

1 Einleitung

1.1 Ziele der Endodontie

Die Endodontie, als ein Teilgebiet der Zahnerhaltungskunde, beschäftigt sich mit der Anatomie und Physiologie des Endodonts sowie der Ätiologie, Prävention, Pathologie, Diagnostik und Therapie seiner Erkrankungen.

Der Begriff Endodont umfaßt die Zahnpulpa, umgebendes Dentin und periapikales und laterales Parodont (Abb. 1), da sie entwicklungsgeschichtlich eine anatomisch-funktionelle Einheit bilden.

Die endodontische Behandlung besteht aus der Aufbereitung des Wurzelkanalsystems und der Wurzelkanalfüllung. Hierbei wird angestrebt, das pulpale Gewebe möglichst vollständig zu entfernen, die ursprüngliche Kanalform beizubehalten, eine glatte Wurzelkanalwand zu erzeugen und das gesamte Wurzelkanalsystem durch die Wurzelkanalfüllung auf Dauer flüssigkeits- und bakteriendicht zu verschließen. Das endgültige Ziel der endodontischen Behandlung ist die Erhaltung des erkrankten Zahnes.

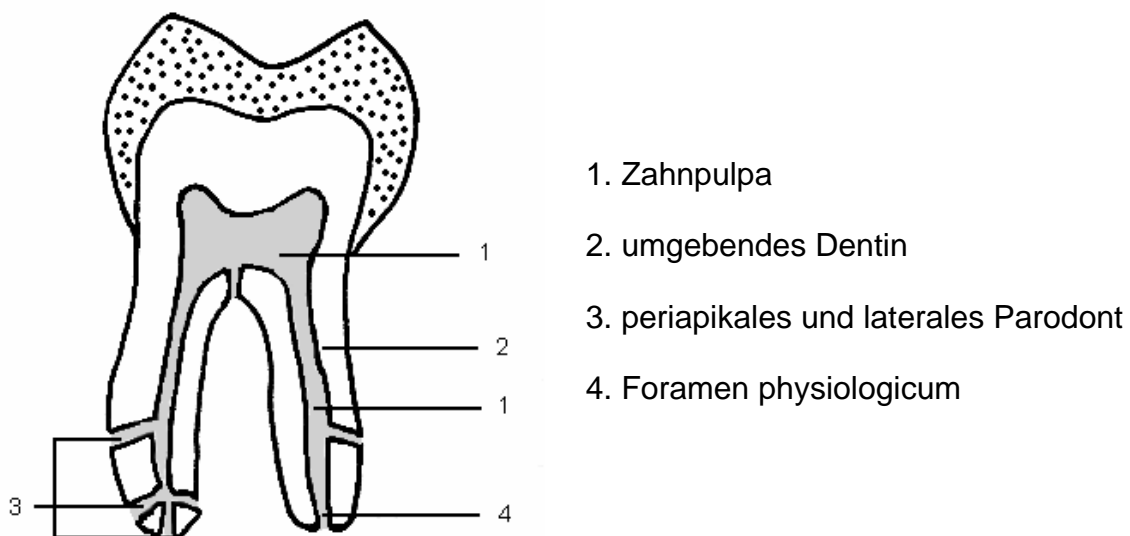


Abb. 1: Schematische Darstellung des Endodonts.

1.2 Geschichtlicher Überblick

Bereits im Altertum fanden die ersten Versuche statt, Zähne mit entzündeter oder nekrotischer Pulpa zu erhalten. Die wissenschaftliche Auseinandersetzung beginnt aber erst in den letzten Jahrzehnten des 19. Jahrhunderts. Die Entwicklung neuer Behandlungsmethoden und neuer Instrumente trug dazu bei, die Zähne, die ohne diese Behandlungsmaßnahmen extrahiert werden müßten, doch zu erhalten (ANDRESEN 1912, SACHS 1894).

Man strebte die dauerhafte Erhaltung der Zähne an, um die aus einer Extraktion resultierenden Nachteile für den Patienten, nämlich funktionelle Schwierigkeiten im Seitenzahnbereich einhergehend mit dem Verlust der Kaufähigkeit, sowie ästhetische und phonetische Schwierigkeiten im Frontzahngebiet, zu minimieren.

Die endodontische Therapie bestand in der Mitte des 19. Jahrhunderts im wesentlichen in dem Versuch, die Wurzelkanäle mit Hilfe von Antiseptika, wie z. B. Scherbenkobald oder Arsentrioxid, zu behandeln (HÜLSMANN 1996).

