proLékaře.cz | 31.10.2026

ÚNAVOVÁ FRAKTURA NIKL-TITANOVÝCH NÁSTROJŮ V ENDODONCII A FAKTORY JI OVLIVŇUJÍCÍ

Přehledový článek

FATIGUE FAILURE OF NICKEL-TITANIUM INSTRUMENTS IN ENDODONTICS AND ITS INFLUENCING FACTORS

Review

Jusku A.[1], Dodeková T.[1], Staněk J.[1], Özel B.[2], Jirásek P.[1], Polanská V.[1], Harvan Ľ.[1]
[1]Klinika zubního lékařství, Lékařská fakulta Univerzity Palackého a Fakultní nemocnice, Olomouc
[2]Yeditepe University, Faculty of Dentistry, Department of Endodontics, Istanbul, Turkey

SOUHRN

Úvod a cíl: Fraktura nikl-titanových nástrojů v endodoncii je komplikace, se kterou se dříve nebo později v ordinaci setká většina stomatologů. Stojí za ní zejména dva základní mechanismy a těmi jsou překročení limitu cyklické únavy, překročení limitu torzní únavy a jejich vzájemná kombinace. Účelem tohoto článku je osvětlit mechanismus fraktury nikl-titanového endodontického nástroje na podkladě cyklické únavy, faktory ji ovlivňující a s tím spojenou problematiku laboratorního testování.

Metodika: Vyhledávání literatury bylo provedeno pomocí PubMed (MEDLINE), ScienceDirect a databáze Wiley Online Library. K vyhledání literatury byla použita klíčová slova týkající se dané tematiky. Poté byla provedena selekce vhodných zdrojů.

Mechanismus fraktury nástroje: Fraktura na podkladě cyklické únavy má tři základní fáze. Iniciace, což je časový úsek, kdy dochází k morfologickým změnám zejména na povrchu a těsně pod povrchem nástroje do vzniku primární praskliny. Poté dochází k jejímu postupnému růstu za vzniku charakteristických pruhů. Jakmile dojde k překročení limitu lomové houževnatosti, přichází na řadu definitivní selhání a separace části nástroje.

Faktory ovlivňující frakturu: Jeden z nejpodstatnějších vlivů na vznik fraktury má kvalita slitiny. Rotační endodontické nástroje v dnešní době můžeme rozdělit podle struktury na nástroje s převahou martenzitu nebo austenitu. Z pohledu cyklické únavy jsou martenzitické nástroje výrazně odolnější než nástroje austenitické. Drsnost povrchu má z fyzikálního hlediska přímý vliv na vznik fraktury, jelikož nerovnosti slouží jako predispoziční místa pro koncentraci napětí. Důležitý vliv má i tvar nástroje, který pozitivně ovlivňuje rezistenci vůči cyklické únavě, pokud má nástroj menší průměr. S rostoucím obsahem průřezu nástroje se zvyšuje tahové napětí na jeho povrchu, a proto dochází k rychlejšímu selhání.

Okolní teplota signifikantně ovlivňuje vlastnosti nástrojů. Vyšší teplota snižuje odolnost vůči cyklické únavě. Je třeba brát v úvahu, že se nástroj může v teplotě místnosti chovat diametrálně odlišně v porovnání s teplotou v kořenovém kanálku. Nesmíme zapomínat ani na parametry kořenového kanálku, které zásadním způsobem ovlivňují selhání nástroje. Velmi důležitý je také typ rotace nástroje v kořenovém kanálku. Z tohoto pohledu jednoznačně můžeme říct, že rotační mód zkracuje dobu rezistence nástroje v porovnání s těmi recipročními. Pro testování cyklické únavy dosud nebyl určen vhodný výplachový roztok.

Závěr: Tematika selhání endodontických nástrojů na bázi cyklické únavy je velmi obsáhlá. Její vývoj a pochopení může pomoci výrobě odolnějších nástrojů, a tím minimalizovat přítomnost této komplikace v ordinaci praktického zubního lékaře.

Klíčová slova: cyklická únava, fraktura NiTi nástroje v endodoncii, mechanismus fraktury

SUMMARY

Introduction and aim: The fracture of Ni-Ti instruments is a complication that most dentists will sooner or later encounter in the dental office. There are mainly two basic mechanisms behind it and these are exceeding the cyclic fatigue limit, exceeding the torsional fatigue limit and their mutual combination. The purpose of this article is to describe the fracture mechanism of a nickel-titanium endodontic instrument based on cyclic fatigue, the influencing factors and related issues of laboratory testing.

Methods: Literature searches were performed using PubMed (MEDLINE), ScienceDirect and the Wiley Online Library database. Keywords related to the topic were used to search the literature. Then suitable sources were selected.

Instrument fracture mechanism: A cyclic fatigue fracture consists of three basic phases. Initiation, which is the period of time when morphological changes occur, especially on the surface and subsurface of the instrument, until the formation of the primary crack.

proLékaře.cz | 31.10.2026

After that the crack gradually grows with the formation of characteristic striations. As soon as the fracture toughness limit is exceeded, it is time for final failure and separation of part of the instrument.

Factors affecting fracture: One of the most significant effects on fracture formation has the quality of the alloy. Today, rotary endodontic instruments can be divided according to their structure into the instruments with a predominance of martensite or austenite. From the point of view of cyclic fatigue, martensitic instruments are significantly more durable than austenitic. From a physical point of view, surface roughness has a direct effect on fracture formation as surface irregularities serve as predisposing points for stress concentration. The shape of the instrument also has an important effect, as the smaller diameter of the instrument and its core has a positive effect on the resistance to cyclic fatigue. As the cross-section area of the instrument increases, the tensile strain on its surface increases, thus, a faster failure occurs.

