o 50° po směru hodinových ručiček s rychlostí 350 otáček za minutu). Při srovnání efektu na cyklickou únavu těchto dvou módů se dochází k závěru, že mezi nimi není statisticky významný rozdíl. Pro možné porovnání recipročních módů jsou hodnoty času vedoucích k frakturám nástrojů převáděny na počet otáček [117, 118].

6.2.6 Teplota

Vliv teploty na testování cyklické únavy byl dlouho dobu přehlížen. Studie se prováděly v pokojové teplotě, zatímco teplota v kořenovém systému je $35,1 \pm 1$ °C. Studií kdy se nástroje testovaly za této teploty je pouze několik [108, 119]. V některých studiích byla cyklická únava testována za teploty 37 °C [32, 111]. Většina výsledků ukazuje nižší odolnost endodontických nástrojů při vyšších teplotách [120-122]. Jsou však k dispozici i studie, které tvrdí, že změna okolní teploty neměla vliv na odolnost nástrojů [123, 124]. Tato problematika pořád není úplně jasná, i když v dnešní době převládá názor, že testování pouze za pokojové teploty nemá příliš velký význam [105].

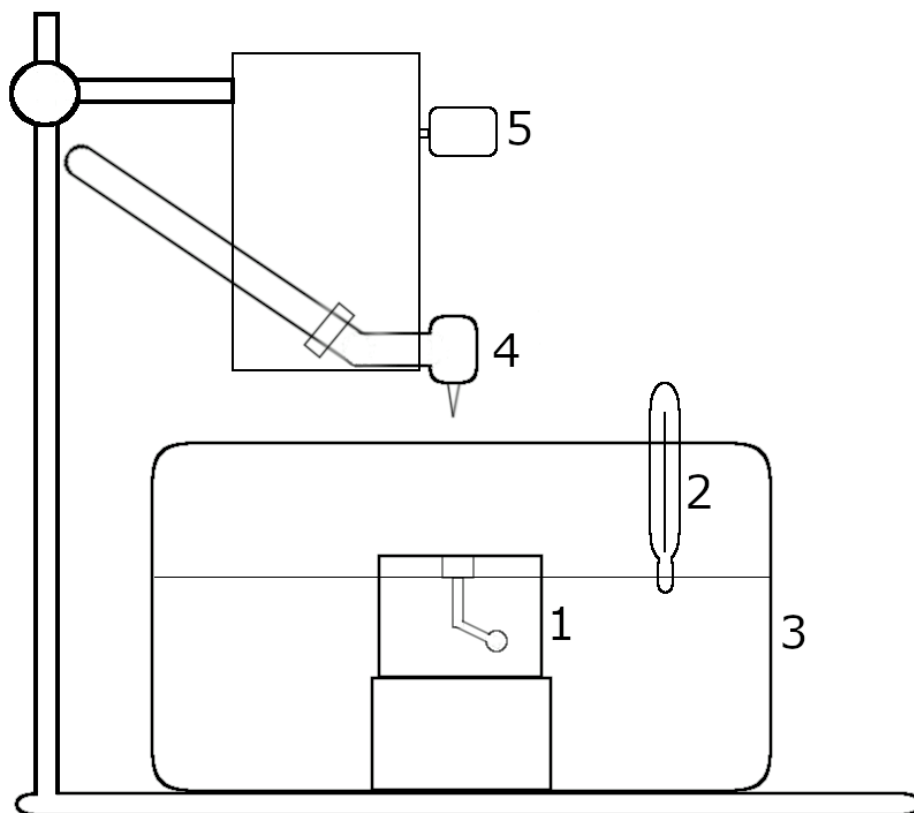
6.2.7 Výplachové roztoky

Testování cyklické únavy a vliv média, ve kterém k testování dochází je téma, které ještě není plně sjednocené. Diskutován je vliv chlornanu sodného a jeho různých koncentrací z důvodu korozivních efektů [125]. Zda je efekt signifikantní či nikoliv je stále předmětem studií. Dále se k testům používají: destilovaná voda [122, 126], fyziologický roztok [127], různé oleje [24, 128] nebo glycerin [129]. Vzhledem k nedostatku dat, je zapotřebí tuto problematiku probádat a vydat doporučení pro sjednocení užívání testovacích roztoků.

7 Experimentální část

7.1 Testovací sestava

Protože v endodoncii není testování cyklické únavy standardizováno, byla navržena a zkonstruována speciální sestava (obr. 23 a 24) podobná nejčastěji používaným zařízením k těmto zkouškám v dnešní době [108]. Je složena z termostatické vany, vhodné pro různé typy roztoků, do které lze umístit a pevně fixovat maketu kořenového kanálku. Součástí je také infračervený teploměr pro kontrolu teploty v průběhu testování. Další součástí sestavy je mobilní zařízení, na kterém je fixován endomotor. To slouží k zavádění testovaných nástrojů do přesně definované polohy v kořenovém kanálku.



Obrázek 23 Schématické znázornění testovací sestavy [130]. (1) arteficiální kořenový kanálek (2) infračervený teploměr, (3) termostatická vana, (4) endomotor s testovaným endodontickým nástrojem, (5) mobilní zařízení pro přesné zavedení nástroje.



Obrázek 24 Sestrojená testovací sestava [131].

7.2 Cyklická únava nástrojů za různých teplot okolního prostředí

Nedávno byl na trh uveden reciproční systém Unicone Plus. Jedná se o systém endodontických nástrojů zhotoven z CM-Wire s přidánými termomechanickými úpravami. Tato novinka je přímým nástupcem systému Unicone, který je vyroben z M-Wire slitiny. Ke změnám tvarů martenzitických nástrojů v kořenovém kanálku dochází martenzitickou reorientací, což je výrazně méně energeticky náročný proces než změna tvaru napěťově indukovanou martenzitickou přeměnou u austenitických nástrojů. Výsledná síla působící na povrch nástroje a iniciaci fraktury je v případě martenzitických nástrojů výrazně nižší v porovnání s austenitickými [11].

Problematika vlivu okolní teploty na únavové vlastnosti byla donedávna předmětem rozporů. Máme k dispozici studie poukazující na rozdílnou cyklickou únavu za různých okolních teplot [120-122]. Jsou však také k dispozici studie, které tvrdí, že rozdílná teplota nemá vliv

na cyklickou únavu nástrojů [123, 124]. I když testování pouze za pokojové teploty v tuto chvíli upadá ve stomatologické obci v nemilost, důležitost chápání změn vlastností za různých okolních teplot má pro technology význam z pohledu vylepšování výrobních procesů.

Vzhledem k nejednoznačnosti informací o praktických vlastnostech systému Unicone Plus byla provedena studie, jejíž cílem bylo porovnat odolnost systému Unicone Plus s jeho předchůdcem Unicone vůči cyklické únavě za pokojové teploty a za teploty přítomné v kořenovém systému zubů.

7.2.1 Pracovní hypotézy

Na základě dostupnosti dat byly stanoveny hypotézy.

H1. Unicone Plus bude odolnější v testu cyklické únavy za pokojové teploty, než za teploty 35 °C.

H2. Unicone bude odolnější v testu cyklické únavy za pokojové teploty, než za teploty 35 °C.

H3. Unicone Plus bude odolnější v testech cyklické únavy za teploty pokojové teploty i při 35 °C než Unicone.

7.2.2 Materiály a metodika

K testování byly vybrány reciproční nástroje:

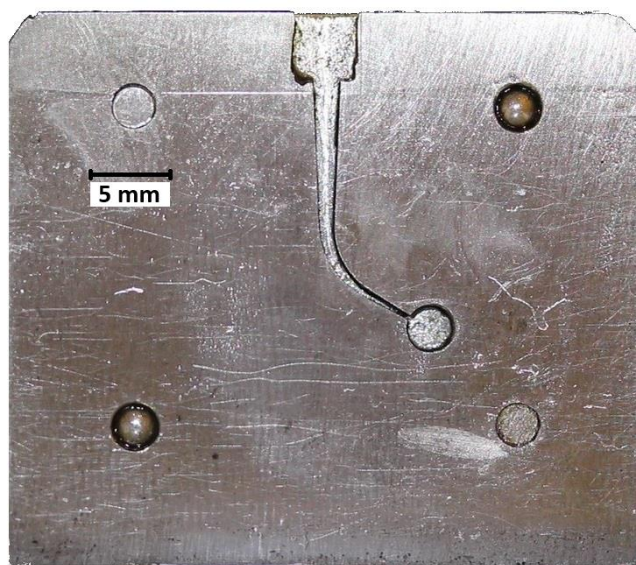
1. Unicone Plus 6/025 (Medin, Nové Město na Moravě, Czech Republic)
2. Unicone 6/025 (Medin, Nové Město na Moravě, Czech Republic)

Testované nástroje disponují průměrem hrotu 0,25 mm a jejich délka je 25 mm. Unicone 6/025 and Unicone Plus 6/025 disponují konstantní 6° konicitou. Tvar jejich průřezu je zaoblený trojúhelník. Unicone je vyroben z M-Wire slitiny, zatímco Unicone Plus je vyroben

z CM-slitiny s přidanými termomechanickými úpravami. Detailní výrobní procesy jsou součástí výrobního tajemství.

