

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 thermisch-energetischen Sensibilitätsprobe an Seitenzähnen

Dissertation

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

Thorsten Blauhut

2005

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

gez.: Univ.-Prof. Dr. W. H.-M. Raab
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. W. H.-M. Raab

Koreferent: Univ.-Prof. Dr. A. Herforth

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	5
1.1	Die mechanische Reizung	7
1.2	Die chemische Reizung	7
1.3	Die elektrische Reizung	7
1.4	Die thermische Reizung	8
1.5	Ziel der Studie	10
2.	Material und Methode	11
2.1	Einleitung	11
2.2	Geräteentwicklung	11
2.3	Entwicklungsstufen	12
2.4	Auswahlkriterien.....	13
2.5	Einschlusskriterien	13
2.6	Versuchsablauf	13
2.7	Optimierung des Versuchsdesigns.....	15
3.	Ergebnisse.....	16
3.1	Zahngruppe und Temperatur	16
3.1.1	OK 4er	16
3.1.2	UK 4er.....	16
3.1.3	OK 5er	17
3.1.4	UK 5er.....	17
3.1.5	OK 6er	18
3.1.6	UK 6er.....	18
3.1.7	OK 7er	19
3.1.8	UK 7er.....	19
3.2	Übertragene Wärmemenge.....	20
3.3	Diagramme	20
3.3.1	OK 4er	20
3.3.2	UK 4er.....	21

3.3.3	OK 5er	21
3.3.4	UK 5er.....	22
3.3.5	OK 6er	22
3.3.6	UK 6er.....	23
3.3.7	OK 7er	23
3.3.8	UK 7er.....	24
4.	Diskussion	25
5.	Literatur.....	29
6.	Zusammenfassung.....	36
7.	Lebenslauf	37

1. Einleitung

Wesentlicher Bestandteil der klinischen Diagnostik ist die Überprüfung der Vitalität des pulpalen Gewebes eines Zahnes (Arnold, 1965; Fischer, 1973), um zu entscheiden, ob eine endodontische Therapie indiziert ist.

Die verschiedenen Möglichkeiten, die Zahnpulpa auf ihre Vitalität zu überprüfen, sollen im folgenden erörtert werden.

Mit der Probetrepanation, die als invasives Verfahren dem Prinzip der geringstmöglichen Schädigung widerspricht und daher auf den Einzelfall beschränkt bleiben sollte, ist es möglich, die Durchblutung des Zahnmarks unmittelbar nachzuweisen.

Fanibunda beschrieb 1986 eine Methode, bei der durch Messung der Oberflächentemperatur der Zahnkrone, ähnlich wie bei Howell et al., 1970, zwischen vitalen und avitalen Zähnen unterschieden werden kann. Eine signifikante Temperaturdifferenz zwischen beiden Zahngruppen wurde zwar nachgewiesen, jedoch nur unter Einhaltung strenger Bedingungen, die sich in der zahnärztlichen Praxis nur schwer umsetzen lassen.

Lediglich experimentellen Charakter haben die Pulsoxymetrie (Schnettler und Wallace, 1991; Schmitt et al., 1991; Rhadakrishnan et al., 2002), die Photoplethysmographie (Gherardi und Montanari, 1981) und die Thermographie (Kells et al., 2000)

Mithilfe der Laser-Doppler-Flussmessung, LDF, lässt sich die Mikrozirkulation in umschriebenen Gewebsabschnitten direkt nachweisen (Riva et al., 1972). Edwall et al (1987) haben mit dieser Methode den Blutfluss in der Kronenpulpa überwacht, quantitative Bestimmungen pulpaler Durchblutungsänderungen konnten Raab et al. 1988 und 1989 vornehmen. In der Literatur wurde die LDF zur Vitalitätsprüfung von Zähnen bereits vielfach untersucht (Odor et al., 1996; Evans et al., 1999; Roeykens et al., 1999; Roebuck et al., 2000); sie wird als sehr zuverlässig erachtet. Das Verfahren funktioniert allerdings nicht bei Zähnen, die großflächig gefüllt oder überkront sind, und ist darüber hinaus sehr aufwendig in der Durchführung. In der zahnärztlichen Praxis spielt es deshalb noch keine Rolle, auch wenn Raab et al. 1990 zeigten, dass

die LDF unter bestimmten Voraussetzungen klinisch umsetzbar ist. Bei der Untersuchung der Vitalität traumatisierter Zähne hat sich das Verfahren als sehr verlässlich erwiesen (Olgart et al., 1988; Mesaros und Trope, 1997). So ist es in diesem Bereich sehr gut für die Langzeitbeobachtung geeignet (Roeykens et al., 2002).

Die Sensibilitätsprobe ist in der Zahnheilkunde der mit Abstand am weitesten verbreitete Weg, die Vitalität der Pulpa zu überprüfen (Mayer und Heppe, 1974; Mayer, 1975; Velvart und Reimann, 1988). Dabei untersucht man einen Zahn auf seine Fähigkeit, auf einen von außen auf ihn einwirkenden Reiz mit einer Schmerzempfindung zu reagieren. Eine solche ist Ausdruck intradentaler Nervaktivität (Edwall und Olgart, 1977; Ahlquist et al. 1984, 1986), woraus man auf ein vitales Endodont schließen kann, da die sensiblen Nervendigungen in der Pulpa nur innerhalb eines intakten Gefäß-Bindegewebes funktionstüchtig sind.

Auf der anderen Seite lässt sich in vielen Fällen aus dem Ausbleiben einer Schmerzempfindung auf eine Reizung darauf schließen, dass das Endodont nicht mehr durchblutet wird und nekrotisch geworden ist.

Bei allen Sensibilitätstest muss beachtet werden, dass sowohl falsch negative als auch falsch positive Ergebnisse möglich sind. Falsch negativ kann ein traumatisierter Zahn reagieren, obwohl seine Pulpa noch vital ist (Teitler et al., 1972; Bhaskar und Rappaport, 1973). Daher darf bei einem negativen Testergebnis unmittelbar nach einem Trauma nicht voreilig auf die Avitalität des Zahnes geschlossen werden, sondern müssen regelmäßige Folgeuntersuchungen erfolgen (Jacobsen, 1980). Zu falsch positiven Ergebnissen kann es bei der elektrischen Sensibilitätsprobe kommen (s.u.), bei parodontal akut entzündeten Zähnen, oder weil ein überängstlicher Patient auf den Reiz reagiert, obwohl es zu keiner Schmerzempfindung kommt (Eli, 1993; Eli et al., 1997).

Pollmann und Harris zeigten 1978, dass die individuelle Schmerzschwelle sowohl circadianen als auch circaannualen Schwankungen unterliegt, weshalb die Sensibilitätsprobe mit Reizintensitäten nahe der Schmerzschwelle ungenaue Ergebnisse liefern kann.

Raum für Missinterpretationen bietet die Tatsache, dass die Stimulation der Zahnpulpa auch Empfindungen auslösen kann, die nicht unbedingt mit Schmerz gleichgesetzt werden müssen, sondern als sogenannter Vorschmerz (prepain) bezeichnet werden (Mumford und Stanley, 1981).

Im folgenden werden die verschiedenen Arten der Reizung, die bei der Sensibilitätsprobe auf einen zu überprüfenden Zahn angewendet werden können, besprochen.

1.1 Die mechanische Reizung

Für die mechanische Stimulation eines Zahnes kommen mehrere Möglichkeiten in Betracht. So reicht in vielen Fällen die Berührung von freiliegendem Dentin mit einer zahnärztlichen Sonde aus, einen Schmerz auszulösen (Johnson, 1974; Johnson und Braennstroem 1974; Zhang et al., 1995). Robinson verwendete 1964 Hebelkräfte an der Zahnkrone um Schmerzsensationen hervorzurufen. In der Praxis spielen diese Verfahren jedoch keine Rolle, wenn es um die Unterscheidung von vitalen und avitalen Zähnen geht, da sie zu ungenau sind.

1.2 Die chemische Reizung

Das Aufbringen von chemischen Substanzen auf freiliegendes Dentin kann durch osmotische Vorgänge in den Dentinkanälchen Schmerz auslösen (Northeast, 1980), diese Methode erfordert jedoch freiliegendes Dentin und kommt somit nicht für alle zu testenden Zähne in Betracht.

1.3 Die elektrische Reizung

Testverfahren mit elektrischem Strom (Jones, 1967; Pilz und Gängler, 1969; Civjan et al., 1973; Grayson, 1977; Pepper und Smith, 1981) beruhen auf den besonderen Leitverhältnissen der Zahnhartsubstanzen im Gegensatz zum umgebenden Weichgewebe. Der Scheinwiderstand des Zahnes, seine Impedanz, setzt sich aus einer ohmschen und einer kapazitiven Komponente zusammen. Erstere Komponente ist um bis zu eine Zehnerpotenz größer als im umliegenden Gewebe. Werden nun Rechteckimpulse durch den Zahn geleitet, so verformen sie sich in typischer Weise; die dabei entstehenden Stromspitzen sind der eigentliche Reiz für den Zahn.

Kommt es zu einer Schmerzsensation, lässt sich daraus eine Aussage über die Vitalität der Zahnpulpa treffen, nicht jedoch über den Entzündungsgrad, da es keine Relation zwischen Schmerzschwelle und histologischem Zustand der Pulpa gibt

lation zwischen Schmerzschwelle und histologischem Zustand der Pulpa gibt (Mumford, 1967). Zu beachten ist weiterhin, dass es im Laufe von kurzfristig wiederholten Testungen an ein und demselben Zahn zu Adaptationsvorgängen kommt, die eine genaue Beurteilung des Ergebnisses erschweren (Mumford, 1965).

Dal-Santo et al. wiesen 1992 nach, dass die Methode der elektrischen Vitalitätsprüfung sehr gut reproduzierbare Resultate liefert.

