

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Basel
Abteilung für Zahnärztliche Technologie und Werkstoffkunde
Leiter: Prof. Dr.med.dent. J. Wirz

Arbeit unter der Leitung von Prof. Dr.med.dent. J. Wirz

ENDODONTISCHE UND PARAPULPÄRE VERANKERUNGSELEMENTE
FÜR DIE RESTAURATIVE ZAHNHEILKUNDE
VERGLEICHENDE UNTERSUCHEUNGEN ÜBER MECHANISCHE UND
METALLOGRAPHISCHE EIGENSCHAFTEN

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin
vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Universität Basel
von

JÜRIG JAKOB SCHERRER
von Bütschwil/SG

Von der Medizinischen Fakultät der Universität Basel genehmigt auf
Antrag von Prof. Dr. med. dent. J. Wirz

Meinen lieben Eltern

INHALTSÜBERSICHT

1. EINLEITUNG	4
2. BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN	5
3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN.....	9
3.1. UNTERSUCHTE PRODUKTE	9
3.1.1. Endodontische Verankerungselemente	9
3.1.2. Parapulpäre Verankerungselemente	11
3.2. UNTERSUCHUNGSMETHODEN.....	11
3.2.1. Morphologie und Metallographie	11
3.2.2. Retention im Wurzelkanal/-dentin	12
3.2.3. Adaptation im Wurzelkanal/-dentin	13
3.3. RESULTATE	14
3.3.1. Morphologie und Metallographie	14
3.3.2. Retention im Wurzelkanal/-dentin	19
3.3.2.1. Endodontische Verankerungselemente	19
3.3.2.2. Parapulpäre Verankerungselemente	20
3.3.3. Adaptation im Wurzelkanal/-dentin	21
3.3.3.1. Endodontische Verankerungselemente	21
4. DISKUSSION	22
4.1. MORPHOLOGIE UND METALLOGRAPHIE	22
4.1.1. Endodontische Verankerungselemente	22
4.1.2. Parapulpäre Verankerungselemente	23
4.2. RETENTION IM WURZELKANAL/-DENTIN.....	23
4.2.1. Endodontische Verankerungselemente	23
4.2.2. Parapulpäre Verankerungselemente	24
4.3. ADAPTATION IM WURZELKANAL/-DENTIN	24
4.3.1. Endodontische Verankerungselemente	24
4.3.2. Parapulpäre Verankerungselemente	26
4.4. KORRELATION ZWISCHEN RETENTION UND ADAPTATION	27
5. SCHLUSSFOLGERUNG	28
5.1. ENDODONTISCHE VERANKERUNGSELEMENTE	28
5.2. PARAPULPAERE VERANKERUNGSELEMENTE	29
6. ZUSAMMENFASSUNG	29
7 LITERATURVERZEICHNIS.....	30

1. EINLEITUNG

Eine geradezu unübersichtlich grosse Zahl von verschiedenen endodontischen und parapulpären Verankerungselementen steht heute dem Zahnarzt zur Verfügung. Das Studium der Prospekte allein verwirrt und bringt keine Entscheidungsgrundlage für die Wahl eines geeigneten Behandlungsmittels.

Während der vergangenen dreissig Jahre haben sich viele Forscher und Firmen mit der Entwicklung und Verbesserung von endodontischen und parapulpären Verankerungselementen befasst (Ackermann 1958, Markley 1958, Markowitsch 1965, Goldstein 1966, Mooser 1966, Baraban 1967, Kurer 1967, Schenker 1968, Shillingburg 1970, Winstanley 1971, Lovdahl 1972, Stern 1972, Spang 1975, Lau 1976, Gutmann 1977, Kantor 1977, P&rez Moll 1978, Weiner 1981 und Wirz 1981, 1983, 1984).

Dabei sind immer dieselben Fragen im Mittelpunkt gestanden:

- Durch welche Faktoren wird die Retention einer Schraube oder Stiftes beeinflusst?
- Wie kann ihre Retention verbessert werden, bei bestmöglicher Schonung der noch vorhandenen Zahnschubstanz?

Die Faktoren für den Halt werden bestimmt vom Zahn selbst (Qualität des Dentins, Dentinvorbehandlung, Anzahl der Wurzeln, Wurzelform, Wurzellänge), vom Verankerungselement (Länge, Durchmesser, Profil, Oberflächenbeschaffenheit, chemisch-physikalische Eigenschaften), von der Passgenauigkeit des Verankerungselementes und vom Befestigungszement (Korngrösse, Verarbeitungszeit, Zug- und Druckfestigkeit, Löslichkeit und Volumenverhalten). Die zweite Frage wird durch die Optimierung der Faktoren (beim Zahn nur beschränkt beeinflussbar) beantwortet. Allmählich wurde erkannt, dass nur höchste Präzision den Schlüssel zum Erfolg liefert. Nur exakt aufeinander abgestimmte Bohrer und hochwertige Verankerungselemente, gepaart mit sauberer, präziser und feinfühligere Arbeit, garantieren den Erfolg.

Obwohl gewisse Ähnlichkeit in der Wirkungsweise endodontischer und parapulpärer Verankerungselemente besteht, sollen sie doch getrennt untersucht und besprochen werden.

Die erfolgreich abgeschlossene Wurzelbehandlung ist die "conditio sine qua non" für die Versorgung eines zerstörten devitalen Zahnes mit einem endodontischen Verankerungselement (Roberts 1970, Turner 1982). Endodontische Verankerungselemente dienen zur Retention von Werkstoffen, welche die fehlende Zahnhartsubstanz stark zerstörter natürlicher Zahnkronen zu ersetzen haben und zur Verstärkung der endodontisch behandelten Zahnwurzel. Sie ermöglichen dem Zahnarzt, genügend Zahnstruktur aufzubauen, so dass eine künstliche Krone Halt finden kann. Zudem sollen sie langfristig funktionellen und parafunktionellen Kräften widerstehen können. Parapulpäre Verankerungselemente dagegen werden in der Regel bei vitalen Zähnen verwendet. Dies bedingt, dass sie sehr fein konstruiert sein müssen, da oft nur sehr dünne Dentinwände zur Verankerung zur Verfügung stehen. Drei Methoden zur parapulpären Verankerung von Werkstoffen sind heute noch verbreitet:

- selbstschneidende Gewindestiftchen
- Presspass-Stiftchen (Klemmpassung)
- zementierbare glattwandige oder mit stumpfem Gewinde versehene Stiftchen.

Die Letzteren werden in einen leicht überdimensioniert vorgebohrten Dentinkanal zementiert. Die mit einer gewundenen Rille versehene Presspass-Stiftchen werden in einen unterdimensionierten Dentinkanal gepresst und machen sich die Elastizität des Dentins für den Halt durch Friktion zu Nutzen (Goldstein 1965). Die selbstschneidenden Gewindestiftchen ziehen sich ähnlich einer Holzschraube in einem unterdimensioniert vorgebohrten Dentinkanal fest. Ihr feines Gewinde verleiht ihnen einen recht guten Halt (Dilts et al 1968, Moffa et al 1958 etc.).

Parapulpäre Verankerungselemente werden gesetzt, um dem Füllungsmaterial ausreichende Retention im oder am vitalen, stark zerstörten Zahn zu verleihen. Dabei kommt es aber nicht zu einer Verstärkung eines Amalgams oder Kunststoffes, wie Markley (1958) und Wright (1958) angenommen haben. Die Analogie zum armierten Beton ist unrichtig (Markley 1958, Ciepiöleusky 1967, Steele 1973) und von Going et al 1968, von Welk und Dilts 1969 und von Moffa et al 1972 widerlegt worden. Ebenso wichtig wie der Halt der Verankerungselemente im Dentin ist der Schutz der noch verbliebenen Zahnhartsubstanz. Nicht selten kommt es beim Versuch, verbesserte Retention zu erhalten, zu Zahn- oder Wurzelfrakturen (Dilts et al 1970, Standlee et al 1970, Chan und Svare 1973, Trabert et al 1973, Standlee et al 1980), Misserfolg beim Aufbau (Turner 1982) oder Perforation ins Pulpacavum oder ins umgebende Parodont (Dolph 1970, Suzuki et al 1973, Guldner 1979). Bedauerlicherweise ist es bis heute noch nicht gelungen, eine verbindliche Spezifikation für endodontische und parapulpäre Verankerungselemente aufzustellen. Es ist zu hoffen, dass die Föderation Dentaire International oder die American Dental Association bald eine solche Spezifikation aufstellen werden, damit gesundheitsschädigende Produkte eliminiert werden können.

Ziel und Zweck der vorliegenden Arbeit besteht darin, Übersicht zu schaffen und vorhandene Produkte des modernen Dentalmarktes kritisch zu beurteilen. Unter anderem soll die Passgenauigkeit und Adaptation handelsüblicher Schrauben und Stifte sowie ihre Retention im Dentin und Wurzelkanal überprüft werden. Ferner interessiert die metallographische Struktur und ihre quantitative und qualitative Zusammensetzung, um Rückschlüsse auf die Qualität zu ermöglichen. Ergänzend zu früheren Veröffentlichungen (Mc Gibbon 1956, Le Huche 1957, Gonon 1980, Charlton 1965, [Liepielewsky 1967, Colley et al 1968, Baraban 1970, Whiteside 1970, Landwerlen und Berry 1972, Perel und Muroff 1972, Steele 1973, Caputo und Standlee 1976, Dubruille und Meng 1976, Lau 19756, Kurer et al 1977, Eranquin et al 19378, Kirchhoff 1378, Standlee et al 1978, Trabert et al 1978, Duthwaite 1979, Ruemping et al 1979, Nayyar et al 1980, Hoag und Duwyer 1982, Miller 1982, Turner 1982), welche sich alle auf maximal vier Produkte beschränkt haben, und angespornt durch die neuesten Ergebnisse bezüglich der Korrosionsuntersuchungen (Keel 1975, Johner 1978, Wirz 1979, 1980, 1982) ist es aber unerlässlich, möglichst viele Produkte einander gegenüber zu stellen und ihre Vor- und Nachteile darzulegen.

2. BISHERIGE UNTERSUCHUNGEN

In einer Vielzahl von Publikationen wird die Wiederherstellung stark zerstörter Zahnkronen beschrieben. Dabei muss zwischen vitalen und devitalen Zähnen unterschieden werden. Bei devitalen Zähnen gelangen in der Regel endodontische Verankerungselemente zur Anwendung, bei vitalen Zähnen können nur parapulpäre Verankerungselemente verwendet werden. Für den Langzeiterfolg eines Stift/Schraubenaufbaus ist die Retention des Halteelementes im Zahn von fundamentaler Wichtigkeit. Die Zahl der Publikationen zu diesem Thema bestätigt dies:

Colley et al hatten 1968 die Retention von Wurzelstiften in Abhängigkeit von der Länge, Konizität und der Oberflächenrauigkeit verglichen. Sie hatten damals schon erkannt, dass Wurzelstifte mit genormten Bohrern eine bessere Haftung und gleichzeitig eine bessere Passgenauigkeit aufwiesen als arbiträr exkavierte Wurzelkanäle. So fanden sie auch die Angaben von Fusayama und Jwamoto (1960) bestätigt.

Kurer et al hatten 1974 die Retention und die Ermüdungsbrucheigenschaften eingeschraubter Kronenstifte mit nicht im Dentin schneidenden Stiften verglichen. Erwartungsgemäss war die Retention eines solchen Ankers mehrfach grösser als jene zementierter Stifte. Die Ermüdungsbruchversuche

wurden durchgeführt, um den Einfluss des Gewindes auf die Biegebruchfestigkeit zu eruieren. Schraube und Stahlrohling sind gleich fähig, dem Ermüdungsbruch zu widerstehen, weil die Bearbeitung des Stahls bei der Gewindeherstellung die Biegebruchfestigkeit positiv beeinflusst.

Dubruille und Meng hatten 1976 in einer umfangreichen Experimentalstudie die axiale Belastbarkeit von konischen und zylindrischen Wurzelstiften auf verschiedene Parameter untersucht. Lediglich der Faktor der Oberflächenbeschaffenheit erwies sich als bedeutungsvoll. Ein sandgestrahlter Stift zeigte gegenüber einem glatten Stift eine knapp doppelt so grosse axiale Widerstandskraft. Ausser der Qualität der Oberflächenbeschaffenheit führte nur das Ausmass der im Kontakt befindlichen Oberflächen zu einer signifikanten Erhöhung der Haftung.

Johnson und Sakumura verglichen 1978 verschiedene Stiftformen, -längen und -durchmesser in Bezug auf ihre Haftung in Zahnwurzeln. Je grösser die Stiftoberfläche, die mit dem Dentin in Kontakt stand, desto grösser war ihre Retention.

1978 untersuchte und diskutierte Kirchhoff ausführlich die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen an natürlichen Zähnen. Sowohl die axiale als auch die horizontale Belastbarkeit der Stifte mit mechanischen Verankerungen im Dentin, (Kurer-Anker, Radix-Anker) war bedeutend grösser als jene der rein zementierten konischen Stifte (Permador).

Der Arbeit von Standlee et al 1978 war zu entnehmen, dass unter anderem die Stiftform und seine Einbetttiefe einen wesentlichen Einfluss auf die Retention hatten. Bei der Variation der Stiftdurchmesser konnten sie keine signifikanten Unterschiede in der Haftung feststellen. Der Einfluss des Zementtyps war nur bei konischen Stiften signifikant.

Ruemping et al führten 1979 Haftversuche an endodontischen Verankerungselementen durch mit Zug- und Torsionskräften. Die Resultate der Zugversuche entsprachen jenen anderer Autoren. Bei Torsionskräften lockerten sich die zementierten Stifte bei geringerer Belastung als bei Zugkräften. Daher schlagen sie vor, ein sogenanntes Rotationsschloss oder zusätzlich parapulpäre Stiftchen zu setzen.

Obwohl Zinkphosphat-Zement ein altbekannter Befestigungszement ist, sind seine hohen Qualitäten immer noch unbestritten, was viele Studien auch belegen können. Seine angebliche Pulpatoxizität kann bei wurzelbehandelten Zähnen ohnehin vernachlässigt werden.

Paffenbarger et al haben schon 1954 sechzehn Zinkphosphat-Zemente auf ihre Viskosität, Druckfestigkeit, Abbindezeit, Desintegration in destilliertem Wasser, Filmdicke, Adhäsion und hydraulischen Eigenschaften hin geprüft und einen Vorschlag für eine Spezifikation gewagt.

Fusayama und Jwamoto untersuchten in einer In-vitro-Studie 1960, welche Zementfilmdicke bei Inlays die beste Retention ergab. Dabei fanden sie folgende Werte: für Schmelz 38 μm , für Dentin 31 μm , für Metall 24 μm . Sie haben aber keine Angaben über die Rauheit der gegeneinander zementierten Flächen gemacht. Das Trocknen des Dentins direkt vor dem Zementieren hat eine kleine Haftverbesserung ergeben.

