

lek. stom. **Piotr Puchala**¹, prof. dr hab. n. med. **Halina Pawlicka**²

Wpływ procesu sterylizacji parowej na mikrotwardość niklowo-tytanowych narzędzi rotacyjnych

Praca recenzowana

W pracy przedstawiono wstępnie wyniki badań wpływu sterylizacji parowej na mikrotwardość stopu NiTi.

SŁOWA KLUCZOWE ▶ sterylizacja, NiTi, mikrotwardość, instrumenty endodontyczne, niklowo-tytanowe narzędzia rotacyjne

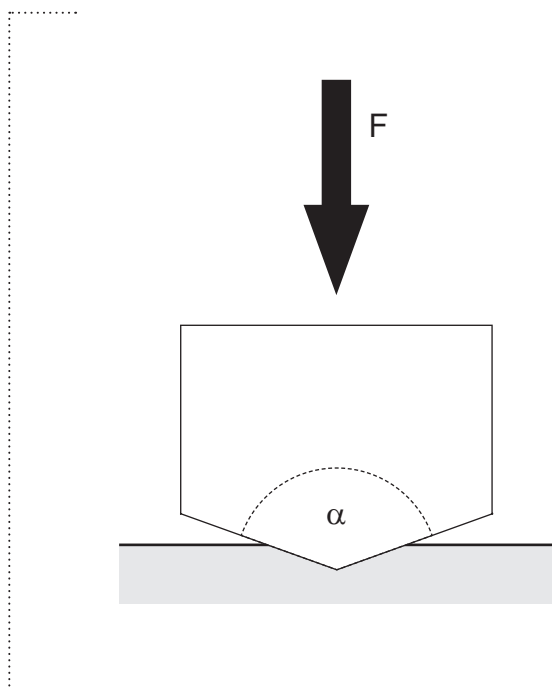
STRESZCZENIE ▶ Zastosowanie niklowo-tytanowych narzędzi rotacyjnych jest standardem podczas opracowywania systemu kanałów korzeniowych. W celu ponownego użycia pilniki muszą zostać poddane procesowi dezynfekcji i sterylizacji.

Podczas leczenia endodontycznego lekarz ma do dyspozycji narzędzia wykonane z dwóch stopów. Stal nierdzewna stosowana jest wyłącznie do produkcji narzędzi ręcznych. Narzędzia rotacyjne używane w endodoncji bazują na odkrytym w 1958 roku rewolucyjnym stopie, składającym się wagowo z 55% niklu oraz 45% tytanu. Metalurg W.F. Buchler badał innowacyjny stop dla Laboratoriów Badawczych Marynarki Wojennej Stanów Zjednoczonych. Został on nazwany Nitinol (NiTi), akronim od elementów, z których materiał został skomponowany: *Ni* od niklu, *Ti* od tytanu i *nol* od Naval Ordnance Laboratory (Laboratorium Badawcze Marynarki Wojennej). W stomatologii znalazł zastosowanie w latach 80. W porównaniu do narzędzi stalowych stop NiTi jest biokompatybilny, 5-6 razy bardziej elastyczny (mniejszy moduł elastyczności) oraz 10 razy bardziej odporny na odkształcenia (1-8).

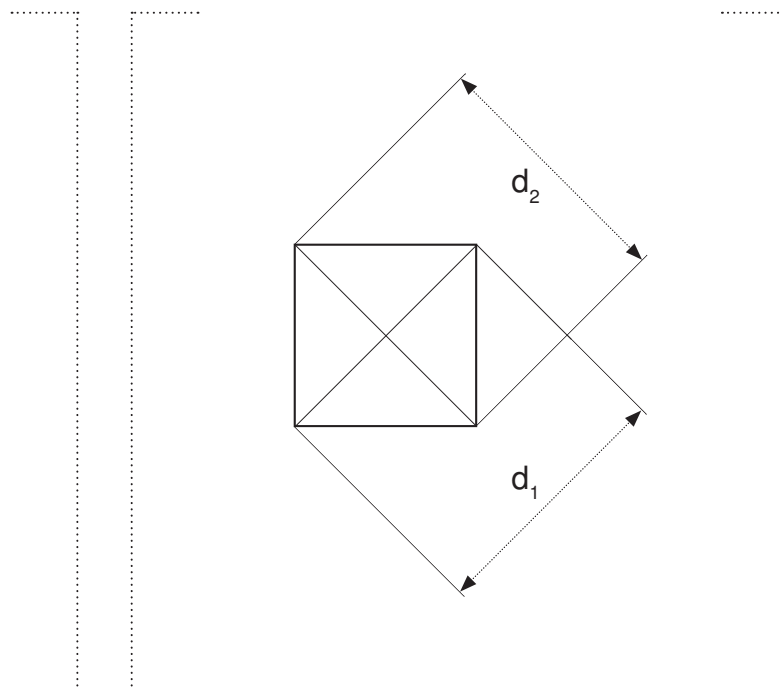
Stop NiTi może występować w różnych formach krystalograficznych. Posiada zdolność do zmiany typu wiązania atomowego, co powoduje unikalne zmiany we właściwościach mechanicznych i krystalograficznej strukturze stopu. Zmiany struktury

