

Aus dem Zentrum für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Westdeutsche Kieferklinik
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
Direktor: Univ.-Prof. Dr. W. H.-M. Raab

Untersuchung zur Schmerzreizantwort von Zähnen

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Sebastian Michaelis

2002

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dieter Häussinger
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. Raab

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Herforth

FÜR SIMONE

Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Raab für die Überlassung des Themas und für seine ausdauernde und sehr engagierte Unterstützung dieser Dissertation.

Mein Dank gilt auch Dr. Stefan Rüttermann für die Betreuung dieser Arbeit.

Auch bei Dr. W. Neuhaus möchte ich mich bedanken für seine Geduld und alles, was ich bei Ihm lernen durfte.

Besonders bedanke ich mich bei meiner Familie, die mir in jeder Hinsicht zur Seite steht.

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	7
1.1 Überblick	7
1.2 Verschiedene Verfahren zur Sensibilitätsprüfung	10
1.3 Vor - und Nachteile der einzelnen Verfahren sowie Möglichkeiten und Grenzen	12
1.4 Ausgangslage zur Entwicklung eines neuen Sensibilitätsprüfgerätes	15
1.5 Neuronale Grundlagen:	16
2. MATERIAL UND METHODE	20
2.1 Auswahlkriterien	20
2.2 Ausschlusskriterien	20
2.3 Versuchsablauf	21
2.4 Optimierung des Versuchsdesigns	22
2.5 Geräteentwicklung	23
3. ERGEBNISSE	26
3.1 Tabellen und Statistiken	26
4. DISKUSSION	31
5. LITERATUR	36
6. ABSTRACT	44
7. LEBENS LAUF	45

1. EINLEITUNG

1.1 Überblick

Sensibilitätsprüfung:

Im Rahmen der Diagnostik in der klinischen Zahnheilkunde ist die Überprüfung der Vitalität eines Zahnes unerlässlich.

Situationen, die eine Prüfung erfordern sind zum Beispiel:

Zustand nach einem Trauma, Karies, differentialdiagnostisch bei Schmerzen, bei apikalen Läsionen im Röntgenbild, Verfärbungen eines Zahnes, vor Beginn konservierender und/oder prothetischer Behandlung.

Ziel der Prüfung ist es, über den Weg der sensiblen Reaktion, hier das Auslösen von Schmerz, Rückschlüsse auf die Vitalität des Endodonts zu schließen. Reagiert ein Zahn schmerzhaft auf einen Reiz (Temperatur, elektr. oder bestimmte mechanische Reize), so ist davon auszugehen, dass der Zahn vital ist, da die Innervation funktionell intakt ist.

Dieses impliziert ein intaktes Gefäßsystem, welches für die Funktion eines Nerven unbedingt notwendig ist.

Gibt der Patient jedoch keine auftretende Schmerzsensation an, wird im Rückschluss ein Verlust der Vitalität angenommen.

Die direkte Bestimmung der Vitalität eines Zahnes ist derzeit neben dem invasiven Verfahren der Probetrepanation (was infolge der anzunehmenden Komplikationen auf wenige Ausnahmen zu beschränken ist) schwierig (Edwall et al., 1971), ist aber zum Beispiel über die Laser-Doppler-Flussmessung möglich. Das Prinzip beruht auf einem in Abhängigkeit von der Bewegungsrichtung und –geschwindigkeit variierenden Reflexionssignal der Erythrozyten bei Bestrahlung mit Laserlicht. Die gemessenen Werte können zur Beurteilung des Durchblutungszustandes der Zahnpulpa genutzt werden. Edwall et al. sehen in der Laser-Doppler-Flussmessung eine Methode zur Überwachung des Blutflusses in der Kronenpulpa (1987).

Quantitative Bestimmungen der Durchblutungsänderung an der Zahnpulpa konnten Raab et al. 1988 und 1989 vornehmen. Für die Laser-Doppler-Sonden werden Gallium-Arsenid-, Helium-, - Neon- oder Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 633nm bzw. 760 bis 800 nm genutzt. Auf diese Weise ist man nicht auf die indirekte Funktionsprüfung der Nerven und die Mitarbeit des Patienten angewiesen. Wegen der hohen Kosten, des zeitlichen und instrumentellen Aufwandes und der nicht vorhandenen Funktion bei stark gefüllten oder überkronten Zähnen ist dieses Verfahren für den routinemäßigen Einsatz in der zahnärztlichen Praxis nicht geeignet. Raab et al. (1990) wiesen nach, dass diese Methode unter bestimmten Voraussetzungen und hohem Aufwand an intakten menschlichen Zähnen klinisch durchführbar ist.

Das Ergebnis hat oft weitreichende Folgen bezüglich gewählter Behandlung und Prognose des Zahnes. Deshalb sollte eine Sensibilitätsprüfung möglichst zuverlässige Ergebnisse liefern. Auch eine Reproduzierbarkeit sollte gegeben sein, um eine aussagekräftige Testung zu gewährleisten.

Natürlich sind hier auch Fehlbestimmungen möglich. Eine mögliche Fehlerquelle ist der Patient, der aus Angst oder durch mangelndes Verständnis falsche Angaben machen kann. Falsch positive Ergebnisse können auftreten durch zu hohe Reizintensität, wenn eine Reizung der desmodontalen Rezeptoren eintritt. Dies kann auch bei Verwendung von zu viel Druck geschehen, insbesondere bei Vorliegen entzündlicher Geschehen im parodontalen oder desmodontalen Bereich, z.B. wenn die Applikation des reizauslösenden Gegenstandes mit so viel Druck geschieht, dass im Bereich des Zahnhalteapparates eine Schmerzsensation auftritt. Es wurde auch schon intaktes Nervengewebe in Gebieten starker Entzündung und Gewebsnekrose nachgewiesen. Unter Umständen ist sogar eine positive Sensibilitätsprüfung bei kleiner periapikaler Aufhellung möglich (Lin et al., 1974). Auch das Vorliegen ungünstiger Verhältnisse, wie zum Beispiel große Füllungen oder Kronen können Unsicherheitsfaktoren darstellen. Hier besteht die Gefahr der Ableitung des Reizfaktors (z.B. Strom, Temp.) an das marginale Gewebe.

Falsch negative Ergebnisse sind durch folgende Vorgänge denkbar. Es könnte eine Störung der Sensibilität bei vorhandener, intakter Gefäßversorgung des Zahnes

vorliegen. Beispielsweise wäre dies der Fall bei Zähnen, die im Rahmen eines Traumas eine Ruptur des Nerven erlitten haben, deren Blutversorgung aber noch intakt, so dass das Pulpengewebe trotz Fehlen der sensiblen Innervation vital ist. Außerdem ist eine zu geringe Reizstärke denkbar, die den Schwellenwert des Zahnes nicht überschreitet (Alles-oder-Nichts-Reaktion der Reizauslösung, s.unten). Frisch durchgebrochene Zähne können durch noch nicht vollständig vorhandene Innervation zu Falschmessungen führen. Auch Milchzähne, insbesondere solche kurz vor der Exfoliation sind in der Sensibilitätsprüfung nicht unbedingt zuverlässig, da sie durch die Resorptionsvorgänge im Rahmen des Zahnwechsels ihre sensible Innervation verloren haben können, auch bei noch intakter Gefäßversorgung.

Keramisch verblendete Kronen stellen eine Isolation des Zahnes gegen mechanische, thermische und elektrische Reize dar und erschweren die Prüfung. Eine fortgeschrittene Obliteration des Pulpenkavums kann ebenfalls zu falsch negativen Ergebnissen führen, da die dickere Schicht Hartschubstanz, welche die Pulpa umgibt diese gegen Reize isoliert.

Dies bedeutet, dass die Sensibilitätsprüfung lediglich wahrscheinliche Rückschlüsse auf die Vitalität eines Zahnes zulässt.

Die Pulpa reagiert auf einen Reiz mit der Auslösung einer Schmerzempfindung, sobald die Intensität des Reizes die Schmerz-Reizschwelle des Zahnes überschreitet. Bleibt die Intensität des Reizes unter diesem Wert, findet keine Reaktion statt. Infolge dieser Alles-oder-Nichts-Charakteristik der Reizauslösung ist eine differentialdiagnostische Abklärung der Pulpadurchblutung klinisch nicht durchführbar.

Gängler und Pilz (1970) stellten fest, dass die Schmerzreizschwelle eines Zahnes nicht mit dem histologischen Bild seiner Pulpa korreliert. Das heißt, es kann nicht aufgrund der Sensibilitätsprüfung eine differenzierte Aussage über den Zustand der Pulpa gemacht werden. Zähne mit intakter Pulpa können also durchaus sehr niedrige Schmerzreizschwellen haben, ohne dass dies ein Hinweis auf das Vorliegen pathologischer Gegebenheiten hindeuten muss.

Somit ist der Sensibilitätstest nur ein Anhaltspunkt für die Vitalität des Zahnes. Gerade mit Rücksicht auf diesen Sachverhalt sollte das Bestreben dahin gehen, die wichtige Sensibilitätsprüfung möglichst präzise zu gestalten.

1.2 Verschiedene Verfahren zur Sensibilitätsprüfung

Es gibt mehrere methodische Ansätze für die Testung der Sensibilität eines Zahnes. Grundlagen hierfür sind mechanische, thermische, elektrische und chemische Reize, die auf den zu testenden Zahn appliziert werden. Durch diese Reize sollen über die intakte sensorische Versorgung des Zahnes Rückschlüsse über die Vitalität der Pulpa gezogen werden.

