

**Kryodentalstimulation zur Objektivierung
kältereizinduzierter, psychovegetativer Reaktionen**

von

Martin Lampmann

Kryodentalstimulation zur Objektivierung
kältereizinduzierter, psychovegetativer Reaktionen

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Zahnmedizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Martin Lampmann

aus

Aachen

Berichter: Herr Universitätsprofessor
Dr. med. Ernst Richard Petzold

Herr Universitätsprofessor
Dr. med. dent. Friedrich Lampert

Tag der mündlichen Prüfung: 4. August 2006

**Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der
Hochschulbibliothek online verfügbar.**

Zusammenfassung

Im Rahmen des neurophysiologisch-neuropsychologischen Unterrichts der Studierenden der Human- und Zahnmedizin an der RWTH Aachen wurde ein Praktikum zur Schmerzpsychophysiologie neu eingerichtet und mit zeitgenössischen Mitteln gestaltet. Dies erfolgte unter der Vorgabe, dass die Studierenden Schmerz und die damit verbundenen Adaptationsvorgänge im kontrollierten Selbstversuch erleben sollten, was in Anbetracht des häufigsten von Patienten präsentierten Symptoms dringend geboten erschien. Dies erforderte die Entwicklung eines nicht-invasiven Systems, mit dessen Hilfe ein umschriebener Schmerz induziert werden kann. Die Entwicklung und Erprobung eines solchen Systems war Gegenstand dieser Arbeit.

Zahnschmerz als allgemein gut bekanntes Phänomen erschien dabei als geeignetes Schmerzparadigma, mit dem zum einen die psychische Komponente, andererseits aber auch die physische Reaktionen des Schmerzeignisses auszulösen sein sollte. Eigenen Überlegungen und früheren Studien zufolge sollte ein Schmerzreiz an den oberen mittleren Schneidzähnen durch eine schnelle Abkühlung des Zahnes erfolgen, was ähnlich auch in der Zahnmedizin als Sensibilitätstest appliziert wird. Dass die Kälte exakt kontrollierbar, messbar und auch lokalisierbar sein musste, um wissenschaftlich verwertbare Ergebnisse zu erhalten, grenzte die Zahl der möglichen Verfahren von vorneherein ein. Diese geforderten Kriterien erfüllten die in unterschiedlichsten technischen Anwendungsgebieten eingesetzten sog. Peltier-Elemente, Wärmepumpen. Diese mussten aufgrund ihrer technischen Beschaffenheit weiter an die speziellen Bedürfnisse bei der Anwendung beim Menschen adaptiert werden. Neben einer Halterung wurde so eine spezielle Kühlung aus einem Kupferblock konstruiert, der von kaltem Wasser durchströmt wurde. Die Halterung zur Befestigung des Peltier-Elementes am Zahn wurde aus einer einfachen, flexiblen und individuell anpassbaren Schiene gefertigt. Diese endete in einer von extraoral befestigten und auf den Zahn mithilfe eines kieferorthopädischen Headgears angedrückten Halterung. Dies ermöglichte eine individuelle Anpassung an die unterschiedlichen Kieferformen und -größen und konnte auch leichte Zahnfehlstellungen kompensieren. Die Steuerung der Leistung des Peltier-Elementes war verständlicherweise eng an die Kühlung gekoppelt. Beide wurden durch ein speziell für die erforderlichen Zwecke entwickeltes elektronisches Gerät aufeinander abgestimmt und angesteuert.

In Modellversuchen wurde an isolierten Pferdeezähnen die Kühlleistung des Stimulators zunächst in vitro getestet. Dies zeigte, dass ein Kältereiz von 60 Sekunden Dauer die Temperatur im Zahninneren um durchschnittlich -10°C verringerte. Dies belegte somit die Leistungsfähigkeit des Kryodentalstimulators objektiv. In ersten Versuchen an freiwilligen Versuchspersonen konnte dann gezeigt werden, dass diese Leistung ausreichte, um eine subjektive Schmerzreaktion auszulösen.

Abstract

In order to complement the neurophysiological-neuropsychological curriculum of the medical and dental medicine training at the RWTH Aachen a practical course in pain psychophysiology was installed using contemporary means. In consideration of the most frequent symptom presented by patients, students' self-experience when studying pain and the related psychophysical adaptation processes appeared direly needed. This required the development of a non-invasive system to induce a circumscribed pain. The development and scientific testing of such a system was the objective of this dissertation.

Toothache as a phenomenon is widely known and seemed well suited as a pain paradigm using which the emotional as well as the physical reactions triggered by the pain event should become describable. According to own considerations and earlier studies a pain sensation should be possible by fast cooling of the upper middle incisor, comparable to what is also applied in dentistry as a sensibility test.

The number of methods suited for these needs was limited by the fact that the cold applied had to be substantial as well as it had to be localized in order to be able to harvest precise usable results. These criteria were ideally met by so-called Peltier elements, heat pumps, which are widely used in a great many different technical areas. Due to their technical specifications, however, they needed adaptation to the particular demands of an application in humans. Hence, next to a mount a special cooling system was crafted from a copper block which was perfused by cold water. The mount for the fastening of the Peltier element at the tooth was built from a simple, flexible and individually adaptable track which ended extraorally pressed to the tooth with the help of an orthodontic headgear. This also allowed for an individual adaptation to different jaw forms and sizes and could also compensate for slight dental rotations. Control of the performance of the Peltier element was

understandably tightly coupled to its cooling. Both were coordinated and controlled using an electronic equipment especially devised for the required purposes.

The stimulator was experimentally tested in vitro using isolated horse teeth. This showed that the temperature inside the teeth declined on average by -10°C after cooling for 60 s. This therefore proved the efficiency of the stimulator objectively. In first experiments on voluntary test subjects, it was shown that this performance sufficed to trigger a subjective pain reaction.

Schlagwörter:

Temperaturwahrnehmung, Kältereiz, Schmerzphysiologie, Schmerzpsychologie, Peltier-Element, vegetatives Nervensystem, nicht-lineare Analytik.

Keywords:

Temperature perception, cold pressure stimulus, pain physiology, pain psychology, Peltier element, autonomic nervous system, non-linear analysis.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	8
1.1	Physiologie des Schmerzes	8
1.1.1	Anatomie und Neuroanatomie des Schmerzsystems	8
1.1.2	Die Schmerzleitung	9
1.1.3	Das Vegetative Nervensystem	10
1.2	Psychosomatik des Schmerzes	11
1.2.1	Psychophysiologie des Schmerzes	11
1.2.2	Akuter Schmerz	12
1.2.3	Chronischer Schmerz	12
1.3	Eigener Ansatz	13
1.3.1	Allgemeines	13
2	Methodik und Ergebnisse	16
2.1	Entwicklung eines Kryodentalstimulators	16
2.1.2	Peltier-Element	20
2.2	Konstruktion der Halterung	25
2.2.1	Zahnprotektoren-Modell	25
2.2.2	Modell der aktiven Platte	26
2.2.3	Schraubzwingen-Modell	27
2.2.4	Wäscheklammer-Modell	31
2.2.5	Modell der einteilige Halterung	33
2.2.6	Halterung mit Headgear	36
2.3	Entwicklung der Wasserkühlung	40
2.3.1	Allgemeines	40
2.3.2	Metallstück	40
2.3.3	Wasserreservoir	40
2.3.4	Wachmodellierung einer Wasserkühlung	41

2.3.5	Wasserkühlung aus Metallblock	42
2.3.6	Wasserversorgung	44
2.4	Steuerung	47
2.4.1	Elektronische Steuereinheit	47
2.5	Testung des Kryodentalstimulators an einem In-Vitro Modell	49
2.5.1	Pferdezahn als In-Vitro-Modell	49
2.5.2	Methodik und Temperatursonden	50
2.5.3	Ablauf der Messung	52
2.5.4	Ergebnisse	52
2.6	Signalerfassung und Signalverarbeitung beim menschlichen Probanden	58
2.6.1	Personal – Computer	58
2.6.2	Photoplethysmografie (PPG)	59
2.6.3	Atmungs – Dehnungs – Messstreifen (ADMS)	60
2.6.4	Biosignal – Verstärkersystem „Univers II“	60
2.6.5	Nicht – lineare – Analyse mit Dataplore®	60
2.7	Testung am Proband	64
2.7.1	Schmerzpraktikum	64
2.7.2	Ablauf des Schmerzexperiments	65
2.7.3	Ergebnis zweier Probemessungen	67
3	Diskussion	76
4	Literaturverzeichnis	83
5	Danksagung	89
6	Eidstattliche Erklärung	90
7	Lebenslauf	91

1 Einleitung

1.1 Physiologie des Schmerzes

Schmerz ist als ein Alarmsystem des Organismus für das Überleben von immenser Bedeutung. Wird der Körper verletzt oder von Verletzung bedroht, erscheinen Schmerzen, die verschwinden, wenn die Verletzung spontan oder durch therapeutische Maßnahmen behoben ist oder die -Bedrohung aufhört. Der Fall einer akuten Blinddarmentzündung, die mit schweren Schmerzen einhergeht und unbehandelt zum Tode führen kann, macht dies offensichtlich.

Die Beziehung zwischen subjektiver Empfindung und Stärke der Verletzung ist dabei nicht einheitlich, sondern kann einerseits beträchtliche Unterschiede aufweisen, die durch zahlreiche subjektive Faktoren erklärbar sind. Schmerzempfindung ist andererseits nicht linear in dem Sinne, dass die Größe des körperlichen Schadens nicht immer mit der Größe der empfundenen Schmerzen positiv korreliert. So kann ein kleines Loch im Zahn gewaltige Schmerzen auslösen, andererseits können Organe z.B. durch Krebs zerstört werden, ohne dass Schmerz diesen Vorgang rückmeldet. Stärkste Verletzungen werden bei einem Unfall oder im sportlichen Stress oft nicht bemerkt, obwohl die dadurch ausgelöste Aktivität des nozizeptiven Systems zweifellos das Gehirn darüber informiert. Gleichsam ist auch die Lokalisation eines Schadens, der zu einem Schmerz führt, nicht immer durch die Lokalisation des Schmerzes möglich. Bei einem akuten Geschehen im Bauchraum wird der begleitende Schmerz an eine andere Stelle projiziert, den sog. Head'schen Zonen. Gleichermaßen weist auch beim pektanginösen Anfall die Schmerzurückmeldung nicht direkt den Weg zum Ort der Schädigung.

Schmerz kann nur als solcher geäußert werden, wenn er wahrgenommen wird und ins Bewusstsein gelangt.

Damit soll verdeutlicht werden: die individuellen Unterschiede der Schmerzempfindung haben als psychische Phänomene neurobiologische Korrelate.

1.1.1 Anatomie und Neuroanatomie des Schmerzsystems

Die Grundeinheit des Nervensystems stellt die Nervenzelle dar, das Neuron. Das Neuron besteht aus dem Zelleib (Perykarion) und Fortsätzen (Axonen), die im peripheren Nervensystem in Form von Nerven und im zentralen

Nervensystem in Form von Bahnen (Tractus) gebündelt verlaufen. Axone lassen sich in myelinisierte und unmyelinisierte unterscheiden und können in Abhängigkeit ihrer Leitungsgeschwindigkeit in unterschiedliche Klassen eingeteilt werden. Das Nervensystem besteht darüber hinaus noch aus der Neuroglia. Es handelt sich dabei um das Stützgewebe des Nervensystems.

Potenziell schädigende Reize aktivieren Nozizeptoren. Hierbei handelt es sich um freie Nervenendigungen, die in Epidermis und Dermis der Haut, Gelenkkapseln, Sehnen und Bindegewebe von Skelettmuskulatur, Blut- und Lymphgefäßen zu finden sind. Es können zwei Typen freier Nervenendigungen unterschieden werden: der erste Typ gehört zu den A δ -Fasern und dient neben der Nozizeption auch der Kälteempfindung und Mechanorezeption. Beim zweiten Typ handelt es sich um die Nervenendigung von marklosen C-Fasern, die durch unterschiedliche Reize erregbar sind und einen dumpfen, brennenden und ängstigenden Schmerz hervorrufen (so genannten 2. Schmerz).

Nozizeptive Impulse werden im peripheren Nerven über afferente A δ - und C-Fasern zum Spinalnerv und weiter über dessen hintere Wurzel zum Rückenmark geleitet. Dort beginnt die zentralvenöse Verarbeitung der Schmerzinformation. Dies geschieht durch Projektionsneurone, die für die Weiterleitung verantwortlich sind oder durch Interneurone, die in Reflexkreise eingeschaltet sind oder die die Schmerzweiterleitung hemmen oder fördernd beeinflussen.

Vom Rückenmark aus werden weitergeleitete Impulse über entsprechende Tractus in verschiedene Hirnregionen geleitet z. B. Thalamus, Formatio reticularis, limbische System, Mesenzephalon.

1.1.2 Die Schmerzleitung

Schmerzreize werden, wie oben bereits beschrieben, von schmerzempfindlichen Nervenenden, den Nozizeptoren, aufgenommen. Die eigentliche Schmerzleitung erfolgt durch chemische Botenstoffe, Mediatoren genannt, von einer Nervenzelle zur anderen. Im Nerv selbst erfolgt die Weiterleitung über elektrische Impulse.

Von den Nozizeptoren wird der Schmerzreiz durch sensible Nervenfasern zum Rückenmark gesendet und vom peripheren auf das zentrale Nervensystem übertragen, dort erreicht er schließlich die zugehörigen Projektionsareale des somatosensorischen Cortex und durchläuft dabei

zuvor den Thalamus. Auf diesem Weg unterliegt der Schmerz einer Reihe von Einflüssen, die seine Stärke und seine Qualität mitbestimmen.

Von diesem Schmerzsystem bestehen enge neuronale Verbindungen zum limbischen System, wo dem Schmerz letztendlich seine emotionale Bedeutung verliehen wird.

Nozizeption im Kopfbereich wird nicht über das Rückenmark, sondern über vier Hirnnerven vermittelt: N. trigeminus, N. facialis, N. glossopharyngeus, N. vagus. Schmerzimpulse aus dem Zahn und Zahnfleisch werden über den N. trigeminus geleitet. Die Perikarien der Nervenzellen liegen im Ganglion Gasseri, der zentrale Fortsatz projiziert zu den Hirnnervenkernen des N. trigeminus, die sich vom zervikalen Rückenmark über die Medulla oblongata bis zur Brücke erstrecken.

1.1.3 Das Vegetative Nervensystem

Während des letzten Jahrhunderts haben Systemphysiologen (z.B. Sir C. Sherrington, W. Cannon, W.R. Hess, H. Selye) und Psychophysiologen das Verhalten des vegetativen oder autonomen Nervensystems (VNS oder ANS) intensiv studiert. Wir verwenden hier den im deutschen Sprachraum üblicheren Begriff des vegetativen Nervensystems, da das Attribut „autonom“ eine physiologisch nicht haltbare Separation und Isolation suggeriert.

Vor allem von systemphysiologischer Seite wurde das Zusammenspiel zwischen den beiden Hauptbestandteilen des VNS, seinem parasympathischen und sympathischen Teil, untersucht. In Bezug auf die Entstehung kardiovaskulärer Krankheiten wurden aber v.a. während der letzten zwei Jahrzehnte dessen Bedeutung zunehmend erkannt. Obzwar Selye bereits 1954 sein „General Adaptation Syndrome“ vorstellte, dass die Grundlage für den allgemeinen Stressbegriff bildete, erweiterte er erst 20 Jahre später dessen allgemeinphysiologische Mechanismen um persönlichkeitspezifische Faktoren. Dies wurde erweitert durch die Identifizierung nicht-invasiv ableitbarer Parameter, wie der Herzfrequenzvariabilität, die Informationen über die verschiedenen Funktionszustände oder Betriebsweisen, wie z.B. Stressantwort und Verletzbarkeit, erkennen ließen [Akselrod et al., 1981; Pagani et al., 1991]. Neuere Veröffentlichungen veränderten die Vorstellungen eines Antagonismus von parasympathischem und sympathischem Schenkel des VNS im Sinne eines „Alles-oder-nichts“, demzufolge immer nur einer der beiden Hauptakteure das autonome Nervensystem kontrollierten.

Berntson et al. stellten ihr Modell des „autonomen Raumes“ vor, mit zwei zunächst unabhängigen Achsen (der sympathischen und parasympathischen) und drei verschiedenen Moden autonomer Kontrolle:

1. ein reziproker Modus: die Aktivität des einen Teils steigt in dem Masse, wie die des anderen abfällt,
2. ein co-aktivierter Modus: die Aktivität beider Teile nehmen parallel zu, und
3. ein entkoppelter Modus: die Aktivität der Anteile steigt oder fällt unabhängig voneinander und ohne in einem Zusammenhang zu dem anderen Anteil zu stehen.

In jüngster Zeit wurde von Perlitz und Co-Autoren auf der Basis der Synergetik ein Konzept der psychophysiologischen Entspannung mit einer weiteren Reaktionsweise des VNS entwickelt, die in der Diskussion grob skizziert werden soll.

In dieser Arbeit sollen zur Überprüfung der Reaktionen auf experimentellen Schmerz beim Menschen peripherphysiologische Parameter aufgezeichnet werden, die mit geeigneten Methoden auf vegetative Rhythmen analysiert werden. Dabei ist die Unterbrechung der Entspannungsreaktion ein wichtiger Indikator für die schmerzbedingte vegetative Umstellungsreaktion.

1.2 Psychosomatik des Schmerzes

1.2.1 Psychophysiologie des Schmerzes

Die Einstellung zu Schmerzen und damit auch zur Schmerztherapie hat sich im Laufe der letzten Jahrhunderte entscheidend gewandelt. Während im Mittelalter das Ertragen und Erdulden von Schmerzen als Nähe zum Schicksal Jesu Christi erlebt und als ehrenvolle und von Gott auferlegte Bürde sozial gewürdigt war, änderte sich diese Ansicht seit dem Zeitalter der Aufklärung und der folgenden Jahrhunderte bis hin zur heutigen Einstellung, dass Schmerz als physiologische Funktion des menschlichen Organismus eine Bedrohung durch Krankheit darstellen kann, die es zu erkennen und abzustellen gilt.

Auch in der somatisch orientierten Medizin besteht zunehmend Bewusstsein dafür, dass Schmerz nicht nur körperliche Grundlagen hat, sondern wesentlich durch psychische Vorgänge mitbestimmt wird. So kann heute wissenschaftlich besser dargestellt werden, wie Schmerz über die Psyche beeinflusst werden kann. Diesen Erkenntnissen entspricht die medizinische Ausbildung bislang jedoch kaum.

Schmerz ist einerseits entweder akut (vorübergehend) oder chronisch (auf Dauer begleitend). Schmerz ist andererseits entweder überwiegend physischer oder überwiegend psychischer Natur. Zur Entstehung und zum Erleben von Schmerzen müssen keine organisch nachweisbaren Defekte vorliegen. Schmerz setzt Empfindungsfähigkeit und Bewusstsein voraus. Als komplexe Sinneswahrnehmung ist er zunächst nur dem betroffenen Individuum zugänglich. Deswegen ist Schmerz bisher schwierig zu objektivieren und/oder zu quantifizieren.

1.2.2 Akuter Schmerz

Akuter Schmerz ist aus rein biologischer Sicht ein physiologisches Frühwarnsymptom potentiell pathogener Prozesse. Somit hat er Signalcharakter. Akuter Schmerz kann aber auch psychisch verursacht werden und von großer Intensität sein.

Akute Schmerzen können parallel mit der Ausheilung des Gewebeschadens zurückgehen. Sie sind daher zumeist selbstbegrenzend und erfüllen damit ihre sinnvolle Warnfunktion. Für die Behandlung akuter Schmerzen, einschließlich der postoperativen Schmerztherapie, stehen heute ein breites Spektrum therapeutischer Möglichkeiten zur Verfügung.

1.2.3 Chronischer Schmerz

Beim chronischen Schmerz gleich welcher Genese gewinnt die psychische Komponente zunehmende Bedeutung für die Therapie, denn bei vielen Patienten tritt die primär organische Schmerzursache zunehmend in den Hintergrund und der psychische Aspekt dominiert. Chronischer Schmerz kann ebenfalls physische oder psychische Ursachen haben. Er kann physisch Begleitsymptom einer fortschreitenden, einer ausheilenden Krankheit oder eines Traumas sein, aber auch ein erstes Signal einer beginnenden Depression sein und zu unnötigen und aufwendigen körperlichen Untersuchungen führen, bevor der psychopathologische Hintergrund erkannt wird. Mit erfolgreicher Behandlung der Depression verschwindet der Schmerz als psychische Ausdrucksform der Depression.

Bei der überwiegenden Mehrheit der chronischen Schmerzpatienten sind primär organische Ursachen vorhanden, bei denen der Schmerz nach einer Zeit eine vom körperlichen Befund abgekoppelte Eigendynamik entwickelt.

Von chronischem Schmerz wird definitionsgemäß gesprochen, wenn hartnäckige oder rezidivierende Schmerzen länger als sechs Monate bestehen. Chronischer Schmerz hat also an sich keine Warnfunktion. Damit ist chronischer Schmerz aber nicht von vorneherein sinnlos.

1.3 Eigener Ansatz

1.3.1 Allgemeines

Die medizinische Bedeutung des komplexen Geschehens Schmerz ist oben skizziert worden. Dieser Bedeutung entsprach der Stellenwert in der medizinischen Ausbildung noch nicht. Daher wurde im Sommersemester 2005 mit der Einführung eines experimentell basierten interdisziplinären Schmerzpraktikums im Modellstudiengang der Medizinischen Fakultät der RWTH Aachen dieser Erkenntnis Rechnung getragen. Mit neuen Verfahren zur Darstellung und Objektivierung vegetativer Rhythmen sollten mithilfe eines ethisch tolerierbaren Schmerzparadigma die physischen Reaktionen des Herz-Kreislaufsystems bei einem umschriebenen Zahnschmerz untersucht werden. Dies soll bei den Studierenden der Medizin frühzeitig Verständnis und Bewusstsein über die komplexen, aber verstehbaren physischen und psychischen Grundlagen von Schmerz fördern. Grundsätzlich ist die Auslösung von Schmerz zu keinem Zweck ethisch vertretbar. Im Rahmen der medizinischen Ausbildung können aber Wege beschritten werden, die dies zulassen, wenn gegen das Gebot des Nicht-Schädigens nicht verstoßen wird.

In der Vergangenheit wurden bereits zahlreiche Verfahren und Methoden zur experimentellen Schmerzreizung entworfen. Tabelle 1-1 gibt einen Überblick über einige der älteren Schmerzparadigmen. Es werden hierbei zwei Gruppen unterschieden. Die Modelle der ersten Gruppen stimulieren überwiegend A δ -Fasern und lösen somit einen phasischen Schmerz aus, mit den Qualitäten spitz, stechend. Die zweite Gruppe generiert einen tonischen Schmerz, mit dumpfen und pochenden Schmerzqualitäten, da diese Modelle die C-Fasern reizen.

Phasische Schmerzmodelle	elektrisch	Intrakutan, Zahnpulpa
	thermisch	Kontaktmethode, Laser
	chemisch	CO2-Insufflation der Nasenschleimhaut
	mechanisch	Druck-, Stich-, Prell-, Dehnungs-, Ultraschallreize
Tonische Schmerzmodelle	thermisch	Eiswasser („Cold Pressor Test“), Kontaktthermode
	metabolisch	ischämische Muskelarbeit (Tourniquetest)
	chemisch	Hautinjektion (Capsicain, Senföl, Entzündungsmediatoren)
	mechanisch	Druck (Periost), Quetschung (Haut), Dehnung (innere Hohlorgane)

Tabelle 1-1 Ältere Schmerzparadigmen

Diese Paradigmen haben z. T. den Nachteil, dass sie nur wenig steuerbar sind und die psychische Komponente des Schmerzes wenig berücksichtigen.