The ambient temperature significantly affects the properties of the instruments. Higher temperature reduces resistance to cyclic fatigue. It should be kept in mind that the instrument may behave diametrically differently at room temperature compared to the root canal temperature. We must also not forget the parameters of the root canal, which fundamentally affect the failure of the instrument. The type of instrument movement kinematics in the root canal is also very important. From this point of view, we can clearly say that the rotational mode reduces the instruments's resistence to cyclic fatigue compared to reciprocal ones. An ideal irrigant has not yet been identified for cyclic fatigue testing.

Conclusion: The topic of failure of endodontic instruments based on cyclic fatigue is very extensive. Its development and understanding can help the production of more durable instruments and thus minimize the presence of this complication in a general dental office.

Key words: cyclic fatigue, fracture of NiTi instruments in endodontics, fracture mechanism.

Jusku A, Dodeková T, Staněk J, Özel B, Jirásek P, Polanská V, Harvan Ľ.
Únavová fraktura nikl-titanových nástrojů v endodoncii a faktory ji ovlivňující.
Čes stomatol Prakt zubní lék. 2022; 122(2): 51–58. doi 10.51479/cspzl.2022.005

ÚVOD A CÍL

Separace nástroje v průběhu endodontického ošetření je komplikací, které by se rád vyhnul každý stomatolog. Separace nikl-titanových (NiTi) nástrojů během preparace může mít za následek zhoršenou (iatrogenně vzniklou) prognózu zubu. Za přítomnosti periapikálního nálezu může tato komplikace vést ke snížení šance na úspěšné zhojení. S ohledem na nízký počet studií se výskyt fraktur rotačních NiTi nástrojů pohybuje od 0,4 do 5 %, přičemž za vyšším procentem fraktur stojí zejména fraktury při ošetření u molárů [1, 2]. Ve většině případů je selhání nástroje důsledkem jeho nesprávného nebo nadměrného používání, s nejvyšší incidencí v apikální třetině kořenového kanálku [2].

K fraktuře nástroje při endodontickém ošetření dochází vždy kombinací různých faktorů, a to překročením limitu cyklické únavy a torzní únavy. Vzhledem k faktu, že překročení torzního zatížení, stejně jako rychlost rotace, jsou kontrolovány endomotorem [3], je v současnosti velmi diskutovaným tématem překročení limitu cyklické únavy daného nástroje. Dochází k ní tak, že nástroj nepřetržitě rotuje v zakřiveném kanálu a vytváří cykly tenze/komprese v bodě maximálního ohybu, což nakonec vede k selhání daného nástroje [4]. O rotačních NiTi nástrojích je známo, že k jejich selhání dochází, aniž by byly vidět známky deformace a potenciálního lomu, ve srovnání s evidentními vizuálními znaky, které lze pozorovat u tradičních nástrojů z nerezové oceli [2].

Úspěch endodontického ošetření může být ovlivněn frakturou nástrojů. V posledních letech výrobci různými způsoby upravují NiTi slitiny za účelem snížení výskytu separace nástroje [1, 5]. Odstranění takové části endodontického nástroje z kořenového kanálku je technicky a časově náročné, proto je důležité minimalizovat pravděpodobnost zalomení/separace nástroje [1].

Cílem této práce bylo obeznámit odbornou veřejnost, jakým způsobem vzniká tento typ fraktury, co ovlivňuje její vznik a jakým způsobem.

METODIKA

Pro analýzu literatury byly použity elektronické databáze PubMed (MEDLINE), ScienceDirect a Wiley Online Library. Jako klíčová slova pro vyhledávání literatury byla použita: NiTi endodontic instruments cyclic fatigue a NiTi endodontic instruments cyclic fatigue affecting factors. Další vyhledávání literatury bylo provedeno manuálně. Články byly analyzovány každým autorem nezávisle. Poté autoři srovnávali své výběry a porovnávali

proLékaře.cz | 31.10.2026

rozdíly. Vyloučení článků bylo provedeno po analýze názvů a abstraktů. O tom, zda publikaci zahrnout, či nikoli, se diskutovalo až po analýze celého textu podle kritérií pro zařazení a vyloučení.

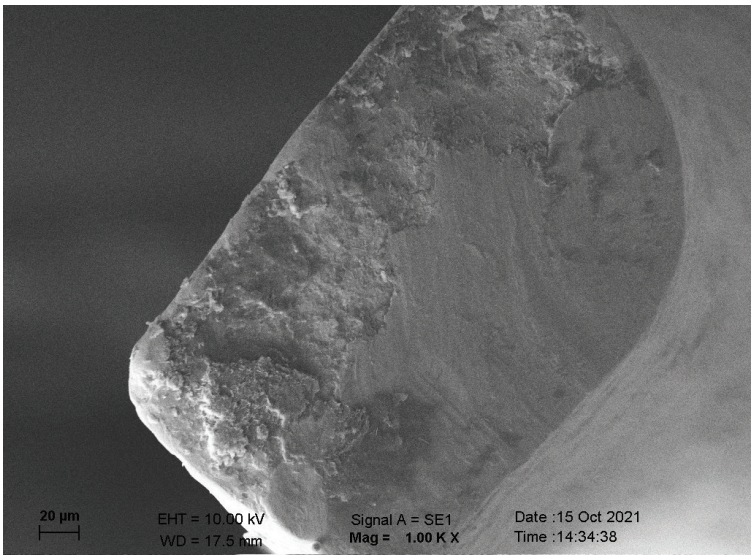
Kritéria pro zařazení:

- články, ve kterých se testovala cyklická únava staticky
- články, ve kterých je cyklická únava testována v laboratorních podmínkách
- články psané anglicky nebo česky
- články, zabývající se cyklickou únavou rotačních nástrojů používaných pro opracování kořenových kanálků
- články, které přinesly vývojový posun v dílčím výzkumu

Kritéria pro vyloučení:

- články, ve kterých se hodnotil vliv sterilizace na cyklickou únavu
- články, kdy byla cyklická únava testována in vivo
- články, ve kterých je podle současných nároků nedostatečně definovaná metodika
- články, ve kterých se testovala cyklická únava dynamicky

Na základě použitých klíčových slov bylo nalezeno celkem 678 publikací. Po aplikaci kritérií pro zařazení a vyloučení, screeningu a vyřazení článků na základě metodických pokynů bylo do analýzy zahrnuto 62 studií.

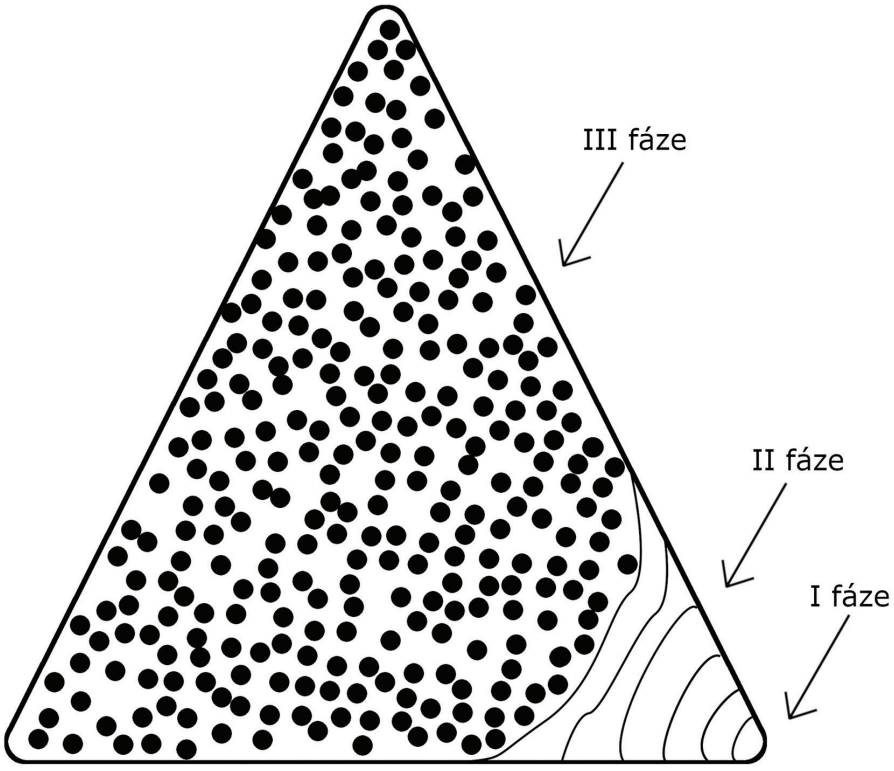


Obr. 1
Lomná plocha endodontického nástroje po testu cyklické únavy při zvětšení 1000× ve skenovacím elektronovém mikroskopu

Fig. 1
Fracture plane of an endodontic instrument after cyclic fatigue test at 1000× magnification by scanning electron microscopy

PRINCIP VZNIKU FRAKTURY

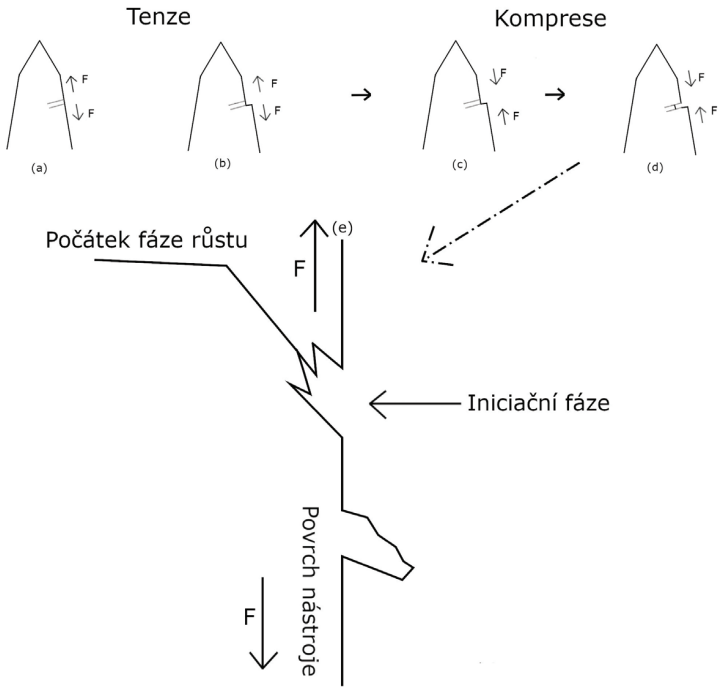
Z fyzikálního hlediska se únavová fraktura popisuje jako vznik a šíření praskliny materiálu v důsledku jeho opakovaného (cyklického) zatěžování. Průběh tohoto typu selhání sestává ze tří typických fází. Fáze iniciace, fáze růstu a fáze konečného selhání [6]. Povrch praskliny frangovaného nástroje z příčiny cyklické únavy má charakteristický vzhled **(obr. 1, obr. 2)**.