Mechanische Reize können direkt am freiliegenden Dentin angebracht werden, was Substanzverlust, z.B. keilförmige Defekte o.ä. oder die Schaffung einer Testkavität voraussetzt. Dann kann sogar Luft, die über das Dentin strömt durch Verdunstung von Flüssigkeit aus den Dentinkanälchen Schmerz erzeugen (Brännstroem, 1960). Weitere mechanische Reize, die Schmerzsensationen auslösen können sind Berührung mit einer Sonde (Johnson, 1974, Johnson und Brännstroem, 1974), Hebelkräfte (Robinson, 1964) sowie die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten. Chemische Reize, die zum Beispiel über osmotischen Druck Schmerz auslösen können (Northeast, 1980), spielen in der klinischen Sensibilitätsprüfung keine nennenswerte Rolle.

Elektrische Prüfverfahren beruhen auf den besonderen Leitverhältnissen der Zahnhartgewebe im Gegensatz zum umgebenden Weichgewebe. Bei der elektrischen Sensibilitätsprüfung werden mittels eines auf den Zahn applizierten Rechteckreizes (Wechselstrom) intradentale Nervenfasern stimuliert. Bei monopolarer Reizung vermuten Mumford und Newton (1969) die Auslösung des Reizes entweder an der Dentin-Pulpa-Grenze oder am apikalen Foramen, obwohl die Stromdichte in den Dentintubuli unter der Elektrode am höchsten und in der Wurzelpulpa am niedrigsten (Matthews et al., 1974). Bipolare Stimulation wurde bisher nur experimentell untersucht (Hannam et al., 1974, Robinson, 1987). Dabei ist der Stromfluss größtenteils auf die Zahnkrone begrenzt.

Die weiteste Verbreitung in der klinischen Sensibilitätsprüfung haben thermische Verfahren. Es besteht die Möglichkeit der Applikation von Hitze oder Kälte.

Bei der Verwendung von Hitze (eher selten genutztes Verfahren) werden Verfahren beschrieben, die mit heißem Wasser (bis zu 60°C) arbeiten. Ferner besteht die Möglichkeit einen Stab Guttapercha in einer Flamme zu erwärmen und dann zu applizieren. Untersuchungen zur Sensibilitätsprüfung mit Hitze ergaben, dass bei Wärmestimulation (Objekt Katze) intradentale C-Fasern reagieren (Närhi et al., 1982; Jyväskylä und Kniffki, 1989). Hitzestimulation beim Menschen verursacht dumpfen Schmerz (Hensel und Mann, 1956). Dumpfer Schmerz wird in Verbindung gebracht mit nozizeptiver C-Faser-Aktivität (Lewis und Pochin, 1937 ; Hensel und Mann 1956; Torebjörk und Hallin, 1978; Mumford und Bowsher 1976; Torebjörk und Ochoa, 1980). Auch andere Verfahren sind beschrieben, haben aber aufgrund geringer Verbreitung kaum klinische Relevanz.

Kälte wird häufig zur Sensibilitätsprüfung eingesetzt. Es gibt Untersuchungen, die einen Zusammenhang zwischen der Aktivität von A-delta-Fasern und Schmerzempfindung beim Menschen während der Stimulation mit Kälte zeigen (Edwall und Olgart, 1977; Trowbridge et al., 1980, Ahlquist et al., 1984; Jyväskylä und Kniffki, 1987). Dabei gibt es variierende Applikationsmöglichkeiten. Eiskegel finden Anwendung und weisen je nach Lagerung Temperaturen zwischen 0 und -20 °C auf. Chlorethyl auf Pellets aufgebracht liegt im Bereich von -20 bis -25 °C. CO₂-Schnee in den verschiedenen Darreichungsformen erreicht -70°C. Bei Lachgasverwendung in Gasentspannungsgeräten kann mit -90°C gerechnet werden. Peltierbatterien können bis -40°C arbeiten. Frigene auf Applikationspellets erreichen Werte bis -45°C.

1.3 Vor - und Nachteile der einzelnen Verfahren sowie Möglichkeiten und Grenzen

Mechanische Verfahren:

bei den mechanischen Verfahren sind folgende Vorteile gegeben. Es ist bei vielen Verfahren nur sehr geringer Aufwand notwendig. Je nach Ausgangssituation ist lediglich eine Sonde notwendig. In diesem Falle kann die Prüfung auch sehr schonend durchgeführt werden, was zum Beispiel auch für die Testung mit Luft gilt. Andererseits setzt dies voraus, dass bereits Dentin frei liegt. Ist dies nicht der Fall, müsste eine Testkavität geschaffen werden. Ein solch invasives Verfahren muss aber, da ausreichend nicht-invasive Methoden zur Verfügung stehen, abgelehnt werden. Ferner von Nachteil ist die mangelnde Reproduzierbarkeit, da bei diesen Verfahren keine standardisierten Applikationsmöglichkeiten bestehen.

Thermische Verfahren:

Als Vorteil der meisten thermischen Verfahren ist die einfache Applikation anzusehen. Die Anwendung erfordert nicht die Schaffung einer freiliegenden Dentinfläche. Relative Trockenlegung des zu testenden Zahnes ist ausreichend (vgl. elektr.). Zu beachten bei der Applikation ist die thermische Leitfähigkeit der Zahnsubstanzen.

Laut Braden (1964) liegen die Werte bei:

thermische Leitfähigkeit Schmelz: $2,2 \times 0,01 \text{ cal/cm/s/}^{\circ}\text{C}$

thermische Leitfähigkeit Dentin: $1,5 \times 0,01 \text{ cal/cm/s/}^{\circ}\text{C}$

thermisches Diffusionsvermögen Schmelz: $4,2 \times 0,001 \text{ cm}^2/\text{sec}$

thermisches Diffusionsvermögen Dentin: $2,6 \times 0,001 \text{ cm}^2/\text{s}$

Ferner ist zu beachten, dass thermische Veränderungen den Zahn als sich ausdehnende Isotherme passieren (Newton/Mumford, 1970). Das bedeutet, dass das Auftreten von Schmerz von verschiedenen Faktoren abhängig ist, und zwar von der Temperatur der reizauslösenden Substanz, und deren Menge, von der Kontaktfläche am Zahn, dessen Quantität, der Stärke der Zahnhartsubstanzen

zwischen dem Ort der Reizanlegung und dem Ort, an dem die neuronale Erregung erfolgt, sowie der thermischen Leitfähigkeit des Zahnes. Dementsprechend sollte eine Kontaktfläche gewählt werden, an der der Abstand Reizort - Ort der Erregungsentstehung möglichst klein ist. Des weiteren sollte, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten die Masse des Applikators definiert und die Kontaktfläche reproduzierbar sein. Außerdem sollte die Möglichkeit bestehen, bei diesen konstanten Parametern die Temperatur des Reizes als Variable zu nutzen, um unterschiedliche morphologische Gegebenheiten an den Zähnen ausgleichen zu können (s. Kapitel Motivation).

Bei der Verwendung von CO₂-Schnee besteht die Möglichkeit von Schmelzsprüngen (Lutz et al., 1974; Peters et al., 1986), so dass diese Applikationsform nicht unbedingt Mittel der Wahl sein sollte.

Für die Applikation von Hitze gelten bei herkömmlichen Verfahren bezüglich Reproduzierbarkeit und Applikationsfläche die gleichen Kriterien wie für Kälte. Doch die Verwendung von Hitze hat weitergehende Nachteile. Falsch positive Ergebnisse können auftreten, wenn durch die Applikation im Pulpakavum befindliche Gase erwärmt werden und dann durch Ausdehnung Schmerzen im apikalen Bereich auslösen. Da der Ausdehnungskoeffizient (Δe) von Gas dem Zehnfachen des Δe von Wasser (Weast, 1972) entspricht, sollte man diese Möglichkeit bei Sensibilitätstests mit Hitze stets in Betracht ziehen. Da die Temperaturerhöhung am Ort der Erregungsbildung die wirksame Reizgröße darstellt, beendet das Entfernen der Wärmequelle nicht sofort den Reiz. Deshalb können Schmerzen über die Applikation hinaus auftreten. Trowbridge et al. (1980) fanden heraus, dass bei Applikation von heißer Guttapercha an den Zahn für 5 sec. die Temperatur an der Pulpa-Dentingrenze fast 20 sec. weiter ansteigt. Deshalb kann bei dieser Art des Tests unverhältnismäßig lange Schmerz auftreten und auch Schäden durch Applikation zu großer Hitze sind nicht auszuschließen. Das Auftreten von Koagulationsnekrosen wäre ein möglicher durch Hitze verursachter Schaden. Sensibilitätstests mit Hitze zeigen eine grössere Anzahl Fehlmessungen als solche mit Kälte oder elektrische Tests (Petersson et al., 1999).

Daher sind Sensibilitätsprüfungen mit Hitze in der Praxis nicht zu empfehlen.

