

**Univerzita Karlova
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Doktorský
Studijní obor: Experimentální chirurgie



UNIVERZITA KARLOVA
1. lékařská fakulta

MUDr. Michal Bumbálek

Hodnocení vlastností NiTi nástrojů v současné endodoncii

Evaluation of the properties of NiTi instruments in current endodontics

Typ závěrečné práce
Disertační

Školitel: MUDr. et MUDr. Karel Klíma, PhD.

Praha, 2021

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 31.10.2021

Jméno – MUDr. Michal Bumbálek

Podpis

Identifikační záznam:

BUMBÁLEK, Michal. *Hodnocení vlastností NiTi nástrojů v současné endodoncii.* [Evaluation of the properties of NiTi instruments in current endodontics]. Praha, 2021. počet stran 108, počet příloh 0. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika ústní, čelistní a obličejové chirurgie VFN a 1. LF UK 2021. Školitel Klíma, Karel

Abstrakt

Úvod: Nekróza a gangréna zubní dřeně je komplikací a progresí zubního kazu. Odstranění infikované tkáně v rámci endodontického ošetření představuje jedinou možnost záchrany zubu. Jedním ze základních předpokladů kvalitního endodontického ošetření je použití endodontických NiTi nástrojů pro strojové opracování kořenových kanálků. Cílem této disertační práce je zhodnotit vliv jednotlivých faktorů, které při klinickém ošetření kořenových kanálků ovlivňují životnost endodontických nástrojů. V práci bude hodnocen vliv zakřivení kanálků, tvar průřezu nástroje, rychlost a typ otáčení a vliv sterilizace. Zároveň bude v disertační práci zkoumán vliv nízkoteplotní plazmové nitridace na únavovou životnost nástroje.

Materiály a metodika:

Bylo zkoumáno několik endodontických systémů pro strojové opracování kořenových kanálků. Výzkum se věnoval zejména cyklické únavě rotačních endodontických nástrojů, kdy byly nástroje otáčeny v umělých zakřivených kořenových kanálcích. Dále byl posuzován vliv sterilizace na životnost nástrojů, a v poslední řadě byly nástroje upraveny pomocí tepelné plazmové nitridace za účelem zlepšení jejich vlastností. Nástroje byly následně analyzovány pomocí SEM mikroskopu a mikrotvrdoměru.

Výsledky:

Při testování cyklické únavy v umělých kořenových kanálcích o poloměru R3 a R5 bylo zjištěno, že nástroje s vyšší tuhostí (čtvercový průřez, trojúhelníkový průřez) je vhodné používat na opracování přímých nebo málo zahnutých kořenových kanálků. Pro velmi zahnuté kořenové kanálky je vhodné používat nástroje s nižší tuhostí (S tvar). Výsledky experimentu také potvrdily, že proces nízkoteplotní plazmové nitridace je schopen na nikl titanových nástrojích vytvořit vrstvu nitridů. Při zkouškách cyklické životnosti se ukázalo, že proces plazmové nitridace je schopen zvýšit cyklickou únavovou životnost nástrojů.

Závěr:

K dnešnímu dni stále neexistuje endodontický nástroj schopný splnit všechny požadavky optimální přípravy kořenového kanálku. Nové materiály a studie by měly být vyvinuty v pokračování hledání systému, který dokáže kombinovat účinnost a bezpečnost v endodontické instrumentaci.

Klíčová slova:

Endodoncie, cyklická únava, NiTi nástroje, austenitická NiTi slitina, martenzitická NiTi slitina, superelastická, únavové selhání, kořenový kanálek

Abstract:

Introduction:

One of the key prerequisites of high-quality endodontic treatment is the use of endodontic NiTi instruments for the preparation of root canals. The purpose of this dissertation is to evaluate the effect of individual factors which influence the life of endodontic instruments during the clinical treatment of root canals. The dissertation will evaluate the effect the curvature of the canals, the shape of the tip of the instrument, the speed and type of rotation, and the influence of sterilization. The effect of low-temperature plasma nitriding on the fatigue life of the instruments will also be investigated.

Materials and methods:

Several endodontic systems used for the machine preparation of root canals were studied. The study focused predominantly on the cyclic fatigue of rotary endodontic instruments, wherein the files were rotated in artificial curved root canals. Additionally, the influence of sterilization on the life of the instruments was also examined. Finally, the instruments were treated using thermal plasma nitridation for the purpose of improving their properties. The instruments were then analyzed using a scanning electron microscope and a microhardness meter.

Results:

Testing cyclic fatigue in artificial root canals with radii R3 and R5 revealed that instruments with a higher hardness (square profile, triangular profile) are suited for use in preparing straight or slightly curved root canals. For strongly curved root canals, the use of less hard instruments (S shape) is suitable. The results of the experiment also confirmed that the process of low-temperature plasma nitriding is capable of creating a nitride layer on nickel titanium instruments. Tests of cyclic fatigue showed that the process of plasma nitriding is capable of increasing the cyclic fatigue life of instruments.

Conclusion:

Currently, there exists no endodontic instrument capable of fulfilling all requirements for the ideal preparation of root canals. New materials should be produced and studies conducted in the continuing search for a system which could combine effectiveness and safety in endodontic instrumentation.

Key words:

Endodontics, cyclic fatigue, NiTi instruments, austenitic NiTi alloy, martensitic NiTi alloy, superelasticity, fatigue failure, root canal

Obsah

Obsah	6
Seznam zkratek	7
1 Úvod	8
2 Cíl práce	10
3 Přehled současného stavu	11
3.1 Vývoj používání nástrojů v endodoncii	11
3.2 Přehled nástrojů používaných v endodoncii	13
3.2.1 Rotační nástroje z nikl-titanové slitiny	17
3.2.2 Historická perspektiva	18
3.2.3 Mechanické vlastnosti nikl-titanu	23
3.2.4 Konvenční nástroje z nikl-titanu	29
3.2.5 Úpravy NiTi slitiny	31
3.2.6 Druhy pohybů NiTi nástrojů při opracování kořenového kanálku	39
3.2.7 Fraktury nikl-titanových nástrojů	43
4 Hodnocení vlastností NiTi nástrojů	47
4.1 Mikroskopie	58
4.2 Mikrotvrdoměry	59
4.3 Typy únavového selhání rotačních NiTi nástrojů	60
4.4 Chování NiTi při cyklickém zatížení	60
4.4.1 Vliv sterilizace v autoklávu na cyklickou únavu Ni-Ti nástroje	63
5 Popis řešení a výsledky výzkumu	65
5.1 Návrh testovacího přípravku	66
5.2 Zkoušky únavové životnosti	70
5.2.1 Vliv rychlosti otáčení nástroje	71
5.2.2 Při různém zakřivení umělého kořenového kanálku	71
5.2.3 Při různých typech rotačního pohybu nástroje	75
5.2.4 Vliv počtu sterilizací nástrojů	76
5.2.5 Vliv aplikace plazmové nitridace	77
6 SEM analýza hodnocení povrchu kanálků	86
7 Závěr	88
8 Seznam použité literatury	90
9 Seznam obrázků	105
10 Seznam tabulek	107

Seznam zkratek

CM (controlled memory) - řízená paměť

CTF (cycles to fracture) - cykly ke zlomenině

EDS - energiově disperzní spektroskopie

FEA (Final element analysis) - analýza konečných prvků

Ni - nikl

NiTi - niktitan

ISO - International Organisation for Standardization

MT (martensit transformation) – martenzitická transformace

OGP (optimum glide path) - optimální sestupová dráha

OTR (optimum torque reverse) - zpětný pohyb optimálního momentu

Ot / min - otáček za minutu

PBII (plasma-based ion implantation) - iontová implantace na bázi plazmy

PIRAC (powder immersion reaction assisted coating) - prášková nitridace

PSII (plasma source ion implantation) - iontová implantace na základě plazmatu

PUI (passive ultrasonic irrigation) - pasivní ultrazvuková aktivace

R3 - poloměr 3

R5 - poloměr 5

RM (reciprocating motion) - reciprokační pohyb

PIII (plasma immersion ion implantation) - iontová implantace v plazmě

SAF (Self-Adjusting File) - samopřizpůsobivý nástroj

SEM - skenovací elektronový mikroskop

SME (shape memory effect) - tvarově paměťový efekt

SS (stainless steel) - nerezová ocel

TEM - transmisní elektronový mikroskop

Ti - titan

TiN - nitrid titan

1 Úvod

Stomatologie je jedním ze základních oborů medicíny a její důležitost, stejně jako důležitost jejich jednotlivých subdisciplín, s postupem času nabývá na významu ve většině rozvinutých zemích celého světa. První zmínky o zubních zákrocích lze datovat již do období před zhruba 10 tisíci lety a v současné době představuje dentální věda jednu z podstatných složek lékařského odvětví. Život většiny obyvatel vyspělých zemí je spojen s pravidelnou stomatologickou péčí a péče o zuby by měla být považována za samozřejmost.

Termín endodoncie, který bude v rámci této práce často zmiňován, vychází ze spojení řeckých slov „endos“, jež je možné do českého jazyka přeložit jako „uvnitř“ a druhého slova „odus“ neboli „zub“. Endodoncie představuje specializované odvětví zubního lékařství, které se zajímá o zubní dřeň a tkáň zubních kořenových kanálků. Mezi nejčastější zákroky těchto specializovaných stomatologických ošetření patří opracování kořenových kanálků, periapikální chirurgie, léčba fraktur zubů nebo péče o zub poškozený následkem úrazu. Endodoncie představuje odvětví zubního lékařství, které je nezbytné pro záchranu zubu při jeho různých nemocech či po jeho úrazech.

Proces léčby konkrétního zubu nazýváme endodontickým ošetřením, které je potřeba provést vždy, když dojde v zubní dřeni k patologickému procesu, tedy zánětu nebo nekróze ať už následkem příliš velkého zubního kazu nebo po úrazu. Právě na základě endodontického ošetření zubu, lze předejít úplné extrakci nemocného či mrtvého zubu, a i mrtvý zub může nadále setrvat v dutině ústní, kde bude plnit svou stávající funkci.

V současné době je navíc běžnou praxí, že endodontické ošetření zubu bývá zcela bezbolestné díky již běžně používaným lokálním anestetikům. Cílem endodontického ošetření je především předejít trvalé ztrátě zubu, a předcházet a poté i léčit bolestivá onemocnění zubů, a ulevit tak jejich majitelům od bolesti [Peřinka et al., 2009].

Je však nutné si uvědomit, že endodontické ošetření nemocného kořenového kanálku nejen, že předchází bolestem nebo samotné ztrátě zubu, ale jedná se i o nutné ošetření, které předchází závažnějším potencionálním problémům. Nejčastějším zdrojem infekce přinášejícím závažné problémy jsou následky zubního kazu.

Relativně benigní zánět zubní dřene (pulpitis) může přejít až k životu ohrožujícímu stavu, jakým je bezpochyby mediastinitis (z 50 % smrtelný). Primární příčinou je současné nejrozšířenější infekční onemocnění – zubní kaz (caries dentis), potažmo tedy mikroorganismy, které jej vyvolávají. První zánětlivou komplikací zubního kazu je právě zánět zubní dřene.

V případě, že se včas nezaléčí, přechází přes stadium gangrény v zánět periodontia, akutní periodontitis acuta nebo periodontitis chronica, která ovšem může akutně vzplanout do podoby periodontitis exacerbans. Nastane-li situace, že není ani v této fázi adekvátně léčen, je zánět šířen skrze spongiózu čelistních kostí až pod periost. To se již jedná o periostitis, která je značně bolestivá až do chvíle, kdy dojde k perforaci periostu a přesunu k další fázi, kterou je abscessus submucosus. V této chvíli nastává spontánní evakuace abscesu píštělí. Problémem se však stává, pokud se fistula nevytvoří nebo nestačí odvádět exsudát dostatečně rychle vzhledem k jeho novotvorbě. V závislosti na lokalizaci postiženého zubu pak může docházet k šíření zánětu, exsudát proniká na vnitřní stranu mandibuly a šíří se směrem k jazyku, dorzálně do podčelistního prostoru. Následkem tohoto stavu je ztížené polykání a dýchání, ale nelze vyloučit ani udušení, pokud není včas zahájena adekvátní terapie [Iqbal, 2021].

V krajním případě mohou bakterie a šířící se zánět vyvolat endokarditidu. Infekční endokarditida je zánět vnitřního povrchu srdce neboli endokardu, který je způsobený mikroorganismy a postihuje zejména srdeční chlopně. Patří mezi závažná onemocnění

srdečního orgánu, při kterém je napadena vnitřní část srdce infekčními mikroby. Pokud zánět postihne i srdeční chlopně, může významným způsobem narušit jejich strukturu, a tím i fungování srdce jako takového. Tento životu nebezpečný zánět srdečního svalu může být právě způsoben zubními mikroby, kteří se z napadeného zánětlivého zubu dostanou do krevního řečiště a kolonizují endokard [Herzberg, 1979].

Endodontické ošetření je velmi náročné na přístrojové vybavení, kvalitní nástroje i na kvalitu používaných materiálů. Mezi v současné době již klasicky využívané přístroje endodontických ordinací patří kvalitní rentgenové a ultrazvukové přístroje, a operační mikroskopy.

2 Cíl práce

V oblasti ošetření kořenových zubních kanálků je v dnešní době velká pozornost věnována nikl titanovým nástrojům. Použití těchto nástrojů pro jejich vynikající mechanické vlastnosti a tvarovou paměť se v dnešní době stalo již standardem. Díky nástrojům z těchto materiálů se mohou v klinické praxi relativně bezpečně a s jistotou ošetřovat kořenové kanálky. Použití těchto nástrojů v zahnutých kořenových kanálkách vede k deformaci nástroje a k riziku zalomení nástroje v kořenovém kanálku.

Cílem této disertační práce je zhodnotit vliv jednotlivých faktorů, které při klinickém ošetření kořenových kanálků ovlivňují životnost endodontických nástrojů. V práci bude hodnocen vliv zakřivení kanálků, tvar průřezu nástroje, rychlost a typ otáčení a vliv sterilizace. Zároveň bude v disertační práci zkoumán vliv nízkoteplotní plazmové nitridace na únavovou životnost nástroje.

3 Přehled současného stavu

Endodoncie vznikla jako specializované odvětví z historického hlediska poměrně nedávno. K největšímu vývoji dochází až v 21. století. I v zubním odvětví jsou využívány neustále se vyvíjející moderní technologie a technické postupy. Rozvíjejí se tak nejen nové technologie a nové postupy, ale i jednotlivé přístroje, nástroje a kvalita používaných materiálů. Právě ve 21. století došlo také k tomu, že z jednoho vědního oboru zvaného stomatologie, se začaly odštěpovat jednotlivé specializované podobory. Jedním z těchto podoborů je již zmiňovaná endodoncie [Peřinka et al., 2009].

3.1 Vývoj používání nástrojů v endodoncii

Za posledních 40 let došlo v endodoncii k tak velkým změnám, že jde pravděpodobně o nejrychleji se rozvíjející část stomatologie. Změny přišly hlavně s příchodem tří důležitých technologií, a to konkrétně zavedení ordinačního mikroskopu, Ni-Ti rotačních nástrojů a ultrazvuku. Tyto všechny jednotlivé nástroje, a především jejich kombinací v rámci endodontických ošetření, posunulo endodoncii jako samostatný vědní obor výrazně kupředu [Blicher et al., 2016].

Většina endodontických procedur je prováděna v tmavých a omezených prostorech, a o výsledku ošetření mohou rozhodnout pouhé zlomky milimetrů. Endodontický zákrok je založen především na přesnosti a detailech, a odehrává se pouze na nepatrné a velmi malé části konkrétního zubu. V posledních desetiletích byly na poli endodoncie získány bohaté klinické vědomosti a zkušenosti a došlo v ní k zásadním technologickým pokrokům. Kvůli složitým podmínkám v rámci endodontického ošetření se lékaři vždy snažili zlepšit viditelnost v pracovním poli, a právě k tomuto účelu představuje přelomový endodontický přístroj právě operační dentální mikroskop [Appel et al., 2009].

U použití ultrazvuku v endodoncii lze vidět za posledních 20 let největší vývoj. Ještě roku 2003 bylo použití ultrazvuku v endodoncii považováno za velmi obtížné a neúčelné. Dentálními odborníky bylo často konstatováno, že je velmi náročné kontrolovat pohyb nástroje, že jeho pořízení je velmi finančně náročné, a že jeho používání by bylo neefektivní [Stejskalová, 2003].

V současné době se již ordinacích používá ultrazvuk běžně, a to především k odstranění zalomeného nástroje, k invazivnímu rozšíření vchodu do kořenového kanálku a také k reendodoncii. Použitím ultrazvuku dochází k zvýšení přehlednosti celého zákroku. Tvarově uzpůsobené koncovky umožňují preparaci v obtížně přístupných oblastech. Ultrazvuková preparace nabízí mnohé možnosti, kterým konvenční technika nedokáže konkurovat [Jafarzadeh and Abbott, 2007].



Obrázek 1 - Endodontický ultrazvuk s koncovkami
Zdroj: [Gojišová, 1997]

3.2 Přehled nástrojů používaných v endodoncii

Endodontické onemocnění lze v podstatě chápat jako onemocnění zprostředkované biofilmem. Úspěšnost léčby do značné míry závisí na schopnosti odstranit biofilm a zahubit z něj pocházející bakterie [Peters et al., 2001].

V současné době již není žádných debat o tom, že úspěšná endodontická léčba zubu závisí především na mechanickém odstranění infekce z dřeňové dutiny, následném vyčištění a opracování kořenových kanálků a na jejich dokonalém hermetickém uzavření takovým způsobem, aby se v budoucnu zabránilo jakékoliv bakteriální kontaminaci. Z výše zmíněného poznání tedy logicky vyplývá, že endodoncie představuje převážně instrumentální obor zubního lékařství, jehož úroveň vyspělosti a rozvoj je přímo závislý na objevech nových materiálů, tvarů nástrojů a technik, pomocí kterých se kořenový kanálek zubu opracovává [Peřinka et al., 2009].

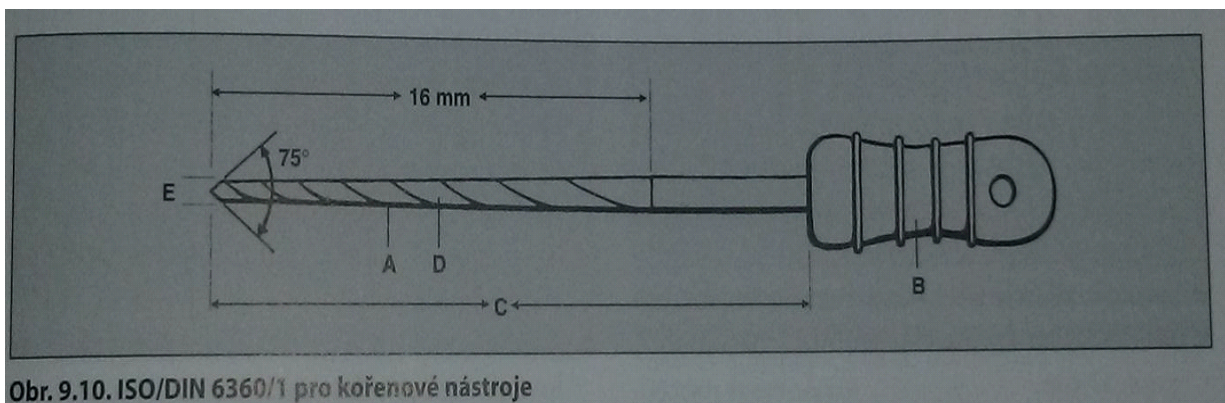
Odborník na endodoncii, Doc., MUDr., Luděk Peřinka, CSc. ve svých odborných publikacích a knihách několikrát zdůrazňuje fakt, že novodobá historie endodoncie zaznamenala tři hlavní okamžiky, které ji posunuly výrazně směrem dopředu [Peřinka et al., 2009].

Těmito přelomovými okamžiky je myšleno především zavedení:

1. společných norem při výrobě endodontických nástrojů,
2. nástrojů ze slitiny NiTi, které umožnily rozvoj nových strojových metod opracování kořenových kanálků,
3. operačního mikroskopu k rutinní endodontické praxi [Peřinka et al., 2009].

Endodontické nástroje jsou standardizovány. Norma při jejich výrobě je závazná tak, aby se eliminovaly fraktury a jiná selhání nástrojů a endodontické ošetření disponovalo co největší možnou mírou úspěšnosti. Všechny endodontické nástroje, které jsou v současné době v endodontických ordinacích používány, musejí plnit konkrétně dané parametry, které jsou právě v těchto normách uvedeny [Peřinka et al., 2009].

V padesátých letech minulého století započaly snahy odborníků o sjednocení délky, průměru, tvaru používaných materiálů jednotlivých endodontických ručních nástrojů. Tyto snahy postupem času vyústily v zavedení sjednocené normy pro endodontické kořenové nástroje, která určuje přesný průměr, stoupání i délku pracovní části ručního endodontického nástroje. Tato norma dostala označení ISO (International Organisation for Standardization) 3630. Každý nástroj je v rámci této normy vyjádřen použitým materiálem jeho pracovní části (A), tvarem a druhem držátka (B), délkou samotného kořenového nástroje (C), charakterem pracovní části (D), velikostním průměrem kořenového nástroje podle ISO (E) [Peřinka et al., 2009].



Obrázek 2 - ISO 6360 pro kořenové nástroje
Zdroj: [Peřinka et al., 2009]

Pracovní části kořenového nástroje jsou pak determinovány konkrétními údaji, a to průměrem nástroje tam, kde břity začínají, tedy asi 0,5 mm za hrotem nástroje (označujeme D_0) a průměrem nástroje ve vzdálenosti 16 mm od D_0 (označujeme D_{16}). Ten je vždy o 0,32 mm vyšší než D_0 . Je to to místo, kde končí břity pracovního nástroje. Podle těchto dvou údajů pak rozlišujeme nástroje o různém průměru, a k jejich rozeznávání se používá jejich barevná typologie, kterou vidíme na obrázku níže [Peřinka et al., 2009].

velikost	D_0 mm	D_{16} mm	barva držáku
06	0,06	0,38	růžová
08	0,08	0,40	šedá
10	0,10	0,42	fialová
15	0,15	0,47	bílá
20	0,20	0,52	žlutá
25	0,25	0,57	červená
30	0,30	0,62	modrá
35	0,35	0,67	zelená
40	0,40	0,72	černá
45	0,45	0,77	bílá
50	0,50	0,82	žlutá
55	0,55	0,87	červená
60	0,60	0,92	modrá
70	0,70	1,02	zelená
80	0,80	1,12	černá
90	0,90	1,22	bílá
100	1,00	1,32	žlutá
110	1,10	1,42	červená
120	1,20	1,52	modrá
130	1,30	1,62	zelená
140	1,40	1,72	černá

Obrázek 3 - Rozměry a barevné kódy kořenových nástrojů
Zdroj: [Peřinka et al., 2009]

Celková délka kořenových nástrojů představuje 19, 21, 25, 28, 31 mm, liší se jen délkou nepracovní části endodontického nástroje neboli dráčku. Tatož norma stanovila limity pro odolnost materiálu nástrojů vůči torzi a korozi, všechna tato sjednocení měla velmi výrazný vliv na racionalizaci konkrétního postupu různých ošetření. Bylo tím nejen umožněno kombinovat různé nástroje mezi sebou navzájem, ale navíc i využívat nástroje

od různých výrobců. Nejvíce se díky standardizaci této normy usnadnilo plnění zubu gutaperčovými čepy, které rovněž odpovídají této ISO normě. Díky tomu můžeme kořenový kanálek upravený na průměr 60 zaplnit gutaperčovým čepem stejného rozměru, tedy opětovně 60 [Peřinka et al., 2009].

Endodontické nástroje lze rozdělit do 3 základních skupin, a to podle jejich účelu v rámci endodontického zákroku. Mimo toto základní dělení existují i další kategorizace, a to podle použitého materiálu nástrojů, podle přípravy a výroby pracovní části nebo podle charakteru průřezu pracovní části a způsobu preparace.

Nástroje dělené na základě jejich účelu rozdělujeme do tří základních kategorií, a to konkrétně:

- 1) Nástroje k trepanaci dřeňové dutiny a k její exkavaci.
- 2) Nástroje pro sondáž a rozšíření vchodu do kořenového kanálku a jeho následného vypracování.
- 3) Nástroje pro zaplnění kořenového kanálku [Peřinka et al., 2009].

1) Nástroje k trepanaci dřeňové dutiny a k její exkavaci.

Při trepanaci zubu a preparaci přístupové kavity je možné použít několik typu nástrojů - vrtáčků.

2) Nástroje pro sondáž a rozšíření vchodu do kořenového kanálku a jeho následného vypracování.

Dojde-li v rámci předchozího kroku k identifikaci jednotlivých kořenových kanálků, pokusíme se do kořenového kanálku proniknout pomocí tenkého kořenového nástroje. Zde rozeznáváme běžné kořenové nástroje (Reamer, K-file) nebo právě k tomuto účelu vyrobené a uzpůsobené speciální endodontické nástroje, charakteristické kratší pracovní částí a zvýšenou tuhostí (C-file VDW, C+file Mailefer) [Peřinka et al., 2009].

Při výrazné obliteraci vstupů, kde nemůžeme bez použití většího tlaku lokalizovat vstupy, musíme přistoupit k sondáži nástrojem, který využívá tlaku. Nejvíce se endodontistům při těchto úkonech osvědčilo použití tzv. endodontické sondy. Sonda, ačkoliv je mnohem slabšího průměru než běžné kořenové nástroje, dokáže vyvinout mnohem silnější tlak na vstup kořenových kanálků. Nejsou-li ani po použití sondy nalezeny vstupy do kořenových kanálků, musíme přikročit k opatrné preparaci dna dřeňové dutiny, a to konkrétně tam, kde předpokládáme lokalizaci vstupů. K tomuto úkonu využíváme kulový vrtáček s prodlouženou stopkou nebo Müllerův amputační vrtáček [Peřinka et al., 2009].

Jsou-li již lokalizovány vstupy do kořenových kanálků, musí následně dojít k jejich zpřístupnění pomocí rozšíření vstupu. Rozšíření může být provedeno jak ručně, tak strojově. U velmi úzkých kanálků preferujeme použití ruční K-flexofile [Peřinka et al., 2009].

Z nástrojů, které vkládáme do kolénka s nízkými otáčkami, patří Gates-Gliddenův vrtáček, který používáme několikrát, vždy o různých velikostech. U rovných a širokých kanálků se poměrně často využívá i tzv. Peeso Largo reamer. Nutné je vyzdvihnout, že v současné době se k tomuto úkonu velmi často osvědčují nástroje z nikel-titanové slitiny, které jsou součástí strojových systémů pro opracování kanálků [Peřinka et al., 2009].

Tyto NiTi nástroje jsou pro rozšíření vstupů do kořenových kanálků speciálně upravené, a jak již bylo zmíněno, disponují výjimečnými vlastnostmi. Jeden NiTi nástroj je schopný nahradit hned několik velikostí vrtáčku Gates-Glidden. U všech nástrojů, které jsou používány u kořenových kanálků, je nejpodstatnějším atributem to, aby byly nepronikavé a zůstaly pouze uvnitř kanálku. V případě, že kanálek zahýbá, nemohou být běžné nástroje a vrtáčky dále používány a celá operace musí být ukončena, jinak by hrozilo proražení kořenového kanálku.

Velkým objevem se proto staly nikl-titanové nástroje, které mají větší flexibilitu a lépe se přizpůsobí tvaru kanálku. Nástroje z tohoto materiálu pronikají i za ohnutí kanálku, přičemž tvar kanálku zůstává zachován.

V případě, že je vchod kořenového kanálku úspěšně rozšířen, následuje odstranění jeho obsahu, jeho zprůchodnění a samotné opracování, popřípadě i vypracování celého kořenového kanálku. K tomuto kroku se využívá velké množství dalších endodontických nástrojů.

3) Nástroje pro zaplnění kořenového kanálku.

V případě, že je kořenový kanálek důkladně vyčištěn, přichází na řadu jeho dokonalé hermetické uzavření. Od kořenové výplně je vyžadováno, aby byla především stabilní, inertní a dokonale těsnící. K tomu, aby byl kořenový kanálek dokonale utěsněn, existuje široká škála různě náročných metod [Mazánek and Urban, 2003]. U většiny současných technik je však nutností dobré a často i velmi nákladně vybavení včetně přístrojového. Avšak největším předpokladem úspěšné endodontické operace je důsledné splnění přecházejících kroků, tedy zbavení se infekce nebo infekcí zasažené tkáně a důsledné opracování zubního kanálku [Peřinka et al., 2009].

Charakteristiky zubních nástrojů

Materiálové i tvarové charakteristiky zubních nástrojů vycházejí z několika morfologických charakteristik zubních kanálků. Tyto zásadní charakteristiky zubního kanálku představuje například fakt, že kořenový kanálek neprobíhá zcela rovně, nepředstavuje tak rovné operační pole, a při zákroku v něm musí být použit speciálně tvarově upravený nástroj, aby nedošlo k perforaci kořenového kanálku nebo jeho poškození. Kořenový kanálek je zřídka pravidelně okrouhlého tvaru, obvykle je více či méně mesiodistálně oploštělý. To znamená, že opět pro jeho úpravu musí být použit nástroj, který by výrazně nenarušil zploštělý a nepravidelný tvar původního zubního kanálku [Mazánek, 2014].

Navíc, každý zubní kanálek disponuje drobnými větvičkami, které ústí do periodoncia. Tomuto jevu se přezdívá ramifikace, a s nejvíce ramifikacemi se u zubního kanálku setkáváme v blízkosti kořenového hrotu neboli apexu. Takovému členění zubního kanálku se přezdívá apikální ramifikace. Z toho vyplývá, že kořenový nástroj musí být nejen tvarově přizpůsobený, ale také velmi drobný a dlouhý, aby dosáhl až k samému kořenovému hrotu, kde se také setkáváme často se záněty [Hulsmann et al., 2005].

Dále je potřeba zmínit, že kanálek do již zmíněného periodoncia vyúsťuje nálevkovitě, tedy rozšiřuje se směrem do periodoncia.

Na základě těchto všech morfologických vlastností zubního kanálků je jasné, že nástroje, které jsou používány k jejich ošetření, musejí být speciálně uzpůsobené pro takto náročnou a jemnou činnost. Jak již bylo nastíněno v předcházející kapitole, existuje velké množství různých zubních nástrojů, které jsou využívány v různých fázích endodontického ošetření kanálků. Jednotlivé nástroje se liší tvarově, materiálem i funkcí.

3.2.1 Rotační nástroje z nikel-titanové slitiny

Nikel-titanové endodontické rotační nástroje se stále častěji používají v endodontické praxi po celém světě [Fišerová et al., 2015]. Vzhledem k jejich flexibilitě a designu jejich břitů je možné a výhodné je použít k přípravě a opracování kořenových kanálků [Necchi et al., 2008].

Právě flexibilní nikel-titanové nástroje přinesly zcela nové a doposud neznámé možnosti pro mechanickou preparaci kořenových kanálků. Tyto materiálové inovace endodoncií významně usnadnily a uspíšily tím její rozvoj. Zavedení rotačních nástrojů ze slitiny niklu a titanu představoval hlavní milník a přelomový objev, který zásadně ovlivnil úroveň a možnosti endodoncie [Yang, 2015].

3.2.2 Historická perspektiva

Mechanická instrumentace prostoru kořenového kanálku byla jedním z prvních cílů endodontické vědy už od 19. století, kdy se průkopníci pokoušeli rozvíjet endodontické mechanické nástroje. Již v roce 1912 nabízela společnost Kerr nástroje z uhlíkové oceli, které se aktivovaly šlapacím mechanismem. První endodontický motor byl představen kolem roku 1925, lze za něj považovat Endocursor (W&H, Burmoos, Rakousko), který umožňoval použití konvenčních nástrojů K file nebo Reamer SS s kompletním 360 stupňovým rotačním pohybem v kombinaci se svislými tahy [Hulsmann et al., 2005].

Hlavním problémem SS nástrojů byla vnitřní tuhost, která nedovolila nepřetržité otáčení nástroje vedoucí ke zvětšení celého kanálku na pracovní délku, aniž by se předešlo procesním chybám [Frank, 1967].

Rotační SS (stainless steel) nástroje pro ošetření kořenových kanálků, jako jsou vrtáčky Gates Glidden a Peeso, mohou být bezpečně použité pouze koronálně a někdy i ve střední třetině relativně rovných kanálků. V této souvislosti byl představen RM pohyb oscilace, kdy je úhel pohybu na obě strany stejný. Tento typ otáčení nástroje lze definovat jako úplná oscilační reciprocita (obr. č. 4), připomínající klasický pohyb hodinového navíjení používaný u manuálních SS vrtáků [Hulsmann et al., 2005].

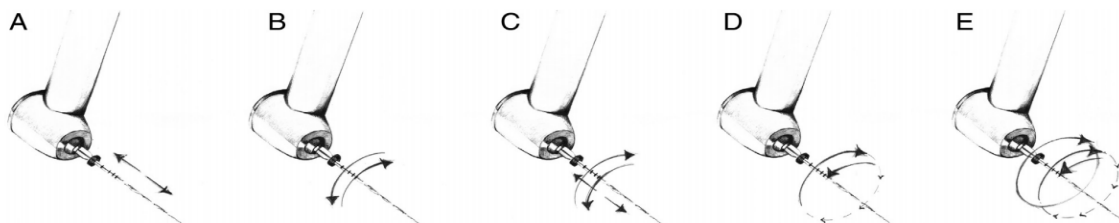


Figure 1. Different types of RM for endodontic instrumentation: (A) complete reciprocation with vertical oscillations (Racer and Self-Adjusting File), (B) complete reciprocation with horizontal rotational oscillations (Giromatic, Intra-Endo 3 LD, Dynatrak system, M4 Safety Handpiece, Endo-Gripper, NSK TEP-E10 R, Endo-Eze AET system, Tilos system, and Endo-Express SafeSider), (C) complete reciprocation with combined oscillations (Canal Finder System, Excalibur, Canal-Leader 2000, Endolift, Endoplaner, and EndoPulse system), (D) partial reciprocation with rotational effect (ATR Teknica, WaveOne, WaveOne Gold, and Reciproc), and (E) hybrid reciprocation (TF Adaptive/Elements motor).

Obrázek 4 - Typy rotačních pohybů pro endodontické nástroje

Zdroj: [Grande et al., 2015a]

Různé násadce byly původně vyrobeny v šedesátých letech minulého století včetně Giromatic (MicroMega, Besancon, Francie), které byly navrženy tak, aby se vratně pohybovaly u 90 stupňů. První nástroje určené pro tyto násadce připomínaly design s ostnatým protahováním, potom stejný výrobce vyvinul další nástroje (Giro-reamer a Giro-file) těmto motorům. Podobné násadce byly Intra-Endo 3 LD (KaVo, Biberach, Německo), které pracují se střídavým 80stupňovým horizontálním rotačním pohybem a systémem Dynatrak (Dentsply DeTrey, Konstanz, Německo). Obvykle se tyto motory vratně pohybují vyšší rychlostí mezi 3000 a 6000 vratných otáček / minutu pro větší účinnost. Současně byla představena sonická verze násadce pro použití s podobnými nástroji, jako například systém Micro Mega 1500 Sonic Air Endo System [Walmsley et al., 1989].

Konečné výsledky opracování byly podobné klasickému manuálnímu přístupu, nicméně vyšší výskyt iatrogenních chyb u opracování kořenových kanálků byl evidentní. Nedávno byly zavedeny systémy založené na SS nástrojích – EndoFlash (KaVo, Biberach, Německo), ale vykazovaly špatné výsledky u přípravy kořenového kanálku, proto byly rychle nahrazeny novými systémy řízení točivého momentu pro rotační NiTi nástroje, EndoAdvance (KaVo) [Lausten et al., 1993].

Současně s reciprokačními násadci byly uvedeny na trh násadce se svislým pohybem. Racer (Cardex, Klagenfurt, Rakousko) byl uveden na trh v roce 1958 s amplitudou 1 až 2 mm vertikálně. Systém Canal Finder, představený Levy, dodává svislý tah 0,3 až 1 mm [Lévy, 1990]. Amplituda tahu inverzně souvisela s odporem během instrumentace. Se středním odporem měl nástroj dopředný pohyb plus RM, ale pokud by byl točivý moment příliš silný, násadec by zastavil pohyb nástroje. Mnoho podobných násadců bylo vyráběno stejným principem, včetně Excalibur (W&H), který mísil horizontální rotační pohyby s mnohostrannými kyvadlovými oscilacemi, Canal-Leader 2000 (SET, Olching, Německo), který využíval šroubovicový pohyb kombinující svislé pohyby (0,4 až 0,8 mm) a horizontální rotace (20-30 stupňů), Endolift (Kerr/SybronEndo, Karlsruhe, Německo), ve kterém vertikální a horizontální oscilace nebyly zatěžovány, Endoplaner (Mikrona, Speitenbach, Švýcarsko) a Intra-Endo 3-LDSY (KaVo), ve kterém byla horizontální rotační složka 360 stupňů, a systém EndoPulse (Soci et e Endo Technique, Marseille, Francie), který představoval evoluci u Canal Finder, vše pomocí stejného principu.