Obr. 2
Schéma plochy lomu endodontického nástroje
I. fáze – vznik praskliny;
II. fáze – postupný růst praskliny, přítomny charakteristické pruhy;
III. fáze – terminální fraktura, chaotický povrch lomné plochy

Fig. 2
Endodontic instrument fracture plane scheme
***I. phase** – crack initiation;*
***II. phase** – crack propagation, presence of characteristic striations;*
***III. phase** – terminal fracture, chaotic fracture plane surface*

proLékaře.cz | 31.10.2026



Obr. 3
Iniciační fáze fraktury na podkladě cyklické únavy, podélný řez nástrojem (a–d) Dislokace hmoty na povrchu nástroje v průběhu cyklu, formace perzistentních skluzových pásů; (e) Stav povrchu po opakované cyklické zátěži nástroje, přítomné skluzové pásy a mikroprasklina, která přechází do fáze růstu; ↑F, ↓F Směr působící aplikované síly

Fig. 3
Initiation phase of cyclic fatigue fracture, longitudinal section of the instrument (a–d) Dislocation of mass on the surface of the instrument during the cycle, formation of persistent slip bands; (e) Surface condition after repeated cyclic loading of the instrument, presence of persistent slip bands and microcrack that goes into growth phase; ↑F, ↓F The direction of the applied force

V iniciální fázi cyklické fraktury u nástrojů s hladkým povrchem dochází v místě maximálního zatížení (ohybu) nejdříve k fyzikálním změnám slitiny a ke ztvrdnutí nebo změknutí povrchu. Důsledkem těchto změn je změna amplitudy aplikovaného napětí v daném místě. Po nějaké době vlivem působení střídavých sil vznikají takzvané perzistentní skluzové pásy, které na povrchu slitiny vytváří perzistentní skluzové stopy nejčastěji v podobě intruzí a extruzí. V těchto místech dochází ke zvýšené koncentraci stresu, což vede ke vzniku mikropraskliny [7, 8] **(obr. 3)**. V případě přítomnosti výrazných nerovností na povrchu nástroje způsobených výrobou dochází ke koncentraci napětí v těchto nerovnostech, a tím k rychlejšímu vzniku mikropraskliny [6]. Druhá fáze je charakteristická růstem praskliny a vznikem pruhování na rovině lomu. Každý cyklus komprese a tenze (jedna otočka nástroje) vede ke vzniku jednoho pruhu. V závislosti na velikosti aplikovaných sil (na úhlu zakřivení nástroje) je ovlivněn rozsah pruhování, a to tak, že čím více je kořenový kanálek zahnutý, tím širší pruhy jsou. Popsané změny nejsou viditelné lidským okem. Tyto dvě fáze trvají nejdéle z celého procesu únavové fraktury, proto máme často dojem, že únavová fraktura vzniká náhle, bez objektivně viditelných změn [9]. Na závěr, když intenzita napětí překročí kritickou hodnotu známou jako lomová houževnatost, dojde k poslední fázi, a to k nezadržitelnému rychlému lomu. Tato fáze je charakteristická chaotickým povrchem praskliny a obvykle probíhá kombinací růstu praskliny s procesem zvaným koalescence mikrodutin [6, 9].

Fraktura na podkladě cyklické únavy je ovlivněna součinností mnoha faktorů, které můžeme rozdělit do dvou skupin. Faktory dané vlastnostmi nástroje, mezi kterými dominují kvalita slitiny nástroje, drsnost povrchu, obsah a tvar průřezu nástroje v místě potenciálního zalomení, a faktory okolního prostředí, mezi které můžeme zařadit vliv teploty okolního prostředí, způsob rotace endodontického nástroje, geometrické parametry arteficiálního kanálu, charakter okolního prostředí (testování bez média nebo v různých roztocích) [2, 5, 10].

KVALITA SLITINY

Nitinol je slitina využívaná k výrobě endodontických nástrojů již od devadesátých let dvacátého století [11]. Od té doby máme dnes k dispozici velkou škálu nástrojů z různě upravených druhů této slitiny. Z pohledu struktury se nástroje z nitinolu vyrábí s převahou jedné ze dvou základních krystalických struktur zvaných austenit (vysokoteplotní fáze) a martenzit (nízkoteplotní fáze). Tyto fáze mezi sebou plynule přechází v závislosti na teplotě a na tom, zda je slitina zahřívána, nebo ochlazována. Pokud je teplota nižší než konečná martenzitická teplota, je slitina v plně martenzitickém složení. Když je teplota vyšší než konečná austenitická teplota, má plně austenitické složení. Počínající teplota vzniku martenzitu je teplota, při které se vlivem ochlazování začíná austenitická struktura postupně transformovat v martenzit. Počínající teplota vzniku austenitu je teplota, při které začíná transformace martenzitu v austenit ohříváním. Specifickými výrobními procesy jsou technologové schopni tyto teploty do určité míry měnit podle potřeby. Každá z těchto forem slitiny má odlišné vlastnosti. Ve formě s převažující složkou austenitu je slitina tuhá, tvrdá a disponuje superelastickými vlastnostmi.