7.2.2.1 Únavová zkouška

Dvacet nástrojů Unicone 6/025 a dvacet nástrojů Unicone Plus 6/025 bylo testováno pro objasnění jejich odolnosti vůči cyklické únavě v lázni s destilovanou vodou za teploty $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$ a za teploty $(35 \pm 1) ^\circ\text{C}$. Celkově bylo pro studii využito 40 nástrojů. Všechny kusy byly před testováním zkontrolovány stereomikroskopem s dvacetinásobným zvětšením pro vyloučení případných poškozených nástrojů. K provedení pokusu byla použita sestava popsána v kapitole 6.1. Pro testování byl použit arteficiální kanálek z nerezové oceli, jehož poloměr zakřivení je 5 mm. Průměr v oblasti hrotu nástroje je 0,3 mm. Konicita je 0,06 a úhel zakřivení je 60° . Tímto nastavením imitujeme kořenový kanálek i s apikálním zakřivením (obr. 25). Testování probíhalo pomocí násadce redukujícího počet otáček v poměru 6:1 (VDW, Munich, Germany) poháněného endomotorem WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Vzhledem k tomu, že se jedná o nástroje reciproční, byly testovány v módu Reciproc ALL. K hodnocení testu cyklické únavy nástrojů byl měřen čas od spuštění endomotoru do momentu fraktury daného nástroje s přesností na celé sekundy.



Obrázek 25 Maketa kořenového kanálku z bločku z nerezové oceli [131].

7.2.3 Vyhodnocení vlivu teploty na únavu nástroje

Výsledky byly vzájemně porovnávány ze čtyř skupin měření. Oba typy nástrojů byly porovnány při teplotách 20 °C a 35 °C a dále byly porovnávány u obou typů nástrojů výsledky získané pro jednotlivé teploty. Unicorn Plus vykazuje statisticky významnou vyšší odolnost vůči cyklické únavě než Unicorn, a to jak za teploty 20 °C ($p < 0,05$), tak za teploty 35 °C ($p < 0,05$). Odolnost nástrojů při teplotě 35 °C byla statisticky významně nižší než při 20 °C, a to jak u nástrojů Unicorn ($p < 0,05$), tak u nástrojů Unicorn Plus ($p < 0,05$). Hypotézy H1, H2 a H3 jsou tímto potvrzeny. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 4. Pro statistické hodnocení byl využit neparametrický Kruskalův-Wallisův test s následnými Mannovými-Whitneyho U-testy mnohonásobného porovnání a Bonferroniho korekcí na hladině významnosti 5 %. U všech nástrojů došlo k fraktuře ve vzdálenosti v rozmezí (4,9 – 6,1) mm od špičky nástroje. Mezi všemi testovanými zástupci nebyl statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$), což poukazuje na správné zavedení nástroje do arteficiálního kanálku v průběhu testu [108, 132].

Tabulka 4 Popisná statistika času do lomu testovaných nástrojů ve 20 °C a 35 °C [131]. Údaje jsou uvedeny v sekundách.

	Unicone		Unicone Plus	
	20	35	20	35
<i>Teplota [°C]</i>	20	35	20	35
<i>Průměrná hodnota</i>	118,8	80,0	255,6	170,1
<i>Směrodatná odchylka</i>	16,8	9,8	39,2	31,2
<i>Minimum</i>	98,0	63,0	189,0	135,0
<i>Maximum</i>	150,0	98,0	305,0	238,0
<i>Medián</i>	116,0	77,0	254,0	163,0

7.2.4 Diskuse

Na cyklickou únavu, jak již bylo popsáno, má vliv velké množství faktorů. Problém při hodnocení odolnosti nástrojů je v tom, že se jedná o multifaktoriální problém a většinou jsou porovnávány nástroje s různými parametry, se snahou zaměřit se pouze na jeden problém. Abychom byli schopni analyzovat vliv právě jednoho faktoru, je potřeba eliminovat další proměnné. Z toho důvodu je potřeba pečlivě vybírat testované vzorky, případně analyzovat více faktorů ovlivňující selhání nástroje [105]. Z tohoto důvodu byly vybrány nástroje, mezi kterými je dle údajů výrobce rozdíl pouze v technologickém procesu výroby.

Termické úpravy slitiny v rozmezí 450–550 °C poskytuje dostatečné množství energie k jejich reorganizaci vnitřní struktury slitiny. To uvolňuje vnitřní napětí krystalické mřížky, a zároveň snižuje počet defektů přítomných ve slitině. Tím pádem vykazují lepší odolnost vůči cyklické únavě [23, 85, 133]. Transformační teploty a mechanické vlastnosti jsou však dále ovlivňovány dalšími procesy, které si firmy uchovávají jako výrobní tajemství. V tomto případě nástroj Unicone Plus vyrobený z upravené CM-Wire slitiny předčil svou odolností svého předchůdce Unicone.

Rozdíl mezi pokojovou teplotou a teplotou uvnitř kořenového kanálku může vést ke změně poměru přítomného martenzitu a austenitu. S klesajícím obsahem martenzitu (rostoucí teplotou) se snižuje odolnost nástrojů vůči cyklické únavě [108]. Výsledky této studie

potvrdily, že zvyšování okolní teploty ovlivňuje odolnost nástrojů, a to tak, že s rostoucí teplotou jejich odolnost klesá. To koreluje s výsledky většiny studií zabývajících se touto tématikou. Uvádí se, že s největší pravděpodobností na rozdílných výsledcích jednotlivých studií bude mít hlavní vliv složení testovací sestavy, což poukazuje na nutnost standardizace testování tohoto typu únavy [111].

7.2.5 Shrnutí

Teplota působící na nikel-titanové nástroje je faktor, který by měl být brán v úvahu při testování cyklické únavy endodontických nástrojů. Na základě výsledků můžeme tvrdit, že s rostoucí teplotou klesá jejich odolnost. Také můžeme potvrdit, že cyklická únava je významně ovlivněna typem slitiny nástroje.

7.3 Únavové selhání nástrojů v simulovaných klinických podmínkách, obsah průřezu, drsnost

Separace endodontického nástroje v průběhu opracování kořenového systému je jednou z nejméně oblíbených komplikací, se kterou se můžeme setkat [134]. Bypass nebo vyjmutí zalomeného fragmentu je častokrát velmi obtížný úkon, v některých případech dokonce nemožný. V takových případech se daný zub často nevyhne extrakci, což se podepisuje na snížené kvalitě orálního zdraví.

Vzhledem k tomu, že se vnitřní struktura Nitinolu (a tím i jeho vlastnosti) mění v závislosti na okolních podmínkách, jsou únavové vlastnosti NiTi nástrojů závislé převážně na konkrétní krystalografické struktuře, která je předem určená technikou zpracování. Spolu s krystalografickou strukturou jsou i další vlastnosti jako drsnost povrchu, tvar a obsah plochy průřezu obecně označovány jako parametry s rozhodujícím vlivem na celkovou rezistenci vůči cyklické únavě nástroje [11, 14, 104, 105]. Další vliv na odolnost nástrojů mají faktory okolního prostředí. Velké procento studií se v posledních letech věnuje testování vlivu okolní teploty

na cyklickou únavu nástrojů. Většina se prováděla při pokojové teplotě nebo při tělesné teplotě, 37 °C [111, 135-137]. Vzhledem k tomu, že se teplota uvnitř systému kořenových kanálků uvádí 35 °C [119], mohou být výsledky těchto studií zavádějící. Pro upřesnění chování nástrojů v klinických podmínkách, je vhodné testovat cyklickou únavu v teplotě simulující klinické podmínky.

Cílem této studie je prozkoumat a objasnit vztahy mezi plochami průřezů a drsností povrchů s odolností proti cyklické únavě za teploty přítomné v kořenovém systému zubů nového endodontického nástroje a nástrojů běžně užívaných s cílem poskytnout multifaktoriální pohled na jejich odolnost.

7.3.1 Pracovní hypotézy

Na základě dostupnosti dat byly stanoveny hypotézy.

H4. V odolnosti vůči cyklické únavě Unicone Plus 6/025, WaveOne Gold Primary a Reciproc Blue R25 nebudou významné rozdíly

H5. Unicone 6/025 bude nejméně odolný vůči cyklické únavě.

