AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Messung intraoraler Temperaturentwicklung mittels Thermo-Datenlogger

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Kristian Mertens

2017

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Messung intraoraler Temperaturentwicklung mittels Thermo-Datenlogger

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Kristian Mertens

2017

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten Reichert
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. Peter Proff
Tag der mündlichen Prüfung:	19. Dezember 2017

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Zielsetzung der Arbeit 5

1.1 Einleitung 5

1.2 Zielsetzung der Arbeit 6

2 Literaturübersicht 7

2.1 Intraorale Temperaturverhältnisse 7

2.2 Untersuchungen mit Thermobuttons/Datenloggern 15

3 Material und Methode 18

3.1 Aufgabenstellung 18

3.2 Materialien 18

3.2.1 Funktion und Aufbau eins Datenloggers 18

3.2.2 Thermobutton 21G – Miniaturdatenlogger 18

3.2.3 Thermobutton 22L – Miniaturdatenlogger 19

3.2.4 Software - Thermotrack PC 20

3.3 Methode 20

3.3.1 Ansatz und Durchführung der Vorversuche 20

3.3.2 Schienenkonstruktion mittels Tiefziehtechnik 21

3.3.3 Platzierung des Datenloggers an den Zahnreihen 22

3.3.4 Programmierung des Datenloggers 23

3.3.5 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 21G 24

3.3.6 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 22L 25

3.3.7 Durchführung der Probandenversuche 26

3.3.8 Technisches Zubehör und Verbrauchsmaterialien 28

3.3.9 Statistische Auswertung 28

4 Ergebnisse 29

4.1 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 21G 29

4.1.1 Schematischer Versuchsaufbau 29

4.1.2 Positionierung des Thermobuttons 21G palatinal der Oberkieferzähnen mit perforierter und geschlossener Schienenkonstruktion 30

4.1.3 Positionierung des Thermobuttons 21G palatinal der Oberkieferzähnen in Regio 16 sowie 11/21 und 26 mit perforierter Schienenkonstruktion 34

4.1.4 Positionierung des Thermobuttons 21G vestibulär der Oberkieferzähnen in Regio 16 sowie 11/21 und 26 mit perforierter Schienenkonstruktion 36

4.1.5 Positionierung des Thermobuttons 21G lingual der Unterkieferzähnen in Regio 36 sowie 31/41 und 46 mit perforierter Schienenkonstruktion 38

4.1.6 Positionierung des Thermobuttons 21G vestibulär der Unterkieferzähnen Regio 36 und 46 mit perforierter Schienenkonstruktion 40

4.2 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 22L 43

4.2.1 Ergebnisse an den Positionen 1, 2 und 3 43

4.2.2 Ergebnisse an den Positionen 4, 5 und 6 47

4.2.3 Ergebnisse an den Positionen 7, 8 und 9 52

4.2.4 Ergebnisse an den Positionen 10 und 12 56

4.3 Probandenversuche 64

4.3.1 Verteilung 64

4.4 Statistik 69

5 Diskussion 71

5.1 Diskussion Material und Methode 72

5.2 Diskussion der Ergebnisse 76

5.2.1 Diskussion der Vorversuche 76

5.2.2 Diskussion der Probandenversuche 78

5.2.3 Schlussfolgerung 82

6 Zusammenfassung 84

7 Literaturverzeichnis 85

8 Anhang 91

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt.

Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

1 Einleitung und Zielsetzung der Arbeit

1.1 Einleitung

Dentale Restaurationsmaterialien werden vor ihrem klinischen Einsatz nicht nur auf ihre Biokompatibilität untersucht, sondern auch auf ihre Belastbarkeit unter Funktion. Diese Materialien müssen in ihrer Zusammensetzung unbedenklich in Bezug auf ihr allergenes, toxisches und mutagenes Potential sein und sollen sich inert in das umgebende Gewebe eingliedern. Ihr Wert als Werkstoff für den zahnärztlichen Gebrauch ist aber ebenso von ihrem Verhalten unter Funktion abhängig. So ist die Überlebensfähigkeit der Materialien unter Bedingungen zu untersuchen, die mit denen der Mundhöhle vergleichbar sind.

In-vitro-Studien bedienen sich Kausimulatoren, welche nach festgelegten Bedingungen den jeweiligen Prüfkörper mechanisch und thermisch belasten. So werden nicht nur unterschiedliche Werkstoffe wie Metalle, Keramiken, Komposite, sondern auch deren Verbundfestigkeit sowie verschiedene Konstruktions- und Präparationsformen untersucht. Voraussetzung für eine charakteristische Simulation des Mundmilieus und einer Kaubewegung sind nachvollziehbare Größen wie Krafteinwirkung, Richtung der Krafteinwirkung, Bewegungsablauf, Antagonistenkontakt etc. Um nicht nur eine mechanische Beanspruchung der Materialien zu simulieren, wird mit dem Verfahren des Thermocycling das Milieu der Mundhöhle mit ständig wechselnden Temperaturlasten nachgeahmt. Die hierfür festzulegenden Grenztemperaturen liegen für In-Vitro-Studien im Allgemeinen zwischen ca. 5°C bis ca. 55°C (Ernst et al., 2004). Diese Temperaturmaxima wurden in den letzten 60 Jahren mittels ein paar weniger In-vivo-Studien evaluiert, vorrangig mit dem Ziel ein einheitliches Ablaufprotokoll für das Thermocycling zu erreichen. Die Versuche wurden hauptsächlich mit Messinstrumenten wie Thermistoren oder Thermoelementen durchgeführt, welche aufgrund ihrer Handhabung ausschließlich unter Laborbedingungen, innerhalb eines festgelegten Protokolls zur Anwendung kamen. So benötigte man neben diesen kabelgebundenen Messinstrumenten an sich auch immer ein externes Speichermedium oder einen Rechner zur Auswertung der gewonnenen Daten. Zwar konnten Erkenntnisse über Temperaturmaxima und Temperaturweiterleitung bzw. Temperaturverteilung über die verschiedenen Strukturen in der Mundhöhle gewonnen werden, jedoch wurde auch deutlich, dass die intraoral gemessenen Temperaturen nicht allein von den Temperaturen der zugeführen Speisen oder Getränken abhängig waren. Das Ess- und Trinkverhalten des

Einzelnen ist von verschiedenen Gewohnheiten geprägt und unterliegt größeren Schwankungen (Gales & Darvell, 1999). Aber auch z.B. Lufttemperatur, -feuchtigkeit und -zirkulation sind beeinflussende Variablen (Ng, Compton, & Walker, 1978). Um Aufschluss über individuelle Temperaturereignisse zu erlangen, ist eine Untersuchung notwendig, welche es erlaubt, Temperaturmessungen im Mund ohne ein festgelegtes Protokoll, unter alltäglichen, realitätsnahen Begebenheiten über einen längeren Zeitraum durchzuführen.

1.2 Zielsetzung der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Versuchsaufbau entwickelt, welcher mittels eines Miniatur-Datenloggers intraorale Temperaturverläufe aufzeichnet. Der Datenlogger sollte vor allem innerhalb eines herkömmlichen Tagesablaufes und unabhängig von definierten Laborbedingungen eingesetzt werden, um möglichst realistische Ergebnisse zu liefern. Es soll die Anwendbarkeit des Messinstrumentes untersucht werden sowie die derzeit in der Werkstoffprüfung im Thermocycling angewandten Temperaturmaxima, Zyklen und Haltezeiten überprüft werden.

Die erste Aufgabe bestand zunächst darin eine taugliche Konstruktion zur Verankerung des Datenloggers in der Mundhöhle zu finden. Weiterhin wurde durch verschiedene Vorversuche eine geeignete Positionierung des Messinstruments innerhalb der Mundhöhle bestimmt. Abschließend wurde die Praktikabilität der Konstruktion in Probandenversuchen ermittelt und ausgewertet.

2 Literaturübersicht

2.1 Intraorale Temperaturverhältnisse

Für die Beurteilung dentaler Restaurationsmaterialien ist das Verfahren des Thermocycling ein regulärer Stresstest, welcher durch periodische Heiß-/Kaltpenetration des Werkstoffes oder auch des Verbundes von Werkstoffen eine Belastung analog zum Mundmilieu imitieren soll. Die Qualität dentaler Materialien ist hierbei maßgeblich durch ihre Dimensionsstabilität gekennzeichnet. 1952 wurden durch NELSON et al. erstmals Untersuchungen unternommen, welche das Verbundversagen, aufgrund des Expansions- und Kontraktionsverhaltens von Füllungsmaterialien nach wechselnder Heiß-/Kaltprovokation, als „micro-leakage“ definierten. Der hierbei verwendete Begriff des „Thermal-Cycling“ für alternierenden thermalen Stress ist seither für Prüfverfahren zur Thermosensitivität von dentalen Werkstoffen etabliert. In der Folge wurden thermale Stresstests bei Untersuchungen an Werkstoffen fester Bestandteil der Forschung. NELSON bettete Thermoelemente in Klasse III Kavitäten und verschloss diese mit selbsthärtenden Füllungsmaterialien. Es wurde ein mittels Eiswasser provoziertes Temperaturminimum von 9°C und ein durch 60°C heißen Kaffee provoziertes Maximum von 52°C gemessen. Diese Grenzwerte stellen bis heute Richtwerte dar, an denen sich Untersuchungen zum Thema Thermocycling orientieren.

In Vorbereitung einer Materialstudie wurde 1966 von PETERSON ein In-vivo Test zur Abschätzung der Temperaturwechsel im Mund durchgeführt. Zwei Probanden wurden mit Thermoelementen an den Labialflächen der Oberkiefer Frontzähnen präpariert und angehalten abwechselnd 60°C heißen Kaffee und 0°C kaltes Eiswasser zu trinken. Es wurden Temperaturextrema von 45°C und 15°C festgestellt. Um festzustellen wie lange es dauert, bis die auf der Zahnoberfläche wirkenden Temperaturlasten auf dem Kavitätenboden unter einer Kompositfüllung einwirken, wurden extrahierte Zähne präpariert und ein Thermoelement innerhalb der Kavität eingebracht. Die vorbereiteten Zähne wurden mit Komposit gefüllt und in Wasserbädern mit 0°C und 60°C getaucht. Innerhalb von 15 Sekunden konnten die Umgebungstemperaturen auch zwischen Kavitätenboden und Füllung gemessen werden.

PALMER wies 1992 darauf hin, dass es sinnvoll ist, Temperaturentwicklung auf den Oberflächen der Zähne zu messen, da dort die wohl größten Temperaturwechsel sattfinden (Palmer, Barco, & Billy, 1992). Es wurden 13 Probanden mit jeweils zwei Thermoelementen

ausgestattet, welche mittels Zahnseide-Ligaturen okklusal der ersten Molaren, sowie palatinal der ersten Oberkiefer Frontzähne befestigt wurden. Anschließend gab man den Testpersonen aufgekochtes Trinkwasser mit der Anweisung, erst mit dessen Einnahme zu beginnen, wenn es sich auf eine tolerable Temperatur abgekühlt hatte. Bei allen Probanden lag diese Temperatur über 61°C. Die Kaltprovokation erfolgte mittels eines Eiswürfels, welcher für zwei Minuten direkt auf dem Messfühler, zwischen den Zahnreihen gehalten werden sollte. Mit 58,8°C konnte im Durchschnitt an den Oberkiefer Frontzähne eine um 5,4°C höhere Temperatur bei Heißprovokation ermittelt werden als auf der Okklusalfläche der Molaren. Interessanterweise lag die erfasste durchschnittliche Temperatur während Kaltprovokation bei (1,0±1,0)°C und somit trotz direktem Kontakt des Messinstrumentes mit dem Eiswürfel über dessen Ausgangstemperatur. Nach Auswertung der Ergebnisse dieser Untersuchung, befand PALMER den Temperaturbereich von 0°-67°C für das Thermocycling als angemessen.

MICHAILESCO stellt 1995 eine In-vivo Untersuchung vor, die aufzeigen sollte, dass sich innerhalb der Strukturen eines Zahnes relevante Temperaturereignisse messen lassen. Drei Probanden wurden hierfür vorbereitet. Es wurde jeweils ein Thermoelement in einer präparierten Kavität eines Zahnes 45, auf der Oberfläche einer zervikalen Amalgamfüllung zwischen den Zähnen 46/47 und innerhalb des Wurzelkanals eines Zahnes 47 platziert. Anschließend wurde den Probanden ein „typisches, europäisches Essen“ serviert: Tomatensalat, Steak & Pommes, ein kalter Softdrink, als Nachspeise Eiscreme und Kaffee. Die deutlichsten Differenzen, zwischen eingenommener Speise bzw. Getränk und intraoral registrierten Temperatur, ließen sich nicht auf den Zahnoberflächen, sondern in der mit Amalgam restaurierten Kavität im Unterkiefer feststellen. Dieses Ergebnis lässt sich allerdings auch durch das im Vergleich zur Messung auf der Oberfläche eines Zahnes weiter anterior befestigte Thermoelement erklären (Youngson & Barclay, 2000). Mit 48,4°C wurde die höchste Temperaturbelastung während des Trinkens eines 69°C heißen Kaffees unter der Amalgamrestauration gemessen. Im Vergleich dazu wurden auf der Oberfläche eines Unterkiefermolaren 43,1°C registriert. Ein 5°C kalter Tomatensalat reduzierte die Temperatur innerhalb der Kavität auf 18,9°C und auf der Oberfläche der Zahnhalsfüllung auf 24,6°C. MICHAILESCO hielt fest, dass zum einen die Temperaturwechsel unter einer Füllungsrestauration als relevanter zu betrachten sind als diejenigen auf den Zahnoberflächen, da sie den Materialverbund entscheiden beeinflussen. Zum anderen seien Thermocycling-Studien für Wurzelkanalmaterialien unnötig, da seine Messungen keine relevanten

Temperaturwechsel innerhalb des Wurzelkanals erkennen ließen. Weiter wies er darauf hin, dass die von ihm gemessene Differenz zwischen den Extremwerten von 48,4 und 18,9°C mit 29,5°C eher den Ergebnissen von PETERSEN entspricht, als denen von NELSON.

Im Jahr 1997 veröffentlichten GALES et al. eine systematische Übersichtsarbeit, welche 130 Studien aus 25 Fachzeitschriften auswertete, die Untersuchungen zum Thema Thermocycling behandelten. Ergebnis des Reviews war, dass lediglich fünf Publikationen In-vivo Untersuchungen darstellten, welche sich mit intraoralen Temperaturänderungen auseinandersetzten bzw. überhaupt Temperaturmessungen an Strukturen im Mundraum durchführten. In diesen wenigen Studien lagen die höchsten gemessen Temperaturen der Zahnoberflächen zwischen 44,9°C (Spierings et al., 1987) und 58,5°C (Palmer, Barco, & Billy, 1992) sowie die geringsten zwischen 1,0°C und 21,6°C. Aufgrund der mäßigen Studienlage, unterschiedlicher Versuchsaufbauten und der Tatsache, dass das individuelle Ess- und Trinkverhalten großer Variabilität unterliegt, sind die bisher In-vivo erhobenen Daten nicht ausreichend um ein grundlegendes, allgemeingültiges Konzept für das Thermocycling darzustellen. So variieren die Parameter, welche für das Prüfverfahren Thermocycling in Bezug auf Grenztemperaturen, Durchschnittstemperaturen, Haltezeiten und Zyklen in den verschiedenen Studien angenommen wurden, sehr stark (Gales & Darvell, 1999; Michailesco et al., 1995; Longman & Pearson, 1987).

Zum Zwecke einer Standardisierung der Kerngrößen des Thermocycling-Verfahrens, untersuchte YOUNGSON (2000) die Temperaturentwicklung unter Funktion an mehreren Positionen an den Zahnreihen. Hierbei wurden 16 Thermoelemente mittels PVC-Schiene an acht Messpunkte im Oberkiefer sowie acht Messpunkte im Unterkiefer an den Zähnen befestigt. Der Versuchsaufbau sollte einerseits die inhomogene Temperaturverteilung im Mundraum unter Funktion aufzeigen, als auch realistische Temperaturextrema als Parameter für das Thermocycling festlegen. Hiernach sind die höchsten und niedrigsten Temperaturen während des Trinkens heißer und kalter Getränke an den Ober- und Unterkieferfrontzähnen zu verzeichnen. An den lingualen Flächen der Unterkiefer Eckzähne wurde mit 68°C die höchste Temperatur gemessen. An den lingualen Flächen der Oberkiefer Frontzähne wurde mit 15,4°C die niedrigste Temperatur registriert. Es wurde aufgezeigt, dass die Temperaturentwicklung im Mund sowohl innerhalb einer Zahnreihe als auch zwischen Ober- und Unterkiefer stark variiert. So ließ sich neben einem Temperaturabfall von anterior nach

posterior auch ein größerer Temperaturunterschied an den oralen zu vestibulären Zahnflächen nachweisen. Festzuhalten ist, dass sich nach YOUNGSON die größten Temperaturwechselbelastungen an den oralen Flächen der Ober- und Unterkiefer Frontzähne nachweisen ließen.

Als relevantes Kriterium für eine suffiziente Füllungstherapie auf Adhäsivbasis sah ERNST (2004) die thermale Wechselbelastung der approximalen Bereiche der Zahnreihen als bis dahin nicht ausreichend untersucht. Gegenstand seiner Untersuchung war ebenfalls die Validierung der standardisierten Grenzwerte von 5-55°C mittels Temperaturmessung im interdentalen Bereich der Zähne während alternierender Heiß-/Kaltprovokation. 15 Probanden wurden mit Thermoelementen in jeweils sieben Interdentalräume im Ober- und Unterkiefer präpariert. Ihnen wurde 85°C heißer Tee serviert. Sobald die Probanden in der Lage waren den abkühlenden Tee zu sich zu nehmen, wurde mit der Temperaturmessung begonnen. Die Spanne der zugeführten Getränketemperaturen wurde mit 76-65°C festgehalten, was eine Durchschnittstemperatur von 71,7°C ergab und somit höher lag als in vergleichbaren Untersuchungen. Im Anschluss wiederholte man die Testreihe mit 0°C kaltem Eiswasser. Folgende Ergebnisse lagen nach 210 Versuchsdurchläufen mit insgesamt 55.826 Temperaturwerten vor: Die Durchschnittstemperatur vor Testbeginn wurde mit (35,2±1,3)°C registriert. Die Durchschnittstemperaturen während der Heißprovokation lagen im Oberkiefer bei (42,7±3,3)°C und im Unterkiefer bei (44,9±3,7)°C. Die während der Kaltprovokation gemessenen Durchschnittstemperaturen wurden mit (23,9±4,5)°C im Oberkiefer und (24,5±4,7)°C im Unterkiefer angegeben. Der höchste ermittelte Wert wurde mit 52,8°C interdental der Unterkiefer Prämolaren festgestellt sowie mit 13,7°C der niedrigste Wert interdental der Oberkiefer Inzisiven. Die standardisierten Grenzwerte von 5-55°C wurden nicht erreicht. Abschließend wurde festgehalten, dass die mit 52,8°C höchste gemessene Temperatur sehr nahe am oberen Richtewert von 55°C heranreicht. Von einer Anpassung des unteren Richtwertes von 5°C auf einen In-vivo ermittelten Wert von 13,7°C sei allerdings abgeraten, da eine Werkstoffprüfung mit herabgesetzten Ansprüchen an den Werkstoff auch höhere klinische Risiken mit sich bringt.

In Bezugnahme auf NELSON, PALMER, SPIERINGS und MICHAILESCO wies BARCLAY (2005) darauf hin, dass keine der Studien gänzlich alle Zahnregionen während Temperaturfluktuationen bewertet hätte. Weiterhin hätten diese Studien unter kontrollierten

und vorgegebenen Verhältnissen stattgefunden, sodass die gewonnenen Erkenntnisse nicht auf einen normales, routiniertes Ess- und Trinkverhalten adaptierbar wären. 60 Probanden wurden für eine erste Untersuchung herangezogen, deren Aufgabe es war einen oberen und unteren Temperaturbereich zu definieren, in denen es unter normalen, alltäglichen Bedingungen gebräuchlich ist Getränke zu sich zu nehmen. Ein 90°C heißes Kaffee- oder Teegetränk und 1°C kaltes Eiswasser wurde angereicht. Die Probanden wurden gebeten, erst von den Getränken in kleinen Schlucken zu sich zu nehmen, wenn es für sie nicht weiter unangenehm oder schmerhaft ist. Anschließend sollten die Teilnehmer eine für sie normale Portion trinken. Zu diesem Zeitpunkt wurde die Getränketemperatur gemessen, mit dem Ergebnis, dass diese durchschnittlich 65,4±5,3°C im oberen und 1,6±0,9°C unteren betrug. Die Daten variierten im oberen Temperaturbereich zwischen 77,4–46,8°C deutlich stärker als im unteren Temperaturbereich. Darauf folgend wurden für zwei Probanden jeweils 0,5mm starke Tiefziehschienen für Ober- und Unterkiefer angefertigt. Die PVC-Schienen dienten als Träger für jeweils 14 Thermistoren pro Kiefer in vestibulärer und oraler Platzierung entlang der Zahnreihen. Entsprechend der festgestellten Temperaturbereiche der ersten Untersuchung wurde den beiden Probanden abwechselnd 77,5°C heiße und 1,0°C kalte Getränke gereicht, mit der Anweisung jeweils zehn Schlucke zu sich zu nehmen. Die Auswertung der gesammelten Daten ergab eine symmetrische links/rechts Verteilung der Temperaturlasten im Mund (Ernst et al., 2004). Dagegen wurde eine absteigende Temperaturbelastung registriert, je weiter die Thermistoren nach distal angeordnet waren (Youngson & Barclay, 2000). Weiter wurde festgestellt, dass vorrangig die oberen und unteren Frontzähne einschließlich der Eckzähne von Temperaturbelastungen beansprucht wurden.

Eine erste 24-stündige Überwachung der intraoralen Temperatur wurde 1999 von MOORE et al. unternommen. Mittels herausnehmbarer, kieferorthopädischer Platte wurden Thermoelemente an den vestibulären Flächen des rechten, ersten Oberkiefer Frontzahnes und des rechten, ersten Oberkiefer Prämolars angebracht. Ein drittes Thermoelement wurde ca. 15cm außerhalb des Mundes zur Erfassung der Umgebungstemperatur eingesetzt. Die Kabel der Thermoelemente führten über den Mundwinkel zu einem Datenlogger, welcher aufgrund seiner Maße (22,9cm x 8,9cm x 7,4cm/ ca. 1kg) in einer Tragetasche mitgeführt werden musste. Die Auswertung der Ergebnisse bestätigte im Vergleich zu vorangegangenen Studien einen nach posterior absteigenden Temperaturgradienten und ein Temperaturbereich von 5,6-58,5°C. Interessant war die Erkenntnis, dass sich innerhalb der 24-stündigen Aufzeichnung zu

79% ein Temperaturbereich zwischen 33-37°C eingestellt hat. 20% der Zeit konnte eine niedrigere Temperatur verzeichnet werden und nicht einmal 15 Minuten (1%) lagen die Temperaturen darüber.

Im Rahmen der Studie zur kontinuierlichen Erfassung des intraoralen pH-Wertes stellten CHOI et al. 2015 eine Schienenkonstruktion mit mobilem Datenspeicher vor. Ziel der Studie war es, hauptsächlich den pH-Wert aber auch die Temperatur im Mundraum über einen mehrstündigen Zeitraum, ortsunabhängig und mobil messen zu können. Ein System zur ambulanten, oropharyngealen pH-Wert-Kontrolle, welches bei der Therapie gastroösophagealen Refluxes zum Einsatz kommt, wurde zu einer mehrteiligen Apparatur modifiziert. Mittels einer Tiefziehschiene wurden palatinal der Oberkiefer Frontzähne ein Thermoelement und ein pH-Sensor angebracht. Zwar waren beide Messfühler nachwievor nur kabelgebunden nutzbar, allerdings konnten sie an einem tragbaren Datenspeicher und Transmitter im Hosentaschenformat angeschlossen werden. Zwei Probanden wurden mit der Apparatur präpariert und angeleitet eine insgesamt 24-stündige, nicht zwangsläufig kontinuierliche Messung vorzunehmen. Neben den reinen Messergebnissen dieser Untersuchung wurde festgehalten, dass sich die vorgestellte Konstruktion zum Monitoring eignet, flexibel im Mundraum platziert werden kann und vom Probanden (Patienten) auch über einen längeren Zeitraum als nicht weiter störend empfunden wurde.

Mit Ausnahme der Studien von MOORE et al. und CHOI et al. wurden alle bisher veröffentlichten In-vivo Untersuchungen zum vorliegenden Thema hauptsächlich mittels Thermoelementen, aber auch Thermistoren durchgeführt und fanden stationär und unter Kontrolle über einen kurzen Zeitraum statt. Allein PFEIFFER und MICHAILESCO versuchten auch feste Nahrung in ihre in ihre Untersuchungen einzubeziehen. Darüber hinaus waren es hauptsächlich Getränke, welche zur Heiß- und Kaltprovokation angeboten wurden. Die Untersuchungen von PALMER, YOUNGSON, ERNST und BARCLAY lassen Vergleiche einzelner Messpositionen, Zähne, Flächen oder Abschnitte in Ober- und Unterkiefer zu. Zusammenfassend sind hiernach vor allem die Frontzähne einer größeren Temperaturwechselbelastung ausgesetzt.

Autor	Jahr	Messinstrument	Platzierung des Messinstrumentes	Max. Temp. des Getränks/Speise [°C]	Max. Temp. im Mund [°C]	Min. Temp. des Getränks/Speise [°C]	Min. Temp. im Mund [°C]
Nelson	1952	Thermoelement (Cu-Konstantan)	„Anteriore Zähne“	60,0 (Kaffee)	52,0	4,0 (Eiswasser)	9,0
Peterson	1966	Thermoelement	vestibulär 11/21	60,0 (Kaffee)	45,0	0,0 (Eiswasser)	15,0 (10°C)[1]
Plant	1974	Thermistor	UK links in Schaltlücke reg. 35/36	63,5 (Kaffee)	53,5	-	-
Mesu	1983	Thermoelement (Chromel-Alumel)	k.A.	70,0 (Getränk)	60,0	-15,0 (Eiscreme)	0,0
Longmann	1986	Thermoelement (Cu-Ni)	je vestibulär, okklusal, palatinal 11,13,14,16	65,0	ca. 53,0	0,0	ca. 14,0
Spierings	1987	Thermoelement (Cu-Konstantan)	OK Prämolaren	60,0	50,5	0,0	13,4
Pfeiffer	1989	Thermoelement (Pt-Rh/Pt)	k.A.	81,0 (Kartoffel) [82,0±10]	76,0 [38,0-76,0][2]	0,0 (Eiswürfel) -8,0 (Eiscreme)	3,0 -2,0
Palmer	1992	Thermoelement	okklusal 46; palat./approx. 11 (21)	>61,0 (Wasser)	58,5	0,0 (Eiswürfel)	1,0
Michailesco	1995	Thermoelement	approximal der UK Molaren	69,0 (Kaffee)	48,4	5,0 (Tomatensalat)	18,9

		(Ni-Cr/Ni-Al)					
Youngston	2000	Thermoelement (Ni-Cr/Ni-Al)	8xUK; 8xOK	72,5 (Kaffee)	68,0	6,0 (Orangensaft)	15,4
Ernst	2004	Thermoelement (Ni-Cr/Ni)	7xUK; 7xOK; interdental	71,7°C (Tee)	52,8	0,0 (Eiswasser)	13,7
Barclay	2005	NTC-Thermistor	7xpro Quadrant, je vest.+oral	77,5°C (Kaffee)	77,4°	1,0°C (Eiswasser)	0,4°C

Tab. 1 - Literaturübersicht – intraoral gemessene Temperaturmaxima auf Heiß- und Kaltprovokation

2.2 Untersuchungen mit Thermobuttons/Datenloggern

Die in der Literatur häufig hervorgehobenen Eigenschaften von Miniatur-Datenloggern zur Temperaturerfassung bzw. Thermobuttons lassen sich auf die geringe Größe, das minimale Gewicht, die verhältnismäßig günstigen Anschaffungskosten, aber vor allem auf ihr abgeschlossenes, robustes, kabelloses System zusammenfassen (Fuller et al., 1999; Davidson et al., 2003, Smith et al., 2010).

Für Laboruntersuchungen mit kleineren Versuchstieren waren zur Überwachung ihrer Körpertemperatur und der abzuleitenden Bewegungsaktivität bisher Telemetriesysteme Mittel der Wahl. Die Vorteile lagen hier hauptsächlich auf einer hohen Auflösung, einer exakten Messgenauigkeit und der Möglichkeit Daten in beliebiger Menge zu sammeln (Davidson et al., 2003). Ein aufwendiges Set-up und Equipment, verbunden mit einem erhöhten Kostenaufwand stellten sich als nachteilig dar. Vor allem aber das Problem, nicht mehrere Versuchstiere gleichzeitig überwachen zu können, da Interferenzen der verwendeten Transmitter untereinander die Übertragung der Daten störten. Zum Vergleich eines Telemetriesystems zur Überwachung von Vitalparametern mit einem Thermobutton wurden 2003 von DAVIDSON beide Bauteile in die Bauchhöhle einer Versuchsratte implantiert. Der Vorteil des Thermobuttons lag in seinem Aufbau: ein geschlossenes System, welches im Gegensatz zu einem Transmitter, keine Frequenzüberlagerungen zu gleichartigen Bauteilen in näherer Umgebung verursacht. Mehrtägige Versuche waren durch seine geringe Speicherkapazität und der damit verbundenen Notwendigkeit eine ungenügenden Auflösung und lange Messintervalle zu programmieren, mit dem verwendeten Thermobutton nicht durchführbar. Auch war ein zweiter chirurgischer Eingriff am Labortier notwendig um den Button freilegen und auslesen zu können. Der Vergleich, der von beiden Systemen gemessenen Körperkerntemperaturen des Versuchstieres, zeigte übereinstimmende Ergebnisse. Hinsichtlich weiterführender Untersuchungen und Überwachungen der Körperkerntemperaturen stellen Thermobuttons eine kostengünstige Alternative dar. Eine gleiche Bewertung lieferten DALLMANN et al. 2006 nach einem ähnlichen Versuch. Um Veränderungen der Körpertemperatur auf Stress zu untersuchen, wurde ebenfalls ein iButton® frei in die Bauchhöhle einer Laborratte implantiert. So lieferte der Thermobutton im Vergleich zu konventionellen Körpertemperaturmessungen in dieser Studie präzisere Ergebnisse (Dallmann et al., 2006). Aufgrund der Maße und des Gewichtes eines einzelnen

Buttons (Durchmesser = 16mm, Dicke = 6mm, Gewicht = 3,2 - 3,5g), ist die Verwendung auf Labortiere mit einem Gewicht über 70g eingeschränkt. Modifikationen an Thermobuttons wurden 2003 von ROBERT und 2009 von LOVEGROVE vorgenommen. ROBERT entfernte die Stahlkapsel und klebte mit Cyanacrylat den Mini-Thermobutton auf den Rücken von Eidechsen. LOVEGROVE führte diese Variante weiter: Hierbei wurde die Leiterplatte incl. Batterie und Speicher von der Stahlkapsel ohne Funktionsbeeinträchtigung getrennt, zur Implantation mit Wachs umhüllt und somit auf ein Gewicht von 1,5g reduziert. Die Verkleinerung des Bauteils ermöglicht nicht nur eine Implantierbarkeit in Versuchstiere unter 30g Eigengewicht, sondern stellt ebenso in Aussicht, den Anwendungsbereich in humanwissenschaftlichen Fächern zu erweitern. Eine erste Studie über die Möglichkeiten den Biorhythmus und die Kerntemperatur im Tierversuch mittels implantierten iButtons® aufzuzeigen, wurde 2016 von ADAM et al. vorgestellt. Vier Koalas in Freilandhaltung wurden in Wachs eingehüllte iButtons® in die Bauchhöhle eingesetzt und nach drei Monaten ausgewertet. Ziel der Studie war es, die Eignung und Anwendung eines inkorporierten Thermobuttons für Langzeitbeobachtungen des Biorhythmus von Tieren auszuloten. Abschließend wurde das Verfahren sowohl hinsichtlich der gewonnenen Datenqualität, als auch für das Wohlergehen des Versuchstieres als tauglich bewertet.

