



Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie

lek. dent. Sławomir Gabryś

Wpływ wybranych czynników na wytrzymałość
na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-
tytanowych w teście zmęczeniowym

Rozprawa doktorska w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu

Dyscyplina nauki medyczne

Promotor:

prof. dr hab. n. med. Mariusz Lipski

Szczecin 2022

Spis treści

1. Wprowadzenie.....	4
1.1. Narzędzia ręczne stalowe.....	4
1.2. Narzędzia maszynowe ze stopu NiTi.....	4
1.3. Gładka ścieżka (glide path).....	7
1.4. Mechanizm i przyczyny złamań pilników.....	8
2. Cel pracy.....	19
3. Materiał i metody.....	20
3.1. Narzędzia używane do standardowej preparacji kanałów.....	20
3.2. Narzędzia używane do preparacji glide path.....	21
3.3. Urządzenie używane do oceny wytrzymałości narzędzi na złamanie.....	23
3.4. Wpływ rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych na ich wytrzymałość na złamanie.....	24
3.5. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych.....	31
3.6. Wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path.....	33
3.7. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych do preparacji glide path.....	37
4. Wyniki.....	42
5. Dyskusja.....	65
6. Wnioski.....	82
7. Piśmiennictwo.....	84
8. Spis tabel.....	94
9. Spis rycin.....	96
10. Streszczenie.....	99
11. Abstract.....	104
12. Aneks.....	108

1. Wprowadzenie

Sukces leczenia endodontycznego opiera się na trzech fundamentach: preparacji kanału korzeniowego zęba, odpowiedniej jego dezynfekcji i szczelnym wypełnieniu. Do opracowania kanałów wykorzystuje się zarówno narzędzia ręczne jak i maszynowe.

1.1. Narzędzia ręczne stalowe

Narzędzia ręczne używane są w endodoncji już od wielu lat. Za pierwszego wynalazcę pilników do leczenia kanałowego uznawany jest amerykański dentysta Edwin Maynard, który w 1838 roku wykonywał narzędzia ze sprężyn od zegarka lub strun fortepianu [1]. Pierwszymi pilnikami endodontycznymi, we współczesnym rozumieniu tego słowa, były wyprodukowane w 1904 roku, przez firmę Kerr Manufacturing Company (Romulus, USA), pilniki i poszerzacze K (K-files i K-reamers) [2]. Początkowo ręczne narzędzia kanałowe produkowane były ze stali węglowej, a następnie ze stali nierdzewnej, która ma lepsze właściwości mechaniczne i nie koroduje. Podwaliny pod standaryzację narzędzi kanałowych (rozmiary, kolorowe oznaczenia odpowiadające rozmiarom pilników) opracował Ingle w latach 1955-1961 [3, 4]. Współcześnie dla pilników endodontycznych obowiązują normy, uaktualniane co pięć lat, opracowane wspólnie przez American Dental Association (ADA) i American National Standards Institute (ANSI) - specyfikacja nr 28 oraz norma ISO (International Organization for Standardization) 3630-1; 2019 „Dentistry – Endodontic Instruments – Part 1 [5].

Obecnie pilniki ręczne ze stali nierdzewnej używane są głównie do wstępnej penetracji (katetyzacji, negocjacji) i ew. wstępnego poszerzenia. Dalsze etapy preparacji kanałów najczęściej wykonywane są za pomocą maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych.

1.2. Narzędzia maszynowe ze stopu NiTi

Narzędzia maszynowe wykonane są ze stopu niklowo-tytanowego (NiTi). Stop NiTi został wynaleziony na początku lat 60. ubiegłego wieku w laboratorium badawczym

Marynarki Wojennej Stanów Zjednoczonych (Naval Ordnance Laboratory) w White Oak w stanie Maryland [6]. Jego nazwa handlowa „Nitinol” jest akronimem składającym się z symboli pierwiastków i pierwszych liter nazwy laboratorium: Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory. Stop ten może przybierać trzy, zależne od temperatury i obciążenia, fazy krystaliczne [7]:

- martenzyt – faza niskotemperaturowa,
- austenit – faza wysokotemperaturowa,
- R-faza – faza w pośrednich temperaturach między martenzytem a austenitem.

Drut NiTi będący w fazie martenzytu jest bardzo elastyczny i łatwy do deformowania, drut NiTi w fazie austenitu jest sztywniejszy i trudniejszy do deformacji (twardszy). Faza R pojawia się na krótko w wąskim przedziale temperatur pomiędzy martenzytem a austenitem. Właściwościami fizycznymi bardziej zbliżona jest do martenzytu [8]. Temperatura, w której dochodzi do przejścia fazy martenzytu w fazę austenitu nazywa się temperaturą Af (Austenite finish temperature).

Buehler i wsp. [6] odkryli w 1963 roku, że stop ten ma dwie unikatowe właściwości. Pierwsza to pamięć kształtu (Shape Memory Effect - SME), czyli zdolność odkształconego drutu ze stopu NiTi do powrotu do jego oryginalnego kształtu, gdy jest ogrzewany poprzez przejście z fazy stabilnego zdeformowanego martenzytu do stabilnego austenitu. Jeżeli w niskiej temperaturze nada się drutowi NiTi dowolny kształt i utrwali się ten kształt wysoką temperaturą (powyżej 1000°C), to przy zmianie temperatury z niższej na wyższą (przechodząc z fazy martenzytu do fazy austenitu) drut samoczynnie przybierze postać wcześniej utrwalonego kształtu.

Druga to sprężystość (superelasticity - SE, pseudoelasticity), czyli całkowicie odwracalna plastyczna deformacja (do 8% maksymalnego obciążenia) [7] poprzez przejście z fazy stabilnego austenitu w niestabilny wywołany obciążeniem (stress-induced) martenzyt i z powrotem. Jeżeli zegniesz się drut NiTi, który jest w fazie austenitu, to drut ten, gdy zabierze się siłą go zginającą ulegnie samoczynnemu wyprostowaniu.

Pierwsza cecha (pamięć kształtu) jest wykorzystywana np. w kardiologii, gdzie stent wewnątrznaczyniowy wykonany z siatki ze stopu NiTi w temperaturze pokojowej jest w fazie martenzytu. Dzięki temu można zmniejszyć jego rozmiar, co pozwoli umieścić go wewnątrz naczynia wieńcowego. Następnie pod wpływem temperatury ciała, w wyniku przemiany martenzytu w austenit stent ulegnie powiększeniu przybierając kształt rureczki utrzymującej przepływ krwi przez naczynie.

Druga cecha (sprężystość) wykorzystywana jest np. w łukach ortodontycznych, gdzie dążenie drutu NiTi do wyprostowania jest wykorzystane do przesuwania zębów [9]. Właśnie do endodoncji stop NiTi trafił za sprawą ortodonta. Doktor Harmeet Walia w 1988 roku wykonał z drutu ortodontycznego NiTi, poprzez wyszlifowanie, ręczne pilniki w rozmiarze 15 i porównał je z pilnikami stalowymi w takim samym rozmiarze i wykonanymi tą samą techniką, tj. również poprzez szlifowanie. Wykazał, że pilniki ze stopu NiTi są 2-3 razy bardziej giętkie i bardziej odporne na ukręcenie w porównaniu z narzędziami wykonanymi ze stali [10]. Otworzyło to drogę do wielkiej rewolucji w endodoncji, czyli wprowadzenia narzędzi maszynowych do leczenia kanałowego wykonanych ze stopu niklowo-tytanowego. Pierwszymi narzędziami rotacyjnymi o zasięgu globalnym, wykonanymi ze stopu NiTi i posiadającymi taper (rozbieżność, zbieżność, stożkowatość) większy niż .02 były pilniki ProFile (Dentsply) wprowadzone na początku lat 90. ubiegłego wieku [11].

Preparacja kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi maszynowych ze stopu NiTi w porównaniu z preparacją narzędziami ręcznymi, stalowymi ma wiele zalet. Z użyciem tych narzędzi można opracowywać zagięte kanały zgodnie z ich oryginalnym przebiegiem, co w przypadku narzędzi stalowych jest utrudnione [12]. Praca jest szybsza i mniej męcząca dzięki zastosowaniu mikrosilników/kątnic endodontycznych [13]. Zwiększona giętkość narzędzi niklowo-tytanowych w porównaniu z narzędziami stalowymi powoduje zmniejszenie częstotliwości występowania błędów w preparacji kanałów korzeniowych takich jak: wytworzenie stopnia względnie transportacja wierzchołkowej części kanału [14].

Obecnie na rynku występuje bardzo dużo rodzajów narzędzi NiTi do preparacji maszynowej kanałów korzeniowych. Wśród najważniejszych cech odróżniających poszczególne narzędzia można wymienić: rozmiar na wierzchołku, taper określany również jako rozbieżność, zbieżność czy stożkowatość (stały, zmienny – malejący, zmienny – rosnący), kształt przekroju poprzecznego narzędzia czy rodzaj modyfikacji stopu niklowo-tytanowego, jaki zastosowano podczas produkcji (typ obróbki cieplnej lub jej brak) [15]. Można też wyróżnić narzędzia adaptujące się do kształtu kanału jak np. system SAF (Self-Adjusting File, ReDent NOVA) [16] czy XP Shaper (FKG) [17].

Narzędzia maszynowe NiTi mogą też różnić się przeznaczeniem. Wyróżnia się pilniki do poszerzania kanałów korzeniowych oraz do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki (glide path). Pilniki do poszerzania odpowiadają za właściwe oczyszczenie mechaniczne kanału oraz nadają mu ostateczny kształt stożka zwężającego się w kierunku wierzchołka. Pilniki do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki przygotowują kanał do preparacji dla pilników do poszerzania, powodując, że właściwa preparacja staje się bezpieczniejsza.

1.3. Gładka ścieżka (glide path)

Pojęcie tzw. gładkiej ścieżki (glide path) zostało wprowadzone do endodoncji, aby odróżnić czynność poszerzania/kształtowania kanału (wykonywaną za pomocą docelowych systemów pilników maszynowych) od czynności przygotowania kanału do jego preparacji (wykonywanej za pomocą cienkich ręcznych lub maszynowych pilników endodontycznych). Ta czynność ma na celu przygotowanie „ścieżki prowadzenia” dla wierzchołka narzędzia rotacyjnego czy recyprokalnego, które ma za zadanie poszerzyć i nadać odpowiedni kształt preparowanemu kanałowi korzeniowemu. Zmniejsza to istotnie ryzyko powstania stopnia w kanale [18] czy złamania narzędzia [19].

Najczęściej przytaczaną definicją glide path jest opisana przez Westa w 2010 roku [20]: „glide path jest to gładki, regularny tunel od ujścia kanału z komory do jego przewężenia przyszczytowego, czyli do otworu fizjologicznego”. Ten sam autor podaje, że gładka ścieżka jest gotowa, gdy pilnik, którym ją wykonuje się, może przemieszczać się

w kanale od jego ujścia w komorze do otworu fizjologicznego bez najmniejszych przeszkód [21]. Preparacja tzw. gładkiej ścieżki może być wykonana za pomocą cienkich, stalowych instrumentów ręcznych [22]. Wykorzystanie narzędzi ręcznych ma swoje zalety takie jak: np. lepsze wyczucie kanału, co zmniejsza ryzyko złamania instrumentu oraz mniejszy koszt [23]. Jednakże ma również swoje wady np. większe zmęczenie operatora ze względu na dłuższy czas potrzebny do wykonania glide path [24], czy ryzyko zmiany oryginalnego (naturalnego) przebiegu kanału z powodu mniejszej giętkości narzędzi stalowych [25]. Dlatego wprowadzone zostały do użytku specjalne narzędzia maszynowe wykonane ze stopu niklowo-tytanowego, pracujące ruchem rotacyjnym lub recyprokalnym, przeznaczone do wytwarzania tzw. gładkiej ścieżki (glide path). Zaletą ich stosowania jest zdecydowanie krótszy czas potrzebny do wykonania zadania w porównaniu z ręcznymi narzędziami i co za tym idzie mniejsze zmęczenie operatora [24]. Dodatkowo bardziej giętkie narzędzia NiTi zmniejszają możliwość wystąpienia błędów podczas preparacji kanałów takich jak: stopień czy transportacja kanału [26].

Początkowo systemy do wytwarzania mechanicznego glide path składały się z kilku pilników jak np. trójpilnikowy system PathFiles (Dentsply Maillefer). Jednak wraz z tendencją do zmniejszania liczby pilników potrzebnych do preparacji kanałów również pilniki do maszynowego wytwarzania glide path ograniczono do pojedynczych pilników (single-files). Na przestrzeni ostatnich lat wprowadzono na rynek kilka takich pilników do wytwarzania maszynowego tzw. gładkiej ścieżki pracujących ruchem rotacyjnym lub recyprokalnym.

1.4. Mechanizm i przyczyny złamań pilników

Pomimo wielu korzyści stosowania maszynowych pilników niklowo-tytanowych, zarówno do poszerzania kanałów korzeniowych jak i do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki, można też znaleźć minusy. Jednym z nich jest możliwość złamania pilnika w kanale. Częstotliwość powikłania w postaci złamania pilników maszynowych, jak pokazują badania prowadzone na dużej liczbie przypadków na University of Pennsylvania School

of Dental Medicine i w Nanjing Stomatology Hospital, zdarza się w około 2% przypadków zębów leczonych endodontycznie [27, 28]. Dla klinicysty to niespodziewane powikłanie może utrudnić lub wręcz uniemożliwić dotarcie pilnikami na pełną długość roboczą kanału, a co za tym idzie może pogorszyć dezynfekcję systemu kanałowego prowadząc do pogorszenia rokowania leczenia [29]. Oczywiście dzięki zastosowaniu mikroskopu zabiegowego i narzędzi ultradźwiękowych można usuwać złamane instrumenty z kanałów [30], jednakże wiąże się to zawsze z ryzykiem nadmiernego poszerzenia kanału lub nawet perforacji [31]. Dlatego ważne jest, aby rozumieć mechanizm łamania się pilników oraz poznać czynniki wpływające na odporność narzędzi maszynowych NiTi na złamanie.

Zasadniczo wyróżnia się dwa mechanizmy łamania instrumentów [32]:

- mechanizm zmęczeniowy,
- mechanizm ukręcenia pilnika.

Mechanizm zmęczeniowy

Narzędzie maszynowe obracając się w zagiętym kanale poddawane jest cyklicznym rozciąganiom (powierzchnia pilnika położona na zewnętrznej ścianie krzywizny) i ściśnięciom (powierzchnia pilnika położona na wewnętrznej ścianie krzywizny). Cykliczne rozciąganie i ściskanie, powtarzające się przy każdym obrocie, prowadzi do zmęczenia materiału i w konsekwencji złamania pilnika [33].

Mechanizm ukręcenia

Pilnik maszynowy pracując w kanale korzeniowym ma za zadanie uciąć zębinę i poszerzyć kanał. Podczas tej pracy poddawany jest skręcaniu. Działa na niego moment siły, nazywany momentem skręcającym lub momentem obrotowym (ang. torque), działający w płaszczyźnie przekroju poprzecznego pilnika, który powoduje występowanie naprężeń ścinających w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny działania momentu. Jeżeli limit odporności danego narzędzia na siłę/moment skręcający zostanie przekroczony, to pilnik łamie się w wyniku ukręcenia [34].

Prowadzono liczne badania nad tym, który mechanizm częściej jest przyczyną łamania się narzędzi [35, 36, 37]. W cytowanych badaniach gromadzono uszkodzone narzędzia po klinicznym użyciu i analizowano je z zastosowaniem mikroskopu stereoskopowego [35, 36] czy skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) [37]. Nie ma zgodności w literaturze co do tego, jaki jest mechanizm łamania instrumentów wewnątrz kanału. Prawdopodobnie wynika to z tego, że pilnik podczas pracy w kanale poddawany jest jednocześnie zarówno zmęczeniowi (gdy pracuje w zagiętym kanale) jak i skręcaniu (gdy tnie zębinę).

Można wyróżnić wiele czynników mających wpływ na wystąpienie złamania narzędzia: doświadczenie operatora, technika instrumentacji (dostęp, sekwencja, glide-path), budowa narzędzia (rozmiar, taper, przekrój poprzeczny), parametry ustawione na mikrosilniku (prędkość, moment obrotowy), rodzaj ruchu, jakim pracuje pilnik (ruch rotacyjny, recyprokalny, złożony), rodzaj stopu, z jakiego jest wykonane narzędzie (typ obróbki cieplnej lub jej brak), temperatura, w jakiej narzędzie pracuje (badania in vitro) względnie stopień zagięcia i promień krzywizny kanału [38].

1.4.1. Wpływ rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych na ich wytrzymałość na złamanie

We współczesnych mikrosilnikach/kątnicach endodontycznych można ustawiać różne rodzaje ruchu, jakim będzie się pracować narzędziami maszynowymi w kanale. W 2018 roku Gambarini [39] przedstawił klasyfikację dostępnych ruchów wyodrębniając następujące rodzaje:

- ciągła rotacja (continuous rotation),
- naprzemienny ruch recyprokalny (alternate reciprokation),
- obrotowy ruch recyprokalny (rotating reciprokation),
- ruch mieszany/złożony (combined motions).

Ciągła rotacja polega na tym, że kątnica obraca cały czas pilnikiem w jednym kierunku (najczęściej zgodnym z kierunkiem ruchu wskazówek zegara) – pełna rotacja 360°.

Ruch recyprokalny do preparacji kanałów korzeniowych wprowadził Yared w 2008 r. [40]. Polega on na tym, że pilnik wykonuje naprzemiennie częściowy obrót w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (clock wise – CW) oraz częściowy obrót w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara (counter clock wise – CCW). Tę część obrotu opisuje się w stopniach. Opis: 180° - CW i 90° - CCW oznacza, że pilnik naprzemiennie wykonuje pół obrotu w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara i ćwierć obrotu w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. To oznacza, że do wykonania pełnego obrotu pilnika (360°) potrzeba czterech cykli CW i CCW – i w takim przypadku jest to tzw. **obrotowy ruch recyprokalny**. Jeżeli częściowy obrót pilnika jest taki sam w każdym kierunku (CW i CCW), to operator ma do czynienia z **naprzemiennym ruchem recyprokalnym** (zwanym oscylacją). Wtedy narzędzie nigdy nie wykonuje pełnego obrotu. Naprzemienny ruch recyprokalny nie nadaje się do preparacji kanałów, jednak jest czasem wykorzystywany do negocjacji kanałów jak np. w kątnicy M4 Safety (Kerr) [41].

Ruchy mieszane polegają na łączeniu ciągłej rotacji z ruchem recyprokalnym. Narzędzie nie wykonuje jednego ruchu, tylko w zależności od obciążenia, jakie działa na narzędzie w kanale pracuje albo ciągłą rotacją albo ruchem recyprokalnym. Zmiana rodzaju ruchu następuje automatycznie podczas preparacji kanału i decyduje o tym mikrokontroler, a nie operator. Ten nowy rodzaj ruchu został wprowadzony, aby wykorzystać zalety ruchu recyprokalnego oraz zmniejszyć jego niekorzystne właściwości, jak np. zwiększony transport urobku w kierunku wierzchołka podczas preparacji kanału [42]. Pierwszym ruchem złożonym był wprowadzony przez firmę Kerr Endodontics w 2013 roku ruch TFA Adaptive motion. Ruch pilnika na początku pracy to ciągła rotacja. Jeżeli kątnica rozpozna, że na pilnik działa zbyt duża siła (moment obrotowy, moment siły; ang. torque) automatycznie zmienia rodzaj ruchu na ruch recyprokalny. Producent podaje, że

zakres ruchu recyprokalnego jest zmienny i ma zakres do 370° w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara i 50° przeciwnie do ruchu wskazówek zegara [43].

Następnym ruchem złożonym jest opatentowany przez firmę J. Morita (Kioto, Japonia) w 2015 r. ruch OTR (optimal torque reverse). Ruch OTR łączy również ruch rotacyjny z ruchem recyprokalnym. Kiedy pilnik umieszcza się w kanale, to pracuje on ciągłą rotacją (360° CW), gdy moment siły (torque) działający na pilnik jest zbyt duży, mikrosilnik zmienia kierunek rotacji na przeciwny, wykonując część obrotu w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara (CCW) o 90° i następnie kontynuuje rotację w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (w kierunku cięcia CW) o 180°. Podczas tego półobrotu w kierunku cięcia czujniki kątnicy mierzą moment siły działający na pilnik. Jeżeli moment siły jest wyższy od zadanego, to mikrosilnik automatycznie wykonuje ćwierć obrotu w kierunku CCW i następnie zmienia kierunek obrotów pilnika o 180° w kierunku CW, mierząc ponownie moment siły działający na pilnik. Jeżeli wartość momentu siły działającego na pilnik jest nadal zbyt duża, pilnik zaczyna pracować ruchem recyprokalnym (90° CCW i 180° CW). Jeżeli wartość momentu siły działającego na pilnik jest stale mniejsza od zadanego progu, pilnik będzie wykonywał ciągłą rotację w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Można ustawić pięć poziomów momentu siły (momentu obrotowego – torque), który aktywuje ruch recyprokalny w ruchu OTR: 0,2 Ncm; 0,4 Ncm; 0,6 Ncm; 0,8 Ncm i 1 Ncm. Im mniejszy ustawiony moment obrotowy, tym pilnik będzie częściej pracował ruchem recyprokalnym (90°CCW i 180°CW) [44].

Najbardziej znanymi narzędziami przeznaczonymi do preparacji kanałów korzeniowych pracującymi obrotowym ruchem recyprokalnym są narzędzia Reciproc (VDW) oraz WaveOne (Dentsply Sirona). Przeznaczony dla nich ruch recyprokalny to odpowiednio 30° CW i 150° CCW oraz 50° CW i 170° CCW [45]. Należy zwrócić uwagę na to, iż obydwa te narzędzia mają odwróconą spiralę splotu. Tak też jest w przypadku narzędzi przeznaczonych do wytwarzania tzw. gładkiej ścieżki przeznaczonych do tych pilników – odpowiednio (R-Pilot (VDW) i WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona). Większość narzędzi na rynku jest prawoskrętnymi spiralami, czyli tną przy obrocie w prawo. Narzędzia wyżej wymienione są narzędziami lewoskrętnymi, czyli tną przy

obrocie w lewo, dlatego kąt w kierunku CW jest mniejszy niż kąt w kierunku CCW dla ruchów recyprokalnych. Ruchy mieszane zawierają ruch recyprokalny dla narzędzi prawoskrętnych, czyli kąt ruchu w kierunku CW jest większy niż kąt ruchu w kierunku CCW. To oznacza, że nie można pracować ruchami mieszanymi narzędziami lewoskrętnymi, ponieważ nie byłoby to efektywne.

W wielu badaniach udowodniono, że obrotowy ruch recyprokalny wydłuża czas do złamania pilników endodontycznych w teście zmęczeniowym [46, 47]. Również dla ruchów złożonych można znaleźć doniesienia, że zastosowany w nich ruch recyprokalny wydłuża czas do złamania pilników w testach zmęczeniowych [47].

1.4.2. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

Od momentu pojawienia się na rynku maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych firmy produkujące instrumenty endodontyczne starały się udoskonalać swoje produkty, aby jak najbardziej zmniejszyć ryzyko złamania pilnika wewnątrz kanału. Początkowo próbowano to osiągnąć poprzez zmianę budowy narzędzi. Stosowano różne przekroje poprzeczne instrumentów endodontycznych, zmieniano grubość rdzenia pilników względnie próbowano zmieniać zagęszczenie zwojów spirali narzędzi [48, 49, 50]. Jednak w dalszym ciągu narzędzia wszystkich marek były wykonane z tego samego materiału, czyli tzw. konwencjonalnego stopu NiTi, który zarówno w temperaturze pokojowej jak i w temperaturze panującej wewnątrz kanału był w fazie austenitu [8].

Pomimo że konwencjonalny stop NiTi jest około 2-3 razy bardziej giętki od stali [10], to w dalszym ciągu poszukiwano możliwości produkcji narzędzi jeszcze bardziej giętkich i odpornych na złamanie. Podejmowano różne próby udoskonalenia powierzchni narzędzi, np. implantacją jonów argonu, boru czy azotu, zanurzając narzędzia w plazmie, czy dokonując ich elektro-polerowania [51, 52]. Jednak wyniki nie były przekonujące.

Poszukiwania sposobu udoskonalenia narzędzi ze stopu NiTi doprowadziły do odkrycia procesu tzw. obróbki cieplnej stopu niklowo-tytanowego (w piśmiennictwie nazywanej „heat treatment - HT” lub „thermomechanical treatment”). Kuhn i wsp. w swoim badaniu opublikowanym w 2001 r. [53] zwrócili uwagę, że w procesie wytwarzania pilników (szlifowania z drutu NiTi) dochodzi do zmian w strukturze stopu na skutek wytwarzania ciepła (opisał to jako twardnienie stopu) oraz mikrouszkodzeń na powierzchni narzędzi, które mogą przyspieszyć łamanie instrumentów. Autorzy zaproponowali wprowadzenie procesu utwardzania stopu działając na niego temperaturą przed wycinaniem kształtu narzędzia oraz polerowanie powierzchni narzędzi. W kolejnym badaniu opublikowanym w 2002 roku Kuhn i wsp. [54] poddali narzędzia maszynowe ze stopu NiTi działaniu temperatury (350°C, 400°C, 450°C, 510°C, 600°C i 700°C) w ciągu 10 do 15 minut. Następnie na fragmentach tych narzędzi przeprowadzali test zginania odpowiadający pracy w zagiętym kanale. Zachowanie próbek oceniono z zastosowaniem skaningowej kalorymetrii różnicowej (DSC - differential scanning calorimetry) pozwalającej określić przemiany fazowe i strukturalne zachodzące w próbkach podczas ogrzewania i chłodzenia. Stwierdzono, że próbki, które były poddane wcześniej działaniu temperatury 400°C, wykazywały większą zawartość martenzytu i fazy R (czyli temperatura A_f była wyższa), a to wpłynęło na większą giętkość narzędzi i odporność na zginanie.

W 2007 roku Zinelis i wsp. [55] opublikowali badanie, w którym poddali testowi na zmęczenie pilniki, które wcześniej były wystawione na działanie różnej temperatury (250°C, 300°C, 350°C, 375°C, 400°C, 410°C, 420°C, 425°C, 430°C, 440°C, 450°C, 475°C, 500°C i 550°C) przez 30 minut. Największą odporność na zmęczenie uzyskały pilniki poddane wcześniej temperaturze 440°C. Udowodnili, że można poprzez obróbkę cieplną (heat treatment) polepszyć właściwości mechaniczne narzędzi do leczenia kanałowego wykonanych ze stopu niklowo-tytanowego.

Te badania otworzyły drogę do powstania komercyjnych produktów wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej. Pierwszym, wprowadzonym na rynek, udoskonalonym stopem NiTi był opracowany w 2007 r. przez Sportswire LLC (Langley,

OK, USA) drut o nazwie M-Wire [56]. Na przestrzeni ostatnich kilkunastu lat zostało wprowadzonych na rynek wiele nowych narzędzi, różniących się pod względem zastosowanej modyfikacji cieplnej stopu NiTi. Obecnie można wybierać spośród narzędzi wykonanych z następujących rodzajów drutu po obróbce cieplnej: M-Wire, CM-Wire, R-phase-Wire, Gold-Wire, Blue-Wire, C-Wire, MaxWire [57].

W dużym uproszczeniu obróbka cieplna polega na poddaniu stopu NiTi (przed wytworzeniem lub po wytworzeniu z niego narzędzia) procesom ogrzewania i chłodzenia, które prowadzą do przebudowy struktury krystalicznej stopu, skutkującej zmianą temperatury, w jakiej zachodzi przejście pomiędzy fazą martenzytu a fazą austenitu. Powoduje to zwiększenie giętkości narzędzi i ich wytrzymałości na złamanie [55]. Pojęcie obróbki cieplnej jest bardzo szerokie i dokładnie niezdefiniowane, ponieważ firmy produkujące instrumenty kanałowe wprowadziły własne rodzaje modyfikacji stopu NiTi, strzegąc ujawniania precyzyjnego „przepisu” na daną obróbkę cieplną. To co możemy zauważyć to różne kolory pilników po obróbkach cieplnych (np. niebieskie, złote itd.). Jest to tak naprawdę skutek uboczny obróbki cieplnej. Pod wpływem temperatury na powierzchni narzędzia wytwarza się cienka warstwa tlenków tytanu i to ona nadaje kolor narzędziom. Rodzaj koloru zależy od wysokości temperatury, czasu jej działania, ciśnienia i np. rodzaju gazu, w jakim odbywała się obróbka cieplna. Warstwa tlenków tytanu, oprócz walorów estetycznych, ma też praktyczne zastosowanie, ponieważ zwiększa twardość powierzchni narzędzia a przez to zdolność cięcia.

1.4.3. Wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

Brantley i wsp. [58] w swoim badaniu wykazali za pomocą skaningowej kalometrii różnicowej, że instrumenty maszynowe do preparacji kanałów korzeniowych wykonane z konwencjonalnego stopu NiTi (ProFile i Lightspeed) mają temperaturę A_f wynoszącą ok. 25°C. To sugeruje, że podczas pracy w kanale stop NiTi, z którego są wykonane, będzie stanowił prawie wyłącznie austenit. Alapati i wsp. [59]

wykazali, że obróbka cieplna stopu NiTi może podnieść temperaturę A_f do ok. 45-50°C, a to oznacza, że narzędzie wykonane z takiego stopu pracując w ludzkim zębie w warunkach klinicznych składałoby się z mieszaniny martenzytu, austenitu i prawdopodobnie fazy R. To zmieniałoby właściwości mechaniczne takiego narzędzia. Wiele narzędzi maszynowych niklowo-tytanowych używanych obecnie w leczeniu endodontycznym zębów do poszerzania kanałów korzeniowych lub do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki jest po obróbce cieplnej. To sugeruje, że badania nad wytrzymałością pilników na złamanie powinny być prowadzone w temperaturze zbliżonej do temperatury panującej podczas pracy w warunkach klinicznych.

Większość dotychczasowych badań nad odpornością na zmęczenie pilników niklowo-tytanowych prowadzono w temperaturze pokojowej. Podczas pracy klinicznej instrumenty te pracują w wyższej temperaturze, która prawdopodobnie wynosi około 35°C [60]. Kilka ostatnich badań wykazało, że temperatura, w jakiej przeprowadza się test zmęczeniowy, może mieć znaczący wpływ na wyniki [61, 62, 63]. Większość badań prowadzonych nad wpływem temperatury otoczenia na odporność na złamanie niklowo-tytanowych pilników dotyczy systemów przeznaczonych do ostatecznego opracowania kanałów. Natomiast w piśmiennictwie jest mało doniesień [64] dotyczących wpływu temperatury otoczenia na łamliwość pilników do wytwarzania tzw. gładkiej ścieżki (znacznie cieńszych od pilników używanych do opracowania kanałów), choć większość prac zajmujących się odpornością na łamanie tych narzędzi przeprowadzano w temperaturze zbliżonej do temperatury ciała ludzkiego ekstrapolując wyniki uzyskane dla pilników maszynowych używanych do standardowego opracowania kanałów [65, 66].

1.4.4. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

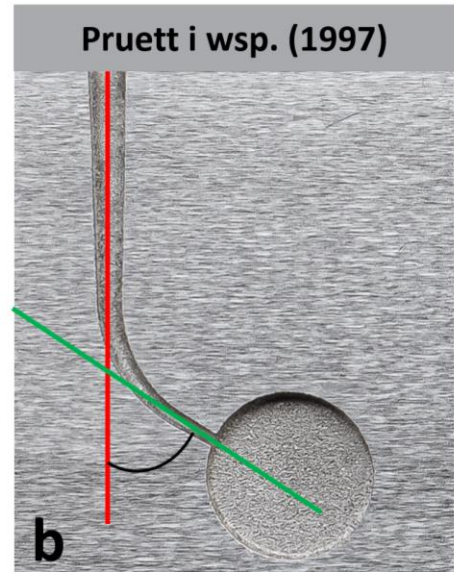
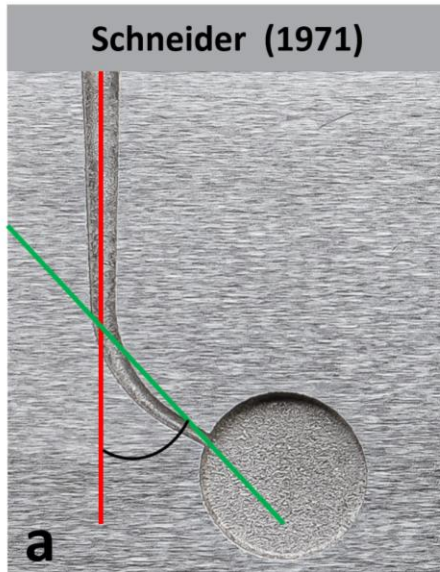
W piśmiennictwie opisano wiele metod pomiaru stopnia zakrzywienia kanału. Hartmann i wsp. w pracy przeglądowej opublikowanej w 2019 r. opisał ich ponad 20 [67]. Najczęściej jednak stosuje się dwie metody pomiaru zakrzywienia kanału.

Pierwszą opisał w 1971 roku Schneider (ryc. 1 a) [68]. Polega ona na poprowadzeniu dwóch prostych; pierwsza z nich jest równoległa do osi długiej koronowej części kanału, a druga przechodzi przez otwór wierzchołkowy i łączy się z pierwszą w miejscu początku krzywizny. Kąt pomiędzy tymi dwiema prostymi jest kątem krzywizny.

Drugą metodę pomiaru kąta krzywizny kanału opisali w 1997 roku Pruett i wsp. (ryc. 1 b) [69]. Polega ona również na poprowadzeniu dwóch prostych, pierwsza jest równoległa do osi długiej koronowej części kanału, druga zaś jest równoległa do długiej osi wierzchołkowej części kanału (za krzywizną). Kąt pomiędzy tymi dwiema prostymi jest kątem krzywizny.

Badania laboratoryjne nad pilnikami przeznaczonymi do poszerzania kanałów korzeniowych wykazały, że wraz ze wzrostem stopnia krzywizny kanału skraca się czas do złamania w testach zmęczeniowych [70, 71]. Również badania na usuniętych zębach wykazały, że wraz ze wzrostem stopnia zakrzywienia kanału zwiększa się prawdopodobieństwo złamania pilnika poszerzającego kanał [72].

Natomiast w piśmiennictwie opublikowano bardzo niewiele badań dotyczących wpływu stopnia zakrzywienia kanału na złamanie maszynowych pilników NiTi do wytwarzania tzw. gładkiej ścieżki, które są zdecydowanie cieńsze od maszynowych narzędzi NiTi używanych do poszerzania kanału.



Ryc. 1. Najczęściej stosowane metody oceny stopnia zakrzywienia kanałów korzeniowych: (a) metoda Schneidera; (b) metoda Pruetta i wsp.

2. Cel pracy

Celem pracy było określenie wpływu wybranych czynników na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych w leczeniu endodontycznym zębów do poszerzania kanałów korzeniowych lub/oraz do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki. Badania wykonano w warunkach in vitro z zastosowaniem nierdzewnego urządzenia zawierającego sztuczne kanały o różnym zakrzywieniu.

Ocenie poddano wpływ następujących czynników:

1. ruch, w jaki wprawiano narzędzia (ruch rotacyjny vs recyprokalny),
2. obróbka cieplna narzędzi zastosowana w procesie produkcyjnym (narzędzia wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej vs narzędzia ze stopu niepoddanego obróbce cieplnej),
3. temperatura otoczenia (20°C vs 35°C),
4. stopień zakrzywienia opracowywanego kanału (60° vs 90°).

Oceniono czas, jaki upływa od momentu rozpoczęcia opracowania kanału do złamania narzędzia oraz zmierzono długość oddzielonych fragmentów pilników.

Oceniając wpływ zastosowanego ruchu na wytrzymałość na złamanie narzędzi określono dodatkowo liczbę użyc, po jakiej dochodzi do separacji pilnika. Badanie to wykonano z zastosowaniem standardowych bloczków treningowych wykonanych ze sztucznego tworzywa.

3. Materiał i metody

W badaniu oceniono maszynowe narzędzia niklowo-tytanowe stosowane do standardowej preparacji kanałów korzeniowych oraz używane do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki (glide path) wytwarzane przez różnych producentów.

3.1. Narzędzia używane do standardowej preparacji kanałów:

3.1.1. Narzędzia **Endostar E3** (Poldent, Warszawa, Polska) są wykonane z konwencjonalnego stopu NiTi. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy ciągłą rotacją, ale mogą również pracować ruchem recyprokalnym oraz ruchem złożonym OTR; tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 mm na wierzchołku i stałej rozszerzalności 0,06 mm/mm.

3.1.2. Narzędzia **Endostar E3 Azure** (Poldent, Warszawa, Polska) są wykonane ze stopu NiTi, który został poddany procesowi obróbki cieplnej (heat treatment – HT) nazwanej Azure HT Technology, opracowanej przez firmę Poldent. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy ciągłą rotacją, ruchem recyprokalnym oraz ruchem złożonym OTR; tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 mm na wierzchołku i stałej stożkowatości 0,06 mm/mm.

3.1.3. Narzędzia **Mtwo** (VDW, Monachium, Niemcy) są wykonane z konwencjonalnego stopu NiTi. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy ciągłą rotacją tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 na wierzchołku i stałej stożkowatości 0,06 mm/mm.

3.1.4. Narzędzia **VDW.ROTATE** (VDW, Monachium, Niemcy) są wykonane ze stopu NiTi, który został poddany procesowi obróbki cieplnej. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy ciągłą rotacją; tną w kierunku zgodnym z

ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 mm na wierzchołku i stałej stożkowatości 0,06 mm/mm.

3.1.5. Narzędzia **Reciproc Blue R25** (VDW, Monachium, Niemcy) są wykonane ze stopu NiTi, który został poddany procesowi obróbki cieplnej. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy dedykowanym ruchem recyprokalnym i tną w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Pilniki mają rozmiar 0,25 mm na wierzchołku i zmienną stożkowatość, która na pierwszych trzech milimetrach od szczytu instrumentu wynosi 0,08 mm/mm.

3.2 Narzędzia używane do preparacji glide path:

3.2.1. Narzędzia **Endostar EP Easy Path** (Poldent; Warszawa, Polska), niedawno wprowadzone na rynek, wykonane są ze stopu niklowo-tytanowego poddanego procesowi obróbki cieplnej nazwanej Amber HT Technology, opracowanej przez firmę Poldent. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy ciągłą rotacją, ruchem recyprokalnym oraz ruchem złożonym OTR; tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,14 mm i zmienną stożkowatość – na pierwszych 3 mm od wierzchołka 0,04 mm/mm, następnie taper maleje w kierunku uchwytu.

3.2.2. Narzędzia **Easy Path bez HT** (Poldent, Warszawa, Polska) są narzędziami, które nie są w sprzedaży. Mają dokładnie taką samą budowę (rozmiar, taper, przekrój poprzeczny) jak Endostar EP Easy Path. Różnią się tylko tym, że wykonane są z konwencjonalnego stopu NiTi, który nie został poddany obróbce cieplnej (Heat Treatment – HT), jak ma miejsce w przypadku narzędzi Endostar EP Easy Path. Narzędzia te zostały wyprodukowane tylko na potrzeby tego badania.

3.2.3. Narzędzia **WaveOne Gold Glider** (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria) wykonane są ze stopu NiTi, który został poddany obróbce cieplnej (Gold-Wire). Mają przekrój poprzeczny w kształcie równoległoboku i zaprojektowane są do pracy ruchem recyprokalnym. Tną w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Mają rozmiar

na wierzchołku 0,15 mm i zmienną rosnącą stożkowatość – od 0,02 mm/mm w części wierzchołkowej do 0,06 mm/mm bliżej uchwytu.

3.2.4. Narzędzia **ProGlider** (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria) wykonane są ze zmodyfikowanego stopu NiTi o nazwie M-Wire [73]. Przekrój poprzeczny mają w kształcie kwadratu i zaprojektowane są do pracy ruchem rotacyjnym. Narzędzia tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,16 mm i zmienną rosnącą stożkowatość – od 0,02 mm/mm w części wierzchołkowej do 0,08 mm/mm bliżej uchwytu.