H6. Nástroj s největším obsahem průřezu bude nejméně odolný vůči cyklické únavě

H7. Nástroj s nejhladším povrchem bude nejvíce odolný vůči cyklické únavě

7.3.2 Materiály a metodika

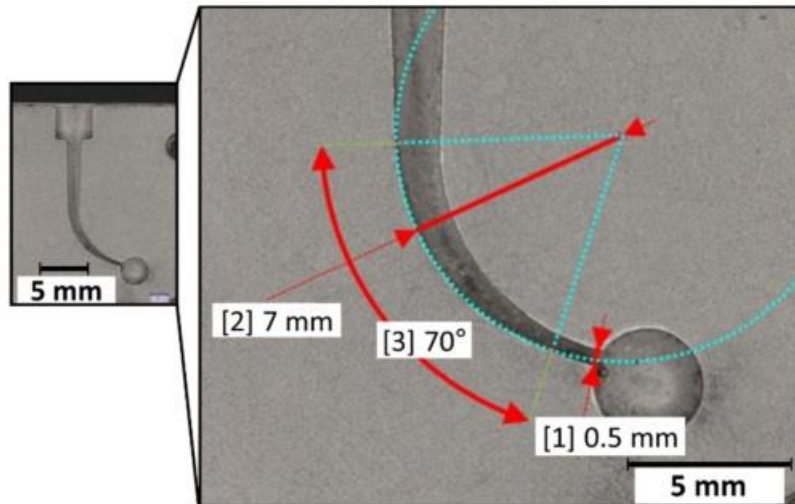
K testování byly vybrány reciproční nástroje:

1. Unicone 6/025 (Medin, Nové Město na Moravě, Czech Republic)
2. Reciproc Blue R25 (VDW, Munich, Germany)
3. WaveOne Gold Primary (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)
4. Unicone Plus (Medin, Nové Město na Moravě, Czech Republic).

Testované nástroje disponují průměrem hrotu 0,25 mm a jejich délka je 25 mm. Liší se však konicitou, profilem průřezu a výrobním postupem. Reciproc Blue má variabilní konicitu začínající na 8° v prvních několika milimetrech v oblasti hrotu, postupně snižující se na 4° k dřívku nástroje. WaveOne Gold má variabilní konicitu začínající na 7° v prvních několika milimetrech v oblasti hrotu, postupně snižující se na 3° u dřívku. Unicone 6/025 and Unicone Plus 6/025 disponují konstantní 6° konicitou. Reciproc Blue, WaveOne Gold a Unicone Plus jsou vyrobeny z martenzitické slitiny s termomechanickými úpravami. Unicone je vyroben z austenitické slitiny M-Wire.

7.3.2.1 Únavová zkouška

Bylo použito celkem čtyřicet kusů nástrojů (deset od každého zástupce) k testování cyklické únavy. Všechny testované nástroje byly zkontrolovány stereomikroskopem při dvacetinásobném zvětšení pro případné vyloučení nástrojů s viditelnou výrobní vadou. K provedení pokusu byla použita sestava popsána v kapitole 6.1. Model umělého kořenového kanálku byl vyroben z nerezové oceli s poloměrem zakřivení 7 mm, průměrem 0,5 mm v oblasti hrotu nástroje, konicitou 0,07 s počátkem ve vzdálenosti 1 mm od hrotu nástroje a úhlem zakřivení 70° (obr. 26). Testování proběhlo v 5 % roztoku chlornanu sodného při teplotě 35 ± 1 °C. Teplota byla během testu udržována a kontrolována infračerveným teploměrem. Nástroje byly testovány s využitím násadce redukujícího počet otáček v poměru 6:1 (VDW, Německo), který byl poháněn endomotorem WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). K zajištění co nejpřesnějších výsledků byly nástroje testovány v módu Reciproc ALL. K hodnocení testu cyklické únavy byl měřen čas od spuštění endomotoru do momentu selhání s přesností na celé sekundy.



Obrázek 26 Detail makety kořenového kanálku z bločku z nerezové oceli [130]. (1) průměr v oblasti hrotu nástroje, (2) poloměr zakřivení, (3) úhel zakřivení.

7.3.2.2 Analýza průřezů a povrchů

Analýza povrchů a příčných řezů testovaných nástrojů byla provedena laserovým skenovacím konfokálním mikroskopem (OLS LEXT 5000, Olympus, Tokio, Japonsko) (obr. 27) při různých zvětšeních. Rozměrové analýzy ve 2D i 3D byly použity pro měření ploch průřezů i pro bezkontaktní měření drsnosti povrchu. Takto získané 3D obrázky byly následně použity pro evaluaci liniové drsnosti povrchu, přičemž byl pro odečtení základního tvaru (vlnitosti povrchu) použit „low pass filter (cut-off)“ o hodnotě $\lambda_c = 100 \mu\text{m}$. Měřeno bylo 10 vzorků pro každý typ endodontického nástroje.



Obrázek 27 Laserový skenovací konfokální mikroskop. (Zdroj: archiv autora)

7.3.3 Vyhodnocení

7.3.3.1 Únavová zkouška

Nejvyšší odolnost vykazuje Reciproc Blue, následuje Unicone Plus a WaveOne Gold. Nejnižší odolnost vykazuje Unicone. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 5.

Unicone Plus, Reciproc Blue a WaveOne Gold vykazovaly statisticky významně vyšší odolnost proti cyklické únavě než Unicone ($p < 0,05$). Reciproc Blue a Unicone Plus prokázaly statisticky významně vyšší odolnost proti cyklické únavě než WaveOne Gold ($p < 0,05$). Mezi Unicone Plus a Reciproc Blue nebyl statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$). Hypotéza H4 je tímto vyvrácena a H5 potvrzena. Pro statistické hodnocení byl využit neparametrický Kruskalův-Wallisův test s následnými Mannovými-Whitneyho U-testy mnohonásobného porovnání a Bonferroniho korekcí na hladině významnosti 5 %.

Fraktury nástrojů byly umístěny ve vzdálenosti od 5,0 mm do 6,3 mm od jejich hrotů. Mezi všemi testovanými zástupci nebyl statisticky významný rozdíl ($p > 0,05$), což poukazuje na správné zavedení nástroje do arteficiálního kanálku v průběhu testu [108, 132].

Tabulka 5 Popisná statistika času do lomu testovaných nástrojů. Údaje jsou uvedeny v sekundách.

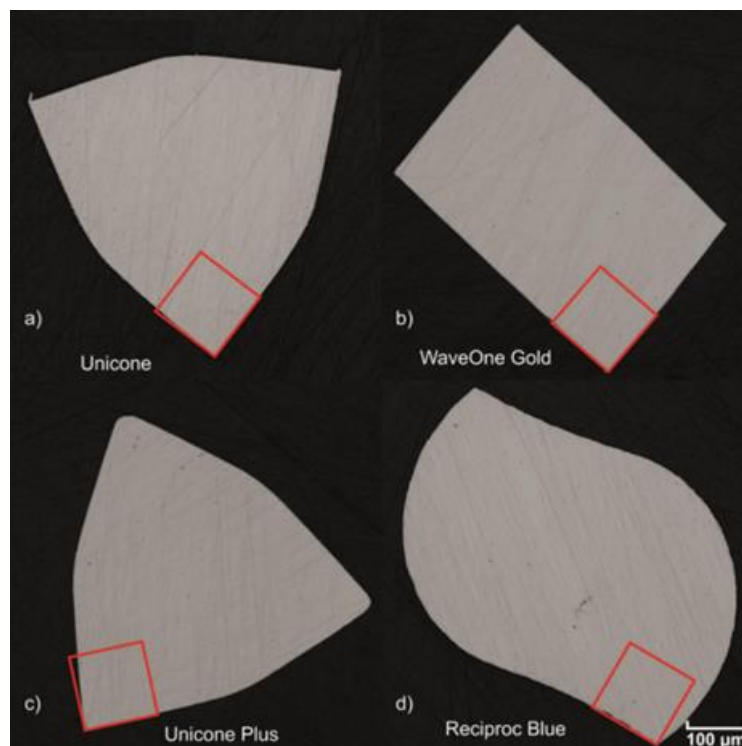
	Unicone	WaveOne Gold	Unicone Plus	Reciproc Blue
<i>Průměrná hodnota</i>	78,6	214,6	245,1	262,9
<i>Směrodatná odchylka</i>	11,3	19,7	30,4	33,7
<i>Minimum</i>	61,0	181,0	199,0	208,0
<i>Maximum</i>	98,0	250,0	295,0	320,0
<i>Medián</i>	77	213	245	257

7.3.3.2 Obsah a tvar průřezu nástroje

Porovnání průřezů jednotlivých nástrojů jasně ukazuje na rozdílnost tvarů (Obr. 28). Zatímco nástroje Unicone a Unicone Plus mají tvar zaoblených trojúhelníků, WaveOne Gold má tvar obdélníkový a Reciproc Blue má tvar písmene S.