Eine der ersten Humanversuche in der Thermobuttons zur Anwendung kamen, zielte auf die Messung der Körpertemperatur während sportlicher Betätigung ab. Vier Laufsportlern, zwei Squash-Spielern und einem Schwimmer wurden hierzu die Logger auf der Haut, vor dem Gehörgang und auch rektal platziert um deren Körpertemperaturen zu vergleichen (Fuller et al., 1999). Neben den reinen Messergebnissen wurde festgehalten, dass sich die Datenlogger aufgrund ihrer geringen Dimensionierung schmerzfrei und unhinderlich tragen ließen. Weiterhin stellten sie eine sowohl akkurate als auch preiswerte Untersuchungsmethode dar, Körpertemperaturen ohne weiteres Registrierungs- oder Speichergerät messen zu können.

Zur Ermittlung der Veränderungen der Körpertemperatur kamen Datenlogger innerhalb einer forensischen Untersuchung ebenfalls zum Einsatz (Kanetake, Kanawaku, & Funayama, 2006). Um Rückschlüsse auf den Todeszeitpunkt ziehen zu können, wurde über den Zeitraum vom Auffinden eines Leichnams bis zum Abschluss der Autopsie die Veränderung der Körpertemperatur analysiert.

VAN MARKEN LICHTENBELT wies darauf hin, dass Datenlogger in den medizinischen Fächern der Humanwissenschaften von Nutzen sind (van Marken Lichtenbelt et al., 2006). Sie könnten demnach z.B. die Beobachtung oder Überwachung von Stoffwechselprozessen, Schlafstudien, des Biorhythmus, der Ernährung oder der Sportphysiologie über einen längeren Zeitraum erleichtern. Genauigkeit, Anlauf- bzw. Reaktionszeit sowie Sensitivitätsunterschiede der Ober- und Unterseite eines Thermochron iButtons Typ DS1291H (Dallas Maxim) wurden analysiert. Es sei angemerkt, dass sich dieser iButton in seinen technischen Eigenschaften nach Herstellerangaben deutlich von denen der hier vorliegenden Studie unterscheidet: Messbereich +15 bis +46°C, Auflösung 0,125°C, Genauigkeit ±1,0°C, Messintervall 1 Minute. Ergebnis der Untersuchung war, dass sich die Messgenauigkeit mit -0,09°C präziser war als vom Hersteller angegeben. Zum gleichen Ergebnis kamen SMITH et al. 2010 bei dem Vergleich von iButtons® (Maxim Integrated Products, Inc., Sunnyvale, CA, USA) mit Thermoelementen (Grant EUS-U, Grant Instruments Ltd, Cambridge, UK; Auflösung 0,01°C). Bei den in seiner Studie verwendeten Datenloggern handelte es sich um neuere Ausführungen, vergleichbar mit denen der vorliegenden Untersuchung (Thermochron iButtons Typ DS1922L; Messbereich: -40 bis +85°C, max. Auflösung: 0,0625°C, Genauigkeit: ±0,5°C, Messintervall: ab einer Sekunde). Sowohl der iButton® als auch das Thermoelement wurden gegen geprüftes Quecksilberthermometer (BS593, Brannan Thermometers and Gauges, Cumbria, UK; Temperaturbereich: -0,5 – 40,5 °C; Auflösung: 0,1°C) verglichen. Beiden Geräten wurde eine hohe Präzision der Messergebnisse bescheinigt ($r > 0,999$) (Smith et al., 2010).

3 Material und Methode

3.1 Aufgabenstellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Ermittlung von Temperaturen in der Mundhöhle unter Alltagsbedingungen. Hauptanliegen hierbei war die Überprüfung der Anwendbarkeit eines Datenloggers zur Temperaturerfassung im Mund über einen Zeitraum von mehreren Stunden mit/ohne Nahrungsaufnahme. Dabei sollte eine geeignete Verankerungsmöglichkeit des Messgerätes, sowie eine entsprechende Positionierung im Mund untersucht werden. Darüber hinaus sollten an zwölf Positionen an den Zahnreihen Temperaturen mittels Thermobutton gemessen und verglichen werden. Abschließend wurde die Praktikabilität der Konstruktion in Probandenversuchen ermittelt und ausgewertet.

3.2 Materialien

3.2.1 Funktion und Aufbau eins Datenloggers

Die Aufgabe eines Datenloggers besteht in der synchronen Erfassung und Speicherung von Daten. Dazu werden ein programmierbarer Mikroprozessor und ein Speichermodul mittels Schnittstelle in einem Gehäuse von geringer Größe verbaut. Zur Erfassung physikalischer Messwerte ist weiterhin ein Sensor integriert. Bevor die vom Sensor erfassten Messdaten auf dem Speicher abgelegt und weiterverarbeitet werden können, müssen sie durch einen Analog-Digital-Wandler in speicherbare, digitale Daten übersetzt werden. Über eine externe Schnittstelle, z.B. USB, kann das Speichermodul ausgelesen werden. Zur Auswertung, Darstellung und Weiterverarbeitung ist eine Software notwendig.

3.2.2 Thermobutton 21G – Miniaturdatenlogger

Der Thermobutton 21G (Abb. 1) ist ein Sensor-Logger zur Temperaturüberwachung. Sowohl Mikroprozessor und Speicher, als auch Sensor sind in einer robusten, nichtrostenden Stahlkapsel verbaut, welche der Schutzklasse IP65 entspricht. Die Schutzklasse IP65 umfasst den Schutz von Elektrobauteilen gegen Strahlwasser (Düse) aus beliebigem Winkel und die Abdichtung gegen Staub. Der Messbereich des Sensors zur Temperaturerfassung liegt zwischen -40°C und +85°C, mit einer Genauigkeit von +/-1°C und einer Auflösung von 0,5°C. Auf dem Speicher können 2048 Messwerte in programmierbaren Intervallen von einer

bis 255 Minuten abgelegt werden. Die Programmierung und das Auslesen des Thermobuttons erfolgt über ein USB-Interface (Abb. 2)

Abb. 1 Thermobutton / Datenlogger (Durchmesser: 16mm; Dicke 6mm)

Abb. 2 - USB - Interface

3.2.3 Thermobutton 22L – Miniaturdatenlogger

Der Thermobutton 22L ist in Bauart, Größe, Gewicht und Stahlgehäuse identisch mit dem Thermobutton 21G. Die Unterschiede ergeben sich aus den technischen Daten: der Messbereich liegt zwischen -40°C und +85°C. Die Auflösung ist mit 0,1°C oder 0,5°C bei einer Genauigkeit von +/-0,5°C auswählbar, dies aber in direkter Abhängigkeit vom verfügbaren Speichervolumen. Die Auflösung von 0,1°C stellt ein Datenvolumen von 11bit dar, die Auflösung von 0,5°C eines von 8bit. Daher sind bei höherer Auflösung von 0,1°C

4096 Messwerte und bei niedrigerer Auflösung von 0,5°C 8192 Messwerte erfassbar. Messintervalle sind in einer Taktung von 1 Sekunde bis zu 273 Stunden programmierbar.

3.2.4 Software - Thermotrack PC

Um die hier verwendeten Datenlogger zu programmieren bzw. gespeicherte Daten auszulesen und weiterverarbeiten zu können, wurde die Plug & Track Software „Thermotrack PC“ Version 7.0.201.20209 der Firma Proges Plus (Willems, Frankreich) verwendet. Sie wird vom Hersteller in drei Versionen angeboten: Solo, Cinco & Pro. Die jeweiligen Versionen unterscheiden sich ausschließlich in der Anzahl der Datenlogger, die mit der Software bearbeitet werden konnten.

Relevante Funktionen wie Messtakt, Auflösung und Festlegung des Start- und Endpunktes der Aufzeichnung wurden nach der Synchronisierung der Uhr des Loggers mit dem PC festgelegt. Darüber hinaus konnten Alarmschwellen und interne Identifizierungen (Produktname, Art der Anwendung, etc.) eingestellt werden. Die Software ermöglichte ebenso das Auslesen des Datenloggers. Die graphische Auswertung der erfassten Werte erfolgte anhand eines Kurvendiagramms oder tabellarisch. Darüber hinaus war es möglich den Datensatz zu exportieren um ihn mit Microsoft Excel weiterverarbeiten zu können.

3.3 Methode

3.3.1 Ansatz und Durchführung der Vorversuche

Zu Beginn galt es einen Versuchsaufbau zu ermitteln, der die optimale Anwendung eines Datenloggers in der Mundhöhle zuließ. Es stellten sich die Fragen nach der Art der Befestigung des Datenloggers, der Platzierung im Mundraum und einer Programmierung der Messintervalle und Auflösung, welche valide Ergebnisse liefern konnten. Als geeignete Befestigungsmöglichkeit wurden Schienenkonstruktionen mittels Tiefziehtechnik angefertigt. Im Anschluss wurde mit Thermobuttons 21G und 22L diejenige Position im Mund festgestellt, welche abschließend auch in einem Probandenversuch Anwendung fand.

3.3.2 Schienenkonstruktion mittels Tiefziehtechnik

Der Thermobutton sollte in eine mittels Tiefziehtechnik hergestellte Kunststoffschiene integriert werden, um ihn an den Zahnreihen zu befestigen und ihn in der Mundhöhle zu positionieren. Um eine geeignete Schienenkonstruktion zu ermitteln, wurden schrittweise mehrere Schienen hergestellt. Zunächst sollte die Frage nach einem zweckdienlichen Material für die Anfertigung einer Schiene geklärt werden. Um eine Beschädigung des Sensors im Druckformgerät während des Tiefziehvorganges zu vermeiden, wurde mittels Dubliersilikon und Kaltpolymerisat ein Dummy des Thermobuttons hergestellt. Nach anatomischer Alginatabformung von Ober- und Unterkiefer, sowie anschließender Herstellung von Gipsmodellen aus Superhartgips, wurden zunächst 1,5mm starke, weichbleibende Polyethylen-Schienen (Erkolen) angefertigt. Die elastischen Schienen wurden dahingehend reduziert, dass sowohl die gesamte zirkuläre Zahnreihe incl. Datenlogger vollständig umschlossen wurde, als auch das Tragen der Konstruktion im Mund für einen Zeitraum von 2 bis 3 Stunden möglich war. Mit derselben Technik wurden anschließend Copolyester-Schienen (Erkodur) hergestellt, welche sich wesentlich in Härte und Festigkeit von den weichbleibenden Polyethylen-Schienen unterschieden. Es wurden Folien in den Stärken 0,8mm, 1,0mm, 1,5mm und 2,0mm verwendet. Die Copolyester-Schienen konnten im Vergleich zu den PE-Schienen stärker reduziert werden, ohne an Stabilität zu verlieren (Abb. 3 und 4).

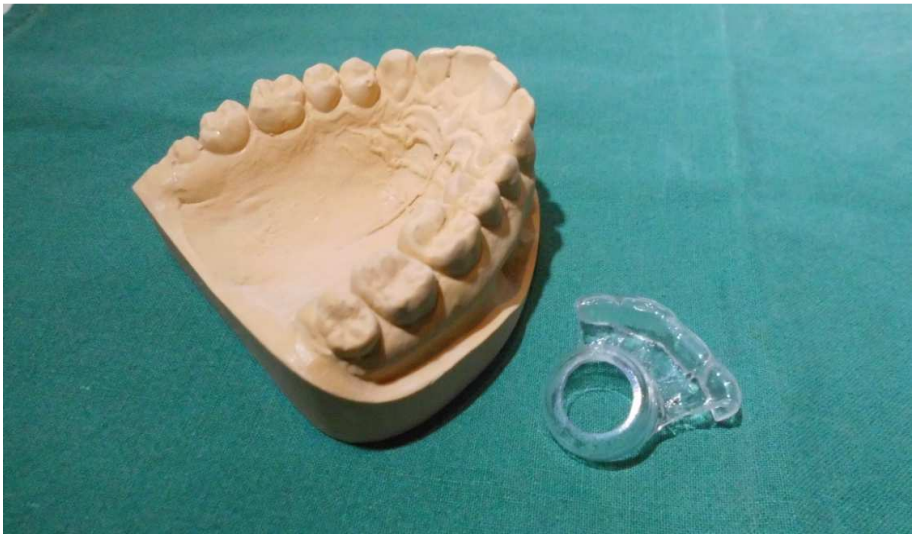

Abb. 3 - Perforierte Schienenkonstruktion für Temperaturmessung in Pos.2 (Oberkiefer palatinal)

Abb. 4 - Eingegliederte Schiene in Pos.2 (Oberkiefer palatinal); links ohne Thermobutton, rechts mit Thermobutton

3.3.3 Platzierung des Datenloggers an den Zahnreihen

Um jene Umgebung im Mund ermitteln zu können, an der der Thermobutton größtmögliche Temperaturunterschiede registrieren kann, wurden zwölf unterschiedliche Positionen festgelegt, an welchen je ein Datenlogger mittels Schiene platziert wurde:

	Regio/Zahn			
Oberkiefer	palatinal	16 = Pos. 1	11/21 = Pos. 2	26 = Pos.3
	vestibulär	16 = Pos. 4	11/21 = Pos. 5	26 = Pos.6
Unterkiefer	lingual	36 = Pos. 7	31/41 = Pos. 8	46 = Pos. 9
	vestibulär	36 = Pos. 10	31/41 = Pos. 11	46 = Pos. 12

Tab. 2 - Positionierung der Thermobuttons im Mund

Die Wahl der Positionierung war primär der Temperaturerfassung untergeordnet. Im Weiteren stellten anatomische Strukturen der Mundhöhle die Anwendbarkeit der Schienenkonstruktion

aufgrund der Größe des Thermobuttons in Frage. So waren Schienen in Position 11 (Tabelle 1/Abb. 5) nicht tragbar und wurden lediglich für eine Tragezeit von 10 Minuten und zur Vervollständigung der erhobenen Messungen angewendet.

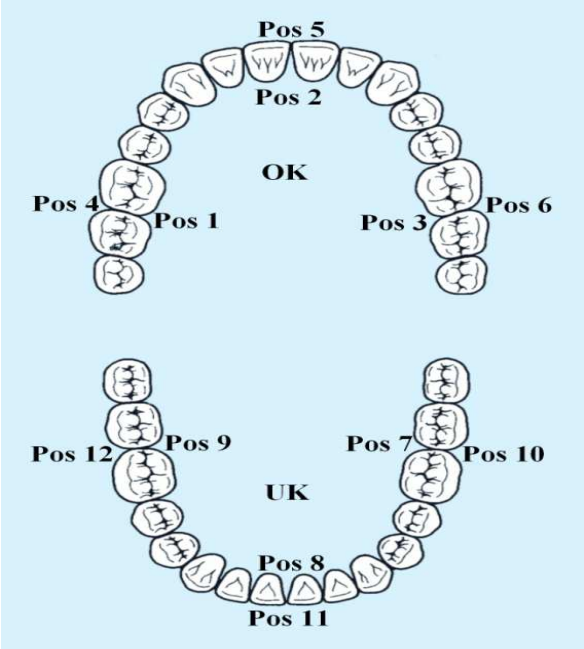

Abb. 5 - Schematische Darstellung zur Positionierung der Thermobuttons

3.3.4 Programmierung des Datenloggers

Aufgrund des vorgegebenen Speichervolumens der verwendeten Datenlogger waren für die Darstellung der Messwerte zwei Parameter relevant. Erstens die Auflösung bzw. die Genauigkeit der Temperaturerfassung und zweitens das Intervall, in welchem die Messungen jeweils ausgelöst werden. Die Wahl der Auflösung entscheidet über die Anzahl der Messwerte. So können bei einer hohen Auflösung von 0,1°C mit 4096 nur halb so viele Werte erfasst werden, als bei einer Auflösung von 0,5°C mit 8192 Messwerten. Desweiteren legt man anschließend mit der Wahl der Messintervalle fest, wann das Speichervolumen des Thermobuttons erschöpft ist. So kann man mit größeren Intervallen über einen längeren Zeitraum Messungen speichern:

Messintervall / Auflösung	0,5°C / 8bit	0,1°C / 11bit
1 Min.	5T 16h 32min	2T 20h 16min
10 Sek.	22h 45min	11h 22min
5 Sek.	11h 22min	5h 41min
1 Sek.	2h 16min	1h 8min

Tab. 3 - Zeitspanne für Messungen in Abhängigkeit vom Speichervolumen bei unterschiedlicher Programmierung

Der zu Beginn der Vorversuche verwendete Thermobutton 21G konnte für den angedachten Versuchsaufbau nur oberflächlich programmiert werden. So war die Auflösung mit 0,5°C zwar ausreichend, aber nicht weiter regulierbar. Der Messtakt konnte bei dem Modell 21G nur auf Minutentaktung und nicht auf Sekundenintervalle programmiert werden. Für detaillierte Aufzeichnungen, vor allem in initialen Phasen von Temperaturwechseln im Mund, wurden anschließend Thermobuttons der Reihe 22L angewandt.

3.3.5 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 21G

Die Herstellung der Schienen gab vor, dass eine Seite des Datenloggers direkt auf der Mundschleimhaut auflag und die rückwärtige Seite vollständig vom Schienenmaterial umschlossen wurde. Um das Messgerät möglichst großflächig offen und frei umspülbar zu gestalten, wurde in eine weitere Schiene eine 1cm große Perforation gefräst. Eine vergleichende Messung wurde durchgeführt und im Anschluss mit perforierten Schienen gearbeitet.

Während der Voruntersuchungen mit dem Thermobutton 21G wurde mit nur einem Datenlogger ohne zeitgleiche Referenzmessung gearbeitet. Daher erfolgten die Temperaturmessungen an den zwölf Positionen nacheinander. Die Verteilung der Positionen ließ eine Gliederung in vier Gruppen zu je drei Positionen zu:

1. Oberkiefer palatinal - Regio 16, 11/21, 26
2. Oberkiefer vestibulär - Regio 16, 11/21, 26
3. Unterkiefer lingual - Regio 36, 34/41, 46
4. Unterkiefer vestibulär - Regio 36, 31/41, 46

So wurde an je drei Positionen immer direkt nacheinander gemessen. Für diese Voruntersuchung wurden für einen gesunden Probanden zwölf Schienenkonstruktionen entsprechend der Positionen in Abbildung 5. angefertigt. Für eine Heißprovokation wurde 500ml frisch aufgebrühter Tee gereicht, mit der Vorgabe erst mit dem Verzehr zu beginnen, wenn sich der Tee auf eine tolerierbare Temperatur abgekühlt hat. Für die Kaltprovokation wurde Eiswasser verwendet. 30g gecrushtes Eis wurde mit stillem Mineralwasser auf 500ml aufgegossen. Es wurden keine Vorgaben zur Art- und Weise des Trinkvorganges festgelegt.

Um vergleichbare Messreihen zu erhalten, wurde ein Protokoll für den Versuchsablauf mit dem Thermobutton 21G festgelegt:

- Erfassung der Zimmertemperatur für 2min
- Erfassung der Mundtemperatur für 5min
- Erfassung der Temperatur eines Kaltgetränkes für 2min
- Erfassung des Temperaturverlaufes im Mund während des Trinkens
- 5min zur Regulierung der Mundtemperatur
- Erfassung der Temperatur des Heißgetränkes für 2min
- Erfassung des Temperaturverlaufes im Mund während des Trinkens

Der Thermobutton 21G wurde hierfür auf den für dieses Modell geringsten Intervall (1min) und die höchstmögliche Auflösung (0,5°C) programmiert. Es ergab sich schon zu Beginn der Vorversuche die Notwendigkeit einer Referenzmessung. Somit sollte im weiteren Verlauf der Vorversuche ein zweiter, synchron programmierter Thermobutton, z.B. in einem Getränk, die Temperatur erfassen, welches die Testperson zu sich nimmt. In Folge wurden die Versuche mit vier Thermobuttons Typ 22L fortgeführt.

3.3.6 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 22L

Der Thermobutton Typ 22L ließ eine umfangreichere Programmierung und somit auch detailliertere Messungen zu. Es wurde mit vier Buttons gearbeitet. Es konnte nach Gliederung der Positionen aus dem vorhergehenden Versuch jeweils eine synchrone Temperaturmessung an je drei Positionen erfolgen. So wurden z.B. drei palatinalen Positionen im Oberkiefer oder die drei vestibulären Positionen im Oberkiefer usw. parallel erfasst. Eine zeitgleiche Referenzmessung wurde ebenfalls durchgeführt. Um die vier Gruppen bzw. alle Positionen

untereinander vergleichen zu können wurde sich weiterhin an das Ablaufprotokoll gehalten. Auch wurde wieder heißer Tee und Eiswasser angeboten. Für diesen Versuch wurden Schienen für einen gesunden Probanden angefertigt, welche das gleichzeitige Tragen von drei Thermobuttons gewährleisteten (Abb. 6). Ein vierter Thermobutton wurde zur Referenzmessung direkt in die Getränke gegeben. Jeder Durchgang wurde dreimal wiederholt bzw. jede Position wurde dreimal gemessen.

Abb. 6 - Eingegliederte Schiene mit 3 Thermobuttons 22L für die zeitgleiche Erfassung an den Positionen 4, 5 und 6 (Oberkiefer palatinal)

3.3.7 Durchführung der Probandenversuche

Nachdem durch die Vorversuche eine anwendbare Schienenkonstruktion, sowie eine geeignete Positionierung des Thermobuttons im Mund ermittelt wurde, sollten durch Probandenversuche rekonstruierbare Daten gesammelt und verglichen werden.

Es wurden 17 Probandenversuche durchgeführt. Die Probanden waren Kommilitonen und Personen aus dem Freundes- und Bekanntenkreis im Alter zwischen 18 und 45 Jahren. Zum Untersuchungszeitpunkt betrug der Altersdurchschnitt 34,0 Jahre. Der gesundheitliche Zustand war bei allem Probanden während des Zeitraumes des Versuches ausnahmslos als gut zu bezeichnen.

Ausschlusskriterien für den Probandenversuch waren fortgeschrittene Entzündungszeichen des Parodonts, ein ausgeprägter Würgereiz und anatomische Gegebenheiten, z.B. ein hoher Gaumen, Zahnfehlstellungen oder Dysgnathien, welche das Anbringen und tragen der Schienenkonstruktion unmöglich machten. Ebenso war eine erhebliche Probandencompliance, vor allem in Bezug auf die Duldung des Messgerätes im Mund, gefordert. Aus diesem Grund wurden alle Probanden eindringlich aufgeklärt, beraten und motiviert.

In Vorbereitung jedes Probandenversuches wurde eine anatomische Alginatabformung des Ober- und Unterkiefers angefertigt. Nach Herstellung eines Hartgipsmodelles sowie anschließender individueller Schienenkonstruktion folgte nochmals eine Probandeninstruktion.

Den Probanden wurden zwei programmierte und synchronisierte Thermobuttons 22L ausgehändigt. Einen in die individuelle Schiene integriert, den anderen zur Messung von Referenzwerten. Desweiteren wurde ein Schlüsselträger mitgegeben, in den der Referenzbutton zur einfachen Handhabung eingeklinkt und z.B. an einem Schlüsselband befestigt werden konnte. Alle Probanden wurden angehalten Ihren Tagesablauf während des Versuches detailliert zu dokumentieren. Zur Erfassung aller Mahlzeiten, Aktivitäten und Situationen sollten die Probenaden chronologisch jeden Sachverhalt notieren. Abschließend wurden die Datenlogger ausgelesen, desinfiziert und für den folgenden Versuch neu programmiert.

3.3.8 Technisches Zubehör und Verbrauchsmaterialien

Im Folgenden sind alle weiteren Verbrauchsmaterialien und Geräte gelistet, welche zur labortechnischen Umsetzung der Untersuchung Anwendung fanden.

Produktname	Hersteller
Druckformgerät für die dentale Tiefziehtechnik „Erkopress ES 2004“	ERKODENT Erich Kopp GmbH
Tiefziehfolie „Erkolen“ (1,5mm - elastisch)	ERKODENT Erich Kopp GmbH
Tiefziehfolie „Erkodur“ (0,8mm/ 1,0mm/ 1,5mm/ 2,0mm - hart)	ERKODENT Erich Kopp GmbH
Abformlöffel „Algilock“ (Edelstahl, glatt, bezahnt) - OK BS3, BS5 & UK BI3	Hager & Werken GmbH & Co. KG
Alginat „Alginoplat – regular“	Heraeus Kulzer GmbH
Klasse IV Superhartgips „GC Fujirock EP”	GC EUROPE N.V.
Supradent Wachs	Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn
Kaltpolymerisat “PalaXpress ultra” (farblos)	Heraeus Kulzer GmbH
Silikon Abformmaterial “Xantopren L blue“	Heraeus Kulzer GmbH
Desinfektionstücher „FD 333“	Dürr Dental AG

Tab. 4 - Technische Geräte, Verbrauchsmaterialien und deren Hersteller

3.3.9 Statistische Auswertung

Zur Bestimmung der optimalen Position des Datenloggers für Probandenversuche kamen im Rahmen der Datenanalyse unterschiedliche statistische Verfahren und Methoden zum Einsatz. Einerseits wurden deskriptive, statistische Parameter wie der Mittelwert mit der zugehörigen Standartabweichung, der Median sowie Minima und Maxima erhoben und den unterschiedlichen Provokationsphasen zugeordnet. Zur tiefergehenden Analyse der optimalen Positionierung des Thermobuttons wurde zusätzlich eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) unter der Annahme einer normalverteilten Grundgesamtheit mit gleichen Varianzen durchgeführt. Grundlage der ANOVA bilden die Mittelwerte der Differenzen zwischen den Referenzmessungen und intraoral gemessenen Temperaturen. Hierauf

aufbauend wurde die Nullhypothese gleicher Mittelwerte an den Positionen 1 bis 12 ($\mu_1 = \mu_2 = \ldots = \mu_{12}$) mit einem Signifikanzniveau von 5% getestet.

Ein signifikantes Ergebnis der ANOVA führt zur Ablehnung der Nullhypothese und zur Annahme der Alternativhypothese. Die Nullhypothese konnte im Rahmen der Auswertung des Datenmaterials durch ein signifikantes Ergebnis verworfen werden. Um daraufhin ein genaueres Bild hinsichtlich der Alternativhypothese zu erlangen, wurde eine Post-Hoc-Analyse nach Bonferroni/ Scheffé durchgeführt. Diese ermöglicht Mehrfachvergleiche der Mittelwerte und erlaubt somit zusätzliche Aussagen hinsichtlich der optimalen Position der Temperaturmessung.

Die Durchführung aller statistischen Auswertung und Tests erfolgt unter Nutzung von SPSS Statistics 23 sowie Microsoft Excel (Version 2016).

4 Ergebnisse

4.1 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 21G

4.1.1 Schematischer Versuchsaufbau

Der Thermobutton 21G wurde für den Versuchsaufbau auf den geringsten Messintervall von einer Minute und die höchste Auflösung von 0,5°C programmiert. Da für die Vorversuche mit diesem Datenlogger keine synchrone Erfassung von Referenzwerten möglich war, wurde für die Erhebung der Messdaten ein zeitlicher, reproduzierbarer Ablauf festgelegt, wobei die Trinkphasen in ihrer Dauer variierten:

I Erfassung der Zimmertemperatur für 2min

II Erfassung der Mundtemperatur für 5min

III Thermobutton direkt in das Kaltgetränk für 2min

IV Positionierung des Thermobuttons im Mund und Kaltgetränk austrinken (Trinkphase)

V Regulierung der Mundtemperatur für 5min

VI Thermobutton direkt in das Heißgetränk für 2min

VII Positionierung des Thermobuttons im Mund und Heißgetränk austrinken (Trinkphase)

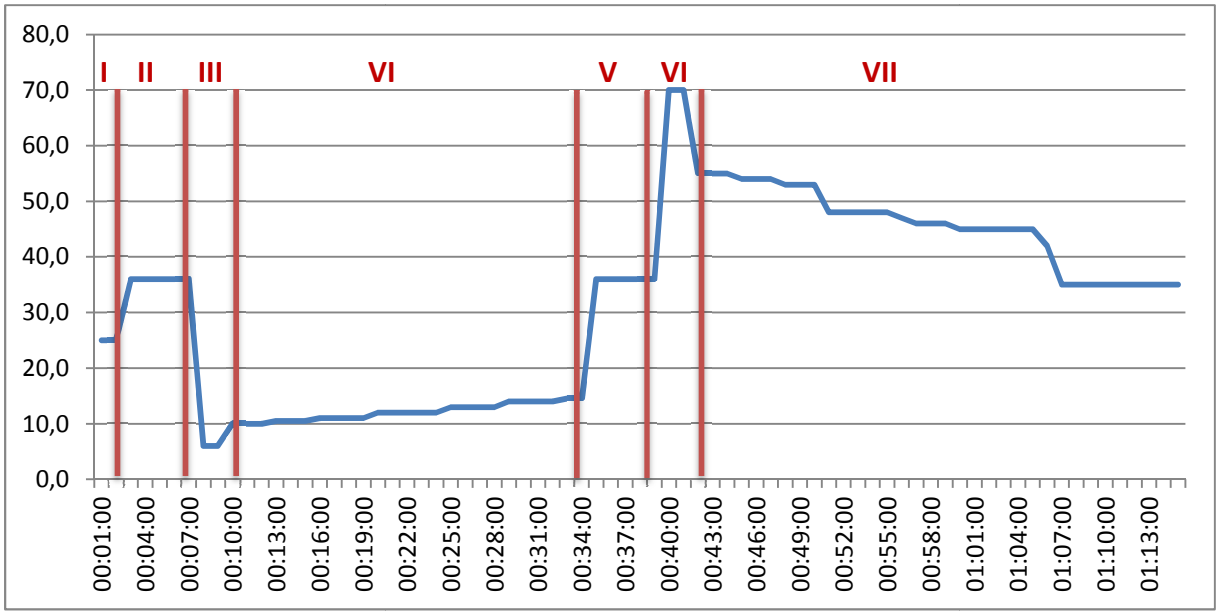

Abb. 7 - Schematischer Versuchsablauf nach fiktiven Messwerten aufgeteilt in 7 Abschnitte

4.1.2 Positionierung des Thermobuttons 21G palatinal der Oberkieferzähnen mit perforierter und geschlossener Schienenkonstruktion

Die zur Verankerung des Thermobuttons in der Mundhöhle verwendete Schienenkonstruktion hat isolierende und abschirmende Eigenschaften. In einem vergleichenden Vorversuch wurde aufgezeigt, dass eine Perforation im Kunststoff die Umspülbarkeit des Datenloggers erhöht. Der Thermobutton wurde für diese Messung im Oberkiefer palatinal der Frontzähne in Pos. 2 eingegliedert. Abbildung 8 vergleicht je eine Messreihe mit geschlossenem Schienenaufbau sowie mit perforierter Schiene. Die gekennzeichneten Extremwerte liegen hierbei in den Versuchsphasen III und VI, in denen der Thermobutton ausschließlich die Temperatur der zugeführten Getränke erfasst. Beide Messreihen verlaufen gleichförmig dem Versuchsaufbau entsprechend. Ermittelt wurden neben den jeweiligen Extremwerten der gesamten Messreihe, die Durchschnittstemperaturen der gesamten Messreihe, die Extremwerte während der Versuchsabschnitte IV und VII entsprechend der Trinkphasen sowie deren Durchschnittstemperaturen. Am Verlauf der Messreihen in Abbildung 8 lässt sich erkennen, dass die mittels perforierter Schiene gemessenen Temperaturen während der Phase IV (Kaltprovokation) niedriger und während der Phase VII (Heißprovokation) höher dargestellt sind. Allerdings ist anhand der gekennzeichneten Extremwerte zu sehen, dass sich die Ausgangstemperaturen der zugeführten Getränke unterscheiden. Daher wurden die

Differenzen der Durchschnittstemperaturen der jeweiligen Trinkphasen und deren Extremwerte ermittelt und verglichen (Tabelle 5).