3.2.5. Narzędzia **R-Pilot** (VDW; Monachium, Niemcy) wykonane są ze zmodyfikowanego stopu NiTi o nazwie M-Wire. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są pierwszymi na rynku narzędziami przeznaczonymi do wytwarzania glide path pracującymi ruchem recyprokalnym. Tną w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,125 mm i stałą stożkowatość 0,04 mm/mm.

3.2.6. Narzędzia **RaCe EVO** (FKG Dentaire SA; La Chaux-de-Fonds; Szwajcaria), jest to niedawno wprowadzony na rynek system narzędzi do opracowania kanału, który zawiera narzędzie do wytwarzania glide path o rozmiarze 0,15 mm na wierzchołku i stałej stożkowatości 0,04 mm/mm. Wykonane są ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej. Mają przekrój poprzeczny w kształcie trójkąta. Zaprojektowane są do pracy ruchem rotacyjnym o dużej prędkości 800-1000 obr./min. Tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara.

3.2.7. Narzędzia **Hyflex EDM** (Coltene-Whaledent; Altstätten; Szwajcaria) system narzędzi do opracowania kanałów, który zawiera narzędzie do wytwarzania glide path o rozmiarze na wierzchołku 0,10 mm i stałej stożkowatości 0,05 mm/mm. Wykonane są w procesie zwanym EDM (Electro-Discharge Machining) [74,75] ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej zwanej CM-Wire (Control Memory Wire). Mają zmienny kształt przekroju poprzecznego, który jest prostokątny na wierzchołku i zmienia się w kierunku uchwytu w kształt trapezoidalny. Zaprojektowane są do pracy ruchem rotacyjnym i tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara.

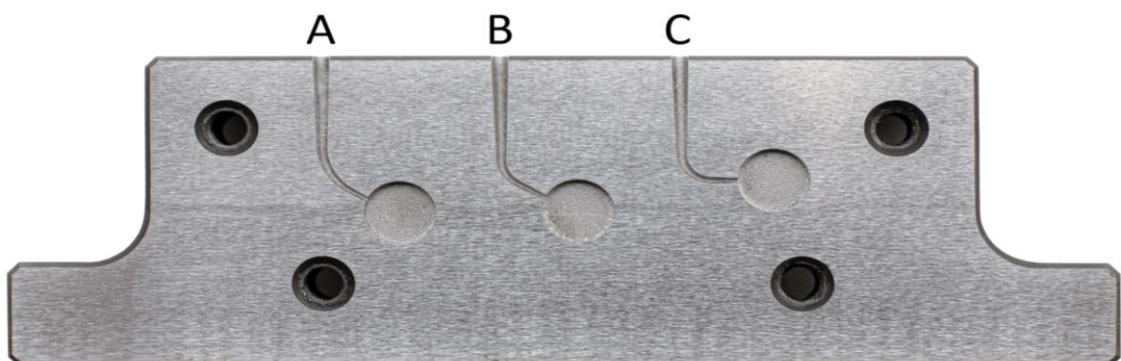
3.3. Urządzenie używane do oceny wytrzymałości narzędzi na złamanie

Do oceny wytrzymałości narzędzi na złamanie wykorzystano urządzenie zaprojektowane przez autora wraz mgr inż. Markiem Niedźwiedzkiem specjalnie na potrzeby obecnego badania (ryc. 2). Urządzenie wykonano z bardzo twardej stali nierdzewnej. Zawiera trzy sztuczne kanały A, B i C. Każdy kanał ma długość 16 mm i kształt stożka o rozbieżności 0,06 mm/mm. Na wierzchołku kanał ma szerokość 0,35 mm, a na początku (w tzw. ujściu koronowym) 1,31 mm. Kanały A, B, C różnią się stopniem zakrzywienia i promieniem krzywizny (mierzone wg Pruett i wsp. [69]):

A – kąt krzywizny 60°, promień krzywizny 5 mm

B – kąt krzywizny 60°, promień krzywizny 2,5 mm

C – kąt krzywizny 90°, promień krzywizny 2,5 mm



Ryc. 2. Urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały do przeprowadzania testów zmęczeniowych pilników endodontycznych.

3.4. Wpływ rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych na ich wytrzymałość na złamanie

Badanie składało się z dwóch części:

1. testu zmęczeniowego,
2. preparacji kanałów w bloczkach treningowych.

Test zmęczeniowy

W celu oceny wpływu rodzaju ruchu na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych przeznaczonych do preparacji kanałów korzeniowych użyto łącznie 40 nowych narzędzi kanałowych. Narzędzia podzielono na cztery grupy (każda grupa zawierała 10 pilników tego samego rodzaju) ($n = 10$), w zależności od ruchu w jakim pracowały:

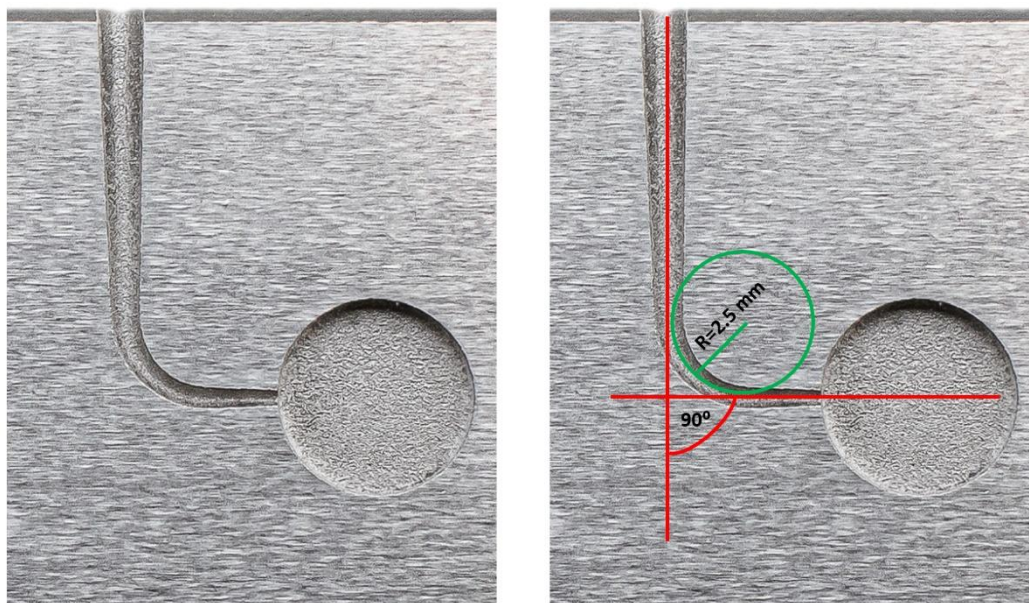
- Grupa 1: Reciproc Blue R25 (VDW, Monachium, Niemcy), ciągła rotacja CCW, 300 obr./min., torque 2 Ncm;
- Grupa 2: Reciproc Blue R25 (VDW, Monachium, Niemcy), ruch recyprokalny (program "Reciproc All");
- Grupa 3: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm;
- Grupa 4: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.

Wszystkie instrumenty miały taki sam rozmiar na wierzchołku 0,25 mm. Narzędzia z grupy 1 i 2 miały zmienny taper (na pierwszych trzech milimetrach od wierzchołka instrumentu wynosił 0,08 mm/mm). Instrumenty z grupy 3 i 4 miały stały taper 0,06 mm/mm. Długość narzędzi wynosiła 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG, Wetzlar, Niemcy) w powiększeniu 20x. Nie wykryto żadnych defektów czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania. Po 10 narzędzi ($n = 10$) z każdego rodzaju poddano testowi na zmęczenie.

Do badania użyto dwóch mikrosilników endodontycznych, przy czym ich wybór zależał od rodzaju ruchu, jakim pracowały badane pilniki. Dla grup 1, 3 i 4 użyto mikrosilnika endodontycznego Endostar Provider (J. Morita, Kyoto, Japonia). Dla grupy 1 nastawiono kierunek obrotów CCW, prędkość pracy 300 obr./min. i torque 2 Ncm. Dla grupy 3 nastawiono kierunek obrotów CW, prędkość pracy 300 obr./min. i torque 2 Ncm. Dla grupy 4 wybrano tryb pracy OTR, moment obrotowy aktywujący ruch recyprokalny ustawiono na najniższą wartość (0,2 Ncm), aby pilnik w sztucznym kanale pracował tylko ruchem recyprokalnym (180° CW i 90° CCW), prędkość 300 obr./min. Dla grupy 2 zastosowano mikrosilnik VDW.Silver Reciproc (VDW, Monachium, Niemcy) nastawiając program "Reciproc All".

Do testu wykorzystano wcześniej opisane urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały. Do badania użyto kanał C o stopniu zakrzywienia 90° i promieniu 2,5 mm; długość kanału wynosiła 16 mm (ryc. 3).

Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym, recyprokalnym OTR lub recyprokalnym "Reciproc All") wewnątrz sztucznego kanału, aż nastąpiło złamanie pilnika. Przed każdym narzędziem zakraplano do wnętrza sztucznego kanału syntetyczny olej WD-40 (WD-40, San Diego, CA, USA), aby zmniejszyć tarcie pomiędzy pracującym instrumentem a ścianą kanału. Czas do złamania mierzono (w sekundach) elektronicznym stoperem Junsd JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry Co; Shenzhen, Chiny). Dokładność pomiaru czasu podana przez producenta urządzenia wynosi 0,01 s. W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi.

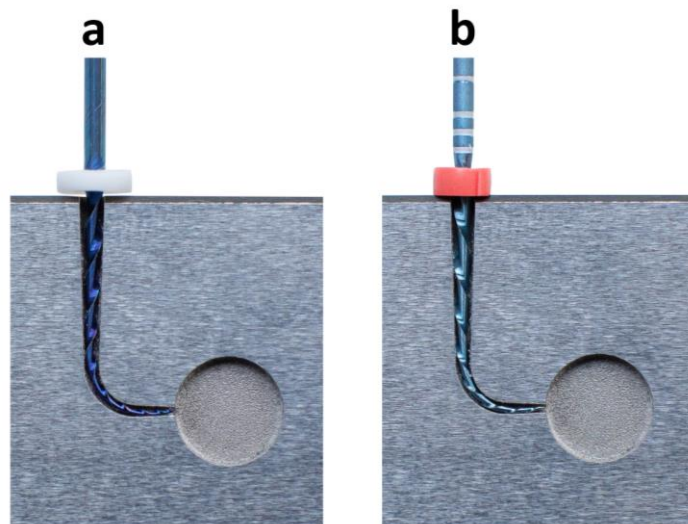


Ryc. 3. Kanał użyty do testu zmęczeniowego: długość 16 mm, stopień zakrzywienia 90°, promień krzywizny 2,5 mm.

Odłamany fragment każdego narzędzia mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson; Londyn, Wielka Brytania) (ryc. 4), aby sprawdzić czy złamanie pilników przebiegało na podobnym poziomie od wierzchołka tzn. czy każdy pilnik był wprowadzony na tą samą długość w kanale (ryc. 5). Producent podaje dokładność pomiarów do 0,02 mm. Te same narzędzia pomiarowe (stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego pilnika w identyczny sposób, z zapewnieniem powtarzalności pomiarów, dlatego ewentualne błędy pomiarowe dotyczą wszystkich narzędzi, a skala dokładności pomiarów narzędzi pomiarowych jest co najmniej o rząd wielkości wyższa od przyjętego przez autora jako dopuszczalny, więc nie zaburzają wyników końcowych.



Ryc. 4. Długość odłamanych fragmentów pilników mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson; Londyn, Wielka Brytania).



Ryc. 5. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale: a – Endostar E3 Azure, b – Reciproc Blue R25.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. W celu sprawdzenia, czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami, zastosowano test Kruskala-Wallisa. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test post-hoc Gamesa-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, pomiędzy którymi konkretnie grupami występują istotne statystycznie różnice. Przy użyciu testu Friedmana zbadano, czy występują istotne statystycznie różnice pomiędzy dokonywanymi pomiarami w 10 kolejnych próbkach. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

Preparacja kanałów w bloczkach treningowych

W celu oceny wpływu rodzaju ruchu na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych przeznaczonych do preparacji kanałów korzeniowych użyto łącznie 40 nowych narzędzi kanałowych. Narzędzia podzielono na cztery grupy (każda grupa zawierała 10 pilników tego samego rodzaju) ($n = 10$), w zależności od ruchu jakim pracowały:

- Grupa 1: Reciproc Blue R25 (VDW, Monachium, Niemcy), ciągła rotacja CCW, 300 obr./min., torque 2 Ncm;
- Grupa 2: Reciproc Blue R25 (VDW, Monachium, Niemcy), ruch recyprokalny (program "Reciproc All");
- Grupa 3: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm;
- Grupa 4: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.

Do testu wykorzystano bloczki treningowe z tworzywa sztucznego Endo Training Blocks (VDW, Monachium, Niemcy). W każdym bloczku znajduje się sztuczny kanał o

długości 18,5 mm zawierający, w okolicy wierzchołkowej, krzywiznę o stopniu zakrzywienia 55° (ryc. 6).



Ryc. 6. Endo Training Block (VDW, Monachium, Niemcy) ze sztucznym kanałem.

Do badania użyto dwóch mikrosilników endodontycznych, przy czym ich wybór zależał od rodzaju ruchu, jakim pracowały badane pilniki. Dla grup 1, 3 i 4 użyto mikrosilnika endodontycznego Endostar Provider (J. Morita, Kyoto, Japonia). Dla grupy 1 nastawiono kierunek obrotów CCW, prędkość pracy 300 obr./min. i torque 2 Ncm. Dla grupy 3 nastawiono kierunek obrotów CW, prędkość pracy 300 obr./min. i torque 2 Ncm. Dla grupy 4 wybrano tryb pracy OTR, poziom momentu obrotowego aktywującego ruch recyprokalny ustawiono na najniższą wartość (0,2 Ncm), aby pilnik w sztucznym kanale pracował tylko ruchem recyprokalnym (180° CW i 90° CCW), prędkość 300 obr./min. Dla

grupy 2 zastosowano mikrosilnik VDW.Silver Reciproc (VDW, Monachium, Niemcy) nastawiając na program "Reciproc All".

Każdym narzędziem z danej grupy opracowywano kanały w kolejnych bloczkach epoksydowych, aż do wystąpienia złamania narzędzia. Zapisywano liczbę bloczków, jaką opracowało dane narzędzie, zanim się złamało oraz numer bloczka, w którym nastąpiło złamanie narzędzia. Wyniki notowano jako całkowitą liczbę bloczków, w których pracowało narzędzie (liczba bloczków opracowanych przed złamaniem plus bloczek, w którym nastąpiło złamanie).

Wszystkie kanały były poszerzane przez jednego operatora (autor tego badania). Jako irygację stosowano wodę destylowaną. Bloczki montowano w imadle, aby uzyskać dobrą stabilizację podczas pracy w kanale. Drożność kanału była sprawdzana pilnikiem K w rozmiarze 10 (Poldent, Warszawa, Polska). Pilnik wprowadzano do kanału, aż jego wierzchołek widoczny był na końcu kanału. Następnie kanał poszerzano na długość roboczą (18 mm) do rozmiaru 20/.02 za pomocą maszynowego narzędzia Endostar NT2 (Poldent, Warszawa, Polska) w rozmiarze 20/.02. Miało to na celu standaryzację kanału w bloczku, aby narzędzia pracowały w kanałach o takim samym początkowym rozmiarze. Następnie przystępowano do preparacji kanału. Narzędziem wykonywano cztery cykle po trzy „dziobnięcia” w kierunku wierzchołka. W czwartym cyklu osiągnęto długość roboczą 18 mm. Pomiędzy każdym cyklem kanał przepłukiwano wodą destylowaną przy użyciu strzykawki i igły z otworem bocznym, oraz wykonywano rekapitulację, tj. wprowadzano pilnik K o rozmiarze 10, aż koniec pilnika był widoczny w wierzchołku i ponownie przepłukiwano kanał wodą destylowaną. Ostrza narzędzi między cyklami oczyszczano poprzez ich umieszczanie w gąbce. Po osiągnięciu długości roboczej bloczek uznawano za opracowany i kontynuowano pracę tym samym narzędziem w następnych bloczkach, aż nastąpiło złamanie narzędzia. Notowano liczbę opracowanych bloczków (łącznie z tym, w którym doszło do złamania) dla każdego narzędzia z każdej z czterech grup.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. W celu sprawdzenia czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami, zastosowano test Kruskala-Wallisa. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic, zastosowano test post-hoc Gamesa-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, pomiędzy którymi konkretnie grupami występują istotne statystycznie różnice. Wyboru dokonywano na podstawie jednorodności wariancji w porównywanych grupach. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

3.5. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

W celu oceny wpływu obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych przeznaczonych do preparacji kanałów korzeniowych użyto łącznie 80 nowych narzędzi kanałowych. Narzędzia podzielono na osiem grup (każda grupa zawierała 10 pilników tej samej marki) ($n = 10$), w zależności od ruchu, jakim pracowały, oraz w zależności od tego, czy wykonane są ze stopu NiTi po obróbce cieplnej (HT – Heat Treatment), czy ze stopu NiTi bez obróbki cieplnej (bez HT):

- Grupa 1: Endostar E3 (Poldent, Warszawa, Polska), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm, bez HT;
- Grupa 2: Endostar E3 (Poldent, Warszawa, Polska), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min., bez HT;
- Grupa 3: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm, HT;
- Grupa 4: Endostar E3 Azure (Poldent, Warszawa, Polska), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min., HT;
- Grupa 5: Mtwo (VDW, Monachium, Niemcy), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm, bez HT;

- Grupa 6: Mtwo (VDW, Monachium, Niemcy), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min., bez HT;
- Grupa 7: VDW.ROTATE (VDW, Monachium, Niemcy), ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Ncm, HT;
- Grupa 8: VDW.ROTATE (VDW, Monachium, Niemcy), ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min, HT.

Wszystkie instrumenty miały taki sam rozmiar na wierzchołku 0,25 mm oraz taką samą stożkowatość 0,06 mm/mm. Długość narzędzi wynosiła 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG, Wetzlar, Niemcy) w powiększeniu 20x. Nie wykryto żadnych defektów, czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania. Po 10 narzędzi (n = 10) z każdego rodzaju poddano testowi na zmęczenie.

Do badania użyto mikrosilnik endodontyczny Endostar Provider (J. Morita, Kioto, Japonia), umożliwiający pracę narzędziami w ciągłej rotacji lub w ruchu OTR.

Do testu wykorzystano wcześniej opisane urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały. Do badania użyto kanał C o stopniu zakrzywienia 90° i promieniu krzywizny 2,5 mm; długość kanału wynosiła 16 mm (ryc. 3).

Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym lub recyprokalnym OTR) wewnątrz sztucznego kanału, aż nastąpiło złamanie pilnika. Przed każdym narzędziem zakraplano do wnętrza sztucznego kanału syntetyczny olej WD-40 (WD-40, San Diego, CA, USA), aby zmniejszyć tarcie pomiędzy pracującym instrumentem a ścianą kanału. Czas do złamania mierzono (w sekundach) elektronicznym stoperem Junsd JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry Co; Shenzhen, Chiny). W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi. Odłamany fragment każdego narzędzia mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson; Londyn, Wielka Brytania). Te same narzędzia pomiarowe (termometr, stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego pilnika w identyczny sposób.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. W celu sprawdzenia, czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami, zastosowano test Kruskala-Wallisa. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test post-hoc Gamesa-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, pomiędzy którymi konkretnie grupami występują istotne statystycznie różnice. Przy użyciu testu Friedmana zbadano, czy występują istotne statystycznie różnice pomiędzy dokonywanymi pomiarami w 10 kolejnych próbkach. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

3.6. Wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path

W celu oceny wpływu temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path użyto łącznie 100 narzędzi kanałowych. Narzędzia podzielono na dziesięć grup (każda grupa zawierała 10 pilników tej samej marki) ($n = 10$):

- Grupa 1: Endostar EP Easy Path (Poldent; Warszawa, Polska), temperatura 20°C;
- Grupa 2: Endostar EP Easy Path (Poldent; Warszawa, Polska), temperatura 35°;
- Grupa 3: Easy Path bez HT (Poldent; Warszawa, Polska), temperatura 20°C;
- Grupa 4: Easy Path bez HT (Poldent; Warszawa, Polska), temperatura 35°C;
- Grupa 5: WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), temperatura 20°C;
- Grupa 6: WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), temperatura 35°C;
- Grupa 7: ProGlider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), temperatura 20°C;
- Grupa 8: ProGlider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), temperatura 35°C;
- Grupa 9: R-Pilot (VDW; Monachium, Niemcy), temperatura 20°C;

- Grupa 10: R-Pilot (VDW; Monachium, Niemcy), temperatura 35°C.

Wszystkie narzędzia miały długość 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG; Wetzlar, Niemcy) w 20-krotnym powiększeniu. Nie wykryto żadnych defektów, czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania.

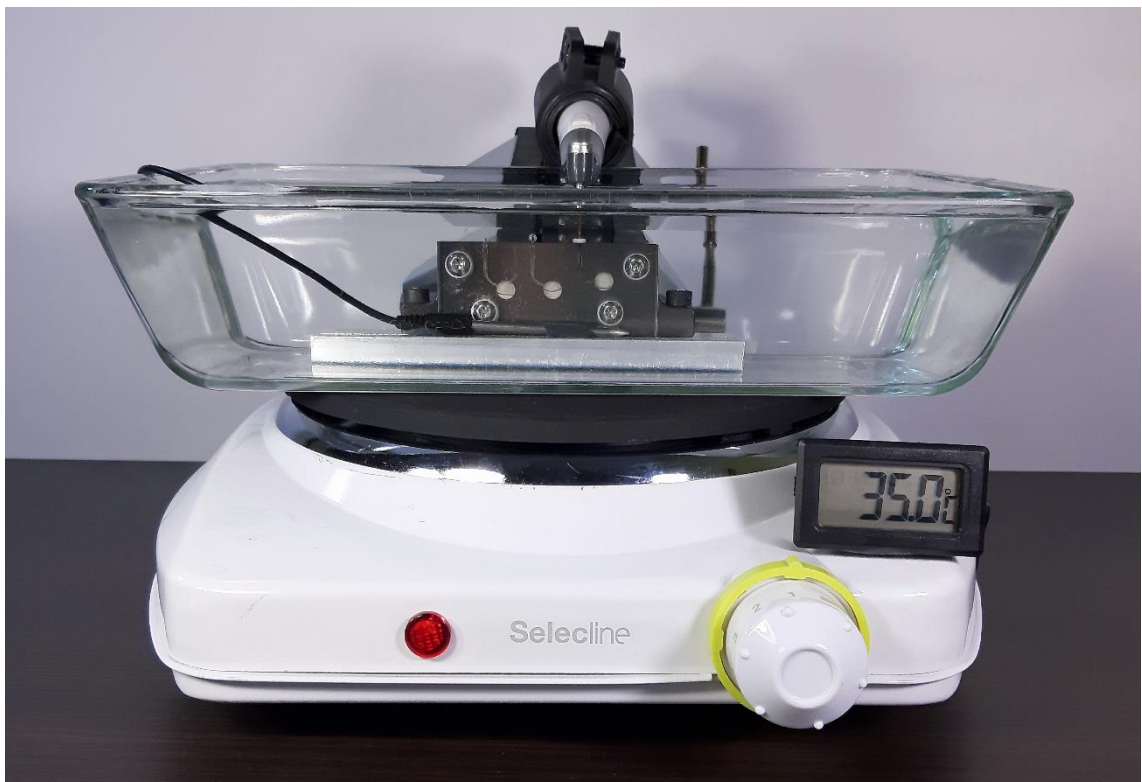
Po 10 narzędzi (n = 10) z każdego rodzaju poddano testowi na zmęczenie w kąpeli wodnej w temperaturze $20 \pm 1^\circ\text{C}$ i $35 \pm 1^\circ\text{C}$.

Do badania użyto trzech mikrosilników endodontycznych, przy czym ich wybór zależał od rodzaju ruchu, jakim pracowały badane pilniki. Dla narzędzi z grupy od 1 do 4 zastosowano mikrosilnik Endostar Provider (J. Morita, Kyoto, Japonia), a narzędzia pracowały z prędkością 300 obr./min i torque 2 Ncm. Dla narzędzi z grupy od 5 do 8 użyto mikrosilnika X-Smart Plus (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), a narzędzia pracowały przeznaczonym ruchem recyprokalnym (narzędzia WaveOne Gold Glider) lub ruchem ciągłej rotacji CW, prędkość 300 obr./min, moment obrotowy (torque) 2 Ncm (narzędzia ProGlider). Dla narzędzi z grupy 9 i 10 zastosowano mikrosilnik endodontyczny VDW.Silver Reciproc (VDW; Monachium, Niemcy) i wybrano program „Reciproc All”.

Do testu wykorzystano wcześniej opisane urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały. Do badania użyto kanał C o stopniu zakrzywienia 90° i promieniu 2,5 mm; długość kanału wynosiła 16 mm (ryc. 3).

Na czas badania całe urządzenie ze stali nierdzewnej zanurzono w przezroczystym, żaroodpornym naczyniu szklanym wypełnionym wodą destylowaną o temperaturze 20°C lub 35°C . Temperatura wody była cały czas kontrolowana za pomocą cyfrowego termometru ST-9290 (ATM LDT; Hong Kong, Chiny) zaopatrzonego w sondę pomiarową umieszczoną pod wodą w pobliżu kanału używanego do testu (dokładność pomiaru podana przez producenta to $0,1^\circ\text{C}$). W przypadku narzędzi testowanych w $20 \pm 1^\circ\text{C}$, jeżeli temperatura wody przekraczała 21°C , dodawano kostki lodu i czekano, aż ustabilizuje się na poziomie 20°C . W przypadku narzędzi testowanych w $35 \pm 1^\circ\text{C}$, aby osiągnąć tę temperaturę, szklane naczynie umieszczano na elektrycznej płycie grzewczej, która podgrzewała wodę do wymaganej temperatury (ryc. 7).

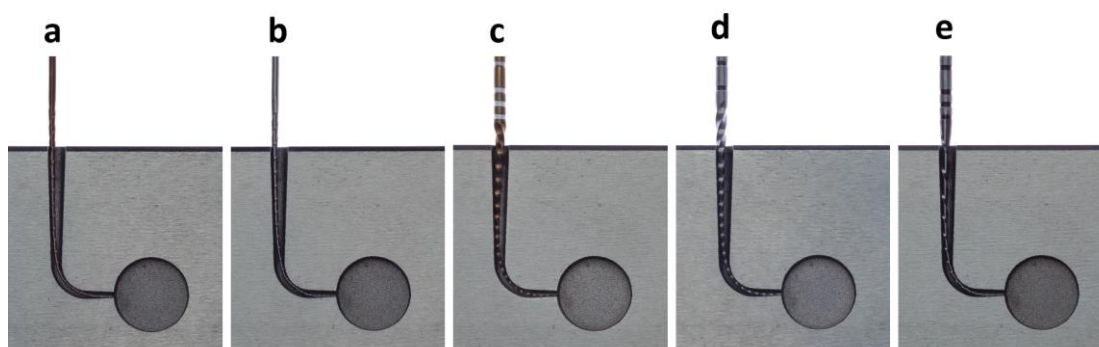
Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym lub recyprokalnym) wewnątrz sztucznego kanału, aż nastąpiło złamanie narzędzia. Czas do złamania mierzono (w sekundach) elektronicznym stoperem Junsd JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry Co; Shenzhen, Chiny). W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi.



Ryc. 7. Urządzenie do testów zmęczeniowych zanurzone w wodzie destylowanej w szklanym, żaroodpornym naczyniu umieszczonym na płycie grzewczej.

Odłamany fragment każdego narzędzia mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson, Londyn, Wielka Brytania), aby sprawdzić czy złamanie pilników przebiegało na podobnym poziomie od wierzchołka tzn. czy każdy pilnik był wprowadzony na podobną głębokość w kanale (ryc. 8).

Te same narzędzia pomiarowe (termometr, stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego testowanego pilnika w identyczny sposób.



Ryc. 8. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale: a – Endostar EP Easy Path, b – Easy Path bez HT, c – WaveOne Gold Glider, d – ProGlider, e – R-Pilot.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. Analiza testem Kruskala-Wallisa pozwoliła sprawdzić, czy występują istotne statystycznie różnice między porównywanymi narzędziami w zakresie analizowanych zmiennych. W przypadku występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test post-hoc Gamesa-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, między którymi dokładnie narzędziami różnice te występują. W celu sprawdzenia, czy występują istotne statystycznie różnice dla poszczególnych narzędzi w zakresie czasu do złamania między 20°C a 35°C, zastosowano test Wilcoxon. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

3.7. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych do preparacji glide path

W celu oceny wpływu stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path użyto łącznie 120 narzędzi kanałowych. Narzędzia podzielono na dwanaście grup (każda grupa zawierała 10 pilników tej samej marki) (n = 10):

- Grupa 1: Endostar EP Easy Path (Poldent; Warszawa, Polska), stopień zakrzywienia kanału 60°;
- Grupa 2: Endostar EP Easy Path (Poldent; Warszawa, Polska), stopień zakrzywienia kanału 90°;
- Grupa 3: RACE EVO (FKG Dentaire SA; La Chaux-de-Fonds; Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 60°;
- Grupa 4: RACE EVO (FKG Dentaire SA; La Chaux-de-Fonds; Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 90°;
- Grupa 5: WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 60°;
- Grupa 6: WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 90°;
- Grupa 7: ProGlider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 60°;
- Grupa 8: ProGlider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 90°;
- Grupa 9: R-Pilot (VDW; Monachium, Niemcy), stopień zakrzywienia kanału 60°;
- Grupa 10: R-Pilot (VDW; Monachium, Niemcy), stopień zakrzywienia kanału 90°;
- Grupa 11: Hyflex EDM (Coltene-Whaledent; Altstätten; Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 60°;

- Grupa 12: Hyflex EDM (Coltene-Whaledent; Altstätten; Szwajcaria), stopień zakrzywienia kanału 90°.

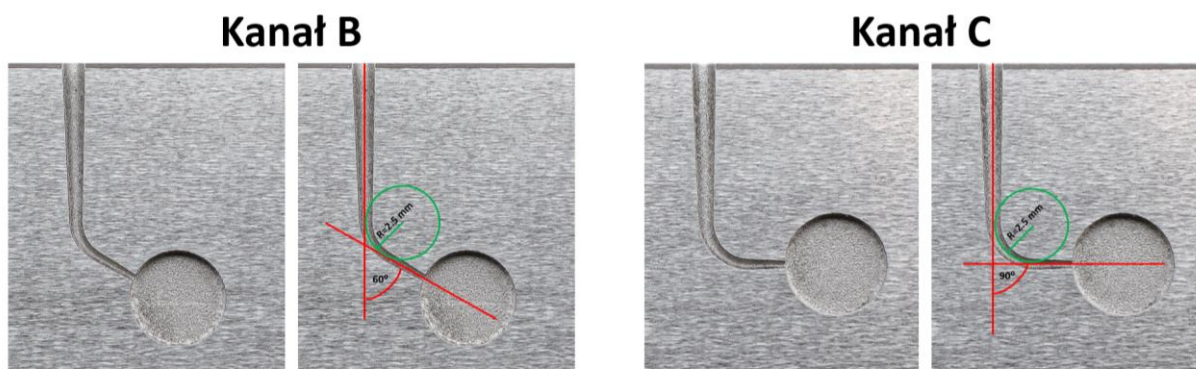
Wszystkie narzędzia miały długość 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG; Wetzlar, Niemcy) w 20-krotnym powiększeniu. Nie wykryto żadnych defektów czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania.

Po 10 narzędzi (n = 10) z każdego rodzaju poddano testowi na zmęczenie w kąpieli wodnej w temperaturze $35 \pm 1^\circ\text{C}$ w dwóch sztucznych kanałach o różnym stopniu zakrzywienia: 60° i 90°.

Do badania użyto trzech mikrosilników endodontycznych, przy czym ich wybór zależał od rodzaju ruchu, jakim pracowały badane pilniki. Dla narzędzi z grupy 1 - 4 i 11 oraz 12 zastosowano mikrosilnik Endostar Provider (J. Morita, Kyoto, Japonia). Narzędzia z grup 1, 2, 11 i 12 pracowały ruchem rotacyjnym CW z prędkością 300 obr./min i torque 2 Ncm. Narzędzia z grup 3 i 4 pracowały ruchem rotacyjnym CW z prędkością 800 obr./min (zgodnie z zaleceniami producenta) [76]. Dla narzędzi z grup 5 - 8 użyto mikrosilnika X-Smart Plus (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), a narzędzia pracowały przeznaczonym ruchem recyprokalnym (narzędzia WaveOne Gold Glider) lub ruchem ciągłej rotacji CW, prędkość 300 obr./min, moment obrotowy (torque) 2 Ncm (narzędzia ProGlider). Dla narzędzi z grupy 9 i 10 zastosowano mikrosilnik endodontyczny VDW.Silver Reciproc (VDW; Monachium, Niemcy) i wybrano zalecany przez producenta program „Reciproc All”.

Do testu wykorzystano wcześniej opisane urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały (ryc. 2). Do badania użyto dwóch z nich: B i C:

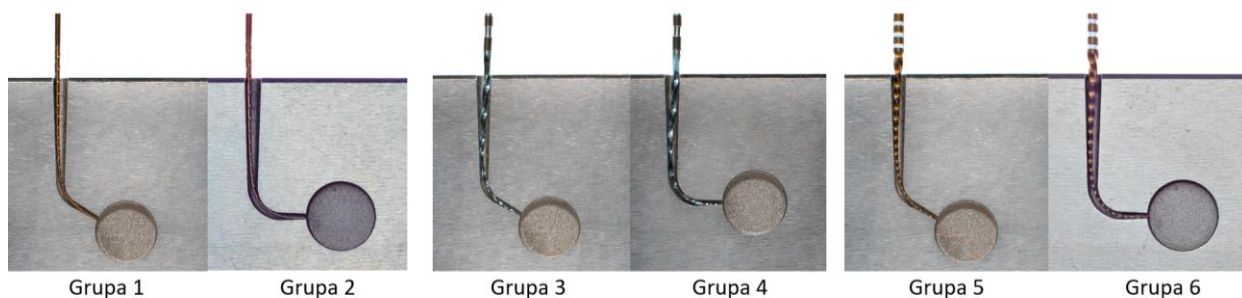
- kanał B: zawierający kanał o stopniu zakrzywienia 60° i promieniu krzywizny 2,5 mm.
- kanał C: zawierający kanał o stopniu zakrzywienia 60° i promieniu krzywizny 2,5 mm (ryc. 9).



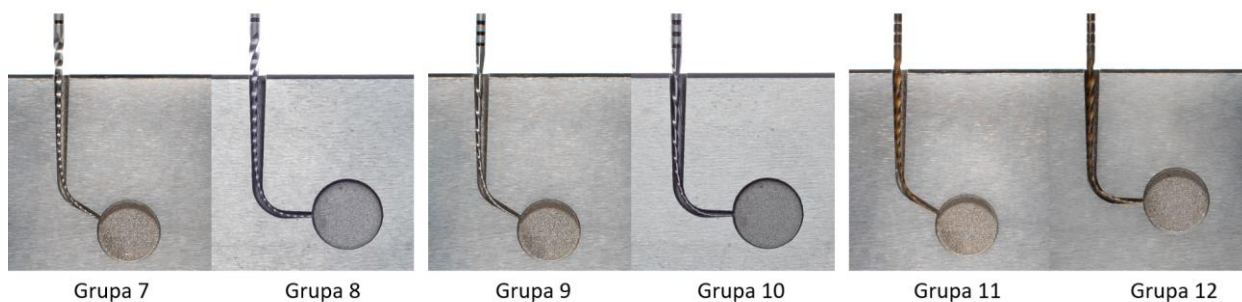
Ryc. 9. Dwa sztuczne kanały w których testowano pilniki. Kanał B – stopień zakrzywienia 60°, promień krzywizny 2,5 mm; Kanał C – stopień zakrzywienia 90°, promień krzywizny 2,5 mm.

Na czas badania całe urządzenie ze stali nierdzewnej zanurzono w przezroczystym, żaroodpornym naczyniu szklanym wypełnionym wodą destylowaną o temperaturze 35°C. Szklane naczynie umieszczano na elektrycznej płycie grzewczej, która podgrzewała wodę do wymaganej temperatury (ryc. 6). Temperatura wody była cały czas kontrolowana za pomocą cyfrowego termometru ST-9290 (ATM LDT; Hong Kong, Chiny) zaopatrzonego w sondę pomiarową umieszczoną pod wodą w pobliżu kanału używanego do testu.

Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym lub recyprokalnym) wewnątrz sztucznego kanału B lub C, aż nastąpiło złamanie narzędzia. Czas do złamania mierzono (w sekundach) elektronicznym stoperem Junsd JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry Co; Shenzhen, Chiny). W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi. Odłamany fragment każdego narzędzia mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson, Londyn, Wielka Brytania), aby sprawdzić czy złamanie pilników przebiegało na podobnym poziomie od wierzchołka, tzn. czy każdy pilnik był wprowadzony na podobną głębokość w kanale (ryc. 10 a i b).



Ryc. 10 a. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale. Narzędzia z grup od 1 do 6.



Ryc. 10 b. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale. Narzędzia z grup od 7 do 12.