Největším obsahem průřezu ve vzdálenosti 6,4mm od špičky nástroje disponuje Reciproc Blue, následuje Unicone Plus a Unicone. Nejmenší obsah průřezu byl naměřen u WaveOne Gold. Hypotéza H6 je tímto vyvrácena. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 6 a grafu 2.

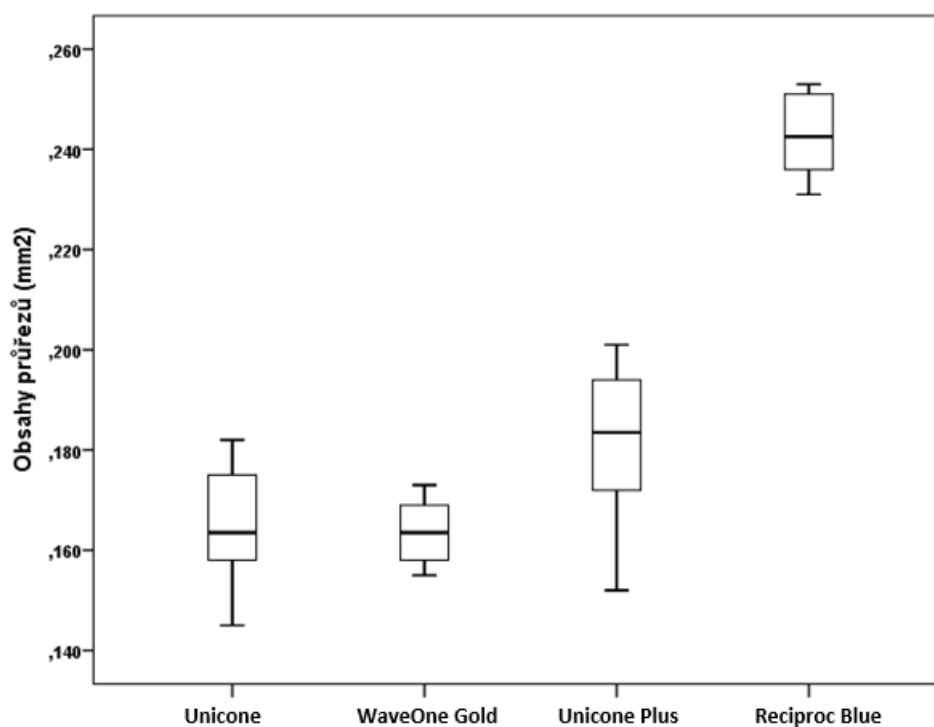
Mezi nástroji Unicone a WaveOne Gold se naměřené hodnoty obsahů průřezů statisticky významně neliší ($p > 0,05$). Rozdíly mezi ostatními dvojicemi výrobců jsou statisticky významné ($p < 0,05$). Pro statistické hodnocení byla použita analýza rozptylu (ANOVA) s Bonferroniho post hoc testy na hladině významnosti 0,05.



Obrázek 28 Tvary průřezů testovaných nástrojů [130]. Červené čtverce jsou použity pro snazší vizualizaci rozdílnosti řezných hran jednotlivých nástrojů.

Tabulka 6 Popisná statistika obsahů průřezů testovaných nástrojů. Údaje jsou uvedeny v milimetrech čtverečných.

<i>Obsah průřezů</i>	Unicone	WaveOne Gold	Unicone Plus	Reciproc Blue
<i>Průměrná hodnota</i>	0,165	0,164	0,182	0,243
<i>Směrodatná odchylka</i>	0,011	0,010	0,015	0,008
<i>Minimum</i>	0,145	0,155	0,152	0,231
<i>Maximum</i>	0,182	0,173	0,201	0,253
<i>Medián</i>	0,164	0,164	0,184	0,243

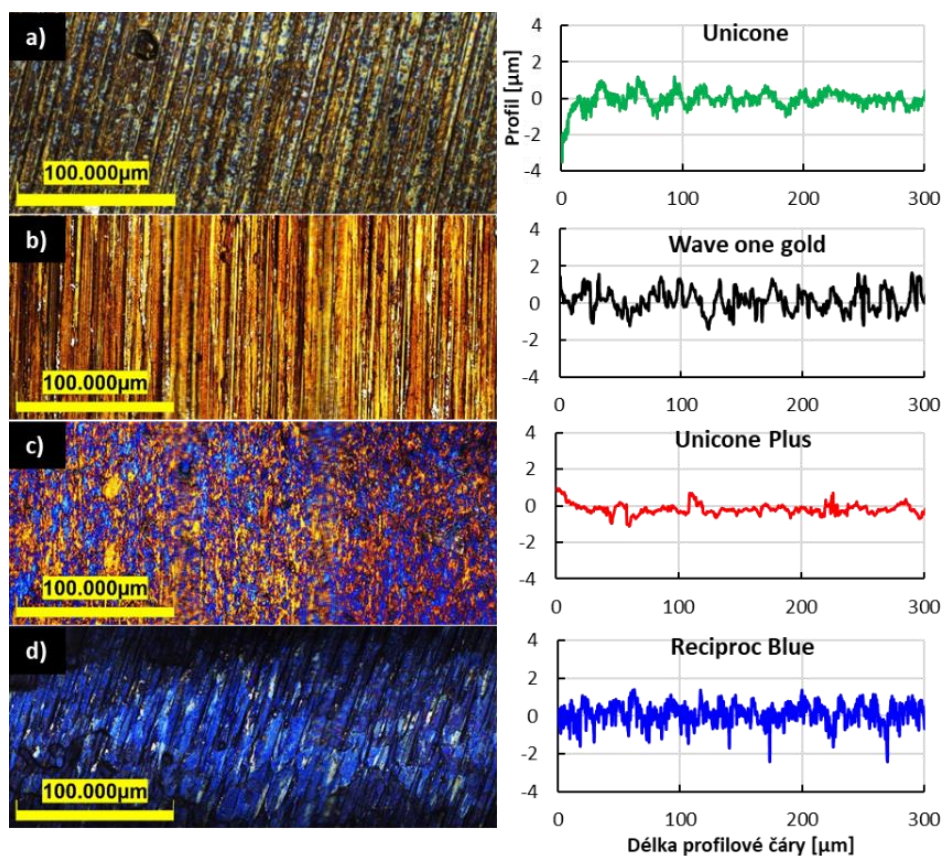


Graf 2 Grafické znázornění rozložení naměřených hodnot obsahu průřezů testovaných nástrojů.

7.3.3.3 Drsnost povrchu

Nejdrsnějším povrchem disponuje WaveOne Gold, následuje Unicone a Reciproc Blue. Nejnižší hodnoty drsnosti vykazuje Unicone Plus. Hypotéza H7 je tímto vyvrácena. Vyhodnocované oblasti povrchů jsou uvedeny na obrázku 29, včetně reprezentativních profilů povrchu, které byly použity pro výpočet drsnosti. Výsledná data jsou shrnuta v tabulce 7 a grafu 3.

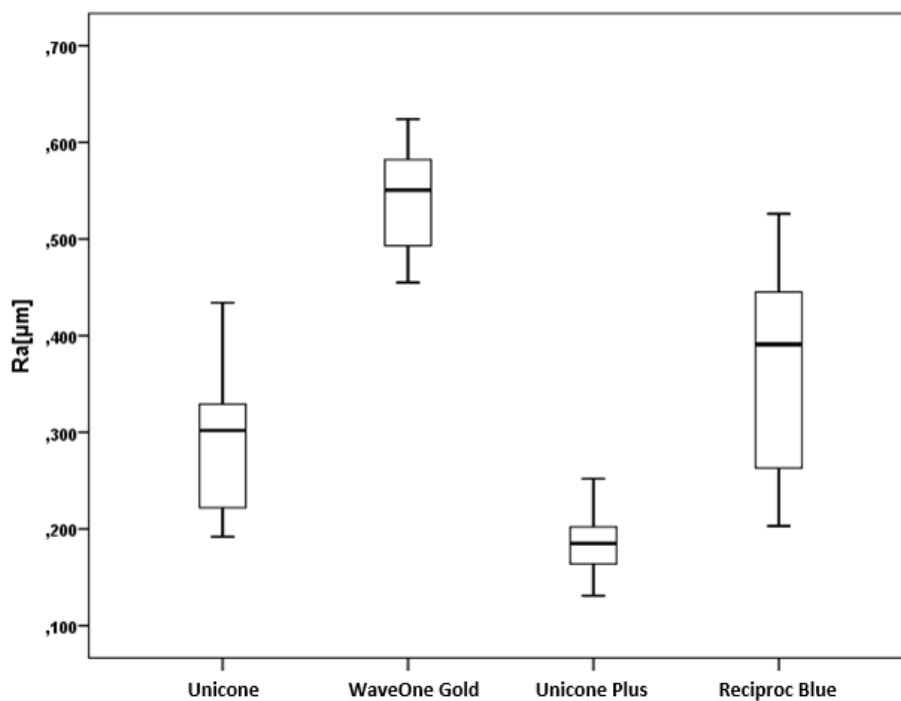
Rozdíly mezi všemi testovanými nástroji jsou statisticky významné ($p < 0,05$). Pro statistické hodnocení byla použita analýza rozptylu (ANOVA) s Bonferroniho post hoc testy na hladině významnosti 0,05. Pro analýzu byla využita data aritmetické drsnosti, která se v praxi hodnotí nejčastěji.