K deformaci nástroje z austenitu v kanálku dochází procesem zvaným stresem indukovaná martenzitická přeměna, kdy se za určité míry působící síly mění austenitická struktura na martenzitickou. Tato změna není stabilní a po odstranění působících sil se nástroj vrací do původního tvaru. Zatímco slitina ve formě převážně martenzitické je měkká, tvárná, lze ji snadno deformovat a má efekt

proLékaře.cz | 31.10.2026

tvarové paměti. K tomu, aby se nástroj nacházel v martenzitické fázi i za teplot přítomných v kořenovém kanálku, je zapotřebí specifických tepelných úprav ve výrobním procesu. U nástrojů z martenzitu dochází k deformaci procesem zvaným martenzitická reorientace, při které dochází pouze k reorientaci krystalické mřížky v prostoru [5]. Z pohledu cyklické únavy se ukázalo, že nástroje vyrobené ze slitiny austenitického typu jsou výrazně méně odolné než nástroje martenzitické [10, 12–16], vzhledem k tomu, že odolnost proti růstu únavových prasklin martenzitu je lepší než u stabilního austenitu, s ohledem na reorientační kapacitu struktury martenzitu [17, 18]. Podrobnější popis kvality nikl-titanových slitin a způsob výroby je nad rámec tohoto článku.

POVRCH NÁSTROJE

Kvalita povrchu je také jedním z diskutovaných témat s ohledem na cyklickou únavu endodontických nástrojů. Jak bylo zmíněno v úvodu, fraktura nástroje na podkladě cyklické únavy vzniká na povrchu nástroje. Ve většině případů se na samém počátku vzniku praskliny podílejí povrchové nepřesnosti vzniklé při výrobě nástroje. Z toho důvodu má na vznik fraktury velmi podstatný vliv morfologie povrchu [6]. V endodoncii se velmi důležitým krokem pro zlepšení vlastností endodontických nástrojů stalo využití elektrolytického leštění. Elektrolytické leštění odstraňuje nerovnosti povrchu, praskliny a zbytkové pnutí. Z pohledu cyklické únavy většina studií poukazuje na zvýšenou odolnost vůči cyklické únavě u nástrojů s vyleštěným povrchem [19–21]. Podle dostupných studií elektrolytické leštění zlepšuje nejen odolnost proti cyklické únavě, ale i řeznou účinnost a odolnost proti korozi [22, 23]. Pouze Bui et al. tvrdí, že elektrolytické leštění nezvyšuje odolnost vůči cyklické únavě [22].

Technika úpravy povrchu, která zůstala v experimentální rovině kvůli příliš vysokým nákladům, je takzvaná iontová implantace. Nástroje, které podstoupily úpravu plazmatickou implantací iontů dusíku [24, 25], boru [26] nebo argonu [27] vykazovaly vyšší řeznou účinnost, s tím spojenou povrchovou tvrdost a odolnost vůči cyklické únavě. Plazmatická implantace iontů je nízkoteplotní proces (300–580 °C). Kromě iontové implantace se ionty dusíku do povrchových vrstev mohou integrovat plynovou a práškovou nitridací. Jedná se o vysokoteplotní procesy (900–1000 °C) zvyšující odolnost endodontických nástrojů v závislosti na délce vystavení nitridaci a výšce teploty. Finální tloušťka nitridové vrstvy na povrchu nástroje ovlivňuje odolnost vůči cyklické únavě. Oblíbená je také oxidace povrchu vedoucí ke vzniku oxidu titaničitého, která má podobný účinek na vlastnosti nástroje, jako nitridace [25].

OBSAH A TVAR PRŮŘEZU NÁSTROJE

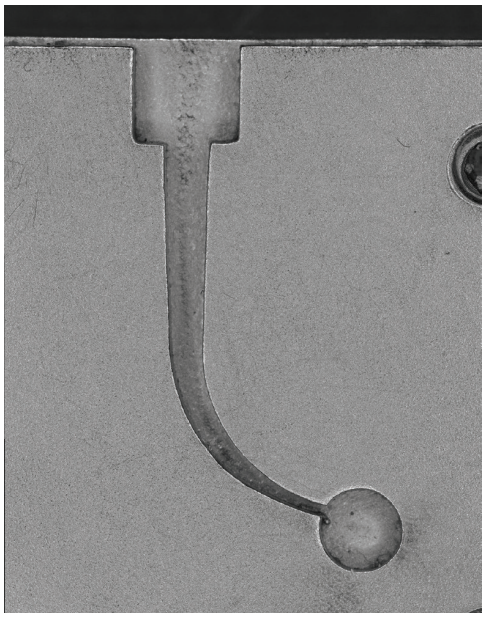
Dalším faktorem ovlivňujícím odolnost proti cyklické únavě je průměr nástroje. Jak již bylo zmíněno, únavová prasklina vzniká v bodě maximálního ohybu nástroje. V tomto bodě působí na nástroj největší tažná síla. Amplituda tahového napětí se zvyšuje s rostoucím průměrem nástroje. Čím vyšší je amplituda tahové deformace na povrchu, tím nižší bude odolnost proti cyklické únavě. Proto jsou méně odolné vůči cyklické únavě nástroje s větším průměrem [28].

