

Wojciech Eliaz

Wpływ instrumentacji z wykorzystaniem
narzędzi endodontycznych o różnej
kinematyce ruchu na wybrane parametry
biomechanicznego opracowania kanałów
korzeniowych

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Promotor: prof. dr hab. n. med. Anna Surdacka

Klinika Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji
Katedra Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji
Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego
w Poznaniu

Poznań, 2018

Badania zostały przeprowadzone w ramach projektu badawczego finansowanego ze środków uzyskanych z dotacji na badania statutowe *Młodzi Naukowcy 2016* przydzielonych przez Wydział Lekarski II Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu,
Nr grantu: **502-14-02209324-10663**

Pragnę podziękować Pani Profesor Annie Surdackiej
za opiekę, cenne rady i wskazówki
oraz wsparcie w pracy naukowej

Spis treści

SPIS TREŚCI	4
WYKAZ STOSOWANYCH SKRÓTÓW	6
1. WSPÓŁCZESNE LECZENIE ENDODONTYCZNE.....	7
1.1. RYS HISTORYCZNY ENDODONCJI	7
1.2. WSPÓŁCZESNA KONCEPCJA LECZENIA ENDODONTYCZNEGO	10
1.2.1. Wskazania i przeciwwskazania do leczenia endodontycznego	12
1.2.2. Opracowanie systemu kanałowego	13
1.2.3. Wypełnienie systemu kanałowego	16
1.3. NARZĘDZIA MASZYNOWE STOSOWANE DO OPRACOWANIA KANAŁÓW KORZENIOWYCH.....	17
1.3.1. Stop niklowo-tytanowy	17
1.3.2. Podział narzędzi ze względu na kinematykę ruchu	20
1.3.3. Wpływ instrumentacji z wykorzystaniem narzędzi maszynowych na wybrane parametry w leczeniu endodontycznym.....	24
1.4. CZYNNIKI WPŁYWAJĄCE NA ROKOWANIE DLA ZĘBÓW PO LECZENIU ENDODONTYCZNYM	28
1.4.1. Czynniki wpływające na zachowanie prawidłowego stanu tkanek okołowierzchołkowych	28
1.4.2. Czynniki wpływające na utrzymanie zęba w jamie ustnej.....	29
2. CELE PRACY	31
3. MATERIAŁ I METODYKA	32
4. WYNIKI.....	38
4.1 WPLYW OPRACOWANIA KANAŁU KORZENIOWEGO NA PRZEPCHNIĘCIE ZANIECZYSZCZEŃ POZA OTWÓR WIERZCHOŁKOWY	38
4.2 WPLYW OPRACOWANIA KANAŁU KORZENIOWEGO NA PRZEBIEG JEGO ŚWIATŁA	41

4.3	WPLYW OPRACOWANIA KANAŁU KORZENIOWEGO NA GENERACJĘ PĘKNIĘĆ ZĘBINY	46
5.	OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA	48
6.	WNIOSKI	57
7.	STRESZCZENIE	58
8.	ABSTRACT	61
9.	PIŚMIENNICTWO.....	63
10.	SPIS RYCIN I TABEL	78
11.	ZAŁĄCZNIKI.....	81
	ZAŁĄCZNIK 1. DECYZJA KOMISJI BIOETYCZNEJ PRZY UNIWERSYTECIE MEDYCZNYM IM. K. MARCINKOWSKIEGO W POZNANIU.....	81

Wykaz stosowanych skrótów

AAE – Amerykańskie Stowarzyszenie Endodontów (ang. *American Association of Endodontists*)

CBCT – tomografia komputerowa z promieniem w kształcie stożka; tomografia stożkowa (ang. *Cone Beam Computed Tomography*)

CT – tomografia komputerowa (ang. *Computed Tomography*)

ESE – Europejskie Towarzystwo Endodontologii (ang. *European Society of Endodontology*)

NiTi – stop niklowo-tytanowy

PTN – narzędzia *ProTaper Next*

SAF – ang. *self-adjusting file*, pilnik endodontyczny o kształcie dopasowującym się do kształtu kanału

TF – narzędzia *Twisted Files*

TK – współczynnik transportacji kanału korzeniowego

UMP – Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

WL – długość robocza kanału leczonego endodontycznie zęba (ang. *Working Length*)

WOG – narzędzia *WaveOne Gold*

1. Współczesne leczenie endodontyczne

1.1. Rys historyczny endodoncji

Według panującego powszechnie w społeczeństwie przekonania, leczenie stomatologiczne jest jednym z najmniej przyjemnych doznań związanych z ochroną zdrowia (Hędzulek i wsp., 2006). Niewiele jest osób, które z własnej, nieprzymuszonej woli decydują się na wizytę w gabinecie dentystycznym, a zwykle motywacją do zgłoszenia się jest ból. Jedną z dziedzin stomatologii, która odgrywa szczególne znaczenie w walce z bólem jest endodoncja. Zajmuje się leczeniem patologii w obrębie endodontium, czyli tkanek znajdujących się wewnątrz korony zęba (z gr. *endo-* wewnątrz, *odont-* ząb). Stany zapalne rozwijające się w obrębie miazgi zęba oraz tkanek okołowierzchołkowych prowadzą do niezwykle przykrych dla pacjenta dolegliwości – w skrajnych przypadkach do bólu niepozwalającego na normalne funkcjonowanie czy, w finalnych stadiach, do rozwoju niebezpiecznych powikłań, takich jak np. ropnie. Stomatologia zachowawcza z endodoncją została wyodrębniona jako oddzielna specjalizacja dentystyki dopiero w drugiej połowie XX wieku, nie powinien dziwić jednak fakt, że od zarania dziejów ludzkość poszukiwała źródła tak przykrych doznań oraz sposobów radzenia sobie z tego typu dolegliwościami.

Już w początkach dziejów ludzie dostrzegali związek pomiędzy stanem uzębienia i innymi tkankami jamy ustnej a rozwojem dolegliwości bólowych. Najszerzej rozpowszechniony w starożytności pogląd głosił, że powodem dolegliwości są robaki bytujące w zębach. Już w starożytnej Mezopotamii (Babilonie), w jednym z poematów, przytoczone zostały słowa takiego stworzenia, których adresatką jest bogini Ea (Paulissian, 1993). Mimo braku pewności co do przyczyny rozwoju dolegliwości, ludzie poszukiwali środków, które mogłyby zapewnić ulgę w bólu. Jak już wspomniano, źródła doszukiwano się wewnątrz zęba, jednak ludy starożytne nie dysponowały wystarczającymi możliwościami technicznymi, które umożliwiałyby naruszenie ciągłości szkliwa. Z tego względu w czasach starożytnych oraz w średniowieczu głównym sposobem radzenia sobie z bólem pochodzenia endodontycznego była

farmakoterapia lub ekstrakcja. Przykładowo, starożytni Egipcjanie stosowali jako środek przeciwbólowy i przeciwzapalny np. napar z kory wierzbki zawierający salicylany. Innym popularnym specyfikiem była mieszanina sproszkowanych ziół zawierająca kumin, pistację terpentynową i karob. Papkę taką przykładano do bolącej okolicy, a szczególnie skuteczna miała być w przypadku wystąpienia obrzęku i ropnia (Forshaw, 2009). W starożytnej Grecji i Rzymie do łagodzenia dolegliwości stosowano również substancje określane współcześnie mianem psychoaktywnych, uzyskiwane z wyciągów roślin z rodziny psiankowatych, maku lub haszyszu, natomiast ludy południowoamerykańskie stosowały w podobnym celu wyciąg z koki. Oprócz przykładania specyfików do bolącej okolicy, próbowano też niejako wywabić robaki z wnętrza zęba za pomocą oparów substancji narkotycznych.

Wraz z nadejściem wieków średnich, wiedza na temat przyczyn dolegliwości zębowych nie uległa znacznemu poszerzeniu. Wciąż popularny był przesąd mówiący o tym, że ból spowodowany jest obecnością robaków. Sposoby farmakologicznego radzenia sobie z bólem pochodzenia endodontycznego również znacząco nie różniły się od metod znanych w czasach starożytnych. Wciąż opierano się na zastosowaniu preparatów ziołowych, dla których zaobserwowano właściwości antyseptyczne i przeciwbólowe. Przykładem takiej rośliny jest lulek czarny (*Hyoscamus niger*), który pacjent winien był gotować w stężonym occie lub winie, a następnie przykładać do zęba. Inne popularne środki przeciw bólowi zęba stanowiły cebula, czosnek, szałwia, cynamon, owoce jałowca czy igły rozmarynu (Anderson, 2004). Co ciekawe, jedni z najważniejszych medyków tamtych czasów – Guy de Chauliac w Europie oraz Awicenna w kręgu kultury islamskiej, w swoich dziełach nieco po macoszemu traktują problematykę stomatologiczną. Szerzej opisują ją ich następcy, czyli, odpowiednio, Giovanni z Arcoli (znany również jako Johannes Arculanus) i Abulcasis.

Przekonanie o tym, że źródłem dolegliwości bólowych są robaki bytujące wewnątrz zęba było bardzo rozpowszechnione i wierzone w nie do czasów nowożytnych. Naukowcy XVII i XVIII wieku, między innymi Pierre Fauchard, ojciec współczesnej stomatologii, czy Anton van Leeuwenhoek byli dość sceptycznie nastawieni do wiary w owe małe stworzenia, nie potrafili jednak udowodnić, że one nie istnieją. Podkreślali jednak fakt, że, nawet jeśli owe stworzenia istnieją, nie mogą wziąć się wewnątrz zęba znikąd. Leeuwenhoek uważał, że ich źródłem jest „zjedzony przez robaki ser” (Ring, 1971). Pierwszy podręcznik dotyczący współczesnej stomatologii został napisany przez Pierre’a Faucharda w 1728. W dziele tym nie wspominał on o leczeniu endodontycznym jako takim, jednakże podawał metodę leczenia zębów martwych (trepanacja zęba w celu umożliwienia wypłynięcia treści ropnej) oraz głębokich ubytków próchnicowych. Podawana przez niego metoda była w pewnej mierze podobna do dawniej opisywanych, jako że zalecał stosowanie środków ziołowych pod postacią

olejku goździkowego lub cynamonowego. Kolejne lata nie przynosiły jednak większych innowacji. Badaczy nurtowała wciąż jednak kwestia tego, co tak naprawdę znajduje się w środku zęba.

Większe zrozumienie patologii endodontycznej niewątpliwie wiązało się z działalnością Listera, pioniera antyseptyki. Leber i Rottenstein odkryli obecność mikroorganizmu, nazwanego *Leptothrix buccalis*, który według nich miał bytować na powierzchni zębów, powodując próchnicę i stany zapalne miazgi. Arthur Underwood stwierdził w 1882 roku, iż zapalenie miazgi, jej obumarcie i następne rozwinięcie się ropnia jest skutkiem obecności patogenów w obrębie miazgi. Odkrycie związku przyczynowo-skutkowego, wraz z rozwojem aseptyki i antyseptyki, pozwoliło na rozwinięcie się koncepcji leczenia endodontycznego, która obowiązuje do dziś, opierającej się na usunięciu tkanki miękkiej z komory i kanału korzeniowego, dezynfekcji tych struktur i ich wypełnieniu. Od tamtych czasów obserwuje się daleko idący postęp w obrębie każdego z wymienionych etapów. Na początku miazgę usuwano w prymitywny sposób, za pomocą rozgrzanych instrumentów, albo poprzez wbijanie młotkiem w ząb drewnianego klina wyrobionego z drzewa orzesznika (*Carya Nutt.*) i gwałtownym wyciągnięciu go, czy też w sposób bardziej wyszukany, tj. za pomocą specjalnych instrumentów, nazwanych miazgociągami (Bellizzi i Cruse, 1980). Dezynfekcję systemu kanałowego próbowano osiągnąć również różnymi sposobami, m. in. za pomocą pochodnych formaldehydu, związków fenolowych, nadtlenu sodu, metali takich jak sód czy potas, które należało umieścić w obrębie kanału, 20-40% kwasu siarkowego, czy mieszaniny kwasu solnego z gliceryną. Dla współczesnego czytelnika próby wykorzystania kawałka wysoce reaktywnego metalu tworzącego w środowisku wodnym stężony ług, czy też kwasów w tak wysokim stężeniu, wydają się z pewnością niebezpieczne i nieakceptowalne. Z tego względu na początku wieku XX dostrzeżono ich niszczący wpływ na struktury takie jak ozębna czy kość wyrostka zębodołowego i poszukiwano bardziej akceptowanych środków, co w efekcie doprowadziło do wprowadzenia do terapii wspólnie powszechnie akceptowanego preparatu dezynfekcyjnego – wodorotlenku wapnia, który po raz pierwszy wykorzystany został do czasowego wypełnienia kanału w 1920 roku przez Hermanna. Zwracał on dużą uwagę na kwestię cytotoksyczności związków fenolowych, kamfory i innych środków stosowanych dotąd jako antyseptyki. Ostatnim etapem leczenia jest wypełnienie kanału korzeniowego. Do wypełniania kanałów stosowano różnorakie materiały płynne oraz substancje stałe. W dawniejszych czasach wypełnienie takie wykonywano z cienkich drutów metalowych lub fragmentów drewna. Dostrzeżono jednak, że wadą tego typu wypełnień jest brak elastyczności i niemożność uzyskania szczelności. Z tego względu zdecydowano się do tego celu wykorzystać gutaperkę, naturalnie występujący polimer. Pierwsze doniesienie o

wypełnieniu przypominającym współczesne standardy, tzn. za pomocą ćwieka gutaperkowego, szczelnie zamykającego okolice przywierzchołkową, oraz uszczelnacza, wypełniającego przestrzeń pomiędzy ćwiekiem a ścianą kanału korzeniowego, datuje się na rok 1925. Już wtedy zalecano skondensowanie ćwieka oraz wprowadzenie kolejnych w celu uzyskania hermetycznej szczelności wypełnienia. Opisany rozwój technik był w dużej mierze możliwy dzięki wprowadzeniu do użytku aparatów rentgenowskich, które umożliwiały uwidocznienie struktur takich jak korzenie czy kość wyrostka zębodołowego (Bellizzi i Cruse, 1980).

W kolejnych latach doszło do gwałtownego rozwoju endodoncji jako podspecjalizacji współczesnej stomatologii. Do dziś obserwujemy znaczny postęp w dziedzinie technologii endodontycznej, który związany jest z pojawianiem się na rynku nowych narzędzi do opracowywania kanałów, środków dezynfekujących czy technik obturacji systemu kanałowego. Ponadto, w związku ze znacznym postęпом w dziedzinie nauk podstawowych, coraz lepiej rozumie się stany patologiczne toczące się w endodontium, dzięki ulepszonym możliwościom badań mikrobiologicznych i immunologicznych. Dlatego też możliwe jest ratowanie zębów, które w przeciwnym wypadku skazane byłyby na ekstrakcję. Przykładem tego, jak niewyobrażalny postęp nastąpił w endodoncji w stosunkowo krótkim czasie, jest dynamiczny rozwój technik leczenia rewitalizacyjnego, które polega na swoistym zastosowaniu metod, które stymulować będą wzrost tkanki żywej w kanale korzeniowym i zakończenie jego rozwoju w sposób podobny do fizjologicznego dojrzewania (Witek i wsp., 2012; Kontakiotis i wsp., 2014). Coraz częściej pojawiają się doniesienia o leczeniu, które polega na rewitalizacji miazgi, a dla zębów z nieukończonym rozwojem wierzchołka korzenia procedura ta staje się procedurą standardowo wprowadzaną do praktyki klinicznej. Mimo iż metody takie u pacjentów dorosłych wydają się mało wyobraźną pieśnią przyszłości, aktywność badaczy europejskich i amerykańskich zdaje się wskazywać na to, że w niedalekiej przyszłości przynajmniej w części przypadków będzie można ponownie ożywić ząb, czyli osiągnąć efekt, który dla pionierów endodoncji zdawał się niewyobrażalny.

1.2. Współczesna koncepcja leczenia endodontycznego

Ze względu na znaczny postęp w zakresie wiedzy i technik stosowanych w leczeniu endodontycznym jaki dokonał się na przestrzeni drugiej połowy XX wieku, światowe towarzystwa endodontyczne podjęły próbę usystematyzowania wiedzy i opracowania wytycznych dotyczących sposobu, w jaki powinno prowadzić się leczenie endodontyczne zębów. Powszechnie za dokument określający standardy leczenia endodontycznego w krajach

europiejskich uznaje się dokument pt. „Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology” opublikowany przez Europejskie Towarzystwo Endodontologii w roku 2006, którego aktualizacja jest planowana w najbliższych latach. Dokument ten określa wskazania i przeciwwskazania do prowadzenia tego rodzaju leczenia, podstawowy opis technik, jak również kryteria oceny prowadzonego leczenia (European Society of Endodontology, 2006).

Nad standaryzacją leczenia w świecie aktywnie pracują międzynarodowe towarzystwa naukowo-badawcze, takie jak wspomniane wcześniej Europejskie Towarzystwo Endodontologii (ang. *European Society of Endodontology - ESE*) oraz Amerykańskie Stowarzyszenie Endodontów (ang. *American Association of Endodontists - AAE*), które skupiają liczne, organizacje na szczeblu krajowym. Czuwają one nad wprowadzaniem najaktualniejszych osiągnięć nauki do codziennej praktyki klinicznej oraz nad szerzeniem wiedzy w zakresie endodoncji. Efektem tych działań są publikacje systematyzujące i ułatwiające lekarzom podejmowanie decyzji dotyczących edukacji przed- i podyplomowej, diagnostyki i leczenia. Do jednych z najważniejszych osiągnięć ESE należy opracowanie wytycznych dotyczących programów nauczania w kształceniu przeddyplomowym w endodoncji (De Moor i wsp., 2013). ESE i AAE publikują również aktualnie obowiązujące zalecenia dotyczące zastosowania nowych technik obrazowania, np. tomografii stożkowej (ang. *Cone Beam Computed Tomography – CBCT*), prowadzenia antybiotykoterapii oraz profilaktyki antybiotykowej, zastosowania koferdamu, nowoczesnych materiałów bioceramicznych stosowanych w leczeniu, jak również udostępniają formularze służące do oceny trudności przypadku i rokowania prowadzonego leczenia. Wszystkie wymienione powyżej dokumenty są dostępne publicznie i zamieszczone na stronach internetowych wymienionych towarzystw (www.e-s-e.eu, www.aae.org).

Mimo opisanych powyżej starań wyniki badań prowadzonych w wielu krajach wskazują na to, że standardy leczenia endodontycznego wciąż nie są w pełni zadowalające i wymagają znacznej poprawy. W ostatnich latach obserwuje się nieznaczny trend poprawy jakości wyników leczenia, jednak nawet w państwach wysoko rozwiniętych odsetek zębów przeleczonych nieprawidłowo i wykazujących zmiany okołowierzchołkowe jest dość wysoki, np. we Włoszech wynosi on 41,6%, w Austrii 44,9%, a w Holandii nawet 55,8% (Peters i wsp., 2011; Kielbassa i wsp., 2017; Covello i wsp., 2010). Koferdam, podstawowy element leczenia endodontycznego, którego zastosowanie w znaczący sposób może poprawić rokowanie dla leczenia poprzez zachowanie warunków aseptycznych, wciąż nie jest powszechnie akceptowany i stosowany w wielu krajach (Ahmad, 2009). Trudności w popularyzacji rutynowego zastosowania koferdamu wiążane są często z obawami i przyzwyczajeniami

lekarzy dotyczącymi wprowadzenia nowoczesnych narzędzi maszynowych, co spowodowane jest najczęściej strachem klinicystów przed złamaniem się narzędzia czy przed możliwością wystąpienia innych powikłań. Wyniki badań epidemiologicznych wskazują, że po zastosowaniu narzędzi maszynowych częściej uzyskuje się prawidłowe opracowanie kanału korzeniowego, zarówno wśród lekarzy mniej doświadczonych, jak i wśród stomatologów dłużej praktykujących (Peru i wsp., 2006).

1.2.1. Wskazania i przeciwwskazania do leczenia endodontycznego

Głównym celem współczesnej endodoncji jest przeprowadzenie leczenia, które umożliwia zachowanie wydolnego czynnościowo zęba w jamie ustnej pacjenta bez niebezpieczeństwa dla ogólnego stanu zdrowia poprzez zapobiegnięcie rozwojowi procesów patologicznych w tkankach okołowierzchołkowych (European Society of Endodontology, 2006). Zakres zainteresowań endodontów obejmuje głównie stany patologiczne miazgi, jak również kwestie związane z pourazowymi uszkodzeniami zębów, odbudową korony zęba po przeprowadzonym leczeniu czy wybielaniem.

W większości opracowań leczenie endodontyczne można podzielić na pierwotne i wtórne oraz niechirurgiczne i chirurgiczne. Terminem „leczenie pierwotne” określa się zabiegi prowadzone w obrębie zęba, który wcześniej nie był poddany leczeniu endodontycznemu, procedury „wtórnego leczenia” wykonywane są w celu korekty wcześniej wykonanych procedur. Metody niechirurgiczne obejmują natomiast zabiegi, w których dostęp do systemu kanałowego uzyskuje się poprzez koronę leczonego zęba, podczas gdy w przypadku metod chirurgicznych występuje konieczność przeprowadzenia preparacji płata i opracowania dojścia do kanału korzeniowego od strony wierzchołka leczonego zęba i kości. Obowiązujące współcześnie wytyczne jakościowe dotyczące leczenia endodontycznego w sposób ogólny prezentują wskazania i przeciwwskazania do prowadzenia każdej z wyżej wymienionych metod leczenia.