Der Nachteil dieses Verfahrens besteht darin, dass es zu Nebenschlüssen über die Gingiva kommen kann, die ein falsch positives Ergebnis zur Folge haben, und die nur durch gründliche Trockenlegung zu vermeiden sind. Aus diesem Grund können mit Metallkronen versorgte Zähne nicht überprüft werden, ebenso wie Zähne, die mit einer Keramikkrone versehen sind, da die Keramik einen Isolator für elektrischen Strom darstellt.

1.4 Die thermische Reizung

In der zahnärztlichen Praxis hat die thermische Sensibilitätsprobe weite Verbreitung gefunden, nicht zuletzt, weil sie vergleichsweise unkompliziert in der Anwendung und dennoch sehr zuverlässig ist. Temperaturveränderungen am Zahn breiten sich als sphärische Isothermen ausgehend vom Applikationsort des Reizes aus (Newton und Mumford, 1970) bis sie erregbare neuronale Strukturen erreichen.

Als thermischer Reiz kommen entweder Hitze oder Kälte in Frage. Ein Hitzereiz wird mit erwärmter Guttapercha oder einem erwärmten zahnärztlichen Instrument auf den Zahn appliziert (Rugg-Gunn, 1967; Trowbridge et al., 1980). Da ein Zahn jedoch erst bei Temperaturen von mindestens 46°C auf einen solchen Reiz reagiert, besteht dabei immer das Risiko der Pulpaschädigung durch Eiweißdenaturierung. Liegt eine infizierte Pulpanekrose vor, so kann es durch die Ausdehnung erwärmter Gase im Zahninneren zu einem falsch positiven Testergebnis kommen. Wenn die Guttapercha bzw. das Instrument nicht heiß genug ist, muss man mit einer falsch negativen Probe rechnen. Im Vergleich zu elektrischen Testverfahren oder solchen mit Kälte (s.u.) erwies sich die Methode mit Hitze als weniger zuverlässig (Petersson et al., 1999). Insgesamt betrachtet sollte die Sensibilitätsprobe mit einem Hitzereiz daher dem Ausnahmefall vorbehalten sein.

Als Quasi-Standard hat sich die Sensibilitätsprobe mit Kälte etabliert. Um einen Kältereiz am Zahn zu erzeugen, reicht es unter Umständen schon aus, mit Hilfe von Luft Flüssigkeit aus den Dentinkanälchen zu verdunsten (Braennstroem, 1960; Coleman und Kinderknecht, 2000), was allerdings freiliegendes Dentin voraussetzt.

Es stehen verschiedene Substanzen zur Verfügung, die, auf den Zahn aufgebracht, diesem Wärme entziehen, und dadurch einen Kältereiz auslösen. Lange Zeit war Chlorethyl das Mittel der Wahl, das mit Wattepellets appliziert wird und durch Verdunstung Temperaturen bis zu -10°C erreicht. Tiefere Temperaturen erreicht man mit Kälteaerosolen, die entweder ebenfalls mit Wattepellets appliziert werden oder direkt auf den zu testenden Zahn gesprüht werden (z.B. bis zu -56°C mit Frigen®, das als FCKW allerdings aus Umweltschutzgründen nicht mehr angewendet werden darf).

Kohlensäureschnee („Trockeneis“) hat eine Temperatur von -78°C . Er wird direkt auf den Zahn appliziert, und entzieht diesem durch Sublimation Wärme. In der Literatur ist die Verwendung von Trockeneis zur Sensibilitätsprobe sehr gut beschrieben. So weiß man, dass CO_2 -Schnee in der Pulpa höhere Thermogradienten induziert als Kältespray oder Eis (Peters und Augsburg, 1981; Augsburg und Peters, 1981; Wichmann, 1991). Was die Auswirkungen auf den Zahnschmelz angeht, sind die Aussagen in der Literatur widersprüchlich. Lutz et al. haben 1974 herausgefunden, dass es bei der Applikation von CO_2 -Schnee zu Schmelzsprüngen kommen kann, die stärker ausgeprägt seien als bei Verwendung von Kälteaerosolen (Bachmann und Lutz, 1976). Ingram und Peters hingegen haben 1983 beschrieben, dass sowohl bei extrahierten Hundezähnen als auch bei menschlichen Zähnen (Peters et al., 1983), selbst bei zweiminütiger Applikation, mit keinerlei Oberflächenschädigungen im Schmelz zu rechnen sei.

Im Vergleich mit anderen Verfahren zeigte sich, dass die Sensibilitätsprüfung mit Kälte besser reproduzierbare Ergebnisse liefert als die elektrische Reizung (Walline et al., 2000).

1.5 Ziel der Studie

Das Ziel dieser Studie ist es, zu untersuchen, wie schnell die Antwort von Zähnen auf einen thermischen Reiz erfolgt, d.h. wie lange es dauert, bis ein Proband nach der Applikation eines thermischen Schmerzreizes an einem Zahn einen Schmerz wahrnimmt, unabhängig davon, wie stark dieser Schmerz ist.

Hauptaugenmerk liegt dabei auf den interindividuellen Schwankungen der Reaktionszeit. Es soll festgestellt werden, ob es einen allgemeingültigen Zusammenhang zwischen Reizstärke und Reaktionszeit gibt. Da die Dauer bis zu einer Schmerzsen- sation allerdings sehr wahrscheinlich nicht nur von der Stärke des applizierten Reizes sondern auch von vielen anderen Faktoren wie z.B. Erwartungshaltung oder Schmerzschwelle des Probanden abhängt, wird angenommen, dass die Messungen eine hohe interindividuelle Variabilität ergeben werden, was sich durch hohe Standardabweichungen der Reaktionszeiten ausdrücken müsste.

2. Material und Methode

2.1 Einleitung

Da es das Ziel dieser Studie ist, einen Zusammenhang zwischen der Stärke eines thermischen Reizes und der Zeitdauer bis zu einer Schmerzempfindung zu evaluieren, musste eine Möglichkeit gefunden werden, die Reizstärke, die direkt von der Temperatur abhängt, in aufeinanderfolgenden Messungen möglichst genau zu reproduzieren.

Bei den in der zahnärztlichen Praxis üblichen Verfahren der thermischen Sensibilitätsprobe mit Kältespray oder CO₂ ist nicht gewährleistet, dass die am Zahn applizierte Temperatur von Messung zu Messung gleich bleibt. Außerdem ließe sich die tatsächliche Temperatur nur sehr aufwendig messen.

Da auch die Zahl der am Markt erhältlichen Kältesprays begrenzt ist, diese noch dazu alle in einem ähnlichen Temperaturbereich von ca. -40°C bis -50°C liegen, wären die Variationsmöglichkeiten der Reizstärke sehr eingeschränkt.

Die Firma LWS GmbH aus Radeburg hat mit der VT-Serie (VT = Vitalitätstester) ein Gerät entwickelt, das für die Durchführung dieser Studie geeignet war, da es sowohl reproduzierbare Temperaturen, als auch einen sehr großen Temperaturbereich zur Verfügung stellt.

2.2 Geräteentwicklung

Das Ziel der Entwicklung der VT-Serie war es, ein Gerät für die Sensibilitätsprobe zur Hand zu haben, das folgenden Anforderungen genügt:

- Variable, reproduzierbare Temperaturen sowohl im Kalt- als auch im Warmbereich
- Messung der Zeit, bis eine Schmerzempfindung beim Patienten eintritt
- Messung der zwischen Zahn und Applikator ausgetauschten Wärmemenge
- Erfassung sämtlicher anfallender Daten per EDV

Ein Gerät der VT-Serie besteht prinzipiell aus diesen beiden Komponenten:

- Applikator und
- Steuergerät

Der Applikator wird auf eine vorgewählte Temperatur gebracht und dient analog den üblichen CO₂-Stäbchen oder der erhitzten Guttapercha als Prüfkörper für die Sensibilität eines Zahnes. Er beinhaltet neben der eigentlichen Prüfspitze auch die kälte- und wärmeerzeugenden Einheiten sowie die Temperaturmessfühler.

Das Steuergerät, ein Mikrocomputer, hat zum einen die Aufgabe, die Temperatur der Applikatorspitze auf den vom Anwender gewünschten Wert einzuregulieren und zum anderen, während der gesamten Dauer einer Messung, den Temperaturverlauf an der Prüfspitze aufzuzeichnen. Aus den so gewonnenen Daten berechnet es unter anderem die ausgetauschte Wärmemenge sowie die genaue Applikationszeit.

Gleichzeitig stellt das Steuergerät die Schnittstelle zum Anwender dar, und ermöglicht es ihm, diverse Voreinstellungen vorzunehmen, wie z.B. die gewünschte Mess-temperatur oder die Bezeichnung des zu prüfenden Zahnes. Über eine RS232-Verbindung erlaubt es die Übermittlung sämtlicher gewonnener Daten zur Weiterverarbeitung an einen handelsüblichen PC.

2.3 Entwicklungsstufen

In der ersten Entwicklungsstufe wurde die Kälte im Applikator mit Hilfe einer Peltierkaskade aus zwei Elementen erzeugt. Die anfallende Wärme auf der Warmseite der Kaskade wurde mit einem luftgekühlten Wärmetauscher abtransportiert. Das Prinzip der Luftkühlung hatte den entscheidenden Nachteil der zu geringen Kälteleistung der Kaskade, außerdem war der Kühler sehr groß und sehr laut.

Daraus folgte, dass in der zweiten Entwicklungsstufe die Warmseite der Peltierkaskade nun mit Wasser statt mit Luft gekühlt wurde. Die höhere Effizienz der Warmseitenkühlung mit Wasser ermöglichte es, eine zweite Kaskade in den Applikator einzubauen, wodurch sich die Kälteleistung noch einmal stark verbesserte. Es hat sich in zahlreichen Versuchen jedoch herausgestellt, dass zum Erreichen der für eine Sensibilitätsprobe nötigen Temperatur noch eine zusätzliche externe Kühlung des

eigentlichen Kühlwassers nötig war. Doch selbst mit Hilfe der externen Kühlung hat man es nicht geschafft, Temperaturen zu erreichen, mit denen bei der überwiegenden Zahl der Individuen an den meisten Zähnen positive Sensibilitätsproben durchgeführt werden konnten.