Elektrische Verfahren:

Elektrische Verfahren sind bei korrekter Anwendung sehr präzise. Die Bestimmung der pulpalen Reizschwelle ist bis auf wenige μ Ampere möglich und bei korrektem Versuchsaufbau auch gut reproduzierbar (Dal-Santo et al. 1992; Fulling et al., 1976 ; Kitamura et al., 1983; Cooley et al., 1984; Fuss et al., 1986). Nachteilig ist jedoch der extrem hohe Aufwand. Eine absolute Trockenlegung ist erforderlich, um ein Ableiten des applizierten Stromes auf die Gingiva zu vermeiden (Matthews et al., 1974). Um reproduzierbare Ergebnisse zu bekommen müssen standardisierte Elektroden verwendet werden, da der reizauslösende Parameter die Stromdichte ist. Die Kriterien für das Design monopolarer Pulpentester wurden von Matthews und Searle 1976 beschrieben. Leider erfüllen viele der kommerziell erhältlichen Instrumente diese Kriterien nicht (Matthews and Searle, 1974, Dummer et al. 1986). Bei diesen Geräten sind falsch positive Ergebnisse, das heisst ein Zahn wird als sensibel eingestuft obwohl er es nicht ist, durch die Stimulation von Nerven am Gingivalrand oder parodontalem Ligament möglich (Matthews et al., 1974). Das Tragen von Untersuchungshandschuhen kann bei hand-gehaltenen elektrischen Sensibilitätsprüfern zu Ungenauigkeiten führen, wenn der Patient nicht ebenfalls das Handstück berührt (Kolbinson et al., 1988) Der elektrische Impuls sollte für den Behandler visualisiert werden, um sicherzustellen, dass Strom fließt und um Prüfen zu können, ob die Schmerzwahrnehmung des Patienten mit dem Auftreten des Reizes korreliert. Die Anwendung bei überkronten oder mit großen, metallischen Füllungen versehenen Zähnen wegen der Möglichkeit der Fehlmessung durch an die Gingiva abgeleiteten Strom, kritisch zu betrachten.

1.4 Ausgangslage zur Entwicklung eines neuen Sensibilitätsprüfgerätes

Das Sensibilitätsprüfgerät wurde entwickelt, um die oben beschriebenen Probleme bei der Sensibilitätsprüfung zu reduzieren. Die thermischen Verfahren der Vergangenheit wiesen einige Nachteile auf. Es konnten keine exakten Temperaturen eingestellt werden. Die Temperatur an der Applikatorspitze der neu entwickelten Geräte (VT-Geräte=Vitaltest) kann jetzt über einen großen Bereich eingestellt und exakt reguliert werden. Differierende Temperaturbereiche konnten bisher nur eingeschränkt genutzt werden. Durch ersteres wurde natürlich die Reproduzierbarkeit stark eingeschränkt, was vergleichende Messungen erschwert. Letzteres gab dem Anwender nicht die Möglichkeit, einen größeren Temperaturbereich zur Sensibilitätsprüfung zu nutzen und somit schränkte dies auch die Aussagefähigkeit dieser Prüfmethoden ein, weil die individuelle Schmerzschwelle von Patient zu Patient und auch für die einzelnen Zahngruppen (Molaren, Prämolaren,...) stark differieren könnte (siehe Kapitel Ergebnisse). Außerdem hatte man bei herkömmlichen Tests, z.B. mit Kältespray und Applikationspellet oder erwärmten Guttaperchaspitzen keine definierte, wiederholbare Applikationsfläche, so dass auch hier die Reproduzierbarkeit nur beschränkt gegeben ist. Die Applikatorspitze der VT-Geräte besitzt einen definierten Querschnitt. Das ermöglicht bei korrekter Anwendung (siehe unten), die wiederholte Reizung an derselben Stelle des Zahnes bei gleicher Kontaktfläche. Bei den bekannten Verfahren gibt es keine befriedigende Möglichkeit zur Messung der Reaktionszeit des Patienten auf einen zugeführten Reiz, auch die Messung anderer Parameter war bisher nicht möglich. Deshalb enthält die Applikatorspitze eine Messapparatur, die die Messung von Temperatur, Zeit und anderen Parametern ermöglicht. Die durch diese Messung gewonnenen Daten können via Pc gespeichert und so verglichen werden. Da die anatomischen Gegebenheiten eines Zahnes für jeden Zahn unterschiedlich große Kontaktflächen bedingen und somit die übergegangene Wärmemenge variiert, besitzen die VT-Geräte die Option zur Messung der abgegebenen Wärmemenge, um auch genaue

Vergleichsmöglichkeiten zwischen verschiedenen Zähnen zu gewährleisten. Dies alles ermöglicht exaktes Arbeiten und reproduzierbare Ergebnisse bei einer großen Temperaturvariabilität. Zusammenfassend bedeutet dies einfachere, genauere und reproduzierbare Sensibilitätsprüfungen.

1.5 Neuronale Grundlagen:

Die sensorische Innervation der Zähne erfolgt durch den sensiblen Teil des Nervus trigeminus.

Die Somata der sensorischen Fasern liegen im Os temporale Pars petrosa im Ganglion semilunare.

Der N. trigeminus teilt sich in drei Äste:

- Nervus ophthalmicus
- Nervus maxillaris
- Nervus mandibularis

Der Nervus maxillaris ist mit seinen Rami alveolares superiores anteriores, mediales und posteriores für den größten Teil der sensiblen Versorgung der Oberkieferzähne verantwortlich.

Die Zähne des Unterkiefers erhalten ihre sensible Innervation durch den Nervus mandibularis.

Die Nervenfasern erreichen einen Zahn über dessen Foramen apicale. Von hier verlaufen sie in verschiedenen starken Bündeln in Richtung Krone. Im Bereich der Wurzel gelangen nur wenige Fasern in den Bereich der Odontoblastenschicht.

(Arwill 1958, Fearnhead 61, Bernick 64).

Die Fasern teilen sich nur gelegentlich im Wurzelkanal. Erst in Höhe des Pulpenkavums verteilen sie sich in Richtung Pulpdach und -wand, wo sie sich mehrmals teilen. In Schneide- und Eckzähnen verlaufen die Fasern direkt zu den Pulpahörnern (Fearnhead 1961). In Zähnen mit zwei oder mehr Wurzeln wird ein Pulpahorn jeweils direkt über die Nervenfasern des zugehörigen Wurzelkanals versorgt (Engstroem und Oehmann 1960).

Die sich im koronalen Teil der Pulpa teilenden und verflechtenden Nervenfasern bilden ein Nervenengeflecht, den sogenannten Raschkowschen Plexus. Dieser findet sich nach Abschluss des Wurzelwachstums in den meisten bleibenden Zähnen, nicht jedoch in Milchzähnen (Fearnhead 1961).

Von hier erreichen Fasern das Dentin und dringen in dieses ein (Langeland und Yagi 1972, Roane u.a. 1973, Arwill 1958 Fearnhead 1961) .

Zweifel bestehen darüber, wie weit diese Fasern ins Dentin dringen (Brännstroem und Garberoglio 1972) .

Die Pulpa verfügt über verschiedene Fasertypen. Johnsen und Karlsson fanden 1974 myelinisierte (A-Delta) Nervenfasern . Unmyelinisierte (C-Fasern) wurden von Harris und Griffin bereits 1968 entdeckt. Auch andere Autoren fanden marklose und –haltige Fasern (Bernick 1948, Seltzer et al., Taatz et al. 1970).

Funakochi und Zottermann stießen 1961 auf Adelta-Fasern, Wagers und Smith beschrieben 1960 C-Fasern . Das Vorhandensein von A-delta- und C-Fasern wurde auch von Byers, 1984 , bewiesen. 1985 fanden Dong et al. erste Hinweise auf A-beta Fasern in der Pulpa, deren Funktion jedoch unbekannt ist. In der stark vaskularisierten Pulpa (Bender, 1978, Kramer, 1960 , Saunders et al. 1967) besteht ein Teil der C-Fasern aus efferenten postganglionären Axonen des Sympathikus zur Versorgung der intrapulpalen Blutgefäße (s. Noga u. Holland, 1983). Die Durchflussrate des Blutes hängt vom Durchmesser der Gefäße, der Zahl ihrer Verzweigungen und Anastomosen ab und wird in der Pulpa vorwiegend durch sympathische Regulation der Vasokonstriktion gesteuert (Bender 1978), Edwall 1980, Meyer, 1980, Seltzer et al. 1984 , Thompson et al. 1985).

A-delta-und C-Fasern zeigen bei intaktem Zahn keine Hintergrundaktivität (Jyväsjärvi u. Kniffki, 1987).

Die schnell leitenden markhaltigen Fasern (A-delta) sind wahrscheinlich für den "hellen", physiologischen Schmerz verantwortlich. Die markarmen Fasern (C-Fasern) für den pathologischen Schmerz, z.B. bei entzündlichen Prozessen. Dieses wird untermauert von der Tatsache, dass die markhaltigen Fasern bei Sauerstoffmangel zuerst ihre Tätigkeit einstellen (Frank et al. 1972) .

Das Dentin besitzt eine sehr hohe Sensibilität, die jedoch ausschließlich nozizeptiv ist. Diese wird über die Odontoblastenfortsätze und danach über sensible Nervenfasern im Prädentin vermittelt (Frank, Sauvage und Frank 1972).

Die Erregungsbildung und -leitung über diese freien Nervenendigungen und die Odontoblasten sind weitgehend ungeklärt, man muss jedoch davon ausgehen, dass die spezialisierten freien Nervenendigungen der A-delta-Fasern in den Dentinkanälchen mechano- und nicht thermosensitiv sind (Trowbridge et al. 1980).