Pierwotne leczenie endodontyczne można prowadzić u wszystkich pacjentów, u których zezwala się na wykorzystanie wszystkich metod leczenia zachowawczego. Wskazania obejmują nieodwracalne stany zapalne miazgi oraz jej martwicę, niezależnie od obrazu klinicznego oraz objawów radiologicznych w przyzębiu okołowierzchołkowym. Ponadto, można je przeprowadzić na zasadzie leczenia *z wyboru* (tzw. elektywnego), np. w celu przygotowania przestrzeni dla elementu mocującego uzupełnień protetycznych, np. wkładu koronowo-korzeniowego czy elementów prac protetycznych typu overdenture; w przypadkach,

w których stan miazgi jest wątpliwy, gdy spodziewać się można w trakcie preparacji obnażenia miazgi, jak również przed zabiegami hemisekcji lub radektomii. Leczenie to jest przeciwwskazane w przypadku, gdy leczonego zęba nie można odbudować w sposób zapewniający szczelne odizolowanie środowiska kanału korzeniowego od jamy ustnej, jak również w przypadku, gdy doszło do znacznego zaniku kości w danej okolicy. Leczenia tego nie należy również prowadzić w przypadku, gdy długoterminowe rokowanie dla zęba jest niekorzystne, np. z powodu braku zaangażowania pacjenta lub braku możliwości poprawy higieny jamy ustnej w okolicy prowadzonego leczenia. Decyzję o nieprowadzeniu tego rodzaju leczenia należy również podjąć, jeśli pacjent nie współpracuje z lekarzem lub jeśli stan ogólny zdrowia nie pozwala na prowadzenie podstawowych zabiegów leczenia stomatologicznego w warunkach ambulatoryjnych.

1.2.2. Opracowanie systemu kanałowego

Po opracowaniu odpowiedniego dostępu do wszystkich obecnych w leczonym zębie kanałów, pierwszy etap leczenia endodontycznego opiera się na chemomechanicznym opracowaniu kanału korzeniowego, tj. na nadaniu jemu na drodze mechanicznej odpowiedniego, trójwymiarowego kształtu poprzez zastosowanie narzędzi endodontycznych skrawających zębinę oraz zastosowaniu substancji chemicznych w formie środków płuczących (Çapar i Arslan 2016). Współcześnie uważa się, że odpowiednim miejscem do zakończenia wszelkich procedur leczenia endodontycznego w zębach z zakończonym rozwojem korzenia jest okolica przewężenia fizjologicznego, w której tkanki endodontium łączą się z tkankami przyzębia okołowierzchołkowego, tworząc tzw. tkankę mieszaną. Odległość pomiędzy określonym przez lekarza punktem referencyjnym w obrębie korony zęba a przewężeniem fizjologicznym określa się mianem długości roboczej (ang. *working length* – WL), a do jej określenia stosuje się urządzenie zwane endometrem (Bagińska i wsp., 2013). Są to urządzenia elektroniczne, składające się z urządzenia pomiarowego, do którego przyłączane są dwie elektrody – czynna (podłączana do narzędzia znajdującego się w kanale korzeniowym) i bierna (umieszczana na wardze pacjenta). Zasada działania współcześnie dostępnych na rynku urządzeń opiera się na pomiarze prądu o dwóch wartościach częstotliwości, różnych od siebie. Prąd o wyższej częstotliwości jest o wiele lepiej przewodzony przez tkanki niż prąd o niskiej częstotliwości. W związku z tym, w miarę przemieszczania się pilnika podłączonego do endometru w głąb kanału i w miarę zbliżania się do tkanek znajdujących się w okolicy przywierzchołkowej opór dla prądu wyższej częstotliwości spada. W otworze anatomicznym różnica pomiędzy oporem

dla obu częstotliwości jest największa, co urządzenie wskazuje poprzez wyświetlenie odpowiedniego odczytu, różniącego się dla urządzeń różnych producentów. Na podstawie obserwacji badawczych określono lokalizację przewężenia fizjologicznego na około 0,5-1 mm od wierzchołka anatomicznego, tak więc po uzyskaniu odczytu wskazującego na osiągnięcie wierzchołka anatomicznego należy nieznacznie wysunąć instrument, by nie podrażnić tkanek poza wierzchołkiem korzenia leczonego zęba. W celu potwierdzenia odczytu zaleca się wykonanie zdjęcia rentgenowskiego z narzędziem wprowadzonym do kanału, jednak według współczesnego stanu wiedzy, metoda radiologiczna jest jedynie metodą pomocniczą. Dzięki znacznemu udoskonaleniu endometrów pod względem technicznym, pomiar elektroniczny stanowi podstawę we współczesnym leczeniu (Szwed i Kurytnik, 2014).

Po określeniu długości roboczej można przejść do kolejnego etapu terapii. Mechaniczne opracowanie kanału korzeniowego polega na fizycznym cięciu zębiny kanału korzeniowego za pomocą różnego rodzaju narzędzi i technik, które podzielić można na ręczne oraz maszynowe (Ferreira i wsp., 2016). Pierwotnie w leczeniu stosowano techniki wykorzystujące instrumenty ręczne, które w ruch wprawiała manipulacja palcami operatora (Saunders, 2005). Pierwsze narzędzia tego rodzaju produkowane były ze stali nierdzewnej, a po opracowaniu technologii obróbki stopu niklowo-tytanowego również z tego materiału. Zasadniczo wśród narzędzi tych wyróżnia się pilniki, służące głównie do skrawania zębiny i poszerzania światła kanału, miazgociągi, służące do usuwania żywej miazgi oraz poszerzaczki, których zastosowanie pozwala na poszerzenie światła kanału. Ze względu na czasochłonność i stosunkowo mniejszą efektywność tego rodzaju instrumentów podjęto w latach osiemdziesiątych XX wieku próbę wyprodukowania i zastosowania narzędzi maszynowych, które wprowadzane byłyby w ruch po umieszczeniu w odpowiedniej końcówce stomatologicznej lub mikrosilnika, pozwalającego na kontrolę prędkości obrotów narzędzia oraz jego momentu obrotowego. Od chwili wprowadzenia na rynek pierwszych tego rodzaju instrumentów nastąpił bardzo duży rozwój technik i technologii, a lekarz stomatolog ma współcześnie dużą możliwość wyboru różnych systemów.

Zasady pracy poszczególnego rodzaju narzędziami określone są dokładnie w instrukcjach przygotowanych przez producenta: najogólniej można podzielić techniki pracy na technikę *crown-down*, *step-back*, metodę konwencjonalną i metodę hybrydową. Jest to klasyczny podział wskazujący na to, w jakim kierunku następuje poszerzenie kanału w trakcie leczenia. W grupie pierwszej najpierw opracowuje się dokoronową część kanału korzeniowego. Po uzyskaniu poszerzenia ok. 1/3 dokoronowej przystępuje się do pracy w kierunku coraz bardziej dowierzchołkowym aż do osiągnięcia pełnej długości roboczej. Przeciwnościem tej metody jest druga technika (*step-back*), w której to najpierw dochodzi do opracowania

przywierzchołkowej części kanału korzeniowego, a po uzyskaniu odpowiedniego poszerzenia części przywierzchołkowej kolejne narzędzia wprowadzane są na coraz mniejszą długość. Terminem *metoda konwencjonalna* określa się technikę, w której każde narzędzie wprowadzane jest na pełną długość roboczą i kanał opracowywany jest na całej długości. Elementy poszczególnych technik mogą zostać również połączone, przykładowo – najpierw lekarz może przeprowadzić opracowanie części dokoronowej metodą *crown-down*, a następnie przejść do opracowania części przywierzchołkowej metodą *step-back*. Stąd wywodzi się określenie ostatniej grupy w/w metod, tj. metody hybrydowej.

Chemiczny komponent opracowania kanałów stanowi zastosowanie odpowiednich środków płuczących, które wywierają działanie przeciwdrobnoustrojowe, jak również pozwalają oczyścić mechanicznie pole zabiegowe poprzez wypłukanie opiłków zębinowych i resztek organicznych pozostałych w zębie (Haapasalo i wsp., 2014). Współcześnie podstawowym zalecanym środkiem w trakcie leczenia endodontycznego jest podchloryn sodu (NaOCl). Jest to nieorganiczny związek sodu, chloru i tlenu, który w kontakcie z tkanką ulega dysocjacji, a powstałe jony mają silne działanie przeciwdrobnoustrojowe. Co istotne, jego zastosowanie prowadzi również do rozpuszczenia tkanki organicznej obecnej w systemie kanałowym, co wraz z efektem wybielającym i odwanianym, prowadzi do uzyskania odpowiedniego poziomu czystości pola zabiegowego. Podchloryn sodu jest najpowszechniej stosowanym w świecie środkiem płuczającym, a w wielu badaniach wykazano jego efektywność pod względem uzyskania czystości mikrobiologicznej w trakcie leczenia.

W mniejszym zakresie współcześnie stosuje się inne środki płuczające, takie jak chlorheksydyna, kwas etylenodiaminotetraoctowy (EDTA) czy kwas cytrynowy. Pierwszy wymieniony związek ceniony jest ze względu na to, że posiada szerokie spektrum działania przeciwdrobnoustrojowego oraz wykazuje przedłużone działanie, dzięki czemu uzyskać można po jego zastosowaniu długo utrzymujący się efekt bakterio-, wiruso- i grzybobójczy. W ostatnich latach zwraca się również uwagę na szczególną właściwość chlorheksydyny, a mianowicie na jej neutralizujący wpływ na metaloproteiny macierzy zawarte w zębinie (Breschi i wsp., 2010). Dzięki temu zastosowanie tego środka może zapobiec degradacji substancji wypełniających kanał korzeniowy (szczególnie uszczelnacza) wskutek rozpuszczenia przez te enzymy. EDTA oraz kwas cytrynowy zalecane są jako jedne z ostatnich płynów płuczających, ponieważ dzięki swoim właściwościom chelatującym są w stanie pomóc w usunięciu warstwy mazistej pozostałej po opracowaniu kanału korzeniowego za pomocą narzędzi. Ich przedłużone zastosowanie nie jest wskazane, ponieważ może doprowadzić do nadmiernego rozmiękczenia zębiny kanału korzeniowego, co skutkować może osłabieniem zęba i jego większą podatnością na złamania (Aslantas i wsp., 2014).

1.2.3. Wypełnienie systemu kanałowego

Wypełnienie systemu kanałowego ma na celu uzyskanie szczelnego zamknięcia przestrzeni wcześniej zajmowanej przez miazgę w trzech wymiarach. Podobnie jak w przypadku opracowania kanałów korzeniowych, zakres ich wypełnienia podyktowany jest wyznaczoną na początku leczenia długością roboczą (Li i wsp., 2014). Niekiedy dojść może do nieznacznej zmiany WL, przykładowo w kanałach mocno zakrzywionych, które uleg mogą „wyprostowaniu” w trakcie opracowywania, przez co dojdzie do ich pozornego „skrócenia”. Stąd przed rozpoczęciem tego etapu konieczna jest ponowna weryfikacja WL. Podstawowym środkiem do wypełniania kanałów korzeniowych używanym i akceptowanym współcześnie jest gutaperka. Stosuje się go w postaci fabrycznie przygotowanych ćwieków „na zimno” oraz w postaci uplastycznionej termicznie. Jego istotną z punktu widzenia klinicznego wadą jest brak wykazywania adhezji do zębiny kanału korzeniowego. W związku z tym konieczne jest zastosowanie dodatkowych substancji, określanych mianem uszczelnacza kanałowego, w celu uzyskania szczelnego zamknięcia wszystkich przestrzeni oraz zablokowania możliwości penetracji bakterii ze środowiska jamy ustnej oraz płynu tkankowego z okolicy okołowierzchołkowej w głąb leczonego kanału korzeniowego.

Na rynku dostępnych jest wiele rodzajów uszczelniaczy, a dzieli je się na podstawie podstawowej substancji, która stanowi ich skład. Dostępne współczesne materiały można sklasyfikować jako materiały na bazie tlenku cynku z eugenolem (np. *Endomethasone N, Septodont, Francja*), wodorotlenku wapnia (np. *Apexit Plus, Ivoclar Vivadent, Niemcy*), glasonomerów (np. *Ketac Endo, 3M ESPE, USA*), żywic epoksydowych (np. *AH-Plus, Dentsply Sirona, USA; Adseal, Meta Biomed, Korea Płd.*) oraz materiałów bioceramicznych – na bazie krzemianu wapnia (np. *iRoot SP, Innovative Bioceramix Inc., Kanada*), MTA (np. *MTA-Fillapex, Angelus, Londrina, Brazylia*), fosforanu wapnia (np. *Sankin apatite root canal sealer, Sankin Kogyo, Tokio, Japonia*), żywic metakrylowych (np. *EndoREZ, Ultradent Products, USA*) oraz siloksanów (np. *Gutta Flow, Coltène Whaledent, Francja*). Mimo że pomiędzy poszczególnymi grupami uszczelniaczy nie obserwuje się, w szerzej zakrojonych badaniach, istotnych różnic pod względem klinicznym, współcześnie największe znaczenie znajdują uszczelniacze na bazie żywic epoksydowych oraz uszczelniacze zawierające w swoim składzie materiały bioceramiczne (Trope i wsp., 2015). Z pojawieniem się tych ostatnich materiałów wiąże się duże nadzieje, ponieważ są to jedyne uszczelniacze, które w trakcie wiązania nie zmniejszają swojej objętości i są materiałami o wysokiej biokompatybilności, co może pozwolić na znaczną poprawę szczelności wypełnienia systemu kanałowego oraz na

lepszą tolerancję przez tkanki okołowierzchołkowe jak również stymulację odkładania się tkanki kostnej w przypadkach obecności rozległych zmian okołowierzchołkowych.

Techniki wypełniania kanałów klasyfikuje się zasadniczo na podstawie rodzaju zastosowanej gutaperki – tzw. techniki na zimno, w której stosuje się nieuplastycznioną gutaperkę w formie ćwieków lub płynnego materiału zawierającego gutaperkę w swoim składzie, oraz techniki termiczne, w których gutaperka zostaje wprowadzona do kanału korzeniowego w formie uplastycznionej poprzez działanie wysokiej temperatury. Wśród technik „na zimno” najpowszechniej stosowaną i najmniej kosztowną jest kondensacja boczna gutaperki na zimno, polegająca na stopniowym wprowadzaniu kolejnych ćwieków gutaperkowych wraz z uszczelniaczem aż do wypełnienia całej przestrzeni. Do zastosowania technik termicznych konieczne jest zaopatrzenie się w odpowiedni sprzęt – końcówkę umożliwiającą uplastycznienie wprowadzonego do kanału ćwieka gutaperkowego (np. *System B, KaVo Kerr, USA*) i narzędzie uplastyczniające kartridż z gutaperki i umożliwiające wstrzyknięcie gutaperki do kanału korzeniowego (np. *Obtura, KaVo Kerr, USA*). Zastosowanie każdej z metod ma swoje wady i zalety, jednakże wyniki badań klinicznych uzyskiwanych przy wykorzystaniu każdej z nich nie różnią się istotnie, poza czasem trwania zabiegu.

1.3. Narzędzia maszynowe stosowane do opracowania kanałów korzeniowych

W celu zwiększenia efektywności prowadzonego leczenia endodontycznego pod względem skrócenia czasu zabiegu, jak również poprawy jakości opracowania, do użytku wprowadzono maszynowe narzędzia endodontyczne, które wprawiane są w ruch po umieszczeniu ich w odpowiednim mikrosilniku. Urządzenia takie pozwalają na precyzyjne ustalenie prędkości ruchu danego instrumentu, jak również na kontrolę jego momentu obrotowego. Pierwsze maszynowe instrumenty endodontyczne na rynek zostały wprowadzone w latach sześćdziesiątych XX wieku, a od tego momentu przeszły wiele modyfikacji i ulepszeń, dzięki czemu ich zastosowanie wiąże się z mniejszym ryzykiem powikłań i większą efektywnością terapii endodontycznej.

1.3.1. Stop niklowo-tytanowy

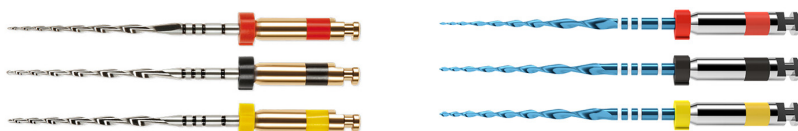
Wszystkie z dostępnych obecnie instrumentów maszynowych na rynku wykonane są ze stopu niklowo-tytanowego. Po raz pierwszy stop niklowo-tytanowy został uzyskany w

laboratorium Naval Ordnance Laboratory w Stanach Zjednoczonych w roku 1959 przez Buehlera i jego współpracowników (Kauffman i Mayo 1997). Jego właściwości mechaniczne sprawiły, iż zwrócono na niego uwagę również w stomatologii, czego wyrazem było wyprodukowanie pierwszego eksperymentalnego narzędzia endodontycznego z tego materiału w roku 1988 przez zespół Walii i wsp (Walia i wsp., 1988). Stop ten określany jest również jako nitinol – nazwa stworzona na podstawie pierwszych liter nazw pierwiastków: Ni (nikiel), Ti (tytan), oraz nazwy laboratorium – NOL. Najistotniejsze jego składniki stanowią nikiel i tytan w stosunku wagowym 55%:45%, co wskazuje, że stosunek atomowy obu pierwiastków wynosi 50:50 (Baumann, 2004). Niekiedy znajdują się w nim metale dodatkowe, jak np. kobalt czy chrom, a w przypadku niektórych narzędzi procent wagowy niklu może być zmniejszony. Każda zmiana podstawowego składu stopu prowadzi jednak do nieznaczącej zmiany własności wykonanego z nich drutu. Właściwościami, które pozwoliły na wykorzystanie tego materiału w stomatologii, są jego superelastyczność i pamięć kształtu, a w celu ich przedstawienia należy pokrótce omówić jego charakterystykę fizykochemiczną. Nitinol występuje w kilku formach krystalicznych, różniących się ułożeniem przestrzennym kryształów stopu, a fazy te określa się jako austenit (faza rodzicielska), martenzyt (faza-córka) i faza R. W fazie austenitu kryształy stopu ułożone są w kształcie uporządkowanych regularnych sześciątów, a w formie martenzytu najprawdopodobniej w formie sieci rombooidalnej, zniekształconej jednoskośnie, aczkolwiek dokładna charakterystyka krystaliczna fazy martenzytycznej nie została do końca poznana (Huang i wsp., 2003). W fazie rodzicielskiej nitinol jest sztywniejszy i trudniej go odkształcić, natomiast zachowuje właściwości superelastyczne. Stop NiTi w formie martenzytycznej natomiast jest znacznie bardziej miękki i wykazuje efekt pamięci kształtu. Przemiana jednej formy w drugą zachodzi w określonej temperaturze lub pod wpływem naprężenia wywieranego na materiał. Z tego względu na właściwości obu form stopu mogą ulegać zmianie zarówno pod wpływem temperatury i obróbki mechanicznej narzędzia w laboratorium (przed skrawaniem narzędzi, w jego trakcie oraz, czego dokonano niedawno – po nim) oraz w pewnym stopniu w gabinecie stomatologicznym (sterylizacja narzędzia). Przemiana jednej formy w drugą jest procesem odwracalnym. Większość stosowanych wcześniej instrumentów wykonana jest z drutu, który w temperaturze pokojowej występuje w formie austenitu, przez co narzędzia są bardzo elastyczne i łatwo wprowadzić je do kanału korzeniowego, natomiast stosunkowo łatwiej ulegają złamaniu niż gdyby wykonane były z drutu w fazie martenzytycznej. W momencie, kiedy narzędzie napotyka na przeszkodę (np. zwężenie światła kanału), zachodzi wspomniana wcześniej przemiana martenzytyczna, dzięki czemu pilnik staje się bardziej miękki, a jego wytrzymałość na zginanie jest jeszcze większa. Dlatego też, nawet gdy kanał jest bardzo zakrzywiony, ryzyko złamania narzędzia jest niższe. W przypadku zadziałania po

takim zdarzeniu wysokiej temperatury, nitinol powraca do fazy austenitu wskutek powrotu struktury krystalicznej do formy wyjściowej, a proces ten określa się mianem efektu pamięci kształtu. Rozważania te są w dużym stopniu teoretyczne, co udowodnili w swoich badaniach Zinelis i wsp.; poddali oni ocenie kilka rodzajów narzędzi endodontycznych wykonanych z drutu niepoddanego wcześniej obróbce termicznej. Ich badania wykazały, że niemożliwe jest uzyskanie efektu pamięci kształtu w przypadku zastosowania narzędzi w kanale korzeniowym, a właściwości superelastyczne są ograniczone (Zinelis i wsp., 2010). Ze względu na zaobserwowane lepsze właściwości formy martenzytycznej, podjęto próby wykonania drutu, który w temperaturze ciała ludzkiego występowałby w takiej formie krystalicznej, dzięki czemu wyjściowo uzyskać można by było narzędzia o parametrach mechanicznych świadczących o lepszej wytrzymałości. Starania te doprowadziły do opracowania technologii wytwarzania drutu niklowo-tytanowego określanego mianem „M-wire”. Dokładny opis obróbki technologicznej drutu niklowo-tytanowego w celu wyprodukowania takiego stopu jest objęta tajemnicą handlową poszczególnych firm zajmujących się produkcją instrumentów. W ostatnich latach rozpoczęto produkcję narzędzi, które poddawane są dodatkowo obróbce termomechanicznej według sposobu określonego przez producenta po procesie skrawania. Zewnętrzna powłoka tych narzędzi po obróbce uzyskuje charakterystyczny kolor, np. złoty (narzędzia ProTaper Gold czy WaveOne Gold, Dentsply Sirona, USA) lub niebieski (Reciproc Blue, VDW Dental, Niemcy) (ryc. 1, ryc. 2).