Daher erschien die Auslösung eines Dentalschmerzes ein geeignetes Schmerzparadigma, da einerseits Zahnschmerzen ein allgemein bekannt und gefürchtetes Übel sind; andererseits würde eine Vorrichtung zur Zahnschmerzinduktion auch eine bedeutsame psychische Reaktion auslösen, nämlich Angst. Dies kann von dem häufig in der Psychophysiologie und Physiologie eingesetzten Schmerzparadigma „Cold-Pressor-Test“ (nicht-dominante Hand in 4°C Eiswasser) in dieser Form nicht angenommen werden. Somit sollte auch die psychische Komponente des Schmerzes durch eine geeignete Protokollführung präziser operationalisiert werden können.

Ein solcher Dentalschmerz sollte z.B. durch Abkühlung eines Zahnes erzeugt werden können, was routinemäßig in der Zahnmedizin zur Sensibilitätsprüfung eingesetzt wird. Dies ist von größter Bedeutung, da dies somit keinen gefährdenden oder schädigenden Einfluss darstellen könnte. Auch in früheren Studien zur Physiologie des Dentalschmerzes (Hensel et al. 1956, Jyväsjärvi, et al. 1978, Goodis et al. 2000) konnte keine Schädigung der Pulpa durch Abkühlung festgestellt werden.

Die von uns gewünschte exakt gesteuerte Kühlung des Zahnes sollte technisch so realisiert werden, dass eine Anbindung an bestehende Versuchsprotokolle und ihre technischen Ausstattungen problemlos machbar sein sollte. Ziel dieser Arbeit war damit die Entwicklung eines Stimulators, der durch einen Kaltreiz einen Zahnschmerz erzeugt. Wir haben uns daher auf den Begriff „Kryodentalstimulator“ festgelegt, da dies die beiden wesentlichen Elemente begrifflich zusammenfasst. Dieser Stimulator soll im Praktikum zur Schmerzphysiologie im Rahmen der neurophysiologisch-neuropsychologischen Ausbildung des Modellstudienganges an der RWTH Aachen eingesetzt werden. Der Hintergrund des Praktikums ist die Vermittlung eines klinisch basierten Konzeptes zur integrativen Physiologie, um die Studenten wissenschaftlich fundiert auf den Umgang mit Patienten und ihrem häufigsten Symptom Schmerz vorzubereiten. Dies geschah durch ein „hautnahes“ Erleben von Schmerz und den damit verbundenen Veränderungen der eigenen physiologischen Leistungen, wie z. B. Atmung und Herzfrequenz.

2 Methodik und Ergebnisse

Da die Entwicklung eines objektivierenden Schmerzapplikationssystems Gegenstand dieser Arbeit war, wird die Darstellung der methodischen Entwicklung gleichzeitig auch die Darstellung der Ergebnisse einschließen.

2.1 Entwicklung eines Kryodentalstimulators

Durch die Vorgabe der Lokalisation und Größe eines Zahnes als Reizareal war die Dimension des Stimulators weitgehend festgelegt. Grundsätzlich war gefordert, dass die zu applizierende Kälte 1. exakt kontrollierbar sein sollte, 2. wozu sie exakt messbar sein und 3. auch exakt lokalisierbar sein musste, um wissenschaftlich verwertbare, also nachvollziehbare Ergebnisse zu erhalten.

2.1.1.1 Anatomische Voraussetzungen

In einer früheren experimentellen Studie über Schmerzsensation durch kalte Stimulation (Hensel et al. 1956, Arwill et al. 1973) wurden mittlere Oberkieferfrontzähne zur Applikation der Kälte herangezogen. Der dazu verwendete Stimulator war örtlich fixiert, mit Fixierung auch des Kopfes bzw. Zahnes in einer Halterung. Aufgrund unseres Versuchsablaufs sollte aber eine mobile Apparatur konstruiert werden, da diese im Rahmen verschiedener Versuchsprotokolle (s.u.) bei Veränderung der Körperlage eingesetzt werden sollte. Daher konnte der Versuchsaufbau dieser früheren Studie nicht übernommen werden.

Es stellte sich zunächst die Frage, ob in unserem Schmerzparadigma der Kaltreiz auch am oberen mittleren Schneidezahn appliziert werden sollte. Aufgrund einfacher Überlegungen konnte eine Applikation der Kälte an Zähnen im Seitenzahnbereich von vorneherein verworfen werden. Dies lag zum einen an den seitlich durch die Wange und nach oral durch die Zunge begrenzten Platzverhältnissen. Zum anderen konnte aufgrund der kleineren planen Flächen der Seitenzähne das Anbringen einer größeren Apparatur ebenfalls ausgeschlossen werden. Voraussetzung war ausreichend Platz für die in ihren Dimensionen noch nicht bekannte Apparatur, die eine gute Übersicht zur Kontrolle der ordnungsgemäßen Position des Stimulators erlauben musste.

Daher kam nur der Frontzahnbereich in Frage, weil hier durch die Lippen und die mögliche Mundöffnung ausreichend Platz für Befestigungen und evtl. Zuleitungen des Kyrodentalstimulators vorhanden waren, und die Anatomie der oberen, mittleren Incisivi aufgrund ihrer Größe und Form eine ideale Anlagefläche boten. Die unteren, mittleren oder seitlichen Schneidezähne wären im Vergleich eher ungeeignet, da sie kleiner sind und bei Erwachsenen zudem oft eine Rotation oder Verschachtelung (tertiärer Engstand) dieser Zähne vorliegt, was den Kontakt zwischen Zahn und Stimulator behindert hätte. Obere Schneidezähne hingegen, meist durch kieferorthopädische Therapien in ihrer Stellung korrigiert und ordentlich im Zahnbogen stehend, sollten sich gut zur Applikation eines akuten Schmerzes durch Kaltreiz eignen.

Die Durchschnichtsmaße eines menschlichen oberen, mittleren Schneidezahns (11/21) betragen in inzisal-apikaler Richtung 24 mm, inzisal-cervikal 11,6 mm und in mesio-distaler Richtung 8,4 mm (siehe Abb. 2-1). Da eine nicht invasive Anwendung angestrebt wurde, kam nur der koronale Anteil eines Inzisivus in Frage. Die durchschnittliche kleinste anzunehmende koronale, vestibuläre Fläche eines Schneidezahns ist bei kleinen Zähnen etwa 11,6 x 8,4 mm. Diese Größe bestimmte mithin die Ausmaße des Kryodentalstimulators, die möglichst nicht überschritten werden sollten.

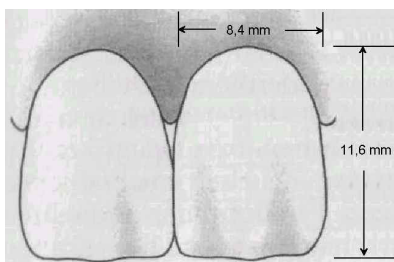


Abb. 2-1 Mittlere Schneidezähne des Oberkiefers mit Angaben der durchschnittlichen Größe der koronalen Fläche. Quelle: Lehmann/Hellwig; Einführung in die Propädeutik.

Bei Überschreitung dieser Größe könnte eine Reizung benachbarter Zähne einsetzen, was zu einer ungenauen Applikation des Schmerzes führen und das Ergebnis somit verfälschen könnte. Darüber hinaus hätte dabei die Gefahr einer Traumatisierung der marginalen Gingiva bei einer zu großen Stimulatorbasis bestanden.

2.1.1.2 Physiologische Voraussetzungen

Grundsätzlich sollte eine Applikation des Kryodentalstimulators an jedem gesunden Erwachsenen möglich sein. Erforderlich sind ein intaktes lokales und zentrales Schmerzleitungssystem und ein uneingeschränktes Schmerzempfindungssystem, die wesentliche Zeichen vitaler Zähne sind. Es darf also keine endodontische Behandlung durchgeführt worden sein, um eine positive Reaktion auf einen thermischen Reiz zu erhalten. Auch die Afferenzen dieses Zahnes (Nn. alveolares superiores/N. infra-orbitalis - N. maxillaris - N. trigeminus; Abb. 2-2) dürfen nicht geschädigt sein, noch sollten zentralnervöse Störungen vorliegen.

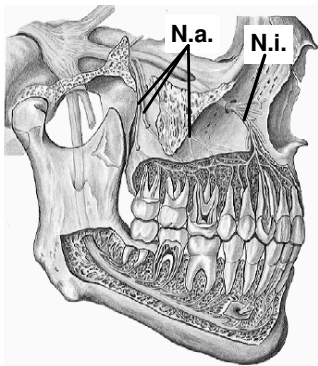


Abb. 2-2
Gesichtsschädel,
von lateral. Nn
alveolares
superiores (**N.a.**), N.
infra-orbitalis (**N.i.**);
nach Entfernung
von Teilen des
Ober- und
Unterkiefers. Quelle:
Sobotta, Band I,
Abb. 137.

Die Stärke der Empfindung würde sicherlich durch prothetische Restaurationen, wie z. B. Veneers oder Kronen, negativ beeinflusst werden können. Daher sollten sowohl avitale Zähne, als auch prothetisch versorgte Zähne von vornherein von dem Versuch ausgeschlossen werden.

Bei der Bewertung der Kälte bzw. Schmerzintensität muss weiter grundsätzlich beachtet werden, dass die Größe und Ausdehnung des Pulpencavums in Zähnen intra- und interindividuell verschieden ist, was Einfluss auf die Schmerzintensität nehmen könnte. Bei älteren Probanden mit verkleinertem Pulpencavum könnte so eine verlängerte Reizdauer bis zur Schmerzempfindung auftreten. In Abbildung 2-3 ist ein Zahnquerschnitt zum besseren Verständnis der Zahnanatomie dargestellt.

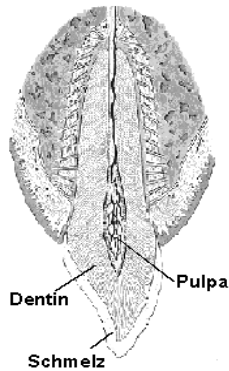


Abb. 2-3
 Sagittalschnitt
 durch einen Zahn
 und dessen
 Zahnhalteapparat.
 Schmelz, Dentin,
 Pulpa. Quelle:
 Sobotta, Band I,
 Abb. 167.

2.1.1.3 Technische Voraussetzungen

Wie oben bereits erwähnt ist die Sensibilitätsprüfung von Zähnen durch Applikation eines Kältereizes in der Zahnmedizin eine bewährte Untersuchungsmethode. Dazu wird üblicherweise ein Wattepellet mit Kohlendioxidspray (ca. -42°C) besprüht, was dadurch auf ca. -15°C abkühlt und dann an den zu testenden Zahn gehalten wird. Bei positiver Vitalität des Zahnes empfindet der Patient je nach Sensibilität einen mehr oder weniger starken, intensiven Kältereiz oder sogar Schmerz.

Es wäre nun durchaus möglich gewesen dieses Prinzip auch für die Applikation des Reizes zu benutzen. Bei dieser Versuchsanordnung würde das Kohlendioxidspray manuell auf das Pellet aufgesprüht, die Temperatur gemessen und auf den Zahn gehalten. Eine genaue Temperaturmessung am Wattepellet zum Zeitpunkt des Kontakts mit dem Zahn wäre ohne Ablenkung des Probanden dabei jedoch nur schwer möglich und würde den Messablauf nicht wenig stören. Auch wäre die Temperaturmessung nur wenig exakt, da zwar nach Applikation des Kohlendioxidsprays, aber vor dem Zahnkontakt gemessen würde und durch diese zeitliche Verzögerung ein ungenaues Messergebnis entstünde. Ein indirektes Verfahren, durch Erstellen von zeitabhängigen Verlaufskurven wäre aufwendig, und v.a. nur wenig steuerbar. Eine Konstruktion, die am Mund bzw. Zahn befestigt würde und das kalte Kohlendioxid über einen Schlauch direkt auf den Zahn aufbrächte, wurde erst gar nicht in Erwägung gezogen, da das durch die Applikation des Kohlendioxids entstehende Rauschen den Proband auf eine mögliche Schmerzensation aufmerksam machen würde, die Messung verfälschte und nicht ohne Gefahr für den Proband wäre.

2.1.2 Peltier-Element

Diese Überlegungen grenzten die möglichen Verfahren im Vorfeld erheblich ein und lenkten den Blick schließlich auf ein elektronisches Bauteil, das so genannte „Peltier-Element“ (PE). Diese Bauteile sind den in Kühlschränken verwendeten Prinzip der Wärmepumpen vergleichbar, wobei es sich hier um ein thermoelektrisches Element handelt, das als Wärmepumpe arbeitet (Abb. 2-4).

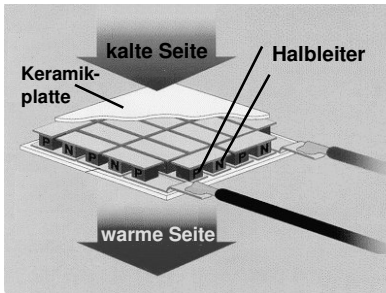


Abb. 2-4
Wärmefluss am
Peltier-Element.
Quelle:
<http://www.digit-life.com/articels/peltiercoolers/>

Die hierin verwendeten thermoelektrischen Elemente bestehen aus einer Anzahl von p/n dotierten Halbleitern (Abb. 2-5), die thermisch parallel und elektrisch in Serie geschaltet sind. Diese Halbleiter werden zwischen zwei Keramikplatten gepresst und über entsprechende Stromkabel an eine Stromquelle angeschlossen.

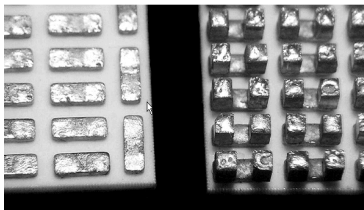


Abb. 2-5
Vergrößerung der zwei
Keramikplatten eines Peltier-
Elementes. Rechts sind die p-/n-
dotierten Halbleiter sichtbar.
Quelle:
<http://www.watercoolplanet.de/index.php?open=3>

2.1.2.1 Physikalischer Hintergrund

Zum Verständnis des Funktionsablaufes sei hier nur kurz auf die Wirkungsweise der Halbleiter eingegangen.

Bei den verwendeten Halbleitern handelt es sich um dotierte Halbleiter des n- bzw. p-Typs. Es ist eine Besonderheit dotierter Halbleiter, dass bei Stromfluss nicht nur elektrische Energie in Form von Teilchen fließt, sondern gleichzeitig auch thermische Energie von diesen Teilchen mittransportiert wird. Es findet also auch ein Wärmetransport statt.

Die Halbleiter des n-Typs sind mit Fremdatomen dotiert, so dass in der Kristallgitterstruktur ein überschüssiges Valenzatom vorhanden ist, das für den Ladungstransport zur Verfügung steht (Abb. 2-6). Da es sich dabei um ein Elektron handelt, entspricht die Transportrichtung der Fließrichtung des Elektrons, vom Minus- zum Pluspol.

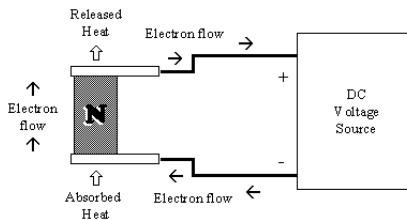


Abb. 2-6
n-dotierter Halbleiter.
Schematische Darstellung
des Elektronenfluss und des
Wärmetransports.
Quelle:
[http://www.tellurex.com/
12most.html](http://www.tellurex.com/12most.html).

In p-dotierten Halbleitern wird ein Fremdatom eingebaut, das ein Elektron weniger besitzt als für die kovalenten Bindungen in der Kristallgitterstruktur benötigt. Dadurch entstehen zusätzliche Fehlstellen, sog. „Löcher“. Es entsteht ein Defektelektron, das auch Wärme transportiert, aber mit dem Strom fließt (Abb. 2-7).

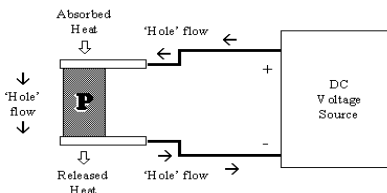


Abb. 2-7
p-dotierter Halbleiter.
Schematische Darstellung
des Elektronenfluss und des
Wärmetransports.
Quelle:
[http://www.tellurex.com/12
most.html](http://www.tellurex.com/12most.html)

Bei Verwendung dieser Halbleiter, die thermisch parallel und elektrisch in Serie geschaltet sind, wird Wärme in eine Richtung gepumpt.

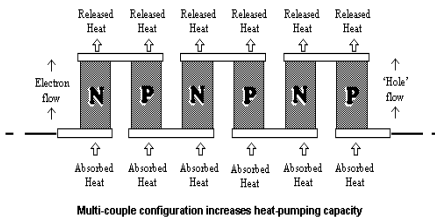


Abb. 2-8
Schematischer Aufbau eines Peltier-Elementes. Elektrisch in Serie und thermisch in Reihe geschaltet.
Quelle:
<http://www.tellurex.com/12most.html>

Bei Anlegen von Gleichstrom fließt elektrische Energie, die aufgrund der Anordnung der Halbleiter einen Wärmetransport von einer Keramikplatte zur anderen bewirkt, so dass eine Keramikplatte und damit eine Seite des PE kalt und die andere entsprechend warm wird (Abb. 2-8). Die Transportrichtung der Wärme hängt dabei von der Polung ab. Die damit erreichbaren Temperaturdifferenzen zwischen warmer und kalter Seite können je nach Leistungsstärke der Peltier-Elemente bis zu 120°C betragen!

Für Peltier-Elemente sind Materialien günstig, die eine hohe elektrische Leitfähigkeit und eine niedrige Wärmeleitfähigkeit haben. Um einen guten Wirkungsgrad zu erreichen wählt man dotierte Halbleiter, wie z. B. Bismuth Tellurid, Antimon Tellurid, Bismuth Selenide.

2.1.2.2 Geschichte der Thermoelektrizität

Im Jahr 1821 entdeckte der deutsche Physiker Thomas Johann Seebeck (1770-1831) die Thermoelektrizität, die als Grundlage für die heutige Temperaturmessung mit Thermoelementen bekannt ist.

Werden zwei Drähte aus unterschiedlich elektrisch leitenden Materialien an ihren Enden verbunden und besteht ein Temperaturunterschied zwischen den beiden Verbindungsstellen, kann eine Spannungsdifferenz gemessen werden. Diese Spannungsdifferenz wird zur Temperaturmessung mit Thermoelemente genutzt.

Die Umkehrung dieses thermoelektrischen Effektes wurde von dem französischen Physiker Jean Charles Athanase Peltier (1785-1845) im Jahr 1834 entdeckt und stellt die theoretische Voraussetzung für die Funktionsweise der Peltier-Elemente dar.

Wird eine Spannung an einen der zwei Drähte angelegt, fließt Strom, der Wärme von der einen Verbindungsstelle zur anderen transportiert. Dadurch wird die eine Verbindungsstelle warm und die andere kalt. Der Wärmetransport wird durch den Elektronenfluss hervorgerufen.

2.1.2.3 Indikationsstellung für Peltier-Elemente

Eine Reihe von Eigenschaften ließen PE a priori für unsere unter 1.1 formulierten Bedingungen und Erfordernisse geeignet erscheinen.

Erstens sind PE sehr klein dimensioniert erhältlich; zweitens sind die planen Oberflächen eines PE ideal, um mit einem Thermoelement die Temperatur der kalten und/oder der warmen Seite zu erfassen, womit eine genaue Messung und Kontrolle der Temperatur, die letztlich am Zahn anliegt und diesen kühlt, gewährleistet ist; drittens würde die kalte Seite zur Übertragung der Kälte flach dem Zahn aufgelegt werden können und so die Kälte übertragen; und viertens könnte die Kälte- bzw. Wärmeproduktion des PE über den Stromdurchfluss exakt reguliert werden.

Zu Beginn musste jedoch weitestgehend geklärt werden, wie ein Kältereiz an einem Zahn appliziert werden kann. Es war zu fordern, dass der Reiz möglichst punktuell an einem Zahn ausgelöst werden muss, um nur ein lokal begrenztes Schmerzereignis hervorzurufen und der betreffende Zahn keinerlei Schäden durch die Kälteapplikation erleidet. Daher soll die Kälte, mit der der Zahn abgekühlt werden soll, kontinuierlich mit einem Thermometer gemessen werden können, um gegebenenfalls die Messung zu unterbrechen bzw. anzuhalten. Auch musste es möglich sein, einen gewünschten Temperaturwert mit dem Kryodentalstimulator zu erreichen und diesen über einen gewissen Zeitraum zu halten, bis dass ein Kälte- oder Schmerzreiz ausgelöst wird.

2.1.2.4 Verwendete Peltier-Elemente

Bei den hier zur Kältereizapplikation verwendeten PE handelt es sich um ein Element der Miniaturserie (PE-031-07-10) der Firma Telemeter Electronic GmbH.

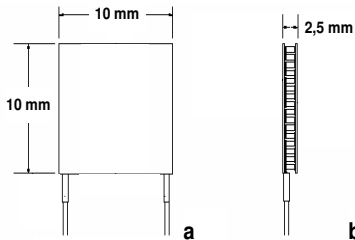


Abb. 2-9

Skizze eines Pe.

a) Aufsicht, b)

Seitenansicht; mit

Größenangaben.

Quelle: Telemeter

Electronic GmbH.

Es handelt sich dabei um einen Kühlkörper, der eine maximale Temperaturdifferenz von 74°C erzeugen kann und die Maße von 10 x 10 x 2,5 mm hat (a x b x h) (Abb. 2-9 und 2-10).

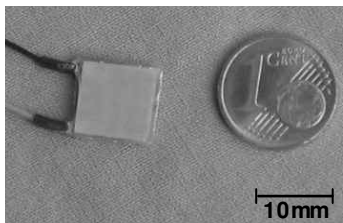


Abb. 2-10

Verwendetes PE im
Größenvergleich mit
einer 1 Eurocent
Münze.

Bei ersten in vitro Vorversuchen mit einem PE wurde jedoch festgestellt, dass dessen Warmseite z.T. so stark erhitzte, dass es zum Schmelzen des Lots im PE kam und dieses damit unbrauchbar wurde. Damit stand fest, dass nicht nur das grundsätzliche Problem der Halterung, sondern auch das Problem der Kühlung des PE zu lösen sein würde, wenn das Prinzip nicht von vorneherein verworfen werden sollte.

Da am Prinzip PE festgehalten wurde, werden diese zwei verschiedenen Entwicklungslinien in den nachfolgenden Kapiteln „Konstruktion der Halterung“ und „Entwicklung der Wasserkühlung“ beschrieben.

Da weiter die Steuerung und Überwachung der Temperatur offensichtlich ein kritisches Problem darstellt, war offensichtlich ein Steuergerät vonnöten, das diese Funktionen übernehmen könnte. Parallel zur Entwicklung des Kryodentalstimulators wurde dieses Steuergerät von der Firma Karl-Heinz Strotmann/Laborgeräte in enger Zusammenarbeit mit dem Labor für Psychophysiologie entwickelt und gebaut (siehe Kapitel 2.4.1. Elektronische Steuereinheit).