Das Vorhandensein autonomer Nerven entdeckte u.a. Pohto 1972. Diese verlaufen in enger topographischer Beziehung zu den Blutgefäßen, hauptsächlich zu Arteriolen. Sie spielen wahrscheinlich eine Rolle bei der Blutzirkulation und bei Pulpitiden (Edwall 1971, Matthews 1976).

Intradentale Rezeptoren finden sich ausschließlich als freie Nervenendigungen ohne spezialisierte Endstrukturen in Dentinkanälchen und bestimmten Pulparegionen (Byers, 1977). Periphere Reizantworten können elektrophysiologisch im Dentin, in der Pulpa und in afferenten Nerven registriert werden (Anderson et al. 1970). Es lassen sich mit allen beim Menschen schmerzhaften Reizen im Tierversuch, zum Teil auch beim Menschen, fortgeleitete Aktionspotentiale als Reizantwort nachweisen (Scott et al., 1976). Die Gesamtheit von Zahnpulpa und Dentin verhält sich also wie von einem nozizeptiven Organ zu erwarten ist, nämlich unspezifisch gegenüber der Reizmodalität, aber spezifisch in der sensorischen Antwort. Über die relativen Anteile der Fasern am Faserspektrum bestehen histologisch noch Unklarheiten (Byers, 1977; Brookhart et al., 1953).

Die Rezeptoren des Zahnhalteapparates finden sich in großer Dichte im parodontalen Ligament, welches die Verbindung des Zahnes zum Zahnfach (Alveole) darstellt. Bisher sind nur die mechanorezeptiven Eigenschaften dieser Rezeptoren untersucht, histologisch fanden sich allerdings neben vielen verschiedenen Endformationen auch freie Nervenendigungen, die nozizeptiven Funktionen dienen könnten (Anderson et al., 1970).

Ziel dieser Studie ist es, die Schmerzreizantwort von Zahnnerven zu untersuchen. Es soll festgestellt werden, wie hoch die interindividuellen Unterschiede bei Messungen an verschiedenen Probanden sind. Anzunehmen ist eine hohe interindividuelle Variabilität in der Schmerzreizreaktion, somit eine hohe Standardabweichung in den Messungen bezüglich Parametern wie Reaktionszeit, übergegangene Wärmemenge oder ähnliche.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 Auswahlkriterien

Die Probanden (n=31) für die Durchführung der klinischen Sensibilitätsprüfungen wurden nach unten angegebenen Kriterien ausgewählt um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Der Altersbereich lag bei 20-30 Jahren , um altersbedingte Schwankungen in der Sensibilität auszuschließen.

2.2 Ausschlusskriterien

Milchzähne wurden vermieden, weil sie in der Sensibilitätsprüfung nicht als zuverlässig angesehen werden können.

Wurzelbehandelte, oder -gefüllte Zähne schieden ebenfalls aus den Messungen aus. Zähne, die ausgeprägte keilförmige Defekte oder kariöse Läsionen mit freiliegendem Dentin aufwiesen wurden ebenfalls nicht mit in die Messungen einbezogen, um eine Verfälschung der Ergebnisse durch Hypersensibilitäten auszuschließen. Es wurde Sorge getragen, dass die Probanden über ausreichende geistige und motorische Fähigkeiten verfügen um die durch den Versuchsaufbau an sie gestellten Anforderungen zu erfüllen.

2.3 Versuchsablauf

Der wie gewohnt bei einer Behandlung im Stuhl positionierte Proband erhält einen Signalgeber, welcher mit dem Rechner verbunden ist, als Eingabegerät. Ihm wird die Anweisung erteilt, diesen Signalgeber zu betätigen, sobald an dem gerade getesteten Zahn nach Applikation des Kältereizes eine Schmerzsensation wahrnehmbar wird.

Der zu testende Zahn wird gründlich getrocknet. Dies geschieht mit relativer Trockenlegung mittels Watterollen und Luftbläser. Es wird ein Punkt im zervikalen Drittel des Zahnes mit wasserfestem Filzstift markiert. An der Bedienstation des VT-Gerätes kann nun die für die anstehende Sensibilitätsprüfung benötigte Temperatur eingestellt werden. Nun wird auf die Applikatorspitze etwas Glyceringel aufgetragen (siehe Kapitel Entwicklung). Man bringt den Applikator in den vorderen Bereich der Mundhöhle ein und achtet dabei darauf, keinen Kontakt zu Strukturen der Mundhöhle herzustellen (siehe Kapitel Entwicklung). Ist die Messtemperatur ausreichend eingeregelt, ist dies an der Anzeige "bereit" im Display der Bedieneinheit sowie dem Aufleuchten der roten Leuchtdioden am Applikator zu erkennen. Nun kann die Messung durchgeführt werden. Die Applikatorspitze wird im rechten Winkel zur Zahnoberfläche möglichst flächig auf den zuvor mit Filzstift markierten Meßpunkt aufgebracht. Durch einen in der Messspitze enthaltenen Thermofühler startet die Messung automatisch beim Registrieren eines plötzlichen Temperaturanstieges. Bei der Applikation sollte beachtet werden, dass bei den neueren VT-Modellen die Messspitze abgewinkelt ist. Außerdem sollte während der gesamten Applikationszeit ein leichter Druck aufrecht erhalten werden um einen optimalen Wärmekontakt zu gewährleisten und ein Verrutschen der Messapparatur am Zahn zu vermeiden. Ein Verrutschen der Spitze während der nun startenden Messung hätte unweigerlich Schwankungen im Wärmefluss, damit Ungenauigkeiten und letztlich eine Fehlmessung zur Folge.

Nach Auslösen einer Schmerzensation beim Probanden, soll dieser, wie zu Anfang beschrieben, durch Betätigung des Signalgebers den Messvorgang beenden. Erst jetzt wird die Messspitze vom Zahn entfernt. Auf dem Display der Bedieneinheit erscheint nun die Bestätigung einer korrekten Messung und die Optionen zur Speicherung der gewonnenen Messdaten oder zum Starten der nächsten Messung. Sollte eine Fehlmessung angezeigt werden, ist es möglich, die einzelnen Messschritte zur Fehlerfindung ausdrucken zu lassen. Unabhängig davon ist eine neue Messung erforderlich.

Es wurde pro Sitzung bis zu drei Mal pro Zahn und Temperatur gemessen. Die Abstände zwischen Messungen am gleichen Zahn betrugen minimal eine Minute. Die Probanden wurden bei bis zu 10 verschiedenen Temperaturen vermessen und das maximal drei Mal.

2.4 Optimierung des Versuchsdesigns

Das Kapitel "Versuchsablauf" beschreibt bereits das optimierte Versuchsdesign. Im Laufe der Vorversuche stellte sich dieser Aufbau und Ablauf als der geeignetste dar. Während der Vorversuche kam es häufig zum Auslösen verfrühter Messungen durch den Atem des Patienten. Die Messfühler in der Applikatorspitze registrierten einen sprunghaften Temperaturanstieg beim Einbringen des Applikators in die Mundhöhle, wenn sie auf die Außentemperatur des Raumes eingeregelt waren. Deshalb sollte der Behandler den Applikator bereits während des Einregelvorganges in der Mundhöhle des Probanden platzieren um zu gewährleisten, dass sich die Messfühler auf die Mundhöhlentemperatur einregeln und erst bei Kontakt zum Zahn durch den dann einsetzenden Temperatursprung einen korrekten Messungsbeginn registrieren.

Im Laufe der Vorversuche stellte sich heraus, dass bei den Messungen im tiefen Temperaturbereich eine Vereisung der Messspitze auftrat. Um dem entgegenzuwirken und vor allem um einen nahezu standardisierten Wärmekontakt zu erreichen wird die Spitze des Applikators mit Glyceringel bedeckt. Dieses verhindert die Eisbildung zuverlässig.

2.5 Geräteentwicklung

Ausgehend vom ersten Kälteapplikator von 1996/97 wurde die Geräteentwicklung bis Mitte 1999 kontinuierlich fortgeführt. Die weitere Entwicklung seit diesem Zeitpunkt wird in diesem Rahmen nicht aufgezeigt.

Das Basisgerät verfügte im Applikator über einen isolierten Kupferstab mit Thermoelement und besaß eine kegelige, gerade Spitze zur Applikation des Thermoreizes auf den zu testenden Zahn. Dieses Modell wurde extern gekühlt.

Dieses Gerät wies einige Nachteile auf. Zum einen war die Kälteleistung war nicht ausreichend. Zum anderen konnte lediglich die Applikationszeit als Messparameter genutzt werden. Ferner war es aufgrund der Gestaltung der Applikatorspitze nicht möglich Seitenzähne für Messungen zu erreichen.

Deshalb wies die nächste Entwicklungsstufe bereits deutliche Veränderungen auf.

Um die Kälteleistung zu erhöhen wurde eine Peltierkühlung verbaut. Es zeigte sich, dass es nötig wurde, zwei Peltierkaskaden einzusetzen. Möglich wurde dies durch eine Wasserkühlung der Warmseite. Diese Kühlung wurde gewährleistet durch eine externe Pumpe mit Verbindung zu einem Wasserkreislauf, der durch den Applikator und einen externen Thermostaten führte. Dadurch konnte die Kälteleistung entscheidend verbessert werden.

Das Problem bezüglich der Erreichbarkeit der Seitenzähne wurde durch Veränderung des Applikatorspitzendesigns beseitigt. Der nunmehr etwas verlängerte Applikator verfügte ab diesem Zeitpunkt über eine abgewinkelte Spitze, die Messungen im Bereich distal der Frontzähne ermöglicht.