Ryc. 1. Narzędzie recyprokalne niepoddane obróbce termomechanicznej (WaveOne Primary, Dentsply Sirona, strona lewa) oraz narzędzie poddane obróbce termomechanicznej z widoczną złotą powłoką (WaveOne Gold Primary, Dentsply Sirona, strona prawa). Źródło: www.dentsply.com



Ryc. 2. Narzędzie recyprokalne niepoddane obróbce termomechanicznej (Reciproc, VDW Dental, strona lewa) oraz narzędzie poddane obróbce termomechanicznej z widoczną niebieską powłoką (Reciproc Blue, VDW Dental, strona prawa). Źródło: www.vdw-dental.com

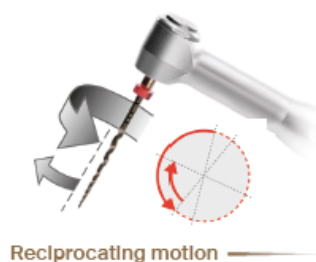
Należy również podkreślić, że obróbka termomechaniczna ma większy wpływ na właściwości narzędzi NiTi niż ich skład pierwiastkowy. Dane dotyczące wielu etapów obróbki są objęte tajemnicą handlową, a finalnie uzyskiwane właściwości elastyczne stopu są wypadkową wszystkich wydarzeń, które zaszły na drodze opracowywania drutu, z którego wykonane są narzędzia.

1.3.2. Podział narzędzi ze względu na kinematykę ruchu

W piśmiennictwie dostępnych jest wiele podziałów endodontycznych narzędzi maszynowych. W celu systematyzacji poznania dostępnych współcześnie systemów narzędzi do leczenia endodontycznego, poniżej przedstawiona zostanie podstawowa klasyfikacja narzędzi ze względu na rodzaj ruchu, jaki narzędzie wykonuje w kanale korzeniowym: narzędzia rotacyjne, narzędzia recyprokalne, narzędzia rotacyjno-recyprokalne i narzędzia wykonujące ruch pionowy w kanale (Çapar i Arslan 2016). Narzędzia rotacyjne są dostępne stosunkowo najdłużej na rynku, a zasada ich działania jest podobna do sposobu działania zwykłych końcówek stomatologicznych. Narzędzia te wykonują pełen obrót o 360 stopni, podobnie jak wiertło w końcówce turbinowej lub wolnoobrotowej unitu stomatologicznego. Jednakże, aby można było je zastosować podczas leczenia endodontycznego, operator musi mieć możliwość dokładnego ustalenia prędkości obrotów w jednostce obrotów na minutę (ang. *rotations per minute, rpm*) oraz momentu obrotowego narzędzia, czyli inaczej wartości naprężenia, przy której narzędzie zatrzymuje się w kanale korzeniowym. Odpowiednie ułożenie krawędzi narzędzia sprawia, że skrawa ono efektywnie zębinę ścian kanału korzeniowego, co z kolei umożliwia poszerzenie i opracowanie kanału korzeniowego.

Drugą grupę narzędzi stanowią instrumenty recyprokalne, wykonujące naprzemienny obrót zgodnie z ruchem wskazówek zegara i przeciwny do niego (Grande i wsp., 2015; Plotino i wsp., 2015). W pewnym sensie systemy wykorzystujące taki wzorzec ruchu stanowią pewną ewolucję techniki *balanced-forces*, a ich zastosowanie pozwala na opracowanie większości przypadków klinicznych za pomocą tylko jednego pilnika. Zasada działania tego rodzaju narzędzi opiera się na tym, że, w zależności od ułożenia krawędzi tnących danego narzędzia, przy obrocie w jedną stronę, narzędzie skrawa zębinę, po czym następuje jego obrót w przeciwną stronę, co pozwala na rozprężenie narzędzia. Należy zwrócić szczególną uwagę na

konieczność zapoznania się z planowanym do zastosowania systemem narzędzi pod względem kształtu instrumentu i przeznaczonego do jego zastosowania mikrosilnika. Krawędzie narzędzi stosowanych pierwotnie w tym rodzaju ruchu, były ustawione w ten sposób, że skrawały zębinę, gdy narzędzie obracało się zgodnie z ruchem wskazówek zegara, a rozprężenie narzędzia następowało w trakcie obrotu w stronę przeciwną. Najpopularniejsze jednak współcześnie narzędzia, tj. WaveOne oraz WaveOne Gold (Dentsply Sirona, USA) czy Reciproc (VDW, Niemcy) pracują w sposób odwrotny, skrawając zębinę w trakcie ruchu w kierunku przeciwnym do kierunku ruchu wskazówek zegara (ryc. 3, ryc. 4). Tego rodzaju wzorec ruchu teoretycznie ma lepiej sprawdzać się w kanałach zobliterowanych, zakrzywionych i uważanych za trudniejsze do opracowania, jak również pozwalają w sposób efektywniejszy na usunięcie materiału wypełniającego kanał korzeniowy w trakcie ponownego leczenia endodontycznego poprzez odrywanie gutaperki od ściany kanału korzeniowego (Plotino i wsp., 2012).



Ryc. 3. Ruch recyprokalny wykonywany przez narzędzie WaveOne Gold (Dentsply Sirona), źródło: www.dentsply.com



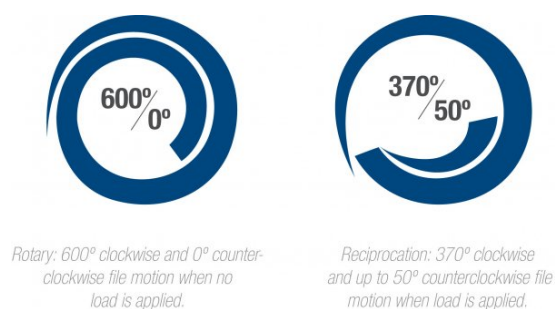
Ryc. 4. Logo systemu Reciproc® (VDW Dental). Strzałki nad pierwszą literą „R” ilustrują kierunek ruchu narzędzia w kanale.

Firma SybronEndo (Kerr Endodontics) podjęła próbę połączenia dwóch wymienionych wcześniej wzorców ruchu w jednym narzędziu, określanym jako Twisted File (TF) (Gambarini i wsp., 2012) (ryc. 5). Pilniki te produkowane są z drutu skręcanego, a nie skrawanego przez maszynę, a stop NiTi zastosowany do ich produkcji jest głównie w fazie R. Należy stosować je w odpowiednim mikrosilniku, określanym jako TF Elements Motor (ryc. 7). Zasada działania

omawianych narzędzi i mikrosilnika opiera się na tym, że narzędzie, gdy znajduje się w stosunkowo szerokim fragmencie kanału, wykonuje obrót o 600 stopni, po czym następuje przerwa, a narzędzie obraca się ponownie o 600 stopni zgodnie z kierunkiem ruchu wskazówek zegara. W momencie, gdy narzędzie napotyka przeszkodę – zwężenie światła kanału, jego krzywiznę, tryb pracy narzędzia jest automatycznie przełączony na ruch recyprokalny, o wartościach przechodzących płynnie w zakresie 600-0 stopni do 370-50 stopni, przy czym skrawanie zębiny odbywa się przy ruchu w stronę zgodną z ruchem wskazówek zegara (ryc. 6). Celem tak zaprojektowanego ruchu jest połączenie zalet obu wcześniej wymienionych trybów w trakcie leczenia endodontycznego.



Ryc. 5. Narzędzia Twisted Files, pracujące w trybach rotacyjnym i recyprokalnym (KaVo Kerr, USA). Źródło: www.kerrdental.com



Ryc. 6. Wzorzec ruchu narzędzia Twisted File w kanale. Źródło: www.kerrdental.com.



Ryc. 7. Mikrosilnik Elements Motor (KaVo Kerr, kraj). Źródło: www.kerrdental.com

Narzędziem, które pracuje na zasadzie ruchu pionowego, określanego inaczej jako wibracyjny, jest pilnik SAF (ang. self-adjusting file, ReDent Nova, Izrael) (Metzger i wsp., 2010). Narzędzie to różni się od dotychczas opisanych, ponieważ nie jest wykonane z fragmentu drutu, a ma kształt siatki pokrytej nasypem diamentowym (ryc. 8). Ze względu na swoją budowę, dopasowuje się do kształtu kanału korzeniowego i, w trakcie ruchu góra-dół, prowadzi do skrawania zębiny. Do środka pilnika podawany jest płyn płuczący, zwykle – podchloryn sodu, dzięki czemu uzyskuje się jednocześnie efekt opracowania chemicznego. Ostatni rodzaj narzędzi, czyli takie, które łączą ruch recyprokalny z ruchem pionowym, nie zyskały popularności w zastosowaniu klinicznym, a ich jedynym przykładem są instrumenty stosowane w mikrosilniku EndoPulse. W piśmiennictwie nie ma wystarczających danych, które pozwoliłyby na krytyczną ocenę przedstawianego systemu (Grande i wsp., 2015).



Ryc. 8. Pilnik SAF (ReDent Nova, Izrael). Źródło: www.cwittdental.com

1.3.3. Wpływ instrumentacji z wykorzystaniem narzędzi maszynowych na wybrane parametry w leczeniu endodontycznym

Większość omówionych wcześniej systemów narzędzi poddano szerokim badaniom, a z punktu widzenia klinicznego głównie trzy parametry zdają się być szczególnie interesujące: wpływ instrumentacji na powstawanie pęknięć w obrębie zębiny kanału korzeniowego, ilość przepchniętych przez wierzchołek zanieczyszczeń oraz zachowanie pierwotnego przebiegu światła kanału, tj. jego krzywizny i trójwymiarowej konfiguracji ścian (Tanalp i Güngör 2014). Generacja pęknięć w obrębie zębiny jest zagadnieniem, które może mieć wpływ na rokowanie i kliniczny wynik leczenia endodontycznego, jako że wszelkie szczeliny pojawiające się na powierzchni leczonego zęba, mogą stanowić miejsce bytowania mikroorganizmów i wrota infekcji do systemu kanałowego. Ponadto, każde uszkodzenie mikrostruktury zęba prowadzi do osłabienia jego wytrzymałości mechanicznej i w efekcie do złamania, które jest powikłaniem znacznie utrudniającym kontynuację leczenia, a w niektórych przypadkach wręcz ją uniemożliwiającym (Tamse, 2006). Przepchnięcie zanieczyszczeń, tj. opiłków zębiny i płynów płuczących poza wierzchołek leczonego zęba z kolei, może prowadzić również do powikłań objawiających się bólem i dolegliwościami, spowodowanych zarówno mechanicznym podrażnieniem tkanek przyzębia okołowierzchołkowego, jak również rozwojem zakażenia w wyniku przepchnięcia mikroorganizmów do kości w okolicy wierzchołka zęba.

Jak wspomniano wcześniej, zastosowanie wszystkich rodzajów narzędzi endodontycznych łączy się ze skrawaniem zębiny w mniejszym lub większym stopniu, co z kolei prowadzi do wystąpienia mechanicznych naprężeń w obrębie tkanek kanału korzeniowego (Soares i wsp., 2007). W latach wcześniejszych podnoszono kwestie, oparte głównie na obserwacjach klinicznych, wskazujące na to, że pęknięcia i złamania zębów obserwowano częściej po leczeniu endodontycznym niż jedynie zachowawczym czy w przypadku zębów nietkniętych. Dlatego też stwierdzono, że jednym z czynników mogących mieć wpływ na opisane powyżej powikłanie może być zastosowanie narzędzi. Zmotywowało to do przeprowadzenia badań, które miałyby na celu określenie, w jakim stopniu instrumentacja powoduje powstawanie całkowitych lub niecałkowitych pęknięć zębiny w leczonych zębach. W większości badań korzenie zębów leczonych endodontycznie za pomocą różnych rodzajów narzędzi poddano ocenie mikroskopowej. Zęby przecinano po leczeniu na kilka fragmentów i oceniano pod kątem obecności pęknięć kanału korzeniowego (Shemesh, 2015). Różnorodność zastosowanych systemów narzędzi maszynowych oraz duże różnice wyników badań było przyczyną trudności w sformułowaniu jednoznacznych wniosków

pozwalających na krytyczną ocenę wszystkich dostępnych na rynku systemów narzędzi. Próbę podsumowania wyników dotychczas opublikowanych opracowań podjął Shemesh i stwierdził, że w większości badań powtarza się kilka obserwacji: 1) w zębach niepoddanych leczeniu zwykle nie obserwuje się pęknięć zębiny, 2) instrumentacja ręczna prowadzi do powstawania pęknięć zębiny w mniejszym stopniu niż instrumentacja maszynowa, 3) leczenie za pomocą pilnika SAF prowadzi do powstawania pęknięć zębiny w małym stopniu, a zastosowanie wszystkich narzędzi maszynowych prowadzi do pęknięcia korzeni zębów leczonych endodontycznie (Shemesh, 2015). Obraz jaki można uzyskać na podstawie analizy tych badań rysuje się jednak mało korzystnie, gdyż bezkrytycznie akceptując powyższe wyniki, można by posunąć się o dalsze przypuszczenie, że leczenie endodontyczne w sposób jatrogenny prowadzi do uszkodzenia zęba, a nie do poprawy jakości życia pacjenta. Obserwacja ta jednakże stoi w sprzeczności z obserwowanymi wynikami dotyczącymi przetrwania zębów po leczeniu endodontycznym, świadczącymi o tym, że prawidłowo przeprowadzona terapia pozwala na utrzymanie zęba przez wiele lat. Różnice w wynikach badań tłumaczy się wpływem wielu czynników oprócz instrumentacji, takich jak np. struktura zębiny czy stosowane w trakcie leczenia środki płuczące, na integralność tkanek zęba leczonego endodontycznie (Carrilho i wsp., 2015).

Potwierdzeniem podejrzeń, że pęknięcia zębiny mogą nie być powodowane jedynie instrumentacją w obrębie kanału korzeniowego, są badania prowadzone z wykorzystaniem mikrotomografii, jak również badań prowadzonych w warunkach zbliżonych do *in vivo*. Badanie mikrotomograficzne pozwala w sposób nieinwazyjny i niezwykle dokładny ocenić strukturę przedmiotu bez konieczności jego niszczenia i tym samym umożliwia formułowanie istotnych z punktu widzenia naukowego wniosków (Zadrożny i wsp., 2014). Skany wykonane przed i po leczeniu endodontycznym w badaniu De Deusa i wsp. wykazały, że pęknięcia zębiny występują w obu momentach czasu i nie obserwuje się pomiędzy nimi istotnych statystycznie różnic (De-Deus i wsp., 2015; Pop i wsp., 2015). Drugim sposobem, który może wyjaśnić różnice pomiędzy niekorzystnymi wynikami badań a obserwacjami klinicznymi jest zwrócenie uwagi na fakt, że w prowadzonych badaniach w warunkach *in vitro* pomija się istotny element umocowania zęba w zębodole, który dzięki obecności włókien ozębnej amortyzuje niekorzystne działanie mechaniczne narzędzi endodontycznych. Badania Arias i wsp. oraz Rose i wsp. wskazują, że w przypadkach, gdy ząb jest stabilnie umocowany w przyzębiu, nie dochodzi do generacji pęknięć zębiny kanału korzeniowego (Arias i wsp., 2014; Rose i Svec 2015).

Kolejną kwestią, która może wpływać na przebieg leczenia endodontycznego jest ilość przepychanych poza wierzchołek leczonego zęba zanieczyszczeń. W celu określenia ilości i

objętości opiłków zębiny i płynu płuczącego przepychanych przez otwór anatomiczny przeprowadzono wiele badań, których wyniki nie są całkowicie jednoznaczne. Jednak podobnie jak w przypadku badań nad pęknięciami zębów, można na ich podstawie wysunąć kilka podstawowych wniosków powtarzających się w wielu obserwacjach: instrumentacja ręczna powoduje przepchnięcie stosunkowo największych ilości zanieczyszczeń, szczególnie przy zastosowaniu techniki *step-back*, a instrumentacja maszynowa najmniejszych. Maszynowe opracowanie kanału korzeniowego zwykle wykonuje się z zastosowaniem techniki *crown-down* lub jej przypominającej, przez co ilość przepychanych zanieczyszczeń może być mniejsza. Ze względu na charakterystykę ruchu można podejrzewać, że narzędzia rotacyjne w większym stopniu będą powodowały przemieszczenie się skrawanych mas w kierunku dokomorowym, a narzędzia recyprokalne wykazują większą tendencję do przemieszczania produktów pracy narzędzia w kierunku dowierzchołkowym, a w efekcie – do tkanek przyzębia okołowierzchołkowego (Bürklein i Schäfer 2012). W dywagacjach dotyczących tego parametru należy mieć na uwadze, że większość opublikowanych dotychczas badań została wykonana na modelu *in vitro*, a w rzeczywistej sytuacji klinicznej tkanki przyzębia okołowierzchołkowego mogą stanowić barierę uniemożliwiającą zanieczyszczeniom przemieszczanie się w tym kierunku. Do chwili obecnej podjęto tylko jedną próbę oceny tego zjawiska w warunkach przypominających warunki *in vivo*: była to ocena ekspresji substancji P i genu związanego z kalcytoniną w komórkach ozębnej. Wyniki uzyskane przez Caviedes-Bucheli i wsp. wskazują, że ekspresja substancji różni się w sposób statystycznie istotny od siebie (Caviedes-Bucheli i wsp., 2013). Wyniki te wydają się być interesujące i powinny skłonić do prowadzenia dalszych badań na modelach bardziej zbliżonych do warunków *in vivo*.

Inną kwestią, na którą warto zwrócić uwagę, jest zachowanie pierwotnego przebiegu światła kanału korzeniowego po jego opracowaniu za pomocą różnych narzędzi (Hülsmann i wsp., 2005). Zgodnie z przedstawionymi wcześniej informacjami, opracowanie kanału korzeniowego ma na celu nie tylko usunięcie nieodwracalnie zmienionych tkanek organicznych, lecz również nadanie systemowi kanałowemu takiego kształtu, który pozwoli na jego dokładne przepłukanie i przestrzenne wypełnienie. Z tego względu każde narzędzie w pewnym stopniu będzie prowadzić do skrawania zębiny kanału korzeniowego. Mimo zróżnicowanego kształtu, większość narzędzi w trakcie swojego ruchu prowadzi do opracowania kanału w kształcie stożka o podstawie koła. W rzeczywistości kanały korzeniowe mają nieregularny kształt na przekroju, tak więc nieuchronnie każda metoda preparacji będzie wiązać się z nierównomiernym cięciem poszczególnych ścian kanału korzeniowego (Guelzow i wsp., 2005). Dlatego też w najbardziej ekstremalnych przypadkach może dojść do wystąpienia powikłań utrudniających pełne opracowanie, jak np. preparacja typu *zip* („wyprostowanie

kanału korzeniowego poprzez nadmierne opracowanie zewnętrznej ściany zakrzywienia), *elbow* (z jęz. ang. „łokieć, zakręt”, opracowanie bardzo wąskiego przejścia w kanale w rejonie opracowania typu *zip*), wytworzenie stopnia czy perforacja. W dłuższej perspektywie tego rodzaju zmiany mogą w sposób niekorzystny wpływać na wytrzymałość fizyczną leczonego zęba i powodować zwiększenie ryzyka wystąpienia złamania czy pęknięcia korzenia. Wydaje się, że dotychczas prowadzone badania jednoznacznie wskazują na to, iż wystąpienie tego rodzaju powikłań jest bardziej prawdopodobne przy zastosowaniu narzędzi stalowych. Ze względu na swoją sztywność nie dopasowują się one idealnie do pierwotnego przebiegu kanału, co powoduje nierównomierne cięcie. Efekt ten jest szczególnie widoczny w trakcie preparacji wykonywanych przez mniej doświadczonych operatorów, np. studentów w trakcie edukacji czy lekarzy ogólnie praktykujących niespecjalizujących się w endodoncji. Opracowanie z wykorzystaniem narzędzi niklowo-tytanowych pozwala na zachowanie krzywizny i równomierne zachowanie grubości wszystkich ścian korzenia (Zhao i wsp., 2014). Istotną z punktu widzenia klinicznego kwestią jest brak różnic przy wykonywaniu zabiegu przez operatorów o różnym stopniu doświadczenia, nie tylko ze względu na właściwe opracowanie, lecz również na przygotowanie gładkiej ścieżki dostępu (ang. *glidepath*) (Gekelman i wsp., 2009).