Dreyer-Jørgensen hat im gleichen Jahr eine Arbeit veröffentlicht, in der er sich mit den Faktoren beschäftigt, welche die Dicke des Zinkphosphat-Zementfilms unter Veneerkronen beeinflussen. Es hat sich herausgestellt, dass unter anderem der Zementierdruck, die Dauer des Drucks, die Viskosität und die Temperatur des Zements, der Konvergenzwinkel der Präparation und eine okklusale Perforation der

Krone vor der Zementierung alle in wesentlichem Grad für die Dicke des Zementfilms und die gingivale Diskrepanz der zementierten Kronen bestimmend sind.

In einer anderen Studie hat Dreyer-Jørgensen ebenfalls 1960 gezeigt, dass diese okklusale Perforation der Krone einem sogenannten Filtrierungsprozess entgegenwirkt. Dieser Filtrierungsprozess besteht darin, dass bei der Zementierung von Veneerkronen der Zementfilm in seine beiden Phasen, Säure und Pulver, zerfallen kann.

Faktoren, welche die Filtrierung fördern, sind hoher Druck, lange Dauer des Drucks, kleiner Konvergenzwinkel.

Faktoren, welche der Filtrierung entgegenwirken, sind hohe Viskosität, okklusale Perforation respektive Zementabflussmöglichkeit.

Dieser Filtrierungsvorgang ist analog auch auf Wurzelstifte übertragbar. Die Konsequenz davon ist, dass Wurzelstiftsysteme, welche zementiert werden, eine ausreichende Zementabflussmöglichkeit gewährleisten müssen, sofern sie nicht rein konisch geschaffen sind.

1966 zeigte Ketterl, dass das Pulver-Flüssigkeitsverhältnis bei der Zementanmischung die Qualität des Endprodukts wesentlich beeinflusst. Zudem stellte er fest, dass bei niedriger Anspateltemperatur viel mehr Pulver in die Flüssigkeit eingearbeitet werden kann. Seine Versuche zur Haftintensität haben ferner gezeigt, dass kleine Unebenheiten, wie sie mit einem feinkörnigen Steinchen geschliffen worden sind, sich günstiger ausgewirkt haben als ein stark aufgerautes Relief. Diese Ergebnisse bestätigen die Ansicht, dass die Haftung des Zinkphosphat-Zementes in einer mechanischen Verzahnung besteht.

Stössel hat 1975 in seiner Dissertation unter anderem in Kapseln vordosierte Zinkphosphat-Zemente und Polycarboxylat-Zemente untersucht und miteinander verglichen. Der Zinkphosphat-Zement aus der vordosierten Kapsel hat die Spezifikationen durchwegs erfüllt und ist gegenüber der Mischung von Hand keineswegs schlechter. Einzig die Abbindezeit ist stark verkürzt, so dass Kapselzemente für die Zementierung von grösseren Kronen-Brücken-Arbeiten nicht zu empfehlen sind.

Viele Autoren haben während der letzten 2-53 Jahrzehnte die Korrosionsvorgänge von Stiften und Schrauben in Zahnwurzeln beschrieben. Bei der Wahl der Legierung muss diesem Umstand besonders Rechnung getragen werden, weil sich im Wurzelkanal unter Umständen ein sehr aggressives Korrosionsmilieu bilden kann.

Egli hat 1951 Möglichkeiten zur Bearbeitung und Vergütung von rostfreiem Stahl (V2A) und Edelmetall-Legierungen in der Zahnmedizin beschrieben. Da zahnärztliche Legierungen gewebefreundlich sein müssen, das heisst, keine Desintegration und allergische Reaktionen hervorrufen dürfen, müssen sie besonders korrosionsresistent sein. Diese Korrosionsresistenz hängt, so Egli, neben dem Anteil der Edelmetallatome (Tauman'sche Resistenzgrenze) in zweiter Linie auch von der Homogenität der Legierung ab.

Wright hat 1958 galvanische Ströme zwischen Stahlstiften und Amalgamfüllungen gemessen, wobei Speichel als leitendes Medium gedient hat. Er folgerte daraus, dass Stahlstifte immer gut von Amalgam umgeben sein müssen, damit kein Speichelkontakt entsteht.

1975 hat Keel "Korrosionserscheinungen von ungewöhnlichem Ausmass" an einem Fall aus seiner Praxis beschrieben. Er hat die Frage gestellt, ob nur die Summation von Fehlerquellen oder auch andere grundsätzliche Ursachen für den Misserfolg verantwortlich sein können.

Johner 1978 und Wirz et al 1982 haben dann in ausgedehnten In-vitro-Studien verschiedene endodontische Verankerungselemente und Aufbaumaterialien auf ihre Korrosionsresistenz geprüft mit zum Teil erschütternden Resultaten.

Auch parapulpäre Verankerungsarten wurden eingehenden Untersuchungen unterzogen:

Burns sah sich 1965 auf Grund der zunehmenden Anwendung von stiftverankerten Splints in der Parodontaltherapie veranlasst, die Haftung von gegossenen Pinledgekonstruktionen zu untersuchen. In seiner Versuchsanordnung konnte er keinen signifikanten Unterschied zwischen zylindrischen und leicht konischen Stiftchen feststellen. Grössere Luftblasen fand er, wenn der Zement nur einlentuliert wurde. Beim Bestreichen der Stiftchen mit Zement kombiniert mit dem Einlentulieren verschwanden diese Luftblasen. Auf Grund der relativ geringen Retention der Stiftchen allein, empfahl er zusätzliche Retentionsmöglichkeiten am Zahn auszunützen oder zu schaffen.

Goldstein stellte 1966 mit einer Retentionsstudie die von ihm entwickelten Presspass-Stifte vor. Wegen verschiedener Nachteile der zementierten parapulpären Verankerungselemente suchte er nach einer rationelleren Methode. Die im Durchmesser um 25 Mikron grösseren Stahldrahtstiftchen als der entsprechende Bohrer haften allein durch Friktion unter Ausnützung der Elastizität des Dentins. Goldstein lobte den geringeren Arbeitsaufwand und die mehr als zweifach bessere Haftung gegenüber zementierten Stiftchen. Ein Überschreiten der Elastizitätsgrenze des Dentins konnte er jedoch nicht feststellen.

Lorey et al untersuchten 1967 die Retentionseigenschaften von Pinledge-Restorationen in Bezug auf Stiftlänge, Durchmesser und Überflächenbeschaffenheit. Erwartungsgemäss fanden sie die höchsten Retentionswerte bei grosser Stiftlänge, grossem Durchmesser und gewindeartiger Oberfläche.

Dilts et al veröffentlichten 1968 folgende Resultate:

Die Retention der selbstschneidenden Gewindestiftchen übertraf jene der Presspass-Stiftchen und der zementierten Stiftchen. Bei den zementierten Stiftchen lagen die Retentionswerte höher bei Verwendung von Zinkoxideugenolzement, gefolgt von Kalziumhydroxid-Zement. Gleichermassen nahm die Haftung zu bei tieferer Verankerung.

Moffa et al stellten 1968 fest, dass Kavitätenvorbehandlung mittels eines Lackes die Retention ganz unterschiedlich beeinflusste. Während die Retention der zementierten Stiftchen durch Copalite (Kopalharz) um 46 % abnahm, blieb sie bei den Presspass- und den selbstschneidenden Schrauben unverändert.

In einer weiteren ausgedehnten Untersuchung stellten Moffa et al 1969 unter anderem fest, dass 2 mm sowohl im Dentin wie auch im Amalgam die optimale Einbett-Tiefe für selbstschneidende Schrauben sei.

Hanson et al glaubten 1974 bewiesen zu haben, dass bei klinisch präparierten Stiftkanälen die Passungenaugigkeit keinen Einfluss auf die Retention hätte. Den Versuchen lag aber ein fundamentaler Denkfehler zu Grunde. Die Autoren konnten nämlich nicht am gleichen Prüfkörper sowohl die Retention als auch die Passgenauigkeit messen.

Hermes et al untersuchten 1981 die Auswirkung simulierter Kaukräfte, also Scherkräfte im 45° Winkel auf stiftverankerte Composite-Aufbauten. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen zwischen einem, zwei oder drei mm Einbett-Tiefe der Stiftchen.

Die Bearbeitung eines Zahnes, insbesondere des Dentins kann zu verschiedenen Reaktionen der Pulpa führen. Gerade die Platzierung von parapulpären Verankerungselementen beinhaltet verschiedene Gefahren für das Pulpagewebe, das durch starke Zerstörung der Zahnkrone schon vorher arg strapaziert worden ist.

Johns hat 1969 bei der Beschreibung einiger endodontischer und parapulpärer Verankerungsarten mit Nachdruck verlangt, dass die Überhitzung beim Vorbohren unbedingt vermieden werden muss. Wenn eine ausreichende Wasserkühlung nicht möglich ist, muss bei niedriger Drehzahl und mit optimal schneidenden Instrumenten gearbeitet werden.

Dolph untersuchte 1970 die Reaktion des Pulpagewebes nach Setzen eines parapulpären Stiftes (TMS) in die Pulpa unter aseptischen Bedingungen. Dazu wurden frisch durchgebrochene, kariesfreie untere Prämolaren gewählt, welche aus orthodontischen Gründen entfernt werden mussten. Zu Beginn sind vereinzelt geringe klinische Symptome aufgetreten. Das Pulpagewebe hat aber nach den üblichen Gewebsreaktionen Zahnhartsubstanz gebildet. Nekrosezeichen waren keine zu finden.

Diese Untersuchung zeigt, dass unter aseptischen Bedingungen die Pulpa eine Perforation überleben kann. Vorsichtigerweise muss betont werden, dass diese Zähne nicht vorgeschädigt waren und die ganze Pulpa eine sehr gute Reaktionsfähigkeit besass.

Dilts et al haben 1970 in einer Publikation erklärt, dass parapulpäre Verankerungselemente nicht näher als 1 mm an die Schmelz-Dentin-Grenze platziert werden sollten, um keine Risse zu provozieren.

Spannungsoptische Untersuchungen von Standlee et al 1970 und von Trabert et al 1973 zeigten, dass parapulpäre Verankerungselemente bei unvorsichtiger Arbeit zu Pulpairritationen mit oder ohne Dentinfissuren führen können.

Suzuki et al machten 1973 ähnliche Erfahrungen wie Dolph (1970). Bei Versuchen mit gesunden Hunden, denen selbstschneidende Stiftchen in die Nähe oder in direkten Kontakt mit der Pulpa gesetzt wurden, haben sie histologisch zwar Entzündungsreaktionen jedoch keine nekrotische Veränderungen festgestellt. Die entzündliche Gewebsreaktion war verringert, wenn die Schraubchen vor dem Setzen in Kalziumhydroxid getaucht wurden.

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1. UNTERSUCHTE PRODUKTE

3.1.1. Endodontische Verankerungselemente

Die im Wurzelkanal zu platzierenden Verankerungselemente sind in **Tabelle 1** zusammengefasst:

Name	Hersteller oder Vertrieb		Zusammensetzung gemäss Hersteller
Ackermann Gebal	Ackermann	CH-Luzern	zylindrisch-konische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Ackermann Wurzelstift	Metaux Precieux SA	CH-Neuchâtel	zylindrisch-konischer Pivotfil® Stift
Aufbauschraube für Amalgam nach Wirz	Institut Straumann AG	CH-Waldenburg	normierte Syntacoben®-Schraube

CM Wurzelstift	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	Zylindrisch-konischer Ceramicor®-Stift
Dentatus Golden	Dentatus Ltd	S -Hägersten	zylindrisch-konische Messing-Schraube
Dentatus Titanium	Dentatus Ltd	S -Hägersten	zylindrisch-konische Titan-Schraube
Dentavit Wurzelschraube	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	normierte Edelmetall-Schraube (Prototyp)
Diameca-Schraube	Diameca SA	F -Annemasse	konische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Einguss-Stift (Prototyp)	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	zylindrischer Ceramicor®-Stift
FKG-Schraube	Flückiger et Huguenin SA	CH-La Chaux de Fonds	zylindrische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Geschraubter Frontzahnaufbau nach Wirz	Institut Straumann AG	CH-Waldenburg	Normierte Syntacoben®-Gewindestange mit Niobaufbaumantel
Golden Screw Post	Produits Dentaires SA	CH-Vevey	zylindrisch-konische Messing-Schraube, vergoldet
GT-Stift (Prototyp)	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	zylindrischer Pivotor®-Gewindestift, sandgestrahlt
Kanalhülsenstift nach Stutz	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	zylindrischer Ceramicor-Stift mit Feinsilberhülse
Markowitsch-Schraube	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	selbstschneidende Edelmetall-Schraube
Mooser-Schraube	Maillefer SA	CH-Ballaigues	konische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Mooser-Stift	Maillefer SA	CH-Ballaigues	konischer Stift aus Cr/Ni-Stahl oder Titanlegierung
MP Wurzelstift	Metaux Precieux SA	CH-Neuchâtel	zylindrisch-konischer Novostil®-Stift
Parapost-System	Whaledent Ltd	USA- New York	zylindrischer Cr/Ni-Stahl-Stift, gerillt
Pivot Davis	Produits Dentaires SA	CH-Vevey	konischer Cr/Ni-Stahl-Stift
Pivot Viro	Produits Dentaires SA	CH-Vevey	konischer Cr/Ni-Stahl-Gewindestift
Radix-Anker N,S,T	Maillefer SA	CH-Ballaigues	Spezialgewindestift aus Cr/Ni-Stahl, Protasul®- oder Titan
Rotex-Anker	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	konischer Spezialgewindestift aus Titanlegierung
Standardized Solid (StaSol) Crown Post	Produits Dentaires SA	CH-Vevey	konischer Cr/Ni-Stahl-Stift
Stainless Steel (SS) Screw Post	Produits Dentaires SA	CH-Vevey	zylindrische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Stufenstift nach Schenker	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	zylindrischer Stufenstift aus Ceramicor®, sandgestrahlt
Svedia Golden/Titanium	Svedia Dental Industries	S -Enköping	zylindrisch-konische Messing-Schraube, vergoldet/Titan
Unimetric-Schraube	Maillefer SA	CH-Ballaigues	konische Cr/Ni-Stahl-Schraube
Wurzelstift nach Sargenti	Cendres et Metaux SA	CH-Bienne	zylindrischer Ceramicor®-stift, sandgestrahlt

3.1.2. Parapulpäre Verankerungselemente

Die parapulpären Verankerungselemente zur Retention von plastischen Füllungsmaterialien in Form von Schrauben oder Stiften sind in folgender Zusammenstellung alphabetisch aufgeführt:

Name	Hersteller oder Vertrieb		Zusammensetzung gemäss Hersteller
Denlok Dentin Pin	Prevdent Ltd	GB-Heartsordshire	Cr/Ni-Stahl-Gewindestift
Dentinanker	Maillefer SA	CH-Ballaigues	Cr/Ni-Stahl-Gewindestift, vergoldet
Filpin	Breitschmied	CH-Kriens	Titan-Gewindestift, Cr/Ni-Stahl-Gewindestift
Retopin	Edenta AG	CH-Au	Cr/Ni-Stahl-Gewindestift, vergoldet
Stabilok	Fairfax Ltd	IRL-Dublin	Cr/Ni-Stahl-Gewindestift
TMS-Pin	Whaledent Ltd	USA-New York	Cr/Ni-Stahl-Gewindestift, vergoldet
Unitek Pin	Inter-Unitek	CH-Zürich	Cr/Ni-Stahl-Stift

3.2. UNTERSUCHUNGSMETHODEN

3.2.1. Morphologie und Metallographie

Die Form, das Profil und die Oberflächenbeschaffenheit der Verankerungselemente werden durch Profilzeichnungen und REM-Aufnahmen (Cambridge Stereoscan 150) untersucht. Mit Hilfe des Röntgenanalysators (Tracor Northern TN 2000) wird die Legierungszusammensetzung überprüft und an Aetzschliffen das metallographische Gefüge beschrieben. Zudem werden die Kalibrierbohrer aller Verankerungselemente auf den Spanabfluss respektive die Hitzeentwicklung bei vorschriftsgemässer Verwendung überprüft.