Celkové výsledky týkající se tvarovacích schopností a bezpečnosti byly obecně horší než ruční SS příprava kořenového kanálku (RCP), s vyšší frekvencí iatrogenních chyb, včetně sklonu k narovnávání kanálku [Abou-Ras et al., 2011]. Lepší výsledky u tvarovací kapacity a při horizontální rotaci byl zjištěn výskyt procedurálních chyb u oscilačního násadce Giromatic ve srovnání s ostatními, a podobné výsledky jako kontrolní skupina připravená ruční instrumentací. [Limongi et al., 2004]. Canal Finder byl považován za užitečný k odstranění výplňových materiálů kořenového kanálku. Obecně platí, že snížení amplitudy pohybu směrem k menší oscilaci s vyšší frekvencí snižuje výskyt iatrogenních chyb a mechanických poškození, ale výskyt chyb zůstal vyšší než u ruční SS přípravy SS. Stojí tedy za zmínku, že zvuk má frekvenci mezi 20 Hz a 20 kHz. [Lea and Walmsley, 2009]. V zubním lékařství je vibrace považována za zvukovou, když je frekvence je > 1500 Hz (1500 pohybů za sekundu) a ultrazvukové, když je > 20 kHz (20 000 pohybů za sekundu), ale obvykle měly představené zvukové násadce menší rozsah pohybů ve srovnání s vysokofrekvenčními násadci (např. Excalibur). Dále bylo u preparace zubních kanálků zjištěno, že zvětšování velikosti preparace s manuálními SS nástroji hrozil vyšší výskyt procedurálních chyb [Ianno and Weine, 1989].

Vznik slitiny nikl-titanu

Na počátku 60. let 20. století vyvinul slitinu nikl-titanu metalurg W. F. Buehler, který tou dobou zkoumal nemagnetické, soli odolné, vodotěsné slitiny pro vesmírný program v laboratoři Naval Ordnance Laboratory v Silver Springs v Marylandu ve Spojených státech amerických [Thompson, 2000]. Zprvu byla vyrobená slitina zkoumána pro armádní a vojenské účely a časem se okruh jejího využití rozšířil i do lékařské a stomatologické sféry [Yang, 2015].

Z hlediska chemického složení a své struktury, představuje nitinol v podstatě slitinu, která obsahuje přibližně 50% hmotnostního podílu niklu a 50% hmotnostního podílu titanu - některé odborné zdroje uvádějí 55% podíl niklu a 45% titanu [Yang, 2015]. Je dobré mít na paměti, že již malé změny z hlediska hmotnostních podílů prvků této slitiny mohou způsobit dramatické změny v rámci provozních charakteristik této slitiny. Právě slitiny bohaté na nikl vedou k účinku známému jako „superelasticita“, a právě tento fenomén je hojně využíván v endodoncii i všeobecné medicíně [Thompson, 2000].

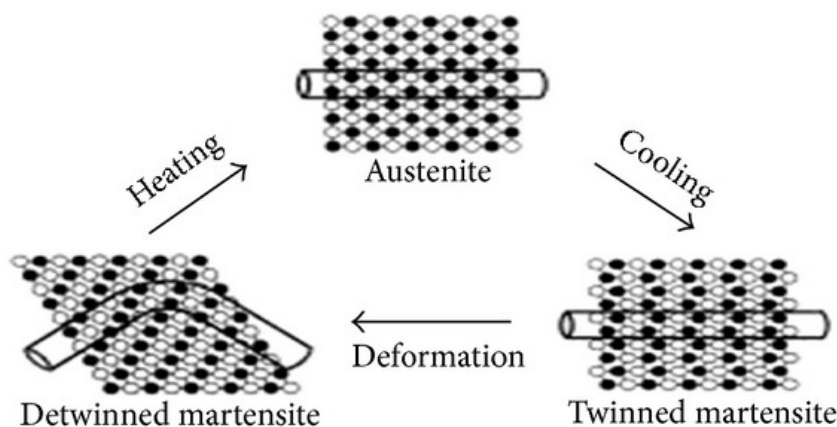
Slitina se konkrétně pro endodontické účely začala používat v roce 1988, kdy se z ní začaly již „ve velkém“ vyrábět endodontické nástroje určené pro debridement kořenových kanálků. Během posledních třech desetiletí se nikl-titanové nástroje staly důležitou součástí vybavení pro ošetření kořenových kanálků [Shen et al., 2013b].

Již v roce 1988, tedy v tom roce, kdy se začaly nástroje ze slitiny niklu a titanu v endodoncii používat, provedl Walia [Walia et al., 1988] test, ve kterém jasně demonstroval, že právě nikl-titanové nástroje disponují dvakrát až třikrát vyšší elastickou flexibilitou a vyšší odolností vůči lomu při plastické deformaci, než do té doby běžně používané ocelové endodontické nástroje. A tyto vlastnosti umožňují nástrojům opracovávat i zahnuté kanálky, a to při plné rotaci nástroje [Peřinka et al., 2009].

Nikl-titanové endodontické nástroje patří do kategorie nástrojů s tzv. tvarovou pamětí, které jsou unikátní nejen svou tvarovou pamětí, ale také svou superelasticitou [Yang, 2015].

Tvarová paměť představuje konkrétní vlastnost materiálu, díky které si materiál zapamatuje určitý výchozí tvar, a za různých podmínek se tohoto tvaru drží. Po deformaci materiálu z různých příčin se materiál právě díky tvarové paměti automaticky vrací do svého výchozího stavu, a to ihned potom, co se změní vnější podmínky (nejčastěji teplota a tlak). Díky těmto mechanickým vlastnostem je nikl-titanová slitina používána stále více oproti původním endodontickým nástrojům z korozivzdorné oceli [Yang, 2015].

Slitiny s tvarovou pamětí dosahují všeobecně vyšší meze kluzu a schopností zvládnout větší deformaci, načež se vrací zpět do svého původního a výchozího tvaru poté, co je deformační tlak odstraněn nebo dojde ke zvýšení teploty. Endodontické nástroje jsou však zpravidla vyhotoveny v austenitické fázi, u které je charakteristické, že materiál zaujme svou původní strukturu a molekuly slitiny vytváří kubickou plošně centrovanou strukturní mřížku [Yang, 2015].

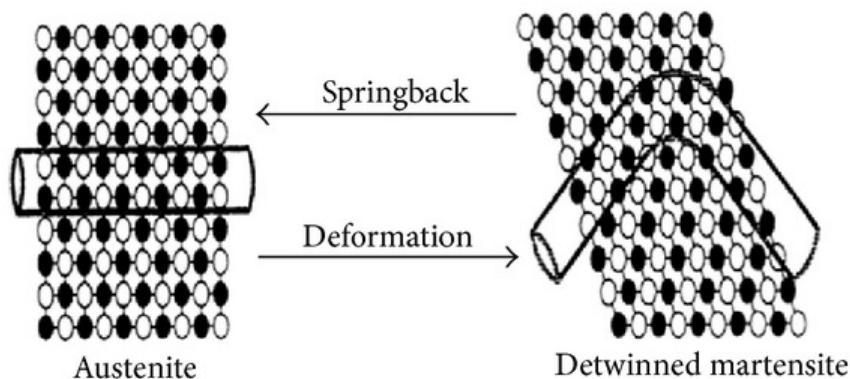


Obrázek 5 - Efekt tvarové paměti nikl-titanové slitiny
Zdroj:[Yang, 2015]

Nikl- titanová slitina totiž disponuje hned dvěma krystalografickými fázemi. První fázi, austenitickou strukturu, vykazuje nitinol při vysokých teplotách, zatímco druhou fázi, martenziticou strukturu projevuje slitina při nízkých teplotách. A právě v martenziticke fázi můžeme nikl-titanový endodontický nástroj tvarovat do komplikovaných tvarů, a v tomto tvaru zůstává nástroj i při běžné pokojové teplotě. Pokud teplotu nástroje zvýšíme, podpoříme austenitickou fázi nástroje, materiál zaujme svou původní strukturu a molekuly slitiny vytváří kubickou plošně centrovanou strukturní mřížku [Bazochaharbakhsh, 2011].

Nitinol se strukturou austenitu při vysokých teplotách vykazuje superelastické chování a disponuje rozsahem své elastické deformace přibližně kolem 6-8%, což je velmi vysoká hodnota ve srovnání s jinými kovovými materiály, které mají rozsahy elastické deformace, jež obvykle nepřesahují 1% [Bazochaharbakhsh, 2011].

Elastická deformace nikel-titanových nástrojů může být způsobena nejen protažením jejich atomové vazby, ale také martenzitickou transformací vyvolanou podrobením materiálu napětí. Nikel-titanová slitina disponuje ve své martenzitické fázi při namáhání stabilnějším charakterem. Když je na nitinol vyvíjeno napětí, změní svou strukturu z austenitu na martenzit, a když je aplikované napětí odstraněno, fáze se vrátí opět do své austenitické podoby [Bazochaharbakhsh, 2011].



Obrázek 6 - „Superelastický“ efekt nikel-titanové slitiny
Zdroj: [Yang, 2015]

Jak je znázorněno na výše přiloženém obrázku, když je nitinol v martenzitické fázi, fáze se při deformaci změní na deformovaný tzv. zdvojitý martenzit. Po zahřátí nitinolu na teplotu vyšší, než je konečná teplota austenitu, se fáze změní na austenit a tvar se vrátí do původní konfigurace [Bazochaharbakhsh, 2011].

Nejdůležitějším předpokladem, kterým musí disponovat všechny endodontické nástroje, určené k úpravě a čištění zubních kanálků, je vodící, ale současně neaktivní špička, které vede celý nástroj při samotném zákroku kořenovým kanálkem. Špička nástroje nemůže být v žádném případě ostrá, protože by hrozilo poškození či úplné zničení daného zubního kanálku. Jak již bylo navíc zmíněno, kanálek není ve většině případů zcela rovný, často dochází k jeho zahýbání nebo jeho obliteraci [Peřinka et al., 2009].

Jestliže k takové situaci dojde, výše zmíněné endodontické nástroje, které jsou určeny k práci v zubních kanálcích, a které jsou vyrobeny z oceli nebo tvrdých kovů, nemohou dále vykonávat svojí činnost, a celý proces musí být ukončen. Pokud by nebyl ukončen, hrozí poškození zubního kanálku. U nikel-titanových endodontických nástrojů však toto všeobecně známé pravidlo neplatí [Peřinka et al., 2009].

Ukázalo se, že používání nikel-titanových endodontických nástrojů při čištění a opracování zubních kanálků zásadním způsobem redukuje výskyt procedurálních omylů, konkrétně blokády, zalomení nástrojů, perforací, spolu s lepší shodou s původním tvarem kořenového kanálku [Yang, 2015].

Všechny charakteristické vlastnosti nikel-titanových nástrojů, jako je tvarová paměť a superelastická, umožňují těmto nástrojům opracovávat i zahnuté kanálky, a to při plné rotaci nástroje (viz níže uvedený obrázek). Nikel-titanový nástroj s tvarovou pamětí se během endodontického ošetření zcela přizpůsobuje tvaru zubního kanálku, a v případě odporu nebo blokády změní svůj tvar [Yang, 2015].



Obrázek 7 - Opracovávání zahnutého zubního kanálku nikl-titanovým nástrojem
Zdroj: [Unal et al., 2012]

Stále více rozšířené používání rotačních systémů nikl-titanových nástrojů navíc vykazalo mnohem lepší účinnost řezání, a také mnoho autorů poukázalo na fakt, že čištění a opracování kořenového kanálku prostřednictvím nástrojů z nikl-titanového materiálu vyžaduje mnohem méně času, a to díky tomu, že tyto nástroje mohou díky svým vlastnostem pracovat v plné rotační síle [Yang, 2015].

Je zřejmé, že za posledních několik let bylo prozkoumáno mnoho inovací v designu nástrojů, povrchových a tepelných úpravách pro slitiny NiTi a začlenění a hybridizace nového pohybu pohonu přístrojových systémů. Znat morfologické a mechanické vlastnosti endodontických nástrojů, jakož i jejich správný způsob použití, poskytuje větší bezpečnost a všestrannost při klinickém používání.

3.2.3 Mechanické vlastnosti nikl-titanu

Většina kovových materiálů vykazuje elastické chování, u kterého je do určité míry způsobená deformace přímo úměrná použité síle. Tento vztah je znám jako Hookeův zákon. Pokud síla překročí mez elasticity, tak způsobí trvalou deformaci v materiálu - plastická deformace [Nemat-Nasser and Guo, 2006]. Podle Hookeova zákona většina kovových slitin může být elasticky deformována až o 0,1 nebo 0,2 % za jejich mez pružnosti nebo mez kluzu. Jakákoliv deformace nad tento limit, známým jako bod kluzu, bude trvalá. Slitiny niklu a titanu však mohou být deformovány až o 8 % nad mez kluzu bez vykazování reziduální deformace. Superflexibilitu, nebo pseudoelasticitu, lze tedy definovat jako schopnost některých materiálů obnovit svůj původní tvar po odstranění zatížení, i když jsou deformovány za jejich mez kluzu [Auricchio et al., 1997].

Thompson tvrdí, že speciální vlastnosti NiTi slitin jsou spojeny se změnou u pevného skupenství: s martenzitickou transformací (MT – martensitic transformation). MT je vyvolaná působením stresu nebo redukcí teploty, při které se atomy pohybují koordinovaně stříhovým mechanismem a jsou uspořádány do nové, stabilnější krystalické struktury, beze změny chemického složení matrice, ale s makroskopickou změnou tvaru materiálu. Tato transformace probíhá mezi austenitem (původní fáze) a martenzitem [Thompson, 2000].

Když se materiál, který podléhá MT, ochladí pod určitou teplotu, je transformace iniciovaná smykovým mechanismem. Martenzitické oblasti mají stejnou krystalovou strukturu, ale prostorové orientace krystalů jsou odlišné. U MT způsobené ochlazením vzorku nedochází při transformaci ke změně tvaru, mechanismus je totiž jedním z reverzibilních, uspořádaných samočinných úprav. Pokud se materiál zahřívá v martenzitické fázi, stává se nestabilním stává se nestabilní a dochází k reverzní transformaci (RT – reverse transformation). Martenzit se tak vrací do austenitické fáze, a transformace se drží inverzní cesty MT [Thompson, 2000].

Dalším důležitým bodem je tvarově paměťový efekt (SME), což je schopnost slitiny po zahřátí zcela obnovit svůj původní tvar nad teplotu potřebnou k transformaci martenzitu na austenit, což je teplota, která se mění podle chemického složení slitiny. Mezi různými kovovými slitinami, které vykazují superelasticitu (SE) a SME, nikl-titan má nejlepší biokompatibilitu a odolnost proti korozi. U SE je řídicí síla transformace mechanická, zatímco v SME jde o tepelné i mechanické procesy [Robertson et al., 2012].

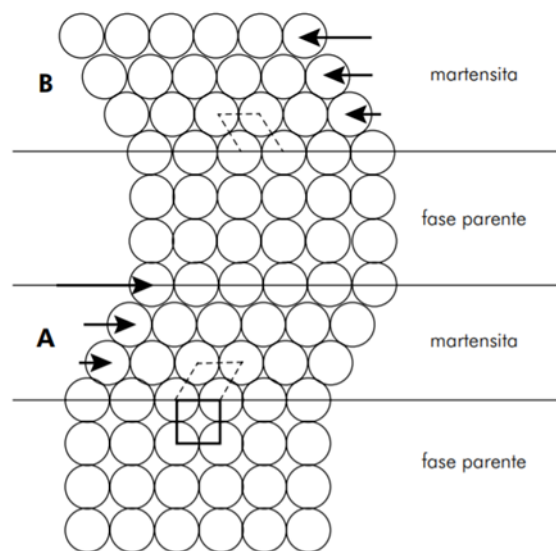


Figure 1. Simplified model of martensitic transformation according to Otsuka and Wayman.⁶

Obrázek 8 - Zjednodušený model martenzické transformace podle autorů Otsuka a Wayman

Zdroj: [“K. Otsuka, C. M. Wayman-Shape Memory Materials-Cambridge University Press (1998) | PDF | Shape Memory Alloy | Crystal Structure,” n.d.]

V současné době existuje více než 160 druhů niktitanových nástrojů z různých NiTi slitin, tepelně nebo jinak zpracovaných, s vlastnosti jak superelasticity (SE - superelastic), tak i tvarové paměti (SME – shape memory), pomocí rotační nebo pístové kinetiky, centrického nebo excentrického pohybu (viz tabulka č. 1). Níže bude představen přehled automatizovaných endodontických Ni-Ti nástrojů, jejich mechanických vlastností, a zejména funkce hlavních systémů, které jsou dnes dostupné.

Tabulka 1 - Charakteristiky hlavních NiTi systému ve světě

Nástroj/výrobce (rok)	Aplikace/kinematika	Průřez/zvláštní charakteristiky	Průměr/zúžení	Výroba/opravení
Race/FKG (1999)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový s alternujícími řeznými hranami podél hran nástroje	10-60 .02, .04, .06	Mikrofrézování, elektroleštění
IRace (2011)				
BioRace (2012)				
Series ISO 10 (2010)	Sestupová dráha / centrický rotační	Čtyřúhelníkový	10 .02, .04, .06	
Scout Race (2014)	Sestupová dráha / centrický rotační	Čtyřúhelníkový	10, 15, 20 .02	
BT Race (2014)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový s alternujícími řeznými hranami podél hran nástroje	BT1 – 10.06 BT2 – 35.00 BT3 – 35.04 BT4 – 40.04 BT5 – 40.04	
K3/Sybron Endo (2001)	Tvarovací / centricky rotační	Trojitě žlábkovaný, pozitivní úhlem v čele s asymetrickými radiálními fazetkami	15-60 .04, .06	Mikrofrézování
K3XF (2011)				Mikrofrézování, fáze R
Mtwo/VDW (2003)	Tvarovací / centricky rotační	Ve tvaru S se dvěma aktivními řeznými hranami	10-60 .04, .05, .06, .07	Mikrofrézování
ProTaper Universal/ Dentsply-Sirona (2006)	Tvarovací / centricky rotační	Konvexní trojúhelníkový	Sestupné zúžení 17-50	Mikrofrézování
ProTaper Gold (2013)	Tvarovací / centricky rotační	Variabilní a postupné zúžení podél nástroje		Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování
ProTaper Next (2013) S	Tvarovací / centricky rotační	Obdélníkový excentrický	Variabilní zúžení 17-50 .04, .06, .07	Mikrofrézování, předvýrobní tepelné opracování M-wire

Twisted File/Sybron Endo (2008)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový	10-40 .04, .06, .08, .10, .12 SM – small 25/.04, 25/.06, 35/.04 ML – medium large 25/.08, 30/.06, 50/.04	Za tepla stáčené, fáze R, elektroleštění
Twisted File Adaptive (2013)	Tvarovací / adaptibilní	Trojúhelníkový		
EndoSequence/Braessler (2009)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový s alternujícími řeznými hranami podél hran nástroje	15–60 .04 e .06	Mikrofrézování, elektroleštění
Profile Vortex/Dentsply Sirona (2009)	Tvarovací / centricky rotační	Konvexní trojúhelníkový	15-50 .04, .06	Mikrofrézování, předvýrobní tepelné opracování M-wire
Vortex Blue (2012)				Mikrofrézování, před a povýrobní tepelné opracování Blue
SAF/ReDent (2010)	Tvarovací / vertikální vibrace	Dutý	1.5 mm 2.0 mm	Řezání laserem
Hyflex CM/Coltene (2011)	Tvarovací / centricky rotační	Dvojitě žlábkovaný Hedström design s pozitivním úhlem v čele	15-40 .04, .06, .08	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování CM
Hyflex EDM (2016)				Elektrojiskrové obrábění, povýrobní tepelné opracování CM-EDM
Reciproc/VDW (2011)	Tvarovací reciprokační /	Tvar do S, technika jednoho vrtáku	Variabilní zúžení R25 (25/0.08) R40 (40/0.06) R50 (50/0.05)	Mikrofrézování, před a povýrobní tepelné opracování M-wire
Reciproc Blue (2016)				Mikrofrézování, před a

				povýrobní tepelné opracování Blue
R-Pilot (2017)	Sestupová dráha / reciprokační	Tvar do S	Variabilní zúžení 12.5/0.04	Mikrofrézování, před a povýrobní tepelné opracování Blue
Pathfile/Dentsply- Sirona (2011)	Sestupová dráha / centricky rotační	Čtyřúhelníkový	13, 16, 19 .02	Mikrofrézování
Typhoon/Clinician 's Choice (2011)	Tvarovací / centricky rotační	Konvexní trojúhelníkový	20-35 .04, .06	Mikrofrézování, před a povýrobní tepelné opracování CM
WaveOne/Dentsply -Sirona (2011)		Modifikovaný konvexní trojúhelníkový (apikální), konvexní trojúhelníkový (koronální)	Variabilní zúžení Small (21/0.06) Primary (25/0.08) Large (40/0.08)	Mikrofrézování, před výrobní tepelné opracování M- wire
Wave One Gold (2015)	Tvarovací reciprokační /		Variabilní zúžení Small (20/.07) Primary (25/.07) Medium (35/.06) Large (45/.05)	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování
Wave One Glider (2017)	Sestupová dráha / reciprokační		Variabilní zúžení 15/.02	
Proglider/Dentsply Sirona (2014)	Sestupová dráha / centricky rotační	Čtyřúhelníkový	Variabilní zúžení 16/.02	Mikrofrézování, před a povýrobní tepelné opracování M- wire
ProDesign Logic/Easy (2014)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový	25/50 .03, .05, .06	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování CM
ProDesign Logic GlidePath/Easy (2014)	Sestupová dráha / centricky rotační	Čtyřúhelníkový	25-50 .01	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování CM

ProDesign R/Easy (2014)	Tvarovací / reciprokační	Dvoušroubovice	Jediný vrták 25/.08	
TRUShape/Dentsply Sirona (2015)	Tvarovací / excentricky rotační	Trojúhelníkový, zahnutí do tvaru S v podélné ose nástroje	Variabilní sestupné .06v. 20-40	Mikrofrézování, natvarování, tepelné opracování
XP-endo Shaper/FKG Dentaire (2015)	Tvarovací / excentricky rotační	Trojúhelníkový hrot	Jediný vrták 15-30 .01 – minimum .04	Mikrofrézování, natvarování, tepelné opracování
Genius/Ultradent (2016)	Tvarovací / centricky rotační a reciprokační	Tvar do S	25-50 .04	Mikrofrézování, tepelné opracování
Sequence Rotary File/ MK life (2017)	Tvarovací / centricky rotační	Trojúhelníkový	15-35 .04, .06	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování
X1 Blue/MK life (2017)	Tvarovací / reciprokační		Jediný vrták 20, 25, 40 .06	
Typhoon/Clinician's Choice (2011)	Tvarovací / centricky rotační	Konvexní trojúhelníkový	20-35 .04, .06	Mikrofrézování, povýrobní tepelné opracování CM

Zdroj: [Gavini et al., 2018]

3.2.4 Konvenční nástroje z nikel-titanu

Jak již bylo zmíněno výše, Ni-Ti slitina byla původně vyvinuta pro americký vesmírný program v laboratoři námořní munice v roce 1963, a dostala obecný název „Nitinol“ [Auricchio et al., 1997]. Ve stomatologii ji poprvé použili v roce 1971 Andreasen a Hilleman, a to ve výrobě ortodontických drátů, vzhledem k nízkému modulu pružnosti NiTi (efekt tvarové paměti a superflexibilita) [Andreasen and Hilleman, 1971].

Konkrétně v endodoncii Civjan et al. [Civjan et al., 1975] nejprve konceptualizoval výrobu endodontických nástrojů z NiTi slitiny v roce 1975. Později, v roce 1988 Walia, Brantley a Gerstein [Walia et al., 1988] představili první ruční endodontické nástroje NiTi, vyrobené obráběním ortodontického drátu. Poté technologické pokroky ve výrobě NiTi nástrojů umožnily jejich výrobu procesy obrábění s významnými změnami v konfiguraci aktivní části, variacemi úhlu šroubovice a úhlu řezu a různá zvýšení kužele u stejného nástroje, již ne podle ISO norem pro ruční přístroje publikovaných v roce 1958 [Thompson, 2000].

Tyto nástroje byly po mnoho let vyráběny výhradně konvenčním obráběním, s variacemi hlavně v konstrukci průřezu, uspořádání řezných ploch podél aktivní části a přítomnosti nebo nepřítomnosti radiálních povrchů; hlavním cílem bylo zlepšit řezné vlastnosti nástroje a zejména snížit riziko lomu nástroje. V tomto smyslu byly od roku 1999 úpravy NiTi slitin hlavním faktorem pro změnu klinického chování těchto nástrojů [Gavini et al., 2018].

První NiTi rotační nástroje, stále se standardním ISO kuželem/zúžením 0,02, představil a navrhl Dr. John McSpadden v roce 1992. O dva roky později Dr. Johnson představil rotační NiTi systémy ProFile .04 a Profile .06, čímž se odpoutal od dlouholetého paradigma výroby endodontických nástrojů výhradně se standardním kuželem 0,02. Systémové nástroje ProFile měly průřez ve tvaru U, s radiální plochou podobnou nástrojům z nerezové oceli systému Canal Master U, navrhl Dr. Steve Senia v roce 1988. LightSpeed Rotační NiTi systém, vytvořený

Dr. Steve Senia a Dr. William Wildey, má podobný průřez, stejně jako Greater Taper (GT) systém, vyvinutý Dr. Steve Buchanan [Shen and Haapasalo, 2008].

V roce 2001 byl představen nový koncept návrhu vrtáků se systémem ProTaper (Dentsply Sirona, York, Pensylvánie, USA), který zahrnuje různé, progresivní zúžení podél řezných žlábků nástroje. Tato funkce v kombinaci s konvexním trojúhelníkem průřezu, umožňuje nástrojům pracovat v konkrétní oblasti kanálku během přípravy směrem od korunky dolů, snížení kontaktu vrtáku s dentinovými stěnami a následně snížení zátěže nástroje. [Ruddle, 2005] V roce 2006 byl z důvodu potřeby zlepšení jeho charakteristik průřez některých nástrojů modifikován a systém rozšířen přidáním dodatečných endodontických nástrojů k apikální preparaci, což vedlo k nové generaci systému: ProTaper Universal. Tyto úpravy se pokoušely zvýšit flexibilitu a následně snížit riziko lomu nástroje [Gambarini et al., 2008a].

Systém Mtwo (VDW, Mnichov, Německo) navrhl jinou strategii instrumentace od většiny rotačních systémů průřezovým designem ve tvaru písmene S, který umožňuje přípravu celé pracovní délky od samého začátku, od vrcholu po korunku, přičemž každý nástroj vytváří sestupovou dráhu pro další, a to bez zbytečného odstraňování substance zubu [Plotino et al., 2007]. Řezné hrany se přibližují navzájem na špičce nástroje, což umožňuje jemnější řezný účinek v apikální oblasti a efektivnější opracování i v cervikální třetině, stejně jako snížení nahromadění nečistot a snížení „zašroubovacího účinku“ [Bürklein and Schäfer, 2012].

Schäfer et al. [Schäfer et al., 2006] porovnával vliv tvarování simulovaných zakřivených kanálů pomocí Mtwo®, K3® a Race® a dospěli k závěru, že Mtwo nástroje opracovávají zakřivené kanálky rychleji a podle jejich původních zakřivení, ale počet zlomených nástrojů byl větší než u Race a K3 systémů. Nedávno Shivashankar et al. [Shivashankar, 2016] uvádí podobná zjištění týkající se objemu odstraněného dentinu a přepravou kanálkem v přípravě mesiálních kanálků molárů se systémy Mtwo, ProTaper a Protaper NEXT.

Jak již bylo řečeno, zavedení strojové instrumentace v endodoncii představovalo zásadní pokrok v tomto odvětví, a došlo tak ke zlepšení kvality a předvídatelnosti přípravy kořenových kanálků a výrazné snížení postupových chyb. V posledních letech prošly endodontické nástroje řadou změn týkajících se úprav designu, povrchových úprav a tepelného ošetření. Kromě toho byly také začleněny nové pohyby nástroje zvyšující větší bezpečnost a účinnost, které optimalizují vlastnosti NiTi slitiny, zejména prostřednictvím excentrického rotačního pohybu. Pochopení mechanických vlastností těchto nových nástrojů NiTi a klinického výkonu přípravy kořenového kanálku je zásadní v případě, že mají stomatologové vybrat nástroje, jež poskytují optimální klinické výsledky, zejména u zakřivených nebo zploštělých kanálků.

3.2.5 Úpravy NiTi slitiny

Navzdory výhodám poskytovanou superelasticitou NiTi slitiny, je zlomenina nástroje stále klinický problém [Bumbalek et al., 2021]. Možné strategie ke zvýšení účinnosti a bezpečnosti rotačních NiTi nástrojů zahrnuje vylepšení ve výrobním procesu nebo v využití nových slitin, jež mohou poskytovat vynikající mechanické vlastnosti [Gambarini et al., 2011]. Mechanické vlastnosti a chování NiTi slitiny se liší podle jejího chemického složení a tepelného/mechanického zpracování během výroby [Gutmann and Gao, 2012a].

Pokusy vylepšit vlastnosti povrchu NiTi nástrojů, minimalizovat nebo odstranit jejich inherentní vady, zvýšit tvrdost při zachování pružnosti nástroje a zlepšit odolnost vůči cyklické únavě a účinnost řezání endodontických nástrojů tak vedly k řadě strategií [Gutmann and Gao, 2012a].

Implantace iontů ponořením do plazmy (plasmová nitridace)

V literatuře bylo provedeno několik pokusů omezit uvolňování Ni z NiTi, aniž by došlo ke zhoršení mechanických vlastností materiálu. Toho bylo dosaženo technologií povlakováním buď nitridem titanu (TiN), nebo polymery [Schellhammer et al., 1997]. Polymerový povlak není vhodný pro mnoho lékařských implantátů. Na druhé straně mají tvrdé TiN povlaky často nevýhody kvůli přechodu mezi objemem a jeho povlakem. Tento problém může vyřešit implantace iontů, protože se vytvoří souvislý přechod mezi povrchem a základním materiálem [Shevchenko et al., 2004].

Iontová implantace v plazmě (PIII – plasma immersion ion implantation) byla poprvé zavedena na konci 80. let Conradem a kol. [Conrad et al., 1988] a Tendys a kol. [Tendys et al., 1988]. Tato technika byla nejprve nazývána iontová implantace na základě plazmatu (PSII – plasma source ion implantation) a později byla označována jako iontová implantace na bázi plazmy (PBII – plasma-based ion implantation). Plazma může být generována řadou metod, jako je výboj horkého vlákna, indukčně vázané plazmy, rádiové frekvence, elektronový cyklotronový rezonanční systém nebo vysokonapěťové předpětí [Tendys et al., 1988].

Během PIII je vzorek umístěn do komory a ponořen do plazmy, poté je na vzorek aplikováno vysoce negativní pulzující napětí. PIII se pravidelně provádí za účelem úpravy povrchu kovů a zlepšení mechanických vlastností, jako je tvrdost, koeficienty tření a odolnost proti opotřebení/korozi [Schellhammer et al., 1997], [Shevchenko et al., 2004]. Stručně řečeno, iontová implantace je přímočarý proces, při kterém jsou ionty extrahovány z plazmy, zrychleny a bombardují povrch nástroje. Gavini a kol. [Gavini et al., 2010] ukázali, že implantace dusíkových iontů zlepšila odolnost proti cyklické únavě rotačních nástrojů NiTi. Zjistili, že iontově implantované nástroje dosáhly významně vyšší hodnoty CTF (cycles to fracture - cykly ke zlomenině) (510 cyklů) ve srovnání s žíhanými (428 cyklů) a neimplantovanými vrtáky (381 cyklů). Wolle a kol. [Wolle et al., 2009] hodnotili vliv implantace dusíku a argonu na morfologické změny a odolnost proti únavě rotačních nástrojů S1 ProTaper. Jejich zjištění ukázala, že implantace argonu způsobila mírné zlepšení výkonu vrtáků S1, zatímco vrtáky implantované dusíkovými ionty vykazovaly nižší výkon v únavovém testu. Snížení výkonu nástroje připisovali difúzi dusíku v hranicích zrn namísto požadovaného zlepšení způsobeného tvorbou nitridu titanu (TiN) [Wolle et al., 2009].

Nitridace v plynu

TiN patří do rodiny žáruvzdorných přechodových kovů [Liu et al., 2004] a skládá se z kovalentních i kovových vazeb [Gavini et al., 2010], [Wolle et al., 2009]. Nitridační metoda, známá jako prášková nitridace (PIRAC – powder immersion reaction assisted coating), produkuje TiN na NiTi [Starosvetsky and Gotman, 2001]. Postup je následující: vzorky NiTi s teplotou fázové transformace 15 °C se žíhají na 900 °C po dobu 1,5 hodiny

a poté na 1 000 °C po dobu 1 hodiny v uzavřených nádobách. Atomy dusíku (N) difundují do vzorků a atmosférický kyslík je zastaven ocelovou fólií sestávající z pozoruhodného množství Cr. Upravený povrch se skládá z tenké vnější vrstvy TiN a zespolu silnější vrstvy Ti₂Ni [Liu et al., 2004] [Starosvetsky and Gotman, 2001].

Shenhar a kol. [Shenhar et al., 2000] a Huang et al. [Huang et al., 2005] ukázali, že vrstva TiN zlepšila korozní odolnost Ti a jejích slitin v korozivním prostředí. Li a kol. [Li et al., 2007] ukázali, že nitridační povrchová úprava NiTi nástrojů při různých teplotách zvyšuje účinnost řezání a odolnost proti korozi při kontaktu s chlornanem sodným (NaOCl). V jiné studii Lin et al. [Lin et al., 2007] odhalili, že umístění vrstvy TiN na komerční rotační NiTi nástroje při 200 °C, 250 °C a 300 °C významně zvýšilo korozní odolnost vrtáků přivedených do kontaktu s 5,25 % NaOCl. Přestože vrtáky nitridované při 300 °C vykazovaly nejvyšší polarizační odpor a nejnižší pasivní proud, klinická aplikace této metody se nedoporučuje, protože při této teplotě může dojít ke ztrátě superelastického charakteru nástroje. Proto jsou pro klinickou aplikaci upřednostňovány nástroje nitridované při 250 °C [Lin et al., 2007].

Elektroleštění: elektrochemická povrchová úprava

Elektroleštění je standardní proces povrchové úpravy používaný jako konečná úprava při výrobě NiTi nástrojů. Aplikuje se elektrický potenciál a proud, což má za následek iontové rozpuštění povrchu. V tomto procesu se mění povrchová chemie a morfologie, zatímco povrchové nedokonalosti jsou odstraněny jako rozpuštěné kovové ionty. Současně je Ti oxidován na TiO₂, který chrání podkladový materiál před další korozi. Obecně elektroleštění odstraňuje původní vrstvu oxidu a slinuje homogennější a stabilnější pasivní vrstvu TiO₂. V tomto procesu množství Ni na povrchu klesá [Bazochaharbakhsh, 2011].

Elektroleštění (elektrochemická povrchová úprava) byla představena firmou FKG (La Chaux-de-Fonds, Švýcarsko) v roce 1999. Po procesu obrábění nástroje prochází touto povrchovou úpravou, která zvyšuje účinnost řezání a zároveň snižuje defekty vyplývající z výrobního procesu zvýšení odolnosti proti únavě [Anderson et al., 2007].

Nástroj je obvykle ponořen do lázně elektrolytu s regulovanou teplotou a slouží jako anoda, když je připojen ke kladnému pólu stejnosměrného napájecího zdroje a záporný pól je připojen ke katodě. Jak proud prochází, povrch kovu oxiduje a rozpouští se v elektrolytu. Na katodě dochází k redukční reakci, která normálně produkuje vodík. Elektrolyty používané pro elektroleštění jsou nejčastěji koncentrované kyselinové roztoky s vysokou viskozitou, jako jsou směsi kyseliny sírové/fosforečné. Mezi další elektrolyty elektroleštění patří směsi chloristanu s anhydridem kyseliny octové a methanolovými roztoky kyseliny sírové [Anderson et al., 2007].

Pomocí skenovací elektronové mikroskopie (SEM – scanning electron microscopy) Herold a kol. [Herold et al., 2007] ukázali, že elektroleštění neinhibuje vývoj mikrofraktur v rotačních nástrojích EndoSequence. Podle Andersona a kol. [Anderson et al., 2007] může elektroleštění mít příznivé účinky při prodlužování únavové životnosti endodontických NiTi nástrojů. Výhody elektroleštění přisuzovali snížení povrchových nerovností, které slouží jako body pro koncentraci napětí a zahájení trhlin. Bui a kol. [Bui et al., 2008] zkoumali vliv elektroleštění na odolnost proti točivému momentu, odolnost proti únavě a účinnost řezání nástrojů ProFile. Výsledky odhalily, že elektroleštění významně snížilo odolnost vrtáku vůči cyklické únavě, ale neovlivnil torzní odolnost a účinnost řezání.

System Race (FKG, La Chaux-de-Fonds, Švýcarsko), vyroben pomocí této technologie zůstává celosvětově k dostání s několika variacemi a klinickými sekvencemi [Schäfer et al., 2006].

Nástroje Race mají trojúhelníkový průřez a řezné hrany uspořádané střídavě vzhledem k ose nástroje, v podélném a šikmém směru. Podle výrobce tato konstrukce snižuje

rychlost posuvu a zašroubování účinek v kořenovém kanálku [Schäfer and Vlassis, 2004]. Hlavním cílem tohoto systému je dosáhnout více biologické přípravy kanálku, s většími apikálními průměry, které pomáhají chemickému výplachu proniknout dále, čímž přispívá k větší mikrobiální redukci, s minimální apikální transportací [García et al., 2012]. Busquim et al srovnali přípravu se sekvencí BioRace versus systému Reciproc a dospěli k závěru, že zatímco druhý způsobil větší zisk objemu v kanálku, systém BioRace zanechal menší nedotčenou oblast dentinové stěny ve střední a cervikální třetině [Busquim et al., 2015].

Tepelné zpracování spočívá v zahřátí materiálu na danou teplotu a jeho chlazení za kontrolovaných podmínek po stanovenou dobu, aby získal specifické vlastnosti (SE a SME). Tyto dvě vlastnosti jsou ovlivněny teplotou, délkou ohřevu a rychlostí chlazení.