Coraz większa świadomość stomatologiczna społeczeństwa i poprawiająca się jakość życia powodują, że rośnie potrzeba leczenia stomatologicznego, w tym endodontycznego. Nic dziwnego zatem, iż w dziedzinie endodoncji obserwuje się w ostatnich latach tak bardzo zaznaczony postęp związany z dążeniem do tego, aby leczenie endodontyczne było łatwiejsze i szybsze dla lekarza, jak również wiązało się z mniejszą liczbą powikłań. Działania producentów i badaczy doprowadziły do opracowania nowych, szybszych i bardziej bezpiecznych technik opracowania kanału z wykorzystaniem narzędzi o coraz lepszych właściwościach fizykochemicznych, pozwalających na zredukowanie odsetka powikłań takich jak złamanie narzędzia, zmiana pierwotnego przebiegu światła kanału korzeniowego czy przepchnięcie zanieczyszczeń do tkanek przyzębia okołowierzchołkowego. Znaczna różnorodność kształtu i mechanizmu działania narzędzi powoduje, że tak istotne jest zapoznanie się przed rozpoczęciem leczenia z mechanizmem działania każdego systemu, co pozwoli na stosunkowo najbezpieczniejszą i efektywną pracę zarówno dla lekarza, jak i dla pacjenta.

1.4. Czynniki wpływające na rokowanie dla zębów po leczeniu endodontycznym

Opisane powyżej kwestie ilustrują, pod jak wieloma względami leczenie endodontyczne prowadzone przez kilku lekarzy może się od siebie różnić. Dlatego też niezwykle trudno jest ocenić w sposób jednoznaczny w wielu przypadkach jakie jest właściwe rokowanie dla leczonego zęba. Ponadto, wśród badaczy i klinicystów wciąż dyskutuje się na temat tego, co świadczy o powodzeniu leczenia – brak zmian okołowierzchołkowych, brak objawów klinicznych, zachowaniu zęba w jamie ustnej, czy też różnorodnych kombinacjach wymienionych powyżej kryteriów. W dotychczas opublikowanych badaniach przeanalizowano grupę 1617 zębów, w których jako kryterium powodzenia uznano po pierwsze – brak zmian okołowierzchołkowych lub wygojenie już obecnych zmian, po drugie – utrzymanie zęba przez pacjenta w jamie ustnej. Do oceny istotności poszczególnych czynników zastosowano statystyczne modele regresji logistycznej, dzięki czemu możliwe było porównanie poszczególnych czynników (Ng i wsp., 2011a; Ng, i wsp., 2011b).

1.4.1. Czynniki wpływające na zachowanie prawidłowego stanu tkanek okołowierzchołkowych

W pierwszej części badania, tj. w publikacji omawiającej wpływ poszczególnych czynników na zachowanie stanu zdrowia tkanek okołowierzchołkowych (Ng i wsp., 2011a), stwierdzono, że na omawiany czynnik wpływa w sposób istotny jedenaście czynników. Pierwszym z nich był brak zmian w okolicy okołowierzchołkowej ($p=0,003$). Jeśli, z kolei, zmiana była obecna, zaobserwowano, że im mniejszy jej rozmiar, tym większe prawdopodobieństwo jej wygojenia ($p<0,001$). Podobny poziom istotności związany był z brakiem przetoki przed rozpoczęciem leczenia, utrzymaniem drożności (patencji) kanału korzeniowego oraz zakończenie procedur oczyszczania i wypełniania systemu kanałowego w jak największej bliskości fizjologicznego przewężenia. Pozytywny wpływ na rokowanie odgrywało również zastosowanie roztworu EDTA jako przedostatniego w przypadku leczenia powtórnego ($p=0,002$), unikanie zastosowania chlorheksydyny jako środka wspomagającego przy jednoczesnym zastosowaniu NaOCl ($p=0,01$). Również brak perforacji w obrębie zęba oraz korzenia był pozytywnym czynnikiem prognostycznym ($p=0,06$), podobnie jak niewystępowanie zaostrenia pomiędzy wizytami w postaci bólu lub obrzęku ($p=0,002$), nieprzepchnięcie materiału wypełniającego kanał korzeniowy ($p\leq 0,001$) i obecność odpowiedniego wypełnienia korony. W ogólnej ocenie stwierdzono, że 83% zębów

poddawanych pierwotnemu leczeniu kanałowego i 80% zębów poddawanych ponownemu leczeniu endodontycznemu kończy się powodzeniem, jeśli za kryterium sukcesu uznać zachowanie zdrowia tkanek okołowierzchołkowych.

1.4.2. Czynniki wpływające na utrzymanie zęba w jamie ustnej

Należy jednak zwrócić również uwagę na to, że z punktu widzenia pacjenta, zmiany okołowierzchołkowe rozwijające się bezobjawowo, mogą nie stanowić oczywistego kryterium, jakie należałoby stosować w celu oceny uzyskanego wyniku leczniczego. Z punktu widzenia niektórych klinicystów, równie istotnym, jeśli nie ważniejszym kryterium, jest zachowanie leczonego zęba w jamie ustnej. W drugiej części badania za pomocą modelu proporcjonalnego hazardu Coxa podjęto próbę określenia, jakie czynniki mają istotny statystycznie wpływ na zachowanie własnego zęba poddanego leczeniu endodontycznemu (pierwotnemu i wtórnemu) (Ng, i wsp., 2011b). W tym celu zebrano dane dotyczące okresu przed zabiegiem, samego zabiegu oraz postępowania po nim. Uzyskano również informację na temat ekstrakcji zęba oraz stwierdzonej konieczności jej przeprowadzenia. Zarówno w przypadku pierwotnego, jak i wtórnego leczenia endodontycznego, odsetek zębów, które zostały utrzymane, był podobny i wynosił odpowiednio 95,4% oraz 95,3%. Stwierdzono, że w sposób istotny statystycznie na zachowanie własnego zęba wpływa trzynastcie czynników prognostycznych. Dwa z nich stanowiły czynniki ogólnoustrojowe i były nimi cukrzyca oraz ogólnoustrojowe leczenie preparatami sterydowymi. Jeśli chodzi o śródzabiegowe czynniki miejscowe, w sposób negatywny wpływało wystąpienie jatrogennej perforacji oraz przepchnięcie materiału wypełniającego kanał korzeniowy, a w sposób pozytywny – utrzymanie drożności w okolicy przewężenia fizjologicznego. Jako pozytywne czynniki pozabiegowe określono obecność wypełnienia pośredniego, odbudowę za pomocą wkładu, obecność punktów stycznych na powierzchni bliższej i dalszej, a jako negatywne – ustawienie zęba jako ostatniego w łuku. W przeciągu pierwszych 22 miesięcy znaczny negatywny wpływ na zachowanie zęba miała obecność dolegliwości bólowych przed leczeniem (HR=3,1). Podobnie, w omawianym okresie w sposób pozytywny na zachowanie zęba wpływało utrzymanie drożności okolicy przewężenia fizjologicznego (HR=0,3), jednak zależność ta nie była obserwowana po upływie tego czasu. Odwrotnie sytuacja kształtowała się dla przepchnięcia gutaperki poza otwór wierzchołkowy. W ciągu pierwszych 22 miesięcy nieznacznie zwiększało to ryzyko utraty zęba (HR=1,1), jednak zależność ta w sposób istotny zwiększała się później – wartość współczynnika wzrastała do wartości 3,0).

Wymienione powyżej dane wskazują jednoznacznie, że ocena wyników leczenia nie jest procesem prostym. Na uwagę zasługuje również fakt, że przeprowadzenie leczenia endodontycznego prowadzi do poprawy jakości życia związanej ze stanem zdrowia jamy ustnej, co pozwala na lepsze funkcjonowanie pacjentów w społeczeństwie. Przy wzrastającej świadomości prozdrowotnej dotyczącej zdrowia jamy ustnej, liczba zabiegów endodontycznych rośnie, a oczekiwania pacjentów oraz lekarzy są zgodne – dążą oni do skrócenia czasu leczenia przy zachowaniu najlepszych, możliwych do uzyskania wyników. Jednym ze środków do osiągnięcia tego celu jest zastosowanie do opracowania kanałów korzeniowych narzędzi maszynowych. Jednakże podobnie jak w przypadku wszystkich nowych procedur medycznych obowiązkowym jest przeprowadzenie badań wykorzystujących metody naukowe w celu oceny ryzyka i korzyści związanych z zastosowaniem danej metody terapeutycznej. I właśnie ta sentencja była motywacją Autora do podjęcia badań, których cel przedstawia kolejna część rozprawy.

2. Cele pracy

W związku z wyraźnym dążeniem do usprawnienia leczenia endodontycznego oraz uzyskania jak najlepszego końcowego efektu terapeutycznego do biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych stosuje się w coraz częściej narzędzia maszynowe. Ich zastosowanie może wiązać się z różnego rodzaju jatrogennymi powikłaniami, takimi jak przemieszczenie poza otwór wierzchołkowy skrawanej zębiny i tkanki organicznej, zmniejszenie grubości ścian korzenia leczonego zęba oraz występowanie pęknięć zębiny. Stąd cel pracy stanowiło przeprowadzenie:

1. Pomiaru wagi przepchniętych poza otwór wierzchołkowy zanieczyszczeń (opiłki zębinowe, resztki tkanki) po opracowaniu za pomocą narzędzi endodontycznych o różnej kinematyce
2. Oceny zakresu zmiany średnicy światła kanału korzeniowego (transportacji kanału korzeniowego) po opracowaniu za pomocą narzędzi endodontycznych o różnej kinematyce.
3. Oceny częstości generacji pęknięć zębiny po opracowaniu kanału po opracowaniu za pomocą narzędzi endodontycznych o różnej kinematyce.

3. Materiał i metodyka

Do badań wykorzystano 80 jednokorzeniowych i jednokanałowych zębów ludzkich usuniętych z powodu powszechnie przyjętych w chirurgii stomatologicznej wskazań. Kryteria włączenia do badań obejmowały: wiek pacjenta (20.-40. rok życia), możliwość przeprowadzenia ekstrakcji w sposób atraumatyczny, brak zmian świadczących o parafunkcjach. Kryteria wyłączenia zębów z badań obejmowały zmiany próchnicowe i wypełnienia obejmujące powierzchnię korzenia i widoczne cechy resorpcji patologicznej. Zęby podzielono losowo na 4 grupy (dla każdej n=20), przypisując każdemu odpowiedni numer i losując przydział do grup wg oprogramowania dostępnego on-line: www.random.org.

W pierwszym etapie eksperymentu zęby poddano badaniu tomografii komputerowej w celu określenia przebiegu kanału korzeniowego i umożliwienia dalszej oceny ewentualnej zmiany przebiegu jego światła po opracowaniu kanałów. Zęby zostały umieszczone w matrycy z silikonowej masy wyciskowej, na której zaznaczono strzałkami cztery linie odpowiadające powierzchniom zęba – policzkowej, podniebiennej/językowej, bliższej i dalszej, w celu uzyskania maksymalnego poziomu powtarzalności przy powtórnych badaniach. Następnie zęby zostały wprowadzone do tomografu przy podstawowym protokole obrazowania tkanki kostnej. Następnie wyznaczono długość roboczą kanału. Po opracowaniu jamy dostępu wprowadzano do kanału stalowy pilnik K ISO 10/2% aż do ukazania się końca narzędzia w otworze anatomicznym, co oceniano w powiększeniu mikroskopu zabiegowego (Leica M320, Leica). Od uzyskanej wartości odejmowano wartość 1 mm (odległość pomiędzy otworem anatomicznym a przewężeniem fizjologicznym), a tak uzyskaną wartość traktowano jako długość roboczą (ang. *working length* – WL). Każdy kanał opracowano ręcznie do rozmiaru ISO 20 w celu uzyskania gładkiej ścieżki dla narzędzi maszynowych wg wskazań producenta.

Pomiaru ilości substancji przepchniętych poza wierzchołek dokonano wg modelu Myersa i Montgomery'ego (Myers i Montgomery 1991). Przeprowadzono trzykrotny pomiar wagi próbówki Eppendorfa za pomocą wagi laboratoryjnej (Radwag, Polska), po czym obliczono wartość średnią. Ząb umieszczono w otworze próbówki Eppendorfa i ustabilizowano masą silikonową. W celu wyrównania ciśnienia wewnątrz i na zewnątrz próbówki, przez masę wkłuwano igłę iniekcyjną. Powstałą jednostkę wprowadzano następnie w otwór większego naczynia pokrytego nieprzezroczystym materiałem. Następnie opracowano kanały korzeniowe odpowiednio według wskazań producenta:

- Grupa 1 ProTaper Next (PTN) – mikrosilnik X-Smart (Dentsply Sirona, USA), 300 rpm, torque 2,0 Ncm; narzędzia X1 i X2
- Grupa 2 WaveOne Gold (WOG) – mikrosilnik X-Smart (Dentsply Sirona) – program recyprokacji dla narzędzi WaveOne Gold, narzędzie WOG Primary
- Grupa 3 TF Adaptive (TF) – mikrosilnik Elements Motor (Kerr Endodontics) – program Adaptive Motion

Pomiędzy zastosowaniem każdego narzędzia kanał leczonego zęba przepłukiwano 1 ml 0,9% roztworu soli fizjologicznej. Po opracowaniu kanałów korzeniowych próbówki Eppendorfa zostały wyjęte oraz pozostawione przez 5 dni w temperaturze 70 stopni Celsjusza. Następnie trzykrotnie zważono je, określono średnią wagę każdej i od uzyskanej wagi odjęto średnią wagę początkową próbówki.

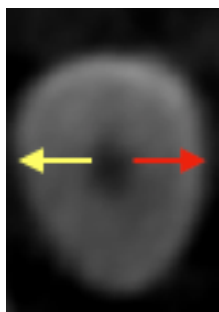
W kolejnym etapie wykonano ponowne badanie tomografii komputerowej za pomocą tomografu komputerowego. Zęby zostały umieszczone w matrycy z silikonowej masy wyciskowej, na której zaznaczono strzałkami cztery linie odpowiadające powierzchniom zęba – policzkowej, podniebiennej/językowej, bliższej i dalszej, w celu uzyskania maksymalnego poziomu powtarzalności przy powtórnych badaniach. Następnie zęby zostały wprowadzone do tomografu przy podstawowym protokole obrazowania tkanki kostnej. Obrazy uzyskane przy pierwszym i drugim skanie oceniono za pomocą oprogramowania Osirix MD (Pixmeo SARL, Szwajcaria). Dokonano pomiarów następujących wartości:

- m1 – najmniejsza odległość pomiędzy mezjalnym brzegiem korzenia a brzegiem nieopracowanego kanału
- m2 - najmniejsza odległość pomiędzy mezjalnym brzegiem korzenia a brzegiem opracowanego kanału
- d1 - najmniejsza odległość pomiędzy dystalnym brzegiem korzenia a brzegiem nieopracowanego kanału
- d2 - najmniejsza odległość pomiędzy mezjalnym brzegiem korzenia a brzegiem opracowanego kanału

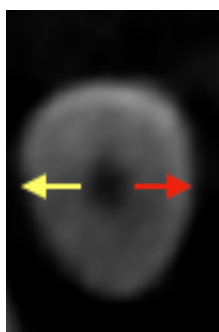
Pomiarów dokonano na poziomie 3 mm, 5 mm i 7 mm od wierzchołka. Następnie określono następujące wskaźniki transportacji kanału korzeniowego (TK) na podstawie wzoru:

$$TK = (m1 - m2) - (d1 - d2)$$

Przykładowe obrazy TK przedstawiają ryc. 9 i 10.



Ryc. 9. Przekrój zęba przedtrzonowego przed leczeniem (6 mm od wierzchołka) - czerwoną strzałką oznaczono wartość m1, żółtą strzałką – d1.

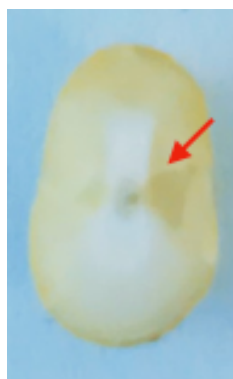


Ryc. 10. Przekrój zęba przedtrzonowego przed leczeniem (6 mm od wierzchołka) - czerwoną strzałką oznaczono wartość m2, żółtą strzałką – d2.

W kolejnym etapie zęby przecięto za pomocą wolnoobrotowej piły diamentowej (Southbay Technology Inc., USA) 3, 6 i 9 mm od wierzchołka, po uprzednim umieszczeniu ich w matrycy akrylowej z chłodzeniem wodą destylowaną. Następnie poddano ocenie w czterdziestokrotnym powiększeniu mikroskopu zabiegowego (Leica M320, Leica). Określono obecność pęknięć zębiny kanału korzeniowego rozpoczynających się od strony światła kanału korzeniowego. Zęby, w których zaobserwowano takie pęknięcia zakwalifikowano jako zęby z pęknięciem (ryc. 11, 12). Zęby, w których występowały pęknięcia niedochodzące do ściany wewnętrznej zakwalifikowano jako zęby niepęknięte. Grupę kontrolną stanowiło 20 zębów niepoddanych instrumentacji kanału korzeniowego.



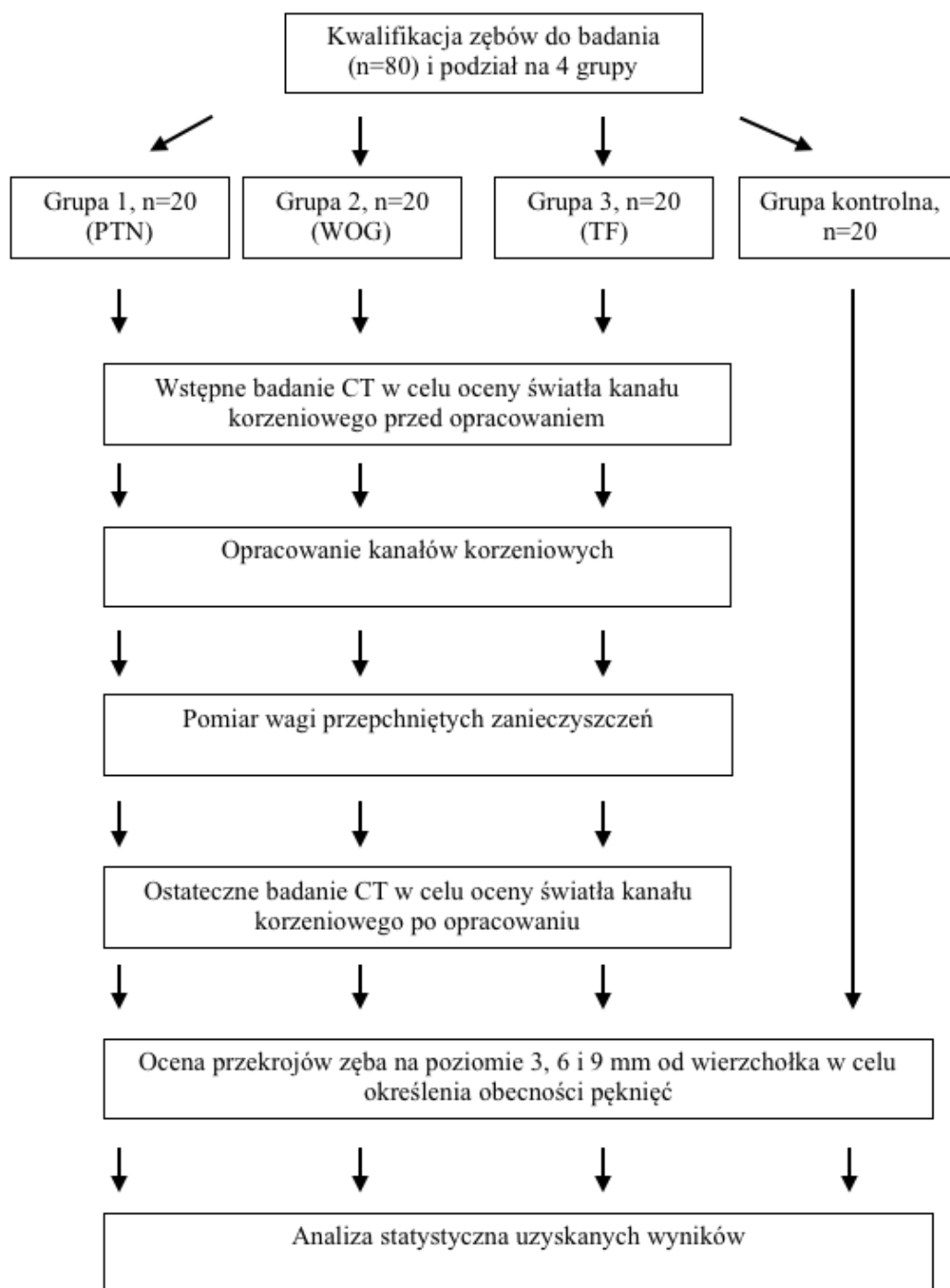
Ryc. 11. Przekrój zęba niepoddanego instrumentacji (9 mm od wierzchołka) - brak widocznych pęknięć zębiny.



Ryc. 12. Przekrój zęba poddanego instrumentacji (9 mm od wierzchołka) - czerwona strzałka wskazuje pęknięcie zębiny.

Uzyskane wyniki badań poddano analizie statystycznej.