In der dritten und vorläufig endgültigen Entwicklungsstufe, VT-3, hat man sich jetzt vollständig von der Peltiertechnik abgewandt. Die Kälte an der Applikatorspitze wird nun durch Ausnutzung des Joule-Thomson-Effektes erzeugt. Es wird CO₂ unter hohem Druck durch eine enge Düse geleitet. Durch Expansion kühlt es dann sehr stark ab, womit sich jetzt wesentlich tiefere Applikationstemperaturen erreichen lassen als bisher (bis -45 °C).

Eine in den Applikator eingebaute Gegenheizung dient der exakten Regelung der Prüfspitzentemperatur.

2.4 Auswahlkriterien

Als Probanden für die Studie kamen nur Personen in Frage, die geistig und motorisch in der Lage waren, den Versuchsablauf nachzuvollziehen.

2.5 Einschlusskriterien

Für die Studie konnten nur Zähne verwendet werden,

- die nicht wurzelgefüllt waren
- nicht überkront waren (die Wärmeleitfähigkeit des Kronenmaterials entspricht nicht dem der natürlichen Zahnhartsubstanz)
- nicht mit großflächigen Füllungen versorgt waren
- keine Zahnhalsdefekte aufwiesen (hierbei ist mit Hypersensibilitäten zu rechnen) und
- nicht aus der ersten Dentition stammten (Milchzähne reagieren nicht zuverlässig auf eine Sensibilitätsprüfung)

2.6 Versuchsablauf

Der im Behandlungsstuhl sitzende Proband hält einen Signalgeber in der Hand, den er betätigen soll, sobald er während der Messung einen Schmerz wahrnimmt.

Der zu messende Zahn wird mittels Watterollen relativ trockengelegt und im zervikalen Bereich mit einem wasserfesten Filzstift markiert. Die Markierung dient dazu, bei wiederkehrenden Messungen die Position des Kälteapplikators möglichst genau zu reproduzieren.

Das Steuergerät wird nun eingeschaltet und auf die gewünschte Messtemperatur eingestellt. Die Applikatorspitze wird mit Glyceringel benetzt und bereits während des Einregelvorganges in die Mundhöhle eingebracht, wobei darauf geachtet werden muss, dass kein Kontakt zur Mundschleimhaut oder zu Zähnen hergestellt wird.

Sobald die vorgesehene Temperatur an der Prüfspitze erreicht wird - das Gerät gibt ein akustisches Signal und meldet „BEREIT“ im Display - wird diese auf den markierten Bereich des zu messenden Zahnes aufgebracht.

Um eine gute Wärmeübertragung zu erreichen sollte die Spitze unter Aufrechterhaltung möglichst gleichmäßigen Kontaktes plan auf der Zahnoberfläche aufliegen und während des gesamten Messvorganges nicht verrutschen.

Die Zeitmessung startet automatisch, sobald die Thermosensoren im Applikator einen Temperaturanstieg registrieren. Beendet wird sie, wenn der Proband einen Schmerz wahrnimmt und den Signalgeber betätigt. Nun kann die Prüfspitze aus der Mundhöhle entfernt werden.

Die gemessene Zeit (und bei dem Gerät der neueren Generation die übertragene Wärmemenge) können nun über die serielle Schnittstelle an einen PC übertragen werden.

Für den Fall einer Fehlmessung kann auch ein Messprotokoll gespeichert werden, aus dem im Einzelnen hervorgeht, welche Temperaturen zu welcher Zeit gemessen worden sind. Fehlmessungen entstehen z.B., wenn der Kälteapplikator auf der Zahnoberfläche verrutscht und damit kein optimaler Wärmeübergang gewährleistet ist. Das Steuergerät ist selbständig in der Lage, anhand von dadurch entstehenden Temperaturschwankungen einen Fehler bei der Messung zu erkennen. Solche Messungen werden verworfen und später wiederholt.

Pro Sitzung wird ein Zahn bei einer bestimmten Temperatur bis zu dreimal gemessen, der Zeitabstand zwischen den Messungen an demselben Zahn sollte mindestens eine Minute betragen, um Adaptationsvorgänge zu verhindern.

2.7 Optimierung des Versuchsdesigns

Der im vorigen Abschnitt beschriebene Ablauf beschreibt bereits das optimierte Versuchsdesign.

Im Laufe der Vorversuche zu dieser Studie kam es sehr häufig zum verfrühten Auslösen von Messungen, weil der Applikator bereits beim Einbringen in die Mundhöhle, noch bevor er auf die Zahnoberfläche aufgesetzt werden konnte, den für den Start der Messung nötigen Temperaturanstieg registrierte. Das konnte dadurch weitestgehend vermieden werden, dass der Applikator bereits während des Einregelvorganges in die Mundhöhle des Probanden eingebracht wurde.

Ein weiteres Problem, das sich während der Vorversuche darstellte, war das Vereisen der Applikatorspitze durch die Luftfeuchtigkeit bei tiefen Temperaturen. Dem konnte dadurch begegnet werden, dass die Spitze mit Glyceringel benetzt wurde, was außerdem die gleichmäßige Wärmeübertragung verbesserte.

3. Ergebnisse

3.1 Zahngruppe und Temperatur

In allen Tabellen geben die jeweiligen Werte die gemessenen Reaktionszeiten in Sekunden wieder.

3.1.1 OK 4er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	0,65	1,85	1,30	0,53
-6° (n=9)	1,25	11,70	5,03	4,95
-10° (n=13)	2,15	12,45	10,84	2,69
-16° (n=19)	1,20	14,40	7,94	4,86
-20° (n=17)	1,65	13,35	9,80	3,60
-26° (n=15)	1,65	12,10	8,81	3,77
-30° (n=14)	0,01	7,55	2,39	2,29
-35° (n=2)	1,00	2,75	1,88	1,24
-40° (n=5)	1,15	2,50	1,64	0,52
-45° (n=3)	0,85	3,55	2,50	1,45

3.1.2 UK 4er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=7)	1,00	12,25	4,51	4,80
-6° (n=12)	0,40	11,35	3,38	4,61
-10° (n=12)	0,85	12,55	9,02	4,46
-16° (n=18)	1,10	14,05	7,11	4,72
-20° (n=18)	0,95	12,80	6,84	4,76
-26° (n=12)	0,55	11,85	5,46	4,50
-30° (n=14)	0,01	6,90	1,17	1,81
-35° (n=1)	0,55	0,55	0,55	∅
-40° (n=7)	0,25	2,05	0,98	0,60
-45° (n=3)	1,00	4,10	2,55	1,55

3.1.3 OK 5er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	0,95	12,05	7,85	4,46
-6° (n=9)	1,25	13,75	8,38	5,48
-10° (n=13)	5,10	13,85	11,46	2,10
-16° (n=18)	4,70	13,35	10,96	2,23
-20° (n=17)	6,70	13,35	10,90	1,54
-26° (n=15)	3,55	12,40	10,52	2,69
-30° (n=11)	0,10	3,85	1,63	1,10
-35° (n=1)	1,80	1,80	1,80	∅
-40° (n=3)	0,85	1,30	1,15	0,26
-45° (n=4)	0,80	7,70	2,99	3,20

3.1.4 UK 5er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	0,50	3,10	1,28	1,04
-6° (n=12)	0,35	16,30	4,62	5,45
-10° (n=16)	0,55	12,75	6,04	5,19
-16° (n=21)	0,55	12,60	6,26	5,13
-20° (n=21)	0,85	12,50	7,29	5,06
-26° (n=14)	0,85	12,75	4,90	4,92
-30° (n=14)	0,05	10,60	1,48	2,70
-35° (n=1)	2,00	2,00	2,00	∅
-40° (n=5)	0,40	1,35	0,69	0,40
-45° (n=1)	2,25	2,25	2,25	∅

3.1.5 OK 6er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	1,65	11,35	4,42	3,60
-6° (n=10)	1,25	8,20	3,52	2,69
-10° (n=16)	0,65	12,95	8,98	4,79
-16° (n=21)	0,95	13,60	8,66	4,35
-20° (n=19)	1,20	12,50	8,19	4,54
-26° (n=15)	0,90	12,10	7,85	4,98
-30° (n=13)	0,40	7,60	1,95	2,09
-35° (n=1)	2,35	2,35	2,35	∅
-40° (n=6)	0,70	6,05	2,58	2,12
-45° (n=4)	0,35	8,25	3,63	3,87

3.1.6 UK 6er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	0,60	11,55	4,98	5,12
-6° (n=12)	0,35	14,25	4,77	4,98
-10° (n=9)	0,50	13,60	8,56	5,96
-16° (n=15)	0,65	14,50	8,51	4,73
-20° (n=16)	0,65	12,80	7,43	5,22
-26° (n=8)	0,70	11,95	6,22	5,23
-30° (n=14)	0,10	8,90	1,81	2,36
-35° (n=1)	0,95	0,95	0,95	∅
-40° (n=6)	0,40	12,15	2,64	4,66
-45° (n=2)	0,50	5,00	2,75	3,18

3.1.7 OK 7er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	2,25	12,25	8,76	4,31
-6° (n=12)	2,75	13,55	9,85	3,49
-10° (n=16)	5,55	12,75	10,88	2,09
-16° (n=21)	2,80	13,80	9,58	3,30
-20° (n=20)	2,00	12,65	9,41	3,80
-26° (n=15)	1,70	13,05	9,61	3,86
-30° (n=10)	0,05	3,25	1,20	0,99
-35° (n=2)	1,00	2,70	1,85	1,20
-40° (n=6)	0,55	3,60	2,01	1,35
-45° (n=3)	0,85	1,40	1,05	0,30