S ohledem na tvar průřezu bylo prokázáno, že nástroje s průřezem ve tvaru písmene S jsou odolnější z pohledu cyklické únavy než nástroje s průřezem tvaru zaobleného trojúhelníku. Je to dáno faktem, že při stejném průměru obsahují nástroje s průřezem tvaru S menší množství hmoty. Z toho důvodu se tvar průřezu písmene S považuje za výhodnější než tvar zaobleného trojúhelníku při výrobě endodontických nástrojů [29, 30].

ROZMĚRY ARTEFICIÁLNÍHO KANÁLKU

Z praktického pohledu jednoznačně vychází, že čím větší úhel a čím menší poloměr zakřivení kanálku, tím dříve dochází k fraktuře nástroje [31, 32]. U in vitro testování se v této oblasti projevuje nedostatečná standardizace. V současné době se cyklické únavové zkoušky provádějí převážně s použitím umělého kanálu obvykle frézovaného v bloku z nerezové oceli [33–35]. Problém nastává při určení úhlu zahnutí kanálku. K tomuto účelu byly v průběhu času vytvořeny desítky způsobů měření. To vede k situaci, kdy jeden kořenový kanálek může být popsán různými hodnotami v závislosti na použité metodě měření [36]. Ve studiích je morfologie kanálku obvykle popsána úhlem a poloměrem zakřivení. Tento způsob užili Pruett et al. [31]. Zakřivení kanálku ve studiích je obvykle mezi 30° a 90° s proměnlivým poloměrem zakřivení [33, 37–39]. Za zmínku stojí, že z počátku byly využívány kanálky o konstantním průměru v celé své délce, ale vzhledem

proLékaře.cz | 31.10.2026



Obr. 4
Individuální kanál z nerezové oceli pro testování cyklické únavy

Fig. 4
Individual stainless steel root canal for cyclic fatigue testing

k nedokonale určené trajektorii nástrojů, která se liší v závislosti na jejich parametrech, jsou brány jako nedostatečné [40]. Z tohoto důvodu se v současnosti doporučuje výroba individuálních kanálků **(obr. 4)**, které jsou většinou přibližně o 0,1–0,2 mm širší v průměru, než jsou proporce dané k vyloučení torzních sil [41, 42].

KINEMATIKA POHYBU NÁSTROJE

K opracování kořenového kanálku můžeme z pohledu pohybu nástrojů využívat rotační a reciproční pohyb. Typicky se pro reciproční pohyb používají dva režimy, RECIPROC ALL (150° proti směru hodinových ručiček a poté o 30° po směru hodinových ručiček s rychlostí 300 otáček za minutu) a WAVEONE ALL (o 170° proti směru hodinových ručiček a poté o 50° po směru hodinových ručiček s rychlostí 350 otáček za minutu) [38]. Z pohledu cyklické únavy se používání čistě rotačního pohybu ukazuje jako nevýhodné, neboť vede k rychlejšímu selhání nástrojů než u recipročního typu pohybu [43–45]. Vliv odlišných recipročních módů zkoumají studie porovnávající cyklickou únavu různých nástrojů s využitím doporučeného recipročního módu (RECIPROC ALL, WAVEONE ALL). Vzhledem k tomu, že každý mód rotuje jinou rychlostí, převádějí čas vedoucí ke zlomu nástroje na počet cyklů [44, 46]. Bylo zjištěno, že při použití těchto dvou recipročních módů pohybů neexistují žádné rozdíly v odolnosti proti cyklické únavě [44].

TEPLOTA

V posledních letech je častým tématem v problematice cyklické únavy vztah okolní teploty a fraktury nástroje. Je prokázáno, že vyšší okolní teplota snižuje odolnost proti cyklické únavě nástrojů vyrobených různými termomechanickými postupy, protože ovlivňuje změny vnitřní krystalografické struktury změnou poměru martenzitu k austenitu [5, 33, 47–49]. Pouze několik studií nekoreluje s těmito výsledky [13, 34]. V minulosti byly testy cyklické únavy prováděny při pokojové teplotě [50, 51]. Existují také studie, při kterých byla cyklická únava testována při tělesné teplotě 37 °C [34, 37]. Pouze několik studií zohledňuje teplotu přítomnou v kořenovém kanálku, což je 35 °C [10, 33, 52]. Objektivně se v současné době považují studie za pokojové teploty již za obsoletní.

VÝPLACHOVÉ ROZTOKY

Pokud jde o působení okolního prostředí na cyklickou únavu, diskutuje se o vlivu roztoku, ve kterém se provádí testování [53]. Obecně se jako výplachové tekutiny ve studiích používají různé roztoky: destilovaná voda [16, 49, 54], chlornan sodný [10, 55], fyziologický roztok [53], různé typy olejů [56–58] nebo glycerin [59]. Vzhledem k blízkému vztahu ke klinickému užití se diskutuje o vlivu roztoku chlornanu sodného na cyklickou únavu z důvodu koroze. Jedna skupina výsledků tvrdí, že má výrazný účinek na cyklickou únavu [47, 60], a druhá, že nikoliv [61, 62]. S ohledem na různorodost výsledků studií problematika vyžaduje detailnější prostudování. V současné době nebyl určen vhodný roztok pro testování cyklické únavy nikl-titanových nástrojů.