Auch im Innern der Applikatorspitze fanden sich zu diesem Zeitpunkt bereits wichtige Neuerungen. Eine automatische Starterkennung wurde eingesetzt. Diese wird durch Temperaturfühler in der Spitze gesteuert. Diese Fühler nehmen die Umgebungstemperatur wahr, die während des Einregelvorganges an der Applikatorspitze herrscht. Als Einregelvorgang wird die Zeit bezeichnet, die vom Gerät benötigt wird, um die eingestellte Zeit durch gezielten Einsatz der Heiz- und Kühlelemente zu erreichen und stabil zu halten. Der so gemessene Wert dient nun

als Vergleichswert. Tritt eine plötzliche Änderung der Außentemperatur ein, die einen bestimmten, vom Benutzer variabel zu definierenden, Bereich überschreitet startet die Messung automatisch. Dieser plötzliche Temperaturanstieg sollte durch die Applikation der Spitze an den Zahn auftreten, kann jedoch bereits durch den Atem des Patienten ausgelöst werden, was eine besondere Applikationstechnik notwendig macht (siehe oben).

Zusätzlich war es ab diesem Modell möglich andere Parameter zu messen. Die Werte von übergegangenem Wärmestrom und Wärmemenge waren nun erstmals ablesbar, was eine Erweiterung der Sensibilitätsprüfung um relevante Parameter bedeutet.

Ferner konnten ab diesem Zeitpunkt Messdaten zur Speicherung an einen Rechner weitergegeben werden.

Im Laufe der Zeit wurden weitere Verbesserungen vorgenommen. Einige davon betrafen die Software. Hierbei wurde verstärktes Augenmaß auf Messempfindlichkeit und Messgenauigkeit gelegt.

Außerdem wurden zur besseren Handhabung in den Applikator Leuchtdioden eingearbeitet, die aufleuchten, wenn das Gerät messbereit ist. Dies hat den Vorteil, dass der Benutzer die Messung starten kann ohne die Bedieneinheit im Auge behalten zu müssen.

Trotz all dieser Verbesserungen und Entwicklungen stellte sich im Rahmen der Experimente heraus, dass die durch Peltierelemente erreichbare Kühlleistung zwar einen großen Temperaturbereich abzudecken vermag, dass aber noch tiefere Bereiche abgedeckt werden sollten, um eine Sensibilitätsprüfung mit umfassender Aussagekraft zu ermöglichen.

Aus diesem Grunde wurde ein neuer Weg beschritten und als Kühlsystem wurde eine Gasentspannungsapparatur, basierend auf dem Joule-Thomson-Effekt gewählt.

Der Joule-Thomson-Effekt beschreibt die Abkühlung von Gasen (nicht idealen Gasen) durch Ausdehnung auch ohne Leistung äußerer Arbeit durch Leistung innerer Arbeit. Diese innere Arbeit ist erklärt durch die Van der Waalschen

Anziehungskräfte der Moleküle, denen Arbeit entgegengesetzt werden muss, um die Moleküle bei der Ausdehnung weiter voneinander zu entfernen.

3. ERGEBNISSE

Legende:

Min= minimaler Messwert der Versuchsreihe

Max= maximaler Messwert der Versuchsreihe

Mean = Mittelwert

Sd= Standardabweichung

3.1 Tabellen und Statistiken

Alle Statistiken geben als Werte die Reaktionszeiten in Sekunden an.

ZAHN	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>mean (Sd)</i>
OK 1er (n=116)	0,45	15,25	4,87 (4,4)
OK 2er (n=123)	0	15,85	5,11 (4,64)
OK 3er (n=123)	0,45	16,4	7,65 (4,80)
UK 1er (n=105)	0,05	11,55	2,33 (2,86)
UK 2er (n=108)	0,05	12,1	2,14 (2,77)
UK 3er (n=106)	0,15	16,75	5,63 (4,87)

Diese Tabelle beschreibt die Reaktionszeiten der einzelnen Zähne aller Probanden um einen ersten Überblick zu verschaffen. Schon in dieser Übersicht fallen hohe Standardabweichungen auf.

OK 1er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=12)	1,45	15,25	6,79 (5,32)
-6°C (n=15)	0,85	12,05	3,32 (3,75)
-10°C (n=24)	0,6	12,05	5,99 (4,82)
-16°C (n=25)	0,8	13,2	5,26 (4,25)
-20°C (n=23)	0,45	11,85	4,47 (4,65)
-26°C (n=17)	0,8	11,9	3,28 (2,59)
-30°C (n=12)	0,05	0,9	0,41 (0,23)
-35°C (n=2)	0	0,8	0,4 (0,57)
-40°C (n=7)	0,05	0,6	0,39 (0,21)
-45°C (n=3)	0,1	0,9	0,37 (0,5)

OK 2er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=9)	0	15	8,03 (5,8)
-6°C (n=15)	0,3	15,85	5,97 (5,85)
-10°C (n=25)	0,25	12,60	5,51 (4,51)
-16°C (n=28)	0,85	12,45	5,38 (4,14)
-20°C (n=26)	0,35	13,2	4,53 (4,78)
-26°C (n=20)	1,05	11,05	3 (2,94)
-30°C (n=15)	0	2,8	0,74 (0,67)
-35°C (n=1)	0,6		
-40°C (n=6)	0,2	0,95	0,5 (0,33)
-45°C (n=3)	0,4	16	5,7 (8,9)

OK 3er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=9)	0,6	16,4	7,94 (6,89)
-6°C (n=14)	0,5	13,35	6,56 (5,38)
-10°C (n=26)	1,1	15,85	9,51 (3,94)
-16°C (n=28)	1	13,5	8,87 (4,03)
-20°C (n=26)	0,45	14,95	6,22 (5,14)
-26°C (n=20)	0,55	12,1	7,15 (4,58)
-30°C (n=15)	0,1	16	3,53 (5,4)
-35°C (n=2)	0	16,3	8,15 (11,53)
-40°C (n=7)	0,4	1,85	1,05 (0,51)
-45°C (n=4)	0,05	16,1	4,46 (7,83)

Bei der Betrachtung dieser Tabellen für obere Inzisiven fallen erneut hohe Standardabweichungen auf. Obwohl die Reaktionszeiten mit sinkender Temperatur kleiner werden, bleiben die Standardabweichungen hoch.

UK 1er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=6)	0,05	1,6	0,78 (0,66)
-6°C (n=16)	0,1	11,35	1,84 (2,62)
-10°C (n= 22)	0,1	11,55	2,57 (3,49)
-16°C (n=24)	0,45	10,85	2,76 (3,72)
-20°C (n=23)	0,35	11,05	1,82 (2,22)
-26°C (n=14)	0,65	11,45	2,54 (2,83)
-30°C (n=14)	0,1	4,1	0,78(1,24)
-40°C (n=6)	0,1	0,5	0,3 (1,6)
-45°C (n=1)	1,65	4,1	0,58 (1,05)

UK 2er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=6)	1,35	1,8	1,62 (0,18)
-6°C (n=16)	0,05	12,1	2,38 (3,71)
-10°C (n=23)	0,2	4,9	1,61 (1,21)
-16°C (n=25)	0,05	11,9	2,44 (3,03)
-20°C (n=24)	0,2	11,1	1,77 (2,91)
-26°C (n=14)	0,2	11,4	3,05 (3,32)
-30°C (n=15)	0,05	1,65	0,4 (0,42)
-35°C (n=1)	0,25		
-40°C (n=7)	0	0,85	0,56 (0,3)
-45°C (n=2)	0,15	0,25	0,2 (0,28)

UK 3er

Temp.	min	max	mean (Sd)
0°C (n=6)	1,15	11,2	6,11 (5,18)
-6°C (n=16)	0,15	16,75	7,46 (5,56)
-10°C (n=22)	0,2	15,05	6,72 (5,23)
-16°C (n=24)	0,75	12,8	6,31 (4,7)
-20°C (n=24)	0,5	11,7	3,45 (3,68)
-26°C (n=14)	0,9	12,05	4,21 (4,51)
-30°C (n=16)	0,05	1,6	0,61 (0,56)
-35°C (n=1)	0,05		
-40°C (n=7)	0,3	0,95	0,66 (0,26)
-45°C (n=2)	0,25	0,35	7,07 E-02

Auch bei den unteren Incisiven zeigen sich kürzere Reaktionszeiten bei tieferen Temperaturen, sowie in allen Temperaturbereichen hohe Standardabweichungen.

Statistiken unter Berücksichtigung der Wärmemengen**Statistik für Wärmemengen zwischen 0 und 1**

	<i>n</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>mean(Sd)</i>
<i>t</i>	245	0,1	5,45	0,8476(0,7414)

Statistik für Wärmemengen zwischen 0,5 und 1

	<i>n</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>mean (Sd)</i>
<i>t</i>	57	0,5	5,45	1,6605 (0,9858)

Statistik für Wärmemengen zwischen 1 und 2

	<i>n</i>	<i>min</i>	<i>max</i>	<i>mean (Sd)</i>
<i>t</i>	36	0,85	10,00	3,8958 (2,3193)

Diese Tabellen beschreiben die Reaktionszeiten der Probanden in Abhängigkeit von der übergegangenen Wärmemenge. Es wird deutlich, dass die Reaktionszeiten bei geringen übergegangenen Wärmemengen kleiner sind, aber die Standardabweichungen auch hier in allen Bereichen sehr hoch sind.