Aufgrund ihrer Morphologie lassen sich die endodontischen Verankerungselemente in folgende 7 Gruppen einteilen:

Gruppe A	konische Form mit glattwandiger Oberfläche: Mooser-Stift, FKG-Stift, Pivot Davis, Mooser-Stift Edelmetall (sandgestrahlt), Mooser-Stift Titan (sandgestrahlt).
Gruppe B	konische Form mit gewindeartiger Oberfläche: Diameca-Schraube, Mooser-Schraube, Pivot Viro, StaSol Crown Post, Unimetric-Schraube
Gruppe C	zylindrisch-konische Form mit gewindeartiger Oberfläche: Ackermann Gebal, Dentatus Golden und Titanium, Golden Screw Post, Svedia Golden und Titanium
Gruppe D	zylindrische Form mit glattwandiger Oberfläche: Stufenstift nach Schenker, Wurzelstift nach Sargenti
Gruppe E	zylindrische Form mit gewindeartiger Oberfläche: FKG-Schraube, GT-Stift (Prototyp), Parapost-System, SS Screw Post, Einguss-Stift (Prototyp)
Gruppe F	zylindrische Form mit geschnittenem Gewinde: Aufbauschraube für Amalgam nach Wirz, Dentavit Wurzelschraube (Prototyp), Geschraubter Frontzahnaufbau, Kurer-Anker, Markowitsch-Schraube, Radix-Anker, Rotex-Anker
Gruppe G	zylindrisch-konische Form mit sandgestrahlter Oberfläche: Ackermann-Wurzelstift, CM Wurzelstift, MP Wurzelstift

Morphologisch/funktionell unterteilen sich die parapulpären Verankerungselemente in zwei Hauptgruppen:

Gruppe A	mit selbstschneidendem, selbstabscherendem Gewinde: Denlok Dentin Pin, Dentinanker, Filpin, Retopin, Stabilok, TMS Pin
Gruppe B	Presspass-Stift: Unitek Pin

3.2.2. Retention im Wurzelkanal/-dentin

Prüfkörper

Menschliche Oberkieferfrontzähne wurden nach der Extraktion in 3%-iger Wasserstoffperoxid-Lösung gereinigt und anschliessend bis zur Wurzelbehandlung in 5%-iger Formalinlösung gelagert. Unmittelbar vor der Wurzelbehandlung wurde die Zahnkrone auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze mit einer Karborundum-Trennscheibe abgetrennt. Der in der Folge aufbereitete und getrocknete Wurzelkanal wurde mit dem Wurzelfüllmittel AH26 und normierter Guttapercha-Spitze abgefüllt. Ab diesem Zeitpunkt erfolgte die Lagerung der Zähne im Hygrophor, d.h. bei gesättigter Luftfeuchtigkeit.

Insgesamt wurden 65 Prüfkörper für Zugfestigkeitsmessungen hergestellt. Um Resultate vergleichbar zu machen, müsste die Beschaffenheit der Manteloberfläche der Verankerungselemente respektive des präparierten Dentinkanals bei allen Prüfkörpern identisch sein. Da die Form und besonders das Oberflächenprofil der untersuchten Produkte stark variieren, wurde die Manteloberfläche des präparierten Dentinkanals als konstante Grösse gewählt. Als Folge davon differieren die errechneten Einbettiefen geringfügig.

Das endodontische Verankerungselement wurde auf einer Glasplatte, mit einer Ringschraube (M5) exakt axial verbunden. Die Fixation erfolgte mit einem Tropfen Acrylat-Kaltpolymerisat (Palapress®). Darauf wurde das mit der Ringschraube verbundene Verankerungselement im wurzelbehandelten Zahn nach Vorschrift der Hersteller verankert. Als Befestigungszement wurde Zinkphosphatzement (Phosphacap®) verwendet, der die besten mechanischen Eigenschaften aller Zementarten garantiert (Dreyer-Jørgensen 1960 b, Ketterl 1966, Paffenbarger 1934, Stössel 1975, Trabert 1975). Nach dem Abhärten des Zementes wurde wiederum auf der Glasplatte die zweite Ringschraube mit dem Zahn verbunden. Das so erstellte Grundgerüst wurde nun in einem Silikon-Hohlzylinder aus Optosil® eingebettet, mit Palapress® umgossen und im Drucktopf (Palamat Practic) polymerisiert. Die fertigen Prüfkörper wurden bis zum Zugversuch in Hygrophor gelagert.

Für die Zugfestigkeitsmessungen mit parapulpären Verankerungselementen wurden 15 Prüfkörper hergestellt. Die Schrauben/Stifte wurden vorerst lege artis im Zahn verankert. Darauf wurde der Zahn mit dem Stift/Schraube auf der Glasplatte mit einer Ringschraube exakt axial verbunden. Zur Fixation diente wiederum Palapress®. Dieses Grundgerüst wurde ebenfalls im Optosil®-Hohlzylinder eingebettet, mit Palapress® umgossen und im Drucktopf polymerisiert. Die fertigen Prüfkörper wurden bis zum Zugversuch auch im Hygrophor aufbewahrt. Die Abbildungen 1a,b zeigen die Prüfkörper in der Instron-Zugprüfmaschine (Instron 1026) eingespannt.

Bei einem Vorschub von 0,5 mm/min wurde die Zugbelastung mittels eines Synchronschreibers direkt auf Millimeterpapier aufgezeichnet. So konnte nach Abriss des Verankerungselementes die Bruchbelastbarkeit in kp abgelesen werden.

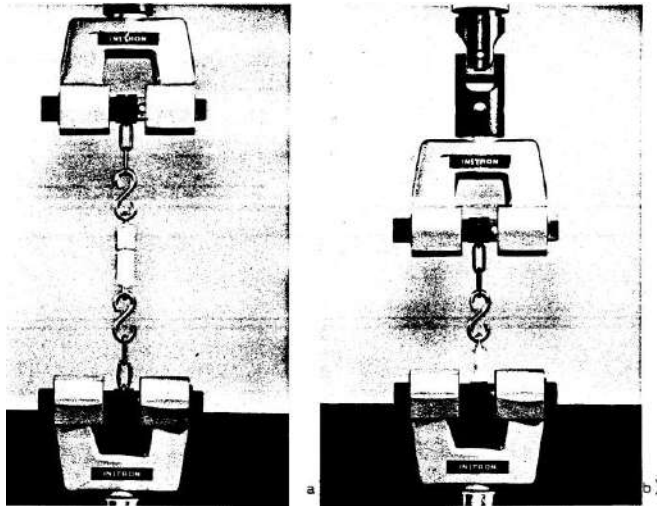


Abb. 1: Prüfkörper in Zugprüfmaschine eingespannt.

- a) mit endodontischem Verankerungselement
- b) mit parapulpärem Verankerungselement

3.2.3. Adaptation im Wurzelkanal/-dentin

Prüfkörper

Zur Herstellung der Prüfkörper wurden die menschlichen Oberkieferfrontzähne wie bei den Retentionsuntersuchungen vorbehandelt. Insgesamt wurden 90 Prüfkörper mit endodontischen Verankerungselementen für die Adaptationsmessungen hergestellt. Die wurzelbehandelten Zähne wurden mit den endodontischen Verankerungselementen exakt nach Anleitung der Hersteller versorgt und nach Röntgenaufnahmen in buccoraler Richtung mit Heisspolymerisat (Mounting resin FB) im Drucktopf (Simplimet® Press) eingebettet. Anschliessend wurden die Prüfkörper auf einer rotierenden Schleifscheibe (Discoplan DP-U2) unter Wasserberieselung von Hand geschliffen. Nach Erreichen der gewünschten Präparatebene wurde die Oberfläche mit Schleifpapier abnehmender Körnung bis zur Siebkörnungsnummer 600 feingeschliffen. An diesen Schliffpräparaten konnte mittels Auflichtmikroskop (Zeiss Ultra-Phot III b) bei 100-facher Vergrößerung die Spaltbreiten zwischen Dentin und Verankerungselement ausgemessen werden. Die Messungen wurden an sechs Messstellen vorgenommen (Abb. 2). Bei den Schrauben mit geschnittenem Gewinde handelte es sich nicht um die Messung eines Spaltraumes sondern der Verankerungstiefe der Gewindegänge im Dentin. Daher wurden die Messwerte in den Tabellen und Abbildungen negativ aufgeführt.

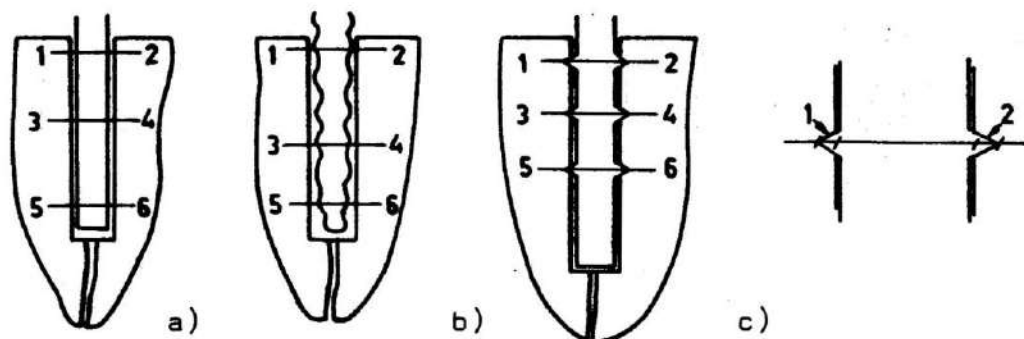


Abb. 2: Schematische Darstellung der Längsschliffe mit den sechs Messstellen:

- a) Messstellen zwischen Dentinwand und glattwandigem Stift
- b) Messstellen zwischen Dentinwand und Gewindespitzen
- c) Messung der Verzahnung der Gewindegänge im Dentin bei Schrauben mit geschnittenem Gewinde im Dentin

Alle Messungen am Schliﬀpräparat ergaben einen mittleren Messwert pro Prüfkörper. Die Einzelmesswerte wurden durch verschiedene Faktoren beeinflusst: Die uneinheitliche Grösse des Kanaleingangs sowie die geringe Zahl der Prüfkörper der einzelnen Produkte verursachten eine grosse Streuung der Messwerte. Die Varianzanalyse dieser Messwerte hat eine so unterschiedliche Verteilung gezeigt, dass es nicht sinnvoll ist, Durchschnittswerte und Standardabweichungen aufzuführen. Es wurde deshalb ein Range gebildet mit den Median-, Minimum- und Maximumwerten in Mikrometern. Ferner beeinflusste auch eine allfällige Blasenbildung beim Einbringen des Befestigungszementes und ungenügende Zementabflussmöglichkeiten an einzelnen Produkten die Grösse der Messwerte.

40 parapulpäre Verankerungselemente wurden nach den Anleitungen der Hersteller ins Dentin der extrahierten Zähne gedreht. Die Schliﬀherstellung erfolgte analog zu den endodontischen Verankerungselementen. Bedingt durch die Feinheit der Schräubchen war beim Schleifen besondere Sorgfalt geboten, um ein Herauslösen der Stiftchen aus dem Dentin zu vermeiden. Adaptationsmessungen bei diesen Schliﬀen vorzunehmen erwies sich als schwierig, weshalb wir uns auf die Beschreibung der Wandständigkeit, der Einsetztiefe und der Fissurenbildung im Dentin beschränkten. Zudem interessierte die Frage, ob die Selbstausrichtung der Schräubchen beim Eindrehen das frühzeitige Abscheren der Schrauben (unvollständige Sitztiefe) verhindern kann.

3.3. RESULTATE

3.3.1. Morphologie und Metallographie

Die Tabelle 2 gibt Auskunft über den Spanabfluss beim Kanalaufbereiten mit dem Kalibrierbohrer, über das Profil der Verankerungselemente und über die Oberflächenbearbeitung. Die Verankerungselemente sind nach den morphologischen Gruppen gegliedert. Die metallographische Zusammensetzung der Legierungen, die Gefügebeschreibung und die Materialhärte können den Tabellen 3 und 4 entnommen werden. Die Härtemessungen wurden nach Vickers durchgeführt.

Gruppe	Verankerungselement	Spanabfluss ++ gut + genügend - ungenügend	Profil	Oberflächenbeschaffenheit
A	Mooser-Stift Stahl	+	Konisch (3), glatt	---
	Mooser-Stift Titan	+	Konisch (3), sandgestrahlt	---
	Pivot Davis	+	Konisch glatt mit 3 ringförmigen Kerben	---
	FKG-Stift	+	do	Viele Verletzungen
B	Diameca-Schraube	+	Konisch mit aggressivem Sägezahngebinde	Sehr viele und tiefe Werkspuren am Gewinde
	Mooser-Schraube	+	Konisch mit stumpfem Rundgebinde	Viele Verletzungen am Gewinde
	Unimetric-Schraube	+	do	---
	Stasol Crown Pos	+	Konisch (1), mit ringförmigen Kerben	---

	Pivot Viro	+	Konische Schraubenmutter in zylindrischer Schraube	Sehr viele und tiefe Werkspuren am Gewinde
C	Ackermann Gebal	-	konische Spitze mit stumpfem Gewinde	viele kleine Verletzungen
	Dentatus Golden	-	Spezialgewinde	viele tiefe Werkspuren an Gewinde und Schraubenkopf
	Dentatus Titan	-	Spezialgewinde nicht identisch mit D-Golden	diverse Verletzungen
	Golden Screw Post	-	wie Svedia	---
	Svedia Golden	-	unregelmässiges Spezialgewinde	sehr viele und tiefe Werkspuren
D	Wurzelstift nach Sargenti	+	zylindrisch sandgestrahlt	---
	Stufenstift nach Schenker	+	sandgestrahlt	---
E	FKG-Schraube	+	Spezialgewinde	viele Verletzungen
	SS Screw Post	+	uneinheitliches Spezialgewinde	---
	Parapost	-	zylindrisch mit schraubenartiger Nute	viele kleine Verletzungen
F	Aufbauschraube für Amalgam nach Wirz	++	normiertes Trapezgewinde	einwandfreie Verarbeitung
	Kurer-Anker	++Kalibrierbohrer - Sitzfräser	normiertes Rundgewinde	kleine Werkspuren am Gewinde bei der Schraubenspitze
	Radix-Anker	++Kalibrierbohrer - Sitzfräser	Selbstschneidendes Spezialgewinde	Viele Verletzungen am Gewinde
	Rotex-Anker	++Kalibrierbohrer - Sitzfräser	Selbstschneidendes Spezialgewinde	Viele tiefe Werkspuren am Gewinde

Tabelle 2: Erfahrungen beim Kanalaufbereiten und Beschreibung des Profils und der Oberflächenbeschaffenheit mit Hilfe von rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen

Der Spanabfluss bei den Kalibrierbohrern kann nur bei der Gruppe F als gut bezeichnet werden. Diese Systeme haben einen Vorbohrer, dessen Dimension auf den Kalibrierbohrer abgestimmt ist. Mit den Sitzfräsern ist der Spanabfluss nur bei den Aufbausystemen nach Wirz gewährleistet.