ZÁVĚR

Cyklická únava endodontických nástrojů je obsáhlá tematika, která v mnohých ohledech ještě není objasněna hlavně kvůli své multifaktoriální podstatě. Z hlediska vývoje nových endodontických systémů je důležité tuto problematiku studovat a vyvíjet nástroje, jejichž vlastnosti povedou k nižší incidenci komplikací. Z pohledu praktického zubního lékaře je vhodné před vlastním výkonem vybírat nástroje pro opracování kořenového kanálku i s ohledem na jejich vlastnosti ovlivňující cyklickou únavu.

MDDr. Alexandr Jusku
Klinika zubního lékařství LF UP a FN
Palackého 12
772 00 Olomouc
e-mail: alexandrjusku01@seznam.cz

proLékaře.cz | 31.10.2026

LITERATURA

1. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF.
Endodontic instrument fracture: causes and prevention. Br Dent J. 2013; 214(7): 341–348.
2. Pillay M, Vorster M, van der Vyver PJ.
Fracture of endodontic instruments – Part 1: Literature review on factors that influence instrument breakage. S Afr Dent J. 2020; 75(10): 553–563.
3. Gambarini G.
Advantages and disadvantages of new torque–controlled endodontic motors and low–torque NiTi rotary instrumentation. Aust Endod J. 2001; 27(3): 99–104.
4. Bouska J, Justman B, Williamson A, DeLong C, Qian F.
Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. J Endod. 2012; 38(5): 667–669.
5. Zupanc J, Vahdat–Pajouh N, Schäfer E.
New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. Int Endod J. 2018; 51(10): 1088–1103.
6. Liu D, Pons DJ.
Crack propagation mechanisms for creep fatigue: a consolidated explanation of fundamental behaviours from initiation to failure. Metals. 2018; 8(8): 623.
7. Wang ZQ, Beyerlein IJ, LeSar R.
Slip band formation and mobile dislocation density generation in high rate deformation of single fcc crystals. Philos Mag. 2008; 88(9): 1321–1343.
8. Sangid MD.
The physics of fatigue crack initiation. Int J Fatigue. 2013; 57: 58–72.
9. Cheung GSP, Darvell BW.
Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: fractographic analysis. Int Endod J. 2007; 40(8): 619–625.
10. Jusku A, Tomáštík J, Václavek L, Jirásek P, Harvan Ľ, Holík P, Čtvrtlík R.
Physical properties of modern reciprocal endodontic systems and fatigue failure testing in simulated clinical conditions. Appl Sci. 2021; 11(23): 11160.
11. Thompson SA.
An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000; 33(4): 297–310.
12. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, La Rosa G, Rapisarda E.
Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. J Endod. 2016; 42(1): 156–159.
13. Plotino G, Grande NM, Mercadé Bellido M, Testarelli L, Gambarini G.
Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. J Endod. 2017; 43(2): 200–202.
14. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G.
Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files. J Endod. 2014; 40(9): 1451–1453.
15. Hieawy A, Haapasalo M, Zhou H, Wang ZJ, Shen Y.
Phase transformation behavior and resistance to bending and cyclic fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal instruments. J Endod. 2015; 41(7): 1134–1138.
16. Jusku A, Jirásek P, Petřivalská A, Rosa M, Staněk J, Harvan Ľ.
Unicone PLUS vs. Unicone – in vitro studie cyklické únavy při různých teplotách okolního prostředí. Čes stomatol Prakt zubní lék. 2020; 120(3): 88–93.
17. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M.
HyFlex nickel–titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. Int Endod J. 2013; 46(8): 720–729.
18. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M.
Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013; 39(2): 163–172.
19. Lopes HP, Elias CN, Vieira MVB, Vieira VTL, de Souza LC, dos Santos AL.
Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. J Endod. 2016; 42(6): 965–968.
20. Anderson ME, Price JWH, Parashos P.
Fracture resistance of electropolished rotary nickel–titanium endodontic instruments. J Endod. 2007; 33(10): 1212–1216.
21. Condorelli GG, Bonaccorso A, Smecca E, Schäfer E, Cantatore G, Tripi TR.
Improvement of the fatigue resistance of NiTi endodontic files by surface and bulk modifications. Int Endod J. 2010; 43(10): 866–873.
22. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC.
Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. J Endod. 2008; 34(2): 190–193.
23. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L.
Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. J Endod. 2001; 27(8): 516–520.
24. Gavini G, Pessoa OF, Barletta FB, Vasconcellos MAZ, Caldeira CL.
Cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments submitted to nitrogen ion implantation. J Endod. 2010; 36(7): 1183–1186.
25. Bumbalek M, Joska Z, Pokorny Z, Sedlak J, Majerik J, Neumann V, Klima K.
Cyclic fatigue of dental NiTi instruments after plasma nitriding. Materials. 2021; 14(9): 2155.
26. Lee DH, Park B, Saxena A, Serene TP.
Enhanced surface hardness by boron implantation in nitinol alloy. J Endod. 1996; 22(10): 543–546.
27. Wolle CFB, Vasconcellos MAZ, Hinrichs R, Becker AN, Barletta FB.
The effect of argon and nitrogen ion implantation on nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2009; 35(11): 1558–1562.
28. Bahia MGA, Buono VTL.
Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 100(2): 249–255.
29. Di Nardo D, Gambarini G, Seracchiani M, Mazzoni A, Zanza A, Del Giudice A, D'Angelo M, Testarelli L.
Influence of different cross-section on cyclic fatigue resistance of two nickel–titanium rotary instruments with same heat treatment: an in vitro study. Saudi Endod J. 2020; 10(3): 221–225.
30. Staffoli S, Grande NM, Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Fortunato L, Polimeni A.
Influence of environmental temperature, heat-treatment and design on the cyclic fatigue resistance of three generations of a single-file nickel–titanium rotary instrument. Odontology. 2019; 107(3): 301–307.
31. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL.
Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 1997; 23(2): 77–85.
32. Yılmaz K, Özyürek T.
Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne GOLD, and reciproc NiTi instruments. Restor Dent Endod. 2017; 42(2): 134–139.