Allen Tabellen gemeinsam sind die erwarteten (s. Kapitel Studienziel) hohen Standardabweichungen, welche in allen Bereichen von Reaktionszeit und Wärmemengen ersichtlich sind.

Ausgehend von dem Studienziel, der Untersuchung der Schmerzreizantwort von Zahnnerven, können die Versuchsergebnisse als Bestätigung der Eingangs aufgestellten Hypothese (hohe interindividuelle Schwankungen und Standardabweichungen) gewertet werden.

4. DISKUSSION

Die Sensibilitätsprüfung dient zur indirekten Bestimmung der Vitalität des Endodontes eines Zahnes. Das Wissen um die Vitalität beeinflusst entscheidend die zahnärztliche Therapie. Bisher verwendete Verfahren haben unterschiedliche Nachteile. Einige sind zu teuer oder kompliziert, um in der täglichen Praxis angewendet zu werden (z.B. direkte Verfahren (Raab et al.,1990)). Außerdem sind die herkömmlichen Verfahren ungenau und schlecht reproduzierbar. Andere Autoren versuchten sich dieser Problematik bereits anzunehmen. Ein Versuch, eine Methode zur thermischen Reizung von Zähnen zu standardisieren war ein thermo-elektrisches Verfahren. Hierbei wurde die Applikation von Kälte und Hitze mittels einer Thermode angewandt (Naylor, 1961). Bei der Applikation am Schmelz erwies sich der Heiz- bzw. Kühleffekt jedoch als unzureichend (Reynolds,1966).

Die Anwendung von Kälte hat die weiteste klinische Verwendung gefunden. Vorteile sind (s.o.) die einfache Applikation, das Fehlen der Notwendigkeit einer Testkavität, sowie die ausreichende relative Trockenlegung. Nachteile sind aber auch hier die mangelnde Reproduzierbarkeit, die fehlende Variabilität in der Temperatur, die nicht vorhandene Speichermöglichkeit, sowie die Gefahr von Schmelzsprüngen (Lutz et al., 1974). Die VT-Gerätserie wurde nun entwickelt, um diese Nachteile zu kompensieren. Einfach in der Anwendung, variabel in der Temperatur und sehr genau bietet diese Gerätserie eine gute Aussagefähigkeit der Sensibilitätsprüfung. Ferner ist ein großer Vorteil dieser Methode die gute Reproduzierbarkeit aufgrund des definierten Applikatorquerschnittes. Hiermit sind genau wiederholbare Messungen, denkbar zum Beispiel für Verlaufskontrollen, möglich.

Bei der Messung hält der Proband/Patient einen Signalgeber in der Hand, den er betätigt, sobald eine Schmerzsensation von ihm bemerkt wird. Diese wird ausgelöst durch das Aufbringen des Applikators, der die vorher eingestellte Temperatur hat. Mit dem Aufsetzen der Applikatorspitze startet automatisch die Messung, die durch Betätigung des Signalgebers durch den Patienten gestoppt wird. Die so

gewonnenen Daten übermittelt das Gerät an den Rechner. Diese können gespeichert und später zu Vergleichen genutzt werden. Wichtige Parameter dieser Messdaten sind unter Anderem die Applikationszeit und die übertragene Wärmemenge.

Ziel der Studie war es, die Schmerzantworten von Zähnen in Bezug auf interindividuelle Unterschiede zwischen den Probanden zu untersuchen. Erwartet wurden aufgrund der zwischen den Individuen herrschenden Differenzen in Anatomie, Physiologie, Schmerzwahrnehmung und – leitung hohe Schwankungen der Messwerte (Mumford, 1964). Diese, so war zu erwarten, drücken sich in großen Standardabweichungen, sowie hohen Differenzen zwischen Minima und Maxima aus. Betrachtet man nun die im Kapitel Ergebnisse aufgeführten Werte, sieht man die Ausgangsthesen bestätigt. Die Standardabweichungen liegen bei nahezu allen Messwerten in sehr hohen Bereichen. Auch die Differenzen zwischen Minima und Maxima sind sehr groß. Das bedeutet, die Unterschiede in der Schmerzantwort der Individuen sind sehr groß. Daraus ergeben sich Konsequenzen für die Praxis der Sensibilitätsprüfung. Es muss möglicherweise von einer spätlatenten Schmerzreizantwort eines Probanden ausgegangen werden, die durchaus im physiologischen Bereich liegen kann und nicht unbedingt Rückschluss auf pathologisches Ansprechverhalten der pulpalen Nozizeption zulässt. Bei der klinischen Sensibilitätsprüfung sollte dies berücksichtigt werden, um nicht durch Fehlinterpretation der Schmerzreizantwort eine inadäquate Therapie einzuleiten.

Ferner fällt ins Auge, dass mit zunehmender Tiefe der Temperatur die Differenzen zwischen den Extremwerten sinken. Dies lässt den Schluss zu, dass bei Messungen mit tieferen Temperaturen mehr Zähne mit einer Schmerzantwort reagieren, als bei höheren, also die Zahl der falsch negativ getesteten Zähne sinkt. Deshalb sollte, um eine aussagekräftige Sensibilitätsprüfung durchzuführen eine ausreichend tiefe Temperatur gewählt werden. Da aber auch bei tiefen Temperaturen die Standardabweichungen groß sind, deutet dies auf hohe interindividuelle Schwankungen auch bei diesen Graden hin.

Schwankungen in den Extremwerten könnten auch Hinweis geben auf unkonstante Applikationsmethoden. Deshalb prüften wir zum Ausschluss solcher Messfehler den

Einfluss der übergegangenen Wärmemenge auf die Reaktionszeit der Probanden. Wenn die hier gefundenen Messwerte ebenfalls stark schwanken, kann man davon ausgehen, dass die Schwankungen in den Messwerten durch die Unterschiede in den Reaktionen und nicht durch Schwankungen in der übergegangenen Wärmemenge durch unkonstante Applikationen bedingt sind. Die Wärmemengen in den Tabellen sind in die Bereiche 0 bis 1, 0,5 bis 1 sowie 1 bis 2 unterteilt, um darzustellen, wie übergegangene Wärmemenge und Applikationszeit korrelieren. Geht man von konstanten Bedingungen für den Wärmeübertritt aus, sollte die übergetretene Wärmemenge mit verlängerter Applikationszeit ansteigen. Da beide Thesen durch die Ergebnisse bestätigt werden, kann von einer Konstanz der Applikation ausgegangen werden.

Auch bei früher durchgeführten Untersuchungen sind Schwankungen in den Schmerzreizantworten der Zähne aufgefallen. Mumford (1964) stellte fest, dass Die Intensität der Ergebnisse der Sensibilitätsprüfungen stark schwankt, selbst wenn diese mit großer Sorgfalt durchgeführt wird. Allerdings sollte man nicht außer Acht lassen, dass selbst bei damals sorgfältiger Durchführung die Genauigkeit der Messungen durch die in der Reproduzierbarkeit eingeschränkten Messmethoden limitiert war.

Die Tabellen weisen weitere Auffälligkeiten auf. Zum Einen fällt auf, dass die mittleren Reaktionszeiten für 1er und 2er (jeweils Ober- und Unterkiefer getrennt betrachtet) relativ nah beieinander liegen, während die Reaktionszeiten der Eckzähne deutlich darüber liegen. Ferner ist auffällig, dass die Reaktionszeiten der Oberkieferfrontzähne länger als die des Unterkiefers sind. Dies deutet darauf hin, dass die Reaktionszeiten abhängig sind von der Stärke des Zahnes und somit von der Stärke der die Pulpa umgebenden Zahnhartsubstanz. Bedenkt man die Abhängigkeit der in der Einleitung beschriebenen thermischen Leitfähigkeit der Zahnhartsubstanzen von der Dicke (Braden, 1964), deckt sich diese Beobachtung mit den Erwartungen. Auch Newton und Mumford (1970) wiesen darauf hin, daß die Dicke der Zahnhartsubstanz Einfluß auf die thermische Sensibilitätsprüfung haben kann. Diese Faktoren sollten bei der klinischen Sensibilitätsprüfung beachtet werden, um Fehlmessungen zu vermeiden. Zum Einen sollte die Temperatur tief

genug gewählt werden, um möglichst viele Zähne (bei vorhandener Sensibilität) zur Reaktion zu bringen. Zum Anderen sollte bedacht werden, dass lange Reaktionszeiten durchaus noch im Rahmen physiologischer Bandbreite liegen können. Außerdem sollte die zu erwartende Dicke der Zahnhartsubstanzen in die Überlegungen zur Reaktionszeit mit einbezogen werden. Das bedeutet, es muss für jeden Patienten und jeden einzelnen Zahn von individuellen Messvoraussetzungen ausgegangen werden, die in der Wahl der Temperatur und in der Bewertung der Reaktionszeit Beachtung finden sollten.

Gerade die Differenzen zwischen den Messergebnissen zeigen, wie wichtig es ist bei der Sensibilitätsprüfung ein verlässliches Verfahren zur Verfügung zu haben. Die Möglichkeit sehr einfach einstellbare Temperaturen verwenden zu können bedeutet einen großen Vorteil bei Zähnen mit unsicherem Ergebnis. Hierbei kann man durch Einsatz verschiedener Temperaturen die Sensibilitätsprüfung verlässlicher machen.