Te same narzędzia pomiarowe (termometr, stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego testowanego pilnika w identyczny sposób.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. Analiza testem Kruskala-Wallisa pozwoliła sprawdzić, czy występują istotne statystycznie różnice pomiędzy porównywanymi narzędziami w zakresie analizowanych zmiennych. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test post-hoc Games-Howell. Pozwoliło to sprawdzić, pomiędzy którymi dokładnie narzędziami

występują istotne statystycznie różnice. W celu sprawdzenia, czy występują istotne statystycznie różnice dla poszczególny narzędzi w zakresie czasu do złamania pomiędzy krzywizną 60° a 90°, zastosowano test Wilcoxon. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

4. Wyniki

4.1. Wpływ rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do poszerzania kanałów korzeniowych na ich wytrzymałość na złamanie

Test zmęczeniowy

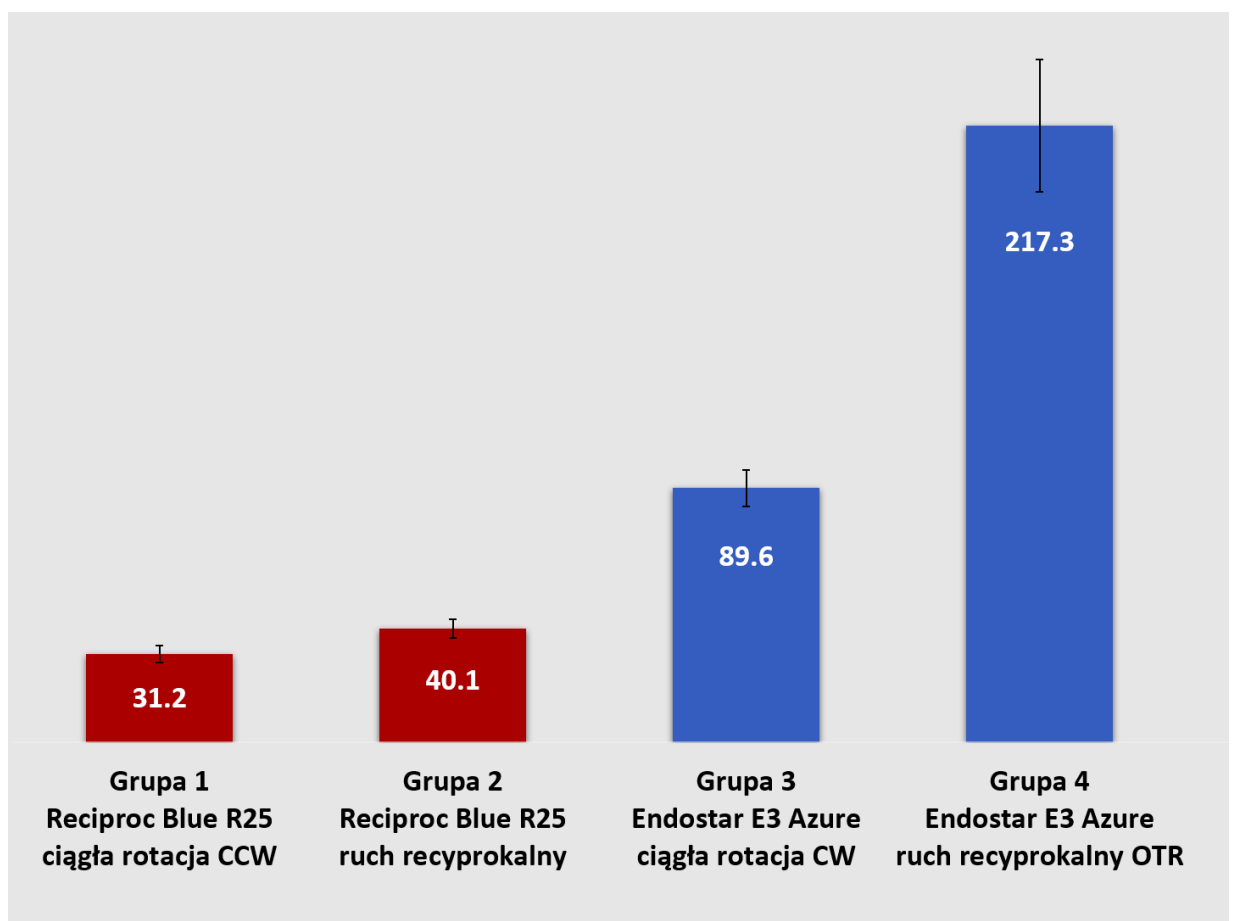
Wartości średniego czasu do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy

Grupa (pilnik/rodzaj ruchu)	Średni czas do złamania (s) (SD)
Grupa 1 (Reciproc Blue R25/ciągła rotacja CCW)	31,2 (2,90)
Grupa 2 (Reciproc Blue R25/ruch recyprokalny)	40,1 (3,35)
Grupa 3 (Endostar E3 Azure/ciągła rotacja CW)	89,6 (6,33)
Grupa 4 (Endostar E3 Azure/ruch recyprokalny OTR)	217,3 (23,25)

Analiza statystyczna wykazała występowanie istotnych różnic pomiędzy wszystkimi czterema analizowanymi grupami ($p < 0,001$). Grupa 4 (Endostar E3 Azure, ruch recyprokalny OTR) uzyskała najwyższy wynik (najdłuższy czas pomiędzy rozpoczęciem preparacji a złamaniem narzędzia) w porównaniu do pozostałych trzech

analizowanych grup. Odwrotna sytuacja, tj. najniższy wynik (najkrótszy czas pomiędzy rozpoczęciem preparacji a złamaniem narzędzia) zarejestrowano dla grupy 1 (Reciproc Blue R25, ciągła rotacja CCW). Porównując wpływ rodzaju ruchu (ciągła rotacja vs ruch recyprokalny) na czas do złamania pilnika (Grupa 1 vs Grupa 2; Grupa 3 vs Grupa 4) stwierdzono istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania zarówno w ruchu recyprokalnym przypisanym dla narzędzia Reciproc jak i w ruchu recyprokalnym OTR ($p < 0,001$) (ryc. 11).



Ryc. 11. Średni czas do złamania w sekundach dla narzędzi z każdej grupy.

Średnie długości odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) przedstawia tabela 2. Analiza wykazała brak statystycznie znaczących różnic w długości odłamanych fragmentów ($p > 0.05$).

Tabela 2. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Grupa (pilnik/rodzaj ruchu)	Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w mm (SD)
Grupa 1 (Reciproc Blue R25/ciągła rotacja CCW)	4,01 ^a (0,34)
Grupa 2 (Reciproc Blue R25/ruch recyprokalny)	3,95 ^a (0,32)
Grupa 3 (Endostar E3 Azure/ciągła rotacja CW)	3,78 ^a (0,29)
Grupa 4 (Endostar E3 Azure/ruch recyprokalny OTR)	3,79 ^a (0,41)

Preparacja kanałów w bloczkach treningowych

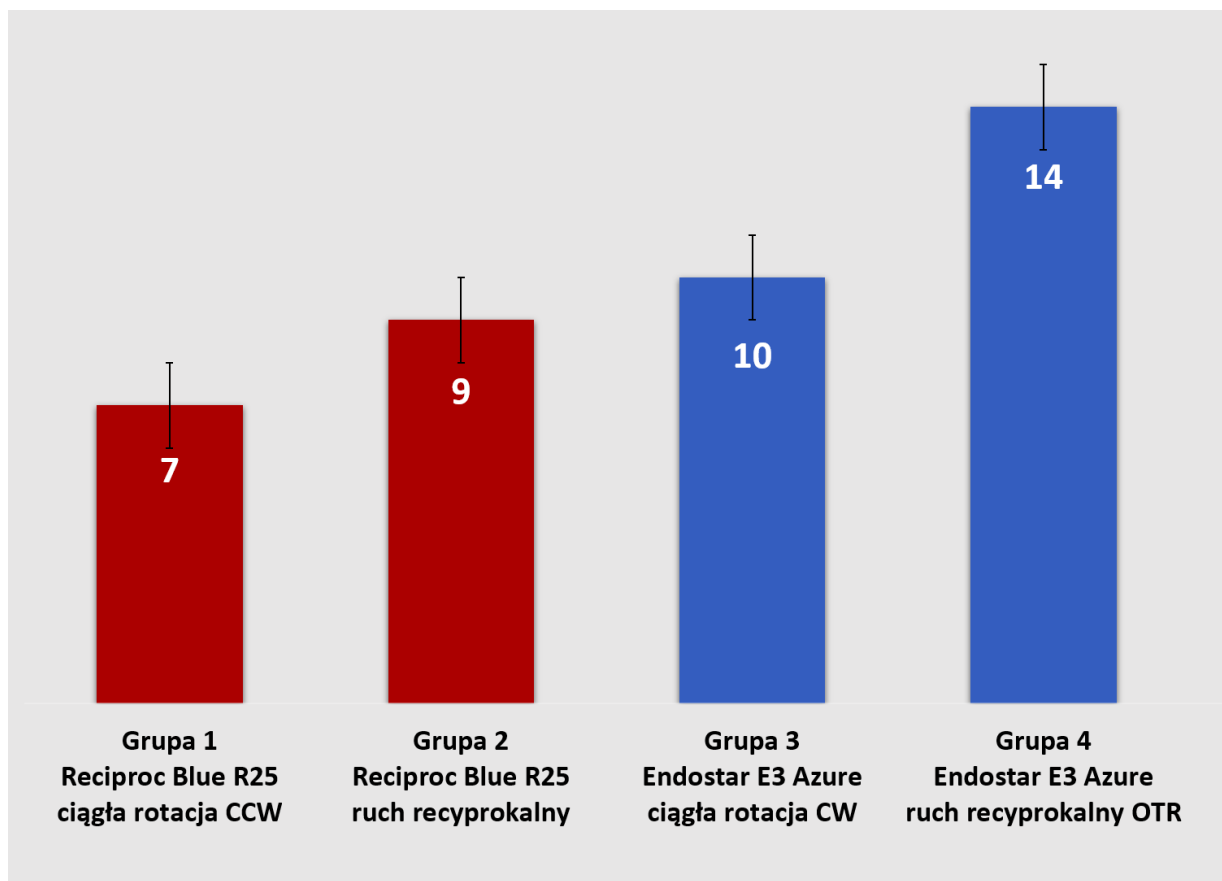
Mediany i odchylenia standardowe numeru bloczka, w którym wystąpiło złamanie narzędzia dla wszystkich testowanych grup przedstawiono w tabeli 3.

Istotnie statystycznie różnice dotyczą wszystkich grup między sobą ($p < 0,001$), z wyjątkiem porównania Grupy 2 (Reciproc Blue R25, ruch recyprokalny) z Grupą 3 (Endostar E3 Azure, ciągła rotacja CW). Mediana numeru bloczka, w którym doszło do złamania pilnika dla Grupy 4 (Endostar E3 Azure, ruch recyprokalny OTR) okazała się być najwyższa w porównaniu do pozostałych grup. Odwrotna sytuacja dotyczy Grupy 1 (Reciproc Blue 25, ciągła rotacja CCW), tj. uzyskała ona najniższą wartość mediany analizowanej zmiennej. Porównując wpływ rodzaju ruchu (ciągła rotacja vs ruch recyprokalny) na liczbę opracowanych bloczków do złamania narzędzia (Grupa 1 vs Grupa 2; Grupa 3 vs Grupa 4) stwierdzono zwiększenie liczby opracowanych kanałów w

bloczkach zarówno ruchem recyprokalnym przypisanym dla narzędzia Reciproc jak i ruchem recyprokalnym OTR ($p < 0,001$) (ryc. 12).

Tabela 3. Mediany i odchylenia standardowe (SD) numeru bloczka, które opracowano do momentu złamania narzędzia. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Grupa (pilnik/rodzaj ruchu)	Mediana liczby bloczków, które opracowano do momentu złamania narzędzia (SD)
Grupa 1 (Reciproc Blue R25/ciągła rotacja CCW)	7 (1,20)
Grupa 2 (Reciproc Blue R25/ruch recyprokalny)	9 ^a (1,10)
Grupa 3 (Endostar E3 Azure/ciągła rotacja CW)	10 ^a (1,10)
Grupa 4 (Endostar E3 Azure/ruch recyprokalny OTR)	14 (1,29)



Ryc. 12. Mediany liczby błoeków, które opracowano do momentu złamania narzędzia.

4.2. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

Wartości średniego czasu do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) prezentuje tabela 4.

Tabela 4. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Grupa (pilnik/rodzaj ruchu/obróbka cieplna - HT)	Średni czas do złamania (s) (SD)
Grupa 1 (Endostar E3/ciągła rotacja CW/bez HT)	27,7 ^c (2,95)
Grupa 2 (Endostar E3/ruch recyprokalny OTR/bez HT)	64,9 (8,14)
Grupa 3 (Endostar E3 Azure/ciągła rotacja CW/HT)	89,6 ^{b*} (6,33)
Grupa 4 (Endostar E3 Azure/ruch recyprokalny OTR/HT)	217,3 ^{a*} (23,25)
Grupa 5 (Mtwo/ciągła rotacja CW/bez HT)	33,6 ^c (4,55)
Grupa 6 (Mtwo/ruch recyprokalny OTR/bez HT)	82,3 (13,06)
Grupa 7 (VDW.ROTATE/ciągła rotacja CW/HT)	95,7 ^b (8,38)
Grupa 8 (VDW.ROTATE/ruch recyprokalny OTR/HT)	221,1 ^a (18,87)

*Wyniki uzyskane w doświadczeniu dotyczącym wpływu rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do poszerzania kanałów korzeniowych na ich wytrzymałość na złamanie.

Analiza statystyczna wykazała, iż średni czas do złamania dla pilników z Grupy 8 (VDW.ROTATE, ruch recyprokalny OTR, HT) jest istotnie wyższy ($p < 0,001$) w porównaniu do pozostałych narzędzi z wyjątkiem pilników z Grupy 4 (E3 Azure, ruch recyprokalny OTR, HT). Średni czas do złamania dla pilników z Grupy 7 (VDW.ROTATE, ciągła rotacja CW, HT) jest istotnie statystycznie wyższy ($p < 0,001$) w porównaniu do wszystkich narzędzi pracujących ciągłą rotacją z wyjątkiem pilników z Grupy 3 (E3 Azure, ciągła rotacja CW, HT). Średni czas do złamania dla pilników z Grupy 5 (Mtwo, ciągła rotacja CW, bez HT) jest istotnie statystycznie niższy ($p < 0,001$) w porównaniu do wszystkich narzędzi z wyjątkiem pilników z Grupy 1 (Endostar E3, ciągła rotacja CW, bez HT).

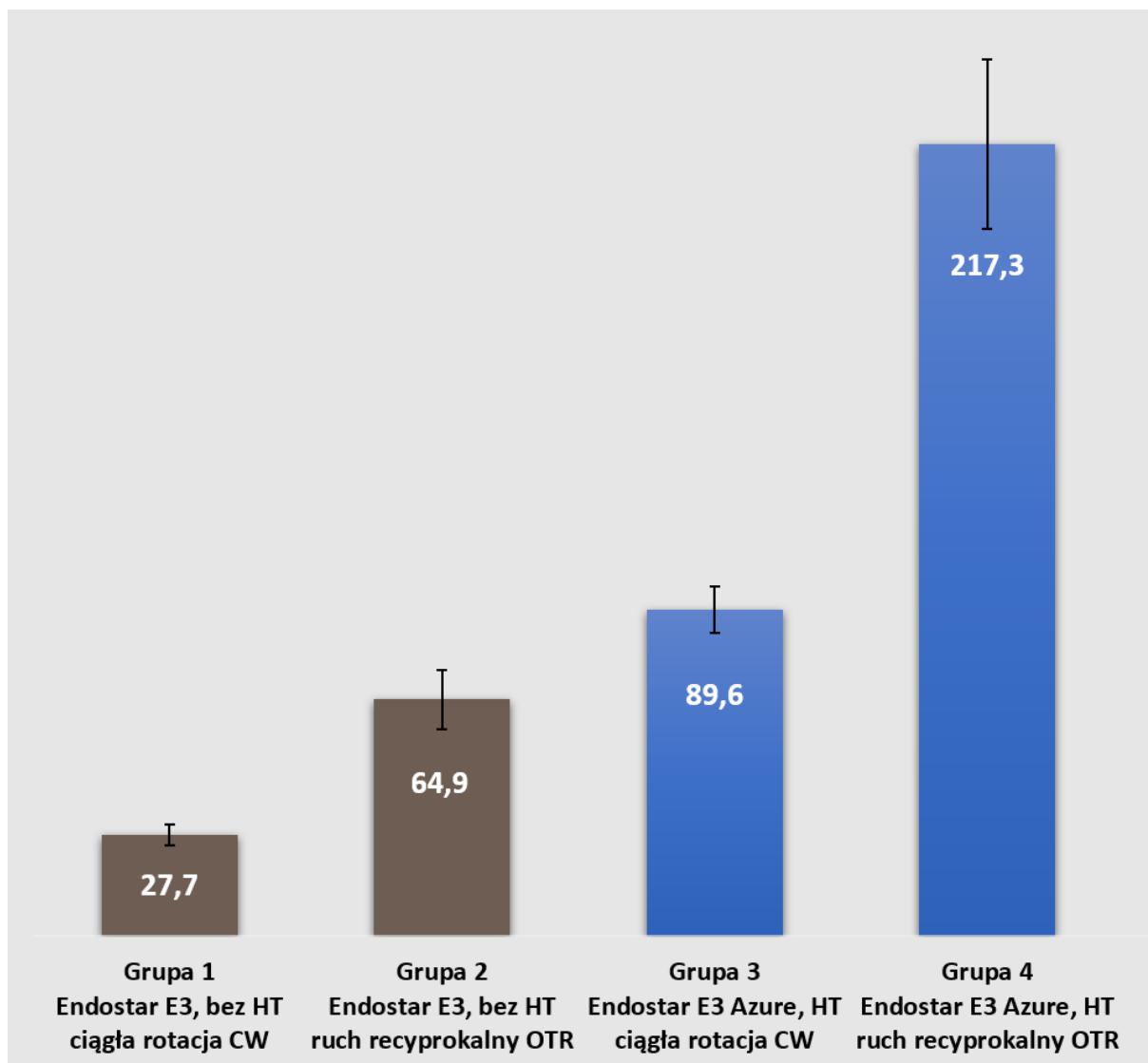
Średnie i odchylenia standardowe długości odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) przedstawia tabela 5. Analiza wykazała brak statystycznie znaczących różnic w długości odłamanych fragmentów pilników z poszczególnych grup ($p > 0.05$).

Porównując wpływ rodzaju ruchu (ciągła rotacja versus ruch recyprokalny OTR) na czas do złamania pilników tego samego rodzaju (Grupa 1 vs Grupa 2; Grupa 3 vs Grupa 4; Grupa 5 vs Grupa 6; Grupa 7 vs Grupa 8) występuje istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR ($p < 0,001$) (ryc. 13 a, b).

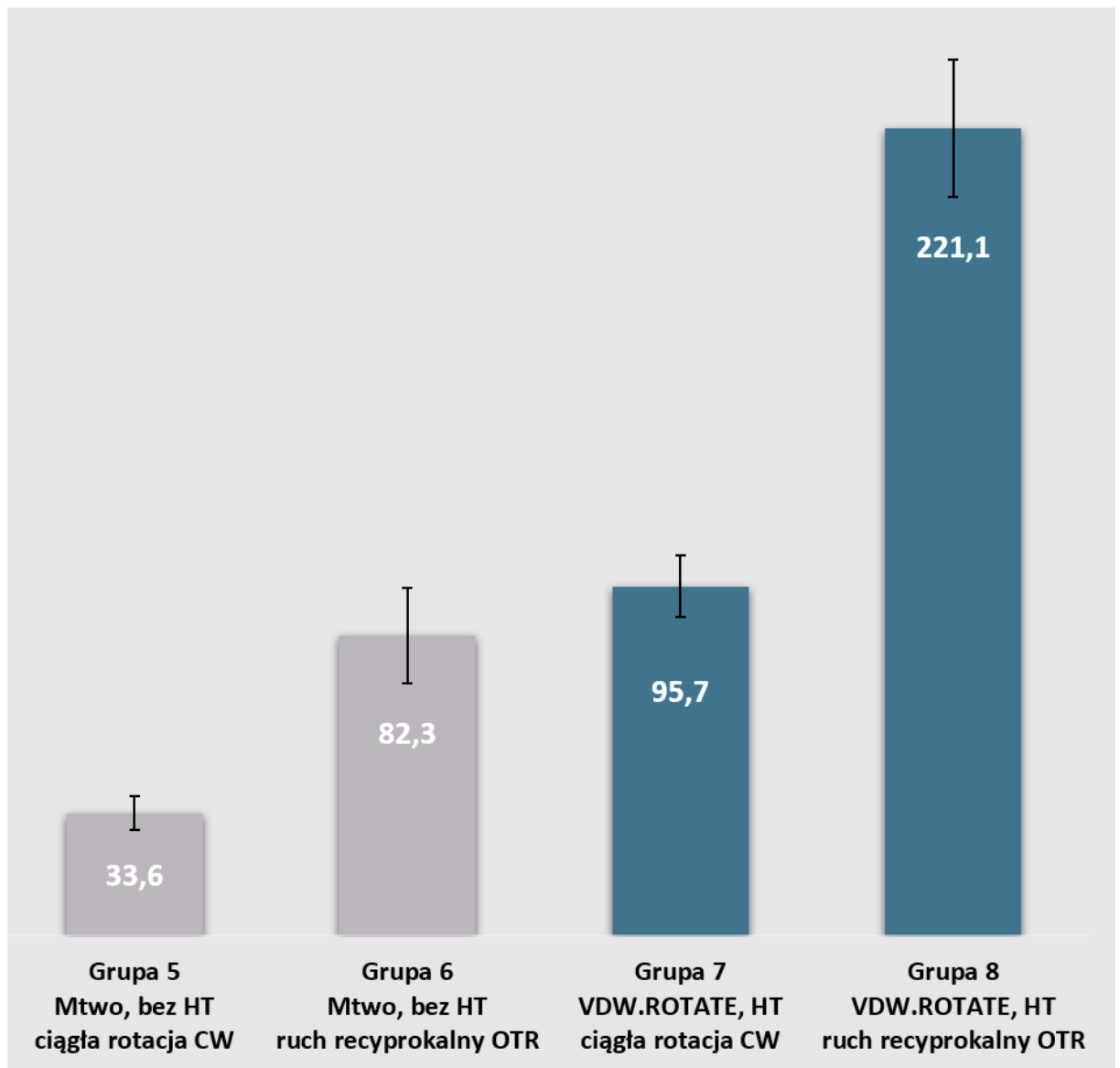
Porównując wpływ obróbki cieplnej (narzędzia z konwencjonalnego stopu NiTi - bez HT vs narzędzia po obróbce cieplnej - HT) na czas do złamania pilników (Grupa 1 vs Grupa 3; Grupa 2 vs Grupa 4; Grupa 5 vs Grupa 7; Grupa 6 vs Grupa 8), występuje istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej niezależnie od ruchu, jakim pracowały narzędzia z danej grupy ($p < 0,001$) (ryc. 14 a, b).

Tabela 5. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

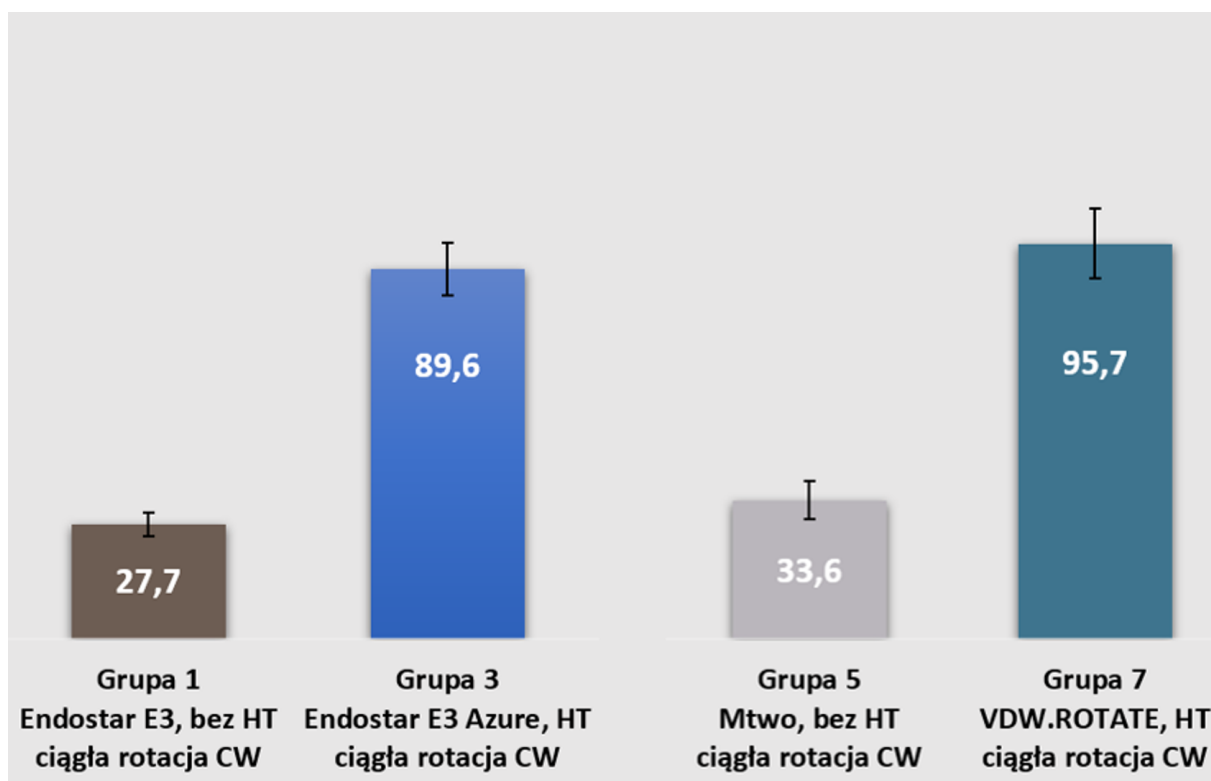
Grupa (pilnik/rodzaj ruchu/obróbka cieplna - HT)	Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w mm (SD)
Grupa 1 (Endostar E3/ciągła rotacja CW/bez HT)	3,81 ^a (0,48)
Grupa 2 (Endostar E3/ruch recyprokalny OTR/bez HT)	3,96 ^a (0,31)
Grupa 3 (Endostar E3 Azure/ciągła rotacja CW/HT)	3,78 ^a (0,29)
Grupa 4 (Endostar E3 Azure/ruch recyprokalny OTR/HT)	3,79 ^a (0,41)
Grupa 5 (Mtwo/ciągła rotacja CW/bez HT)	3,95 ^a (0,16)
Grupa 6 (Mtwo/ruch recyprokalny OTR/bez HT)	3,94 ^a (0,17)
Grupa 7 (VDW.ROTATE/ciągła rotacja CW/HT)	3,77 ^a (0,3)
Grupa 8 (VDW.ROTATE/ruch recyprokalny OTR/HT)	3,78 ^a (0,4)



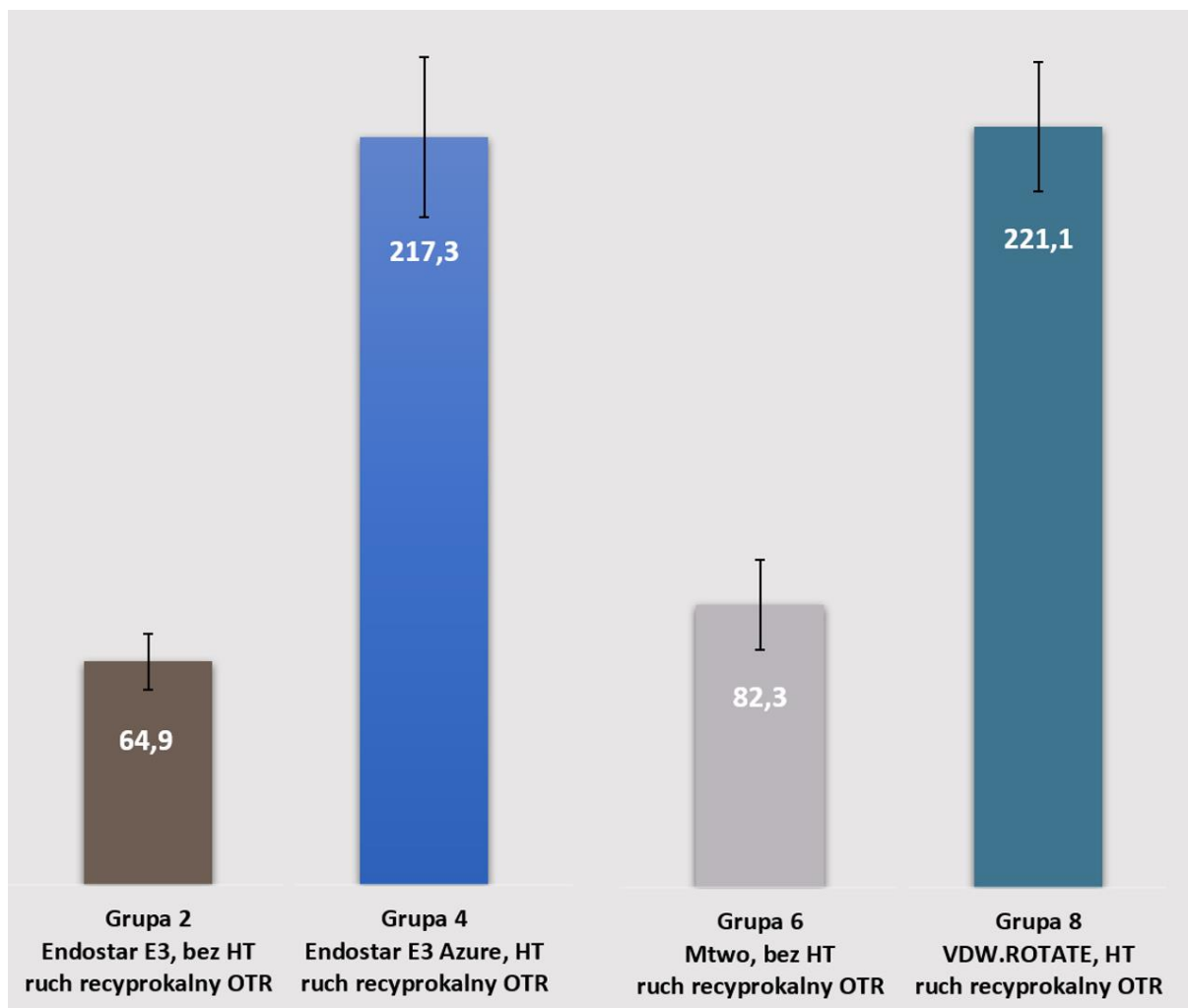
Ryc. 13 a. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi oraz ruchu recyprokalnego OTR na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym (grupy od 1 do 4). Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR oraz dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Endostar E3 Azure).



Ryc. 13 b. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi oraz ruchu recyprokalnego OTR na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym (grupy od 5 do 8). Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR oraz dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (VDW.ROTATE).



Ryc. 14 a. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Grupa 3 i Grupa 7) w porównaniu do narzędzi wykonanych ze stopu NiTi nie poddanego obróbce cieplnej (Grupa 1 i Grupa 5), a pracujących tym samym rodzajem ruchu – ciągła rotacja.



Ryc. 14 b. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Grupa 4 i Grupa 8) w porównaniu do narzędzi wykonanych ze stopu NiTi niepoddanego obróbce cieplnej (Grupa 2 i Grupa 6), a pracujących tym samym rodzajem ruchu – ruch recyprokalny OTR.

4.3. Wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path

Wartości średniego czasu do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) przedstawiono w tabeli 6.

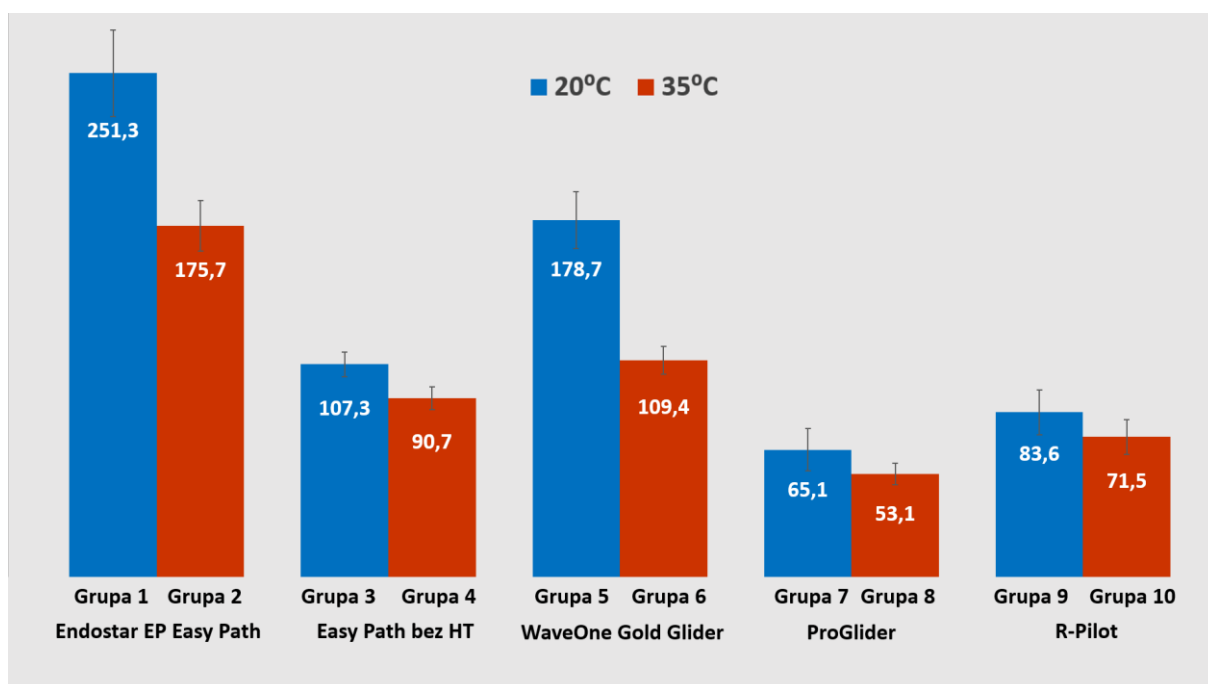
Analiza testem post-hoc wykazała, że w temperaturze 20°C czasy, jakie upłynęły od momentu rozpoczęcia preparacji do złamania różnią się istotnie pomiędzy wszystkimi narzędziami ($p < 0,001$). Najdłuższy średni czas potrzebny do złamania stwierdzono w przypadku Grupy 1 (Endostar EP Easy Path, 20°C), a najkrótszy w Grupie 7 (ProGlider, 20°C). Identyczne zależności zarejestrowano dla temperatury 35°C. Każde narzędzie (czas, jaki upływał do złamania narzędzia) różniło się od pozostałych w istotny statystycznie sposób ($p < 0,001$). Identycznie jak w przypadku doświadczenia przeprowadzonego w temperaturze 20°C największą średnią czasu do złamania narzędzia zarejestrowano w Grupie 2 (Endostar EP Easy Path, 35°C), a najmniejszą w przypadku narzędzi w Grupie 8 (ProGlider, 35°C).

Średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju był istotnie statystycznie krótszy w temperaturze 35°C niż w 20°C. Dotyczyło to wszystkich badanych narzędzi (ryc. 15).

Średnie skrócenie czasu do złamania (wyrażone w procentach) w temperaturze 35°C w porównaniu z temperaturą 20°C przedstawiono w tabeli 7.

Tabela 6. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy

Grupa (pilnik/temperatura)	Średni czas do złamania (s) (SD)
Grupa 1 (Endostar EP Easy Path /20°C)	251,3 (21,42)
Grupa 2 (Endostar EP Easy Path/35°C)	175,7 (12,51)
Grupa 3 (Easy Path bez HT/20°C)	107,3 (6,16)
Grupa 4 (Easy Path bez HT/35°C)	90,7 (5,58)
Grupa 5 (WaveOne Gold Glider/20°C)	178,7 (14,01)
Grupa 6 (WaveOne Gold Glider/35°C)	109,4 (6,82)
Grupa 7 (ProGlider/20°C)	65,1 (10,57)
Grupa 8 (ProGlider/35°C)	53,1 (5,36)
Grupa 9 (R-Pilot/20°C)	83,6 (10,97)
Grupa 10 (R-Pilot/35°C)	71,5 (8,58)



Ryc. 15. Wpływ temperatury otoczenia na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w temperaturze 35°C.

Tabela 7. Tabela przedstawia o ile procent skrócił się średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju testowanych w temperaturze 35°C w porównaniu do narzędzi testowanych w temperaturze 20°C

Rodzaj narzędzia	Skrócenie czasu do złamania dla danego narzędzia w temperaturze 35°C wyrażone w %
Endostar EP Easy Path	30%
Easy Path bez HT	15%
WaveOne Gold Glider	39%
ProGlider	18%
R-Pilot	14%

Średnie i odchylenia standardowe długości odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) przedstawia tabela 8. Analiza statystyczna średnich długości odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju w temperaturze 20°C i 35°C nie wykazała statystycznie znaczących różnic ($p > 0.05$).

Tabela 8. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c, d, e) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między długością odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju w temperaturze 20°C i 35°C

Grupa (pilnik/temperatura)	Długość odłamane go fragmentu (mm) (SD)
Grupa 1 (Endostar EP Easy Path /20°C)	3,82 ^a (0,13)
Grupa 2 (Endostar EP Easy Path/35°C)	3,90 ^a (0,12)
Grupa 3 (Easy Path bez HT/20°C)	3,90 ^b (0,12)
Grupa 4 (Easy Path bez HT/35°C)	3,93 ^b (0,11)
Grupa 5 (WaveOne Gold Glider/20°C)	3,80 ^c (0,16)
Grupa 6 (WaveOne Gold Glider/35°C)	3,74 ^c (0,17)
Grupa 7 (ProGlider/20°C)	3,74 ^d (0,14)
Grupa 8 (ProGlider/35°C)	3,70 ^d (0,12)
Grupa 9 (R-Pilot/20°C)	3,73 ^e (0,13)
Grupa 10 (R-Pilot/35°C)	3,71 ^e (0,12)

4.4. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path

Wartości średniego czasu do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) przedstawiono w tabeli 9.

Analiza testem post-hoc wykazała, iż w przypadku kanałów o stopniu zakrzywienia 60° średni czas do złamania dla narzędzi z Grupy 1 (Endostar EP Easy Path) okazał się być istotnie dłuższy w porównaniu do wszystkich pozostałych narzędzi ($p < 0,001$). Natomiast w przypadku narzędzi z Grupy 3 (RACE.EVO) musiało minąć istotnie mniej czasu do jego złamania w porównaniu do wszystkich narzędzi ($p < 0,001$), za wyjątkiem narzędzi z Grupy 7 (ProGlider).

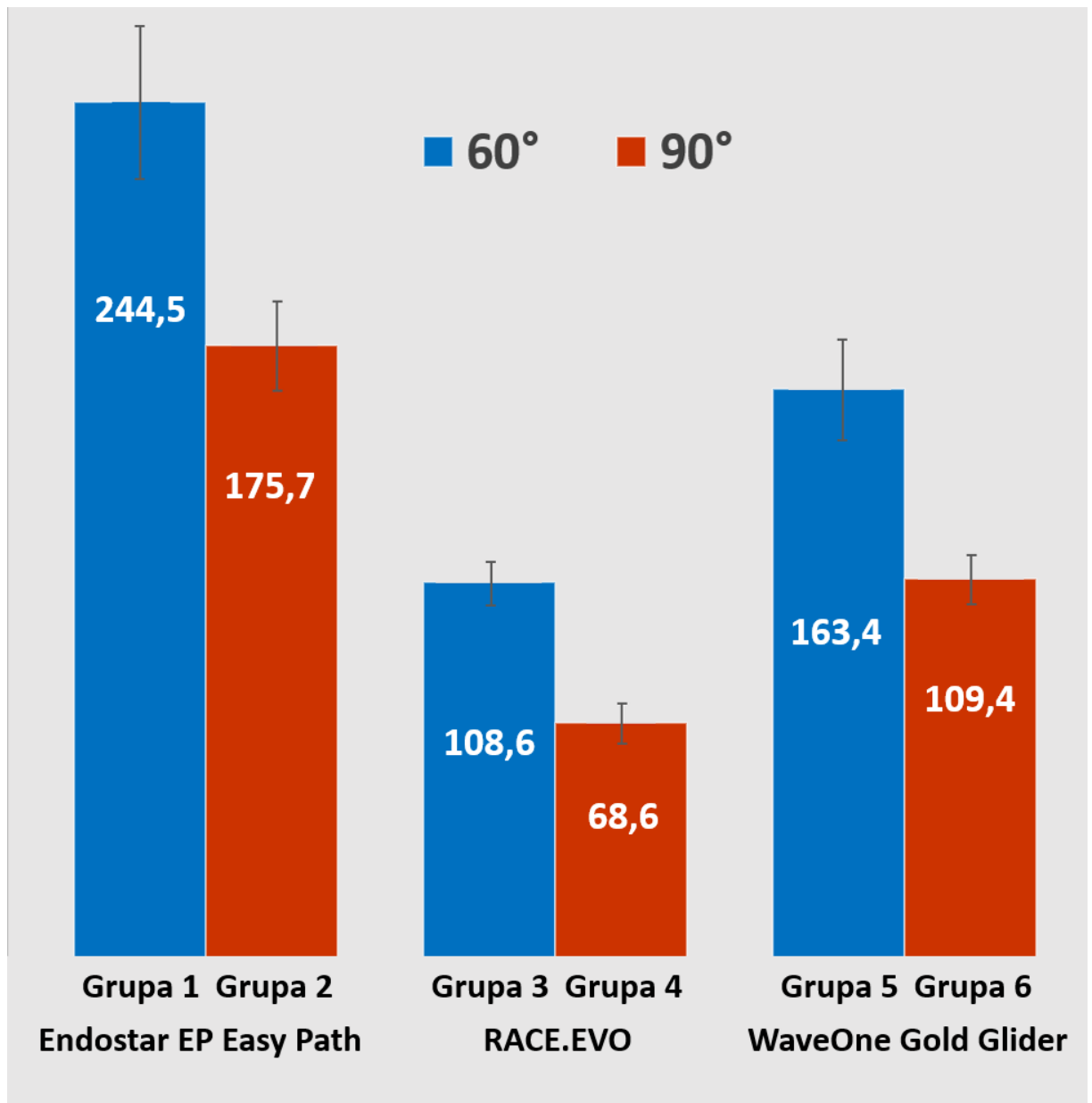
Dla kanałów o stopniu zakrzywienia 90° średni czas do złamania dla narzędzi Grupy 2 (Endostar EP Easy Path) okazał się być istotnie dłuższy w porównaniu do wszystkich pozostałych narzędzi ($p < 0,001$). Natomiast w przypadku narzędzi z Grupy 8 (ProGlider) musiało minąć istotnie mniej czasu do jego złamania w porównaniu do wszystkich grup narzędzi ($p < 0,001$).

Średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju był znacząco krótszy gdy instrumenty pracowały w kanale o stopniu zakrzywienia 90° w porównaniu z tym gdy pracowały w kanale o stopniu zakrzywienia 60°. Zależność ta dotyczyła wszystkich badanych narzędzi (ryc. 16 a, b).

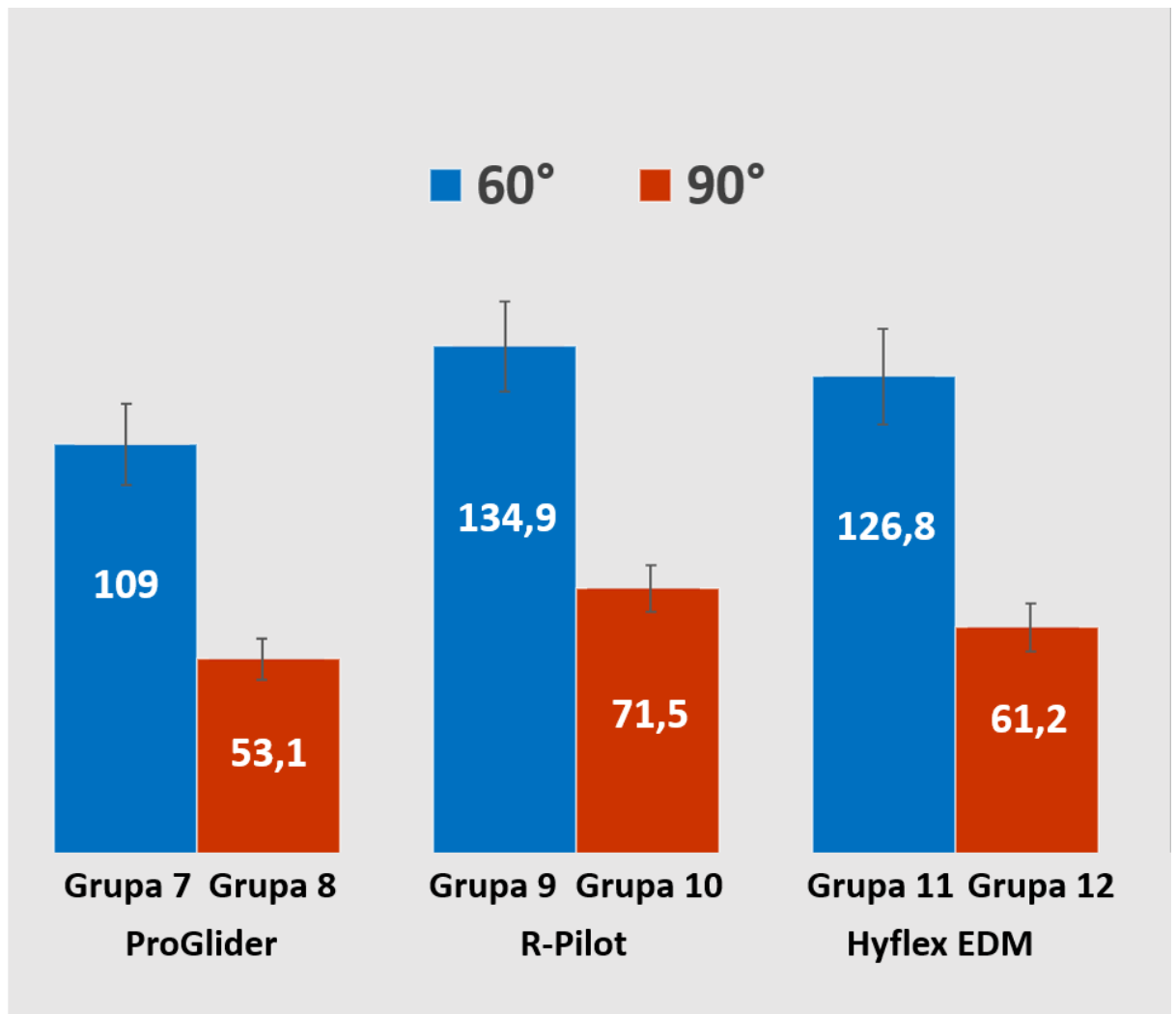
Tabela 9. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między czasem do złamania dla danych grup narzędzi

Grupa (pilnik/stopień zakrzywienia kanału)	Średni czas do złamania (s) (SD)
Grupa 1 (Endostar EP Easy Path /60°)	244,5 (25,4)
Grupa 2 (Endostar EP Easy Path/90°)	175,7* (12,5)
Grupa 3 (RACE EVO/60°)	108,6 ^a (9,3)
Grupa 4 (RACE EVO/90°)	68,6 ^b (6,2)
Grupa 5 (WaveOne Gold Glider/60°)	163,4 (11,3)
Grupa 6 (WaveOne Gold Glider/90°)	109,4 ^{a*} (6,8)
Grupa 7 (ProGlider/60°)	109 ^a (13,6)
Grupa 8 (ProGlider/90°)	53,1* (5,4)
Grupa 9 (R-Pilot/60°)	134,9 (15,2)
Grupa 10 (R-Pilot/90°)	71,5 ^{b*} (8,6)
Grupa 11 (Hyflex EDM/60°)	126,8 (15,1)
Grupa 12 (Hyflex EDM/90°)	61,2 (9,6)

*Wyniki uzyskane w doświadczeniu dotyczącym wpływu temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path



Ryc. 16 a. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału na czas do złamania narzędzi maszynowych NiTi do wytwarzania glide path w teście zmęczeniowym. Narzędzia z grup od 1 do 6. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°.



Ryc. 16 b. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału na czas do złamania narzędzi maszynowych NiTi do wytwarzania glide path w teście zmęczeniowym. Narzędzia z grup od 7 do 12. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°.

Skrócenie czasu do złamania (wyrażone w procentach) dla narzędzi tego samego rodzaju pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90° w porównaniu z 60° przedstawiono w tabeli 10.

Tabela 10. Tabela przedstawia, o ile procent skrócił się średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90° w porównaniu do narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 60°

Rodzaj narzędzia	Skrócenie czasu do złamania dla danego narzędzia pracującego w kanale o stopniu zakrzywienia 90° wyrażone w %
Endostar EP Easy Path	28%
RACE.EVO	37%
WaveOne Gold Glider	33%
ProGlider	51%
R-Pilot	47%
Hyflex EDM	52%

Średnie i odchylenia standardowe długości odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) przedstawia tabela 11. Analiza średnich długości odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju pracujących w krzywiznie 60° i 90° nie wykazała statystycznie znaczących różnic ($p > 0.05$).

Tabela 11. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c, d, e, f) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między długością odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 60° i 90°

Grupa (pilnik/stopień zakrzywienia kanału)	Długość odłamane go fragmentu (mm) (SD)
Grupa 1 (Endostar EP Easy Path /60°)	3,86 ^a (0,13)
Grupa 2 (Endostar EP Easy Path/90°)	3,9 ^a (0,12)
Grupa 3 (RACE EVO/60°)	4,01 ^b (0,12)
Grupa 4 (RACE EVO/90°)	3,97 ^b (0,14)
Grupa 5 (WaveOne Gold Glider/60°)	3,83 ^c (0,16)
Grupa 6 (WaveOne Gold Glider/90°)	3,74 ^c (0,17)
Grupa 7 (ProGlider/60°)	3,75 ^d (0,1)
Grupa 8 (ProGlider/90°)	3,7 ^d (0,12)
Grupa 9 (R-Pilot/60°)	3,74 ^e (0,1)
Grupa 10 (R-Pilot/90°)	3,71 ^e (0,12)
Grupa 11 (Hyflex EDM/60°)	3,87 ^f (0,16)
Grupa 12 (Hyflex EDM/90°)	3,84 ^f (0,14)

5. Dyskusja

W powyższych badaniach poddano analizie wpływ wybranych czterech czynników na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych w leczeniu endodontycznym zębów do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki oraz do poszerzania kanałów korzeniowych. Zbadano, czy na wytrzymałość na złamanie ma wpływ:

1. ruch, w jaki wprowadzono narzędzia (ruch rotacyjny vs recyprokalny),
2. obróbka cieplna narzędzi zastosowana w procesie produkcyjnym (narzędzia wykonane ze stopu NiTi poddane obróbce cieplnej vs narzędzia ze stopu niepoddane obróbce cieplnej),
3. temperatura otoczenia (20°C vs 35°C),
4. stopień zakrzywienia opracowywanego kanału (60° vs 90°).

Badania wykonano w warunkach *in vitro* z zastosowaniem urządzenia wykonanego ze stali nierdzewnej zawierającego sztuczne kanały o różnym stopniu zakrzywienia. Oceniono czas, jaki upływa od momentu rozpoczęcia opracowania kanału do złamania narzędzia oraz zmierzono długość oddzielonych fragmentów pilników.

Dodatkowo, oceniając wpływ zastosowanego ruchu na wytrzymałość na złamanie narzędzi określono liczbę użyc, po jakiej dochodzi do separacji pilnika. Badanie to wykonano z zastosowaniem standardowych bloczków treningowych wykonanych ze sztucznego tworzywa.

5.1. Wpływ rodzaju ruchu maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do poszerzania kanałów korzeniowych na ich wytrzymałość na złamanie

Badanie składało się z dwóch części: testu zmęczeniowego i preparacji kanałów w bloczkach treningowych. Zaplanowano wykonać dwa doświadczenia - założono sprawdzić wpływ ruchu recyprokalnego na złamanie narzędzi zarówno w teście zmęczeniowym jak i w warunkach, gdzie oprócz pracy narzędzia w zagiętym kanale jest ono dodatkowo poddawane skręcaniu wynikającemu z poszerzania kanału (test na bloczkach treningowych).

Wykazano zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym oraz podczas preparacji sztucznych kanałów w bloczkach treningowych narzędzi niklowo-tytanowych pracujących ruchem recyprokalnym aniżeli rotacyjnym. Porównano narzędzia pracujące ruchem recyprokalnym z tymi samymi narzędziami pracującymi ciągłą rotacją. Ocenie poddano narzędzia maszynowe używane do poszerzania kanałów (Reciproc Blue i Endostar E3 Azure). Narzędzia pracowały dwoma rodzajami ruchu recyprokalnego. Pierwszy ruch recyprokalny – 150° CCW i 30° CW – wykorzystano zgodnie z zaleceniami producenta dla narzędzia Reciproc Blue. Drugi ruch recyprokalny – 180° CW i 90° CCW – będący składową ruchu złożonego OTR, wykorzystano dla narzędzi Endostar E3 Azure.

Często testy zmęczeniowe mają na celu porównanie odporności na złamanie poszczególnych narzędzi różniących się budową (np. przekrojem poprzecznym), obróbką cieplną lub procesem produkcyjnym [77, 78, 79]. W tym badaniu skupiono się na samym wpływie rodzaju ruchu na odporność na zmęczenie. Nie było intencją autora porównywanie narzędzia Reciproc Blue R25 z narzędziem Endostar E3 Azure w teście zmęczeniowym. Porównanie tych dwóch systemów nie jest bowiem miarodajne ze względu na różną grubość tych narzędzi w miejscu, gdzie dochodziło do złamania (ok 4 mm od wierzchołka). Narzędzia te mają różną stożkowatość na pierwszych milimetrach od wierzchołka instrumentu. Narzędzie Reciproc Blue R25 ma taper 0,08 mm/mm na pierwszych trzech milimetrach od szczytu instrumentu, dlatego jego grubość na trzecim

milimetrze wynosi 0,49 mm; narzędzie Endostar E3 Azure ma stały taper 0,06 mm/mm i jego grubość na trzecim milimetrze wynosi 0,43 mm. Natomiast narzędzie Endostr E3 Azure osiąga grubość 0,49 mm na czwartym milimetrze od szczytu instrumentu. Autor tego badania nie znalazł dokładnych danych w literaturze na temat stożkowatości narzędzia Reciproc Blue R25 powyżej trzeciego milimetra, jednak na pewno grubość tego narzędzia na czwartym milimetrze od szczytu instrumentu jest większa niż 0,49 mm, ponieważ taką wartość to narzędzie ma na trzecim milimetrze od szczytu instrumentu. Jak wykazali w swoich badaniach Haikel i wsp. [80], Gambarini [81] i Plotino i wsp. [82] zwiększenie wymiaru przekroju poprzecznego narzędzia na skutek większej jego stożkowatości lub większego rozmiaru narzędzia prowadzi do zmniejszenia odporności na złamanie w teście zmęczeniowym. Dlatego porównanie dwóch narzędzi o podobnej budowie i obróbce cieplnej, ale różniących się stożkowatością nie było celem tego badania.

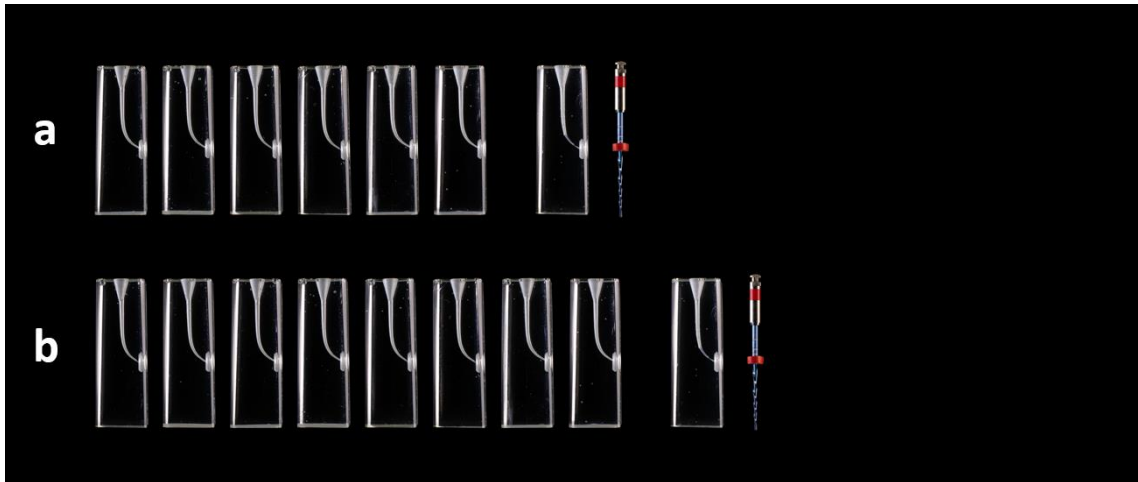
W badaniu własnym nie wykazano różnic między długością odłamanych fragmentów poszczególnych narzędzi. Każdy pilnik łamał się ok. 4 mm od szczytu instrumentu. Pokazuje to, że pilniki były wprowadzane na tą samą długość w kanale.

Zastosowanie bloczków treningowych z tworzywa sztucznego miało na celu uzyskać warunki jak najbardziej zbliżone do tych, w jakich narzędzie pracuje w kanale w sytuacji klinicznej. W większości badań z przeglądu piśmiennictwa opublikowanego przez Ahn i wsp. [46] ruch recyprokalny zwiększa odporność narzędzi na zmęczenie w porównaniu z ciągłą rotacją. Opublikowano niewiele badań, które sprawdzają wpływ ruchu recyprokalnego na złamanie narzędzi, które są jednocześnie poddawane działaniu zmęczenia pracując w zagiętym kanale oraz skręcania (tzw. mechanizm ukręcenia) wynikającego z cięcia materiału podczas poszerzania kanału. Wyniki tego badania pokazują, że zastosowanie przez klinicystów, podczas preparacji kanałów ruchu recyprokalnego zmniejsza ryzyko złamania instrumentu w kanale (ryc. 17 a i b).

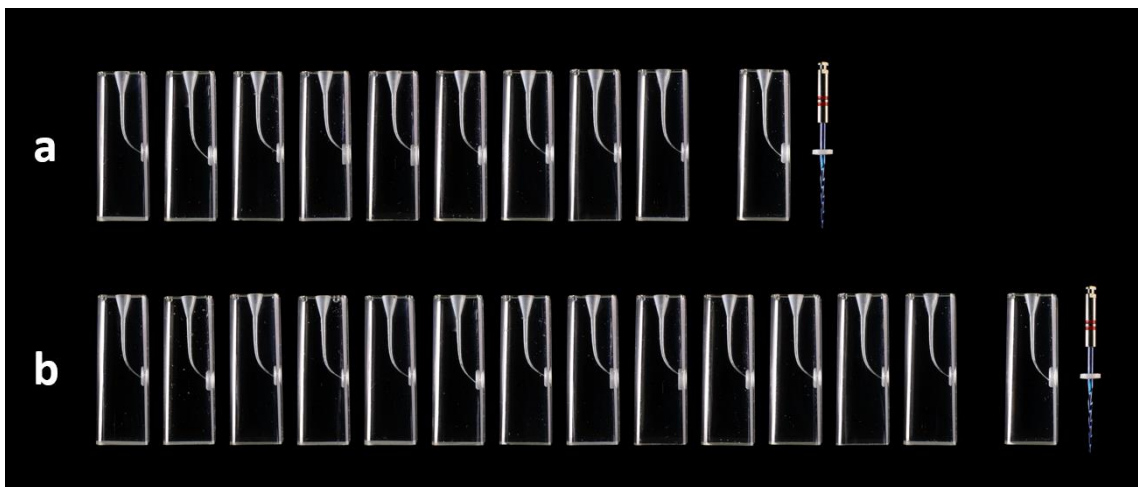
W badaniu użyto bloczków z tworzywa sztucznego, aby określić liczbę kanałów potrzebną do złamania narzędzia. Zastosowanie do tego testu usuniętych naturalnych zębów miałoby większą wartość kliniczną, jednak, byłoby trudne, a może nawet

niemożliwe do wykonania ze względu na znalezienie kanałów, które charakteryzowałyby się identyczną anatomią. Natomiast w bloczkach z tworzywa sztucznego kanały są identyczne, mają taką samą długość, szerokość, taper oraz wartości kąta i promienia krzywizny. Umożliwiło to pracę narzędziami w takich samych i powtarzalnych warunkach. Oczywiście materiał, z jakiego są wykonane bloczki, nie ma takich samych mechanicznych właściwości jak zębina korzeniowa. Twardość w skali Knoop'a bloczków z tworzywa sztucznego jest mniejsza niż zębiny ściany kanału (odpowiednio 22 kg/mm² i 30 kg/mm²) [83, 84]. Dlatego wyników testu na bloczkach nie można przenosić bezpośrednio na pracę kliniczną. Liczba opracowanych kanałów w bloczkach dla poszczególnych narzędzi w tym badaniu nie może być zatem uważana za bezpieczną liczbę kanałów, jaką można opracować tymi narzędziami in vivo, choć zdecydowanie pozwala porównać łamliwość ocenianych narzędzi czy technik.

W prezentowanej pracy zastosowano w przypadku narzędzi Endostar E3 Azure ruch recyprokalny OTR, ponieważ jest to stosunkowo niedawno wprowadzony rodzaj ruchu do pracy narzędziami maszynowymi. Dotychczas opublikowano niewiele badań na temat wpływu tego ruchu na odporność na złamanie, a te, które ukazały się dotyczyły badań zmęczeniowych [39, 85]. W literaturze nie znaleziono również badań na temat wpływu ruchu recyprokalnego OTR na wytrzymałość na złamanie pilników podczas opracowywania kanałów korzeniowych zębów czy w bloczkach treningowych. Na podstawie wyników omawianego doświadczenia można stwierdzić, że ruch recyprokalny OTR wydłuża czas do złamania narzędzia w teście zmęczeniowym oraz umożliwia opracowanie większej liczby kanałów przed wystąpieniem złamania narzędzia.



Ryc. 17 a. Porównanie liczby bloczków, jaką średnio może opracować narzędzie Reciproc Blue R25 pracując ciągłą rotacją CCW (rząd a) oraz ruchem recyprokalnym (rząd b). Rząd a - sześć bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w siódmym doszło do złamania narzędzia. Rząd b - osiem bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w dziewiątym doszło do złamania narzędzia.



Ryc. 17 b. Porównanie liczby bloczków, jaką średnio może opracować narzędzie Endostar E3 Azure pracując ciągłą rotacją CW (rząd a) oraz ruchem recyprokalnym OTR (rząd b). Rząd a - dziewięć bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w dziesiątym doszło do złamania narzędzia. Rząd b - trzynaście bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w czternastym doszło do złamania narzędzia.

5.2. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych

W tym doświadczeniu poddano analizie wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na odporność na złamanie narzędzi maszynowych używanych w leczeniu endodontycznym zębów do poszerzania kanałów korzeniowych. Odporność na złamanie analizowano na podstawie testu zmęczeniowego przeprowadzonego we wcześniej opisanym urządzeniu zawierającym sztuczne kanały.

Wykazano zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej niezależnie od ruchu, jakim pracowały w sztucznym kanale. Porównano narzędzia wykonane ze stopu NiTi po obróbce cieplnej z narzędziami o podobnej budowie, ale wykonanymi ze stopu NiTi bez obróbki cieplnej.

Do badania wybrano narzędzia maszynowe ze stopu NiTi w taki sposób, aby narzędzia bez obróbki cieplnej stopu NiTi (bez HT) były jak najbardziej zbliżone budową do narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (HT). W tym celu porównywano narzędzia wyprodukowane przez tą samą firmę:

- narzędzia Endostar E3 (bez HT) vs narzędzia Endostar E3 Azure (HT) wyprodukowane przez firmę Poldent ,
- narzędzia Mtwo (bez HT) vs narzędzia VDW.ROTATE (HT) wyprodukowane przez firmę VDW.

Wszystkie narzędzia miały ten sam rozmiar na wierzchołku (0,25 mm) oraz taką samą stożkowatość (0,06 mm/mm). Posiadały również ten sam kształt przekroju poprzecznego (w kształcie litery S).

Narzędzia pracowały w kanale dwoma rodzajami ruchów: ciągła rotacja CW oraz ruch recyprokalny OTR (180° CW i 90° CCW). Miało to na celu sprawdzenie, jaka zmienna ma większy wpływ na czas do złamania w teście zmęczeniowym – ruch w jakim pracują narzędzia czy obróbka cieplna stopu NiTi. Okazało się, że najdłuższy czas do złamania

osiągały w każdym przypadku narzędzia wykonane ze stopu NiTi po obróbce cieplnej niezależnie od tego, jakim pracowały ruchem.

Narzędzia Endostar E3 Azure oraz VDW.ROTATE, stosunkowo niedawno wprowadzone na rynek, zostały też wybrane z powodu małej liczby opublikowanych badań na ich temat. Autor znalazł tylko jedno badanie dotyczące narzędzi VDW.ROTATE [86].

Również wybrany ruch recyprokalny OTR jest stosunkowo niedawno wprowadzonym rodzajem ruchu do pracy narzędziami maszynowymi. Wyniki nielicznych ilości badań opublikowanych na temat tego ruchu [39, 85] pokrywają się z własnymi obserwacjami, wskazując na zwiększoną odporność narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR na złamanie w teście zmęczeniowym w porównaniu z narzędziami pracującymi ciągłą rotacją.

Wyniki obecnego badania pokazujące wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi maszynowych wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej pokrywają się z wynikami uzyskanymi przez innych autorów [55, 56, 87, 88].

W badaniu własnym nie wykazano różnic między długością odłamanych fragmentów poszczególnych narzędzi. Każdy pilnik łamał się ok. 4 mm od szczytu instrumentu. To sugeruje, że pilniki były wprowadzane na tą samą długość w kanale.

W tym miejscu należy zwrócić uwagę na fakt, że łamanie pilnika podczas pracy klinicznej może mieć dwa mechanizmy. Pierwszy to tzw. mechanizm zmęczeniowy wynikający z pracy w zakrzywionym kanale; drugi, to tzw. mechanizm ukręcenia wynikający z obciążeń związanych z cięciem zębiny korzeniowej podczas poszerzania kanału. W prezentowanym badaniu sprawdzono odporność na złamanie narzędzi maszynowych tylko w teście zmęczeniowym. Wskazane byłoby sprawdzenie wpływu obróbki cieplnej, zastosowanej dla pilników Endostar E3 Azure i VDW.ROTATE, na odporność na ukręcenie. Do tej pory nie publikowano takich badań.

5.3. Wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path

W badaniu poddano analizie wpływ temperatury otoczenia na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path. Odporność na złamanie analizowano na podstawie testu zmęczeniowego przeprowadzonego w urządzeniu zawierającym sztuczne kanały.

Wykazano mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym narzędzi wykonanych ze stopu NiTi używanych do preparacji glide path w temperaturze 35°C, w porównaniu z tymi samymi narzędziami pracującymi w temperaturze 20°C.

Do badania wybrano narzędzia przeznaczone do preparacji glide path ze względu na niewielką liczbę dostępnych w literaturze badań dotyczących odporności na zmęczenie tego rodzaju pilników, a przeprowadzanych w temperaturze zbliżonej do panującej podczas pracy klinicznej (35°C). Testowane narzędzia różniły się rozmiarem, stożkowatością, kształtem przekroju poprzecznego oraz rodzajem obróbki cieplnej stopu NiTi. Miało to na celu sprawdzenie, czy te zmienne wpłyną na otrzymane wyniki w różnych temperaturach. Analiza danych wykazała, że niezależnie od tych zmiennych wzrost temperatury badania powodował spadek odporności na złamanie w teście zmęczeniowym wszystkich narzędzi.

Odporność na zmęczenie pilników maszynowych ze stopu NiTi do wytwarzania glide path jest równie ważna jak pilników maszynowych ze stopu NiTi używanych do preparacji kanałów korzeniowych, pomimo tego, że są one małego rozmiaru co predysponuje je do większej odporności na zmęczenie w porównaniu do pilników przeznaczonych do preparacji kanałów korzeniowych, które najczęściej mają znacznie większy rozmiar [89].

Narzędzia Endostar EP Easy Path zostały niedawno wprowadzone na rynek i nie ma dostępnych opublikowanych badań na ich temat. Wykorzystanie dwóch rodzajów narzędzi o identycznej budowie, ale różniących się tylko obecnością bądź brakiem

obróbki cieplnej stopu NiTi (Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT) pozwoliło dodatkowo sprawdzić wpływ tej zmiennej na odporność pilników na zmęczenie. Okazało się, że obróbka cieplna nazwana przez firmę Poldent Amber HT Technology znacząco (około dwukrotnie) zwiększa odporność na zmęczenie pilników zarówno w temperaturze 20°C jak i 35°C. Zwiększona odporność na złamanie, oceniana testem zmęczeniowym, pilników maszynowych wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej przeznaczonych do preparacji glide path pokrywa się z wynikami badań nad pilnikami przeznaczonymi do preparacji kanałów korzeniowych [55, 56, 87, 88]. Jak wykazały badania innych autorów [46] oraz wyniki prezentowane przez autora tej pracy w rozdziale 4.1. ruch recyprokalny wydłuża czas do złamania narzędzi maszynowych ze stopu NiTi oceniany testem zmęczeniowym w porównaniu z ciągłą rotacją. W prezentowanym badaniu dla narzędzi maszynowych ze stopu NiTi przeznaczonych do preparacji glide path nie wykazano tej zależności, co należy tłumaczyć różnicą w budowie oraz rodzajem obróbki cieplnej stopu NiTi porównywanych narzędzi. Intencją autora nie było porównywanie konkretnych narzędzi między sobą, a tylko zbadanie wpływu danej zmiennej dla narzędzi tego samego rodzaju.

Narzędzia maszynowe ze stopu NiTi użyte w tym badaniu testowano przy zastosowaniu rodzaju ruchu i prędkości sugerowanej przez producentów poszczególnych narzędzi (ruch rotacyjny lub recyprokalny). Ocenie poddano czas do wystąpienia złamania. W wielu badaniach czas do złamania przeliczany jest na liczbę obrotów potrzebną do wystąpienia złamania narzędzia [90, 91], co według autora wydaje się nie do końca poprawne. Porównywanie liczby obrotów do złamania przy pilnikach, które pracują ruchem recyprokalnym i rotacyjnym nie jest precyzyjne ze względu na brak dokładnych danych prędkości pracy ruchem recyprokalnym oraz konieczności uwzględnienia faktu, że pilniki wykonują część obrotu zgodnie z ruchem wskazówek zegara (CW) i część obrotu przeciwnie do ruchu wskazówek zegara (CCW), co musiałyby być wzięte pod uwagę w trakcie wyliczania liczby obrotów do złamania na podstawie zarejestrowanego czasu do złamania [92].

Na wyniki uzyskiwane przez poszczególne narzędzia maszynowe w badaniu testem zmęczeniowym znaczący wpływ ma rozmiar pilnika (jego wymiar poprzeczny) w

miejscu, gdzie dochodzi do jego złamania (najczęściej dotyczy to centrum krzywizny, w jakiej pracuje pilnik) [93]. W prezentowanym badaniu narzędzia różniły się rozmiarem na wierzchołku oraz stożkowatością. To pozwala przypuszczać, że wymiar poprzeczny pilników w miejscu złamania może być różny.

Nie ma dostępnych dokładnych danych dla pilników o zmiennej stożkowatości informujących o wielkości przekroju na danym milimetrze od szczytu instrumentu. Dlatego w porównywaniu poszczególnych narzędzi należy wziąć pod uwagę fakt, że instrumenty mogły łamać się w miejscu, gdzie ich rozmiar nie był podobny. Również, jak wykazał w swoich badaniach Plotino i wsp. [94, 95], dopasowanie rozmiaru kanału do testowanych narzędzi może wpływać na wyniki badania poprzez różną trajektorię narzędzia w kanale. Narzędzia różniące się budową mogą układać się w świetle kanału testowego w taki sposób, że pomimo wprowadzania ich na tą samą głębokość do kanału łamią się w różnym miejscu (nie w takiej samej odległości od szczytu instrumentu). W prezentowanym badaniu został wykorzystany kanał o takim samym rozmiarze i stożkowatości dla wszystkich narzędzi (szerokość na końcu kanału 0,35 mm, taper 0,06 mm/mm). To skutkowało niewielką, ale istotną statystycznie różnicą w pozycjonowaniu narzędzi Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT w porównaniu z pozostałymi narzędziami. Różnica przejawiała się w średniej odległości od wierzchołka, na której dochodziło do złamania narzędzia. Różnica ta nie przekraczała 6%, jednak przyjęty poziom istotności statystycznej wynosił $p < 0,05$ co należy uwzględnić w porównywaniu narzędzi między sobą (to nie było intencją autora). Średnia długość odłamanych fragmentów dla narzędzi tego samego rodzaju, w obydwóch temperaturach testu, była tożsama i nie wykazywała różnic istotnych statystycznie, więc nie miało to wpływu na wyniki badania analizowanej zmiennej.

Podczas pracy klinicznej narzędzia maszynowe ze stopu NiTi przeznaczone do wytwarzania glide path są również wystawione na działanie momentu obrotowego. Ten moment obrotowy może mieć duże znaczenie, gdy weźmie się pod uwagę, że zazwyczaj pilniki te mają mały rozmiar, a co za tym idzie mały również wymiar poprzeczny. Uwzględniając wyniki obecnego badania również odporność na ukłucie powinna zostać poddana analizie w temperaturze zbliżonej do pracy klinicznej. Szczególnie jest to

ważne w momencie wytwarzania gładkiej ścieżki w wąskich i zakrzywionych kanałach [14, 20].

5.4. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych do preparacji glide path

W tym doświadczeniu poddano analizie wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path. Odporność na złamanie analizowano na podstawie testu zmęczeniowego przeprowadzonego w urządzeniu zawierającym sztuczne kanały. Wykorzystano dwa sztuczne kanały o różnym stopniu zakrzywienia (60° i 90°). Test przeprowadzono w kąpeli wodnej w temperaturze 35°C ze względu na niewielką liczbę badań dotyczących pilników używanymi do preparacji glide path, a przeprowadzonych w temperaturze zbliżonej do temperatury panującej w warunkach klinicznych.

Wykazano mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym narzędzi wykonanych ze stopu NiTi używanych do preparacji glide path pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°, w porównaniu z tymi samymi narzędziami pracującymi w kanale o stopniu zakrzywienia 60°.

Wybrano narzędzia, które są jednopilnikowymi systemami do wytwarzania glide path. Dodatkowym czynnikiem mającym wpływ na wybór narzędzia był fakt, że narzędzia Endostar EP Easy Path oraz RACE EVO zostały niedawno wprowadzone na rynek i niewiele badań opublikowano na ich temat. Pilniki maszynowe ze stopu NiTi przeznaczone do wytwarzania glide path szczególnie zalecane są w zagiętych kanałach, dlatego odporność ich na zmęczenie ma duże znaczenie kliniczne ze względu na większe prawdopodobieństwo złamania [89].

Narzędzia poddane testowi pracowały rodzajem ruchu i z prędkością obrotową sugerowaną jako podstawowa przez producentów poszczególnych narzędzi. Wyniki zaprezentowano jako czas do złamania narzędzia. Nie wykonano przeliczenia czasu do złamania na liczbę obrotów do złamania, co można znaleźć w wielu badaniach [90, 91].

Powodem tego było brak możliwości precyzyjnego wyliczenia liczby obrotów do złamania dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym (narzędzia WaveOne Gold Gilder oraz R-Pilot). Do przeliczenia czasu do złamania na liczbę obrotów do złamania dla ruchu recyprokalnego należałoby znać dokładnie dane takie jak: prędkość obrotowa dla części obrotu narzędzia w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (CW), prędkość obrotowa dla części obrotu narzędzia w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara (CCW), czas przerwy pomiędzy ruchem w kierunku CW a CCW potrzebny na odwrócenie rotacji w mikrosilniku oraz precyzyjne kąty częściowej rotacji, o jakie narzędzie wykonuje w kierunku CW i CCW w danym ruchu recyprokalnym [96, 97]. Te dane nie są powszechnie dostępne dlatego wyliczenie liczby obrotów do złamania z parametru czasu do złamania, dla ruchu recyprokalnego, było niemożliwe.

Podanie tylko czasu do złamania powoduje, że narzędzia RACE EVO osiągają stosunkowo słabsze wyniki, ponieważ pracowały ciągłą rotacją ze stosunkowo dużą prędkością 800 obr./min (zalecenia producenta). Jak wykazały badania, w których zastosowano test zmęczeniowy [98, 99] wraz ze wzrostem prędkości obrotowej skraca się czas do złamania. Producent narzędzi RACE EVO zaleca pracę nimi z tak dużą prędkością, jednak podczas pracy klinicznej trzeba wziąć pod uwagę, że skróci to czas do złamania tych narzędzi w zagiętych kanałach.

Narzędzia oceniane w tym badaniu różnią się budową. Mają różne rozmiary na wierzchołku (od 0,10 mm dla narzędzia Hyflex EDM do 0,16 mm dla narzędzia ProGlider), różną stożkowatość (stałą lub zmienną) oraz różny kształt przekroju poprzecznego. Te różnice sprawiają, że wymiar poprzeczny pilnika w miejscu, gdzie dochodzi do jego złamania w teście zmęczeniowym może być znacząco inny między poszczególnymi rodzajami narzędzi. Jak wykazały badania np. Grande i wsp. [93] rozmiar pilnika w miejscu, gdzie dochodzi do jego złamania, wpływa na wyniki badania testu zmęczeniowego. Ze względu na to, że poszczególne narzędzia różnią się rozmiarem na wierzchołku oraz dodatkowo wobec braku dostępu do dokładnych danych dla pilników o zmiennej stożkowatości (dane dotyczące wielkości przekroju na danym milimetrze od wierzchołka), porównywanie wyników czasu do złamania dla poszczególnych systemów narzędzi budzi zastrzeżenia i nie było zamiarem autora.

Różnice w wielkości i budowie narzędzi mają wpływ na to, jak narzędzia układają się w sztucznym kanale. Jak wykazał w swoich badaniach Plotino i wsp. [94, 95], te różnice w ułożeniu narzędzia w sztucznym kanale mogą wpływać na to, w którym miejscu dojdzie do złamania pilnika w teście zmęczeniowym. Dlatego prawdopodobnie występowały niewielkie, ale istotne różnice w średniej długości odłamanych fragmentów dla narzędzi różniących się budową. Jednak średnia długość odłamanych fragmentów dla narzędzi tego samego rodzaju, poddanych testowi w obydwóch krzywiznach, była tożsama i nie wykazywała różnic istotnych statystycznie, więc nie miało to wpływu na wyniki badania.

Wszystkie narzędzia maszynowe używane w tym badaniu wykonane są ze stopu NiTi poddanego różnego rodzaju obróbką cieplnym. Jak wykazały badania opublikowane przez Zineli i wsp. [55] oraz Gambarini i wsp. [56], pilniki wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej mają zwiększoną odporność na złamanie w teście zmęczeniowym. W tym badaniu nie można było przeprowadzić porównania między rodzajami zastosowanej w produkcji obróbki cieplnej stopu NiTi dla poszczególnych narzędzi ze względu na różną ich budowę.

Narzędzia maszynowe ze stopu NiTi przeznaczone do wytwarzania glide path podczas pracy klinicznej poddawane są obciążeniu wynikającym z pracy w zakrzywionym kanale, ale równocześnie wystawione są na działanie sił skręcających narzędzie wynikających z faktu cięcia zębiny kanału korzeniowego. Uwzględniając wyniki obecnego badania również odporność na ukręcenie powinna zostać poddana analizie w temperaturze zbliżonej do pracy klinicznej.

Badania nad mechaniczną wytrzymałością narzędzi maszynowych wykonanych ze stopu NiTi przeznaczonych do preparacji kanałów korzeniowych jak i do wytwarzania glide path mają duże znaczenie dla klinicystów. Każdy lekarz dentysta preparując kanały obawia się złamania pilnika wewnątrz systemu kanałowego. Wiedza na temat czynników, jakie predysponują do separacji instrumentów kanałowych jest potrzebna każdemu praktykowi.

W literaturze można spotkać różne rodzaje testów badających mechaniczne właściwości pilników przeznaczonych do leczenia kanałowego [100]. Wśród nich wyróżnia się:

- test odporności na zmęczenie,
- test giętkości (test na zginanie),
- test odporności na ukręcenie,
- test wyboczenia,
- test twardości.

Test odporności na zmęczenie jest często stosowanym badaniem przy określaniu wytrzymałości na złamanie narzędzi kanałowych. Jednak, do dziś nie zostały opracowane standardy czy międzynarodowe wytyczne (specyfikacje) dotyczące metodologii przeprowadzania tego badania. W publikowanych pracach autorzy wykorzystują różne metody przeprowadzenia tego testu stosując np. wykonane ze stali rurki o stałej średnicy, zawierające krzywiznę o danym stopniu zakrzywienia [69]. W takiej zakrzywionej rurce narzędzie wykonuje pracę ruchem rotacyjnym lub recyprokalnym, aż wystąpi jego złamanie. Inni autorzy przeprowadzają test zmęczeniowy pozwalając pracować narzędziom pomiędzy trzema metalowymi cylindrami. Odpowiednie ułożenie cylindrów sprawia, że narzędzie jest wygięte i symuluje pracę w krzywiznie o danym stopniu zakrzywienia [101]. Do testów zmęczeniowych autorzy wykorzystują też kanały, które są wyżłobione w metalowych blokach. Kanały te mogą mieć tę samą średnicę na całej ich długości [102] lub mogą zwężać się w kierunku końca (ujścia wierzchołkowego) kanału, co symuluje stożkowy kształt kanału korzeniowego [93].

Test na zginanie i test odporności na ukręcenie jest objęty standaryzacją określoną przez normy ISO [5]. W obu badaniach wierzchołkowe 3 mm pilnika jest unieruchamiane w specjalnym imadle wykonanym z miękkiego metalu (np. miedź). Następnie w teście na zginanie narzędzie jest uginane o 45° i mierzony jest jaki moment siły (moment obrotowy) potrzebny do ugięcia narzędzia o dany kąt. Im mniejsza siła potrzebna jest do ugięcia narzędzia, tym jest ono bardziej giętkie. W teście odporności na ukręcenie

narzędzie zamontowane jest w mikrosilniku, który obraca nim ze stałą prędkością 2 obr/min. Podczas badania mierzony jest maksymalny moment obrotowy, który doprowadza do odseparowania (ukręcenia) wierzchołkowych 3 milimetrów narzędzia, zablokowanych w imadle. Dodatkowo rejestrowana jest liczba obrotów (lub części obrotu wyrażonych w stopniach), jakie wykona mikrosilnik narzędziem zanim ulegną odseparowaniu wierzchołkowe 3 milimetry narzędzia. Obydwa testy zgodnie z normą przeprowadza się w temperaturze pokojowej.