Schematyczne przedstawienie toku badań ukazuje ryc. 13. Uzyskano akceptację planu badań przez Komisję Bioetyczną przy Uniwersytecie Medycznym im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu (Załącznik 1), a poszczególne etapy badań wykonano w Laboratorium Zakładu Biomateriałów i Stomatologii Doświadczalnej UMP, Dziale Diagnostyki Obrazowej Szpitala Powiatowego w Jarocinie sp. z o. o. oraz Klinice Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji UMP.



Ryc. 13. Schematyczne przedstawienie toku badań.

W analizie statystycznej jako poziom istotności przyjęto wartość $\alpha=0,05$. Dla zmiennych w skali interwałowej (waga przepchniętych zanieczyszczeń, współczynnik transportacji kanału korzeniowego) oceniono normalność rozkładu za pomocą testu Shapiro-Wilka. W przypadku stwierdzenia rozkładu normalnego, porównanie trzech grup wykonano za pomocą testu ANOVA dla grup niezależnych, a różnice pomiędzy poszczególnymi grupami oceniono za pomocą post-testu Fishera. W przypadku braku normalności rozkładu zmiennych,

do porównania trzech grup zastosowano test ANOVA Kruskalla-Wallisa (post-test Dunna-Bonferonniego). W przypadku zmiennych w skali nominalnej (obecność pęknięć), grupy porównywano za pomocą testu chi-kwadrat.

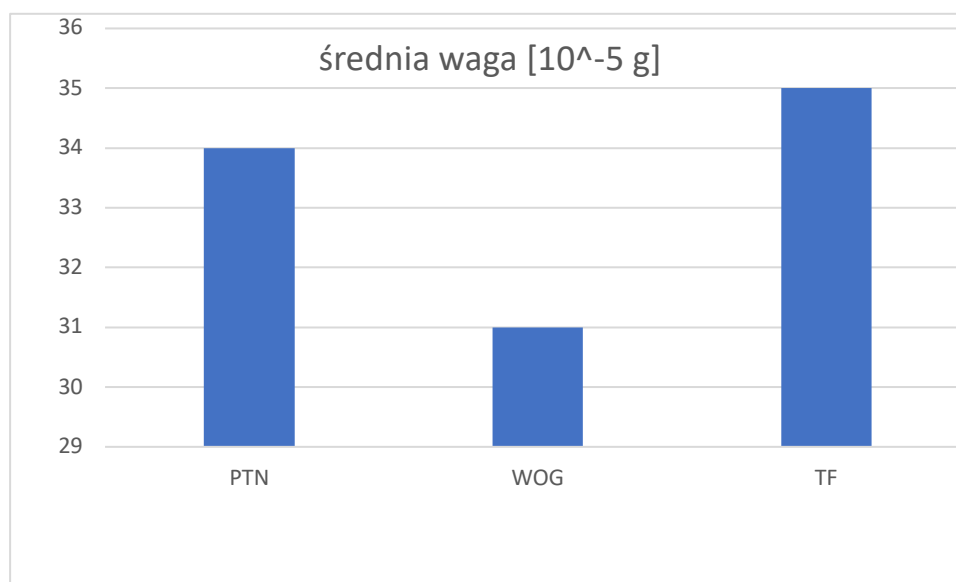
4. Wyniki

4.1 Wpływ opracowania kanału korzeniowego na przepchnięcie zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy

Średnia ilość przepchniętych zanieczyszczeń wynosiła odpowiednio:

- 0,00034 g ($\pm 0,00015$) w grupie zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next,
- 0,00031 g ($\pm 0,0002$) w grupie zębów opracowanych za pomocą narzędzi WaveOne Gold
- 0,00035 g ($\pm 0,00013$) w grupie zębów opracowanych za pomocą narzędzi Twisted Files.

Ryc. 14 przedstawia porównanie wartości uzyskanych za pomocą każdego systemu. W Tab. 1-3 przedstawiono wagę przepchniętych poza otwór zanieczyszczeń po zastosowaniu w/w narzędzi.



Ryc. 14. Średnia waga przepchniętych zanieczyszczeń po opracowaniu za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu.

Tabela 1. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi ProTaper Next.

Nr zęba	Waga przepchniętych zanieczyszczeń [10^{-3} g]
1_PTN	0,56
2_PTN	0,45
3_PTN	0,31
4_PTN	0,13
5_PTN	0,25
6_PTN	0,26
7_PTN	0,34
8_PTN	0,13
9_PTN	0,23
10_PTN	0,46
11_PTN	0,56
12_PTN	0,32
13_PTN	0,15
14_PTN	0,25
15_PTN	0,34
16_PTN	0,42
17_PTN	0,24
18_PTN	0,38
19_PTN	0,67
20_PTN	0,28

Tabela 2. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi WaveOne Gold.

Nr zęba	Waga przepchniętych zanieczyszczeń [10^{-3} g]
1_WOG	0,24
2_WOG	0,78
3_WOG	0,34
4_WOG	0,28
5_WOG	0,15
6_WOG	0,1
7_WOG	0,49
8_WOG	0,38
9_WOG	0,23
10_WOG	0,12
11_WOG	0,15
12_WOG	0,23
13_WOG	0,76
14_WOG	0,31
15_WOG	0,25
16_WOG	0,17
17_WOG	0,58
18_WOG	0,27
19_WOG	0,15
20_WOG	0,12

Tabela 3. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi Twisted Files.

Nr zęba	Waga przepchniętych zanieczyszczeń [10^{-3} g]
1_TF	0,24
2_TF	0,34
3_TF	0,21
4_TF	0,45
5_TF	0,59
6_TF	0,29
7_TF	0,25
8_TF	0,13
9_TF	0,19
10_TF	0,27
11_TF	0,31
12_TF	0,28
13_TF	0,65
14_TF	0,34
15_TF	0,42
16_TF	0,26
17_TF	0,45
18_TF	0,52
19_TF	0,38
20_TF	0,39

Analiza statystyczna nie wykazała statystycznie istotnych różnic pomiędzy ocenianymi grupami ($p=0,253$, ANOVA Kruskala-Wallis).

4.2 Wpływ opracowania kanału korzeniowego na przebieg jego światła

Wartości bezwzględne współczynnika TK dla kanałów korzeniowych opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce na poziomie 3 mm, 6 mm i 9 mm od wierzchołka anatomicznego przedstawione są w Tab. 4-6.

Tabela 4. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next

Nr zęba	TK 3 mm od wierzchołka	TK 6 mm od wierzchołka	TK 9 mm od wierzchołka
1_PTN	0,07	0,12	0,13
2_PTN	0,06	0,11	0,12
3_PTN	0,09	0,09	0,11
4_PTN	0,06	0,07	0,11
5_PTN	0,05	0,05	0,09
6_PTN	0,08	0,07	0,1
7_PTN	0,1	0,11	0,14
8_PTN	0,09	0,08	0,03
9_PTN	0,07	0,09	0,08
10_PTN	0,06	0,08	0,12
11_PTN	0,07	0,05	0,07
12_PTN	0,06	0,07	0,1
13_PTN	0,1	0,13	0,14
14_PTN	0,09	0,12	0,13
15_PTN	0,08	0,09	0,1
16_PTN	0,1	0,08	0,2
17_PTN	0,12	0,15	0,13
18_PTN	0,09	0,07	0,08
19_PTN	0,06	0,09	0,07
20_PTN	0,07	0,08	0,1

Tabela 5. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi WaveOne Gold

Nr zęba	TK 3 mm od wierzchołka	TK 6 mm od wierzchołka	TK 9 mm od wierzchołka
1_WOG	0,02	0,06	0,05
2_WOG	0,02	0,105	0,04
3_WOG	0,06	0,06	0,07
4_WOG	0,04	0,07	0,09
5_WOG	0,05	0,09	0,09
6_WOG	0,03	0,07	0,09
7_WOG	0,02	0,04	0,05
8_WOG	0,03	0,08	0,11
9_WOG	0,03	0,08	0,08
10_WOG	0,06	0,1	0,12
11_WOG	0,02	0,07	0,12
12_WOG	0,04	0,08	0,08
13_WOG	0,02	0,04	0,1
14_WOG	0,05	0,06	0,1
15_WOG	0,05	0,09	0,12
16_WOG	0,02	0,07	0,11
17_WOG	0,04	0,09	0,08
18_WOG	0,02	0,04	0,07
19_WOG	0,06	0,13	0,11
20_WOG	0,03	0,12	0,05

Tabela 6. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi Twisted Files

Nr zęba	TK 3 mm od wierzchołka	TK 6 mm od wierzchołka	TK 9 mm od wierzchołka
1_TF	0,03	0,04	0,08
2_TF	0,01	0,03	0,09
3_TF	0,04	0,07	0,08
4_TF	0,02	0,05	0,05
5_TF	0,05	0,03	0,06
6_TF	0,03	0,07	0,09
7_TF	0,02	0,04	0,07
8_TF	0,03	0,08	0,11
9_TF	0,03	0,08	0,08
10_TF	0,06	0,1	0,12
11_TF	0,02	0,07	0,12
12_TF	0,04	0,08	0,08
13_TF	0,02	0,04	0,1
14_TF	0,05	0,06	0,1
15_TF	0,05	0,09	0,12
16_TF	0,02	0,07	0,11
17_TF	0,04	0,09	0,08
18_TF	0,02	0,04	0,07
19_TF	0,06	0,13	0,11
20_TF	0,03	0,12	0,05

Dla narzędzi rotacyjnych ProTaper Next średnia wartość współczynnika 3 mm od wierzchołka wynosiła 0,0795 (SD=0,0179), 6 mm od wierzchołka – 0,09 (SD=0,0262), 9 mm od wierzchołka – 0,106 (SD=0,0221). Dla narzędzi recyprokalnych WaveOne Gold Primary średnia wartość współczynnika 3 mm od wierzchołka wynosiła 0,0355 (SD=0,015), 6 mm od wierzchołka 0,061 (SD=0,02), 9 mm od wierzchołka – 0,08 (SD=0,25). Dla narzędzi Twisted Files, łączących oba rodzaje ruchu, wartość średnia współczynnika 3 mm od wierzchołka wynosiła 0,05 (SD=0,03), 6 mm od wierzchołka 0,092 (SD=0,17), 9 mm od wierzchołka 0,08 (SD=0,02).

Statystycznie znamienne różnice dla poziomu 3 mm od wierzchołka leczonego zęba odnotowano pomiędzy grupami zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next i WaveOne Gold ($p < 0,000001$, ANOVA Kruskalla-Wallisa) oraz ProTaper Next i Twisted Files ($p = 0,000459$) (Tab. 7). Statystycznie istotne różnice dla poziomu 6 mm od wierzchołka leczonego zęba odnotowano pomiędzy grupami zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next i WaveOne Gold ($p = 0,0004528$, ANOVA Kruskalla-Wallisa) oraz ProTaperNext i Twisted Files ($p = 0,001254$) (Tab. 8). Statystycznie istotne różnice dla poziomu 9 mm od wierzchołka leczonego zęba odnotowano pomiędzy grupami zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next i WaveOne Gold ($p = 0,000763$, ANOVA dla grup niezależnych) oraz ProTaperNext i Twisted Files ($p = 0,014161$, ANOVA dla grup niezależnych) (Tab. 9).

Tabela 7. Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 3 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA Kruskalla-Wallisa, test post-hoc Dunna-Bonferroniego).

	ProTaper Next	WaveOne Gold	Twisted Files
ProTaper Next	-	<0,0000001*	0,000459*
WaveOne Gold	<0,0000001*	-	0,4153
Twisted Files	0,000459*	0,4153	-

Wartości statystycznie istotne oznaczono gwiazdką (*).

Tabela 8. Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 6 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA Kruskalla-Wallisa, test post-hoc Dunna-Bonferroniego).

	ProTaper Next	WaveOne Gold	Twisted Files
ProTaper Next	-	0,004528*	0,001254*
WaveOne Gold	0,004528*	-	1
Twisted Files	0,001254*	1	-

Różnice statystycznie istotne oznaczono gwiazdką (*).

Tabela 9. Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 6 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA dla grup niezależnych, test post-hoc Fishera LSD).

	ProTaper Next	WaveOne Gold	Twisted Files
ProTaper Next	-	0,00763*	0,014161*
WaveOne Gold	0,000763*	-	0,309202
Twisted Files	0,014161*	0,309202	-

Różnice statystycznie istotne oznaczono gwiazdką (*).

4.3 Wpływ opracowania kanału korzeniowego na generację pęknięć zębiny

Po opracowaniu kanałów korzeniowych wszystkimi rodzajami narzędzi maszynowych stwierdzono obecność częściowych pęknięć zębiny w każdej z badanych grup na poziomie 3 mm, 6 mm i 9 mm od wierzchołka. Liczbę fragmentów korzeni, w których wystąpiły pęknięcia przedstawia tabela 10. Przy pomiarze tego parametru jako grupę kontrolną przyjęto 20 zębów z nieopracowanymi kanałami korzeniowymi. W grupie kontrolnej nie stwierdzono pęknięć w żadnym z korzeni.

Tabela 10. Liczba fragmentów korzeni, w których zaobserwowano pęknięcia częściowe zębiny

	3 mm od wierzchołka	6 mm od wierzchołka	9 mm od wierzchołka
ProTaper Next	4 (20%)	3 (15%)	1 (5%)
WaveOne Gold	3 (15%)	2 (10%)	1 (5%)
Twisted File	3 (20%)	4 (20%)	2 (5%)
Grupa kontrolna	0	0	0

Pomiędzy poszczególnymi grupami zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnych wzorcach ruchu nie stwierdzono na żadnym poziomie (3, 6 i 9 mm od wierzchołka) istotnych statystycznie różnic – wartość p porównania pomiędzy grupami oraz wartość chi-kwadrat na poziomie 3, 6 i 9 mm od wierzchołka przedstawiają tab. 10-12.

Tabela 11. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 3 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi

	PTN		WOG		TF	
	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2
PTN	-	-	0,6773	0,1732	0,6773	0,1732
WOG	0,6773	0,1732	-	-	1	-
TF	0,6773	0,1732	1	-	-	-

Tabela 12. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 6 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi

	PTN		WOG		TF	
	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2
PTN	-	-	0,6326	0,2286	0,6773	0,1732
WOG	0,6326	0,2286	-	-	0,3758	0,7843
TF	0,6773	0,1732	0,3758	0,7843	-	-

Tabela 13. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 9 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi

	PTN		WOG		TF	
	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2	wartość p	Wartość χ^2
PTN	-	-	1	-	0,6119	0,2574
WOG	1	-	-	-	1	-
TF	0,6119	0,2574	1	-	-	-

5. Omówienie wyników i dyskusja

Leczenie endodontyczne stanowi nieodłączny element leczenia wielodyscyplinarnego we współczesnej stomatologii. Specjaliści w tej dziedzinie dysponują wiedzą i dużymi umiejętnościami umożliwiającymi radzenie sobie w trudnych sytuacjach klinicznych, w których dochodzi do rozwoju procesów patologicznych w tkankach endodontium. Według prognoz Światowej Organizacji Zdrowia, coraz większy odsetek populacji będzie zachowywać własne zęby przez całe życie, z czym związane z pewnością będzie większe zapotrzebowanie na leczenie stomatologiczne w omawianym zakresie (Hamedy i wsp., 2016). Dzięki znacznemu postępowi zarówno wiedzy, jak i nowoczesnych technologii, możliwe było wypracowanie odpowiednich wytycznych prowadzenia terapii endodontycznej, co pozwoliło na uzyskanie stosunkowo wysokiego odsetka powodzeń, jak również na umożliwienie odtworzenia odpowiedniej funkcji i estetyki zębom, w przypadku których doszło do rozwoju procesu zapalnego w miazdze czy w tkankach okołowierzchołkowych. Nowoczesne instrumentarium endodontyczne, obejmujące narzędzia maszynowe o wielu rodzajach ruchu, jest nieodzowną pomocą dla sprawniejszego i bezpieczniejszego opracowania kanału korzeniowego oraz wiąże się z mniejszym ryzykiem wystąpienia błędów proceduralnych (Abu-Tahun i wsp., 2014; Cheung i Liu 2009). Ich użycie umożliwia nadanie przestrzeni kanału korzeniowego odpowiedniego kształtu trójwymiarowego, pozwalającego na jego dokładniejszą dezynfekcję i szczelne wypełnienie. Mimo jednak znacznego postępu w technice wytwarzania instrumentów endodontycznych i rozwoju technik stosowanych do chemomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych, niewiele wiadomo, w jaki sposób ich zastosowanie wpływa na leczony ząb i na tkanki endodontium (Versiani i wsp., 2015; Boutsoukis i wsp., 2013).

Podobnie do innych procedur leczniczych stosowanych w medycynie, również leczenie endodontyczne wiąże się z koniecznością oceny stosunku ryzyka i korzyści dla pacjenta. Korzyści w omawianym przypadku zdają się być oczywiste – odpowiednio wdrożona terapia pozwala na usunięcie przyczyny dolegliwości bólowych oraz ognisk zapalnych, co prowadzi do poprawy jakości życia (Liu i wsp., 2014). Właściwie wyleczony ząb służyć powinien pacjentowi do końca życia, przy założeniu, że utrzymuje on odpowiednią higienę oraz jest zmotywowany do kontroli stanu jamy ustnej.

Niewiele jednak wiadomo na temat ryzyka, z którym wiąże się podjęcie leczenia endodontycznego, szczególnie w dłuższej perspektywie czasowej. Wśród lekarzy i pacjentów pokutuje wciąż wiele błędnych przekonań, według których leczenie endodontyczne

nierozzerwalnie łączy się z bólem, zęby poddane takiej terapii ulegają częstym złamaniom i nie są w stanie pełnić swojej funkcji. Tego rodzaju przekonaniom przeczą wyniki długoterminowych badań, wskazujące na to, że pacjenci są w stanie utrzymać właściwie wyleczone endodontycznie i odbudowane zęby w 80-98% przypadków, co jest wartością podobną do uzyskiwanej przy leczeniu implantologicznym (Guldener i wsp., 2017; Borén i wsp., 2015; Setzer i Kim 2014). Rozprawa stanowi z tego względu próbę oceny, w jaki sposób nowe technologie stosowane w endodoncji klinicznej oddziaływać mogą na wybrane parametry w leczeniu endodontycznym, które mogą wpływać na długofalowe rokowanie dla leczonych zębów. Prowadzenie badań klinicznych w omawianej dziedzinie jest czasochłonne, wymaga przynajmniej kilkuletniego okresu obserwacji, jak również nie zawsze możliwe jest ustalenie powtarzalnej metodologii badań. Z tego względu wybrano dwa parametry, które możliwe są do oceny w warunkach *in vitro* – stan tkanek twardych zęba (zębina kanału korzeniowego, szerokość ścian korzenia) oraz stan tkanek miękkich (przyzębie okołowierzchołkowe).

Ogólnie przyjęte jest przekonanie, że każda metoda leczenia endodontycznego wiąże się nieodmiennie z występowaniem pęknięć zębiny kanału korzeniowego, co w konsekwencji w warunkach klinicznych prowadzi może do złamania zęba, w najgorszym wypadku kończącego się koniecznością jego usunięcia (Kishen, 2006). Dotychczas prowadzone badania, podobnie jak i praca własna, opierała się na modelu, w którym ząb po przeprowadzeniu leczenia zostaje przecięty za pomocą diamentowej piły wolnoobrotowej na kilka fragmentów, zwykle 3, 6 i 9 mm od wierzchołka (Shemesh i wsp., 2010). Wyniki wszystkich dotychczas prowadzonych badań wskazywały na to, że każda metoda opracowania kanału korzeniowego w pewnym stopniu prowadzi do generacji pęknięć. Piśmiennictwo nie wskazuje jednoznacznie, w przypadku których technik odsetek opisywanych zaburzeń jest wyższy. Trudno jest również poddać porównaniu badania prowadzone w różnych ośrodkach, co objawia się tym, że lekarz napotkać w literaturze może sprzeczne wyniki. Przykładowo, szeroko cytowane w piśmiennictwie badania Bürkleina i wsp., (Bürklein i wsp., 2013) wykazały, że narzędzia pracujące w trybie recyprokalnym generują istotnie więcej pęknięć zębiny, podczas gdy badania innych badaczy nie wykazały takich zależności. W pewnych badaniach wykazywano różnice dla różnego rodzaju instrumentów rotacyjnych – np. pomiędzy ProTaper Next a ProTaper Universal (Karataş i wsp., 2015), oraz różnice pomiędzy pilnikami poddanymi przy produkcji procesom termicznym (HyFlex EDM, WaveOne Gold) a pilnikami wykonanymi z konwencjonalnego stopu niklowo-tytanowego, przy czym narzędzia konwencjonalne powodowały powstawanie większej liczby pęknięć (Pedullà i wsp., 2017). Sytuację w jeszcze większym stopniu komplikuje fakt, iż różnice w potencjale wywołania pęknięć zębiny zaobserwowano w badaniach prowadzonych przez grupy różnych badaczy dla tak

zachowawczego, zdawałoby się, systemu, jak SAF – Yoldas i wsp., nie zaobserwowali żadnych pęknięć w grupie opracowanej za pomocą tego systemu, podczas gdy Hin i wsp., stwierdzili ich obecność w 10% zębów (Yoldas i wsp., 2012; Hin i wsp., 2013). W badaniach własnych nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic pomiędzy poszczególnymi narzędziami. Wyniki te są zgodne z wynikami uzyskanymi przez innych badaczy, w których to badaniach wykazano występowanie pęknięć w 10 do ok. 50% korzeni leczonych endodontycznie (Liu i wsp., 2013; Bürklein i wsp., 2013; Karataş i wsp., 2015; Özyürek i wsp., 2017) co jest wartością podobną do uzyskanej w badaniach własnych. Przy porównywaniu rezultatów badań prowadzonych przez różnych naukowców należy jednak zwrócić uwagę na metody analizy statystycznej. W rozprawie zastosowano system oceny przyjęty przez Bier i wsp., (Bier i wsp., 2009), w którym porównywano liczbę preparatów za pomocą statystyki chi-kwadrat, jako że sama obecność pęknięcia potencjalnie może wpływać na osłabienie struktury zęba. Podobnie do wyników uzyskiwanych w innych badaniach, badania własne autora nie wykazały obecności pęknięć w zębach niepoddanych instrumentacji. Powszechnie uważa się, że ruch narzędzia tnącego sam w sobie może powodować generację mikro-urazów zębiny, jednak dostrzegalne są one w większych powiększeniach uzyskiwanych za pomocą innego rodzaju mikroskopów, a stomatologiczny mikroskop zabiegowy pozwala na uwidocznienie największych i najwyraźniej zaznaczonych zmian. Mnogość systemów oceny (porównywanie liczby pęknięć, długości, poszczególnych rodzajów) wydaje się bardzo zaciemniać obraz i znacząco utrudniać porównanie poszczególnych badań.