krystalograficznej gwarantują większą wytrzymałość na zmienną temperaturę, stres i obciążenie pojawiające w trakcie opracowywania systemu kanałów korzeniowych. Nitinol występuje w jednej z dwóch krystalicznych form: austenit i martenzyt. Bardzo interesujące jest to, jak stop reaguje na zmiany temperatury. Poniżej -12°C przyjmuje formę martenzytu, powyżej -12°C występuje przeważnie jako austenit, który jest znacznie bardziej wytrzymały (9). Struktura krystaliczna NiTi w temperaturze około 100°C jest stabilna i stop występuje jako austenit. Zmiana formy austenitu do martenzytu może powstać także przy dodatnich temperaturach, kiedy stop poddany jest naciskowi i deformacji podczas opracowywania kanałów korzeniowych, szczególnie zakrzywionych (8). Faza martenzytu jest uważana za fazę inicjującą i odpowiedzialną za proces pęknięcia (10).

Nitinol posiada dwie specyficzne cechy – efekt pamięci kształtu (SME – *shape memory effect*) i superelastyczność (SE – *superelasticity*). Metal zdeformowany w widoczny, trwały sposób odzyskuje swój pierwotny kształt po ogrzaniu (SME) albo po usunięciu nacisku (SE). Powracanie stopu do pierwotnego kształtu po wcześniejszym



Ryc. 1. Schemat pomiaru mikrotwardości metodą Vickersa



Ryc. 2. Kształt odcisku węgelnika wykorzystywanego w metodzie Vickersa

odkształceniu czyni z niego najpopularniejszy stop z pamięcią kształtu. Pełna odwracalność występuje przy odkształceniach do 8%, dla stali wartość wynosi 1% (6, 8, 11). Zarówno pamięć kształtu, jak i superelastyczność są związane z transformacją austenitu β -fazy z B2 strukturą sześcienną kryształu, do martenzytu z jednoskośną B19 strukturą kryształu. Transformacja fazy jest termoelastyczna i może być wywołana poprzez ochładzanie lub stosowanie nacisku. Kiedy stop jest podgrzany (SME) lub nacisk jest zwolniony (SE), zachodzi reorganizacja kryształów – odwrotna transformacja formy martenzytu do austenitu, co przywraca elastyczność stopu (6, 10).

Stomatolodzy są narażeni na oddziaływanie różnorodnych mikroorganizmów występujących we krwi i ślinie pacjentów. Infekcja krzyżowa może obejmować bakterie, wirusy i priony (7). Efektywne procedury dezynfekcji i sterylizacji zmniejszają to ryzyko (12, 13). Techniki antyseptycznej pracy są bardzo ważne, szczególnie w endodoncji. Mikroorganizmy są przyczyną chorób tkanek miękkich zęba, a sam przebieg leczenia endodontycznego odbywa się w kontakcie z tkankami

i krwią. Sterylizacja instrumentów endodontycznych pozwala uniknąć infekcji krzyżowych i co równie istotne zwiększa prawdopodobieństwo sukcesu klinicznego (6). Biorąc pod uwagę prawa antyseptyki, musimy odpowiedzieć na pytanie, jak pozbyć się wszystkich patogenów z instrumentów endodontycznych i jednocześnie być pewnym, że stosowane metody sterylizacji nie wpływają niekorzystnie na jakość pilników (14). Sterylizacja nie powinna zmieniać właściwości narzędzi endodontycznych, takich jak: zdolność cięcia, elastyczność, odporność na skręcanie i złamania ze zmęczenia (6).

Podstawową metodą sterylizacji narzędzi stomatologicznych jest użycie autoklawu (5). Sterylizacja nowych albo już użytych narzędzi pociąga za sobą kolejne cykle ogrzewania i ochładzania. Wpływ tych cykli na właściwości stopu NiTi był badany przez kilku autorów, niestety wnioski z badań są sprzeczne (9-11).

Z metalurgicznego punktu widzenia temperatura i ciśnienie występujące w autoklawie nie są wystarczające, by spowodować zmiany fazowe w strukturze stopu. Aczkolwiek nadmierna liczba cykli sterylizacji może

kumulować efekt wyżarzania struktury pilników i w konsekwencji powodować osłabienie stopu. Jeśli sterylizacja wpływa na mikrostrukturę, każdy następny proces będzie zmieniał wyniki pomiarów mikrotwardości, co będzie miało odzwierciedlenie w wytrzymałości stopu NiTi (5, 10, 15-18).