Es wurde gegen Ende des 19. Jahrhunderts in vielen Veröffentlichungen auf die Notwendigkeit der mechanischen Säuberung des Wurzelkanalsystems eingegangen und hingewiesen. Es wurde auch über den Einsatz spezieller Wurzelkanalinstrumente berichtet (SACHS 1894). Man setzte zur Aufbereitung der Wurzelkanäle in erster Linie spezielle maschinenbetriebene Bohrer, wie Gates- oder Beutelrock-Bohrer ein (BRUBACHER 1913).

Die meisten Wurzelkanalinstrumente bestanden zu damaliger Zeit aus Edelstahl. Bald mehrten sich Berichte, daß bei Anwendung derartiger Aufbereitungssysteme vergleichsweise häufig Frakturen der rotierenden Wurzelkanalinstrumente auftraten (KETTERL 1975). Infolgedessen gab es Bemühungen, auf den rotierenden Antrieb zu verzichten und den Wurzelkanal durch manuelle Instrumentierung aufzubereiten, da während einer einzigen maschinellen Wurzelkanalbehandlung „2 bis 3 Bohrer in einem Zahne abbrechen konnten“, was zwar „schonend für den Patienten, aber unter Umständen zeitraubend und sehr kostspielig für den Arzt war“ (BRUBACHER 1913). Diese negative Bewertung haftete der permanenten Rotation zur Wurzelkanalaufbereitung lange Zeit an.

Gegen Ende des 19. Jahrhunderts entwickelte die Firma Kerr zum Zweck der manuellen Instrumentierung die in modifizierter Form heute noch verwendete

K-Feile. Außerdem benutzte man zur manuellen Entfernung des pulpalen Gewebes verschiedene Formen von Nervennadeln, wie z. B. der DONALD'sche Nervcleanser oder der MILLER'sche Nervenkanalreiniger (SACHS 1894).

Die Fraktur eines Wurzelkanalinstrumentes stellte bereits damals eine Komplikation bei der Wurzelkanalbehandlung dar, denn ebenso wie bei den maschinengetriebenen Wurzelkanalinstrumenten waren Frakturen bei der manuellen Wurzelkanalaufbereitung nicht auszuschließen.

Da die Entfernung des frakturierten Fragmentes häufig nicht gelingt oder zumindest sehr schwierig ist, ist demzufolge die Prognose des Zahnes verschlechtert (GLICKMANN u. DUMSCHA 1991). Ist die Entfernung des frakturierten Fragmentes nicht möglich, sind entweder eine Wurzelspitzenresektion oder eine Exzision indiziert (CRUMP u. NATKIN 1970, KETTERL 1975, HÜLSMANN 1996). Aus diesem Grunde ist die Kenntnis über das Biege- und Frakturverhalten verschiedener Wurzelkanalinstrumente für den Zahnarzt von großer Wichtigkeit, damit er das Frakturrisiko des verwendeten Instrumentes einschätzen kann, um so die gefürchtete Komplikation einer Instrumentenfraktur weitestgehend zu vermeiden.

Untersuchungen zum Frakturverhalten von Wurzelkanalinstrumenten wurden bereits vor mehr als 50 Jahren durchgeführt (SCHULTZ 1944) und sind in der darauf folgenden Zeit immer wieder anlässlich von Neuentwicklungen auf dem Gebiet des endodontischen Feininstrumentariums aufgegriffen und methodisch verfeinert worden (CRAIG u. PEYTON 1963, OLIET u. SORIN 1965, LILLEY u. SMITH 1966, OLSCHNER 1977, LENTINE 1979, KRUPP et al. 1984, OTT u. RINNER 1987, MASSA 1992). Seit längerem sind Prüfungen zum Frakturverhalten Bestandteil nationaler und internationaler Normen (DIN-Norm 13967 1985, INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION 1992, COUNCIL ON DENTAL MATERIAL AND DEVICES 1976 u. 1982).

Außer zum Frakturverhalten sind in den oben zitierten Normen auch Anforderungen an das Biegeverhalten der verschiedenen Instrumente definiert. Mit den in den Normen festgelegten Anforderungen bezüglich des Biegeverhaltens der Wurzelkanalinstrumente verbindet sich die Vorstellung, daß die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle umso besser gelingt, je flexibler ein Wurzelkanalinstrument ist.

Bereits 1918 wies Walkhoff darauf hin, daß es mit den starren Wurzelkanalinstrumenten nicht möglich war, gekrümmte Kanäle bis an das Foramen physiologicum (Abb.1) aufzubereiten. Um nun auch gekrümmte Wurzelkanäle präparieren und endodontisch versorgen zu können, wurden die Wurzelkanalinstrumente in vielfältiger Weise modifiziert. Dies bezieht sich sowohl auf die verwendeten Legierungen als auch auf die geometrische Form der Wurzelkanalinstrumente.