Fáze martenzitu je snadno elasticky deformovatelná a může být vyvolána teplotou (chlazením) nebo tlakem/napětím. Teploty fázového přechodu závisí na chemickém složení slitiny, procesu tepelného zpracování a parametrech zpracování za studena [Liu et al., 1997]. Analýza vzorků endodontických NiTi přístrojů odhalila, že slitina je plně austenitická, a tedy superelastická při pokojové teplotě [Bahia et al., 2005]. Rozdíly mezi NiTi slitinami jsou jejich obsah niklu a jejich teplotní rozsahy MT. Složení slitiny může být měněno k získání drátů s SME nebo SE [Thompson, 2000]. Transformační teploty jsou velmi závislé na koncentraci niklu ve slitině. U těch bohatých na titan jsou transformační teploty téměř nezávislé na složení slitině a pohybují se v oblasti 60°C. U slitin bohatých na nikl má zvýšení obsahu niklu za následek drastické snížení transformační teploty [Otsuka and Ren, 2005].

Největší pozornost byla soustředěna na slitiny bohaté na Ni kvůli schopnosti řídit transformační teplotu změnou obsahu Ni. U slitin bohatých na Ni, precipitát Ti_3Ni_4 může být vytvořen z rozkladu $TiNi_3$; tyto jemně rozptýlené sraženiny způsobují vytvrzení matrice slitiny a zlepšení kapacity obnovy SME, stejně jako i superelastických charakteristik [Miyazaki et al., 1982]. Tyto fáze ($TiNi_3$) mohou ovlivnit vlastnosti martenzitické transformace a působí jako nukleační centra pro tvorbu fáze R. Jemné sraženiny jsou schopné změnit proces MT od austenit-martenzitu po austenit-R-martenzit. U NiTi slitin, ve kterých je požadován SME, se obsah Ni pohybuje od 48 do 52 hmotnostních procent. Jak bylo uvedeno výše, transformační teploty jsou silně závislé na poměru Ni/Ti a jsou citlivé na přidání legujících prvků [Gavini et al., 2018].

Tepelné zpracování může zahrnovat čtyři různé reakce v pevném skupenství:

- a) změna chemického složení,
- b) reorganizace defektů (obnova),
- c) redukce defektů (rekrytalizace),
- d) transformace strukturální fáze [Gavini et al., 2018].

Slitiny SME jsou materiály, které mohou využívat této „kombinované reakce“. Tepelné úpravy prováděné v NiTi slitinách s cílem zlepšení jejich vlastností jsou: stárnutí, žíhání a rekrytalizace. Výsledkem stárnutí slitin je vyšší mechanická pevnost. Proces stárnutí se stává z rovnoměrného zahřívání slitiny na asi 500 °C s následným rychlým ochlazením (kalením), obvykle ve vodě, aby se dočasně zabránilo srážení legujících prvků. Účelem žíhání je eliminovat tvrdost temperované části, popřípadě normalizovat materiály s vnitřním napětím. Materiál se zahřívá na 300–500 °C, dokud nedojde k požadovaným změnám v celé hmotě, která se pak pomalu ochlazuje. Rekrytalizace je nahrazení struktury deformované za studena novou strukturou bez deformací, o čemž svědčí snížení tvrdosti a zvýšení tažnosti [Gavini et al., 2018].

V roce 2007 vyvinula společnost Tulsa Dental novou NiTi slitinu známou jako M-Wire, složenou z Nitinolu 508 (55,8% Ni podle hmotnosti, Ti doplnění zůstatku), která prochází různými tepelnými úpravami v různých teplotách provedených dříve, než jsou

nástroje obráběny [Gambarini et al., 2008a]. Tento materiál obsahuje jak martenzit, tak i R fáze, se zachování pseudoelasticity. Ve srovnání s nástroji vyrobenými z konvenčních NiTi slitiny, nástroje vyrobené ze slitiny M-Wire [Johnson et al., 2008] mají vyšší odolnost proti cyklické únavě a zlepšené mechanické vlastnosti [Gambarini et al., 2011]. Jedním příkladem je systém ProTaper NEXT, představený v roce 2013 jako nástupce ProTaper Universal; mimo to, že je vyroben ze slitiny M-Wire, obsahuje změnu v průřezu nástroje, který je designem quadrilineární s ofsetem. Tento design znamená, že se zdi kanálku dotýkají pouze dvě řezné hrany při apikálním postupu nástroje, což mu dává excentrický rotační pohyb. Kromě toho mají vrtáky vynikající flexibilitu a odolnost proti únavě a jsou spojeny s kratší dobou instrumentace ve srovnání se systémem ProTaper Universal [Elnaghy and Elsaka, 2014].

Další systém vyrobený ze slitiny M-Wire je systém ProFile Vortex (Dentsply Sirona, York, Pensylvánie, USA), modifikace tradiční řady nástrojů ProFile, která má vyšší odolnost proti únavě než její předchůdce. [Uygun et al., 2016] Výrobce uvádí, že systém Profile Vortex lze používat až na 500 ot / min, což v kombinaci se svou geometrií zlepšuje účinnost řezání nástrojů. Podle Rhodes et al [Rhodes et al., 2011] byly nástroje ProFile Vortex spojeny s několika rozdíly v přípravě zakřivených kořenových kanálků.

V roce 2008 společnost Sybron Endo představila řadu mechanických NiTi nástrojů podrobené speciálnímu tepelnému zpracování po dokončení obráběcího procesu, který vytvoří další fázovou změnu v krystalické struktuře slitiny pro zlepšení flexibility a síly, a k tomu pojme část z vnitřního napětí způsobeného obráběním [Gambarini et al., 2010]. Jak je uvedeno výše, tato fáze NiTi slitiny (fáze R), je střední fáze mezi martenzitem a austenitem, a nastává během martenzitické transformace při chlazení do fáze R, jakož i z fáze R na martenzit [Otsuka and Ren, 2005].

Systémy K3XF a Twisted File (TF), oba vyráběné společností Sybron Endo, jsou tomuto postupu vystaveny. K3XF, evoluce systému K3, prokázalo lepší mechanické vlastnosti ve srovnání s nástroji K3 vyrobenými tradičním postupem [Rodrigues et al., 2011]. Má proměnnou hloubku, která se stává hlubší jak se průměr nástroje zvyšuje od špičky ke konci aktivní části, což snižuje hmotnost nástroje v oblastech s větším průměrem, čímž se snižuje tuhost/tvrdość. Twisted File systém, kromě úpravy fáze R, byl první NiTi vrták vyrobený plastickou deformací, což představovalo zásadní pokrok v endodontické přístrojové technologii [Mounce, 2008]. Prostřednictvím této výrobní metody, která zahrnuje stáčení kovové tyče a tepelné zpracování na rekrystalizaci, systém TF poskytuje větší pružnost a vynikající odpor vůči cyklické únavě ve srovnání s nástroji vyrobenými ze SE nikel-titanu. TF nástroje také dostávají speciální elektrochemickou úpravu povrchu s oxidační lázní, zvyšující tvrdost nástroje beze změny jeho flexibility. Tento jedinečný výrobní proces stáčení zajišťuje větší integritu krystalové mřížkové struktury kovu, jelikož jádro struktury není nikdy narušené [Elsaka and Elnaghy, 2015].

V roce 2010 byly společností DS Dental (Johnson City, Tennessee, USA) představeny nástroje vyrobeny pomocí CM-Wire (CM - controlled memory – řízená paměť) technologií tepelného zpracování. Po obrábění nitinolu SE508, proces zahřívání a chlazení dodává slitině kontrolu nad efektem tvarové paměti [Testarelli et al., 2011], umožňující nástrojům být předem ohnuté, což zajišťuje větší odolnost proti únavě a flexibilitu [Zinelis et al., 2010], což přispívá k více vycentrované přípravě kanálku a nižší transportaci [Kishore et al., 2017]. Tyto nástroje také obsahují méně niklu (52 %) než konvenční slitiny SE (54 % až 57 %), což zlepšuje mechanické vlastnosti slitiny. Nedávné studie ukazují, že výrobní teplota konečné fáze austenitu přístrojů Hyflex CM je obecně kolem 47 °C [Shen et al., 2013a], což naznačuje, že za pokojové teploty může jít ve fázi R o sloučení martenzitu

a austenitu [Vasconcelos et al., 2016] na rozdíl od konvenčních NiTi nástrojů, které jsou čistě austenitické [Pereira et al., 2012].

Po sterilizaci se nástroje vrací do původní fáze a lze je znovu použít, dokud nakonec nedochází k inverzní deformaci, což signalizuje, že by nástroj měl být vyřazen. Další argument pro nástroje ošetřených CM je, že navzdory jejich nižší pevnosti v tahu (1094 MPa oproti 1415 MPa v konvenčních NiTi), mají vyšší schopnost odolnosti proti lomu odolávat deformaci

před lomem (58,4 % až 84,7 %) než konvenční (16,7 % až 27,5 %), což naznačuje vynikající flexibilitu těchto nástrojů [Shen et al., 2013a]. Ostatní studie potvrzují, že nástroje CM mají >300% větší odolnost vůči cyklické únavě ve srovnání s nástroji SE [Shen et al., 2013a].

V roce 2011 Coltene/Whaledent (Cuyahoga Falls, Ohio) představili řadu Hyflex s nástroji vyrobenými z CM-Wire (Controlled Memory Wire, Johnson City, Tennessee, USA) [Johnson et al., 2008]. Systém se skládá z nástrojů vyvinutých pro práci v konkrétních oblastech kořenového kanálku, počínaje odstraněním cervikálních interferencí s tvarovačem otvoru, po kterém následuje příprava střední a apikální třetiny a konče dalšími kónickými nástroji pro konečné tvarování. Tvarovač otvoru č. 25.08 má trojúhelníkový průřez, který zvyšuje jeho řezný potenciál. Další nástroje mají kužel/zúžení 0,04 a čtyřúhelníkový průřez, což zlepšuje odolnost v užších oblastech kořenového kanálku. Konečné tvarování se provádí pomocí nástroje s trojúhelníkovým průřezem, kužel/zúžení .04 a .06, a větším průměrem špičky [Al-Sudani, 2014]. Nástroje Hyflex CM, ve srovnání s jinými systémy NiTi SE, vykazují větší odolnost vůči cyklické únavě. Kromě toho, přibližně 90 % Hyflex CM nástrojů během výroby prochází plastickou deformací, ale po použití autoklávu se vrací do původního stavu [“Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization - Alfoqom Alazemi - 2015 - International Endodontic Journal - Wiley Online Library,” n.d.].

Před pěti lety, v roce 2016, stejný výrobce představil systém Hyflex EDM (Coltene/Whaledent, Cuyahoga Falls, Ohio), také ze slitiny NiTi CM 495, ale vyráběnou elektrojiskrovými obráběcími stroji EDM (electrical discharge machining – elektrojiskrové obráběcí stroje), které jsou široce používané ve strojírenství [Pirani et al., 2016]. Toto obrábění elektrickým výbojem nebo EDM je a bezkontaktní proces tepelné eroze používaný ve výroba elektricky vodivých materiálů, které používá řízené elektrické výboje za přítomnosti dielektrické kapaliny. Tento proces „roztaví“ povrch kovu (v tomto případě slitinu niklu a titanu), částečně odpaří malé části kovu a zanechá erodovaný povrch [Theisen and Schuermann, 2004]. Nástroj je pak tepelně zpracovaný při teplotách mezi 300 a 600 °C po dobu 10 minut až 5 hodin, před nebo po ultrazvukovém čištění a kyselinovou lázní [Pernot et al., 2015]. Výroba EDM dokáže zlepšit pevnost v lomu nástroje, zvýšením odolnosti vůči cyklické únavě o více než 700 % při pokojové nebo tělesné teplotě [Pedullà et al., 2016].

Uslu et al [Uslu et al., 2018] hodnotili povrchovou strukturu nástrojů Hyflex CM a Hyflex EDM před a po použití na zubech se silně zakřivenými kanálky. Nástroje EDM vykazovaly menší změny na porchu po ošetření, což ukazuje na lepší strukturální zachování ve srovnání s Hyflex CM. Další důležitou vlastností systému Hyflex EDM je design nástrojů, které mají různé řezy podél řezné plochy. V blízkosti rukojeti je průřez trojúhelníkový, aby zajistil lepší účinnost řezu; ve střední části je lichoběžníkový, poskytuje tak větší odpor a lepší zbavení nečistot, a hrot je čtyřúhelníkový, usnadňující pronikání nástroje a snížení rizika zlomeniny.

Systémy ProDesign R a systémy Logic ProDesign (Easy Dental Equipments, Belo Horizonte, MG, Brazílie), také vyrobené z materiálu M-Wire, mají průřez ve tvaru písmene

S, neaktivní špičku a proměnné úhly šroubovice se dvěma řeznými hranami. Podle výrobce, systémy se liší pouze v řezném směru hran.

Cílem systému ProDesign Logic je sjednotit koncept jednonástrojového systému a zahrnuje tvarovací nástroje (25/0,06, 30/0,05, 35/0,05, 40/0,05) a nástroje pro sestupovou dráhu (25/0,01, 30/0,01, 35/0,01, 40/0,01). Menezes et al vyhodnotili systémy Easy a zjistili, že ProDesign R a ProDesign Logic měly větší cyklickou odolnost proti únavě než WaveOne Gold [de Menezes et al., 2017].

Nástroje Typhoon Infinite Flex (Clinician's Choice Dental Products, New Milford, Connecticut, USA), také vyráběné z NiTi CM-Wire, byly o více než 150 % odolnější proti únavě než nástroje vyrobené z NiTi M-Wire a o 390 % silnější než konvenční slitinové nástroje [Gao et al., 2010]. Acosta et al [Acosta et al., 2017] vyhodnotili cyklickou deformaci v torzním směru odporu mezi konvenční NiTi (Race a ProTaper Universal) a CM-Wire (Typhoon a Hyflex), přičemž druhý ukazoval větší odpor.

V roce 2012 představila společnost Dentsply Sirona nový proces tepelného zpracování NiTi CM slitin, přičemž nástroje jsou opakovaně tepelně zpracovány a poté ochlazeny, což má za následek barvu odpovídající tloušťce povrchové vrstvy oxidu titaničitého [Shen et al., 2016]. Vortex Blue (Dentsply Sirona), Sequence Rotary File a X1 Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brazílie), Reciproc Blue (VDW), ProTaper Gold (Dentsply Sirona) a systémy WaveOne Gold jsou vyráběny za pomoci této technologie. Ve slitině NiTi Blue Wire, tloušťka vrstvy oxidu titaničitého je 60-80 nm, zatímco ve slitině NiTi Gold je tato tloušťka 100-140 nm [“Products – An overview of our product portfolio | VDW Dental,” n.d.].

Tuhá vrstva oxidu titaničitého na Vortex Blue nástrojích kompenzuje ztrátu tvrdosti ve srovnání s nástroji ProFile Vortex a zvyšuje účinnost řezání a odolnost proti opotřebení. [Plotino et al., 2014] Systém Vortex Blue má také lepší odolnost proti únavě a pružnost ve srovnání se systémem Vortex ProFile [Gao et al., 2012] a ProTaper Next a systémy ProTaper Universal [Nguyen et al., 2014].

Rotační endodontický systém Sequence (MK Life, Porto Alegre, RS, Brazílie) také zahrnuje nástroje vyrobené touto technologií, která jim dává namodralý odstín. Skládá se ze čtyř nástrojů s kuzelem/zúžením 0,4 a 0,6 mm a průměry č. 15, č. 20, č. 25 a č. 35. Všechny nástroje mají neaktivní špičku a trojúhelníkový průřez.

ProTaper Gold je podobný systému ProTaper Universal s ohledem na morfologii vrtáků, včetně velikostí, kuzele/zúžení a průřezu. Vyznačuje se to tepelným zpracováním Gold, které zvyšuje jeho pružnost a odolnost vůči cyklické únavě, pomáhá zajistit více vycentrovanou přípravu zakřivených kanálků [Gagliardi et al., 2015]. Spojovací rukojeť je navíc kratší než u vrtáků ProTaper Universal (11 mm), což usnadňuje klinický přístup do systémů kořenových kanálků.

Nedávno byla pro výrobu nástrojů v okruhu XP-endo (FKG): XP-endo Finisher (XP-F), XP-endo Finisher Retreatment (XP-R), a XP-endo Shaper (XP-S) vyvinuta speciální NiTi slitina známá jako MaxWire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex, FKG). V důsledku zpracování slitiny, při teplotách rovných nebo vyšších 35 °C, se přesouvá z martenzitické do austenitické fáze, což dává nástroji půlkruhový tvar, a to mu umožňuje vyčnívat proti stěnám kořenového kanálku při otáčení, čímž vytváří excentrický rotační pohyb. Nástroje XP-endo jsou tedy schopné přizpůsobit se morfologii systému kořenových kanálků, expandují nebo se smršťují, jak postupují podél pracovní délky. Finišer XP-endo má Průměr ISO 25 a nulové zúžení (25/0,00). Jeho hlavním účelem je zajistit doplňkové čištění kanálku na konci chemické a mechanické přípravy dosahem těžko přístupných oblastí stěny kořenového kanálku, zachovávající dentinu a vnitřní anatomie kanálku. Zjistilo se, že mechanické působení XP-F, když je kombinováno s agitací irigantu, podporuje větší

bakteriální redukci [Azim et al., 2016] a odstranění biofilmu z hlavního kanálku a dentinové tubuly [Bao et al., 2017]. Leoni et al. [Leoni et al., 2017] také zjistil větší procentuální snížení pozůstatků dentinu s nástrojem XP-F ve srovnání s pasivním ultrazvukovým zavlažováním PUI (passive ultrasonic irrigation) – pasivní ultrazvukové zavlažování/irigace, zatímco Keskin et al [Keskin et al., 2017] ukázali, že XP-F a PUI podporují lepší odstranění hydroxidu vápenatého v kanálcích se simulovanými vnitřními resorpčními dutinami. Tyto pozitivní nálezy se přiřazují lepšímu designu nástroje, který spolu se svým kinetickým působením, zajišťuje širokospektrální pohyby s vysokorychlostní rotací, což umožňuje prostor pro tok irigantu a odstranění zbytků dentinu, mikroorganismů ze systému kořenových kanálků.

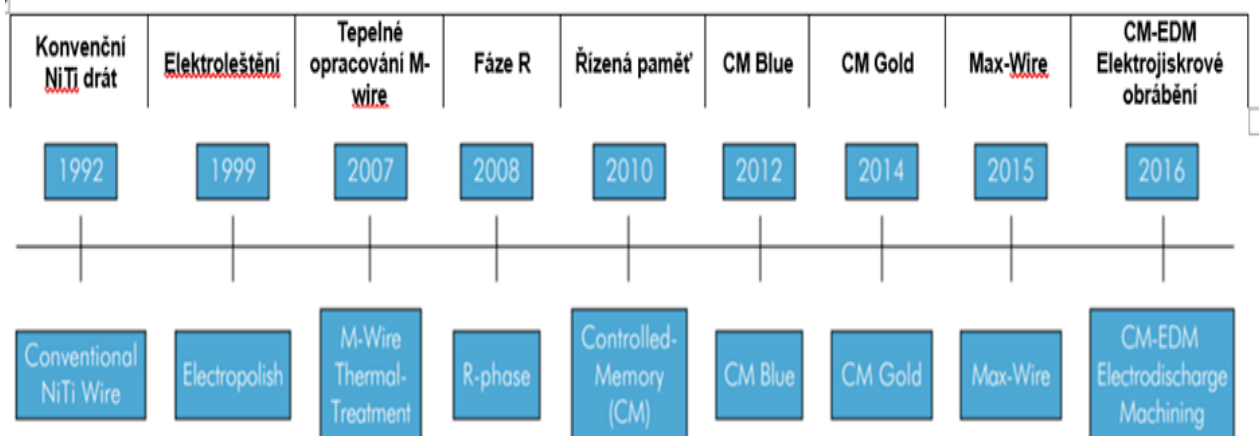
XP-endo Shaper, jak naznačuje jeho název, je nástroj určený pro tvarování kořenového kanálku. Provádí excentrický rotační pohyb v půlkruhovém tvaru, když dojde k rozpínání při teplotách rovných nebo vyšších 35 °C. V raných fázích přípravy při pokojové teplotě je v martenzitické fázi; po zavedení do kanálku změni svůj tvar díky molekulární paměti austenitické fáze. Má špičku Booster, která mu dodává jedinečnou geometrii, se šesti ostrými hranami na špičce a na začátku ISO 15 průměr, který se postupně zvětšuje na průměr ISO 30 a zúžení 0,01. Podle výrobce, po rozšíření XP-endo Shaper dosáhne finální přípravy kanálku odpovídající č. 30/.04; nicméně, s tímto systémem bylo provedeno málo studií. Azim et al [Azim et al., 2017] prokázali, že XP-S má tuto schopnost se zvětšit nad velikost svého jádra, aby se přizpůsobil anatomie prostoru kořenového kanálku tím, že připraví a dotýká se více stěn v oválných kanálcích než systém Vortex Blue. Skupina XP-S také dosáhla výrazně rychlejšího dokončení mechanické přípravy téměř o 1 minutu, nicméně příprava konečného zúžení se lišila se podle anatomie ošetřovaného zubu. Lacerda et al [Lacerda et al., 2017] nenalezli významné rozdíly mezi systémem XP-endo Shaper a TRUShape nebo Self Adjusting File (SAF; ReDentNOVA, Ra'anana, Izrael) systémy pro přípravu oválných kanálků. Ohledně srovnání odolnost proti cyklické únavě, Elnaghy a Elsaka [Elsaka and Elnaghy, 2015] porovnali XP-endo Shaper s TRUShape, Vortex Blue, Systémy iRace a HyFlex CM. Došli k závěru, že vylepšení poskytované slitinou MaxWire a nižší zúžení nástroje XP-S zlepšily jeho odolnost vůči cyklické únavě. Silva et al také našli větší počet dokončených cyklů do zlomeniny pro XP-S ve srovnání s nástroji TRUShape. Na druhé straně Elnaghy a Elsaka [“Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments - Elnaghy - 2017 - International Endodontic Journal - Wiley Online Library,” n.d.] provedli hodnocení torzní síly a nenalezli zvýšení odolnosti proti torznímu napětí v XP-endo Shaper ve srovnání se systémy TRUShape, ProFile Vortex a FlexMaster.

Dva nové nástroje, ONE Endo a EXO Endo, byly vyvinuty z jediného konceptu: začlenit dvě nebo více různých zúžení do stejného nástroje, což výrobce nazývá „design typu Delta“. Nástroje mají takzvaný „překlápěcí řezný hrot“ (cut flip tip), který je podle výrobce schopen zvětšit užší kanálky efektivněji, s menším namáháním nástroje, menším vytlačováním detritu a menší potřebou sestupové dráhy. Tento design také zachovává zubní strukturu během přípravy cervikální části kanálku, zatímco současně poskytuje rozšíření apikální oblasti. Nástroj ONE Endo je nutné použít k počátečnímu zvětšení, který následuje nástroj EXO Endo pro konečné tvarování [Gavini et al., 2018].

Společnost MicroMega nedávno vydala systém 2Shape, který se skládá ze dvou nástrojů (č. 25/.04 a č. 25/.06), plus dvě možnosti pro širší kanálky (č. 35/.06 a č. 40/.04). Sdílejí stejné vlastnosti jednonástrojových nástrojů One Shape, ale s novým, asymetrickým designem hrany, který zlepšuje odstraňování nečistot a zvyšuje řezný výkon. Navíc nový postup tepelného zpracování známý jako T-Wire Technology byl představen, což podle výrobce optimalizuje odolnost proti cyklické únavě o 40 % [Capar et al., 2014].

Özyürek et al [Özyürek et al., 2018] porovnali systémy HyFlex EDM, WaveOne Gold, Reciproc Blue a 2Shape zanalyzováním času a počtu cyklů k rozbití nástroje. Hyflex EDM měl vyšší cyklickou pevnost v lomu než ostatní systémy v zakřivených kanálcích. V ostře zakřivených kanálcích vykazoval systém Reciproc Blue systém lepší výsledky.

Evoluce opracování NiTi slitin



Obrázek 9 - Evoluce opracování NiTi slitin

Zdroj: [Gavini et al., 2018]

3.2.6 Druhy pohybů NiTi nástrojů při opracování kořenového kanálku.

Reciprocating Motion (RM - reciprokační pohyb) je nedávná inovace v nikel titanových (NiTi) endodontických systémech, o které se tvrdí, že lépe odolává selhání nástrojů, což umožňuje snadnější zpracování. RM byl široce používán s nástroji z nerezové oceli SS (stainless steel) u vývoje endodontické mechanické instrumentace. RM aplikovaná na vrtáky NiTi má však mnoho rozdílů od RM, který byl použit u SS [Grande et al., 2015b].

Uvedení NiTi nástrojů způsobilo, že se proces mechanické přípravy kořenového kanálku stal více kontrolovaný v klinickém prostředí, s významným zkrácením trvání zákroku a menším stresem na lékaře i pacienty. Centrický rotační pohyb, zavedený v pozdních 80. letech minulého století, je stále používán většinou systémů mechanické přípravy, které jsou dnes na trhu. Provádí se elektromotory a redukčními kolénkovými násadci pohánějící NiTi nástroje do plné rotace (360°) v kořenovém kanálku. Nicméně, byly navrženy nové mechanizované techniky ve snaze minimalizovat riziko zlomenin endodontického nástroje. Reciprokační pohyb také používá elektrické motory a kolénkové násadce které pohánějí NiTi nástroje, ale v tomto případě úhly rotace jsou asymetrické, proti směru a ve směru hodinových ručiček [Gavini et al., 2018].

Pístový, reciprokační /vratný pohyb

Yared [Yared, 2008] provedl studii, kde byly všechny přípravy kanálků provedeny jediným F2 ProTaper nástrojem, za využití vratného pohybu, s různými úhly otáčení proti směru a ve směru hodinových ručiček, což usnadňuje postup nástroje s malým apikálním tlakem. Tato mezní studie představovala evoluci v kinematice endodontického nástroje.

Z tohoto důvodu byly vyvinuté nové reciprokační nástroje pro jednonástrojovou přípravu, jako jsou systémy Reciproc (VDW) a WaveOne (Dentsply Sirona), oba vyrobené ze slitiny M-Wire. Tyto dva systémy pracují s centrickým reciprokačním pohybem prvně rotujícím proti směru hodinových ručiček (Reciproc 150°, Wave One 170°) k odříznutí dentinu a ve směru hodinových ručiček (Reciproc 30°, WaveOne 50°) pro jeho vyjmutí k vyhnutí se zašroubovacímu efektu, ke kterému dochází u některých kontinuálních rotačních systémů. Většina systémů řeže proti směru hodinových ručiček (Reciproc – VDW; Reciproc Blue - VDW; Wave One - Dentsply Sirona; Wave One Gold - Dentsply Sirona; Pro Design R - snadné; Unicone - Life MK; X1 Blue File - MK Life), i když existují systémy s řezáním ve směru hodinových ručiček (Genius - Ultradent, Pro Design S - Easy). Úhly otáčení jsou v rozsahu přibližně 60° až 90° ve směru hodinových ručiček a 120° až 270° proti směru hodinových ručiček [Gavini et al., 2018].

Studie ukázaly, že reciprokační pohyb vyvolává nižší tahové a tlakové napětí v ohnuté oblasti nástroje, čímž poskytuje větší odolnost proti únavě ve srovnání s kontinuálním rotačním pohybem. [Gavini et al., 2012]. Plotino et al [Plotino et al., 2014] provedli klinické hodnocení rychlosti lomu a deformací pomocí celkem 1 696 reciprokačních nástrojů, a našli velmi nízký výskyt obou (zlomenina 0,47%; deformace 0,35%). Navzdory riziku selhání nástrojů, opětovné použití pístových systémů pro více než jeden případ je v klinické praxi relativně běžné.

V in vivo studii, Bueno et al [Bueno et al., 2017], použili nástroje Reciproc R25 a WaveOne Primary na moláry, celkem 358 endodontických ošetření. Žádný z nástrojů nevykazoval známky deformace, a pouze tři nástroje se během používání zlomily, což demonstrovalo nízký výskyt zlomenin při reciprokačním pohybu použitým k přípravě kořenového kanálku.

V současné době je systém Reciproc jedním z nejvíce populárních nástrojů v endodoncii. Předchozí výzkum naznačuje, že poskytuje vynikající in vitro a in vivo

výsledky v několika aspektech, včetně mechanických vlastností [Gavini et al., 2012], tvarování kořenových kanálků a pooperační bolesti. Reciproc Blue CM (VDW GmbH, Mnichov, Německo) jsou vylepšené, tepelně ošetřené NiTi nástroje původního systému Reciproc. Poskytují zvýšenou odolnost vůči cyklické únavě a větší flexibilitu. Geometrie, velikost a design Reciproc Blue, jsou stejné jako konvenční Reciproc nástroje; Reciproc Blue má však sníženou mikrotvrdost při zachování podobné charakteristiky povrchu. Výrobce doporučuje vytvoření sestupové dráhy před použitím Reciproc Blue, stejně jako opracování opatrným dlabavým pohybem k dosažení pracovní délky. Další vylepšení Reciproc Blue je schopnost nástroj předem ohnout.

Systém Wave One se skládá z nástrojů s různými průřezy podél aktivní části. Jsou popsány jako modifikované konvexní trojúhelníky od špičky k D8 (osmý milimetr), se třemi řeznými hranami orientovanými proti směru hodinových ručiček a trojúhelníkové konvexní od D9 do D16. Zúžení je konstantní u prvních třech milimetrů a poté klesá. Tento systém byl následován systémem Wave One Gold, který používá tepelný proces Gold, se značným zlepšením v síle a pružnosti [Arslan et al., 2016], navíc s větší odolností proti torznímu napětí a pružností ve srovnání s Reciproc a TF Adaptive Files [Elsaka et al., 2017]. Variabilita průměru hrotů umožňuje lékařům připravit širokou řadu apikálních průměrů a anatomii kořenových kanálků běžně se vyskytující v každodenní praxi, zatímco redukované zúžení zajišťuje konzervativnější přípravu s větším zachováním dentinu v D16 (cervikální oblast přípravy). Design WaveOne Gold má čtyři řezné hrany s úhlem čela 85°, ale pouze dvě hrany jsou v trvalém kontaktu se stěnou kanálku každých 200 mikronů, což udržuje nástroj vycentrovaný na podélné ose kořenového kanálku. Dentsply má patentovaný průřez, ve kterém je pouze jedna řezná hrana v kontaktu se stěnou kanálku, zmenšuje kontaktní plochu mezi vrtákem a stěnou kanálku, čímž se zmenšuje kontakt kuželu/zúžené části. Špička nástroje WaveOne GOLD je zúžená a poloaktivní, upravená tak, aby zlepšovala jeho průnik do jakéhokoliv kanálku s reprodukovatelnou sestupovou dráhou. Společně tyto designové funkce vedou k velmi plynulému vzájemnému pohybu, což eliminuje potřebu tlačit na vrták, zvyšuje bezpečnost a výrazně zlepšuje řezací kapacitu [Gavini et al., 2018].

Pístový systém X1 Blue File (MK Life, Porto Alegre, RS, Brazílie) používá tepelné zpracování Blue při jeho výrobě. Systém se skládá ze tří nástrojů s trojúhelníkovým průřezem, pevných kužlů 0,6 a průměrů hrotů č. 20, č. 25 a č. 40. Výrobce doporučuje, aby byl použit s vratným pohybem s programováním WaveOne [Gavini et al., 2018].

Kombinované pohyby (centrické rotační + reciprokační)

Některé systémy byly navrženy tak, aby se kombinovaly rotační a reciprokační pohyby s využitím výhod obou. Ultradent, Sybron Endo, Easy a J Morita předložili návrhy motorů nebo nástrojových systémů schopných pracovat v kořenovém kanálku s použitím obou kinematik.

Systém Genius (Ultradent, South Jordan, Utah, USA), představený v roce 2016, byl vyvinut pro použití ve směru hodinových ručiček, s otočným a reciprokačním pohybem (90° ve směru hodinových ručiček, 30° proti směru hodinových ručiček). Příprava kanálku se na prvním místě provádí s reciprokačním pohybem, což umožňuje navigaci kanálkem; potom se symetrický rotační pohyb používá k dokončení přípravy, zaručující větší účinnost při odstraňování dentinu z kanálku a menší vytlačování úlomků. Systémové nástroje Genius mají průřez ve tvaru písmene S s pozitivním úhlem čela a směrem podle hodinových ručiček a jsou vyrobeny z tepelně zpracované NiTi slitiny; v literatuře však nejsou žádné informace o tom, jak za jakých podmínek toto tepelné zpracování probíhá. Nedávná studie, kterou provedli Özyürek et al [Özyürek et al., 2017] ukázala, že systém Genius byl odolnější na torzní zlomeninu ve srovnání se systémy Reciproc Blue a WaveOne Gold ve dvakrát zakřivených kanálcích. Cavalli et al [Cavalli et al., 2017] našli podobné bakteriální

a endotoxinové redukce u jednokořenových zubů, které byly opracovány systémy Mtwo, Reciproc a Genius.

Inovativní návrh představila společnost Sybron Endo se zavedením elektrického Elements motoru, který je schopný interpretovat zatížení působící na nástroje během používání a automatického přepínání z rotačního na reciprokační pohyb, když dojde ke zvýšení odporu vůči otáčení. Jakmile se odpor sníží, násadec se vrátí do kontinuálního otáčivého pohybu. Během cyklu nepřetržitého otáčení se motor krátce zastaví každých 600° záběru, aby se krystalové mřížce nástroje umožnilo se adaptovat na stres/napětí. Ve vratném (reciprokačním) cyklu se motor točí 370° ve směru hodinových ručiček a 50° proti směru hodinových ručiček. To poskytuje výhody symetrického rotačního pohybu, který při nejvyšším zatížení nástroje řeže a vysouvá nečistoty více snadno než vratný pohyb, čímž poskytuje významné snížení rizika zlomenin.[Karataş et al., 2016] Jeho použití se doporučuje pro Twisted File Adaptive System – variaci systému Twisted File, ve které byly nástroje přeskupeny do dvou sekvencí tří nástrojů, jeden pro širší kanálky a druhý pro užší. Má stejné konstrukční vlastnosti, fáze R zpracování a výrobní proces založený na stáčení se speciální úpravou povrchu [Gergi et al., 2015].

Podle výrobce (J Morita MFG. CORP Kjóto, Japonsko), zpětný pohyb optimálního momentu (OTR (optimum torque reverse) byl vyvinut s cílem prozkoumat výhody symetrické pístové kinematiky a minimalizovat jeho nevýhody. Během nepřetržitého otáčení ve směru hodinových ručiček, je točivý moment automaticky změřen. Pokud by tedy představovaný točivý moment byl větší než určitá-dříve definovaná hraniční hodnota, nástroj provede oscilační pohyb pomocí 90° proti směru hodinových ručiček a ve směru hodinových ručiček. Tento proces se bude opakovat, dokud nebude točivý moment nižší než hraniční hodnota a poté se spojitá rotace obnoví. Tuto kinematiku lze použít s jakýmkoli NiTi systémem, který představuje aktivní úhel řezu ve směru hodinových ručiček. Nedávno Pedulla et al [Pedullà et al., 2016] publikovali větší odolnost vůči cyklické únavě různých nástrojů za používání v pohybu OTR ve srovnání s nepřetržitým otáčením.

Excentrický rotační pohyb

Některé systémy, vzhledem k vlastnostem jejich nástrojů, se otáčejí excentricky nebo asymetricky (tzn. osa otáčení je mimo střed). Toto zahrnuje systém ProTaper Next se svým asymetrickým obdélníkovým průřezem a XP-endo Shaper, který při teplotách 35 °C nebo vyšší expanduje nad velikost svého jádra [Elnaghy and Elsaka, 2014].

Systém TRUShape (Dentsply Sirona) také provádí asymetrický rotační pohyb, kvůli variabilnímu zúžení nástrojů a upravení průřezu s excentrickým těžištěm, takže pouze dva body průřezu se dotýkají dentinu stěny během přípravy kanálku [Çapar and Arslan, 2016]. Nástroje jsou po obrábění tepelně zpracovány, a jejich dlouhá osa je ve tvaru S, s trojúhelníkovým průřezem a proměnným kuželem [Peters et al., 2001]. Tím pádem, tento systém je zvláště doporučován pro kanálky s nepravidelnou geometrií, protože kromě povolení konzervativnější přípravy to současně podporuje větší kontaktní povrchu nástroje se stěnami kanálku.[Zuolo et al., 2018] V oválných kanálcích byl tento systém při odstraňování bakterií účinnější než Systém Twisted File [Bortoluzzi et al., 2015].

Transaxiální pohyb

S úplně odlišným designem a kinematikou od stávajících systémů byl v roce 2010 společností ReDent-Nova (Ra'anana, Izrael) vyvinutý SAF (Self-Adjusting File – samoprizpůsobivý nástroj). Tento nástroj tvoří dutý vrták ve tvaru válcové mřížkovité síťoviny, vyrobeny z tenké NiTi struktury s povrchem, který je schopen se přizpůsobit stěnám kořenového kanálku. Nástroj funguje ve spojení se silikonovým vyplachovacím zařízením (VATEA, ReDent-Nova), které poskytuje nepřetržitý tok irigantu během instrumentace. Ovládá se dlabavým pohybem dovnitř a ven. Celkem se provedou dva

2minutové cykly, doba instrumentace na jeden kanálek trvá 4 minuty, což umožňuje přibližně odstranění vrstvy dentinu v obvodu kanálku o tloušťce 60 až 75 mm. Dlabavý pohyb v kombinaci se těsným kontaktem nástroje s obvodem kanálkové stěny odstraňuje dentin abrazi [Peters et al., 2010].

Optimum Glide Path (OGP) – optimální sestupová dráha

Tento pohyb vyvinula také společnost J Morita (J Morita MFG. CORP Kyoto, Japonsko) a lze jej použít k dosažení sestupové dráhy a průchodnosti. Rotační nástroje s malou velikostí (č. 10, č. 15 a č. 20) lze použít s jemnými pohyby střídavé symetrické a asymetrické rotace, simulující částečné rozšíření a průzkum. [Gavini et al., 2018].