W nielicznych publikacjach toczy się dyskusja na temat sterylizacji niklowo-tytanowych narzędzi endodontycznych. Nie zostało jednoznacznie określone, czy dezynfekcja oraz efekt ogrzewania i chłodzenia, które występują podczas sterylizacji, mają wpływ na fizyczne właściwości i zdolność cięcia narzędzi NiTi. Niewiele jest także doniesień na temat wpływu wielokrotnych cykli w autoklawie na powierzchnie pilników NiTi (6, 10, 13, 19).

BADANIA

Cel pracy

Celem pracy jest ocena wpływu procesu sterylizacji parowej w autoklawie na mikrotwardość niklowo-tytanowych narzędzi rotacyjnych.

Materiał i metody

Badania wstępne obejmowały sześć niklowo-tytanowych narzędzi systemu MTwo, trzy narzędzia rozmiaru ►

► ISO#010 oraz trzy rozmiaru ISO#040. Użyto skrajnych rozmiarów narzędzi z systemu MTwo dla bardziej wszechstronnej oceny wyników wpływu sterylizacji parowej i zmęczenia mechanicznego na mikrotwierdłość stopu. Jeden pilnik NiTi z każdego rozmiaru poddany był procesowi pięciokrotnej sterylizacji parowej w autoklawie Getinge K7+ z zastosowaniem programu Prion w temperaturze 134°C. Proces trwał 38 minut. Sterylizacja była monitorowana za pomocą chemicznego indykatora. Jeden pilnik z każdego rozmiaru został wykorzystany do opracowania bloczka treningowego naśladowującego zakrzywiony system kanałów korzeniowych.

Przygotowanie próbek rozpoczęto od zatopienia pilników w żywicy epoksydowej. Następnie poddano je szlifowaniu za pomocą papieru ściernego o malejącej ziarnistości od 100 do 1500. Proces szlifowania odbywał się na mokro. W celu uzyskania idealnej powierzchni zgładów stosowano dwa, wzajemnie prostopadłe kierunki obróbki.

Jest kilka metod pomiaru mikrotwierdości, które różnią się przede wszystkim kształtem wgłębnika i wynikającym z tego sposobem obliczania wartości mikrotwierdości: Knoopa, Chruszczowa, Grodzińskiego i Vickersa. Metoda Vickersa zastosowana w naszych badaniach wykorzystuje ostrosłup diamentowy o kącie 136°20' obciążony masą do 1 kg (ryc. 1). Wierzchołek wgłębnika powinien być ostro zakończony, o długości krawędzi nie przekraczającej 0,5 μm, a jego ściany jednakowo nachylone do osi z dokładnością do 20°. Ostrosłup musi być wypolerowany, bez pęknięć i zadrapań widocznych przy 50-krotnym powiększeniu. Jakość krawędzi i wierzchołka sprawdza się w 500-krotnym powiększeniu. Metoda Vickersa polega na wciskaniu wgłębnika w płaską powierzchnię badanej próbki pod obciążeniem F prostopadłym do tej powierzchni. Miejsce badania wybiera się w obiektywie Hanemanna z przytwierdzonym centralnie wgłębnikiem, co pozwala na bezpośredni odczyt siły nacisku F . Wartość przekątnej odczy-

tuje się przeskalowanym okularzem pomiarowym. Twardość Vickersa jest stosunkiem obciążenia F (N) do pola S (mm²) powierzchni rzutu otrzymanego odcisku oraz głębokości wnikania wgłębnika w badany materiał (ryc. 2), (20, 21).

Mikrotwierdność Vickersa wyrażana jest w skali twardości Vickersa (N/mm²) i wynika z wzoru obrazującego zależność siły F i pola S :

$$HV = \frac{F}{S} \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

Pole S wyraża wzór (d – średnica otrzymanego odcisku, a α to kąt wierzchołkowy ostrosłupa równy 136°):

$$S = \frac{d^2}{2 \sin(\alpha/2)}$$

Mikrotwierdność stopu niklowo-tytanowego badana była za pomocą aparatu Future-Tech FM-700 zgodnie z normą PN-EN ISO 6507-1. Procedura pomiarowa obejmowała kilka etapów. Po przygotowaniu próbki i oznaczeniu miejsca pomiaru następowało wykonanie odcisku wgłębnikiem diamentowym o rozwarości 136°20' obciążonym siłą F , której wartość wynikała z przyłożenia nacisku o wartości 200 g. Czas trwania obciążenia wynosił 30 sekund. Odczytanie wartości mikrotwierdości HV 0,2 (nominalna wartość siły obciążającej 1,961 N) na rejestratorze następowało na podstawie pomiarów długości przekątnych odcisku w dwóch wzajemnie prostopadłych kierunkach (20). Na każdym instrumencie wykonano po 6 pomiarów na powierzchni zewnętrznej w miejscach o zbliżonym położeniu, a następnie wyliczono średnią arytmetyczną.