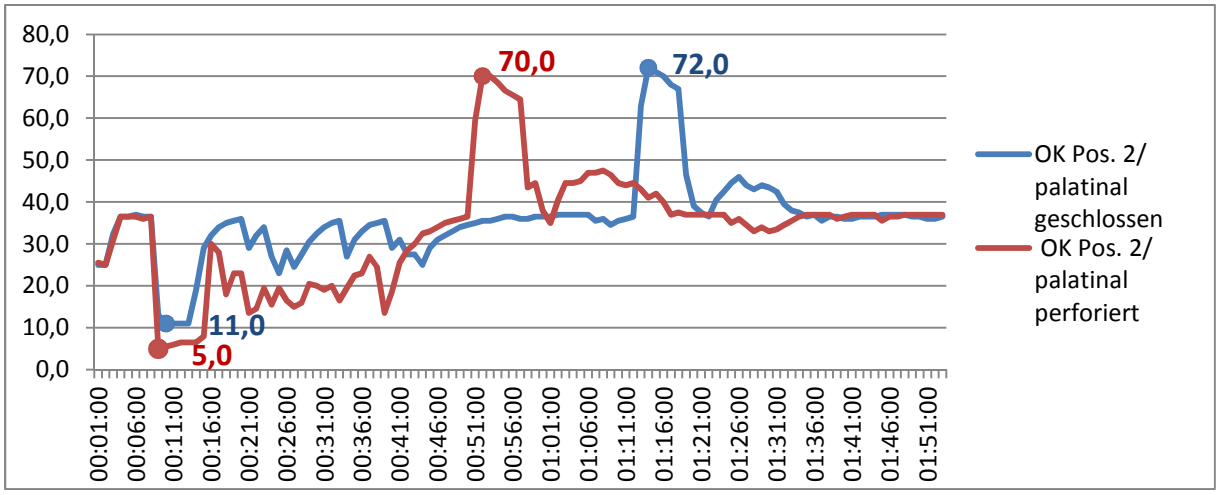

Abb. 8 - Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierter und geschlossener Schiene

Der Vergleich zeigt, dass die mittels perforierter Schiene gemessenen niedrigsten bzw. höchsten Temperaturen während der Trinkphasen eine größere Differenz zur Durchschnittstemperatur aufweisen als die entsprechenden Werte der Messung mit geschlossenem Schienenaufbau. Daraus lässt sich ableiten, dass die mittels perforierter Schiene registrierten Temperaturen eher den zugeführten Getränketemperaturen entsprechen.

Die Durchschnittstemperaturen der gesamten Messreihe unterschieden sich mit 35,7°C mit umschlossenen Datenlogger und 33,4°C mit perforierter Schiene um 2,3°C. Die Ausgangstemperaturen der Trinkphase IV (Kaltprovokation) wurden mit 11°C und 5°C gemessen und unterschieden sich somit um 6°C, was die Differenz der während der Trinkphase ermittelten Durchschnittstemperaturen von 30,6°C (geschlossene Schiene) und 20,2°C (perforierte Schiene) erklärt. Im Vergleich lagen die Ausgangstemperaturen der Trinkphase VII (Heißprovokation) mit 72°C und 70°C näher zusammen, was auch die geringe Differenz der Durchschnittstemperaturen dieses Versuchsabschnittest mit 42,1°C (geschlossene Schiene) und 43,3°C (perforierte Schiene) aufzeigt. Um beide Messreihen zu vergleichen, wurden die Differenzen der jeweiligen Durchschnittstemperaturen der Trinkphasen mit deren Extremwerten ermittelt. Es sollte überprüft werden, wie viel zugeführte Temperaturlast an den jeweiligen Messpositionen registriert werden kann.

Mit der geschlossenen Schienenvariante ließ sich während der Trinkphase IV mit einer Getränketemperatur von 11,0°C eine durchschnittliche intraorale Temperatur von 30,6°C messen. Das vom Thermobutton an Pos.2 erfasste Temperaturminimum lag hier bei 23,0°C. Die Differenz zwischen der Getränketemperatur von 11,0°C und der Durchschnittstemperatur von 30,6°C, welche sich aus den Temperaturmessungen der Trinkphase IV ergab, betrug 19,6°C. Mit perforierter Schiene ließ sich während der Phase der Kaltprovokation und einer Getränketemperatur von 5,0°C eine durchschnittliche Temperatur von 20,2°C registrieren. Das vom Thermobutton an Pos.2 erfasste Temperaturminimum lag hier bei 13,5°C. Die Differenz zwischen Getränketemperatur und Durchschnittstemperatur ergab somit 15,2°C.

Während der Trinkphase VII wurde mit einem umschlossenen Thermobutton und einer Getränketemperatur von 72,0°C eine durchschnittliche intraorale Temperatur von 42,1°C ermittelt. Das hierbei gemessene Temperaturmaximum an Pos.2 wurde mit 46,0°C festgehalten. Es errechnete sich hieraus eine Differenz von 29,9°C zwischen Getränke- und Durchschnittstemperatur im Mund. Bei Anwendung der perforierten Schiene und einer Getränketemperatur von 70,0°C ließ sich eine durchschnittliche intraorale Temperatur von 43,3°C mit einer Höchsttemperatur von 47,5°C messen. Die Differenz zwischen Getränke- und Durchschnittstemperatur ergab 26,7°C.

	Geschlossen	**Perforiert**
MW-Temp. Gesamt	35,7°C	33,4°C
Minimum Getränk	11,0°C	5,0°C
Minimum Phase IV	23,0°C	13,5°C
MW-Temp. Phase IV	30,6°C	20,2°C
Differenz MW/Min	**19,6°C**	**15,2°C**
Maximum Getränk	72,0°C	70,0°C
Maximum Phase VII	46,0°C	47,5°C
MW-Temp. Phase VII	42,1°C	43,3°C
Differenz MW/Max	**29,9°C**	**26,7°C**

Tab. 5 - Vergleich der Schienenkonstruktionen an Position 2

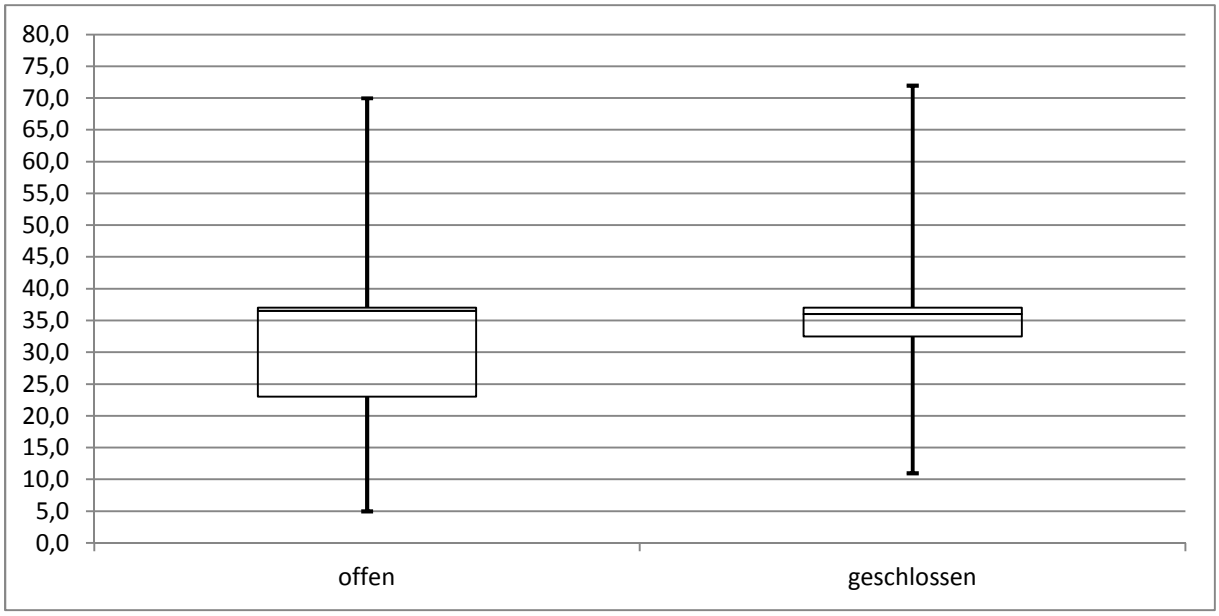

Abb. 9 - Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchszeitraum; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=117

Abbildung 9 zeigt zum einen eine stärkere Streuung der mittleren Messwerte im unteren Quartil im Versuchsaufbau mit perforierter Schiene im Vergleich zum Versuchsaufbau mit geschlossener Konstruktion, als auch eine geringe Streuung der Messwerte beider Schienen im oberen Quartil. Der jeweils obere und untere Whisker sind nicht relevant, da sie lediglich die Extrema aufzeigen, welche in den Phasen III und VI gemessen wurden.

4.1.3 Positionierung des Thermobuttons 21G palatinal der Oberkieferzähnen in Regio 16 sowie 11/21 und 26 mit perforierter Schienenkonstruktion

Abbildung 10 stellt die Temperaturereignisse dreier nacheinander durchgeführter Messungen an den Positionen 1, 2 und 3 dar. Alle drei Messungen fanden jeweils einmalig statt. Es wurde sich an das Verlaufsprotokoll gehalten. So sind die Phasen I-VII voneinander klar zu unterscheiden. Es wird ersichtlich, dass sich die Temperaturverläufe zwischen den Positionen 1 bis 3 kaum unterscheiden. Sie verlaufen gleichförmig und auf einheitlichem Niveau. Die Temperaturverläufe an den Positionen 1 und 3 stellen sich nahezu synchron dar. Die Durchschnittstemperaturen über die gesamte Messreihe sind mit (32,3±0,1)°C in allen drei Positionen annähernd gleich (Tab. 6). Der Verlauf der Messreihe an Pos.2 ist ebenfalls dem Versuchsaufbau entsprechend. Der grafische Versatz der Phase VI resultiert aus einer schneller durchgeführten Trinkphase IV. Der Verlauf der Messdaten an Position 2 zeigt im Abschnitt der Phase IV einen stärker alternierenden Kurvenverlauf.

Abb. 10 - Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 1,2 und 3

Die Getränketemperaturen entsprechen den Extremwerten über die gesamte Messreihe und sind mit 8,5/68,0°C (Pos.1), 5,0/70,0°C (Pos.2) und 7,5/68,5°C (Pos.3) aus Tabelle 6 ersichtlich. Die entsprechenden durchschnittlichen Temperaturen während Phase IV sind an Position 2 mit 19,0°C am niedrigsten. Hier wurde weiterhin mit 13,5°C ein

Temperaturminimum registriert. Sowohl die Durchschnittstemperaturen der Positionen 1 und 3 liegen mit 22,8°C und 22,1°C höher, als auch die hier gemessenen niedrigsten Temperaturen.

		Pos. 1	Pos. 2	Pos. 3
Durchschnittstemperatur		32,4°C	32,3°C	32,3°C
Minimum gesamter Verlauf		8,5°C	5,0°C	7,5°C
Maximum gesamter Verlauf		68,0°C	70,0°C	68,5°C
Phase IV / Kaltgetränk	Min	20,0°C	13,5°C	18,5°C
	Durchschnitt	22,8°C	19,0°C	22,1°C
	Differenz MW/Min	**14,3°C**	**14,0°C**	**14,6°C**
Phase VII / Heißgetränk	Max	44,5°C	47,5°C	47,5°C
	Durchschnitt	41,1°C	44,1°C	41,4°C
	Differenz MW/Max	**26,9°C**	**25,9°C**	**27,1°C**

Tab. 6 - Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII

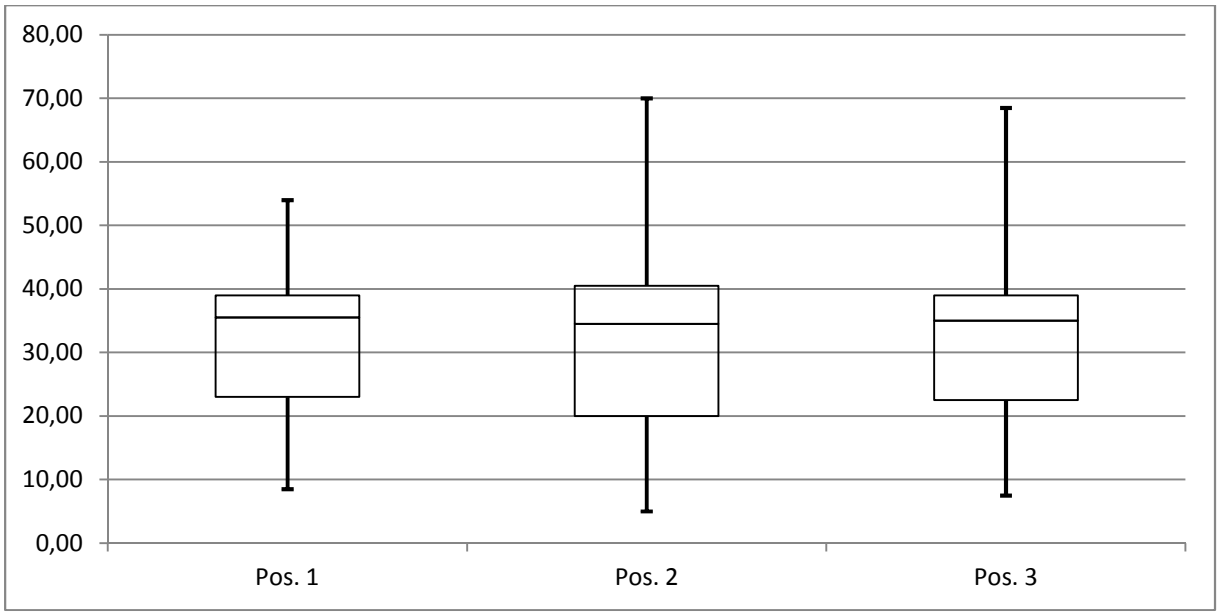

Abb. 11 - Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=89

Aus Abbildung 11 lässt sich erkennen, dass sich die mittleren Messwerte an allen 3 Positionen kaum unterscheiden. Auch ist die Verteilung der oberen und unteren mittleren Messwerte an den Positionen 1 und 3 gleich. Die Messwerte an Position 2 weisen eine geringfügig größere Streuung sowohl im oberen als auch im unteren Bereich auf. Die jeweiligen oberen und unteren Whisker kennzeichnen die ermittelten Getränketemperaturen während der Phasen III und VI.

4.1.4 Positionierung des Thermobuttons 21G vestibulär der Oberkieferzähnen in Regio 16 sowie 11/21 und 26 mit perforierter Schienenkonstruktion

Abbildung 12 stellt die Temperaturereignisse dreier nacheinander durchgeführter Messungen an den Positionen 4, 5 und 6 dar. Alle drei Messungen fanden jeweils einmalig statt. Es wurde sich an das Verlaufsprotokoll gehalten. Die Temperaturverläufe zeigen in an allen drei Positionen einen gleichförmigen Verlauf auf selben Niveau. Die Durchschnittstemperaturen über die gesamte Messreihe sind mit (35,0±0,1)°C annähernd gleich. An Position 5 fällt ein Temperaturmaximum während der Phase VI auf, welcher auf eine höhere Getränketemperatur zurückzuführen ist. Während der Trinkphasen IV und VII sind wenige geringere Temperaturwechsel zu erkennen.

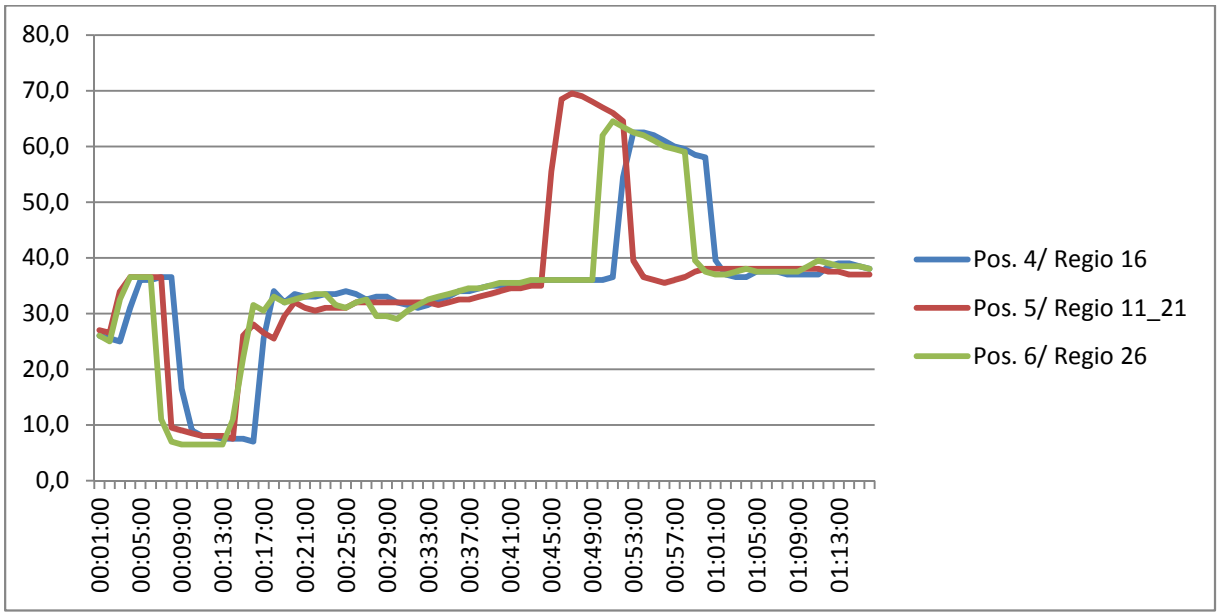

Abb. 12 - Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 4,5 und 6

Die Getränketemperaturen entsprechen den Extremwerten über die gesamte Messreihe und sind mit 7,0/62,5°C (Pos.4), 7,5/69,5°C (Pos.5) und 6,5/64,5°C (Pos.6) aus Tabelle 7 ersichtlich. Die entsprechenden durchschnittlichen Temperaturen während der Trinkphase IV sind an allen drei Position mit (33,2±0,8)°C annähernd gleich. Ein Minimum wurde an Position 6 mit 29,0°C gemessen. In Phase VII sind die durchschnittlichen Temperaturen mit (37,5±0,3)°C ebenso einheitlich. In allen drei Positionen wurde ein gleiches Maximum von 39,5°C gemessen.

		Pos. 4	Pos. 5	Pos. 6
Durchschnittstemperatur		35,0°C	35,1°C	35,0°C
Minimum gesamter Verlauf		7,0°C	7,5°C	6,5°C
Maximum gesamter Verlauf		62,5°C	69,5°C	64,5°C
Phase IV / Kaltgetränk	Min	31,0°C	30,5°C	29,0°C
	Durchschnitt	34,0°C	32,4°C	33,3°C
	Differenz MW/Min	**27,0°C**	**24,9°C**	**26,8°C**
Phase VII / Heißgetränk	Max	39,5°C	39,5°C	39,5°C
	Durchschnitt	37,6°C	37,2°C	37,8°C
	Differenz MW/Max	**24,9°C**	**32,3°C**	**26,7°C**

Tab. 7 - Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII

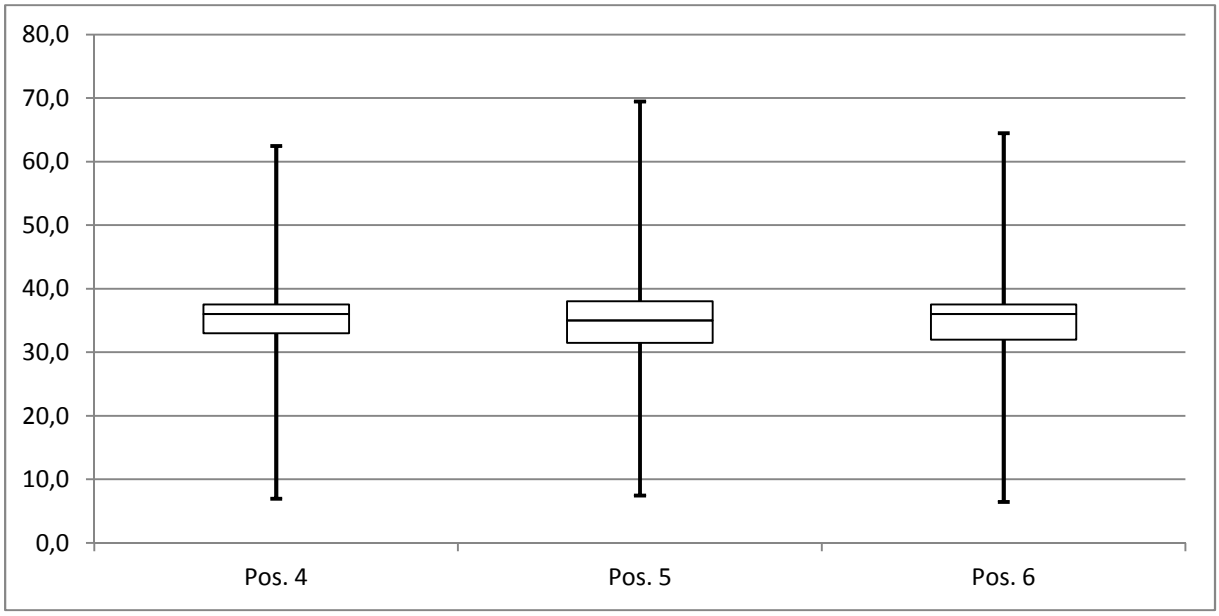

Abb. 13 - Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=81

Aus Abbildung 13 lässt sich entnehmen, dass sich die mittleren Messwerte an allen 3 Positionen kaum unterscheiden. Auch ist die Verteilung der oberen und unteren mittleren Messwerte an allen drei Positionen gleich. Die Messwerte an Position 5 weisen eine gleichmäßige Verteilung im oberen und unteren Quartil auf. Die jeweiligen oberen und unteren Whisker kennzeichnen die ermittelten Getränketemperaturen während der Phasen III und VI.

4.1.5 Positionierung des Thermobuttons 21G lingual der Unterkieferzähnen in Regio 36 sowie 31/41 und 46 mit perforierter Schienenkonstruktion

Abbildung 14 stellt die Temperaturereignisse dreier nacheinander durchgeführter Messungen an den Positionen 7, 8 und 9 dar. Alle drei Messungen fanden jeweils einmalig statt. Es wurde sich an das Verlaufsprotokoll gehalten. Die Temperaturverläufe an den Positionen 7 und 9 verlaufen annähernd gleich. Die Temperaturen an Position 8 zeigt im Vergleich während der Phase III einen deutlich niedrigeren und in der Phase VI einen deutlich höheren Verlauf. Diese sind wiederum auf unterschiedliche Getränketemperaturen zurückzuführen. Auch stellt sich ein stärker alternierender Verlauf an Position 8 während der Kaltprovokation (Phase IV) dar.

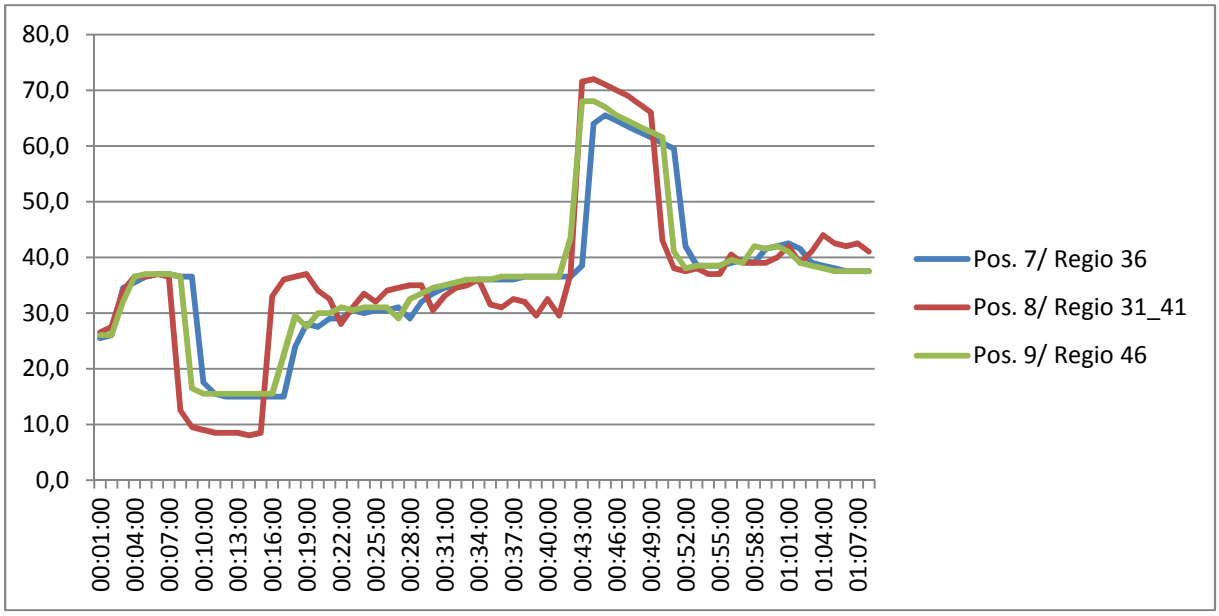

Abb. 14 - Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 7, 8 und 9

Über die gesamte Messreihe sind die Durchschnittstemperaturen an allen drei Positionen mit (36,2±0,3)°C annähernd gleich. Ebenso liegen die Minima während der Phase IV mit 27,5°C an den Positionen 7 und 9 sowie mit 28,0°C an Position 8 gleich auf (Tab. 8). Mit 44,0°C wird an Position 8 während Phase VII ein Maximum erreicht, welches sich von den erreichten Höchsttemperaturen der Positionen 7 und 9 nur unwesentlich unterscheidet.

		Pos. 7	Pos. 8	Pos. 9
Durchschnittstemperatur		36,1°C	36,1°C	36,5°C
Minimum gesamter Verlauf		15,0°C	8,0°C	15,5°C
Maximum gesamter Verlauf		65,5°C	72,0°C	68,0°C
Phase IV / Kaltgetränk	Min	27,5°C	28,0°C	27,5°C
	Durchschnitt	29,5°C	32,6°C	30,1°C
	Differenz MW/Min	**14,5°C**	**24,6°C**	**14,6°C**
Phase VII / Heißgetränk	Max	42,5°	44,0°C	42,0°C
	Durchschnitt	39,4°C	40,1°C	39,2°C
	Differenz MW/Max	**26,1°C**	**31,9°C**	**28,8°C**

Tab. 8 - Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII

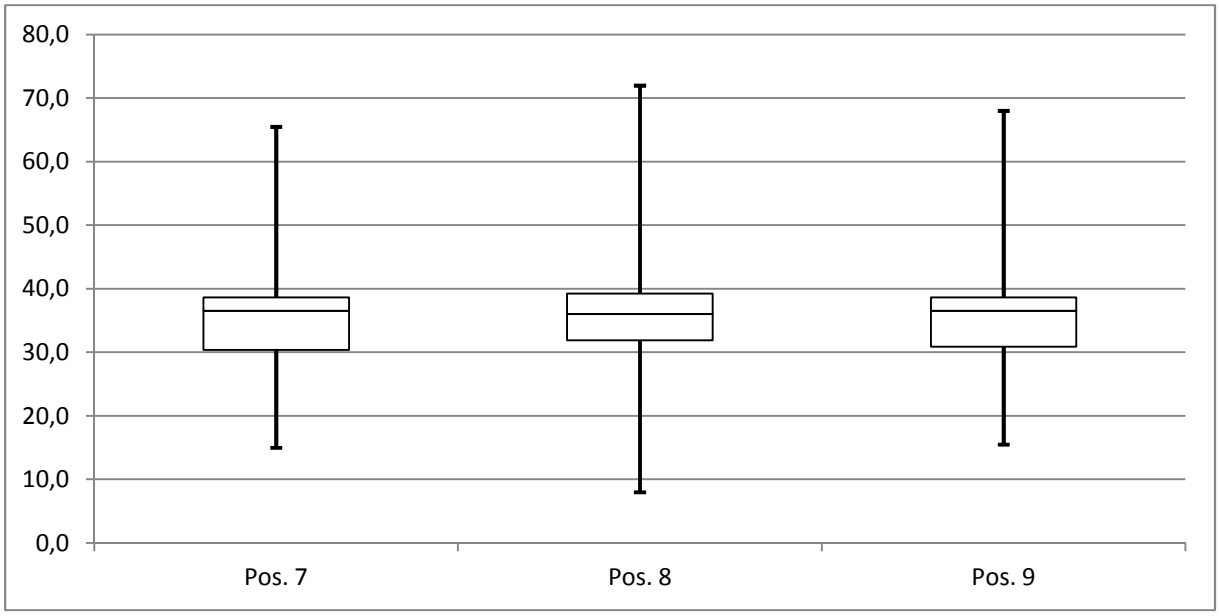

Abb. 15 - Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=68

Aus Abbildung 15 lässt sich entnehmen, dass sich die mittleren Messwerte an allen 3 Positionen kaum unterscheiden. Auch ist die Verteilung der oberen und unteren mittleren Messwerte an allen drei Positionen gleich. Die Messwerte an Position 8 weisen eine gleichmäßige Verteilung im oberen und unteren Quartil auf. Die jeweiligen oberen und unteren Whisker kennzeichnen die ermittelten Getränketemperaturen während der Phasen III und VI.

4.1.6 Positionierung des Thermobuttons 21G vestibulär der Unterkieferzähnen Regio 36 und 46 mit perforierter Schienenkonstruktion

In Abbildung 16 werden die Positionen 10 und 12 verglichen. Eine Versuchsreihe in Pos 11 (Unterkiefer, vestibulär in Regio 31/41) war aufgrund anatomischer Gegebenheiten nicht möglich und wurde aus der Versuchsreihe ausgeschlossen. Die Temperaturverläufe in Abbildung 16 zeigen in beiden Positionen einen gleichförmigen, nahezu synchronen Verlauf auf selben Niveau. Die Durchschnittstemperaturen in den Phasen IV und VII unterscheiden sich ebenfalls mit 35,2°C und 35,3°C nur geringfügig (Tab. 9). Auch schwanken in diesem Versuch die gemessenen Temperaturen während der Phasen IV und VII nur unwesentlich.

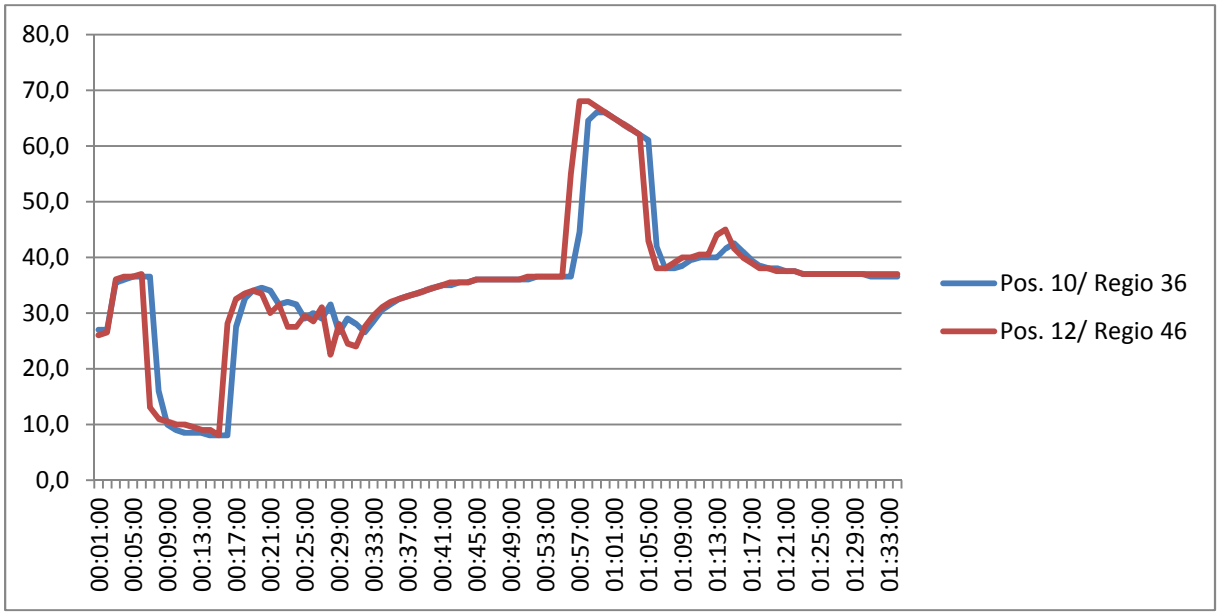

Abb. 16 - Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 10 und 12

Wie aus Tabelle 9 ersichtlich, sind die Messreihen der Positionen 10 und 12 annähernd identisch. Es unterscheiden sich die Extremwerte während der Phasen IV und VII. So liegen ein Minimum mit 22,5°C während der Kaltprovokation und ein Maximum mit 45°C während der Heißprovokation an Position 12 vor.