Należy jednakże również zwrócić uwagę na fakt, że poza ruchem narzędzia, na uzyskiwane wyniki w omawianym aspekcie wpływ może mieć inny aspekt metodologii badań. Zęby poddane leczeniu endodontycznemu w warunkach *in vitro* pozbawione są ochrony zapewnianej przez tkanki przyzębia. Ozębna, działając jak amortyzator wstrząsów spowodowanych pracą narzędzia w kanale, może odbierać siły i przenosić je na kość wyrostka zębodołowego (Qian i wsp., 2009). Stąd wątpliwości budzić może wystąpienie zupełnego odłamania wierzchołka leczonego zęba w tak wysokiej częstotliwości, o jakiej donosił zespół Liu i wsp. (Liu i wsp., 2013). Ochronne działanie ozębnej może tłumaczyć, dlaczego badacze, których model badawczy opierał się na leczeniu zębów umieszczonych w kości wyrostka zębodołowego, czy to w preparatach ludzkich czy w zwierzęcych, uzyskiwali inne wyniki, świadczące o tym, że ruch narzędzia nie wpływa na pękanie zębów podczas leczenia. Na generację pęknięć zębiny może również wpływać działanie urządzenia stosowanego do cięcia zęba na fragmenty, np. tarczy diamentowej. Rozwiązaniem tej kwestii może być również zastosowanie innych metod oceny, w których próbka nie ulega zniszczeniu w trakcie cięcia – np. obrazów mikrotomograficznych. Mikrotomografy rentgenowskie stanowią sprzęt

stosowany do oceny próbek w przemyśle czy budownictwie bez konieczności ich niszczenia (ryc. 15). Są one szczególnym rodzajem tomografów komputerowych i pozwalają na uzyskanie obrazów o bardzo wysokiej rozdzielczości, umożliwiającej ocenę nawet bardzo drobnych szczegółów dotyczących kształtu, wielkości czy struktury wewnętrznej preparatu (Zalewska i Dohnalik 2009). W odróżnieniu od urządzeń stosowanych klinicznie, w tego rodzaju skanerach obrotowi zostaje poddana sama badana próbka, a układ lampy rentgenowskiej i detektora jest nieruchomy, dzięki czemu konstrukcja takiego urządzenia jest mniej skomplikowana. Obrazy uzyskane w ten sposób uwidoczniają wewnętrzne pęknięcia i inne nieprawidłowości w ocenianych próbkach, co skłoniło badaczy do wykorzystania ich do badań w endodoncji. Możliwa jest wówczas ocena zęba przed i po leczeniu, bez konieczności przecięcia go na kilka fragmentów. Uzyskane w ten sposób wyniki w porównaniu do dotychczas opisywanych są nieco zaskakujące – okazało się, że np. De Deus i wsp. nie zaobserwowali, by w trakcie opracowania kanału korzeniowego dochodziło do pęknięcia w obrębie zębiny kanału korzeniowego. Pęknięcia, które obserwuje się po leczeniu, można było zaobserwować w nim już przed leczeniem (De-Deus i wsp., 2015). Niestety w rzeczywistości w trakcie skanowania próbki dochodzi do znacznego wzrostu temperatury, co z kolei prowadzi do wyparowania wody. Teoretycznie może powodować to pękanie zębów z powodu odwodnienia, co również może utrudniać ocenę uzyskanych w ten sposób wyników. Z tego względu celowe jest przeprowadzenie dalszych badań i krytyczna ocena dotychczas uzyskiwanych wyników, czego dowodem jest wciąż zwiększająca się liczba naukowych doniesień prezentujących wyniki uzyskanych w ten sposób badań.



Ryc. 15. Mikrotomograf komputerowy SkyScan 1275 (Bruker microCT, Kontich, Belgia)

Poza generacją pęknięć i złamań zębiny, instrumentacja w obrębie kanału korzeniowego może prowadzić bezpośrednio do zmiany jego przebiegu i pierwotnego kształtu. Nierównomierne skrawanie zębiny w trakcie procedur opracowywania kanału korzeniowego potencjalnie wiąże się z osłabieniem zęba, co w dalszej perspektywie klinicznej skutkować może wystąpieniem pęknięć, prowadzących do reinfekcji systemu kanałowego i wielkich

trudności z jego racjonalną odbudową. W celu określenia zmiany przebiegu kanału korzeniowego, w badaniach porównuje się grubość ścian leczonych korzeni przed preparacją i po niej, a następnie na podstawie wzajemnego stosunku uzyskanych wartości oblicza się wartość współczynnika transportacji. Odległości te można mierzyć na obrazach tomografii komputerowej (Elnaghy i Elsaka 2014), tomografii komputerowej wysokiej rozdzielczości (Ove A Peters i wsp., 2001) czy mikro-CT (Peters i wsp., 2001). Powszechnie uznany jest fakt, iż w trakcie opracowania z wykorzystaniem ręcznych narzędzi stalowych dochodzi do zmiany pierwotnego przebiegu światła kanału korzeniowego w większym zakresie niż w przypadku zastosowania narzędzi maszynowych. Wyniki badań porównujących poszczególne systemy – zarówno rotacyjne, jak i recyprokalne, nie są jednak jednoznaczne. W obecnych badaniach zaobserwowano statystycznie istotną różnicę pomiędzy systemami WOG i TF a PTN na każdym poziomie (3, 6 oraz 9 mm od wierzchołka). Gergi i wsp., wykazał jednak istotną różnicę pomiędzy WOG a TF ($p < 0,0001$) (Gergi i wsp., 2010). W badaniach wykonanych przez inne grupy nie porównywano wszystkich systemów wybranych do przygotowania obecnej rozprawy doktorskiej, jednak dla innych systemów rotacyjnych i recyprokalnych w większości nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic, np. dla PTN i TF (Capar, Ertas, i wsp., 2014), czy PTN a systemem BT Race (FKG Dentaire) (Bürklein i wsp., 2014). Istotnych różnic nie wykazano również pomiędzy innymi dostępnymi systemami (Bürklein i wsp., 2011; Bürklein i wsp., 2013; Çelik i wsp., 2013).

Poza bezpośrednim wpływem na leczony ząb, terapia endodontyczna prowadzi do naruszenia stanu tkanek miękkich w okolicy okołowierzchołkowej leczonego zęba. Zarówno w trakcie pierwszych etapów leczenia – wyznaczenia długości roboczej, jak i w trakcie samego opracowania i wypełniania systemu kanałowego, dochodzi do kontaktu tkanek okołowierzchołkowych z instrumentami endodontycznymi, jak również z płynami płuczącymi i lekami stosowanymi w trakcie leczenia. Ruch narzędzia oraz przepływ płynu irygacyjnego prowadzą również pośrednio do przepychania resztek tkanki oraz opiłków zębinowych w dwóch kierunkach – dokomorowo oraz dowierzchołkowo (Kuštarcic i wsp., 2008). O ile w związku z ruchem w kierunku dokomorowym nie wiąże się większych komplikacji, o tyle przepchnięcie płynu poza otwór wierzchołkowy może prowadzić do negatywnych następstw, od lekkiego zaostrzenia stanu zapalnego poczynając, kończąc na zagrożeniu nawet życiu, np. wytworzeniu ropnia z wszystkimi konsekwencjami. Wyniki wszystkich przeprowadzonych dotychczas badań wskazują jednoznacznie, że każda metoda opracowania systemu kanałowego i płukania prowadzi w mniejszym lub większym stopniu do przepchnięcia zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy (Tanalp i Güngör, 2014). Po przedostaniu się omawianych substancji poza wierzchołek organizm ludzki ma możliwość usunięcia czynnika drażniącego dzięki

obecności i działaniu komórek fagocytarnych, co klinicznie objawiać się może zaostrzeniem zapalenia. Większym problemem jest przedostanie się poza wierzchołek zainfekowanych tkanek, resztek miazgi czy opiłków zębinowych. Bakterie powodujące procesy patologiczne w tkankach endodontium mają wówczas możliwość skolonizowania zewnętrznej powierzchni korzenia, co w efekcie może prowadzić do rozwoju niegojących się zmian wymagających interwencji chirurgicznej (Tinoco i wsp., 2014).

Do oceny ilości przepchniętych poza wierzchołek zanieczyszczeń w badaniach naukowych powszechnie stosuje się model zaproponowany przez Myersa i Montgomery'ego, opisany szczegółowo w części „Materiał i metody” (Myers i Montgomery 1991). Omawiany model ma pewne zalety i wady, na które należy zwrócić uwagę przy interpretacji wyników badań. Pozwala on na obserwację w sposób bezpośredni ilości materiału, który ulega przemieszczeniu przez otwór anatomiczny. Jest to również model niewymagający kosztownego i często trudno dostępnego sprzętu. Z tego powodu jest bardzo często wybierany i wykorzystywany jako metoda badawcza, a wyniki badań uzyskane w oparciu o tę metodę również współcześnie są publikowane. Należy jednakże zwrócić uwagę na to, że model *in vitro* nie odpowiada idealnie warunkom spotykanym w sytuacji klinicznej. W rzeczywistości korzeń zęba otoczony jest ozębnią, która poza umocowaniem zęba w zębodole służy jako warstwa ochronna, amortyzująca siły żucia (De-Deus, Belladonna, i wsp., 2015). Stanowi naturalną barierę, której niestety brak jest w omawianym modelu. Ilość przepychanych zanieczyszczeń jest również ograniczona przestrzennie przez kość wyrostka zębodołowego. Wpływ na nią ma również stan zarówno samej miazgi, jak i obecność zmian okołowierzchołkowych. Wykazano, że w przypadku zębów z martwą miazgą płyny płuczące szybciej docierają do okolicy przywierzchołkowej korzenia, a jeśli obecne jest na zdjęciu rentgenowskim przejaśnienie świadczące o resorpcji kości, płyn szybciej rozlewa się w jego obrębie. W celu stworzenia warunków w większym stopniu przypominających rzeczywistość, niektórzy z badaczy próbowali zastosować materiały mające odwzorowywać kość wyrostka – np. gąbkę florystyczną (Altundasar i wsp., 2011) czy agar (Lu i wsp., 2013). Przez to, że gąbka jednak wchłania płyny, nie wydaje się być właściwym wyborem w metodologii badań. W omawianej metodzie pole dla przepchnięcia płynu płuczącego i opiłków zębiny jest ograniczone jedynie przez objętość próbki, w której umieszczony jest ząb. Niestety do dziś nie opracowano metody, która pozwoliłaby na ocenę ilości przepchniętych tkanek w warunkach *in vitro*. Stosunkowo niedawno przeprowadzono badanie, w którym oceniano stężenie substancji P (Caviedes-Bucheli i wsp., 2013). Pozwala to jedynie na pośrednie porównanie ilości przepychanych zanieczyszczeń. Jest to również powikłanie, które należałoby dokładnie oceniać w trakcie trwania leczenia, co wydaje się mało możliwe do przeprowadzenia w rzeczywistych

warunkach klinicznych. Ilość przepychanych zanieczyszczeń może również zależeć wreszcie od samej mikrotwardości zębiny, a ta z kolei jest cechą osobniczą, zależną nie tylko od genotypu pacjenta, lecz również od jego wieku, obecności procesów takich jak próchnica czy starcie w wybranych do badań zębach (Tanalp i wsp., 2006). W zębach, w których wartość mikrotwardości zębiny jest większa dochodzi do przemieszczania się mniejszych ilości zanieczyszczeń poza wierzchołek.

Na wyniki badań może również wpływać jeden, z klinicznego punktu widzenia istotny czynnik, a mianowicie rodzaj środka płuczącego. Niestety dane w piśmiennictwie nie są zbieżne odnośnie stosowania w tego rodzaju badaniach wody destylowanej czy innych środków o właściwościach dezynfekcyjnych. Ma to znacznie z dwóch powodów – przykładowo, podchloryn sodu powoduje rozpuszczanie tkanki miękkiej i elementów organicznych w zębinie. Ponadto różne płyny wykazują różne wartości gęstości, co wpływać może na charakterystykę fizyczną przepływu obserwowanego w tym przypadku (Basrani i Haapasalo 2012). Po odparowaniu natomiast w zebranych materiale znajdować się mogą kryształy poszczególnych związków, co może w sposób istotny wpływać na ostateczny wynik i powinno zostać wzięte pod uwagę w trakcie jego interpretacji. Inną, trudną do standaryzacji kwestią, jest rozmiar, wielkość, szerokość i lokalizacja przewężenia fizjologicznego oraz otworu anatomicznego (Olson i wsp., 2008). Nawet w zębach jednokanałowych, np. centralnych siekaczach, obserwuje się statystycznie istotną różnorodność kształtu i położenia przewężenia fizjologicznego, które w ponad 70% nie ma regularnego kształtu. Są również cechy, które są zmienne osobniczo, podobnie jak wspomniana wcześniej mikrotwardość zębiny. W większości badań początkową negocjację długości kanału korzeniowego prowadzi się narzędziem o rozmiarze ISO 10, a następnie opracowuje do rozmiarów 15-20 wg ISO w celu uzyskania gładkiej ścieżki dostępu. Każdy etap jest jednak w wysokiej mierze subiektywną oceną lekarza prowadzącego leczenie.

Wyniki uzyskane w badaniach własnych nie odbiegają od danych uzyskiwanych przez innych badaczy. Dla systemu ProTaper Next autor uzyskał wartość, 0,00034 g ($\pm 0,00015$), a przedstawiane w literaturze dane to np. 0,00037 ($\pm 0,00016$) (Koçak i wsp., 2015), 0,00019 ($\pm 0,0007$) (Ozsu i wsp., 2014) czy 0,00038 ($\pm 0,00021$) (Capar, Arslan, i wsp., 2014). Nie są dostępne dane bezpośrednio dla systemu WaveOne Gold, jednak dla jego poprzednika – narzędzia WaveOne wartości te wynosiły 0,00021 ($\pm 0,00007$) (Ozsu i wsp., 2014), 0,00031 ($\pm 0,00013$) (Bürklein i Schäfer 2012). W przypadku Twisted Files, wartości te prezentowały się również podobnie: 0,000392 ($\pm 0,00024$) (Capar, Arslan, i wsp., 2014), a mediana 0,00052 (Üstün i wsp., 2014) (w badaniach własnych 0,00033). Podobieństwo uzyskiwanych wartości

może wskazywać na fakt, iż na ilość przepchniętych zanieczyszczeń może mieć wpływ nie tyle sam rodzaj ruchu, jaki wykonuje narzędzie, lecz również jego kształt, ilość tkanek, stosowany do irygacji płyn czy kształt kanału korzeniowego. Trudno również uzyskać standaryzację nacisku sprzętu stosowanego do irygacji przez każdego lekarza. W związku z koniecznością dokładnego przepłukania przestrzeni systemu kanałowego po każdym zastosowaniu narzędzia, logicznym wydaje się, że w przypadku nowszych systemów narzędzi, wykorzystujących mniejszą liczbę narzędzi do ostatecznego opracowania kanałów korzeniowych, ograniczona jest możliwość przepchnięcia płynów (De-Deus i wsp., 2015). Zupełne wyeliminowanie tego powikłania z codziennej praktyki klinicznej wydaje się jednak niemożliwe do osiągnięcia. Przykładem systemu, którego teoretycznym celem i zamiarem było ograniczenie przepchnięcia, jest system SAF produkowany przez firmę C. Witt Dental. Jednakże przeprowadzone badania wykazały, iż w warunkach klinicznych brak jest możliwości uniknięcia tego powikłania, nawet przy zastosowaniu systemu o tak bardzo zaawansowanej technologii (Koçak i wsp., 2013). Innym rozwiązaniem sugerowanym współcześnie w celu ograniczenia negatywnych skutków przemieszczania się zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy jest stosowanie systemów do irygacji, wykorzystujących ujemne ciśnienie wierzchołkowe (ang. apical negative pressure). Przykładem jest system *EndoVac* (KaVo Kerr) (ryc. 16): po wprowadzeniu do kanału korzeniowego na oczekiwaną długość kaniuli i wygenerowaniu podciśnienia po podłączeniu do jednostki ssącej, wcześniej przygotowany płyn płuczący jest zasysany do wnętrza kanału korzeniowego, a następnie z niego usuwany. Mimo obiecujących wstępnych obserwacji, wyniki uzyskanych badań z wykorzystaniem tego systemu nie są jednoznaczne – jedni badacze zaobserwowali, że przy jego zastosowaniu przemieszczeniu poza wierzchołek ulega istotnie mniejsza ilość zanieczyszczeń (Mitchell i wsp., 2010), podczas gdy inni takich różnic nie stwierdzili (Karatas i wsp., 2015).



Ryc. 16 System EndoVac (KaVo Kerr). Źródło: www.kavokerr.com.

Inną możliwością oceny przepchnięcia poza wierzchołek zanieczyszczeń jest ocena stopnia dolegliwości pozabiegowych po zastosowaniu systemów narzędzi wykorzystujących

różną kinematykę ruchu. Podstawową przesłanką do zastosowania takiej metodologii jest powiązanie przemieszczonych zanieczyszczeń z objawami klinicznymi, które wymagałyby dodatkowej wizyty pomiędzy poszczególnymi etapami i seansami zaplanowanego leczenia, przyjęcia leków przeciwbólowych i przeciwzapalnych przez pacjenta. Należy jednak wziąć pod uwagę, że wystąpienie takich dolegliwości może być związane z rodzajem wprawianych w ruch zanieczyszczeń, tj. z ich potencjałem wywołania infekcji czy zaostrzenia stanu zapalnego. Bardziej prawdopodobne jest, że mniejsze ilości zanieczyszczeń zawierających mikroorganizmy o wysokiej zjadliwości wywołają pogorszenie stanu klinicznego u pacjenta niż przepchnięcie dużych ilości substancji o małym potencjalnie pirogennym. Z tego względu w dalszych badaniach własnych wydaje się celowe zachowanie zanieczyszczeń w celu ich dalszej analizy mikrobiologicznej np. po wcześniejszej inokulacji kolonii bakterii lub biofilmu na powierzchni kanału korzeniowego (Siqueira Jr, 2003).

Opisane powyżej obserwacje wskazują, jak trudne do interpretacji są wyniki dotychczas opisanych w piśmiennictwie badań. Metodologia stosowanych dotychczas badań zapewniła uzyskanie dużej ilości informacji, jednak nie jest możliwa jednoznaczna ocena wpływu opisywanych zjawisk na rzeczywisty stan kliniczny leczonych zębów. Dostępność szeroko zakrojonych badań przekrojowych jest również ograniczona. Z dotychczas opublikowanych doniesień najczęstszym punktem odniesienia jest „*Toronto study*” – badanie, w którym analizie poddano, w szerokim zakresie, czynniki mogące mieć wpływ na powodzenie i niepowodzenie leczenia endodontycznego w różnych jego formach, od pierwotnego poczynając, kończąc na zaawansowanych zabiegach chirurgicznych (Torabinejad i wsp., 2009). Badanie to zostało przeprowadzone przed wprowadzeniem wielu nowoczesnych technologii do praktyki endodontycznej, jednak ogólny odsetek powodzenia niechirurgicznego leczenia endodontycznego był dość wysoki i wynosił 81%. Analiza statystyczna wykazała, że na kliniczne wykładniki sukcesu miała wpływ obecność zmian w przyzębiu okołowierzchołkowym, perforacji przed leczeniem oraz szczelność wypełnienia po leczeniu. Wyniki tych badań są bardzo obiecujące, w związku z czym należy oczekiwać, że zarówno poprawa poziomu wiedzy, jak i włączenie do leczenia nowych technologii współczesnej endodoncji pozwoli lekarzom klinicytom uzyskać jeszcze wyższy odsetek powodzenia w terapii endodontycznej.