Wyniki

Wyniki pomiarów zamieszczono w tabeli oraz na wykresie (tab. I, wykres I). Pomiarzy zajmowały przedział w granicach od 261 HV do 336 HV. W przypadku fabrycznie nowych narzędzi rozmiaru ISO#010 wartość mikrotwierdości wynosiła od 293 HV do 326 HV z wyliczoną średnią 312 HV. Nowe narzędzia MTwo o największym rozmiarze dostępnym w systemie ISO#040 wykazywały wartość mikrotwierdości w gra-

nicach od 285 HV do 336 HV, a średnia arytmetyczna wyniosła 302 HV. Pomiarzy narzędzi NiTi poddanych procesowi pięciokrotnej sterylizacji parowej w przypadku średnicy na wierzchołku ISO#010 mieściły się w zakresie od 261 HV do 325 HV. Średnia arytmetyczna mikrotwierdości wyliczona z 6 pomiarów wyniosła 289 HV i w odniesieniu do nowych narzędzi o tym samym rozmiarze zmalała o 23 jednostki. W przypadku narzędzi o rozmiarze ISO#040 po sterylizacji wartość mikrotwierdości wynosiła od 296 HV do 336 HV. Średnia wyniosła 314 HV, co w odniesieniu do narzędzi fabrycznie nowych wykazało wzrost o 12 jednostek. Narzędzia o rozmiarze ISO#010 użyte do opracowania bloczka treningowego naśladowującego system kanałów korzeniowych wykazały wartość mikrotwierdości pomiędzy 295 HV a 325 HV. Średnia wyliczona z tych pomiarów wynosiła 315 HV, i wzrosła w stosunku do fabrycznie nowych pilników o 3 jednostki. Wartości mikrotwierdości dla użytych narzędzi rozmiaru ISO#040 wynosiły od 269 HV do 308 HV, a średnio arytmetyczna 292 HV. Średnia wykazała spadek w stosunku do nowych narzędzi o 10 jednostek.

Omówienie wyników i dyskusja

Ze względu na wysoki koszt narzędzia NiTi nie są traktowane jako jednorazowe. Często są ponownie użyte po procesie dezynfekcji i sterylizacji w autoklawie. Standardy odnośnie zużycia stopu NiTi nie zostały ustanowione. Częstotliwość, z którą pojedyncze pilniki są wymieniane, zależy od liczby opracowanych kanałów, rozmiaru narzędzia i złożoności systemu kanałów korzeniowych. Jest to niezbędny proces w celu zmniejszenia ryzyka infekcji krzyżowej (6, 13, 16, 18). Dotychczasowe badania wpływu sterylizacji na niklowo-tytanowe narzędzia endodontyczne skupiały się przede wszystkim na zdolności tnącej pilników, elastyczności, maksymalnym momencie obrotowym oraz sile skręcającej. Zdecydowanie mniej uwagi było poświęcone mikrotwierdości stopu pod wpływem procesu multisterylizacji (5, 9, 10, 12, 13, 18, 19, 22, 23). ►

► Twardość materiału jest związana z jego wytrzymałością. Im większa twardość, tym materiał jest bardziej odporny na powstawanie rys i zużycie. Jedną z metod oceny mikrotwardości jest metoda Vickersa. W piśmiennictwie znajduje się niewiele doniesień obejmujących zagadnienia mikrotwardości stopów wykorzystywanych do produkcji narzędzi endodontycznych.

Mitchell i wsp. (1983) zajmowali się zagadnieniem wpływu sterylizacji na pilniki stalowe. Wielokrotna sterylizacja doprowadziła do redukcji liczby stopni kąтового odchylenia, któremu oprze się pilnik stalowy ręczny przed złamaniem. Znaczna różnica występuje po 5. cyklu w autoklawie. Oryginalne właściwości metalu ulegają zmianie po użyciu i sterylizacji więcej niż 5 razy. Autorzy sugerują, że narzędzia ręczne użyte kilka razy powinny być wyrzucone, aby uniknąć złamania, co może być poważnym zagrożeniem dla terapii. Wszystkie badane pilniki rozmiaru ISO#015-040 były dotknięte procesem sterylizacji. Największe różnice wykazały pilniki o rozmiarze ISO#035, a następnie ISO#040 (14).

Serene i wsp. (1995) badali mikrotwardość półfabrykatów niklowo-tytanowych. Wartości dla tego stopu mieściły się pomiędzy 303 a 362. Wykazali statystycznie znaczny wzrost mikrotwardości stopu NiTi po procesie sterylizacji zarówno suchym gorącym powietrzem, jak i parowej w autoklawie (cyt. wg 5). Sterylizacja zwiększa twardość i liczbę wygięć obrotowych narzędzia zanim ulegnie złamaniu (cyt. wg 9). Stop poddany procesowi sterylizacji może ulec „odmłodzeniu”. Powyższe badanie nie naśladowało klinicznych warunków, ponieważ było wykonane na półfabrykatkach NiTi, a nie na rzeczywistych narzędziach wykorzystywanych do opracowywania systemu kanałów korzeniowych (cyt. wg 10).