2.2 Konstruktion der Halterung

Zunächst musste eine Halterung konstruiert werden, die im Mund über eine gewisse Stabilität verfügt, um das PE am Zahn zu platzieren, es fest mit dem Zahn verbindet und so einen sicheren Halt gewährleistet.

2.2.1 Zahnprotektoren-Modell

Die im Leistungssport verwendeten Zahnprotektoren wurden als erstes zur Konstruktion einer möglichen Halterung in Betracht gezogen (Abb. 2-11a). Bei der einfachen Ausführung dieser Protektoren handelt es sich um Schienen aus weich bleibendem, elastischem Kunststoff, die in heißem Wasser erwärmt und entsprechend geformt individuell angepasst werden. Nach Abkühlen behält der Kunststoff diese Form, wobei die Schiene weiterhin elastisch bleibt. Dieser Vorgang lässt sich einige Male wiederholen. Es ist daher möglich eine Schiene mehrfach zu benutzen.

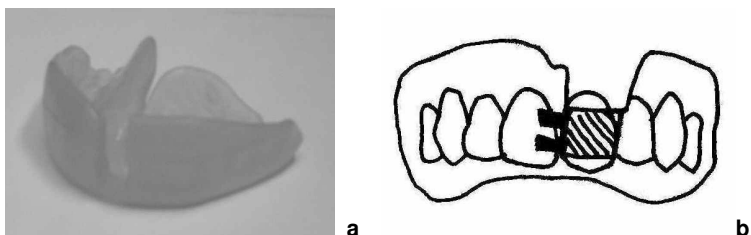


Abb. 2-11 a) Typischer Zahnprotektor, der als Prototyp zur Halterung in Betracht gezogen wurde, b) Skizze des Zahnprotektors mit Aussparung zur Aufnahme des Peltier-Elementes.

Mit dieser relativ einfachen und schnellen Handhabung kann diese Schiene an fast jede Kieferform bzw. Zahnstellung individuell angepasst werden.

Für die Halterung wurde auf Höhe des mittleren Incisivus ein Teil des Kunststoffes herausgeschnitten, um das PE einzusetzen (Abb. 2-11b). Im Mund sollte es dann mit Hilfe der Schiene am Schneidezahn anliegen. Es stellte sich jedoch bei ersten Versuchen als wichtigstes Ergebnis heraus, dass das Material der Protektoren zu elastisch ist und einen ständigen und sicheren Kontakt zwischen PE und Zahn verhindert.

Damit stand fest, dass eine geeignete PE-Halterung in jedem Fall eine gewisse Stabilität besitzen muss, um einen probaten Kältereiz sicher übertragen zu können.

Im nächsten Schritt wurde der weich bleibende Kunststoff durch eine härtere Variante ersetzt. Es zeigte sich, dass der härtere Kunststoff zwar die Stabilität erhöhte und das PE am Zahn hielt, jedoch waren Zahnbögen und Zahnstellungen der Probanden zu unterschiedlich, als dass auch bei großzügigem Ausschleifen der Schiene eine universelle Einsetzbarkeit erreicht werden konnte. Gerade durch das Ausschleifen kam es zu einem neuerlichen Verlust der Stabilität und des Haltes. Auch eine Reduzierung der Schiene auf den Frontzahnbereich (Eckzahn-Eckzahn) konnte eine universellere Einsetzbarkeit nicht erreichen.

Durch diese Erkenntnisse musste vom Prinzip der passiven bzw. „selbsthaltenden“ Konstruktion abgerückt werden. Es war klar, dass die Halterung einen Mechanismus besitzen musste, mit dem die Halterung aktiv am Zahn bzw. Zahnbogen befestigen werden kann. Dieser Mechanismus sollte eine flexible und adaptionfähige Anpassung an die hohe Variationsbreite von Kieferformen und Zahnstellungen ermöglichen.

2.2.2 Modell der aktiven Platte

Zur Korrektur von Zahnfehlstellungen werden in der Kieferorthopädie so genannte aktive Platten benutzt. Diese Platten bestehen aus einer Plattenbasis, Halteelementen und Schrauben (Abb. 2-12).

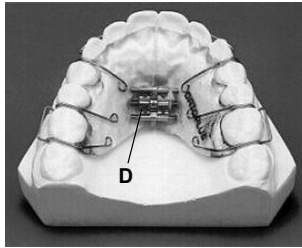


Abb. 2-12
Aktive Platte mit
transversaler
Dehnungsschraube
(D).

Die Plattenbasis besteht aus zwei Hälften, die mit einer transversalen Dehnungsschraube verbunden werden, wenn sie zur therapeutischen Kiefererweiterung eingesetzt werden.

Bei diesem System sollte eine Platte konstruiert werden, in die das PE integriert würde und mithilfe der Dehnungsschrauben die Platte in den Oberkieferzahnbogen „einklemmt“. Dazu sollte von der Plattenbasis ein Überführungssteg über die Inzisalkante nach labial verlaufen, wo das PE integriert wäre, um so an die labiale Fläche des Schneidezahns gedrückt zu werden. Durch Drehen der Dehnungsschraube würden die zwei Plattenhälften auseinander bewegt und sich zwischen den linken und rechten Oberkieferseitenzähnen einklemmen und damit das PE in der gewünschten Position halten. Als problematisch erwies sich aber bei ersten Probeversuchen die Handhabung der Dehnungsschraube, da diese nur um maximal 7mm verstellt werden kann. Dies reichte aber nicht aus, um die Variation der Kieferbreiten zu kompensieren. Daneben ist das Verstellen dieser kieferorthopädischen Schraube im Mund normalerweise nicht vorgesehen und nicht für den gewünschten Zweck verwendbar, obwohl das Schraubenprinzip eine Anpassung und gleichzeitig auch eine Fixierung grundsätzlich ermöglicht hat.

2.2.3 Schraubzwingen-Modell

Die bisher vorgestellten und erprobten Halterungen zielten immer auf eine Fixierung am gesamten Zahnbogen. Es stellte sich jedoch bei diesem Prinzip heraus, dass dies eine universelle Adaptivität verhinderte. Damit war klar, dass hier eine Beschränkung auf wenige Zähne, wenn möglich sogar nur an einem einzelnen Zahn, angestrebt werden musste. Dies würde eine Unabhängigkeit der unterschiedlichen Kieferbreiten ergeben und gleichzeitig an diesem Zahn die Kälteapplikation erlauben.

Das in der so genannten aktiven Platte verwendete Prinzip der Verbindung zweier beweglicher Teile mit einer Schraube zur Fixierung und Anpassung an die Zähne wäre für unsere Zwecke grundsätzlich vorteilhaft. Die in der Breite reduzierte Halterung besteht aus einem mit einer Schraube verbundenen palatinalen und einem labialen Teil. In den labialen Anteil würde das PE eingebaut und der palatinale Anteil läge als Gegenlager auf der oralen Fläche des zu kühlenden Schneidezahns an. Beide Teile sollten interinzisal mit einer Schraube verbunden sein (s. Abb. 2-13).

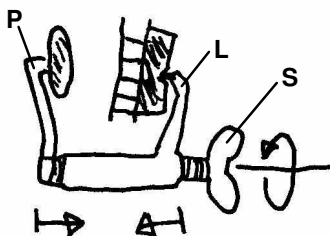


Abb. 2-13
 Skizze eines Schraubzwingen-Modells. Palatinaler Anteil mit Gegenlager (P), lingualer Anteil mit Peltier-Element (L), Flügelschraube (S).

Beim Zusammenschrauben würde sich der Abstand zwischen beiden Anteilen verringern, was wie eine Schraubzwinge zur Fixierung am Zahn führen würde (Abb. 2-14). Dies aber könnte zu große Kräfte am Zahn freisetzen und zur Fraktur des Zahnes führen. Um dies zu verhindern, würde der palatinale Teil aus einem weichbleibenden Kunststoff gefertigt werden müssen, der durch Verformung übermäßige Spannung aufnehmen könnte.

Erste Schritte zur Realisierung dieser Idee waren bereits eingeleitet, als eine wesentliche Schwachstelle dieses Systems erkennbar wurde. Der Einbau dieser Schraube als Überführungs- und Verbindungsteil war nicht zu realisieren, da sich die beiden Teile leicht seitlich voneinander wegdrehten. Die hier wirksamen Kräfte waren offensichtlich so groß, dass sich dies auch nicht mit Hilfe von zusätzlich eingebauten Führungsstiften verhindern ließ. Bei der an diesem System vorgesehenen Verschraubung der Halterung am Zahn könnte es zu leicht zu einer Fraktur des Zahnes kommen. Es war zudem auch klar, dass kein Proband in der Lage gewesen wäre, die Verschraubung in einer Notfallsituation unverzüglich zu lösen und den Stimulator zu entfernen. Daneben zeigte sich, dass durch die feste Integration des PE in den labialen Anteil ein planes Aufliegen auf der Zahnoberfläche kaum erreicht wurde. Wegen der Variabilität der

Schneidezahnstellungen gab es keine Position, bei der das PE bei allen Probanden dem Zahn auflag. Somit wurde dieser Weg nicht weiter verfolgt.

Trotz dieses Mankos stellte dieser Prototyp eine weitere Verbesserung der Adaptivität dar, da er an unterschiedlich großen Schneidezähnen befestigt werden konnte.

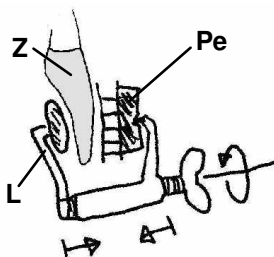


Abb. 2-14
Schraubzwingen-Modell
an Zahn (Z)
angeklemmt. Peltier-
Element (PE) am
lingualen Anteil,
palatinaler Anteil (P).

Um dieses Problem zu lösen, sollte ein Metall mit guten wärmeleitenden Eigenschaften zwischen Zahn und PE interponiert werden, um so den Kältereiz zu übertragen (Abb. 2-15).



Abb. 2-15
Peltier-Element (Pe),
mit Metallblech (M) zur
Kälteübertragung,
Aufsicht.

Es sollte sich dabei um ein flexibles Metallblech handeln, das fest mit dem PE verbunden ist und sich beim Einsetzen der Halterung dem Zahn anlegt (Abb. 2-16). Dies sollte Rotationen oder Kippungen des Zahnes ausgleichen helfen.

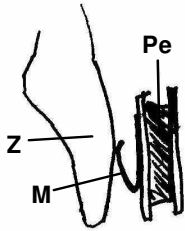


Abb. 2-16
Metallblech (M)
interponiert
zwischen Peltier-
Element (Pe)
und Zahn (Z).

Es zeigte sich jedoch in Probeversuchen, dass dieses zusätzliche Element die produzierte Kälte zu stark dissipierte. Daraus resultierte, dass das PE in jedem Fall direkten Kontakt mit dem Zahn haben musste. Die Halterung des PE musste einerseits den variablen anatomischen Verhältnissen Rechnung tragen können, andererseits sollte eine einmal eingenommene Position in sich stabil bestehen bleiben. Also war eine feste Halterung mit einer gewissen Flexibilität gefordert.

Um diese Flexibilität der PE-Halterung zu erreichen wurde im nächsten Entwicklungsschritt der labiale Anteil vergrößert und ein Kunststoffrahmen eingefügt. An dessen Rückwand wurde in den Kunststoff eine ca. 1 cm tiefe Bohrung in horizontaler Richtung mit 0,5 cm \varnothing gebohrt (Abb. 2-17).

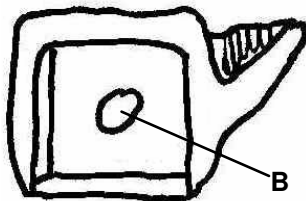


Abb. 2-17
Skizze des
Kunststoffrahmens mit
Bohrung (B) zum
Einsetzen der
Spiralfeder, von vorne.

In diese Bohrung wurde eine 2,5 cm lange Spiralfeder eingesetzt. An der hinteren Fläche des PE wurde zudem ein kleiner Stift aufgeklebt, dessen Aufgabe die Fixierung der PE im Zentrum der Spiralfeder war.

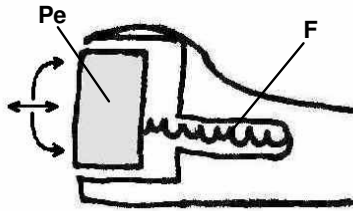


Abb. 2-18
 Skizze von Kunststoffrahmen mit eingesetzter Spiralfeder (F) und Peltier-Element (Pe), von der Seite.

Das PE wird bei diesem Modell durch die Feder nach vorne heraus gedrückt. Ziel dieser Konstruktion ist es, das PE an jeden Zahn variabel andrücken zu können, was durch die Flexibilität der Feder erreicht würde (Abb. 2-18). Durch die mit der Spiralfeder erzielte Flexibilität des PE wurde konstant eine sehr gute Anlagerung an die Labialfläche des oberen Schneidezahns hergestellt, da sowohl Rotationen als auch Kippungen des Zahnes sehr gut ausgeglichen wurden.

2.2.4 Wäscheklammer-Modell

Der die Variabilität gewährende labiale Anteil war damit beschrieben. Jetzt blieb die Entwicklung des palatinalen Anteils des Kryodentalstimulators. Diese beiden Teile sollen grundsätzlich wie oben beschrieben am Zahn fix befestigt werden, so dass der Stimulator am Zahn angeklemt würde. Dadurch sollte sich die Halterung einfach positionieren und auch mühelos entfernen lassen.

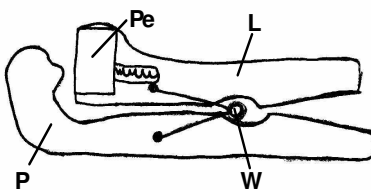


Abb. 2-19
 Skizze des Modells. Bestehend aus palatinalen Anteil (P), labialer Anteil (L), mit Spiralfeder und Peltier-Element (Pe), Wäscheklammerfeder (W), von der Seite.

Dies konnte umgesetzt werden, indem der labiale und der palatinale Anteil über eine Klemmfeder verbunden wurde. Der Aufbau entsprach dem einer Wäscheklammer, wobei die beiden Arme nicht parallel zueinander verliefen (Abb. 2-19 und 2-20).

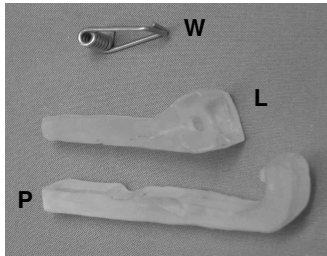


Abb. 2-20
 Einzelne Bauteile des
 Wäscheklammer-Modells;
 Wäscheklammerfeder (**W**);
 obere, labiale Anteil (**L**);
 untere, palatinale Anteil (**P**).

Das Gegenlager des Unterarms war nach oben abgewinkelt, um an der palatinalen Fläche des Zahnes anliegen zu können. Das im oberen Arm integrierte PE wurde leicht nach hinten geneigt, um ein mögliches Abrutschen der gesamten Halterung zu verhindern (Abb. 2-21).

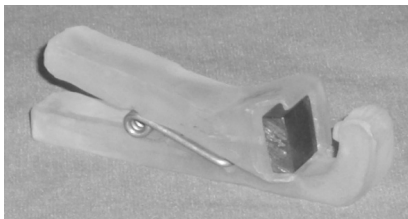


Abb. 2-21
 Zusammengesetztes
 Wäscheklammer-Modell,
 mit Kupferblock.

Trotz dieser Kippung ließ sich dieses Abrutschen nicht verhindern. Denn es zeigte sich in den ersten Versuchen, das nach kurzzeitigem Tragen die Halterung vom Zahn nach unten abrutschte, was vermutlich durch das Gewicht des Hebelarms und die Zufuhr von Wasser und Stromversorgung bedingt war. Das Abrutschen ließ sich nur verhindern, wenn der Proband die Halterung mit den Unterkieferschneidezähnen von unten stützte, bzw. obere und untere Schneidezähne zusammenbiss. Damit wurde gleichzeitig eine plane Anlagerung des durch die Spiralfeder geführten PE erreicht. Positiv war, dass damit eine Verschraubung oder Wäscheklammerfeder überflüssig war. Daher wurde im nächsten Schritt eine Vereinfachung des gesamten Systems überlegt und realisiert.

2.2.5 Modell der einteilige Halterung

Dazu wurde vom labialen Teil der Halterung der Kunststoffrahmen mit eingelassener Spiralfeder zur Fixierung des PE übernommen. Vom palatinalen Arm verblieb jedoch nur noch ein etwa 2 mm großes „Retentionsköpfchen“.

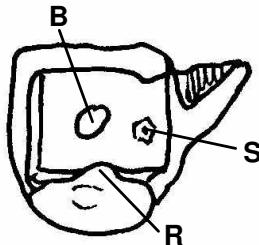


Abb. 2-22
Skizze der einteiligen Halterung.
„Retentionsköpfchen“ (R),
Bohrung für Spiralfeder (B),
eingegossene Mutter (S).
Ansicht von vorne.

Wegen dieses Retentionsköpfchens konnte das PE von vorne nicht mehr auf die Spiralfeder aufgesetzt werden. Daher musste der Kunststoffrahmen modifiziert werden. Eine Seite des Rahmens wurde jetzt ausgespart, von der aus das PE eingesetzt werden konnte (Abb. 2-22). Dies könnte notwendig werden, da PE als technisch empfindliche Bauteile bei Defekten ausgetauscht oder repariert werden müssen.

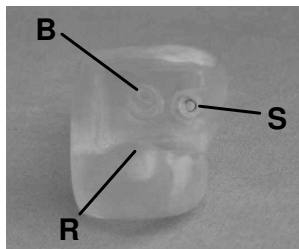


Abb. 2-23
Einteilige Halterung.
„Retentionsköpfchen“ (R),
Bohrung für Spiralfeder (B),
eingegossene Mutter (S).
Ansicht von vorne.

Damit das PE bei Gebrauch nicht seitlich heraus rutschte, wurde in den Kunststoff auf die Rückwand neben der Spiralfeder eine kleine Mutter eingesetzt (Abb. 2-23), in die nach Einsetzen des PE eine kleine Schraube (8 mm x 1,5 mm) gedreht werden konnte, um das PE in Position zu halten und ein Verrutschen zu verhindern (Abb. 2-24 und 2-25).

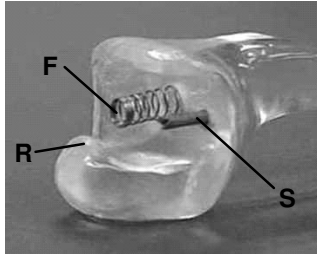


Abb. 2-24
Einteilige Halterung.
„Retentionsköpfcchen“
(R), Spiralfeder (F),
Schraube (S) . Ansicht
von schräg vorne.

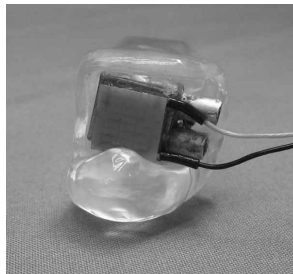


Abb. 2-25
Einteilige Halterung.
Mit Peltier-Element
und Kupferblock.

Um das Zusammenbeißen sicher zu gestalten, wurde auf die Unterseite des Retentionsköpfcchens eine Rille als Fixierung der Unterkieferschnidezähne gefräst. Der obere Schneidezahn sollte nun zwischen Retentionsköpfcchen und PE positioniert und durch Zubeißen der Schneidezähne des Unterkiefers in die Rille eine Fixierung erreicht werden (Abb. 2-26).

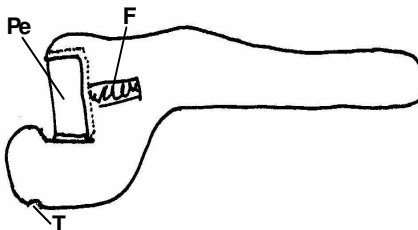


Abb. 2-26
Skizze der einteiligen
Halterung,
Retentionsrinne (T),
Peltier-Element mit
Kupferblock (Pe),
Spiralfeder zur flexibler
Lagerung (F).

Das damit erzielte Ergebnis war zufrieden stellend (Abb. 2-27).



Abb. 2-27
Einteilige Halterung
positioniert im Mund
einer Probandin.

In einer ersten Testphase wurde das gesamte System auf seine Praktikabilität an Versuchspersonen erprobt. Dazu wurde versucht einen möglichst identischen Ablauf eines psychophysiologischen Untersuchungsprotokolls einzuhalten, um mögliche Schwachstellen im Vorfeld erkennen zu können. Das entsprechende Versuchsprotokoll sah mehrere Abschnitte vor, bei denen verschieden Körperpositionen (Stehen/Liegen/Sitzen) mit geöffneten oder geschlossenen Augen durchlaufen wurde, was insgesamt ungefähr 28 min dauerte. Der Kryodentalstimulator wurde im Mund des Probanden in der Endposition befestigt.

Bereits beim Übergang vom Stehen zum Sitzen berichteten die Probanden jedoch, dass sie Schwierigkeiten hatten, den Kryodentalstimulator in dieser Position im Mund zu halten. Da die Halterung nur durch kontinuierliches Zusammenbeißen in Position blieb, war diese Halterung für die Kaumuskulatur für die Dauer dieses Praktikums zu ermüdend. Darüber hinaus stimmte die Position des Kryodentalstimulator am Ende nicht mehr mit der zu Beginn des Tests überein. Bei einer realen Applikation eines Kältereizes könnte dies dazu führen, dass der Kontakt verloren ginge und keine Kälte übertragen würde. Da diese Kritik durchgängig von allen untersuchten Probanden (n=6) geäußert wurde, war klar, dass weitere Modifikationen zu erfolgen hatten. Nach Ablauf des Tests zeigte sich beim Herausnehmen des Kryodentalstimulator, dass die Arretierung an den Zähnen offensichtlich nicht geeignet war, das PE in engen Kontakt mit dem Zahn zu halten, obwohl die flexible Halterung des PE prinzipiell eine hervorragende Positionierung bewirkte.

2.2.6 Halterung mit Headgear

Es musste also eine Halterung konstruiert werden, die ohne Mithilfe des Probanden eine stabile Arretierung erzielen würde und dennoch müsste aus sicherheitstechnischen Gründen gewährleistet sein, das Probanden zu jedem Zeitpunkt in der Lage sein sollten, das PE ohne Schwierigkeit abzunehmen. Diese Bedingung schloss eine Befestigung des PE am Zahn z.B. mit einer zahnärztlichen Matrize a priori aus. Aus den bereits gemachten Erfahrungen beim Bau der oben erwähnten Halterungen konnte daher auch von vornherein eine intraorale Verankerung ausgeschlossen werden. Dies ließ im Grunde nur noch eine Halterung zu, bei der das PE von außen an den Zahn gedrückt und diese deshalb außerhalb des Mundes angebracht sein müsste.

Bei der Suche eines geeigneten Hilfsmittels fiel die Wahl auf ein so genannten Headgear, ein kombiniert festsitzend-herausnehmbares extraorales kieferorthopädisches Gerät (Abb. 2-28).



Abb. 2-28
Headgear, bestehend
aus Nackenpolster und
Drahtbogen.

Dieser Headgear besteht in der Regel aus einem gepolsterten Nackenband und aus einem Drahtanteil, der außen über die Maxilla verläuft. Der Drahtanteil setzt sich zusammen aus einem Außen- und einem Innenbogen, die in der Mitte mit einem Verbindungsteil verschweißt sind. An den Enden des Außenbogens befinden sich U-Schlaufen, in die das Nackenband eingehängt wird. Das Nackenband ist mit zwei Gummizügen versehen, die einen konstanten Zug bewirken. Es wird am Nacken angelegt und mit dem Außenbogen verbunden, wodurch der Außenbogen nach distokaudal gezogen wird.