		Pos. 10	Pos. 12
Durchschnittstemperatur		35,2°C	35,3°C
Minimum gesamter Verlauf		8,0°C	8,0°C
Maximum gesamter Verlauf		66,0°C	68,0°C
Phase IV / Kaltgetränk	Min	26,5°C	22,5°C
	Durchschnitt	30,4°C	29,1°C
	Differenz MW/Min	**22,4°C**	**21,1°C**
Phase VII / Heißgetränk	Max	42,5°C	45,0°C
	Durchschnitt	38,3°C	38,7°C
	Differenz MW/Max	**27,7°C**	**29,3°C**

Tab. 9 - Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII

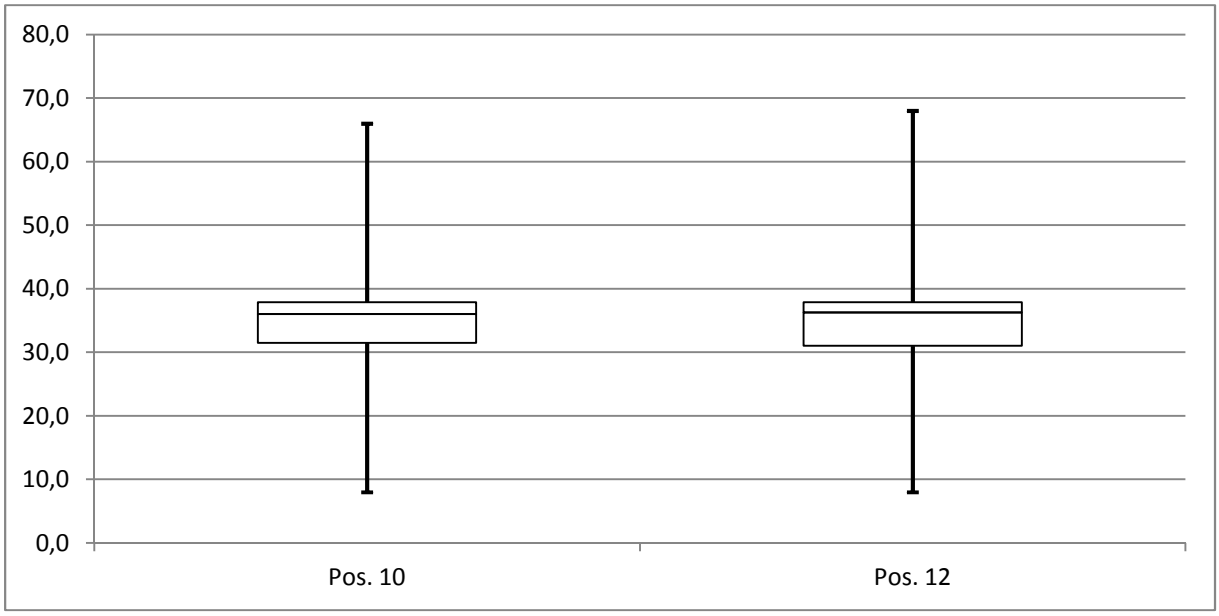

Abb. 17 - Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=94

Abbildung 17 zeigt, dass beide Messreihen gleiche mittlere Messwerte ohne größere Streuungen im oberen und unteren Quartil aufweisen. Die jeweiligen oberen und unteren Whisker kennzeichnen die ermittelten Getränketemperaturen während der Phasen III und VI.

4.2 Versuche zur Platzierung des Thermobuttons 22L

Die Vorversuche mit dem Thermobutton 22L sahen vor, die Temperaturen an jeder der zwölf festgelegten Positionen gegen eine Referenzmessung festzustellen. Hierbei wurden jeweils drei Positionen gleichzeitig gemessen. Jede Messung wurde dreimal nacheinander durchgeführt. Nachfolgend sind die Ergebnisse grafisch und tabellarisch dargestellt.

4.2.1 Ergebnisse an den Positionen 1, 2 und 3

Die Abbildungen 18, 19 und 20 zeigen jeweils einen Durchlauf des Versuches an den Positionen 1, 2 und 3 sowie der synchron verlaufenden Referenzmessung auf. Die Graphen spiegeln die laut Protokoll vorgesehenen Abläufe wider. So sind die einzelnen Phasen klar voneinander zu unterscheiden.

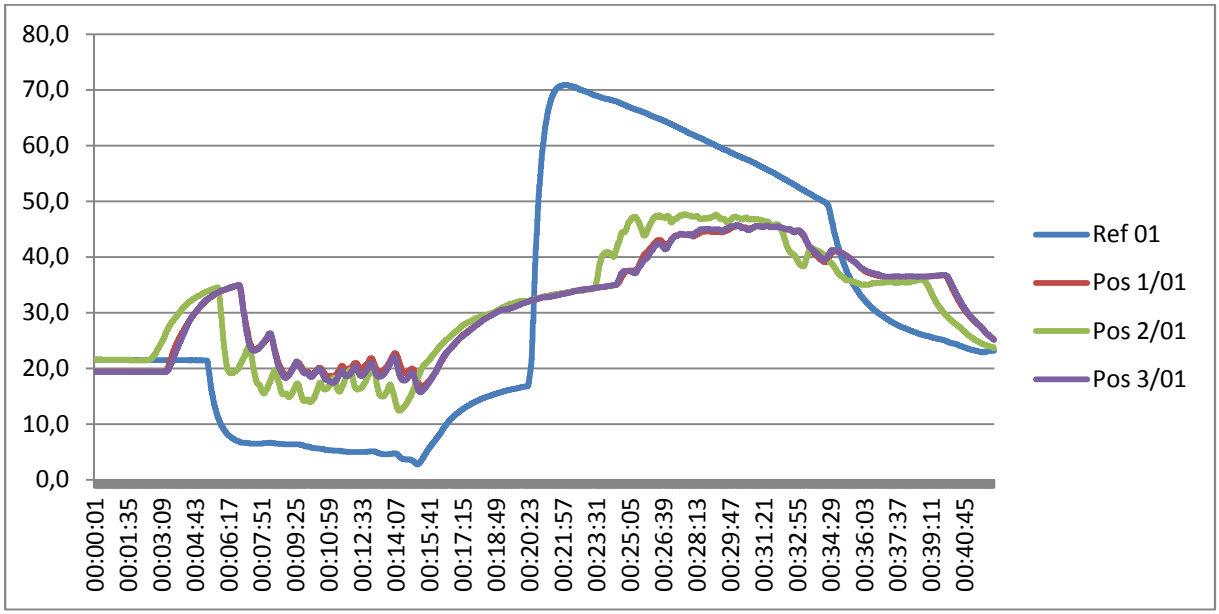

Abb. 18 – Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung

Abbildung 18 zeigt die vier Temperaturkurven der ersten Durchführung. Deutlich abgesetzt sind die Werte der Referenzmessung. Der Kurvenverlauf der Referenzmessung skizziert die Phasen der Anfangstemperatur, der Kaltprovokation, der Annäherung an die Ausgangstemperatur, der Heißprovokation sowie der abschließenden Annährung an die

Ausgangstemperatur. Die Graphen der Messwerte der intraoral platzierten Thermobuttons 22L verlaufen annähernd synchron, deutlich stärker fluktuierend während der Trinkphasen. Die Messewerte der Positionen 1 und 3 verlaufen nahezu parallel. Der Temperaturverlauf der Position 2 setzt sich während der Kalt- und Heißprovokation ab.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum in (°C)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum in (°C)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	31,2	2529	6,2/ 2,7	590	57,7/ 70,9	873
Position 1	30,6	2767	22,9/ 16,7	606	41,0/ 45,7	873
Position 2	30,1	2787	18,6/ 12,4	542	42,3/ 47,7	873
Position 3	30,8	2649	22,5/ 15,7	602	41,0/ 45,7	873

Tab. 10 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie der Extremwerte

Tabelle 10 stellt die Durchschnittstemperaturen (MW - Mittelwert) über die gesamte Messreihe der ersten Durchführung aller drei Positionen sowie der Referenzmessung dar. Weiter werden die Durchschnittstemperaturen während der Kalt- und Heißprovokation sowie die dabei erreichten Extremwerte aufgeführt. Die Durchschnittstemperaturen und Extremwerte der Positionen 1 und 3 sind während der Trinkphasen auf gleichem Niveau und differieren von Position 2, welche niedrigere Werte während der Kälteexposition und höhere Werte während der Heißexposition aufweist. Auch wird in Position 2 mit 12,4°C in Minimum registriert. Die Minima der Positionen 1 und 3 unterscheiden sich mit 16,7°C und 15,7°C um exakt 1°C voneinander, liegen aber deutlich höher als die geringste gemessene Temperatur an Position 2. Ein Maximum wurde ebenfalls in Position 2 mit 47,7°C festgestellt. Die Maxima der Positionen 1 und 3 sind mit 45,7°C gleich.

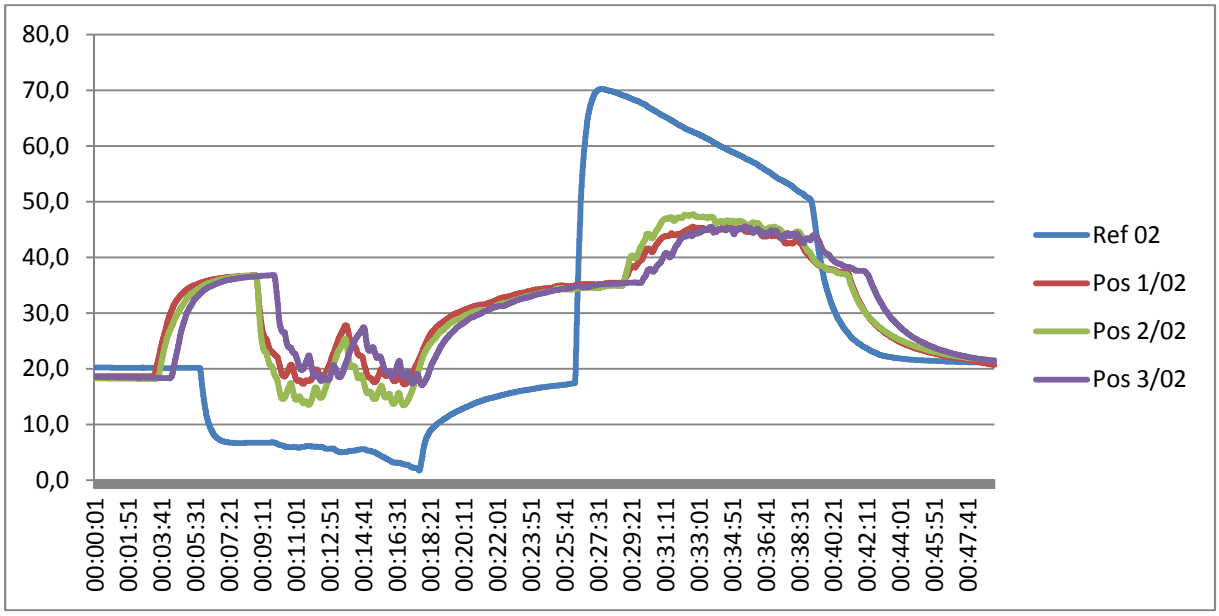

Abb. 19 - Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung

Abbildung 19 zeigt die vier Temperaturkurven der zweiten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig und stärker fluktuierend während der Trinkphasen als der Graph der Referenzmessung. Die Temperaturwerte der Position 3 zeigen eine zeitliche Verzögerung entgegen der anderen beiden Positionen. Der Temperaturverlauf der Position 2 setzt sich während der Kalt- und Heißprovokation ab.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	27,2	2949	5,9/ 1,7	718	55,0/ 70,2	877
Position 1	30,0	3197	25,2/ 17,2	672	41,1/ 45,5	877
Position 2	29,2	3321	22,8/ 13,4	672	42,3/ 47,7	877
Position 3	30,2	3161	27,0/ 17,8	672	41,2/ 45,5	877

Tab. 11 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der drei Positionen über die gesamte Messreihe unterscheiden sich im zweiten Durchlauf des Versuches kaum voneinander. Die Durchschnittstemperaturen der Positionen 1 und 3 liegen während der Kaltprovokation mit 25,2°C und 27,0°C annähernd gleich auf. Ein Minimum von 13,4°C wird in Position 2 festgestellt und liegt um fast 4°C niedriger als die geringsten Temperaturen der beiden anderen Messpositionen. Auch wird in Position 2 ein Maximum von 47,7°C registriert. Die Positionen 1 und 3 weisen mit 45,5°C ein identisches Maximum auf.

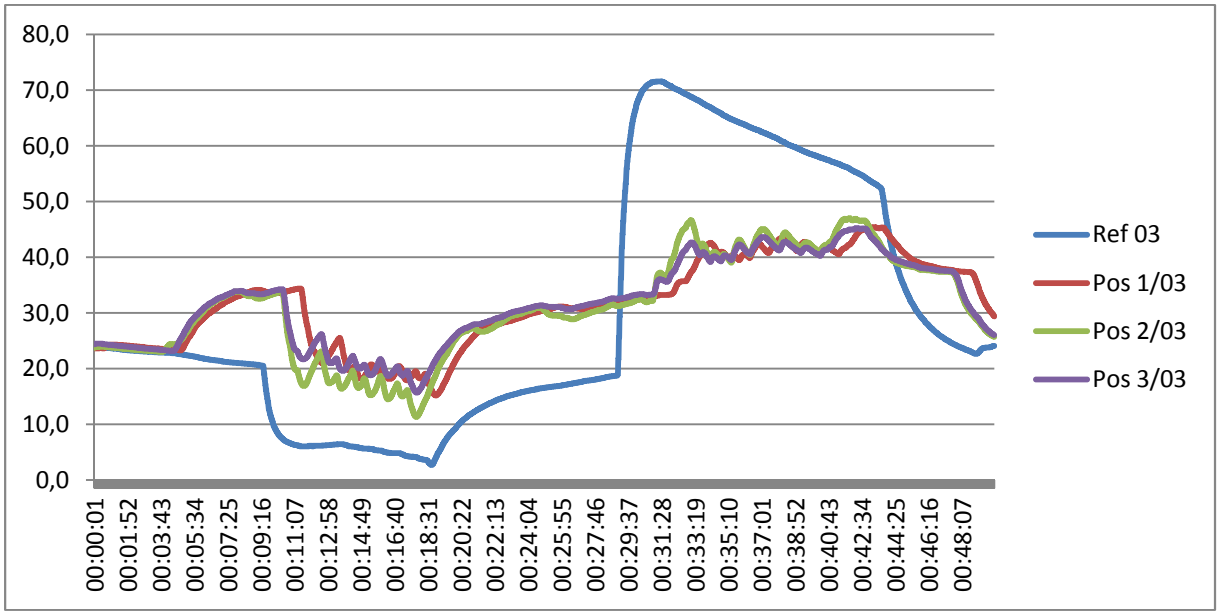

Abb. 20 - Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung

Abbildung 20 zeigt die vier Temperaturkurven der dritten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig und stärker fluktuierend während der Trinkphasen als der Graph der Referenzmessung. Während der Kaltprovokation liegen die Messwerte in Position 2 geringfügig niedriger als in den zwei anderen Positionen.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	30,2	2993	6,1/ 2,7	564	53,2/ 71,5	1062
Position 1	31,2	3211	23,5/ 15,2	578	40,3/ 45,4	1062
Position 2	30,8	3111	20,0/ 11,3	510	41,1/ 47,0	1062
Position 3	31,6	3043	23,0/ 15,7	514	40,3/ 45,2	1062

Tab. 12 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der drei Positionen über die gesamte Messreihe unterscheiden sich im zweiten Durchlauf des Versuches nur gering voneinander. Die Durchschnittstemperaturen der Positionen 1 und 3 liegen während der Kaltprovokation mit 23,5°C und 23,0°C gleich auf. Im Vergleich dazu wird in Position 2 mit 20,0°C eine geringere Durchschnittstemperatur verzeichnet. Ein Minimum von 11,3°C wird in Position 2 festgestellt und liegt um fast 4°C niedriger als die geringsten Temperaturen der beiden anderen Messpositionen. Auch wird in Position 2 ein Maximum von 47,0°C registriert. Die Positionen 1 und 3 weisen mit 45,4°C und 45,2 ein annähernd gleiches Maximum auf.

4.2.2 Ergebnisse an den Positionen 4, 5 und 6

Die Abbildungen 21, 22 und 23 zeigen jeweils einen Durchlauf des Versuches an den Positionen 4, 5 und 6 sowie der synchron verlaufenden Referenzmessung auf. Es ist ersichtlich, dass die Graphen der Messreihen in den einzelnen Positionen im Vergleich zur Referenzmessung die Phasen der Versuchsdurchführung nicht deutlich wiederspiegeln. Es sind keine schnell fluktuierenden Temperaturwechsel zu verzeichnen.

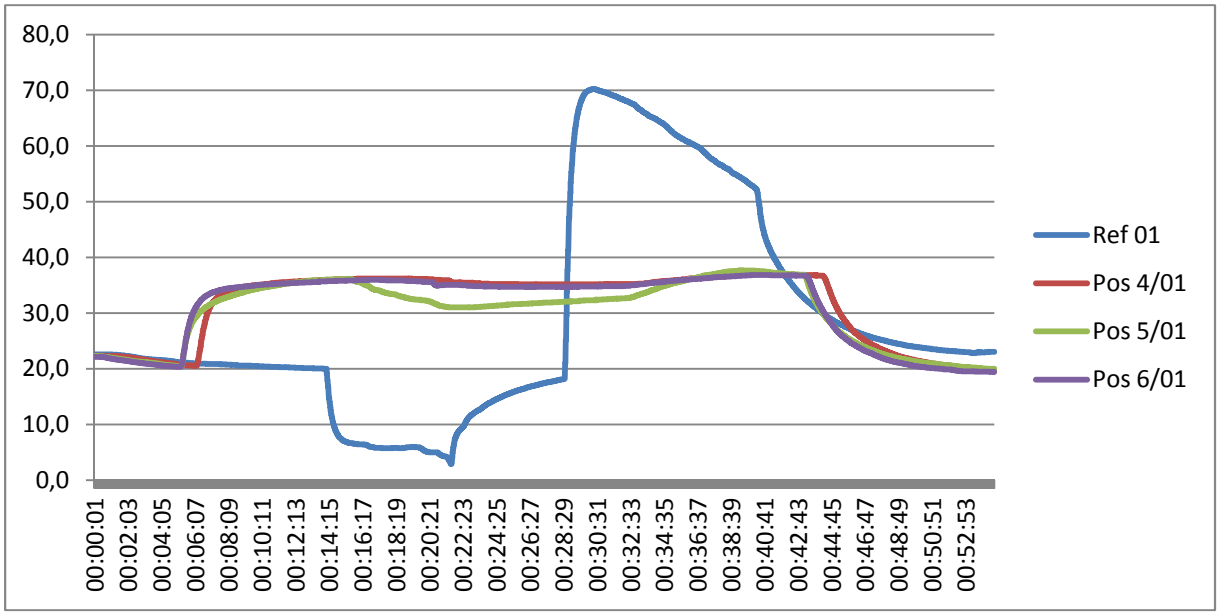

Abb. 21 - Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung

Abbildung 21 zeigt die vier Temperaturkurven der ersten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes nicht wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig in einem Temperaturbereich zwischen 30°C und 38°C. Die Graphen der beiden Positionen im Seitenzahnbereich verlaufen beinah parallel. Die Messwerte in Position 5 zeigen einen teilweise erniedrigten Verlauf.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	28,8	3277	10,2/ 2,9	868	55,8/ 70,2	810
Position 4	30,9	3481	35,7/ 35,2	868	36,2/ 37,0	810
Position 5	29,8	3495	32,6/ 31,0	868	35,5/ 37,7	810
Position 6	31,1	3317	35,2/ 34,7	868	35,9/ 36,8	810

Tab. 13 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der drei Positionen unterscheiden sich nur gering voneinander. Die Durchschnittstemperaturen während der Kaltprovokation liegen mit 32,6°C in Position 5 am niedrigsten. In den Positionen 4 und 6 wurden die Durchschnittstemperaturen mit 35,7°C (Pos. 4) und 35,2°C (Pos. 6) festgehalten. Während der Phase der Heißprovokation ist unter den drei Positionen kaum ein Unterschied festzustellen. So differieren die Maxima mit 37,7°C in Position 5 und mit 36,8°C in Position 6 um nur 0,9°C voneinander. Auch die durchschnittlich erreichten Temperaturen liegen mit 36,2°C (Pos. 4), 35,5°C (Pos. 5) und 35,9°C (Pos. 6) während dieser Phase auf vergleichbarem Niveau.

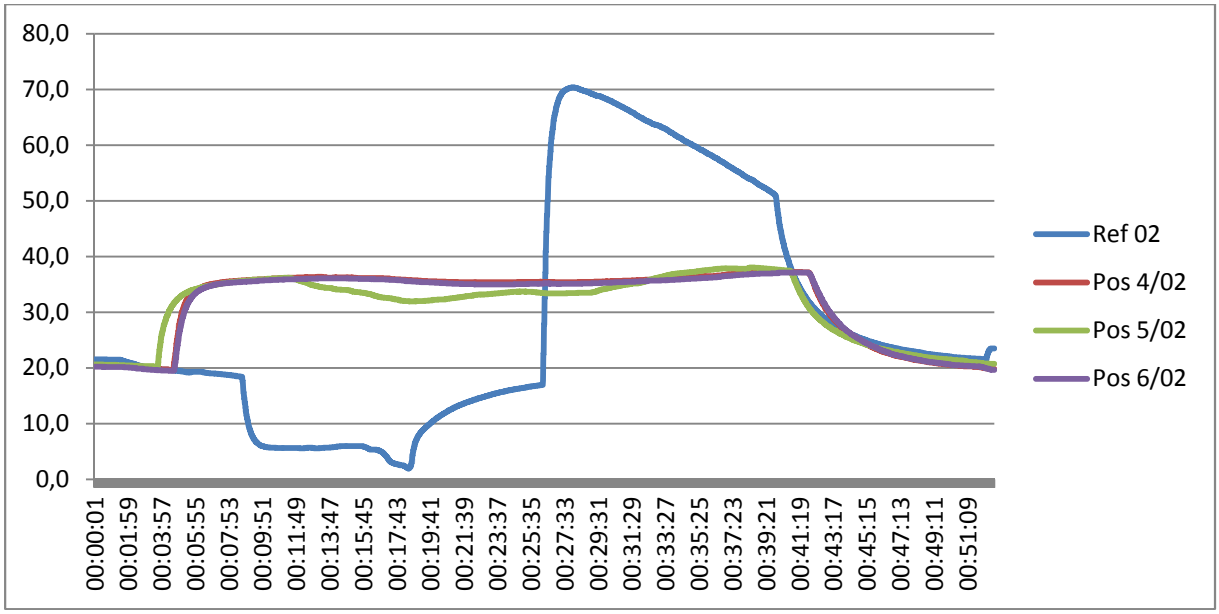

Abb. 22 - Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung

Abbildung 22 zeigt die vier Temperaturkurven der zweiten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes nicht wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig in einem Temperaturbereich zwischen 30°C und 38°C. Die Graphen der beiden Positionen im Seitenzahnbereich verlaufen beinah parallel. Die Messwerte in Position 5 zeigen einen teilweise erniedrigten Verlauf während der Kälteexposition und einen geringfügig höheren während der Heißexposition.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	28,7	3163	9,1/ 1,9	1058	58,3/ 70,4	832
Position 4	31,0	3419	35,8/ 35,4	1058	36,3/ 37,3	832
Position 5	30,9	3289	33,8/ 31,9	1058	36,1/ 38,1	832
Position 6	31,4	3247	35,5/ 35,0	1058	36,1/ 37,1	832

Tab. 14 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der drei Positionen unterscheiden sich sowohl über den gesamten Versuchsablauf, als auch während der Trinkphasen nur gering voneinander. Die Durchschnittstemperaturen während der Kaltprovokation liegen mit 33,8°C in Position 5 am niedrigsten. In den Positionen 4 und 6 wurden die Durchschnittstemperaturen mit 35,8°C (Pos. 4) und 35,5°C (Pos. 6) festgehalten. Während der Phase der Heißprovokation ist unter den drei Positionen kaum ein Unterschied festzustellen. So differieren die Maxima mit 38,1°C in Position 5 und mit 37,1°C in Position 6 um nur 1,0°C voneinander. Auch die durchschnittlich erreichten Temperaturen liegen mit 36,3°C (Pos. 4), 36,1°C (Pos. 5) und 36,1°C (Pos. 6) während dieser Phase auf vergleichbarem Niveau.

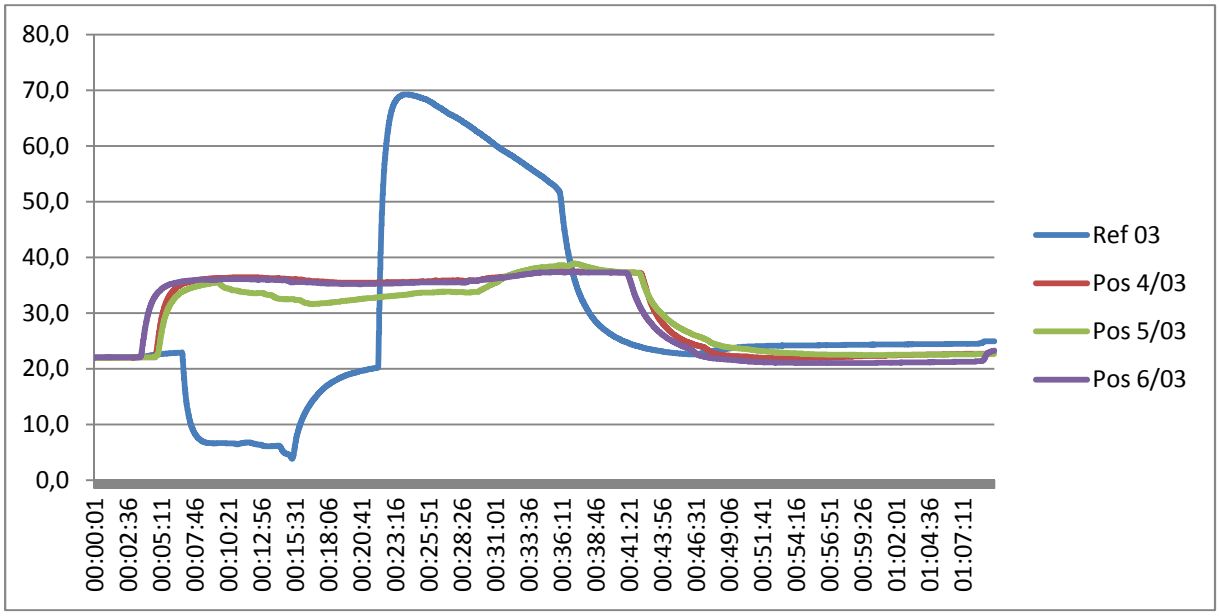

Abb. 23 - Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung

Abbildung 23 zeigt die vier Temperaturkurven der dritten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes nicht wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig in einem Temperaturbereich zwischen 30°C und 39°C. Die Graphen der beiden Positionen im Seitenzahnbereich verlaufen beinah parallel. Die Messwerte in Position 5 zeigen einen teilweise erniedrigten Verlauf während der Kälteexposition und einen geringfügig höheren während der Heißexposition.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	29,2	4177	11,2/ 3,8	912	50,9 69,2	1104
Position 4	29,7	4421	35,9/ 35,2	912	36,7/ 37,6	1104
Position 5	29,3	4341	33,2/ 31,6	912	36,2/ 38,9	1104
Position 6	29,3	4471	35,7/ 35,1	912	36,3/ 37,3	1104

Tab. 15 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der drei Positionen unterscheiden sich sowohl über den gesamten Versuchsablauf, als auch während der Trinkphasen nur gering voneinander. Die Durchschnittstemperaturen liegen über den gesamten Verlauf des Versuches mit 29,3°C in den Positionen 5 und 6 am niedrigsten. Während der Phase der Kaltprovokation ist in Position 5 ein Minimum von 33,2°C festgestellt worden. Die niedrigsten Temperaturen in den Positionen 4 und 6 wurden mit 35,2°C und 35,1°C gemessen. Während der Phase der Heißprovokation ist unter den drei Positionen kaum ein Unterschied festzustellen. So differieren die Maxima mit 38,9°C in Position 5 und mit 37,3°C in Position 6 um nur 1,6°C voneinander. Auch die durchschnittlich erreichten Temperaturen liegen mit 36,7°C (Pos. 4), 36,2°C (Pos. 5) und 36,3°C (Pos. 6) während dieser Phase auf vergleichbarem Niveau (Tab.15).

4.2.3 Ergebnisse an den Positionen 7, 8 und 9

Die Abbildungen 24, 25 und 26 zeigen jeweils einen Durchlauf des Versuches an den Positionen 7, 8 und 9 sowie der synchron verlaufenden Referenzmessung auf. Es ist ersichtlich, dass die Graphen der Messreihen in den einzelnen Positionen im Vergleich zur Referenzmessung die Phasen der Versuchsdurchführung nicht deutlich wiederspiegeln. Es sind kaum Temperaturwechsel zu verzeichnen.

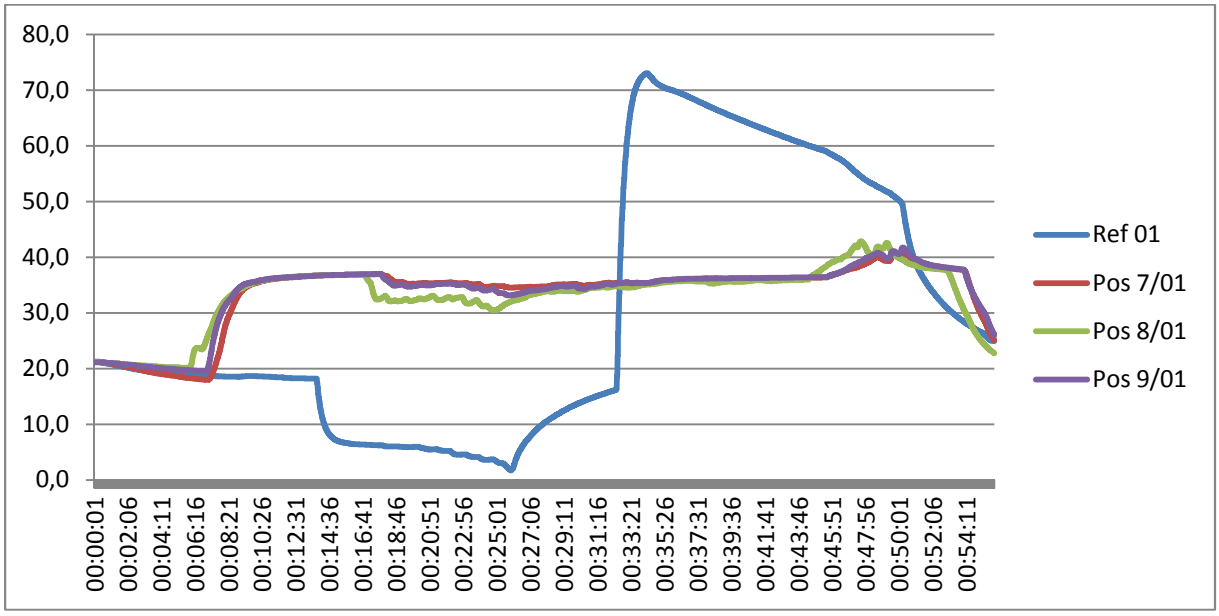

Abb. 24 - Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung

Abbildung 24 zeigt die vier Temperaturkurven der ersten Durchführung. Die Werte der Referenzmessung sind deutlich abgesetzt. Die Verläufe der Kurven spiegeln die einzelnen Abschnitte des Versuchsablaufes kaum wider. Die Graphen der Messwerte der einzelnen Positionen verlaufen gleichförmig in einem Temperaturbereich zwischen 30°C und 43°C. Die Graphen der beiden Positionen im Seitenzahnbereich verlaufen beinah parallel. Die Messwerte in Position 8 zeigen einen teilweise erniedrigten Verlauf während der Kaltprovokation und einen geringfügig erhöhten Verlauf während der Heißprovokation.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	30,2	3355	6,1/ 1,7	878	56,8/ 73,0	1188
Position 7	32,7	3619	35,6/ 34,5	878	37,2/ 41,0	1188
Position 8	32,3	3635	33,4/ 30,5	878	37,2/ 42,8	1188
Position 9	33,2	3537	35,2/ 33,1	878	37,4/ 41,7	1188

Tab. 16 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen über die gesamte erste Durchführung des Versuches in den Positionen 7, 8 und 9 liegen mit 32,7°C in Position 7, 32,3°C in Position 8 und 33,2°C in Position 9 nah zusammen. In Position 8 ist mit 30,5°C ein Minimum gemessen worden. Die niedrigsten gemessenen Temperaturen der Positionen 7 und 9 liegen 34,5°C und 33,1°C deutlich höher. Ein registriertes Maximum von 42,8°C in Position 8 während der Heißprovokation, liegt nur unwesentlich höher als die mit 41,0°C in Position 7 und 41,7°C in Position 9 gemessenen Temperaturen (Tab. 16).