Mikroorganizmy są przyczyną chorób tkanek miękkich zęba, a sam przebieg leczenia endodontycznego odbywa się w kontakcie z tkankami i krwią.

Silvaggio i wsp. (1997) pokazali, że sterylizacja pilników NiTi do 10 razy jest bezpieczna dla narzędzi i nie będzie zwiększać prawdopodobieństwa jego uszkodzenia podczas pracy. Po wielokrotnej sterylizacji wzrasta siła skręcająca, co jest efektem pozytywnym, ponieważ wzrasta odporność pilnika na złamania (9).

Canalda-Sahli i wsp. (1998) badali pilniki stalowe, tytanowe i niklo-tytanowe. Zarówno sterylizacja parowa, jak i suchym gorącym powietrzem doprowadziły do statystycznie znacznego wzrostu sztywności pilników stalowych i niklo-tytanowych. Wartości otrzymane po sterylizacji były poniżej standardów ISO. Elastyczność pilników tytanowych wzrosła znacząco po sterylizacji obydwoma metodami. W grupie instrumentów niklo-tytanowych

po sterylizacji statystycznie spadły wartości maksymalnego momentu obrotowego. Większość pilników niklo-tytanowych i wszystkie tytanowe nie spełniały minimalnych standardów wartości momentu obrotowego. Pilniki stalowe wykazały wzrost i spadek w zależności od rozmiaru i producenta. Odporność na kątowne odchylenia w przypadku pilników niklo-tytanowych wykazała wzrost albo spadek, w zależności od rozmiaru i producenta. Pilniki tytanowe okazały się słabsze albo pozostawały bez zmian. Jest to prawdopodobnie związane z naturą stopu niklo-tytanowego, gdzie kompozycja może być niejednorodna. Stalowe pilniki wykazały statystycznie spadek wartości ugięcia kontowego do złamania bez względu na rodzaj sterylizacji. Podczas sterylizacji suchym gorącym powietrzem, choć temperatura jest znacznie wyższa niż w sterylizacji parowej nie zaobserwowano większych zmian w elastyczności pilników w porównaniu z autoklawem. Wnioskiem z badań było stwierdzenie, że pilniki niklo-tytanowe i tytanowe muszą być używane bardziej ostrożnie

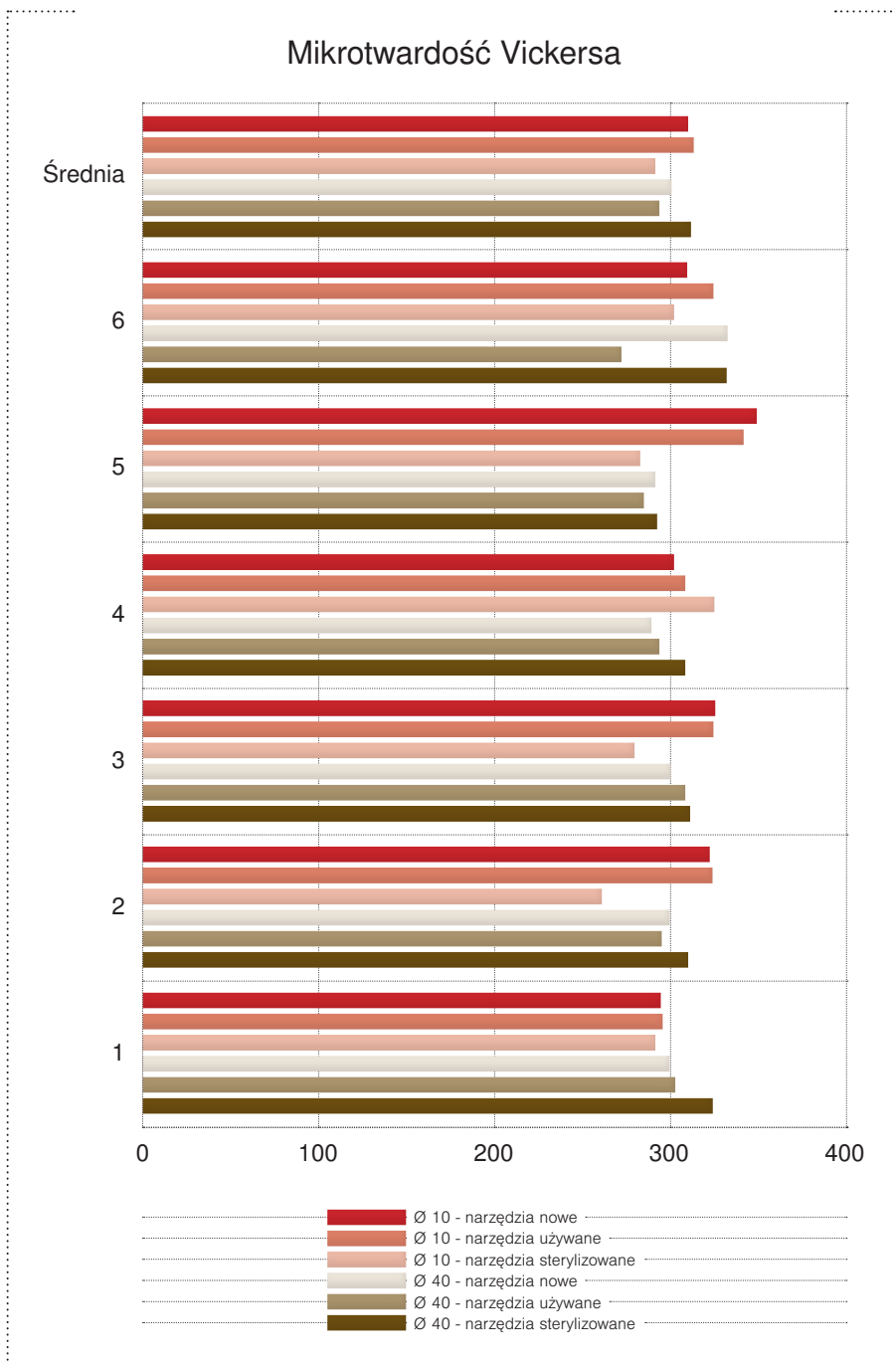
po dezynfekcji i sterylizacji niż pilniki stalowe, szczególnie podczas rotacji w czasie opracowywania systemu kanałów korzeniowych (24).