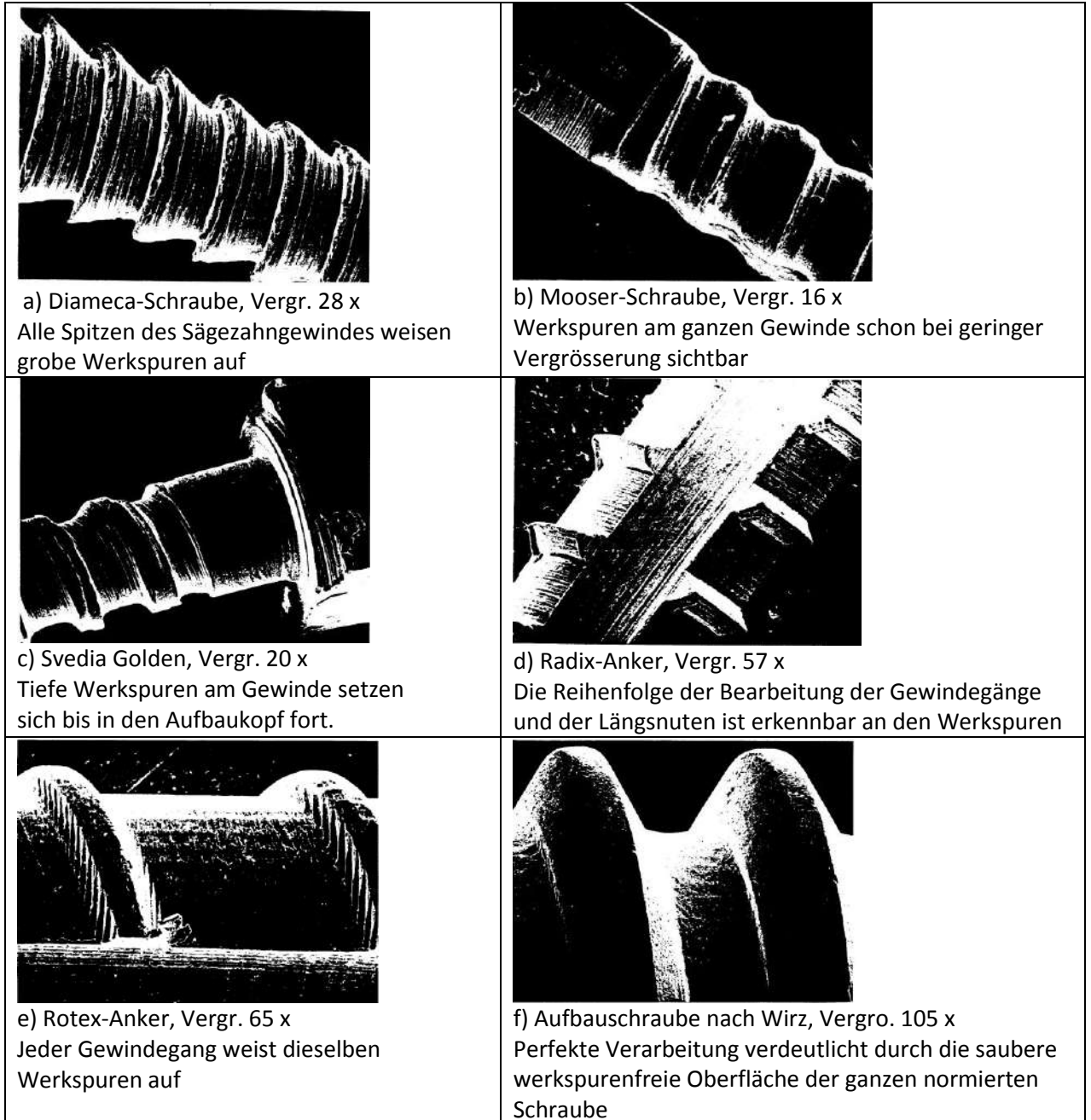


Abb. 3 a-f: Beispiele rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen zeigen die qualitativen Verarbeitungsunterscheide in Form von angeschliffenen und angerissenen Gewindegängen, umgelegten Kanten und vielen Oberflächenverunreinigungen.

	Fe	Cr	Ni	Mn	Mo	Cu	Zn	Co	Ti	V	Si	Al	
<u>Austenitischer Chrom-Stahl</u>													
Pivot Viro	81,9	16,2	0,6	0,6	0,2						0,5		
<u>Austenitischer Chrom-Nickel-Stahl</u>													
Ackermann Gebal	71,1	17,7	8,9	1,4	0,3								
FKG-Schraube/Stift	70,2	18,4	9,0	1,8	0,1						0,5		
Mooser-Schraube/Stift	72,1	17,2	8,8	1,6	0,3								
Parapost-System	70,8	18,2	8,8	1,2	0,3						0,7		
Pivot Davis	70,2	17,7	9,6	1,8	0,1						0,6		
Radix-Anker N	69,9	17,8	9,4	1,6	0,5						0,8		
StaSol Crown Post	71,4	17,6	8,7	1,6	0,3						0,4		
SS Screw Post	72,8	18,5	7,7	0,5	0,1						0,4		
Unimetric-Schraube	70,7	17,5	9,3	1,4	0,4						0,7		
Denlok Dentin Pin	70,9	18,3	8,6	1,2	0,3						0,7		
Dentinanker	71,1	18,4	8,3	1,4	0,1						0,7		
Retopin	69,7	17,7	9,5	1,6	0,1						0,4		
Stabilok	71,6	17,5	8,6	1,7	0,2						0,4		
TMS-Pin	72,3	18,8	8,0	0,9									
Unitek Pin	71,8	18,1	8,5	1,2	0,4								
<u>Austenitischer Chrom-Nickel-Molybdän-Stahl</u>													
Kurer-Anker	69,7	17,9	8,9	0,9	2,6								
	Fe	Cr	Ni	Mn	Mo	Cu	W	Zn	Co	Ti	V	Si	Al
<u>Austenitische Kobalt-Nickel-Chrom-Molybdän-Titan-Legierung</u>													
Aufbauschraube für Amalgam nach Wirz	5,7	17,6	21,6	0,7	4,4		3,8		45,3	0,5		0,4	
Radix Anker S	0,8	20,1	33,8	0,15	9,7				34,3	1		0,15	
<u>Titan-Legierung</u>													
Dentatus Titanium												100	
Mooser-Stift T												100	
Radix-Anker T													
Rotex-Anker										90	4		6
Svedia Titanium										100			
Filpin										100			
<u>Kupfer-Legierung</u>													
Dentatus Golden						60,2		39,8					
Diameca-Schraube			25	1		57		17					
Golden Screw Post						62		38					
Svedia Golden						59		41					

Tabelle 3: Chemische Zusammensetzung der Legierungen in %

Verankerungselement	Reinheitsgrad nach ASTM	Vickershärte	Gefüge
Ackermann Gebal	viele Mn-Sulfide	383	feines austenitisches Gefüge, kaltverformt
Aufbauschraube für Amalgam nach Wirz		460-510	einphasig austenitisches Korngefüge mit Verformungslinien
Dentatus Golden	---	157	homogene-Struktur
Dentatus Titanium	---	193	sehr feinkörniges verformtes Korngefüge mit vielen Verformungszwillingen
Diameca-Schraube	---	239	vollständig verformtes Korngefüge mit Sekundärausscheidungen und einzelnen Seigerzeilen
FKG-Schraube/Stift	viele Mn-Sulfide vereinzelt gröbere Oxide	265-350	Globulitisches austenitisches Korngefüge mit ausgeprägter Zeilenstruktur, geschnittenes Gewinde
Golden Screw Post	---	171	leicht verformtes Korngefüge mit recht unterschiedlicher Korngrösse
Kurer-Anker	wenig Mn-Sulfide	375-395	feines austenitisches Gefüge, gerolltes Gewinde
Mooser-Schraube / Stift (Stahl)	viele Mn-Sulfide	306	feines austenitisches Gefüge
Mooser-Stift (Titan)	---	225	stark verformtes Korngefüge mit vielen Verformungszwillingen
Parapost-System	viele Mn-Sulfide	242	unregelmässiges austenitisches Korngefüge, kaum Verformungslinien, gerolltes Gewinde
Pivot Davis	viele Mn-Sulfide	203	feinkörniges austenitisches Korngefüge, sehr viele Oxide dichtes Ausscheidungsgefüge mit Karbiden und δ -Ferrit
Pivot Viro	viele grobe und lange Mn-Sulfide	280	feinkörniges gestrecktes austenitisches Korngefüge, viele angerissene Gewindeflanken
Radix-Anker N	sehr viele Mn-Sulfide, einige Oxidzeilen mit gröberen Oxiden	370-410	austenitisches Korngefüge mit sehr dichtem Ausscheidungsgefüge an Karbiden und herausgelösten Sulfiden
Rotex-Anker	---	329	sehr feines Korngefüge mit Ausscheidungen
StaSol Crown Post	sehr viele feine Mn-Sulfide	263	austenitisches Korngefüge mit dichtem und zeiligem Ausscheidungsgefüge mit Karbiden und δ -Ferrit
SS Screw Post	viele Mn-Sulfide viele grobe Oxide	247	globulitisches austenitisches Korngefüge, nur wenig Verformung, sehr viele Ausscheidungen, δ -Ferrit und herausgelöste Sulfide
Svedia Titanium	---	195	verformtes Korngefüge mit vielen Verformungszwillingen
Unimetric-Schraube	viele Mn-Sulfide viele grobe Oxidzeilen und Al_2O_3 -zeilen	419	nicht rekristallisiertes Fasergefüge, viele Ausscheidungen in zeiliger Anordnung mit Karbiden und δ -Ferrit
Denlok Dentin Pin	viele feine Mn-Sulfide, viele kurze Oxidzeilen mit Ti-Karbonitriden vergesellschaftet, viele	174	unregelmässig ausgebildetes austenitisches Korngefüge, viele zeilig angeordnete Ausscheidungen mit Karbiden und δ -Ferrit

	kleine Al ₂ O ₃ -Zeilen		
Dentinanker	vereinzelt feine Mn-Sulfide und Oxideinschlüsse	385	austenitisches Korngefüge mit vielen Kornflächen, die Verformungslinien aufweisen, geschnittenes Gewinde
Filpin	---	255	leicht gestrecktes, relativ grobkörniges Korngefüge mit geringem Anteil an Verformungszwillingen, gerolltes Gewinde
Retopin	viele feine Mn-Sulfide, vereinzelt Oxide und Al ₂ O ₃ -Einschlüsse	209	unregelmässig ausgebildetes austenitisches Korngefüge, sehr viel δ -Ferrit in zeiliger Anordnung, geschnittenes Gewinde
Stabilok	viele grosse Mn-Sulfide, wenig kurze Oxidzeilen	205	relativ grobkörniges globulitisches Korngefüge mit dichtem zeiligem Ausscheidungsgefüge mit Karbiden und δ -Ferrit
TMS-Pin (Stahl)	wenige Mn-Sulfide	407	feines kaltverformtes austenitisches Gefüge
TMS-Pin (Edelmetall)	---	282	leicht gestrecktes feinkörniges Gefüge mit unregelmässiger Form, feine zeiligatorientierte Sekundärausscheidungen
Unitek Pin	sehr viele Mn-Sulfide	553	extrem stark verformtes Gefüge, einzelnes Korn nicht mehr sichtbar

Tabelle 4: Reinheitsgrad, Gefügebeschreibung nach dem Aetzen und Resultate der Härtemessungen (HV 300 p in dN/mm²)

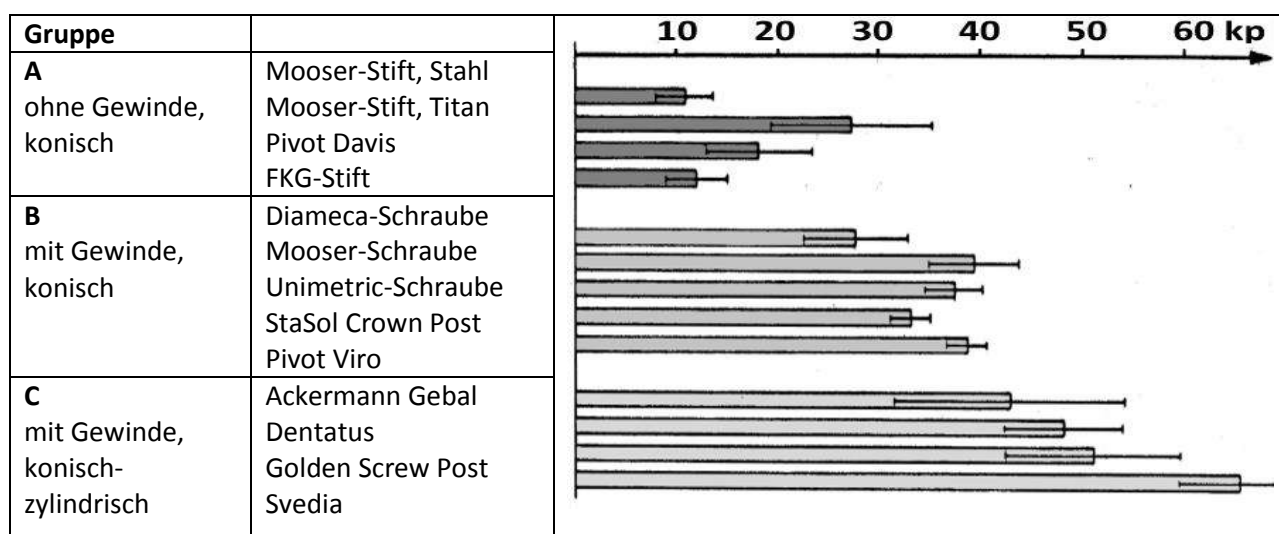
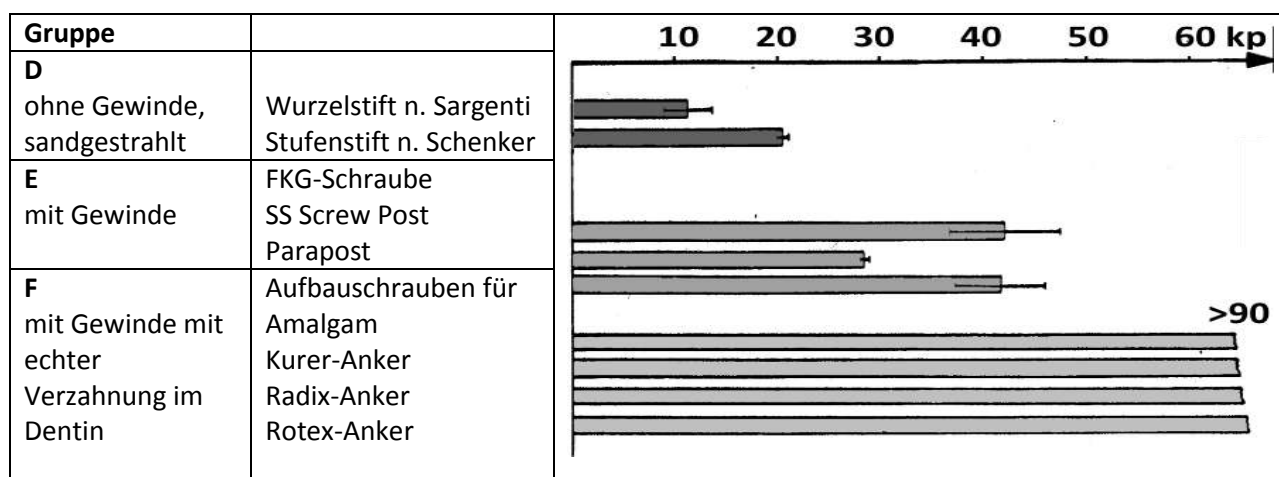
3.3.2 Retention im Wurzelkanal/-dentin

3.3.2.1. Endodontische Verankerungselemente

Die Resultate der Zugfestigkeitsmessungen sind in Tabelle 5 nach morphologischen Gruppen geordnet. Die Messergebnisse der konischen Verankerungselemente (Gruppen A, B,C) können nicht direkt mit jenen der zylindrischen Verankerungselemente (Gruppen D,E,F) verglichen werden, da aus technischen Gründen eine andere Mantelfläche gewählt werden musste.