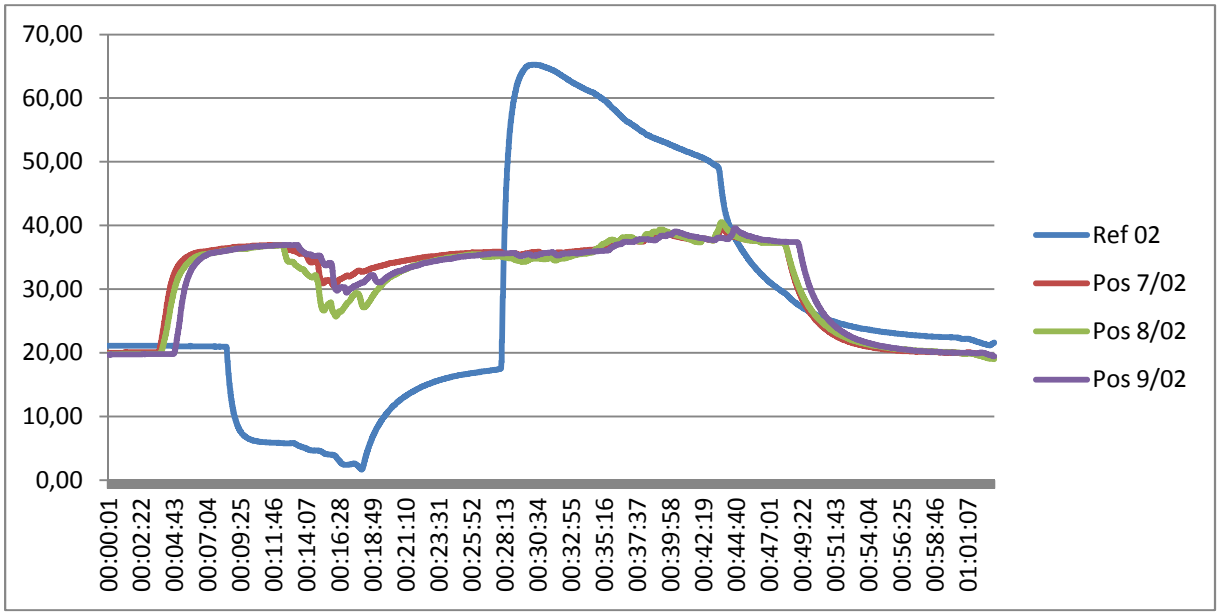

Abb. 25 - Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung

Aus Abbildung 25 sind die Verlaufskurven der gemessenen Temperaturen des zweiten Durchlaufes zu entnehmen. Der Kurvenverlauf der Referenzmessung setzt sich deutlich von denen der intraoral platzierten Thermobuttons ab. Die Graphen der Positionen 7-9 verlaufen synchron. Die Phase der Kaltprovokation ist klar zu erkennen. Die Phase der Heißprovokation lässt eine erhöhte Durchschnittstemperatur vermuten, allerdings ohne größere Temperaturwechsel. Die Temperaturwerte der Position 8 liegt während der Phase IV niedriger als in den anderen beiden Positionen. Eine klare Abgrenzung der Werte während der Phase VII ist nicht zu erkennen.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	28,1	3781	9,7/ 1,7	1166	50,4/ 65,3	1134
Position 7	30,9	4007	34,8/ 30,6	1166	37,1/ 39,4	1134
Position 8	30,1	4091	33,1/ 25,7	1166	37,1/ 40,5	1134
Position 9	30,9	3963	34,4/ 29,4	1166	37,3/ 39,5	1134

Tab. 17 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen der Einzelnen Positionen über die gesamte zweite Durchführung liegen mit 30,1°C in Position 8 am niedrigsten. Mit 30,9°C in den Positionen 7 und 9 liegen die durchschnittlichen Werte nur unwesentlich darüber. Eine geringste Temperatur wurde in Position 8 mit 25,7°C ermittelt. Diese liegt im Vergleich zu den Positionen 7 und 9 über 3,7°C niedriger. Die Maxima unterschieden sich in der Phase der Heißprovokation mit 39,4°C (Pos. 7), 40,5°C (Pos. 8) und 39,5°C (Pos. 9) kaum voneinander.

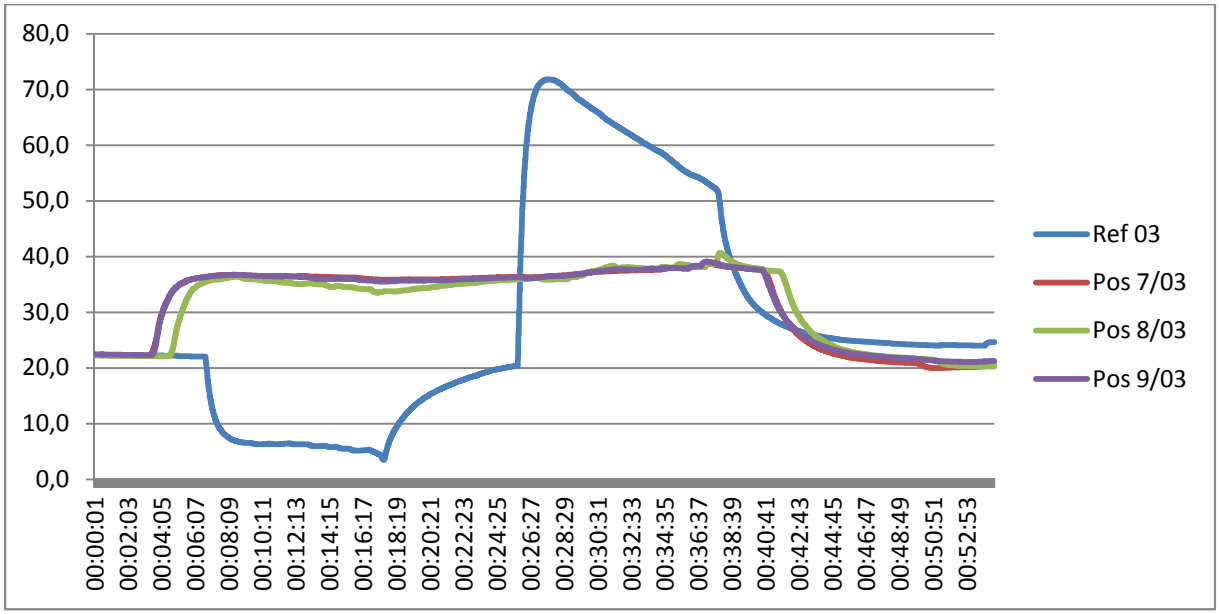

Abb. 26 - Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung

Die Kurvenverläufe des dritten Durchganges in den Positionen 7-9 sind aus Abbildung 26 ersichtlich. Die Temperaturwerte der drei intraoral positionierten Thermobuttons verlaufen annähernd parallel. Die einzelnen Versuchsabschnitte sind nicht voneinander zu differenzieren. Der Graph der Werte in Position 8 zeigt während der Kaltprovokation einen dezent erniedrigten Verlauf. Während der Heißprovokation ist eine tendenziell erhöhte Durchschnittstemperatur in allen drei Positionen erkennbar.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	28,5	6545	8,4/ 3,5	1796	54,7/ 71,8	1708
Position 7	31,4	6961	36,2/ 35,8	1796	37,3/ 38,8	1708
Position 8	31,4	6873	34,9/ 33,5	1796	37,8/ 40,7	1708
Position 9	34,1	6873	36,1/ 35,5	1796	37,4/ 39,1	1708

Tab. 18 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Mit 34,1°C liegt die Durchschnittstemperatur in Position 9 um 2,7°C höher als in den anderen beiden Positionen mit jeweils 31,4°C. Während der Versuchsphase IV ist in Position 8 ein Minimum von 33,5°C zu verzeichnen. Die Minima der Positionen 7 und 9 liegen mit 35,8°C und 35,5°C nur geringfügig darüber. Auch während der Versuchsphase VII liegen die Maxima der einzelnen Positionen um weniger als 2°C voneinander entfernt. Die höchste Temperatur wurde in Position 8 mit 40,7°C festgestellt. Die durchschnittlichen Temperaturen während der Heißprovokation liegen um weniger als 0,5°C auseinander (Tab. 18).

4.2.4 Ergebnisse an den Positionen 10 und 12

Die Abbildungen 27, 28 und 29 zeigen jeweils einen Durchlauf des Versuches an den Positionen 10 und 12 sowie der synchron verlaufenden Referenzmessung auf. Es ist ersichtlich, dass die Graphen der Messreihen in den einzelnen Positionen im Vergleich zur Referenzmessung die Phasen der Versuchsdurchführung nicht deutlich wiederspiegeln. Es sind kaum Temperaturwechsel zu verzeichnen. Die Graphen der intraoral gemessenen Temperaturen verlaufen in allen drei Durchführungen annähernd parallel zueinander. Es wurde in keiner der drei Durchführungen des Versuches in den Positionen 10 und 12 ein relevanter Temperaturwechsel registriert.

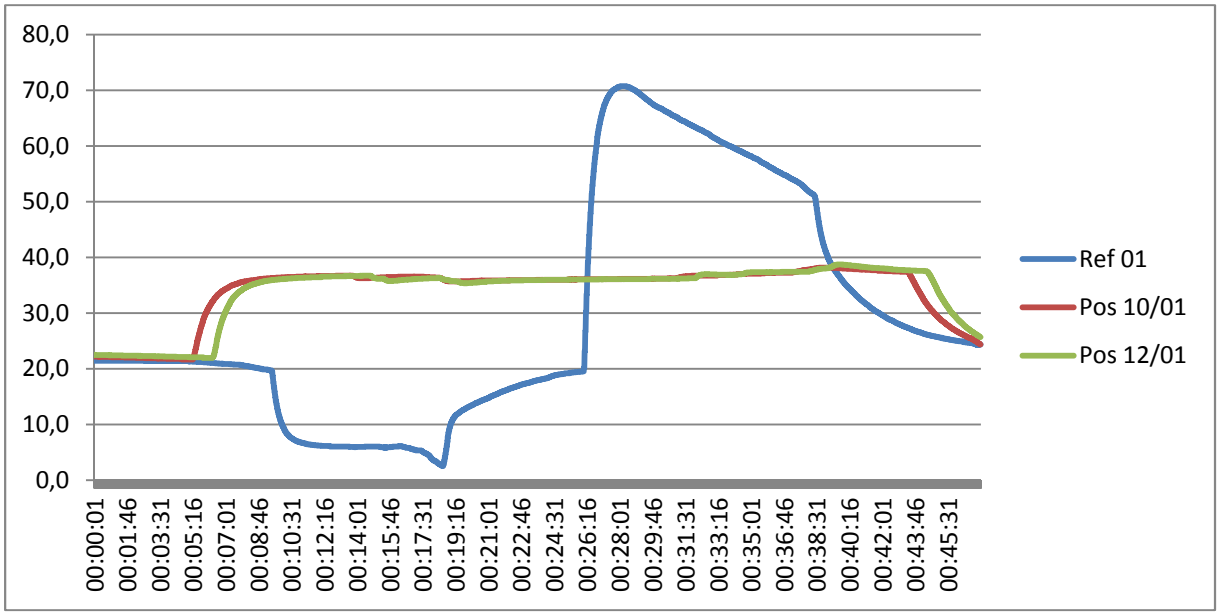

Abb. 27 - Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung

Abbildung 27 zeigt die Messwerte der ersten Durchführung des Versuches in den Positionen 10 und 12 sowie die Referenzmessung. Der Verlauf der Temperaturen der Referenzmessung lässt deutlich den Versuchsablauf erkennen. Die Temperaturverläufe der Positionen 10 und 12 verlaufen deckungsgleich. Ein zeitlicher Versatz zwischen beiden Kurven ist zu vermuten.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	29,5	2835	10,9/ 2,5	1010	50,6/ 70,7	986
Position 10	33,6	2961	36,2/ 35,7	1010	36,9/ 38,2	986
Position 12	33,1	3095	36,0/ 35,3	1010	37,2/ 38,7	986

Tab. 19 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Weder die Durchschnittstemperaturen, noch die Extremwerte in den Positionen 10 und 12 unterscheiden sich klar voneinander. Ein Minimum während der Kaltprovokation in Position 12, liegt mit 35,3°C nur 0,2°C niedriger als in Position 10. In Position 12 konnte mit 38,7°C ein geringfügig größeres Maximum während der Heißprovokation gemessen werden als in Position 10 mit 37,3°C.

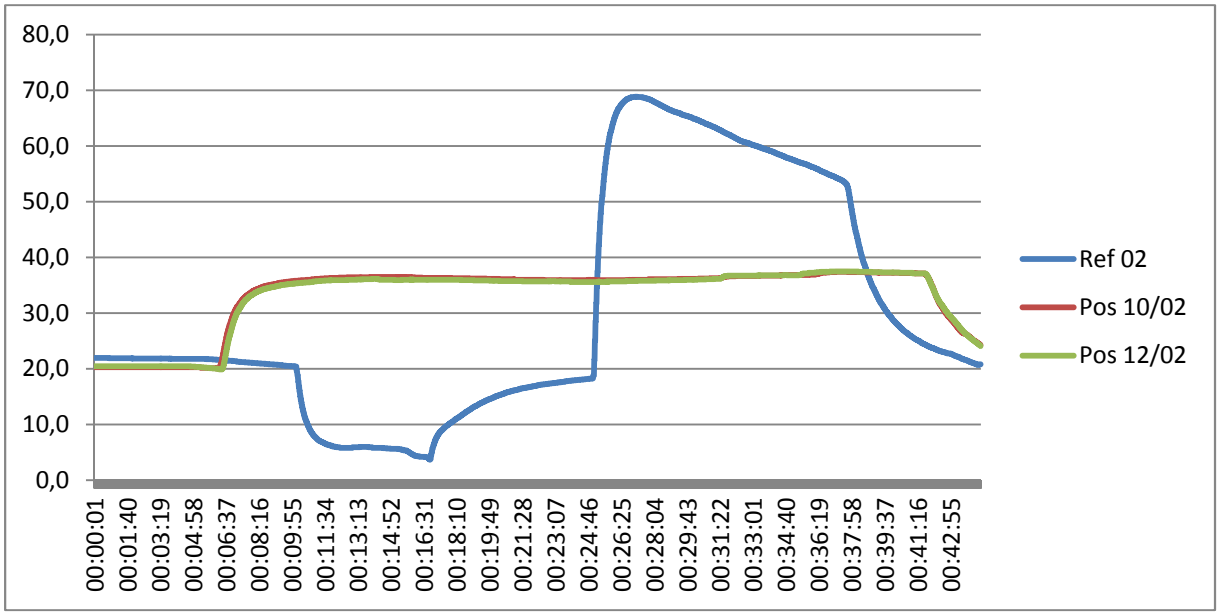

Abb. 28 - Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung

Abbildung 28 zeigt die Messwerte der zweiten Durchführung des Versuches in den Positionen 10 und 12 sowie die Referenzmessung. Der Verlauf der Temperaturen der Referenzmessung lässt deutlich den Versuchsablauf nachvollziehen. Die Temperaturverläufe der Positionen 10 und 12 verlaufen deckungsgleich. Ein zeitlicher Versatz zwischen beiden Kurven ist im Vergleich zur ersten Durchführung nicht zu erkennen.

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	30,3	3665	11,2/ 3,7	904	53,6/ 68,9	874
Position 10	33,2	2699	36,2/ 35,8	904	36,7/ 37,4	874
Position 12	32,7	2787	35,8/ 35,3	904	36,7/ 37,5	874

Tab. 20 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen über den gesamten zweiten Durchlauf des Versuches liegen mit 33,2°C in Position 10 und 32,7°C in Position 12 um 0,5°C auseinander. Auch während der Phasen IV und VII liegen die Extremwerte und Durchschnittstemperaturen nur unwesentlich voneinander entfernt.

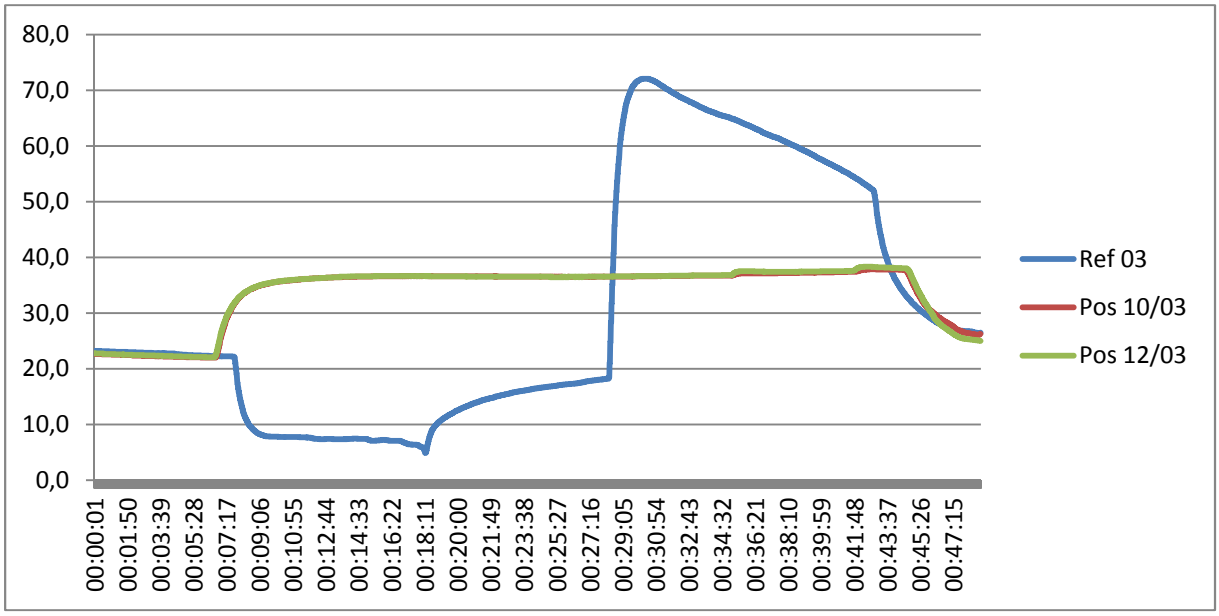

Abb. 29 - Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung

Der dritte Durchlauf der Messungen in den Positionen 10 und 12 zeigt keinen wesentlichen Unterschied zu den Ergebnissen der ersten beiden Durchführungen. Mit Ausnahme der Werte der Referenzmessung, lässt sich anhand der Werte der beiden intraoral platzierten Thermobuttons, keine klare Einteilung der einzelnen Versuchsphasen nachvollziehen. Beide Graphen verlaufen beinahe synchron zueinander. Es lassen sich keine relevanten Temperaturwechsel erkennen (Abb. 29).

	MW gesamter Versuch (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Kaltphase / Minimum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)	MW der Heißphase/ Maximum (in C°)	Anzahl der Messwerte (n)
Referenz	30,8	2927	11,5/ 4,9	1246	59,7/72,0	882
Position 10	33,8	2925	36,2/ 31,9	1246	37,1/ 37,9	882
Position 12	33,8	2969	36,2/ 32,0	1246	37,3/ 38,3	882

Tab. 21 - Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte

Die Durchschnittstemperaturen über den gesamten dritten Durchlauf des Versuches sind mit 33,8°C in beiden Positionen gleich. Auch während der Phase IV unterschieden sich die durchschnittlichen Temperaturen und die Minima um nur 0,1°C. Während der Phase der

Heißprovokation ist in Position 12 ein Maximum von 38,3°C zu verzeichnen. Dieses liegt mit nur 0,4°C etwas höher als in Position 10 (Tab. 21).

In Tabelle 22 sind alle Extremwerte der einzelnen Positionen und Durchführungen zusammengestellt. Weiter ist der Durchschnitt der jeweils drei gemessenen Minima und Maxima jeder Position aufgeführt. In Position 2 wurden mit 47,7°C sowohl die höchsten, als auch mit 11,3°C die geringsten Temperaturen gemessen. In Position 2 sind mit 12,4°C und 47,5°C durchschnittlich die geringsten und höchsten Extremwerte registriert worden.

	Durchführung 1		Durchführung 2		Durchführung 3		Ø	Ø
Pos.	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum	Minimum	Maximum	Min	Max
01	16,7	45,7	17,2	45,5	15,2	45,4	16,4	45,5
02	12,4	**47,7**	13,4	**47,7**	**11,3**	47,0	12,4	47,5
03	15,8	45,7	17,1	45,5	15,7	45,2	16,2	45,5
04	35,2	37,0	35,4	37,3	35,2	37,6	35,3	37,3
05	31,0	37,7	31,9	38,1	31,6	38,9	31,5	38,2
06	34,7	36,8	35,0	37,1	35,1	37,3	34,9	37,1
07	34,5	41,0	30,6	39,4	35,8	38,8	33,6	39,7
08	30,5	42,8	25,7	40,5	33,5	40,7	29,9	41,3
09	33,1	41,7	29,4	39,5	35,5	39,1	32,7	40,1
10	35,7	38,2	35,9	37,4	36,5	37,9	36,0	37,8
12	35,3	38,7	35,6	37,5	36,4	38,3	35,8	38,2

Tab. 22 - Übersicht der Extrema aller Messungen mit Thermobutton 22L sowie deren Durchschnitt; hervorgehoben ist die höchste und niedrigste gemessene Temperatur, in °C

	Messung/ Durch-führung	MW gesamte Messung	MW der Referenz-messung	Differenz	MW Kaltphase/ IV	Minimum Kaltphase / IV	MW der Referenz-messung	Differenz	MW Heißphase/ VII	Maximum Heißphase/ VII	MW der Referenz-messung	Differenz
Pos. 1	1.	30,6	31,2	0,6	22,9	16,7	6,2	16,7	41,0	45,7	57,7	16,7
	2.	30,0	27,2	2,8	25,2	17,2	5,9	19,3	41,1	45,5	55,0	13,9
	3.	31,2	30,2	1,1	23,5	15,2	6,1	17,4	40,3	45,4	53,2	12,9
Pos. 2	1.	30,1	31,2	1,1	18,6	12,4	6,2	**12,4**	42,3	47,7	57,7	15,4
	2.	29,2	27,2	2,0	22,8	13,4	5,9	16,9	42,3	47,7	55,0	**12,7**
	3.	30,8	30,2	0,7	20,0	11,3	6,1	**13,8**	41,1	47,0	53,2	**12,1**
Pos. 3	1.	30,8	31,2	0,4	22,5	15,8	6,2	16,3	41,0	45,7	57,7	16,7
	2.	30,2	27,2	3,0	27,0	17,8	5,9	21,1	41,2	45,5	55,0	13,7
	3.	31,6	30,2	1,5	23,0	15,7	6,1	16,9	40,3	45,2	53,2	12,9
Pos. 4	1.	30,9	28,8	2,2	35,7	35,2	10,2	25,5	36,2	37,0	55,8	19,7
	2.	31,0	28,7	2,3	35,8	35,4	9,1	26,7	36,3	37,3	58,3	22,0
	3.	29,7	29,2	0,6	35,9	35,2	11,2	24,7	36,7	37,6	50,9	14,2
Pos. 5	1.	29,8	28,8	1,0	32,6	31,0	10,2	22,4	35,5	37,7	55,8	20,3
	2.	30,9	28,7	2,3	33,8	31,9	9,1	24,7	36,1	38,1	58,3	22,2
	3.	29,3	29,2	0,1	33,2	31,6	11,2	22,0	36,2	38,9	50,9	14,7
Pos. 6	1.	31,1	28,8	2,3	35,5	34,7	9,1	26,4	36,1	36,8	58,3	22,2
	2.	31,4	28,7	2,7	35,7	35,0	11,2	24,5	36,3	37,1	50,9	14,6
	3.	29,3	29,2	0,1	35,6	35,1	6,1	29,5	37,2	37,3	56,8	19,6

Pos. 7	1.	32,7	30,2	2,5	34,8	34,5	9,7	25,1	37,1	41,0	50,4	13,2
	2.	30,9	28,1	2,8	36,2	30,6	8,4	27,9	37,3	39,4	54,7	17,3
	3.	31,4	28,5	2,9	33,4	35,8	6,1	27,3	37,2	38,8	56,8	19,6
Pos. 8	1.	32,3	30,2	2,0	33,1	30,5	9,7	23,4	37,1	42,8	50,4	13,3
	2.	30,1	28,1	2,0	34,9	25,7	8,4	26,5	37,8	40,5	54,7	16,9
	3.	31,4	28,5	2,9	35,2	33,5	6,1	29,1	37,4	40,7	56,8	19,4
Pos. 9	1.	33,2	30,2	3,0	34,4	33,1	9,7	24,7	37,3	41,7	50,4	13,1
	2.	30,9	28,1	2,8	36,1	29,4	8,4	27,7	37,4	39,5	54,7	17,3
	3.	34,1	28,5	5,6	36,2	35,5	10,9	25,4	36,9	39,1	50,6	13,7
Pos. 10	1.	33,6	29,5	4,1	36,2	35,7	11,2	24,9	36,7	38,2	53,6	16,8
	2.	33,2	30,3	2,9	36,2	35,8	11,5	24,7	37,1	37,4	59,7	22,6
	3.	33,8	30,8	3,0	36,0	31,9	10,9	25,2	37,2	37,9	50,6	13,3
Pos. 12	1.	33,1	29,5	3,6	35,8	35,3	11,2	24,6	36,7	38,7	53,6	16,8
	2.	32,7	30,3	2,4	36,2	35,3	11,5	24,7	37,3	37,5	59,7	22,4
	3.	33,8	30,8	2,9	22,9	32,0	6,2	16,7	41,0	38,3	57,7	16,7

Tab. 23 - Zusammenfassung der Messdaten aus der Vorversuchen mit Thermobutton 22L, in °C

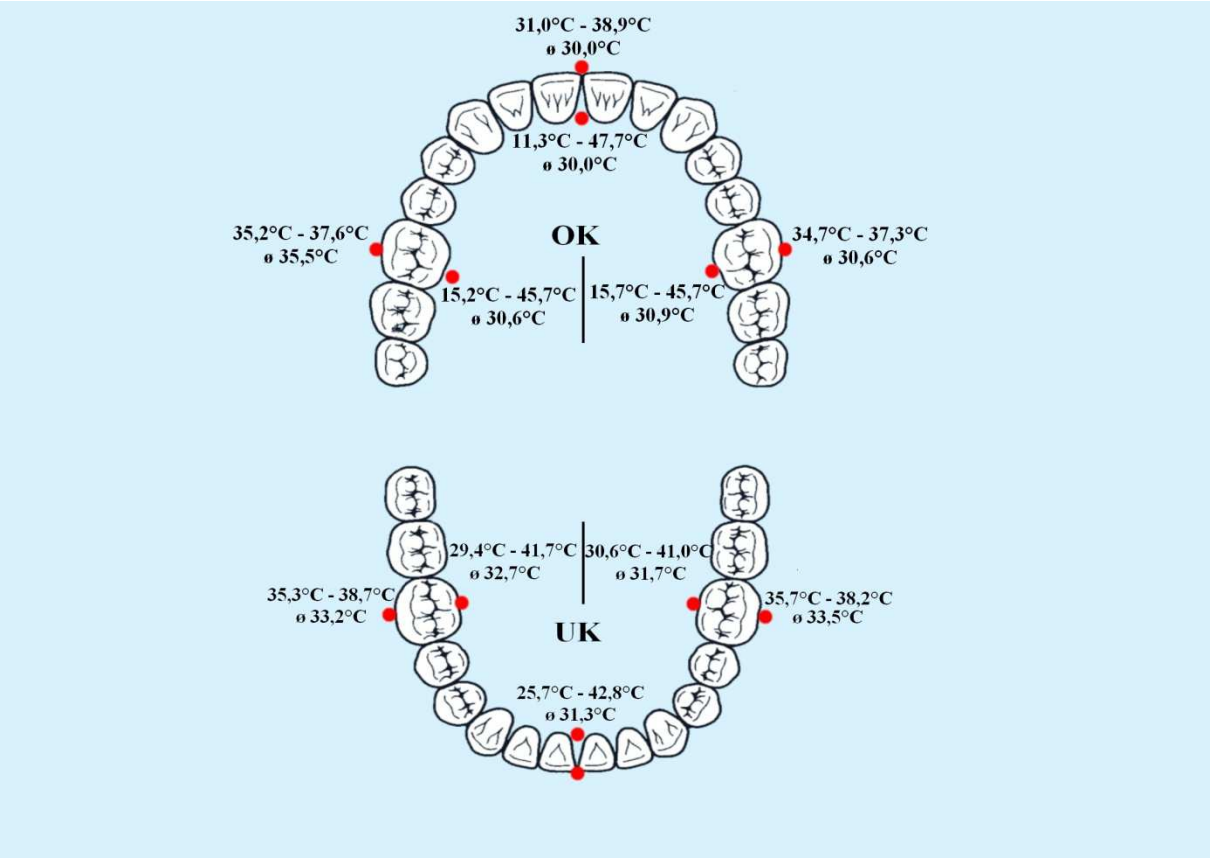

Abb. 30 - Extremwerte und Durchschnittstemperaturen der Positionen 1 bis 12

Die Abbildung 30 stellt eine Übersicht der gemessenen Extremwerte sowie der durchschnittlichen Temperaturen der Positionen 1 – 12 dar. Angezeigt werden die niedrigsten sowie höchsten erfassten Temperaturwerte, welche über jeweils drei Versuchsdurchläufe ermittelt wurden. Die angegebene Durchschnittstemperatur stellt das arithmetische Mittel der drei Durchläufe dar. Es wird darauf hingewiesen, dass die Durchschnittstemperatur sowohl die Phase der Kalt- als auch der Heißprovokation umfasst.

4.3 Probandenversuche

4.3.1 Verteilung

Es wurden 17 Versuche mit sieben weiblichen und zehn männlichen Probanden durchgeführt. Die Altersverteilung lag zwischen 18 und 45 Jahren mit einem Durchschnittsalter von 34,0 Jahren und einer Verteilung der absoluten Häufigkeiten von:

< 30 Jahre: 3 (17,7%); 30 – 39 Jahre: 10 (58,8%); > 39 Jahre: 4 (23,5%)

Die Anzahl der Messdaten pro Proband betrug im Durchschnitt 7980,2 Messungen. Drei Probandenversuche gingen aufgrund von Mess- oder Programmierfehlern nicht weiter in die Untersuchung ein. Zwei Probanden brachen den Versuch ab. Mit 70,6% (Prob. #04) und 93,2% (Prob. #15) wurden ihre Messdaten dennoch in die Auswertung aufgenommen.