Insbesondere in den letzten 20 Jahren entwickelte man flexible Instrumente aus Edelstahl mit einem vergleichsweise geringen Biegemoment (DOLAN u. CRAIG 1982, ROTH et al. 1983) im Vergleich zu den herkömmlichen Edelstahlinstrumenten mit ihrem bekanntlich großen Biegemoment (CRAIG et al. 1968).

Seit einigen Jahren sind außer flexiblen Instrumenten aus Edelstahl auch Wurzelkanalinstrumente aus Titan-Legierungen auf dem Markt, denn im letzten Jahrzehnt haben physikalisch-technische Überlegungen zur Einführung eines neuen Werkstoffes, der Nickel-Titan-Legierung („Nitinol“), in die Endodontie geführt. Hierbei handelt es sich um Instrumente, die ein besonders geringeres Biegemoment aufweisen (WALIA et al. 1988, BRANKIN et al. 1993).

Erst nach ihrer Einführung bemühte man sich erneut, permanent rotierenden Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung einzusetzen.

1.3 Darstellung der konventionellen Edelstahlinstrumente

Die Unterschiede zwischen den konventionellen Edelstahlinstrumenten und den neuen Nickel-Titan-Instrumentensystemen bestehen hauptsächlich in der andersartigen Gestaltung der Schneidengeometrien, den Schneidekanten, dem Schneidewinkel, dem Spanraum und der Spitze des Instruments.

Bei den Edelstahlinstrumenten unterscheidet man zwischen drei verschiedenen Typen: Reamer, K-Feile und Hedström-Feile. Alle Instrumente besitzen ein Arbeitsteil mit einer Länge von 16 mm (Abb. 2, Kapitel 3) und einer Konizität von 2 %. Die genannten Instrumententypen unterscheiden sich durch die Anzahl der Schneiden und dadurch durch den Tangentenwinkel, der durch die Instrumentenlängsachse und die Schneidekante gebildet wird.

Reamer weisen 8-16 Schneiden und einen Schneidekantenwinkel von etwa 10-30° auf. Die Anzahl der Schneiden beträgt bei der K-Feile und Hedström-Feile etwa 24-36, der Schneidekantenwinkel beträgt bei der K-Feile etwa 25-40° und bei der Hedström-Feile 60-65° (HELLWIG et al. 1999).

Aufgrund dieser Instrumentengeometrie werden Reamer und K-Feile drehend-schabend („reaming motion“) eingesetzt. Hedström-Feilen hingegen dürfen im Wurzelkanal nur schabend eingesetzt werden („filing motion“).

Die Spitze der Instrumente ist scharfkantig gestaltet, weil sich die Schneiden bis zur Spitze fortsetzen.

Bei der Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit den Edelmetallinstrumenten traten sehr häufig Aufbereitungsfehler wie Zip, Elbow, Begradigung, Perforationen und andere Form- und Richtungsänderungen auf (HEIDEMANN 2001) (Abb. 2).

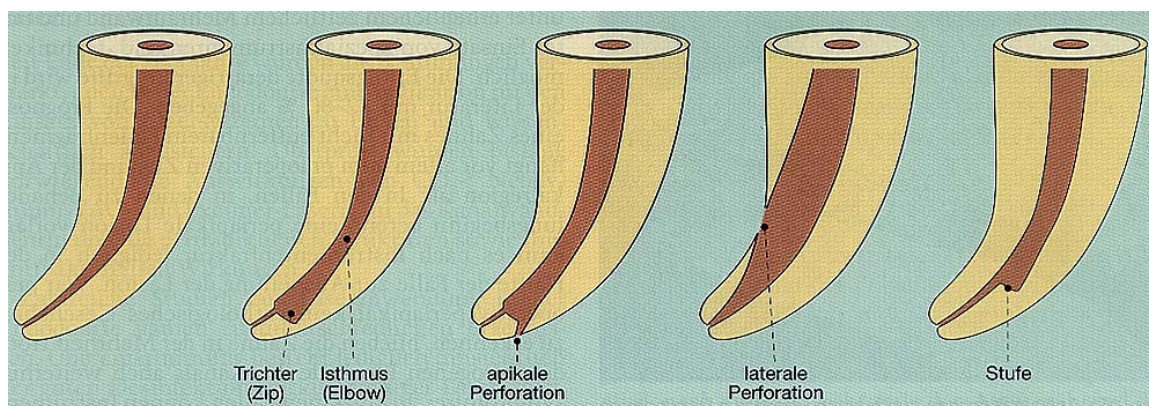


Abb. 2: Aufbereitungsfehler bei der Instrumentierung gekrümmter Wurzelkanäle.