Obrázek 29 Mikrofotografie bočních stěn nástrojů s vybranými profily drsnosti. (a) Unicone, (b) WaveOne Gold, (c) Unicone Plus, (d) Reciproc Blue.

Tabulka 7 Naměřené parametry drsnosti [130]. (R_a) aritmetická drsnost, (R_q) geometrická drsnost, (R_z) střední hloubka drsnosti, (R_c) střední výška profilu, (R_t) hloubka profilu. Údaje jsou uvedeny v mikrometrech.

	Unicone	WaveOne Gold	Unicone Plus	Reciproc Blue
R_a	0.29 ± 0.08	0.54 ± 0.05	0.19 ± 0.03	0.36 ± 0.10
R_q	0.39 ± 0.12	0.67 ± 0.06	0.26 ± 0.05	0.45 ± 0.13
R_z	2.22 ± 0.64	3.34 ± 0.30	1.63 ± 0.36	2.62 ± 0.80
R_c	1.28 ± 0.35	2.01 ± 0.27	0.78 ± 0.20	1.56 ± 0.49
R_t	3.47 ± 1.54	4.16 ± 0.55	2.46 ± 0.62	3.41 ± 0.95



Graf 3 Grafické znázornění rozložení naměřených hodnot drsnosti povrchu testovaných nástrojů.

7.3.4 Diskuse

Testování cyklické únavy je problematika, jejíž výsledky ukazují praktickým zubním lékařům, s jakou mírou jistoty mohou pracovat v kořenových kanálcích bez obavy z fraktury nástroje. Nicméně výsledky těchto testů ovlivňují také úpravy výrobních procesů, k dosažení co nejodolnějších nástrojů.

V nedávno provedené studii bylo prokázáno, že větší množství hmoty slitiny (větší obsah průřezu) snižuje odolnost proti cyklické únavě při testování nástrojů ze stejně upravené slitiny [104]. Naše výsledky při porovnávání obsahu plochy průřezu s cyklickou únavou testovaných nástrojů nekorelují. Z toho můžeme usoudit, že odolnost vůči cyklické únavě je více ovlivněná jiným faktorem než obsahem průřezu v místě potenciálního selhání. Při analýze průřezu můžeme kromě obsahu průřezu prodiskutovat další parametr, a to jeho tvar. Matematické propočty ukazují, že trojúhelníkový tvar průřezu by měl dosahovat největší odolnosti vůči cyklické únavě [103]. I přes matematické propočty je však průřez ve tvaru písmene S výhodnější z hlediska cyklické únavy než ostatní tvary průřezů [104], což koreluje s výsledky studie. Nejspíše je za tím menší záběr břitů ve srovnání s ostatními tvary průřezů [138].

Jak již bylo zmíněno, menší hrubost povrchu nástroje vede k vyšší odolnosti vůči cyklické únavě [14]. V naší studii to nebylo potvrzeno, protože nástroj Unicone Plus s nejhladším povrchem nebyl nejvíce odolný, a naopak WaveOne Gold, disponující nejhrubším povrchem nebyl nejméně odolný. S největší pravděpodobností budou mít jiné zmíněné faktory větší vliv na cyklickou únavu nástroje než drsnost povrchu.

Výsledky testů cyklické únavy poukazují na důležitý význam výrobního procesu na únavovou odolnost. Nástroj Unicone vyrobený z M-Wire slitiny byl výrazně méně odolný vůči cyklické únavě ve srovnání s Reciproc Blue, WaveOne Gold a Unicone Plus, které jsou vyrobené z CM-Wire. Tyto výsledky jsou v souladu se studiemi, srovnávající únavovou odolnost různých fázových složení Nitinolu [108, 112, 118, 139]. Vyšší odolnost nástroje Reciproc Blue v porovnání s WaveOne Gold je s největší pravděpodobností dána odlišným termomechanickým zpracováním. Reciproc Blue je broušen před tepelnými úpravami, zatímco WaveOne Gold je broušen až po procesu teplotních úprav slitiny [32, 33].

Za podobnými výsledky Unicone Plus a Reciproc Blue stojí nejspíše fakt, že prvně jmenovaný je také broušen před následnými tepelnými úpravami. Je vysoce pravděpodobné, že pokud mají slitiny podobnou vnitřní strukturu (ergo mají podobné fázové složení), tak mohou signifikantně odolnost vůči cyklické únavě ovlivňovat ostatní zmíněné faktory. Nicméně jaká je signifikance každého z nich doteď není příliš jasná.

7.3.5 Shrnutí

Výsledky testů cyklické únavy potvrdily vyšší odolnost tepelně upravených martenzitických slitin než austenitické slitiny M-Wire za teploty 35 °C. I když hrubost povrchu a obsah průřezu nekorelovaly s výsledky testu cyklické únavy, je potřeba brát tyto faktory v úvahu, jelikož se jedná o multifaktoriální problematiku. S největší pravděpodobností má termomechanická úprava slitiny a s ní spojené rozdíly ve struktuře a/nebo fázovém složení největší vliv na cyklickou únavu. Pokud jsou však rozdíly mezi vlastnostmi slitin minimální, může se více projevit vliv ostatních faktorů. K hodnocení cyklické únavy je nutno vhodně volit nástroje k testování vzhledem k multifaktoriálnímu charakteru problematiky.

Nový endodontický systém Unicone Plus je z pohledu cyklické únavy odolnější než WaveOne Gold jeho předchůdce Unicone. Reciproc Blue byl odolnější než Unicone Plus, nicméně nebyl mezi nimi pozorován významný rozdíl.

8 Souhrn poznatků disertační práce

Na základě poznatků teoretické a praktické části disertační práce můžeme tvrdit, že odolnost vůči cyklické únavy endodontických nástrojů je signifikantně ovlivněna pracovní teplotou. Také můžeme tvrdit, že je cyklická únava ovlivněna kvalitou slitiny více, než drsností povrchu a obsahem průřezu nástroje v místě lomu. Vzhledem ke komplexnosti této tematiky je nutno zavést standardizaci na poli testování cyklické únavy i fyzikálních vlastností Nitinolu. Systém Unicone Plus se svou odolností vůči cyklické únavě vyrovná v klinických podmínkách moderním recipročním systémům. Zároveň je signifikantně odolnější než jeho předchůdce Unicone.

9 Bibliografie

1. Balani P, Niazi F, Rashid H. A brief review of the methods used to determine the curvature of root canals. *J Res Dent*. 2015; 3(3): 57-63.
2. Flores AG, Orellana AP. Evolution of instruments in endodontics-literature review. *Int J Dent Oral Health*. 2019; 5(6): 1-5.
3. Shivakumar AT, Kalgeri SH. Peregrination of endodontic tools-past to present. *J Int Clin Dent Res Organ*. 2016; 8(1): 89-92.
4. Skillen WG. Morphology of root canals. *J Am Dent Assoc*. 1932; 19(5): 719-735.
5. International Organization for Standardization. ISO 3630-1:2019. Dentistry — Endodontic instruments — Part 1: General requirements. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2019 [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.iso.org/standard/75260.html>
6. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963; 34(5): 1475-1477.
7. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000; 33(4): 297-310.
8. Peyton FA, Craig RG. Compatibility of duplicating compounds and casting investments. *J Prosthet Dent*. 1962; 12(6): 1111-1124.
9. Piasecki L, Al-Sudani D, Rubini AG, Sonnino G, Bossù M, Testarelli L, Di Giorgio R, da Silva-Neto UX, Brandão CG, Gambarini G. Mechanical resistance of carbon and stainless steel hand instruments used in a reciprocating handpiece. *Ann Stomatol (Roma)*. 2013; 4(3-4): 259-262.
10. Craig RG, Peyton FA. Physical properties of stainless steel endodontic files and reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1963; 16(2): 206-217.
11. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys—a review. *Int Endod J*. 2018; 51(10): 1088-1103.
12. Zhou H, Peng B, Zheng YF. An overview of the mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Endod Topics*. 2013; 29(1): 42-54.
13. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 2002; 28(10): 716-720.

14. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, de Souza LC, dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2016; 42(6): 965-968.
15. Anderson ME, Price JWH, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2007; 33(10): 1212-1216.
16. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012; 45(5): 469-474.
17. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011; 37(11): 1566-1571.
18. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008; 34(11): 1406-1409.
19. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2010; 36(7): 1205-1209.
20. Higuera O, Plotino G, Tocci L, Carrillo G, Gambarini G, Jaramillo DE. Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *J Endod.* 2015; 41(6): 913-915.
21. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(3): 401-403.
22. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2012; 38(11): 1535-1540.
23. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013; 39(2): 163-172.
24. AlShwaimi E. Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni–Ti technology compared to a file made from M-wire file. *Int Endod J.* 2018; 51(1): 112-117.

25. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. A comparative study of cyclic fatigue of 10 different types of endodontic instruments: an in vitro study. *Acta stomatol Croat.* 2019; 53(1): 28-36.
26. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Kafdağ Ö, Balkaya H. Effect of two different temperatures on resistance to cyclic fatigue of one Curve, EdgeFile, HyFlex CM and ProTaper next files. *Aust Endod J.* 2020; 46(1): 68-72.
27. Joshi AY, Joshi AY. A systematic review on powder mixed electrical discharge machining. *Heliyon.* 2019; 5(12): e02963.
28. Abu Qudeiri JE, Mourad AHI, Ziout A, Abidi MH, Elkaseer A. Electric discharge machining of titanium and its alloys: review. *Int J Adv Manuf Technol.* 2018; 96(1): 1319-1339.
29. Iacono F, Pirani C, Generali L, Bolelli G, Sassatelli P, Lusvarghi L, Gandolfi MG, Giorgini L, Prati C. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J.* 2017; 50(3): 303-313.
30. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E. Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod.* 2016; 42(1): 156-159.
31. Palma PJ, Messias A, Cerqueira AR, Tavares LD, Caramelo F, Roseiro L, Santos JM. Cyclic fatigue resistance of three rotary file systems in a dynamic model after immersion in sodium hypochlorite. *Odontology.* 2019; 107(3): 324-332.
32. Oh S, Kum KY, Kim HJ, Moon SY, Kim HC, Chaniotis A, Perinpanayagam H, Pedullà E, Chang SW. Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. *J Dent Sci.* 2020; 15(4): 472-478.
33. Pereira ÉSJ, Viana ACD, Buono VTL, Peters OA, Bahia MGA. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015; 41(1): 67-71.
34. Generali L, Puddu P, Borghi A, Brancolini S, Lusvarghi L, Bolelli G, Consolo U, Pedullà E. Mechanical properties and metallurgical features of new and ex vivo used Reciproc Blue and Reciproc. *Int Endod J.* 2020; 53(2): 250-264.
35. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold small, primary, and large instruments. *J Endod.* 2017; 43(4): 623-627.
36. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2017; 43(7): 1192-1196.
37. Ashok L, Krishnan V, Nair RS, Angelo MC. An overview of thermomechanically heat-treated nickel–titanium alloy used in endodontics. *Cons Dent Endod J.* 2019; 4(2): 34-38.

38. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7): 346-351.
39. Deepak J, Ashish M, Patil N, Kadam N, Yadav V, Jagdale H. Shaping ability of 5(th) generation Ni-Ti rotary systems for root canal preparation in curved root canals using CBCT: an in vitro study. *J Int Oral Health.* 2015; 7(1): 57-61.
40. Kuzekanani M. Nickel-titanium rotary instruments: development of the single-file systems. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2018; 8(5): 386-390.
41. Hülsmann M, Schade M, Schäfers F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni–Ti instruments. *Int Endod J.* 2001; 34(7): 538-546.
42. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics.* 2013; 29(1): 3-17.
43. Midway Dental Supply, Inc. Rotary endodontic file LIGHTSPEED® LSX™ [cit 5.5.2022] Dostupné z: <https://midwaydental.com/332-7035>
44. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFile™ and ProTaper™ NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2004; 37(6): 359-364.
45. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod.* 2004; 30(8): 559-567.
46. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005; 100(2): 249-255.
47. Schafferová, spol. s r.o. Protaper Universal reendodoncie sortiment D1 - D3 (6ks/bal). [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.schafferova.cz/protaper-universal-reendodoncie-sortiment-d1--d3-6ks-bal--detail-AXU4000101.aspx>
48. Shen Y, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013; 39(7): 919-923.
49. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J.* 2010; 43(10): 866-873.
50. Schafferová, spol. s r.o. HyFlex CM NiTi set crown-down s, 21 mm, 6ks. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.schafferova.cz/hyflex-cm-niti-set-crown-down-s-21-mm-6ks-detail-8AF4000101.aspx>

51. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013; 39(2): 258-261.
52. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, Cohen R, Hof R. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy—a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod.* 2010; 36(4): 679-690.
53. Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paqué F, Hülsmann M. The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer—a scanning electron microscope study. *J Endod.* 2010; 36(4): 697-702.
54. Schafferová, spol. s r.o. Reciproc NiTi files 25mm R25 6ks (červené) VDW. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z <https://www.schafferova.cz/reciproc-niti-files-25mm-r25-6ks-cervene-vdw-detail-A8J2000101.aspx>
55. Zerodonto. The Self-Adjusting-File (SAF) Technique. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.zerodonto.com/en/2015/06/self-adjusting-file-technique/>
56. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement 5th generation technology. *Dent Today.* 2013; 32(4): 94, 96-99.
57. JANDA-DENTAL a.s. RECIPROC blue-strojové kořenové nástroje, 25mm R40. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.janda-dental.cz/reciproc-blue-strojove-korenove-nastroje--25mm-r40/>
58. Schafferová, spol. s r.o. WaveOne Gold 3-files sterilní 25mm 3ks. [cit. 5.5.2022]. Dostupné z: <https://www.schafferova.cz/waveone-gold-3-files-sterilni-25mm-3ks-detail-94GX000101.aspx>
59. Arias A, Peters OA. Present status and future directions: Canal shaping. *Int Endod J.* 2022; 55(3): 637-655.
60. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003; 36(2): 86-92.
61. Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Canal transportation and centering ability of WaveOne Gold in combination with and without different glide path techniques. *J Endod.* 2018; 44(9): 1430-1435.

62. Arias A, Paqué F, Shyn S, Murphy S, Peters OA. Effect of canal preparation with TRUShape and Vortex rotary instruments on three-dimensional geometry of oval root canals. *Aust Endod J.* 2018; 44(1): 32-39.
63. Bhuva B, Ikram O. Complications in endodontics. *Prim Dent J.* 2020; 9(4): 52-58.
64. Saed SM, Ashley MP, Darcey J. Root perforations: aetiology, management strategies and outcomes. The hole truth. *Br Dent J.* 2016; 220(4): 171-180.
65. Azimi VF, Samadi I, Saffarzadeh A, Motaghi R, Hatami N, Shahravan A. Comparison of dentinal wall thickness in the furcation area (danger zone) in the first and second mesiobuccal canals in the maxillary first and second molars using cone-beam computed tomography. *Eur Endod J.* 2020; 5(2): 81-85.
66. Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod.* 2011; 37(11): 1512-1515.
67. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *J Conserv Dent.* 2014; 17(2): 103-110.
68. Allam CR. Treatment of stripping perforations. *J Endod.* 1996; 22(12): 699-702.
69. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975; 1(8): 255-262.
70. Lambrianidis T. Ledging and blockage of root canals during canal preparation: causes, recognition, prevention, management, and outcomes. *Endod Topics.* 2006; 15(1): 56-74.
71. Bürklein S, Schäfer E. Critical evaluation of root canal transportation by instrumentation. *Endod Topics.* 2013; 29(1): 110-124.
72. Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner JC, Marshall JG. A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *J Endod.* 1995; 21(1): 26-32.
73. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J.* 2001; 27(3): 99-104.
74. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F. Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *J Endod.* 2012; 38(5): 667-669.
75. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30(10): 722-725.
76. Pillay M, Vorster M, van der Vyver PJ. Fracture of endodontic instruments - Part 1: Literature review on factors that influence instrument breakage. *S Afr Dent J.* 2020; 75(10): 553-563.

77. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J.* 2013; 214(7): 341-348.
78. Liu D, Pons DJ. Crack propagation mechanisms for creep fatigue: a consolidated explanation of fundamental behaviours from initiation to failure. *Metals.* 2018; 8(8): 623.
79. Jusku A, Dodeková T, Staněk J, Özel B, Jirásek P, Polanská V, Harvan L. Únavová fraktura nikel-titanových nástrojů v endodoncii a faktory ji ovlivňující. *Čes stomatol Prakt zubní lék.* 2022; 122(2): 51–58.
80. Wang ZQ, Beyerlein IJ, LeSar R. Slip band formation and mobile dislocation density generation in high rate deformation of single fcc crystals. *Philos Mag.* 2008; 88(9): 1321-1343.
81. Sangid MD. The physics of fatigue crack initiation. *Int J Fatigue.* 2013; 57: 58-72.
82. Cheung GSP, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. *Int Endod J.* 2007; 40(8): 619-625.
83. Chekotu JC, Groarke R, O'Toole K, Brabazon D. Advances in selective laser melting of nitinol shape memory alloy part production. *Materials.* 2019; 12(5): 809.
84. Faleskog J, Shih CF. Micromechanics of coalescence—I. Synergistic effects of elasticity, plastic yielding and multi-size-scale voids. *J Mech Phys Solids.* 1997; 45(1): 21-50.
85. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(6): 843-847.
86. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Schricker SR, Nusstein JM, Li UM, Svec TA. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2009; 25(10): 1221-1229.
87. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog Mater Sci.* 2005; 50(5): 511-678.
88. Han W, Fang F. Fundamental aspects and recent developments in electropolishing. *Int J Mach Tools Manuf.* 2019; 139: 1-23.
89. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel–titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008; 34(2): 190-193.
90. Shabalovskaya S, Rondelli G, Anderegg J, Xiong JP, Wu M. Comparative corrosion performance of black oxide, sandblasted, and fine-drawn nitinol wires in potentiodynamic and

potentiostatic tests: Effects of chemical etching and electropolishing. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004; 69B(2): 223-231.

91. Shen Y, Wang G, Chen L, Li H, Yu P, Bai M, Zhang Q, Lee J, Yu Q. Investigation of surface endothelialization on biomedical nitinol (NiTi) alloy: Effects of surface micropatterning combined with plasma nanocoatings. *Acta Biomater.* 2009; 5(9): 3593-3604.

92. Shen Y, Cheung GSP, Peng B, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 2: Fractographic analysis of fractured surface in a cohort study. *J Endod.* 2009; 35(1): 133-136.

93. Shen Y, Haapasalo M, Cheung GSP, Peng B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod.* 2009; 35(1): 129-132.

94. Poon RWY, Yeung KWK, Liu XY, Chu PK, Chung CY, Lu WW, Cheung KMC, Chan D. Carbon plasma immersion ion implantation of nickel–titanium shape memory alloys. *Biomaterials.* 2005; 26(15): 2265-2272.

95. Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB. The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009; 35(11): 1558-1562.

96. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP. Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. *J Endod.* 1996; 22(10): 543-546.

97. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod.* 2010; 36(7): 1183-1186.

98. Bumbalek M, Joska Z, Pokorny Z, Sedlak J, Majerik J, Neumann V, Klima K. Cyclic fatigue of dental NiTi instruments after plasma nitriding. *Materials.* 2021; 14(9): 2155.

99. Aun DP, da Cunha Peixoto IF, Houmard M, Buono VTL. Enhancement of NiTi superelastic endodontic instruments by TiO₂ coating. *Mater Sci Eng C.* 2016; 68: 675-680.

100. Rokaya D, Srimaneepong V, Qin J, Thunyakitpisal P, Siraleartmukul K. Surface adhesion properties and cytotoxicity of graphene oxide coatings and graphene oxide/silver nanocomposite coatings on biomedical NiTi alloy. *Sci Adv Mater.* 2019; 11(10): 1474-1487.

101. Rokaya D, Srimaneepong V, Qin J, Siraleartmukul K, Siritwongrungron V. Graphene oxide/silver nanoparticle coating produced by electrophoretic deposition improved the

mechanical and tribological properties of NiTi alloy for biomedical applications. *J Nanosci Nanotechnol.* 2019; 19(7): 3804-3810.

102. Zhang EW, Cheung GSP, Zheng YF. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod.* 2010; 36(8): 1394-1398.

103. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel–titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2009; 42(7): 593-602.

104. Di Nardo D, Gambarini G, Seracchiani M, Mazzone A, Zanza A, Del Giudice A, D'Angelo M, Testarelli L. Influence of different cross-section on cyclic fatigue resistance of two nickel–titanium rotary instruments with same heat treatment: An in vitro study. *Saudi Endod J.* 2020; 10(3): 221-225.

105. Schäfer E, Bürklein S, Donnermeyer D. A critical analysis of research methods and experimental models to study the physical properties of NiTi instruments and their fracture characteristics. *Int Endod J.* 2022; 55(S1): 72-94.

106. Hartmann RC, Fensterseifer M, Peters OA, de Figueiredo JAP, Gomes MS, Rossi-Fedele G. Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *Int Endod J.* 2019; 52(2): 169-180.

107. Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics.* 1997; 23(2): 77-85.

108. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, Özyürek T, Cordaro M, Fortunato L. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *J Endod.* 2018; 44(10): 1549-1552.

109. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, Okiji T. Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. *Dent Mater J.* 2019; 38(3): 490-495.

110. Yılmaz K, Özyürek T. Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne GOLD, and Reciproc NiTi instruments. *Restor Dent Endod.* 2017; 42(2): 134-139.

111. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E. Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. *Int Endod J.* 2019; 52(6): 880-886.

112. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod.* 2017; 43(8): 1360-1363.
113. Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109(1): 60-66.
114. Grande N, Plotino G, Falanga A, Somma F. A new device for cyclic fatigue testing of NiTi rotary endodontic instruments: R60. *Int Endod J.* 2005; 38(12): 936–937.
115. Al-Obaida MI, Merdad K, Alanazi MS, Altwaijry H, AlFaraj M, Alkhamis AA, Al-Madi EM. Comparison of cyclic fatigue resistance of 5 heat-treated nickel-titanium reciprocating systems in canals with single and double curvatures. *J Endod.* 2019; 45(10): 1237-1241.
116. Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part II: properties and effectiveness. *J Endod.* 2015; 41(12): 1939-1950.
117. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013; 39(2): 258-261.
118. Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2016; 42(10): 1536-1539.
119. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. *J Endod.* 2015; 41(7): 1112-1115.
120. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A. Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2018; 44(10): 1563-1566.
121. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017; 43(7): 1157-1160.
122. Yılmaz K, Uslu G, Gündoğar M, Özyürek T, Grande NM, Plotino G. Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Int Endod J.* 2018; 51(8): 924-930.

123. Plotino G, Grande NM, Bellido MM, Testarelli L, Gambarini G. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* 2017; 43(2): 200-202.
124. Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Correlation between temperature-dependent fatigue resistance and differential scanning calorimetry analysis for 2 contemporary rotary instruments. *J Endod.* 2018; 44(4): 630-634.
125. Keles A, Ozyurek EU, Uyanik MO, Nagas E. Effect of temperature of sodium hypochlorite on cyclic fatigue resistance of heat-treated reciprocating files. *J Endod.* 2019; 45(2): 205-208.
126. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M. Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. *J Endod.* 2018; 44(4): 626-629.
127. Elnaghy AM, Elsaka SE. Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2017; 50(10): 991-998.
128. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T. Dynamic torsional and cyclic fracture behavior of ProFile rotary instruments at continuous or reciprocating rotation as visualized with high-speed digital video imaging. *J Endod.* 2017; 43(8): 1337-1342.
129. De-Deus G, Vieira VTL, da Silva EJM, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod.* 2014; 40(4): 575-579.
130. Jusku A, Tomáščík J, Václavek L, Jirásek P, Harvan Ľ, Holík P, Čtvrtlík R. Physical properties of modern reciprocal endodontic systems and fatigue failure testing in simulated clinical conditions. *Appl Sci.* 2021; 11(23): 11160.
131. Jusku A, Jirásek P, Petřivalská A, Rosa M, Staněk J, Harvan Ľ. Unicone PLUS vs. Unicone – in vitro studie cyklické únavy při různých teplotách okolního prostředí. *Čes stomatol Prakt zubní lék.* 2020; 120(3): 88-93
132. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38(2): 222-225.
133. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013; 46(8): 720-729.

134. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod.* 2006; 32(11): 1031-1043.
135. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AdS, Antunes HdS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod.* 2018; 44(1): 168-172.
136. Elnaghy A, Elsaka S. Cyclic fatigue resistance of XP-endo Shaper compared with different nickel-titanium alloy instruments. *Clin Oral Investig.* 2018; 22(3): 1433-1437.
137. Elnaghy AM, Elsaka SE. Cyclic fatigue resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe nickel-titanium rotary instruments in single and double curvature canals. *J Endod.* 2018; 44(11): 1725-1730.
138. Ha JH, Cheung GSP, Versluis A, Lee CJ, Kwak SW, Kim HC. 'Screw-in' tendency of rotary nickel–titanium files due to design geometry. *Int Endod J.* 2015; 48(7): 666-672.
139. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38(3): 398-401.