6. Wnioski

1. Wybrane do badań metody biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi maszynowych o trzech różnych trybach ruchu (rotacyjnym, recyprokalnym i trybie łączącym oba rodzaje kierunków) powodują przepchnięcie pewnej ilości opiłków zębinowych i resztek tkanki organicznej poza otwór wierzchołkowy w podobnym stopniu.
2. Zastosowanie trzech wybranych do badań metod maszynowego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi o różnych wzorcach ruchu prowadzi do skrawania zębiny ścian kanału korzeniowego w różnym stopniu.
 - A. Opracowanie za pomocą narzędzi rotacyjnych ProTaper Next prowadzi do usunięcia największych ilości zębiny kanału korzeniowego w porównaniu do narzędzi WaveOne Gold i Twisted Files.
 - B. Zastosowanie narzędzi recyprokalnych WaveOne Gold skutkuje usunięciem najmniejszej ilości zębiny ze ścian kanału korzeniowego na jego przebiegu, szczególnie w okolicy przywierzchołkowej.
3. Biomechaniczne opracowanie kanałów korzeniowych za pomocą wybranych systemów narzędzi maszynowych pracujących w trzech różnych trybach ruchu prowadzi do powstania pęknięć w obrębie zębiny kanału korzeniowego na całym jego przebiegu w podobnej częstotliwości.

7. Streszczenie

Leczenie endodontyczne stanowi dziś jeden z filarów kompleksowego leczenia schorzeń układu stomatognatycznego. Współczesna koncepcja prawidłowego leczenia endodontycznego opiera się na odpowiednim chemomechanicznym opracowaniu przestrzeni kanału korzeniowego, jej szczelnym wypełnieniu i wykonaniu odpowiedniej odbudowy. Postępowanie takie pozwala na uniknięcie lub wyleczenie powikłań związanych ze zmianami o charakterze nieodwracalnym w miazdze, a szczególnie rozwoju stanów zapalnych w kości wyrostka zębodołowego. Pierwszy etap leczenia opiera się na oczyszczeniu światła kanału korzeniowego z tkanki miazgowej lub jej pozostałości oraz na mechanicznym skrawaniu zębiny ścian kanału w celu uzyskania takiej konfiguracji trójwymiarowej, która pozwala na swobodny dostęp płynów płuczących do tkanek zęba w jak największym stopniu, usunięcie potencjalnie najbardziej zainfekowanej części kanału korzeniowego oraz na jego późniejsze wypełnienie w zgodny z obowiązującymi wytycznymi sposób. Do przeprowadzenia tego etapu leczenia coraz powszechniej stosuje się narzędzia maszynowe, które pracować mogą w trzech trybach ruchu: rotacyjnym (obrót o 360 stopni), recyprokalnym (naprzemienny ruch w kierunku zgodnym z ruchem wskazówek zegara i przeciwnym do niego w różnym zakresie kątów) oraz łączące oba tryby ruchu w zależności od warunków klinicznych panujących w świetle kanału korzeniowego leczonego zęba. Ze względu na charakter prowadzonej procedury, zastosowanie każdego narzędzia może wiązać się z wieloma powikłaniami, które komplikować mogą przebieg całego leczenia.

Celem pracy była ocena częstości występowania i nasilenia trzech wybranych parametrów biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi o różnych rodzajach ruchu (rotacyjny, recyprokalny, rotacyjno-recyprokalny) w warunkach *in vitro*. Po pierwsze, podjęto próbę oceny, w jakim stopniu opracowanie za pomocą każdej z przytoczonych metod, prowadzi może do przepchnięcia zanieczyszczeń (rozumianych jako resztki tkanek organicznych i opiłków zębinowych) poza wierzchołek leczonego zęba. Drugim wybranym parametrem była ilość skrawanej zębiny kanału korzeniowego za pomocą różnych narzędzi. Ostatnim ocenianym wskaźnikiem była częstość występowania pęknięć zębiny kanału korzeniowego po opracowaniu za pomocą każdej z wymienionych metod.

Do badań wykorzystano 80 jednokorzeniowych i jednokanałowych zębów ludzkich. Zęby podzielono na 4 grupy (dla każdej $n=20$). W pierwszym etapie zęby poddano badaniu tomografii komputerowej w celu określenia pierwotnego przebiegu kanału korzeniowego. Pomiaru ilości substancji przepchniętych poza wierzchołek dokonano wg modelu Myersa i Montgomery'ego (Myers i Montgomery 1991), powszechnie stosowanego w piśmiennictwie endodontycznym. Kanały korzeniowe zębów opracowano odpowiednio według wskazań producenta za pomocą narzędzi PTN (grupa 1), WOG (grupa 2), TF (grupa 3). W kolejnym etapie wykonano ponowne badanie tomografii komputerowej za pomocą tomografu komputerowego. Obrazy uzyskane przy pierwszym i drugim skanie oceniono za pomocą oprogramowania Osirix MD (Pixmeo SARL, Szwajcaria). Dokonano pomiarów następujących wartości najmniejszych odległości pomiędzy mezjalnym oraz dystalnym brzegiem korzenia a brzegiem nieopracowanego kanału oraz najmniejszych odległości pomiędzy mezjalnym oraz dystalnym brzegiem korzenia a brzegiem opracowanego kanału 3, 6 i 9 mm od wierzchołka anatomicznego zęba. Na tej podstawie określono wskaźnik transportacji kanału korzeniowego (TK). W kolejnym etapie zęby przecięto za pomocą wolnoobrotowej piły diamentowej (Southbay Technology Inc., USA) 3, 6 i 9 mm od wierzchołka, po uprzednim umieszczeniu ich w matrycy akrylowej z chłodzeniem wodą destylowaną. Następnie je poddano ocenie w czterdziestokrotnym powiększeniu mikroskopu zabiegowego (Leica M320, Leica). Określono obecność pęknięć zębiny kanału korzeniowego rozpoczynających się od strony światła kanału korzeniowego. Zęby, w których zaobserwowano takie pęknięcia zakwalifikowano jako zęby z pęknięciem. Zęby, w których występowały pęknięcia niedochodzące do ściany wewnętrznej zakwalifikowano jako zęby niepęknięte. Grupę kontrolną stanowiło 20 zębów niepoddanych instrumentacji kanału korzeniowego. Uzyskane wyniki badań poddano analizie statystycznej.

Wykazano, że metody biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi maszynowych o wszystkich ocenianych wzorcach ruchu potencjalnie powodować mogą przepchnięcie pewnej ilości zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy w podobnym stopniu ($0,00034 \text{ g} \pm 0,00015$ – PTN; $0,00031 \text{ g} \pm 0,0002$ – WOG, $0,00035 \text{ g} \pm 0,00013$ – TF). Zastosowanie każdej metody biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi maszynowych o każdym wzorcu ruchu (ruch rotacyjny, recyprokalny, ruch łączący oba rodzaje kierunków) prowadzi do skrawania zębiny kanału korzeniowego w różnym stopniu, przy czym największe ilości zębiny usuwa narzędzie PTN, a najmniejsze – WOG. Ponadto, każda metoda biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi maszynowych o każdym wzorcu ruchu (ruch rotacyjny, recyprokalny, ruch łączący oba rodzaje kierunków) może powodować powstawanie pęknięć w

obrębie zębiny kanału korzeniowego w podobnej częstości (5-20%) na każdym poziomie kanału korzeniowego. W obrębie kanałów nieopracowanych nie zaobserwowano pęknięć zębiny.

Uzyskane wyniki świadczą o tym, że maszynowe opracowanie kanałów korzeniowych wiąże się z możliwością wystąpienia powikłań, które skutkować mogą utrudnieniem i wydłużeniem procesu leczenia. Ze względu jednak na niejednorodność danych w piśmiennictwie i rozwój nowych metodologii badawczych, wskazane jest dalsze badanie zjawisk biomechanicznych związanych z preparacją endodontyczną zarówno w warunkach *in vitro*, jak i *in vivo*.

8. Abstract

Endodontic treatment constitutes a key element of comprehensive treatment of oral pathology. According to contemporary concepts in endodontic therapy, appropriate root canal treatment involves meticulous chemomechanical root canal preparation, its obturation, and restoration of the tooth treated. This approach makes it possible to prevent and treat various complications of irreversible pathology within the dental pulp, in particular – inflammatory lesions within alveolar bone. The first stage of treatment involved the removal of pulp tissue or its remnants from the inside of the root canal and mechanical cutting of root canal dentine in order to achieve such three-dimensional configuration that makes it possible for irrigating solutions to reach all areas within the root canal, enables the operator to remove the potentially most infected tissue, and enables appropriate obturation in later stages of treatment. Engine-driven instruments are becoming more and more commonly used for this purpose. Nowadays, movement of endodontic instruments may follow three kinematic patterns: rotary movement (rotation at 360 degrees), reciprocal (clockwise and counter-clockwise movement at different angles), and rotary-reciprocal movement according to the clinical conditions within the root canal of the tooth being treated. Due to the nature of the process, the use of each instrument may be related with various incidents, which may make the course of therapy more complicated.

Therefore, the aim of the thesis was to evaluate the incidence and character of three parameters affecting biomechanical root canal preparation with the use of instruments utilizing various movement kinematics (rotary, reciprocal, rotary-reciprocal) in *in vitro* environment. First of all, an attempt was made to determine to what extent the use of each may cause apical extrusion of debris (i.e. remnants of organic tissue and dentine debris). The second parameter was the amount of dentine cut during preparation from the root canal walls. Incidence of defects within root canal dentine (cracks) was the third parameter evaluated.

80 single-rooted teeth with one root canal were selected for the study. The teeth were classified into 4 groups (n=20). At the beginning, CT scans of the teeth were acquired in order to determine the original diameter of the root canal. Then, apical extrusion of debris was measured using the methodology proposed by Myers and Montgomery (1991). Root canals were prepared according to the manufacturers' guidelines with the use of ProTaper Next instruments (Group 1), WaveOne Gold Primary (Group 2), and Twisted Files (group 3). Following preparation and extrusion assessment, CT scans of teeth were performed once again in order to determine the amount of dentine cut during preparation. The images were evaluated

using Osirix MD (Pixmeo SARM, Switzerland) software. The following measurements were taken: distance between mesial and distal outer root walls and the root canal lumen, at 3, 6, and 9 mm from the anatomical apex. Transportation ratio was calculated then. Afterwards, the teeth were placed in acrylic matrix and cut with diamond micro-saw (Southbay Technology Inc. USA), 3, 6, and 9 mm from the apex. Each cross-section was evaluated using dental operating microscope (Leica M320, Leica). The presence of cracks within root canal dentine was assessed, and the teeth were classified as either being cracked or not. 20 teeth with unprepared root canals were the control group. The results were analysed statistically.

It has been shown that the use of instruments utilising all kinds of movement kinematics result in apical extrusion of debris to a similar extent (.00034 g \pm .00015 – PTN; .00031 g \pm .0002 – WOG, .00035 g \pm 0.00013 – TF). Also, root canal preparation with all instruments (rotary, reciprocal, rotary-reciprocal) results in dentine being cut to a different extent. PTN instruments were shown to cut the highest amounts of dentine, whereas WOG instruments – the lowest. Also, each preparation method may cause cracks within root canal dentine in 5-20% of cases, and there were no statistical differences observed between all groups. No cracks were observed in uninstrumented root canals.

In conclusion, engine driven root canal preparation may be associated with complications that might result in the treatment becoming more difficult and longer. Due to lack of agreement between various researchers in literature, and due to the development of new technologies, it is indicated that biomechanical phenomena related with endodontic preparation, are studied both in *in vitro*, and *in vivo* environment.

9. Piśmiennictwo

Abu-Tahun, I., Al-Rabab'ah, M. A., Hammad, M. i Khraisat, A. (2014) „Technical quality of root canal treatment of posterior teeth after rotary or hand preparation by fifth year undergraduate students, The University of Jordan”, *Australian Endodontic Journal*, 40(3), ss. 123–130.

Ahmad, I. A. (2009) „Rubber dam usage for endodontic treatment: a review”, *International Endodontic Journal*, 42(11), ss. 963–972.

Altundasar, E., Nagas, E., Uyanik, O. i Serper, A. (2011) „Debris and irrigant extrusion potential of 2 rotary systems and irrigation needles”, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 112(4), ss. e31–e35.

Anderson, T. (2004) „Dental treatment in medieval England”, *British dental journal*. Nature Publishing Group, 197(7), s. 419.

Arias, A., Lee, Y. H., Peters, C. I., Gluskin, A. H. i Peters, O. A. (2014) „Comparison of 2 Canal Preparation Techniques in the Induction of Microcracks: A Pilot Study with Cadaver Mandibles”, *Journal of Endodontics*, 40(7), ss. 982–985. doi: 10.1016/j.joen.2013.12.003.

Aslantas, E. E., Buzoglu, H. D., Altundasar, E. i Serper, A. (2014) „Effect of EDTA, sodium hypochlorite, and chlorhexidine gluconate with or without surface modifiers on dentin microhardness”, *Journal of Endodontics*, 40(6), ss. 876–879.

Bagińska, J., Wilczko, M. i Kudaszewicz, B. (2013) „Metody oceny dokładności elektronicznych pomiarów długości kanałów korzeniowych. Przegląd piśmiennictwa.”, *Nowa*

Stomatologia, 4, ss. 200–204.

Basrani, B. i Haapasalo, M. (2012) „Update on endodontic irrigating solutions”, *Endodontic Topics*, 27(1), ss. 74–102.

Baumann, M. A. (2004) „Nickel-titanium: Options and challenges”, *Dental Clinics of North America*, 48(1), ss. 55–67. doi: 10.1016/j.cden.2003.11.001.

Bellizzi, R. i Cruse, W. P. (1980) „A historic review of endodontics, 1689-1963, part 3”, *Journal of Endodontics*, 6(5), ss. 576–580. doi: 10.1016/S0099-2399(80)80155-5.

Bier, C. A. S., Shemesh, H., Tanomaru-Filho, M., Wesselink, P. R. i Wu, M. K. (2009) „The Ability of Different Nickel-Titanium Rotary Instruments To Induce Dentinal Damage During Canal Preparation”, *Journal of Endodontics*, 35(2), ss. 236–238. doi: 10.1016/j.joen.2008.10.021.

Borén, D. L., Jonasson, P. i Kvist, T. (2015) „Long-term survival of endodontically treated teeth at a public dental specialist clinic”, *Journal of Endodontics*, 41(2), ss. 176–181.

Boutsioukis, C., Psimma, Z. i Van der Sluis, L. W. M. (2013) „Factors affecting irrigant extrusion during root canal irrigation: a systematic review”, *International Endodontic Journal*, 46(7), ss. 599–618.

Breschi, L., Mazzoni, A., Nato, F., Carrilho, M., Visintini, E., Tjäderhane, L., Ruggeri Jr, A., Tay, F. R., Dorigo, E. D. S. i Pashley, D. H. (2010) „Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study”, *Dental Materials*, 26(4), ss. 320–325.

Bürklein, S., Börjes, L. i Schäfer, E. (2013) „Comparison of preparation of curved root canals with Hyflex CM and Revo-S rotary nickel–titanium instruments”, *International Endodontic Journal*, 47(5), ss. 470–476. doi: 10.1111/iej.12171.

Bürklein, S., Hinschitza, K., Dammaschke, T. i Schäfer, E. (2011) „Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper”, *International Endodontic Journal*, 45(5), ss. 449–461. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01996.x.

Bürklein, S., Mathey, D. i Schäfer, E. (2014) „Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel–titanium instruments in severely curved root canals”, *International Endodontic Journal*, 48(8), ss. 774–781. doi: 10.1111/iej.12375.

Bürklein, S. i Schäfer, E. (2012) „Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems”, *Journal of Endodontics*, 38(6), ss. 850–852. doi: 10.1016/j.joen.2012.02.017.

Bürklein, S., Tsotsis, P. i Schäfer, E. (2013) „Incidence of Dentinal Defects after Root Canal Preparation: Reciprocating versus Rotary Instrumentation”, *Journal of Endodontics*, 39(4), ss. 501–504. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.045>.

Çapar, I. D. i Arslan, H. (2016) „A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments”, *International Endodontic Journal*, 49(2), ss. 119–135. doi: 10.1111/iej.12432.

Capar, I. D., Arslan, H., Akcay, M. i Ertas, H. (2014) „An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with protaper universal, protaper next, twisted file adaptive, and hyflex instruments”, *Journal of Endodontics*, 40(10), ss. 1638–1641. doi:

10.1016/j.joen.2014.04.004.

Capar, I. D., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H. i Ertas, E. T. (2014) „Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals”, *Journal of Endodontics*, 40(6), ss. 852–856.

Carrilho, M. T., Piveta, F. i Tjäderhane, L. (2015) „Chemical, microbial, and host-related factors: effects on the integrity of dentin and the dentin-biomaterial interface”, *Endodontic Topics*, 33(1), ss. 50–72. doi: 10.1111/etp.12087.

Caviedes-Bucheli, J., Moreno, J. O., Carreño, C. P., Delgado, R., Garcia, D. J., Solano, J., Diaz, E. i Munoz, H. R. (2013) „The effect of single-file reciprocating systems on Substance P and Calcitonin gene-related peptide expression in human periodontal ligament”, *International Endodontic Journal*, 46(5), ss. 419–426. doi: 10.1111/iej.12005.

Çelik, D., Taşdemir, T. i Er, K. (2013) „Comparative Study of 6 Rotary Nickel-Titanium Systems and Hand Instrumentation for Root Canal Preparation in Severely Curved Root Canals of Extracted Teeth”, *Journal of Endodontics*, 39(2), ss. 278–282. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.015>.

Cheung, G. S. P. i Liu, C. S. Y. (2009) „A retrospective study of endodontic treatment outcome between nickel-titanium rotary and stainless steel hand filing techniques”, *Journal of Endodontics*, 35(7), ss. 938–943.

Covello, F., Franco, V., Schiavetti, R., Clementini, M., Mannocci, A., Ottria, L. i Costacurta, M. (2010) „Prevalence of apical periodontitis and quality of endodontic treatment in an Italian adult population”, *ORAL & implantology*, 3(4), s. 9.

De-Deus, G., Belladonna, F. G., Souza, E. M., Silva, E. J. N. L., Neves, A. D. A., Alves, H., Lopes, R. T. i Versiani, M. A. (2015) „Micro-computed Tomographic Assessment on the Effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive Systems on Dentinal Cracks”, *Journal of Endodontics*, 41(7), ss. 1116–1119. doi: 10.1016/j.joen.2015.02.012.

De-Deus, G., Neves, A., Silva, E. J., Mendonça, T. A., Lourenço, C., Calixto, C. i Lima, E. J. M. (2015) „Apically extruded dentin debris by reciprocating single-file and multi-file rotary system”, *Clinical Oral Investigations*, 19(2), ss. 357–361.

Elnaghy, A. M. i Elsaka, S. E. (2014) „Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path.”, *Journal of Endodontics*, 40(12), ss. 2053–2056. doi: 10.1016/j.joen.2014.09.001.

European Society of Endodontology (2006) „Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology”, *International Endodontic Journal*, 39(12), ss. 921–930. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01180.x.

Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P. i Zaccaro Scelza, M. (2016) „Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: A systematic review”, *International Endodontic Journal*, 50(2), ss. 143–152. doi: 10.1111/iej.12613.

Forshaw, R. J. (2009) „The practice of dentistry in ancient Egypt”, *British Dental Journal*, 206(9), s. 481-486.

Gambarini, G., Gergi, R., Naaman, A., Osta, N. i Al Sudani, D. (2012) „Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion”, *International Endodontic Journal*, 45(9), ss. 802–806. doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02036.x.

Gekelman, D., Ramamurthy, R., Mirfarsi, S., Paqué, F. i Peters, O. A. (2009) „Rotary Nickel-Titanium GT and ProTaper Files for Root Canal Shaping by Novice Operators: A Radiographic and Micro-Computed Tomography Evaluation”, *Journal of Endodontics*, 35(11), ss. 1584–1588. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.07.018>.

Gergi, R., Rjeily, J. A., Sader, J. i Naaman, A. (2010) „Comparison of Canal Transportation and Centering Ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and Stainless Steel Hand K-Files by Using Computed Tomography”, *Journal of Endodontics*, 36(5), ss. 904–907. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.038>.

Grande, N. M., Ahmed, H. M. A., Cohen, S., Bukiet, F. i Plotino, G. (2015) „Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: A comprehensive review - Part I: Historic perspectives and current applications”, *Journal of Endodontics*, 41(11), ss. 1778–1783. doi: [10.1016/j.joen.2015.06.014](https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.06.014).

Guelzow, A., Stamm, O., Martus, P. i Kielbassa, A. M. (2005) „Comparative study of six rotary nickel–titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation”, *International Endodontic Journal*, 38(10), ss. 743–752.

Guldener, K. A., Lanzrein, C. L., Guldener, B. E. S., Lang, N. P., Ramseier, C. A. i Salvi, G. E. (2017) „Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post–retained Single-unit Restorations”, *Journal of Endodontics*, 43(2), ss. 188–193.

Haapasalo, M., Shen, Y., Wang, Z. i Gao, Y. (2014) „Irrigation in endodontics”, *British Dental Journal*, 216(6), s. 299-303.

Hamedy, R., Shakiba, B., Pak, J. G., Barbizam, J. V, Ogawa, R. S. i White, S. N. (2016)

„Prevalence of root canal treatment and periapical radiolucency in elders: a systematic review”, *Gerodontology*, 33(1), ss. 116–127.

Hędzelek, M., Jurga, J. i Cierpiałkowska, A. (2006) „Działanie jatrogenne lekarza stomatologa w ocenie studentów stomatologii i psychologii”, *Dental and Medical Problems*, 43(1), ss. 95–99.