Aufgrund der Starrheit der Instrumente ist eine gleichmäßige Bearbeitung der Wurzelkanalwände sehr schwierig und der Querschnitt des Wurzelkanals zeigt nach der Aufbereitung häufig eine ungleichmäßige Form, so daß das Abfüllen des instrumentierten Wurzelkanals erschwert ist (WEINE et al. 1975, MIZRAHI et al. 1975, WALTON 1976, ELDEEB u. BORAAS 1985, LIM u. WEBER 1985, CALBOUN u. MONTGOMERY 1988, CIMIS et al. 1988, CIUCCHI et al. 1990, BRISEÑO u. SONNABEND 1991, AL-OMARI et al. 1992a u. b, ROIG-CAYÓN et al. 1994, SCHÄFER et al. 1995, LUITEN et al. 1995).

1.4 Darstellung der Nickel-Titan-Instrumente

Die Fortschritte in der Entwicklung der Nickel-Titan-Instrumente haben in den letzten Jahren dazu geführt, daß die permanent rotierenden Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung zunehmende Anwendung und große Akzeptanz in den zahnärztlichen Praxen fanden. Gleichzeitig hat die Anzahl der neuen Instrumentensystemen, die sich auf dem Dentalmarkt befinden, (BERGMANS et al. 2001) zugenommen.

1.4.1 Superelastizität der Nickel-Titan-Legierung

Bei der Anwendung der Nickel-Titan-Instrumente stellte man fest, daß sie sehr stark verformt werden können. Aufgrund der genannten „Superelastizität“ der Nickel-Titan-Legierung weist diese ein Elastizitätsmodul auf, das zwei- bis dreimal niedriger ist als bei den Edelmetallinstrumenten (WALIA et al. 1988, SERENE et al. 1994, TEPEL et al. 1997, SCHÄFER 1997). Daher passen sich Nickel-Titan-Instrumente der originären Kanalform besser an. Bei stärker gekrümmten Kanälen aber, wird auch bei der Anwendung rotierender Nickel-Titan-Instrumente der originäre Kanalverlauf im Bereich der Außenkrümmung merklich verändert (THOMPSON u. DUMMER 1997 c u. e, HÜLSMANN u. VERSÜMER 1998, SCHÄFER u. FRITZENSCHAFT 1999), allerdings sind die Abweichungen bei Einsatz rotierender Nickel-Titan-Instrumente deutlich geringer (SHORT et al. 1997, GLOSSON et al 1995, COTTI et al. 1998) als bei der Verwendung von Edelmetallinstrumenten (WALKHOFF 1918). Dieser Unterschied bezieht sich besonders auf die Aufbereitung im apikalen Drittel des Wurzelkanals (SCHÄFER u. FRITZENSCHAFT 1999, SHORT et al. 1997).

Zudem ist es bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten möglich, eine besser zentrierte Kanalform zu erzielen (BAUMANN-GIEDZIELLA et al. 1999, CHANTEAUX et al. 2001, GLOSSON et al. 1995, ROGGENDORF et al. 1999, SCHÄFER u. LOHMANN 2002a u. b, SHORT et al. 1997, WEIGER et al. 2001, DIETZ et al. 2000, ESPOSITO u. CUNNINGHAM 1995, GAMBILL 1996, EHRLICH et al. 1989, THARUNI et al. 1996, MCSPADDEN 1994), die sich fast ohne Zip- und Elbow-Konfigurationen (THARUNI et al. 1996, POULSEN et al. 1995, THOMPSON u. DUMMER 1997 a u. d, e, THOMPSON u. DUMMER

1998a u. b) darstellt, welche wiederum häufig bei der Aufbereitung mit Edelmetallinstrumenten festgestellt wurden.

Im Gegensatz zu den Edelmetallinstrumenten ist es aufgrund der „Superelastizität“ der Nickel-Titan-Instrumente möglich geworden, Instrumente mit größerer Konizität als 2 % herzustellen, und zwar mit einer Konizität von 4 bis 12 %. (THOMPSON u. DUMMER 1997d). Man versprach sich durch das Einsetzen von Instrumenten mit größerer Konizität eine Verbesserung der Schneidleistung der Nickel-Titan-Instrumente (TEPEL et al. 1995).

Durch die Anwendung von Instrumenten mit größeren Konizitäten wird die Form des aufbereiteten Wurzelkanals folglich konischer. Dies ermöglicht eine gründlichere Entfernung des nekrotischen Pulpagewebes und Bakterien sowie Reinigung des Wurzelkanals mit Hilfe einer geeigneten Spülung wie z. B. Natriumhypochlorit.