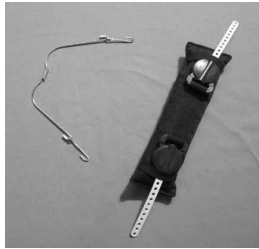


Abb. 2-29
Headgear, bestehend aus einem Nackenpolster und dem Innen- und Außenbogen.

Für unsere Zwecke wurde für die Fixierung des PE am Zahn der Innenbogen gekürzt. Der Verbindungsteil blieb erhalten und sollte zur Aufnahme des PE genutzt werden. Dazu musste aber auch die Kunststoffhalterung des PE umgebaut werden, denn die Lagerung mit der Spiralfeder war nicht länger nötig (siehe Abb. 2-30).

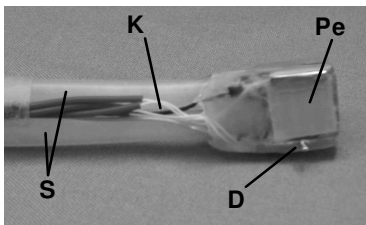


Abb. 2-30
Frontalaufsicht. Wasserschläuche (T), Kabel (K) für das Peltier-Element (Pe), Drahtschleife (D).

Das nächste Modell der PE-Halterung sah vor, das PE im Ganzen in einen Kunststoffblock zu fassen, wobei nur noch die „Kaltseite“ vom Kunststoff unbedeckt bliebe. Zusätzlich wurde unterhalb des PE in horizontaler Richtung eine 2 mm lange Drahtschleufe angebracht (Abb. 2-31).

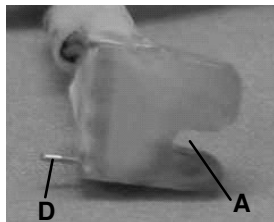


Abb. 2-31
Seitenansicht. Drahtschleufe (D), Aussparung (A) für den Außenbogen.

Diese Schlaufe sollte verhindern, dass das PE durch den Zug des Nackenpolsters in Richtung Gingiva abrutscht. Auf der Rückseite des PE wurde jetzt eine Aussparung in der Form des Übergangsteils des Drahtteils geschaffen, in die der Außenbogen eingesetzt werden konnte. Dies erlaubte eine feste Verbindung des PE mit dem Headgear (Abb. 2-31 und 2-32).

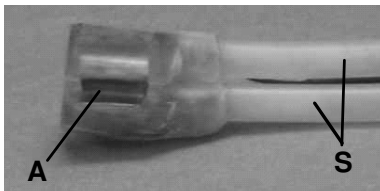


Abb. 2-32
Ansicht von hinten,
Aussparung (A) für den
Außenbogen,
Wasserschläuche (S).

Die U-Schlaufen des Außenbogens wurden außerdem mit Draht verlängert, um den größeren Abstand des Headgears zu den Frontzähnen, verursacht durch die Dicke des PE, auszugleichen, da sonst der Zug des Nackenpolster zu groß wäre (Abb. 2-33).

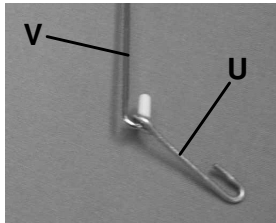


Abb. 2-33
U-Schlaufen des
Außenbogens (U),
Verlängerungsschlaufen (V).

Bei Verwendung am Probanden wurde das PE zunächst am Außenbogen befestigt (Abb. 2-34) und dann um den Hals gelegt.

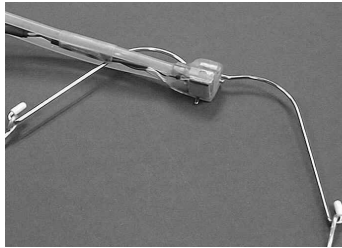


Abb. 2-34
PE auf den
Außenbogen
aufgesetzt.

Das Nackenpolster wurde nun mit den verlängerten U-Schlaufen verbunden und am Nacken in die richtige Position gebracht. Durch leichtes Ziehen am Außenbogen wird das PE über das Kinn angehoben und vorsichtig am mittleren oberen Schneidezahn (rechts oder links) platziert. Das Nackenpolster muss gegebenenfalls nochmals in der Position korrigiert werden (Abb. 2-35).

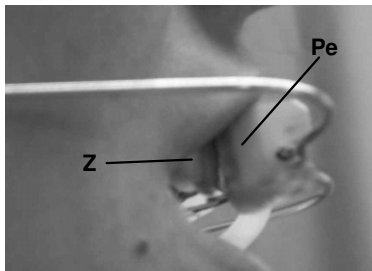


Abb. 2-35
Headgear Halterung
am Probanden.
Zahnreihe (Z),
Peltier-Element (Pe).

Das PE soll mit leichtem Druck dem Zahn anliegen und bei geringen Kopfbewegungen nicht nach unten oder zur Seite abrutschen (Abb. 2-36).



Abb. 2-36
Headgear Halterung
am Probanden.

2.3 Entwicklung der Wasserkühlung

2.3.1 Allgemeines

Wie zu Anfang erwähnt, musste eine Kühlung des PE entwickelt werden, die die entstehende Wärme der warmen Seite des PE abtransportiert, da am PE sonst irreparable Schäden durch Überhitzung auftreten könnten.

Bei Versuchen mit einem Eiswürfel zeigte sich bereits, dass ein Wärmeabtransport eine Leistungssteigerung auf der Kaltseite in dem Sinne verursachte, dass auf der Kaltseite eine stärkere Abkühlung eintrat. Je mehr Wärme also von der Warmseite abtransportiert würde, desto tiefer würde die Temperatur auf der Kaltseite absinken.

2.3.2 Metallstück

Da in diesem Stadium noch unklar war, wie groß die tatsächliche Hitzeentwicklung sein würde, wurde ein in einem ersten Schritt versucht, die anfallende Wärme über ein aufgelegtes Aluminiumblech abzufangen (Abb. 2-37).



Abb. 2-37
Peltier-Element (Pe)
mit aufgeklebten
Aluminiumblech (A),
von oben

Es zeigte ein erster Test, dass trotz der geringen Abmessung des PE das Aluminiumblech sehr schnell erhitze, womit keine weitere Kühlung des PE möglich war. Daher musste diese Option verworfen werden.

2.3.3 Wasserreservoir

Daher wurde im nächsten Schritt überlegt auf der warmen Seite ein geschlossenes Wasserkissen anzubringen (Abb. 2-38), das die entstehende Wärme aufgrund der hohen Wärmeleitfähigkeit des Wassers aufnehmen sollte.

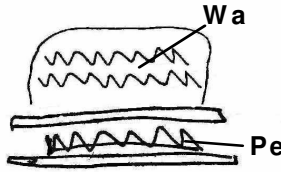


Abb. 2-38
 Peltier-Element (Pe)
 mit Wasser (Wa), von oben.

Es zeigte sich aber in einem Versuch, dass die in dem Kissen vorhandene Wassermenge zu gering war, um die entstehende Wärme effektiv abzupuffern. Auch eine Vorkühlung des Wassers erwies sich als wenig wirksam, da es durch die Wärme des Gesichts wieder erwärmt wurde und damit seine Kühleigenschaft verlor.

2.3.4 Wachsmodellierung einer Wasserkühlung

Es verstand sich von selbst, dass eine effektive Kühlung dennoch ausreichend klein dimensioniert sein musste, da das Gewicht der gesamten Apparatur sonst zu schwer würde. Bei entsprechenden Recherchen im Internet über PE und deren Einsatzgebiete wurden in der Folge Informationen gefunden, auf denen PE zur Kühlung von Computerprozessoren verwendet werden, um durch die Kühlung eine Leistungssteigerung der Prozessoren zu erzielen. Auch dort wurde, wie in unserem Fall auch, die Problematik der Überhitzung der PE angesprochen. Als Lösung wurden dort Wasserkühlungen eingesetzt, die aus einem innen mit Wasser durchströmten Kupferblock bestanden, auf den das PE aufgeklebt wird und so für die Kühlung des PE sorgt. Leider zeigte sich dort aber auch, dass diese Kupferblöcke nicht kommerziell erhältlich waren, da sie jeweils individuell hergestellt wurden. Zudem waren die dort verwendeten PE um ein vielfaches größer als das von uns verwendete PE mit den geringen Außenmassen von 10 x 10 mm. Dies gab damit auch die Größe einer möglichen Wasserkühlung vor.

Hier lieferte eine in der Zahnmedizin übliche Methode einen wichtigen Hinweis. Bei manchen Patienten wird üblicherweise der Zahnersatz zunächst in Wachs modelliert, um anschließend in entsprechendem (Edel-) Metall gegossen zu werden. Nach diesem Verfahren sollte auch hier ein Wachsmodell Grundlage für einen Kupferblock sein, der die erforderlichen Kühleigenschaften erfüllen sollte.

Es wurde darauf hin zunächst ein Block aus Wachs mit den Maßen von ca. 12 x 12 x 4 mm modelliert, in dem ein u-förmiger Hohlraum belassen wurde. Dieses Wachsmodell wurde anschließend in Messing gegossen. Doch floss das Metall nicht komplett aus, was wahrscheinlich auf die große Masse zurückzuführen war. Ein durchgehender Hohlraum zum Durchfluss des Wassers war im Messingblock damit nicht vorhanden.

2.3.5 Wasserkühlung aus Metallblock

Eine andere Möglichkeit zur Herstellung eines Kühlblocks wurde bei Recherchen im Internet auf Computerseiten gefunden. Dort wurde von Metallblöcken berichtet, die als Kühlung für Computerprozessoren dienen. Dort fanden sich auch Bauanleitungen, die sich aber auf Grund der größeren Dimension der Kühlungen der Computerprozessoren (ca. 40 x 40 x 10 mm) für die von uns verwendeten PE als ungeeignet erwiesen, die maximal ca. 12 x 12 x 2 mm groß sein sollten. Daher wurde von einer Vierkantmessingstange ein Stück mit ungefähren diesen Massen abgesägt (Abb. 2-39).

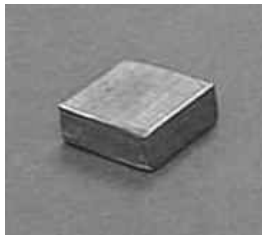


Abb. 2-39
Abgesägter
Kupferblock „Rohling“.
Maße: 12 x 12 x 2mm.

Die Anleitung sah vor, in diesen Messingblock speziell angeordnete Löcher als Wasserzu- und -abläufe zu bohren (Abb. 2-40).

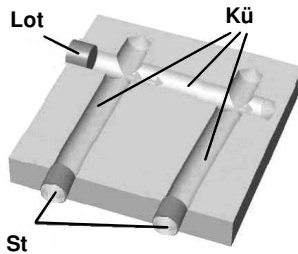


Abb. 2-40
 Skizze der
 Bohrungen im
 Kupferblock.
 Kühlleitungen (**Kü**),
 Stützen (**St**),
 Dichtung (**Lot**).

In die Stirnseite wurden dazu zwei parallele Löcher gebohrt und diese mit einer Bohrung auf der Längsseite miteinander verbunden. Oberflächlich wurde die letzte Bohrung später mit Lot verschlossen.

Diese Bohrungen sollten einen hufeisenförmigen Hohlraum bilden, der folgendermaßen aussah: von einer Vierkantmessingstange wurde ein Stück mit den Massen 12 x 12 x 2 mm abgesägt. In diesen Kupferblock wurden Kühlkanäle gebohrt, von einer Kopfseite zwei parallele Bohrungen und quer zu diesen beiden eine weitere Bohrung, so dass alle drei miteinander verbunden waren (Abb. 2-41).



Abb. 2-41
 Kupferblock mit
 entsprechenden
 Bohrungen.

Die Öffnung der einzelnen Bohrung wurde nun wieder verschlossen. In diesem Fall wurde sie mit Lot zugelötet. In die beiden anderen Öffnungen wurden kleine Messingröhrchen als Stützen eingebracht (Abb. 2-42).

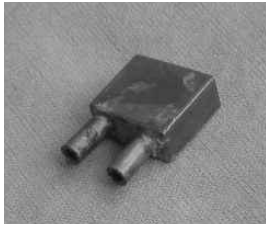


Abb. 2-42
Kupferblock mit
eingelöteten
Messingröhrchen
als Stutzen.

Die Oberfläche des Blocks wurde nun hochglanzpoliert und das PE mit Wärmeleitkleber aufgeklebt (Abb. 2-43).

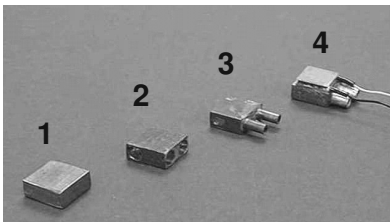


Abb. 2-43
Entwicklungsstadien des
Kupferblocks: 1. „Rohling“. 2. Block mit Bohrungen. 3. Block mit Stutzen. 4. Block mit Stutzen und PE.

Auf beide Keramikplatten des PE wurde jeweils ein Thermoelement mit Wärmeleitkleber geklebt, die der Temperaturkontrolle der warmen und der kalten Seite des PE dienen.

Da die Seitenflächen des verwendeten PE offen waren, mussten sie mit Kunststoff abgedichtet werden, um einen Flüssigkeitseintritt (z. B. durch Speichel) und somit einen Kurzschluss zu verhindern. Auf die Stutzen wurden Kunststoffschläuche mit einem Durchmesser von 2,5 mm gesteckt und mit Sekundenkleber verklebt.

2.3.6 Wasserversorgung

2.3.6.1 Rollenpumpe

Zunächst wurde eine Rollenpumpe aus einer kommerziell gefertigten Munddusche zum Transport des Wassers verwendet. Vom Handstück der Munddusche führte ein Wasserschlauch zu einem Stutzen des Kupferblocks und ein zweiter Schlauch führte von einem zweiten Stutzen wieder zurück zum Vorratsbehälter der Munddusche, so dass ein geschlossener Kreislauf

entstand. Der Vorratsbehälter wurde mit Wasser und Eiswürfeln gefüllt, um eine ausreichend tiefe Temperatur des Wassers und damit eine hohe Kühlleistung zu erreichen. Der Vorteil dieser Pumpe war die stufenlose Einstellung ihrer Leistung und damit eine ideale Kühlleistung. Da es sich jedoch um eine Kolbenpumpe handelte, wurde das Wasser besonders bei höherer Laufleistung der Pumpe spürbar pulsierend im Kreislauf transportiert. Diese von der Pumpe vorgegebenen Impulse hätten als externer Rhythmusgeber womöglich störend großen Einfluss auf die internen Rhythmen des Probanden nehmen können. Daher wurde dieses Prinzip verworfen.

2.3.6.2 Druckluft/Gaspumpe mit „constant flow“

Um dieses Problem einer externen Rhythmusquelle auszuschalten, musste eine Pumpe verwendet werden, die einen konstanten Fluss produzierte. Dies sollte erreicht werden, indem das Kühlwasser mit Druckluft durch die Schläuche gepumpt wird. Dazu wurde ein luftdichter Kunststoffkanister mit Schraubverschluss verwendet, in den zwei Verbindungsstücke eingeschraubt waren. Auf diesen wurden die Wasserschläuche aufgesteckt (Abb. 2-44).



Abb. 2-44
Luftdichter Kanister
mit Schläuchen.

Über den ersten Schlauch strömte Druckluft aus einer Druckluftflasche in den Kanister ein und aufgrund des Überdrucks durch den zweiten Schlauch des Kanisters als Kühlwasser durch den Kupferblock aus. Aus dem Kupferblock floss das Wasser in einen externen Auffangbehälter.

Die Verwendung einer Gasflasche bei jedem Versuchsablauf war jedoch sehr aufwändig und stellte zudem eine ungewollte Gefahrenquelle dar. Zudem ließ sich damit die aus der Druckluftflasche exakt benötigte Gasmenge nur schwierig steuern.

Daher wäre ein besseres Verfahren wünschenswert.

Hier bot sich ein Bauteil aus dem Modellbau an, eine elektrische Pumpe, die 1. sehr geräuscharm arbeitete, 2. sehr klein war und dabei 3. einen ausreichend hohen Wasserdruck erzeugen konnte. Die Steuerung einer solchen Pumpe mit Hilfe eines Trafos stellte einen weiteren Vorteil gegenüber der gefährlichen und nur schlecht regulierbaren Gasflasche dar.

2.3.6.3 Modellbau-Wasserpumpvorrichtung

Die gewählte Pumpe hatte bei geringer Größe eine hohe Leistungsstärke. Sie ließ sich in einem einfachen Holzgehäuse unterbringen, wodurch der Geräuschpegel gleichzeitig reduziert wurde. Neben der Pumpe wurde ein Drei-Wege-Ventil montiert, das von einem weiteren Modellbau-Bauteil bewegt wird, einem Servo-Motor (Abb. 2-45). Das Ventil schaltet zwischen zwei damit gekoppelten Kreisläufen: einem kleinen, der das Wasser aus dem Wasserbehälter durch die Pumpe direkt zurück in den Behälter leitet, und einem großen, der das Wasser zum PE bzw. zur Wasserkühlung leitet und von dort zurück in den Wasserbehälter (Abb. 2-46).

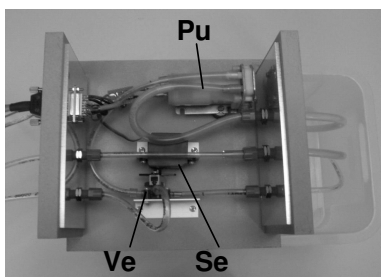


Abb. 2-45
Offenes Holzgehäuse
mit Pumpe (**Pu**),
Servo (**Se**) und Ventil
(**Ve**). Maße: 220 x
220 x 150 mm.

Das Steuergerät regelt die Umschaltung des Servos automatisch (siehe Kapitel 2.4.1). Der kleine und große Kreislauf ist sinnvoll, da während des Praktikums die Pumpe durchgehend laufen soll, um einen konstanten, aber nicht störenden Geräuschpegel zu erzeugen. Ein plötzliches Einschalten würde den Probanden als Signal auf den Versuchsbeginn vorbereiten, wo doch unter bestimmten Versuchsbedingungen eine Zahnstimulation gerade ohne Ankündigung zu erfolgen hat.

Nur während der eigentlichen Schmerzphase wird das PE mit Wasser über den großen Kreislauf versorgt. In den übrigen Phasen des Praktikums wird das Wasser durch den kleinen Kreislauf gepumpt.

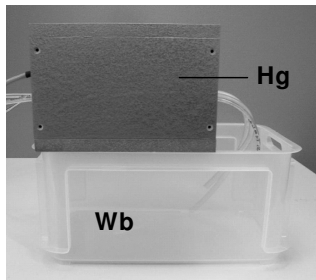


Abb. 2-46
Holzgehäuse (**Hg**) mit
Modellbaupumpe auf
Wasserbehälter (**Wb**).

Das Holzgehäuse steht dabei auf einem mit Eiswasser gefüllten Behälter (Abb. 2-46), in den Zufluss- und Abflussschläuche münden.

Ein weiterer Vorteil dieses Systems ist die Reduktion der insgesamt benötigten Wassermenge, da das Kühlwasser in einem Kreislauf bewegt und wieder in den Ausgangsbehälter zurück gepumpt wird.

2.4 Steuerung

2.4.1 Elektronische Steuereinheit

Zur Steuerung der PE-Pumpeneinheit wurde von der Fa. KHS Laborgeräte/Aachen ein Steuergerät entwickelt, das eine exakte Einstellung und Steuerung von Reiztemperatur, Reizdauer und Vorlaufzeit bis zum Beginn der Kältestimulation vorab ermöglicht (Abb. 2-47). Der Kryodentalstimulator besteht damit insgesamt aus den drei Elementen Steuergerät, Mundstück und Pumpengehäuse. Das Steuergerät bestand aus 1. einem Netzteil nach DIN EN 60601 bzw. VDE0750 (die beiden Normen DIN EN 60 601 und DIN0750 sind die Normen zur Kontrolle elektrischer Sicherheit medizinischer Geräte), 2. einer Zentraleinheit mit Mikrokontroller, Tasten und LC-Anzeige, 3. einem Digital-Analogwandler (für Pumpe und Peltier-Element) und 4. einem Verstärker für die Negativen Temperaturkoeffizienten (NTC). Dazu kam das Leistungsteil für die Pumpe und das Peltier-Element.

Der Kryodentalstimulator bestand abschließend den Test für die Geräteklasse BF (Body Float), der von der Fa. KHS mit dem Testgerät SEKUTEST SIII von GMC durchgeführt wurde.



Abb. 2-47
Steuergerät der PE-
Pumpeneinheit.

Über ein Anzeigefeld lassen sich Reizdauer und Vorlaufzeit getrennt in einem Bereich zwischen 1 bis 60 s einstellen. Es erlaubt auch die Einstellung der Endtemperatur („T(Soll)“) zwischen $+20^{\circ}\text{C}$ und -30°C . Die Stimulation, bzw. auch die Vorlaufzeit kann jederzeit mit dem Drücken der Stopp-Taste abgebrochen werden (Abb. 2-48). Um ein Überhitzen des PE zu verhindern ist zur Sicherheit ein internes Not-Aus eingestellt, dass bei Temperaturen oberhalb von $+35^{\circ}\text{C}$ die Stimulation automatisch abschaltet.

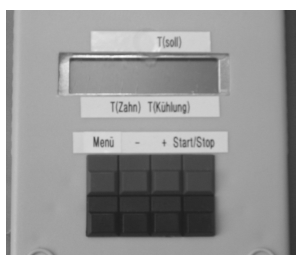


Abb. 2-48
Ansicht der
Bedienleiste und
des Displays.

Während der Messung ist es möglich auf dem Anzeigefeld die Vorlaufzeit und die noch verbleibende Reizdauer abzulesen. Die Temperatur der kalten und der warmen Seite werden als („T(Zahn)“) und („T(Kühlung)“) auf dem Display angezeigt. Durch die Weiterentwicklung der Wasserkühlung wurde auch das Steuergerät modifiziert, das nun in einem neuen Gehäuse verschraubt wurde. Die Menüführung blieb jedoch unverändert. (Abb. 2-49).

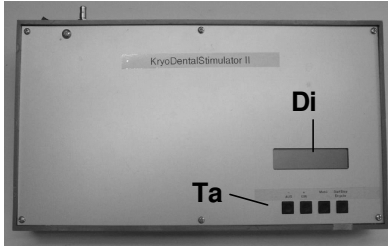


Abb. 2-49
Kryodentalstimulator II,
elektronische
Steuereinheit. Display
(Di), Bedientasten (Ta).

Die Funktionen und Einstellmöglichkeiten wurden im Vergleich zum Vorgängermodell allerdings erweitert und vereinfacht. Die Stromkabel des PE und die Kabel der Thermoelemente wurden jetzt über einen Stecker mit dem Steuergerät verbunden (Abb. 2-50).



Abb. 2-50
PE, Kabel und
Schläuche.