Test wyboczenia polega na zbadaniu jaka siła przyłożona zgodnie z długą osią pilnika spowoduje jego boczne wygięcie. Pilnik zamontowany jest w specjalnym urządzeniu pionowo nad metalową podstawą. Szczyt instrumentu umiejscowiony jest w niewielkim zagłębieniu, w metalowej podstawie, co zabezpiecza przed wyślizgnięciem się instrumentu. Poprzez uchwyt pilnika urządzenie wywiera siłę z wektorem skierowanym zgodnie z długą osią instrumentu. Mierzona jest siła, jaka spowoduje boczne wygięcie pilnika o 1 mm od jego długiej osi. Test ten ma odzwierciedlać klinicznie sytuację, w której przykłada się siłę do pilnika z wektorem skierowanym wzdłuż jego długiej osi, aby pilnik podążał w kierunku wierzchołkowej części kanału. Im mniejsza siła powoduje wyboczenie pilnika, tym wolniej podąża on w głąb kanału ze względu na łatwiejszą zmianę kierunku wektora siły z kierunku do wierzchołka kanału na kierunek boczny [103].

Test twardości przeprowadza się najczęściej jedną z dwóch metod. Pierwsza to pomiar twardości metodą Vickersa. Polega ona na wgnieceniu powierzchni badanego materiału za pomocą diamentowego ostrosłupa pod wpływem statycznie działającej określonej siły. Mierzona jest przekątna wgniecenia, które ma kształt kwadratu. Otrzymane dane podstawia się do specjalnego wzoru i otrzymuje się wartość liczbową twardości wyrażoną w skali Vickersa HV. Procedurę dokonywania pomiarów metodą Vickersa opisuje Polska Norma PN-EN ISO 6507-1 [104]. Drugą metodą jest pomiar twardości metodą Knoopa. Metodologia jest podobna do stosowanej przy metodzie Vickersa. Różnica polega na innym kształcie diamentowego wgłębnika i stosowaniu mniejszej siły nacisku, co sprawia, że metoda jest bardziej przydatna przy badaniu cienkich warstw metalu lub materiałów kruchych np. szkła. Pomiar twardości może mieć

zastosowanie dla narzędzi wykorzystywanych w leczeniu kanałowym. Im twardsza powierzchnia narzędzia tym lepsze właściwości tnące narzędzia [105].

Autor niniejszej rozprawy zastosował test zmęczeniowy, aby sprawdzić wpływ danych czynników na wytrzymałość na złamanie narzędzi niklowo-tytanowych. Zastosowane sztuczne kanały były wyżłobione w twardym metalu i miały kształt stożkowaty. Miało to odzwierciedlać kształt kanałów korzeniowych i jednocześnie zapewniać, że badane narzędzie pracuje w krzywiznie o danym stopniu zakrzywienia i promieniu krzywizny, jakie ma sztuczny kanał. W przypadku gdy ściany sztucznego kanału byłyby równoległe (kanał na całej długości miałby taką samą średnicę) testowane narzędzia nie zawsze pracowałyby w krzywiznie odpowiadającej parametrami krzywiznie sztucznego kanału. Wynika to z tego, że wierzchołek narzędzi poddanych testowi, na skutek działania siły odśrodkowej, zawsze przylega do ściany zewnętrznej sztucznego kanału. Gdy kanał ma ściany równoległe to szerokość jego w części wierzchołkowej jest dużo większa niż szerokość wierzchołkowej części narzędzia sprawiając, że narzędzie umiejscowione na zewnętrznej ścianie sztucznego kanału pracuje w krzywiznie o parametrach odbiegających od parametrów krzywizny sztucznego kanału [94, 95]. Dlatego w niniejszej pracy wykorzystano do badania kanały w kształcie stożka o ścianach zewężających się od tzw. ujścia koronowego kanału w kierunku jego wierzchołkowej części.

W świetle wyników obecnej pracy również zasadne jest, aby testy dotyczące wytrzymałości narzędzi niklowo-tytanowych były przeprowadzane w temperaturze zbliżonej do temperatury, w jakiej pracują klinicznie. W przypadku wszystkich narzędzi poddanych testowi rejestrowano skrócenie czasu potrzebnego do złamania narzędzia w temperaturze 35°C w porównaniu do czasu potrzebnego do złamania narzędzia w temperaturze 20°C. Czas potrzebny do złamania narzędzi ulegał skróceniu w zakresie od 14 do 39% w zależności od rodzaju narzędzia. Jeżeli porówna się czas do złamania dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej z narzędziami wykonanymi ze stopu NiTi bez obróbki cieplnej, a mających identyczną budowę, jak ma to miejsce w przypadku narzędzi Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT, to widoczne jest większe skrócenie czasu do złamania wyrażone w procentach dla narzędzi Endostar

EP Easy Path w porównaniu z narzędziami Easy Path bez HT (odpowiednio 30% i 15%). Dlatego testy zmęczeniowe, ale również inne testy badające wytrzymałość mechaniczną narzędzi kanałowych należy przeprowadzać w temperaturze zbliżonej do temperatury pracy klinicznej. Szczególnie ważne jest to dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej.

6. Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników wyciągnięto następujące wnioski:

1. Maszynowe narzędzia niklowo-tytanowe używane do poszerzania kanałów ruchem recyprokalnym w porównaniu do narzędzi wykonujących pełną rotację mają zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym, jak i podczas preparacji sztucznych kanałów w bloczkach treningowych. To sugeruje stosowanie ruchu recyprokalnego jako bardziej bezpiecznego.
2. Narzędzia maszynowe wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej stosowane do stwarzania glide path jak i używane do poszerzania kanału w porównaniu z narzędziami wykonanymi ze stopu nie poddanego obróbce mają zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym niezależnie od ruchu, jakim pracują. To sugeruje używanie narzędzi wykonanych ze stopu poddanego obróbce cieplej jako bardziej bezpiecznych.
3. Narzędzia maszynowe NiTi używane do preparacji glide path mają mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym pracując w temperaturze otoczenia zbliżonej do temperatury ludzkiego ciała (35°C) aniżeli w temperaturze pokojowej (20°C). W celu uzyskania bardziej miarodajnych wyników, doświadczenia oceniające wytrzymałość narzędzi NiTi na złamanie należy przeprowadzać w temperaturze otoczenia zbliżonej do temperatury, w jakiej te narzędzia pracują w warunkach klinicznych.
4. Narzędzia maszynowe NiTi używane do preparacji glide path mają mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym pracując w kanale o stopniu zakrzywienia 90°, w porównaniu z narzędziami pracującymi w kanale o stopniu zakrzywienia 60°. To potwierdza fakt, że wraz ze wzrostem stopnia zakrzywienia kanału zmniejsza się wytrzymałość ich na złamanie, co zwiększa ryzyko łamania się narzędzi w kanałach o większym zakrzywieniu.

5. Znaczne różnice w wytrzymałości narzędzi na złamanie pomiędzy systemami różnych producentów sugerują, że zależy ona w dużym stopniu od konstrukcji typowej dla danego produktu jak i innych indywidualnych jego cech.

7. Piśmiennictwo

1. Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689–1963, Part 1. *J Endod.* 1980; 6(3): 495-499.
2. Jordan L, Bronnec F, Machtou P. Endodontic Instruments and Canal Preparation Techniques. W: Camilleri J (red.). *Endodontic Materials in Clinical Practice.* Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; Wyd. 1, 2021: 82-131.
3. Ingle JI. The need for endodontic instrument standardization. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1955; 8(11): 1211–1213.
4. Ingle JI. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1961; 14(1): 83–91.
5. ISO/DIS 3630–3631: Dentistry – root canal instruments – part 1: general requirements and test methods. Geneva, Szwajcaria: ISO; 2019.
6. Buehler WJ, Wang FE. A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Eng.* 1968; 1(1): 105-108, IN107-IN110, 109-120.
7. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog Mat Sci.* 2005; 50(5): 511-678.
8. Shen Y, Zhou H, Zheng Y i wsp. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013; 39(2): 163-172.
9. Andreasen GF, Barrett RD. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod.* 1973; 63(5): 462-470.
10. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988; 14(7): 346-351.
11. Lloyd A. Root canal instrumentation with ProFile instruments. *Endod Topics,* 2005; 10: 151– 154.

12. Glossen CR, Haller RH, Dove SB i wsp. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod.* 1995; 21(3): 146-151.
13. Esposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995; 21(4): 173-176.
14. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A i wsp. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod* 2009; 35: 408-412.
15. Zanza A, D'Angelo M, Reda R i wsp. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective—An Overview. *Bioeng.* 2021; 8(12): 218; <https://doi.org/10.3390/bioengineering8120218>
16. Metzger Z, Teperovich E, Zary R i wsp. The self-adjusting file (SAF). Part 1: Respecting the root canal anatomy – a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod.* 2010; 36(4): 679–690.
17. Azim AA, Piasecki L, da Silva Neto UX i wsp. XP shaper, a novel adaptive core rotary instrument: micro-computed tomographic analysis of its shaping abilities. *J Endod.* 2017; 43(9): 1532–1538.
18. Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L i wsp. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J.* 2017; 50: 387–397.
19. Patino PV, Biedma BM, Liebana CR i wsp. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005; 31: 114-116.
20. West J. The Endodontic Glidepath: Secrets to rotary success. *Dent Today*, 2010; 29(9): 86, 88, 90-93.
21. West J. Endodontic Update. *J Esthet Restor Dent.* 2006; 18: 280-300.
22. Van der Vyver PJ. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part one. *Int Dent SA.* 2010; 13(2), 6-10.

23. West J. Manual versus mechanical endodontic glidepath. *Dent Today*, 2011; 30(1): 136, 138, 140.
24. Pasqualini D, Scotti N, Tamagnone L i wsp. Hand-operated and rotary ProTaper instruments: a comparison of working time and number of rotations in simulated root canals. *J Endod*. 2008; 34(3): 314–317.
25. Paleker F, van der Vyver PJ. Comparison of canal transportation and centering ability of K-files, ProGlider File, and G-Files: a micro-computed tomography study of curved root canals. *J Endod*. 2016; 42(7): 1105–1109.
26. Vorster M, van der Vyver PJ, Paleker F. Canal transportation and centering ability of WaveOne gold in combination with and without different glide path techniques. *J Endod*. 2018; 44(9): 1430–1435.
27. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*. 2006; 32(11): 1048–1052.
28. Wang NN, Ge JY, Xie SJ i wsp. Analysis of Mtwo rotary instrument separation during endodontic therapy: a retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys*. 2014; 70(2): 1091–1095.
29. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*. 2005; 31(12): 845-850.
30. Hülsmann M. Removal of fractured instruments using a combined automated/ultrasonic technique. *J Endod*. 1994; 20(3): 144-146.
31. Souter NJ, Messer HH. Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod*. 2005; 31(6): 450-452.
32. Cheung GSP, Peng B, Bian Z i wsp. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J*. 2005; 38(11): 802–809.
33. Plotino G, Grande NM, Cordaro M i wsp. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2009; 35(11): 1469-1476.

34. Cheung GSP. Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endod Top.* 2007; 16(1): 1–26.
35. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA i wsp. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod.* 2000; 26(3): 161-165.
36. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004; 30(10): 722-725.
37. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA i wsp. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod.* 2004; 31(1): 40-43.
38. Boutsoukis Ch, Lambrianidis T. Factors affecting intracanal instrument fracture. W: Lambrianidis T (red.). *Management of fractured endodontic instruments. A clinical guide.* Cham, Switzerland: Springer; 2018: 31-60.
39. Gambarini G, Piasecki L, Miccoli G i wsp. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Aust Endod J.* 2018; 45(2): 154-162.
40. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument. Preliminary observations. *Int Endod J.* 2008; 41(4): 339-344.
41. Lloyd A, Jaunberzins A, Dhopatkar A i wsp. Shaping ability of the M4 handpiece and Safety Hedstrom files in simulated root canals. *Int Endod J.* 1997; 30(1): 16-24.
42. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012; 38(6): 850-852.
43. Pedulla E, Plotino G, Grande NM i wsp. Shaping ability of two nickel–titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. *Clin Oral Investig.* 2016; 20(8): 2227-2233.
44. Pedulla E, Corsentino G, Ambu E i wsp. Influence of continuous rotation or reciprocation of Optimum Torque Reverse motion on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2018; 51(5): 522–528.
45. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: The difference between actual and set values. *J Endod.* 2014; 40(7): 990-994.

46. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod.* 2016; 42(7): 1009–1017.
47. Pedulla E, Corsentino G, Ambu E i wsp. Influence of continuous or reciprocating optimum torque reverse motion on cyclic fatigue resistance of two single-file nickel-titanium rotary instruments. *Eur Endod J.* 2017; 2(1): 1-6.
48. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ i wsp. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J.* 2009; 42(7): 593-602.
49. Zhang E, Cheung GSP, Zheng Y. Influence of cross-sectional design and dimension on mechanical behavior of nickel-titanium instruments under torsion and bending: a numerical analysis. *J Endod.* 2010; 36(8): 1394-1398.
50. Versluis A, Kim HC, Lee WC i wsp. Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries. *J Endod.* 2012; 38(10): 1399-1403.
51. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod.* 2007; 33(10): 1217-1221.
52. Gutmann JL, Gao Y. 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.* 2012; 45(2): 113-128.
53. Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on nickel-titanium Endodontic instruments failure. *J Endod.* 2001; 27(8): 516-520.
54. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(10): 716-720.

55. Zinelis S, Darabara M, Takase T i wsp. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(6): 843-847.
56. Gambarini G, Grande NM, Plotino G i wsp. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008; 34(8): 1003-1005.
57. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys. A review. *Int Endod J.* 2018; 51(10): 1088-1103.
58. Brantley WA, Svec TA, Iijima M i wsp. Differential scanning calorimetric studies of nickel titanium rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2002; 28(8): 567-572.
59. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M i wsp. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater.* 2009; 25(10): 1221-1229.
60. de Hemptinne F, Slaus G, Wandendael M i wsp. 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.
61. de Vasconcelos RA, Murphy S, Calvalho CAT i wsp. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod.* 2016; 42(5): 782–787.
62. Grande NM, Plotino G, Silla E i wsp. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2017; 43(7): 1157–1160.
63. Plotino G, Grande NM, Bellido MM i wsp. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod.* 2017; 43(2): 200–202.

64. Yılmaz K, Uslu G, Gundogar M i wsp. Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Int Endod J*. 2018; 51(8): 924-930.
65. Ates AA, Arican B, Ounsi HF. Influence of rotational speed and glide path on cyclic fatigue resistance of XP-endo shaper. *Niger J Clin Pract*. 2020; 23(10): 1443-1448.
66. Perez-Villalba D, Macorra JC, Perez-Higueras JJ i wsp. Body temperature fatigue behaviour of reciprocating and rotary glide path instruments in sodium hypochlorite solutions alone or combined with etidronate. *Aust Endod J*. 2021; 47(3): 450-456.
67. Hartmann RC, Fensterseifer M, Peters OA i wsp. Methods for measurement of root canal curvature: a systematic and critical review. *Int Endod J*. 2019; 52(2): 169-180.
68. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971; 32(2): 271-275.
69. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997; 23(2): 77–85.
70. Li U, Lee B, Shih C i wsp. Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*. 2002; 28(6): 448–451.
71. Chi D, Zhang Y, Lin X i wsp. Cyclic fatigue resistance for six types of nickel titanium instruments at artificial canals with different angles and radii of curvature. *Dent Mater J*. 2021; 40(5): 1129-1135.
72. Kosti E, Zinelis S, Molyvdas I i wsp. Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni–Ti endodontic instruments. *Int Endod J*. 2011; 44(10): 917–925.
73. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*. 2012; 38(1): 105–107.
74. Abbas NM, Solomon DG, Bahari MF. A review on current research trends in electrical discharge machining (EDM). *Int J Mach Tools Manuf*. 2007; 47(7-8): 1214–1228.

75. Iacono F, Pirani C, Generali L i wsp. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J*. 2017; 50(3): 303-313.
76. <https://www.fkg.ch/products/endodontics/glide-path/race-evo>
77. Sekar V, Kumar R, Nandini S i wsp. Assessment of the role of cross section on fatigue resistance of rotary files when used in reciprocation. *Eur J Dent*. 2016; 10(4): 541–545.
78. Keskin C, Inan U, Guler DH i wsp. Cyclic Fatigue Resistance of XP-Endo Shaper, K3XF and ProTaper Gold Nickel-titanium Instruments. *J Endod*. 2018; 44(7): 1164-1167.
79. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT i wsp. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod*. 2017; 43(3): 462-466.
80. Haikel Y, Serfaty R, Bateman G i wsp. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1999; 25(6): 434–440.
81. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*. 2001; 34(5): 386–389.
82. Plotino G, Grande NM, Sorci E i wsp. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *Int Endod J*. 2006; 39(9): 716–723.
83. Khalilak Z, Fallahdoost A, Dadresanfar B i wsp. Comparison of extracted teeth and simulated resin blocks on apical canal transportation. *Iran Endod J* 2008; 3(4): 109–112
84. Kinney JH, Marshall SJ i Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and reevaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003; 14(1): 13–29.
85. Pedulla E, Corsentino G, Ambu E. Influence of continuous rotation or reciprocation of Optimum Torque Reverse motion on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2018; 51(5): 522–528.
86. Ertuğrul IF, Orhan EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE instrument. *Microsc Res Tech*. 2019; 82(12): 2042-2048.

87. Staffoli S, Grande NM, Plotino G i wsp. 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.
88. Chi CW, Lai EHH, Liu CY i wsp. Influence of heat treatment on cyclic fatigue and cutting efficiency of ProTaper Universal F2 instruments. *J Dent Sci.* 2017; 12(1):21-26.
89. Sung SY, Ha JH, Kwak SW i wsp. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. *Scanning.* 2014; 36(5): 500–506.
90. Gündoğar M, Özyürek T, Yılmaz K i wsp. Cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Twisted File Adaptive rotary files under different temperatures and ambient conditions. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2019; 13(3): 166–171.
91. Serefoglu B, Kaval ME, Kurt SM i wsp. Cyclic Fatigue Resistance of Novel Glide Path Instruments with Different Alloy Properties and Kinematics. *J Endod.* 2018; 44(9): 1422-1424.
92. Grande NM, Ahmed NMA, Cohen S i wsp. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review - part I: historical perspectives and current applications. *J Endod.* 2015; 41(11): 1778–1783.
93. Grande NM, Plotino G, Pecci R i wsp. Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006; 39(10): 755–763.
94. Plotino G, Grande NM, Mazza C i wsp. 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.
95. Plotino G, Grande NM, Cordaro M i wsp. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2010; 43(1): 69-75.
96. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: The difference between actual and set values. *J Endod.* 2014; 40(7): 990-994.

97. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I i wsp. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *Int Endod J.* 2017; 50(2): 143-152.
98. Lopes HP, Ferreira AAP, Elias CN i wsp. Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2009; 35(7): 1013-1016.
99. De-Deus G, Moreira EJM, Lopes HP i wsp. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010; 43(12): 1063-1068.
100. Martins JNR, Martins RF, Fernandes FMB i wsp. What meaningful information are the instruments mechanical testing giving us? A comprehensive review. *J Endod.* 2022; 48(8): 985-1004.
101. Cheung GS, Darvell BW. Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: strain-life relationship. *Int Endod J.* 2007; 40(8): 612–618.
102. Gündoğar M, Özyürek T. Cyclic Fatigue Resistance of OneShape, HyFlex EDM, WaveOne Gold, and Reciproc Blue Nickel-titanium Instruments. *J Endod.* 2017; 43(7): 1192-1196.
103. Lopes HP, Elias CN, Mangelli M i wsp. Buckling resistance of pathfinding endodontic instruments. *J Endod.* 2012; 38(3): 402–404.
104. Polski Komitet Normalizacyjny. *Metale [Norma] : pomiar twardości sposobem Vickersa - część 1: metoda badań.* Warszawa 2007.
105. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K i wsp. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012; 38(3): 398-401.

8. Spis tabel

Tabela 1. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy

Tabela 2. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Tabela 3. Mediany i odchylenia standardowe (SD) numeru bloczka, które opracowano do momentu złamania narzędzia. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Tabela 4. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Tabela 5. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między danymi grupami

Tabela 6. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy

Tabela 7. Tabela przedstawia o ile procent skrócił się średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju testowanych w temperaturze 35°C w porównaniu do narzędzi testowanych w temperaturze 20°C

Tabela 8. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c, d, e) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między długością odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju w temperaturze 20°C i 35°C

Tabela 9. Średni czas do złamania w sekundach (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między czasem do złamania dla danych grup narzędzi

Tabela 10. Tabela przedstawia o ile procent skrócił się średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90° w porównaniu do narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 60°

Tabela 11. Średnia długość odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) i odchylenia standardowe (SD) dla narzędzi z każdej grupy. Takie same litery (a, b, c, d, e, f) oznaczają brak istotnych statystycznie różnic między długością odłamanych fragmentów narzędzi tego samego rodzaju pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 60° i 90°

9. Spis rycin

Ryc. 1. Najczęściej stosowane metody oceny stopnia zakrzywienia kanałów korzeniowych: (a) metoda Schneidera; (b) metoda Pruetta i wsp.

Ryc. 2. Urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały do przeprowadzania testów zmęczeniowych pilników endodontycznych.

Ryc. 3. Kanał użyty do testu zmęczeniowego: długość 16 mm, stopień zakrzywienia 90°, promień krzywizny 2,5 mm.

Ryc. 4. Długość odłamanych fragmentów pilników mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki MS32 (Magnusson; Londyn, UK).

Ryc. 5. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale: a – Endostar E3 Azure, b – Reciproc Blue R25.

Ryc. 6. Endo Training Block (VDW, Monachium, Niemcy) ze sztucznym kanałem.

Ryc. 7. Urządzenie do testów zmęczeniowych zanurzone w wodzie destylowanej w szklanym, żaroodpornym naczyniu umieszczonym na płycie grzewczej.

Ryc. 8. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale: a – Endostar EP Easy Path, b – Easy Path bez HT, c – WaveOne Gold Glider, d – ProGlider, e – R-Pilot.

Ryc. 9. Dwa sztuczne kanały w których testowano pilniki. Kanał B – stopień zakrzywienia 60°, promień krzywizny 2,5 mm; Kanał C – stopień zakrzywienia 90°, promień krzywizny 2,5 mm.

Ryc. 10 a. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale. Narzędzia z grup od 1 do 6.

Ryc. 10 b. Prawidłowe umiejscowienie testowanych narzędzi w sztucznym kanale. Narzędzia z grup od 7 do 12.

Ryc. 11. Średni czas do złamania w sekundach dla narzędzi z każdej grupy.

Ryc. 12. Mediany liczby bloczków, które opracowano do momentu złamania narzędzia.

Ryc. 13 a. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi oraz ruchu recyprokalnego OTR na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym (grupy od 1 do 4). Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR oraz dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Endostar E3 Azure).

Ryc. 13 b. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi oraz ruchu recyprokalnego OTR na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym (grupy od 5 do 8). Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących ruchem recyprokalnym OTR oraz dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (VDW.ROTATE).

Ryc. 14 a. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Grupa 3 i Grupa 7) w porównaniu do narzędzi wykonanych ze stopu NiTi nie poddanego obróbce cieplnej (Grupa 1 i Grupa 5), a pracujących tym samym rodzajem ruchu – ciągła rotacja.

Ryc. 14 b. Wpływ obróbki cieplnej stopu NiTi na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej (Grupa 4 i Grupa 8) w porównaniu do narzędzi wykonanych ze stopu NiTi niepoddanego obróbce cieplnej (Grupa 2 i Grupa 6), a pracujących tym samym rodzajem ruchu – ruch recyprokalny OTR.

Ryc. 15. Wpływ temperatury otoczenia na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w temperaturze 35°C.

Ryc. 16 a. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału na czas do złamania narzędzi maszynowych NiTi do wytwarzania glide path w teście zmęczeniowym. Narzędzia z grup od 1 do 6. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°.

Ryc. 16 b. Wpływ stopnia zakrzywienia kanału na czas do złamania narzędzi maszynowych NiTi do wytwarzania glide path w teście zmęczeniowym. Narzędzia z grup od 7 do 12. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich grup narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°.

Ryc. 17 a. Porównanie liczby bloczków, jaką średnio może opracować narzędzie Reciproc Blue R25 pracując ciągłą rotacją CCW (rząd a) oraz ruchem recyprokalnym (rząd b). Rząd a - sześć bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w siódmym doszło do złamania narzędzia. Rząd b - osiem bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w dziewiątym doszło do złamania narzędzia.

Ryc. 17 b. Porównanie liczby bloczków, jaką średnio może opracować narzędzie Endostar E3 Azure pracując ciągłą rotacją CW (rząd a) oraz ruchem recyprokalnym OTR (rząd b). Rząd a - dziewięć bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w dziesiątym doszło do złamania narzędzia. Rząd b - trzynaście bloczków opracowano bez złamania narzędzia, w czternastym doszło do złamania narzędzia.

10. Streszczenie

Wpływ wybranych czynników na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych w teście zmęczeniowym

Wprowadzenie

Mechaniczne opracowanie kanału korzeniowego jest ważnym etapem leczenia kanałowego. Do opracowania kanałów wykorzystuje się zarówno narzędzia ręczne jak i maszynowe. Pilniki ręczne ze stali nierdzewnej używane są głównie do wstępnej penetracji i ew. wstępnego poszerzenia kanału. Dalsze etapy opracowania kanałów najczęściej wykonywane są za pomocą maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych (NiTi). Za pomocą tych narzędzi można opracowywać zagięte kanały zgodnie z ich oryginalnym przebiegiem, co w przypadku narzędzi stalowych jest utrudnione. Praca jest szybsza i mniej męcząca dzięki zastosowaniu mikrosilników/kątnic endodontycznych.

Obecnie na rynku występuje bardzo dużo rodzajów narzędzi NiTi do maszynowego opracowania kanałów korzeniowych. Narzędzia te różnią się zarówno budową jak i rodzajem zastosowanych modyfikacji stopu NiTi np. obróbką cieplną. Narzędzia maszynowe NiTi mogą też różnić się przeznaczeniem: np. pilniki do poszerzania kanałów korzeniowych oraz do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki (glide path).

Niestety maszynowe narzędzia niklowo-tytanowe mogą ulegać złamaniu. Na wystąpienie tego powikłania ma wpływ wiele czynników takich jak: doświadczenie operatora, technika instrumentacji, budowa narzędzia, parametry ustawione na mikrosilniku, rodzaj ruchu w jakim pracuje pilnik, rodzaj stopu, z jakiego jest wykonane narzędzie (typ obróbki cieplnej lub jej brak), temperatura, w jakiej narzędzie pracuje względnie stopień zagięcia i promień krzywizny kanału.

Cel pracy

Celem pracy było określenie wpływu wybranych czynników na wytrzymałość na złamanie maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych w leczeniu

endodontycznym zębów do poszerzania kanałów korzeniowych lub/oraz do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki. Badania wykonano w warunkach in vitro z zastosowaniem nierdzewnego urządzenia zawierającego sztuczne kanały o różnym stopniu zakrzywienia.

Ocenie poddano wpływ następujących czynników:

1. ruch, w jaki wprowadzono narzędzia (ruch rotacyjny vs recyprokalny),
2. obróbka cieplna narzędzi zastosowana w procesie produkcyjnym (narzędzia wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej vs narzędzia ze stopu niepoddanego obróbce cieplnej),
3. temperatura otoczenia (20°C vs 35°C),
4. stopień zakrzywienia opracowywanego kanału (60° vs 90°).

Oceniono czas, jaki upływa od momentu rozpoczęcia opracowania kanału do złamania narzędzia oraz zmierzono długość oddzielonych fragmentów pilników.

Oceniając wpływ zastosowanego ruchu na wytrzymałość na złamanie narzędzi określono dodatkowo liczbę użyc, po jakiej dochodzi do separacji pilnika. Badanie to wykonano z zastosowaniem standardowych bloczków treningowych wykonanych ze sztucznego tworzywa.

Materiał i metody

Poddano ocenie wytrzymałość narzędzi na złamanie w teście zmęczeniowym. Do badania wykorzystano urządzenie wykonane z bardzo twardej stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały o różnym stopniu zakrzywienia. Mierzono czas, jaki upłynął od chwili rozpoczęcia pracy do momentu wystąpienia złamania narzędzia. Ocenie poddano wpływ następujących czynników:

1. ruch, w jaki wprowadzono narzędzia (ruch rotacyjny vs recyprokalny),

2. obróbka cieplna narzędzi zastosowana w procesie produkcyjnym (narzędzia wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej vs narzędzia ze stopu niepoddanego obróbce cieplnej),
3. temperatura otoczenia (20°C vs 35°C),
4. stopień zakrzywienia opracowywanego kanału (60° vs 90°).

W badaniu oceniono maszynowe narzędzia niklowo-tytanowe stosowane do standardowej preparacji kanałów korzeniowych: Endostar E3, Endostar E3 Azure, Mtwo, VDW.ROTATE, Reciproc Blue R25 oraz narzędzia NiTi używane do tworzenia tzw. gładkiej ścieżki (glide path): Endostar EP Easy Path, Easy Path bez HT, WaveOne Gold Glider, ProGlider, R-Pilot, RaCe EVO, Hyflex EDM.

Oceniając wpływ zastosowanego ruchu na wytrzymałość na złamanie narzędzi określono dodatkowo liczbę użyć, po jakiej dochodzi do separacji pilnika. Badanie to wykonano z zastosowaniem standardowych bloczków treningowych.

Wyniki

Porównując wpływ rodzaju ruchu (ciągła rotacja vs ruch recyprokalny) na czas do złamania pilnika stwierdzono istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania w przypadku narzędzi, które pracowały ruchem recyprokalnym w porównaniu do tych samych instrumentów wykonujących pełną rotację. Zastosowanie ruchu recyprokalnego zapewniło także opracowanie większej liczby bloczków treningowych w porównaniu z ruchem rotacyjnym.

Porównując wpływ obróbki cieplnej (narzędzia z konwencjonalnego stopu NiTi - bez HT vs narzędzia po obróbce cieplnej - HT) na czas do złamania pilników, wykazano istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym w przypadku narzędzi wykonanych ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej niezależnie od ruchu, jakim pracowały narzędzia z danej grupy.

Porównując wpływ temperatury otoczenia (35°C vs 20°C) na czas do złamania maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path stwierdzono istotne statystycznie skrócenie czasu do złamania w temperaturze 35°C.

Porównując wpływ stopnia zakrzywienia kanału korzeniowego (90° vs 60°) na czas do złamania maszynowych narzędzi niklowo-tytanowych używanych do preparacji glide path stwierdzono istotne statystycznie skrócenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących w kanale o stopniu zakrzywienia 90°.

Wnioski

1. Maszynowe narzędzia niklowo-tytanowe używane do poszerzania kanałów ruchem recyprokalnym w porównaniu do narzędzi wykonujących pełną rotację mają zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym, jak i podczas preparacji sztucznych kanałów w blockach treningowych. To sugeruje stosowanie ruchu recyprokalnego jako bardziej bezpiecznego.
2. Narzędzia maszynowe wykonane ze stopu NiTi poddanego obróbce cieplnej stosowane do stwarzania glide path jak i używane do poszerzania kanału w porównaniu z narzędziami wykonanymi ze stopu nie poddanego obróbce mają zwiększoną wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym niezależnie od ruchu, jakim pracują. To sugeruje używanie narzędzi wykonanych ze stopu poddanego obróbce cieplej jako bardziej bezpiecznych.
3. Narzędzia maszynowe NiTi używane do preparacji glide path mają mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym pracując w temperaturze otoczenia zbliżonej do temperatury ludzkiego ciała (35°C) aniżeli w temperaturze pokojowej (20°C). W celu uzyskania bardziej miarodajnych wyników, doświadczenia oceniające wytrzymałość narzędzi NiTi na złamanie należy przeprowadzać w temperaturze otoczenia zbliżonej do temperatury, w jakiej te narzędzia pracują w warunkach klinicznych.
4. Narzędzia maszynowe NiTi używane do preparacji glide path mają mniejszą wytrzymałość na złamanie w teście zmęczeniowym pracując w kanale o stopniu

zakrzywienia 90°, w porównaniu z narzędziami pracującymi w kanale o stopniu zakrzywienia 60°. To potwierdza fakt, że wraz ze wzrostem stopnia zakrzywienia kanału zmniejsza się wytrzymałość ich na złamanie, co zwiększa ryzyko łamania się narzędzi w kanałach o większym zakrzywieniu.

5. Znaczne różnice w wytrzymałości narzędzi na złamanie pomiędzy systemami różnych producentów sugerują, że zależy ona w dużym stopniu od konstrukcji typowej dla danego produktu jak i innych indywidualnych jego cech.

11. Abstract

The influence of chosen factors on resistance to fracture of mechanical nickel-titanium files in a cyclic fatigue test

Introduction

Mechanical preparation of root canal is an important stage of canal treatment. Both manual and mechanical files are used at that stage. Manual files made of stainless steel are used mainly for preliminary penetration, and sometimes for preliminary widening of a canal. Next stages of canal preparation are most often completed with mechanical nickel-titanium (NiTi) files. With these files we can prepare curved canals following their original path, which is difficult in case of stainless steel files. The work is quicker and less tiring by using endodontic handpieces.

Nowadays, there are many types of NiTi mechanical files. These files differ in design and NiTi alloy modifications, such as heat treatment. NiTi mechanical files may also differ in their purpose. For example, there are files for widening root canals or the ones used for creating glide path.

Unfortunately, NiTi mechanical files can break. There are a number of factors that can lead to this complication. These are: experience of an operator, instrumentation techniques, design of a file, parameters set on a hand piece, a type of motion the file operates, a type of alloy the file is made of (a type of heat treatment or lack of it), temperature the file operates in and also the degree and radius of a canal curvature.

Aim of the study

The aim of this study was to define the influence of the chosen factors on the resistance to fracture of mechanical nickel-titanium files used in endodontic treatment for widening and/or creating glide path. The tests were conducted in vitro with the use of a stainless steel device containing artificial canals of various curvature. The influence of the following factors was assessed:

1. the motion which the file operated in (rotary vs reciprocal),

2. heat treatment used in the production process of the files (NiTi heat treated files vs files made of not heat treated alloys),
3. ambient temperature (20°C vs 35°C),
4. the degree of curvature of prepared canals (60° vs 90°).

The time to fracture and the length of the broken file fragments were measured.

While assessing the influence of the motion to the file's resistance to fracture, additionally the canals which could be prepared with the same file before it broke were counted. Standard plastic training blocks were used in the test.

Materials and methods

Files' resistance to fracture was assessed in cyclic fatigue tests. Very hard stainless steel devices containing artificial canals of various curvature were used in the test. The time from the beginning of work to fracture occurred was measured. The influence of the following factors were assessed:

1. the motion which the file operated in (rotary vs reciprocal),
2. heat treatment used in the production process of the files (NiTi heat treated files vs files made of not heat treated alloys),
3. ambient temperature (20°C vs 35°C),
4. the degree of curvature of prepared canals (60° vs 90°).

Mechanical NiTi files used for standard preparation of root canals: Endostar E3, Endostar E3 Azure, Mtwo, VDW.ROTATE, Reciproc Blue R25 and NiTi files used for creating the glide path: Endostar EP Easy Path, Easy Path bez HT, WaveOne Gold Glider, ProGlider, R-Pilot, RaCe EVO, Hyflex EDM were assessed in this study.

While assessing the influence of the motion to the file's resistance to fracture, additionally the canals which could be prepared with the same file before it broke were counted. Standard plastic training blocks were used in the test.

Results

While comparing the influence of the type of motion (constant rotation vs reciprocal) on the time to fracture, a significant statistical longer time to fracture was detected in the case of files operating in reciprocal motion in comparison to the files which operated in full rotation. Also, more training blocks were prepared with the files operating in reciprocal motion than with the files operating in rotary motion.

While assessing the influence of heat treatment (conventional NiTi alloy files - without HT vs heat treated files - HT) on the time to fracture, significant statistical longer time to fracture was detected in the case of NiTi heat treated files regardless of the type of motion they operated in.

Comparing ambient temperature (35°C versus 20°C) on the time to fracture of mechanical NiTi files used for preparing glide path, a significant statistical shortening of the time to fracture was detected in the temperature of 35 °C.

Assessing the degree of root canal curvature (90° versus 60°) on time to fracture of the mechanical NiTi files used for preparing glide path, significant statistical shortening of the time to fracture was detected in the case of files operating in the canals of curvature of 90°.

Conclusions

1. Mechanical NiTi files used for widening canals in reciprocal motion, in comparison to the files operating in full rotation, are more resistant to fracture while preparing artificial canals of training blocks. This suggests reciprocal motion to be safer to use.
2. NiTi heat treated files used both for preparing glide paths and widening canals, in comparison to non-heat treated files, are more resistant to fracture in fatigue tests, regardless of the motion they operate in. This suggests NiTi heat treated files to be safer to use.
3. Mechanical NiTi files used for preparing glide path are less resistant to fracture in fatigue tests performed in ambient temperature close to the body temperature of 35°C than in room temperature of 20°C. In order to receive more accurate results, tests

assessing resistance to fracture of NiTi files should be performed in ambient temperature resembling the one of clinical conditions.

4. Mechanical NiTi files used for preparing glide path are less resistant to fracture in fatigue tests while operating in a canal with curvature of 90° , in comparison to the files operating in canals of 60° . This confirms the fact that the greater the curvature, the less resistant to fracture the files are and the risk of the file breakage is higher.

5. The differences in the resistance to fracture among the various file systems suggest that the resistance to fracture largely depends on the design typical for a given file as well as its individual features.

12. Aneks

Wyniki powyższych badań zostały opublikowane w postaci czterech artykułów, których skany załączam poniżej.

MS

STOMATOLOGIA PRAKTYCZNA

Wpływ ruchu recyprokalnego OTR oraz obróbki cieplnej na wytrzymałość na złamanie pilników niklowo-tytanowych w teście zmęczeniowym

Stawomir Gabrys

Influence of OTR reciprocal motion and heat treatment of NiTi alloy on a file's resistance to fracture in a cyclic fatigue test.

Praca recenzowana

Indywidualna Praktyka Lekarska w Krakowie
e-mail: endodoncja-krakow@tlen.pl

Streszczenie

Wprowadzenie. Celem badania była ocena wpływu ruchu recyprokalnego OTR oraz obróbki cieplnej stopu niklowo-tytanowego (Ni-Ti) na odporność na złamanie pilników endodontycznych w teście zmęczeniowym.

Materiał i metody. Osiemdziesiąt niklowo-tytanowych pilników endodontycznych o takim samym rozmiarze 25/06 – po 20 z każdego rodzaju: E3 (Poldent), E3 Azure (Poldent), Mtwo (VDW), VDW. ROTATE (VDW) – poddano testowi zmęczeniowemu. Narzędzia pracowały w zakrzywionym sztucznym kanale o długości 16 mm, kącie krzywizny 90 stopni i promieniu krzywizny 2,5 mm w dwóch rodzajach ruchu: ciągłej rotacji (300 obr./min.) i ruchu recyprokalnym OTR. Mierzono czas do złamania dla każdego pilnika oraz długość odłamanego fragmentu.

Wyniki. Najdłuższy średni czas do złamania miały narzędzia E3 Azure i VDW.ROTATE pracujące w ruchu recyprokalnym OTR. Najkrótszy średni czas do złamania miały narzędzia E3 i Mtwo pracujące w ciągłej rotacji.

Wnioski. Ruch recyprokalny OTR powoduje wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla wszystkich testowanych narzędzi w porównaniu z ciągłą rotacją. Pilniki wykonane ze stopu Ni-Ti poddanego obróbce cieplnej mają dłuższy czas do złamania w teście zmęczeniowym w porównaniu z pilnikami wykonanymi z konwencjonalnego stopu Ni-Ti.