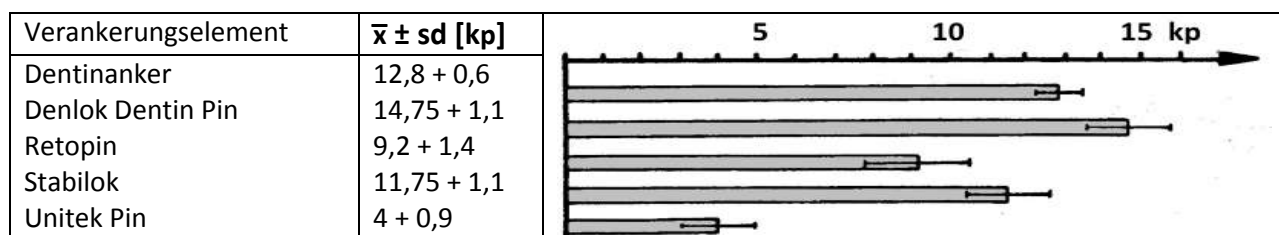
Die graphischen Darstellungen der Resultate sind in den Abbildungen 4 und 5 festgehalten. Bei allen Schrauben der Gruppe F ist zwischen 90 und 102 kp der Prüfkörper geborsten, bevor die Schraube gelockert wurde.

Gruppe	Verankerungselement	$\bar{X} \pm sd$ [kp]		Verankerungselement	$\bar{X} \pm sd$ [kp]
A	Mooser-Stift, Stahl	10,8 ± 2,9	D	Wurzelstift n. Sargenti	11,25 ± 0,7
	Mooser-Stift, Titan	27,2 ± 8,1		Stufenstift n. Schenker	20,5 ± 0,7
	Pivot Davis	18 ± 9,5			
	FKG-Stift	12 ± 3			
B	Diameca-Schraube	27,75 ± 5,4	E	FKG-Schraube	42 ± 5,5
	Mooser-Schraube	29,53 ± 4,6		SS Screw Post	28,5 ± 0,5
	Unimetric-Schraube	37,5 ± 2,8		Parapost	41,7 ± 4,6
	StaSol Crown Post	35 ± 2			
	Pivot Viro	38,5 ± 2,1			
C	Ackermann Gebal	42,8 ± 11,4	F	Aufbauschrauben für	> 90
	Dentatus	48 ± 5,9		Amalgam	
	Golden Screw Post	51 ± 8,6		Kurer-anker	
	Svedia	65,9 ± 6,1		Radix-Anker Rotex-Anker	

Tabelle 5: Resultate der Zugversuche mit endodontischen Verankerungselementen \bar{x} = Mittelwert der Retentionskraft in axialer Richtung, sd = Standardabweichung**Abb. 4:** Zugfestigkeit der morphologischen Gruppen A, B und C mit 20π Mantelfläche**Abb. 5:** Zugfestigkeit der morphologischen Gruppen D, E und F mit 12π Mantelfläche

3.3.2.2. Parapulpäre Verankerungselemente

Der Tabelle 6 und der Abbildung 6 können die Retentionswerte auf Zugbelastung aller parapulpären Verankerungselemente entnommen werden. Die Retentionskräfte aller Gewindestiftchen sind signifikant höher gegenüber den Presspass-Stiftchen; sie erreichen eine zwei- bis vierfach höhere Haftfähigkeit im Dentin.

**Tabelle und Abb. 6:** Resultate der Zugversuche mit parapulpären Verankerungselementen \bar{x} = Mittelwert der Retentionskraft in axialer Richtung, sd = Standardabweichung

3.3.3. Adaptation im Wurzelkanal/-dentin

3.3.3.1. Endodontische Verankerungselemente

Die Tabelle 7 zeigt Median-, Minimum- und Maximumwerte (in Mikrometer) der Spaltmessungen zwischen Verankerungselement und präpariertem Dentinkanal nach morphologischen Gruppen geordnet. Die Abbildung 7 veranschaulicht eindrücklich die echte Verzahnung der Verankerungselemente der Gruppe F, die sich in den Negativwerten äussert.

	Verankerungselement	Median (min – max) [μm]	
A	Mooser-Stift	36 (16 – 47)	
	Pivot Davis	43 (41 – 44)	
	FKG-Stift	54 (53 – 61)	
B	Diameca-Schraube	30 (nur 1 Messung)	
	Mooser-Schraube	58 (41 – 62)	
	Unimetric-Schraube	33 (28 – 48)	
	StaSol Crown Post	43 (nur 1 Messung)	
	Pivot Viro	93 (67 – 120)	
C	Ackermann Gebal	33 (18 – 41)	
	Dentatus	58 (35 – 81)	
	Golden Screw Post	18,5 (18 – 19)	
	Svedia	45 (40 – 59)	
D	Wurzelstift n. Sargenti	38 (35 – 41)	
	Stufenstift n. Schenker	49 (43 - 55)	
E	FKG-Schraube	26 (10 – 33)	
	SS Screw Post	43 (42 – 44)	
	Parapost	64 (18 – 85)	
	Einguss-Stift n. Spang	35 (nur 1 Messung)	
	GT-Stift	15 (12 – 19)	
F	Aufbauschraube für Amalgam	-125 (-51 bis -150)	
	Dentavit-Wurzelschraube	-115 (-101 bis -131)	
	Kurer-Anker	- 89 (-73 bis -97)	
	Markowitsch-Schraube	- 60 (-55 bis -65)	
	Radix-Anker	- 90 (-53 bis -110)	
	Rotex-Anker	- 47 (-38 bis -50)	
G	Ackermann-Wurzelstift	56 (30 – 83)	
	MP Wurzelstift	45 (40 – 50)	
	CM Wurzelstift	38 (30 – 46)	

Tabelle und Abb. 7: Resultate der Spaltmessungen an endodontischen Verankerungselementen

4. DISKUSSION

4.1. MORPHOLOGIE UND METALLOGRAPHIE

4.1.1. Endodontische Verankerungselemente

Form, Oberflächenbeschaffenheit, Legierungszusammensetzung und Verarbeitung von Verankerungselementen sind mitentscheidend für Erfolg oder Misserfolg bei stiftverankerten Aufbauten und Kronen. Misserfolgen können folgende mögliche Ursachen zu Grunde liegen:

- ungenügender Spanabfluss bei der Wurzelkanalpräparation und damit grosse Hitzeentwicklung, die zu einer Schädigung des umgebenden Gewebes oder zu unerkannten Wurzelfissuren oder -frakturen führen kann
- mangelnde Übereinstimmung zwischen Kanalerweiterer und Verankerungselement kann Wurzelfrakturen begünstigen
- bei ungenügender Zementabflussmöglichkeit kann Wurzelfüllmaterial über den Apex gedrückt werden, die Wurzel frakturieren oder ein grosser Zementierungsfehler entstehen
- ungenügende Retention infolge ungeeigneter Form und Oberflächenprofil der Verankerungselemente
- physikalisch-mechanische Mängel der Verankerungselemente führen zu Frakturen derselben
- korrosionsbedingte Zersetzung der Stifte/Schrauben und auch der Zahnwurzel und des umgebenden Parodonts (Desintegration)

Die Behauptung vieler Autoren darf mit Recht angezweifelt werden, wonach die Wurzelkanalmorphologie mit dem konfektionierten Stift/Schraube möglichst exakt übernommen werden soll um eine Schwächung der Zahnwurzel zu vermeiden. Sie kann nur mit angliessbaren Edelmetallstiften erreicht werden, wobei der ungenügende Zementabfluss beim Einsetzen zu erhöhten Spannungen im Wurzelkanal führt. Haben doch Standlee und Pollack 1972 mittels spannungsoptischer Untersuchungen gezeigt, dass glatte, konische Stifte mit Zementabflussnute zwar relativ geringe Spannungen auf das Dentin ausüben aber wenig retentiv sind, und dass zylindrische Schrauben mit geschnittenem Gewinde die beste Belastungsverteilung aufweisen. Letztere stellen ohne Rücksichtnahme auf die Wurzelkanalmorphologie die einzige Alternative dar zur endodontischen Verankerung von Aufbauten und Kronen. Der Führungsstift eines Kanalinlay-Bohrers (z.B. Kurer-, Radix, Rotexanker) sollte so exakt führen, dass ein exzentrisches Legen der Auflageschulter nicht möglich ist. Andernfalls kommt es zum Anecken des Schraubenaufbaus (Abb. 8) oder Retentionsrippen. Dieser Fehler wird nicht einfach gelöst, indem der Wurzelkanal nochmals ausgebohrt oder der Durchmesser des Kanalinlay-Bohrers vergrössert wird. Die Dentinwand in mesiodistaler Richtung wird so bald einmal zu dünn. Allein bei den Aufbausystemen nach Wirz ist die Präzision erreicht, indem der Kalibrier-Bohrer und der Sitzfräser in einem Stück gefertigt sind. Zudem verfügen diese Systeme als einzige über Kalibrier-Bohrer, bei denen der Spanabfluss sicher gewährleistet ist. Bei allen Gewindeschneidern ist der Spanabfluss erschwert. Dennoch ist die Gefahr der Wurzelfraktur bei sachgemässer und schonungsvoller Instrumentanwendung nicht erhöht.



Abb. 8: Kurer-Anker, dessen Aufbau an der Oberkante des Kanalinlays aneckt, weil der Sitzfräser nicht exakt zentrisch geführt wurde.

Die Mehrzahl der Verankerungselemente wird in Cr/Ni-Stahl hergestellt. Seit jüngerer Zeit sind verschiedene Titan-Stifte/Schrauben im Handel, deren Eignung noch wenig untersucht ist. Die Verarbeitung der Titan-Stifte/Schrauben ist exakter als bei den entsprechenden Stahl- oder Messingstiften. Die besten chemisch-physikalischen und biokompatiblen Eigenschaften weisen die

Co/Cr/Ni/Mo/Ti-Legierungen auf, welche bei den Aufbausystemen nach Wirz (Syntacoben®) und dem Radix-Anker S (Protasulp) verwendet werden. Diese beiden Legierungen haben sich auch in der enossalen Implantologie und Osteosynthese bestens bewährt.

Viele Berichte über Korrosionserscheinungen nach endodontischen Stiftverankerungen zeigen, dass diesem Problem lange Zeit zu wenig Beachtung geschenkt worden ist. Nach dem heutigen Stand des Wissens und der Technik sollte es für jeden verantwortungsbewussten Hersteller von endodontischen und parapulpären Verankerungselementen eine Pflicht sein, nur biokompatibles Material, wie es für die übrige dentale Implantologie zur Anwendung kommt, zu verwenden, das auch den elektrochemischen und mechanischen Anforderungen in Wurzelkanälen genügt. Denn zu lange Zeit hat man in der Zahnmedizin die materialbedingten gesundheitsschädigenden Prozesse missachtet. Nirgends gelangen in der Implantologie Materialien wie Messing oder reiner Cr/Ni-Stahl in den menschlichen Körper. Eine Wurzelkanalschraube/Stift als endodontisches Implantat muss gleichen Kriterien standhalten wie ein enossales Implantat.

4.1.2. Parapulpäre Verankerungselemente

Auf Grund des kleinen Durchmessers kommt der exakten Präparation des Dentinkanals, der Übereinstimmung zwischen Kanal und Verankerungselement und der mechanischen Festigkeit des Stiftmaterials ganz besondere Bedeutung zu. Die verletzungsfreie Herstellung des Gewindepfils ist deshalb besonders wichtig. Inwiefern die Gewindeform einen Einfluss hat auf die Bildung von Dentinfissuren und frühzeitiges Abscheren bedarf weiterer Abklärungen.

Mit Ausnahme der Filpin (Titan) und TMS Precious Alloy Pin (Au/Cu/Ag/Pt-Legierung) bestehen alle untersuchten parapulpären Verankerungselemente aus einem 18/8 Cr/Ni-Stahl. Vergoldet mit einer 0,2 - 0,8 Mikrometer dünnen Schicht sind Dentinanker, Retopin und TMS Schraubchen. Diese schützt jedoch nur ungenügend vor Korrosion wie Wirz und Christ 1982 gezeigt haben.

4.2. RETENTION IM WURZELKANAL/-DENTIN

4.2.1. Endodontische Verankerungselemente

Kurer empfiehlt für Zugversuche in Ermangelung von Zähnen Walfischknochen (whalebone) zu verwenden; er soll dentinähnliche Struktur aufweisen. Ob dieser Knochen jedoch homogener und standardisierbarer ist, um einen absolut objektiven Retentionsvergleich zu erreichen, darf bezweifelt werden. Wie eingangs erwähnt, ist in dieser Arbeit nicht beabsichtigt, absolute Retentionswerte zu finden, sondern einen relativen Vergleich zwischen den einzelnen Verankerungselementen anzustellen. Ebenso muss berücksichtigt werden, dass in der Mundhöhle nie rein axiale Zugkräfte auf einen Stift oder eine Schraube einwirken.