Mize i wsp. (1998) przeprowadzili badania na 280 narzędziach Lightspeed rozmiaru 40, które były poddane obróbce cieplnej poprzez pojedynczą i wielokrotną sterylizację w autoklawie. Presterylizacja nowych narzędzi przeprowadzona była w autoklawie w temperaturze 135°C pod ciśnieniem 30-35 psi przez 5 minut. Przy promieniu krzywizny kanału 2 mm narzędzia zawodziły po 279 ± 81 cykli dla niesterylizowanych i 391 ± 180 dla przesterylizowanych. Przy promieniu krzywizny wynoszącym 5 mm złamanie następowało po 532 ± 115 cyklach dla niesterylizowanych i 582 ± 87 dla przesterylizowanych narzędzi. Sterylizacja parowa w autoklawie, pojedyncza lub wielokrotna, nie zmienia statystycznie liczby cykli do złamania przy porównywaniu narzędzi testowanych dla tej samej krzywizny kanału. Znaczące różnice $p < 0,05$ były przy porównaniu grupy z krzywizną kanału 2 mm i 5 mm (10).

Rapisada i wsp. (1998) oceniali zdolność cięcia nowych i presterylizowanych narzędzi rotacyjnych. Każde narzędzie pracowało przez 16 pięciosekundowych cykli, co dało łączny czas 80 sekund pracy na bloczkach ćwiczebnych. Nowe narzędzia o większej średnicy wykazują lepsze zdolności cięcia niż narzędzia o małej średnicy. Bez względu na średnicę, zdolność cięcia znacznie spada po 80 sekundach pracy. Wielokrotna sterylizacja powoduje spadek zdolności tnących pilników. Zostało to zbadane poprzez analizę powierzchni narzędzia. Sterylizacja powoduje wzrost ilości tlenków na powierzchni stopu NiTi, co może być przyczyną spadku zdolności tnących. Instrument ProFile po 7 cyklach sterylizacji wykazywał 20-procentową redukcję w zdolności cięcia, po 14 cyklach zdolność cięcia spadła o 50%. Dlatego można przypuszczać, że liczba cykli sterylizacji jest ważnym czynnikiem wpływającym na zdolność cięcia niklo-tytanowego pilnika endodontycznego (13).

Próbka	1	2	3	4	5	6	Średnia
Ø 10 – narzędzia nowe	293	318	326	302	325	312	312
Ø 10 – narzędzia używane	295	321	325	310	319	324	315
Ø 10 – narzędzia sterylizowane	289	261	278	325	282	301	289
Ø 40 – narzędzia nowe	299	299	300	285	294	336	302
Ø 40 – narzędzia używane	303	294	308	292	285	269	292
Ø 40 – narzędzia sterylizowane	324	310	313	308	296	336	314

Tabela 1. Wartości mikrotwardości w HV



Wykres 1. Wyniki pomiarów mikrotwardości na powierzchni narzędzi nikielowo-tytanowych

► Badania Hilti i wsp. (2000) pokazały, że twardość stopu nikielowo-tytanowego wzrasta wraz z liczbą cykli sterylizacji. Stwierdzili także, że liczba procesów sterylizacji i rodzaj autoklawu nie mają wpływu na maksymalny moment obrotowy narzędzia oraz jego mikrostrukturę. Sterylizacja nie jest głównym czynnikiem wpływającym na łamanie się narzędzi endodontycznych podczas procedur opracowywania systemu kanałów korzeniowych (5).