3.1.8 UK 7er

Temperatur	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
0° (n=6)	2,00	13,00	10,06	4,03
-6° (n=12)	1,00	17,10	9,25	5,24
-10° (n=15)	0,75	14,60	9,58	4,62
-16° (n=22)	2,30	13,85	10,05	3,26
-20° (n=21)	1,10	12,95	9,09	4,22
-26° (n=15)	2,05	12,05	8,12	3,98
-30° (n=10)	0,10	14,00	5,15	4,98
-35° (n=1)	0,85	0,85	0,85	∅
-40° (n=6)	0,80	8,55	4,00	3,32
-45° (n=3)	0,65	12,45	4,77	6,66

3.2 Übertragene Wärmemenge

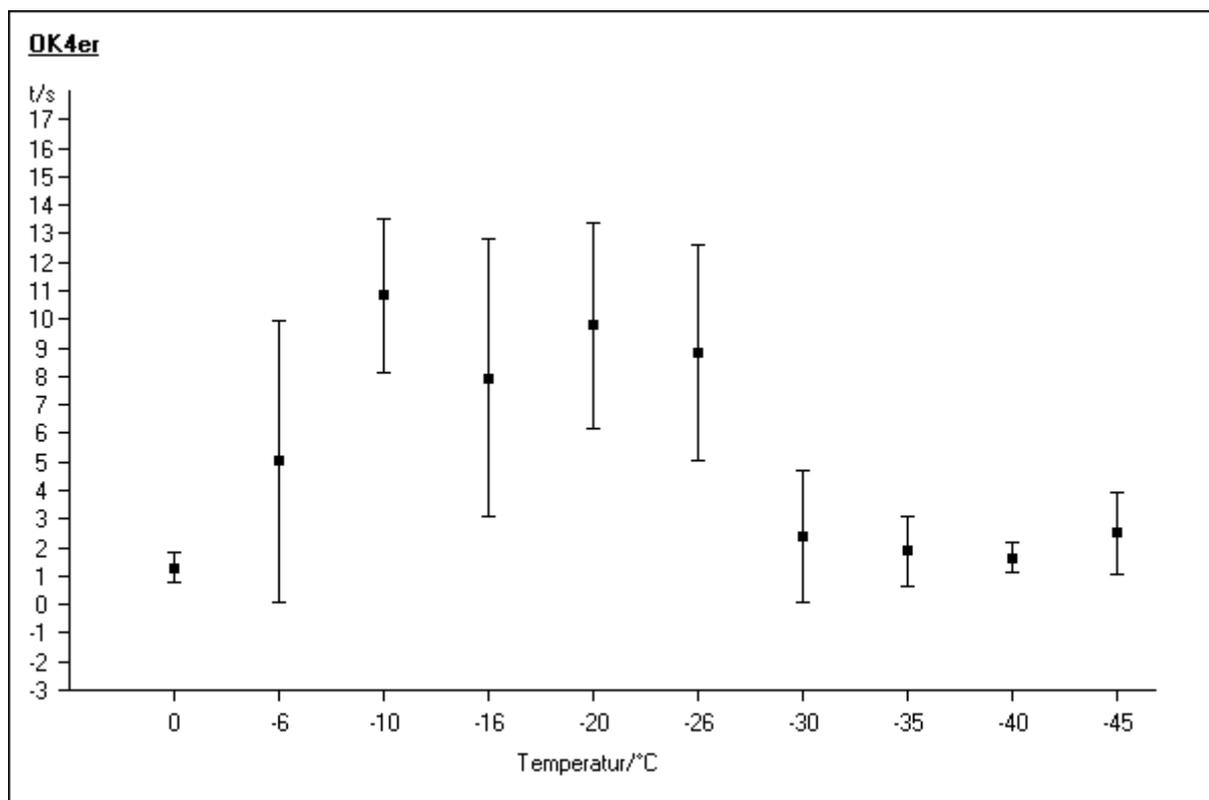
Wärmemenge	Anzahl	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
$0 \leq Q \leq 0,5$	77	0,10	3,10	0,76	0,48
$0,5 \leq Q \leq 1$	46	0,50	5,45	1,66	0,91
$1 \leq Q \leq 2$	29	0,85	8,90	3,65	2,09

Diese Tabelle beschreibt die Reaktionszeiten der Probanden in Abhängigkeit von der übertragenen Wärmemenge (gemessen in Ws). Es wird deutlich, dass die Zeiten größer werden, je mehr Wärme übertragen wurde.

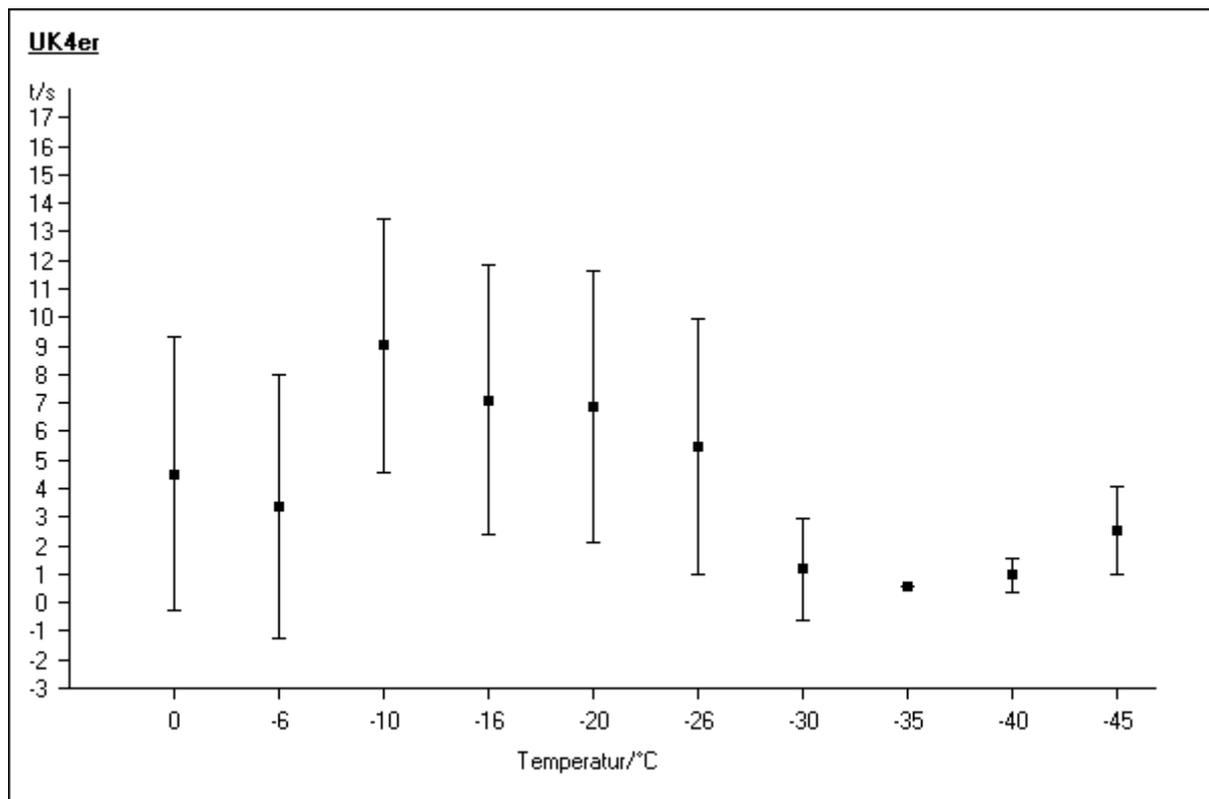
3.3 Diagramme

Die folgenden Diagramme zeigen für jede Zahngruppe den Mittelwert und die Standardabweichungen der gemessenen Reaktionszeiten.