Bei den Retentionsuntersuchungen ist aufgefallen, dass der Zement bei glattwandigen Verankerungselementen zum Teil am Stift und zum Teil am Zahn haftete. Bei gewindeartigen Verankerungselementen blieb der Zement fast ausschliesslich an der Schraube haften und wurde somit aus dem Wurzelkanal herausgerissen.

Charakteristisch für konische Stifte ist, dass sie plötzlich ausreissen, wogegen die zylindrischen nach einem initialen Riss immer noch eine gewisse, wenn auch verminderte Retention aufweisen (Reibung).

Innerhalb der einzelnen Formgruppen können mit zwei Ausnahmen (Mooser-Stifte Stahl-Titan und FKG-Schraube-SS Screw Post) keine signifikante Retentionsunterschiede festgestellt werden. Der grosse Retentionsunterschied zwischen dem glatten (Stahl) und dem sandgestrahlten Mooser-Stift (Titan) lässt den Schluss zu, dass die sandgestrahlte Oberfläche eine Retentionsverbesserung bewirkt. Das bestärkt zudem die These, dass der Zement in erster Linie eine Keilwirkung hat (Worley 1982); eine Klebefähigkeit von Zinkphosphatzement ist nicht vorhanden. Der signifikante Retentionsunterschied zwischen der FKG-Schraube ($42 \pm 5,5$ kp) und dem SS Screw Post ($28,5 \pm 0,5$ kp), welche morphologisch fast identisch sind, muss auf die mangelhafte Passgenauigkeit der SS Screw Post im präparierten Wurzelkanal zurückgeführt werden, wie die Adaptationsmessungen auch bestätigt haben. Anscheinend wirkt sich die ungünstigere Wandständigkeit bei dieser Schrauben- respektive Gewindeform besonders negativ aus; anders liesse sich die bessere Retention des Parapost ($41,7 \pm 4,6$ kp) bei noch schlechterer Adaptation als der SS Screw Post nicht erklären.

Zwischen den Formgruppen aber werden auffallende Retentionsunterschiede festgestellt. Stifte mit gewindeartigem Oberflächenprofil zeigen eine signifikant bessere Haftung als glattwandige Stifte, sowohl mit konischer als auch mit zylindrischer Form. Eine Ausnahme bildet wiederum der sandgestrahlte Mooser-Titan-Stift. Seine Retentionswerte unterscheiden sich nur geringfügig von jenen der konisch gewindeartigen Verankerungselemente (Gruppe B). Zylindrisch-konische, gewindeartige Verankerungselemente ohne eigentliche Verzahnung im Dentin weisen ebenso signifikant höhere Retentionswerte auf, als rein konische gewindeartige Stifte.

Alle Produkte, die sich durch eine echte Verzahnung im Dentin auszeichnen, haben eine weit überlegene Haftfähigkeit. Ob die Form des Gewindes (Rund-, Trapez- oder Spezialgewinde) eine besondere Rolle spielt, kann nicht beurteilt werden, weil bekanntlich der Kunststoff (Palapress®) als limitierender Faktor der Zugfestigkeit aufgetreten ist. Er hat bei 90 - 102 kp seine Streckgrenze erreicht und ist geborsten, bevor die Verankerungselemente gelockert worden sind. Danach hat man diese Prüfkörper keinen noch grösseren Zugbelastungen mehr unterzogen, weil im Munde kaum noch höhere Zugkräfte zu erwarten sind. Obwohl also keine exakten Messwerte für deren Retention vorliegen, ist die eindeutige Überlegenheit dieser Verankerungsart offensichtlich.

4.2.2. Parapulpäre Verankerungselemente

Die kleinen nicht signifikanten Retentionsunterschiede zwischen den verschiedenen Produkten der Gewindestiftchen sind auf minimale Unterschiede im Durchmesser und eventuell auf verschiedene Gewindeformen zurückzuführen. Insgesamt hat man eine Bestätigung der Ergebnisse anderer Autoren gefunden, die eine zwei- bis dreifache Retentionsverbesserung angeben für selbstschneidende Gewindestiftchen gegenüber den Presspass-Stiftchen. Wegen der enggefassten Indikation und der geringen Verankerungstiefe der parapulpären Verankerungselemente muss unbedingt von dieser Verbesserung profitiert werden.

4.3. ADAPTATION IM WURZELKANAL/-DENTIN

4.3.1. Endodontische Verankerungselemente

Von allen Prüfkörpern wurde vor der Schliffherstellung ein Röntgenbild hergestellt, um analog zur klinischen Möglichkeit makroskopisch die Exaktheit der Lage des Verankerungselementes im Wurzelkanal feststellen zu können. Dabei ist aufgefallen, dass jene Produkte, die keine oder nur eine ungenügende Längsnute für den Zementabfluss aufwiesen, zwischen der Wurzelfüllung und dem

Verankerungselement eine dicke Zementschicht – oft mit Luftblasen durchlöchert - eingeschlossen (Abb. 9) (Perez 1971). Dies bedeutet, dass die Passgenauigkeit der konischen und der zylindrisch-konischen Stifte mit Zementabflussnute besser ist, was die Messresultate auch bestätigen. Zudem ist die Gefahr einer Wurzelfraktur beim Zementieren geringer wegen des günstigeren Druckausgleichs.

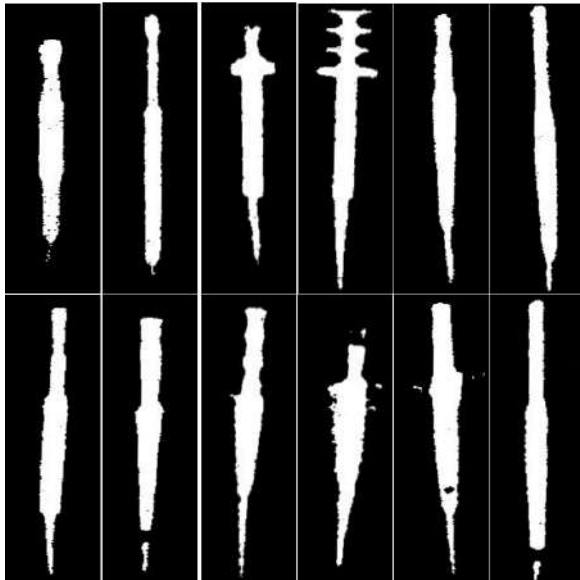


Abb. 9: Die Röntgenaufnahmen der zementierten Verankerungselemente verdeutlichen die Vorteile der Zement-abflussnute: exakter Sitz im Wurzelkanal und fast keine sichtbaren Luftblasen im Zement.

Obere Reihe: Verankerungselemente mit Zementabflussnute v.l.n.r. Stufenstift n. Schenker, Parapost, Eingussstift n. Spang, Radix-Anker, MP Wurzelstift, CM Wurzel-stift.

Untere Reihe: Verankerungselemente ohne Zementabflussnute v.l.n.r. Wurzelstift n. Sargenti, Mooser-Stift (Titan), Ackermann Gebal, Dentatus Golden, Ackermann Wurzelstift, CM Wurzelstift.

Ein weiterer Hinweis auf den mangelhaften Zementabfluss und die hohen Druckkräfte (hydrostatischer Rückstoss) beim Zementieren ist der Umstand, dass gewindefreie Stifte bis zum Abbinden des Zementes in situ belastet werden müssen. Lässt man sie kurz nach dem Einbringen los, werden sie zum Teil bis zu einem Drittel Ihrer Länge wieder hinausgedrückt. Besonders bei gegossenen Aufbauten kann so der Zementierungsfehler stark vergrößert werden. Ob der Befestigungszement von einer HelferIn oder maschinell in vordosierten Kapseln gemischt worden ist, hat nur in Bezug auf die Verarbeitungszeit (Verkürzung) einen Einfluss. Es besteht aber ein wesentlicher Unterschied, ob der Zement mit dem Lentulo in den Wurzelkanal gebracht und das Verankerungselement mit Zement bestrichen wird, oder ob nur die Zementbestreichung des Verankerungselementes allein vorgenommen wird. Es resultieren weit mehr Lufteinschlüsse, wenn auf den Lentulo verzichtet wird. Zementierte Verankerungselemente liegen oft etwas exzentrisch im Dentinkanal. Bei einigen Messproben waren die Werte beim Kanaleingang (1--2) bedeutend grösser als an apikalerer Stelle (3--4, 5--6) (Abb. 10a). Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die Wurzelkanäle im Querschnitt oftmals stark oval geformt sind (Courtade/Timmermans 1971, Shillingburg et al 1973). Die grosse Halbachse (a) ist viel grösser als der Radius (b) des Verankerungselementes (Abb.10b). Somit wird beim Kanaleingang oft nur beschränkt die gewünschte Wandständigkeit erreicht. Der erweiterte Randspalt wird von Zement, Wurzelfüllmaterial oder vom Füllungsmaterial des Aufbaus (Composite, Amalgam) ausgefüllt.

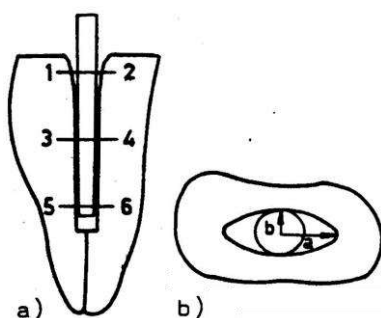


Abb. 10: Schematische Darstellung

a) Längsschliff

b) Querschliff höhe Wurzelkanaleingang

Zwischen den verschiedenen Formgruppen sind generell keine signifikanten Unterschiede der Spaltbreite zu erkennen. Einzig die Produkte mit einer echten Verzahnung im Dentin (Gruppe F) heben sich durch ihre Negativwerte von den anderen markant ab. Innerhalb aller Formgruppen können vereinzelt stärkere Abweichungen nach oben oder nach unten auftreten. Je kleiner die Spaltbreite ist, desto exakter ist die Übereinstimmung zwischen Kalibrierbohrer und Verankerungselement bei den Gruppen A bis E. Je negativer die Messwerte bei der Gruppe F ausfallen, desto tiefer ist die Verzahnung der Schraubengewinde im Dentin.

4.3.2. Parapulpäre Verankerungselemente

Die Schiffe, welche wegen der Feinheit der parapulpären Verankerungselemente schwierig herzustellen sind, zeigen ein weites Spektrum der Variabilität. Bei allen Produkten treten bei jedem Prüfkörper ein bis mehrere Unterschiede auf, sodass nur wenige allgemein gültige Schlüsse gezogen werden können. Man beschränkt sich deshalb vorwiegend auf die Beschreibung der Ergebnisse und mögliche Ursachen. Manch ein Bohrloch kann nicht bis zum Anschlag des entsprechenden Bohrers präpariert werden. Fast 50 % aller geschraubten Stiftchen stecken nicht bis zum Fundus im präparierten Dentinkanal, weil die Sollbruchstelle zu frühzeitigem Abscheren geführt hat. Es fehlt jeweils zwischen 10 bis 60 % der gebohrten Kanaltiefe (2-2,5 mm). Bezeichnenderweise sitzen alle jene Schraubchen perfekt im Dentin, welche ein leicht exzentrisches Führen des Winkelstücks durch Selbstausrichtung ausgleichen. Das bedeutet jedoch nicht, dass die Selbstausrichtung allein für den exakten Sitz verantwortlich ist.

Bei keinem der ungenügend eingedrehten Schraubchen werden Dentinfissuren gefunden. Sie treten nur bei Prüfkörpern auf, wo die Stiftchen zur ganzen Tiefe im Kanal sitzen. Fast ausschliesslich gehen die Fissuren von der Stiftspitze radial weg in einer Länge von 2 - 3 mm (Abb. 11a). In einem Falle sieht man Dentinfissuren ausgehend von Gewindezacken in der Mitte des Schraubchens (Abb. 11b)

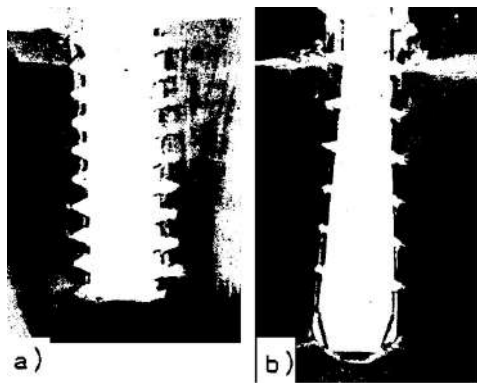


Abb. 11

a) TMS regular double shear pin: Das Schraubchengewinde schneidet nur in der apikalen Hälfte des Dentinkanals. Marginal ist der Kanaleingang trichterförmig erweitert. Zwei kleine Dentinfissuren an der Schraubchenspitze sind erkennbar.

b) TMS medial precious alloy pin: Beim Kanaleingang ist das Schraubchen sehr exakt wandständig. In diesem Bereich gehen Dentinfissuren von den Gewindezacken aus.

Mögliche Gründe für Fissurenbildung sind:

- Wandstärke des Dentins zu gering
- Fissuren entstehen beim Bohren mangels Spanabfluss oder wegen eines stumpfen Bohrers
- Übereinstimmung zwischen Bohrer und Stiftchen ist mangelhaft
- zu spätes Abscheren an der Sollbruchstelle
- ungeeignete Schraubchenspitze mit scharfer Kante
- ungeeignetes Gewindeprofil

Klinisch sind die Dentinkanäle immer etwas weiter als der Durchmesser des Kanalbohrers (0,05 - 0,15 mm). Zudem kommt es oft vor, dass das Kanallumen nicht ganz rund ist. Aus diesem Grunde soll nur

einmal mit dem genormten Bohrer im gleichen Loch angesetzt werden. Der Halt in einem exzentrischen 2 mm tiefen Kanal ist geringer als in einem exakt runden aber nur 1,5 mm tiefen Kanal.

Caputo und Standlee (1976) empfehlen daher mit einem um ca. 0,1 mm kleineren Bohrer einen "Führungskanal" vorzubohren und erst dann mit dem genormten Bohrer zu arbeiten. So darf man - laut Caputo - beim Vorbohren ohne Gefahr des Ausleierns mehrmals ansetzen und den Bohrer von Dentinspänen säubern.

Wie die neueste Entwicklung der parapulpären Verankerungstechnik zeigt, liegt die Zukunft in Gewindestiftchen, welche mit dem Winkelstück ins Dentin gedreht werden und selbst abscheren, sobald sie festsitzen. Neben der grossen Zeitersparnis liegt ein wesentlicher Vorteil dieser selbstabscherenden, selbstschneidenden Gewindestiftchen darin, dass man kein spezielles Winkelstück mit Rutschkupplung (Auto-Klutch-Drive) benötigt. Die vorgegebene Schwachstelle garantiert ein sicheres Abscheren ohne überdrehen (Collard 1981). Dies setzt natürlich einen exakt vorbereiteten Dentinkanal voraus. Denn berücksichtigen wir die geringe Gewindetiefe (0,05 - 0,1 mm) der feinen Schraubchen (Durchmesser 0,35 - 0,7 mm), so wird dies leicht verständlich. Bei konischen Mandrellen scheinen Verkantungen, frühzeitiges Abscheren und Dentinfissuren weniger häufig aufzutreten.