Proband	Anzahl Messungen 8192 ≈ 11h22min	n=Anzahl Messungen >37,5°C / in % / in min	n=Anzahl Messungen ≥40,0°C / in % / in min	n=Anzahl Messungen ≤20,0°C / in % / in min
#01	n = 8192	n = 97 / 1,18% / 8,05	n = 7 / 0,09% / 0,61	n = 15 / 0,18% / 1,23
#02	---	---	---	---
#03	n = 7638 (≈636min)	n = 115 / 1,51% / 9,58	n = 28 / 0,37% / 2,33	n = 37 / 0,48% / 3,01
#04	n = 5781 (≈481min)	n = 257 / 4,46% / 21,39	n = 219 / 3,80% / 18,22	n = 38 / 0,66% / 3,16
#05	n = 8192	n = 454 / 5,54% / 37,80	n = 138 / 1,68% / 11,49	n = 0 / 0,0% / 0,00
#06	---	---	---	---
#07	n = 8192	n = 484 / 5,91% / 40,30	n = 226 / 2,76% / 18,82	n = 14 / 0,17% / 1,17
#08	n = 8192	n = 426 / 5,20% / 35,47	n = 171 / 2,09% / 14,24	n = 10 / 0,12 % / 0,83
#09	n = 8192	n = 251 / 3,06% / 20,10	n = 221 / 2,70% / 18,40	n = 52 / 0,63% / 4,33
#10	n = 8192	n =356 / 4,35% / 29,64	n = 212 / 2,59% / 17,65	n = 209 / 2,55% / 17,40
#11	n = 8192	n = 262 / 3,20% / 21,81	n = 72 / 0,88% / 5,99	n = 0 / 0,0% / 0,00
#12	n = 8192	n = 293 / 3,58% / 24,39	n = 106 / 1,29% / 8,82	n = 36 / 0,44% / 3,00
#13	n = 8192	n = 217 / 2,65% / 18,07	n = 105 / 1,28% / 8,74	n = 0 / 0,0% / 0,00
#14	n = 8192	n = 313 / 3,82%/ 26,06	n = 208 / 2,54% / 17,32	n = 42 / 0,51% / 3,50
#15	---	---	---	---
#16	n = 8192	n = 402 / 4,91% / 33,47	n = 248 / 3,03% / 20,65	n = 15 / 0,18% / 1,25
#17	n = 8192	n = 259 / 3,16% / 21,56	n = 84 / 1,03% / 6,99	n = 0/ 0,0% / 0,00

Tab. 24 - Übersicht der Messreihen der Probandenversuche: Anzahl der Messwerte je Proband sowie deren Anteil an der gesamten Messreihe in Prozent und Zeit

Tabelle 24 stellt die gesamte Anzahl an Messwerten der Probanden #01 bis #17 zusammen. Mit Ausnahme der Daten der Probanden #02, #06 und #15 sind alle Probanden in die Auswertung eingegangen. Die Anzahl von 8192 Messwerten stellt einen Zeitraum von 11h und 22min bzw. 682 Minuten dar. Die Anzahl der Messwerte der Probanden #03 und #04 ergeben eine Versuchsdauer von 636 Minuten (Prob. #03) und 481 Minuten (Prob. #04) und wurden in die Auswertung aufgenommen.

Weiter wird in Tabelle 24 dargestellt, wie viele Messwerte pro Proband einen bestimmten Temperaturbereich über- oder unterschreiten. So ist die Anzahl der Messdaten, welche über 37,5°C – also leicht über der Obergrenze der Körperkerntemperatur – ermittelt wurden sowie deren prozentualer und zeitlicher Anteil über die gesamte Messung angegeben. In gleicher Art und Weise sind diejenigen Messwerte angegeben, welche ab ≥40,0°C und ≤20,0°C registriert wurden. Proband #07 weist 484 Messdaten über 37,5°C auf, was einem Anteil von 5,91% bzw. 40,3 Minuten über den gesamten Versuch entspricht. Proband #07 stellt damit die obere Grenze dieses Messbereiches dar. Messwerte über 40,0°C sind bei dem Probanden #16 über einen Zeitraum von 20,65 Minuten gemessen worden. Bei Proband #16 wurde damit im Vergleich zu den übrigen, die höchste Anzahl an Messwerten über 40,0°C festgestellt. Die Anzahl der Messwerte unter 20,0°C betrug bei Proband #10 n=209, was 2,55% bzw. 17,40 min über den gesamten Versuchszeitraum entspricht. Proband #10 stellt damit die untere Grenze dieses Messbereiches dar. Bei Vier Probanden (#05, #11, #13, #17) wurde kein Messwert unter 20,0°C gemessen.

	t1/heiß	t2/heiß	t3/heiß	t4/heiß	t5/heiß	t6/heiß	t7/heiß	t8/kalt	t9/kalt	t10/kalt	t11/kalt	t12/kalt	t13/kalt
Prob #1	39,5°C	38,0°C	38,0°C	**40,0°C**				22,0°C	9,5°C	8,0°C	**4,0°C**	17,0°C	24,5°C
Ref #1	51,0°C	49,0°C	47,5°C	55,5°C				12,0°C	1,0°C	1,0°C	1,5°C	9,5°C	23,0°C
Ref #1 Min/Max	51,0°C	50,0°C	49,0°C	56,5°C				11,5°C	0,5°C			8,5°C	11,5°C
Prob #3	40,5°C	**41,0°C**	38,0°C					**19,5°C**	22,0°C	23,0°C			
Ref #3	48,0°C	49,5°C	39,5°C					8,0°C	12,5°C	11,0°C			
Ref #3 Min/Max	48,0°C	58,0°C	39,5°C					6,5°C	11,0°C	11,0°C			
Prob #4	42,0°C	**46,5°C**	41,5°C	42,5°C				**20,0°C**	27,5°C	22,0°C	20,5°C		
Ref #4	47,0°C	58,0°C	53,0°C	49,0°C				14,0°C	23,5°C	17,0°C	18,5°C		
Ref #4 Min/Max	47,0°C	61,5°C	54,0°C	49,5°C				13,0°C	23,0°C	16,0°C	15,5°C		
Prob #5	43,0°C	42,0°C	42,0°C	**43,5°C**	39,0°C	41,0°C	41,0°C	**21,5°C**	32,0°C	30,5°C	31,0°C	32,0°C	
Ref #5	36,0°C	57,0°C	57,0°C	54.5°C	50,0°C	45,5°C	38,0°C	17,5°C	24,5°C	22,0°C	21,0°C	19,5°C	
Ref #5 Min/Max	52,0°C	58,0°C	60,5°C	66,0°C	54,5°C	55,0°C	43,5°C	6,5°C	24,0°C	22,0°C	20,5°C	19,5°C	
Prob #7	42,0°C	**43,5°C**	41,5°C	39,0°C				**23,0°C**	25,0°C	**23,0°C**			
Ref #7	49,5°C	53,5°C	43,0°C	50,0°C				17,5°C	26,0°C	11,5°C			
Ref #7 Min/Max	51,5°C	57,0°C	50,0°C	50,0°C				12,5°C	24,5°C	10,5°C			
Prob #8	**45,0°**	42,0°C	42,5°C	43,0°C				23,0°C	30,0°C	21,5°C	**19,5°C**		

Ref #8	51,0°C	54,0°C	53,0°C	47,5°C				16,5°C	23,0°C	17,5°C	18,0°C		
Ref #8 Min/Max	51,5°C	55,5°C	56,0°C	53,5°C				13,0°C	23,0°C	17,0°C	14,0°C		
Prob #9	**44,5°C**	41,0°C	41,5°C	44,0°C				**20,0°C**	23,0°C	29,5°C	20,5°C		
Ref #9	48,0°C	41,0°C	53,5°C	56,0°C				17,0°C	24,5°C	23,0°C	16,0°C		
Ref #9 Min/Max	61,0°C	62,0°C	62,0°C	58,5°C				12,5°C	21,5°C	23,0°C	15,5°C		
Prob #10	41,5°C	43,5°C	**44,5°C**	40,0°C				**24,5°C**	25,5°C	32,0°C	30,5°C	26,0°C	
Ref #10	53,5°C	69,0°C	51,0°C	42,0°C				22,5°C	13,5°C	25,5°C	25,5°C	17,5°C	
Ref #10 Min/Max	55,5°C	70,5°C	59,0°C	42,0°C				22,5°C	13,5°C	25,5°C	25,5°C	17,5°C	
Prob #11	39,0°C	**41,5°C**	**41,5°C**					24,5°C	23,0°C	**22,5°C**			
Ref #11	58,0°C	54,0°C	53,5°C					17,5°	14,0°C	12,5°C			
Ref #11 Min/Max	58,0°C	54,0°C	57,0°C					17,5°C	14,0°C	11,0°C			
Prob #12	42,0°C	40,5°C	40,5°C	**43,5°C**	41,0°C			**13,0°C**	22,5°C				
Ref #12	50,5°C	56,5°C	41,5°C	56,0°C	52,5°C			8,0°C	12,0°C				
Ref #12 Min/Max	58,5°C	56,5°C	45,0°C	61,5°C	55,5°C			7,0°C	11,5°C				
Prob #13	38,0°C	43,0°C	43,5°C	**45,5°C**									
Ref #13	42,0°C	56,5°C	53,0°C	50,5°C									
Ref #13 Min/Max	42,5°C	57,5°C	56,0°C	53,0°C									

Prob #14	43,5°C	45,0°C	44,0°C	**45,5°C**	44,0°C			**12,0°C**	23,5°C				
Ref #14	55,0°C	56,0°C	51,5°C	58,0°C	64,0°C			2,5°C	19,0°C				
Ref #14 Min/Max	55,0°C	57,5°C	63,0°C	58,5°C	64,5°C			2,0°C	18,5°C				
Prob #16	43,5°C	44,5°C	44,5°C	**45,0°C**				**18,0°C**	23,5°C	21,0°C			
Ref #16	54°C	54,0°C	65,0°C	56,0°C				7,5°C	15,0°C	9,0°C			
Ref #16 Min/Max	63,5°C	56,5°C	66,5°C	68,5°C				5,0°C	15,0°C	8,5°C			
Prob #17	39,0°C	39,0°C	42,0°C	**43,5°C**				**21,0°C**	27,5°C				
Ref #17	57,0°C	52,0°C	63,5°C	49,0°C				17,5°C	23,0°C				
Ref #17 Min/Max	60,5°C	52,0°C	68,0°C	49,5°C				11,5°C	23,0°C				

Tab. 25 - Übersicht aller Temperaturereignisse je Proband; fett markiert sind die jeweiligen Extrema, rot markiert die Ereignisse mit der geringsten Differenz

Aus der grafischen Darstellung der Messungen sind einzelne Temperaturereignisse abzulesen. Diese sind in Tabelle 25 zusammengefasst. Aufgezeigt werden alle relevanten Heiß- und Kaltprovokationen welche bei einem Probanden auftraten. Zu jedem Ereignis ist jeweils das Temperaturmaximum/-minimum, welches im Mund gemessen wurde, angegeben sowie die zeitgleiche Temperatur der Referenzmessung und das Temperaturextrem, welches die einzelne Provokation auslöste. Die hervorgehobenen Daten zeigen zum einen die höchsten und niedrigsten intraoral gemessenen Temperaturen. Weiter sind die geringsten Temperaturdifferenzen zwischen Referenzmessung und zeitgleicher, intraoraler Temperatur markiert.

4.4 Statistik

Die statistische Auswertung der Untersuchung erfolgte als einfaktorielle Varianzanalyse über die Positionen 1 bis 12 der Messungen mit dem Thermobutton 22L. Es wurde für jede Provokationsphase die Differenz von Referenzmessung zur zeitgleichen Messung an den einzelnen Positionen in drei Durchführungen berechnet und die Mittelwerte verglichen. Die einfaktorielle ANOVA über die Kaltphasen ergab folgenden Wert für die Teststatistik:

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	377347,585	10	37734,759	**1441,924**	,000
Innerhalb der Gruppen	829868,461	31711	26,170		
Gesamt	1207216,046	31721			

Tab. 26 - Einfaktorielle ANOVA über die Kaltphasen

Die Werte der Tabelle 26 zeigen ein signifikantes Ergebnis. Somit wird die Null-Hypothese gleicher Mittelwerte für die Positionen 1-12 für die Kaltprovokation verworfen.

Die einfaktorielle ANOVA über die Heißphasen ergab folgenden Wert für die Teststatistik:

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	90541,256	10	9054,126	**48,290**	,000
Innerhalb der Gruppen	6419314,587	34237	187,496		
Gesamt	6509855,843	34247			

Tab. 27 - Einfaktorielle ANOVA über die Heißphasen

Die Werte der Tabelle 27 zeigen ein signifikantes Ergebnis. Somit wird die Null-Hypothese gleicher Mittelwerte für die Positionen 1-12 für die Heißprovokation verworfen.

Im Ergebnis des Bonferroni/Scheffé-Tests über die Werte der Kaltphase kann für einzelne Positionen (z.B. Pos.1 und Pos.3) die Null-Hypothese gleicher Mittelwerte nicht verworfen werden. Dies verdeutlicht auch die grafische Analyse in Abbildung 31. Aufgrund der absoluten Dominanz von Position 2 (MW=15,270) wurde Position 2 für die weiterführenden Probandenuntersuchungen angewandt. Die Ergebnisse der Kaltphase zeigen sich gleichermaßen für die Heißphase (Abb. 32).

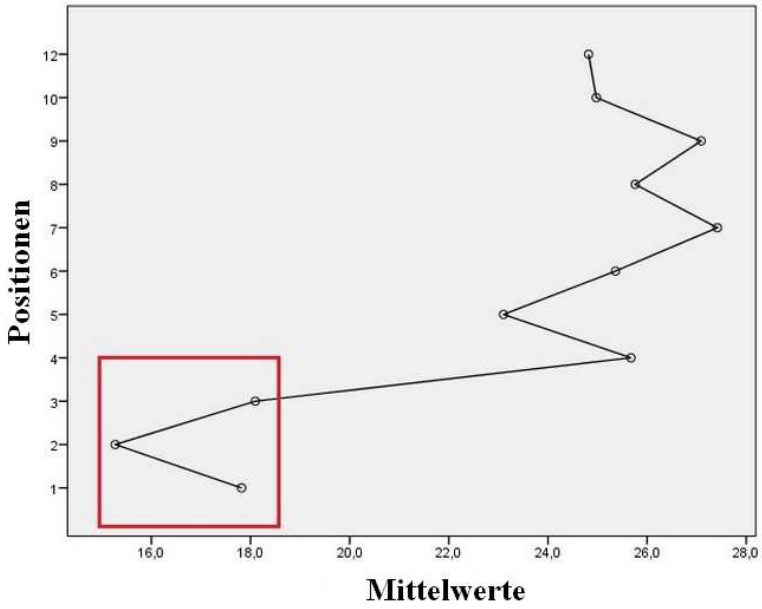

Abb. 31 - Darstellung der Mittelwerte der Kaltprovokation aus drei Messungen der Positionen 1-12

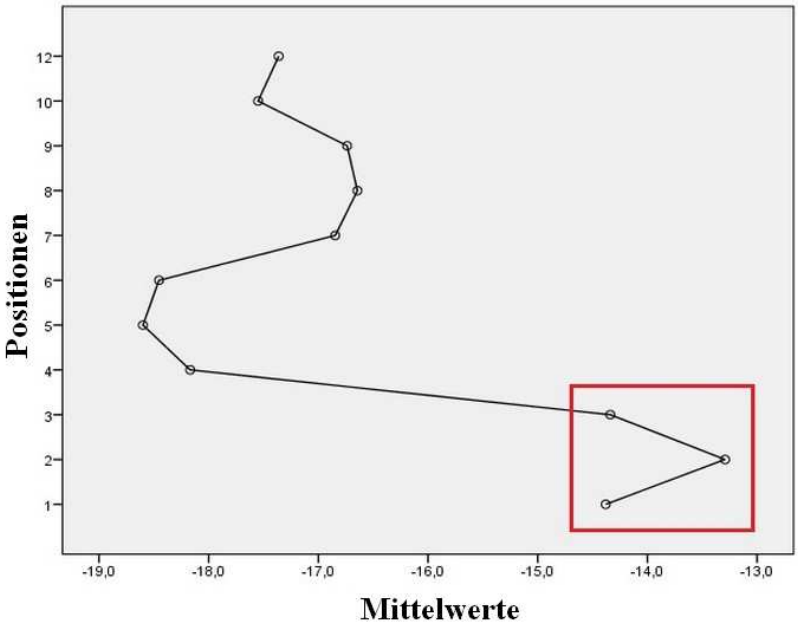

Abb. 32 - Darstellung der Mittelwerte der Heißprovokation aus drei Messungen der Positionen 1-12

5 Diskussion

GALES et al. machten in ihrer Übersichtsuntersuchung deutlich, dass es kein einheitliches Protokoll zur Durchführung des Thermocyclingverfahrens gibt [24]. Sie stellten heraus, dass in 130 gesichteten Studien zwischen 1967 und 1998, keinen Hinweis darauf zu finden war, auf welcher Grundlage die angewendeten Temperaturen, Haltezeiten oder Anzahl der durchgeführten Zyklen beruhten. So reichte die Spanne des unteren Temperaturbereiches von 0-36°C, die des oberen von 40-100°C. In nur 26 Studien flossen Intervalle bei mittlere Temperaturen von 37°C in die Untersuchung ein. Die Studienlage von In-vivo Untersuchungen, aufgrund derer vor allem die Grenztemperaturen evaluiert wurden, ist gering (Barclay, Spence, & Laird, 2005). Die anfangs aufgeführte Literaturübersicht lässt erkennen, dass sich die Methoden zur intraoralen Temperaturerfassung schon allein aufgrund der Anwendung gleicher Messinstrumente, recht ähnlich sind. Allein die Verwendung von kabelgebundenen Messfühlern macht allerdings eine Beobachtung über einen längeren Zeitraum schwierig. Zwar lassen sich die oberen und unteren Bereiche der thermalen

Belastung des Mundmilieus auf diese Weise eingrenzen, die Frage nach der Anzahl der Expositionen über 24 Stunden, bleib dennoch weitestgehend ungeklärt. Eine 24 stündige Messung wurde allein von MOORE et al. beschrieben [44].

Das primäre Ziel dieser Arbeit war es, mittels eines Miniatur-Datenloggers, einen Versuchsaufbau zu entwickeln, welcher eine Langzeitmessung der intraoralen Temperaturwechsel ermöglicht.

5.1 Diskussion Material und Methode

Die vorliegende Untersuchung wurde als In-vivo-Studie erhoben. Die Anwendung der Thermobuttons 21G und 22L sollen einen Ausblick auf die Möglichkeit einer Methode zur intraoralen Temperaturmessung unter authentischen Bedingungen aufzeigen. Um einen Versuchsaufbau zu entwickeln, der es erlaubte Temperaturmessungen im Mund losgelöst von stationären Datenverarbeitungsgeräten vorzunehmen, war ein Thermobutton als Kombination aus Sensor und Speicher das Mittel der Wahl. Die kabellose Anwendung sowie eine durch individuelle Kalibrierung erreichbare Messgenauigkeit waren bereits Grundlage für Untersuchungen, welche den Miniatur-Datenlogger selbst als Forschungsgegenstand wählten um seinen Nutzen für künftige Studien zu evaluieren (van Marken Lichtenbelt et al., 2006; Smith et al., 2010). Darüber hinaus attestieren einige Studien den Datenloggern eine notwendige Präzision im Rahmen klinischer Anwenungen [12; 28; 56; 57; 69]. Während Miniatur-Datenlogger in Tierversuchen und in veterinärmedizinischen Studien bereits mehrfach zum Einsatz kamen [1; 13; 14; 34; 39; 54, 66; 71; 72; 74] liegen über vergleichbare Anwendungen in den Humanwissenschaften bislang nur wenige Veröffentlichungen vor. Bisher wurden Thermobuttons hauptsächlich zur Messung der Körpertemperatur in Untersuchungen des Schlaf-Wach-Rhythmus auf der Haut angebracht [12; 23; 40; 56; 57; 58; 70; 72; 76]. Keine Publikation beschreibt die Verwendung von Thermobuttons zur intraoralen Temperaturüberwachung. Drei Untersuchungen beschreiben den Versuch ein intraoral tragbaren Messintrumentes zur Langzeitüberwachung der Säureexposition bei Refluxerkrankungen [7; 8; 21].

Die Unterschiede der auf dem Markt erhältlichen Thermobuttons sind weniger in ihrem Design ersichtlich, als in ihren technischen Daten (Hasselberg, McMahon, & Parker, 2013). So teilen sich die Datenlogger verschiedener Hersteller grundsätzliche Eigenschaften wie

Größe, Aufbau, Programmierbarkeit etc., sind aber im Detail für den Anwender gezielt auszuwählen. Vorrangig wurde in der gesichteten Literatur über die Verwendung von Thermochron iButtons Typ DS1921H berichtet [12; 40; 56; 57; 58; 70; 76]. Dieser unterschiedet sich von den in dieser Untersuchung verwendeten Thermobuttons vor allem im Messbereich (+15°C bis +46°C), Messgenauigkeit (±1°C) und in seiner Auflösung (0,125°C). So kann man ihn im Vergleich seiner Eigenschaften zwischen dem Thermobutton 21G und 22L einordnen.

Die Vorversuche mit dem Thermobutton Typ 21G machten schon zu Beginn deutlich, dass sich seine technischen Eigenschaften nur eigeschränkt für den angedachten Versuchsaufbau eigneten. Um vergleichbare Messreihen zu erhalten, wurde ein reproduzierbarer Ablauf von acht Phasen vorgesehen, der nach 60 bis 90 Minuten beendet war. Der Typ 21G ist höchstens auf Messungen in einminütigen Intervallen zu programmieren und eignet sich daher nicht für Kurzzeitbeobachtungen. Demnach ist es unwahrscheinlich, dass die einzelnen Messungen während der Trinkphasen direkt mit der Getränkeaufnahme zusammenfielen. Im Durchschnitt dauerte die Trinkphase IV 14,5 Minuten. Innerhalb dieser Zeitspanne können mit dem Typ 21G maximal 14 Messungen aufgezeichnet werden. Es ist anzunehmen, dass eher die Mundtemperatur vor und nach einem Schluck des Getränkes registriert wurde, als die eigentliche Exposition. Hinzu kommt eine zu geringe Auflösung von 0,5°C.

Die technischen Eigenschaften des Thermobuttons 22L ließen eine detailliertere Aufzeichnung der Temperaturereignisse zu. Er konnte auf Sekundenintervalle programmiert werden und bot mit 0,1°C eine höhere Auflösung. Die Programmierung des Buttons auf geringere Intervalle ist vorteilhaft, da die intraoral gemessenen Temperaturen auch direkt zum Zeitpunkt der Exposition gemessen werden können. Eine Flüssigkeit verbleibt, in Abhängigkeit ihrer Viskosität, während des Schluckaktes nur ca. eine Sekunde im Mundraum [53]. Bei allen Vorversuchen wurde mit kalten und heißen Getränken Temperaturwechsel im Mund provoziert. Es war daher von Bedeutung, geringe Messintervalle einstellen zu können, um zu vermeiden, dass eine Messung unmittelbar vor oder lange nach einer Heiß-/ Kaltprovokation stattfindet. Die Referenzmessungen, welche mit einem separaten Thermobutton 22L durchgeführt wurden, ließen zu, dass eine exakte Getränketemperatur der intraoralen Messung zugeordnet werden konnte. Voraussetzung hierfür waren synchronisierte Thermobuttons.

VAN MARKEN LICHTENBELT stellte in seiner Untersuchung über die Anwendbarkeit von Miniatur-Datenloggern zur Messung der Körperoberflächentemperatur die Frage nach der Genauigkeit der Messungen, der Reaktions- bzw. -Ansprechzeit und seiner räumlichen Anordnung [69]. Letzteres ist relevant, da vom Hersteller keine Angaben gemacht werden, welche Seite des Buttons als „oben“ oder “unten“ zu bezeichnen sind bzw. ob eine Seite des Buttons sensitiver reagiert. Nach seinen Ergebnissen zeigten die untersuchten iButtons eine systematische Messabweichung von 0,07°C gegen ein kalibriertes, zertifiziertes Thermometer (Testo 950, Sensor 06280016, Genauigkeit 0.1±0.05 °C, Testo, Almere, Niederlande). Dieses Ergebnis unterstreicht die Aussagen anderer Autoren über die gebotene Präzision des Messinstrumentes [12; 28; 56; 57; 69]. Dagegen ist die Ansprechzeit des iButtons mit 19 Sekunden als relativ lang zu bezeichnen, was zu Ungenauigkeiten bei schnell fluktuierenden Temperaturen führt. Thermoelemente reagieren mit einer Verzögerung von < 1s auf Temperaturwechsel [28]. Die Reaktionszeit wurde von VAN MARKEN LICHTENBELT untersucht, indem acht Thermobuttons für eine Minute in ein 18,7°C kaltes und unmittelbar anschließend in 41,3°C warmes Wasserbad gelegt wurden. Anschließend wurde die Reaktionszeit jedes Buttons ermittelt, indem durch jede Messreihe ein Funktionsgraphen gelegt wurde, der möglichst nah an die tatsächlich gemessenen Temperaturen herankommt. $T_{(t)} = T_\infty + (T_0 - T_\infty)e^{-1/\tau}$ beschreibt die angewendete Funktion, welche von HASSELBERG et al. mit: „[…] non-linear least square fitting […]“ beschrieben wurde. Für jede Messung wurde ein τ bestimmt, welches letztendlich die Reaktionszeit mit 0,31±0,06 min bzw. 19 s angibt [28; 69]. Die Intervallrate wurde auf eine Minute programmiert. Es stellt sich die Frage, ob kürzere Intervalle zu einem anderen Ergebnissen geführt hätten. Darüber hinaus ist zu untersuchen, ob eine Reaktionszeit von 19 Sekunden für intraorale Messungen während der Nahrungsaufnahme zu unpräzisen Messergebnissen führt. Schnell fluktuierende Temperaturen sind während der Aufnahme eines Menüs mit warmen Speisen und kalten Getränken durchaus gegeben und stark von individuellem Essverhalten abhängig [4].

Wie Abbildung 1 zeigt, sind die Thermobuttons in eine Ober- und Unterseite aufgeteilt. Die Oberseite des Thermobuttons reagiert thermosensitiver, was er auf die Anordnung der inneren Bauelemente zurückführt. So befinden sich der Sensor im oberen Bereich und die Batterie im Boden des Buttons (van Marken Lichtenbelt et al., 2006). In der vorliegenden Untersuchung wurde die Oberseite in Richtung Mundschleimhaut platziert und der Boden des Buttons war über die perforierte Schiene frei in den Mundraum gelegen.

Aufgrund der Größe der Thermobuttons wurde schon in Vorbereitung auf die vorliegende Untersuchung deutlich, dass nur ein einzelner Button im Mund über einen längeren Zeitraum platziert werden konnte, ohne größere Einschränkungen während des Tragens hinnehmen zu müssen. So war die erste Aufgabe, diejenige Position im Mund zu ermitteln, an welcher sowohl die höchsten als auch die niedrigsten intraoralen Temperaturen gemessen werden konnten. Die Befestigung von Thermoelementen an den Zahnreihen wurde bisher entweder durch Ligaturen [2; 6; 20; 43; 50] oder mittels einfacher, herausnehmbarer, PMMA/Draht-Geräte, wie sie in der Kieferorthopädie Anwendung finden, gelöst [38; 44]. Diese Techniken schieden für eine Eingliederung der Datenlogger im Mundraum aus. Nach den Methoden von BARKLAY und YOUNGSON, welche Thermistoren mittels tiefgezogener PVC-Folien an den Zahnreihen befestigten, wurden Schienen verschiedener Materialien und Stärken hergestellt [4; 77]. Eine 1,5mm starke Copolyester-Schiene konnte, selbst nach Reduktion in Form und Größe auf ein Minimum, ausreichend Stabilität zur Verankerung des Thermobuttons gewährleisten. Der Thermobutton konnte also basal frei auf der Mundschleimhaut aufliegen und nach Perforation der Schiene auch nach oral nahezu frei umspült werden. Dennoch blieben bei einer Größe des Buttons von 6mm Höhe und einem Durchmesser von 16mm über die Hälfte seiner Oberfläche durch die Kunststoffschiene bedeckt. Eine Isolation des Sensors war also neben mangelnder Wärmeleitfähigkeit des Kunststoffes zusätzlich gegeben. BARCLAY benutzte eine 0,5mm starke PVC-Folie und YOUNGSON eine 1,0mm starke Folie. Es ist möglich, dass die Folienstärke unmittelbar Einfluss auf die Abschirmung des Buttons hatte. Eine weitere Reduktion der im Versuch benutzten Schienenkonstruktion, führte dagegen zu vermindertem Halt des Buttons in der Schiene und darüber hinaus zu einer herabgesetzten Verankerung der Schiene an den Zahnreihen. Es musste gewährleistet werden, dass keine Gefahr einer Fremdkörperaspiration sowie ein Risiko des Verschluckens der Einzelteile bestand.

Ein Miniatur-Datenlogger als Kombination aus Sensor und Speicher ist ein Vorteil dieses Messinstrumentes. Dennoch ist der Anwendungsbereich allein aufgrund seiner Größe eingeschränkt. Ein Ansatz zur Reduktion wurde bereits durch LOVEGROVE beschrieben [39]. Hier wurde der Thermobutton von seiner Stahlkapsel getrennt und lediglich die inneren Bauteile als Messinstrument aufbereitet. So konnte das Gewicht auf 1,49g reduziert werden. Die Reduktion von Größe und Gewicht kann den Anwendungsbereich der Miniatur-Datenlogger erweitern.

Die Platzierung des Thermobuttons palatinal der Oberkiefer Frontzähne (Pos.2) ergab nach Auswertung der Vorversuche die höchsten (niedrigsten) Temperaturmessungen (Tab.23). Weiterhin konnte die Konstruktion an dieser Stelle getragen werden ohne den Zungenraum einzuengen oder die beweglichen Schleimhäute der Wangen zu reizen. Einschränkungen der Phonetik, vor allem bei Lautbildung über den Gaumen bzw. der Palatinalflächen der Oberkieferfrontzähne, waren nicht zu vermeiden und wurden von den Probanden durchweg als störend empfunden. Probanden deren Tagesablauf ein hohes Maß an verbaler Kommunikation erforderte, war es nicht möglich den Versuch innerhalb ihres Arbeitsalltages durchzuführen. Hier wurde zum überwiegenden Teil der Versuch mit den Teilnehmern auf einen freien Wochentag oder das Wochenende geplant. Obwohl darauf geachtet wurde, dass Probanden weder Gaumenanomalien noch ausgeprägte Tief- oder Deckbisse aufwiesen, war ein Aufbiss - ähnlich eines Front-Jigs bei Therapieschienen - selten zu vermeiden. Das wiederum beeinflusste die Schlussbisslage, teilweise bis hin zur Nonokklusion der Seitenzähne, was vor allem eine Beeinträchtigung beim Kauen verursachte. Auch aus diesem Grund war eine Tragedauer länger als zwölf Stunden nicht angezeigt. Die in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Thermobuttons stellen keine Medizinprodukte dar. Sie wurden nach den Vorgaben des Robert-Koch-Institutes als Produkt der Klasse „Semikritisch A“ einzustufen und bedurften einer manuellen Reinigung und Desinfektion.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Diskussion der Vorversuche

Die Messergebnisse der Versuche mit dem Thermobutton 21G deuteten darauf hin, dass die Oberkieferfrontzähne den größten Temperaturbelastungen ausgesetzt sind. An Position 02 wurde sowohl ein Maximum mit 47,5°C, als auch ein Minimum mit 19,0°C gemessen. Diese Daten decken sich mit Ergebnissen anderer Studien. MICHAILESCO et al. registrierten eine Temperaturspanne von 18,9-48,4°C [43]. PETERSON et al. erfassten ebenfalls an den Oberkiefer Frontzähnen eine niedrigste Temperatur von 15,0°C sowie ein Maximum bei 45,0°C [51]. Die Werte, welche von NELSON et al. mit 5,0-55,0°C angegeben wurden, sind nicht erreicht worden [47].

Tabelle 22 stellt alle Extremwerte zusammen, die während der Versuche mit dem Thermobutton 22L gemessen wurden. Ein Temperaturminimum von 11,3°C wurde in der

dritten Durchführung der Messungen an Position 02 registriert. Ebenso wurde an dieser Position - palatinal der Oberkiefer Frontzähne - ein Temperaturmaximum von 47,7°C gemessen. Eine Temperaturspanne, wie sie von BARCLAY et al. mit 0,4-77,4°C an den Oberkieferzähnen beschrieben wurde, ist nicht erreicht worden [4]. Auch PALMER und MOORE registrierten an dieser Stelle der Zahnreihen Temperaturen über 58°C; AIROLDI gibt mit 57,4°C ebenso deutlich höhere Messwerte an [2, 44, 50].