Diese Maßnahmen stellen einen wichtigen Teil der endodontischen Behandlung dar (INGLE 1961, SCHILDER 1974, WEINE 1982, COHEN u. BURNS 1984). Die Anwendung der Instrumente mit größeren Konizitäten birgt allerdings auch die Gefahr einer Perforation bzw. einer Fraktur der Wurzelkanalwand durch den starken Dentinabtrag und die daraus resultierende Schwächung der Dentinwände in sich (BERGMANS et al. 2001).

1.4.2 Das Design der Nickel-Titan-Instrumente

Die Nickel-Titan-Instrumente unterscheiden sich nicht nur durch ihre größere Konizität von den Edelmetallinstrumenten, sondern auch durch das Design der Schneiden, des Schneidewinkels, des Spanraumes und der Spitze des Instruments, die nach bestimmten geometrischen Prinzipien konzipiert sind (BERGMANS 2001).

Der Schneidewinkel wird in drei Kategorien unterteilt: negativer, neutraler und positiver Schneidewinkel (SPANBERG 1998, WILDEY et al. 1992) (Abb. 3).

Bei den meisten konventionellen Edelmetallinstrumenten ist ein leicht negativer Schneidewinkel vorhanden, im Gegensatz zu den Nickel-Titan-Instrumenten, die überwiegend einen leicht positiven (HERO 642, K³) oder neutralen Schneidewinkel (ProFile) aufweisen.

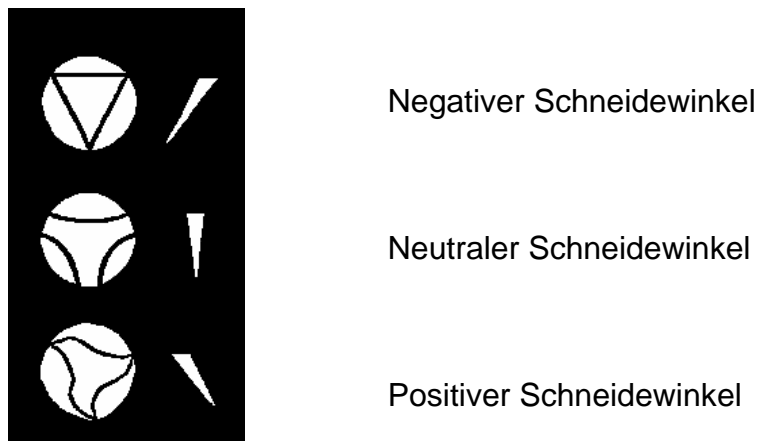


Abb. 3: Schneidewinkel.

Eine der letzten Innovationen auf dem Gebiet der rotierenden Nickel-Titan-Instrumente stellt das Design des Nickel-Titan-Instruments K³ dar, welches „radial lands“ in Kombination mit einem positiven Schneidewinkel aufweist (BERGMANS et al. 2001) und des Nickel-Titan-Instruments RaCe, welches alternierende Schneidekanten mit kurzen gedrehten Arealen in Abwechslung mit geraden Bereichen zeigt (BAUMANN 2001).

Nickel-Titan-Instrumente mit abgeflachten Schneiden, „radial lands“, werden anhand ihrer Form in U-Typ oder H-Typ unterteilt. Die Schneiden vom U-Typ sind bei den ProFile-Instrumenten zu finden (BERGMANS et al. 2001).

Die „radial lands“ sind mit der Überlegung konstruiert worden, daß bei der permanent rotierenden Arbeitsweise das Instrument selbstzentriert im Wurzelkanal rotiert und möglichst dem originären Kanalverlauf folgt (HÜLSMANN u. VERSÜMER 1998, THOMPSON u. DUMMER 1997b). Die Schneiden treffen derart auf das Wanddentin, daß das Dentin zerrieben wird (THOMPSON u. DUMMER 1997b) und sich die Instrumentenschneiden nicht ins Wurzelkanalwanddentin einschneiden (THOMPSON u. DUMMER 1997b). Außerdem ist der Dentinabtrag bei Instrumenten mit abgeflachten Schneiden geringer als bei Instrumenten mit scharfen Schneiden (SCHÄFER 1998).

Die Ergebnisse einer Studie (SCHÄFER u. FRITZENSCHAFT 1999) zeigen, daß die Frakturgefahr der ProFile-Instrumente, die bekanntlich „radial lands“ aufweisen, deutlich höher war als die der HERO-642-Instrumente mit einem positiven Schneidewinkel (SCHÄFER u. FRITZENSCHAFT 1999).