De Melo i wsp. (2002) wykazali wzrost żywotności narzędzi po procesie sterylizacji poprzez wzrost twardości i odporności materiału na skręcanie. Mikrotwardość Vickersa po 5 cyklach sterylizacji wzrosła o 8%. Pojedyncza sterylizacja suchym gorącym powietrzem narzędzi NiTi Profile nie wpłynęła na liczbę cykli do złamania. Jednak po 5 cyklach sterylizacji narzędzia ProFile liczba cykli do złamania wzrosła o około 70%. Dla pilników Quantec 0,04 i 0,06 wzrosła odpowiednio o 68% i 76% po 5 cyklach (11).

Viana i wsp. (2006) sterylizowali pięciokrotnie nowe narzędzia NiTi ProFile. Proces odbywał się za pomocą sterylizacji suchym gorącym powietrzem oraz sterylizacji ciśnieniowej w autoklawie. Cykl sterylizacji gorącym powietrzem zawiera nagrzewanie do 170°C w 40 minut, utrzymanie temperatury przez 60 minut i ochładzanie do temperatury pokojowej w 55 minut. Sterylizacja w autoklawie odbywała się pod ciśnieniem 1,4-1,8 kgf cm⁻² w temperaturze 122-128°C. Całkowity czas sterylizacji wyniósł 64 minuty (nagrzewanie 10 minut, sterylizacja 21 minut, suszenie 33 minuty). Narzędzie po sterylizacji zarówno gorącej, jak i w autoklawie wykazały nieznaczny wzrost mikrotwardości, ale nie było to znaczące statystycznie. Pomiar mikrotwardości metodą Vickersa był wykonywany na niefrezowanych częściach pilników. Średnia twardość Vickersa dla nowych narzędzi wynosiła 361, sterylizowanych gorącym powietrzem – 368, sterylizowanych w autoklawie – 365. Statystyczna analiza liczby cykli do złamania wykazała różnicę pomiędzy sterylizowanymi i nowymi narzędziami. Pięcio-

krotna sterylizacja zwiększa odporność na zmęczenie. Dla narzędzia 25.06 średnie wartości cykli do złamania zwiększyły się o 14% dla sterylizacji suchym gorącym powietrzem i 16% dla sterylizacji parowej. Dla pilnika o rozmiarze 30.06 wytrzymałość wzrosła o 26% dla sterylizacji suchym gorącym powietrzem i 27% dla sterylizacji parowej. Wg Viana i wsp. sterylizacja zmieniła powierzchniową i podpowierzchniową mikrostrukturę frezowanych części narzędzi. Pięciokrotna sterylizacja suchym gorącym powietrzem i w autoklawie nie zagraża mechanicznym właściwościami NiTi, pozwalając na ich ponowne użycie po dezynfekcji (6).

Wyniki własnych badań pokazują zmiany mikrotwardości nikloowo-tytanowych narzędzi MTwo po procesie sterylizacji parowej w odniesieniu do grupy kontrolnej, którą były fabrycznie nowe pilniki. W przypadku pilników ISO#010 poddanych procesowi pięciokrotnej sterylizacji średnia arytmetyczna mikrotwardości wyliczona z 6 pomiarów zmalała o 23 jednostki. Narzędzia MTwo o średnicy na wierzchołku ISO#040 wykazywały wzrost średniej mikrotwardości wg Vickersa w odniesieniu do narzędzi fabrycznie nowych o 12 jednostek. Zmiany wartości mikrotwardości nikloowo-tytanowych narzędzi rotacyjnych po procesie sterylizacji parowej są zgodne z wynikami badań cytowanych autorów.

WNIOSKI

W piśmiennictwie pojawia się niewiele doniesień o wpływie sterylizacji na wytrzymałość stopu nikloowo-tytanowego. Często ich wyniki wzajemnie się wykluczają. Nie został wyraźnie określony wpływ efektu ogrzewania i chłodzenia, który występuje podczas procesu sterylizacji, na mikrotwardość i związane z tym właściwości mechaniczne i odporność na złamanie.