Mit dem Winkelstück ist man in der Lage auch unzugängliche Stellen im Munde zu erreichen. Die Einfachheit der Anwendung mit dem Winkelstück schützt auch vor akzidenteller Aspiration durch den Patienten. Gerade beim Arbeiten im Molarenbereich bei liegenden Patienten ist der Zahnarzt verpflichtet, diese Gefahr auf ein Minimum zu reduzieren.

4.4. KORRELATION ZWISCHEN RETENTION UND ADAPTATION

Zur zweidimensionalen Illustration des Zusammenhangs zwischen Retention und Adaptation dient das in Abbildung 12 aufgeführte Diagramm. Die Korrelation zwischen Retention und Adaptation kann aus technischen Gründen nicht experimentell-statistisch nachgewiesen werden. An jedem Prüfkörper kann nur entweder die Retention oder die Passgenauigkeit untersucht werden. Einzig bei sehr grosser Zahl der Prüfkörper bei beiden Versuchsanordnungen dürfte ein Analogieschluss gezogen werden. Es zeigt sich, dass bei relativ geringer Schwankung der Passgenauigkeit (35 - 55 μm) die Retention (10 - 45 kp) weit mehr variiert. Dies erlaubt dennoch die vorsichtige Schlussfolgerung, dass die Retention nicht in erster Linie von der Passgenauigkeit abhängt. Vielmehr müssen andere Faktoren verantwortlich sein. An dieser Stelle sei aber noch auf eine Besonderheit verwiesen: Sowohl Retentions- als auch Passgenauigkeitsunterschiede zwischen FKG-Schraube und SS Screw Post sind auffällig. Offenbar wirkt sich bei dieser Gewindeform die Passungenauigkeit besonders negativ auf die Retention aus. Denn anders ist die bessere Retention des Parapost bei noch schlechterer Adaptation nicht erklärbar.

Die Oberflächenbeschaffenheit der Verankerungselemente (glatt, sandgestrahlt, gekerbt, gewindeartig), die Form (konisch, zylindrisch) und der Zement haben sicher einen wesentlichen Einfluss auf die Retention. Es hat sich aber eindeutig herausgestellt, dass die Retention aller Verankerungselemente unzureichend ist, wenn sie nicht im Dentin selbst verankert sind.

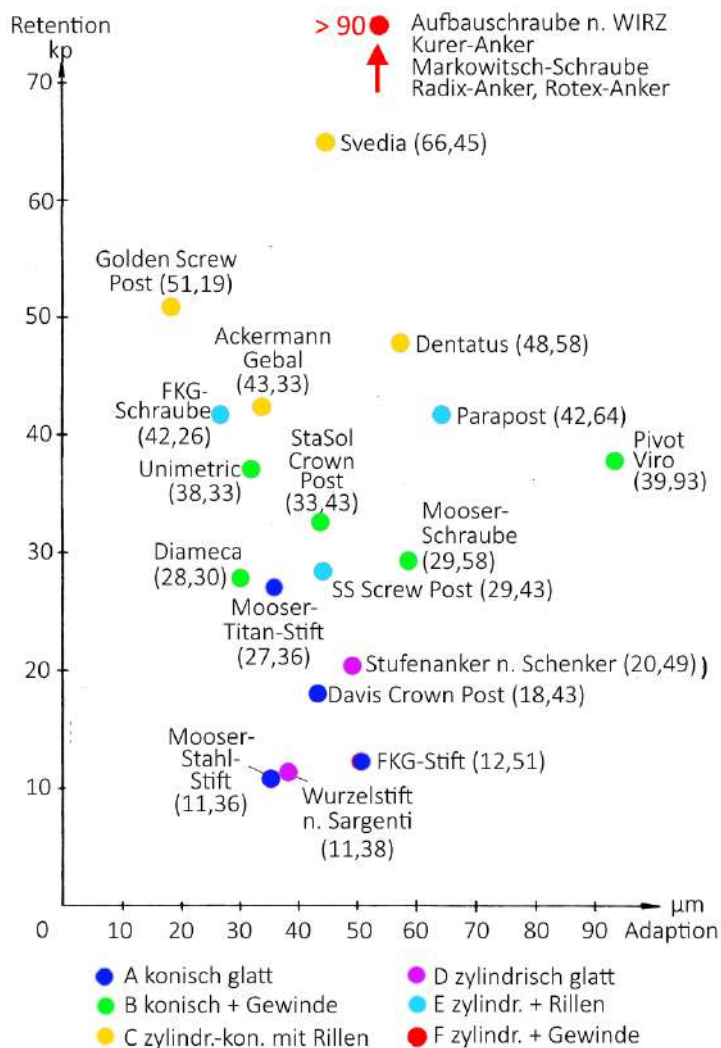


Abb. 12: Darstellung der Korrelation zwischen Retention und Adaption

5. SCHLUSSFOLGERUNG

5.1. ENDODONTISCHE VERANKERUNGSELEMENTE

Aus den Untersuchungen und den besprochenen Problemen gehen folgende Indikation und Anforderungen an endodontische Aufbausysteme hervor:

Endodontische Verankerungselemente sind indiziert bei ein- und mehrwurzeligen Zähnen mit zum Teil stark zerstörten natürlichen Zahnkronen. Voraussetzung ist eine erfolgreich abgeschlossene Wurzelbehandlung. Je nach Zerstörungsgrad der natürlichen Krone sollten die mit einem Stift- oder Schraubenaufbau verstärkten, rekonstruierten Zähne überkront werden.

Die von Wirz (1981) formulierten Anforderungen können auf Grund der vorliegenden Resultate bestätigt werden:

1. korrosionsresistente Legierung
2. zylindrischer Schraubenschaft mit einem griffigem Gewinde
3. genormter Gewindeschneider für Dentin
4. exakte Adaption der Schraube im Wurzel dentin, was eine genaue Vebereinstimmung des Gewindeschneiders und der Schraube voraussetzt

5. garantierter dichter Abschluss zwischen Mundhöhle und Wurzelkanal
6. breitflächige Abstützung der Schraube auf dem Wurzelstumpf (Kanalinlay-Auflageschulter), um die Kaukräfte besser abfangen zu können und Kraftspitzen an der Schraubenspitze zu vermeiden.
7. hohe mechanische und elektrochemische Eigenschaften der Legierung, wie sie rein gegossene Edelmetallstifte nicht erreichen
8. koronare Retentionsmöglichkeiten für Amalgam oder Composite
9. Sterilisierbarkeit des Instrumentariums.

5.2. PARAPULPÄRE VERANKERUNGSELEMENTE

Es genügt nicht zu wissen, dass selbstschneidende Gewindestiftchen den besten Halt im Dentin zeigen. Man muss unbedingt beachten, dass ein Stiftchen von mindestens 1 mm gesundem Dentin umgeben ist, um Dentinfrakturen oder Perforationen in die Pulpa oder das Parodont zu vermeiden. Das erfordert also eine Dentindicke von ca. 2,5 mm. Wie wir wissen, variiert die Wandstärke von Dentin sehr stark (Courtade/Timmermans 1971, Shillingburg 1973). Unter Berücksichtigung dieser Tatsachen ist der Einsatz von parapulpären Verankerungselementen ziemlich eingeschränkt. Zusammenfassend sei festgehalten:

- Stelle, wo der parapulpäre Stift gesetzt werden soll, mit kleinem Rosenbohrer vorbereiten; sie soll zirkulär von 1 mm gesundem Dentin umgeben sein.
- Bohrloch mit einem im Durchmesser um 0,1 mm kleineren Bohrer in der richtigen Richtung bis zur endgültigen Tiefe von 2 mm bei einer Drehzahl von 750 - 1000 U/min vorpräparieren. Anschliessend in einem Arbeitsgang ohne verkanten mit dem normierten Spiralbohrer den Dentinkanal definitiv präparieren. So bleibt die Wärmeentwicklung im Dentin in einem verantwortbaren Rahmen. Während des Bohrens und beim Entfernen des Bohrers muss die Drehrichtung immer im Uhrzeigersinn sein.
- Gewindestiftchen bei langsamer Drehzahl von 750 - 1000 U/min einbringen.
- Falls die Stiftchen entsprechend der Konfiguration des beabsichtigten Aufbaues mit dem Biegeinstrument zurechtgebogen werden müssen, ist grösste Vorsicht am Platze. Denn nicht selten splittert im Zahnhalsbereich die dünne buccale Dentinwand ab.. Die Retention des Stiftchens ist verloren und die Präparation muss in unerwünschte Tiefen verlegt werden.

Minimale Anforderungen an parapulpäre Verankerungssysteme können demnach wie folgt umschrieben werden:

1. korrosionsresistente und biokompatible Legierung
2. hohe mechanische und elektrochemische Eigenschaften
3. im Durchmesser 0,1 mm kleiner Vorbohrer
4. gut schneidende Kalibrierbohrer mit ausreichenden Spanabfluss
5. genügend grosse Anzahl Bohrer pro Schraubchenpackung
6. selbstschneidende zylindrische Gewindestiftchen
7. vorgegebene Schwachstelle, welche selbst abschert, wenn das Schraubchen festsetzt
8. Möglichkeit der Selbstzentrierung
9. Sterilisierbarkeit des Instrumentariums

6. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser In-vitro-Studie wurden Morphologie, Haftfähigkeit und Wandständigkeit der meisten in der Schweiz erhältlichen endodontischen und parapulpären Verankerungselemente untersucht und mit ihrem Retentionsvermögen in Verbindung gebracht.

Die morphologischen Untersuchungen zeigen sehr unterschiedliche Verarbeitungsqualitäten. Viele Verankerungselemente genügen den mechanisch statischen Anforderungen keineswegs, und einige Legierungen tragen den heutigen Kenntnissen aus der Implantologie bezüglich Korrosionsresistenz und Biokompatibilität nur unzureichend Rechnung. Die Retentionsversuche haben eindeutig gezeigt, dass nur Produkte mit geschnittenem Gewinde (Aufbausysteme nach Wirz, Kurer-, Radix-, Rotex-Anker) eine sehr gute Haftung im Dentin aufweisen. Alle übrigen Verankerungselemente haften weit weniger stark im Dentin. Die Wandständigkeit scheint nur bei gewissen Stiftformen die Retention zu beeinflussen. Kommt man der Forderung der echten Verzahnung nach, ist die Wandständigkeit von geringer Bedeutung. Bei Anwendung gegossener Edelmetall-Stiftaufbauten trägt eine Zementabflussmöglichkeit (Längsnute) zur exakteren Wandständigkeit bei und hilft Wurzelfrakturen vermeiden. Die Retention zementierter Verankerungselemente hängt nur in beschränkter Masse von der Wandständigkeit ab, jedoch vielmehr von der Oberflächenbeschaffenheit und der Form, wie dies früher schon verschiedene Autoren bei einzelnen Produkten festgestellt haben.

7 LITERATURVERZEICHNIS

Ackermann H.	Ueber das Aufbauen stark zerstörter Zähne Schweiz Mschr Zahnheilk 68:827, 1958
Baraban D.J.	The restoration of pulpless teeth Dent Clin North Am 11:633, 1967
Baraban D.J.	A simplified method for making posts and cores J Prosthet Dent 24:287, 1970
Baraban D.J.	Immediate restoration of pulpless teeth J Prosthet Dent 28:607, 1972
Barkmeier W.W. Cooley R.	Temperature change caused by reducing pins in dentin J Prosthet Dent 41:630, 1979
Bawendi B. Nolden R.	Stiftverankerter Kronenersatz und Forderung an die Wurzelkanalfüllung ZWR 85:989, 1976
Ben-Ur Z. Zimmermann A.M.J.	Schraubbare Wurzelkanalstiftsysteme - Passgenauigkeit und Belastung der Wurzelkanalwände Quintessenz 34: Ref. No. II/6506, 1983
Böttger H.	Die besonderen Probleme des fixen Zahnersatzes Dtsch Zahnärztl Z 24:691, 1969
Brännström M. Johnson G	Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation J Prosthet Dent 31:422, 1974
Buikema D., Bales D. Voss J. J., Mayheuw R.	Pins and their relation to cavity resistance form for amalgam Am Dent Res 57:185, 1982
Burns B.B.	Pin retention of cast gold restorations J Prosthet Dent 15:1101, 1965
Caputo A.A. Standlee J.P.	Pins and Posts - why, when and how Dent Clin North Am 20:299, 1976
Caputo A.A., Standlee J.P., Collard E.U.	The mechanics of load transfer by retentive pins J Prosthet Dent 29:442, 1973
Chan K.C.	A proposed retentive pin J Prosthet Dent 40:166, 1978
Chan K.C. Svare C.W.	Comparison of dentinal crazing ability of retention pins and machinist's taps Dent Res 52:178, 1973
Chan K.C., Fuller J.L.,	The adaptation of new amalgam and composite resins to pins

Knowassah M.A.	J Prosthet Dent 38:392, 1977
Chan K.C., Khera S.C. Thorney D.L.	Cast gold restoration with selfthreading pins J Prosthet Dent 41:296, 1979
Chan K.C., Boyer D.B. Reinhardt J.U.	Comparison of the retentive strength of two cast gold pin techniques J Prosthet Dent 42:527, 1979
Chan K.C., Hormati A.A., Boyer D.B.	Auxiliary retention for complete crowns provided by cement keys J Prosthet Dent 45:152, 1981
Charlton G.	A prefabricated post and core for porcelain jacket crowns Br Dent J 119:452, 1965
Ciépiéléwsky J.	Amalgames à tenons dentinaires multiples Actual Odontostomatol 78:181, 1967
Collard E.U., Caputo A.A., Standlee J.P.	Rational for pin-retained amalgam restorations Dent Clin North Am 14:43, 1970
Collard E.U., Caputo A.A., Standlee J.P., Duncansen M.G.jr	In-vitro analysis of self-threading retentive pins J Prosthet Dent 45:156, 1981
Colley J.T., Hampson E.L., Lehman M.L.	Retention of post crowns Br Dent J 124:63, 1968
Courtade G.L.	Creating your own dentin Dent Clin North Am 7:805, 1963
Courtade G.L. Timmermans J.J.	Pins in restorative dentistry C.V. Mosby Company, St. Louis, 1971
Dilts W.E. Mullaney T.P.	Relationship of pinhole location and tooth morphology in pin-retained amalgam restorations J Am Dent Assoc 756:1011, 1968
Dilts W.E. Welk D.A. Stovall J.	Retentive properties of pin materials in pinretained silver amalgam restorations J Am Dent Assoc 77:1085, 1968
Dilts W.E., Welk D.A. Laswell H.R., George L.	Crazing of tooth structure asso ciated with placement of pins for amalgam restorations Am Dent Assoc 81:387, 1970
Dolph R.W.	Intentional implanting of pins into dental pulp Dent Clin North Am 14:73, 1970
Dubruille J.W. Meng B.	Etude expérimentale de la rétention des tenons radiculaires cylindriques et coniques Actual Odontostomatol 113:9, 1976
Egli A.C.	Rostfreier Stahl und Edelmetall-Legierungen in der Zahnmedizin Oesterr Z Stomatol 48:4533, 1951
Franquin J.P. Hug Ph., Baume L.J.	Réconstitution des grands délabrements coronaires à l'aide de matériaux plastiques Questions d'Odontostomatol 3:25, 1978
Fujimoto J., Norman R.D., Dykema R.V., Philips R.U.	A comparison of pin-retained amalgam and composite resin cores J Prosthet Dent 39:512, 1978
Fusayama T. Iwamoto T.	Relationship between retaining force of inlays and film thickness of zincphosphate cement J Am Dent Res 39:756, 1960
Girdwood J.	Other uses of the tube-post Dent Cosmos 43:985, 1901
Going R.E.	Pin-retained amalgam J Am Dent Assoc 73:619, 1966