Die Nickel-Titan-Instrumente weisen fast ausnahmslos eine nicht-schneidende abgerundete Arbeitsspitze auf („Batt-Spitze“ bzw. „Non-cutting-tip“) (POWELL et al. 1986). Sie ermöglicht bei stärker gekrümmten Kanälen ein Vordringen des Instruments nach apikal mit einer Minimierung der Entstehung einer Zip- und Elbow-Konfigurationen (Abb. 2). Andererseits kann eine schneidende Spitze bei der Aufbereitung von sehr engen Wurzelkanälen hilfreich sein (BERGMANS et al. 2001).

Im Gegensatz zu Edelmetallinstrumenten bewirken Nickel-Titan-Instrumente einen geringeren Materialabtrag im Wurzelkanal, sie sind also nicht so scharf wie Edelmetallinstrumente (HÜLSMANN u. VERSÜMER 1998). Dies hängt mit einem wichtigen Aspekt zusammen, der nicht außer Acht gelassen werden darf. Die Nickel-Titan-Legierung weist eine geringere Härte im Vergleich zum Edelmetall auf (BERGMANS et al. 2001). Aus diesem Grunde versuchte man, die Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierung zu verbessern, indem man in einem Nacharbeitungsprozess Bor oder Stickstoff per Ionenimplantation auf die Oberfläche der Nickel-Titan-Instrumente aufbrachte. Dies führte zu einer höheren Schneidfähigkeit und einem verbesserten Widerstand gegen aufbereitungsbedingte Abnutzung (LEE et al. 1996, RAPISARDA et al. 1999b). Aber trotz dieser Verbesserungen erbringen Nickel-Titan-Instrumente im Vergleich zu Edelmetallinstrumenten eine geringere Schneidleistung (ROGGENDORF et al. 1999, SCHÄFER 1998).

Ein weiterer wichtiger Faktor, der die Schneidleistung der Nickel-Titan-Instrumente bestimmt, ist neben dem Schneidewinkel auch der Spanraum. Denn ein großer Spanraum ermöglicht während der Aufbereitung eine bessere Aufnahme und einen besseren Abtransport der Gewebe- und Dentinreste. Ist der Spanraum nicht ausreichend groß, können die Schneiden kein Dentin abtragen, weil sich Dentinspäne zwischen den Schneiden und den Kanalwänden befinden. Außerdem werden die Dentinspäne in die Dentinkanälchen gestopft und nicht abgetragen (PELLINI u. CANTATORE 1999).

Mehrere Studien zeigten, daß bei der Aufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten die Entfernung der Gewebsreste aus dem Wurzelkanal entweder gleich gut oder noch besser als mit den Edelmetallinstrumenten gelang (DALTON et al. 1998, BECHELLI et al. 1999, BERTRAND et al. 1999). Bei den HERO-Instrumenten wurden die Gewebsreste bis zu 80 % und bei den ProFile-Instrumenten bis zu 50 % entfernt.

Eine andere Studie (SCHÄFER u. LOHMANN 2002a u. b) zeigte demgegenüber, daß die K-Flexofiles (Handinstrumente aus Edelstahl) bessere Ergebnisse hinsichtlich der Entfernung der Gewebsreste erreichten als die permanent rotierende FlexMaster-Instrumente aus Nickel-Titan.

1.4.3 Das Biege- und Frakturverhalten der Nickel-Titan-Instrumente

Ein großer Nachteil der Nickel-Titan-Instrumente ist, daß sie keine sichtbaren Zeichen einer plastischen Deformation, der eine Fraktur folgen kann, zeigen (ZUOLO u. WALTON 1997, DIETER 1986, COHEN u. BUMS 1994). Aus diesem Grunde bietet eine optische Inspektion keine zuverlässige Hilfe bei der Bewertung des Zustandes benutzter Nickel-Titan-Instrumente. Ein weiteres Problem stellen die Tests und die Überprüfungen physikalischer Eigenschaften der Nickel-Titan-Instrumente nach der ADA Spezifikation No. 28 dar, da sie in statischer Form durchgeführt werden, ohne dabei die Geometrie des Wurzelkanals zu berücksichtigen (BERGMANS et al. 2001).

Die Ermüdung („fatigue“) des Metalls, eine sehr wichtige physikalische Erscheinung, erfolgt durch wiederholtes Verformen während der rotierenden Aufbereitung. Das Instrument wird bei der Instrumentierung in gekrümmten Kanälen einem Spannungs-Druck-Zyklus ausgesetzt bis schließlich das Grenzdrehmoment der Legierung erreicht wird und es zum Bruch kommt. Je stärker ein Wurzelkanal gekrümmt ist, um so mehr wird das Instrument beansprucht (CRANDALL et al. 1972, THOMPSON u. DUMMER 1997b, SCHÄFER u. FRITZENSCHAFT 1999). Längere und steifere Instrumente werden stärker beansprucht als dünnere Instrumente (CRANDALL et al. 1972).