Die VT-Geräte geben dem Anwender nun die Möglichkeit solcher Variabilität. Durch einfaches Einstellen der gewünschten Temperatur kann hierbei der Einsatzbereich gewählt und in Sekunden bei Bedarf auch verändert werden. Denkbar wäre bei Patienten mit sehr sensiblen Zähnen die Anhebung der Temperatur um übermäßigen Schmerz zu vermeiden oder bei nicht reagierenden Zähnen das Probieren mit tieferen Temperaturen.

Doch auch aus anderen Gründen haben sich die VT-Geräte in dieser Studie bewährt. Die einfache Anwendung, gute Reproduzierbarkeit und die genauen Messergebnisse gehören zu den Vorteilen dieser Geräte. Außerdem positiv sind die Speicherfähigkeit der Daten für spätere Vergleiche und die Variabilität in der Applikationstemperatur. Die bisher häufig verwendeten Methoden zur Sensibilitätsprüfung, die einfachen thermischen Verfahren, wie z.B. Kältespray und warme Guttaperchastangen, sind schlecht reproduzierbar und in der Temperatur nicht regelbar. Ferner gibt es hierbei keine befriedigenden Speichermöglichkeiten, geschweige denn Messoptionen für übergegangene Wärmemengen oder ähnliches. Andere, nicht in der zahnärztlichen Routine vorkommende Sensibilitätsprüfungen wie zum Beispiel elektrische Verfahren sind zwar gut reproduzierbar (Dal-Santo et al. 1992; Fulling et al., 1976 ; Kitamura et al., 1983; Cooley et al., 1984; Fuss et al.,

1986), wegen der hohen Kosten und des großen Aufwandes weniger geeignet (Matthews et al., 1974).

Die Erfahrungen mit den VT-Geräten lassen zahlreiche Optionen für die Zukunft erkennen. Die reproduzierbaren und speicherfähigen Messungen lassen für wissenschaftliche und praktische Zwecke Verlaufskontrollen zu. Denkbar wäre zum Beispiel die Kontrolle der Sensibilität von Zähnen vor und nach zahnärztlichen Eingriffen. So könnte man die Messwerte eines Zahnes vor der Füllungstherapie speichern und mit den Werten nach abgeschlossener Behandlung vergleichen um so Rückschlüsse über den Zustand der Pulpa zu erhalten. Dafür müsste jedoch in weiteren wissenschaftlichen Untersuchungen gezeigt werden, ob die intraindividuellen Messwerte verlässlich sind oder ob auch hier starke Schwankungen auftreten. Das Verhalten der Sensibilität bei Zähnen mit verschiedenen Füllungsmaterialien, der Einfluss circadianer Faktoren oder das Ansprechverhalten von überempfindlichen Zähnen nach verschiedenen Desensibilisierungsmaßnahmen wären ebenso interessante Forschungsgebiete. Auch hier muss jedoch vorher die Reproduzierbarkeit der intraindividuellen Messungen bewiesen sein.

Außerdem gibt es mit diesen Geräten nun variable, zuverlässige Sensibilitätsprüfungen für den praktisch tätigen Zahnarzt, die einfach und preiswert in der Handhabung sind.

5. LITERATUR

Ahlquist, M.L., Edwall, L.G.A., Franzen, O.G., Haegerstam, G.A.T.:

Perception of pulpal pain as a function of intradental nerve activity, Pain, 19 (1984), 353-366

Arwill, T.: Innervation of the teeth. Stockholm, Tran. Roy, Schools Dent., Stockholm and Umea 1958

Anderson, D.J., Hannam, A.G., Matthews, B.: Sensory Mechanisms in Mammalian Teeth and their supporting Structures.

Physiol. Rev. 50 (1970):171.195

Bender, I.B.: Pulp biology conference: a discussion. J. Endodont. 4, 37(1978)

Bernick, S.: Innervation of the human tooth. Anat. Rec. 101, 81 1948

Brännstroem, M. : Dentinal and pulpal response.I. Applikation of reduced pressure to exposed dentine. Acta odont. Scand., 18, 1-15 (1960)

II.Application of an air stream to exposed dentine. Short observation period. Acta odont. Scand.,18, 17-28 (1960).

III. Application of an air stream to exposed dentine. Long observation period.Acta odont. Scand., 18, 235-252 (1960)

Brännstroem, M. und Garberoglio, R : The dentinal tubules and the odontoblast process. A scanning electron microscope study. Acta odont. Scand., 30, 291-311 1972

Braden, M.: Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. J. dent. Res. 43, 315-322 (1964)

Brookhart, J.M., Livingston, W.K., Haugen, F.P.: Functional characteristics of afferent fibers from the tooth pulp of cat. J. Neurophysiol. 16 (1953):634-642

Byers, M.R.: Dental sensory receptors. Int Rev Neurobiol 25, 39 (1984)

Byers, M.R.: Fine structure of Trigeminal Receptors in Rat Molars;
Elsevier/NorthHolland, Amsterdam 1977

Cooley, R.L., Stilley, J., Lubow, R.M.: Evaluation of a digital pulp tester. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1984;58:437-42

Dal-Santo, F.B., Throckmorton, G.S., Ellis, E.: Reproducibility of data from a hand-held digital pulp tester used on teeth and oral soft tissue. Oral Surg., Oral Med. Oral Pathol. 1992 jan;73 (1):103-8

Dong, W.K., Chudler, E.H., Martin, R.F.: Physiological properties of intradental mechanoreceptors. Brain Res 334, 389 (1985)

Dummer, P.M., Tanner, M., McCarthy, J.P. (1986): A laboratory study of four electric pulp testers. Int. Endod. J. 19, 161-171

Edwall, L.: Some Effects of Sympathetic Nerve Activation in Oral Tissues as studied by Tracer Disappearance. Stockholm: Kihlstroem und Soener (1971)

Edwall, L., Kindlova, M.: The effect of sympathetic nerve stimulation on the rate of disappearance of tracers from various oral tissues. Acta odont scand 29, 387-400 (1971)

Edwall, L., Olgart, L.: A new technique for recording of intradental sensory nerve activity in man, Pain, 3, (1977), 121-125

Edwall, L.: Regulation of pulpal blood flow. J. Endod. 6, 434 1980

Edwall, B. et al.: Blood flow changes in the dental pulp of the cat and rat measured simultaeneously by laser Doppler flowmetry and local I125 clearance
Acta Physiol. Scand. 1987, 131, 81-91

Engstroem, H. und Oehmann, A.: Studies on the innervation of human teeth.
J. dent.Res.,39,799-809 1960

FearnheadR.W.:The neurohistology of human dentine.Proc.R.Soc.Med.,54 877-884
(1961)

Frank,R.M., Sauvage,C. und Frank,P. :Morphological basis of dental sensitivity. Int.
dent. J. 22, (1972): 1-19

Fulling H.J., Andreasen, J.O.: Influence of splints and temporary crowns upon
electric and thermal pulp-testing procedures. Scand J Dent Res 1976, 84:291-6

Funakochi,M. und Zottermann, Y.: A study in the excitation of dental pulp nerve
fibres. In: Sensory Mechanisms in Dentine, Hrsg.: Anderson, D.J., pp. 60-72.
Oxford: Pergamon (1963)

Fuss, Z., Trowbridge, H., Bender, I.B., Rickoff, B., Sorin, S.:Assessment of reliability
of electrical and thermal pulp testing agents. J Endod 1986; 12:301-5

Gängler/Pilz: über Vergleiche physikalischer Reizprüfungsergebnisse mit dem
histologischen Bild;Dt. Stomatol 20 (1970) 81-83

Hannam, A.G., Siu, W., Tom, J. (1974): A comparison of monopolar and bipolar pulp testing. J. Can. dent. Ass. 40, 124-128

Harris, R. und Griffin, C.J.: Fine structure of nerve endings in the human dental pulp. Archs oral Biol., 13, 773-778 (1968)

Hensel, H., Mann, G.: Temperaturschmerz und Wärmeleitung im menschlichen Zahn, Stoma, (1956), 76-85

Johnson, D.C. und Karlsson, U.L.: Electron microscopic quantitations of feline primary and permanent incisor innervation. Archs oral Biol., 19, 671-678 (1974)

Johnson, G. : The hydrodynamics of the dentine and its clinical applications. Stockholm : Tryckeri Balder AB (1974)

Johnson, G. und Brännström, M.: The sensitivity of dentine. Changes in relation condition at exposed tubule apertures. Acta odont. Scan. , 32, 29-38 (1974)

Jyväsjärvi, E., Kniffki, K.-D.: Cold stimulation of teeth: A comparison between the responses of cat intradental A-delta and C-fibres and human sensation. J Physiol 391, 193 (1987)

Jyväsjärvi, E., Kniffki, K.-D.: Afferent C-fibre innervation of cat tooth pulp: confirmation by electrophysiological methods, J. Physiol., 411 (1989) 663-675

Kitamura, T., Takahashi, T., Horiuchi, K.: Electrical characteristics and clinical application of a new automatic pulp tester. Quintessenz Int Dent J 1983;14:45-53.