proLékaře.cz | 31.10.2026

33. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, Özyürek T, Cordaro M, Fortunato L.
Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. J Endod. 2018; 44(10): 1549–1552.
34. Keleş A, Eymirli A, Uyanık O, Nagas E.
Influence of static and dynamic cyclic fatigue tests on the lifespan of four reciprocating systems at different temperatures. Int Endod J. 2019; 52(6): 880–886.
35. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A.
Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. J Endod. 2017; 43(8): 1360–1363.
36. Hartmann RC, Fensterseifer M, Peters OA, De Figueiredo JAP, Gomes MS, Rossi–Fedele G.
Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. Int Endod J. 2019; 52(2): 169–180.
37. Oh S, Kum KY, Kim HJ, Moon SY, Kim HC, Chaniotis A, Perinpanayagam H, Pedullá E, Chang SW.
Bending resistance and cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold, Reciproc Blue, and HyFlex EDM instruments. J Dent Sci. 2020; 15(4): 472–478.
38. Fangli T, Maki K, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Ebihara A, Okiji T.
Assessment of mechanical properties of WaveOne Gold Primary reciprocating instruments. Dent Mater J. 2019; 38(3): 490–495.
39. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G.
Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. Int Endod J. 2010; 43(3): 226–230.
40. Plotino G, Grande NM, Mazza C, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G.
Influence of size and taper of artificial canals on the trajectory of NiTi rotary instruments in cyclic fatigue studies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 109(1): 60–66.
41. Grande NM, Plotino G, Falanga A, Somma F.
A new device for cyclic fatigue testing of NiTi rotary endodontic instruments: R60. Int Endod J. 2005; 38(12): 936–937.
42. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F.
A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. Int Endod J. 2006; 39(9): 716–723.
43. Plotino G, Ahmed HMA, Grande NM, Cohen S, Bukiet F.
Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review – part II: properties and effectiveness. J Endod. 2015; 41(12): 1939–1950.
44. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E.
Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2013; 39(2): 258–261.
45. De-Deus G, Moreira EJL, Lopes HP, Elias CN.
Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. Int Endod J. 2010; 43(12): 1063–1068.
46. Özyürek T.
Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. J Endod. 2016; 42(10): 1536–1539.
47. Alfawaz H, Alqedairi A, Alsharekh H, Almuzaini E, Alzahrani S, Jamleh A.
Effects of sodium hypochlorite concentration and temperature on the cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2018; 44(10): 1563–1566.
48. Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, DeDeus G, Gambarini G, Somma F.
Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. J Endod. 2017; 43(7): 1157–1160.
49. Yılmaz K, Uslu G, Gündoğar M, Özyürek T, Grande NM, Plotino G.
Cyclic fatigue resistances of several nickel–titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. Int Endod J. 2018; 51(8): 924–930.
50. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G.
Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. Odontology. 2014; 102(1): 31–35.
51. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G.
Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. Int Endod J. 2012; 45(7): 614–618.
52. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P.
In vivo intracanal temperature evolution during endodontic treatment after the injection of room temperature or preheated sodium hypochlorite. J Endod. 2015; 41(7): 1112–1115.
53. Elnaghy AM, Elsaka SE.
Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments. Int Endod J. 2017; 50(10): 991–998.
54. Shen Y, Huang X, Wang Z, Wei X, Haapasalo M.
Low environmental temperature influences the fatigue resistance of nickel-titanium files. J Endod. 2018; 44(4): 626–629.
55. Keles A, Uzunoglu Ozyurek E, Uyanik MO, Nagas E.
Effect of temperature of sodium hypochlorite on cyclic fatigue resistance of heat-treated reciprocating files. J Endod. 2019; 45(2): 205–208.
56. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G, Akti A, Düzgün S.
In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, HyFlex CM, OneShape, and ProTaper Universal instruments in a canal with a double curvature. J Endod. 2016; 42(6): 969–971.
57. AlShwaimi E.
Cyclic fatigue resistance of a novel rotary file manufactured using controlled memory Ni–Ti technology compared to a file made from M-wire file. Int Endod J. 2018; 51(1): 112–117.
58. Tokita D, Ebihara A, Miyara K, Okiji T.
Dynamic torsional and cyclic fracture behavior of ProFile rotary instruments at continuous or reciprocating rotation as visualized with high-speed digital video imaging. J Endod. 2017; 43(8): 1337–1342.
59. De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ.
Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. J Endod. 2014; 40(4): 575–579.
60. Ertuğrul İF.
Effect of sodium hypochlorite on the cyclic fatigue resistance: A scanning electron microscopy evaluation. Microsc Res Tech. 2019; 82(12): 2089–2094.
61. Uslu G, Özyürek T, Yılmaz K, Plotino G.
Effect of dynamic immersion in sodium hypochlorite and EDTA solutions on cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold reciprocating nickel-titanium files. J Endod. 2018; 44(5): 834–837.
62. Pedullà E, Benites A, La Rosa GM, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, Generali L.
Cyclic fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization. J Endod. 2018; 44(4): 648–653.