Hin, E. S., Wu, M.-K., Wesselink, P. R. i Shemesh, H. (2013) „Effects of Self-Adjusting File, Mtwo, and ProTaper on the Root Canal Wall”, *Journal of Endodontics*, 39(2), ss. 262–264. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.10.020>.

Huang, X., Ackland, G. J. i Rabe, K. M. (2003) „Crystal structures and shape-memory behaviour of NiTi.”, *Nature Materials*, 2(5), ss. 307–11. doi: 10.1038/nmat884.

Hülsmann, M., Peters, O. A. i Dummer, P. M. H. (2005) „Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means”, *Endodontic Topics*, 10(1), ss. 30–76.

Karataş, E., Gündüz, H. A., Kırıcı, D. Ö., Arslan, H., Topçu, M. Ç. i Yeter, K. Y. (2015) „Dentinal Crack Formation during Root Canal Preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne Instruments”, *Journal of Endodontics*, 41(2), ss. 261–264. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.10.019>.

Karatas, E., Ozsu, D., Arslan, H. i Erdogan, A. S. (2015) „Comparison of the effect of nonactivated self-adjusting file system, Vibringe, EndoVac, ultrasonic and needle irrigation on apical extrusion of debris”, *International Endodontic Journal*, 48(4), ss. 317–322.

Kauffman, G. B. i Mayo, I. (1997) „The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the

Memory Metal and Its Applications”, *The Chemical Educator*, 2(2), ss. 1–21. doi: 10.1007/s00897970111a.

Kielbassa, A. M., Frank, W. i Madaus, T. (2017) „Radiologic assessment of quality of root canal fillings and periapical status in an Austrian subpopulation—An observational study”, *PloS one*, 12(5), s. e0176724.

Kishen, A. (2006) „Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth”, *Endodontic Topics*, 13(1), ss. 57–83.

Koçak, M. M., Çiçek, E., Koçak, S., Sağlam, B. C. i Yılmaz, N. (2015) „Apical extrusion of debris using protaper universal and protaper next rotary systems”, *International Endodontic Journal*, 48(3), ss. 283–286. doi: 10.1111/iej.12313.

Koçak, S., Koçak, M. M., Sağlam, B. C., Türker, S. A., Sağsen, B. i Er, Ö. (2013) „Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems”, *Journal of Endodontics*, 39(10), ss. 1278–1280.

Kontakiotis, E. G., Filippatos, C. G. i Agrafioti, A. (2014) „Levels of evidence for the outcome of regenerative endodontic therapy”, *Journal of Endodontics*, 40(8), ss. 1045–1053.

Kuştarıcı, A., Akpınar, K. E. i Er, K. (2008) „Apical extrusion of intracanal debris and irrigant following use of various instrumentation techniques”, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105(2), ss. 257–262.

Li, G., Niu, L., Zhang, W., Olsen, M., De-Deus, G., Eid, A. A., Chen, J., Pashley, D. H. i Tay, F. R. (2014) „Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system:

a review”, *Acta Biomaterialia*, 10(3), ss. 1050–1063.

Liu, P., McGrath, C. i Cheung, G. S. P. (2014) „Improvement in oral health–related quality of life after endodontic treatment: a prospective longitudinal study”, *Journal of Endodontics*, 40(6), ss. 805–810.

Liu, R., Kaiwar, A., Shemesh, H., Wesselink, P. R., Hou, B. i Wu, M. K. (2013) „Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths”, *Journal of Endodontics*, 39(1), ss. 129–132. doi: 10.1016/j.joen.2012.09.019.

Lu, Y., Wang, R., Zhang, L., Li, H. L., Zheng, Q. H., Zhou, X. D. i Huang, D. M. (2013) „Apically extruded debris and irrigant with two Ni-Ti systems and hand files when removing root fillings: a laboratory study”, *International Endodontic Journal*, 46(12), ss. 1125–1130.

Metzger, Z., Teperovich, E., Zary, R., Cohen, R. i Hof, R. (2010) „The Self-adjusting File (SAF). Part 1: Respecting the Root Canal Anatomy-A New Concept of Endodontic Files and Its Implementation”, *Journal of Endodontics*, 36(4), ss. 679–690. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.036.

Mitchell, R. P., Yang, S.-E. i Baumgartner, J. C. (2010) „Comparison of apical extrusion of NaOCl using the EndoVac or needle irrigation of root canals”, *Journal of Endodontics*, 36(2), ss. 338–341.

De Moor, R., Hulsmann, M., Kirkevang, L.-L., Tanalp, J. i Whitworth, J. (2013) „Undergraduate curriculum guidelines for endodontology.”, *International Endodontic Journal*. England, 46(12), ss. 1105–1114. doi: 10.1111/iej.12186.

Myers, G. L. i Montgomery, S. (1991) „A comparison of weights of debris extruded apically by conventional filing and Canal Master techniques”, *Journal of Endodontics*, 17(6), ss. 275–279.

Ng, Y.-L., Mann, V. i Gulabivala, K. (2011a) „A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health.”, *International Endodontic Journal*. England, 44(7), ss. 583–609. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01872.x.

Ng, Y. L., Mann, V. i Gulabivala, K. (2011b) „A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: Part 2: Tooth survival”, *International Endodontic Journal*, 44(7), ss. 610-625. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01872.x.

Olson, D. G., Roberts, S., Joyce, A. P., Collins, D. E. i McPherson III, J. C. (2008) „Unevenness of the apical constriction in human maxillary central incisors”, *Journal of Endodontics*, 34(2), ss. 157–159.

Ozsu, D., Karatas, E., Arslan, H. i Topcu, M. C. (2014) „Quantitative evaluation of apically extruded debris during root canal instrumentation with ProTaper Universal, ProTaper Next, WaveOne, and self-adjusting file systems”, *European Journal of Dentistry*, 8(4), ss. 504–508. doi: 10.4103/1305-7456.143633.

Özyürek, T., Tek, V., Yılmaz, K. i Uslu, G. (2017) „Incidence of apical crack formation and propagation during removal of root canal filling materials with different engine driven nickel-titanium instruments”, *Restorative Dentistry & Endodontics*, 42(4), ss. 332–341. doi: 10.5395/rde.2017.42.4.332.

Paulissian, R. (1993) „Dental Care in Ancient Assyria and Babylonia”, *Journal of the Assyrian Academic Society*, 7(1), ss. 95–116.

Pedullà, E., Genovesi, F., Rapisarda, S., La Rosa, G. R. M., Grande, N. M., Plotino, G. i Adorno, C. G. (2017) „Effects of 6 Single-File Systems on Dentinal Crack Formation”, *Journal of Endodontics*, 43(3), ss. 456–461. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.10.038>.

Peru, M., Peru, C., Mannocci, F., Sherriff, M., Buchanan, L. S. i Pitt Ford, T. R. (2006) „Hand and nickel-titanium root canal instrumentation performed by dental students: a micro-computed tomographic study”, *European Journal of Dental Education*, 10(1), ss. 52–59.

Peters, L. B., Lindeboom, J. A., Elst, M. E. i Wesselink, P. R. (2011) „Prevalence of apical periodontitis relative to endodontic treatment in an adult Dutch population: a repeated cross-sectional study”, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111(4), ss. 523–528.

Peters, O. A., Laib, A., Göhring, T. N. i Barbakow, F. (2001) „Changes in Root Canal Geometry after Preparation Assessed by High-Resolution Computed Tomography”, *Journal of Endodontics*, 27(1), ss. 1–6. doi: <https://doi.org/10.1097/00004770-200101000-00001>.

Peters, O. A., Schönenberger, K. i Laib, A. (2001) „Effects of four Ni–Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography”, *International Endodontic Journal*, 34(3), ss. 221–230. doi: [10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x](https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x).

Plotino, G., Ahmed, H. M. A., Grande, N. M., Cohen, S. i Bukiet, F. (2015) „Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review - Part II: Properties and Effectiveness”, *Journal of Endodontics*, 41(12), ss. 1939–1950. doi: [10.1016/j.joen.2015.08.018](https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.018).

Plotino, G., Grande, N. M., Testarelli, L. i Gambarini, G. (2012) „Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments”, *International Endodontic Journal*, 45(7), ss. 1–5.

doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02015.x.

Pop, I., Manoharan, A., Zanini, F., Tromba, G., Patel, S. i Foschi, F. (2015) „Synchrotron light-based μ CT to analyse the presence of dentinal microcracks post-rotary and reciprocating NiTi instrumentation”, *Clinical Oral Investigations*, 19(1), ss. 11–16. doi: 10.1007/s00784-014-1206-5.

Qian, L., Todo, M., Morita, Y., Matsushita, Y. i Koyano, K. (2009) „Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament”, *Dental Materials*, 25(10), ss. 1285–1292.

Ring, M. E. (1971) „Anton van Leeuwenhoek and the tooth-worm”, *The Journal of the American Dental Association*, 83(5), ss. 999–1001.

Rose, E. i Svec, T. (2015) „An Evaluation of Apical Cracks in Teeth Undergoing Orthograde Root Canal Instrumentation”, *Journal of Endodontics*, 41(12), ss. 2021–2024. doi: 10.1016/j.joen.2015.08.023.

Saunders, E. (2005) „Hand instrumentation in root canal preparation”, *Endodontic Topics*, 10(1), ss. 163–167.

Setzer, F. C. i Kim, S. (2014) „Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth”, *Journal of Dental Research*, 93(1), ss. 19–26. doi: 10.1177/0022034513504782.

Shemesh, H. (2015) „Endodontic instrumentation and root filling procedures: effect on mechanical integrity of dentin”, *Endodontic Topics*, 33(1), ss. 43–49. doi: 10.1111/etp.12084.

Shemesh, H., Wesselink, P. R. i Wu, M. (2010) „Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures”, *International Endodontic Journal*, 43(11), ss. 995–1000.

Siqueira Jr, J. F. (2003) „Microbial causes of endodontic flare-ups”, *International Endodontic Journal*, 36(7), ss. 453–463.

Soares, C. J., Santana, F. R., Silva, N. R., Preira, J. C. i Pereira, C. A. (2007) „Influence of the Endodontic Treatment on Mechanical Properties of Root Dentin”, *Journal of Endodontics*, 33(5), ss. 603–606. doi: 10.1016/j.joen.2007.01.016.

Szwed, P. i Kurytnik, I. P. (2014) „Pomiary długości kanałów zębów metodami elektrycznymi”, *Pomiary Automatyka Kontrola*, 60(11), ss. 1076-1078.

Tamse, A. (2006) „Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management”, *Endodontic Topics*, 13(1), ss. 84–94. doi: 10.1111/j.1601-1546.2006.00200.x.

Tanalp, J. i Güngör, T. (2014) „Apical extrusion of debris: A literature review of an inherent occurrence during root canal treatment”, *International Endodontic Journal*, 47(3), ss. 211–221. doi: 10.1111/iej.12137.

Tinoco, J. M., De-Deus, G., Tinoco, E. M. B., Saavedra, F., Fidel, R. A. S. i Sassone, L. M. (2014) „Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems”, *International Endodontic Journal*, 47(6), ss. 560–566.

Torabinejad, M., Corr, R., Handysides, R. i Shabahang, S. (2009) „Outcomes of nonsurgical retreatment and endodontic surgery: a systematic review”, *Journal of Endodontics*, 35(7), ss.

930–937.

Trope, M., Bunes, A. i Debelian, G. (2015) „Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope?”, *Endodontic Topics*, 32(1), ss. 86–96.

Üstün, Y., Çanakçı, B. C., Dinçer, A. N., Er, O. i Düzgün, S. (2014) „Evaluation of apically extruded debris associated with several Ni–Ti systems”, *International Endodontic Journal*, 48(7), ss. 701–704. doi: 10.1111/iej.12369.

Versiani, M., Souza, E. i De-Deus, G. (2015) „Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives”, *Endodontic Topics*, 33(1), ss. 87–156.

Walia, H., Brantley, W. A. i Gerstein, H. (1988) „An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files”, *Journal of Endodontics*, 14(7), ss. 346–351. doi: 10.1016/S0099-2399(88)80196-1.

Witek, A., Nowicka, A., Lipski, M. i Buczkowska-Radlińska, J. (2012) „Rewaskularyzacja miazgi – nowa metoda leczenia endodontycznego zębów stałych z niezakończonym rozwojem korzenia – przegląd piśmiennictwa”, *Magazyn Stomatologiczny*, 22(10), ss. 122–124.

Yoldas, O., Yilmaz, S., Atakan, G., Kuden, C. i Kasan, Z. (2012) „Dentinal Microcrack Formation during Root Canal Preparations by Different NiTi Rotary Instruments and the Self-Adjusting File”, *Journal of Endodontics*, 38(2), ss. 232–235. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.10.011>.

Zadrożny, Ł., Jaroszewicz, J., Piróg, P., Ponto-Wolska, M., Świąszkowski, W. i Wagner, L. (2014) „Zastosowanie mikrotomografii komputerowej w ocenie leczenia endodontycznego zębów filarowych–badania doświadczalne”, *Protetyka Stomatologiczna*, 64(5), ss. 329–334.

Zalewska, J. i Dohnalik, M. (2009) „Wizualizacja przestrzeni porowej skał z wykorzystaniem mikrotomografii rentgenowskiej”, *Geologia/Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie*, 35, ss. 625–632.

Zhao, D., Shen, Y., Peng, B. i Haapasalo, M. (2014) „Root Canal Preparation of Mandibular Molars with 3 Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Micro-Computed Tomographic Study”, *Journal of Endodontics*, 40(11), ss. 1860–1864. doi: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.023>.

Zinelis, S., Eliades, T. i Eliades, G. (2010) „A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: Assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments”, *International Endodontic Journal*, 43(2), ss. 125–134. doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01651.x.

10. Spis rycin i tabel

Ryc. 1 Narzędzie recyprokalne niepoddane obróbce termomechanicznej (WaveOne Primary, Dentsply Sirona, strona lewa) oraz narzędzie poddane obróbce termomechanicznej z widoczną złotą powłoką (WaveOne Gold Primary, Dentsply Sirona, strona prawa). Źródło: www.dentsply.com	19
Ryc. 2 Narzędzie recyprokalne niepoddane obróbce termomechanicznej (Reciproc, VDW Dental, strona lewa) oraz narzędzie poddane obróbce termomechanicznej z widoczną niebieską powłoką (Reciproc Blue, VDW Dental, strona prawa). Źródło: www.vdw-dental.com	19
Ryc. 3 Ruch recyprokalny wykonywany przez narzędzie WaveOne Gold (Dentsply Sirona), źródło: www.dentsply.com	21
Ryc. 4 Logo systemu Reciproc ® (VDW Dental). Strzałki nad pierwszą literą „R” ilustrują kierunek ruchu narzędzia w kanale.	21
Ryc. 5 Narzędzia Twisted Files, pracujące w trybach rotacyjnym i recyprokalnym (KaVo Kerr, USA). Źródło: www.kerrdental.com	22
Ryc. 6 Wzorec ruchu narzędzia Twisted File w kanale. Źródło: www.kerrdental.com	22
Ryc. 7 Mikrosilnik Elements Motor (KaVo Kerr, kraj). Źródło: www.kerrdental.com	23
Ryc. 8 Pilnik SAF (ReDent Nova, Izrael). Źródło: www.cwittedental.com	23
Ryc. 9 Przekrój zęba przedtrzonowego przed leczeniem (6 mm od wierzchołka) - czerwoną strzałką oznaczono wartość m1, żółtą strzałką – d1.....	34
Ryc. 10 Przekrój zęba przedtrzonowego przed leczeniem (6 mm od wierzchołka) - czerwoną strzałką oznaczono wartość m2, żółtą strzałką – d2.....	34
Ryc. 11 Przekrój zęba niepoddanego instrumentacji (9 mm od wierzchołka) - brak widocznych pęknięć zębiny.....	35
Ryc. 12 Przekrój zęba poddanego instrumentacji (9 mm od wierzchołka) - czerwona strzałka wskazuje pęknięcie zębiny.	35
Ryc. 13 Schematyczne przedstawienie toku badań.	36
Ryc. 14 Średnia waga przepchniętych zanieczyszczeń po opracowaniu za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu.	38
Ryc. 15 Mikrotomograf komputerowy SkyScan 1275 (Bruker microCT, Kontich, Belgia)..	51

Ryc. 16 System EndoVac (KaVo Kerr). Źródło: www.kavokerr.com. 55

Tabela 1. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi ProTaper Next.	39
Tabela 2. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi WaveOne Gold.....	40
Tabela 3. Waga przepchniętych zanieczyszczeń poza otwór wierzchołkowy po opracowaniu za pomocą narzędzi Twisted Files.	41
Tabela 4. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi ProTaper Next	42
Tabela 5. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi WaveOne Gold.....	43
Tabela 6. Wartość współczynnika TK dla zębów opracowanych za pomocą narzędzi Twisted Files	44
Tabela 7. . Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 3 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA Kruskalla-Wallis, test post-hoc Dunna-Bonferroniego).....	45
Tabela 8. Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 6 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA Kruskalla-Wallis, test post-hoc Dunna-Bonferroniego).....	45
Tabela 9. Wartość p dla różnic we współczynniku transportacji na poziomie 6 mm od wierzchołka w grupach zębów opracowanych za pomocą narzędzi o różnej kinematyce ruchu (ANOVA dla grup niezależnych, test post-hoc Fishera LSD).....	46
Tabela 10. Liczba fragmentów korzeni, w których zaobserwowano pęknięcia częściowe zębiny	46
Tabela 11. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 3 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi	46
Tabela 12. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 6 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi	47
Tabela 13. Wartość p i χ^2 dla różnicy w liczbie pęknięć na poziomie 9 mm od wierzchołka pomiędzy zębami opracowanymi za pomocą poszczególnych narzędzi	47

11. Załączniki

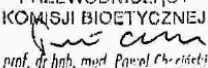
Załącznik 1. Decyzja Komisji Bioetycznej przy Uniwersytecie Medycznym im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

UNIwersYTET MEDYCZNY
Im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
Katedra Stomatologii Zachowawczej i Periodontologii
Klinika Stomatologii Zachowawczej i Periodontologii
ul. Poczta 70 812 Poznań
tel. 061 854 70 26, tel./fax 061 854 70 27

Lek. dent. Wojciech Elias
Klinika Stomatologii Zachowawczej i Periodontologii UMP
Ul. Bukowska 70, 60-812 Poznań

BADANIE NIEBOSIOWYCH
KANAŁÓW ZĘBINY
MEDYCZNEGO

2017-02-28

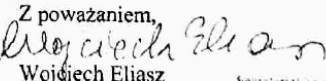
PRZEWODNICZĄCY
KOMISJI BIOETYCZNEJ

prof. dr hab. med. Paweł Chęciński

Szanowny Pan
prof. dr hab. Paweł Chęciński
Przewodniczący Komisji Bioetycznej
Przy Uniwersytecie Medycznym
im. K. Marcinkowskiego
W Poznaniu

Szanowny Panie Profesorze,

Zwracam się z uprzejmą prośbą o wydanie oświadczenie, że działając w oparciu o polskie przepisy prawa i Good Clinical Practice Komisja nie opiniuje wniosków dotyczących badań, w których nie uczestniczą pacjenci czy ochotnicy w sprawie projektu badawczego pt. **„Wpływ instrumentacji z wykorzystaniem narzędzi endodontycznych o różnej kinematyce ruchu na wybrane parametry biomechanicznego opracowania kanałów korzeniowych”**.

Celem badań jest określenie w warunkach *in vitro*, w jaki sposób mechaniczne opracowanie kanałów korzeniowych za pomocą narzędzi ręcznych i maszynowych (wykorzystujących ruch rotacyjny, recyprokalny oraz oba rodzaje ruchów łącznie) wpływa na powstawanie pęknięć w obrębie zębiny kanału korzeniowego, ilość przepchniętych substancji poza wierzchołek leczonego zęba oraz zmianę przebiegu światła kanału korzeniowego. Grupę badaną będą stanowić 3 grupy zębów jednokorzeniowych usuniętych z powodu choroby przyzębia, próchnicy lub wskazań ortodontycznych. opracowanych za pomocą narzędzi rotacyjnych, recyprokalnych lub instrumentów wykorzystujących oba rodzaje ruchu. Badane zęby zostaną poddane skanowaniu za pomocą tomografii komputerowej przed leczeniem i po nim. W każdej grupie kanały zostaną opracowane na pełną długość roboczą zgodnie z zaleceniami producentów. Po opracowaniu przeprowadzony zostanie pomiar objętości oraz wagi przepchniętych substancji. Następnie zęby zostaną przecięte wolnoobrotową piłą diamentową w odcinkach 3, 6 oraz 9 mm od wierzchołka anatomicznego. Każdy przekrój zostanie wybarwiony za pomocą błękitu metylenowego w celu uwidocznienia pęknięć zębiny oraz oceniony w celu oceny ilościowej oraz jakościowej uszkodzeń. Grupę kontrolną stanowić będą zęby jednokorzeniowe, z opracowaną jamą dostępną, z nieopracowanymi kanałami korzeniowymi.

Z poważaniem,

Wojciech Elias

Sekretariat Komisji Bioetycznej
przy Uniwersytecie Medycznym
im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu
mgr inż. Barbara Chęcińska
tel. 061 854 62 51
e-mail: Budzyschki@ump.edu.pl