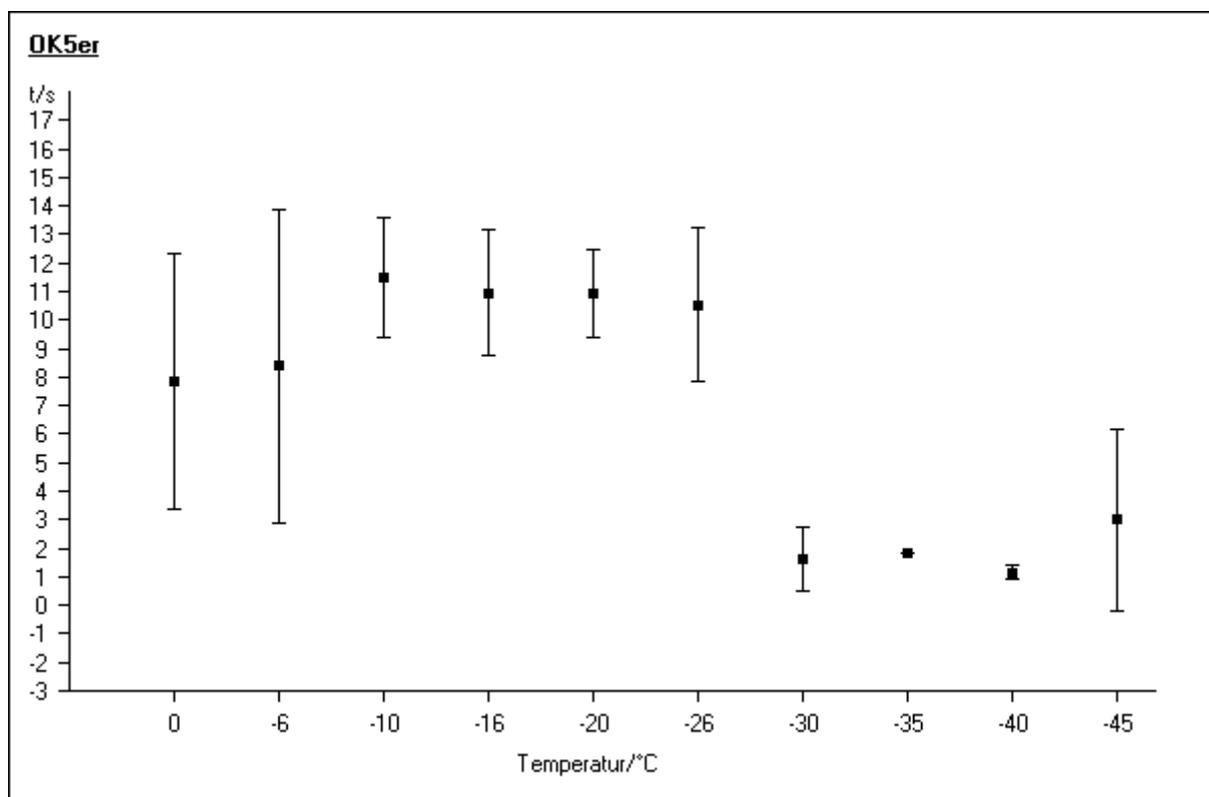
3.3.1 OK 4er



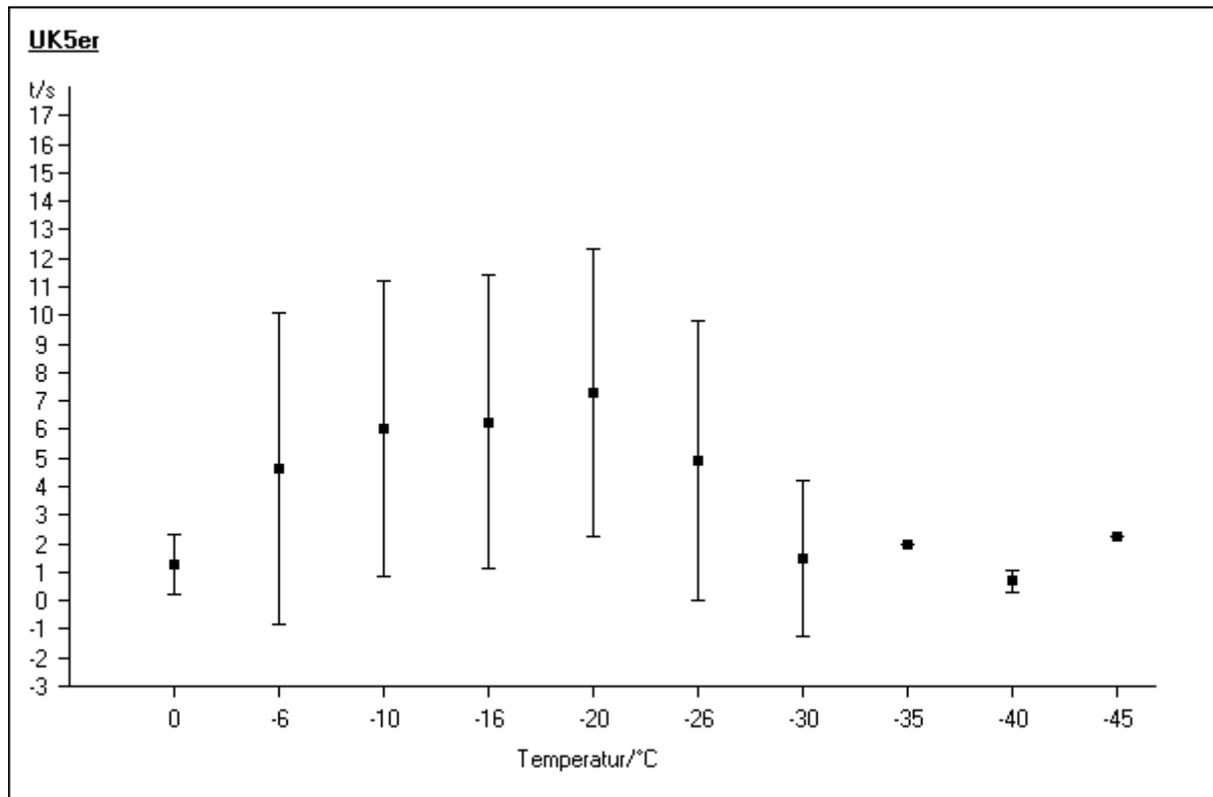
3.3.2 UK 4er



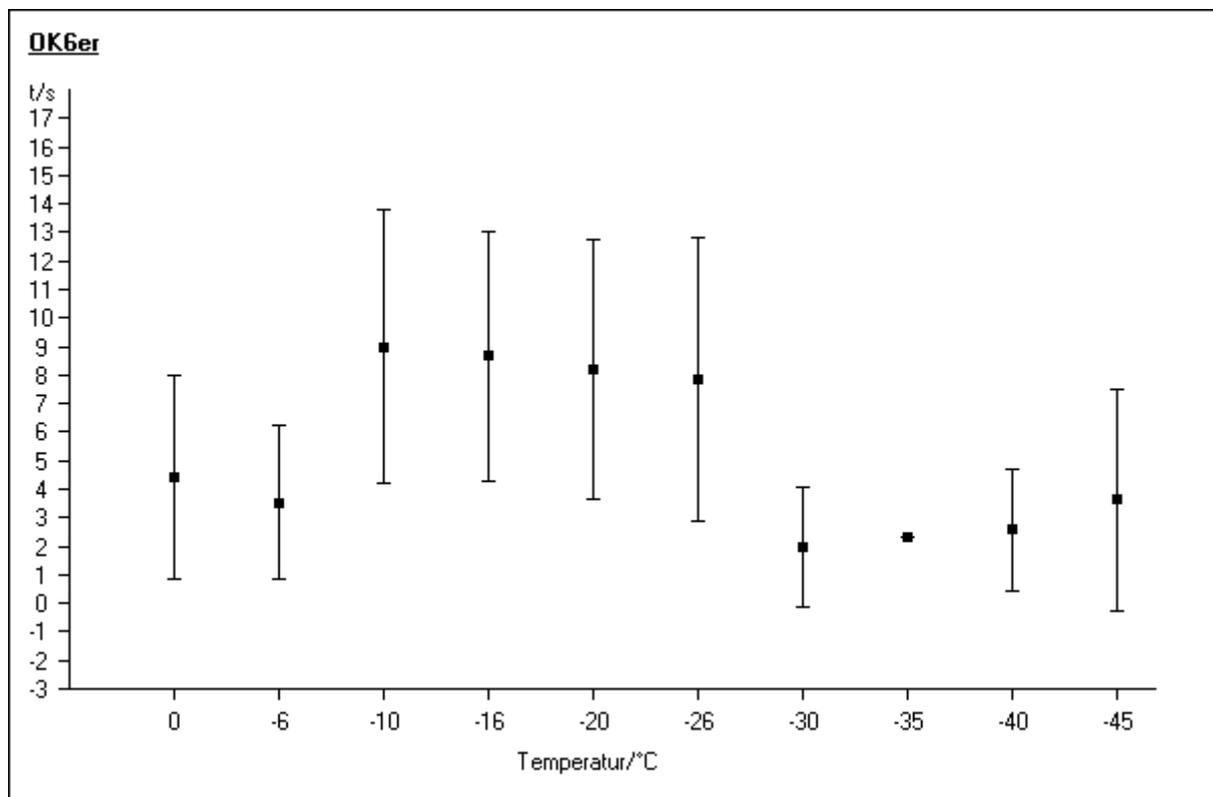
3.3.3 OK 5er



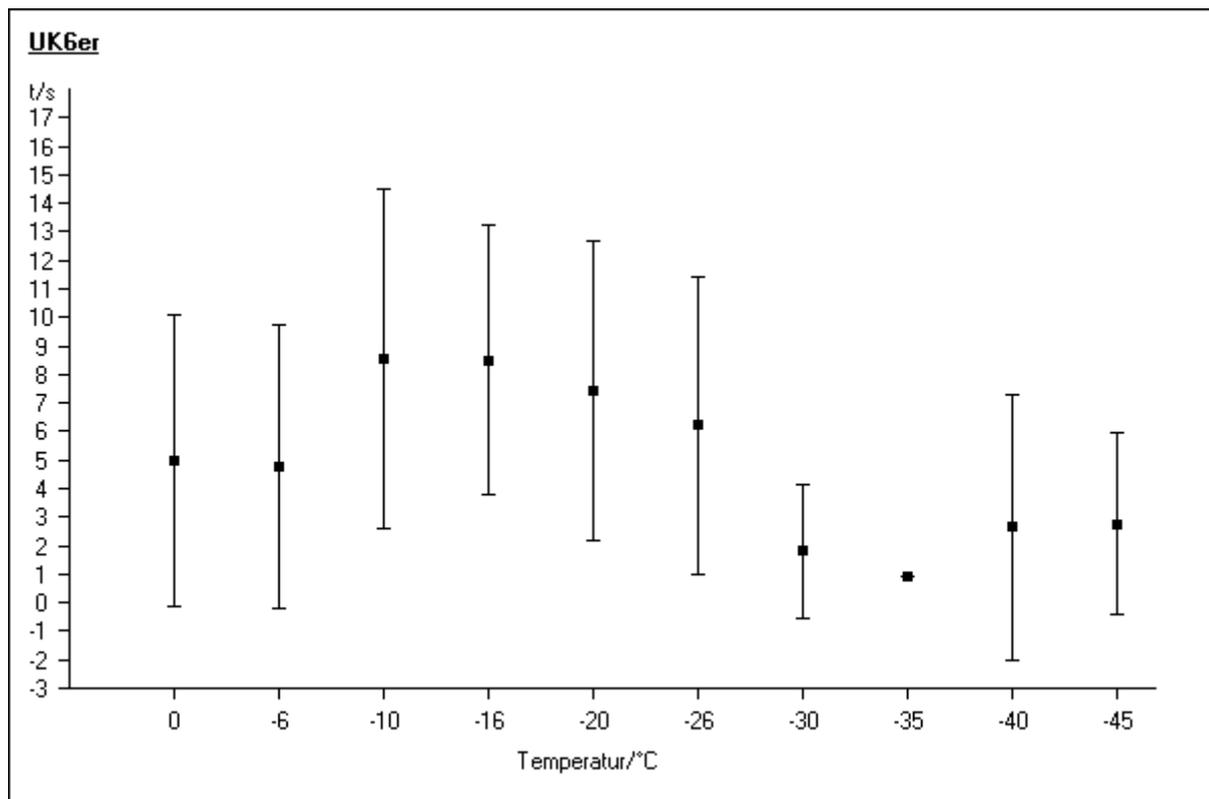
3.3.4 UK 5er



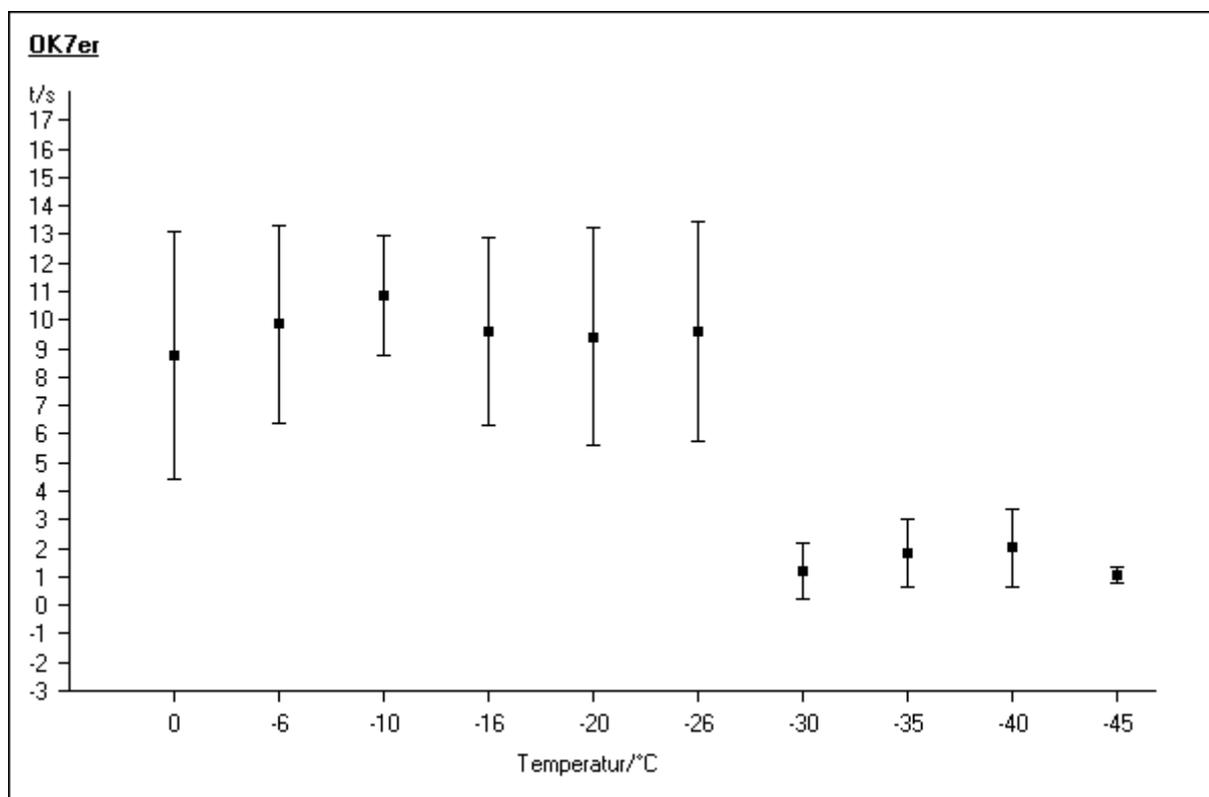
3.3.5 OK 6er



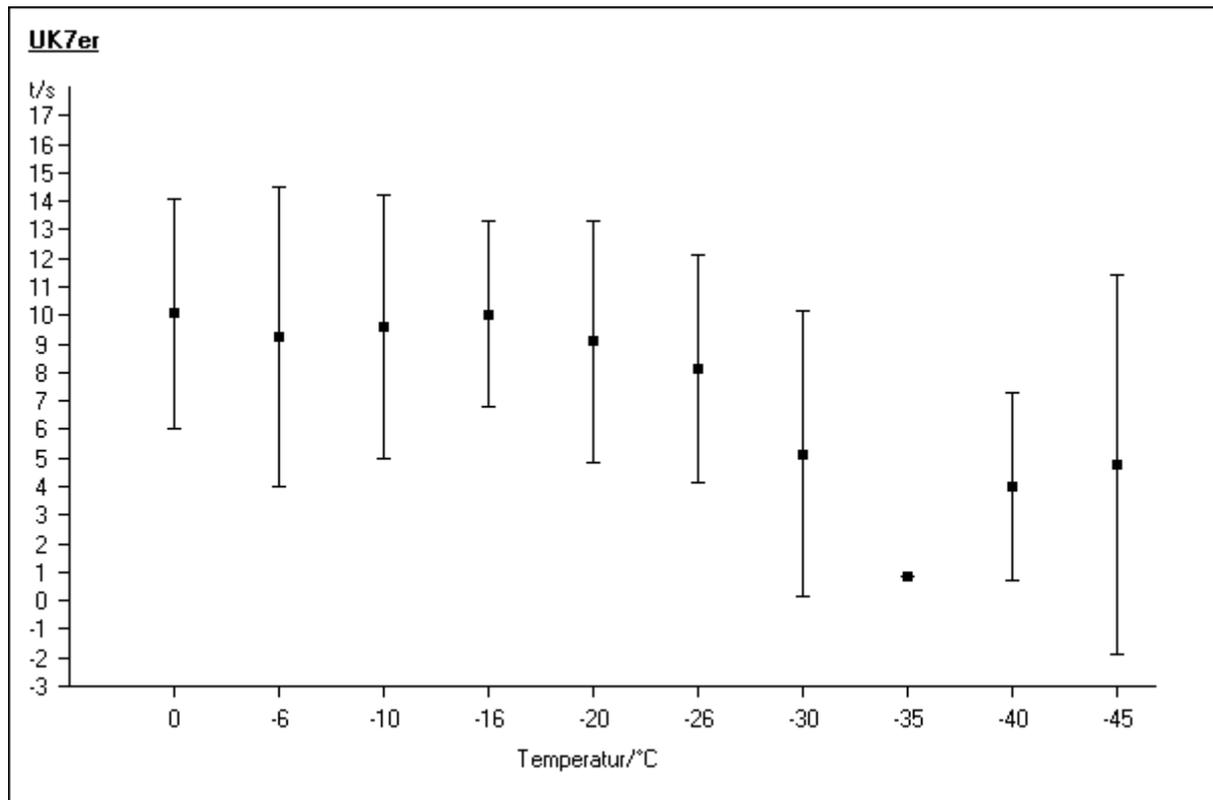
3.3.6 UK 6er



3.3.7 OK 7er



3.3.8 UK 7er



4. Diskussion

Direkte Verfahren zur Bestimmung der Pulpavitalität, z.B. die Laser-Doppler-Flussmessung oder die Pulsoximetrie (Odor et al., 1996; Evans et al., 1999; Roeykens et al., 1999; Roebuck et al., 2000, Schnettler und Wallace, 1991; Schmitt et al., 1991; Rhadakrishnan et al., 2002) eines Zahnes sind sehr aufwendig in der Durchführung und haben daher noch nicht den Weg in die zahnärztliche Praxis gefunden. Dort haben sich die verschiedenen Methoden zur indirekten Überprüfung der Pulpavitalität etabliert, die sog. Sensibilitätsproben, darunter vor allem thermisch-energetische Verfahren (Newton und Mumford, 1970, Peters und Augsburg, 1981; Augsburg und Peters, 1981; Wichmann, 1991).

Die bisherigen Methoden der thermischen Sensibilitätsprobe haben den Nachteil, dass sie sehr ungenau sind, was die applizierte Temperatur betrifft, und damit nur schlecht reproduzierbare Testungen ermöglichen.

Es wurden bereits Versuche beschrieben, die thermische Sensibilitätsprobe in ihrer Reproduzierbarkeit zu verbessern. Naylor hat z.B. schon 1961 eine elektrisch betriebene Thermode entwickelt, mit der es möglich war, Temperaturen bis -4°C zu erzeugen. Reynolds konnte aber schon 1966 zeigen, dass diese Temperatur bei Applikation am Zahnschmelz nicht für eine Sensibilitätsprobe ausreicht.