3.2.7 Fraktury nikel-titanových nástrojů

V endodontické praxi se čím dál tím častěji používají zmíněné rotační nikel-titanové endodontické nástroje, a to především díky jejich výjimečným vlastnostem. Vzhledem k jejich flexibilitě a designu jejich čepelí, je možné je použít v rotačním pohybu k přípravě a opracování kořenových kanálků, které jsou pro jiné nástroje těžko přístupné [Plotino et al., 2010].

Za zlomené rotační NiTi nástroje se považují nástroje, které selžou kvůli cyklické nebo torzní únavě nebo kombinací obou těchto druhů. Klinicky jsou NiTi rotační nástroje vystavené zatížení krutem i cyklické únavě a výzkum se stále pokouší o objasnění toho, kolik každý faktor přispívá k selhání nástroje [Plotino et al., 2009a].

K lomu u endodontických nástrojů může nastat hlavně dvěma mechanismy:

a) lom způsobený torzí

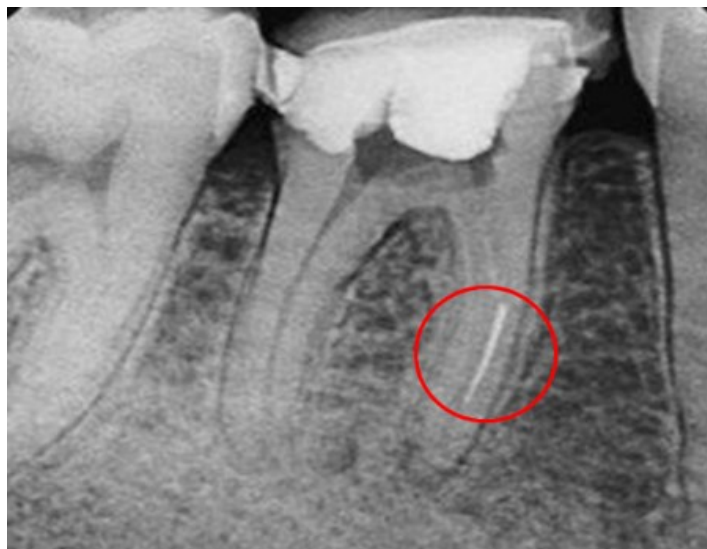
b) lom způsobený cyklickou únavou [Plotino et al., 2010].

K torznímu lomu dochází při zaseknutí nástroje v kanálku, zatímco jeho stopka se dále otáčí v endomotoru. K lomu způsobeného cyklickou únavou dochází při otáčení v zahnutém kanálku, kdy při rotaci je nástroj střídavě namáhán tahovým a tlakovým namáháním [Plotino et al., 2010].

O dopadu torzního lomu, únavy materiálu nebo lomu nikel-titanového (NiTi) rotačního nástroje způsobené kombinací torzního napětí a cyklické únavy se stále diskutuje. [Parashos et al., 2004] Únava materiálu se zdá být důležitým důvodem selhání rotačních nástrojů během klinického použití. Peng et al [Peng et al., 2005] klasifikovali většinu analyzovaných zlomených nástrojů jako vadu ohybu, z čehož vyplývá, že převládajícím mechanismem selhání materiálu je únava. V související studii uvedli Peng et al [Peng et al., 2005], že velká většina nástrojů (93 %) podle všeho selhala kvůli únavě v ohybu.

Pro srovnání, Sattapan et al [Sattapan et al., 2000] uvedli, že torzní zlomenina nastala v 55,7 % případů všech zlomených vrtáků, zatímco únava v ohybu se objevila u 44,3 % z nich. Tyto výsledky naznačily torzní selhání, které mohou být způsobeny použitím příliš velké apikální síly během instrumentace nebo jinými přispívajícími faktory, jako je již existující velikost kanálku. Vyskytovaly se častěji než únava z ohybu, která může být důsledkem použití v zakřivených kanálcích. Alapati et al [Alapati et al., 2005] předpokládali, že klinické zlomeniny nikel-titanových rotačních nástrojů byly z velké části způsobeny jen přetížením (což způsobuje tvárný lom) během instrumentace, spíše než jako výsledek značné únavy materiálu po velkém počtu zatěžovacích cyklů. Cheung a kol. [Cheung et al., 2005] zpochybnili makroskopické nebo laterální vyšetření samostatného vrtáku použitých v těchto studiích, které naznačují, že jsou vyžadovány pokročilejší techniky fraktografie k přesnému vyhodnocení typu zlomeniny.

Jak je již uvedeno výše, k fraktuře způsobené únavou ohybu konkrétního nástroje může dojít kvůli únavě materiálu. Endodontický nástroj není pevně ukotven v kořenovém kanálku, ale dochází k jeho volnému otáčení v zakřivení kořenového kanálku, nástroj je podroben cyklickému tahu nebo stlačení v bodě jeho maximálního ohybu, dokud nedojde k jeho zlomenině. Protože je nástroj držen ve statické poloze a pokračuje ve svém rotačním otáčení, je polovina aktivní části nástroje na své vnější straně napnutá, zatímco polovina aktivní části nástroje na své vnitřní straně křivky se nachází v tlaku. Toto cyklické napětí, tedy kompresní cyklus, způsobený rotací uvnitř zakřivených kanálků, pak zvyšuje cyklickou únavu nástroje v průběhu času a může být důležitým faktorem při budoucí a nečekané zlomenině nikel-titanového nástroje [Plotino et al., 2009a].



Obrázek 10 - Zlomenina nikel-titanového nástroje uvnitř kořenového kanálku
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

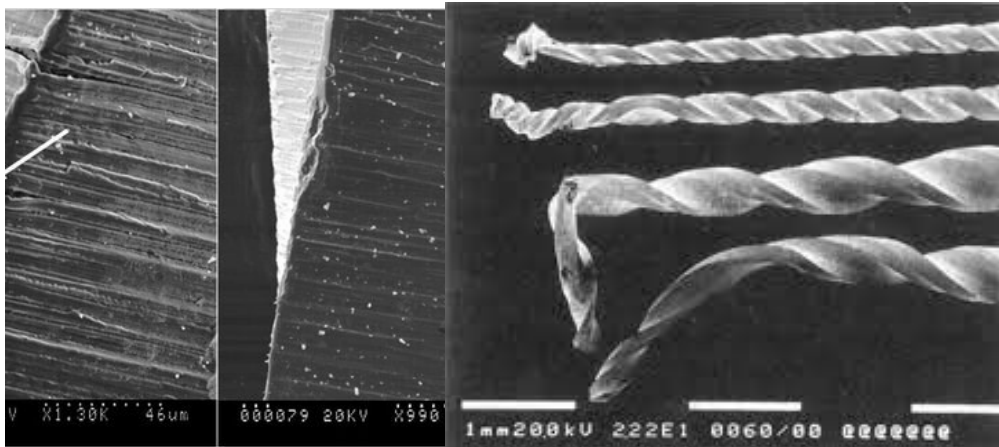
Konkrétní dopady torzního lomu, únavy kovu nebo konkrétně fraktura nikel-titanových rotačních nástrojů, způsobená kombinací torzního napětí a akumulace únavy materiálu, je v současné době stále předmětem diskusí.

Vědci, kteří zkoumali, jaký typ fraktury u nikel-titanových rotačních nástrojů během endodontického vyšetření převažuje, kategorizovali většinu analyzovaných zlomených nikel-titanových nástrojů jako poruchu v ohybu, z čehož vyplývá, že převládající mechanismus selhání představuje cyklická únava materiálu [Horská et al., 2017], [Peng et al., 2005].

V jiném souvisejícím výzkumu bylo zjištěno, že drtivá většina zkoumaných fraktur nikel-titanových nástrojů (93%) byla způsobena opětovně kvůli únavě v ohybu [Cheung et al., 2005]. Zajímavá studie byla provedena i samotným endodontistou, který po dobu 17 měsíců uchovával všechny jím použité nikel-titanové endodontické nástroje, a následně je podrobil analýze pod elektronovým mikroskopem, kde se ukázalo, že téměř všechny trpěly frakturami, a to v důsledku únavy materiálu [Ray et al., 2007], [Fišerová et al., 2015].

Pokud u nikel-titanových endodontických nástrojů během ošetření zubního kanálku dojde k jejich fraktuře, pak je to v drtivé většině případů na základě únavy materiálu. Tento jev může být vysvětlen na základě dalších pokusů, při kterých bylo zjištěno, že míra růstu únavových trhlin u nikel-titanové slitiny byla zjištěna údajně významně vyšší než u jiných kovů podobné síly. Jakmile se tedy mikrotrhlina u konkrétního nástroje vyskytne, může se rychle šířit a způsobit katastrofické selhání tohoto nástroje [Plotino et al., 2009a].

Předchozí většinové selhání nikel-titanového nástroje na základě únavy materiálu však bylo vyvráceno i několika dalšími studiemi, které během svých výzkumů jednoznačně nezjistili převažující selhání endodontických nástrojů kvůli cyklické únavě materiálu oproti možnosti torzní zlomeniny [Plotino et al., 2009a].



Obrázek 11 - Levá strana: mikrotrhliny na nástroji, Pravá strana: plasticky deformovaná špička nástroje
Zdroj: [Ray et al., 2007]

Někteří autoři se však domnívají, že lom u nikel-titanových rotačních nástrojů je spíše způsoben do značné míry pouze jediným incidentem přetížení, který následně způsobuje tvárnou zlomeninu během samotné instrumentace, nežli výsledkem významné únavy této slitiny po velkém množství jednotlivých zátěží, ke kterým dochází při opakovaných opracování kořenových kanálků [Plotino et al., 2009a].

Jinými slovy se domnívají, že stačí pouze jedno nevhodné přetížení nástroje během endodontického ošetření zubního kanálku, aby došlo k jeho lomu. Ke zlomeninám nástroje tedy zákonitě nemusí docházet na základě jeho četného používání. V případě, že není na nástroj vyvíjeno přetížení, nemusí u něj vůbec k fraktuře dojít.

Jak již bylo řečeno, k cyklické únavě materiálu nejčastěji dochází, pokud nástroj po delší dobu rotuje na volno v kořenovém kanálku, aniž by byl v tomto kanálku pevně ukotven, tím je tento nástroj vystaven napětí v tahu a kompresivnímu tlaku vznikajícímu díky jeho částečnému kontaktu se stěnami kanálku a částečnému volnoběhu nástroje. Držadlo nástroje na vnější straně zakřivení zažívá pnutí, zatímco se simultánně část ve vnitřní straně zakřivení nachází pod tlakem. Každá rotace v zakřiveném kanálku představuje jeden kompletní stresový cyklus pnutí a tlaku [Yang, 2015].

Tyto cykly se díky rotačnímu pohonu neustále opakují, což může způsobit těžší práci, horší výkonnost nástroje, vznik mikrofraktur nebo zalomení celého vnitřního kusu nikel-titanového nástroje uvnitř kořenového kanálku [Yang, 2015].

Únavová porucha nikel-titanového endodontického nástroje se objevuje ve svých třech stádiích, a to konkrétně.

- 1) Vznik trhliny a její rozvoj a její narůstání, které začínají na povrchu nástroje a vznikají v důsledku povrchové nerovnosti.
- 2) Šíření trhliny pokračujícím cyklickým namáháním.
- 3) Ultimátní tvarová fraktura, úplná fraktura nástroje se objeví spolu se zrnitostí hranic nebo mezi krystalografickými plány (tzv. štěpná fraktura) [Yang, 2015].

Odolnost nikel-titanových rotačních nástrojů vůči cyklické únavě je ovlivněna především úhlem a poloměrem zakřivení opracovávaného kořenového kanálku, a dále i velikostí a zúžením samotného nástroje [Grande et al., 2006].

V rámci odborných výzkumů bylo zkoumáno a testováno rozličné množství nikel-titanových nástrojů, a to o různých průměrech jejich aktivní části. Ve studii [Pruett et al., 1997] byly testovány endodontické nástroje opracovávající zubní kanálky, s poloměry

svých aktivních částí 2,5 a 10 milimetrů, se závěrem, že čím menší byl poloměr aktivní části nástroje, tím kratší byla jeho životnost při cyklické rotaci.

Podobného názoru jsou i další podobné studie, jejichž výsledky ukázaly, že zvětšený průměr v bodě maximálního zakřivení nástroje, který je určen velikostí a zúžením hrotu, zkracuje dobu zlomeniny [Mize et al., 1998]. Někteří odborníci na základě svých studií však s tímto názorem nesouhlasí, jedna studie tvrdí, že poloha zakřivení kanálu představuje faktor bezpečnosti nikl-titanových nástrojů. Pokud je konkrétní zakřivení lokalizováno v koronální části kořenového kanálku, je přístroj vystaven maximálnímu namáhání v oblasti, ve které je jeho průměr největší [F. Shehab, 2014].

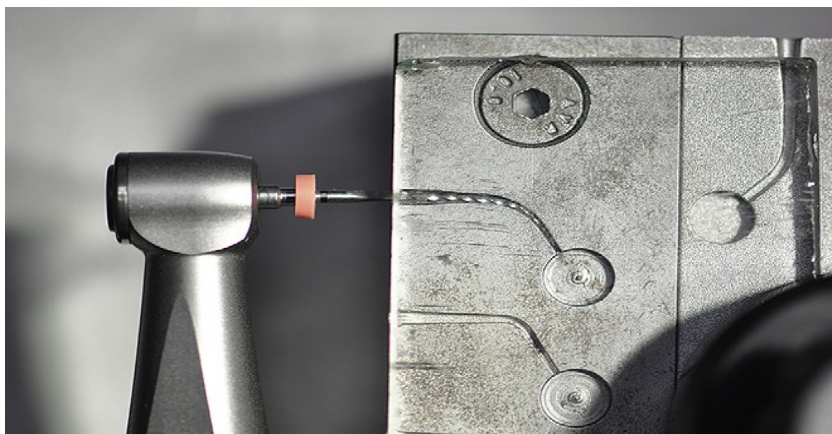
Dva výzkumy, které se nezávisle na sobě zajímaly o příčiny zlomenin nikl-titanových nástrojů v kořenových kanálcích prostřednictvím simulovaných zákroků, dospěly k závěru, že rychlost samotné rotace a tedy rychlost otáčení aktivních částí endodontických nástrojů v kořenovém kanálku nepředstavuje obecně významný faktor [Pruett et al., 1997].

Vliv morfologie rotačního nikl-titanového nástroje na jeho výkon byl již předmětem řady výzkumů. Jak a proč by konstrukce přístroje mohla ovlivnit jeho chování při cyklickém únavovém stresu, však zůstává doposud nejasným. Ve skutečnosti, když byly na stejném zařízení testovány nástroje stejné velikosti a zúžení, ale odlišného designu, tj. Profile, Hero a Quantec, výsledky jejich únavového stresu se dosti odlišovaly. Samostatná studie přesto zjistila, že konstrukce konkrétního nástroje neovlivnila odolnost proti únavě nástrojů stejné velikosti, v tomto případě nástrojů konstrukce typu ProFile a Quantec [Haïkel et al., 1999].

To by však následně znamenalo, že konkrétní zkoumaný endodontický nástroj byl ve skutečnosti ohnut méně, než bylo deklarováno v metodologii konkrétní studie. Minulé studie, které používaly válcové kovové trubky k testování cyklické únavové životnosti rotačních nikl-titanových nástrojů, uváděly, že trubky v zásadě neomezují držadla menších nástrojů [Plotino et al., 2009a]. Je tedy velmi důležité se zaměřit na to, jakými způsoby se v minulosti a v současné době testuje únava materiálu nikl-titanových nástrojů.

4 Hodnocení vlastností NiTi nástrojů

Ideální model pro testování rotačních přístrojů a jejich cyklické únavové životnosti materiálu by zahrnoval zakřivené kořenné kanálky v přirozeném zubu. V takových testech by však šlo použít zub pouze jednou, přičemž by se tvar kořenného kanálku během instrumentace změnil, což by znemožnilo standardizaci experimentálních podmínek. Z toho důvodu bylo během historie testování cyklické únavy nástrojů použito několika různých zařízení a několika různých in vitro metod ke zkoumání odolnosti vůči cyklickým únavovým lomům rotačních endodontických nikel-titanových nástrojů [Plotino et al., 2009a].



Obrázek 12 - Testování cyklické únavy materiálu
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

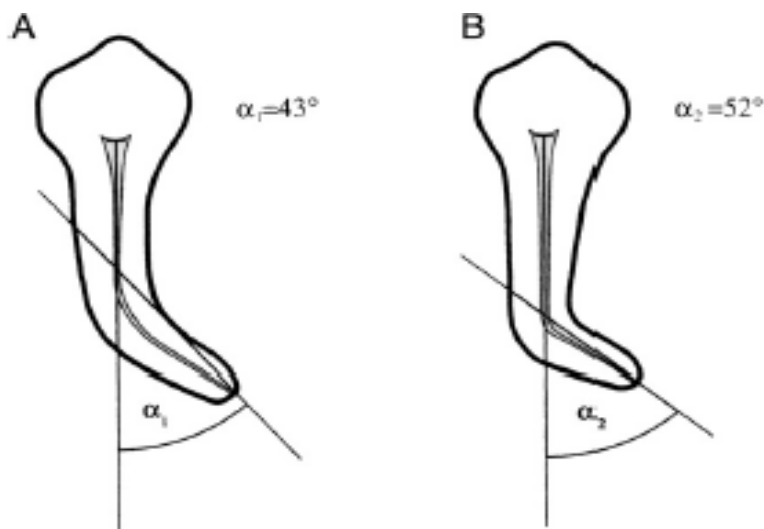
Test rotace pohybu představuje test, který se používá v rámci endodontické literatury pro únavové zkoušky rotačních nikel-titanových nástrojů. Zařízení používaná k testování odolnosti vůči cyklické únavě rotačních nikel-titanových nástrojů umožňují rotaci nástrojů až do bodu jejich lomu, a to prostřednictvím různých geometrických zakřivení [Plotino et al., 2009a].

Již roku 1986 Dederich a Zakariasen [Dederich and Zakariasen, 1986] zdůraznili, že potenciálním problémem při použití 360 stupňových nástrojů s rotačním motorem v zakřivených kanálcích byla únava kovového materiálu a následné poškození samotného zubního nástroje. Tato studie analyzovala účinek cyklického axiálního pohybu na poruchu nástroje z nerezové oceli poháněného motorem typu K. Silnostěnná pyrexová kapilára s lumenem o průměru 1 milimetru byla zahřátá a ohnutá na zakřivení představující středně zakřivený kořenný kanál, bez přesných parametrů zakřivení [Plotino et al., 2009a].

Přesné parametry, tedy úhel a poloměr obvodu, byly stanoveny díky odborné výzkumné práci z roku 1997, kterou sepsal Pruett a kolektiv [Pruett et al., 1997]. Úhel a poloměr obvodu byly stanoveny jako referenční parametry přijímané širokou odbornou veřejností, a to pro účely definování charakteristik zakřivení. Tato studie definovala parametry zakřivení kořenného kanálku přesnějším způsobem, než jaký se obecně do té doby používal v rámci endodontického výzkumu. Zakřivení kořenného kanálku bylo historicky definováno pomocí metody zavedené Schneiderem v roce 1971.

Tato metoda použila pouze jeden parametr k definování úhlu ve stupních. K určení stupně zakřivení kořene nakreslil Schneider [Schneider, 1971] přímku rovnoběžnou s dlouhou osou kanálu. Z apikálního foramen byla nakreslena druhá čára, která se protíná

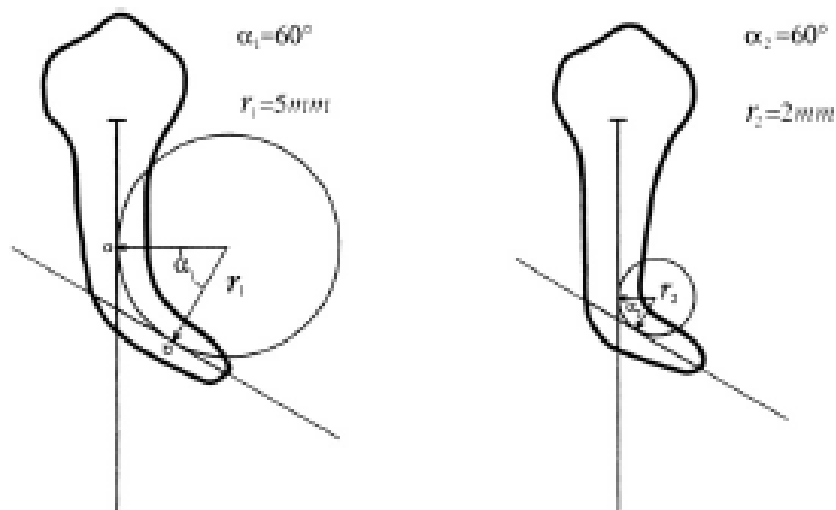
s první čarou v bodě, kde kanál začal opouštět dlouhou osu kanálu. Vytvořený ostrý úhel byl definován jako stupeň zakřivení kořene.



Obrázek 13 - Stupeň zakřivení kořenového kanálku získaný pomocí metody pro určení zakřivení kanálu pomocí pouze jednoho parametru k definování úhlu.
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Tvar jakéhokoli zakřivení kořenového kanálku přesněji popsal Pruett a kolektiv [Pruett et al., 1997], a to prostřednictvím dvou parametrů: úhlu zakřivení a poloměru zakřivení. K určení těchto parametrů byla nakreslena přímka podél dlouhé osy koronální přímé části kořenového kanálku. Druhá čára byla nakreslena podél dlouhé osy apikální přímé části kořenového kanálku. Na každé z těchto čar je bod, ve kterém se kanál odchyluje od začátku nebo od konce zakřivení kořenového kanálku.

Zakřivená část kořenového kanálku je reprezentována kruhem s tečnami v těchto dvou bodech. Úhel zakřivení představuje počet stupňů na oblouku kruhu mezi těmito dvěma body. Úhel zakřivení lze také definovat úhlem tvořeným svislými čarami nakreslenými z bodů odchylky, které se protínají ve středu kružnice. Délka těchto čar představuje poloměr kruhu a definuje poloměr zakřivení kanálu definovaný v milimetrech. Tento parametr představuje, jak náhle dojde k určitému úhlu zakřivení, když se kanál odchyluje od stanovené přímky. Čím menší je poloměr zakřivení, tím prudší je odchylka kořenového kanálku. Tyto dva parametry jsou na sobě nezávislé [Pruett et al., 1997].



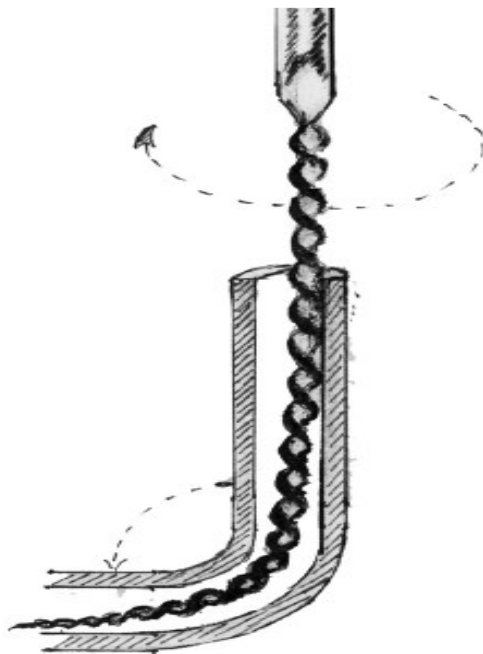
Obrázek 14 - Stanovení kanákové geometrie prostřednictvím úhlu zakřivení a poloměru zakřivení.

Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Několik studií použilo pro své výzkumy umělé kořenové kanálky, které byly konstruovány ohýbáním skleněných nebo kovových válcových trubek s různými vnitřními průměry a bodem maximálního zakřivení a pomocí různých poloměrů a úhlů zakřivení [Plotino et al., 2009a].

Anderson et al [Anderson et al., 2007] ve svém výzkumu použili skleněnou trubičku o vnitřním průměru 1,2 milimetrů, která byla ohnuta nad kovovým válcem a zakřivena nad kovovým válcem, což poskytlo poloměr zakřivení 5 milimetrů. Využili 45 a 90 stupňových úhlů zakřivení a bod maximálního zakřivení se vyskytoval 5 milimetrů od aktivní špičky endodontického nástroje.

Jiná studie [Galvão Barbosa et al., 2007] použila malou skleněnou trubičku s úhlem zakřivení 45 stupňů a poloměrem zakřivení 5 milimetrů, aniž by specifikovala vnitřní průměr trubice.



Obrázek 15 - Skleněné trubičky imitující kořenový kanálek.
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Umělé kořenové kanálky, které pro své výzkumy používaly Pruett a kolektiv [Pruett et al., 1997] či Mize a kolektiv [Mize et al., 1998], a jednalo se o jehly z nerezové oceli s vnitřním průměrem 0,83 milimetru. Poloměr zakřivení činil 2 milimetry a 5 milimetrů, a byl měřen k vnitřnímu okraji zakřivení vodicích částí. Tito autoři použili 30, 45 a 90 stupňový úhel zakřivení, přičemž bod maximálního zakřivení byl lokalizován 7 milimetrů od špičky nástroje.

V rámci dalšího výzkumu [Yared et al., 2000] byla použita 90 stupňová kovová trubička s vnitřním průměrem 2 milimetry, přičemž nebyl vůbec určen poloměr zakřivení ani přesné místa, kde byl umístěn bod maximálního zakřivení.

K vytvoření umělých kořenových kanálků, které by posloužily jako vhodná imitace pro testování únavy nikl-titanových endodontických nástrojů, použila další skupina vědců [Chaves Craveiro de Melo et al., 2002a] jehly z nerezové oceli s vnějším průměrem 1,6 milimetrů a 40 milimetrů dlouhé, které byly ohnuty pomocí měrky, aby tak poskytly poloměr zakřivení 5 milimetrů a úhel zakřivení o 45 stupních. Maximální oblast zakřivení byla umístěna přibližně 4,5 milimetru od špičky nikl-titanových nástrojů.

Lopes et al [Lopes et al., 2007] použil pro hodnocení únavy materiálu trubky z nerezové oceli s vnitřním průměrem 1,04 milimetru a poloměrem zakřivení 6 milimetrů. Autoři navíc použili dvě různé délky oblouků, protože i v zakřivených kořenových kanálcích o stejném poloměru je možné, že se mohou vyskytnout oblouky s různými délkami, které jsou navíc reprezentované i dvěma různými úhly s různými stupni. Z toho důvodu použili oblouk o délce 9,4 milimetru, pro který odpovídal úhel 90 stupňů, a oblouk o délce 14,1 milimetru, pro který odpovídal úhel o 135 stupních, při použití poloměru zakřivení, který se rovnal 6 milimetrům. K tomu využili přímou koronální část o délce 10,6 milimetrů, respektive 5,9 milimetrů, takže celková délka zakřivené a přímé části byla rovna 20 milimetrům.

Jinou možnost využil Bui et al [Bui et al., 2008] , který použil pro hodnocení endodontických nástrojů umělé kořenové kanálky, které byly zkonstruovány ohnutím tupé jehly Monojet z nerezové oceli o průměru 16 milimetrů do poloměru zakřivení o 5 milimetrech a úhlu zakřivení o 30, 45 a 60 stupních. Bod maximálního zakřivení byl lokalizován do oblasti 7 milimetrů od samotné špičky endodontického nástroje.

Na podobném principu jako již zmíněný tým Pruetta, zkonstruoval Kramkowski [Kramkowski and Bahcall, 2009] umělé kořenové kanálky ohnutím trubiček z korozivzdorné oceli. Dva umělé kořenové kanálky byly ohnuté na poloměr zakřivení 5 milimetrů s úhly zakřivení 45 a 60 stupňů. Střed poloměru v zakřivené části kanálku byl umístěn ve vzdálenosti 7 milimetrů od špičky nikl-titanového nástroje. Tyto uměle vytvořené kořenové kanálky byly následně výzkumníky vloženy do předvrtaných akrylových bloků pro montáž do pevného přípravku na platformě nástroje, aby mohly být podrobeny hodnocení cyklické únavy materiálu. Přístroj byl umístěn na opačném konci rotačního násadce, který byl upevněn v jisté vzdálenosti, takže pilníky vyčnívaly přibližně 2 milimetry z konce trubice. Mezi každý testovaný vrtáček byl aplikován silikonový sprej, a to z důvodu zvlhčení a odstranění nečistot.

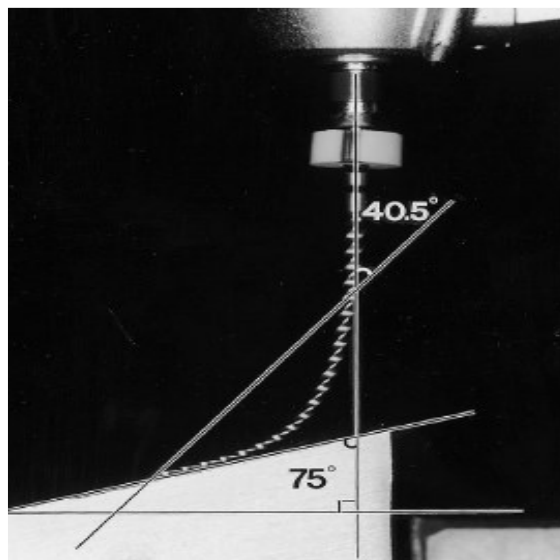
Všechny předešlé výzkumy využívaly pro svá měření uměle vytvořených skleněných trubek, které měly za úkol imitovat kořenový kanálek zubu. Uměle vytvořené válcové trubičky však nebyly schopné dostatečně omezit aktivní část nikl-titanového endodontického nástroje, který se za těchto podmínek navracel a pružil zpět do svého původního přímého tvaru, zarovnával se do trajektorie většího poloměru a zmenšeného úhlu [Plotino et al., 2009a].

Vzhledem k tomu, že vnitřní průměr trubiček ze skla nebo kovu je větší než průměr konkrétních endodontických nástrojů, bude nástroj otáčený v trubici sledovat trajektorii, kterou nelze předvídat, a která je navíc zcela bez parametrů, jako je poloměr zakřivení, úhel zakřivení a bod maximálního zakřivení, které vznikají při stavbě umělých kořenových kanálků. Mimo to, bude každý nástroj v závislosti na velikosti svého hrotu, své kuželovitosti, svém designu, své délce držadla, a svých konkrétních morfologických a geometrických rysech následovat svou vlastní trajektorii v takto vytvořených trubkách, které, jak již bylo zmíněno, dostatečně neomezují aktivní část nástrojů, zejména těch menších [Plotino et al., 2009a].

Pokud nástroje stejných rozměrů sledují v testovacím zařízení různé trajektorie, může být obtížné stanovit přímé srovnání mezi nástroji různých značek, a navíc, získané výsledky mohou být nespolehlivé a nekonzistentní. Dalším problémem volného umělého kanálku je to, že vrtáček může v tomto prostoru volně „chodit“ nebo vibrovat, což vede ke změně velikosti napětí a případně i k odchylkám ve výsledcích [Plotino et al., 2009a].

Ounsi et al [Ounsi et al., 2007] použili ve svém výzkumu model z nerezové oceli navržený na míru, který měl více napodobit prostor kořenového kanálku o šířce 2 milimetrů. Konstantní průměr dutiny, která představovala skutečný zakřivený kořenový kanálek, však disponoval stejnými problémy jako předchozí trubicová zařízení, a to nedostatkem reprodukovatelnosti skutečné trajektorie následované různými nástroji.

V jiných studiích [Li et al., 2002] bylo zakřivení rotačního nástroje vytvořeno při práci proti šikmému kovovému bloku pomocí drážky obrobenej do čela bloku, aby se tak vrtáček udržel na místě během celého testovacího cyklu. Blok disponoval dostatečnou tvrdostí, tak aby odolal činnosti endodontického rotačního nástroje. Různé úhly zakřivení použité v těchto studiích byly stanoveny podle Schneiderovy metody.



Obrázek 16 - Nakloněná rovina použitá k vytvoření zakřivení rotačního nástroje pracujícího proti šikmému kovovému bloku. Drážka obrobená do čela bloku udržuje nástroj během testování na místě
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Navzdory tomu, že poloměr zakřivení byl uznán jako nejdůležitější faktor, který ovlivňuje cyklickou únavu materiálu, výše zmíněná studie měřila zakřivení podle Schneiderovy metody, která bere v úvahu pouze úhel zakřivení, a nikoli důležitější poloměr zakřivení. Kromě toho není jasné, zda je 2 milimetry široká drážka schopna omezit malý hrot endodontického nástroje tak, aby udržela vrtáček na místě během zkoušky. Kromě toho pomocí dříve popsaného zařízení není bod, ve kterém nástroj začne opouštět stanovenou dlouhou osu nástroje, předvídatelný a do značné míry závisí na fyzikálních a geometrických vlastnostech každého konkrétního zkoumaného nástroje [Plotino et al., 2009a].

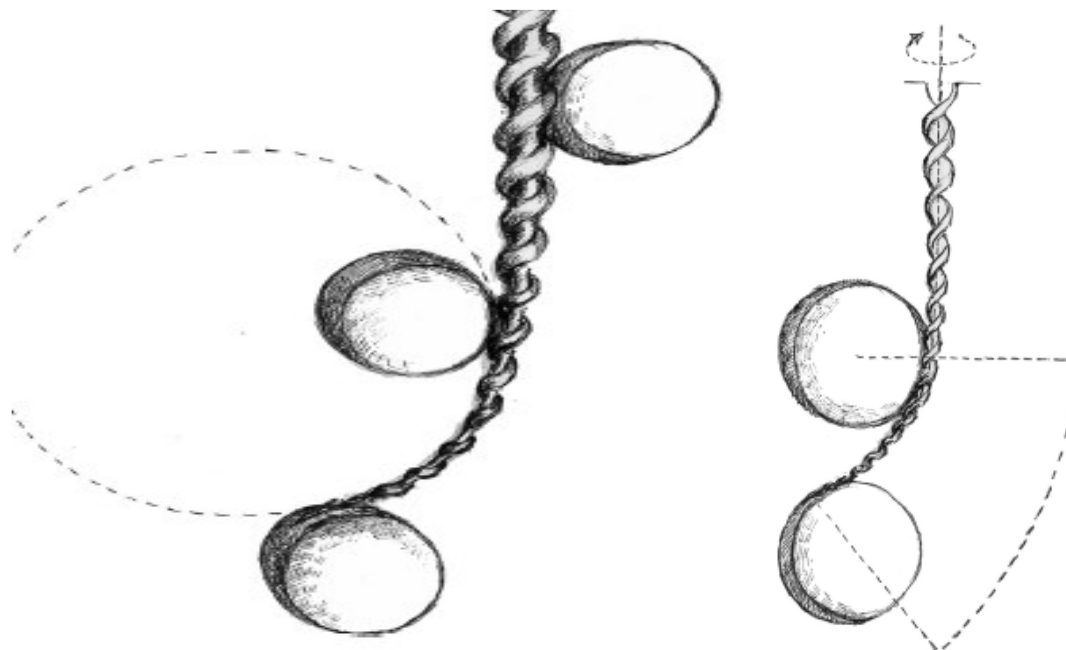
Přesně stanovit tento konkrétní bod se ukázalo jako velmi obtížný úkol, není-li totiž nástroj dostatečně omezen v přesné trajektorii, koronální část nástroje se začne postupně vzdalovat od dlouhé osy nástroje. A z tohoto důvodu se volba tohoto bodu může značně lišit a vypočítaný úhel může disponovat velkou variabilitou. Dále není možné přesně určit bod maximálního zakřivení, protože fyzikální a geometrické vlastnosti různých nástrojů mohou určovat různé vlastnosti ohybu, takže bod maximálního zakřivení může ležet v různých bodech a v jiné vzdálenosti od špičky každého zkoumaného nástroje [Plotino et al., 2009a].

Pokud bude testování probíhat pro všechny zkoumané nástroje v konkrétně daném úhlu, aby byla zajištěna konzistence výzkumu, vlastnosti ohybu různých nástrojů budou vykazovat různé úhly zakřivení, čímž dojde k ovlivnění výsledků a jejich požadovaného porovnání [Plotino et al., 2009a].

Aby došlo k omezení těchto problémů, Cheung et al [Cheung et al., 2007] během výzkumu omezili přístroj do konkrétního zakřivení pomocí tří čepů z nerezové oceli. Konkrétně, použili tři hladké válcové čepy o průměru 2 milimetrů z nerezové oceli s vysokou tvrdostí, které namontovali do akrylových podložek, které byly nastavené do vodorovného směru. Poloha těchto čepů určila zakřivení zkoumaného nástroje. Malá drážka ve tvaru písmene V připravená na nejnižším čepu udržovala stálou polohu hrotu nástroje během rotačních cyklů. Ve zkoušce tříbodovým ohybem nikl-titanových nástrojů bylo však hlášeno, že takové omezení vytvoří kruhové zakřivení. Endodontické nikl-titanové nástroje jsou

zúžené a mají různý průřezový design. Různé vlastnosti ohybu různých nástrojů a různé vlastnosti ohybu mezi koronální a apikální částí stejného nástroje mohou určovat odlišnou trajektorii mezi kolíky, pokud přístroj není pevně a přesně omezen [Cheung et al., 2007].

V podobném zařízení testovali nikel-titanové nástroje na únavu i další studie [Zinelis et al., 2010]. Toto zařízení umožňovalo testování nástrojů v rotační ohybové poloze uvnitř vodítka, které mělo formu umělého kořenového kanálku vyrytého na povrchu pouze dvou čepů z tvrdé oceli, aby došlo k omezení nástroje ve zvolené trajektorii. Nástroje se otáčely uvnitř umělého kanálu 5 milimetrovým ohýbacím obloukovým zakřivením, při konstantní rychlosti 200 ot / min, aniž by byl určen úhel a poloměr zakřivení.