2.5 Testung des Kryodentalstimulators an einem In-Vitro Modell

2.5.1 Pferdezahl als In-Vitro-Modell

Der Stimulator sollte zunächst auf seine physikalische Leistung hin überprüft werden, indem die Kälteleitung durch die Zahnhartsubstanzen hindurch aufgezeichnet wurde. In vivo Versuche hatten zu unterbleiben, da man hierzu hätte invasiv vorgehen müssen, um die innerhalb des menschlichen oder tierischen Zahnes entstehende Kälte zu messen. So wurde ein Versuchsaufbau konzipiert, mit dessen Hilfe die Leistungs- bzw. Kühlfähigkeit des PE an einem Zahn unter weitgehend physiologischen Bedingungen des Mundraumes simuliert wurde. Dort wird durch die kontinuierlich warme Temperatur in der Mundhöhle (ca. 36°C) der obere Schneidezahn v. a. durch die gut durchblutete Zunge konstant erwärmt.

Menschliche Schneidezähne konnten für diesen Versuch nicht verwendet werden, da deren Pulpenkavum zu klein für die Aufnahme der zur Messung notwendigen Temperatursonde ist. Aufgrund der weitgehend identischen anatomischen Verhältnisse bei Mensch und Pferd erschienen isolierte Pferde Zähne hierzu besonders geeignet, da deren größeres Pulpenkavum ausreichend groß ist, um die zur Verfügung stehende Temperatursonde im Inneren des Zahnes positionieren zu können (Abb. 2-51).

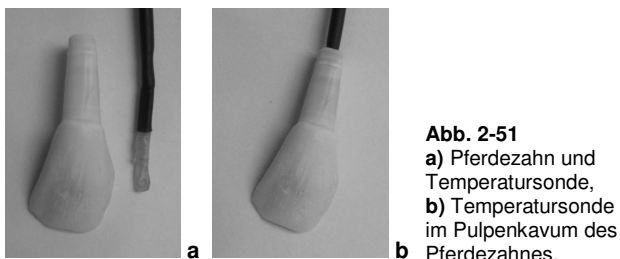
2.5.2 Methodik und Temperatursonden

Für die Messung wurden zwei Pferde Zähne mit folgenden Dimensionen verwendet:

	Zahn 1	Zahn 2
mesial-distal	17 mm	14 mm
inzisal-cervikal	24 mm	20 mm
apikal-inzisal	49 mm	42 mm

Tabelle 2-1 Größen der verwendeten Pferde Zähne.

Wie Abb. 2-51a + b zeigt, reicht die Sonde bis in den koronalen Anteil des Zahnes, dem das PE aufliegt und Kälte erzeugt. Zur besseren Übertragung der Kälte wurde das Pulpenkavum mit Zahnpasta aufgefüllt.



Der Kryodentalstimulator wurde hier nicht mit Headgear sondern nur mit einem Klebestreifen am präparierten Pferde Zahn befestigt (s. a. Abb. 2-52).

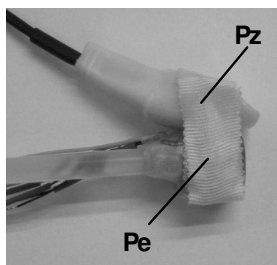


Abb. 2-52
Aufsicht auf
Peltier-Element
(PE) und
Pferdezahn (Pz).

An der Kaltseite des PE wurde eine weitere Temperatursonde angebracht, um Temperaturdifferenzen zwischen Zahninnenraum und PE-Oberfläche zu bestimmen. Dadurch sollte die Wirkung der Abkühlung auf die Zahnhartsubstanzen erfasst werden. Die PE-Pferdezahn-Einheit wurde zur Messung zusammen in ein Wasserbad getaucht (Abb. 2-53). Zur genauen Bestimmung der Temperatur des Wassers wurde zeitgleich ein elektrisches Thermometer in das Wasserbad gehalten, neben einer weiteren Temperatursonde, um Referenzwerte für die beiden anderen Sonden zu erhalten.

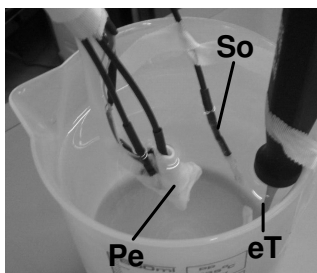


Abb. 2-53 Gefäß mit
Wasser, elektrisches
Thermometer (eT),
PE mit Pferde Zahn (PE)
und Temperatursonde
(So).

Die Signale aus den Temperatursonden wurden mit Diadem[®] erfasst und mit Dataplore[®] ausgewertet.

2.5.3 Ablauf der Messung

An den zwei beschriebenen Pferdezähnen wurden insgesamt 18 Messungen vorgenommen. Es wurden dabei jeweils drei Messungen an einem Zahn direkt hintereinander aufgezeichnet, so dass 6 Datensätze resultierten. Bei jeder Messung wurde der Zahn für die Dauer von 60 s abgekühlt, gefolgt von einer gleich langen Aufwärmphase. Um den Einfluss der Umgebungstemperatur zu ermitteln, erfolgten die Messungen bei zwei verschiedenen (Umgebungs-) Wassertemperaturen. Bei 12 Messungen wurde mit einer durchschnittlichen Temperatur von 36,36°C und bei weiteren 8 Messungen mit 25,05°C gemessen. Vor jedem Start der Messung wurde die Temperatur des Wasserbades anhand des elektrischen Thermometers bestimmt. Nach dem Start der Messung wurde 4 s bis zum Start der eigentlichen Abkühlung gewartet. Nach der 60 sekündigen Abkühlung wurden die Wassertemperatur und die auf dem Display des Steuergerätes angezeigten Temperaturen „T (Kühlung)“ und „T (Zahn)“ aufgeschrieben. Nach jeder Einzelmessung wurde die Wasserbadtemperatur kontrolliert und gegebenenfalls durch entsprechend temperiertes Wasser korrigiert.

2.5.4 Ergebnisse

Es erfolgten an einem Zahn drei Kältereize hintereinander, die jeweils in einem Diagramm dargestellt sind. Daraus ergaben sich 3 Diagramme pro Zahn. Zwei Diagramme in warmer Umgebung (36,36°C) und ein Diagramm in kalter Umgebung (25,05°C).

Die Diagramme beschreiben die Temperaturveränderungen in Abhängigkeit von der Zeit. Die Temperatur ist auf der Ordinate aufgetragen und in der Einheit Grad Celsius angegeben. Die Abszisse beschreibt den Zeitverlauf und ist in Sekunden angegeben.

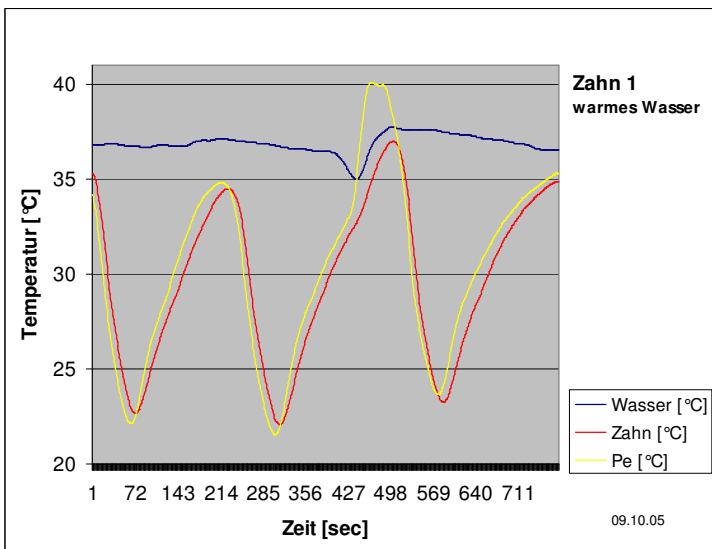


Diagramm 2-1 Zahn 1 in warmem Wasser.

Das Diagramm 2-1 zeigt bei einer durchschnittlichen Wassertemperatur (blaue Linie) von 36,36 °C, dass es zu einer kontinuierlichen Abkühlung im Inneren des Zahnes (rote Linie) kam. Das Innere des Zahns blieb bedingt durch die isolierenden Schichten der Zahnhartsubstanzen immer etwas wärmer als die Oberfläche des PE. Während der „Aufwärmphase“ konnte eine schnellere Erwärmung der PE-Oberfläche (gelbe Linie) beobachtet werden. Dies resultiert aus dem Einfluss der warmen Seite des PE, die die kalte Seite schneller aufwärmt als das Zahninnere durch die Umgebung erwärmt wird. Der Peak der gelben Kurve am Ende der 1. Aufwärmphase (ca. 427 s) kurz vor Beginn der zweiten Messung ist auf in den Behälter gegossenes heißes Wasser zurückzuführen, um die Umgebungstemperatur zu korrigieren.

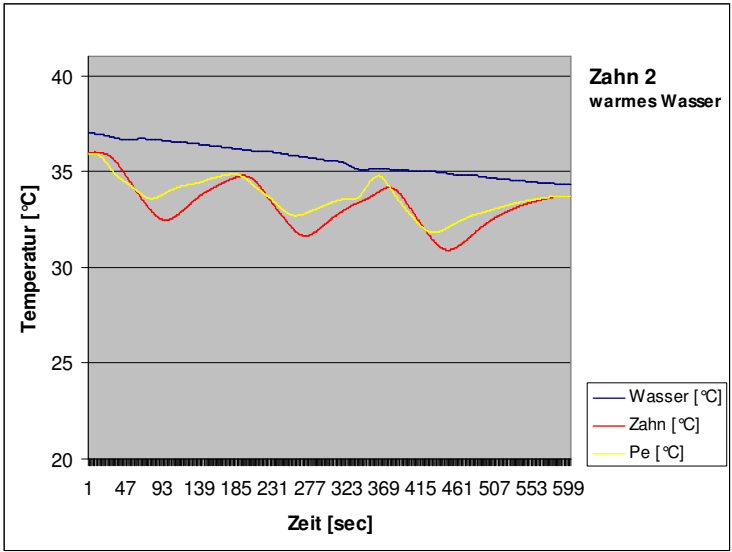


Diagramm 2-2 Zahn 2 in warmem Wasser.

Während der Messung des zweiten Zahns in warmem Wasser war die Sonde im Zahninneren (rote Linie) nicht richtig positioniert. Die produzierte Kälte wurde nur in einem gewissen Abstand registriert. Diagramm 2-2 zeigt, dass jedoch auch hier eine Kühlleistung erreicht wurde.

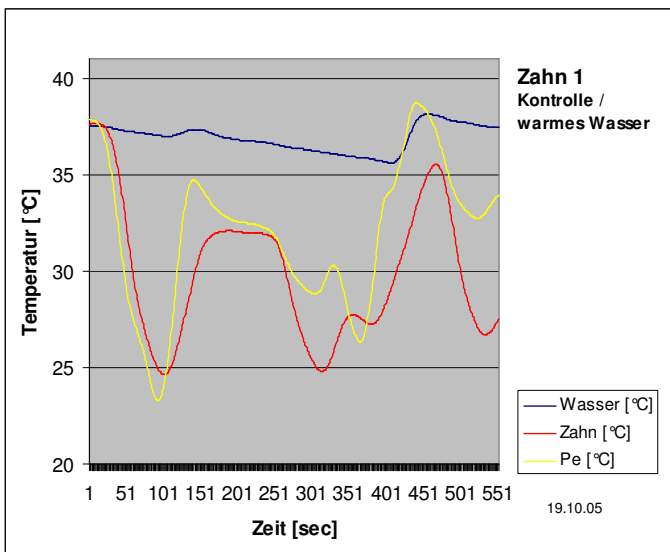


Diagramm 2-3 Zahn 1 Kontrolle / warmes Wasser.

In Diagramm 2-3 wird die Messung an Zahn 1 in warmem Wasser unter annähernd gleichen Bedingungen wiederholt. Dies sollte die Reliabilität des Experiments untersuchen. Die rote und gelbe Kurve zeigen zu Beginn den schon bekannten Verlauf. Innerhalb einer Minute fällt die Temperatur im Inneren des Zahnes um ca. 13°C. Die Aufwärmphase beginnt auch wie erwartet, jedoch brechen die Kurven nach ungefähr 30 Sekunden aus und verlaufen ungewöhnlich. Dies ist auf einen Kurzschluss der Thermosonden im PE zurückzuführen. Während der Messung konnte dieser Kurzschluss durch die Anzeige einer extrem hohen Temperatur (> 55°C) auf dem Displays des Steuergerätes für die Temperatur „T (Kühlung)“ gesehen werden. Nach dieser Messung wurde dieser Kurzschluss behoben.

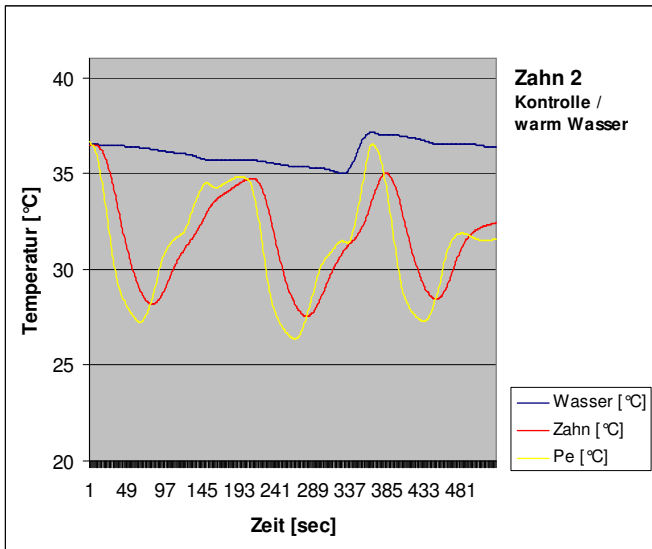


Diagramm 2-4 Zahn 2 Kontrolle/ warmes Wasser.

Bei der Wiederholung des Versuchs „Zahn 2 – warmes Wasser“ sind die Sonden richtig platziert (Diagramm 2-4). Der Verlauf zeigt wieder einen gleichmäßigen Temperaturabfall, der sowohl im Zahninneren als auch auf der PE-Oberfläche zu sehen ist (gelbe und rote Kurve). Die Temperaturdifferenz von Ausgangs- bis maximale Abkühltemperatur liegt hier bei ca. -9°C. Die Kurvensprünge ab der 360 s sind erneut auf das Nachfüllen von warmem Wasser in den Behälter zu erklären.

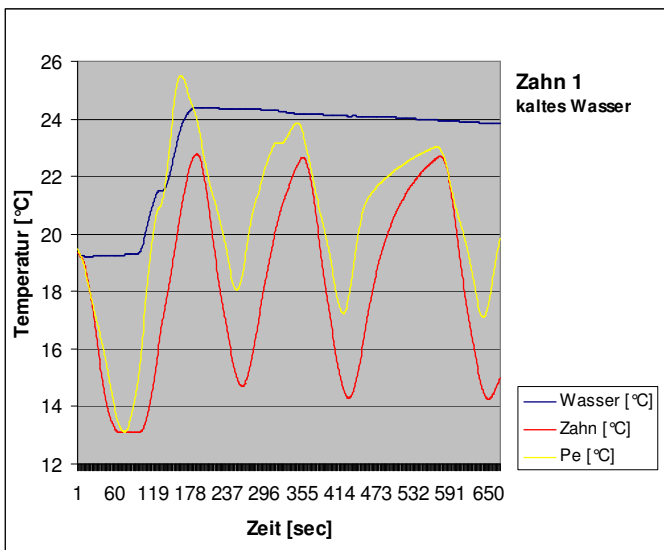


Diagramm 2-5 Zahn 1 in kaltem Wasser.

Die beiden Messreihen in Diagramm 2-5 und 2-6 sollten einen möglichen Unterschied der Umgebungstemperatur auf die Leistungsfähigkeit des Kryodentalstimulators aufzeigen. Daher wurden Messungen mit einer Umgebungswassertemperatur von 25,05°C durchgeführt.

Zunächst sollte die Umgebungstemperatur 20,0°C betragen, jedoch stellte sich heraus, dass die verwendeten Thermosonden Temperaturen nicht unter 13,0 registrieren können. Daher sind die extremen Kurvenveränderungen ab der 119. s zu erklären. Hier ist die überschießende rote Kurve (178. s) durch warmes Wasser entstanden. Ab der 200. s wurde mit einer Wassertemperatur von ~ 25,05°C gemessen. Wiederum zeigt sich eine kontinuierliche Temperaturabnahme, sowohl auf der PE-Oberfläche, als auch im Inneren des Zahns. Die etwas geringeren Ausschläge der roten Kurve (Zahninneres) könnten auf einen zu großen Abstand zwischen dem Applikationsort der Kälte und der zu registrierenden Sonde liegen. Dass auch in einer kalten Umgebung eine Kühlleistung erbracht wird, zeigt die gelbe Kurve mit Temperaturdifferenzen von ca. 9°C.

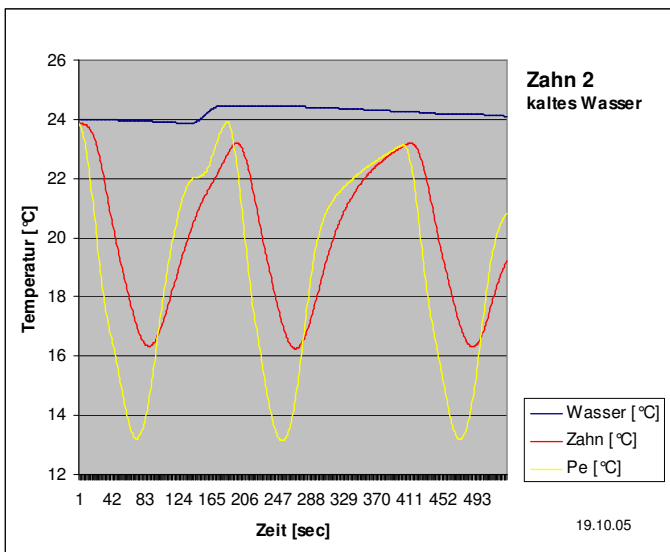


Diagramm 2-6 Zahn 2 in kaltem Wasser.

Die Kurven im Diagramm 2-6 unterstreichen die Erkenntnis, dass durch den Stimulator eine Kühlung des Zahns erreicht wird. Die geringere Amplitude des Temperaturverlaufs im Zahninneren (rote Kurve) im Vergleich zu dem auf der PE-Oberfläche (gelbe Kurve) ist auch hier durch eine örtliche Differenz von Sonde und Stimulator zu erklären.

2.6 Signalerfassung und Signalverarbeitung beim menschlichen Probanden

2.6.1 Personal – Computer

Die Datenerfassung erfolgte mit Hilfe eines kommerziell erhältlichen portablen Desktop-Computers (Pentium 850 MHz, Fa. ACME, Aachen), der mit einer Analog-Digitalen Wandlerkarte (DT 2812a, Data Translation) und einem Softwarepaket zur multimodalen Datenerfassung (DiaDem, National Instruments, München) ausgestattet war (siehe Abb. 2-54). Dieser PC wurde mit einer BNC – Box mit den Biosignalverstärkern verbunden.



Abb. 2-54
Portabler Desktop-
Computer zur
Datenerfassung.

Die Datensicherung erfolgte nach jeder Messung zunächst auf der Festplatte des PC und zusätzlich auf handelsüblichen CD-ROM Datenträgern, um später analysiert zu werden.

2.6.2 Photoplethysmografie (PPG)

Die Messung der kutanen Blutfüllschwankungen erfolgte mithilfe eines Photoplethysmographie-Systems (PPG) verwendet. Dieses System besteht aus einem Sensor, der Rotlicht der Wellenlänge 900-970 nm in das darunter liegende Hautgewebe emittiert, und einem Empfänger, der das reflektierte Licht mit Hilfe einer lichtempfindlichen Empfangsdiode registriert. Veränderungen der Farbextinktion, die durch z.B. puls- oder atemsynchrone Veränderungen der Kapillaroberfläche hervorgerufen werden, können mit Hilfe des PPG registriert werden.

Gleichzeitig wurde in dem von uns eingesetzten System in der Haut unterhalb des Sensors eine milde thermische Vasoparalyse induziert, indem der Sensor auf 29°C angewärmt wurde. Dies erfolgte zur Reduktion vaskulär bedingter Thermoregulationsoszillationen in der Haut, die zwar zusätzliche Informationen in das Signal eingespeist hätten, die aber an dieser Stelle nicht relevant waren. Die Messung der Blutfüllschwankungen erfolgte in dieser Arbeit grundsätzlich in der Stirnhaut im Bereich der Glabella. Es liegen mittlerweile experimentell abgesicherte Befunde vor, die eine hohe parasympathische Innervation gerade der Stirnhaut beschreiben (Bravermann; Drummond; Izumi).

An dem mit dem Sensor verbundenen PPG-Sensor wurde die Einstellung „Absolutmessung“ gewählt, da so im Gegensatz zur „Relativmessung“ neben den schnellen Veränderungen des Blutfüllgehaltes in den Kapillaren (Puls)

auch die langsamen Schwankungen aufgezeichnet werden konnten. Das verwendete PPG-System, der nachfolgend beschriebene ADMS-Sensor und das Biosignalverstärkersystem „Univers II“ wurde in Zusammenarbeit zwischen dem Physiologischen Institut der RWTH Aachen mit Herrn Dr. med. Volker Perlitz, Herrn Prof. Dr. Ing. Vladimir Blazek und Herrn Karl Heinz Strotmann entwickelt. Der Bau der Geräte erfolgte durch die Firma KHS/Laborgeräte. Alle Geräte besaßen die Medizintechnische Zulassung.

2.6.3 Atmungs – Dehnungs – Messstreifen (ADMS)

Die Messung der atemabhängigen Thoraxbewegungen und der Atemfrequenz erfolgte mittels des Atmungs-Amplituden-Äquivalenten-Dehnungs-Messstreifen-Sensors (ADMS) der Firma Karl Heinz Strotmann/Laborgeräte. Das gesamte Messinstrument besteht aus einem elastischen Gurt und einem damit verbundenen Kraftmesssensor, der Änderungen des Brustumfangs registrierte. Dies erlaubt Aussagen über relative Veränderungen des Atemvolumens und über die Atemfrequenz. Der elastische Gurt wurde am Brustkorb der Probanden angebracht.

2.6.4 Biosignal – Verstärkersystem „Univers II“

Bei dem Verstärkersystem „Univers II“ der Firma Karl Heinz Strotmann/Laborgeräte handelt es sich um ein speziell zur Verstärkung von Biosignalen (z.B. Atmung, Blutfüllemessungen, EKG, u.s.w.) entwickeltes Gerät. Die Verstärkungen der einzelnen Parameter können je nach Bedarf und Signal zwischen Faktor 500 und 5000 variabel halblogarithmisch eingestellt werden.

2.6.5 Nicht – lineare – Analyse mit Dataplore®

Für die Auswertung der erfassten Signale wurde die durch die Fa. Ixellence GmbH (Ixellence GmbH, Bahnhofstrasse, Halle VII, 15745 Wildau/Deutschland) kommerziell vertriebene Software „Dataplore®“ verwendet.