Wstępne badania nie pozwalają na jednoznaczną ocenę wpływu wielokrotnej sterylizacji parowej na mikrotwardość stopu Nitinolu. Zagadnienie to wymaga poszerzenia badań o dostępne na rynku narzędzia

rotacyjne różnych producentów oraz zwiększenia liczby procesów sterylizacji, którym będą poddane. Wyniki pozwolą porównać jakość stopu, z którego wykonane są istniejące systemy narzędzi maszynowych, oraz określić stopień ich zużycia w trakcie sterylizacji. Szczegółowa wiedza na temat zachowania instrumentu nikloowo-tytanowego pod wpływem zmęczenia i wielokrotnej sterylizacji jest bardzo ważna dla zapewnienia bezpiecznej pracy klinicznej. □

¹Dentim Clinic w Katowicach

²Zakład Endodoncji Katedry Stomatologii Zachowawczej, Endodoncji i Periodontologii Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Piśmiennictwo

- Pawlicka H., Pietrzycka K.: *MTwo technika jednej długości*. „E-Dentico”, 2007, 2 (14) 38-42.
- Brus-Sawczuk K.: *Narzędzia rotacyjne w endodoncji*. „Twój Przegląd Stomatologiczny”, 2003, 4, 14-15.
- Brus-Sawczuk K., Józwiak M.: *Rotacyjne narzędzia NiTi dzisiaj – niebo czy piekło w endodoncji*. „Twój Przegląd Stomatologiczny”, 2006, 5, 26-30.
- Grabska A., Chomyszyn-Gajewska M.: *Rotacyjne systemy nikloowo-tytanowych instrumentów do opracowywania kanałów korzeniowych. Cz. I: Ogólna charakterystyka i zasady pracy*. „Poradnik Stomatologiczny”, 2003, 9, 28-30.
- Hilt B.R., Cunningham C.J.: *Torsional properties of stainless-steels and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations*. „J. Endod.”, 2000, 26, 2, 76-80.
- Viana A.C.D., Gonzales B.M., Buono V.T.L., Bahia M.G.A.: *Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments*. „International Endodontic Journal”, 2006, 39, 709-15.
- O'Hoy P.Y., Messer H.H., Palamara J.E.: *The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files*. „Int. Endod. J.”, 2003; 36: 724-32.
- Thompson S.A.: *An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry*. „Int. Endod. J.” 2000; 33: 297-310.
- Silvaggio J., Hicks M.L.: *Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel-titanium endodontic files*. „J. Endod.”, 1997; 23:731-4.
- Mize S.B. i wsp.: *Effects of sterilization on cyclic fatigue of rotary Nickel-titanium endodontic instruments*. „J. Endod.”, 1998, 24 (12), 43-47.
- De Melo M.Ch.C. i wsp.: *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments*. „J. Endod.”, 2002, 28 (11), 65-69.
- Haikel Y. i wsp.: *Effects of clearing, disinfection and sterilization procedures on the mechanical properties of endodontic instrument*. „J. Endod.”, 1997, 23 (1), 15-18.
- Rapisarda E., Bonaccorso A., Tripi T.R., Condorelli G.G.: *Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files*. „Oral Surg. Oral Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.”, 1999; 88: 343-7.
- Mitchell B.F., James M.S., Nelson R.C.: *The effect of autoclave sterilization on endodontic files*. „Oral. Surg.”, 1983; 55:204-7.
- Alapati S.B., Brantley W.A., Svec T.A., Powers J.M., Nusstein J.M., Daehn G.S.: *SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use*. „J. Endod.”, 2005; 31:40-3.
- Eggert C., Peters O., Barbakow F.: *Wear of nickel-titanium Lightspeed instruments evaluated by scanning electron microscopy*. „J. Endod.”, 1999, 25, 7, 494-97.
- Yokoyama K., Kaneko K., Yabuta E., Asakawa K., Sakai J.: *Fracture of nickel-titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution*. „Mater. Sci. Eng. A.”, 2004; 369: 43-8.
- Valois Caroline R.A., Luciano P., Silva Ricardo B. Azevedo: *Multiple Autoclave Cycles Affect the Surface of Rotary Nickel-Titanium Files: An Atomic Force Microscopy Study*. „JOE”, 2008, 34, 7, 859-62.
- Schäfer E.: *Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments*. „Int. Endod. J.”, 2002; 35: 867-72.
- Mikulewicz M., Szymkowski J., Stós W.: *Analiza mikrotwardości wybranych drutów ortodontycznych*, „Dental and Medical Problems”.
- Kupczyk M., Jakrzewski D., Libuda P., Cieszkowski P.: *Problematyka oceny mikrotwardości cienkich powłok wytworzonych metodą łukuwo-plazmową*. Zeszyty naukowe politechniki poznańskiej, 2005, 2, 43-52.
- Haikel Y. i wsp.: *Effects of clearing, disinfection and sterilization procedures on the cutting efficiency of endodontic files*. „J. Endod.”, 1996, 22 (12), 57-61.
- Testarelli L., Gallottini., Gambarini G.: *Mechanical properties of nickel-titanium files following multiple heat sterilizations*. „Minerva Stom.”, 2003, 52 (4), 69-73.
- Canalda-Shali C., Brau-Aguade E., Sent'is-Vitalta J.: *The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys*. „International Endodontic Journal”, (1998), 31, 48-52.