Mit dem VT-3 Vitaltestgerät hat man jetzt die Möglichkeit, weitaus tiefere Temperaturen zu erzeugen (bis zu -45°C), welche durch die digitale Benutzerschnittstelle der Steuereinheit genau vorgegeben werden können. Gleichzeitig lässt sich sowohl die Zeit messen, bis beim Patienten ein Schmerzreiz ausgelöst wird, als auch die Wärmemenge, die bis dahin aus dem Zahn transportiert worden ist.

Sämtliche Daten lassen sich auf einen PC übertragen, sodass Vergleiche zwischen einzelnen Messungen möglich werden, was eine wichtige Voraussetzung für diese Studie gewesen ist.

Das Ziel der vorliegenden Studie war, mit Hilfe des VT-3 Vitaltestgerätes herauszufinden, ob zwischen der Reizintensität, d.h. der am Zahn applizierten Temperatur,

und der Zeit bis zur Schmerzempfindung ein allgemeingültiger Zusammenhang besteht.

Dazu wurden an den Seitenzähnen von $n=21$ Probanden insgesamt 837 Einzelmessungen mit Temperaturen von 0°C bis -45°C durchgeführt.

Der Proband hat über einen an das VT-3-Steuergerät angeschlossenen Signaltaster den Moment angegeben, an dem er einen Schmerz verspürt hat. Die vom Beginn der Applikation bis dahin vergangene Zeit (=Reaktionszeit) sowie die übertragene Wärmemenge wurde vom VT-3-Steuergerät aufgezeichnet. Zwischen einzelnen Messungen an ein und demselben Zahn lagen mindestens fünf Minuten.