2.6.5.1 Schlag-zu-Schlag-Intervalle

Das unipolare EKG-Signal wird üblicherweise zur Bestimmung der so genannten Schlag-zu-Schlag-Intervalle (engl.: Inter Beat Intervalle, IBI) verwendet werden, in denen dann die Herzfrequenzvariabilität (HFV) enthalten sein kann. In der Ruhe kann die IBI oder HFV nach geeigneter Signalverarbeitung grundsätzlich auch aus dem PPG-Signal bestimmt werden (Perlitz et al., 2001; Giardino et al., 2002). Diese Signalverarbeitung bestand aus einer Hochpass-Filterung (= Highpass-Filter, Grenzfrequenz: 0.5 Hz), mit der u. a. die ateminduzierten Blutdruck- und Blutfülleschwankungen reduziert wurden. Anschließend wurde das resultierende Signal zur Bestimmung der IBI einer sog. Peak-to-Peak-Analyse unterzogen, die beim PPG-Signal aus den Minima erfolgte, da die Gipfel hier klarer definiert sind, als die Maxima. Aus der resultierenden Zeitreihe wurde mit Hilfe von Dataplore® der Mittelwert der IBI, Standardabweichung, Varianz, Minimum und Maximum berechnet, die als Grundlage für erste statistische Berechnungen dienten. Diese Berechnungen erfolgten mit Hilfe des Programms SPSS. Weiterführende Analysen wurden mit den Daten der PPG-, Atmungs- und IBI-Zeitreihe nach entsprechender Signalvorbereitung (Filterung, Datenreduktion) erstellt.

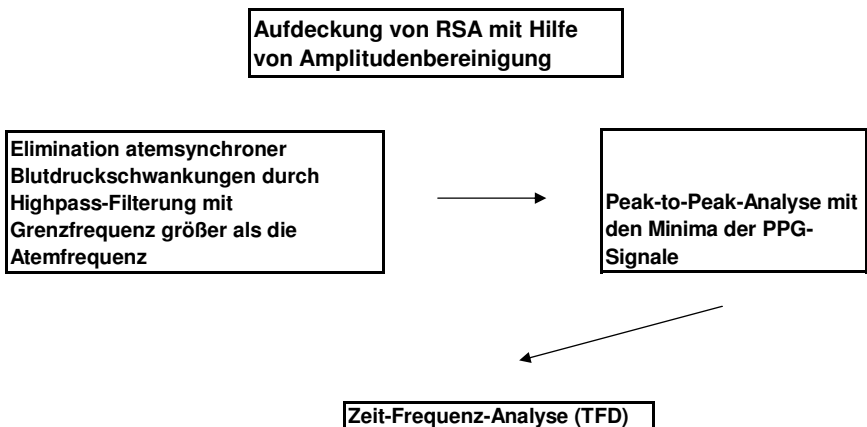


Abb. 2-55: Verfahren zur Signalbearbeitung des PPG-Signals zur Bestimmung und Analyse von Herzfrequenzvariabilität. Dies dient der Detektion parasymphatischer Rhythmen, z.B. der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA).

2.6.5.2 Zeit-Frequenz-Analyse

Die Analyse biologischer (physiologischer) Signale erfolgt üblicherweise mithilfe statistischer Methodik, also einfacher mathematischer Modelle, um Vorhersagen über deren Verhalten treffen zu können. Dies ist auch kein Problem, wenn physiologische Systeme eindeutig deterministisch reagierten, d.h. wenn man sie in ihren Reaktionen **vollständig** vorhersagen könnte. Dies ist aber nur in Grenzen der Fall, da das wesentlichste Merkmal physiologischer Systeme deren Adaptivität ist, d.h. sie sind zu phasischen (akuten, kurzfristigen) oder tonischen (chronisch, lang dauernden) Anpassungsreaktionen in der Lage. Es wäre daher angebracht, physiologische Signale mit Verfahren zu untersuchen, die solche plötzlichen sprunghaften (also nicht-deterministischen Reaktionen) Veränderungen erfassen könnten. Bei den erwähnten üblichen statistischen Verfahren werden diese Reaktionen als Ausdruck von Adaptationsvorgängen, z.B. Sprüngen im Blutdruck, durch Mittelwertbildung eliminiert. Diese unzulängliche Methodik erschwert aber auch die Erfassung konstanter Schwankungen, wie sie typisch für physiologische Rhythmen sind. Diese Rhythmen sind wesentlicher Bestandteil typischer Aktivitätsmuster des Vegetativen Nervensystems, dem bei unserer Untersuchung zur Reaktion bei Kälte und Schmerz eine entscheidende Rolle zukommt. Darauf soll weiter unten näher eingegangen werden.

Vorausgesetzt, dass messtechnische Grundregeln bei der Aufzeichnung physiologischer Zeitreihen eingehalten werden, wie z.B. Äquidistanz (Konstanz der Beobachtungshäufigkeit), Anti-Aliasing (Eliminierung von Fremdfrequenzen), Nyquist-Frequenz (minimale Beobachtungshäufigkeit), kann mit einer weit verbreiteten Methode zur Berechnung von Amplituden und Frequenzen zumindest dieser Teil der physiologischen Informationen erfasst werden. Die Rede ist von der gegen Ende des 18. Jahrhunderts vom französischen Mathematiker Jean-Baptiste Joseph Fourier (1768 – 1830) entwickelten und nach ihm benannten „Fourier-Transformation“. Fourier-Transformationen bedienen sich der Tatsache, dass z.B. auch physiologische Signale als Summe von Sinuswellen ausgedrückt werden können.

Dabei ist die Fourier Transformation definiert als:

$$F_f(k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-2\pi ik} dx \quad \text{mit } e^{ix} = \cos(x) + i \sin(x).$$

Für die Analyse (psycho-)physiologischer Zeitreihen ist jedoch die zeitlich präzise Zuordnung von Reaktionen zu einem experimentellen Reiz, z.B. nach Veränderung des physischen oder psychischen Antriebs (z.B. nach Augenschluss, Praktizieren von Entspannungsverfahren, wie Autogenem Training, Psychopharmaka, oder Orthostasemanöver) als Ausdruck von Adaptivitätsvermögen von zentralem Interesse. Fourier-Transformationen sind aber nur m. E. in der Lage, zeitabhängige Informationen darzustellen, da diese in den Phasen aller Frequenzen verstreut sind, weswegen die ursprüngliche Methode mittlerweile häufig modifiziert wurde, um diesen Nachteil auszugleichen.

Eine entscheidende Weiterentwicklung erfolgte durch Wavelets, mit denen so genannte „Zeit-Frequenz-Verteilungsdiagramme“ (engl.: time frequency distribution, TFD) berechnet werden können (Cohen, 1987). Die „multiscaled Time Frequency Distribution“ (mTFD) verbindet zeitliche Informationen mit Informationen über Frequenzen und Amplituden. Ihre Basis bildet auch hier die Fourier-Transformation, jedoch mit folgenden Modifikationen: 1. die Teilung des Originalsignals erfolgt unter Verwendung der so genannten Fensterfunktion; 2. diese Fensterfunktion ist eine Wavelet-Abhängige der Frequenz.

In dieser Arbeit wurde die mTFD angewendet, die auf Morlet-Wavelets basiert, unter Verwendung einer Gauss-Funktion zur Herstellung der Fensterfunktion. Dies hält die relative Unschärfe konstant, da eine Zunahme der Frequenzen die Unschärfe vergrößert.

Die TFD ist definiert als $P_x(t, \omega) = \int x(\tau)e^{-i\omega\tau} \sqrt{|\omega|} h(\omega(\tau-t)) |^2 d\tau$

Die Fensterfunktion ist $h(\tau) \sim e^{-\lambda\tau^2}$, um die minimale Unschärfe $\Delta\omega\Delta t = \frac{1}{2}$ zu

garantieren. Die relative Frequenz-Unschärfe ist $\frac{\Delta\omega}{\omega} = \sqrt{\lambda}$.

Abb. 2-56 verdeutlicht diese methodologische Erweiterung, mit deren Hilfe die im Signal enthaltenen Frequenzen in ihrem zeitlichen Verlauf dargestellt werden können.

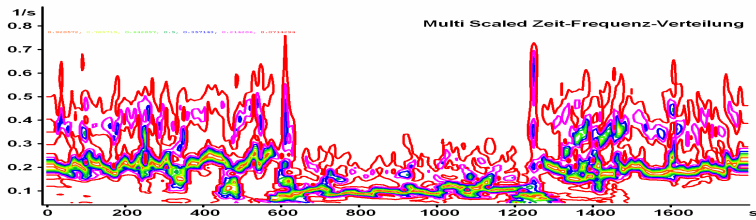


Abb. 2-56 Beispiel einer TFD der Zeitreihe der Atmung, im Liegen. Zwischen der 600. und 1200. s besteht durch Autogenes Training hergestellte hypnoide Relaxation. Hier kommt es zu einer abrupten Abnahme der Atemfrequenz auf ca. 0.075 Hz. Dies ist die 1. Unterwelle des andernorts beschriebenen 0.15 Hz-Rhythmusbandes (Perlitz et al., 2004a,b). X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], Farben kodieren die Stärke der Frequenzen: rot < lila < blau < grün < orange, relative Normierung.

mTFD wurden von allen aufgezeichneten Originaldaten (EKG, PPG, Atmung) und der daraus extrahierten Zeitreihe der IBI berechnet. Einem einfachen Algorithmus folgend kann anschließend durch Vergleich von deren Frequenzen und Amplituden in ihrem Verlauf mühelos abgeschätzt werden, welcher Grad der Entspannungsleistung im Organismus besteht (s. a. Perlitz et al., 2001).

2.7 Testung am Proband

2.7.1 Schmerzpraktikum

Im Schmerzpraktikum soll den Studierenden klinisch-praktisch relevant das vielschichtige Thema „Schmerz“ vermittelt werden. Der von uns entwickelte Kryodentalstimulator soll routinemäßig durch Kälte einen Zahnschmerz erzeugen. Die zeitgleiche Aufzeichnung der o.e. physiologischen Parameter (Herzfrequenz, Atmung, Hautdurchblutung [PPG]) kann den Studierenden anhand der Auswertung dieser Parameter das Zusammenspiel physiologischer Subsysteme zeigen, wenn ein Schmerzereignis das Herz-Kreislaufgeschehen beeinflusst, aber zunächst auch unter Ruhebedingungen. Die Operationalisierung der psychischen Begleitreaktion, dies war ebenfalls wesentliches Ziel bei der Entwicklung dieses Schmerzparadigma, würde den Studierenden im Selbstversuch die Entstehung, Empfindung, Weiterleitung und Verarbeitung von Schmerzen, die durch psychische Faktoren bekanntermaßen deutlich beeinflusst werden können, anschaulich vermittelt werden.

2.7.2 Ablauf des Schmerzexperiments

Der Ablauf des Schmerzexperiments gliedert sich in zwei Teile, eine Vorbereitung der Messung und die Messung selber. Diese gliedert sich in sieben Abschnitte. In der Vorbereitungsphase wird der Proband über die möglichen Risiken des Versuchs aufgeklärt. Dann werden die Messsonden für EKG, PPG und Hautwiderstand aufgeklebt, der Atemgurt angelegt und zum Schluss der Kryodentalstimulator am Zahn des Probanden angebracht (s. Schema in Abb. 2-57).

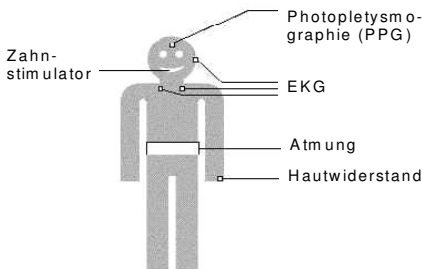


Abb. 2-57
Versuchsanordnung zur Erfassung der Messgrößen.

Nachdem der Proband zu erkennen gibt, dass keine weiteren Fragen bestehen, wird die Messung gestartet. Im ersten Abschnitt steht der Proband, oder er sitzt, wie bei der ersten unten dargestellten Messung (s.a. Abb. 2-58).



Abb. 2-58
Versuchsanordnung in den Praktikumsräumen.

In diesem ersten Abschnitt sind die Augen des Probanden für 2 Minuten geöffnet, er soll natürlich entspannen. Im zweiten Abschnitt sind die Augen des Probanden für 2 Minuten geschlossen, er soll natürlich entspannen. Im dritten Abschnitt wechselt der Proband in die liegende Position, die Augen

des Probanden sind für 2 Minuten geöffnet, er soll natürlich entspannen. Im vierten Abschnitt sind die Augen des Probanden für 2 Minuten geschlossen, er soll natürlich entspannen. Im fünften Abschnitt bleiben die Augen geschlossen und der Proband wird aufgefordert nacheinander den rechten, bzw. linken Unterarm, und dann beide Unterarme anzuheben. Dies gilt als Signal an den Untersuchungsleiter, dass ein Kältereiz verspürt wird, bzw. Schmerz, und bei Anheben beider Unterarme der Kryodentalstimulator ausgeschaltet werden soll. Dieser Abschnitt ist erforderlich, da der Proband wegen des am Mund angebrachten Kryodentalstimulators keine verbalen Rückmeldungen über seine Empfindungen geben kann. Daher muss erfasst werden, ob die neuromuskuläre Aktivierung beim Anheben der Unterarme Einfluss auf die uns interessierenden Rhythmen nimmt. Im sechsten Abschnitt kann – je nach Protokollführung – die Stimulation mittels des Kältereizes erfolgen. Anhand eines sog. 4-Felder-Protokolls wird in einer noch durchzuführenden Studie vorab bestimmt, wann der Kälte-Schmerzreiz appliziert wird. Dem liegen die folgenden vier Möglichkeiten zu Grunde: 1. Reiz wird angekündigt und ausgelöst. 2. Reiz wird angekündigt und nicht ausgelöst. 3. Reiz wird nicht angekündigt und ausgelöst. 4. Reiz wird nicht angekündigt und auch nicht ausgelöst. Im Abschnitt 4 werden zwei der vier möglichen Protokolle mit einer Erholungspause von 2 Minuten angewandt. Nach dem siebten Abschnitt, einer zweiminütigen Erholungsphase nach dem Schmerzereignis, endet die Messung (s. Schema in Abb. 2-59).

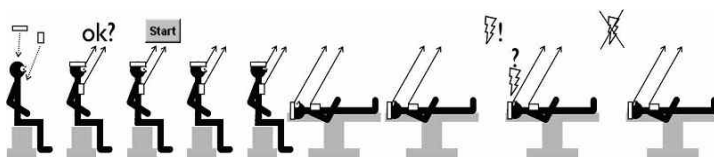


Abb. 2-59 Mögliches Schema vom Verlauf des Schmerzexperimentes.

Diese Messung erfolgte fünf Mal als eingehende Testung des Systems „Kryodentalstimulator, elektronische Steuereinheit, physiologische Signalerfassung“ im Sinne einer Machbarkeitsstudie.

2.7.3 Ergebnis zweier Probemessungen

Nachfolgend werden die peripher-physiologischen Zeitreihen zweier freiwilliger Probanden (24, 26, beide männlich) vorgestellt, die im Rahmen eines mehrstufigen Testprotokolls aufgezeichnet wurden.

Messergebnisse Probanden Nr. 1 (E-Technik, SS04)

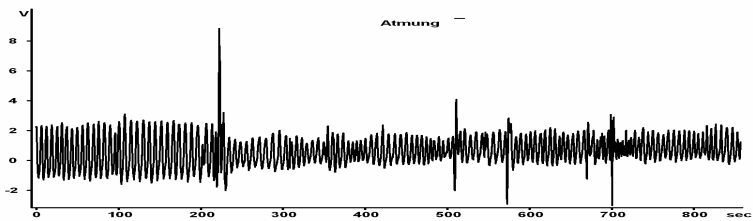


Abb. 2-60 Zeitreihe der atemabhängigen Thoraxbewegungen. Beachte die lageabhängigen Amplitudenschwankungen. Y-Achse: [V], X-Achse: Experimentalzeit in [s] Genaues Protokoll s. Abb. 2-63.

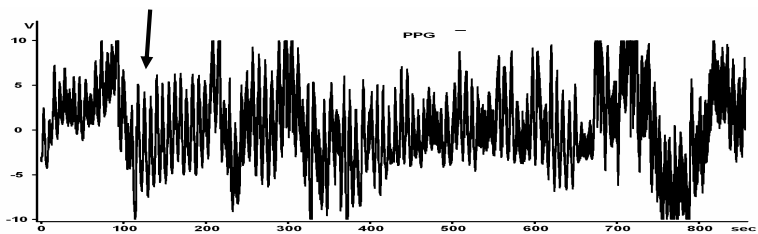


Abb. 2-61 Zeitreihe der photoplethysmographisch aufgezeichneten Blutfüllschwankungen der thermisch vasoparalysierten Stirnhaut im Bereich der Glabella. Beachte die großen Ausschläge nach dem Schluss der Augen, sog. „Beat“-Oszillationen (s.. Pfeil). Y-Achse: [V], X-Achse: Experimentalzeit in [s].

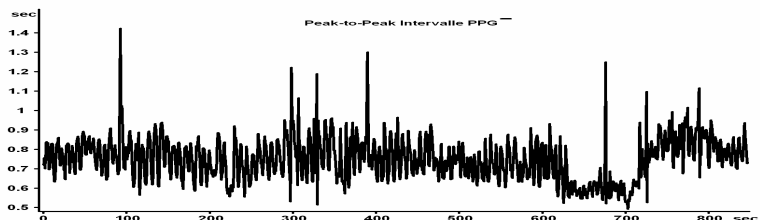


Abb. 2-62 Zeitreihe der Schlag-zu-Schlag-Abstände, berechnet aus der Zeitreihe des PPG-Signals. Deutliche Zunahme der Amplituden nach Schließen der Augen. Deutliche Abnahme der Amplituden kurz nach Beginn des Abschnittes 6 (Kälteschmerz). Y-Achse: Schlagabstand [s], X-Achse: Experimentalzeit in [s].

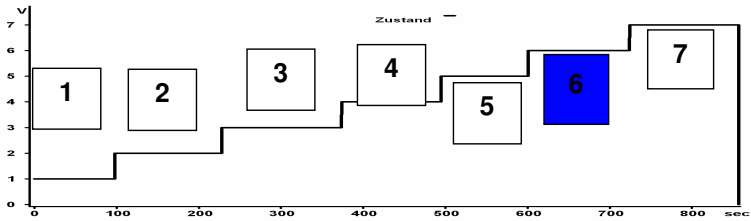


Abb. 2-63 Verlauf der Messung zur Induktion eines experimentell induzierten Schmerzreizes durch Einsatz des Krydentalstimulators am Schneidezahn. 1: Sitzen, Augen auf, natürlich entspannen; 2: Sitzen, Augen zu, natürlich entspannen; 3: Liegen, Augen auf, natürlich entspannen; 4: Liegen, Augen zu, natürlich entspannen; 5: Liegen, Augen zu: linker Unterarm hoch, rechter Unterarm hoch; 6: Liegen, Augen zu, Schmerz nach 1 Minute Vorlaufzeit; 7: Liegen, Augen zu, natürlich entspannen.

In der Atmung zeigt sich auch in der Ansicht der Originalzeitreihe erkennbar nach dem Schließen der Augen eine leichte Abnahme der Frequenz bei gleichzeitiger leichter Steigerung der Amplitude. Mit dem Wechsel in die liegende Position sind die Frequenz- und Amplitudenänderungen erheblich und leicht zu erkennen. Im PPG-Signal (dies heißt im primären, unveränderten Signal der Hautdurchblutung) tritt mit denselben Änderungen der Experimentalführung eine erhebliche Amplitudenzunahme ein, es treten so genannte „Beat“-Oszillationen auf (bei ca. 100. s). Dies sind große Amplitudenschwankungen, in denen die kleineren Oszillationen des Herzschlages enthalten sind. Reduktion und Frequenzzunahme im Signal von Atmung und Herzfrequenzvariabilität (Peak-to-Peak Intervalle) bei Schmerz. Auffällig ist jedoch: die Herzfrequenz steigt sprunghaft in dem Moment an, als der Schmerz angekündigt wurde. Der Schmerz selbst setzte aber später ein.

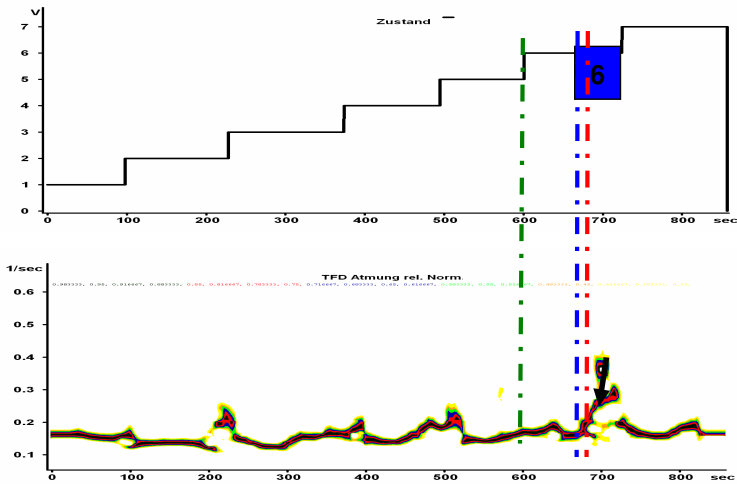


Abb. 2-64 TFD der atemabhängigen Thoraxbewegungen. Deutlich die Reaktionen im Verlauf der dominanten Frequenz bei 0.15 Hz bei Änderungen der Experimentalbedingungen. So kommt es beim Schluss der Augen (100. s) zu einer Abnahme der Atemfrequenz von 0.17 auf 0.15 Hz. Bei Beginn des Schmerzabschnittes (grün schraffierte Linie) leichte Zunahme des 0.15 Hz Grundrhythmus. Bei Kälteempfindung (blau schraffierte Linie) stetige Steigerung der Frequenz. Bei Schmerz (rot schraffierte Linie) Sprünge der Atmung von ca. 0.16 auf 0.26 und weiter auf 0.36. 6: Liegen, Augen zu, Kälteapplikation nach 1 Minute Vorlaufzeit. X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau < rot < schwarz, relative Normierung.

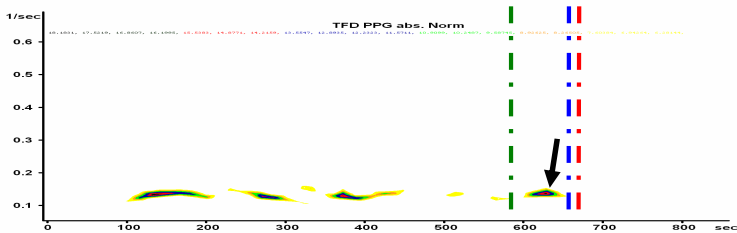


Abb. 2-65 TFD (absolute Normierung) des primären PPG-Signals. Bei Schluss der Augen (100. s) deutliche Emergenz des 0.15 Hz-Rhythmusbandes. Vor der Kälte bereits klare Verstärkung des 0.15 Hz-Rhythmusbandes, das vor der Kälteapplikation verschwindet (Pfeil). Beginn des Schmerzabschnittes: grün schraffierte Linie. Kälteempfindung: blau schraffierte Linie. Schmerz: rot schraffierte Linie. X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau < rot < schwarz, relative Normierung.

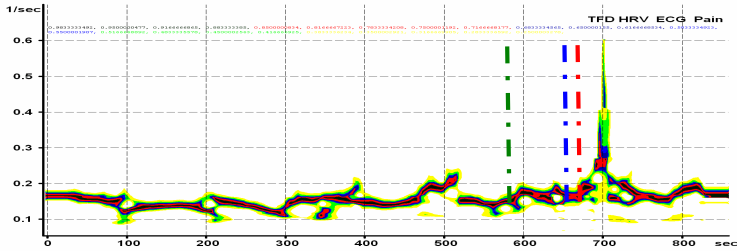


Abb. 2-66 TFD – HRV aus EKG. Atmung, PPG und Herzratenvariabilität sind bei 0.15 Hz gekoppelt. Enge Kopplung von Herzratenvariabilität mit der Atmung zeigt respiratorische Sinusarrhythmie. Dies entspricht einer klaren Dominanz des Einflusses des Parasympathikus, gute Entspannung. Keine Änderung der Frequenzen zu Beginn, dann aber Frequenzsplitting, bei Kälte Zunahme, bei Schmerz „Zerfall“ der Frequenz (grün schraffierte Linie: Beginn des Schmerzabschnittes, blau schraffierte Linie: Kälteempfindung, rot schraffierte Linie: Schmerz). X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau< rot < schwarz, relative Normierung.