Abstract

Introduction. The aim of the present study was to investigate the impact of OTR reciprocal motion and heat treatment of NiTi alloy on a file's resistance to fracture in a cyclic fatigue test.

Material and methods. Eighty NiTi endodontic files in the same size 25/06 – twenty files of every kind: E3 (Poldent), E3 Azure (Poldent), Mtwo (VDW), VDW.ROTATE (VDW) – were subjected to cyclic fatigue test. The files operated in a curved artificial canal with the length of 16 mm, angle of curvature 90 degrees and the curvature radius of 2.5 mm in two kinds of motion: continuous rotation (300 rpm.) and reciprocal OTR motion. The time to fracture was measured as well as the length of the fractured fragments.

Results. The higher mean time to fracture had E3 Azure files and VDW.ROTATE files operating in OTR reciprocal motion. The lowest mean time to fracture had E3 and Mtwo files operating in continuous rotation.

Conclusions. Reciprocal OTR motion prolongs the time to fracture in cyclic fatigue test for all tested files in comparison to continuous rotation. The files made of NiTi heat-treated alloy have a longer time to fracture in fatigue test in comparison to files made of a conventional NiTi alloy.

Hasła indeksowe: ciągła rotacja, ruch recyprokalny, ruch OTR, obróbka cieplna stopu Ni-Ti, test zmęczeniowy

Key words: continuous rotation, reciprocal motion, OTR motion, NiTi heat treatment, cyclic fatigue test

Wstęp

Na przestrzeni ostatnich trzech dekad mogliśmy obserwować dynamiczny rozwój narzędzi służących do opracowania kanałów korzeniowych. Wprowadzenie na początku lat 90. XX wieku pierwszych rotacyjnych pilników nikielowo-tytanowych (Ni-Ti) zrewolucjonizowało etap preparacji przestrzeni endodontycznych (1). Opracowanie kanału zgodnie z jego pierwotnym przebiegiem stało się szybsze, łatwiejsze i bardziej przewidywalne niż w przypadku stosowania stalowych narzędzi (2, 3). Firmy produkujące pilniki endodontyczne wprowadzały oraz to nowe systemy narzędzi rotacyjnych wykonanych ze stopu Ni-Ti, różniące się stożkowatością (taper), przekrojem poprzecznym (cross section) czy grubością rdzenia (file core). Jednak w dalszym ciągu narzędzia wszystkich marek były wykonane z tego samego materiału, czyli tzw. konwencjonalnego stopu Ni-Ti (4). Pomimo że konwencjonalny stop Ni-Ti jest około 2-3 razy bardziej giętki od stali (5), w dalszym ciągu poszukiwano możliwości produkcji narzędzi jeszcze bardziej giętkich i odpornych na złamanie. Podjęto różne próby udoskonalenia powierzchni narzędzi, na przykład implantacja jonów argonu, boru czy azotu, zanurzenie w plazmie czy elektro-polerowanie, aby polepszyć właściwości mechaniczne narzędzi (6, 7). Jednak wyniki nie były przekonujące. Dopiero wprowadzenie procesu tzw. obróbki cieplnej stopu Ni-Ti (w piśmiennictwie nazywanej „heat treatment” lub „thermomechanical treatment”) doprowadziło do znacznej poprawy właściwości mechanicznych narzędzi.

Pierwszym, wprowadzonym na rynek, udoskonalonym stopem Ni-Ti był opracowany w 2007 roku przez Sportswire LLC (Langley, OK, USA) drut o nazwie M-Wire (8). W dużym uproszczeniu obróbka cieplna polega na poddaniu stopu Ni-Ti (przed wytworzeniem lub po wytworzeniu z niego narzędzia) procesom ogrzewania i ochłodzenia, które prowadzą do przebudowy struktury krystalicznej stopu, skutkującej zmianą temperatury, w jakiej zachodzi przejście pomiędzy fazą martenzytu a fazą austenitu. Powoduje to zwiększenie giętkości narzędzi i ich wytrzymałości na złamanie (9). Pojęcie obróbki cieplnej jest bardzo szerokie i dokładnie niezdefiniowane, ponieważ firmy produkujące instrumenty kanałowe wprowadzały własne rodzaje modyfikacji stopu Ni-Ti, strzegąc ujawniania precyzyjnego „przepisu” na daną obróbkę. Na przestrzeni ostatnich 12 lat zostało wprowadzonych na rynek wiele nowych narzędzi, różniących się pod względem zastosowanej modyfikacji cieplnej stopu Ni-Ti. Obecnie możemy wybierać spośród narzędzi wykonanych z następujących rodzajów drutu: M-Wire, CM-Wire, R-phase-Wire, Gold-Wire, Blue-Wire, C-Wire, MaxWire (10). Oprócz zmiennej struktury krystalicznej stopu Ni-Ti istnieje wiele czynników wpływających na wystąpienie złamania pilnika: doświadczenie operatora, technika instrumentacji (dostęp, sekwencja – glide-path), kąt i promień krzywizny kanału, parametry ustalone na mikrosilniku (prędkość – torque) czy typ ruchu, w jakim pracuje pilnik (ciągła rotacja, ruch recyprokalny – OTR) (11).

Celem tej pracy było zbadanie wpływu ruchu recyprokalnego OTR oraz obróbki cieplnej stopu Ni-Ti na odporność na złamanie pilników

endodontycznych w teście zmęczeniowym. Do badania użyto czterech rodzajów narzędzi o podobnej budowie (przekrój poprzeczny w kształcie litery S) i takim samym rozmiarze 25/06: Endostar E3, Endostar E3 Azure, Mtwo oraz VDW.ROTATE. Pilniki poddano testowi na zmęczenie w dwóch rodzajach ruchu: ciągła rotacja oraz ruch recyprokalny OTR.

Narzędzia Endostar E3 (Polident, Warszawa, Polska) są wykonane z konwencjonalnego stopu Ni-Ti. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy w ciągłej rotacji, ale mogą również pracować w ruchu recyprokalnym oraz ruchu złożonym OTR (12), tzn. w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 na wierzchołku i stałej rozszerzalności 0,06 mm/mm.

Narzędzia Endostar E3 Azure (Polident, Warszawa, Polska) są wykonane ze stopu Ni-Ti, który został poddany procesowi obróbki cieplnej nazywanej Azure HT Technology, opracowanej przez firmę Polident. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy w ciągłej rotacji, ruchu recyprokalnym oraz ruchu złożonym OTR, tzn. w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 na wierzchołku i stałej rozszerzalności 0,06 mm/mm.

Narzędzia Mtwo (VDW, Monachium, Niemcy) są wykonane z konwencjonalnego stopu Ni-Ti. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy w ciągłej rotacji, tzn. w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 na wierzchołku i stałej rozszerzalności 0,06 mm/mm.

Narzędzia VDW.ROTATE (VDW, Monachium, Niemcy) są wykonane ze stopu Ni-Ti, który został poddany procesowi obróbki cieplnej. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy w ciągłej rotacji, tzn. w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Do tego badania użyto pilników o rozmiarze 0,25 na wierzchołku i stałej rozszerzalności 0,06 mm/mm.

Obydwa instrumenty (E3 Azure i VDW.ROTATE) są poddawane procesowi obróbki cieplnej po wytworzeniu kształtu pilnika z drutu Ni-Ti. Obróbka ta skutkuje powstaniem na ich powierzchni cienkiej warstwy tlenku tytanu, co nadaje im charakterystyczny niebieski kolor (Blue-Wire). Instrumenty E3 Azure mają jednolity ciemny odcień koloru niebieskiego na całej długości ostrza. Instrumenty VDW.ROTATE mają jasny odcień koloru niebieskiego na długości krawędzi tnących i szary kolor na powierzchni instrumentu pozbawionej nacięć (bliżej uchwytu). Jak podaje producent, nie ma różnicy we właściwościach mechanicznych pomiędzy tymi strefami o różnych kolorach (13).

Ruch recyprokalny do preparacji kanałów korzeniowych był wprowadzony w 2008 roku przez Yareda (14). Polega on na tym, że pilnik wykonuje naprzemiennie częściowy obrót w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (clock wise – CW) oraz częściowy obrót w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara (counter clock wise – CCW). Tę część obrotu opisujemy w stopniach – na przykład 180 stopni CW i 90 stopni CCW oznacza, że pilnik naprzemiennie wykonuje pół obrotu w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara i ówierz obrotu w kierunku przeciwnym do ru-

chu wskazówek zegara. Czyli aby pilnik wykonał pełen obrót (360 stopni), potrzeba czterech cykli CW i CCW. Ruch OTR (optimal torque reverse) jest ruchem złożonym, opatentowanym przez firmę J. Morita (Kioto, Japonia) w 2015 roku. Ten nowy rodzaj ruchu został wprowadzony, aby wykorzystać zalety ruchu recyprokalnego oraz zmniejszyć jego niekorzystne właściwości, jak np. zwiększony transport urobku w kierunku wierzchołka podczas preparacji kanału (15). Ruch OTR łączy ruch rotacyjny z ruchem recyprokalnym. Kiedy pilnik wkładamy do kanału, pracuje on w ciągłej rotacji (360 stopni CW), gdy moment siły działający na pilnik jest zbyt duży, mikrosilnik odwróci kierunek rotacji, wykonując część obrotu w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara (CCW) o 90 stopni i następnie kontynuuje rotację w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (w kierunku cięcia) o 180 stopni. Podczas tego pół obrotu w kierunku cięcia czujniki kątnicy mierzą moment siły działający na pilnik. Jeżeli moment siły jest wyższy od zadanego, to mikro-silnik automatycznie wykona ówierz obrotu w kierunku CCW i następnie obróci pilnikiem o 180 stopni w kierunku CW, mierząc ponownie moment siły działający na pilnik. Jeżeli wartość momentu siły działającego na pilnik jest ciągle zbyt duża, pilnik będzie pracował w ruchu recyprokalnym (90 stopni CCW i 180 stopni CW). Jeżeli wartość momentu siły działającego na pilnik jest stale mniejsza od zadanego progu, pilnik będzie wykonywał ciągłą rotację w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara (16). Możemy ustawić pięć poziomów momentu siły (momentu obrotowego – torque), który aktywuje ruch recyprokalny w ruchu

OTR: 0,2 Nom, 0,4 Nom, 0,6 Nom, 0,8 Nom i 1 Nom. Im mniejszy aktywujący moment obrotowy ustawimy, tym pilnik będzie częściej pracował w ruchu recyprokalnym (90 stopni CCW i 180 stopni CW). W ruchu OTR mogą pracować narzędzia prawoskrętne (tnące w prawo), na przykład E3, E3 Azure.

Materiał i metody

Do badania użyto łącznie 80 nowych narzędzi kanałowych o takim samym rozmiarze 25/06: 20 narzędzi Endostar E3 (Polident, Warszawa, Polska); 20 narzędzi Endostar E3 Azure (Polident, Warszawa, Polska); 20 narzędzi Mtwo (VDW, Monachium, Niemcy); 20 narzędzi VDW.ROTATE (VDW, Monachium, Niemcy).

Wszystkie instrumenty miały długość 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG, Wetzlar, Niemcy) w powiększeniu 20x. Nie wykryto żadnych defektów czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania.

Narzędzia podzielono na osiem grup (każda grupa zawierała 10 pilników tej samej marki) ($n = 10$), w zależności od ruchu, w jakim pracowały:

- Grupa 1: E3, ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Nom;
- Grupa 2: E3, ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.;
- Grupa 3: E3 Azure, ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Nom;
- Grupa 4: E3 Azure, ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.;
- Grupa 5: Mtwo, ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Nom;
- Grupa 6: Mtwo, ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.;

Grupa 7: VDW.ROTATE, ciągła rotacja CW, 300 obr./min., torque 2 Nom;

Grupa 8: VDW.ROTATE, ruch recyprokalny OTR, 300 obr./min.

Dla pilników pracujących w ruchu recyprokalnym OTR (grupa 2, 4, 6, 8) ustawiono poziom momentu obrotowego (torque) aktywującego ruch recyprokalny na najniższą wartość (0,2 Nom), aby pilnik w sztucznym kanale pracował tylko w ruchu recyprokalnym 180 stopni CW i 90 stopni CCW.

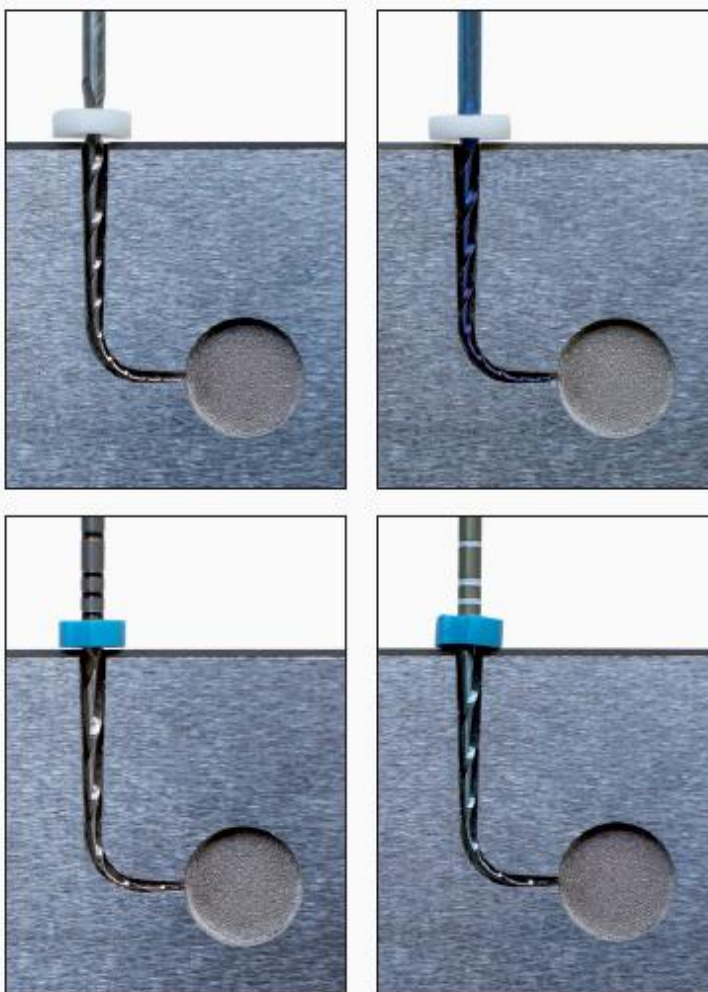
Pilniki zostały poddane testowi na zmęczenie w wykonanym na zamówienie urządzeniu ze stali nierdzewnej, zawierającemu sztuczne kanały (ryc. 1), które zaprojektowano tak, aby odzwierciedlały kształt testowanych narzędzi o rozmiarze 25/06. W celu umożliwienia swobodnego obracania narzędzia w sztucznym kanale szerokość kanału była zwiększona o 0,1 mm w stosunku do narzędzia 25/06 z zachowaną stożkowością 0,06 mm/mm.

Pozwoliło to na powtarzalne pozycjonowanie narzędzi w kanale z dokładnym odwzorowaniem kąta i promienia krzywizny sztucznego kanału (ryc. 2).

Jeżeli testujemy narzędzia w kanale, który jest dużo szerszy od rozmiaru pilnika, wtedy narzędzia różniące się między sobą np. giętkością nie odzwierciedlają kąta i promienia krzywizny kanału. Oznacza to, że narzędzia o takim samym rozmiarze testowane w tym samym sztucznym kanale mogą przyjmować różną trajektorię podczas pracy. Można to wyeliminować właśnie przez zaprojektowanie sztucznego kanału, aby odzwierciedlał kształt testowanych narzędzi, co opisał dokładnie Plotino i wsp. w 2010 roku (17, 18). Do bada-



Ryc. 1. Urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały do przeprowadzania testów zmęczeniowych pilników endodontycznych.



Ryc. 2. Poprawne pozycjonowanie testowanych narzędzi w sztucznym kanale: a – pilnik E3, b – pilnik E3 Azure, c – pilnik Mtwo, d – pilnik VDW.ROTATE

nia użyto kanału zawierającego krzywiznę o kącie 90 stopni i promieniu 2,5 mm, długość kanału wynosiła 16 mm (ryc. 3).

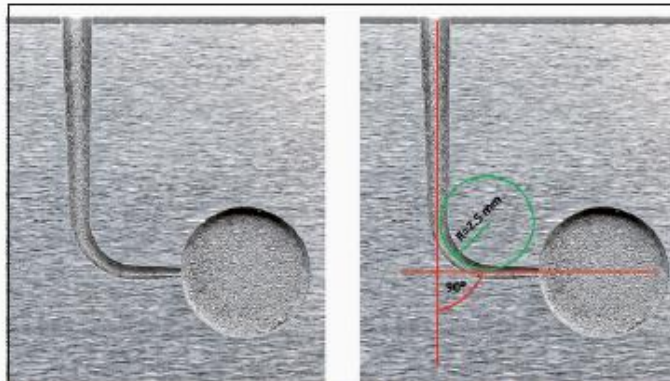
Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym lub recyprokalnym OTR) wewnątrz sztucznego kanału, aż nastąpiło złamanie pilnika. Do badania wykorzystano mikrosilnik endodontyczny Endostar Provider (J. Morita, Kioto, Japonia), umożliwiający pracę narzędziami w ciągłej rotacji lub w ruchu OTR (ryc. 4).

Przed każdym pilnikiem zakraplano do wnętrza sztucznego kanału syn-

tetyczny olej WD-40 (WD-40, San Diego, CA, USA), aby zmniejszyć tarcie pomiędzy pracującym instrumentem a ścianą kanału. Czas do złamania pilnika był mierzony (w sekundach) stoperem Juned JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry, Shenzhen, Chiny). Dokładność pomiaru czasu producent podaje do 0,01 s. W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi. Odlamany fragment każdego narzędzia był mierzony za pomocą elektronicznej suwmiarki Magnusson (Londyn, Wielka Brytania) (ryc. 5), aby sprawdzić poprawność pozycjonowania pil-

ników w kanale. Umieszczenie każdego badanego pilnika w kanale na tej samej głębokości powoduje, że wszystkie testowane instrumenty łamią się w podobnej odległości od wierzchołka. Co sprawia, że wyniki testu nie będą zafałszowane różną grubością narzędzi w miejscu złamania. Producent suwmiarki podaje dokładność pomiarów do 0,02 mm.

Te same narzędzia pomiarowe (stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego pilnika w identyczny sposób, z zapewnieniem powtarzalności pomiarów, dlatego ewentualne błędy pomiarowe dotyczą wszystkich narzędzi, a skala dokładności pomiarów narzędzi pomiarowych jest co najmniej o rząd wielkości wyższa od przyjętego przez autora jako dopuszczalny, więc nie zaburzają wyników końcowych.



Ryc. 3. Kanał użyty do testu zmęczeniowego: długość 16 mm, kąt krzywizny 90 stopni, promień krzywizny 2,5 mm.



Ryc. 4. W badaniu wykorzystano mikrosilnik endodontyczny Endostar Provider (J. Morita, Kioto, Japonia) umożliwiający pracę narzędziami w ciągłej rotacji lub ruchem OTR.



Ryc. 5. Długość odlamanych fragmentów pilników mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki (Magnusson, London, Wielka Brytania).

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. W celu sprawdzenia, czy istnieją istotne statystycznie różnice pomiędzy grupami, zastosowano test Kruskala-Wallis. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test *post hoc* Games-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, pomiędzy którymi konkretnie grupami występują istotne statystycznie różnice. Przy użyciu testu Friedmana zbadano, czy występują istotne statystycznie różnice pomiędzy dokonywanymi pomiarami w 10 kolejnych próbkach. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

Wyniki

Wartości średnich czasów do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) prezentuje tabela I. Analiza statystyczna wy-

TABELA I. Średni czas do złamania (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi E3, E3 Azure, Mtwo i VDW.ROTATE, testowanych w dwóch rodzajach ruchów: ciągła rotacja i ruch recyprokalny OTR. Takie same litery (a, b lub c) oznaczają różnice nieistotne statystycznie między danymi grupami

Grupa (pilnik / rodzaj ruchu)	Średni czas do złamania (s) (SD)
Grupa 1 (E3 / ciągła rotacja)	27,7 ^b (2,95)
Grupa 2 (E3 / ruch recyprokalny OTR)	64,9 (8,14)
Grupa 3 (E3 Azure / ciągła rotacja)	89,6 ^b (6,33)
Grupa 4 (E3 Azure / ruch recyprokalny OTR)	217,3 ^a (23,25)
Grupa 5 (Mtwo / ciągła rotacja)	33,6 ^c (4,55)
Grupa 6 (Mtwo / ruch recyprokalny OTR)	82,3 (13,06)
Grupa 7 (VDW.ROTATE / ciągła rotacja)	95,7 ^b (8,38)
Grupa 8 (VDW.ROTATE / ruch recyprokalny OTR)	221,1 ^a (18,87)

TABELA II. Średnie i odchylenia standardowe (SD) długości odłamanych fragmentów testowanych narzędzi (w mm)

Grupa (pilnik / rodzaj ruchu)	Długość odłamanej fragmentu (mm) (SD)
Grupa 1 (E3 / ciągła rotacja)	3,81 (0,48)
Grupa 2 (E3 / ruch recyprokalny OTR)	3,96 (0,31)
Grupa 3 (E3 Azure / ciągła rotacja)	3,78 (0,29)
Grupa 4 (Azure / ruch recyprokalny OTR)	3,79 (0,41)
Grupa 5 (Mtwo / ciągła rotacja)	3,95 (0,16)
Grupa 6 (Mtwo / ruch recyprokalny OTR)	3,94 (0,17)
Grupa 7 (VDW.ROTATE / ciągła rotacja)	3,77 (0,3)
Grupa 8 (VDW.ROTATE / ruch recyprokalny OTR)	3,78 (0,4)

każa, iż średni czas do złamania dla pilników z grupy 8 (VDW.ROTATE, ruch recyprokalny OTR) jest wyższy ($p < 0,001$) w porównaniu z pozostałymi narzędziami z wyjątkiem pilników z grupy 4 (E3 Azure, ruch recyprokalny OTR). Średni czas do złamania dla pilników z grupy 7 (VDW.ROTATE, ciągła rotacja) jest istotnie statystycznie wyższy ($p < 0,001$) w porównaniu z wszystkimi narzędziami pracującymi w ciągłej rotacji z wyjątkiem pilników z grupy 3 (E3 Azure, ciągła rotacja). Średni czas do złamania dla pilników z grupy 5 (Mtwo, ciągła rotacja) jest istotnie statystycznie niższy ($p < 0,001$) w porównaniu z wszystkimi narzędziami z wyjątkiem pilników z grupy 1 (E3, ciągła rotacja). Średnie i odchylenia standardowe długości odłamanych

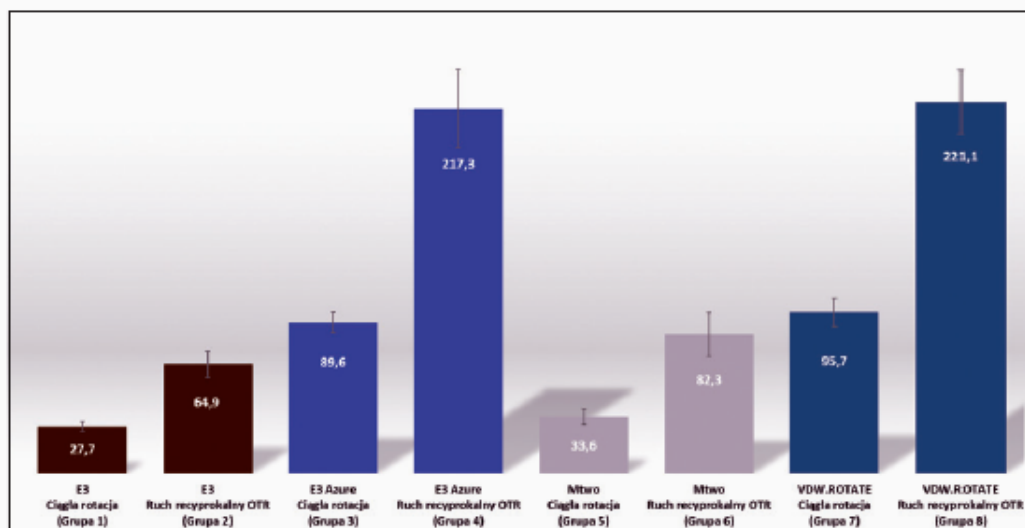
fragmentów narzędzi w milimetrach przedstawia tabela II. Analiza wykazała brak statystycznie znaczących różnic w długości odłamanych fragmentów pilników z poszczególnych grup ($p > 0,05$).

Porównując wpływ rodzaju ruchu (ciągła rotacja versus ruch recyprokalny OTR) na czas do złamania pilników tego samego rodzaju (grupa 1 versus grupa 2; grupa 3 versus grupa 4; grupa 5 versus grupa 6; grupa 7 versus grupa 8), widać, że występuje istotne statystycznie wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla narzędzi pracujących w ruchu recyprokalnym OTR ($p < 0,001$). Porównując wpływ obróbki cieplnej (narzędzia z konwencjonalnego stopu Ni-Ti versus narzędzia po obróbce cieplnej) na czas do złamania pilników, można zauważyć, że występuje istotne statystycznie

wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla narzędzi wykonanych ze stopu Ni-Ti poddanego obróbce cieplnej ($p < 0,001$) (ryc. 6).

Dyskusja

W badaniu poddano analizie wpływ na żywotność narzędzi w teście zmęczeniowym dwóch zmiennych: rodzaj ruchu, w jakim pracuje pilnik, i obróbka cieplna stopu Ni-Ti. Z tego powodu do testu wybrano narzędzia o podobnej budowie (ten sam przekrój poprzeczny) oraz o takim samym rozmiarze – 25/06. Istotne było również, aby narzędzia wykonane ze stopu Ni-Ti poddanego obróbce cieplnej były podobnej budowy, jak ich poprzednicy z konwencjonalnego stopu Ni-Ti (pilniki E3 Azure mają podobną budowę jak pilniki E3; analogicz-



Ryc. 6. Wpływ ruchu recyprokalnego OTR i obróbki cieplnej stopu Ni-Ti na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne wydłużenie czasu do złamania dla narzędzi pracujących w ruchu recyprokalnym oraz dla narzędzi wykonanych ze stopu Ni-Ti poddanych obróbce cieplnej (E3 Azure i VDW.ROTATE).

nie jest z pilnikami VDW.ROTATE i Mtwo). Kolejnym czynnikiem wpływającym na wybór narzędzi do badania było to, że narzędzia E3 Azure i VDW.ROTATE zostały niedawno wprowadzone na rynek i autor znalazł tylko jedno badanie dotyczące tych pilników (13). Ruch OTR to również nowy ruch w endodoncji i niewiele badań jest dostępnych na temat wpływu tego ruchu na łamliwość narzędzi (19, 20). Wyniki tych badań pokrywają się z obserwacjami z obecnego badania, wskazują na zwiększoną odporność narzędzi pracujących w ruchu recyprokalnym OTR na złamanie w teście zmęczeniowym w porównaniu z narzędziami pracującymi w ciągłej rotacji. Ruch OTR polega na tym, że w zależności od wartości działającego na pilnik momentu obrotowego instrument kanałowy pracuje w ruchu recyprokalnym lub ciągłej rotacji. W prezentowanym ba-

daniu testowano tylko ruch recyprokalny OTR (90 stopni CCW, 180 stopni CW), co może wyjaśniać wydłużenie czasu do złamania pilników pracujących w tym ruchu w porównaniu z pilnikami pracującymi w ciągłej rotacji. W piśmiennictwie można znaleźć dużo badań wskazujących na to, że ruch recyprokalny wydłuża czas do złamania w teście zmęczeniowym w porównaniu z ciągłą rotacją (21). W zaprezentowanym badaniu pilniki wykonane ze stopu Ni-Ti poddane obróbce cieplnej (E3 Azure i VDW.ROTATE) miały znacząco większą odporność na złamanie w teście zmęczeniowym niż instrumenty wykonane z konwencjonalnego stopu Ni-Ti (E3 i Mtwo) w obydwóch rodzajach ruchu. Pokrywa się to z wynikami badań Gambariniego i wsp. (8) oraz Zinelisa i wsp. (9), które wykazały zwiększoną odporność na złamanie, w teście zmęczeniowym, pilni-

ków wykonanych ze stopu Ni-Ti poddanego obróbce cieplnej.

Należy też zwrócić uwagę na fakt, że do złamania pilnika podczas pracy klinicznej może dojść w dwóch mechanizmach. Pierwszy to cykliczne zmęczenie wynikające z pracy w zakrzywionym kanale, drugi to ukręcenie wynikające z obciążeń związanych z cięciem zębiny (22). Pilnik obracający się w zagiętym kanale jest poddany cyklicznym rozciąganiom (powierzchnia pilnika położona na zewnętrznej ścianie krzywizny) i ściskaniom (powierzchnia pilnika położona na wewnętrznej ścianie krzywizny). Cykliczne rozciąganie i ściskanie, powtarzające się przy każdym obrocie, prowadzi do zmęczenia materiału i w konsekwencji złamania pilnika (23). Pilnik, który poszerza kanał, musi pokonać opór, jaki stawia cięta przez niego zębina korzeniowa. Aby to było

możliwe, mikrosiłnik musi nadać pilnikowi odpowiedni moment obrotowy (torque). Jeżeli wartość momentu obrotowego przekroczy limit odporności stopu, z którego wykonane jest dane narzędzie kanałowe, nastąpi ułamanie narzędzia. W prezentowanym badaniu sprawdzono odporność na złamanie pilników tylko w jednym mechanizmie – cyklicznego zmęczenia. Wskazane byłoby sprawdzenie wpływu obróbki cieplnej, zastosowanej dla pilników E3 Azure i VDW.ROTATE, na odpor-

ność na ułamanie. Do tej pory nie było publikowanych takich badań. Nie wykazano statystycznych różnic między długością odłamanych fragmentów poszczególnych narzędzi. Każdy pilnik łamał się około 4 mm od wierzchołka, co świadczy o poprawnym i powtarzalnym pozycjonowaniu w sztucznych kanałach.

Wnioski

Mają świadomość ograniczeń tego badania, można stwierdzić, że ruch

recyprokalny OTR powoduje wydłużenie czasu do złamania w teście zmęczeniowym dla wszystkich testowanych pilników (E3, E3 Azure, Mtwo i VDW.ROTATE) w porównaniu z ciągłą rotacją. Również pilniki wykonane ze stopu Ni-Ti poddane obróbce cieplnej (E3 Azure i VDW.ROTATE) mają dłuższy czas do złamania w teście zmęczeniowym w porównaniu z pilnikami wykonanymi z konwencjonalnego stopu Ni-Ti (E3 i Mtwo). ■

PIŚMIENNICTWO

- Lloyd A. Root canal instrumentation with ProFile Instruments. *Endod Topics*. 2005; 10(1): 151-154.
- Glosson CR, Haller RH, Dove CB I wsp. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*. 1996; 21(3): 146-151.
- Exposito PT, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod*. 1996; 21(4): 173-176.
- Shen Y, Zhou H, Zheng Y I wsp. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013; 39(2): 163-172.
- Walle HM, Brantley WA, Berstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*. 1988; 14(7): 346-351.
- Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*. 2007; 33(10): 1217-1221.
- Butmann JL, Gao Y. 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*. 2012; 45(2): 113-128.
- Gambarini B, Grande NM, Plotino G I wsp. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008; 34(8): 1003-1006.
- Zhella S, BEng MD, BEng TT I wsp. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103(6): 843-847.
- Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schärer E. New thermomechanically treated NiTi alloys. A review. *Int Endod J*. 2018; 51(10): 1088-1103.
- Boutsouklis Ch, Lambrianidis T. Factors affecting intracanal instrument fracture. W: Lambrianidis T (red.). *Management of fractured endodontic instruments. A clinical guide*. Cham, Switzerland: Springer; 2018: s. 31-60.
- Gambarini B, Plasecki L, Miccoli G I wsp. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Aust Endod J*. 2019; 45(2): 154-162.
- Ertugrul IF, Oman EO. Cyclic fatigue and energy-dispersive X-ray spectroscopy examination of the novel ROTATE Instrument. *Microsc Res Tech*. 2019; 82(12): 2042-2048.
- Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument. Preliminary observations. *Int Endod J*. 2008; 41(4): 339-344.
- Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*. 2012; 38(6): 850-852.
- Endostar Provider brochure. Endostar 2019. Warsaw, Poland Online: <http://www.endostar.eu/en/downloads?download=62:endostar-provider-navigator-leaflet> [dostęp: 4.12.2019].
- Plotino G, Grande NM, Mazza G I wsp. 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): e60-66.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M I wsp. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2010; 43(1): 69-75.
- Gambarini B, Plasecki L, Miccoli G I wsp. Classification and cyclic fatigue evaluation of new kinematics for endodontic instruments. *Aust Endod J*. 2019; 45(2): 154-162.
- Pedullà E, Corsentino G, Ambu E I wsp. Influence of continuous rotation or reciprocation of optimum torque reverse motion on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*. 2018; 51(5): 522-528.
- Ahn SY, Kim HO, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion. A systematic review of in vitro studies. *J Endod*. 2016; 42(7): 1009-1017.
- Cheung GS, Peng S, Bian Z I wsp. Defects in ProTaper G1 instruments after clinical use. Fractographic examination. *Int Endod J*. 2006; 33(11): 802-809.
- Plotino G, Grande NM, Cordaro M I wsp. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2008; 35(11): 1469-1476.

Impact of reciprocal and OTR motion on mechanical NiTi files' resistance to fracture in cyclic fatigue testing and during canal preparation in resin blocks

Dr Sławomir Gabryś, Poland

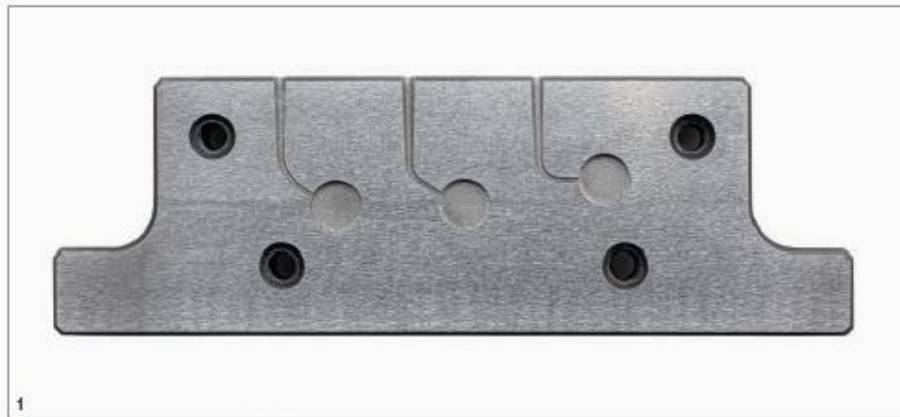


Fig. 1: The custom-made device with artificial stainless-steel canals for cyclic fatigue tests.

Introduction

It has been over 30 years since endodontic hand files made of nickel-titanium (NiTi) alloy were first used in 1988.¹ This fact provided an opportunity to introduce to the market rotary NiTi files with tapers of larger than .2 in 1992.² Root canal preparation with engine-driven files revolutionised this very important stage of root canal therapy, which has become quicker and more effective.³ At the same time, maintaining the original canal path has become easier than with files made of stainless steel.⁴ However, apart from the obvious advantages of using rotary NiTi files, we can also find some disadvantages. One of these weaknesses is a possibility of fracturing a file inside a root canal. The fracture frequency of rotary files, as illustrated by the research conducted on many cases at the University of Pennsylvania's School of Dental Medicine in the US and at Nanjing Stomatological Hospital in China, equals approximately 2 per cent of cases.^{5,6} For a clinician, that is an unwelcome event which may hinder or even make a disinfection

of the entire root canal system totally impossible.⁷ Thanks to the endodontic microscope and ultrasound, it is possible to remove fractured files from canals;⁸ however, there is always the risk of widening the canal too much and, in consequence, weakening the root or causing a perforation.⁹

We may distinguish two mechanisms which may cause file fracture. The first one is cyclic fatigue failure, and the second is torsional fatigue failure.¹⁰ A file rotating in a curved canal undergoes cyclic tension (concerning the surface of a file situated on the external wall of the curvature) and compression (concerning the surface of a file situated on the internal wall of the curvature). Cyclic tension and compression repeated with every rotation lead to material fatigue and, in consequence, to file fracture.¹¹

A file which widens a canal also undergoes torsional stress resulting from dentine cutting. If the elastic limit of the alloy is exceeded, the file fractures owing to torsional fatigue failure.

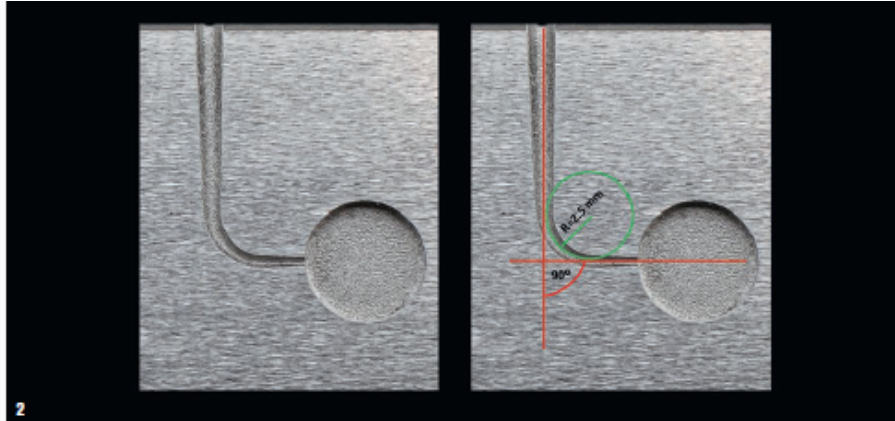


Fig. 2: An artificial canal used in this study: 16mm in length, 90° angle of curvature and 2.5 mm radius of curvature.

There are plenty of factors influencing file fracture: the operator's experience, instrumentation technique (access, sequence used, glide path), instrument design and heat treatment of its alloy, degree and radius of the canal's curvature, parameters set on the endodontic motor (speed, torque) and the type of file motion (continuous rotation, reciprocation, Optimum Torque Reverse).¹²

The aim of the present study was to investigate the impact of reciprocal motion and Optimum Torque Reverse motion on file fracture in cyclic fatigue testing and during the preparation of artificial canals in resin blocks, where a file apart from working in a curved canal has to widen this canal. The files used in the test were RECIPROC blue R25 (VDW) and Endostar E3 Azure 25/06 (Polident).

RECIPROC blue R25 files are thermally treated NiTi instruments and have a nominal size of 0.25mm at the tip and a taper of 0.08 mm/mm in the last 3mm from the tip. The instruments have an S-shaped cross section. These are left-cutting files designed to operate in reciprocal motion.

Endostar E3 Azure 25/06 files are thermally treated NiTi instruments and have a nominal size of 0.25mm at the tip and a constant taper of 0.06mm/mm. They also have an S-shaped cross section. These are right-cutting files designed to operate in rotary, reciprocal and Optimum Torque Reverse motion.¹³

Both instruments (RECIPROC blue and Endostar E3 Azure) undergo post-manufacture complex heating-cooling proprietary treatments that result in a visible titanium oxide layer on the surface of the instrument which gives the characteristic blue colour. This treatment changes the transition temperatures between martensitic phase and austenitic phase, which is claimed by the manufacturers to result in superior mechanical properties of the NiTi instruments.