10 Seznam obrázků

Obrázek 1 Elektrojiskrové obrábění. (1) ionizace dielektrické tekutiny, (2) jiskra, (3) vaporizace částic, (4) opětovné tuhnutí.

Obrázek 2 Schématický průřez nástrojem s radiálními ploškami.

Obrázek 3 Nástroj systému Lightspeed.

Obrázek 4 Schématický průřez nástrojem bez radiálních plošek.

Obrázek 5 Systém Protaper Universal.

Obrázek 6 Systém HyFlex CM.

Obrázek 7 Systém Reciproc.

Obrázek 8 Self-adjusting file.

Obrázek 9 Schématický průřez nástrojem s excentricky uloženou osou otáčení.

Obrázek 10 Systém Reciproc Blue.

Obrázek 11 Systém WaveOne Gold.

Obrázek 12 Schématické znázornění – perforace.

Obrázek 13 Schématické znázornění – stripping.

Obrázek 14 Schématické znázornění – zipping s elbow zúžením.

Obrázek 15 Schématické znázornění – ledge.

Obrázek 16 Schématické znázornění – transportace, šedé zbarvení odpovídá původní trajektorii kanálku, černé zbarvení odpovídá trajektorii opracovaného kanálku s transportací v oblasti apexu zubu.

Obrázek 17 Schématické znázornění – zalomení nástroje.

Obrázek 18 Schématické znázornění plochy lomu endodontického nástroje. (I. fáze) vznik praskliny, (II. fáze) postupný růst praskliny a charakteristické pruhování, (III. fáze) terminální fraktura s chaotickým povrchem lomné plochy.

Obrázek 19 Lomná plocha endodontického nástroje po testu cyklické únavy při zvětšení 1000× ve skenovacím elektronovém mikroskopu.

Obrázek 20 Schématické znázornění iniciační fáze fraktury na podkladě cyklické únavy, podélný řez nástrojem. (a–d) dislokace hmoty na povrchu nástroje v průběhu cyklu a formace perzistentních skluzových pásů, (e) stav povrchu po opakované cyklické zátěži nástroje, přítomné skluzové pásy a mikroprasklina, která přechází do fáze růstu, ($\uparrow F$, $\downarrow F$) směr působící aplikované síly.

Obrázek 21 Schématické znázornění elektrolytického leštění. (1) elektrolyt, (2) katoda, (3) anoda, (4) rozpuštěné ionty pohybující se ke katodě, (5) povrch před leštěním, (6) povrch po leštění.

Obrázek 22 Individuální kanál z nerezové oceli pro testování cyklické únavy.

Obrázek 23 Schématické znázornění testovací sestavy. (1) arteficiální kořenový kanálek (2) infračervený teploměr, (3) termostatická vana, (4) endomotor s testovaným endodontickým nástrojem, (5) mobilní zařízení pro přesné zavedení nástroje.

Obrázek 24 Sestrojená testovací sestava.

Obrázek 25 Maketa kořenového kanálku z bločku z nerezové oceli.

Obrázek 26 Detail makety kořenového kanálku z bločku z nerezové oceli. (1) průměr v oblasti hrotu nástroje, (2) poloměr zakřivení, (3) úhel zakřivení.

Obrázek 27 Laserový skenovací konfokální mikroskop.

Obrázek 28 Tvary průřezů testovaných nástrojů. Červené čtverce jsou použity pro snazší vizualizaci rozdílnosti řezných hran jednotlivých nástrojů.

Obrázek 29 Mikrofotografie bočních stěn nástrojů s vybranými profily drsnosti. (a) Unicone, (b) WaveOne Gold, (c) Unicone Plus, (d) Reciproc Blue.

11 Seznam grafů

Graf 1 Grafické znázornění teplotní hystereze nikl-titanové slitiny. (As) počínající teplota vzniku austenitu, (Af) austenitická konečná teplota, (Ms) počínající teplota vzniku martenzitu, (Mf) martenzitická konečná teplota.

Graf 2 Grafické znázornění rozložení naměřených hodnot obsahu průřezů testovaných nástrojů.

Graf 3 Grafické znázornění rozložení naměřených hodnot drsnosti povrchu testovaných nástrojů.

12 Seznam tabulek

Tabulka 1 Historické mezníky – endodontické nástroje.

Tabulka 2 Slitiny austenitického typu a výběr zástupců endodontických systémů.

Tabulka 3 Slitiny martenzitického typu a výběr zástupců endodontických systémů.

Tabulka 4 Popisná statistika času do lomu testovaných nástrojů ve 20 °C a 35 °C. Údaje jsou uvedeny v sekundách.

Tabulka 5 Popisná statistika času do lomu testovaných nástrojů. Údaje jsou uvedeny v sekundách.

Tabulka 6 Popisná statistika obsahů průřezů testovaných nástrojů. Údaje jsou uvedeny v milimetrech čtverečných.

Tabulka 7 Naměřené parametry drsnosti. (Ra) aritmetická drsnost, (Rq) geometrická drsnost, (Rz) střední hloubka drsnosti, (Rc) střední výška profilu, (Rt) hloubka profilu. Údaje jsou uvedeny v mikrometrech.

13 Seznam odborných publikací autora

13.1 Práce související s disertační prací

Seznam článků publikovaných v odborných časopisech s IF – hlavní autor:

Jusku A., Tomáščík J., Václavek L., Jirásek P., Harvan L., Holík P., Čtvrtlík R.: Physical Properties of Modern Reciprocal Endodontic Systems and Fatigue Failure Testing in Simulated Clinical Conditions.

Applied Sciences. 2021, 11(23), 11160. DOI:10.3390/app112311160

Seznam článků publikovaných v odborných časopisech bez IF – hlavní autor:

Jusku A., Jirásek P., Petřivalská A., Rosa M., Staněk J., Harvan L.: Unicone plus vs. Unicone – in vitro studie cyklické únavy při různých teplotách okolního prostředí.

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2020, 120(3): 88-93.

Jusku A., Dodeková T., Staněk J., Ozel B., Jirásek P., Polanská V., Harvan L.: Únavová fraktura nikel-titanových nástrojů v endodoncii a faktory ji ovlivňující.

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2022, 122(2): 51-58.

Grantový projekt:

IGA_LF_2020_040

Unicone plus – nový endodontický systém a jeho cyklická únava (in vitro studie)

Hlavní řešitel, počátek řešení 03/2020

Publikovaná abstrakta:

Jusku A., Harvan Ľ., Malohlava J.: „Povrchová úprava Ni-Ti rotačních nástrojů v endodoncii“ v Olomouci dne 31. 3. 2017 na konferenci stomatologů Úsměv 017 (Sborník abstrakt konference „Úsměv 017“)

Jusku A., Malohlava J., Harvan Ľ.: „Unicone Plus vs. Unicone – předčí novinka svého předchůdce?“ v Olomouci dne 26. 3. 2021 na konferenci stomatologů Úsměv 021 (Sborník abstrakt konference „Úsměv 021“)

13.2 Ostatní publikace

Seznam článků publikovaných v odborných časopisech s IF – korespondenční autor:

Jirásek P., **Jusku A.**, Šimánek V., Franková J., Štorch J., Vacek, J.: **Cannabidiol and periodontal inflammatory disease: A critical assessment**

Biomedical Papers of the Medical Faculty of Palacký University in Olomouc, 2022, 166(2): 155-160

Seznam článků publikovaných v odborných časopisech bez IF – spoluautor:

Staněk J.; Singh K.; **Jusku A.**; Hammal M.; Králová N.; Hocková B.; Azar B.: **Uvolnění šroubku v abutmentu: příčiny, mechanismus vzniku, komplikace a management.**

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2020, 120(4): 116-121.

Rosa M., Morozova Y., Moštěk R., **Jusku A.**, Kováčová V., Somolová L., Voborná I., Kovalský T.: **Vybrané vlastnosti současných endodontických sealerov: část 1**

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2020, 120(4): 107-115.

Rosa M., Morozova Y., Moštěk R., **Jusku A.**, Kováčová V., Somolová L., Voborná I., Kovalský T.: **Vybrané vlastnosti současných endodontických sealerov: část 2**

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2021, 121(1): 3-10.

Savková N., Harvan L., **Jusku A.**, Saygili S., Jezdinská K., & Hulvert J.: **Souhrn poznatků o 3D tisku a jeho využití v zubním lékařství.**

Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství, 2021, 121(2): 55-64.