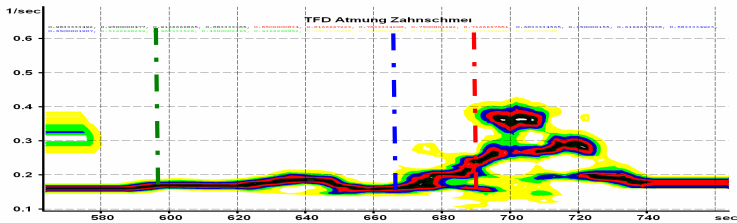


Abb. 2-67 TFD-Atmung. Vergrößerung des Schmerzabschnittes. Bei Schmerz komplette Desynchronisation mit Auftreten verschiedener Frequenzen, Signal „zerfällt“. Maximum der Frequenz nach dem Empfinden des Schmerz (grün schraffierte Linie: Beginn des Schmerzabschnittes, blau schraffierte Linie: Kälteempfindung, rot schraffierte Linie: Schmerz). X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau< rot < schwarz, relative Normierung.

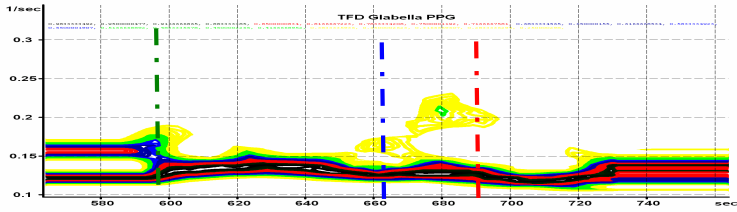


Abb. 2-68 TFD (relative Normierung) des primären PPG-Signals. Hier setzt viel früher, nämlich genau auf Höhe des Schmerzes (wenn man das so genau zeitlich verorten kann) die Reaktion ein. Die Frequenz zerfällt kurz auf die Frequenz in der Atmung, bleibt aber auf 0.14 Hz, bzw. sinkt etwas ab (grün schraffierte Linie: Beginn des Schmerzabschnittes, blau schraffierte Linie: Kälteempfindung, rot schraffierte Linie: Schmerz). X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau < rot < schwarz, relative Normierung.

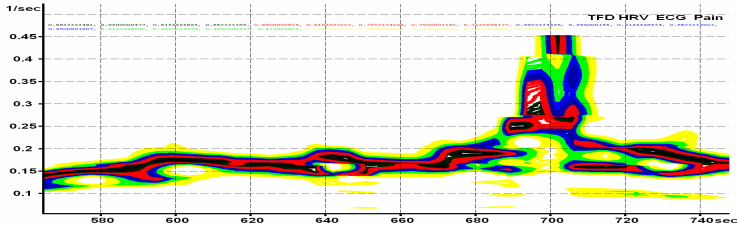


Abb. 2-69 HRV (EKG). Signal bleibt an die Atmung gekoppelt (grün schraffierte Linie: Beginn des Schmerzabschnittes, blau schraffierte Linie: Kälteempfindung, rot schraffierte Linie: Schmerz). X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau < rot < schwarz, relative Normierung.

Messergebnisse Kandidat Nr. 2 (H.H., 4.11.04)

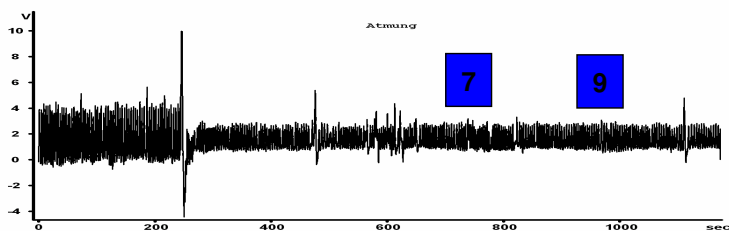


Abb. 2-70 Zeitreihe der atemabhängigen Thoraxbewegungen. Auch hier deutlich lageabhängige Amplitudenschwankungen. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes.

X-Achse: Experimentalzeit in [s], Y-Achse: [V]. Genaues Protokoll s. Abb. 2-63.

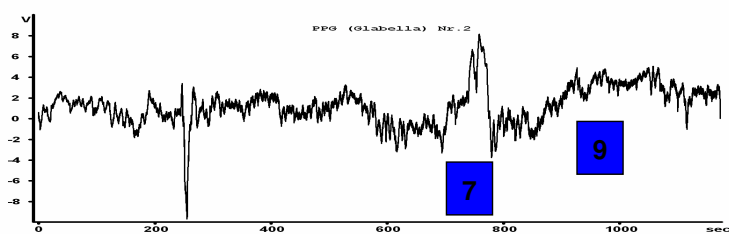


Abb. 2-71 Zeitreihe der photoplethysmographisch aufgezeichneten Blutflüßeschwankungen der thermisch vasoparalysierten Stirnhaut im Bereich der Glabella. Erheblich weniger der sog. „Beat“-Oszillationen nach dem Schluss der Augen. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes. X-Achse: Experimentalzeit in [s], Y-Achse: [V].

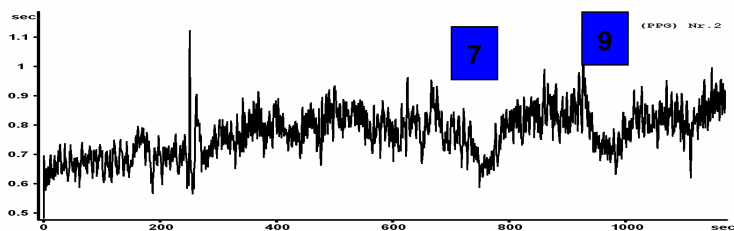


Abb. 2-72 Zeitreihe der Schlag-zu-Schlag-Abstände, berechnet aus der Zeitreihe des PPG-Signals. Hier keine deutliche Zunahme der Amplituden nach Schließen der Augen. Deutliche Reduktion der Amplituden kurz nach Beginn des Abschnittes 7 (Kälte-Schmerz). Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes. X-Achse: Experimentalzeit in [s], Y-Achse: [V].

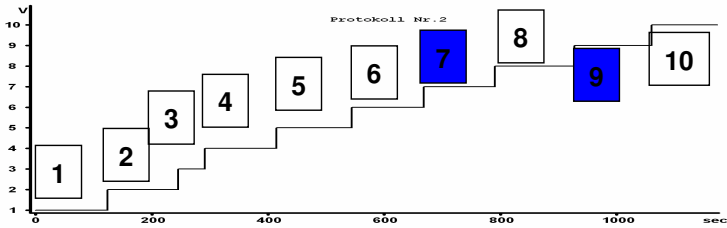


Abb. 2-73 Verlauf der Messung zur Induktion eines experimentell induzierten Schmerzreizes durch Einsatz des Kryodentalstimulators am Schneidezahn. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes. Nachfolgend wird das detaillierte Protokoll einer Messung bei Proband 2 vorgestellt, dabei wird die Experimentalzeit [Min:Sek] den Protokollschritten [S 1 – S 10] vorangestellt:

- 00:00 S 1: STEHEN 2 Min. naive Entspannung (NE),
Augen auf (Aa);
- 02:00 S 2: STEHEN 2 Min. NE, Augen zu (Az);
02:45: gelächelt
- 04:05 S 3: ÜBERGANG STEHEN - LIEGEN, Aa
- 04:52 S 4: LIEGEN 2 Min. NE, Aa
- 06:52 S 5: LIEGEN 2 Min. NE, Az
07:50: zweimal geschluckt
- 09:03 S 6: LIEGEN 2 Min. NE, Az
+ 09:38 – 09:44 li. Hand hoch,
+ 09:58 – 10:04 re. Hand hoch,
+ 10:18 – 10:24 beide Hände hoch
10:45: tief geatmet
- 11:15 S 7: LIEGEN 2 Min. NE, Az
11:34: Anweisungen zu Ende gesprochen
+ Kryodentalstimulator
Vorlauf ankündigen, SCHMERZ
12:19: li. Hand hoch (Kälte), 12:28: re. Hand hoch (Schmerz),
12:54: beide Hände hoch (STOP!)
- 13:30 S 8: LIEGEN 2 Min. NE, Az
- 15:25 S 9: LIEGEN 2 Min. NE, Az
15:42: Anweisungen zu Ende gesprochen
+ Kryodentalstimulator
Vorlauf ankündigen, SCHMERZ
geschluckt
- 16:20: geschluckt
- 17:30 S 10: LIEGEN 2 Min. NE, Az

Nachfolgend werden die TFD-Auswertungen dieser Messung vorgestellt.

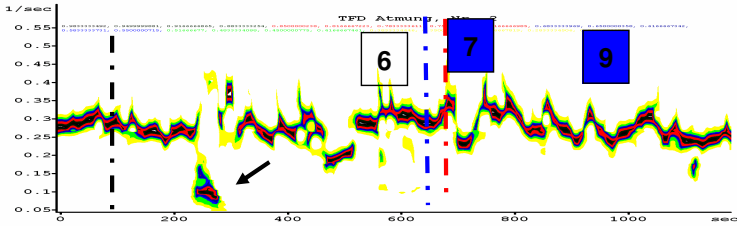


Abb. 2-74 TFD der atemabhängigen Thoraxbewegungen. Beim Schließen der Augen (Nr. 2, linke schraffierte Linie) wird die zuvor konstante Atemfrequenz „unruhig“. Dies kann als Reaktion bei Angst vor Gleichgewichtsverlust entstehen. Beim Übergang Stehen-Liegen Abfallen der Atemfrequenz auf ca. 0.1 Hz (Pfeil). Bei „S. 6“ werden nacheinander die Arme gehoben, was von der Atmung kaum reagiert wird. Einsatz des Kryodentalstimulators zwischen blau schraffierter Linie (= Kälte), und rot schraffierter Linie (= Schmerz). Dabei kommt es zu einem leichten Anstieg der Atemfrequenz bei Kälte, anschließend bei Schmerz zu einer schnellen Zunahme auf 0.35 Hz. Dann Rückkehr auf das vorherige Niveau. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes.
 X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau< rot < schwarz, relative Normierung.

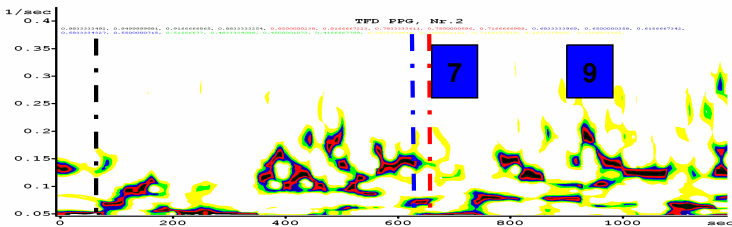


Abb. 2-75 TFD (relative Normierung) des primären PPG-Signals. Mit dem Schließen der Augen (100. s) Abbruch des schwachen 0.15 Hz-Rhythmusbandes und Erscheinen von Frequenzen um 0.1 Hz, die eine sympathikotone Reaktionslage erkennen lassen. Dies entspricht der „Unruhe“ im TFD der Atmung. Bei Applikation der Kälte kommt es zur Abschwächung des 0.15 Hz-Rhythmusbandes, das bei Schmerz verschwindet. Kälteempfindung: blau schraffierte Linie. Schmerz: rot schraffierte Linie. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes.
 X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau< rot < schwarz, relative Normierung.

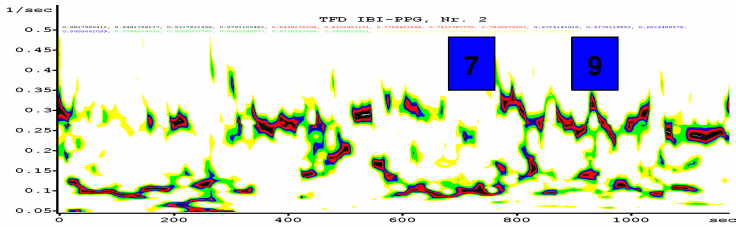


Abb. 2-76 TFD – HRV aus PPG. Das im TFD der Atmung erkennbare dominierende Band (s. Abb. 2-64) bei ca. 0.3 Hz ist hier – mal mehr, mal weniger – ebenfalls erkennbar. Enge Kopplung von Herzratenvariabilität mit der Atmung zeigt respiratorische Sinusarrhythmie. Dies entspricht einer wechselnden Dominanz des Parasympathikus. Schon vor dem Schließen der Augen (100. s) erscheinen von Frequenzen um 0.1 Hz, die eine sympathikotone Reaktionslage anzeigen. Zeitgang der IBI bei Kälte und Schmerz folgt der Atmung. Bei „7“ und „9“ Applikation des Kälte-Schmerzreizes.

X-Achse: Experimentalzeit, Y-Achse: Frequenz [Hz], hyperkontrastierte Darstellung, Farben kodieren nur Frequenzen >40%: gelb < grün < blau < rot < schwarz, relative Normierung.

Die Darstellung der beiden Messergebnisse zeigt die Unterschiede in der Reaktionslage bei psychomotorischer Entspannung. Zu deren Identifizierung ist die Darstellung als Zeit-Frequenz-Verteilung (TFD) v. a. deswegen ideal, da wir zur Provokation der verschiedenen Abtriebsmodalitäten verschiedene Protokollschritte vorsahen, die entsprechend zeitlich aufgelöst werden mussten.

3 Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung und Erprobung eines Systems zur Induktion einer psychophysiologischen Schmerzreaktion durch einen kontrollierbaren Kälte-Schmerzreiz. Dieses Ziel stand in der Tradition der medizinischen Fakultät der RWTH Aachen, Technik im Dienste des Menschen neu oder weiter zu entwickeln. Es gelang unter Verwendung zeitgenössischer technischer Möglichkeiten aus einem bereits bekannten Grundkonzept (Hensel et al. 1956, Arwill et al. 1973) in einer Serie von insgesamt 15 technischen Schritten ein anspruchsvolles, dabei aber praktikables und zugleich sicheres System aufzubauen. Neben diesen grundsätzlichen Interessen erfüllte dieses System auch die Forderung nach Kompatibilität mit der Technik im peripher-psychophysiologischen Labor für Psychophysiologie der Klinik für Psychosomatik und Psychotherapeutische Medizin und des Instituts für Physiologie. In diesem Labor wurden während der vergangenen zehn Jahre nicht-lineare Analyseverfahren aus dem Forschungsgebiet der Synergetik für klinische Bedürfnisse adaptiert, mit deren Hilfe die vegetativen Reaktionsmuster des ausgelösten Effektes „Schmerz“ dargestellt werden konnten. Wesentliches Merkmal dieser Verfahren ist ihre Fähigkeit, sprunghafte Reaktionen in den hier aufgezeichneten psychophysiologischen Zeitreihen abzubilden.

Dies alles diente dem übergeordneten Ziel, Schmerz als eines der wichtigsten Symptome, dem Ärztinnen und Ärzte in ihrer klinischen Arbeit begegnen werden, wissenschaftlich fundiert und ethisch vertretbar im studentischen Unterricht im Modellstudiengang vermitteln zu können.

Der Entwicklungsprozess des Kryodentalstimulators

Die oben erwähnten Schritte zur Entwicklung des Kryodentalstimulators sollen nachfolgend kurz rekapituliert werden. Zu Beginn der Entwicklung stand die Idee als Halterung für das zur Abkühlung des Zahnes verwendete Peltier-Element Zahnprotektoren aus dem Leistungssport zu verwenden. Es stellte sich jedoch nach ersten Tests heraus, dass das typischerweise für diese Protektoren verwendete Material zu elastisch war, was einen konstanten und sicheren Kontakt zwischen dem den Kältereiz herstellenden Peltier-Element (PE) und dem Zahn verhinderte. Eine härtere Variante des Kunststoffes erhöhte zwar die Stabilität, reduzierte aber die Adaptivität und universelle Einsetzbarkeit des Kryodentalstimulators. Durch diese Erkenntnis musste das Prinzip der passiven Halterung verlassen und stattdessen ein

Mechanismus konstruiert werden, der eine aktive Befestigung am Zahnbogen ermöglichte. Dies geschah zunächst in Form einer „aktiven Platte“, in die das PE integriert wurde und mithilfe einer Dehnungsschraube die Platte in den Oberkiefer einklemmte. Die Handhabung der Dehnungsschraube erwies sich jedoch als problematisch, da diese nicht genug verstellt werden konnte, obwohl das Schraubprinzip grundsätzlich eine Anpassung und gleichzeitige Fixierung ermöglichte. Allen Halterungen war bis dahin gemein, dass sie eine Fixierung am gesamten Zahnbogen vorsahen. Dies verhinderte aber die universelle Adaptivität des Systems, weswegen eine Halterung an wenigen Zähnen angestrebt wurde.

Die im folgenden Schritt in der Breite reduzierte Halterung bestand aus einem mit einer Schraube verbundenen palatinalen und labialen Teil, in den das PE eingebaut war. Das Zusammenschrauben verringerte den Abstand der beiden Anteile, was zur Fixierung am Zahn führte. Dies erwies sich jedoch als ungünstig, da sich die beiden Teile seitlich voneinander wegdrehten, was ein planes Aufliegen des PE auf dem Zahn weitgehend verhinderte, und außerdem bestand die Gefahr, dass es bei dieser Fixierungsmethode zur Fraktur des Zahnes kommen könnte. Da das grundsätzliche Prinzip aber eine hohe Adaptivität besaß, wurde es grundsätzlich beibehalten.

Daher wurde in den labialen Anteil des Kryodentalstimulators eine Spiralfeder eingebaut, die die Flexibilität des PE vergrößerte und dabei eine konstant gute Anlagerung an die Labialfläche des oberen Schneidezahns herstellte. Der palatinale Anteil wurde in seiner Form weiter modifiziert und ähnelte jetzt dem Arm einer Wäscheklammer. Beide Teile wurden mit einer Klemmfeder verbunden. Bei ersten Tests zeigte sich jedoch, dass die Halterung vom Zahn nach unten abrutschte und die Halterung mit den Unterkieferschneidezähnen durch Zusammenbeißen der unteren und oberen Schneidezähne gestützt werden musste. Dadurch war offensichtlich ein weiterer Fortschritt erzielt, da eine Fixierung durch bloßes Zubeißen der Schneidezähne erreicht wurde. Bei ersten Versuchen mit diesem Aufbau stellte sich aber heraus, dass die Probanden nicht in der Lage waren den Stimulator während eines üblichen Versuchszeitraumes (ca. 30 Minuten) mit den Zähnen in der gewünschten Position zu halten.

Daher wurde die Halterung weiter modifiziert, sodass eine Fixierung des Systems ohne Hilfe des Probanden erfolgen konnte. Dies geschah mithilfe eines so genannten Headgears. Das PE wurde jetzt in einen Kunststoffblock gefasst und nur die dem Zahn aufliegende Kaltseite blieb frei. Dieser

Headgear wurde auf der Rückseite des Kunststoffblocks in einer Aussparung mit dem PE verbunden, das durch die Gummizüge des Headgears mit konstanter Kraft an den Zahn gedrückt und dadurch stabil und doch flexibel positioniert war. Ein weiterer Aspekt war entscheidend für die Verwendung des Headgear-gestützten Kryodentalstimulators: der Aspekt der Betriebssicherheit. Diese Vorrichtung ermöglicht nämlich mit einem Handgriff die augenblickliche Entfernung des Gesamtsystems vom Mund eines Probanden, wenn dieser sich bedroht oder gefährdet sehen würde.

Einen Fortschritt zur Verbesserung der Sicherheit und Praktikabilität brachte die Verwendung technischer Bausteine aus dem Modellbau. Im Modellbau kommen typischerweise Materialien zum Einsatz, die bei maximal geringer Größe eine hohe Funktionalität besitzen. Die hier interessierenden Elemente wurden zur Wasserkühlung des PE eingesetzt, womit drei Effekte realisiert wurden: erstens wurde dadurch der Gesamtaufwand deutlich reduziert, zweitens wurde die Größe der zuvor mit Gasdruck betriebenen Wasserkühlung des PE um ein Vielfaches gesenkt, und drittens wurde mit diesem Schritt die mit dem Einsatz einer Druckluftflasche verbundene Gefahr eliminiert.

In enger Zusammenarbeit wurde schließlich mit der Fa. KHS eine elektronische Steuereinheit für den rechnergestützten Betrieb des Kryodentalstimulators entwickelt. Dieses Gerät war maßgeblich auf die Sicherheitsbedürfnisse im studentischen Unterricht ausgelegt. Neben der o. e. Sicherheitstechnik des Kryodentalstimulators waren sämtliche Funktionselemente des Systems mit der im Labor für Psychophysiologie bereits vorhandenen Messtechnik kompatibel. Damit ergab sich die Möglichkeit auch für wissenschaftliche Fragestellungen ausreichend präzise (psycho-)physiologischer Zeitreihen aufzuzeichnen. Die hohe Praktikabilität entsprach den Anforderungen des studentischen Medizinunterrichts. Es war entsprechend vorgegeben, dass sich die Bedienung des Systems den mit wissenschaftlichen Arbeiten häufig wenig vertrauten Studierenden der Medizin intuitiv erschließen sollte. Da dieser Benutzerkreis mit fachfremden Studieninhalten ohnehin häufig maximal „überfüttert“ ist, sollten sie sich nicht primär mit dem Messsystem, sondern überwiegend auf den Inhalt des Schmerzpraktikums konzentrieren können. Die im Gerät vorab möglichen Grundeinstellungen entsprachen dieser Forderung.

In-Vitro Modell „Pferdezahn“

Die In-vitro Versuche an Pferdezähnen war um eine getreue Simulation der in situ Verhältnisse bemüht. Die Testung der Leistungsfähigkeit des Kryodentalstimulators erfolgte daher in einer Umgebung, die bezüglich der Umgebungstemperatur vergleichbar mit der Mundhöhle war. In sechs Messreihen wurde eindeutig eine Temperaturreduktion im Zahninneren von durchschnittlich ca. 10°C nachgewiesen. Der Literatur zufolge (Hensel et al., 1956) wird bereits bei einer Temperaturabnahme von etwa 0,2°C in der Pulpa die Schmerzschwelle überschritten und bei Abkühlung von 1,7°C ein heftiger Kältereiz ausgelöst. Damit kann davon ausgegangen werden, dass der von uns konstruierte Kryodentalstimulator zur Auslösung eines Schmerzreizes geeignet ist.

Psychophysiologisch-grundlagenwissenschaftliche Relevanz der Entwicklung

Die psychophysische Reaktion Schmerz ist von größter klinischer Bedeutung, da sich eine Vielzahl bedrohlicher und gefährlicher Erkrankungen durch dieses Symptom ankündigen. Der bedrohliche Charakter des Symptoms Schmerz und die vielen möglichen auslösenden Situationen bedingt, dass Schmerz den meisten Menschen bekannt und deswegen gefürchtet ist. Dennoch muss klar sein, dass Schmerz zunächst als Warnsignal des psychischen und physiologischen Systems zu verstehen ist und nicht a priori absolutes Krankheitszeichen. Man denke an die Muskelschmerzen bei sportlichen Leistungen, die dem Athleten signalisieren die Leistung zu unterbrechen und Ruhe zu suchen. Schmerz stimuliert also das betroffene Individuum, die den Schmerz auslösenden Umstände zu unterbrechen. Diese Form der physischen Aktivierung durch Schmerz ähnelt in gewisser Weise der psychischen Funktion einer Emotion. Schmerz könnte also auch als emotionaler Prozess verstanden werden.