Ein weiterer Aspekt, der bei der rotierenden Anwendung der Nickel-Titan-Instrumente beachtet werden soll, ist die Belastung beim Biegeverhalten. Die Größe des Drehmoments, das sich auf das Instrument auswirkt, hängt hauptsächlich von der Handhabung und dem Design des Instruments ab.

Maschinell eingesetzte Nickel-Titan-Instrumente weisen ein größeres Frakturrisiko auf als die manuell eingesetzten Instrumente (SETO et al. 1990). Demzufolge wurde in zahlreichen Studien darauf hingewiesen, daß die systemspezifischen

Umdrehungsgeschwindigkeiten beachtet und ein abrupter Wechsel der Drehzahl während der Aufbereitung vermieden werden müssen. Weiterhin sind zu häufige Anwendungen der Instrumente und das Überspringen von Instrumentengrößen zu vermeiden (HÜLSMANN u. VERSÜMER 1998). Die Erfahrung, Fähigkeit und Geschicklichkeit des Zahnarztes wird von mehreren Autoren als ein wichtiger Faktor im Zusammenhang mit der Frakturproblematik gesehen (HÜLSMANN u. VERSÜMER 1998, SHORT et al. 1997, THOMPSON u. DUMMER 1997b, KAVANAGH u. LUMLEY 1998, MANDEL et al. 1999).

Die Nickel-Titan-Instrumente zeigen gegenüber den Edelmetallinstrumenten insgesamt eine deutlich höhere Frakturanfälligkeit (BELLI et al. 2001, LEE et al. 1996). Aus diesem Grunde ist es ratsam, sich an die Herstellervorgaben zum Aussortieren der gebrauchten Instrumente zu halten. Spätestens aber nach der Aufbereitung von 10 Wurzelkanälen, sollten die Instrumente aussortieren werden. Diese Empfehlung stammt aus einer Studie, in der die Instrumente auf die Häufigkeit der Anwendung bis zur Fraktur untersucht wurden (TONGBAIYAI u. TORABINEJAD 1999).

Die RaCe-Instrumente haben zu diesem Zweck einen blütenblatt-ähnlichen Stopper. Von diesem können Blütenblätter, abhängig vom Schwierigkeitsgrad des zu bearbeiteten Wurzelkanals, nach der Nutzung entfernt werden. Auf diese Weise wird das Aussortieren der abgenutzten Instrumente etwas erleichtert (BAUMANN 2001).

Einen negativen Effekt auf die Nickel-Titan-Legierung übt der Prozess der Sterilisation aus, denn die für die Sterilisation angewendeten Chemikalien im Autoclaven wirken sich negativ auf die Oberflächenstruktur der Instrumente aus und dadurch auch auf die Schneidfähigkeit. Dagegen hat das Benetzen der Nickel-Titan-Instrumente mit Natriumhypochlorit während der endodontischen Behandlung keinen Einfluß auf die Oberflächenstruktur (RAPISARDA et al. 1999a).

1.5 Resümee

In zahlreichen Untersuchungen bewährte sich der Einsatz der rotierenden Nickel-Titan-Instrumente bei der Aufbereitung von Wurzelkanälen, denn Nickel-Titan-Instrumente zeigten sich effektiver in der Aufbereitung als vergleichbare

Edelstahlinstrumente. Mit der richtigen Handhabung lassen sich mit Nickel-Titan-Instrumente gute Ergebnisse bei der Wurzelkanalaufbereitung erzielen (BERGMANS et al. 2001). Außerdem ist die Instrumentierung mit den Nickel-Titan-Instrumenten schneller als die manuelle Aufbereitung (BAUMANN 2001, SONNTAG u. STACHNISS 2002, LUITEN et al. 1995, GLOSSON et al. 1995, KNOWLES et al. 1996, ESPOSITO u. CUNNINGHAM 1995, SHORT et al. 1997).

1.6 Anforderungen gemäß ISO 3630-1

1.6.1 Biegeverhalten

Bei der Überprüfung des Biegeverhaltens nach ISO-Norm 3630-1 (International Organisation for Standardization, 1992) werden die Instrumente an ihrer Spitze über eine Länge von 3 mm in einer Spannvorrichtung fixiert und bis zu einem Winkel von 45° gebogen. Das im Verlauf der Biegung an der Spannvorrichtung auftretende Drehmoment, das in der ISO-Norm 3630-1 als Biegemoment bezeichnet wird, wird gemessen. In der Norm sind Maximalwerte für das Biegemoment bei einem Biegewinkel von 45° vorgegeben, die von den Instrumenten nicht überschritten werden dürfen.