Die Auswertung der Messungen mit dem Thermobutton 22L zeigt deutliche eine achsensymmetrische Links-Rechts-Verteilung der Temperaturen in der Mundhöhle (Tab. 10-21; Abb. 18-29). Die Messungen der 12 Positionen wurden so aufgeteilt, dass immer zwei Buttons im Seitenzahnbereich und ein einzelner im Frontzahnbereich gleichzeitig im Mund eingebracht und gemessen wurden. Es lässt sich sowohl an den grafischen als auch tabellarisch zusammengestellten Werten erkennen, dass die gemessenen Temperaturen im Seitenzahngebiet jeweils übereinstimmen. Eine achsensymmetrische Verteilung der Temperaturen im Mund deckt sich mit den Erkenntnissen von ERNST et al., BARCLAY et al. und BERGSTÖM und VARGA [4, 5, 20]. Weiterhin lässt sich eine Tendenz erkennen, nach der die Frontzähne im Ober- und Unterkiefer größeren Temperaturwechseln ausgesetzt sind, als die Seitenzähne. Einige Untersuchungen zeigen auf, dass eine physiologische Mundtemperatur von anterior nach posterior ansteigt und von den isolierenden Eigenschaften der Weichgewebe abhängig ist [5; 44; 73]. So werden an den Frontzähnen bei einer reinen Mundatmung deutlich niedrigere Temperaturen registriert, als an weiter distal gelegenen Strukturen. BARCLAY et al. weisen darauf hin, dass die Frontzähne allein aufgrund des Ablaufs beim Trinken aus einem Becher oder aus einer Tasse größeren Temperaturbelastungen ausgesetzt sind. Bei einem normalen Trinkvorgang wird der Becher auf der Unterlippe abgesetzt, das Getränk fließ über die vestibulären Flächen der Unterkieferzähne, die palatinalen Flächen der Oberkieferzähne und entlang des Gaumens in Richtung Pharynx. So werden die oberen und unteren Frontzähne unmittelbar den Getränketemperaturen ausgesetzt. Ein Minimum von 11,3°C wurde an Position 2 in der dritten Durchführung des Versuchs gemessen (Abb. 20; Tab. 12). Auch liegen die Minima der ersten und zweiten Messung an dieser Position mit 12,4°C und 13,4°C immer noch deutlich niedriger als an den anderen untersuchten Positionen. Es wurde an fast keiner weiteren Position ein Wert unter 25,0°C gemessen. Lediglich an Position 8 konnte eine Temperatur von 25,7°C gemessen werden. Mit 47,7°C wurde ebenso an Position 2 in der ersten und

zweiten Durchführung des Versuches ein Maximum gemessen. Die Ergebnisse der Messungen an den Positionen 1-3 der palatinalen Flächen der Oberkieferzähne zeigen Maxima über 45,0°C. An keiner weiteren Position ist eine Temperatur über 43,0°C gemessen worden. Die Maxima der Messungen an den lingualen Flächen der Unterkieferzähne zeigen einen Temperaturbereich von 42,8°C bis 38,8°C auf. An keiner Position der vestibulären Flächen wurde ein Maximum von 38,9°C überschritten. Diese Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen von MICHAILESCO und PETERSON [43, 51]. Die Temperaturbereiche wie von BARCLAY et al. mit 77,4-0,4°C oder PFEIFFER 76,0-3,0°C sind nicht annähernd erreicht worden. Individuelle Abweichungen sind durch unterschiedliches Trink- und Essverhalten stets gegeben. Dennoch zeigen die Messungen der vorliegenden Untersuchungen mit dem Thermobutton 22L, dass weder im Oberkiefer noch im Unterkiefer die vestibulären Flächen einer ausgeprägten Temperaturbelastung ausgesetzt sind (Abb. 21-23; Tab. 13-15; Abb. 27-29; Tab. 19-21). Ebenso sind die Bereiche der lingualen Flächen an den Positionen 7, 8 und 9 keinen größeren Temperaturlasten ausgesetzt (Abb. 24-26; Abb. 30; Tab. 16-19).

5.2.2 Diskussion der Probandenversuche

Die Probandenversuche wurden mit zwei synchron programmieren Thermobuttons 22L durchgeführt. Das jeweilige Messintervall betrug fünf Sekunden, die Auflösung 0,5°C. Eine Messung von 11 Stunden und 22 Minuten ergab somit 8192 Messpunkte pro Proband. Ein Button wurde mittels individueller Schienenkonstruktion palatinal der Oberkieferzähne an Position 2 befestigt; ein zweiter Button diente als Referenz und wurde dem Probanden ausgehändigt. Die Auswertung der grafischen Temperaturverläufe jedes Probanden ließ eine Auflistung einzelner Temperaturereignisse zu (Tab. 25). Im Durschnitt konnten bei jeden Probanden 4,2 Heißprovokationen ≥38°C festgestellt werden. Dagegen wurden nur durchschnittlich 3,3 Kaltprovokationen ≤32,0°C pro Proband festgestellt werden. Ein Maximum von 46,5°C wurde bei Proband #4 gemessen. Die zeitgleiche Referenzmessung zeigte eine Temperatur von 58,0°C, bei einer maximalen Getränketemperatur (hier Kaffee) von 61,5°C. Ein Minimum von 12,0°C wurde beim Verzehr eines mit Softdrinks mit Eiswürfeln bei Proband #14 gemessen. Interessant ist die Messung von Proband #1. Laut Protokoll wurde bei einer Außentemperatur/ Referenzmessung von -0,5-1,5°C Fußball gespielt. Hierbei sanken die intraoralen Temperaturen an Position 2 beim Trinken von Mineralwasser teilweise auf 9,5; 8,0 und 4,0°C ab (Abb. 34). Innerhalb eines Zeitraumes von

1h45min lag die Außentemperatur/ Referenzmessung unter 10,0°C und hielt die Mundtemperatur bei durchschnittlich 21,0°C. Dieses Ergebnis zeigt zum einen, dass ein rapider intraoraler Temperaturabfall nicht ausschließlich durch Zufuhr von Speisen oder Getränken hervorgerufen wird, sondern durchaus auch dauerhaft über Mundatmung z.B. bei sportlichen Aktivitäten erreicht werden kann. Zum anderen wird deutlich, dass im Unterschied zu den Vorversuchen der vorliegenden Untersuchung, Ergebnisse wie sie von NELSON (9,0°C), PFEIFFER (3,0°C), PALMER (1,0°C) oder AIROLDIE (7,1°C) als Minima angegeben wurden, durchaus intraoral provoziert werden können. Hervorzuheben ist hierbei die Dauer der intraoralen Temperaturerniedrigung von 105 Minuten. Die Relevanz der offenen Mundatmung für eine erniedrigte Mundtemperatur, vor allem im Frontzahnbereich wurde in vorangegangenen Untersuchungen festgestellt [44; 73]. MOORE et al. hielten fest, dass innerhalb einer Langzeitmessung der Mundtemperatur die Schwierigkeit besteht, Phasen der offenen Mundatmung voneinander zu differenzieren, da sportliche Aktivitäten, längere Konversationen oder Schlafphasen, ähnliche Messergebnisse liefern [44]. Dennoch sind eben diese Intervalle, in denen die intraoralen Temperaturverhältnisse über mehrere Minuten bis Stunden konstant erniedrigt sind, relevant als eine weitere Abweichung von der durchschnittlichen Mundtemperatur. Die Messreihe des ersten Probanden veranschaulicht dies sehr deutlich. Bei keinem weiteren Probanden konnten vergleichbare Messungen festgestellt werden.

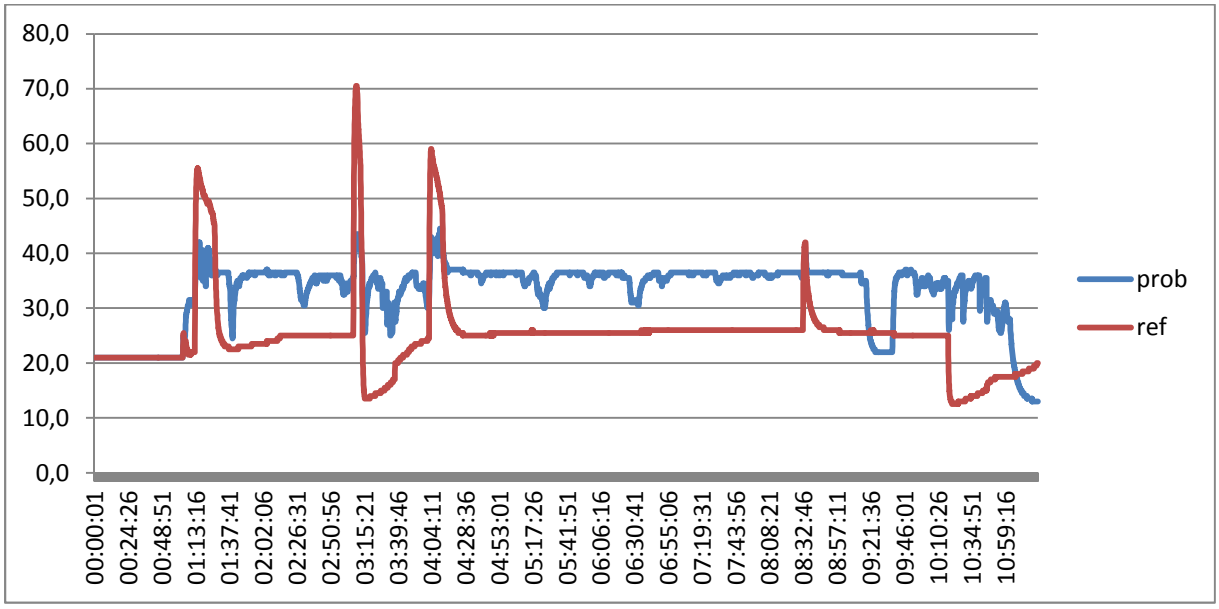

Abb. 33 - Beispiel des Temperaturverlaufes eines Probandenversuches sowie synchrone Referenzmessung; hier: Proband #10

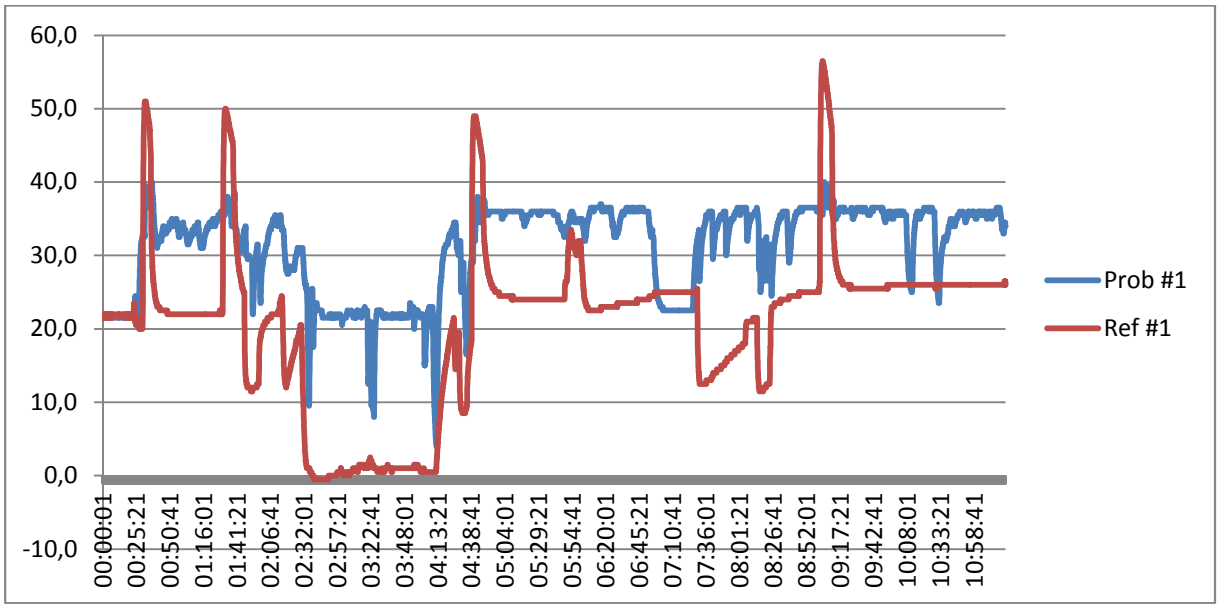

Abb. 34 - Darstellung Messergebnis Proband #1

Es ließ sich weder mit den Ergebnissen der Vor- noch mit denen der Probandenversuche belegen, dass eine Heißprovokation über einen vergleichbar langen Zeitraum die intraorale Temperatur heraufsetzt.

Neben den einzelnen Extremwerten, welche bei direkter Heiß-/Kaltprovokation gemessen werden konnten, fällt auf, dass eben diese innerhalb der mehrstündigen Messung eher selten registriert wurden. Tabelle 24 stellt die Anzahl der Messungen bzw. die Dauer der einzelnen Probandenversuche zusammen. Weiter ist die Anzahl der Messwerte >37,5°C – also oberhalb einer leicht erhöhten Körpertemperatur, die Anzahl der Werte ≥40,0°C sowie die Anzahl der Messwerte ≤20,0°C angegeben. Es sind die daraus resultierende Dauer der jeweiligen Temperaturerhöhung oder –Erniedrigung sowie deren prozentualer Anteil an der gesamten Versuchsdauer von 11h22min angegeben. Es lässt sich zeigen, dass über die Gesamtheit aller Messungen nur 3,74% der Zeit eine Temperatur über 37,5°C vorkam. Dieser Wert verringert sich auf 1,83% für Temperaturen ≥40,0°C. Temperaturen ≤20,0°C werden nur für 0,42% der Zeit erreicht (Abb. 35). Bei vier Probanden wurde keine Messung unter 20,0°C registriert.

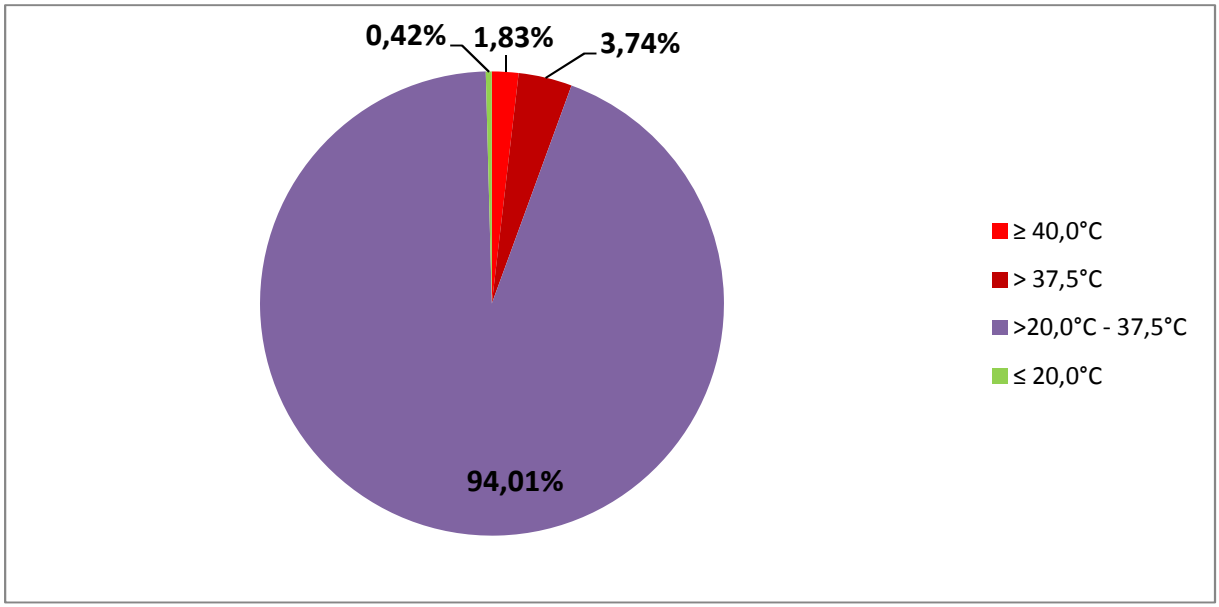

Abb. 35 - Verteilung einzelner Temperaturbereiche über die Gesamtheit der Probanden-versuche innerhalb 11h22min

MOORE et al. haben nach einer 24stündigen Beobachtung vergleichbare Ergebnisse für einen Messpunkt labial der zentralen Oberkieferfrontzähne angegeben [44]: Ein Temperaturbereich zwischen 33-37°C wurde in 79% der 24 Stundenmessung registriert. Temperaturen ≥ 37,0°C wurden mit 20% und Temperaturen ≤ 33,0°C zu 1% festgestellt (Abb. 36).

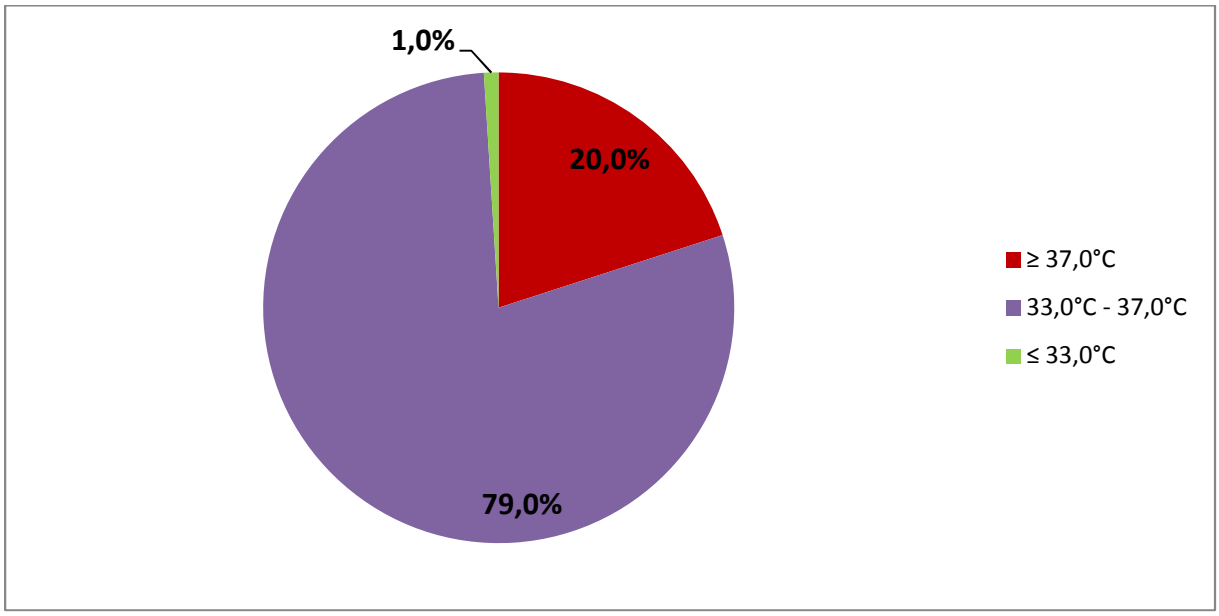

Abb. 36 – Verteilung einzelner Temperaturbereiche innerhalb einer 24stündigen Beobachtung nach MOORE et al.

Es ist zu beachten, dass der mittlere Temperaturbereich in vorliegender Untersuchung Messungen zwischen 20,0°C bis 37,5°C umfasst – also einen im Vergleich zu MOORE et al. größeres Temperaturspektrum abbildet. Beide Darstellungen machen deutlich, dass nur zu einem geringen Anteil extrem hohe bzw. extrem niedrige Temperaturen intraoral gemessen werden konnten und zu einem überwiegenden Teil das Mundmilieu einem mittleren Temperaturspektrum ausgesetzt ist. Dennoch liegt der Anteil der Temperaturen über 37,0°C bei MOORE et al. mit 20% deutlich über denen dieser Studie mit 3,74%.

In der 24stündigen Messung von MOORE et al. wurden auch Schlafphasen mit einbezogen. Wie beschrieben lassen sich größere Temperaturwechsel in der Mundhöhle hauptsächlich durch Nahrungs- und Getränkeaufnahme provozieren [2, 38, 43, 47]. Es kann davon ausgegangen werden, dass eine Erweiterung der in vorliegender Untersuchung durchgeführten Probanden-Messungen von ca. 11,5 auf 24 Stunden, lediglich „inaktive“ Schlaf- oder Ruhephasen zusätzlich erfasst und sich somit der Anteil des Temperaturbereiches zwischen 20,0°C – 37,5°C vergrößert.

5.2.3 Schlussfolgerung

Zielsetzung dieser Arbeit war es, einen Versuchsaufbau zu entwerfen, welcher intraorale Temperaturverläufe mittels eines Datenloggers über einen mehrstündigen Zeitraum erlaubte. Es sollte ein Messverfahren angestrebt werden, welches sich kabellos und unabhängig von stationären Laborbedigungen in einen regulären Alltagsablauf integrieren lässt. Die Präzision der Thermobuttons konnte in vorhergehenden Untersuchungen zur Messgenauigkeit sowie Reaktions- bzw. –Ansprechzeit belegt werden [28, 69]. In vorliegender Studie wurde eine Schienenkonstruktion zur Verankerung des Datenloggers palatinal der Oberkiefer Frontzähne angefertigt, welche es erlaubte eine Langzeitmessung intraoraler Temperaturereignisse vorzunehmen. Es konnte aufgezeigt werden, dass über einen Zeitraum von mehr als elf Stunden eine detaillierte und auswertbare Temperaturüberwachung durchzuführen ist. Hierfür ist ein ausreichend detailliert zu programmierender Thermobutton notwendig, denn entscheidend für eine genaue Messung sind eine entsprechend hohe Auflösung sowie ein möglichst geringer Messintervall. Da beides direkt die Speicherkapazität des Loggers beeinflusst, ist man auf die technische Weiterentwicklung der einzelnen Bauteile zur Gesamtreduktion des Mess- und Speichergerätes angewiesen. Trotz der insgesamt geringen Maße der verwendeten Thermobuttons 21G und 22L, musste dennoch ein Fremdkörper mit

einem Volumen von ca. 1,36 cm^3 stabil im Mundraum eingebracht werden. Einschränkungen im Alltag waren mit der Schienenkonstruktion nicht auszuschließen. Hinsichtlich einer dezenteren Konstruktion oder Verankerungsmethode zur Einbringung des Thermobuttons in den Mundraum, ist eine Reduktion des Messinstrumentes zwingend erforderlich. Gegebenenfalls könnte eine temporäre, adhäsive Befestigung des Datenloggers an den Zahnreihen die Überkonstruktion in Form einer Tiefziehschiene unnötig werden lassen.

Die Untersuchungen zur Platzierung des Thermobuttons innerhalb der Mundhöhle zeigten, dass gleiche Temperaturprovokationen an unterschiedlichen Flächen oder Strukturen im Mundraum auch unterschiedliche Messergebnisse liefern. So sind frei umspülbare Areale wie der Gaumen größeren Temperaturfluktuationen ausgesetzt als Strukturen, welche z.B. durch die Wangenschleimhäute besser isoliert liegen. Um ein größtmögliches Spektrum an Temperaturereignissen registrieren zu können, sollte die intraorale Temperaturmessung daher auch an eben diesen frei umspülbaren Strukturen durchgeführt werden.

Eine Anpassung der oberen Grenztemperaturen im Thermocycling-Verfahren von derzeit allgemeingültigen 55°C, ist nach den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung nicht angezeigt. Weder die Versuche zur Platzierung des Thermobuttons, noch die Probandenversuche wiesen eine intraorale Temperaturerhöhung ≥50,0°C nach. Es konnte allerdings im Probandenversuchen dokumentiert werden, dass niedrige Außentemperaturen von -0,5 bis 1,5°C die intraoralen Temperaturen durch offene Mundatmung bei sportlicher Aktivität über einen längeren Zeitraum auf Werte von ca. 20,0°C senken (Proband #01). In diesem Zusammenhang konnte weiterhin aufgezeigt werden, dass im Mundraum durchaus Minima von 4,0°C erreicht worden sind. Demnach kann die untere Grenztemperatur im Thermocycling-Verfahren durchaus von derzeit allgemeingültigen 5,0°C auf 0,0°C herabgesetzt werden, um eine zu geringe Belastungsgrenze in der Werkstoffprüfung zu vermeiden.

Die Auswertung der Anzahl und Dauer der intraoralen Temperaturbelastungen der Probandenversuche (Tab.24, Abb. 33) deutet darauf hin, dass sich die Temperaturen im Mund zum überwiegenden Teil in einen moderaten Spektrum auf Level der Körpertemperatur bewegt. Die Anzahl und Dauer von Heißprovokationen ≥ 40,0°C oder Kaltprovokationen ≤ 20,0°C über einen Zeitraum von 11h22min fällt im Vergleich sehr gering aus. Die Ergebnisse dieser Untersuchung deuten darauf hin, dass sowohl längere Heiß- und Kaltphasen

als auch kurze, schnelle Temperaturspitzen einer natürlichen Belastung im Mundraum entsprechen. Um Rückschlüsse auf eine Anpassung der Haltezeiten im Thermocycling-Verfahren ziehen zu können, werden weitere Untersuchungen notwendig sein.

6 Zusammenfassung

Das Thermocycling stellt im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen zur Beschaffenheit dentaler Werkstoffe in Kausimulatoren ein Verfahren dar, welches das permanent speichelfeuchte Milieu der Mundhöhle sowie ihrer ständig wechselnden thermischen Belastung nachahmt. Dabei werden die Prüfkörper wechselnden Temperaturbelastungen ausgesetzt. Hierbei kommen Grenztemperaturen in einem Bereich von 5°C bis 55°C zur Anwendung. Weder die Extremwerte, noch die Anzahl der Temperaturwechsel oder deren Haltezeiten basieren auf In-vivo Untersuchungen über einen mehrstündigen Zeitraum. Hauptursächlich für diesen Mangel waren bisher dafür ungeeignete Mess- und Untersuchungsmethoden für Langzeitmessungen.

Zentraler Bestandteil der durchgeführten Untersuchung war die Integration eines Datenloggers zur Temperaturüberwachung in die Mundhöhle, um über einen mehrstündigen Zeitraum die intraoralen Temperaturbelastungen auswerten zu können.

Nachdem mittels Kunststoffschiene eine geeignete Verankerungsmöglichkeit festgelegt wurde, kam in einer ersten Untersuchung ein Thermobutton 21G zum Einsatz, dessen technische Eigenschaften sich für weiterführende Untersuchungen als nicht ausreichend herausstellten. Es kam anschließend ein Thermobutton 22L zur Anwendung, welcher deutlich detailliertere Messergebnisse lieferte. In einer zweiten Untersuchung wurde für diesen Thermobutton eine Position in der Mundhöhle eruiert, welche die geringste Differenz zur zugeführten thermalen Belastung auswies. Es konnte aufgezeigt werden, dass sich die Position palatinal der Oberkieferfrontzähne zur Platzierung des Datenloggers als optimal erwies.

Weiter konnte die Auswertung der abschließend durchgeführten Probandenversuche darstellen, dass die Anzahl sehr hoher (niedriger) Temperaturlasten innerhalb eines Halbtages gering ist. Ebenso ist die Dauer von sehr hohen (niedrigen) Temperaturlasten als kurzzeitig zu bezeichnen.

7 Literaturverzeichnis

1. Adam, D., Johnston, S. D., Beard, L., Nicholson, V., Lisle, A., Gaughan, J., et al. (2016). Surgical implantation of temperature-sensitive transmitters and data-loggers to record body temperature in koalas (Phascolarctos cinereus). *Aust Vet J. , 94* (1-2), S. 42-47.

2. Airoldi, G., Riva, G., Vanelli, M., Filippi, V., & Garattini, G. (1997). Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop. , 112* (1), S. 58-63.

3. Ayatollahi, M. R., Yahya, M. Y., Karimzadeh, A., Nikkhooyifar, M., & Ayob, A. (2015). Effects of temperature change and beverage on mechanical and tribological properties of dental restorative composites. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. , 54*, S. 69-75.

4. Barclay, C. W., Spence, D., & Laird, W. R. (2005). Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil. , 32* (12), S. 886-894.

5. Bergström, J., & Varga, G. (1971). Temperatures of the oral cavity in 50 healthy students. *Sven Tandlak Tidskr. , 64* (3), S. 157-164.

6. Brown, A. C., & Goldberg, M. P. (1966). Surface temperature and temperature gradients of human teeth in situ. *Arch Oral Biol. , 11*, S. 973-982.

7. Cao, H., Landge, V., Tata, U., Seo, Y. S., Rao, S., Tang, S. J., et al. (2012). An implantable, batteryless, and wireless capsule with integrated impedance and pH sensors for gastroesophageal reflux monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng. , 59* (11), S. 3131-3139.

8. Choi, J. E., Loke, C., Waddell, J. N., Lyons, K. M., Kieser, J. A., & Farella, M. (2015). Continuous measurement of intra-oral pH and temperature: development, validation of an appliance and a pilot study. *J Oral Rehabil. , 42* (8), S. 563-570.

9. Clark, H. M., Henson, P. A., Barber, W. D., Stierwalt, J. A., & Sherrill, M. (2003). Relationships among subjective and objective measures of tongue strength and oral phase swallowing impairments. *Am J Speech Lang Pathol. , 12* (1), S. 40-50.

10. Craig, R. G., & Peyton, F. A. (1961). Thermal conductivity of tooth structure, dental cements, and amalgam. *J Dent Res. , 40* (3), S. 411-418.

11. Crim, G. A., Swartz, M. L., & Phillips, R. W. (1985). Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent. , 53* (1), S. 50-53.

12. Daanen, H. A., van Es, E. M., & de Graaf, J. L. (2006). Heat strain and gross efficiency during endurance exercise after lower, upper, or whole body precooling in the heat. *Int J Sports Med. , 27* (5), S. 379-88.

13. Dallmann, R., Steinlechner, S., von Hörsten, S., & Karl, T. (2006). Stress-induced hyperthermia in the rat: comparison of classical and novel recording methods. *Lab Anim. , 40* (2), S. 186-93.

14. Davidson, A. J., Aujard, F., London, B., Menaker, M., & Block, G. D. (2003). Thermochron ibuttons: an inexpensive method for long-term recording of core body temperature in untethered animals. *J Biol Rhythms. , 18* (5), S. 430-432.

15. Davidson, J. M., Linforth, R. S., & Taylor, A. J. (1998). In-mouth measurement of pH and conductivity during eating. *J. Agric. Food Chem , 46* (12), S. 5210-5214.

16. de Vree, J. H., Spierings, T. A., & Plasschaert, A. J. (1983). A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth. *J Dent Res. , 62* (6), S. 756-759.

17. Drummond, J. L., Robledo, J., Garcia, L., & Toepke, T. R. (1993). Thermal conductivity of cement base materials. *Dent Mater. , 9* (1), S. 68-71.

18. Egg, D., Rossiwall, B., & Mauser, R. (1975). A technical and methodical design for differential-thermometry of human incisors. *Exp Pathol (Jena). , 10* (1-2), S. 99-102.

19. Engelen, L., de Wijk, R. A., Prinz, J. F., van der Bilt, A., Janssen, A. M., & Bosman, F. (2002). The effect of oral temperature on the temperature perception of liquids and semisolids in the mouth. *Eur J Oral Sci. , 110* (6), S. 412-416.

20. Ernst, C. P., Canbek, K., Euler, T., & Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig. , 8* (3), S. 130-138.

21. Farella, M., Loke, C., Sanders, S., Songini, A., Allen, M., Mei, L., et al. (2016). Simultaneous wireless assessment of intra-oral pH and temperature. *J Dent. , 51*, S. 49.

22. Feuerstein, O., Zeichner, K., Imbari, C., Ormianer, Z., Samet, N., & Weiss, E. (2008). Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. *Clin Oral Implants Res. , 19* (6), S. 629-633.

23. Fuller, A., Oosthuyse, T., Maloney, S. K., & Mitchell, D. (1999). Evaluation of miniature data loggers for body temperature measurement during sporting activities. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol. , 79* (4), S. 341-346.

24. Gales, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent. , 27* (2), S. 89-99.

25. Green, B. G. (1986). Oral perception of the temperature of liquids. *Percept Psychophys. , 39* (1), S. 19-24.

26. Hamlet, S., Choi, J., Zormeier, M., Shamsa, F., Stachler, R., Muz, J., et al. (1996). Normal adult swallowing of liquid and viscous material: scintigraphic data on bolus transit and oropharyngeal residues. *Dysphagia. , 11* (1), S. 41-47.

27. Harper, R. H., Schnell, R. J., Swartz, M. L., & Phillips, R. W. (1980). In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J Prosthet Dent. , 43* (2), S. 180-185.

28. Hasselberg, M. J., McMahon, J., & Parker, K. (2013). The validity, reliability, and utility of the iButton® for measurement of body temperature circadian rhythms in sleep/wake research. *Sleep Med. , 14* (1), S. 5-11.

29. Jacobs, H. R., Thompson, R. E., & Brown, W. S. (1973). Heat transfer in teeth. *J Dent Res. , 52* (2), S. 248-252.

30. Jafarzadeh, H., Udoye, C. I., & Kinoshita, J. (2008). The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod. , 34* (12), S. 1435-1440.

31. Jones, J. C., Grieve, A. R., & Harrington, E. (1979). A machine for thermal cycling in the investigation of marginal leakage. Its development and use. *Br Dent J. , 46* (7), S. 207-211.

