

Influence of various polishing methods on pulp temperature

An in vitro study

Einfluss verschiedener Poliermethoden auf die Pulpatemperatur

Eine In-vitro-Studie

Sabrina Mank, Markus Steineck, Lorenz Brauchli¹

Abstract

Objective. After orthodontic debonding, adhesive removal can lead to rises in pulp temperature, causing histological changes or pulp necrosis. The objective of this study was to measure increases in pulp temperature during adhesive removal using different instruments and various cooling procedures.

Materials and methods. A thermoelement was introduced into the pulp chamber of 10 human incisors. The teeth were immersed in a 36°C water bath up to the cemento-enamel junction. Two carbide burs, one polishing disk and two rubber points were used for polishing. All measurements were taken over a 10 s period by a single investigator, under slight pressure and with constant motion. Three cooling procedures were examined: no cooling, air cooling and water cooling. Pulp temperatures were measured before polishing and after 10 s of polishing.

Results. Without cooling, the two rubber points revealed clinically relevant temperature increases of 6.1°C and 12.4°C. Cooling with air and with water reduced pulp temperature in conjunction with all polishing methods. Air cooling was most efficient, except in combination with the polishing disk.

Conclusion. Under these study conditions, carbide burs and polishing disks can be used safely and without risk to the pulp, even without cooling. On the other hand, rubber points cause a marked increase in pulp temperature when used without cooling.

Keywords

Pulp temperature · Adhesive removal · Polishing methods

Zusammenfassung

Ziel. Pulpatemperaturanstiege während der Adhäsi-ventfernung nach dem kieferorthopädischen Debonding könnten zu histologischen Veränderungen oder zum Absterben der Pulpa führen. Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Bestimmung der Pulpatemperaturanstiege während der Adhäsi-ventfernung mit verschiedenen Instrumenten und unterschiedlicher Kühlung.

Material und Methodik. Ein Thermoelement wurde in die Pulpakammer von 10 humanen Unterkieferincisivi eingeführt. Die Zähne wurden bis zur Schmelzzementgrenze in ein Wasserbad mit einer Temperatur von 36°C eingetaucht. Zur Polierung wurden 2 Karbidbohrer, 1 Polierscheibe und 2 Gummispitzen verwendet. Alle Messungen wurden durch einen Behandler unter leichtem Druck und konstanter Bewegung während 10 s durchgeführt. Untersucht wurden 3 Kühlmethode: keine Kühlung, Kühlung mit Luft und Kühlung mit Wasser. Die Pulpatemperaturen wurden vor Beginn und nach 10 s Polierung aufgezeichnet.

Ergebnisse. Die beiden Gummispitzen zeigten ohne Kühlung klinisch relevante Temperaturanstiege von 6,1°C und 12,4°C. Kühlung mit Luft oder mit Wasser resultierte in einer Reduktion der Pulpatemperatur für alle Poliermethoden. Außer in der Kombination mit der Polierscheibe war Luft die effizienteste Kühlmethode.

Schlussfolgerung. Unter den Anwendungsbedingungen der vorliegenden Studie können die Karbidbohrer und die Polierscheibe selbst ohne Kühlung sicher und ohne Pulparisiko verwendet werden. Gummispitzen hingegen führten ohne Kühlung zu einem starken intrapulpalen Temperaturanstieg.

Schlüsselwörter

Pulpatemperatur · Adhäsi-ventfernung · Poliermethoden

¹Clinic of Orthodontics and Pedodontics, University of Basel, Switzerland

Hier steht eine Anzeige.



Introduction

Orthodontic tooth movement is generally accompanied by few side effects. During the active treatment phase, root resorption is probably the most feared reaction. During debonding, bracket removal can lead to cracks in the enamel. Careless removal of adhesive residues can also damage the enamel and leave its surface rough. However, as this damage is visible, it can be corrected. In addition, polishing with inadequate cooling can cause the pulp to overheat, leading to fibrosis and necrosis. A macaque model [45] has demonstrated that relatively small temperature increases of 5.5°C (10°F) caused pulp necrosis in 15% of teeth. With a temperature increase of 11.1°C (20°F), pulp necrosis was detected in 60% of teeth. A study in rats showed that temperature increases of up to 42°C caused vasodilatation and increased blood flow, whereas temperatures above 44°C induced aggregation of blood cells and, in some cases, arrested pulp circulation [33]. From the histological perspective, these temperature increases lead to reactions resembling skin burns, with blister formation in the pulp periphery [35, 43], destruction of odontoblasts [35], coagulation of protoplasm [23] and vascular injuries with tissue necrosis [30].

A rise in pulp temperature is relevant for a variety of dental procedures. Many authors have investigated changes in pulp temperature caused by cavity preparation [8, 9, 16, 29, 31], composite polymerization [3, 10, 11, 25], curing lights [1, 3, 13, 19, 36, 42] and bleaching [7, 14, 21, 38, 40]. However, few studies have addressed temperature increases from composite removal and surface polishing after bracket removal during orthodontic therapy [20, 41, 43].