Für rotierende Nickel-Titan-Instrumente mit Konizitäten größer als 2 % sind in der ISO-Norm 3630-1 keine Mindestanforderungen bezüglich des Biegeverhaltens definiert. In der Tabelle 1 sind nach der ISO-Norm 3630-1 Maximalwerte für das Biegemoment der ISO-genormten Instrumente angegeben, um einen Vergleich zu den ermittelten Ergebnissen der rotierenden, nicht ISO-genormten Nickel-Titan-Instrumente vornehmen zu können.

ISO-Größe	Biegemoment [gcm]		
	Reamer	K-Feile	Hedströmfeile
10	25	25	20
15	50	50	35
20	80	80	65
25	120	120	100
30	150	150	135
35	220	190	170
40	320	250	220
45	375	360	320
50	410	450	520

Tab. 1: Maximalwerte für das Biegemoment von Wurzelkanalinstrumenten nach der ISO-Norm 3630-1. Bei der Prüfung der Wurzelkanalinstrumente wird das Biegemoment bei einer Biegung von 45° bestimmt. Die in der vorliegenden Arbeit untersuchten ISO-Größen sind grau unterlegt.

1.6.2 Frakturverhalten

Bei der Überprüfung des Frakturverhaltens nach der ISO-Norm 3630-1 (International Organisation for Standardization, 1992) werden die Wurzelkanalinstrumente an der Spitze über eine Länge von 3 mm sowie am Schaft in einer Spannvorrichtung eingespannt. Die Wurzelkanalinstrumente werden bis zur Fraktur torquiert. In der ISO-Norm 3630-1 sind Mindestanforderungen für zwei Meßgrößen festgelegt: Verwindungsfestigkeit (Deflektion), die auch als Verdrehwinkel bezeichnet wird, und Bruchfestigkeit.

• Verdrehwinkel

Als Verdrehwinkel ist der Torsionswinkel definiert, bei dem die Instrumentenfraktur eintritt. Die Mindestanforderungen bezüglich des Verdrehwinkels sind im wesentlichen vom jeweiligen Instrumententyp abhängig und sind in der ISO-Norm 3630-1 nur für ISO-genormte Wurzelkanalinstrumente angegeben.

Für rotierende Nickel-Titan-Instrumente mit Konizitäten größer als 2 % sind in der ISO-Norm 3630-1 keine Mindestanforderungen bezüglich des Verdrehwinkels definiert.

In der Tabelle 2 sind die Mindestanforderungen der ISO-genormten Instrumente zum Zweck des Vergleichs zu den ermittelten Werten der rotierenden, nicht ISO-genormten Nickel-Titan-Instrumente aufgeführt.

ISO-Größe	minimaler Verdrehwinkel [°] nach ISO 3630-1		
	Reamer	K-Feile	Hedströmfeile
10			
15			
20	360	360	180
25			
30			
35			
40			90
35			90
50			90

Tab. 2: Die Mindestanforderungen nach der ISO-Norm 3630-1 bezüglich des Verdrehwinkels bei den aufgeführten ISO-genormten Wurzelkanalinstrumenten. Die in der vorliegenden Arbeit untersuchten ISO-Größen sind grau unterlegt.

• Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeit der Instrumente wird durch das im Verlauf der Torsionsprüfung maximal erreichte Drehmoment beschrieben. Die Mindestanforderungen bezüglich der Bruchfestigkeit sind sowohl von dem Instrumententyp als auch der Instrumentengröße anhängig. Für rotierende Nickel-Titan-Instrumente mit Konizitäten größer 2 % sind in der ISO-Norm 3630-1 keine Mindestanforderungen bezüglich des Frakturverhaltens definiert. In der Tabelle 3 sind die Mindestanforderungen der ISO-genormten Instrumente zum Zweck des Vergleichs zu den ermittelten Werten der rotierenden, nicht ISO-genormten Nickel-Titan-Instrumenten aufgeführt.

ISO-Größe	minimale Bruchfestigkeit [gcm] nach ISO 3630-1		
	Reamer	K-Feile	Hedströmfeile
10	6	6	5
15	8	8	8
20	12	18	12
25	20	30	20
30	35	45	35
35	50	65	50
40	70	100	65
45	95	120	90
50	120	160	120

Tab. 3: Die Mindestanforderungen nach der ISO-Norm 3630-1 bezüglich der Bruchfestigkeit bei den aufgeführten ISO-genormten Wurzelkanalinstrumenten. Die in der vorliegenden Arbeit untersuchten ISO-Größen sind grau unterlegt.