Die Ergebnisse der Studie weisen eine starke interindividuelle Streubreite auf, was sich sowohl in den durchweg sehr hohen Standardabweichungen, als auch in den großen Differenzen zwischen Minima und Maxima der gemessenen Reaktionszeiten zeigt. Zu erwarten wäre eigentlich, dass die Reaktionszeiten mit sinkender Temperatur und damit stärkerer Reizintensität kürzer werden, was sich in den Ergebnissen nicht erkennen lässt.

Auch wenn man die Messungen der übertragenen Wärmemenge betrachtet, fällt auf, dass die Ergebnisse nicht dem entsprechen, was man erwarten würde. Eine hohe Wärmemenge geht mit einem großen Temperaturunterschied einher, d.h. einer tieferen Messtemperatur. Je tiefer die Temperatur, die am Zahn appliziert wird, desto kürzer sollten eigentlich die Reaktionszeiten sein. Es handelt sich bei dieser Studie um eine interindividuelle Untersuchung des Sachverhaltes und bei Betrachtung der Standardabweichungen fällt auf, dass diese relativ hoch sind, was wiederum der Erwartung aus dem Studienziel entspricht.

Andererseits kann man auf den Reaktionszeitdiagrammen sehen, dass ab einer Applikationstemperatur von -30° die Mittelwerte der Reaktionszeiten tendenziell kürzer sind als bei höheren Temperaturen. Daraus kann man folgern, dass bei einer Sensibilitätsprobe mit mindestens -30° eine höhere Wahrscheinlichkeit besteht, kein falsch negatives Testergebnis zu erhalten. Leider sind die Standardabweichungen auch in

diesem Temperaturbereich zu hoch, um einen allgemeingültigen Zusammenhang zwischen Reizintensität und Reaktionszeit auszumachen.

Die hohe Variabilität der Reaktionszeiten hat ihre Ursache entweder in einer ungenauen Messmethode oder in individuellen Unterschieden der Probanden bezüglich ihrer Anatomie, Physiologie und Psyche.

Die Methode ist im Laufe vieler Vorversuche hinsichtlich einer verbesserten Reproduzierbarkeit der Messungen immer wieder modifiziert worden. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass die Durchführung der Versuche bei verschiedenen Probanden unter einheitlichen Rahmenbedingungen stattgefunden hat.

Im Molarenbereich allerdings scheinen die Standardabweichungen generell höher zu sein als im Prämolarenbereich. Das kann darauf zurückzuführen sein, dass ein Molar mit dem Applikator schwieriger zu erreichen ist als ein Prämolare, und dadurch bedingt der Temperaturübertrag durch ungenaues Aufsetzen der Applikatorspitze ungleichmäßiger sein kann. Es wurde zwar durch Verwendung von Glyceringel auf der Applikatorspitze versucht, kleinere Fehlhaltungen des Applikators zu kompensieren, aber trotzdem lassen sich dadurch bedingte Falschmessungen nicht ganz ausschließen.

Außerdem ist es im hinteren Bereich der Mundhöhle durch die engere Lagebeziehung zur Wangenschleimhaut wärmer als im Prämolarenbereich, was ebenfalls die Messergebnisse verfälschen kann.

Zudem existieren noch andere Faktoren, die die Messung beeinflussen können, und die versuchstechnisch nicht zu erfassen sind.

So wurde die Schichtdicke der Zahnhartsubstanz bis zum Pulpenkavum, die nur nach einer Trepanation messbar wäre, nicht berücksichtigt, obwohl sie eine Wirkung auf den Wärmetransport aus dem Zahninneren haben könnte. Auch die Dichte der Dentinkanälchen und mit ihnen der extrapulpalen Nervendigungen könnte einen Einfluss auf die Reizwahrnehmung des Patienten haben.

Ein sehr wichtiger Aspekt scheint außerdem, wie bereits angesprochen, die Psyche des Individuums zu sein. Ein ängstlicher Proband wird eine Schmerzempfindung eventuell viel früher registrieren, vielleicht auch schon bevor sie tatsächlich entstanden ist.

Es lässt sich zusammenfassend sagen, dass die mit dieser Methode gemessenen Parameter nicht ausreichen, einen allgemeingültigen Zusammenhang zwischen Reizintensität und Zeit bis zur Wahrnehmung einer Schmerzempfindung zu erkennen.

Die Vorteile eines Vitalitätstestgerätes wie VT3, nämlich die bei jeder einzelnen Messung exakt gleiche Applikationstemperatur sowie die Möglichkeit der Speicherung der anfallenden Daten, bleiben von dieser Aussage allerdings unangetastet und werden vom praktisch tätigen Zahnarzt sicherlich geschätzt werden.

Es wäre darüberhinaus sinnvoll, in einer Folgestudie die intraindividuelle Aussagekraft der Messungen mit VT3 zu überprüfen, indem man gleiche Probanden mehrmals über einen größeren Zeitraum untersucht. Wenn dann die Schwankungen in den Reaktionszeiten vernachlässigbar klein würden, hätte man eine Möglichkeit zur objektiven Verlaufskontrolle der Pulpenvitalität z.B. nach einem Trauma zur Verfügung.

5. Literatur

Ahlquist M. L., Edwall L. G., Franzen O. G., Haegerstam G. A. Perception of pulpal pain as a function of intradental nerve activity. *Pain*, 1984 Aug, 19(4): 353-66

Ahlquist M. L., Franzen O. G., Edwall L. G., Fors U. G., Haegerstam G. A., The relation between intradental nerve activity and pulpal pain after heat stimulation, *Acta-Physiol-Scand.*, 1986 May, 127(1): 1-7

Arnold W. H., Vitalitätsprüfung, *Quintessenz*, 1965 Sep, 16(9): 67-8

Augsburger R. A., Peters D. D., In vitro effects of ice, skin refrigerant, and CO₂ snow on intrapulpal temperature, *J-Endod.*, 1981 Mar, 7(3), 110-6

Bachmann A., Lutz F., Schmelzsprünge durch die Sensibilitätsprüfung mit CO₂-Schnee und Dichlor-difluormethan - eine vergleichende In-vivo-Untersuchung, *SSO-Schweiz-Monatsschr-Zahnheilkd*, 1976 Oct, 86(10): 1042-59

Bhaskar S. N., Rappaport H. M., Dental vitality tests and pulp status, *J-Am-Dent-Assoc.*, 1973 Feb, 86(12): 409-11

Braennstroem M., II. Application of an air stream to exposed dentine: Short observation period, *Acta-Odont-Scand.*, 1960, 18:17-28

Civjan S., Barone J. J., Vaccaro G. J., Electric pulp vitality testers, *J-Dent-Res.*, 1973 Jan-Feb, 52(1): 120-6

Coleman T. A., Kinderknecht K. E., Cervical dentin hypersensitivity. Part I: The air indexing method, *Quintessence-Int.*, 2000 Jul-Aug, 31(7): 461-5

Dal-Santo F. B., Throckmorton G. S., Ellis E. III., 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

Edwall B., Gazelius B., Berg J. O., Edwall L., Hellander K., Olgart L., Blood flow changes in the dental pulp of the cat and rat measured simultaneously by laser Doppler flowmetry and local ^{125}I clearance, *Acta-Physiol-Scand.*, 1987 Sep, 131(1): 81-91

Edwall L., Olgart L., A new technique for recording of intradental sensory nerve activity in man, *Pain*, 1977 Apr, 3(2): 121-5

Eli I., Dental anxiety: a cause for possible misdiagnosis of tooth vitality, *Int-Endod-J.*, 1993 Jul, 26(4): 251-3

Eli I., Bar-Tal Y., Fuss Z., Silberg A., Effect on intended treatment on anxiety and on reaction to electric pulp stimulation in dental patients, *J-Endod.*, 1997 Nov, 23(11): 694-7

Evans D., Reid J., Strang R., Stirrups D., A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatised anterior teeth, *Endod-Dent-Traumatol.*, 1999 Dec, 15(6): 284-90

Fanibunda K. B., Diagnosis of tooth vitality by crown surface temperature measurement: a clinical evaluation, *J-Dent.*, 1986 Aug, 14(4): 160-4

Fischer C. H., Die Vitalitätsprüfung der Pulpa, *Zahnärztl-Mitt.*, 1973 Sep 16, 63(18): 857-61

Gherardi F., Montanari G., The evaluation of dental pulp circulation using photoplethysmographie, *Boll-Soc-Ital-Biol-Sper.*, 1981 Dec 15, 57(23): 2313-6

Grayson A. S., A new electric pulp vitality tester, *Quintessenz-Int.*, 1977 Mar, 8(3): 79-82

Howell R. M., Duell R. C., Mullaney T. P., The determination of pulp vitality by thermographic means using cholesteric liquid crystals. A preliminary study, *Oral-Surg-Oral-Med-Oral-Pathol.*, 1970 May, 29(5): 763-8

Ingram T. A., Peters D. D., Evaluation of the effects of carbon dioxide used as a pulpal test. Part 2. In vivo effect on canine enamel and pulpal tissues, J-Endod., 1983 Jul, 9(7), 296-303

Jacobsen, I., Criteria for diagnosis of pulp necrosis in traumatized permanent incisors, Scand-J-Dent-Res., 1980, 306-312

Johnson G., The hydrodynamics of the dentine and its clinical applications, Tryckeri Balder, 1974

Johnson G., Braennstroem M., The sensitivity of dentin. Changes in relation to conditions at exposed tubule apertures, Acta-Odontol-Scand., 1974, 32(1): 29-381

Jones E. H., Battery powered vitality testers, Aust-Dent-J., 1967 Apr, 12(2): 147-51

Kells B. E., Kennedy J. G., Biagioni P. A., Lamey P. J., Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal imaging of human teeth, Int-Endod-J, 2000 Sep, 33(5): 442-7