Daher muss für das wissenschaftliche Studium des Schmerzes die psychisch-emotionale Dimension berücksichtigt und entsprechend operationalisiert werden. Die hier vorgestellte Apparatur erlaubt die Induktion der emotionalen Komponente des Schmerzes ideal, da sie mit dem Zahnschmerz eine Kategorie von Schmerz auslöst, der allseits gefürchtet ist, was für ein klassisches Schmerzparadigma, wie den sog. Cold-pressor Test, in dieser Form nicht gilt. Mit einer Angstreaktion ist hier weit weniger zu rechnen.

Unter Verwendung z. B. eines sog. 4-Felder-Protokolls sollte sich mithilfe des Kryodentalstimulators die emotional ausgelöste von der emotionsfreien physischen Reaktion psychophysiologisch experimentell differenzieren lassen.

Klinische Relevanz der Entwicklung

Neben den emotionalbezogenen psychophysiologischen Überlegungen werden Befunde berichtet, die die Bedeutung von Schmerz in der Medizin beträchtlich erweitern. Denn scheinbar unabhängig von den primär mit Schmerz in Verbindung gebrachten Fakten wird in der entsprechenden psychophysiologischen Literatur berichtet, dass die Schmerzwahrnehmung bei einer der großen Volkskrankheiten, der arteriellen Hypertonie, reduziert ist (France, 1999). Es darf schon aufgrund der o. e. Verbindung zwischen Schmerzwahrnehmungssystem und emotionalem Antrieb postuliert werden, dass grundsätzlich eine enge Kopplung zwischen Schmerz- und Kreislaufsteuerungssystem besteht. Dieser Autor verweist unter Zuhilfenahme verschiedener Schmerzparadigmen, dass eine veränderte Schmerzwahrnehmung eng mit einem erhöhten Risiko an einem arteriellen Hypertonus zu erkranken korrelierte. Dies ist für das Verständnis von Adaptationsvorgängen wichtig, die tonisch lang dauernd oder phasisch kurzfristig sein können. In der hier zitierten Untersuchung wurden chronische Veränderungen beschrieben, dass selbst das erhöhte Risiko später an einem arteriellen Hypertonus zu erkranken bereits mit einer reduzierten Schmerzwahrnehmung korrelierte.

Systemübergreifende, synergetische Betrachtung

Die hier vorgelegte Arbeit stellt kein Verfahren vor, mit dem Schmerz an sich messbar gemacht würde. Das Dilemma beim Schmerz, dass seine Existenz weder belegt noch widerlegt werden kann, besteht unvermindert fort.

Unter folgender theoretischer Überlegung darf davon ausgegangen werden, dass durch die Messung weniger relevanter Teilfunktionen ein Abbild der emergenten Funktion Schmerz entsteht. Diese Überlegung stützt sich auf das Theorem Takens', demzufolge die Beobachtung einer einzigen skalaren Zeitreihe genügt, um den gesamten Phasenraum (auch: Zustandsraum) rekonstruieren zu können [Vandenhouten, 1998]. Der wenig anschauliche Begriff des „Phasenraumes“

kann im vorliegenden Kontext als Raum verstanden werden, in dem der Organismus mit seinen physiologischen Systemen und den daraus emergierenden Funktionen sich selbst organisiert.

Sollte dazu nun eine physiologische oder eine psychologische Zeitreihe aufgezeichnet werden? Diese Unterscheidung ist geboten, da das psychische System (z. B. Denken, Fühlen, Bewusstsein) und physiologische System (z. B. Herz, Atmung, Kreislauf, Vegetatives Nervensystem) mit grundsätzlich unterschiedlichen Methoden wissenschaftlich erfasst wird.

Da die Schmerzwahrnehmung maßgeblich an das Vorhandensein von Bewusstsein gebunden ist, könnte berechtigt gefordert werden Bewusstsein, bzw. dessen Veränderungen zu erfassen, um Schmerz zu messen. Klinisch wird dies auch durch Verwendung sog. Visueller Analogskalen (VAS) auf einer intraindividuellen Basis umgesetzt. Wegen des subjektiven Charakters der geäußerten wahrgenommenen Schmerzen wird dieser Weg aber abgelehnt, wenn eine objektive Vergleichbarkeit gefordert wird.

Psychophysiologische Untersuchungen studieren üblicherweise physiologische Adaptationsreaktionen (i. S. von abhängigen Variablen) als Antwort auf psychologische Reize (i. S. von unabhängigen Variablen). Die so erhobenen individuellen physiologischen Daten sind von individuellen psychischen Daten grundverschieden. Gemeinsam ist beiden jedoch, dass einfache mathematische Modelle als statistische Verfahren zur Bestimmung des experimentellen Effektes herangezogen werden. Die üblichen statistischen Verfahren sind auf der Annahme gegründet, dass die untersuchten Systeme deterministisch, d.h. durchgängig vorhersagbar reagieren. Das ist aber nur mit Einschränkung der Fall. So sind Mittelwertbildung, Standardabweichung u. ä. deshalb nur bedingt geeignet, um dynamisches Verhalten zu untersuchen. Die Analyse der im Schmerzpraktikum aufgezeichneten psychophysiologischen Zeitreihen erfolgte daher mit mathematischen Verfahren, die gerade auch sprunghafte Reaktionen abzubilden vermögen. Dies war bei einem experimentellen Versuchsprotokoll, das einen plötzlichen Kälte-Schmerzreiz vorsah, geeigneter, was die Abb. 2-64 – 2-69 und 2-74 – 2-76 klar zeigen. Hier zeigte sich in den Zeit-Frequenz-Verteilungsdiagrammen Instabilitäten nicht erst bei Applikation des Kryodentalstimulators, sondern bei allen Änderungen des Antriebsniveaus, z. B. beim Schließen der Augen, oder beim körperlichen Lagewechsel. Bei diesen Manövern blieb der zuvor in Hautdurchblutung, Atmung und Herzfrequenzvariabilität bestehende Rhythmus bei 0.15 Hz jeweils weiterhin bestehen. Beim Einsetzen des Kälte-

Schmerzreizes hingegen zeigt diese Darstellungsform, dass der 0.15 Hz Rhythmus „auseinander fiel“ (s. insbesondere Abb. 2-66).

Nachdem also von Seiten des apparativen Systems gezeigt wurde, dass ein Schmerzreiz induziert werden konnte, wurde mit den Zeit-Frequenz-Verteilungsdiagrammen auch von Seiten des analytischen Instrumentariums demonstriert worden, dass komplexe Verhaltensweisen angemessen analysiert und dargestellt werden können.

Ausblick

Der erfolgreiche Abschluss der Konstruktion eines technisch anspruchsvollen Instrumentes, mit dem ein für die Medizin und die Mediziner Ausbildung wichtiges Thema bearbeitet werden kann, ist der erste Schritt. Diese wird weiter ergänzt durch ein Praktikum, das vom Institut für Physiologie der RWTH Aachen mitbetreut wird. Dort wurden in den letzten 20 Jahren umfangreiche Erfahrungen in der Vermittlung unterschiedlichster primär physiologisch orientierter Themen gesammelt. Dabei zeigte sich einhellig, dass kein Thema und kein zugehöriges Praktikum sofort aus einem Guss erstellt werden konnte. Vielmehr gilt und galt auch hier das „Panta rei“, es ist alles im Fluss. Die Zusammenarbeit zwischen den verantwortlichen Dozenten, den Tutoren, und vor allen Dingen mit den Studierenden wurde jedes dieser Praktika konsekutiv weiterentwickelt und dabei adaptiert.

Dies wird auch der Fall im interdisziplinären Schmerzpraktikum sein. Im Sommersemester 2005 wurde dieses Praktikum erstmals für den gesamten Jahrgang angeboten, nachdem erste Probeläufe in den beiden vorangegangenen Semestern eine hohe Akzeptanz des Themas bei den Studierenden zu verzeichnen war. Dem Ziel, Studierende der Humanmedizin so auszubilden, dass human nicht gleichbedeutend ist mit exklusiv somatisch, soll dieses Praktikum zuarbeiten.

4 Literaturverzeichnis

Abdel Wahab MH, Kennedy JG. (1985). Response of cracked incisor teeth to cold and electrical stimulation. *Br Dent J* 158 (7): 259-60.

Adler RH, Zlot S, Hürny C, Minler C. (1989). "Psychogener Schmerz und der zu Schmerz neigende Patient": Eine retrospektive kontrollierte klinische Studie. *Psychotherapeutische Med. Psychol.* 39 209-218.

Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ. (1981). Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. *Science.* 213:220-222.

Andersen E, Aars H, Brodin P. (1994). Effects of cooling and heating of the tooth on pulpal blood flow in man. *Endod Dent Traumatol.* Dec;10(6):256-9

Arwill TE, Lilja J; Olgart L; Svensson SE. (1973). Ultrastructure of nerves in the dentinal-pulp border zone after sensory and autonomic nerve transection in the cat. *Acta Odontol. Scand* 31: 273-281.

Beck H, Martin E, Motsch J, Schulte am Esch J. (2002). *Schmerztherapie, Band 4*, Thieme, 13-25.

Berntson GG, Cacioppo JT, Quigley KS. (1991). Autonomic determinism: The modes of autonomic control, the doctrine of autonomic space, and the laws of autonomic constraint. *Psychol Rev* 98, pp. 459–487.

Berntson GG, Sarter M, Cacioppo J. (1998). Anxiety and cardiovascular reactivity: The basal forebrain cholinergic link. *Behav Brain Res* 94, pp. 225–248.

Brännström MJG. (1970). Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli. An in vitro study. *Acta Odontol. Scand.* 28: 59-70.

Braverman IM. (1997). The cutaneous microcirculation: ultrastructure and microanatomical organization. *Microcirculation* 4, 329-340.

Beyer A, Brune K, Schäfer M. (2001). *Schmerz - Pathophysiologie, Pharmakologie, Therapie*. Springer, Berlin

Casolo GC, Stroder P, Sulla A, Chelucci A, Freni A, Zeraushek M. (1995). Heart rate variability and functional severity of congestive heart failure secondary to coronary artery disease. *Eur Heart J* 16, 360-367.

Cohen L. (1989). Time-frequency distributions – a review, *Proc. IEEE*, 77: 941-981.

Drummond PD. (1995). Lacrimation and cutaneous vasodilatation in the face induced by painful stimulation of the nasal ala and upper lip. *J Auton Nerv Syst* 51, 109-116.

Drummond PD. (1995). Mechanisms of physiological gustatory sweating and flushing in the face. *J Auton Nerv Syst* 52, 117-124.

Drummond PD. (1993). The effect of sympathetic blockade on facial sweating and cutaneous vascular responses to painful stimulation of the eye. *Brain* 116, 233-241.

Engel GL. (1959). "Psychogenic" pain and the pain prone patient. *American Journal of Medicine*, 26, 899-918.

Erickson M H, Rossi EL, Rossi SL. (1978). *Hypnose*. Pfeifer, München.

France CR. (1999). Decreased pain perception and risk for hypertension: considering a common physiological mechanism. *Psychophysiology*. Nov;36(6):683-92.

Giardino ND, Lehrer PM, Edelberg R. (2002). Comparison of finger plethysmograph to ECG in the measurement of heart rate variability. *Psychophysiology*, 39, 246–253.

Goodis HE, Winthrop V, White JM. (2000). Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *J Endod* 26(5): 263-7.

Grossman P, Van Beek J, Wientjes C. (1990). A comparison of three quantification methods for estimation of respiratory sinus arrhythmia. *Psychophysiology*. 27:702-714.

Grusser OJ, Kollmann W, Lerch J, Mijatovic E. (1985). Changes in pulp temperature during thermostimulation of human teeth by a simple electrically controlled thermode. *Pflugers Arch* 403(3): 273-7.

Hahn P. (1988). *Ärztliche Propädeutik*. Springer, Heidelberg.

Hensel H, Mann G. (1956). Temperaturschmerz und Wärmeleitung im menschlichen Zahn. *Stoma* 9: 76-85.

Houle M, McGrath PA, Moran G, Garrett OJ. (1988). The efficacy of hypnosis- and relaxation-induced analgesia on two dimensions of pain for cold pressor and electrical tooth pulp stimulation. *Pain* 33(2): 241-51.

Iwata K, Tsuboi Y, Toda K, Tsujimoto C, Sumino R. (1991). Comparisons of the sensation perceived and intradental nerve activity following temperature changes in human teeth. *Exp Brain Res* 87(1): 213-7.

Izumi H. (1999). Nervous control of blood flow in the orofacial region. *Pharma Ther* 81, 141-161.

Jyväsjärvi E, Kniffki KD. (1978). Cold stimulation of teeth: a comparison between the response of cat interdental A delta and C fibres and human sensation. *J. Physiol* 391: 193-207.

Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. (2000). Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 2. Rewarming of healthy human teeth following a controlled cold stimulus. *Int Endod J* 33(5): 448-62.

Kettunen J, Keltikangas-Järvinen L. (2001). Intraindividual analysis of instantaneous heart rate variability. *Psychophysiology*. 38: 659-668.

Koepchen HP. (1962). *Die Blutdruckrhythmik*. Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt.

Lambertz M, Vandenhousten R, Grebe R, Langhorst P. (2000). Phase transitions in the common brainstem and related systems investigated by nonstationary time series analysis. *J Auton Nerv Syst* 78: 141-157.

Langhorst P, Schulz G, Lambertz M. (1984). Oscillating neuronal network of the „common brainstem system“. In: Miyakawa K, Koepchen HP, Polosa C. (eds) *Mechanisms of Blood Pressure Waves*. Japan Sci Soc Press/Springer Verlag. Tokyo/Berlin, pp 257-275.

Larovere, MT, and Schwartz PJ. (1997). Baroreflex sensitivity as a cardiac and arrhythmia mortality risk stratifier. *Pacing Clin Electrophysiol* 20: 2602-2613.

Larovere MT, Bigger JT, Marcus FI, Mortara A, and Schwartz PJ. (1998). Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction. *Lancet*. 351: 478-484.

Lown B. (2002). *Die verlorene Kunst des Heilens: Anleitung zum Umdenken*, S. 13. Schattauer, Stuttgart-New York.

Malpas SC. (2002). Neural influences on cardiovascular variability: possibilities and pitfalls. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 282: H6-H20.

Matthews B. (1985). Peripheral and central aspects of trigeminal nociceptive systems. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 308(1136): 313-24.

Melzack R, Wall PD. (1965). Pain mechanisms: A new theory. *Science*, 150: 971-980.

Mengel MK, Stiefenhofer AE, Jyvasjarvi E, Kniffki KD. (1993). Pain sensation during cold stimulation of the teeth: differential reflection of A delta and C fibre activity? *Pain* 55(2): 159-69.

Moody AB, Browne RM, Robinson PP. (1989). A comparison of monopolar and bipolar electrical stimuli and thermal stimuli in determining the vitality of human teeth. *Arch Oral Biol* 34(9): 701-5.

Mück-Weymann M. (2000). *Autonome Funktionskreise in Psychosomatik und Psychiatrie: Nicht-invasives Biomonitoring in der Psychopharmakotherapie*. Lage: Verlag Hans Jacobs.

Mumford JM. (1967). "Thermal and electrical stimulation of teeth in the diagnosis of pulpal and periapical disease." *Proc R Soc Med* 60(2): 197-200.

Ngassapa DN. (1996). Comparison of functional characteristics of intradental A- and C-nerve fibres in dental pain. *East Afr Med J* 73(3): 207-9.

Orchardson R, Collins WJ. (1987). Thresholds of hypersensitive teeth to 2 forms of controlled stimulation. *J Clin Periodontol* 14(2): 68-73.

Pagani M, Mazzuero G, Ferrari A, Liberati D, Cerutti S, Vaitl D. (1991). Sympathovagal interaction during mental stress. A study using spectral analysis of heart rate variability in healthy control subjects and patients with a prior myocardial infarction. *Circulation* 83 suppl 4, pp. 1143–1151.

Perlitz V, Petzold U, Petzold ER. (2000). Schmerzsyndrome-Schmerzkrankheiten. In: Studt, H.H., Petzold, E.R. (Hrsg.): *Psychotherapeutische Medizin. Psychoanalyse, Psychosomatik, Psychotherapie*. S. 264-267. De Gruyter. Berlin-New York.

Perlitz V, Cotuk B, Haberstock S, Kahn N, Grebe R, Petzold R, Schmid-Schönbein H. (2001). Differentiation of Cutaneous Haemo- and Neurodynamics using Multiscale Time – Frequency – Distribution Portrays. In: V. Blazek, U. Schultz-Ehrenburg, *Proceedings of the 10th International Symposium CNVD 2001, August 31 - September 2, Aachen, Germany*.

Perlitz V, Cotuk B, Schiepek G, Sen A, Haberstock S, Schmid-Schönbein H, Petzold ER, Flatten G. (2004a). Synergetik der hypnoiden Relaxation. Psychother. Psych. Med. 243-249.

Perlitz V, Cotuk B, Lambertz M, Grebe R, Schiepek G, Petzold ER, Schmid-Schönbein H, Flatten G. (2004b). Coordination dynamics of circulatory and respiratory rhythms during psychomotor relaxation. Autonomic Neuroscience, 115, 1-2, 82-93.

Peters DD, Baumgartner JC, Lorton L. (1994). Adult pulpal diagnosis. I. Evaluation of the positive and negative responses to cold and electrical pulp tests. J Endod 20(10): 506-11.

Pollmann L. (1974). Various methods for the testing of the pain threshold in teeth. Zwr 83(17): 887-8.3.

Portenoy RK, Moulin DE, Rogers A, Inturrisi CE, Foley KM. (1986b). I.v. infusion of opioids for cancer pain: clinical review and guidelines for use. Cancer Treatment Reports 70, 5, 575-581.

Portenoy RK, Foley KM. (1986a). Chronic use of opioid analgesics in non-malignant pain: report of 38 cases. Pain 25, 2: 171-186.

Robinson PP. (1987). A comparison of monopolar and bipolar electrical stimuli and thermal stimuli in determining the vitality of autotransplanted human teeth. Arch Oral Biol 32(3): 191-4.

Rudolf G. (2000) Psychotherapeutische Medizin. Ein einführendes Lehrbuch auf psychodynamischer Grundlage. S. 18, S. 192. Thieme. Stuttgart, New York.

Schachter S, Singer I. (1962). Cognitive, social and physiological determinants of emotional state. Psychol Rev 69:379-399.

Schäfer H. (1990). Das Prinzip Psychosomatik. Verlag für Medizin Dr. E. Fischer, Heidelberg.

Sinha R, Lovallo WR, Parsons OA. (1992). Cardiovascular Differentiation of Emotions. Psychosomatic Medicine 54:422-435.

Smits T, Aarnoudse J, Geerdink J, Zijlstra W. (1987). Hyperventilation-induced changes in periodic oscillations in forehead skin blood flow measured by Laser Doppler Flowmetry. Int. J. Microcirc. Clin. Exp. 6: 149-159.

Soyka D. (1995). Schmerz – Pathophysiologie und Therapie.

Taddio A, Katz J, Ilersich AL, Stevens B, Koren G. (1998). Effect of neonatal circumcision on pain responses during vaccination in boys. *Lancet*, 349: 599-603.

Vandenhouten R. (1998). Analyse instationärer Zeitreihen komplexer Systeme und Anwendungen in der Physiologie. Aachen: Shaker Verlag.

Ylipaavalniemi P, Perkki K, Taube S, Oikarinen VJ. (1984). The effect of immediate combined cold, ultrasound and diadynamic current therapy on swelling after wisdom tooth removal. *Proc Finn Dent Soc* 80 (2): 55-57.

5 Danksagung

Die vorliegende Dissertation entstand an der Klinik für Psychosomatik und Psychotherapeutische Medizin in Zusammenarbeit mit dem Institut für Physiologie, medizinische Einrichtungen des Universitätsklinikums der RWTH Aachen.

Zuvorderst möchte ich meinen besonderen Dank Herrn Prof. Dr. Ernst R. Petzold für die interessante wissenschaftliche Themenstellung sowie für die stetige Förderung aussprechen. Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. Friedrich Lampert für die Übernahme des Koreferats und für die großzügige Unterstützung des gesamten Projektes im Vorfeld dieser Arbeit.

Besonders herzlich möchte ich Herrn Dr. med. Volker Perlitz danken, der mir jederzeit hilfreich zur Seite stand. Er beantwortete meine Fragen mit sehr viel Geduld und half mir bei der Überwindung zahlreicher fachlicher Probleme. In sehr produktiven und kollegialen Gesprächen gab er mir wertvolle Anregungen für diese Dissertation.

Ich möchte mich auch bei allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Labors für Psychophysiologie bedanken. Ich fühlte mich dort aufgrund der Hilfsbereitschaft und der guten Atmosphäre sehr wohl. Mein besonderer Dank gilt Jean-Philippe Ernst und Andreas Besting, die mich nicht nur in der Entwicklung des Kryodentalstimulators unterstützt haben, sondern mir auch bei der Durchführung der Versuche stets hilfreich zur Seite standen.

Des weiteren danke ich Herrn Karl-Heinz Strotmann für die Entwicklung der elektronischen Bauteile und die Hilfestellung bei technischen Problemen.

Nicht zuletzt gilt mein Dank im besonderen Maße meiner Familie. Meinen Eltern danke ich für die stetige Unterstützung, mit der sie nicht nur die vorliegende Arbeit, sondern mein gesamtes Studium gefördert haben. Insbesondere möchte ich mich für das Interesse danken, mit dem sie die Entstehung dieser Dissertation verfolgt haben.

6 Eidstattliche Erklärung

An Eides Statt versichere ich, dass die Arbeit mit dem Thema: „Kryodentalstimulation zur Objektivierung Kältereizinduzierter, psychovegetativer Reaktionen“ von mir selbst und ohne jede unerlaubte fremde Hilfe angefertigt wurde, dass sie noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen hat und dass sie weder ganz noch im Auszug veröffentlicht worden ist. Die Stellen der Arbeit - einschließlich Tabellen, Abbildungen usw. -, die anderen Werken dem Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, habe ich in jedem einzelnen Fall als Entlehnung kenntlich gemacht.

7 Lebenslauf

ANGABEN ZUR PERSON

Martin Lampmann
Soerser Tal 10
52070 Aachen

Geburtsdatum, -ort 23.05.1977, Aachen

Familienstand ledig

BERUFLICHE PRAXIS

seit Nov. 2005 Assistenz Zahnarzt

AUSBILDUNG

Aug. 1983 – Jun. 1987 Montessori-Grundschule, Aachen

Aug. 1987 – Jun. 1996 Viktoriaschule, Gymnasium der evangelischen Kirche i.R.,
Aachen

im Juni 1996 Abitur

Aug. 1996 – Sep. 1997 Zivildienst

Okt. 1997 – Aug. 2001 Studium der Humanmedizin
Ludwig-Maximilians-Universität, München und Rheinisch-
Westfälische-Technische-Hochschule, Aachen

August 2000 Physikum der Humanmedizin

Okt. 2001 Studium der Zahnmedizin
RWTH Aachen

08.07.2005 Staatsexamen