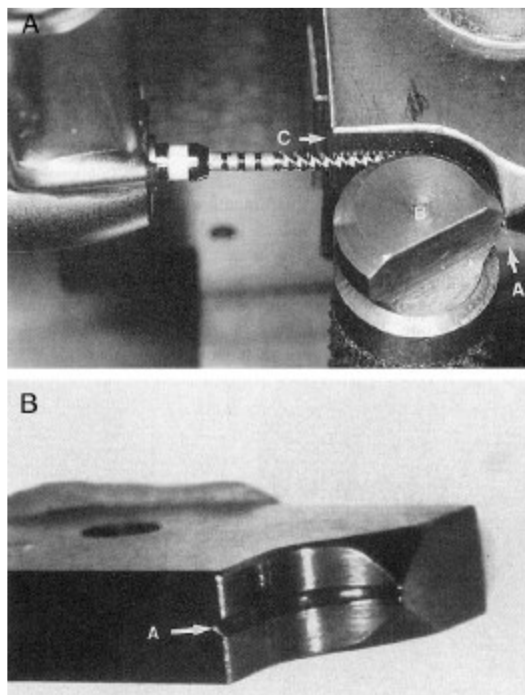


Obrázek 17 - Zařízení se 3 čepy, a zařízení se 2 čepy

Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Jiné studie používají umělý kořenový kanálek, který sestává z drážkovaného konkávního kaleného ocelového bloku a konvextemperovaného ocelového válce, které, pokud drží pohromadě a jsou připevněny k sobě, zaručují ideální zakřivení nástrojů. Konkávní poloměr bloku obsahuje vroubkovaný tvar písmene V pro správné vedení nástrojů a je konstruován s různými poloměry a úhly zakřivení. Konkávní drážkovaný blok sestavy použité v těchto studiích představuje část umělého kořenového kanálku, kterým je veden zkoumaný nástroj. Tato trajektorie je dána vnějším povrchem nástroje, nikoli jeho osou, což má za následek odlišné skutečné trajektorie nástrojů s různým zúžením [Plotino et al., 2009a].

Konvexní válec je v kontaktu se zúženým nástrojem, takže nástroj se může volně pohybovat, přičemž poloměr a úhel zakřivení nemusí být opakovatelnými veličinami. Dále je obtížné přesně kontrolovat hloubku nástroje v těchto zařízeních, takže bod nástroje, který leží ve středu zakřivení, se může volně měnit [Plotino et al., 2009a].

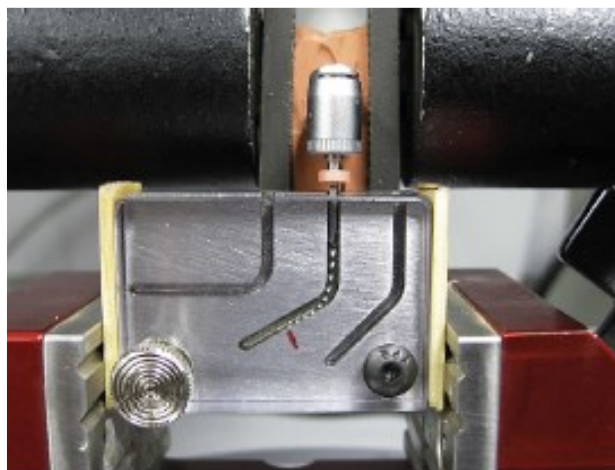


Obrázek 18 - (A) Drážkovaný blok a nástroj ukazující vztah válce z temperované oceli ke tvaru poloměru, aby bylo zaručeno zakřivení nástrojů. (B) Poloměr se tvoří s V-drážkou pro vedení nástroje.

Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Larsen et al [Larsen et al., 2009] testovali nikl-titanové nástroje v kovovém bloku se simulovaným kořenovým kanálkem s úhlem zakřivení 60 stupňů a poloměrem zakřivení 3 milimetry do středu kanálu o šířce 1,5 milimetru. Blok byl vyroben z nerezové oceli řady 300. Otočný akrylový vrchní kryt umožňoval přímou vizualizaci nástrojů rotujících v umělém kanálku a odstraňování rozbitých nástrojů mezi jednotlivými testy. Marker permanentního červeného inkoustu byl umístěn na 19 milimetrový kovový blok, a to pro standardizaci umístění zkoušeného nástroje.

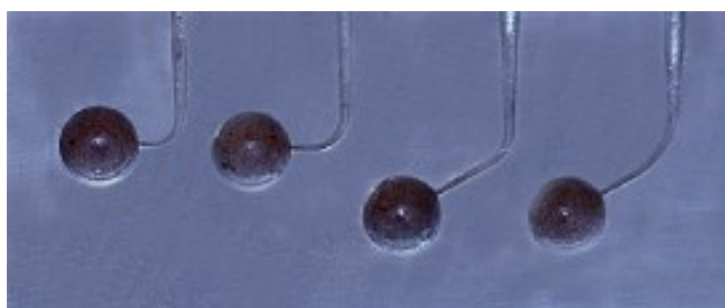
Z níže přiloženého obrázku, který zachycuje výše popsanou sestavu při pokusech Larsena je patrné, že válcový kanál drážkovaný v kovovém bloku nebyl schopen utěsnit testovaný nástroj v přesné trajektorii, a že vložení nástrojů do stejné hloubky může být obtížným úkolem [Plotino et al., 2009a].



Obrázek 19 - Experimentální model, který použil Larsen a kolektiv (2009)
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Jiné studie se pokusily tento problém překonat výrobou umělého kořenového kanálku, který by reprodukoval velikost a potřebné zúžení nástroje, čímž by poskytl nástroji vhodnou trajektorii. Aby byla zajištěna přesnost velikosti každého kořenového kanálku, byl vyfrézován měděný duplikát každého konkrétního nástroje, čímž byla zvětšena původní velikost nástroje o 0,1 milimetr pomocí počítačového numerického řídicího obráběcího stroje. Měděné duplikáty byly konstruovány podle parametrů zakřivení, které byly vybrány pro studii. S těmito negativy byly umělé kořenové kanálky vyrobeny pomocí hloubkového elektroerozivního obráběcího procesu v bloku z nerezové oceli [Plotino et al., 2009a].

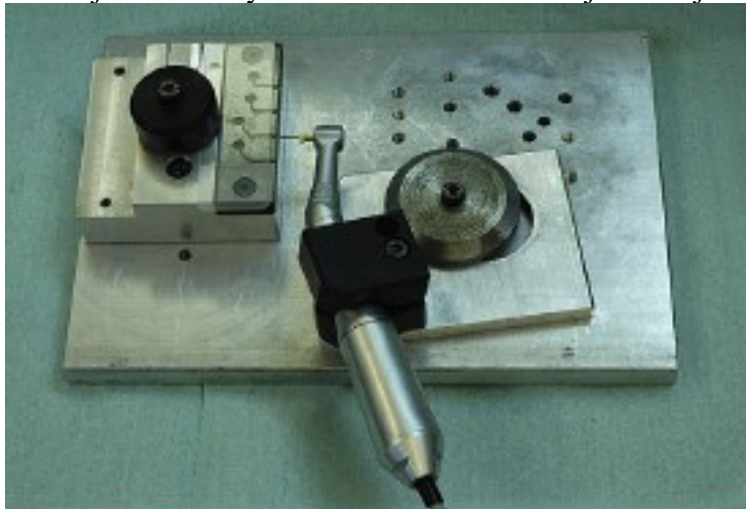
Bloky byly tepelně upraveny kalením, a hloubka každého umělého kořenového kanálku byla obrobena na maximální průměr nikl-titanového nástroje +0,1 milimetr, což umožnilo nástroji volně se otáčet uvnitř umělého kanálu. Na rozměry každého nástroje, který měl být testován, šlo zkonstruovat simulovaný kořenový kanál s přesným úhlem a poloměrem zakřivení. Všechny konkrétní parametry, konkrétně konkrétní úhel a poloměr zakřivení a poloha středového zakřivení, mohou být zvoleny samotným výzkumníkem, a to již před konstrukcí samotného umělého kořenového kanálku, tak, aby bylo možné použít každý typ trajektorie k testování zvolených endodontických nástrojů [Cheung et al., 2007].



Obrázek 20 - Umělé kořenové kanálky konstruované s různými typy zakřivení umožňují zkoušet nástroje v různých podmínkách, a to za účelem získání úplného obrazu o únavovém chování přístrojů.
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Ve skutečnosti je do jisté míry důležité zkoušet endodontické nástroje při různých zakřiveních, aby se získal úplný obraz o únavovém chování těchto nástrojů. Umělý kořenový

kanálek byl vyfrézován na bloku z nerezové oceli, který byl následně připojen k hlavnímu rámu, ke kterému byla připojena mobilní plastová podpora pro násadec. Zubní násadec byl namontován na mobilní zařízení, které umožňovalo přesné a jednoduché umístění každého zkoušeného nikl-titanového nástroje uvnitř umělého kořenového kanálku, čímž bylo zajištěno trojrozměrné vyrovnání a umístění nástrojů do stejné hloubky.



Obrázek 21 - Zubní násadec namontovaný na mobilním bloku s nástrojem vloženým do umělého kořenového kanálku
Zdroj: [Plotino et al., 2009a]

Umělý kořenový kanálek u předchozího zařízení byl přikryt tvrzeným sklem, aby se zabránilo vyklouznutí nástroje, a aby bylo možné pozorovat zkoumaný rotující nikl-titanový nástroj při pokusu samotném. Frakturu nástroje bylo lehké odhalit, protože nástroje byly viditelné skrz skleněné okno. Aby se snížilo tření vrtáčku, který se dotýkal stěn umělého kořenového kanálku, byl použit k namazání mechanických částí speciální vysoce výkonný syntetický olej. A jelikož bylo prokázáno, že podmínky prostředí významně ovlivňují únavové chování rotačních nikl-titanových nástrojů, a současně bylo únavové testování navrženo v prostředí podobném provozním podmínkám, může být při těchto zkouškách jako mazivo použit chlornan sodný [Plotino et al., 2009a].

Předložené zařízení se snažilo překonat omezení předchozích experimentálních modelů, použitých při testování únavy nikl-titanových endodontických nástrojů. Každý umělý kořenový kanálek byl v tomto modelu speciálně navržen pro každý nástroj zvlášť, a to z hlediska jeho velikosti a zúžení, což poskytlo výzkumu přesnou trajektorii jednotlivých zkoumaných nástrojů. Pokud není umělý kořenový kanálek totožný tvarem a velikostí s konkrétním přístrojem, trajektorie nástroje nebude reagovat stejně, což má během zkoušky za následek snížené zakřivení, a to může ovlivnit samotné výsledky cyklických únavových zkoušek nikl-titanových nástrojů.

Zveřejněná studie ukázala, že pokud uměle vytvořený kořenový kanálek dostatečně neomezuje aktivní část nástroje, tak má tato část tendenci pružit zpět do svého původního přímého tvaru a vyrovnávat se trajektorii většího poloměru a menšího úhlu. Studie uvádí, že čím menší je adaptace nikl-titanového nástroje na uměle vytvořený kanál, tím větší jsou rozdíly v parametrech zkoumaného zakřivení [Cheung et al., 2007].

Zdá se, že umělý kořenový kanálek, který je vyrobený výše popsaným způsobem, zaručuje, že různé rotační nikl-titanové nástroje mohou sledovat danou přesnou a opakovatelnou trajektorii, pokud jde o poloměr a úhel zakřivení. To konkrétně může zajistit

rovnocenné výsledky mezi různými endodontickými nástroji testovanými na únavovou životnost [Plotino et al., 2009b].

4.1 Mikroskopie

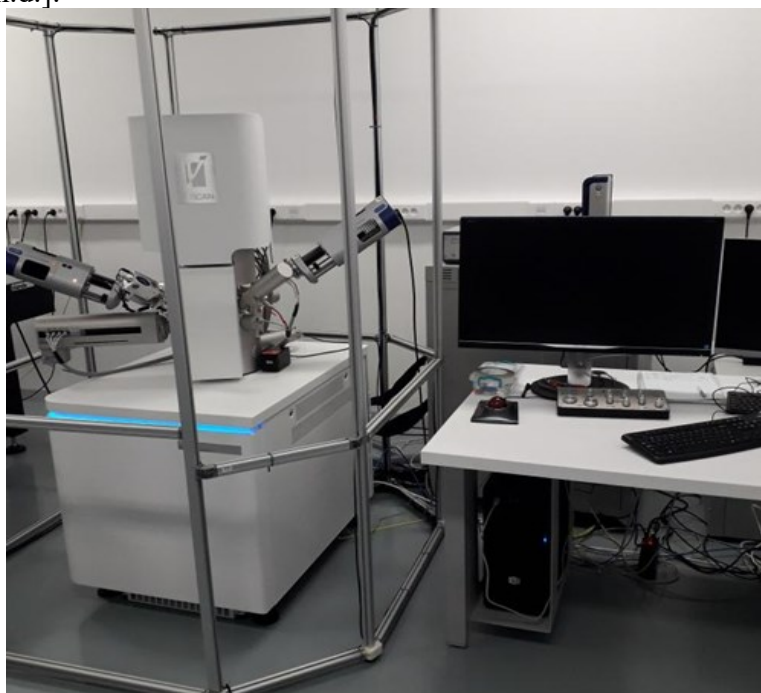
Elektronové mikroskopy patří do významných objevů dvacátého století. Elektronové mikroskopy (SEM, TEM) jsou díky svému zvětšení a rozlišení tím nejlepším, s čím je možno se mezi mikroskopy setkat. Na rozdíl od nejrozšířenějších světelných mikroskopů, které k zobrazení využívají světelných paprsků, v elektronové mikroskopii je využíváno k zobrazení proudu elektronů. Transmisní elektronový mikroskop (zkráceně TEM), je prvním mikroskopem, na kterém byl spatřen atom. Elektronové mikroskopy dávají obrovské možnosti k analýze a výzkumu nejrůznějších materiálů a vzorků, přesto nejsou moc rozšířeny, a to hlavně kvůli jejich vysoké pořizovací ceně [Karlík, 2011].

Princip elektronového mikroskopu

Elektronová mikroskopie je metoda, jež umožňuje studium mikrostruktury zkoumaných objektů. Světelné paprsky jsou zde substituovány svazkem urychlených elektronů, jehož vlnová délka, která je výrazně nižší než vlnová délka světla, je závislá na urychlujícím napětí [Karlík, 2011].

Skenovací elektronová mikroskopie – SEM

SEM (Scanning Electron Microscope), někdy také označována jako rastrovací elektronová mikroskopie, je technikou elektronové mikroskopie. V jistém směru lze tuto metodu považovat za analogii světelného mikroskopu, ale obrovskou výhodou SEM oproti světelnému mikroskopu je jeho veliké rozlišení a hloubka ostrosti. Princip této metody spočívá v detekování sekundárních elektronů emitovaných preparátem po interakci s primárním svazkem elektronů. Primární svazek elektronů je soustředěn do velmi malého bodu a skenuje „řádkuje“ povrch řádek po řádku [“Queue | Moderní světelná a elektronová mikroskopie,” n.d.].



Obrázek 22 - Rastrovací elektronový mikroskop Tescan Mira 3
Zdroj: [“Rastrovací elektronový mikroskop Tescan Mira 3 | FZU,” n.d.]

4.2 Mikrotvrdoměry

Měření mikrotvrdomosti

Pojmem tvrdost se rozumí odolnost povrchu materiálu proti vzniku místního porušení vlivem působení cizího tělesa. Zkoušky tvrdosti lze seřadit do zkoušek destruktivních, jež se rozdělují na statické či dynamické, a dále na odrazové či vnikací [Píšek, n.d.].

Dílčí zkoušky je také možno dělit dle tvaru a velikosti vnikacího indentoru, velikosti zatěžující síly nebo způsobem vyhodnocování. Mezi základní a nejpoužívanější zkoušky tvrdosti patří zkoušky dle Brinella, Rockwella, Vickerse a zkouška mikrotvrdomosti dle Vickerse [Píšek, n.d.].

Zkouška tvrdosti dle Vickerse

Zkoušku tvrdosti dle Vickerse lze zařadit mezi nepřesnější užívané zkoušky tvrdosti pro všechny typy materiálů. Tuto zkoušku lze nalézt v normě ČSN EN ISO 6507-1 z roku 2018 a tvrdost vyhodnocená touto zkouškou se značí HV [“Metoda Vickers | JD Dvořák - Zkušební technika,” n.d.].

Tento test se nejčastěji provádí za okolní teploty 10 °C až 35 °C, případně v řízených podmínkách při teplotě 23 ± 5 °C. V případě, že je zkouška prováděna při jiných než výše uvedených teplotách, je nutné tento fakt uvést ve zkušebním protokolu. Jedná se o zkoušku, kdy se do materiálu vtlačuje indentor ve tvaru pravidelného čtyřbokého jehlanu se čtvercovou základnou a vrcholovým úhlem 136° [“Metoda Vickers | JD Dvořák - Zkušební technika,” n.d.].

Zkoušku tvrdosti dle Vickerse lze obecně rozdělit dle tří různých rozsahů zkušebního zatížení. Rozdělení těchto zatížení je znázorněno níže v tabulce č.2.

Tabulka 2 - Zkoušky tvrdosti

Rozsahy zkušebního zatížení, F [N]	Značka tvrdosti	Význam
$F \geq 49,03$	$\geq HV 5$	Zkouška tvrdosti dle Vickerse
$1,961 \leq F < 49,03$	HV 0,2 až < HV 5	Zkouška tvrdosti dle Vickerse při nízkém zatížení
$0,009\ 807 \leq F < 1,961$	HV 0,001 až < HV 0,2	Zkouška mikrotvrdomosti dle Vickerse

Zdroj: [“Metoda Vickers | JD Dvořák - Zkušební technika,” n.d.]

Zkouška mikrotvrdomosti dle Vickerse se od zkoušky makrotvrdomosti dle Vickerse se odlišuje jen velikostí působícího zatížení a také nutností použití mikroskopu pro hodnocení velikosti vtisků z důvodu, že vtisk nedosahuje takových rozměrů jako u zkoušek makrotvrdomosti.

Zatímco při zkoušení makrotvrdomosti se určuje tvrdost materiálu jako krystalického celku, v případě mikrotvrdomosti je možné určit tvrdost dílčích strukturních složek materiálu. Díky tomu je možné určit různé nestejnorodosti materiálu, např. v závislosti na chemickém složení, způsobu zpracování či submikroskopickém uspořádání. Jelikož je u této zkoušky používáno mnohem nižší zatížení než u zkoušky makrotvrdomosti, je nutné, aby byl zkoušený materiál připraven obdobným způsobem jako při mikroskopickém pozorování, tzn. je proveden výbrus, následně se tento povrch vyleští a v závěru je možné provést naleptání pro vyvolání jednotlivých struktur.

4.3 Typy únavového selhání rotačních NiTi nástrojů

K selhání rotačního NiTi dochází torzním a/nebo cyklickým zatížením. Ačkoli se tato dizertační práce zaměřuje na cyklické selhání, je možné, že torzní únava hraje roli, a tudíž vyžaduje vysvětlení. Torze nastává, když je nástroj otočen kolem své osy, když je jeden konec pevný a je velmi důležité jakým způsobem je nástroj manipulován uvnitř kanálku. Pokaždé, když se rotující nástroj setká s odporem, například tvrdší dentin nebo úzký průměr kanálku, je vystaven torznímu napětí a v extrémních případech, kdy je odpor velmi vysoký se nástroj může ulomit [Bahia et al., 2008]. Faktory určující točivý moment podél NiTi vrtáku zahrnují kontaktní oblast mezi vrtákem a stěnou kanálku, průměr nástroje, apikální sílu a předoperační objem kanálku [Braga et al., 2013].

Použití rotačních NiTi nástrojů je klasifikováno jako nízkocyklové s (200–2 000 ot / min), ale s vysokou amplitudou deformace (> 2,5%) a může být až 15%. To má za následek krátkou únavovou životnost nástrojů [Young and Van Vliet, 2005]. Cyklické selhání je konečným důsledkem otáčení nástroje v zakřivení. Je to důsledek opakujícího se napětí, které je mnohem nižší než to napětí, které by způsobilo selhání při jednorázovém zatížení [Jamleh et al., 2012]. Průměrný počet otáček nakonec povede k separaci/ulomení nástrojů [Gutmann and Gao, 2012b], [Larsen et al., 2009].

Tady však existuje určitá neshoda, protože někteří autoři věří, že přetížení točivého momentu je častější formou selhání [Braga et al., 2013]. Navíc se zdá, že zvýšení torze, které je nástroj vystaven, snižuje jeho odolnost vůči cyklické únavě a naopak [Bahia et al., 2008]. Navzdory neshodám o nejrozšířenější příčině selhání nástroje, torzní nebo cyklické, lze s jistotou předpokládat, že obě hrají důležitou roli při únavovém selhání nástroje. To vedlo ke klasifikaci únavového selhání jako torzní, cyklické nebo kombinované [Parashos and Messer, 2006].

4.4 Chování NiTi při cyklickém zatížení

Uniaxiální (síly v jednom směru) vztahy tah-napětí-deformace jsou velmi předvídatelné ve srovnání s komplexními cyklickými vztahy napětí-deformace pro NiTi. Únava NiTi u nízkého cyklování a vysoké amplitudě nastává se startovacími parametry, které se nacházejí v bodě buď indukované martenzitové roviny nebo u martenzitové reorientace (MR). To je důvod, proč selhání rotačních NiTi nástrojů je často neočekávané. Je známo, že větší napětí je získané u první napínací části cyklu než u odpovídající kompresní části. Při neustálém cyklování se NiTi posunuje ve směru tahu, tj. prodlužuje se. Tohle platí jak pro austenit, tak pro tepelný martenzit a indikuje mikrostrukturální změny, ke kterým dochází uvnitř materiálů [Robertson et al., 2012].

Mechanismus selhání cyklické únavy

Analýza konečných prvků (FEA – final element analysis) používá matematické modelování k určení polohy a rozložení napětí v cyklistickém nástroji s definovanými vlastnostmi materiálu, geometrií a podmínkách zatížení. FEA potvrdila, že bod lomu je blízko umístění maxima napětí a standardní odchylka mezi vypočtenými a skutečnými lomovými body klesá se zvýšeným zakřivením [Lee et al., 2011].

Výrobní proces, během kterého jsou vrtáky vybroušeny z drátu hraje velmi důležitou roli při zahájení růstu trhlin. Důvodem je proces mechanického broušení produkující oblasti pracovního tvrdnutí a křehkosti na povrchu vrtáku, které jsou více náchylné k praskání, protože v těchto oblastech je soustředěno napětí. Přítomnost příměsí nebo nečistoty ve slitině nebo na povrchu během zpracování vedou k oblastem slabosti podél kterých se mohou šířit trhliny [Parashos and Messer, 2006].

Další studie také poznamenaly, že trhliny se šíří podél rovných, strojem opracovaných linií a že takové dráhy urychlují proces šíření trhlín. Povrchní praskání je typický pro křehkost, jakmile zbývající materiál nemůže odolat namáhání selže morfologií tvárné zlomeniny [Condorelli et al., 2010].

Čím je materiál tvárnější, tím větší bude jeho odolnost vůči cyklické únavě. [Shen et al., 2016] Šíření trhlín v austenitu probíhá prostřednictvím několika nerozvětvených trhlín, jelikož austenit existuje pouze v jedné krystalické formě. V martenzitu postupuje šíření trhlín prostřednictvím velmi mnoho rozvětvených trhlín, díky mnoha (šestnácti) variantám martenzitu, a to zpomaluje proces únavy a prodlužuje únavovou životnost [Figueiredo et al., 2009].

Klinické a testovací faktory, které ovlivňují počet cyklů do selhání (Nf)

Existuje několik faktorů, které ovlivňují životnost rotačních NiTi nástrojů během cyklického zatížení, včetně: pracovní rychlosti v otáčkách za sekundu, úhlu kanálku a poloměru zakřivení, geometrie nástroje, použití závlahy, povrchového potahu nebo povrchové úpravy nástroje, metalurgické charakteristiky NiTi slitiny, tepelného zpracování slitiny, točivého momentu a historie s autoklávem [Jamleh et al., 2012]. Celkově snad nejdůležitějším determinantem je flexibilita nástroje [Lee et al., 2011].

Kromě fyzických parametrů nástroje a podmínek, ve kterých pracuje, je také důležitým determinantem význam zkušeností operátora, který by rozhodně neměl být podceňován. [Lee et al., 2012] Tyto faktory nevyskytují samostatně, ale všechny působí současně a vedou ke zlomenině nástroje [Bhagabati et al., 2012]. Každý z těchto faktorů vyžaduje krátké vysvětlení.

Čím menší je poloměr zakřivení, ve kterém je rotační NiTi nástroj použit, tím těsnější/pevnější je ohyb, kterým musí vrták projít a tím dříve dojde k selhání [Inan et al., 2007]. To bylo potvrzeno v mnoha experimentech. I když flexibilnější nástroj v daném zakřivení přežije déle, zvýšení zakřivení kanálku sníží počet rotací do selhání pro daný nástroj [Lee et al., 2011]. Čím vyšší je rychlost otáčení, tím nižší je počet cyklů do selhání [Lopes et al., 2007]. To bylo potvrzeno v testech s použitím drátových předvýrobků [Young and Van Vliet, 2005].

Rychlost otáčení je obvykle určena výrobcem vrtáku a pohybuje se od přibližně 300–600 ot / min pro zařízení skládaná podél jejich délky, ale může být až 2 000 ot / min pro nástroje zúžené pouze na konci, například Lightspeed™.

Geometrie přístroje určuje objem NiTi v bodě maxima napětí a je známo, že čím větší je objem, tím větší je účinek cyklické únavy pro daný materiál. Testování používání vrtáků podobných objemů a různých geometrických tvarů konfigurace ukázalo významné rozdíly mezi Protaper™ a Mtwo™ rotačními NiTi nástroji. Matematické modely navíc prokázaly úzkou souvislost mezi konstrukcí nástroje a odolností proti cyklické únavě [Grande et al., 2006]. Amplituda napětí je úměrná průměru nástroje, takže užší nástroje jsou méně namáhané. Je také možné, že v důsledku mechanického zpracování než u větších nástrojů se inkluze/příměs z výrobního procesu v menších rotačních NiTi nástrojích více rozkládají a jsou méně schopné působit jako napětí.

Klinicky se vlastnosti NiTi nástroje mohou zhoršovat v přítomnosti chlornanu sodného, což je běžný irigant, to může také ovlivnit únavové poruchy [Topuz et al., 2008]. Obklopení NiTi nástroje v tekutině má ale účinek chladiče, což omezuje hromadění tepla v rotujících nástrojích a zvyšování Nf. Hromadění tepla se projevuje stresem vyvolané martenzitické transformace austenitu [Shen et al., 2011].

Zatímco byly stanoveny standardy pro testování torzní pevnosti a pružnosti ocelových nástrojů, v současné době neexistují žádné standardy pro testování odolnosti proti cyklické únavě rotačního NiTi nástroje [Plotino et al., 2009a].

Protože testování cyklické únavy rotačních NiTi nástrojů nebylo standardizováno, literatura má několik široce se lišících metod rotace nástrojů v zakřivení až do selhání. Ty sahají od ocelových trubek s různým poloměrem zakřivení a úhlů zakřivení po ohybové zkoušky se třemi kolíky a nastavení nakloněné roviny. Zdá se, že je potřeba standardizace testovacích protokolů, protože se ukázalo, že se některé nástroje chovají odlišně od jiných nástrojů s různými vlastnostmi ohybu ve stejném umělém kanálu, pokud není testovací kanálek konstruován na rozměry testovaných nástrojů [Plotino et al., 2010].

4.4.1 Vliv sterilizace v autoklávu na cyklickou únavu Ni-Ti nástroje

Jak již bylo uvedeno výše, selhání z důvodu cyklické únavy se stává nečekaně, bez předchozích známek deformace. K selhání dochází v důsledku alternujících se cyklů tahu – tlaku, které jsou generované v bodě maximálního ohybu nástroje při rotaci v zahnutém zubním kanálku. V literatuře již bylo zkoumaných mnoho proměnných, včetně operační rychlosti, designu nástrojů, ošetření kovových povrchů či dopadu irigačního roztoku.

Rovněž již bylo uvedeno, že mezi strategie ke zlepšení odolnosti vůči cyklické únavě NiTi rotačních nástrojů patří zlepšení výrobního procesu nebo využití nových slitin s lepšími vlastnostmi. Několik výrobců nově vyvinulo speciální termomechanické zpracování, s cílem vyrobit superelastickou NiTi slitinu, která obsahuje primárně martenzitickou fázi stabilní v klinických podmínkách. Tyto nové tepelně opracované nástroje (např. Twisted Files - TF, SybronEndo, Orange, Kalifornie; M-Wire, Dentsply-Tulsa Dental, Tulsa, Oklahoma) vykazují lepší fyzické a mechanické vlastnosti v porovnání s nástroji vyrobenými s klasickou NiTi slitinou [Yahata et al., 2009], [Zinelis et al., 2007], [Gambarini et al., 2008b], [Johnson et al., 2008], [Larsen et al., 2009].

V literatuře bylo navrženo, že tvarová paměť NiTi a superelastické vlastnosti jsou silně závislé na historii termomechanického zpracování vyráběných produktu [Zinelis et al., 2007] a následně bylo oznámeno, že dodatečné tepelné zpracování NiTi nástrojů během sterilizace v autoklávu mohou zvýšit jejich flexibilitu [Yahata et al., 2009]. Serene et al [Serene et al., 1995] ověřili, že Vickersova mikrotvrdoost se zvýšila přibližně o 18 % pro NiTi nástroje po jednu a pěti sterilizace v suchém teple nebo v autoklávu a představili hypotézu, že deformace vrtáků NiTi způsobená během klinického použití by mohla být negovaná použitím sterilizačních teplot nad 125 stupňů celsia. Melo et al [Chaves Craveiro de Melo et al., 2002b] také zaznamenali nárůst o 10 % v průměrných hodnotách Vickersovy mikrotvrdoosti NiTi endodontických nástrojů po pěti cyklech sterilizace.

V dalších studiích [Silvaggio and Hicks, 1997], [Hilt et al., 2000] [Canalda-Sahli et al., 1998] byl pozorován podobný vztah mezi postupy sterilizace a různými typy rotačních nástrojů NiTi jejichž výkon a fyzikální vlastnosti byly negativně nebo pozitivně ovlivněny sterilizačním procesem. Silvaggio a Hicks [Silvaggio and Hicks, 1997] prokázali, že sterilizace v autoklávu nebo za suchého tepla neovlivnil nepříznivě torzní vlastnosti NiTi nástroje. Ve skutečnosti zjistili, že tepelná sterilizace rotačních NiTi nástrojů opakovaná až desetkrát nevyšla pravděpodobnost zlomení či selhání nástroje. Hilt et al [Hilt et al., 2000] ukázali, že torzní pevnost, tvrdost, a mikrostruktura nástrojů z nerezové oceli a NiTi podrobeny sterilizaci v autoklávu nebo suché teplo nebyly ovlivněny sterilizačním procesem, ani počtem cyklů. Canalda-Shali et al [Canalda-Sahli et al., 1998] s použitím podobné metodologie zaznamenali snížení torzní pevnosti nástrojů z nerezové oceli a neprůkazné výsledky u NiTi nástrojů. Stejná studie uváděla snížení flexibility obou typů nástrojů po sterilizaci. Přestože nebyl zaznamenán žádný účinek sterilizace v autoklávu na únavovou odolnost rotačních LightSpeed NiTi nástrojů (Discus Dental, Culver City, Kalifornie), rotační vrtáky ProFile NiTi vykazovaly vyšší průměrný počet cyklů do selhání (NCF) když byly vystaveny suchému teplu i sterilizaci v autoklávu.

Většina studií o cyklické únavě zaměřila svou pozornost na různé vlastnosti NiTi nástrojů, jako je design nebo složení slitiny. Řada studií však vyhodnotila účinky sterilizace na mechanické vlastnosti, a tím i na výkon rotačních NiTi nástrojů, přičemž u některých měl následek protichůdné výsledky.

Sterilizace NiTi nástrojů v klinické praxi

Sterilizace a jednotlivé postupy se v klinické praxi řídí Vyhláškou č. 306/2012 Sb., o podmínkách předcházení vzniku a šíření infekčních onemocnění. Cílem sterilizace se tedy rozumí likvidace všech životaschopných mikroorganismů či virů. Nástroje NiTi jsou na klinice sterilizovány v horkovzdušném autoklávu. Nástroje před sterilizací musí projít předsterilizační přípravou, samotnou sterilizací, dále potom kontrolou sterilizace a před samotným použitím s nimi musí být správně nakládáno.

Předsterilizační přípravu lze pochopit jako soubor několika po sobě jdoucích kroků, jež předcházejí procesu sterilizace. Do předsterilizační přípravy lze zařadit dezinfikování, mechanické čištění, osušení a následné rozřazení a balení nástrojů určených ke sterilizaci. Nástroje jsou po použití kontaminované a je nutné je proto dekontaminovat. K tomuto účelu se musí použít chemické dezinfekční roztoky. Roztoky se připravují každý den smícháním určitého množství chemického přípravku s vodou. Poměr dezinfekčního roztoku a postup jeho přípravy je vždy stanoven výrobcem. Výrobce také určuje i dobu, po kterou musí být nástroje ponořeny v roztoku. Následuje omytí nástrojů vodou a osušení jemným kartáčkem. NiTi nástroje jsou v následujícím kroku vkládány do kombinovaných obalů papír-fólie, jež se uzavírají tavením. Obaly se musí opatřit datem sterilizace a expirací.

NiTi nástroje jsou sterilizovány ve vysokotlakém autoklávu Melag 24b Vacuklav, při tlaku 1,1 bar, po dobu 20 minut, při teplotě 121 °C. Pro kontrolu procesu je při těchto parametrech používán BowieDick test.

Pro experimentální část práce byly použity nástroje, které byly 4x sterilizovány během klinického užívání.

Autokláv

s verzí software 5.17



Obrázek 23 - Autokláv Melag 24b

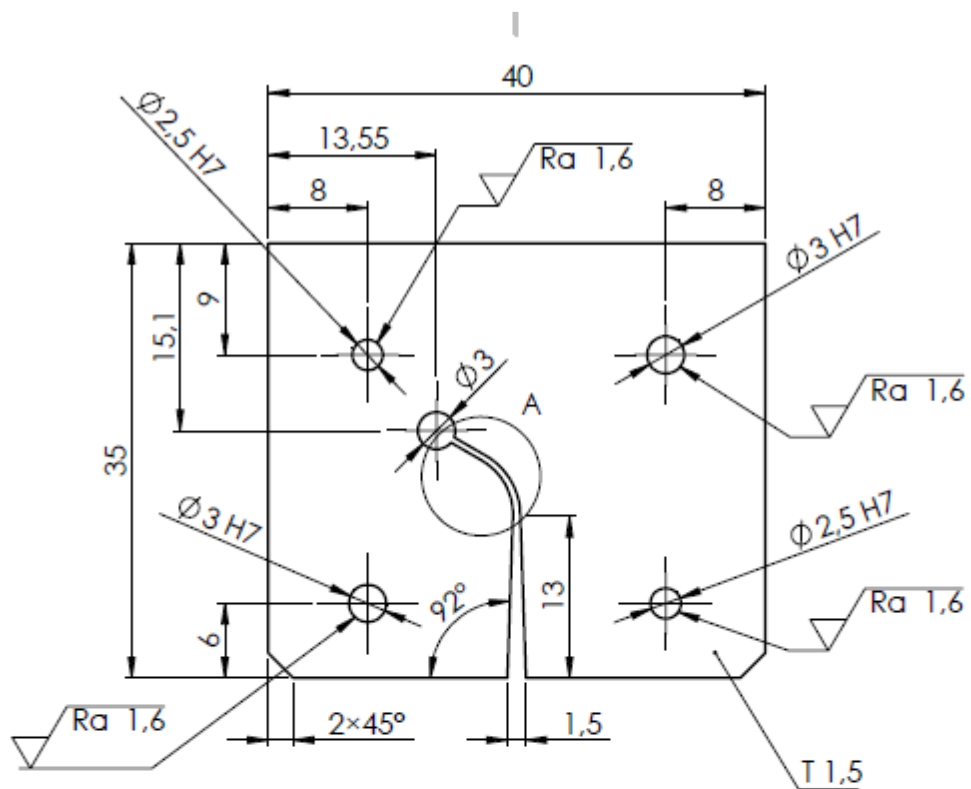
Zdroj: [Shop5.cz, n.d.]

5 Popis řešení a výsledky výzkumu

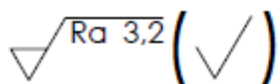
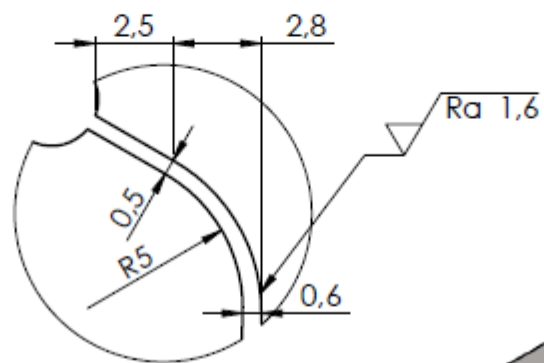
Pro testování cyklické únavové životnosti dentálních NiTi nástrojů se používají nejčastěji umělé kanálky, které simulují zahnuté kořenové kanálky zubu. Tyto kanálky jsou vyrobeny z nejrůznějších materiálů od skleněných trubiček různých průměru po speciálně tvarované kanálky vytvořené v bločcích z korozi-vzdorné oceli. Pro testování cyklické únavy bylo čerpáno z literatury a byly zvoleny tvary kanálků, které byly použity v této publikaci [Plotino et al., 2009a].

5.1 Návrh testovacího přípravku

V experimentu byly použity 2 různé druhy zaoblení o poloměru R5 a R3 v apikální části zubu. Výrobní výkresy navržených kanálek byly zpracovány v programu CAD Solidworks, v příložených obrázcích jsou zobrazeny výrobní výkresy těchto kanálek. Po vytvoření výkresů byly kanálky vyrobeny z bločku z korozivzdorné oceli AISI 410 pomocí technologie řezání odporovým drátem. Takto vyrobený kanálek byl pomocí kolíků a šroubů s kuželovou hlavou připevněn na podložku a takto sestavený bloček byl používán pro testování.