Kells B. E., Kennedy J. G., Biagioni P. A., Lamey P. J., Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 2. Rewarming of healthy human teeth following a controlled cold stimulus, Int-Endod-J., 2000 Sep, 33(5): 448-62

Lutz F., Mormann W., Lutz T., Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlendensäureschnee?, SSO – Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd., 1974 Jul, 84(7): 709-25

Mayer, R., Zur Feststellung der Vitalität der Pulpa, Dtsch-Zahnärztl-Z., 1975 Mai, 30(5): 307-312

Mayer R., Heppe H., Vergleichende klinische Untersuchungen unterschiedlicher Mittel und Methoden zur Prüfung der Vitalität der Zähne, ZWR, 1974 Aug 10, 83(15): 777-781

Mesaros S. V., Trope M., Revascularization of traumatized teeth assessed by laser Doppler flowmetry: case report, *Endod-Dent-Traumatol.*, 1997 Feb, 13(1): 24-30

Mumford J. M., Stanley S. J., Sensations on stimulating the pulps of human teeth, thresholds and tolerance ratio, *Pain*, 1981 Jun, 10(3): 391-8

Mumford J. M., Pain perception threshold and adaption of normal human teeth, *Arch-Oral-Biol.*, 1965, 957-68

Mumford J. M., Pain perception threshold on stimulating human teeth and the histological condition of the pulp, *Brit-Dent-J.*, 1967, 427-33

Naylor M. N., A thermo-electric tooth stimulator, *Brit-Dent-J.*, 1961, 228-30

Newton A. V., Mumford J. M., Thermal flow through human teeth, *The dental practitioner*, 1970, 84-86

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.*, 1980, Abstr. 224

Odor T. M., Ford T. R., McDonald F., Effect of probe design and bandwidth on laser Doppler readings from vital and root-filled teeth, *Med-Eng-Phys.*, 1996 Jul, 18(5): 359:64

Olgart L., Gazelius B., Lindh-Stromberg U., Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth, *Int-Endod-J.*, 1988 Sep, 21(5): 300-6

Pepper M. G., Smith D. C., An electric tooth pulp vitality tester, *Med-Biol-Eng-Comput.*, 1981 Mar, 19(2): 208-14

Peters D. D., Augsburg R. A., In vitro model system to evaluate intrapulpal temperature changes, *J-Endod.*, 1981 Jul, 7(7): 320-4

Peters D. D., Lorton L., Mader C. L., Augsburger R. A., Ingram T. A., Evaluation of the effects of carbon dioxide used as a pulpal test. 1. In vitro effect on human enamel, J-Endod., 1983 Jun, 9(6): 219-27

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

Pilz W., Gängler P., Über das physiologische und pathologische Verhalten der Pulpa und des Parodontium in Klinik und Experiment, II. Teil: Der elektrische Reiz, Dtsch-Stomat., 1969, 1-8

Pollmann L., Harris P. H., Rhythmic changes in pain sensitivity in teeth, Int-J-Chronobiol., 1978, 5(3): 459-64

Raab W. H., Die Laser-Doppler-Flussmessung: Untersuchungen zur Mikrozirkulation der Zahnpulpa, Dtsch-Zahnärztl-Z., 1989 Mar, 44(3): 198-200

Raab W. H., Magerl W., Müller H., Changes in dental blood flow following electrical tooth pulp stimulation-influences of capsaicin and guanethidine, Agents-Actions, 1988 Dec, 25(3-4): 237-9

Raab W. H., Reithmayer K., Grund P., Die Vitalitätsprüfung der Pulpa mit der Laser-Doppler-Flussmessung, Dtsch-Zahnärztl-Z., 1990 Nov, 45(11): 725-7

Reynolds R. L., The determination of pulp vitality by means of thermal and electrical stimuli, Oral-Surg-Oral-Med-Oral-Pathol., 1966 Aug, 231-40

Rhadakrishnan S., Munshi A. K., Hegde A. M., Pulse oximetry: a diagnostic instrument in pulpal vitality testing, J-Clin-Pediatr-Dent, 2002 Winter, 26(2): 141-5

Riva C., Ross B., Benedek G. B., Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries, Invest-Ophthalmol., 1972 Nov, 11(11): 936-44

Robinson A. D., A preliminary investigation of the pain response to mechanical deformation of the teeth, *Archs-Oral-Biol.*, 1964, 9:281-86

Roebuck E. M., Evans D. J., Stirrups D., Strang R., The effect of wavelength, bandwidth and probe design and position on assessing the vitality of anterior teeth with laser Doppler flowmetry, *Int-J-Paediatr-Dent.*, 2000 Sep, 10(3): 213-20

Roeykens H., Van-Maele G., De-Moor R., Martens L., Reliability of laser Doppler flowmetry in a 2-probe assessment of pulpal blood flow, *Oral-Surg-Oral-Med-Oral-Pathol-Oral-Radiol-Endod.*, 1999 Jun, 87(6): 742-8

Roeykens H., Van-Maele G., Martens L., De-Moor R., A two-probe laser Doppler flowmetry assessment as an exclusive diagnostic device in a long-term follow-up of traumatised teeth: a case report, *Dent-Traumatol.*, 2002 Apr, 18(2): 86-91

Rugg-Gunn A. J., Vitality of dental pulps tested with heated gutta-percha, a survey, *J-R-Nav-Med-Serv*, 1967 spring, 53(1): 43-8

Schmitt J. M., Webber R. L., Walker E. C., Optical determination of dental pulp vitality, *IEEE-Trans-Biomed-Eng.*, 1991 Apr, 38(4): 346-52

Schnettler J. M., Wallace J. A., Pulse oximetry as a diagnostic tool of pulpal vitality, *J-Endod.*, 1991 Oct, 17(10): 488-90

Teitler D., Tzadik D., Eidelman E., Chosack A., A clinical evaluation of vitality tests in anterior teeth following fracture of enamel and dentin, *Oral-Surg-Oral-Med-Oral-Pathol.*, 1972 Oct, 34(4): 649-52

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

Velvart P., Reimann C., Sensibilitätstestung, *Schweiz-Monatsschr-Zahnmed.*, 1988, 98(5): 517-26

Walline B. W., Wagner J. G., Marx D. B., Reinhardt R. A., Comparison of methods for measuring root and mucogingival sensitivity, *Oral-Surg-Oral-Med-Oral-Pathol-Oral-Radiol-Endod.*, 2000 Nov., 90(5): 641-6

Wichmann M., Temperaturverlauf im Schmelz bei Anwendung von Kältetests, *Dtsch-Zahnärztl-Z.*, 1991 Jan, 46(1): 25-7

Zhang C., Lin Q., Cao C., Clinical evaluation of force-sensitive probe in the examination of tooth sensitivity, *Zhonghua-Kou-Qi-ang-Yi-Xue-Zha-Zi.*, 1995 Nov, 30(6): 340-2, 384

6. Zusammenfassung

Einleitung: Die Möglichkeiten des direkten Nachweises der Vitalität der Zahnpulpa sind durch die umgebenden Zahnhartsubstanzen limitiert. Daher ist die Sensibilitätsprobe als indirektes Verfahren das Mittel der Wahl. Dabei wird aus der Fähigkeit der Pulpa, durch eine Reizung eine Schmerzempfindung auszulösen, wodurch eine intakte neuronale Versorgung nachgewiesen wird, auf ein vitales Gefäß-Bindegewebe geschlossen.

In der zahnärztlichen Praxis spielt die thermische Sensibilitätsprobe die wichtigste Rolle.

Ziel der Studie: Es wird untersucht, ob eine Korrelation zwischen Reizintensität und Zeitdauer bis zur Schmerzempfindung bei der thermischen Sensibilitätsprobe besteht.

Material und Methode: Bei n=21 Individuen wurden mit dem mikrocomputergesteuerten Sensibilitätstestgerät VT3 bleibende Seitenzähne untersucht (837 Einzelmessungen). Mit diesem Gerät können Temperaturreize von 0°C bis -45°C am Zahn appliziert werden. Es kann sowohl die Zeit bis zu einer Schmerzempfindung beim Individuum, als auch die bis dahin übertragene Wärmemenge gemessen werden.

Ergebnisse: Es fallen sowohl bei den Reaktionszeiten als auch bei den übertragenen Wärmemengen sehr hohe Standardabweichungen auf, was auf eine hohe interindividuelle Variabilität hindeutet. Ein allgemeingültiger Zusammenhang zwischen Reizintensität und Reaktionszeit kann nicht nachgewiesen werden, bei Temperaturen ab -30°C zeigt sich jedoch eine tendenzielle Verkürzung der Reaktionszeiten.

Diskussion: Wahrscheinlich liegt die Ursache für die hohe interindividuelle Variabilität der Messergebnisse in der hohen Variabilität nicht berücksichtigter Parameter wie z.B. der Psyche oder der Physiologie des Individuums. Außerdem sind die Messungen an den Molaren durch die größere Nähe zur Mundschleimhaut und die schlechtere Erreichbarkeit mit dem Applikator wahrscheinlich mit größeren Fehlern behaftet als die Messungen an den Prämolaren.

Ob sich die hier dargestellte Methode für eine intraindividuelle Verlaufskontrolle der Pulpenvitalität eignet, muss durch eine Folgestudie überprüft werden.

7. Lebenslauf

Thorsten Blauhut, geb. am 28. Juni 1973 in Karlsruhe, verheiratet

1979-1981 Grundschule Eggenstein

1981-1983 Grundschule Werdohl

1983-1987 Albert-Schweitzer-Gymnasium Plettenberg

1987-1992 Bettina-von-Arnim-Gymnasium Dormagen

1992 Abitur

1992-1999 Studium der Zahnmedizin an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Juni 1999 Approbation als Zahnarzt

September 1999-Januar 2000 Assistent in einer Zahnarztpraxis in Köln

Januar 2000-August 2002 Assistent in einer Zahnarztpraxis in Düren

Seit September 2002 Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde der Westdeutschen Kieferklinik in Düsseldorf