Reciprocal motion for canal preparation was proposed by Yared in 2008.¹⁴ In such motion, the file performs alternately partial clockwise (CW) rotation and partial counterclockwise (CCW) rotation. This partial rotation is referred to in

degrees, for example 180° CW and 90° CCW, which means that a file alternately moves half of the rotation CW and then a quarter of the rotation CCW. So, for the file to make a full rotation (360°), it needs four cycles CW and CCW. The use of reciprocating motion was shown to extend the lifespan of a NiTi instrument.¹⁵ The recommended reciprocal motion for the RECIPROC blue R25 file is 150° CCW and then 30° CW rotation at a speed of 300rpm.¹⁶

Optimum Torque Reverse (OTR) motion was patented by J. Morita in 2015. This new motion was introduced to exploit reciprocation's benefits and minimise its disadvantages, such as increased transportation of the debris towards the apex.¹⁷ OTR motion combines rotary motion with reciprocation. When a file is inserted into the canal, it rotates 360° CW, and when the force acting on the file is too large, the file reverses its rotation in a CCW direction by 90° and then continues rotation in the CW (cutting) direction for 180°. During this half rotation in the cutting direction, sensors of the handpiece calculate the force acting on the file. If the force is too large, the file will automatically reverse rotation again (90° in the CCW direction) and then it will rotate in the CW direction for 180° and the motor will calculate the acting force again. So, if the force acting on the file is constantly too large, the file performs a reciprocal motion (180° CW and 90° CCW). If the force acting on the file is small, the file constantly rotates in the CW direction.¹⁸ One can set five levels of torque to activate reciprocal motion in OTR motion: 0.2Ncm, 0.4Ncm, 0.6Ncm, 0.8Ncm and 1.0Ncm. The smaller the torque that is set, the more often the file works in reciprocation (90° CCW and 180° CW). All right-cutting files, like Endostar E3 Azure, can operate in OTR motion.

Materials and methods

For the test, the following files were used: 40 new RECIPROC blue R25 files with a 0.25 mm tip size and a variable taper (.08 at the tip to 0.04 at the shaft) and 40 new Endostar E3 Azure 25/06 files with a 0.25 mm tip size and a constant taper of .06. All instruments used were 25mm long. The files were examined under a stereomicroscope (Leica M50, Leica Microsystems) at



Fig. 3: Micro-caliper for measuring fractured instruments.

20x magnification. No defects or deformations were detected; thus, all the files were subjected to this study.

The study consisted of two parts. The first was a cyclic fatigue resistance test, and the second was preparation of canals in resin blocks.

Cyclic fatigue resistance test

Twenty RECIPROC blue R25 and 20 Endostar E3 Azure 25/06 files were used for this test. A total of 40 instruments were divided randomly into four groups (each group included ten instruments of the same brand; $n=10$) depending on the motion being tested:

- Group 1: RECIPROC blue R25 in continuous rotation CCW at 300 rpm and a torque of 2Ncm
- Group 2: RECIPROC blue R25 in reciprocation ("RECIPROC ALL" programme)

- Group 3: Endostar E3 Azure 25/06 in continuous rotation CW at 300 rpm and a torque of 2 Ncm
- Group 4: Endostar E3 Azure 25/06 in reciprocation of OTR motion with the activation torque set at the lowest level (0.2Ncm) so that a file in an artificial canal constantly worked in reciprocal motion 180° CW to 90° CCW and at a speed of 300 rpm.

The files were tested on a custom-made device with an artificial stainless-steel canal (Fig. 1). The device was made according to the guidelines described by Plotino et al. in 2010.^{19,20} The artificial canal was 18mm long and had a 90° angle of curvature and a 2.5mm radius of curvature (Fig. 2).

The instruments were driven by two electric motors depending on the motion used. The Endostar Provider endodontic motor (J. Morita) was used for Groups 1, 3 and 4, and VDW.SILVER RECIPROC (VDW) was used for Group 2. To decrease the friction between the instruments and artificial canal walls, WD-40 synthetic oil (WD-40 Co.) was sprayed into the artificial canal before use of each file. The instruments rotated/reciprocated freely inside the simulated canal until fracture occurred. The time to fracture was measured (in seconds) using a digital stopwatch (Junsd JS-307, Shenzhen JUNSD Industry Co.). Next, each fractured instrument was measured with a digital micro-caliper (Magnusson, Fig. 3) with an accuracy of 0.02mm, to check that each file was positioned in the canal to the same depth (Fig. 4).

Preparation of canals in resin blocks

Twenty RECIPROC blue R25 and 20 Endostar E3 Azure 25/06 files were used for this test. A total of 40 instruments were divided randomly into four groups (each group contained ten instruments of the same brand; $n=10$) depending on the type of motion used in the resin block:

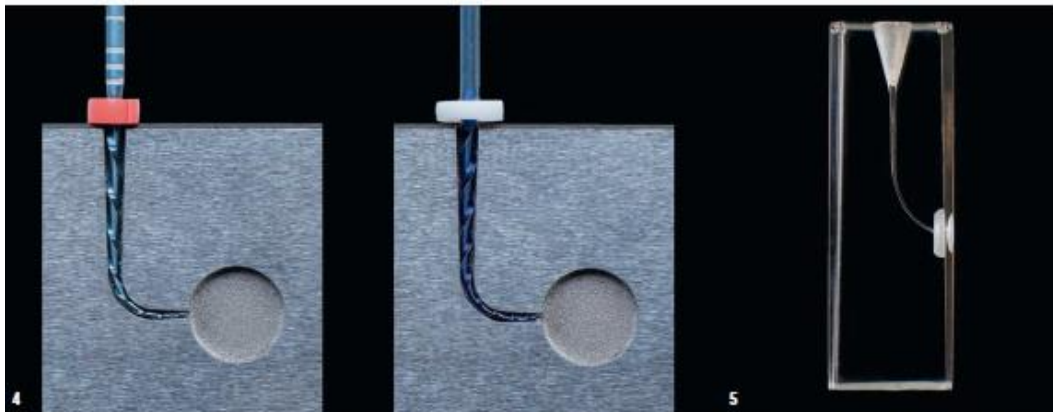


Fig. 4: Positioning of the files inside artificial canals: on the left RECIPROC blue R25 and on the right Endostar E3 Azure 25/06. **Fig. 5:** Endodontic training blocks with an artificial canal 18.5mm long with a 55° curvature in the apical area.

Table 1

Group	Tf Mean (SD)	FL Mean (SD)
Group 1	31.2 (2.90)	4.01 (0.34)
Group 2	40.1 (3.35)	3.95 (0.32)
Group 3	89.6 (6.33)	3.78 (0.29)
Group 4	217.3 (23.25)	3.79 (0.41)

Table 1: Means and standard deviations of the time to fracture (Tf) in seconds and the fractured fragment length (FL) in millimetres. **Table 2:** Medians and standard deviations of the number of prepared blocks (NPB) until file fracture occurred.

- Group 1: RECIPROC blue R25 in continuous rotation CCW at 300 rpm and a torque of 2 Ncm
- Group 2: RECIPROC blue R25 in reciprocation ("RECIPROC ALL" programme)
- Group 3: Endostar E3 Azure 25/06 in continuous rotation CW at 300 rpm and a torque of 2 Ncm
- Group 4: Endostar E3 Azure 25/06 in reciprocation of OTR motion with the activation torque set at the lowest level (0.2 Ncm) so that a file in the artificial canal constantly worked in reciprocal motion 180° CW to 90° CCW and at a speed of 300 rpm.

The tests were run on resin endodontic training blocks (VDW) containing an artificial canal 18.5 mm long with a 55° curvature in the apical area (Fig. 5). Each file was used to prepare canals in consecutive resin blocks until the file fractured. The number of blocks prepared until fracture occurred for each file was noted down, including the block in which fracture occurred.

All the canals were instrumented by just one operator (the author of the article). The blocks were installed in a bench vice to secure their stability during the canal preparation. The patency of the canal was first determined with a size 10 K-type file (Foldent). The file was inserted into the canal until the tip could be seen in the foramen. Next, the canal was widened to size 20/02 with a size 20/02 Endostar NT2 file (Foldent) to the working length (18 mm). The aim was to standardise the canals in the blocks so that the files worked in the canals with the same initial size. Thereafter, the proper canal preparation started. With the RECIPROC blue file or Endostar E3 Azure file, four cycles were made including three pecking movements in the apical direction. In the fourth cycle, the working length of 18 mm was reached. Between every cycle, the canal was irrigated with distilled water from a syringe with a side-vented needle. Next, the size 10 K-type file was inserted until the tip of the file was visible in the apex (patency), and again the canal was irrigated with distilled water. Between cycles, file edges were cleaned on a sponge. After achieving working length, the canal was considered prepared and the work

Table 2

Group	NPB Median (SD)
Group 1	7 (1.20)
Group 2	9 (1.10)
Group 3	10 (1.10)
Group 4	14 (1.29)

with the same file was continued in the next blocks until fracture occurred.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed with the IBM SPSS programme (Version 25.0, IBM Corp.). To check significant statistical differences among groups, the Kruskal–Wallis test was performed. When significant statistical differences occurred, the Games–Howell post-hoc test was used. It helped to identify among which groups exactly significant statistical differences occurred. The choice was made based on homogeneity variances in compared groups. The level of $p < 0.05$ was considered statistically significant.

Results

Cyclic fatigue resistance test

The means and standard deviations of the time-to-fracture values (in seconds) of the tested groups are shown in Table 1. The analysis showed statistically significant differences among all four tested groups ($p < 0.001$). Group 4 gained the highest results in comparison with the remaining three groups. Group 1 gained the lowest results. Comparing the influence of the type of motion (continuous rotation vs reciprocation) on time to fracture for the same type of files (Group 1 vs Group 2; Group 3 vs Group 4), statistically significant prolongation of time to fracture occurred in reciprocal motion dedicated to RECIPROC files and in OTR reciprocal motion ($p < 0.001$; Fig. 6).

The means and standard deviations of the length of the fractured fragments (mm) are also shown in Table 1. The analysis did not show statistically significant differences in the length of the fractured fragments ($p > 0.05$).

Preparation of canals in resin blocks

The medians and standard deviations of the number of prepared blocks until fracture for all tested groups are shown in Table 2. Statistically significant differences concern all groups compared with one another ($p < 0.001$),

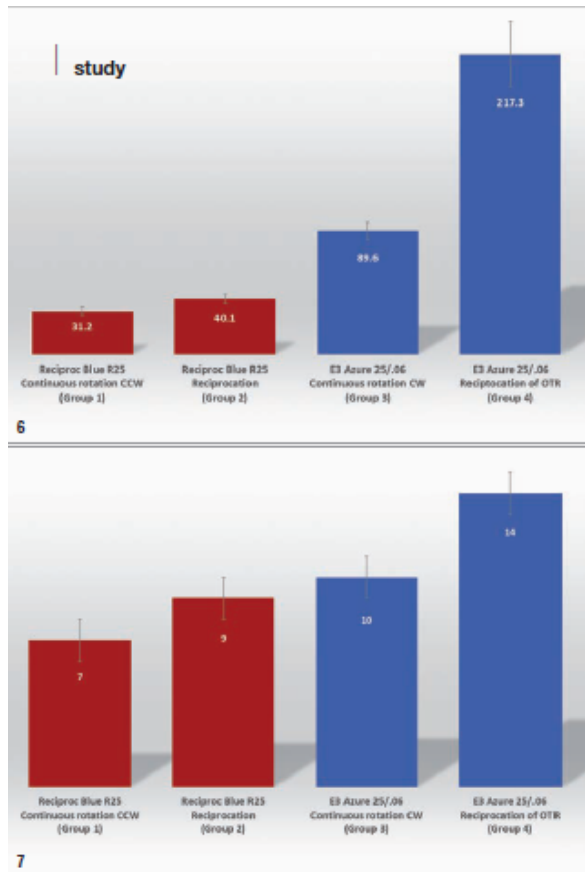


Fig. 6: Mean time to fracture in seconds. Red bar: RECIPROC blue R25 (continuous rotation vs reciprocation). Blue bar: Endostar E3 Azure 25/06 (continuous rotation vs OTR reciprocation). **Fig. 7:** Median number of prepared blocks. Red bar: RECIPROC blue R25 (continuous rotation vs reciprocation). Blue bar: Endostar E3 Azure 25/06 (continuous rotation vs OTR reciprocation).

except for the comparison of Group 2 with Group 3. The median number for Group 4 turned out to be the highest in comparison with the remaining groups. The opposite was true for Group 1: it achieved the lowest median value of the analysed variable. Comparing the influence of the type of motion (continuous rotation vs reciprocation) on the number of prepared blocks until fracture (Group 1 vs Group 2; Group 3 vs Group 4), a statistically significant increase in the number of prepared blocks occurred for both reciprocal motions: dedicated to RECIPROC files and OTR motion ($p < 0.001$; Fig. 7).

Discussion

The research showed a longer lifespan of NiTi rotary files operating in two types of reciprocal motion. Both reciprocal motions (the one dedicated to RECIPROC blue files and OTR motion for Endostar E3 Azure files) extended the time to fracture in a cyclic fatigue test and increased

the number of canals prepared in resin blocks before fracture.

Often, cyclic fatigue tests are performed to compare resistance to fatigue of particular files which differ in design, for example cross section, heat treatment (or the lack of it) and different manufacturing processes.^{21–23} This research concentrated on the influence of the type of motion on resistance to fatigue. It was not the author's intention to compare RECIPROC blue R25 to Endostar E3 Azure 25/06 in cyclic fatigue resistance tests because the comparison of these two files would be unreliable owing to their different width at the breaking point (about 4 mm from the apex). These files have a different taper in the last few millimetres from the tip. The RECIPROC blue R25 has a taper of .08 in the last 3 mm from the tip; therefore, its width in the third millimetre equals 0.49 mm, whereas Endostar E3 Azure 25/06 has a stable taper of .06, and its width in the third millimetre from the tip equals 0.43 mm. The Endostar E3 Azure file is 0.49 mm wide in the fourth millimetre from the tip. The author of this study did not know the exact data indicated in the literature on the taper of the RECIPROC blue R25 above the third millimetre from the tip, but its width in the fourth millimetre from the tip is certainly larger than 0.49 mm because that is the width of this file in the third millimetre from the tip. The research of Haikal et al.,²⁴ Garbarini²⁵ and Plotino et al.²⁶ revealed that the increase of the cross-sectional area by the increase of the taper or the size of the file leads to the decrease in resistance to cyclic fatigue. Therefore, the comparison of two files of a similar build and heat treatment but different taper was not the purpose of this research.

There was no significant difference in the mean lengths of the fractured fragments for all tested instruments. Each file fractured at around 4 mm from the tip, which means they were properly positioned in the artificial canal.

Resin blocks were used for the research in order to define the number of canals that could be prepared until the file fractured. Research on extracted teeth would have a higher clinical value. However, it would be difficult or even impossible to find canals which have the same repetitive anatomy. In resin blocks, the canals are identical, having the same length, width, taper, degree and radius of curvature. As a result, the files were used in the same conditions. Of course, the material of resin blocks does not have the same mechanical properties as those of root dentine. The Knoop hardness of resin blocks is lower than that of dentine surrounding the pulp chamber of a tooth (22 kg/mm² and 30 kg/mm², respectively).^{27,28} Therefore, the results achieved in resin blocks cannot be directly transferred to clinical work. The number of canals prepared in resin blocks for each file in this research cannot be considered a safe number of canals that may be prepared with these files *in vivo*.



Fig. 8: First line (RECIPROC blue R25, continuous rotation): six blocks prepared without fracture, and the file fractured inside the seventh block. Second line (RECIPROC blue R25, reciprocation): eight blocks prepared without fracture, and the file fractured inside the ninth block. Third line (Endostar E3 Azure 25/06, continuous rotation): nine blocks prepared without fracture, and the file fractured inside the tenth block. Fourth line (Endostar E3 Azure 25/06, OTR reciprocation): thirteen blocks prepared without fracture, and the file fractured inside the fourteenth block.

The research for this article consisted of two parts: cyclic fatigue resistance testing and resin block preparation. The aim was to check the influence of reciprocal motion on the lifespan of files both in the fatigue test and in the conditions in which the file works in curved canals and undergoes torsional strain resulting from canal widening (resin block test), which simulated the conditions in which a file works during an endodontic treatment. In a systematic review of *in vitro* studies by Ahn et al.,¹⁵ it was found that, in most studies, reciprocal motion increases a file's resistance to fatigue in comparison with continuous rotation. There are very few studies which have investigated the influence of reciprocal motion on the lifespan of files which, at the same time, are affected by a fatigue mechanism and torsional stress. The results of this research show that using reciprocal motion during preparation of the canals decreases the risk of a file fracturing in a canal (Fig. 8).

In the present study, OTR motion was investigated because it is a new motion in endodontics and there is very little research on the influence of this motion on cyclic fatigue.^{29,30} There has been no research on the influence of OTR motion on file fracture during canal preparation until now. Based on the present study, reciprocation of OTR motion prolongs the time to fracture and enables preparation of a larger number of canals before fracture.

Conclusion

Within the limitations of this study, both reciprocal motions (the one dedicated to RECIPROC files and OTR motion) significantly increased resistance to cyclic fatigue of the tested files compared with continuous rotation. Also, the number of canals in resin blocks prepared until file fracture significantly increased with the use of the two reciprocal motions.

Editorial note: A list of references is available from the publisher.

about



Dr Sławomir Gabrys graduated with a DDS from the Jagiellonian University School of Medicine in Cracow in Poland. He is a member of the Polskie Towarzystwo Endodontyczne (Polish association of endodontics) and the European Society of Endodontology and a core member of the Dental Masters Group.

Since 2011, he has cooperated with the research department of Polskie Towarzystwo Endodontyczne. For eight years, with Poldent, he has conducted the postgraduate endodontic programme Endo Akademia.

Wpływ temperatury na wytrzymałość w teście zmęczeniowym pilników do mechanicznego wytwarzania glide path

Sławomir Gabrys

The effect of temperature on resistance in the cycling fatigue test of mechanical glide path files

Praca recenzowana

Indywidualna Praktyka Lekarska w Krakowie

Streszczenie

Wprowadzenie. Celem badania była ocena wpływu temperatury na wyniki testu zmęczeniowego na zginanie pilników niklowo-tytanowych przeznaczonych do mechanicznego wytwarzania glide path.

Material i metody. Pięć rodzajów niklowo-tytanowych pilników endodontycznych przeznaczonych do mechanicznego wytwarzania glide path poddano testowi zmęczeniowemu na zginanie w dwóch temperaturach: 20°C i 35°C. Do testu wykorzystano po 20 pilników: Endostar EP Easy Path (Poldent), Easy Path bez obróbki cieplnej (Poldent), WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona), ProGlider (Dentsply Sirona) i R-Pilot (VDW). Narzędzia pracowały w zakrzywionym sztucznym kanale o długości 16 mm, kącie krzywizny 90 stopni i promieniu krzywizny 2,5 mm. Mierzono czas do złamania dla każdego pilnika oraz długość odlamanego fragmentu.

Wyniki. Zarówno w temperaturze 20°C, jak i 35°C najdłuższy średni czas do złamania miały narzędzia Endostar EP Easy Path, a najkrótszy średni czas do złamania – narzędzia ProGlider. Średni czas do złamania dla wszystkich narzędzi tego samego rodzaju był istotnie statystycznie krótszy w temperaturze 35°C niż w 20°C.

Wnioski. Wzrost temperatury, w jakiej przeprowadza się test zmęczeniowy, powoduje skrócenie czasu do złamania dla wszystkich testowanych pilników.

Abstract

Introduction. The purpose of this research was to assess the effect of temperature on the results of the cycling fatigue test of a nickel-titanium files dedicated to creating glide-path.

Methods and material. Five kinds of mechanical nickel-titanium files dedicated to creating glide-path were cycling-fatigue tested in two temperatures: 20°C and 35°C. Twenty files of each kind were used for the test: Endostar EP Easy Path (Poldent), Easy Path without heat treatment (Poldent), WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona), ProGlider (Dentsply Sirona), R-Pilot (VDW). The files operated in a curved artificial canal with the following dimensions: length: 16 mm, angle of curvature: 90 degrees, radius of curvature: 2.5 mm. Time to fracture and the length of broken fragment were measured.

Results. Both in the temperature of 20°C and 35°C, Endostar EP Easy Path files had the longest average time to fracture, ProGlider files had the shortest time to fracture. The average time to fracture for all the files of the same sort was statistically significantly shorter in the temperature 35°C than in 20°C.

Conclusions. The increase of temperature in which the cycling fatigue test is conducted shortens the time to fracture for all the tested files.

Hasła indeksowe: test zmęczeniowy, glide path, temperatura ciała

Key words: cycling fatigue test, glide path, body temperature

Wstęp

Pojęcie glide path, czyli „gładkiej ścieżki”, wprowadzono do endodoncji w celu odróżnienia czynności poszerzania/kształtowania kanału (wykonywanej za pomocą docelowych systemów pilników maszynowych od czynności przygotowywania kanału do jego preparacji (wykonywanej za pomocą cienkich ręcznych lub maszynowych pilników endodontycznych). Ta czynność ma na celu przygotowanie „ścieżki prowadzenia” dla wierzchołka narzędzia rotacyjnego czy recyprokalnego, które ma za zadanie poszerzyć i nadać odpowiedni kształt preparowanemu kanałowi korzeniowemu. Powoduje to zmniejszenie ryzyka powstania stopnia w kanale (1) czy złamania narzędzia (2). Najczęściej przytaczaną definicją glide path jest opisana przez Westa w 2010 roku (3): glide path jest to gładki, regularny tunel od komorowego ujścia kanału do jego przewężenia wierzchołkowego, czyli do otworu fizjologicznego. Ten sam autor podaje, że glide path jest gotowa, gdy pilnik, którym wykonuje się zabieg, może przemieszczać się w kanale od jego ujścia w komorze do otworu fizjologicznego bez najmniejszych przeszkód (4).

Preparację „gładkiej ścieżki” można wykonać za pomocą cienkich, stalowych instrumentów ręcznych (4-6). Wykorzystanie narzędzi ręcznych ma zarówno zalety, jak i wady. Do zalet należą na przykład

lepsze wycucie kanału, co zmniejsza ryzyko złamania instrumentu, czy mniejszy koszt (5). Do wad z kolei należy zaliczyć między innymi większe zmęczenie operatora ze względu na dłuższy czas potrzebny do wykonania glide path (7), czy ryzyko zmiany oryginalnego przebiegu kanału z powodu mniejszej giętkości narzędzi stalowych (8).

Dlatego do użytku wprowadzono specjalne narzędzia maszynowe wykonane ze stopu niklowo-tytanowego (Ni-Ti), pracujące w ruchu rotacyjnym lub recyprokalnym, przeznaczone do wytwarzania „gładkiej ścieżki” dla docelowych systemów kształtujących kanał. Zaletą ich stosowania jest zdecydowanie krótszy czas potrzebny do wykonania zadania w porównaniu z ręcznymi narzędziami i, co za tym idzie, mniejsze zmęczenie operatora (7). Dodatkowo bardziej giętkie narzędzia Ni-Ti ułatwiają zachowanie oryginalnego przebiegu kanału i zmniejszają ryzyko powstania w nim aberracji takich jak stopień czy wierzchołkowa transportacja kanału (7, 8). Oczywiście stosowanie narzędzi maszynowych ze stopu Ni-Ti też nie jest pozbawione wad. Zalicza się do nich na przykład większy koszt czy zwiększone ryzyko złamania narzędzia w kanale spowodowane mniejszym wycuciem kanału poprzez kątnicę endodontyczną (5, 7).

Narzędzia do mechanicznego wytwarzania glide path są wyzwaniem technologicznym dla producentów. Jako pierwsze penetrują wąskie, zakrzywione i często zwap-

niałe kanały i aby sprostać temu zadaniu, muszą być niewielkie, bardzo giętkie, ale równocześnie odporne na ukręcenie w kanale.

Można wyróżnić wiele czynników mających wpływ na odporność narzędzi na złamanie: budowa narzędzia (rozmiar, taper, przekrój poprzeczny), rodzaj ruchu, jakim pracuje (ruch rotacyjny, recyprokalny) czy rodzaj stopu, z jakiego jest wykonany pilnik (modyfikacje cieplne stopu Ni-Ti) (9).

Większość dotychczasowych badań nad odpornością na cykliczne zmęczenie pilników niklowo-tytanowych prowadzono w temperaturze pokojowej, jednakże podczas pracy klinicznej instrumenty te pracują w wyższej temperaturze, która prawdopodobnie wynosi około 35°C (10). Kilka ostatnich badań wykazało, że temperatura, w jakiej przeprowadza się test zmęczeniowy, może mieć znaczący wpływ na wyniki (11-13). Większość badań prowadzonych nad odpornością na złamanie niklowo-tytanowych pilników dotyczy systemów przeznaczonych do ostatecznego opracowania kanałów. Dostępnych jest niewiele badań dotyczących pilników do preparacji glide path (znacznie cieńszych niż powyższe) przeprowadzanych w temperaturze zbliżonej do temperatury, w jakiej pilniki te pracują klinicznie (14). Dlatego celem tej pracy było zbadanie wpływu temperatury na odporność na złamanie pilników endodontycznych przeznaczonych do wytwarzania glide path (o różnej budowie i odmien-

nej modyfikacji cieplnej stopu Ni-Ti) w teście zmęczeniowym.

Materiał i metody

Do badania użyto pięciu rodzajów narzędzi przeznaczonych do wytwarzania „gładkiej ścieżki”: Endostar EP Easy Path, Easy Path bez HT, WaveOne Gold Glider, ProGlider i R-Pilot. Pilniki poddano testowi na zmęczenie w dwóch temperaturach: $20 \pm 1^\circ\text{C}$ i $35 \pm 1^\circ\text{C}$.

- ▶ 20 narzędzi Endostar EP Easy Path (Poldent; Warszawa, Polska),
- ▶ 20 narzędzi Easy Path bez HT (Poldent; Warszawa, Polska),
- ▶ 20 narzędzi WaveOne Gold Glider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria),
- ▶ 20 narzędzi ProGlider (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria),
- ▶ 20 narzędzi R-Pilot (VDW; Monachium, Niemcy).

1. Narzędzia **Endostar EP Easy Path** (Poldent; Warszawa, Polska), niedawno wprowadzone na rynek, wykonane są ze stopu niklowo-tytanowego poddanego procesowi obróbki cieplnej (heat treatment – HT) nazwanej Amber HT Technology, opracowanej przez firmę Poldent. Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są zaprojektowane do pracy w ciągłej rotacji, ruchu recyprokalnym oraz ruchu złożonym OTR, tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,14 mm i zmienny taper

– na pierwszych 3 mm od wierzchołka 0,04 mm/mm, następnie taper maleje w kierunku uchwytu.

2. Narzędzia **Easy Path bez HT** (Poldent; Warszawa, Polska) mają dokładnie taką samą budowę (rozmiar, taper, przekrój poprzeczny) jak Endostar EP Easy Path. Różnią się tylko tym, że wykonane są z konwencjonalnego stopu Ni-Ti, który nie został poddany obróbce cieplnej, jaka ma miejsce w przypadku narzędzi Endostar EP Easy Path. Narzędzia te zostały wyprodukowane tylko na potrzeby tego badania, nie są dostępne komercyjnie.
3. Narzędzia **WaveOne Gold Glider** (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria) wykonane są ze zmodyfikowanego cieplnie stopu Ni-Ti o nazwie Gold-wire. Mają przekrój poprzeczny w kształcie równoległoboku i zaprojektowane są do pracy w ruchu recyprokalnym. Tną w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,15 mm i zmienny rosnący taper – od 0,02 mm/mm w części wierzchołkowej do 0,06 mm/mm bliżej uchwytu.
4. Narzędzia **ProGlider** (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria) wykonane są ze zmodyfikowanego stopu Ni-Ti o nazwie M-Wire (15). Przekrój poprzeczny mają w kształcie kwadratu i zaprojektowane są do pracy w ruchu rotacyjnym. Narzędzia tną w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku

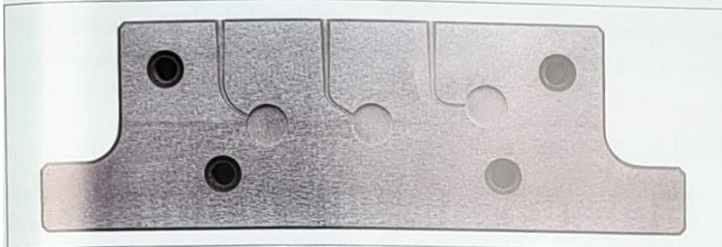
0,16 mm i zmienny rosnący taper – od 0,02 mm/mm w części wierzchołkowej do 0,08 mm/mm bliżej uchwytu.

5. Narzędzia **R-Pilot** (VDW; Monachium, Niemcy) wykonane są ze zmodyfikowanego stopu Ni-Ti o nazwie M-Wire (15). Mają przekrój poprzeczny w kształcie litery S. Pilniki te są pierwszymi na rynku narzędziami przeznaczonymi do wytwarzania glide path pracującymi w ruchu recyprokalnym. Tną w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara. Mają rozmiar na wierzchołku 0,125 mm i stały taper 0,04 mm/mm.

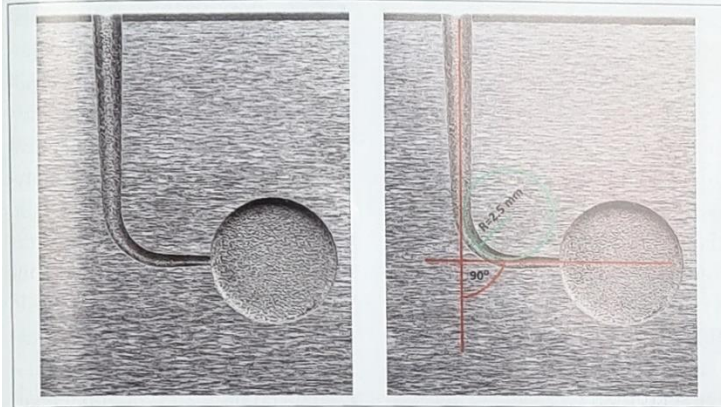
Wszystkie instrumenty miały długość 25 mm. Pilniki zbadano pod mikroskopem stereoskopowym Leica M50 (Leica Camera AG; Wetzlar, Niemcy) w 20-krotnym powiększeniu. Nie wykryto żadnych defektów czy deformacji, dlatego wszystkie pilniki zakwalifikowano do tego badania.

Po 10 narzędzi ($n = 10$) z każdego rodzaju poddano testowi na zmęczenie w kąpielii wodnej w temperaturze $20 \pm 1^\circ\text{C}$ i $35 \pm 1^\circ\text{C}$.

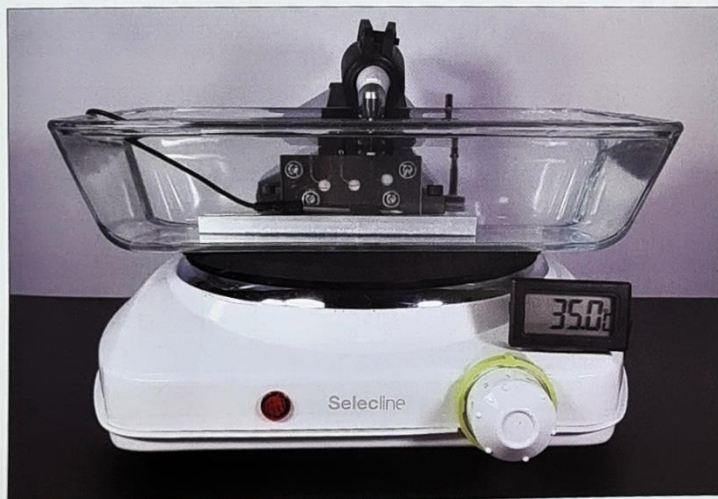
Do badania użyto trzech mikrosilników endodontycznych, przy czym ich wybór zależał od rodzaju ruchu, w jakim pracowały badane pilniki. Dla narzędzi Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT zastosowano mikrosilnik Endostar Provider (J. Morita; Kyoto, Japonia), a narzędzia pracowały z prędkością 300 obr./min i torque 2 Ncm. Dla narzędzi WaveOne Gold Glider



Ryc. 1. Urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały do przeprowadzania testów zmęczeniowych pilników endodontycznych.



Ryc. 2. Kanał użyty do testu zmęczeniowego: długość 16 mm, kąt krzywizny 90 stopni, promień krzywizny 2,5 mm.



Ryc. 3. Urządzenie do testów zmęczeniowych zanurzone w wodzie destylowanej w szklanym, żaroodpornym naczyniu umieszczonym na płycie grzewczej.

i ProGlider użyto mikrosilnika X-Smart Plus (Dentsply Sirona; Ballaigues, Szwajcaria), a narzędzia pracowały odpowiednio ruchem recyprokalnym dedykowanym pilnikom WaveOne i ruchem rotacyjnym 300 obr./min, torque 2 Ncm. Dla narzędzi R-Pilot zastosowano mikrosilnik endodontyczny VDW. Silver Reciproc (VDW; Monachium, Niemcy) i wybrano dedykowany program „Reciproc All”.

Do testu wykorzystano urządzenie ze stali nierdzewnej zawierające sztuczne kanały (ryc. 1). Do badania użyto kanał zawierający krzywiznę o kącie 90 stopni i promieniu 2,5 mm, długość kanału wynosiła 16 mm (ryc. 2). Na czas badania całe urządzenie ze stali nierdzewnej było zanurzone w przezroczystym, żaroodpornym naczyniu szklanym wypełnionym wodą destylowaną o temperaturze 20°C lub 35°C. Temperatura wody była cały czas kontrolowana za pomocą cyfrowego termometru ST-9290 (ATM LDT; Hong Kong, Chiny) zaopatrzonego w sondę pomiarową umieszczoną pod wodą w pobliżu kanału wykorzystywanego do testu (dokładność pomiaru podana przez producenta to 0,1°C). W przypadku narzędzi testowanych w 20 ± 1°C, jeżeli temperatura wody przekraczała 21°C, dodawano kostki lodu i czekali, aż ustabilizuje się na poziomie 20°C. W przypadku narzędzi testowanych w 35 ± 1°C, aby osiągnąć tę temperaturę, szklane naczynie umieszczano na elektrycznej płycie grzewczej, która podgrzewała wodę do wymaganej temperatury (ryc. 3).

Każdy kolejny pilnik pracował przypisanym ruchem (rotacyjnym lub recyprokalnym) wewnątrz sztucznego kanału, aż nastąpiło złamanie narzędzia. Czas do złamania mierzony był (w sekundach) elektronicznym stoperem Junsd JS-307 (Shenzhen JUNSD Industry Co; Shenzhen, Chiny). Dokładność pomiaru czasu producent podaje do 0,01 s. W tym badaniu czas do złamania zaokrąglano do pełnych sekund zgodnie z regułami matematycznymi. Odlamany fragment każdego narzędzia mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki Magnusson (Londyn, Wielka Brytania) (ryc. 4), aby sprawdzić pozycjonowanie pilników w kanale. Producent podaje dokładność pomiarów do 0,02 mm. Te same narzędzia pomiarowe (termometr, stoper i suwmiarka) stosowano dla każdego pilnika w identyczny sposób, z zapewnieniem powtarzalności pomiarów, dlatego ewentualne błędy pomiarowe dotyczą wszystkich narzędzi, a skala dokładności pomiarów narzędzi pomiarowych jest co najmniej o rząd wielkości wyższa od przyjętego przez autora



Ryc. 4. Długość odlamanych fragmentów pilników mierzono za pomocą elektronicznej suwmiarki (Magnusson; London, Wielka Brytania).

jako dopuszczalny, więc nie zaburzają wyników końcowych.

Analiza statystyczna

Analizy statystycznej dokonano przy użyciu pakietu IBM SPSS Statistics 25. Analiza testem Kruskala-Wallisa pozwoliła sprawdzić, czy występują istotne statystycznie różnice między porównywanymi narzędziami w zakresie analizowanych zmiennych. W momencie występowania istotnych statystycznie różnic zastosowano test post-hoc Gamesa-Howella. Pozwoliło to sprawdzić, między którymi dokładnie narzędziami różnice te występują. W celu sprawdzenia, czy występują istotne statystycznie różnice dla poszczególnych narzędzi w zakresie czasu do złamania między 20°C a 35°C, zastosowano test

Wilcoxon. Za poziom istotny statystycznie przyjęto wartość $p < 0,05$.

Wyniki

Wartości średniego czasu do złamania (w sekundach) oraz odchylenia standardowe (SD) prezentuje tabela I. Analiza testem post-hoc wykazała, że w temperaturze 20°C każde narzędzie różni się od pozostałych w istotny statystycznie sposób ($p < 0,001$) w zakresie czasu potrzebnego do złamania. Istotnie statystycznie najwyższa średnia czasu potrzebnego do złamania dotyczy narzędzi Endostar EP Easy Path, zaś najniższa – ProGlider. Identyczna interpretacja dotyczy temperatury 35°C. Każde narzędzie różni się od pozostałych w istotny statystycznie sposób ($p < 0,001$). Te same narzędzia co przy 20°C charakteryzu-

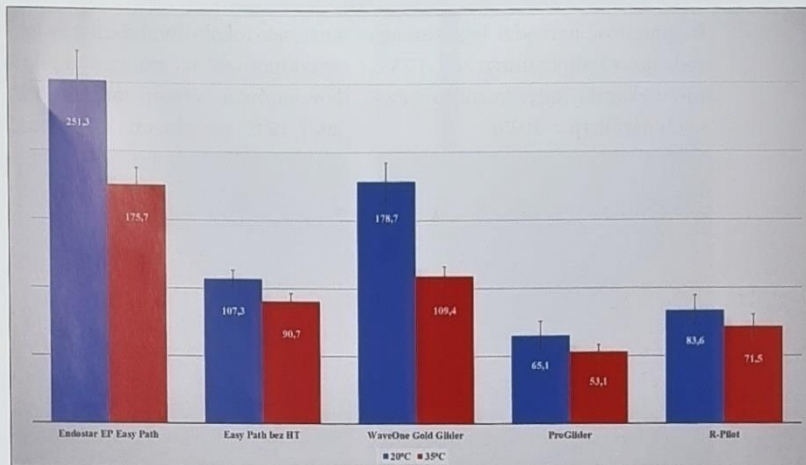
TABELA I. Średni czas do złamania (s) i odchylenie standardowe (SD) dla narzędzi Endostar EP Easy Path, Easy Path bez HT, WaveOne Gold Glider, ProGlider, R-Pilot, testowanych w dwóch temperaturach: 20°C i 35°C

Narzędzie	Średni czas do złamania (s) (SD)	
	Temperatura 20°C	Temperatura 35°C
Endostar EP Easy Path	251,3 (21,42)	175,7 (12,51)
Easy Path bez HT	107,3 (6,16)	90,7 (5,58)
WaveOne Gold Glider	178,7 (14,01)	109,4 (6,82)
ProGlider	65,1 (10,57)	53,1 (5,36)
R-Pilot	83,6 (10,97)	71,5 (8,58)

ją się istotnie statystycznie najwyższym (Endostar EP Easy Path) oraz najniższym (ProGlider) czasem potrzebnym do złamania w temperaturze 35°C.

Średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju był istotnie statystycznie mniejszy w temperaturze 35°C niż w 20°C. Dotyczy to wszystkich badanych narzędzi (ryc. 5). Średnie skrócenie czasu do złamania (wyrażone w procentach) w temperaturze 35°C w porównaniu z temperaturą 20°C przedstawia tabela II.

Średnie i odchylenia standardowe długości odłamanych fragmentów narzędzi w milimetrach (mm) przedstawia tabela III. Analiza wykazała występowanie istotnych statystycznie różnic. Średnia długość odłamanych fragmentów dla narzędzi Endostar EP Easy Path okazała się



Ryc. 5. Wpływ temperatury badania na średni czas do złamania w teście zmęczeniowym. Widoczne skrócenie czasu do złamania dla wszystkich narzędzi pracujących w temperaturze 35°C (kolor czerwony) względem tych samych narzędzi pracujących w temperaturze 20°C (kolor niebieski).

istotnie statystycznie wyższa w porównaniu z ProGlider ($p = 0,01$) oraz R-Pilot ($p = 0,01$). Średnia długość odłamanych fragmentów dla narzędzi Easy Path okaza-

ła się istotnie statystycznie wyższa w porównaniu z WaveOne Gold Glider ($p = 0,02$), ProGlider ($p < 0,001$) oraz R-Pilot ($p < 0,001$). Analiza średnich długości odłamanych

TABELA II. Tabela przedstawia, o ile procent skrócił się średni czas do złamania dla narzędzi tego samego rodzaju testowanych w temperaturze 35°C w porównaniu z narzędziami testowanymi w temperaturze 20°C

Narzędzie	Skrócenie czasu do złamania w temperaturze 35°C wyrażone w %
Endostar EP Easy Path	30%
Easy Path bez HT	15%
WaveOne Gold Glider	39%
ProGlider	18%
R-Pilot	14%

TABELA III. Średnie i odchylenia standardowe (SD) długości odłamanych fragmentów testowanych narzędzi w milimetrach (mm). Takie same litery (a lub b) oznaczają występowanie różnic istotnych statystycznie między danymi narzędziami w danej temperaturze

Narzędzie	Długość odłamane go fragmentu (mm) (SD)	
	Temperatura 20°C	Temperatura 35°C
Endostar EP Easy Path	3,82 (0,13)	3,90a (0,12)
Easy Path bez HT	3,90 (0,12)	3,93b (0,11)
WaveOne Gold Glider	3,80 (0,16)	3,74b (0,17)
ProGlider	3,74 (0,14)	3,70ab (0,12)
R-Pilot	3,73 (0,13)	3,71ab (0,12)

fragmentów narzędzi tego samego rodzaju w temperaturze 20°C i 35°C nie wykazała statystycznie znaczących różnic ($p > 0,05$).