Going R.E., Moffa J.P., Nostrant G.U., Johnson B.E.	The strength of dental amalgam as influenced by pins J Am Dent Assoc 77:1331, 1968
Goldstein Ph. M.	Retention pins are friction locked without use of cement J Am Dent Assoc 73:1103, 1956
Gonon P.	Le pivot tronconique manufacturé avantages et technique d'adaptation Actual Odontostomatol 49:17, 1960
Guldener P.H	Perforationen Schweiz Mschr Zahnheilk 89:906,1979
Gutmann J.L.	Preparation of endodontically treated teeth to receive a post and core restoration J Prosthet Dent 38:413, 1977
Hanson E.C. Caputo A.A.	Cementing mediums and retentive characteristics of dowels J Prosthet Dent 32:551, 1974 a
Hanson E.C. Caputo A.A.	The relationship of dental cements, pins and retention J Prosthet Dent 32:428, 1974 b
Herforth A. Engelhardt J.P.	Das TMS-System - Selbstschraubende parapulpäre Stifte Quintessenz 26:Ref. No. III/5279, 1975 a
Herforth A. Engelhardt J.P.	Das TMS-System - Klinische Anwendung Quintessenz 26:Ref. No. III/5294, 1975 b
Hermes H.H. Svare C.W. Drennon D.G.	Effect of pin depth on the dislodgement of pin-retained composite resin crown bases J Prosthet Dent 46:293, 1981
Hoag P.E. Dwyer TH.G.	A comparative evaluation of three post and core techniques J Prosthet Dent 47:177, 1982
Janis J.N. Lugassy A.A.	Pin retained composite resin build-up for extensively broken down vital teeth J Am Dent Assoc 85:346, 1972
Johner H.M.	Korrosionsvorgänge bei Zahnaufbauten mit Stiften und Schrauben unter besonderer Berücksichtigung von Nichtedelmetall-Legierungen Med Diss, Zürich, 1978
Johns R.B.	Intra-coronal pins Br Dent J 27:580, 1969
Johnson J.K. Sakumura J.S.	Dowel form and tensile force J Prosthet Dent 40:645, 1978
Jørgensen K.D.	Factors affecting the filmthickness of zincphosphate cements Acta Odontol Scand 18:479, 1960 a
Jørgensen K.D.	Structure of the film of zincphosphate cements Acta Odontol Scand 18:491, 1960 b
Kantor M.E. Pines M.S.	A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth J Prosthet Dent 38:405, 1977
Keel P.	Korrosionserscheinungen von ungewöhnlichem Ausmass Quintessenz 26:Ref. No. III/5767, 1975
Ketterl W.	Ueber Zinkphosphatzement Zahnarztl Prx 17:1, 1966
Kirchhoff W.	Untersuchungen über die axiale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen (Permador-Stift, Radix-Anker, Kurer-Anker) an natürlichen Zähnen

	ZwR 87:1041, 1978
Klein R.E.	Steel-reinforced restorations J Prosthet Dent 14:1140, 1964 a
Klein R.E.	The twist drill in dentistry J Prosthet Dent 14:1144, 1964 b
Krupp J.D., Caputo A.A. Trabert K.C. Standlee J.P.	Dowel retention with glass-ionomer cement J Prosthet Dent 41:1635, 1979
Kurer H.G.	Betrachtungen über Entwicklungen von Kronen-Stift-Ausführungen ZWR 82:170, 1973
Kurer H.G. Combe E.C. Grant A.A.	Versuche, die senkrechte Retention und die Ermüdungsbrucheigenschaften eines eingeschraubten Kronenstiftes mit üblichen Stiften zu vergleichen Dtsch Zahnarzt Z 29:814, 1974
Kurer H.G., Come E.C. Grant A.A.	Factors influencing the retention of dowels J Prosthet Dent 38:515, 1977
Kurer P.F.	Retention of post crowns Br Dent J 123:167, 1967
Kurer P.F. Kurer H.G.	The Kurer crown saver Quintessence Int 8:Ref. No. II/1465, 1977
Landwerlen J.R. Berry H.H.	The composite resin post and core J Prosthet Dent 28:500, 1972
Lau V.M.S.	The reinforcement of endodontically treated teeth Dent Clin North Am 20:313, 1976
Lehman M.L.	Tensile strength of human dentin J Dent Res 46:197, 1967
Le Huche R.	Le tenon radicaire Actual Odontostomatol 39:409, 1957
Lorey R.E., Embrell K.A. Myers G.E.	Retentive factors in pin-retained castings J Prosthet Dent 17:271, 1967
Lovdahl P.E. Dumont Th.D.	A dowel core technique for multirooted teeth J Prosthet Dent 27:44, 1972
Lovdahl P.E. Nicholls J.I.	Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores J Prosthet Dent 38:507, 1977
Lugassy A.A. Moffa J.P., Hozumi Y.	Influence of pins upon some physical properties of composite resins J Prosthet Dent 28:613, 1972
Mann A.W. Courtade G.L., Sanell C.	The use of pins in restorative dentistry J Prosthet Dent 15:502, 1965
Markley M.R.	Restorations of silver amalgam J Am Dent Assoc 43:2133, 1951
Markley M.R.	Pin reinforcement of amalgam restorations J Am Dent Assoc 56:675, 1958
Markley M.R.	Pin-retained and pin-reinforced amalgam J Am Dent Assoc 73:1295, 1966
Markowitsch R.	VK - Verschraubte Kappe Schweiz Mschr Zahnheilk 75:180, 1965
Mc Gibbon	Stainless steel tubing as an aid in the treatment of crownless upper anterior teeth Dent Pract 6:338, 1956
Miller A.W.	Post and core systems: Which one is best? J Prosthet Dent 48:27, 1982
Moffa J.P.	Retentive properties of parallel pin restorations

Phillips R.W.	J Prosthet Dent 17:387, 1967
Moffa J.P. Razzano M.R. Folio J.	Influence of cavity varnish on microleakage and retention of various pin-retaining devices J Prosthet Dent 20:541, 1968
Moffa J.P., Razzano M.R., Doyle M.G.	Pins - a comparison of their retentive properties J Am Dent Assoc 78:529, 1969
Moffa J.P., Going R.E. Gettleman L.	Silver pins: Their influence on the strength and adaptation of amalgam J Prosthet Dent 28:491, 1972
Mooser M.	Eine normierte Stiftverankerung Quintessenz 17: Ref. No. III/2952, 1966
Mooser M.	Zahnrestorationen mit Mooser-Stiften Schweiz Mschr Zahnheilk 83:794,1973
Nayyar A. Walton R.E. Leonard L.A.	An amalgam coronal-radicular dowel and core technique for endodontically treated posterior teeth J Prosthet Dent 43:511, 1980
Nyborg H. Brannström	Pulp reaction to heat J Prosthet Dent 19:605, 1968
Oliveira J.F. Ishikiriana A., Vieira D.F., Mondelli J.	Influence of pressure and vibration during cementation J Prosthet Dent 41:173, 1979
Outhwaite W.C. Garman Th.A. Pashley D.H.	Pin vs. slot retention in extensive amalgam restorations J Prosthet Dent 41:396, 1979
Duthwaite W.C., Twigg S.wW., Fairhurst C.wW. King G.E.	Slot vs. Pins: A comparison of retention under simulated chewing stresses J Dent Res 61:400, 1982
Paffenbarger G.C. Sweeney W.T., Isaacs A.	Zinc phosphate cement: physical properties and a specification J Am Dent Assoc 21:1906, 1934
Pameijer C.H. Stallard R.E.	Effect of self-threading pins J Am Dent Assoc 85:895, 1972
Perel M.L. Muroff F.I.	Clinical criteria for posts and cores J Prosthet Dent 28:405, 1972
Pérez E.R.,Schineck G.A. Yanahara H.M.	The adaptation of noncemented pins J Prosthet Dent 26:631, 1971
Pérez Moll J.F. Howe D.F. Svare C.W.	Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength J Prosthet Dent 40:642, 1978
Roberts D.H.	The failure of retainers in bridge prostheses Br Dent J 128:117, 1970
Roulet J.F.	Postendodontische Versorgung Schweiz Mschr Zahnheilk 89:892, 1979
Ruemping D.R. Lund M.R., Schnell R.J.	Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces J Prosthet Dent 41:159, 1979
Schenker R.	Der zylindrische Stufenstift nach Dr. R. Schenker Quintessenz 19:Ref. No. III/3400, 1968
Shillingburg H.T. Grace C.S.	Thickness of enamel and dentin J South Calif Dent Assoc 41:33, 1973
Shillingburg H.T., Fisher DW., Dewhurst R.B.	Restoration of endodontically treated posterior teeth J Prosthet Dent 24:401, 1970

Spang H.	Das Radix-Anker-System Quintessenz 26:Ref. No. III/5166, 1975
Standlee J.P., Collard E.W., Caputo A.A.	Dentinal defects caused by some twist-drills and retentive pins J Prosthet Dent 24:185, 1970
Standlee J.P. Caputo A.A. Hanson E.C.	Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design J Prosthet Dent 39:401, 1978
Standlee J.P., Caputo A.A., Collard E.W. Pollack M.H.	Analysis of stress distribution by endodontic posts Oral Surg 33:952, 1972
Standlee J.P. Caputo A.A., Holcomb J. Trabert K.C.	The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel J Prosthet Dent 44:398, 1980
Steele G.D.	Reinforced composite resin foundations for endodontically treated teeth J Prosthet Dent 30:816, 1973
Stern N.	A direct pattern technique for posts and cores J Prosthet Dent 28:279, 1972
Stössel W.	Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen an konventionellen und vordosierten Zinkphosphat- und Zinkpolycarboxylatzementen Med. Diss, Zürich, 1975
Suzuki M. Goto T., Jordan R.E.	Pulpal response to pin placement J Am Dent Assoc 87:636, 1973
Trabert K.C., Caputo A.A., Hanson E.C.	Effects of cement type and thickness on retention of serrated pins J Dent Res 54:3227, 1975
Trabert K.C., Caputo A.A., Abou-Rass M.	Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments J Endodont 4:341, 1978
Trabert K.C., Caputo A.A., Collard E.W., Standlee J.P.	Stress transfer to the pulp by retentive pins J Prosthet Dent 30:808, 1973
Turner Ch.H.	Post-retained crown failure: a survey Dental Update 9:221, 1982
Wagner A.W.	Pin retention for extensive posterior gold onlays J Prosthet Dent 15:719, 1965
Watson P.A. Gilmore H.W.	Use of pins for retaining amalgam restorations: a synopsis J Can Dent Assoc 36:30, 1970
Weiner A.L.	A nonparallel cast post and core technique for teeth with divergent canals J Prosthet Dent 46:290, 1981
Welk D.A. Dilts E.W.	Influence of pins on the compressive strength of dental amalgam and retention of pins in amalgam J Am Dent Assoc 78:101, 1969
Whiteside W.D.	A simplified dowel crown technique J Prosthet Dent 23:554, 1970
Wing G.	Pin retention amalgam restoration Aust Dent J 10:6, 1965
Winstanley R.B.	Pin-retained amalgam restorations Br Dent J 130:327, 1971
Winstanley R.B.	Stiftretentionen - Eine Uebersicht Quintessenz 27:Ref. No. II/5487, 1976
Winstanley R.B.	Ein neuer Stifttyp Quintessenz 27:Ref. No. II/5498, 1976
Winstanley R.B.	Pin-retained amalgam foundations for anterior crowns

	Quintessenz Int. 7:Ref. No. II/1406, 1976
Wirz J.	Amalgamaufbauten im Seitenzahngebiet - Eine neue Methode für ein altes Problem Schweiz Mschr Zahnheilk 91:368, 1981
Wirz J. Christ R.	Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten - eine In-vitro-Studie Schweiz Mschr Zahnheilk 92:408, 1982
Wirz J. Johner M., Pohler O.	Zahnaufbauten mit nichtedelmetallhaltigen Schrauben und Stiften Schweiz Mschr Zahnheilk 89:1162, 1979
Wirz J. Johner M., Pohler O.	Korrosionsverhalten verschiedener Schrauben und Stifte im Wurzelkanal Schweiz Mschr Zahnheilk 90:217, 1980
Wortley J.L., Hamm R.C. v. Fraunhofer J.A.	Effects of cement on crown retention J Prosthet Dent 48:289, 1982
Wright R.W.	The use of stainless steel pins to strengthen amalgam restorations Aust Dent J 3:369, 1958
Zarb G.A.	Pin reinforcement in restorative dentistry J Can Dent Assoc 31:363, 1965
Zmener O.	Adaptation of threaded dowels to dentin J Prosthet Dent 43:530, 1980

Herrn Prof. Dr. J. Wirz danke ich für die Überlassung des Themas und die Durchsicht der Arbeit.

Den Mitarbeitern des Institut Straumann AG, Waldenburg, insbesondere den Herren W. Widmer, K. Kahne und R. Christ danke ich für ihre grosse Hilfsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung bei der Herstellung der REM-Bilder, der Schliffherstellung und der metallographischen Auswertung.

Den Firmen Medidenta AG, Métaux Précieux SA, Cendres et Métaux SA und Vivadent AG gebührt herzlicher Dank für ihre grosszügige Überlassung der Stifte und Schrauben und des Kapselzementes.

CURRICULUM VITAE

Am 6. August 1955 wurde ich in Ilanz/GR als Sohn von Cyrill und Heidi Scherrer-Ramseyer geboren. In St. Gallen besuchte ich die Primarschule und anschliessend die Kantonsschule, wo ich im Herbst 1974 mit der Matura Typus B abschloss.

Noch im gleichen Jahr immatrikulierte ich mich an der Medizinischen Fakultät der Universität Zürich und schloss im Herbst 1981 am Zahnärztlichen Institut das Studium der Zahnmedizin mit dem Staatsexamen ab.

Danach arbeitete ich als Assistent in zwei Privatpraxen, als Militärassistent an der kieferchirurgischen Abteilung des Universitätsspitals Zürich, als Schulzahnarzt in drei Infanterie-, einer Genie- und einer Flab-Rekrutenschule, und als Assistent an der Schulzahnklinik Winterthur.