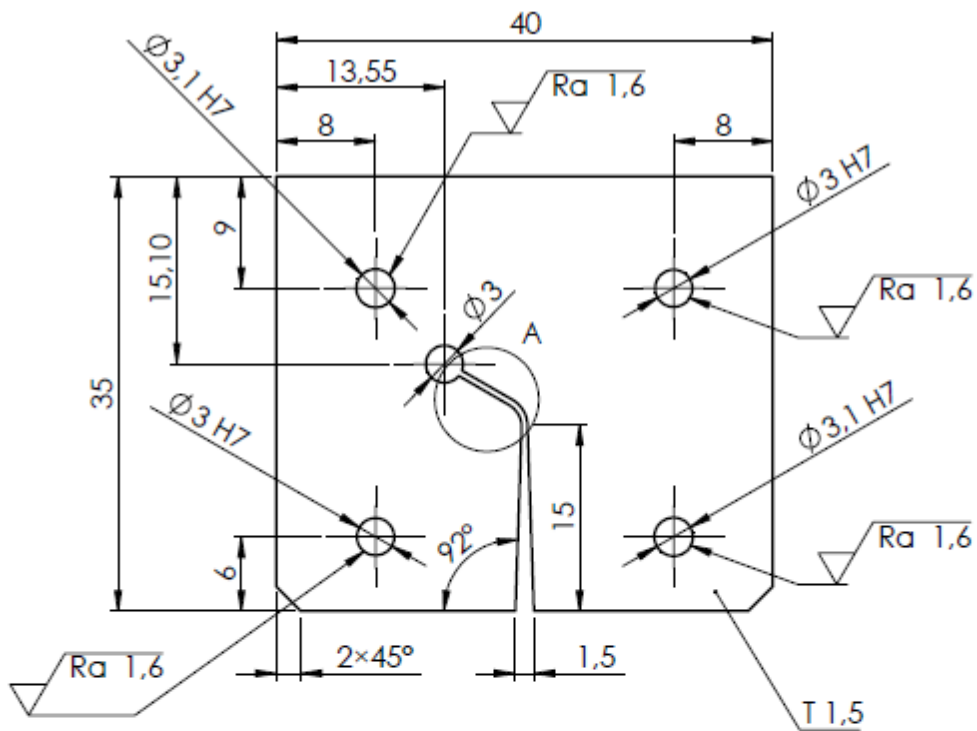
DETAIL A
MÉRITKO 5 : 1



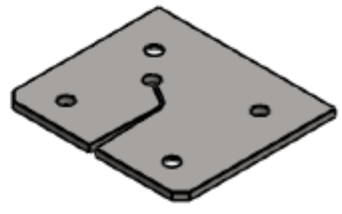
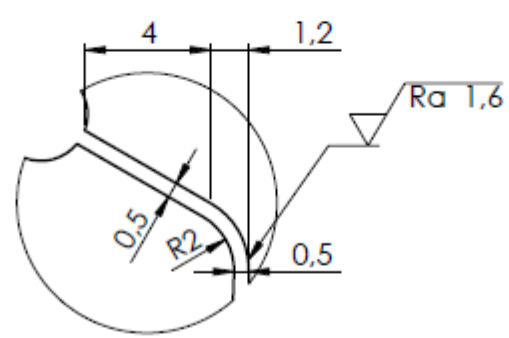
Nekótovaná zkosení 0,1×45°

Obrázek 24 - Výrobní výkres kanálku s poloměrem zaoblení R5

Zdroj: vlastní

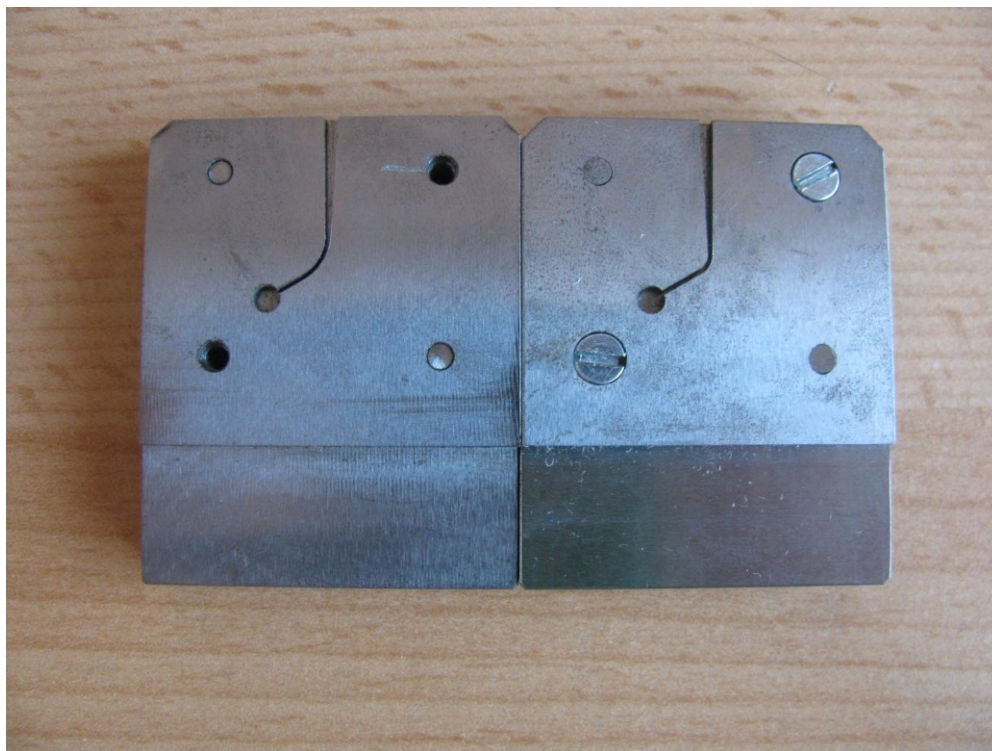


DETAIL A
MÉRITKO 5 : 1



∇ Ra 3,2 (∇) Nekótovaná zkosené 0,1×45°

Obrázek 25 – Výrobní výkres kanálku s poloměrem zaoblění R3
Zdroj: vlastní



Obrázek 26 – Vyrobené testovací bločky pro hodnocení cyklické únavy

Zdroj: vlastní

5.2 Zkoušky únavové životnosti

Experimentální testování únavové životnosti bylo provedeno v několika krocích, které jsou dále popsány v jednotlivých subkapitolách. Cílem testování bylo experimentálně ověřit únavovou životnost Ni-Ti nástrojů při různých podmínkách zatížení. Pro testování byl zvolen vliv počtu sterilizací, vliv tvaru nástroje, vliv rychlosti otáčení. Experimenty jsou popsány v jednotlivých podkapitolách.

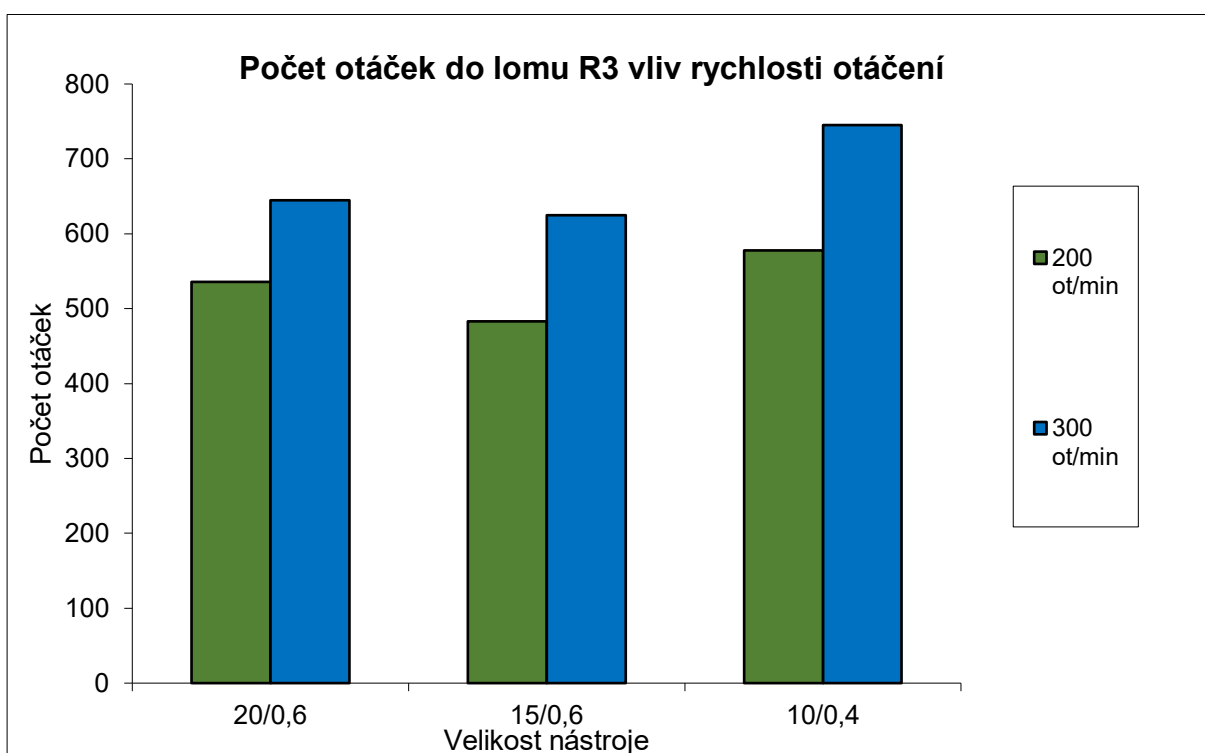
Všechny provedené experimenty byly prováděny jednou osobou. Všechny experimenty měly stejný postup při zasunování NiTi nástroje do umělého kanálku. Nástroj byl do umělého kanálku, který byl přikryt průhlednou plastovou destičkou, zasunut po konce vinutí šroubovice. Po zasunutí byly nástroje otáčeny v kanálku a na stopkách byl měřen čas do lomu. Po ulomení konce nástroje byl experiment ukončen. Po ukončení zkoušky byl zlomený nástroj vyjmut z endomotoru.

Pro všechny experimenty byl použit stejný endomotor Endo a class reciprocating LED, Medin, Česká republika. Otáčky byly nastaveny různě dle podmínek testování. Maximální torzní moment nástroje byl 4N.cm.

5.2.1 Vliv rychlosti otáčení nástroje

Tento experiment byl proveden na celkem 30 kusech použitých nástrojů Mtwo, 10ks od každé velikosti, které byly recipročně rotovány v umělém kanálku o poloměru R3. Pro tento experiment byly zvoleny velikosti nástrojů (10/.04, 15/.05, 20/.06) a byly zvoleny 2 rychlosti otáčení 200 ot / min. a 300 ot./min. Otáčky 200 ot / min a byly zvoleny jako standardní, které jsou nejčastěji používány v klinické praxi a otáčky 300 ot / min byly zvoleny jako alternativa, která by mohla snížit čas ošetření kanálku. Zkouška životnosti byla provedena na použitých nástrojích firmy Mtwo.

Výsledky jsou uvedeny na obr. 31. Z hodnot je patrné, že i přes to, že byl zvolen umělý kanálek s poloměrem zaoblení 3 mm, při reciprokačním pohybu nejsou hodnoty tak výrazné mezi nástroji. Při otáčkách 200/min se životnost nástrojů lišila velmi málo, hodnoty byly v rozmezí 100 otáček. Při zvýšení rychlosti otáčení se počty otáček do lomu zvyšují. Nejvíce se zvýší hodnoty u nástroje 10/04, který je nejvíce flexibilní.

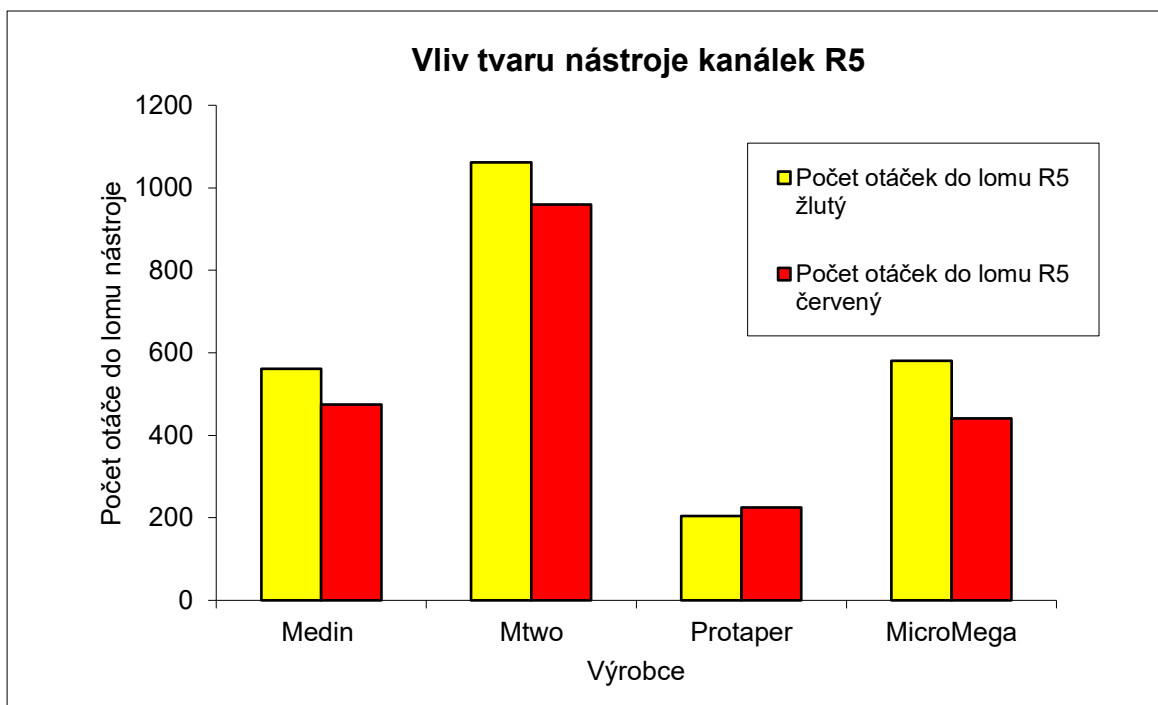


Obrázek 27 – Vliv otáček na životnost nástroje
Zdroj: vlastní

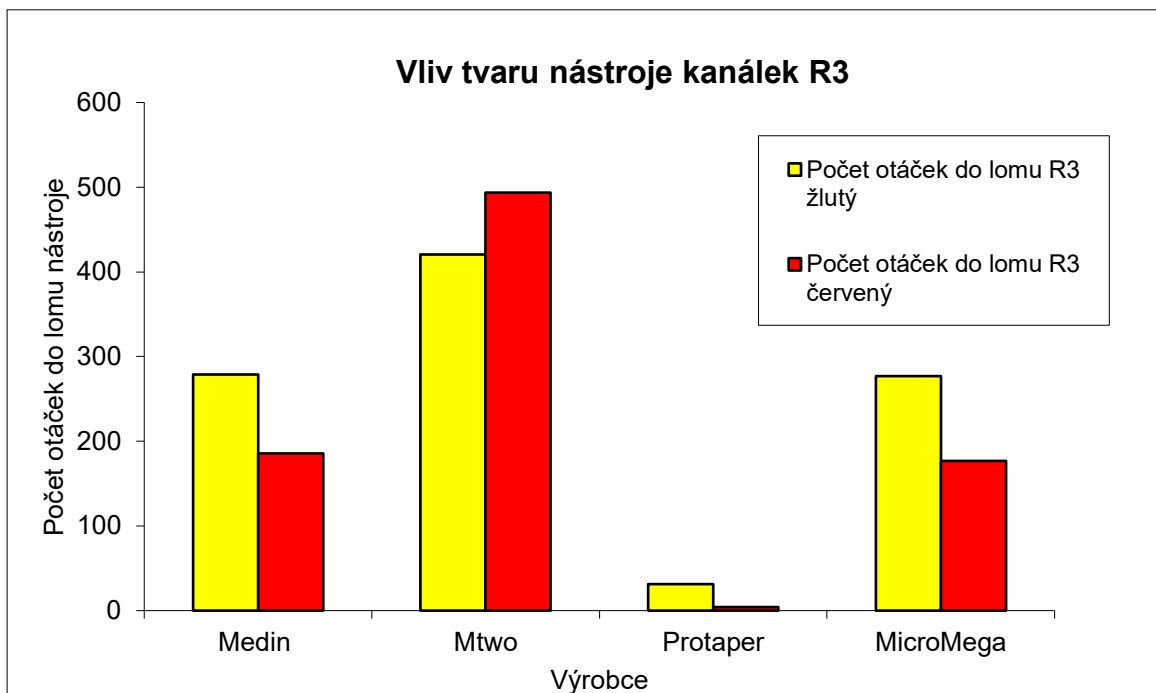
5.2.2 Při různém zakřivení umělého kořenového kanálku

Tento experiment byl proveden na nástrojích od 4 různých výrobců Wizard Navigator (Medin, Nové Město na Moravě, Czech Republic); Mtwo (Sweden and Martina, Padova, Italy); Revo-S (Micro-Mega, Besancon, France); a ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Nástroje byly testovány v umělých kanálkách o poloměru R5 a R3. NiTi nástroje ProTaper rozděleny na 2 skupiny. Skupina 1, která se skládala ze 17 nástrojů F1 o velikosti 20/.07 (žlutá barva) a 18 nástrojů F2 o velikosti 25/.08 (červená barva); Mtwo 17 nástrojů o velikosti 20/.06 taper (žlutá barva) a 17 nástrojů o velikosti

25/.06 (červená barva); Wizard Navigator 20 nástrojů označení W-3 o velikosti 20/.06 (žlutá barva) a 20 nástrojů W-4 o velikosti 25/.06 (červená barva); a Revo-S of 15 nástrojů o velikosti 20/.04 (žlutá barva) a 18 nástrojů o velikosti 25/.06 (červená barva). Všechny nástroje byly nové o pracovní délce 25mm. Celkem 73 nástrojů bylo testováno v umělém kanálku s poloměrem zaoblení 3 mm a 69 nástrojů bylo testováno v umělém kanálku s poloměrem zaoblení 5 mm. Všech 142 nástrojů bylo před experimentem nejprve zkontrolováno pod mikroskopem, zda nejsou na povrchu přítomny viditelné defekty nebo deformace.



Obrázek 28 - Počet otáček do lomu nástroje umělý kanálek R5
Zdroj: vlastní

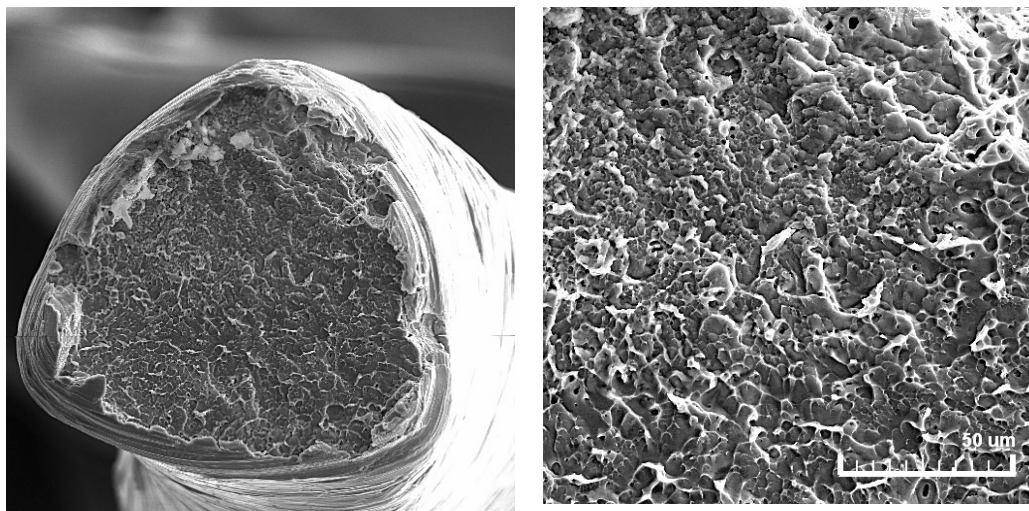


Obrázek 29 - Počet otáček do lomu nástroje umělý kanálek R3

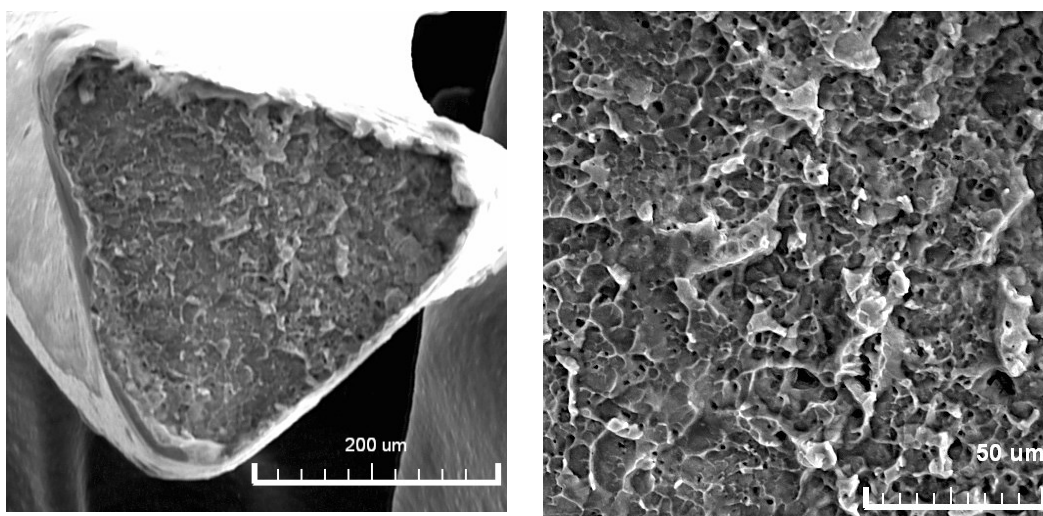
Zdroj: vlastní

Z grafů na obrázcích je patrné, že vliv tvaru nástroje má výrazný vliv na únavovou životnost nástroje. V obou případech dosáhl nejvyššího počtu otáček do lomu nástroj Mtwo, která dosáhl o téměř třetinu vyšších hodnot než nástroje firmy Medin a Micromega. U nástroje Protaper se ukázalo, že v kanálku s poloměrem R3 není možné s nástrojem rotovat a k lomu dojde téměř okamžitě. Z těchto výsledků lze vyvodit závěr, že při opracovávání kořenových kanálků by se mělo přihlížet na tvar nástroje, kterým kořenový kanálek opracováváme a přizpůsobit typ a tvar nástroje dle tvaru kořenového kanálku. Toto je velmi dobře vidět na opracování zahnutých kořenových kanálků, kde vidíme z grafu vyšší odolnost nástroje Mtwo, než nástroje Protaper, což koresponduje s jejich tvarem.

U nástrojů Wizzard (Medin, ČR), Revo S (MicroMega) bylo na elektronovém mikroskopu Tescan VEGA 5135 provedena analýza lomových ploch. U všech nástrojů při nižším zvětšení (300x) je patrné, že lom je tvárný a k počátku šíření trhliny začalo docházet na povrchu nástroje, kde se trhlina poté šířila po hranicích zrn. Na obrázcích při větším zvětšení (1000x) je dobře patrný jamkový reliéf povrchu lomu, který potvrzuje to, že se trhlina šířila po hranicích zrn.



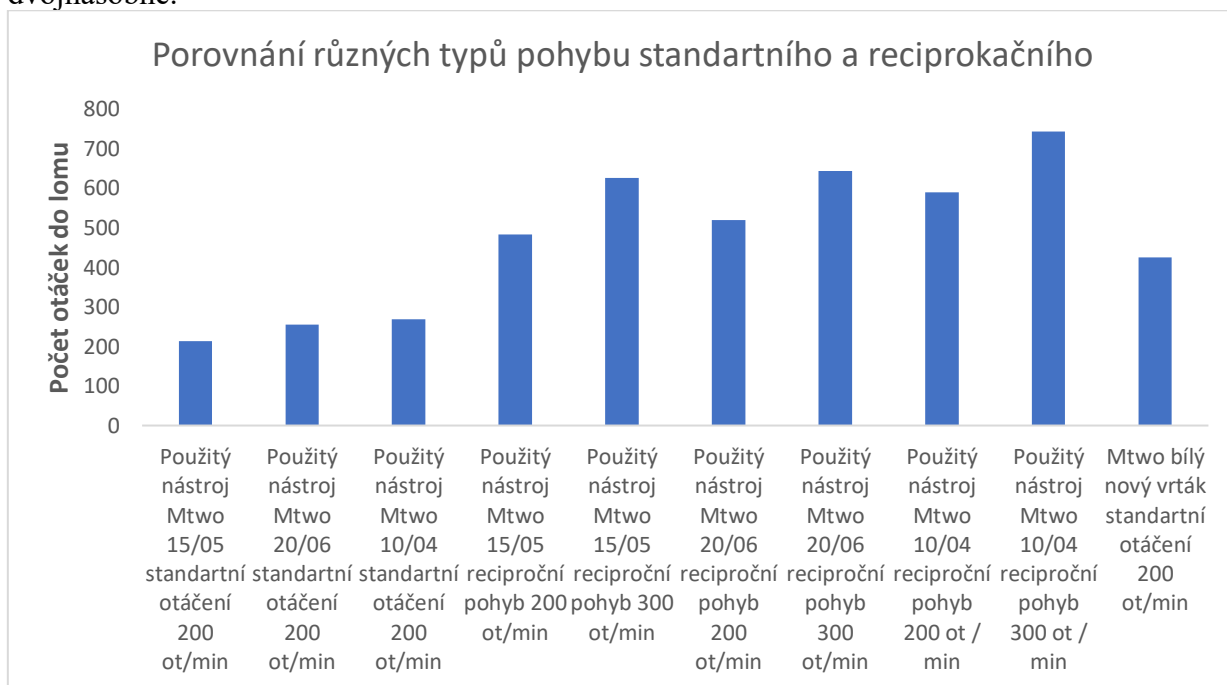
Obrázek 30 - Lomové plochy nástroje Wizard Navigator
Zdroj: vlastní



Obrázek 31 - Lomové plochy nástroje Revo S
Zdroj: vlastní

5.2.3 Při různých typech rotačního pohybu nástroje

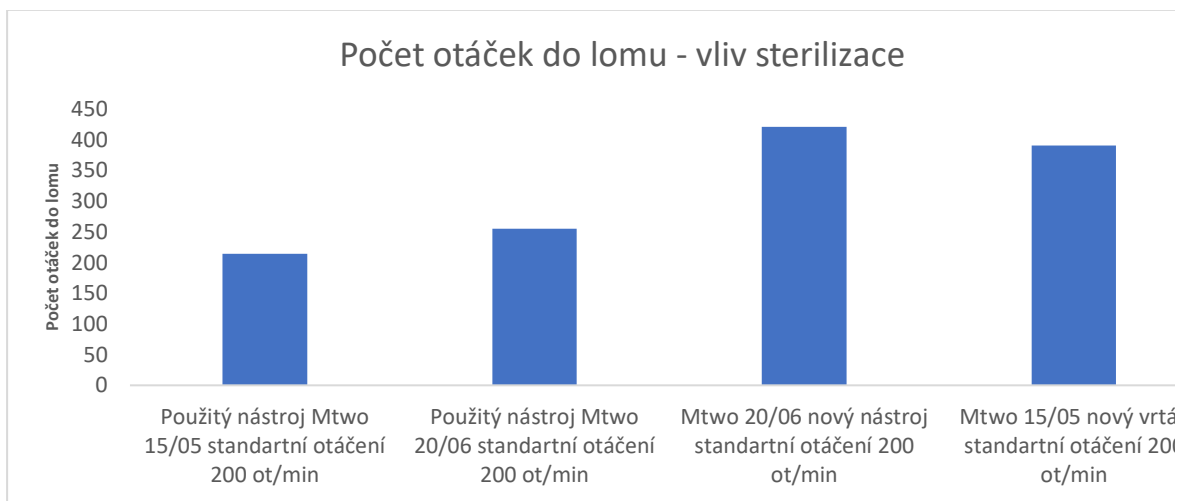
V experimentu, kdy byla hodnocena únavová životnost nástroje, kdy se porovnávaly různé typy rotačního pohybu, byly porovnávány použité nástroje Mtwo. Pro porovnání byly použity nástroje, které se standardně otáčely při otáčkách 200 ot. / min. a nástroje, které se otáčely stejnou rychlostí reciprokačním pohybem. Z obr. 36 je dobře vidět, že reciprokační pohyb má velmi výrazný vliv na únavovou životnost nástroje, kdy u všech velikostí nástroje jsou hodnoty otáček do lomu dvojnásobné s velmi podobným trendem zvyšování životnosti jako u standardních otáček. Z výsledků tohoto experimentu lze vyvodit závěr, že vliv reciprokačního pohybu je významný, a dokáže prodloužit životnost nástroje dvojnásobně.



Obrázek 32 - Počet otáček do lomu – vliv způsobu otáčení
Zdroj: vlastní

5.2.4 Vliv počtu sterilizací nástrojů

V tomto experimentu se porovnávaly hodnoty nových nástrojů a nástrojů, které byly vyřazovány z klinického použití při dosažení 6 sterilizací. V rámci experimentu byly porovnávány nástroje Mtwo, které byly standardně rotovány v umělém kanálku s poloměrem 3 mm. Pro porovnání byly použity nástroje Mtwo velikostí 20/06 a 15/05. Výsledky jsou uvedeny na následujícím obrázku obr. 33.



Obrázek 33 - Počet otáček do lomu – vliv sterilizace

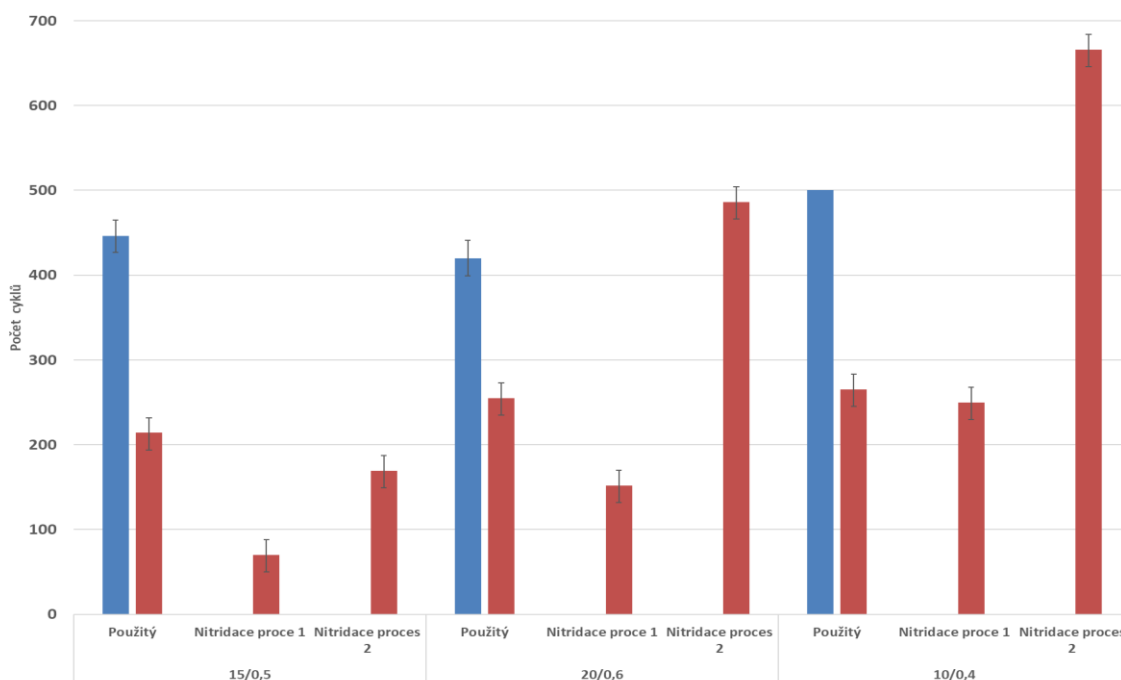
Zdroj: vlastní

Z obrázku je vidět, že únavová životnost po 4 sterilizacích klesá na polovinu oproti novému nástroji. Tento výsledek je důležitý pro zjištění, jak má výrobce nastaven koeficient bezpečnosti, tak aby nedošlo k nežádoucímu zalomení konce nástroje při ošetřování.

5.2.5 Vliv aplikace plazmové nitridace

Jako poslední byl proveden experiment s cílem zvýšení únavové životnosti NiTi nástrojů plazmovou nitridací. U povrchu NiTi slitin je možno využít tento způsob chemicko-tepelného zpracování, ovšem je nutné nitridovat při vysokých teplotách, které přesahují 600 °C. Ovšem v případě plazmové nitridace se pohybujeme v teplotách, kdy dosáhneme maximálně 590 °C. V rámci experimentu vycházíme z předpokladu, že plazma generovaná na povrchu nástroje jej ohřívá, a protože je nástroj velmi tenký, tak se díky tomu ohřeje na vyšší teplotu, než je teplota komory. Pro tento experiment bylo využito zařízení PN 60/60 firmy Rubig. Byly zvoleny 2 nitridační procesy.

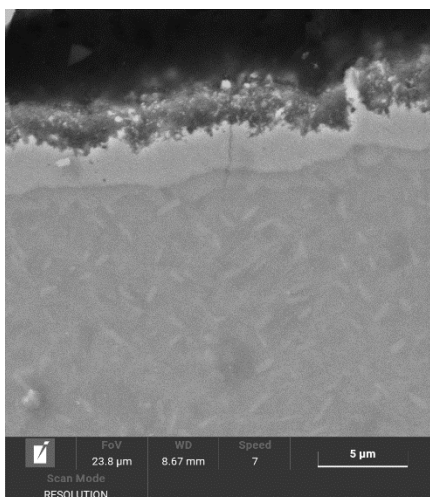
Proces 1 byla zvolena nízká teplota nitridace 470 °C a krátký nitridační čas 4 hod a proces 2, kdy byla zvolena vysoká teplota nitridace 550 °C a dlouhý nitridační čas. Nitridační atmosféra byla 90 % N₂ a 10 % H₂. Podíl vodíku byl minimalizován na spodní hranici z důvodu jeho nežádoucích účinků, kdy může způsobovat křehkost materiálu. Výsledky experimentu cyklické únavy jsou ukázány na obr. 34.



Obrázek 34 - Porovnání únavové životnosti po plazmové nitridace

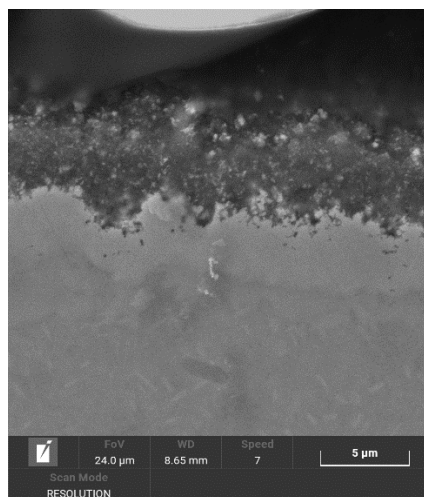
Zdroj: vlastní

Z grafu na obrázku je vidět, že hodnoty po plazmové nitridaci u procesu 1 u nástrojů velikosti 15/05 a 20/06 se únavová životnost nástrojů snížila a v případě nástrojů 10/04 zůstala na přibližně stejné úrovni. Plazmová nitridace u procesu 2 u nástrojů velikosti 10/04 a 20/06 se únavová velikost výrazně zvýšila, dokonce nad úroveň hodnot nových nástrojů. U nástroje 15/05 po procesu 2 se lehce snížila. Tento úvodní experiment ukázal příslib do dalšího výzkumu, kdy se plazmová nitridace bude aplikovat na nové nepoužité nástroje.



Obrázek 35 - Nitridovaná vrstva na NiTi nástroji velikosti 20/.06 po plazmové nitridaci 470 °C, 4 hodiny.

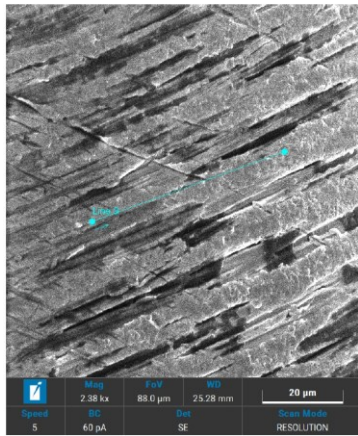
Zdroj: vlastní



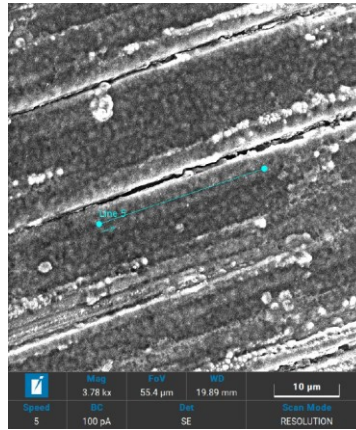
Obrázek 36 - Nitridovaná vrstva na NiTi nástroji velikosti 20/.06 po plazmové nitridaci 550 °C, 20 hodin.