32. Kanetake, J., Kanawaku, Y., & Funayama, M. (2006). Automatic continuous monitoring of rectal temperature using a button-type thermo data logger. *Leg Med (Tokyo). , 8* (4), S. 226-230.

33. Kim, J. Y., Pfeiffer, P., & Niedermeier, W. (2003). Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent. , 90* (2), S. 184-189.

34. Kinahan, A. A., Inge-Möller, R., Bateman, P. W., Kotze, A., & Scantlebury, M. (2007). Body temperature daily rhythm adaptations in African savanna elephants (Loxodonta africana). *Physiol Behav. , 92* (4), S. 560-5.

35. Knorr, M., & Graef, W. (1960). Thermal problems and experiments on cold food and beverages. *Arch Hyg Bakteriol. , 144*, S. 569-605.

36. Koike, T., Hasegawa, T., Manabe, A., Itho, K., & Wakumoto, S. (1990). Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. *Dent Mater. , 6* (3), S. 178-180.

37. Lloyd, B. A., McGinley, M. B., & Brown, W. S. (1978). Thermal stress in teeth. *J Dent Res. , 57* (4), S. 571-582.

38. Longman, C. M., & Pearson, G. (1987). Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials. , 8*, S. 411-414.

39. Lovegrove, B. G. (2009). Modification and miniaturization of Thermochron iButtons for surgical implantation into small animals. *J Comp Physiol B. , 179* (4), S. 451-8.

40. Malanda, U. L., Reulen, J. P., Saris, W. H., & van Marken Lichtenbelt, W. D. (2008). Hypoxia induces no change in cutaneous thresholds for warmth and cold sensation. *Eur J Appl Physiol. , 104* (2), S. 375-81.

41. Matsuo, K., & Palmer, J. B. (2009). Coordination of Mastication, Swallowing and Breathing. *Jpn Dent Sci Rev. , 45* (1), S. 31-40.

42. Mesu, F. P. (1983). The effect of temperature on the compressive and tensile strengths of cements. *J Prosthet Dent. , 49* (1), S. 59-62.

43. Michailesco, P. M., Marciano, J., Grieve, A. R., & Abadie, M. J. (1995). An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *J Prosthet Dent. , 73* (2), S. 214-218.

44. Moore, R. J., Watts, J. T., Hood, J. A., & Burritt, D. J. (1999). Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod. , 21* (3), S. 249-261.

45. Mukherjee, S. (1978). The temperature of the gingival sulci. *J Periodontol. , 49* (11), S. 580-584.

46. Nell, A., Loicht, C., Emmer, W., & Sperr, W. (1994). Ergenisse von Temperaturmessungen im Sulcus gingivae (Results of temperature measurments in the gingival sulcus. *Z Stomatol. , 91*, S. 9-17.

47. Nelsen, R. J., Wolcott, R. B., & Pfaffenbarger, G. C. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc. , 44* (3), S. 288-295.

48. Newman, B. H., & Martin, C. A. (2001). The effect of hot beverages, cold beverages, and chewing gum on oral temperature. *Transfusion. , 41* (10), S. 1241-1243.

49. Ng, G. C., Compton, F. H., & Walker, T. W. (1978). Measurement of human gingival sulcus temperature. *J Periodontal Res. , 13* (4), S. 295-303.

50. Palmer, D. S., Barco, M. T., & Billy, E. J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent. , 67* (3), S. 325-327.

51. Peterson, E. A., Phillips, R. W., & Swartz, M. L. (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc. , 73* (6), S. 1324-1236.

52. Plant, C. G., Jones, D. W., & Darvell, B. W. (1974). The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J. , 137* (6), S. 233-238.

53. Prosiegel, M., & Weber, S. (2010). Dysphagie: Diagnostik und Therapie, 2. Auflage. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg.

54. Robert, K. A., & Thompson, M. B. (2003). Reconstructing Thermochron iButtons to reduce size and weight as a new technique in the study of small animal thermal biology. *Herpetol Rev. , 34* (2), S. 130-132.

55. Rossomando, K. J., & Wendt, S. L. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater. , 11* (1), S. 47-51.

56. Rutkove, S. B., Veves, A., Mitsa, T., Nie, R., Fogerson, P. M., Garmirian, L. P., et al. (2009). Impaired distal thermoregulation in diabetes and diabetic polyneuropathy. *Diabetes Care. , 32* (4), S. 671-6.

57. Sarabia, J. A., Rol, M. A., Mendiola, P., & Madrid, J. A. (2008). Circadian rhythm of wrist temperature in normal-living subjects A candidate of new index of the circadian system. *Physiol Behav. , 95* (4), S. 570-80.

58. Severens, N. M., van Marken Lichtenbelt, W. D., van Leeuwen, G. M., Frijns, A. J., van Steenhoven, A. A., de Mol, B. A., et al. (2007). Effect of forced-air heaters on perfusion and temperature distribution during and after open-heart surgery. *Eur J Cardiothorac Surg. , 32* (6), S. 888-95.

59. Smith, A. D., Crabtree, D. R., Bilzon, J. L., & Walsh, N. P. (2010). The validity of wireless iButtons and thermistors for human skin temperature measurement. *Physiol Meas. , 31* (1), S. 95-114.

60. Spierings, D., Bosman, F., Peters, T., & Plasschaert, F. (1987). Determination of the convective heat transfer coefficient. *Dent Mater. , 3* (4), S. 161-164.

61. Spierings, T. A., de Vree, J. H., Peters, M. C., & Plasschaert, A. J. (1984). The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J Dent Res. , 63* (8), S. 1096-1100.

62. Spierings, T. A., Peters, M. C., & Plasschaert, A. J. (1984). Surface temperature of oral tissues. A review. *J Biol Buccale. , 12* (2), S. 91-99.

63. Spierings, T. A., Peters, M. C., Bosman, F., & Plasschaert, A. J. (1986). The influence of cavity geometry on heat transmission in restored teeth. *J Dent. , 14* (2), S. 47-51.

64. Spierings, T. A., Peters, M. C., Bosman, F., & Plasschaert, A. J. (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res. , 66* (8), S. 1336-1339.

65. Tanaka, T., Kamada, K., Matsumura, H., & Atsuta, M. (1995). A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent. , 74* (4), S. 345-349.

66. Taylor, E. N., DeNardo, D. F., & Malawy, M. A. (2004). A comparison between point- and semi-continuous sampling for assessing body temperature in a free-ranging ectotherm. *J Therm Biol. , 29* (2), S. 91-96.

67. Tibbetts, V. R., Schnell, R. J., Swartz, M. L., & Phillips, R. W. (1976). Thermal diffusion through amalgam and cement base: comparison of in vitro and in vivo measurements. *J Dent Res. , 55* (3), S. 441-451.

68. Toparli, M., Aykul, H., & Sasaki, S. (2003). Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil. , 30* (1), S. 99-105.

69. van Marken Lichtenbelt, W. D., Daanen, H. A., Wouters, L., Fronczek, R., Raymann, R. J., Severens, N. M., et al. (2006). Evaluation of wireless determination of skin temperature using iButtons. *Physiol Behav. , 88* (4-5), S. 489-497.

70. van Marken Lichtenbelt, W. D., van Hommering, J. W., Smulders, N. M., Drossaerts, J. M., Kemerink, G. J., & Bouvy, N. D. (2009). Cold-activated brown adipose tissue in healthy men. *N Engl J Med. , 360* (15), S. 1500-8.

71. Vickers, M., & Schwarzkopf, L. (2016). A simple method to predict body temperature of small reptiles from environmental temperature. *Ecol Evol. , 6* (10), S. 3059-66.

72. Vivanco, P., Ortiz, V., Rol, M. A., & Madrid, J. A. (2007). Looking for the keys to diurnality downstream from the circadian clock: role of melatonin in a dual-phasing rodent, Octodon degus. *J Pineal Res. , 42* (3), S. 280-90.

73. Volchansky, A., & Cleaton-Jones, P. (1994). Variations in oral temperature. *J Oral Rehabil. , 21* (5), S. 605-611.

74. Wen, J. C., & Prendergast, B. J. (2007). Photoperiodic regulation of behavioral responsiveness to proinflammatory cytokines. *Physiol Behav. , 90* (5), S. 717-25.

75. Wendt, S. L., McInnes, P. M., & Dickinson, G. L. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater. , 8* (3), S. 181-184.

76. Wijers, S. L., Saris, W. H., & van Marken Lichtenbelt, W. D. (2007). Individual thermogenic responses to mild cold and overfeeding are closely related. *J Clin Endocrinol Metab. , 92* (11), S. 4299-305.

77. Youngson, C. C., & Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clin Oral Investig. , 4* (3), S. 183-189.

8 Anhang

Statistik Kaltphase:

ONEWAY deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert	
					Untergrenze	Obergrenze
1	1856	17,818	5,3640	,1245	17,574	18,062
2	1724	15,270	5,8989	,1421	14,991	15,549
3	1788	18,096	5,4214	,1282	17,844	18,347
4	2838	25,675	5,4912	,1031	25,473	25,877
5	2838	23,103	5,8541	,1099	22,888	23,319
6	2838	25,362	5,5011	,1033	25,160	25,565
7	3840	27,416	4,3066	,0695	27,280	27,553
8	3840	25,760	4,1436	,0669	25,629	25,891
9	3840	27,090	4,4525	,0719	26,949	27,230
10	3160	24,975	5,3812	,0957	24,788	25,163
12	3160	24,818	5,3581	,0953	24,631	25,005
Gesamt	31722	24,202	6,1691	,0346	24,134	24,270

	Minimum	Maximum
1	10,9	30,1
2	7,3	30,1
3	11,5	30,1
4	12,6	33,9
5	10,4	30,6
6	12,9	33,7
7	14,6	32,8
8	13,7	31,0
9	14,6	32,1
10	-,4	33,6
12	-,4	33,5
Gesamt	-,4	33,9

Einfaktorielle ANOVA

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	377347,585	10	37734,759	**1441,924**	,000
Innerhalb der Gruppen	829868,461	31711	26,170		
Gesamt	1207216,046	31721			

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche/ Bonferroni/Scheffé-Prozedur

(I) Position	(J) Position	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	2,5481*	,1711	,000	1,816	3,280
	3	-,2777	,1695	,988	-1,003	,448
	4	-7,8565*	,1527	,000	-8,510	-7,203
	5	-5,2850*	,1527	,000	-5,938	-4,631
	6	-7,5440*	,1527	,000	-8,197	-6,891
	7	-9,5981*	,1446	,000	-10,217	-8,979
	8	-7,9421*	,1446	,000	-8,561	-7,323
	9	-9,2713*	,1446	,000	-9,890	-8,653
	10	-7,1571*	,1496	,000	-7,797	-6,517
	12	-7,0002*	,1496	,000	-7,640	-6,360
2	1	-2,5481*	,1711	,000	-3,280	-1,816
	3	-2,8258*	,1727	,000	-3,565	-2,087
	4	-10,4046*	,1562	,000	-11,073	-9,736
	5	-7,8331*	,1562	,000	-8,501	-7,165
	6	-10,0921*	,1562	,000	-10,761	-9,424
	7	-12,1462*	,1483	,000	-12,781	-11,512
	8	-10,4902*	,1483	,000	-11,125	-9,856
	9	-11,8195*	,1483	,000	-12,454	-11,185
	10	-9,7052*	,1532	,000	-10,361	-9,050
	12	-9,5483*	,1532	,000	-10,204	-8,893
3	1	,2777	,1695	,988	-,448	1,003
	2	2,8258*	,1727	,000	2,087	3,565
	4	-7,5787*	,1545	,000	-8,240	-6,918
	5	-5,0072*	,1545	,000	-5,668	-4,346
	6	-7,2663*	,1545	,000	-7,927	-6,605
	7	-9,3203*	,1465	,000	-9,947	-8,694

	8	-7,6644*	,1465	,000	-8,291	-7,038
	9	-8,9936*	,1465	,000	-9,620	-8,367
	10	-6,8793*	,1514	,000	-7,527	-6,232
	12	-6,7224*	,1514	,000	-7,370	-6,075
4	1	7,8565*	,1527	,000	7,203	8,510
	2	10,4046*	,1562	,000	9,736	11,073
	3	7,5787*	,1545	,000	6,918	8,240
	5	2,5715*	,1358	,000	1,990	3,153
	6	,3125	,1358	,871	-,269	,894
	7	-1,7416*	,1266	,000	-2,283	-1,200
	8	-,0856	,1266	1,000	-,628	,456
	9	-1,4149*	,1266	,000	-1,957	-,873
	10	,6994*	,1323	,002	,133	1,266
	12	,8563*	,1323	,000	,290	1,422
5	1	5,2850*	,1527	,000	4,631	5,938
	2	7,8331*	,1562	,000	7,165	8,501
	3	5,0072*	,1545	,000	4,346	5,668
	4	-2,5715*	,1358	,000	-3,153	-1,990
	6	-2,2590*	,1358	,000	-2,840	-1,678
	7	-4,3131*	,1266	,000	-4,855	-3,771
	8	-2,6572*	,1266	,000	-3,199	-2,115
	9	-3,9864*	,1266	,000	-4,528	-3,445
	10	-1,8721*	,1323	,000	-2,438	-1,306
	12	-1,7152*	,1323	,000	-2,281	-1,149
6	1	7,5440*	,1527	,000	6,891	8,197
	2	10,0921*	,1562	,000	9,424	10,761
	3	7,2663*	,1545	,000	6,605	7,927
	4	-,3125	,1358	,871	-,894	,269
	5	2,2590*	,1358	,000	1,678	2,840
	7	-2,0541*	,1266	,000	-2,596	-1,512
	8	-,3981	,1266	,451	-,940	,144
	9	-1,7273*	,1266	,000	-2,269	-1,185
	10	,3869	,1323	,575	-,179	,953
	12	,5438	,1323	,077	-,022	1,110
7	1	9,5981*	,1446	,000	8,979	10,217
	2	12,1462*	,1483	,000	11,512	12,781
	3	9,3203*	,1465	,000	8,694	9,947
	4	1,7416*	,1266	,000	1,200	2,283
	5	4,3131*	,1266	,000	3,771	4,855
	6	2,0541*	,1266	,000	1,512	2,596
	8	1,6560*	,1167	,000	1,156	2,156

	9	,3267	,1167	,645	-,173	,826
	10	2,4410*	,1229	,000	1,915	2,967
	12	2,5979*	,1229	,000	2,072	3,124
8	1	7,9421*	,1446	,000	7,323	8,561
	2	10,4902*	,1483	,000	9,856	11,125
	3	7,6644*	,1465	,000	7,038	8,291
	4	,0856	,1266	1,000	-,456	,628
	5	2,6572*	,1266	,000	2,115	3,199
	6	,3981	,1266	,451	-,144	,940
	7	-1,6560*	,1167	,000	-2,156	-1,156
	9	-1,3292*	,1167	,000	-1,829	-,830
	10	,7850*	,1229	,000	,259	1,311
	12	,9419*	,1229	,000	,416	1,468
9	1	9,2713*	,1446	,000	8,653	9,890
	2	11,8195*	,1483	,000	11,185	12,454
	3	8,9936*	,1465	,000	8,367	9,620
	4	1,4149*	,1266	,000	,873	1,957
	5	3,9864*	,1266	,000	3,445	4,528
	6	1,7273*	,1266	,000	1,185	2,269
	7	-,3267	,1167	,645	-,826	,173
	8	1,3292*	,1167	,000	,830	1,829
	10	2,1143*	,1229	,000	1,589	2,640
	12	2,2712*	,1229	,000	1,745	2,797
10	1	7,1571*	,1496	,000	6,517	7,797
	2	9,7052*	,1532	,000	9,050	10,361
	3	6,8793*	,1514	,000	6,232	7,527
	4	-,6994*	,1323	,002	-1,266	-,133
	5	1,8721*	,1323	,000	1,306	2,438
	6	-,3869	,1323	,575	-,953	,179
	7	-2,4410*	,1229	,000	-2,967	-1,915
	8	-,7850*	,1229	,000	-1,311	-,259
	9	-2,1143*	,1229	,000	-2,640	-1,589
	12	,1569	,1287	,999	-,394	,708
12	1	7,0002*	,1496	,000	6,360	7,640
	2	9,5483*	,1532	,000	8,893	10,204
	3	6,7224*	,1514	,000	6,075	7,370
	4	-,8563*	,1323	,000	-1,422	-,290
	5	1,7152*	,1323	,000	1,149	2,281
	6	-,5438	,1323	,077	-1,110	,022
	7	-2,5979*	,1229	,000	-3,124	-2,072
	8	-,9419*	,1229	,000	-1,468	-,416

	9	-2,2712*	,1229	,000	-2,797	-1,745
	10	-,1569	,1287	,999	-,708	,394

*. Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau 0.05 signifikant.

Homogene Untergruppen

Bonferroni/Scheffé-Prozedur

Position	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.					
		1	2	3	4	5	6
2	1724	15,270					
1	1856		17,818				
3	1788		18,096				
5	2838			23,103			
12	3160				24,818		
10	3160				24,975		
6	2838				25,362	25,362	
4	2838					25,675	
8	3840					25,760	
9	3840						27,090
7	3840						27,416
Signifikanz		1,000	,951	1,000	,133	,626	,862

Statistik Heißphase:

ONEWAY deskriptive Statistiken

	N	Mittelwert	Standard-abweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2812	-14,380	13,7537	,2594	-14,889	-13,872
2	2812	-13,292	12,2504	,2310	-13,745	-12,839
3	2812	-14,338	13,7724	,2597	-14,848	-13,829
4	2746	-18,168	14,2353	,2717	-18,701	-17,636
5	2746	-18,599	14,8137	,2827	-19,154	-18,045
6	2746	-18,453	14,0775	,2686	-18,980	-17,926
7	4030	-16,846	13,2246	,2083	-17,255	-16,438
8	4030	-16,644	13,4644	,2121	-17,060	-16,228
9	4030	-16,738	13,3454	,2102	-17,150	-16,325
10	2742	-17,549	13,8943	,2653	-18,070	-17,029
12	2742	-17,361	14,1414	,2701	-17,891	-16,832
Gesamt	34248	-16,582	13,7871	,0745	-16,728	-16,436

	Minimum	Maximum
1	-38,5	14,3
2	-38,5	12,7
3	-38,0	13,7
4	-35,0	13,4
5	-37,9	13,2
6	-35,4	12,5
7	-37,6	9,3
8	-37,9	9,4
9	-37,7	9,7
10	-35,4	12,7
12	-35,4	12,8
Gesamt	-38,5	14,3

Einfaktorielle ANOVA

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	90541,256	10	9054,126	**48,290**	,000
Innerhalb der Gruppen	6419314,587	34237	187,496		
Gesamt	6509855,843	34247			

Post-Hoc-Tests

Mehrfachvergleiche/ Bonferroni/Scheffé-Prozedur

(I) Position	(J) Position	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	-1,0877	,3652	,544	-2,650	,475
	3	-,0417	,3652	1,000	-1,604	1,521
	4	3,7883*	,3674	,000	2,216	5,360
	5	4,2192*	,3674	,000	2,647	5,791
	6	4,0728*	,3674	,000	2,501	5,645
	7	2,4659*	,3365	,000	1,026	3,906
	8	2,2639*	,3365	,000	,824	3,704
	9	2,3574*	,3365	,000	,918	3,797
	10	3,1691*	,3675	,000	1,597	4,742
	12	2,9813*	,3675	,000	1,409	4,554
2	1	1,0877	,3652	,544	-,475	2,650
	3	1,0460	,3652	,609	-,517	2,609
	4	4,8760*	,3674	,000	3,304	6,448
	5	5,3069*	,3674	,000	3,735	6,879
	6	5,1606*	,3674	,000	3,589	6,733
	7	3,5536*	,3365	,000	2,114	4,993
	8	3,3516*	,3365	,000	1,912	4,791
	9	3,4451*	,3365	,000	2,005	4,885
	10	4,2569*	,3675	,000	2,684	5,829
	12	4,0690*	,3675	,000	2,496	5,642
3	1	,0417	,3652	1,000	-1,521	1,604
	2	-1,0460	,3652	,609	-2,609	,517
	4	3,8300*	,3674	,000	2,258	5,402
	5	4,2609*	,3674	,000	2,689	5,833

	6	4,1146*	,3674	,000	2,543	5,687
	7	2,5076*	,3365	,000	1,068	3,947
	8	2,3056*	,3365	,000	,866	3,745
	9	2,3991*	,3365	,000	,959	3,839
	10	3,2109*	,3675	,000	1,638	4,783
	12	3,0230*	,3675	,000	1,450	4,596
4	1	-3,7883*	,3674	,000	-5,360	-2,216
	2	-4,8760*	,3674	,000	-6,448	-3,304
	3	-3,8300*	,3674	,000	-5,402	-2,258
	5	,4309	,3695	,999	-1,150	2,012
	6	,2846	,3695	1,000	-1,297	1,866
	7	-1,3224	,3388	,124	-2,772	,127
	8	-1,5244*	,3388	,027	-2,974	-,075
	9	-1,4309	,3388	,058	-2,881	,019
	10	-,6191	,3697	,986	-2,201	,963
	12	-,8070	,3697	,906	-2,389	,775
5	1	-4,2192*	,3674	,000	-5,791	-2,647
	2	-5,3069*	,3674	,000	-6,879	-3,735
	3	-4,2609*	,3674	,000	-5,833	-2,689
	4	-,4309	,3695	,999	-2,012	1,150
	6	-,1464	,3695	1,000	-1,728	1,435
	7	-1,7533*	,3388	,003	-3,203	-,303
	8	-1,9553*	,3388	,000	-3,405	-,505
	9	-1,8618*	,3388	,001	-3,312	-,412
	10	-1,0501	,3697	,622	-2,632	,532
	12	-1,2379	,3697	,341	-2,820	,344
6	1	-4,0728*	,3674	,000	-5,645	-2,501
	2	-5,1606*	,3674	,000	-6,733	-3,589
	3	-4,1146*	,3674	,000	-5,687	-2,543
	4	-,2846	,3695	1,000	-1,866	1,297
	5	,1464	,3695	1,000	-1,435	1,728
	7	-1,6069*	,3388	,013	-3,057	-,157
	8	-1,8090*	,3388	,002	-3,259	-,359
	9	-1,7154*	,3388	,004	-3,165	-,266
	10	-,9037	,3697	,817	-2,486	,678
	12	-1,0916	,3697	,559	-2,673	,490
7	1	-2,4659*	,3365	,000	-3,906	-1,026
	2	-3,5536*	,3365	,000	-4,993	-2,114
	3	-2,5076*	,3365	,000	-3,947	-1,068

	4	1,3224	,3388	,124	-,127	2,772
	5	1,7533*	,3388	,003	,303	3,203
	6	1,6069*	,3388	,013	,157	3,057
	8	-,2020	,3050	1,000	-1,507	1,103
	9	-,1085	,3050	1,000	-1,414	1,197
	10	,7032	,3390	,933	-,747	2,154
	12	,5154	,3390	,993	-,935	1,966
8	1	-2,2639*	,3365	,000	-3,704	-,824
	2	-3,3516*	,3365	,000	-4,791	-1,912
	3	-2,3056*	,3365	,000	-3,745	-,866
	4	1,5244*	,3388	,027	,075	2,974
	5	1,9553*	,3388	,000	,505	3,405
	6	1,8090*	,3388	,002	,359	3,259
	7	,2020	,3050	1,000	-1,103	1,507
	9	,0935	,3050	1,000	-1,212	1,399
	10	,9053	,3390	,713	-,545	2,356
	12	,7174	,3390	,923	-,733	2,168
9	1	-2,3574*	,3365	,000	-3,797	-,918
	2	-3,4451*	,3365	,000	-4,885	-2,005
	3	-2,3991*	,3365	,000	-3,839	-,959
	4	1,4309	,3388	,058	-,019	2,881
	5	1,8618*	,3388	,001	,412	3,312
	6	1,7154*	,3388	,004	,266	3,165
	7	,1085	,3050	1,000	-1,197	1,414
	8	-,0935	,3050	1,000	-1,399	1,212
	10	,8117	,3390	,837	-,639	2,262
	12	,6239	,3390	,971	-,827	2,074
10	1	-3,1691*	,3675	,000	-4,742	-1,597
	2	-4,2569*	,3675	,000	-5,829	-2,684
	3	-3,2109*	,3675	,000	-4,783	-1,638
	4	,6191	,3697	,986	-,963	2,201
	5	1,0501	,3697	,622	-,532	2,632
	6	,9037	,3697	,817	-,678	2,486
	7	-,7032	,3390	,933	-2,154	,747
	8	-,9053	,3390	,713	-2,356	,545
	9	-,8117	,3390	,837	-2,262	,639
	12	-,1879	,3698	1,000	-1,770	1,395
12	1	-2,9813*	,3675	,000	-4,554	-1,409
	2	-4,0690*	,3675	,000	-5,642	-2,496

	3	-3,0230*	,3675	,000	-4,596	-1,450
	4	,8070	,3697	,906	-,775	2,389
	5	1,2379	,3697	,341	-,344	2,820
	6	1,0916	,3697	,559	-,490	2,673
	7	-,5154	,3390	,993	-1,966	,935
	8	-,7174	,3390	,923	-2,168	,733
	9	-,6239	,3390	,971	-2,074	,827
	10	,1879	,3698	1,000	-1,395	1,770

*. Die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau 0.05 signifikant.

Homogene Untergruppen

Bonferroni/Scheffé-Prozedur

Position	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.			
		1	2	3	4
5	2746	-18,599			
6	2746	-18,453			
4	2746	-18,168	-18,168		
10	2742	-17,549	-17,549	-17,549	
12	2742	-17,361	-17,361	-17,361	
7	4030		-16,846	-16,846	
9	4030		-16,738	-16,738	
8	4030			-16,644	
1	2812				-14,380
3	2812				-14,338
2	2812				-13,292
Signifikanz		,261	,085	,761	,481

Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a. Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 3027,662.

b. Die Gruppengrößen sind nicht identisch. Es wird das harmonische Mittel der Gruppengrößen verwendet. Fehlerniveaus des Typs I sind nicht garantiert.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Thermobutton / Datenlogger	18
Abbildung 2:	USB – Interface	18
Abbildung 3:	Perforierte Schienenkonstruktion für Temperaturmessung in Pos.2 (Oberkiefer palatinal)	20
Abbildung 4:	Eingegliederte Schiene in Pos.2 (Oberkiefer palatinal); links ohne Thermobutton, rechts mit Thermobutton	21
Abbildung 5:	Schematische Darstellung zur Positionierung der Thermobuttons	22
Abbildung 6:	Eingegliederte Schiene mit 3 Thermobuttons 22L für die zeitgleiche Erfassung an den Positionen 4, 5 und 6 (Oberkiefer palatinal)	25
Abbildung 7:	Schematischer Versuchsablauf nach fiktiven Messwerten aufgeteilt in 7 Abschnitte	29
Abbildung 8:	Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierter und geschlossener Schiene	30
Abbildung 9:	Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchszeitraum; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=117	32
Abbildung 10:	Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 1,2 und 3	33
Abbildung 11:	Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=89	34
Abbildung 12:	Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 4,5 und 6	35

Abbildung 13: Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=81 37

Abbildung 14: Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 7, 8 und 9 38

Abbildung 15: Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=68 39

Abbildung 16: Temperaturverläufe nach definiertem Versuchsaufbau mit perforierten Schienen an den Positionen 10 und 12 40

Abbildung 17: Verteilung der erfassten Messwerte über den gesamten Versuchsablauf; Anzahl der jeweiligen Messwerte: n=94 41

Abbildung 18: Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung 42

Abbildung 19: Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung 44

Abbildung 20: Temperaturverläufe an den Positionen 1, 2 und 3 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung 45

Abbildung 21: Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung 47

Abbildung 22: Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung 48

Abbildung 23: Temperaturverläufe an den Positionen 4, 5 und 6 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung 50

Abbildung 24: Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung 51

Abbildung 25: Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung 53

Abbildung 26: Temperaturverläufe an den Positionen 7, 8 und 9 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung 54

Abbildung 27: Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; erste Durchführung der Messung 56

Abbildung 28: Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; zweite Durchführung der Messung 57

Abbildung 29: Temperaturverläufe an den Positionen 10 und 12 sowie einer Referenzmessung; dritte Durchführung der Messung 58

Abbildung 30: Extremwerte und Durchschnittstemperaturen der Positionen 1 bis 12 62

Abbildung 31: Darstellung der Mittelwerte der Kaltprovokation aus drei Messungen der Positionen 1 – 12 69

Abbildung 32: Darstellung der Mittelwerte der Heißprovokation aus drei Messungen der Positionen 1 – 12 70

Abbildung 33: Beispiel des Temperaturverlaufes eines Probandenversuches sowie synchrone Referenzmessung; hier: Proband #10 78

Abbildung 34: Darstellung Messergebnis Proband #1 79

Abbildung 35: Verteilung einzelner Temperaturbereiche über die Gesamtheit der Probanden-versuche innerhalb 11h22min 80

Abbildung 36: Verteilung einzelner Temperaturbereiche innerhalb einer 24stündigen Beobachtung nach MOORE et al. 80

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Literaturübersicht – intraoral gemessene Temperaturmaxima auf Heiß- und Kaltprovokation 12-13

Tabelle 2: Positionierung der Thermobuttons im Mund 21

Tabelle 3: Zeitspanne für Messungen in Abhängigkeit vom Speichervolumen bei unterschiedlicher Programmierung 23

Tabelle 4: Technische Geräte, Verbrauchsmaterialien und deren Hersteller 27

Tabelle 5: Vergleich der Schienenkonstruktionen an Position 2 31

Tabelle 6: Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII 34

Tabelle 7: Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII 36

Tabelle 8: Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII 38

Tabelle 9: Vergleich der ermittelten Durchschnittstemperaturen sowie Extremwerte während der Trinkphasen IV und VII 40

Tabelle 10: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie der Extremwerte 43

Tabelle 11: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 44

Tabelle 12: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 46

Tabelle 13: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 47

Tabelle 14: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 49

Tabelle 15: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 50

Tabelle 16: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 52

Tabelle 17: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 53

Tabelle 18: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der drei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 55

Tabelle 19: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 56

Tabelle 20: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 57

Tabelle 21: Vergleich der Durchschnittstemperaturen der zwei Positionen, Anzahl der Messwerte sowie Extremwerte 58
Tabelle 22: Übersicht der Extrema aller Messungen mit Thermobutton 22L sowie deren Durchschnitt; hervorgehoben ist die höchste und niedrigste gemessene Temperatur, in °C 59

Tabelle 23: Zusammenfassung der Messdaten aus der Vorversuchen mit Thermobutton 22L, in °C 60-61

Tabelle 24: Übersicht der Messreihen der Probandenversuche: Anzahl der Messwerte je Proband sowie deren Anteil an der gesamten Messreihe in Prozent und Zeit 63

Tabelle 25: Übersicht aller Temperaturereignisse je Proband; fett markiert sind die jeweiligen Extrema, rot markiert die Ereignisse mit der geringsten Differenz 65-67

Tabelle 26: Einfaktorielle ANOVA über die Kaltphase 68

Tabelle 27: Einfaktorielle ANOVA über die Heißphase 69

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	analysis of variance
approx.	approximal
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
Diff.	Differenz
etc.	et cetera
g	Gramm
k.A.	keine Angabe

mm	Millimeter
Max./ Min.	Maximum/ Minimum
Min.	Minute/n
MW	Mittelwert
palat.	palatinal
PE	Polyethylen
PMMA	Polymethymethacrylat
Pos.	Position
Prob.	Proband
PVC	Polyvinylchlorid
Ref.	Referenz
Reg.	Regio
Sek.	Sekunde/n
Tab.	Tabelle
Temp.	Temperatur
UK/ OK	Unterkiefer/ Oberkiefer
USB	Universal Serial Bus
usw.	und so weiter
vest.	vestibulär
z.B.	zum Beispiel

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die hier vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Berlin, den 10.07.2017

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für die Überlassung des Themas, die Bereitstellung der Arbeitsmaterialien zur Durchführung der Studie sowie seine stetige Hilfsbereitschaft, Motivation und freundliche Unterstützung.

Herrn Dipl.-Kfm. Sascha Hoberecht danke ich recht herzlich für die fachliche und kompetente Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Untersuchungsergebnisse.

Mein allergrößter Dank gilt meiner Familie, meinen Eltern, meinen Geschwistern und Christin für ihre unermüdliche Unterstützung. Ohne sie wären ein Studium und eine Dissertation nicht möglich gewesen.

Berlin, den 10.07.2017