Dyskusja

W badaniu poddano analizie wpływ temperatury na odporność na złamanie w teście zmęczeniowym, w jakiej przeprowadza się test. Wybrano narzędzia przeznaczone do wytwarzania glide path ze względu na niewielką liczbę badań zmęczeniowych tego rodzaju pilników przeprowadzanych w temperaturze zbliżonej do panującej podczas pracy klinicznej. Testowane narzędzia różniły się rozmiarem, taperem, przekrojem poprzecznym oraz rodzajem obróbki cieplnej stopu Ni-Ti. Miało to na celu sprawdzenie, czy te zmienne wpłyną na otrzymane wyniki w różnych temperaturach. Analiza danych wykazała, że niezależnie od tych zmiennych wzrost temperatury badania powodował spadek odporności na złamanie wszystkich narzędzi. Dodatkowo narzędzia Easy Path Amber zostały niedawno wprowadzone na rynek i nie ma dostępnych opublikowanych badań na ich temat. Wykorzystanie dwóch rodzajów narzędzi o identycznej budowie, różniących się tylko obecnością bądź brakiem obróbki cieplnej stopu Ni-Ti (Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT) pozwoliło dodatkowo sprawdzić wpływ tej zmiennej na odporność pilników na zmęczenie. Okazało się, że obróbka cieplna nazwana przez firmę Poldent Amber HT Technology

znacząco (około dwukrotnie) zwiększa odporność na zmęczenie pilników zarówno w temperaturze 20°C, jak i 35°C. Zwiększona odporność na złamanie, w teście zmęczeniowym, pilników wykonanych ze stopu Ni-Ti poddanego obróbce cieplnej pokrywa się z wynikami badań innych autorów (16, 17).

Odporność na cykliczne zmęczenie pilników do wytwarzania glide path jest równie ważna jak innych pilników używanych do preparacji kanałów, pomimo tego, że są one małego rozmiaru, co predysponuje je do większej odporności na zmęczenie w porównaniu z większymi pilnikami kształtującymi kanał (18).

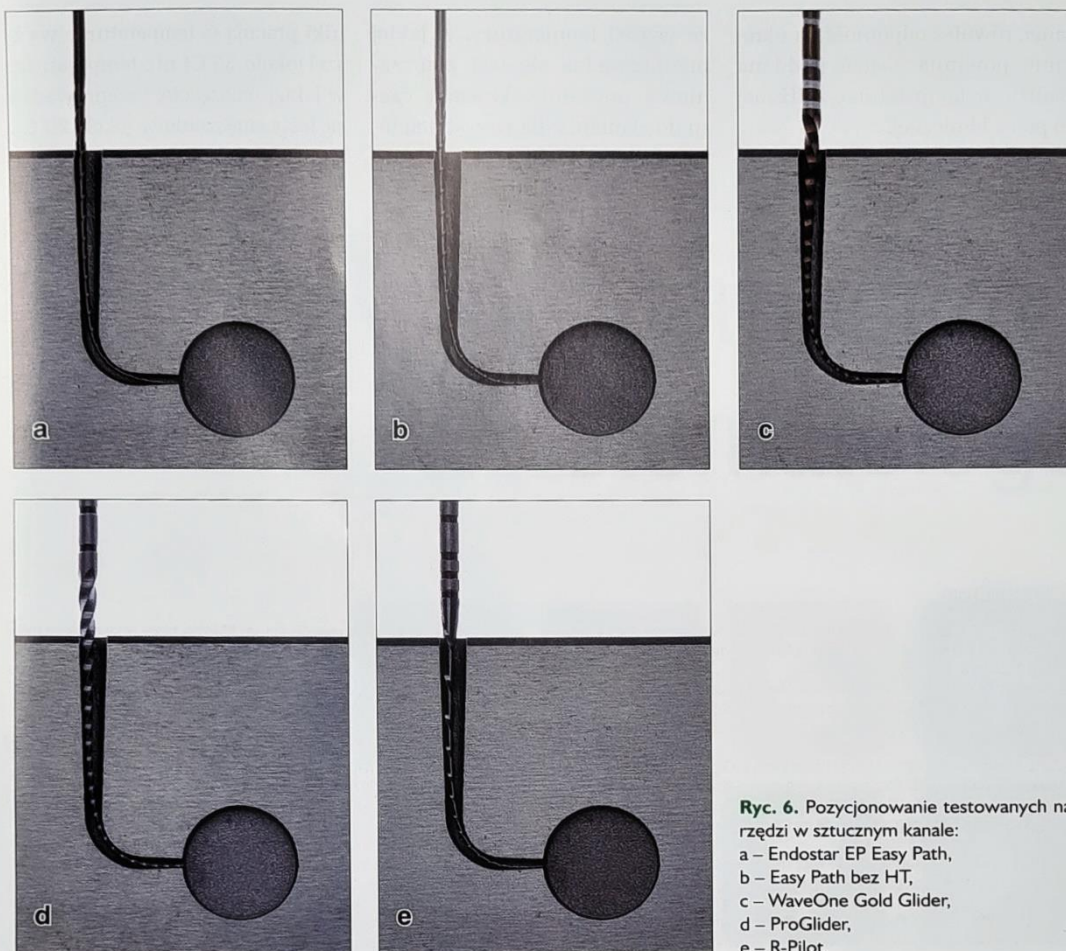
W literaturze można znaleźć wiele badań wskazujących, że ruch recyprokalny wydłuża czas do złamania w teście zmęczeniowym w porównaniu z ciągłą rotacją (19). W prezentowanym badaniu nie wykazano tej zależności, jednak spowodowane było to różnicą w budowie oraz rodzajem obróbki cieplnej stopu Ni-Ti porównywanych narzędzi.

Instrumenty w tym badaniu testowano w rodzaju ruchu i jego prędkości sugerowanych przez producentów poszczególnych narzędzi (ruch rotacyjny lub recyprokalny). Ocenie poddano czas do wystąpienia złamania. W wielu badaniach czas do złamania przelicza się na liczbę obrotów potrzebną do wystąpienia złamania narzędzia (20, 21), co według autora wydaje się nie do końca poprawne. Porównywanie liczby obrotów do zła-

mania przy pilnikach, które pracują ruchem recyprokalnym i rotacyjnym nie jest precyzyjne ze względu na brak dokładnych danych prędkości pracy ruchem recyprokalnym oraz konieczności uwzględnienia faktu, że pilniki wykonują część obrotu zgodnie z ruchem wskazówek zegara (CW), a część obrotu przeciwnie do ruchu wskazówek zegara (CCW), co musiałoby zostać wzięte pod uwagę w wyliczeniach liczby obrotów do złamania z parametru czasu do złamania (22, 23).

W teście zmęczeniowym rozmiar pilnika w centrum krzywizny, w jakiej pracuje, wpływa na wyniki badania (24). W prezentowanym badaniu narzędzia różniły się rozmiarem na wierzchołku oraz taperem. Powodowało to, że wymiar poprzeczny pilników w miejscu złamania był różny. Nie ma dostępnych dokładnych danych dla pilników o zmiennej stożkowatości, jaki konkretnie mają rozmiar na danym milimetrze od wierzchołka, dlatego w porównywaniu poszczególnych narzędzi trzeba uwzględnić, że mogły się łamać w miejscu, gdzie ich rozmiar nie był podobny.

Również, jak wykazał w swoich badaniach Plotino i wsp. (25, 26), dopasowanie rozmiaru kanału do testowanych narzędzi może wpływać na wyniki badania poprzez różną trajektorię narzędzia w kanale. W prezentowanym badaniu wykorzystano kanał o takim samym rozmiarze i stożkowatości dla wszystkich narzędzi (szerokość na końcu kanału 0,35 mm, taper 0,06 mm/mm). Odbiło się to na nie-



Ryc. 6. Pozycjonowanie testowanych narzędzi w sztucznym kanale:
 a – Endostar EP Easy Path,
 b – Easy Path bez HT,
 c – WaveOne Gold Glider,
 d – ProGlider,
 e – R-Pilot.

wielkiej (ale znaczącej według analizy statystycznej) różnicy w pozycjonowaniu narzędzi Endostar EP Easy Path i Easy Path bez HT w porównaniu z pozostałymi narzędziami. Różnica przejawiała się w średniej odległości od wierzchołka, na której dochodziło do złamania narzędzia. Różnica ta nie przekraczała 6%, jednak przyjęty poziom

istotności statystycznej wynosił $p < 0,05$, co musi być uwzględnione w porównywaniu narzędzi między sobą. Średnia długość odłamanych fragmentów dla narzędzi tego samego rodzaju, w obydwu temperaturach testu, była tożsama i nie wykazywała różnic istotnych statystycznie, więc nie miało to wpływu na wyniki badania. Pozycjono-

wanie narzędzi w sztucznym kanale widać na ryc. 6.

Klinicznie małe pilniki do wytwarzania „gładkiej ścieżki” są również wystawione na działanie znacznego momentu obrotowego (w porównaniu do ich niewielkiego rozmiaru) ze względu na pracę w wąskich, zakrzywionych kanałach (3, 7). Uwzględniając wyniki obecnego ba-

dania, również odporność na ukłucie powinna zostać poddana analizie w temperaturze zbliżonej do pracy klinicznej.

Wnioski

Mając świadomość ograniczeń tego badania, można stwierdzić,

że wzrost temperatury, w jakiej przeprowadza się test zmęczeniowy, powoduje skrócenie czasu do złamania dla wszystkich testowanych pilników (Endostar EP Easy Path, Easy Path bez HT, WaveOne Gold Glider, ProGlider i R-Pilot) przeznaczonych do wytwarzania glide path. Klinicznie pil-

niki pracują w temperaturze wyższej (około 35°C) niż temperatura, w jakiej najczęściej przeprowadza się testy zmęczeniowe (około 20°C).

PIŚMIENNICTWO

1. Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L i wsp. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. *Int Endod J*. 2017; 50(4): 387-397.
2. Patino PV, Biedma BM, Liébana CR i wsp. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod*. 2005; 31(2): 114-116.
3. West J. The Endodontic Glidepath: Secrets to rotary success. *Dent Today* 2010; 29(9): 86, 88, 90-93.
4. West J. Endodontic Update. *J Esthet Restor Dent*. 2006; 18(5): 280-300.
5. Mounce RE. Endodontic K-files: invaluable endangered species or ready for the Smithsonian? *Dent Today* 2005; 24: 102-104.
6. Van der Vyver PJ. Creating a glide path for rotary NiTi instruments: Part one. *Int Dentistry SA* 2010; 13(2): 6-10.
7. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A i wsp. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod*. 2009; 35(3): 408-412.
8. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS i wsp. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molar curved canals. *J Endod*. 2012; 38(3): 389-393.
9. Boutsoukis Ch, Lambrianidis T. Factors affecting intracanal instrument fracture. W: Lambrianidis T (red.). *Management of fractured endodontic instruments. A clinical guide*. Cham, Switzerland: Springer; 2018: s. 31-60.
10. de Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M i wsp. 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.
11. de Vasconcelos RA, Murphy S, Talge Carvalho CA i wsp. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod*. 2016; 42(5): 782-787.
12. Grande NM, Plotino G, Silla E i wsp. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod*. 2017; 43(7): 1157-1160.
13. Plotino G, Grande NM, Bellido MM i wsp. Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod*. 2017; 43(2): 200-202.
14. Yilmaz K, Uslu G, Gündoğar M i wsp. Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature. *Int Endod J*. 2018; 51(8): 924-930.
15. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*. 2012; 38(1): 105-107.
16. Gambarini G, Grande NM, Plotino G i wsp. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008; 34(8): 1003-1005.
17. Zinelis S, Darabara M, Takase T i wsp. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103(6): 843-847.
18. Sung SY, Ha JH, Kwak SW i wsp. Torsional and cyclic fatigue resistances of glide path preparation instruments: G-file and PathFile. *Scanning* 2014; 36(5): 500-506.
19. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod*. 2016; 42(7): 1009-1017.
20. Gündoğar M, Özyürek T, Yılmaz K i wsp. Cyclic fatigue resistance of HyFlex EDM, Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Twisted File Adaptive rotary files under different temperatures and ambient conditions. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2019; 13(3): 166-171.
21. Serefoglu B, Kaval ME, Kurt SM i wsp. Cyclic Fatigue Resistance of Novel Glide Path Instruments with Different Alloy Properties and Kinematics. *J Endod*. 2018; 44(9): 1422-1424.
22. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S i wsp. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review – part I: historical perspectives and current applications. *J Endod*. 2015; 41(11): 1778-1783.
23. Grande NM i wsp. The reciprocating movement in Endodontics. *Endodontic Practice* 2016; 9: 37-42.
24. Grande NM, Plotino G, Pecci R i wsp. Cyclic fatigue resistance and three dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*. 2006; 39(10): 755-763.
25. Plotino G, Grande NM, Mazza C i wsp. 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.
26. Plotino G, Grande NM, Cordaro M i wsp. Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments. *Int Endod J*. 2010; 43(1): 69-75.

Cyclic fatigue resistance of several nickel–titanium glide path rotary and reciprocating files

Dr Sławomir Gabryś, Poland

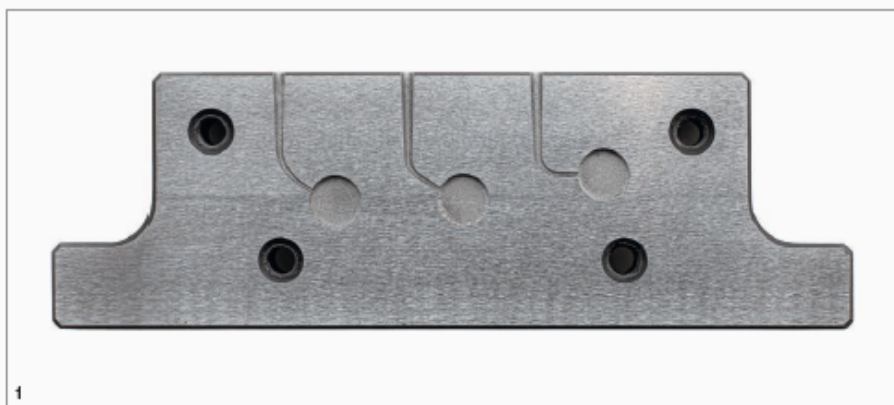


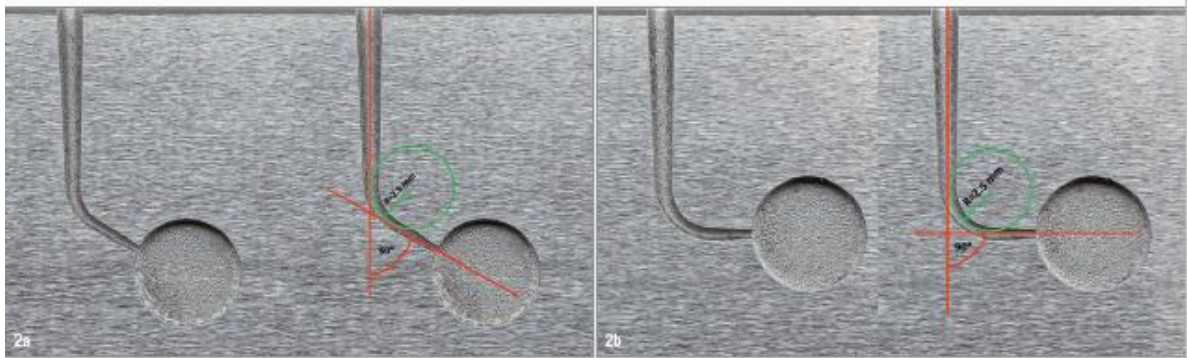
Fig. 1: The custom-made device with artificial stainless-steel canals for cyclic fatigue tests.

Introduction

The purpose of root canal widening is to remove infected dentine and to create space for irrigants and obturation. Giving the widening a cone shape which constricts towards the apex is the basis for correct canal treatment.¹ For the past 30 years, mechanical nickel–titanium (NiTi) files have been used to achieve that.² The first stage of canal preparation is exploration and creation of a glide path. West defines "glide path" as: "smooth radicular tunnel from canal orifice to physiologic terminus (apical constriction)".³ He also says that the glide path is ready when a size 10 file, the one we use to prepare a glide path, moves in the canal from its orifice to the physiological terminus without any difficulty: the "super loose No. 10".⁴ But in many cases (narrow and curved canals), creating a glide path just with size 10 file might be insufficient. Often, it is necessary (before the actual mechanical preparation) to expand the size of the glide path to size 15 or 20. This is done to reduce torsional stress that affects the file and thus results in a smaller number of broken shaping files.⁵ The larger size glide path can be achieved with hand stainless-steel files, but in the case of difficult canals (narrow and curved), reaching working length with a size 15 file, not to mention a size 20 file, might be very difficult or even

impossible. Additionally, preparation with relatively stiff stainless-steel files may cause mishaps, such as ledge formation or transportation of the original canal path.⁶ Therefore, special mechanical NiTi files have been introduced. They work in either rotary or reciprocal motion and are dedicated to creating a glide path. Their advantage is, undeniably, a shorter time, in comparison with hand files, necessary to complete the task and, in consequence, a less tired operator.⁷ Also, more flexible NiTi files reduce mishaps during canal preparation (ledge formation and transportation).^{8,7} Initially, glide path mechanical systems consisted of several files, for example the three-file system PathFile (Dentsply Maillefer), but with the trend of reducing the number of files needed to prepare a canal, glide path mechanical systems too have been reduced to single-file ones. Within the last few years, several single-file systems have been introduced, and they operate in either rotary or reciprocal motion.

Endostar EP Easy Path files (Foldent), which have recently been introduced to the market, are made of a heat-treated NiTi alloy produced using the Amber HT Technology developed by Foldent. These files have an S-shaped cross section, are designed to operate in constant rotation, reciprocal motion and combined Optimum Torque Reverse



Figs. 2a & b: Artificial canals used in this study: 16 mm long with the angle of curvature 60° and radius (R) of curvature 2.5 mm (a); 16 mm long with the angle of curvature 90° and radius of curvature 2.5 mm (b).

motion, and cut in a clockwise (CW) direction. At the tip, they are 0.14 mm in diameter and have a variable taper: 0.04 mm/mm for the first 3.00 mm from the tip, and the taper becomes smaller in the direction of the handle.

RACE EVO (FKG Dentaire) is a recently introduced system of files for canal preparation, and it contains a glide path file of 0.15 mm in diameter at the tip and with a constant taper of 0.04 mm/mm. These files are made of an NiTi heat-treated alloy. They have a triangle cross section, are designed to operate in rotary motion at high speed, 800 to 1,000 rpm, and cut in a CW direction.

WaveOne Gold Glider files (Dentsply Sirona) are made of a modified heat-treated NiTi alloy called Gold-wire. They have a rhomboid cross section, are designed to operate in reciprocal motion and cut in a counter clockwise (CCW) direction. At the tip, they are 0.15 mm in diameter and have a variable, increasing taper: from 0.02 mm/mm at the tip to 0.06 mm/mm close to the handle.

ProGlider files (Dentsply Sirona) are made of a modified NiTi alloy called M-Wire. They have a square cross section, are designed to operate in rotary motion and cut in a

CW direction. They are 0.16 mm in diameter at the tip and have a variable, increasing taper: from 0.02 mm/mm at the tip to 0.08 mm/mm at the handle.

R-PILOT files (VDW) are made of M-Wire. They have an S-shaped cross section, are the first glide path files in the market operating in reciprocal motion and cut in a CCW direction. They are 0.125 mm in diameter at the tip and have a constant taper of 0.04 mm/mm.

HyFlex EDM (COLTENE) is a system of files for canal preparation, and it contains a glide path file of 0.10 mm in diameter at the tip and with a constant taper of 0.05 mm/mm. It is manufactured from controlled memory NiTi wire subjected to electric discharges, leading to shaping via melting and vaporisation. The files have a changeable shape cross section, which is quadratic in the apical part and trapezoidal in the coronal part of the instrument. They are designed to operate in rotary motion and cut in a CW direction.

Even though they have obvious advantages, NiTi files for mechanical glide path preparation, similarly to NiTi shaping files, can fracture inside the canal. A few factors may be distinguished which influence resistance to fracture:

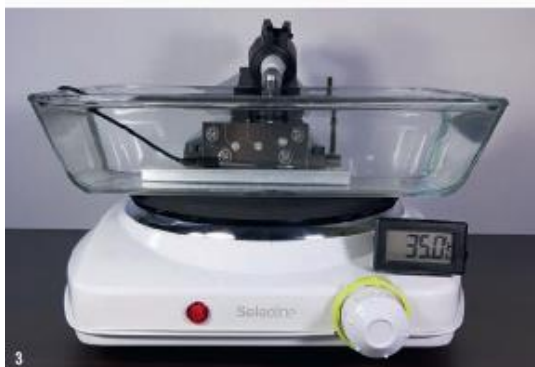


Fig. 3: The cyclic fatigue test device submerged in distilled water in a heatproof glass dish placed on the electric stove. **Fig. 4:** Micro-caliper for measuring fractured instruments.

Mean & standard deviation of the time to fracture

File	Mean (SD) time to fracture (s)	
	60° curvature	90° curvature
Endostar EP Easy Path	244.5 (25.4)	175.7 (12.5)
RACE EVO	108.6 (9.3)	68.6 (6.2)
WaveOne Gold Glider	163.4 (11.3)	109.4 (6.8)
ProGlider	109.0 (13.6)	53.1 (5.4)
R-PILOT	134.9 (15.2)	71.5 (8.6)
HyFlex EDM	126.8 (15.1)	61.2 (9.6)

Table 1

the design of a file (its size, taper and cross section), the type of motion it operates in (rotary or reciprocal) and the type of alloy the file is made of (including heat treatment of the NiTi alloy).⁸

Most research on cyclic fatigue of NiTi files has been conducted at room temperature, but in clinical work, the files operate at a higher temperature, which probably is about 35 °C.⁹ Several recent studies have proved that the temperature at which the fatigue test is conducted may have a significant influence on the results.^{10,11} Also, for NiTi glide path files, an increase of temperature in which a fatigue test is conducted leads to shortening of the time to fracture.¹² Therefore, in order to bring the conditions of this test as close to the clinical conditions as possible, the fatigue test was conducted at 35 °C. The purpose of this paper was to examine the resistance to fracture of endodontic glide path files

Mean & standard deviation of the fractured fragment length

File	Mean (SD) fragment length (mm)	
	60° curvature	90° curvature
Endostar EP Easy Path	3.86 (0.13)	3.90 (0.12)
RACE EVO	4.01 (0.12)	3.97 (0.14)
WaveOne Gold Glider	3.83 (0.16)	3.74 (0.17)
ProGlider	3.75 (0.10)	3.70 (0.12)
R-PILOT	3.74 (0.10)	3.71 (0.12)
HyFlex EDM	3.87 (0.16)	3.84 (0.14)

Table 2

(of various design and of NiTi alloy heat-treated in different ways) in cyclic fatigue tests performed in two types of curvature.

Materials and methods

A total of 120 new endodontic files were used for this research:

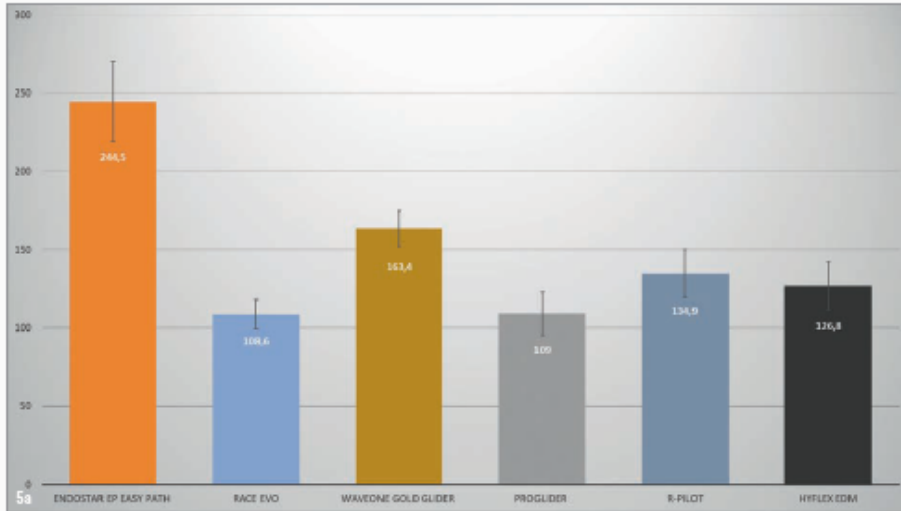
- 20 Endostar EP Easy Path files;
- 20 RACE EVO files;
- 20 WaveOne Gold Glider files;
- 20 ProGlider files;
- 20 R-PILOT files; and
- 20 HyFlex EDM files.

All files were 25 mm long. They were examined under the stereomicroscope Leica M50 (Leica Microsystems) at 20x magnification. No defects or deformations were found; therefore, all files were subjected to this study. Ten files of each kind were subjected to a cyclic fatigue test in a water bath of 35 ± 1 °C in two types of curvature: 60° and 90°.

For the test, three endodontic electric micromotors were used, depending on which motion the tested files operated in. The Endostar Provider electric motor (J. Morita) was used for the Endostar EP Easy Path, RACE EVO and HyFlex EDM files. The Endostar EP Easy Path and HyFlex EDM files worked at 300 rpm, and the RACE EVO instruments worked at 800 rpm (in accordance with the producer's recommendations).¹³ The X-Smart Plus electric motor (Dentsply Sirona) was used for the WaveOne Gold Glider and ProGlider files. The instruments worked in dedicated reciprocal motion for WaveOne files and rotary motion, respectively, at 300 rpm. The VDW.SILVER RECIPROCAL electric motor (VDW) was used for the R-PILOT files, and the dedicated RECIPROCAL ALL program was used.

A stainless-steel device containing artificial canals (Fig. 1) was used for the test. The first canal had a curvature of 90° and a radius of 2.5 mm, and the second had a curvature of 60° and a radius of 2.5 mm. The length of both canals was 16 mm (Fig. 2). During the test, the entire stainless-steel device was submerged in a glass dish filled with distilled water at 35 °C. The water temperature was constantly monitored with a digital thermometer (ST-9290, ATM) equipped with a measuring probe, which was placed under the water close to the canal being used for the test (the measuring accuracy declared by the producer is 0.1 °C). The glass dish was placed on a metal stove top, which continuously heated the water and kept it at 35 ± 1 °C (Fig. 3).

Every file worked in the assigned motion (rotary or reciprocal) inside an artificial canal until fracture. The time to fracture was measured with a digital stopwatch (Junsed JS-307, Shenzhen Junsed Industry Co.). The accuracy provided by the producer is 0.01 seconds. In this test, the time to fracture was rounded to full seconds



Figs. 5a & b: Mean time to fracture (in seconds) for the files operating at a 60° curvature (a) and a 90° curvature (b).

according to mathematical rules. The broken fragment of each file was measured with a digital caliper (Magnusson; Fig. 4) to check the positioning of each file in the canal. The producer declares the measurement accuracy to be 0.02mm. The same measuring devices (thermometer, stopwatch and caliper) were used in the same way for all files to assure measurement repeatability. Therefore, any potential measurement mistakes relate to all tested glide path files and did not interfere with the final results.

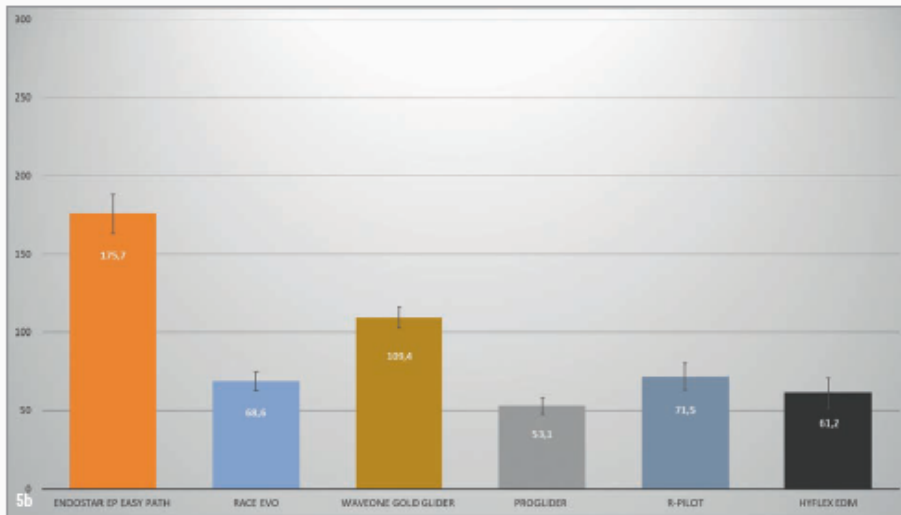
Statistical analysis

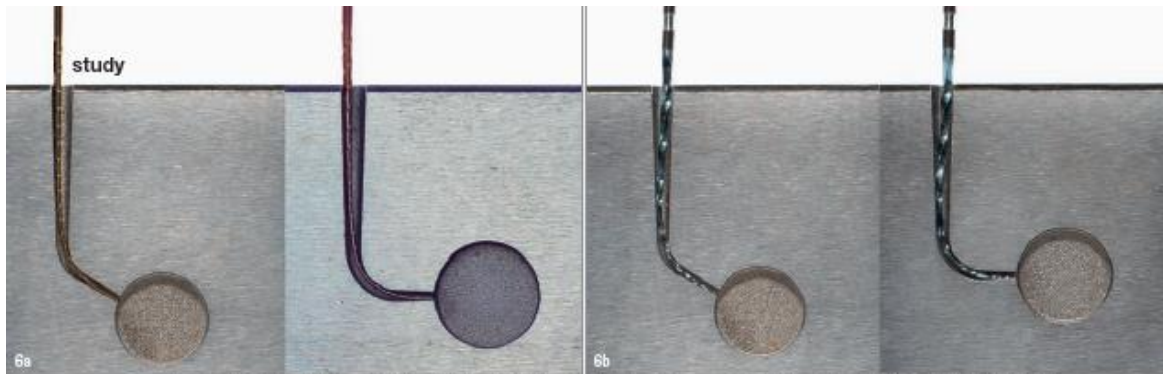
Statistical analysis was performed with IBM SPSS Statistics (Version 25). The Kruskal–Wallis test showed statistically significant differences between files within the scope of

the compared variables. When statistically significant differences were noted, the post hoc Games–Howell test was used. It helped to check exactly which files were statistically different. The Wilcoxon signed-rank test was used to look for statistically significant differences between the files while comparing their time to fracture in the 60° and 90° curvatures. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

The mean time to fracture and standard deviation are shown in Table 1. The post hoc test analysis showed that, for the 60° curvature, the mean time to fracture for the Endostar EP Easy Path files was statistically significantly





Figs. 6a–f: Positioning of the tested files in artificial canals (60° curvature [left] and 90° curvature [right]): the Endostar EP Easy Path (a), RACE EVO (b), WaveOne Gold Glider (c), ProGlider (d), R-PILOT (e) and HyFlex EDM files (f).

higher than for all the other files ($p < 0.001$). The mean time to fracture for the WaveOne Gold Glider files was statistically significantly higher than for the RACE EVO ($p < 0.001$), ProGlider ($p < 0.001$), R-PILOT ($p = 0.002$) and HyFlex EDM files ($p < 0.001$). The mean time to fracture for the R-PILOT files was statistically significantly higher when compared with the RACE EVO ($p < 0.001$) and ProGlider files ($p = 0.009$).

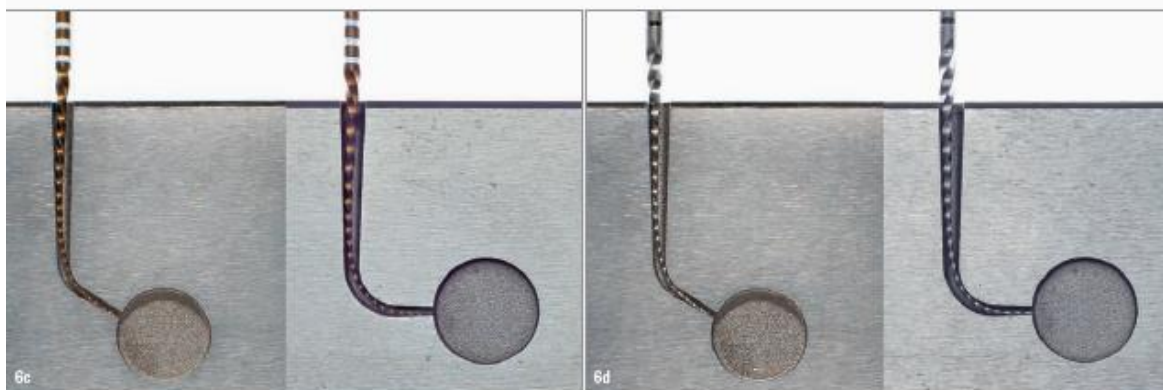
For a curvature of 90°, the mean time to fracture for the Endostar EP Easy Path files was statistically significantly higher in comparison with all the other files ($p < 0.001$). The mean time to fracture for the WaveOne Gold Glider files was statistically significantly lower than that for Endostar EP Easy Path files ($p < 0.001$) and higher than that for all the other files ($p < 0.001$), with the exception of the HyFlex EDM files. The mean time to fracture for files of the same type was statistically significantly lower for a 90° curvature than for a 60° curvature (the differences will be at the same level; Fig. 5).

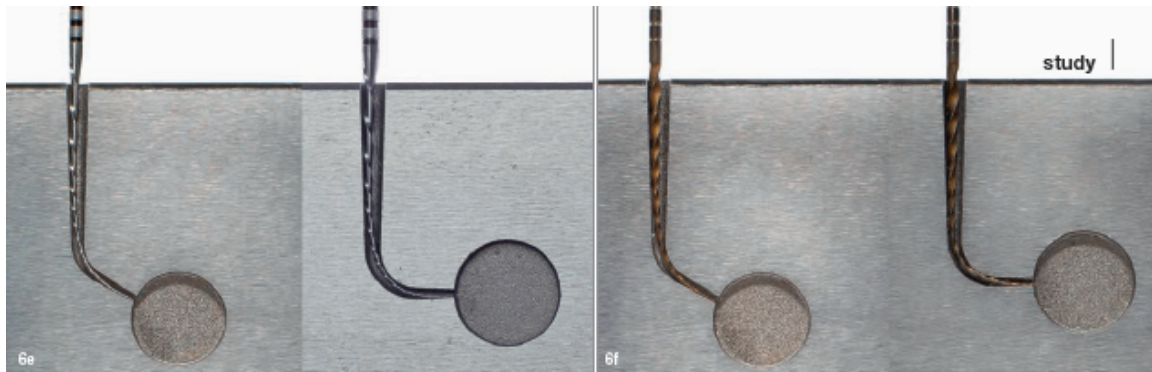
The mean length of the broken file fragments and standard deviation are given in Table 2. The analysis found statistically significant differences. For a 60° curvature,

the mean length of broken fragments for the RACE EVO files was statistically significantly higher than for the ProGlider ($p = 0.001$) and R-PILOT files ($p = 0.001$). For a 90° curvature, the mean length of broken fragments for the Endostar EP Easy Path files was statistically significantly higher than for the ProGlider ($p = 0.02$) and R-PILOT files ($p = 0.03$), and it was statistically significantly higher for the RACE EVO files than for the WaveOne Gold Glider ($p = 0.04$), ProGlider ($p = 0.002$) and R-PILOT files ($p = 0.004$). The analysis of the mean length of fractured fragments of the same type of files operating in 60° and 90° curvatures did not show any statistically significant differences ($p > 0.05$).

Discussion

Files for mechanical preparation of glide paths were subjected to cyclic fatigue tests at 35 °C because there is very little research on such instruments performed at a temperature close to that of clinical work. The tested instruments are one-file systems for creating glide paths. Additionally, the Endostar EP Easy Path and RACE EVO files were introduced to the market recently, and there is very little research on them. Files for mechanical preparation of glide paths are especially recommended for very curved canals, so their resistance to cyclic fatigue is clinically very important.¹⁴





The files were tested in the type of motion and at the rotation speed suggested as basic by the producers of each of the instruments. The time to fracture was not related to the number of rotations to fracture, even though such data can be found in many papers.^{15,16} This was not done because precise calculation of rotations to fracture for files operating in reciprocal motion (WaveOne Gold Glider and R-PILOT) is not possible. In order to convert time to fracture into number of rotations to fracture for reciprocal motion files, we would have had to obtain precise data: the rotation speed for the partial CW rotation of the instrument and the rotation speed for the partial CCW rotation, the length of the pause between these two types of rotations (CW and CCW), which is necessary to change the direction of rotation in the handpiece, and finally accurate angles of partial rotation by which the file moves in both directions (CW and CCW) in a given reciprocal motion.^{17,18} This data is not available; therefore, calculation of number of rotations to fracture for reciprocal motion was not possible. Providing just time to fracture for the RACE EVO files produces fairly poor results because they operate at a very high speed, 800 rpm. As research has shown, with a higher rotation speed, the time to fracture becomes shorter in a cyclic fatigue test.^{19,20} The producer of these files recommends working at such high speed, but during clinical work, it must be remembered that the time to fracture of these files in curved canals will be shorter.

The tested files have different designs (size, taper and cross section) and are made of NiTi alloy that has undergone different heat treatments. In fatigue tests, the size of a file in the centre of the curvature in which it operates has an influence on the results.²¹ The width of the files at the point of fracture is not the same, because they have different sizes and tapers. There is no available precise data for the files of varying taper, their exact size at each millimetre from the tip. Therefore, when comparing files, we must take into consideration that they could fracture in a place where their size is different. As Plotino et al. showed in their research, matching the size of a canal with the tested files may influence the test results because of a different trajectory of a file in the canal.^{22,23} In the present research, a canal of the same size and taper was used for all the files (the diameter at the end of the canal was 0.35 mm and the taper 0.06 mm/mm). This caused a small (but statistically significant) difference in positioning of the Endostar EP Easy Path and RACE EVO files in comparison with other

files. The difference was the mean distance from the tip at which the fracture occurred. This difference was below 7%, but the level of statistical significance employed was $p < 0.05$, which must be considered in comparing the files. The mean length of broken fragments for files of the same type, at both curvatures, was the same, so it did not have any influence on the test. The positioning of files in the artificial canal is illustrated in Figure 6.

All the tested instruments are made of NiTi alloy heat-treated in different ways. As research performed by Gambarini et al. and Zinelis et al. showed, heat-treated NiTi files are more resistant to fracture in fatigue tests.^{24,25} In the present research, different types of NiTi heat treatment could not be compared because of the different design of the tested files. Glide path files, during clinical work, are also affected by significant torque (in relation to their small size). Future research should also concentrate on the resistance to torsion of these files at a temperature typical of clinical work.

Conclusion

Being aware of the limitations of the testing performed, it can be stated that increasing the curvature angle at which glide path files operate causes shortening of the time to fracture of all the tested files.

Editorial note: A list of references is available from the publisher.

about



Dr Sławomir Gabryś graduated with a DDS from the Jagiellonian University School of Medicine in Cracow in Poland. He is a member of the Polskie Towarzystwo Endodontyczne (Polish association of endodontics) and the European Society of Endodontology and a core member of the Dental Masters Group.

Since 2011, he has cooperated with the research department of Polskie Towarzystwo Endodontyczne. For eight years, with Poldent, he has conducted the postgraduate endodontic programme Endo Akademia.