Zdroj: vlastní

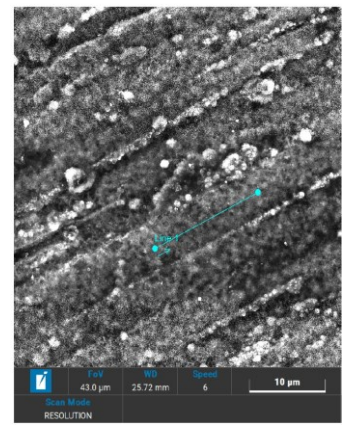
U nástrojů byla provedena metalografická analýza pro zjištění, jak hluboká vrstva se na povrchu nástroje vytvořila. Na obrázku 35 je zobrazena nitridovaná vrstva, která vznikla po procesu 1, skládala ze 2 vrstev a dosahovala tloušťky 6 μm . Na povrchu nitridovaných nástrojů byla provedena EDS analýza povrchu. Na obr. 37 jsou vidět porovnání povrchů před a po plazmové nitridaci. Z obrázku je vidět rozdíl, kdy na nezpracovaném povrchu jsou vidět podélné stopy po broušení nástroje, na obrázku 37b jsou vidět kulovité částice nitridů na povrchu nástroje, které se na obrázku 37b vyskytují v menší míře než na povrchu po procesu nitridace č. 2. Hodnoty line scanu jsou uvedeny na tab. 4 a dobře korespondují s obrázky SEM. Obsah niklu se po plazmové nitridaci snížil ze 46 % na 32 %. Obsah dusíku se zvýšil z 0 na 14 %.



a)



b)



c)

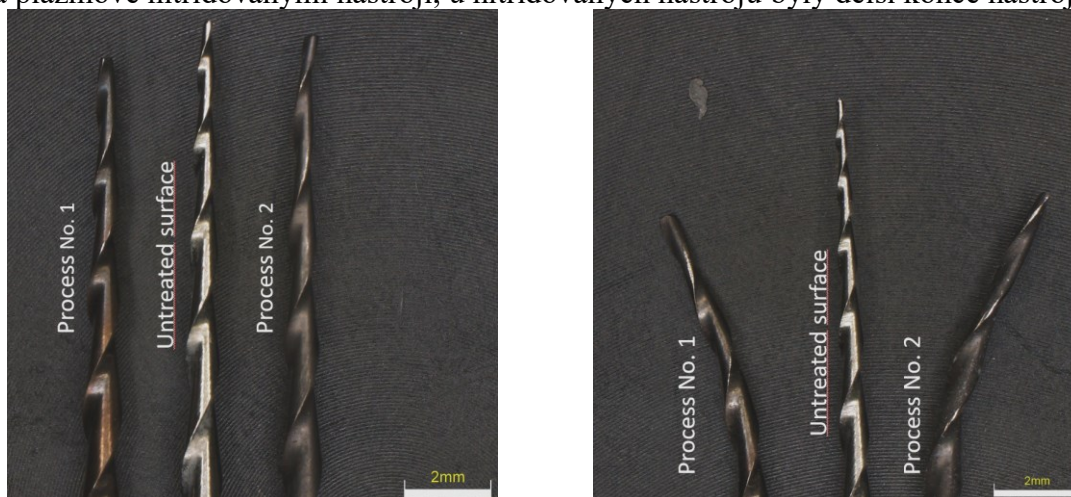
Obrázek 37 - EDS line scan nezpracovaného povrchu (a), plazmově nitrivaný povrch po nitrivaci 470 °C, 4 hod. (b), plazmově nitrivaný povrch po nitrivaci při 550 °C, 20 hod. c).
Zdroj: vlastní

Tabulka 3 - Chemické složení na povrchu nástrojů nezpracovaných a po plazmové nitridaci měřené metodou EDS EDAX (hm. %)

	EDS		
	Ni	Ti	N
Nezpracovaný povrch	46	53	0
Povrch po procesu nitridace č. 1	42	49	9
Povrch po procesu nitridace č. 2	32	54	14

Zdroj: vlastní

U nitridovaných nástrojů je možné dále pozorovat změny v jejich ohebnosti. Po nitridaci se nástroje staly více rigidními. Při experimentu kdy se špička nástroje ohnula do vzdálenosti 1 cm od osy nástroje se u nezpracovaných nástrojů vrátila do původní polohy, u nitridovaných nástrojů se špičky nástrojů nevrátily do původních poloh, viz obr. 42. Při porovnání délek zlomených nástrojů je vidět rozdíl mezi nezpracovanými nástroji a plazmově nitridovanými nástroji, u nitridovaných nástrojů byly delší konce nástrojů.



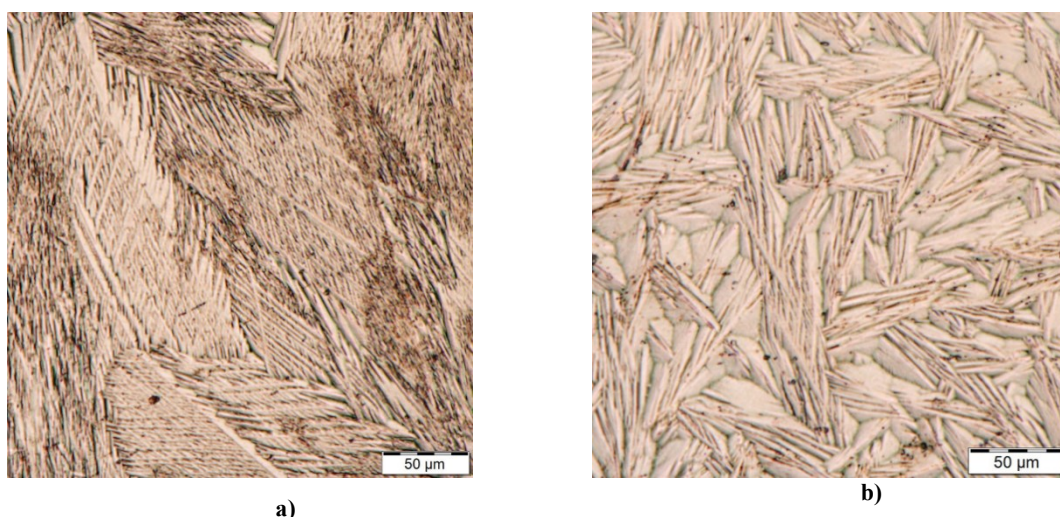
1. a)

2. b)

Obrázek 38 - Změny barvy po plazmové nitridaci na koncích nástrojů u nástroje velikosti 20/0,6 (a) ukázka rigidity nástrojů velikosti 15/.05 po procesech plazmové nitridace (b).

Zdroj: vlastní

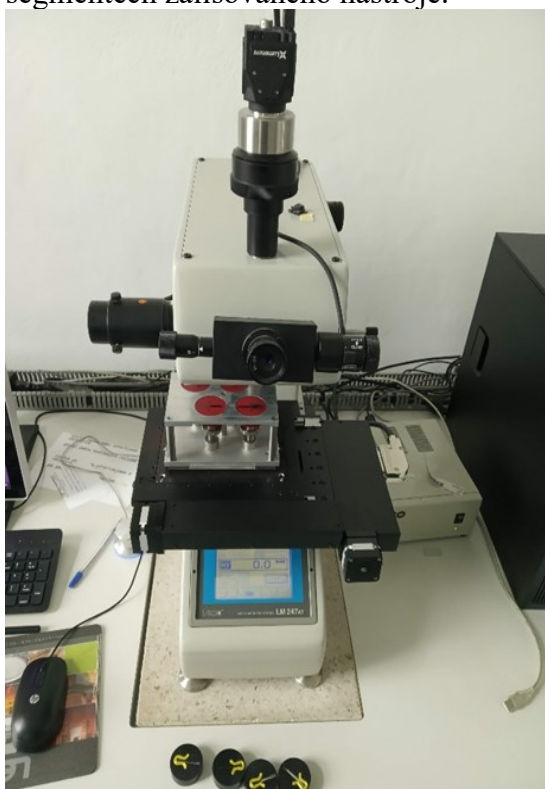
Obrázky 38a a 38b ukazují rozdíl v mikrostruktúře nástrojů po aplikaci plazmové nitridaci. Obrázek 38a ukazuje strukturu jemného martenzitu po procesu 1 a obr. 38b. ukazuje významné zhrubnutí martenzitických jehlic po procesu 2.



Obrázek 39 - Odlišné mikrostruktury nástrojů po plazmové nitridaci 470 °C - 4 hod (a) a plazmové nitridaci 550 °C - 20 hod. (b)
Zdroj: vlastní

Měření mikrotvrdomosti

Vzdálenost mezi jednotlivými vtisky byla nastavena tak, aby se na každé vybroušené ploše daly umístit min 4 vtisky. Tímto způsobem byl měřen celý nástroj od hrotu nástroje až po ukončení. Na každém nástroji bylo provedeno v průměru 20 měření na jednotlivých segmentech zalisovaného nástroje.



Obrázek 40 - Automatický mikrotvrdoměr Leco AMH 55
Zdroj: vlastní



Obrázek 41 - Zalisované vzorky připravené na měření mikrotvrlosti
Zdroj: vlastní

Měření bylo provedeno na těchto typech vzorků:
 nástroje MTwo 10/.04, 15/.05, 20/.06,
 plazmově nitridované vzorky PN 1 470°C 4 hod a PN 2 550 °C 20 hod.

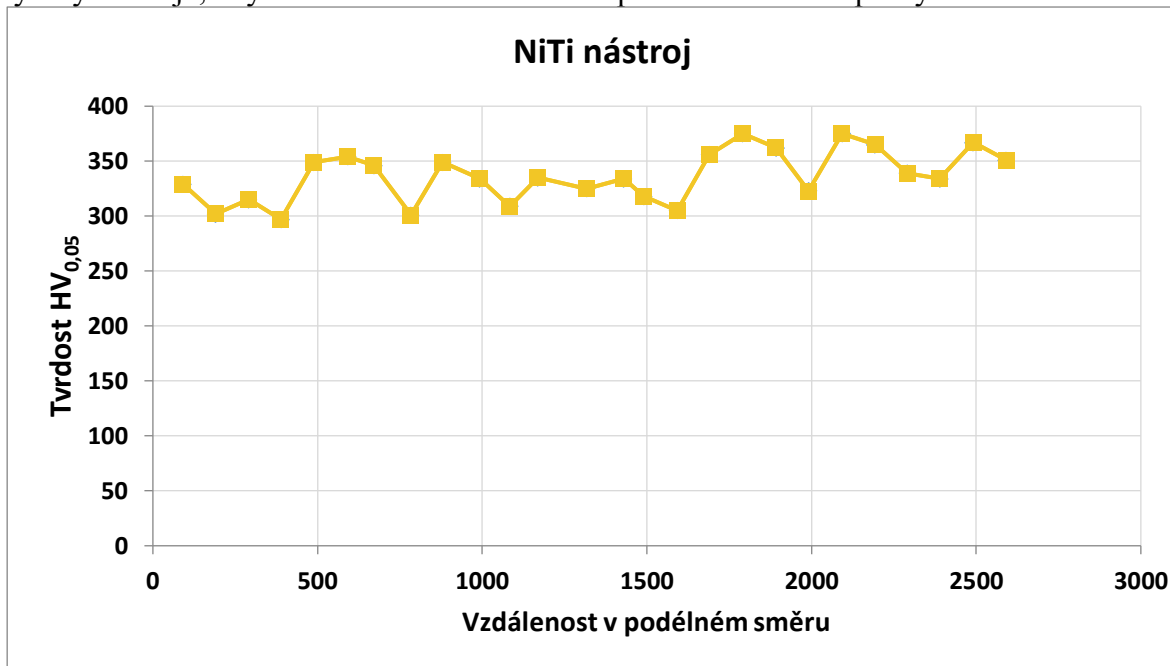
Cílem experimentu bylo zjistit, zda má na mikrotvrlost NiTi nástroje vliv velikost nástroje a chemicko-teplné zpracování. Výsledky měření jsou zobrazeny v tabulce Níže uvedené výsledky jsou průměrem naměřených hodnot z 20 měření. Z výsledků měření je patrné, že na hodnoty mikrotvrlosti nemá vliv ani velikost nástroje ani jeden způsob chemicko-teplného zpracování, všechny naměřené hodnoty byly v rozmezí chyby měření.

Tabulka 4 – Výsledky mikrotvrlosti NiTi nástrojů

	Střední hodnota	Směrodatná odchylka
Nezpracované nástroje	344	18
PN 1	340	19
PN 2	350	23

Zdroj: vlastní

Při hodnocení mikrotvrlosti v podélném směru se ukázaly určité anomálie a pravidelnosti v naměřených hodnotách. Na obr. 42 je vidět, jak se periodicky zvyšuje hodnota mikrotvrlosti. Tyto změny mikrotvrlosti jsou způsobeny nejspíše způsobem výroby nástroje, kdy dochází k mechanickému zpevnění materiálu při výrobě.



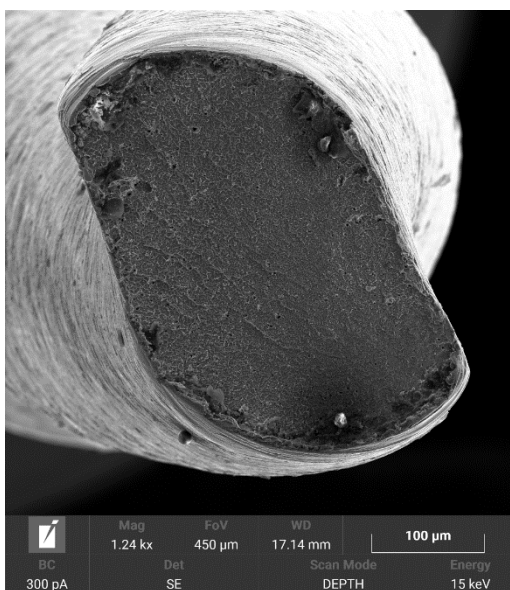
Obrázek 42 - Průběh mikrotvrlosti v podélném směru
Zdroj: vlastní



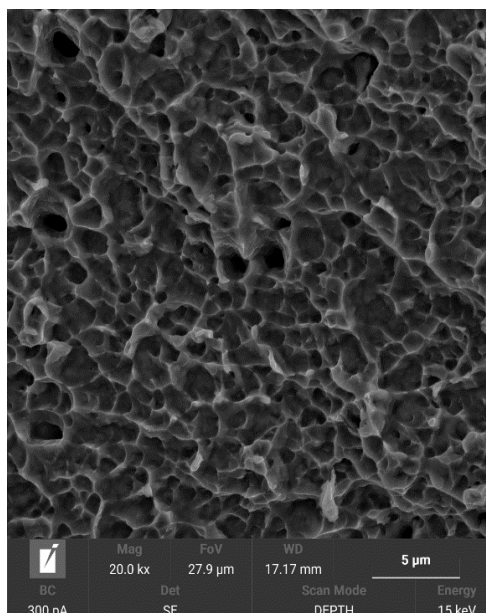
Obrázek 43 - Znázorněné vtisky po měření mikrotvrlosti na segmentu NiTi nástroje
Zdroj: vlastní

Výsledky tohoto experimentálního měření ukázaly, že hodnoty mikrotvrlosti se nemění ani s měnícím se rozměrem NiTi nástroje, a není ani znatelný vliv chemicko-tepelného zpracování. Všechny naměřené hodnoty se pohybovaly ve stejném rozmezí. Naměřené hodnoty byly v dobré shodě s hodnotami uvedenými v literatuře. [Brockhurst and Hsu, 1998], [Ye and Gao, 2012], [Gao et al., 2012], [Pelletier et al., 2002] Největší vliv má u nástroje Mtwo způsob jeho výroby, kdy při mechanickém stáčení NiTi pásku dochází k lokálnímu mechanickému zpevnování.

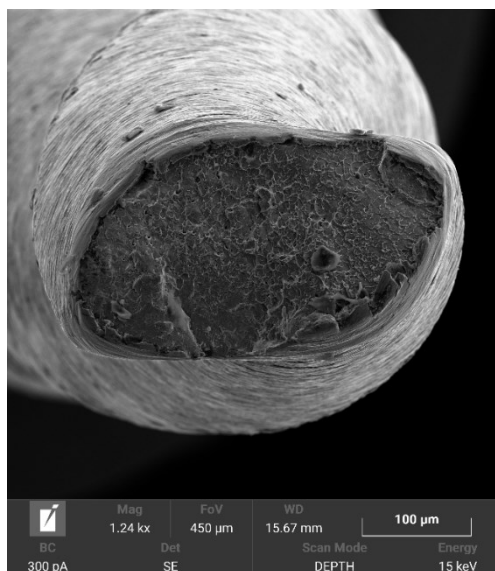
Analýza lomových ploch nástrojů byla provedena na elektronovém mikroskopu Tescan Mira 3. Na obr. 44 až 46 jsou vidět lomové plochy nástroje velikosti 15/0.6. Na obrázcích je vidět že nástroje mají různé lomové plochy. U procesu 2 došlo ke zhrubnutí zrna které můžeme pozorovat na mikrostruktuře na obr. 43b, a detaily lomové plochy jsou v dobré shodě, kdy na obr. 45 a obr. 47 vidíme rozdíl ve velikosti reliéfu jamek. Typ lomu u nástroje po procesu 1 viz obr 44 je smíšený s říčkovitým reliéfem. Na obr. 46 u nástroje po procesu 2 vidíme že lom je také smíšený, ale s vyšším podílem tvárného lomu u tohoto lomu není patrný říčkovitý reliéf.



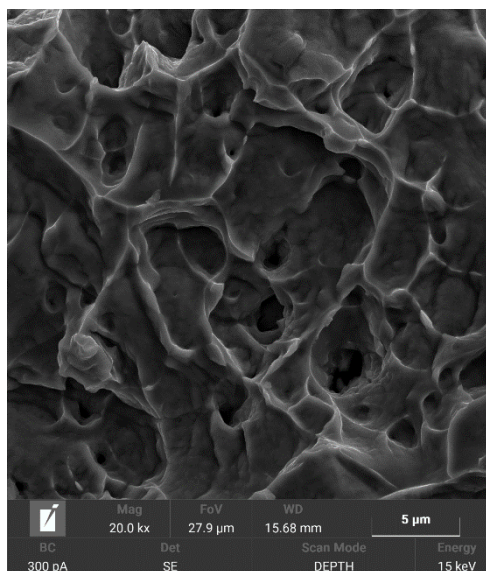
Obrázek 44 - Nástroj 15/0.5 po plazmové nitridaci – proces 1
Zdroj: vlastní



Obrázek 45 - Detailní pohled na lomovou plochu
Zdroj: vlastní



Obrázek 46 - Nástroj 15/0.5 po plazmové nitridaci – proces 2
Zdroj vlastní



Obrázek 47 - Detailní pohled na lomovou plochu
Zdroj: vlastní

Dílčí závěr

Výsledky experimentu potvrdily úvodní teorii, že i proces nízkoteplotní plazmové nitridace je schopen na nikl titanových nástrojích vytvořit vrstvu nitridů. Při porovnání zvolených nitridačních procesů se jako vhodnější ukázal proces č. 2, který probíhal za teploty 550 °C, 20 hod. U obou procesů došlo po aplikaci plazmové nitridace k částečné ztrátě elasticity nástroje, která ovšem z klinického hlediska nepředstavuje problém, protože během ošetřování zahnutého kanálku se nástroje lépe přizpůsobí tvaru kanálku a při rotaci v ohybu odebírá méně dentinu. Při pozorování mikrostruktury při nitridačním procesu 2 došlo k výraznému zhrubnutí martenzitických jehlic, zatímco po nitridačním procesu 1 zůstala mikrostruktura stejná.

Při zkouškách cyklické životnosti se ukázalo, že proces plazmové nitridace je schopen zvýšit cyklickou únavovou životnost nástrojů. U procesu 1 se ukázalo, že nízká teplota nitridace nemá výrazný vliv na cyklickou únavovou životnost nástrojů větších průměrů, u nejtenčího nástroje bylo naměřeno zvýšení počtu otáček do lomu.

U procesu 2 došlo k výrazně lepším výsledkům. Při vyšších teplotách došlo k změně mikrostruktury nástroje, kdy martenzitické jehlice byly oproti původní teplotě výrazně hrubší. Nástroje po tomto procesu částečně ztratily elasticitu.

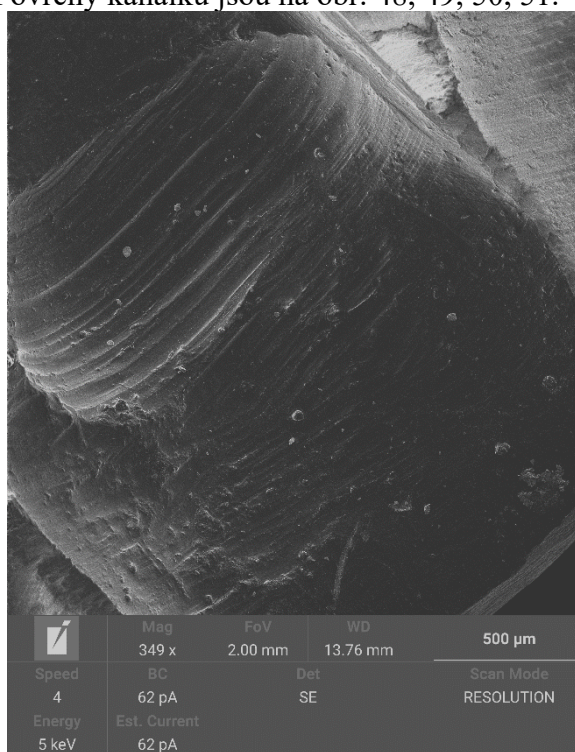
Výsledky únavové životnosti u procesu 2 ukázaly, že u procesu 2 došlo k výraznému zvýšení únavové životnosti po aplikaci plazmové nitridace. U nástrojů velikosti 10/0,4 došlo až ke dvojnásobnému prodloužení životnosti již použitého nástroje.

6 SEM analýza hodnocení povrchu kanálků

Hodnocení povrchu kořenových kanálků bylo provedeno na extrahovaných zubech. Pro pozorování byly zvoleny dvě metody, metoda SEM a konfokální mikroskopie. V rámci experimentu byl 1 kořenový kanálek zubu ošetřen ruční metodou za použití ručního nástroje Kerr reamer ISO 15/02, 20/02, 25/02, kanálek byl postupně opracován pomocí cirkulárně-obvodové metody, kdy při změně nástroje byl kořenový kanálek vždy důkladně vypláchnut pomocí 5% NaOCl. Druhý kořenový kanálek byl ošetřen pomocí nástroje Mtwo na strojovou endodoncii, kanálek byl postupně opracován nástroji ISO 15/05, 20/06, 25/06, při změně nástroje byl kanálek důkladně vypláchnut pomocí 5% NaOCl.

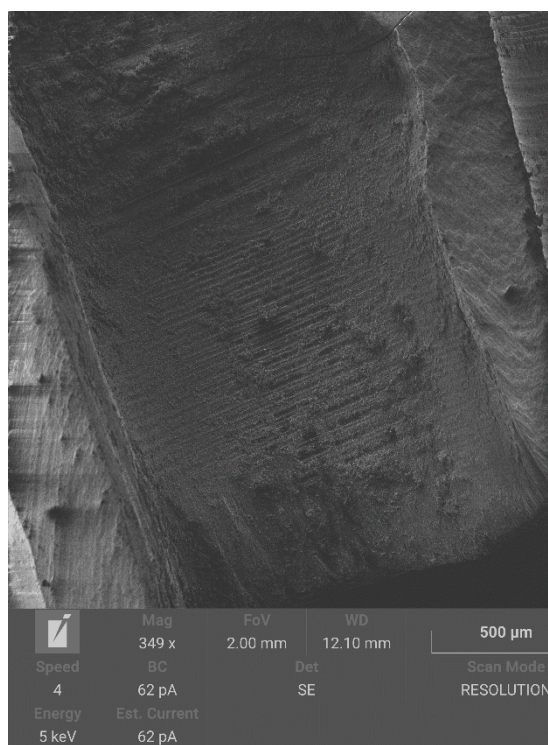
Po ošetření kanálku byly zuby podélně na dvou stranách částečně naříznuty brusným kotoučem a následně rozlomeny, tak abychom mohli vyhodnotit povrch zubního kanálku.

Na rozlomených kusech zubu byly poté metodou SEM pozorován povrch kanálků. Povrchy kanálků jsou na obr. 48, 49, 50, 51.



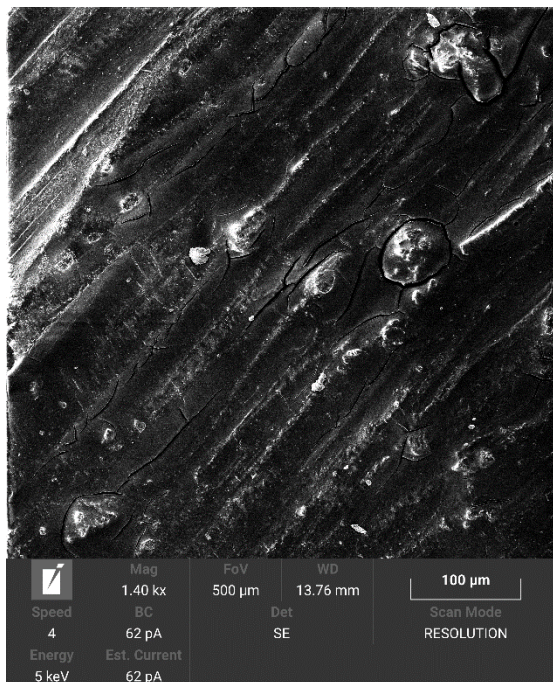
Obrázek 48 - Povrch ručně opracovaného kanálku

Zdroj: vlastní

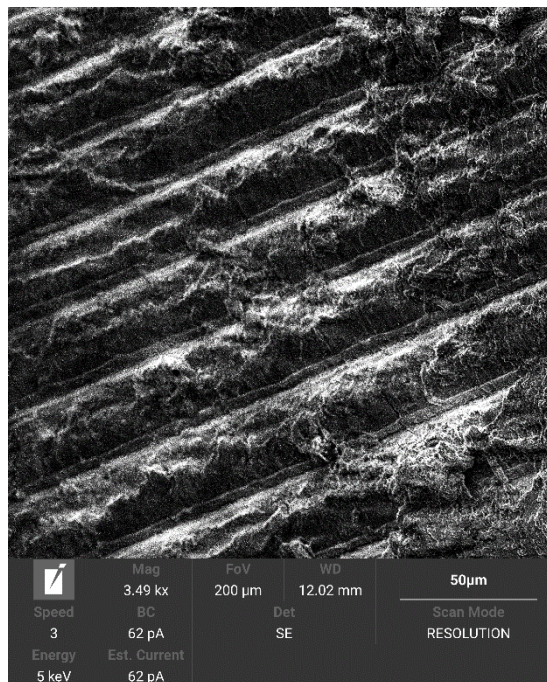


Obrázek 49 - Povrch strojově opracovaného kanálku

Zdroj: vlastní



Obrázek 50 - Stopy na povrchu ručně
opracovaného kanálku
Zdroj: vlastní



Obrázek 51 - Stopy na povrchu strojově
opracovaného kanálku
Zdroj: vlastní

Na obrázcích, kde jsou zobrazeny povrchy po ručním opracování kanálků, můžeme pozorovat, že povrch kanálku je zvlněný, stopy po nástroji nejsou stejnoměrné.

Na obrázcích, kde jsou zobrazeny povrchy kanálku po strojovém opracování můžeme pozorovat, že povrch kanálku není zvlněný, je přímý a stopy po nástroji jsou rovnoměrné.

Z pohledu klinické praxe je mnohem lepší kvalita povrchu kořenového kanálku po strojovém opracování. Toto opracování dosahuje vyšší kvality, menšího poškození dentinu a lepší čistoty povrchu. Zároveň takto opracovaný kořenový kanálek umožňuje lepší dezinfekci pomocí výplachových roztoků a následně zatékání kořenové výplně, které následuje po opracování, takto se sníží riziko neošetřených a nevyplněných dutin v systému kořenových kanálků zubu. Opracování co největší plochy kořenového systému zubních kanálků je důležitým předpokladem pro úspěšné ošetření zubu. Jen dobře opracovaný kořenový kanálek, kdy odstraníme infikovaný dentin a bakterie, může být následně dobře hermeticky uzavřen a zub tak mít dobrou prognózu.

7 Závěr

Aristoteles měl pravdu – dokonalost je zvyk, a ne charakterový rys. Ve stomatologii je dokonalost očekávána. Technologický progres dosažený za poslední léta umožnil velký pokrok v endodontické terapii. Uvedení slitin niklu a titanu a zavedení strojové endodontie představuje významný posun vpřed, čímž se prolomilo téměř 200leté paradigma čistě manuální instrumentace. Nicméně, způsob instrumentace kořenového kanálku zůstává v neustále se měnícím stavu, ať už kvůli vývoji nových nástrojů s různými návrhy nebo dalším pokrokům v úpravách NiTi slitin, s neustálou snahou získat odolnější a flexibilnější systémy.

Odolnost vůči cyklické únavě rotačních NiTi nástrojů byla předmětem velkého zájmu v endodontické literatuře. Dopad torzní zlomeniny, únavy kovu nebo zlomeniny rotačních NiTi nástrojů způsobené kombinací torzního napětí a akumulace únavy se stále diskutuje. Únava materiálu se zdá být důležitým důvodem pro selhání rotačních nástrojů během klinického použití.

Současná literatura odráží trend směrem k použití NiTi slitin s tepelným zpracováním a řízenou pamětí, navrženými pro zvýšení flexibility a snížení vlastností tvarové paměti nástrojů. V klinické praxi lze tyto nástroje předem ohnout a zachovat tento ohnutý tvar, usnadňující průnik ke vstupu do kořenového kanálku. CM nástroje mají také vyšší schopnost deformace před zlomeninou než konvenční nástroje, kvůli jejich větší flexibilitě a odolnosti proti cyklické únavě.

V experimentální části práce byl hodnocen vliv různých parametrů na únavovou životnost endodontických nástrojů. Byl zkoumán vliv tvaru nástroje, zahnutí kanálku, vliv plazmové nitridace a sterilizace, tedy vlivů, se kterými se běžně setkáváme v klinické praxi. Výsledky ukázaly, že každý z těchto parametrů částečně přispívá k snižování životnosti nástroje během používání, ale je třeba ještě dalších komplexních experimentů na procentuální zhodnocení vlivu samostatných parametrů.

Zároveň bylo experimentem, kdy se aplikoval proces plazmové nitridace na nástroje ověřeno, že lze i zvýšit únavovou životnost. Tento proces nabízí možnosti dalšího rozvoje, ovšem tento rozvoj je třeba podpořit řadou dalších experimentů s nastavením procesu nitridace tak, aby životnost nástrojů byla zvýšena u všech typů a rozměrů nástrojů rovnoměrně.

Z výsledků experimentů je možné vyvodit doporučení pro praxi, že není možné použití jediného systému či nástroje, který by byl univerzální a hodil by se pro opracování všech typů kořenových kanálků. Nástroje s vyšší tuhostí (čtvercový průřez, trojúhelníkový průřez) je vhodné používat na opracování přímých nebo málo zahnutých kořenových kanálků. Pro velmi zahnuté kořenové kanálky je vhodné používat nástroje s nižší tuhostí (S tvar).

Jak již bylo zmíněno, dalším faktorem selhání rotačních NiTi nástrojů je zkušenost operátora. Je pravděpodobné, že další iatrogenní chyby spojené s preparací kanálků jsou rovněž úzce spojeny se zkušenostmi lékaře. Přestože novější rotační NiTi nástroje mohou snížit pravděpodobnost nehod, pochopení jejich omezení a jejich správné použití je nanejvýš důležité. Silně zakřivené a úzké kořenové kanálky však představují výzvu i pro velmi zkušeného operátora.

U všech rotačních NiTi nástrojů je třeba dodržovat základní principy a doporučení pro strojovou instrumentaci, tak aby se omezilo riziko cyklického únavového selhání, torzní zlomeniny nebo jejich kombinaci. Jak již bylo zmíněno, taktéž faktor vlivu operátora je velmi významný.

K dnešnímu dni stále neexistuje endodontický nástroj schopný splnit všechny požadavky optimální přípravy kořenového kanálku. Nové materiály a studie musí být vyvinuty v pokračování hledání systému, který dokáže kombinovat účinnost a bezpečnost v endodontické instrumentaci.

Výsledky uvedené v této disertační práci byly publikovány v impaktovaných časopisech, kde byly podrobeny recenznímu řízení.

8 Seznam použité literatury

Abou-Ras, D., Caballero, R., Fischer, C.-H., Kaufmann, C.A., Lauermann, I., Mainz, R., Mönig, H., Schöpke, A., Stephan, C., Streeck, C., Schorr, S., Eicke, A., Döbeli, M., Gade, B., Hinrichs, J., Nunney, T., Dijkstra, H., Hoffmann, V., Klemm, D., Efimova, V., Bergmaier, A., Dollinger, G., Wirth, T., Unger, W., Rockett, A.A., Perez-Rodriguez, A., Alvarez-Garcia, J., Izquierdo-Roca, V., Schmid, T., Choi, P.-P., Müller, M., Bertram, F., Christen, J., Khatri, H., Collins, R.W., Marsillac, S., Kötschau, I., 2011. Comprehensive Comparison of Various Techniques for the Analysis of Elemental Distributions in Thin Films. *Microsc Microanal* 17, s. 728–751, Dostupné z: https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S1431927611000523/type/journal_article.

Acosta, E.C.P., Resende, P.D., Peixoto, I.F. da C., Pereira, É.S.J., Buono, V.T.L., Bahia, M.G. de A., 2017. Influence of Cyclic Flexural Deformation on the Torsional Resistance of Controlled Memory and Conventional Nickel-titanium Instruments. *Journal of Endodontics* 43, s. 613–618, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30901-3/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30901-3/abstract).

Alapati, S., Brantley, W., Svec, T., Powers, J., Nusstein, J., Daehn, G., 2005. SEM Observations of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. *Journal of endodontics* 31, s. 40–3.

Al-Sudani, D., 2014. Topographic Analysis of HyFlex(®) Controlled Memory Nickel-Titanium Files. *J Int Oral Health* 6, s. 1–4.

Anderson, M.E., Price, J.W.H., Parashos, P., 2007. Fracture Resistance of Electropolished Rotary Nickel–Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 33, s. 1212–1216, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(07\)00642-5/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(07)00642-5/abstract).

Andreasen, G.F., Hilleman, T.B., 1971. An Evaluation of 55 Cobalt Substituted Nitinol Wire for Use in Orthodontics. *The Journal of the American Dental Association* 82, s. 1373–1375, Dostupné z: [https://jada.ada.org/article/S0002-8177\(71\)26033-5/abstract](https://jada.ada.org/article/S0002-8177(71)26033-5/abstract).

Appel, C., H??lsmann, M., Sch??fer, E., 2009. Probl??my v endodoncii: prevence, diagnostika a osetren?? Quintessenz, Praha, ISBN: 978-80-86979-07-6.

Arslan, H., Alsancak, M., Doğanay, E., Karataş, E., Çapar, İ.D., Ertas, H., 2016. Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25® instruments with different kinematics. *Australian Endodontic Journal* 42, s. 22–24, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/aej.12115>.

Auricchio, F., Taylor, R.L., Lubliner, J., 1997. Shape-memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 146, s. 281–312, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0045782596012327>.

Azim, A.A., Aksel, H., Zhuang, T., Mashtare, T., Babu, J.P., Huang, G.T.-J., 2016. Efficacy of 4 Irrigation Protocols in Killing Bacteria Colonized in Dentinal Tubules Examined by a

Novel Confocal Laser Scanning Microscope Analysis. *Journal of Endodontics* 42, s. 928–934, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30098-X/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30098-X/abstract).

Azim, A.A., Piasecki, L., Neto, U.X. da S., Cruz, A.T.G., Azim, K.A., 2017. XP Shaper, A Novel Adaptive Core Rotary Instrument: Micro-computed Tomographic Analysis of Its Shaping Abilities. *Journal of Endodontics* 43, s. 1532–1538, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(17\)30528-9/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(17)30528-9/abstract).

Bahia, M.G.A., Martins, R.C., Gonzalez, B.M., Buono, V.T.L., 2005. Physical and mechanical characterization and the influence of cyclic loading on the behaviour of nickel-titanium wires employed in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 38, s. 795–801, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2005.01016.x>.

Bahia, M.G.A., Melo, M.C.C., Buono, V.T.L., 2008. Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *International Endodontic Journal* 41, s. 883–891, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2591.2008.01449.x>.

Bao, P., Shen, Y., Lin, J., Haapasalo, M., 2017. In Vitro Efficacy of XP-endo Finisher with 2 Different Protocols on Biofilm Removal from Apical Root Canals. *Journal of Endodontics* 43, s. 321–325, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30650-1/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30650-1/abstract).

Bazochaharbakhsh, E., 2011. Surface Nitriding and Oxidation of Nitinol (Master of Science). San Jose State University, San Jose, CA, USA.

Bhagabati, N., Yadav, S., Talwar, S., 2012. An In Vitro Cyclic Fatigue Analysis of Different Endodontic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 38, s. 515–518, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239911014671>.

Blicher, B., Lucier Pryles, R., Lin, J., 2016. *Endodontics review: a study guide*. Quintessence Publishing Co. Inc, Hanover Park, IL, ISBN: 978-0-86715-696-6.

Bortoluzzi, E.A., Carlon, D., Meghil, M.M., El-Awady, A.R., Niu, L., Bergeron, B.E., Susin, L., Cutler, C.W., Pashley, D.H., Tay, F.R., 2015. Efficacy of 3D conforming nickel titanium rotary instruments in eliminating canal wall bacteria from oval-shaped root canals. *Journal of Dentistry* 43, s. 597–604, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571215000020>.

Braga, L.C., Magalhães, R.R.S., Nakagawa, R.K.L., Puente, C.G., Buono, V.T.L., Bahia, M.G.A., 2013. Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *Int Endod J* 46, s. 458–465, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/iej.12011>.

Brockhurst, P., Hsu, E., 1998. Hardness And Strength Of Endodontic Instruments Made From NiTi Alloy. *Australian Endodontic Journal* 24, s. 115–119, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1747-4477.1998.tb00034.x>.

Bueno, C.S.P., Oliveira, D.P. de, Pelegrine, R.A., Fontana, C.E., Rocha, D.G.P., Bueno, C.E. da S., 2017. Fracture Incidence of WaveOne and Reciproc Files during Root Canal Preparation of up to 3 Posterior Teeth: A Prospective Clinical Study. *Journal of Endodontics*

43, s. 705–708, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(17\)30001-8/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(17)30001-8/abstract).

Bui, T.B., Mitchell, J.C., Baumgartner, J.C., 2008. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* 34, s. 190–193.