Kolbinson, D.A., Teplitski, P.E.: Electrical pulp testing with examination gloves. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol. 1988;65 (1):122-6

Kramer, I.R.H.:The vascular architecture of the human dental pulp. Arch. oral Biol. 2, 177 (1960)

Langeland,K. und Yagi,T.:Investigations on the innervation of teeth.Int.dent.J.(lond.) 22, 240-269 (1972)

Lewis, T., Pochin, E.E.: The double pain response of the human skin to a single stimulus, Clin. Sci., 3 (1937), 67-76

Lin et al.: Pulp biopsies from the teeth associated with periapical radiolucency. J. Endodont. 10: 436, 1984

Lutz, F., Moermann,W., Lutz,T. : Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee. Schweizer Monatsschrift Zahnheilkunde 84, 709-725 (1974)

Matthews, B., Searle, B.N., Adams, D., Linden, R.: Thresholds of vital and non-vital teeth to electrical stimulation with electric pulp testers. Br. dent. J. 137, 352-355

Matthews, B., Horiuchi, H., Greenwood, F., 1974: The effects of stimulus polarity and electrode area on the threshold to monopolar stimulation of teeth in human subjects with preliminary observations on the use of a bipolar pulp tester. Archs oral Biol. 19, 35-42

Matthews, B., Searle, B.N. (1974): Some observations on pulp testers. Br. dent. J. 137, 307-312

Matthews,B.: Effects of the sympathetic stimulation on the response of intradental nerves to chemicalstimulation of dentine. In: Advances in Pain Research and Therapy, Bd. 1, hrsg. Bonica,J.J. und Albe-Fessard,D.G., pp 195-203, New York: Raven Press (1976)

Matthews, B., Searle, B.N. (1976): Electrical stimulation of teeth. Pain 2, 245-251

Meyer, M.W.: Methodologies for studying pulpal hemodynamics. J. Endodont. 6, 466 (1980)

Mumford, J. M.: Evaluation of gutta percha and ethyl chloride in pulp testing. Brit. Dent. J., 116, 338-342 (1964)

Mumford, J.M.; Newton, A.V., 1969: Zone of excitation when electrically stimulating human teeth. Archs oral Biol 14, 1383-1388

Mumford, J.M. und Bowsher, D.: Pain and protopathic sensibility. A review with particular reference to the teeth. Pain, 2 (1976), 223-243

Naylor, M.N.: A thermo-electric tooth stimulator. Brit. Dent. J., 10, 228-230 (1961)

Newton, A.V. und Mumford, J.M.: Thermal flow through human teeth. Dent. Practit. dent. Rec., 21, 84-86, (1970)

Noga, B.R., Holland, G.R.: Sympathetic innervation at the apex of the cat's canine tooth-a quantitative analysis. Anat Anz 153, 137 (1983)

Northeast, S.e. :The effects of silicate cement fillings on the response of intradental nerves to chemical and osmotic stimulation of dentine in the cat. Int. Ass. Dent. Res. (Brit. Div.) Abstr. 224 (1980).

Peters, D.D., Mader, C.L., Donnelly, J.C., (1986) Evaluation of the effects of carbon dioxide used as a pulp test. 3 in vivo effect on human enamel. J. Endod. 12, 13-20

Petersson, K., Soderstrom, C., Kiani-Anaraki, M., Levy, G.: Evaluation of the ability of thermal and electrical tests to register pulp vitality. *Endod. Dent. Traumatol.* 1999 Jun.; 15 (3):127-31

Pohto, P. und Antila, R. : Innervation of blood vessels in the dental pulp. *Int. dent. J. (Lond.)*, 22, 228-239 (1972)

Raab, W.H.-M., Magerl, W., Müller, H.: Changes in dental blood flow following electrical tooth pulp stimulation- influences of capsaicin and guanethidine. *Agents actions* 25, 237 (1988)

Raab, W.H.-M.: Die Laser-Doppler-Flußmessung: Untersuchungen zur Mikrozirkulation der Zahnpulpa. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 198-200 (1989)

Raab, W.H.-M. et. al.: die Vitalitätsprüfung der Zahnpulpa mit der Laser-Doppler-Flußmessung; *dsch. Zahnärztl. Z.* 45, 725.727 (1990) 11

Reynolds, R.L.: The determination of pulp vitality by means of thermal and electrical stimuli. *Oral Surg.*, 22, 231-240 (1966)

Robinson, A.D. : A preliminary investigation of the pain response to mechanical deformation of the teeth. *Archs oral Biol.*, 9, 281-286 (1964)

Robinson, P.P. 1987: A comparison of monopolar and bipolar electrical stimuli and thermal stimuli in determining the vitality of autotransplanted human teeth. *Archs oral Biol.* 32, 191-194

Saunders, R.L de, C.H., H.O.E. Röckert: Vascular supply of dental tissues, including lymphatics. In Miles, A.E.W.: *Structural and Chemical Organization of Teeth*, vol.1. Academic Press, New York 1967 (p. 199)

Scott, D.jr., Maziarz, R.:What is the Most Unique Form of stimulus to evoke Dental Pain?

Raven Press, New York 1976, pp. 205-213

Seltzer, S., I.B. Bender: The Dental Pulp. Biologic Considerations in Dental Procedures, 3rd ed. Lippincott, Philadelphia 1984 (pp. 78-151)

Taatz, H., A. Stiefel: Untersuchung zur Ultrastruktur menschlicher Pulpanerven. Dtsch. Zahn- Mund- und Kieferheilk. 54, 21, 1970

Thompson, B.H., F.R. Portell, G.R. Hartwell: Two root canals in a maxillary lateral incisor. J. Endodont. 11, 353 (1985)

Torebjörk, H.O., Hallin, R.G.: Recording of impulses in unmyelinated nerve fibres in man: afferent C fibre activity, Acta Anaesthesiol. Scand., 70 Suppl. (1978), 124-129

Torebjörk, H.O., Ochoa, J.L.: Specific sensations evoked by activity in single identified sensory units in man, Acta Physiol. Scand., 110 (1980), 445-447

Trowbridge, H.O., Franks, M., Korostoff, E., Emling, R.:

Sensory response to thermal stimulation in human teeth. J Endod. 1980

Jan;6(1):405-12.

Wagers, P.W. und Smith, C.M.: Responses in dental nerves of dogs to tooth stimulation and the effects of systematically administered procaine, lidocain and morphin. J. Pharmacol. Expt. Therap. ,103, 89-105 (1960)

6. ABSTRACT

Untersuchung zur Schmerzreizantwort von Zähnen

Einleitung: Zur indirekten Bestimmung der Vitalität eines Zahnes wird häufig thermische Stimulation verwendet. Dabei werden über die Schmerzreizantwort des Zahnes Rückschlüsse auf die Vitalität gezogen.

Ziel: Ziel der Studie war es, ein Gerät zur Sensibilitätsprüfung zu entwickeln, das reproduzierbare Applikationen unterschiedlicher Temperaturen und Messungen verschiedener Parameter zur Objektivierung ermöglicht. Danach sollte das Schmerzreizverhalten von Zähnen auf thermische Reize untersucht und auf inter/intraindividuelle Reproduzierbarkeit sowie Unterschiede zwischen den Zahngruppen verifiziert werden.

Material und Methode: Ausgehend von einem Prototyp, entstand das neue Thermosensibilitätsprüfgerät. Es besteht aus einem Applikator und einer Kontrollstation zur Steuerung, Messung und Archivierung der Daten via PC. Die Temperatur wird durch ein CO₂-Gasentspannungsmodul und ein Heizelement geregelt. An gesunden Zähne junger Probanden (n=32) wurden nun Messungen (>2300) bei Temperaturen zwischen -45°C und 50°C durchgeführt. Meßwiederholungen wurden durchgeführt. Die so gewonnen Daten (Latenzzeit, übergetretene Wärmemenge, Kontinuität) wurden per Pc gespeichert und ausgewertet.

Ergebnisse: Es fallen große interindividuelle Schwankungen in den Meßwerten auf. Es gibt sehr hohe Standardabweichungen. Die Werte für den einzelnen Probanden sind stabiler. Es fällt eine Zunahme der Latenzzeit von Front- über Eck- zu Seitenzähnen auf.

Diskussion: Die VT-Gerätereihe ist einfach in der Anwendung, variabel in der Temperatur, reproduzierbar und sehr genau. Die Unterschiede in der Schmerzantwort der Individuen sind sehr groß. Mit zunehmender Tiefe der Temperatur sinken die Differenzen zwischen den Extremwerten. Daher sollte in der Sensibilitätsprüfung eine angepaßte Temperatur gewählt werden. Die Zunahme der Latenzzeit von Front- zu Seitenzähnen könnte von der thermischen Leitfähigkeit der Zahnhartsubstanzen und von deren Dicke abhängen.

7. LEBENS LAUF

Von Sebastian Edmund Michaelis, geb. 20.2.1972 in Hagen-Haspe

Werdegang:

1978-1982 Grundschule Volmarstein

1982-1991 Städt. Gymnasium Wetter

1991 Abitur

1991-1992 Zivildienst in den orthopädischen Anstalten Volmarstein; Tätigkeiten:
Betreuung körperlich Behinderter, später Betreuung geistig/schwer mehrfach
Behinderter

ab WS 1991/1992 Studium der Zahnheilkunde an der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

1995 Physikum, Gesamtnote gut

1998, Oktober Staatsexamen, Gesamtnote gut

1998 November Approbation als Zahnarzt

seit 1997 beratende Tätigkeiten auf Dentalmessen

seit 1999 intensive Fortbildung

1999-2001 Tätigkeit als Assistent in Praxis Dr.Neuhaus/Dr.Hulde in Dortmund

seit 2001 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnerhaltung, HHU-
Düsseldorf

seit 2001 Mitglied in der Deutschen Gesellschaft für Zahn- Mund- und
Kieferkrankheiten (DGZMK), sowie der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung
(DGZ)