Bumbalek, M., Joska, Z., Pokorný, Z., Sedlak, J., Majerik, J., Neumann, V., Klima, K., 2021. Cyclic Fatigue of Dental NiTi Instruments after Plasma Nitriding. *Materials (Basel)* 14, s. 2155.

Bürklein, S., Schäfer, E., 2012. Apically Extruded Debris with Reciprocating Single-File and Full-sequence Rotary Instrumentation Systems. *Journal of Endodontics* 38, s. 850–852, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(12\)00211-7/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(12)00211-7/abstract).

Busquim, S., Cunha, R.S., Freire, L., Gavini, G., Machado, M.E., Santos, M., 2015. A micro-computed tomography evaluation of long-oval canal preparation using reciprocating or rotary systems. *International Endodontic Journal* 48, s. 1001–1006, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12398>.

Canalda-Sahli, C., Brau-Aguadé, E., Sentís-Vilalta, J., 1998. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. *International Endodontic Journal* 31, s. 48–52, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1365-2591.1998.t01-1-00114.x>.

Çapar, I.D., Arslan, H., 2016. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *International Endodontic Journal* 49, s. 119–135, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12432>.

Capar, I.D., Ertas, H., Arslan, H., 2014. Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Coronal Flaring Instruments. *Journal of Endodontics* 40, s. 1182–1185, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(14\)00007-7/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(14)00007-7/abstract).

Cavalli, D., Toia, C.C., Orozco, E.I.F., Khoury, R.D., Cardoso, F.G. da R., Alves, M.C., Carvalho, C.A.T., Valera, M.C., 2017. Effectiveness in the Removal of Endotoxins and Microbiological Profile in Primary Endodontic Infections Using 3 Different Instrumentation Systems: A Randomized Clinical Study. *Journal of Endodontics* 43, s. 1237–1245, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(17\)30368-0/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(17)30368-0/abstract).

Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., Lopes Bueno, V.T., 2002a. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28, s. 765–769.

Chaves Craveiro de Melo, M., Guiomar de Azevedo Bahia, M., Lopes Bueno, V.T., 2002b. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 28, s. 765–769.

Cheung, G., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y., Darvell, B., 2005. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: Fractographic examination. *International endodontic journal* 38, s. 802–9.

Cheung, G.S.P., Shen, Y., Darvell, B.W., 2007. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel-titanium instrument. *J Endod* 33, s. 1433–1437.

Civjan, S., Huget, E.F., DeSimon, L.B., 1975. Potential Applications of Certain Nickel-Titanium (Nitinol) Alloys. *J Dent Res* 54, s. 89–96, Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/00220345750540014301>.

Condorelli, G.G., Bonaccorso, A., Smecca, E., Schäfer, E., Cantatore, G., Tripi, T.R., 2010. Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. *International Endodontic Journal* 43, s. 866–873, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2010.01759.x>.

Conrad, J.R., Dodd, R.A., Worzala, F.J., Qiu, X., 1988. Plasma source ion implantation: A new, cost-effective, non-line-of-sight technique for ion implantation of materials. *Surface and Coatings Technology* 36, s. 927–937.

de Menezes, S.E.A.C., Batista, S.M., Lira, J.O.P., de Melo Monteiro, G.Q., 2017. Cyclic Fatigue Resistance of WaveOne Gold, ProDesign R and ProDesign Logic Files in Curved Canals In Vitro. *Iran Endod J* 12, s. 468–473.

Dederich, D.N., Zakariasen, K.L., 1986. The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 61, s. 192–196.

Deformation of HyFlex CM instruments and their shape recovery following heat sterilization - Alfoqom Alazemi - 2015 - *International Endodontic Journal* - Wiley Online Library [WWW Document], n.d.

Elnaghy, A.M., Elsaka, S.E., 2014. Assessment of the Mechanical Properties of ProTaper Next Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 40, s. 1830–1834, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(14\)00568-8/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(14)00568-8/abstract).

Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M., 2015. Cyclic fatigue resistance of OneShape and WaveOne instruments using different angles of curvature. *Dental Materials Journal* 34, s. 358–363.

Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M., Badr, A.E., 2017. Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciproc and Twisted File Adaptive instruments. *International Endodontic Journal* 50, s. 1077–1083, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12728>.

F. Shehab, N., 2014. Recovery Rate of *E.faecalis* After Er,Cr:YSGG Laser Disinfection of Root Canals: an Ex- Vivo Study. *AJMBR* 2, s. 12–17, Dostupné z: <http://pubs.sciepub.com/ajmbr/2/1/3/index.html>.

Figueiredo, A., Modenesi, P., Buono, V., 2009. Low-cycle fatigue life of superelastic NiTi wires. *International Journal of Fatigue* 31, s. 751–758, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142112308000777>.

Fišerová, E., Chvosteková, M., Bělašková, S., Bumbálek, M., Joska, Z., 2015. Survival Analysis of Factors Influencing Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Advances in Materials Science and Engineering* 2015, s. e189703, Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/amse/2015/189703/>.

Frank, A.L., 1967. An evaluation of the Giromatic endodontic handpiece. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 24, s. 419–421, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0030422067900825>.

Gagliardi, J., Versiani, M.A., Sousa-Neto, M.D. de, Plazas-Garzon, A., Basrani, B., 2015. Evaluation of the Shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. *Journal of Endodontics* 41, s. 1718–1724, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(15\)00638-X/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(15)00638-X/abstract).

Galvão Barbosa, F.O., Ponciano Gomes, J.A. da C., Pimenta de Araújo, M.C., 2007. Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 33, s. 1477–1480.

Gambarini, G., Grande, N.M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., Luca, M.D., Testarelli, L., 2008a. Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics* 34, s. 1003–1005, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(08\)00474-3/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(08)00474-3/abstract).

Gambarini, G., Grande, N.M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., Luca, M.D., Testarelli, L., 2008b. Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods. *Journal of Endodontics* 34, s. 1003–1005, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(08\)00474-3/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(08)00474-3/abstract).

Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N.M., Al-Sudani, D., Luca, M.D., Testarelli, L., 2011. Mechanical properties of nickel–titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal* 44, s. 337–341, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2010.01835.x>.

Gambarini, G., Testarelli, L., Galli, M., Tucci, E., De Luca, M., 2010. The effect of a new finishing process on the torsional resistance of twisted nickel-titanium rotary instruments. *Minerva Stomatol* 59, s. 401–406.

Gao, Y., Gutmann, J.L., Wilkinson, K., Maxwell, R., Ammon, D., 2012. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 38, s. 398–401, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(11\)01345-8/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(11)01345-8/abstract).

Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., Johnson, W.B., 2010. Effects of Raw Material and Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of ProFile Vortex Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 36, s. 1205–1209, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(10\)00141-X/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(10)00141-X/abstract).

García, M., Duran-Sindreu, F., Mercadé, M., Bueno, R., Roig, M., 2012. A Comparison of Apical Transportation between ProFile and RaCe Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 38, s. 990–992, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(12\)00336-6/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(12)00336-6/abstract).

Gavini, G., Caldeira, C.L., Akisue, E., Candeiro, G.T. de M., Kawakami, D.A.S., 2012. Resistance to Flexural Fatigue of Reciproc R25 Files under Continuous Rotation and Reciprocating Movement. *Journal of Endodontics* 38, s. 684–687, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(11\)01466-X/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(11)01466-X/abstract).

Gavini, G., Pessoa, O.F., Barletta, F.B., Vasconcellos, M. a. Z., Caldeira, C.L., 2010. Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. *J Endod* 36, s. 1183–1186.

Gavini, G., Santos, M. dos, Caldeira, C.L., Machado, M.E. de L., Freire, L.G., Iglecias, E.F., Peters, O.A., Candeiro, G.T. de M., 2018. Nickel–titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz. oral res.* 32, Dostupné z: <http://www.scielo.br/j/bor/a/DDVdbgHDPwFkn5QQLWZVk7y/abstract/?lang=en>.

Gergi, R., Osta, N., Bourbouze, G., Zgheib, C., Arbab-Chirani, R., Naaman, A., 2015. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal* 48, s. 162–170, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12296>.

Gojišová, E., 1997. *Estetická stomatologie* <>. Grada Publishing, Praha, ISBN: 978-80-7169-191-4.

Grande, N.M., Ahmed, H.M.A., Cohen, S., Bukiet, F., Plotino, G., 2015a. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *Journal of Endodontics* 41, s. 1778–1783, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(15\)00577-4/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(15)00577-4/abstract).

Grande, N.M., Ahmed, H.M.A., Cohen, S., Bukiet, F., Plotino, G., 2015b. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications. *Journal of Endodontics* 41, s. 1778–1783, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239915005774>.

Grande, N.M., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V.A., Somma, F., 2006. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J* 39, s. 755–763.

Gutmann, J.L., Gao, Y., 2012a. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel–titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *International Endodontic Journal* 45, s. 113–128, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2011.01957.x>.

Gutmann, J.L., Gao, Y., 2012b. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 45, s. 113–128.

Haïkel, Y., Serfaty, R., Bateman, G., Senger, B., Allemann, C., 1999. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 25, s. 434–440.

Herold, K.S., Johnson, B.R., Wenckus, C.S., 2007. A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod* 33, s. 712–714.

Herzberg, M., 1979. Bacterial endocarditis of dental origin. *Northwest dentistry* 58, s. 270–2.

Hilt, B.R., Cunningham, C.J., Shen, C., Richards, N., 2000. Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations. *J Endod* 26, s. 76–80.

Horská, V., Bumbalek, M., Katina, S., 2017. Cox proportional hazard model and its application to data analysis of failure of endodontic equipment Neuveden, Dostupné z: <https://www.muni.cz/vyzkum/publikace/1408594>.

Huang, H.-H., Hsu, C.-H., Pan, S.-J., He, J.-L., Chen, C.-C., Lee, T.-L., 2005. Corrosion and Cell Adhesion Behavior of TiN-Coated and Ion-Nitrided Titanium for Dental Applications. *Applied Surface Science* 244, s. 252–256.

Hulsmann, M., Peters, O.A., Dummer, P.M.H., 2005. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 10, s. 30–76, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1601-1546.2005.00152.x>.

Ianno, N.R., Weine, F.S., 1989. Canal preparation using two mechanical handpieces: distortions, ledging, and potential solutions. *Compendium* 10, s. 100–102, 104–105.

Inan, U., Aydin, C., Tunca, Y.M., 2007. Cyclic fatigue of ProTaper rotary nickel-titanium instruments in artificial canals with 2 different radii of curvature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 104, s. 837–840, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210407005318>.

Iqbal, A., 2021. Rotary Endodontics : A Paradigm Shift from Conventional Endodontics. *Aljouf University Medical Journal* 300, s. 1–10, Dostupné z: <https://platform.almanhal.com/Details/Article/240472?lang=en>.

Jafarzadeh, H., Abbott, P.V., 2007. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod* 33, s. 1155–1162.

Jamleh, A., Kobayashi, C., Yahata, Y., Ebihara, A., Suda, H., 2012. Deflecting load of nickel titanium rotary instruments during cyclic fatigue. *Dent. Mater. J.* 31, s. 389–393, Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/31/3/31_2011-233/_article.

Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., Namerow, K., 2008. Comparison between a Novel Nickel-Titanium Alloy and 508 Nitinol on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/.04 Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 34, s. 1406–1409, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(08\)00687-0/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(08)00687-0/abstract).

K. Otsuka, C. M. Wayman-Shape Memory Materials-Cambridge University Press (1998) | PDF | Shape Memory Alloy | Crystal Structure [WWW Document], n.d.

Karataş, E., Arslan, H., Kırıcı, D.Ö., Alsancak, M., Çapar, İ.D., 2016. Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *International Endodontic Journal* 49, s. 382–385, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12461>.

Karlík, M., 2011. Úvod do transmisní elektronové mikroskopie. České vysoké učení technické v Praze, Praha, ISBN: 978-80-01-04729-3.

Keskin, C., Sariyilmaz, E., Sariyilmaz, Ö., 2017. Efficacy of XP-endo Finisher File in Removing Calcium Hydroxide from Simulated Internal Resorption Cavity. *Journal of Endodontics* 43, s. 126–130, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30613-6/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30613-6/abstract).

Kishore, A., Gurtu, A., Bansal, R., Singhal, A., Mohan, S., Mehrotra, A., 2017. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry* 20, s. 161, Dostupné z: <https://www.jcd.org.in/article.asp?issn=0972-0707;year=2017;volume=20;issue=3;spage=161;epage=165;aualast=Kishore;type=0>.

Kramkowski, T.R., Bahcall, J., 2009. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod* 35, s. 404–407.

Laboratory comparison of the mechanical properties of TRUShape with several nickel-titanium rotary instruments - Elnaghy - 2017 - *International Endodontic Journal* - Wiley Online Library [WWW Document], n.d.

Lacerda, M.F.L.S., Marceliano-Alves, M.F., Pérez, A.R., Provenzano, J.C., Neves, M.A.S., Pires, F.R., Gonçalves, L.S., Rôças, I.N., Siqueira, J.F., 2017. Cleaning and Shaping Oval Canals with 3 Instrumentation Systems: A Correlative Micro-computed Tomographic and Histologic Study. *Journal of Endodontics* 43, s. 1878–1884, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(17\)30819-1/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(17)30819-1/abstract).

Larsen, C.M., Watanabe, I., Glickman, G.N., He, J., 2009. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 35, s. 401–403.

Lausten, L.L., Luebke, N.H., Brantley, W.A., 1993. Bending and metallurgical properties of rotary endodontic instruments. IV. Gates Glidden and Peeso drills. *Journal of Endodontics* 19, s. 440–447, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239906805303>.

Lea, S.C., Walmsley, A., 2009. Mechano-physical and biophysical properties of power-driven scalers: driving the future of powered instrument design and evaluation. *Periodontology* 2000.

Lee, M.-H., Versluis, A., Kim, B.-M., Lee, C.-J., Hur, B., Kim, H.-C., 2011. Correlation between Experimental Cyclic Fatigue Resistance and Numerical Stress Analysis for Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 37, s. 1152–1157, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S009923991100416X>.

Lee, W., Song, M., Kim, E., Lee, H., Kim, H.-C., 2012. A survey of experience-based preference of Nickel-Titanium rotary files and incidence of fracture among general dentists. *Restor Dent Endod* 37, s. 201, Dostupné z: <https://rde.ac/DOIx.php?id=10.5395/rde.2012.37.4.201>.

Leoni, G.B., Versiani, M.A., Silva-Sousa, Y.T., Bruniera, J.F.B., Pécora, J.D., Sousa-Neto, M.D., 2017. Ex vivo evaluation of four final irrigation protocols on the removal of hard-tissue debris from the mesial root canal system of mandibular first molars. *International*

Endodontic Journal 50, s. 398–406, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12630>.

Lévy, G., 1990. [Canal Finder System 89!!! Improvements and indications after 4 years of experimentation and use]. *Rev Odontostomatol (Paris)* 19, s. 327–336.

Li, U.-M., Iijima, M., Endo, K., Brantley, W.A., Alapati, S.B., Lin, C.-P., 2007. Application of Plasma Immersion Ion Implantation for Surface Modification of Nickel-titanium Rotary Instruments. *Dental Materials Journal* 26, s. 467–473.

Li, U.-M., Lee, B.-S., Shih, C.-T., Lan, W.-H., Lin, C.-P., 2002. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod* 28, s. 448–451.

Limongi, O., Klymus, Â.O., Baratto Filho, F., Vanni, J.R., Travassos, R., 2004. In vitro evaluation of the presence of apical deviation with employment of automated handpieces with continuous and alternate motion for root canal preparation. *J. Appl. Oral Sci.* 12, s. 195–199, Dostupné z: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572004000300006&lng=en&tlng=en.

Lin, M.-C., Liu, J.-F., Li, U.-M., Lin, C.-P., Tsai, W.F., Ai, C.-F., Huang, H.-H., 2007. Thermal Nitriding Treatment Increases the Corrosion Resistance of Ni-Ti File.

Liu, X., Chu, P.K., Ding, C., 2004. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports* 47, s. 49–121, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0927796X0400124X>.

Liu, Y., Chen, X., McCormick, P.G., 1997. Effect of low temperature ageing on the transformation behaviour of near-equiatomic NiTi. *Journal of Materials Science* 32, s. 5979–5984, Dostupné z: <https://doi.org/10.1023/A:1018615127911>.

Lopes, H.P., Moreira, E.J.L., Elias, C.N., de Almeida, R.A., Neves, M.S., 2007. Cyclic fatigue of ProTaper instruments. *J Endod* 33, s. 55–57.

Mazánek, J., 2014. *Zubní lékařství: propedeutika*. Grada, Praha, ISBN: 978-80-247-3534-4.

Mazánek, J., Urban, F., 2003. *Stomatologické repetitorium*. Grada, Praha, ISBN: 978-80-7169-824-1.

Metoda Vickers | JD Dvořák - Zkušební technika [WWW Document], n.d.

Miyazaki, S., Ohmi, Y., Otsuka, K., Suzuki, Y., 1982. CHARACTERISTICS OF DEFORMATION AND TRANSFORMATION PSEUDOELASTICITY IN Ti-Ni ALLOYS. *Journal de Physique Colloques* 43, s. C4-255-C4-260, Dostupné z: <https://hal.archives-ouvertes.fr/jpa-00222148>.

Mize, S.B., Clement, D.J., Pruett, J.P., Carnes, D.L., 1998. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 24, s. 843–847.

Mounce, R.E., 2008. A new method of canal enlargement. *Dent Today* 27, s. 94, 96, 98–99.

Necchi, S., Taschieri, S., Petrini, L., Migliavacca, F., 2008. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J* 41, s. 939–949.

Nemat-Nasser, S., Guo, W.-G., 2006. Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures. *Mechanics of Materials, Shape Memory Alloys* 38, s. 463–474, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167663605001213>.

Nguyen, H.H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N.M., Johnson, J.D., Peters, O.A., 2014. Evaluation of the Resistance to Cyclic Fatigue among ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 40, s. 1190–1193, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(14\)00009-0/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(14)00009-0/abstract).

Otsuka, K., Ren, X., 2005. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science* 50, s. 511–678, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0079642504000647>.

Ounsi, H.F., Salameh, Z., Al-Shalan, T., Ferrari, M., Grandini, S., Pashley, D.H., Tay, F.R., 2007. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 33, s. 737–741.

Özyürek, T., Gündoğar, M., Uslu, G., Yılmaz, K., Staffoli, S., NM, G., Plotino, G., Polimeni, A., 2018. Cyclic fatigue resistances of Hyflex EDM, WaveOne gold, Reciproc blue and 2shape NiTi rotary files in different artificial canals. *Odontology* 106, s. 408–413, Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0340-y>.

Özyürek, T., Gündoğar, M., Yılmaz, K., Uslu, G., 2017. Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 11, s. 241–246.

Parashos, P., Gordon, I., Messer, H.H., 2004. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 30, s. 722–725.

Parashos, P., Messer, H.H., 2006. Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences. *Journal of Endodontics* 32, s. 1031–1043, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239906005619>.

Pedullà, E., Savio, F.L., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N.M., Rosa, G.L., Rapisarda, E., 2016. Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining. *Journal of Endodontics* 42, s. 156–159, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(15\)00902-4/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(15)00902-4/abstract).

Pelletier, H., Muller, D., Mille, P., Grob, J.J., 2002. Effect of high energy argon implantation into NiTi shape memory alloy. *Surface and Coatings Technology* 158–159, s. 301–308, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897202001871>.

Peng, B., Shen, Y., Cheung, G.S.P., Xia, T.J., 2005. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *International Endodontic Journal* 38, s. 550–557, Dostupné z: <https://www.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2005.00991.x>.

Pereira, A.G., Santos, R.M.F. dos, Azevedo, K.C.M., Raposo, L.H.A., Biffi, J.C.G., 2012. Assessment of Influence of Flexion Angles of Files in Apical Stop Preparation by Using Manual and Rotary Instrumentation Techniques. *Journal of Endodontics* 38, s. 1383–1386, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(12\)00623-1/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(12)00623-1/abstract).

Peřinka, L., Bartůřková, ř., Záhlová, E., Dentissimo (firma), 2009. *Základy klinické endodoncie. Art D - Grafický ateliér Āerný, Praha, ISBN: 978-80-903876-8-3.*

Pernot, J., Rolland, X., Euvrard, H., 2015. Endodontic instrument with rough surfaces, and method for producing such an instrument. WO2015028743A1.

Peters, O.A., Boessler, C., Paqué, F., 2010. Root Canal Preparation with a Novel Nickel-Titanium Instrument Evaluated with Micro-computed Tomography: Canal Surface Preparation over Time. *Journal of Endodontics* 36, s. 1068–1072, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(10\)00180-9/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(10)00180-9/abstract).

Peters, O.A., Schönerberger, K., Laib, A., 2001. Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal* 34, s. 221–230, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x>.

Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Gandolfi, M.G., Prati, C., 2016. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal* 49, s. 483–493, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12470>.

Pířek, F., n.d. *Nauka o materiálu 2., zcela přeprac. a rozř. vyd.*

Plotino, G., Grande, N.M., Cordaro, M., Testarelli, L., Gambarini, G., 2010. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *International Endodontic Journal* 43, s. 69–75, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2009.01641.x>.

Plotino, G., Grande, N.M., Cordaro, M., Testarelli, L., Gambarini, G., 2009a. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35, s. 1469–1476.

Plotino, G., Grande, N.M., Cordaro, M., Testarelli, L., Gambarini, G., 2009b. Measurement of the trajectory of different NiTi rotary instruments in an artificial canal specifically designed for cyclic fatigue tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108, s. e152-156.

Plotino, G., Grande, N.M., Cotti, E., Testarelli, L., Gambarini, G., 2014. Blue Treatment Enhances Cyclic Fatigue Resistance of Vortex Nickel-Titanium Rotary Files. *Journal of Endodontics* 40, s. 1451–1453, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(14\)00196-4/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(14)00196-4/abstract).

Plotino, G., Grande, N.M., Falanga, A., Giuseppe, I.L.D., Lamorgese, V., Somma, F., 2007. Dentine removal in the coronal portion of root canals following two preparation techniques. *International Endodontic Journal* 40, s. 852–858, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2007.01284.x>.

Products – An overview of our product portfolio | VDW Dental [WWW Document], n.d. . VDW GmbH.

Pruett, J.P., Clement, D.J., Carnes, D.L., 1997. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23, s. 77–85.

Queue | Moderní světelná a elektronová mikroskopie [WWW Document], n.d. . adoc.pub.

Rastrovací elektronový mikroskop Tescan Mira 3 | FZU [WWW Document], n.d.

Ray, J.J., Kirkpatrick, T.C., Rutledge, R.E., 2007. Cyclic Fatigue of EndoSequence and K3 Rotary Files in a Dynamic Model. *Journal of Endodontics* 33, s. 1469–1472, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(07\)00744-3/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(07)00744-3/abstract).

Rhodes, S.C., Hülsmann, M., McNeal, S.F., Beck, P., Eleazer, P.D., 2011. Comparison of root canal preparation using reciprocating Safesiders stainless steel and Vortex nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 111, s. 659–667, Dostupné z: [https://www.oooojournal.net/article/S1079-2104\(10\)00921-2/abstract](https://www.oooojournal.net/article/S1079-2104(10)00921-2/abstract).

Robertson, S., Pelton, A., Ritchie, R., 2012. Mechanical fatigue and fracture of Nitinol. *International Materials Reviews* 57, s. 1–37.

Rodrigues, R.C.V., Lopes, H.P., Elias, C.N., Amaral, G., Vieira, V.T.L., Martin, A.S.D., 2011. Influence of Different Manufacturing Methods on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *Journal of Endodontics* 37, s. 1553–1557, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(11\)00945-9/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(11)00945-9/abstract).

Ruddle, C.J., 2005. The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 10, s. 187–190, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1601-1546.2005.00115.x>.

Sattapan, B., Nervo, G., Palamara, J., Messer, H., 2000. Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use. *Journal of Endodontics* 26, s. 161–165, Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239905609478>.

Schäfer, E., Erler, M., Dammaschke, T., 2006. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *International Endodontic Journal* 39, s. 196–202, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2006.01074.x>.

Schäfer, E., Vlassis, M., 2004. Comparative investigation of two rotary nickel–titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal* 37, s. 239–248, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.0143-2885.2004.00783.x>.

Schellhammer, F., Berlis, A., Bloss, H., Pagenstecher, A., Schumacher, M., 1997. Poly-lactic-acid coating for endovascular stents. Preliminary results in canine experimental arteriovenous fistulae. *Invest Radiol* 32, s. 180–186.

Schneider, S.W., 1971. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 32, s. 271–275, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0030422071902301>.

Serene, T.P., Adams, D., Saxena, A., 1995. Nickel-titanium instruments : applications in endodontics. undefined Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Cyclic-fatigue-of-Profile-rotary-instruments-after-Yared-Dagher/c5913c9dd8c756e3755543df90ed536683c098fb>.

Shen, Y., Haapasalo, M., 2008. Three-dimensional Analysis of Cutting Behavior of Nickel-Titanium Rotary Instruments by Microcomputed Tomography. *Journal of Endodontics* 34, s. 606–610, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S009923990800188X>.

Shen, Y., Hieawy, A., Huang, X., Wang, Z., Maezono, H., Haapasalo, M., 2016. Fatigue Resistance of a 3-dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. *Journal of Endodontics* 42, s. 961–964, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)30021-8/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)30021-8/abstract).

Shen, Y., Zhou, H., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y., Haapasalo, M., 2013a. Phase Transformation Behavior and Mechanical Properties of Thermomechanically Treated K3XF Nickel-Titanium Instruments. *Journal of Endodontics* 39, s. 919–923, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(13\)00316-6/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(13)00316-6/abstract).

Shen, Y., Zhou, H., Zheng, Y., Campbell, L., Peng, B., Haapasalo, M., 2011. Metallurgical Characterization of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics* 37, s. 1566–1571, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239911009265>.

Shen, Y., Zhou, H., Zheng, Y., Peng, B., Haapasalo, M., 2013b. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod* 39, s. 163–172.

Shenhar, A., Gotman, I., Radin, S., Ducheyne, P., 2000. Microstructure and fretting behavior of hard TiN-based coatings on surgical titanium alloys. *Ceramics International* 7, s. 709–713, Dostupné z: <https://www.infona.pl//resource/bwmeta1.element.elsevier-656dafab-8997-3a93-a431-dd30e49c7d9e>.

Shevchenko, N., Pham, M.-T., Maitz, M.F., 2004. Studies of surface modified NiTi alloy. *Applied Surface Science* 1–2, s. 126–131, Dostupné z: <https://www.infona.pl//resource/bwmeta1.element.elsevier-9af6e8b5-0ddd-3d9f-a5a1-1ad7b6bea6d8>.

Shivashankar, M.B., 2016. Computed Tomography Evaluation of Canal Transportation and Volumetric Changes in Root Canal Dentin of Curved Canals Using Mtwo, ProTaper and ProTaper Next Rotary System-An In-vitro Study. *JCDR* Dostupné z: http://jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2016&volume=10&issue=11&page=ZC10&issn=0973-709x&id=8788.

Shop5.cz, www.melag-servis.cz info@adz.cz na systemu, n.d. Parní autokláv Melag - Vacuklav 24 B+ - vodou chlazený - se sterilizační komorou o objemu 23 litrů [WWW Document]. www.melag-servis.cz.

Silvaggio, J., Hicks, M.L., 1997. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files. *J Endod* 23, s. 731–734.

Starosvetsky, D., Gotman, I., 2001. Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni-Ti shape memory surgical alloy. *Biomaterials* 22, s. 1853–1859.

Stejskalová, J., 2003. Konzervační zubní lékařství. Galén, Praha, ISBN: 978-80-7262-225-2.

Tendys, J., Donnelly, I.J., Kenny, M.J., Pollock, J.T.A., 1988. Plasma immersion ion implantation using plasmas generated by radio frequency techniques. *Appl. Phys. Lett.* 53, s. 2143–2145, Dostupné z: <https://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.100299>.

Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N.M., Gambarini, G., 2011. Bending Properties of a New Nickel-Titanium Alloy with a Lower Percent by Weight of Nickel. *Journal of Endodontics* 37, s. 1293–1295, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239911006546>.

Theisen, W., Schuermann, A., 2004. Electro discharge machining of nickel–titanium shape memory alloys. *Materials Science and Engineering: A, European Symposium on Martensitic Transformation and Shape-Memory* 378, s. 200–204, Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921509304000085>.

Thompson, S.A., 2000. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 33, s. 297–310.

Topuz, O., Aydin, C., Uzun, O., Inan, U., Alacam, T., Tunca, Y.M., 2008. Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 105, s. 661–665, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1079210407008499>.

Unal, G., Maden, M., Orhan, E., Sarıtekin, E., Teke, A., 2012. Root Canal Shaping Using Rotary Nickel-Titanium Files in Preclinical Dental Education in Turkey. *Journal of dental education* 76, s. 509–13.

Uslu, G., Özyürek, T., Yılmaz, K., 2018. Comparison of Alterations in the Surface Topographies of HyFlex CM and HyFlex EDM Nickel-titanium Files after Root Canal Preparation: A Three-dimensional Optical Profilometry Study. *Journal of Endodontics* 44, s. 115–119, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(17\)30701-X/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(17)30701-X/abstract).

Uygun, A.D., Kol, E., Topcu, M.K.C., Seckin, F., Ersoy, I., Tanriver, M., 2016. Variations in cyclic fatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *International Endodontic Journal* 49, s. 494–499, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12471>.

Vasconcelos, R.A. de, Murphy, S., Carvalho, C.A.T., Govindjee, R.G., Govindjee, S., Peters, O.A., 2016. Evidence for Reduced Fatigue Resistance of Contemporary Rotary Instruments Exposed to Body Temperature. *Journal of Endodontics* 42, s. 782–787, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(16\)00096-0/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(16)00096-0/abstract).

- Walia, H., Brantley, W.A., Gerstein, H., 1988. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics* 14, s. 346–351, Dostupné z: [https://www.jendodon.com/article/S0099-2399\(88\)80196-1/abstract](https://www.jendodon.com/article/S0099-2399(88)80196-1/abstract).
- Walmsley, A.D., Lumley, P.J., Laird, W.R.E., 1989. The oscillatory pattern of sonically powered endodontic files. *Int Endod J* 22, s. 125–132, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2591.1989.tb00910.x>.
- Wolle, C.F.B., Vasconcellos, M.A.Z., Hinrichs, R., Becker, A.N., Barletta, F.B., 2009. The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 35, s. 1558–1562.
- Yahata, Y., Yoneyama, T., Hayashi, Y., Ebihara, A., Doi, H., Hanawa, T., Suda, H., 2009. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 42, s. 621–626.
- Yang, E.Y.Y., 2015. Comparison of two methodologies for testing cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary files Dostupné z: <https://open.bu.edu/handle/2144/37825>.
- Yared, G., 2008. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal* 41, s. 339–344, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2007.01351.x>.
- Yared, G.M., Bou Dagher, F.E., Machtou, P., 2000. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 33, s. 204–207.
- Ye, J., Gao, Y., 2012. Metallurgical Characterization of M-Wire Nickel-Titanium Shape Memory Alloy Used for Endodontic Rotary Instruments during Low-cycle Fatigue. *Journal of Endodontics* 38, s. 105–107, Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0099239911011538>.
- Young, J.M., Van Vliet, K.J., 2005. Predicting in vivo failure of pseudoelastic NiTi devices under low cycle, high amplitude fatigue. *J. Biomed. Mater. Res.* 72B, s. 17–26, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jbm.b.30113>.
- Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K., Papadimitriou, G.D., 2007. 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* 103, s. 843–847.
- Zinelis, S., Eliades, T., Eliades, G., 2010. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontic Journal* 43, s. 125–134, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1365-2591.2009.01651.x>.
- Zuolo, M.L., Zaia, A.A., Belladonna, F.G., Silva, E.J.N.L., Souza, E.M., Versiani, M.A., Lopes, R.T., De-Deus, G., 2018. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal* 51, s. 564–571, Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/iej.12810>.

9 Seznam obrázků

Obrázek 1 - Endodontický ultrazvuk s koncovkami	12
Obrázek 2 - ISO 6360 pro kořenové nástroje	14
Obrázek 3 - Rozměry a barevné kódy kořenových nástrojů	14
Obrázek 4 - Typy rotačních pohybů pro endodontické nástroje	18
Obrázek 5 - Efekt tvarové paměti nikl-titanové slitiny	20
Obrázek 6 - „Superelastický“ efekt nikl-titanové slitiny	21
Obrázek 7 - Opracovávání zahnutého zubního kanálku nikl-titanovým nástrojem	22
Obrázek 8 - Zjednodušený model martenzitické transformace podle autorů Otsuka a Wayman.....	24
Obrázek 9 - Evoluce opracování NiTi slitin	38
Obrázek 10 - Zlomenina nikl-titanového nástroje uvnitř kořenového kanálku.....	44
Obrázek 11 - Levá strana: mikrotrhlina na nástroji, Pravá strana: plasticky deformovaná špička nástroje	45
Obrázek 12 - Testování cyklické únavy materiálu	47
Obrázek 13 - Stupeň zakřivení kořenového kanálku získaný pomocí metody pro určení zakřivení kanálu pomocí pouze jednoho parametru k definování úhlu	48
Obrázek 14 - Stanovení kanáلكové geometrie prostřednictvím úhlu zakřivení a poloměru zakřivení.	49
Obrázek 15 - Skleněné trubičky imitující kořenový kanálek.	50
Obrázek 16 - Nakloněná rovina použitá k vytvoření zakřivení rotačního nástroje pracujícího proti šikmému kovovému bloku. Drážka obrobená do čela bloku udržuje nástroj během testování na místě	52
Obrázek 17 - Zařízení se 3 čepy, a zařízení se 2 čepy	53
Obrázek 18 - (A) Drážkovaný blok a nástroj ukazující vztah válce z temperované oceli ke tvaru poloměru, aby bylo zaručeno zakřivení nástrojů. (B) Poloměr se tvoří s V-drážkou pro vedení nástroje.....	54
Obrázek 19 - Experimentální model, který použil Larsen a kolektiv (2009)	55
Obrázek 20 - Umělé kořenové kanálky konstruované s různými typy zakřivení umožňují zkoušet nástroje v různých podmínkách, a to za účelem získání úplného obrazu o únavovém chování přístrojů.	55
Obrázek 21 - Zubní násadec namontovaný na mobilním bloku s nástrojem vloženým do umělého kořenového kanálku.....	56
Obrázek 22 - Rastrovací elektronový mikroskop Tescan Mira 3	58
Obrázek 23 - Autokláv Melag 24b	64
Obrázek 24 - Výrobní výkres kanálku s poloměrem zaoblení R5.....	67
Obrázek 25 – Výrobní výkres kanálku s poloměrem zaoblení R3	68
Obrázek 26 – Vyrobené testovací bločky pro hodnocení cyklické únavy	69
Obrázek 27 – Vliv otáček na životnost nástroje	71
Obrázek 28 - Počet otáček do lomu nástroje umělý kanálek R5	72
Obrázek 29 - Počet otáček do lomu nástroje umělý kanálek R3	73
Obrázek 30 - Lomové plochy nástroje Wizard Navigator.....	74
Obrázek 31 - Lomové plochy nástroje Revo S.....	74
Obrázek 32 - Počet otáček do lomu – vliv způsobu otáčení.....	75
Obrázek 33 - Počet otáček do lomu – vliv sterilizace	76
Obrázek 34 - Porovnání únavové životnosti po plazmové nitridace	77

Obrázek 35 - Nitridovaná vrstva na NiTi nástroji velikosti 20/.06 po plazmové nitridaci 470 °C, 4 hodiny.....	78
Obrázek 36 - Nitridovaná vrstva na NiTi nástroji velikosti 20/.06 po plazmové nitridaci 550 °C, 20 hodin.....	78
Obrázek 37 - EDS line scan nezpracovaného povrchu (a), plazmově nitridovaný povrch.	79
Obrázek 38 - Změny barvy po plazmové nitridaci na koncích nástrojů u nástroje velikosti 20/0,6 (a) ukázka rigidity nástrojů velikosti 15/.05 po procesech plazmové nitridace (b)..	80
Obrázek 39 - Odlišné mikrostruktury nástrojů po plazmové nitridaci 470 °C - 4 hod (a) and plazmové nitridaci 550 °C - 20 hod. (b).....	81
Obrázek 40 - Automatický mikrotvrdoměr Leco AMH 55.....	81
Obrázek 41 - Zalisované vzorky připravené na měření mikrotvrdosti.....	82
Obrázek 42 - Průběh mikrotvrdosti v podélném směru.....	83
Obrázek 43 - Znázorněné vtisky po měření mikrotvrdosti na segmentu NiTi nástroje	83
Obrázek 44 - Nástroj 15/0.5 po plazmové nitridaci – proces 1	84
Obrázek 45 - Detailní pohled na lomovou plochu.....	84
Obrázek 46 - Nástroj 15/0.5 po plazmové nitridaci – proces 2	85
Obrázek 47 - Detailní pohled na lomovou plochu.....	85
Obrázek 48 - Povrch ručně opracovaného kanálku.....	86
Obrázek 49 - Povrch strojově opracovaného kanálku.....	86
Obrázek 50 - Stopy na povrchu ručně opracovaného kanálku	87
Obrázek 51 - Stopy na povrchu strojově opracovaného kanálku	87

10 Seznam tabulek

Tabulka 1 - Charakteristiky hlavních NiTi systémů ve světě.....	25
Tabulka 2 - Zkoušky tvrdosti.....	59
Tabulka 3 - Chemické složení na povrchu nástrojů nezpracovaných a po plazmové nitridaci měřené metodou EDS EDAX (hm. %).....	80
Tabulka 4 – Výsledky mikrotvrdosti NiTi nástrojů.....	82

Poděkování

Velké poděkování patří především školiteli této disertační práce MUDr. et MUDr. Karlu Klímovi, Ph.D. za důležité směrování v rámci tématu a za průběžnou podporu a cenné připomínky, ochotu a rady. V neposlední řadě patří velký dík mé rodině a nejbližším přátelům za intenzivní podporu při psaní této práce.