Two studies have dealt specifically with the temperature increase in the pulp during adhesive removal, showing that different carbide finishing burs cause significantly different increases in temperature. A fine 40-coil hard metal finisher caused slight temperature increases of 1.2°C, compared with the six-coil carbide finishing bur, which yielded a temperature rise of 9.4°C [20]. The number of rotations per minute and cooling also played a significant role. Polishing with a carbide finishing bur in the high speed contra-angle handpiece without cooling revealed a 7.6°C temperature increase, whereas the same procedure with water cooling led to a 5.3°C drop in temperature [41]. As an alternative, air cooling has been tested with ceramic brackets [43]. The 5.9°C decrease in pulp temperature with air cooling was less than half the 13.8°C value observed with water cooling.

The objective of the present study was to examine in vitro the influence on pulp temperature of various instruments to remove adhesives and for surface polishing, such as carbide finishing burs, polishing disks and rubber points, in combination with different cooling methods.

Materials and methods

Our measurements were taken from 10 intact human mandibular incisors from the university collection, which had been

Einleitung

Die orthodontische Zahnbewegung geht i. Allg. mit geringen Nebeneffekten einher. Während der aktiven Behandlungsphase stellen Wurzelresorptionen wahrscheinlich die gefürchtetste Reaktion dar. Beim Debonding kann es durch die Entfernung der Brackets zu Schmelzrisen kommen. Unsorgfältiges Entfernen der Adhäsivreste kann zudem zu Schmelzschäden und rauen Schmelzoberflächen führen. Da diese Schäden sichtbar sind, können sie jedoch korrigiert werden. Die Polierung mit inadäquater Kühlung kann hingegen zur übermäßigen Erhitzung der Pulpa und zu Folgeschäden in Form von Fibrosen und Nekrosen führen. In einem Makaken-Modell [45] konnte gezeigt werden, dass relativ kleine Temperaturanstiege von 5,5°C (10°F) bereits bei 15% der Zähne zu einer Pulpanekrose führten. Bei einem Temperaturanstieg von 11,1°C (20°F) wurden in 60% der Zähne Pulpanekrosen gefunden. Eine weitere Studie an Ratten konnte zeigen, dass Temperaturanstiege bis 42°C zu einer Vasodilatation und einem erhöhten Blutfluss führten, während Temperaturen über 44°C zu einer Aggregation von Blutzellen führten und in einigen Fällen einen Stillstand der Pulpazirkulation zur Folge hatten [33]. Histologisch betrachtet führten diese Temperaturerhöhungen zu ähnlichen Reaktionen wie Verbrennungen der Haut mit der Bildung von Blasen in der Pulpaperipherie [35, 43], der Destruktion von Odontoblasten [35], der Koagulation von Protoplasma [23] und vaskulären Verletzungen mit Gewebnekrosen [30].

Ein Anstieg der Pulpatemperatur sollte für unterschiedliche zahnärztliche Arbeitsschritte von Interesse sein. Viele Autoren haben die Beeinflussung der Pulpatemperatur durch verschiedene Methoden der Kavitätenpräparation [8, 9, 16, 29, 31], Kompositpolymerisation [3, 10, 11, 25], Polymerisationslampen [1, 3, 13, 19, 36, 42] und Bleaching [7, 14, 21, 38, 40] untersucht. Nur wenige Studien beschäftigten sich jedoch mit dem Temperaturanstieg durch Kunststoffentfernung und Oberflächenpolierung nach Bracketentfernung in der orthodontischen Therapie [20, 41, 43].

Zwei Studien haben sich direkt mit dem Temperaturanstieg in der Pulpa bei Adhäsiventfernung beschäftigt. Es konnte gezeigt werden, dass die Verwendung unterschiedlicher Hartmetallfinierer zu signifikant unterschiedlichen Temperaturanstiegen führte. Ein feiner 40-fach gewendelter Hartmetallfinierer verursachte dabei nur geringe Temperaturanstiege von 1,2°C, verglichen mit einem 6-fach gewendelten Hartmetallfinierer, der einen Temperaturanstieg von 9,4°C bewirkte [20]. Daneben spielten die Anzahl der Umdrehungen pro Minute und die Kühlung eine signifikante Rolle. Eine Polierung mit einem Hartmetallfinierer im Highspeed-Winkelstück ohne Kühlung resultierte in einem Temperaturanstieg von 7,6°C, wohingegen die gleiche Vorgehensweise mit Wasserkühlung zu einem Temperaturabfall von 5,3°C [41] führte. Luft als alternative Kühlmethode wurde im Zusammenhang mit Keramikbrackets getestet [43]. Ein Abfall der Pulpatemperatur von 5,9°C bei Luftkühlung stand einem mehr als doppelt so hohen Abfall von 13,8°C bei Wasserkühlung gegenüber.

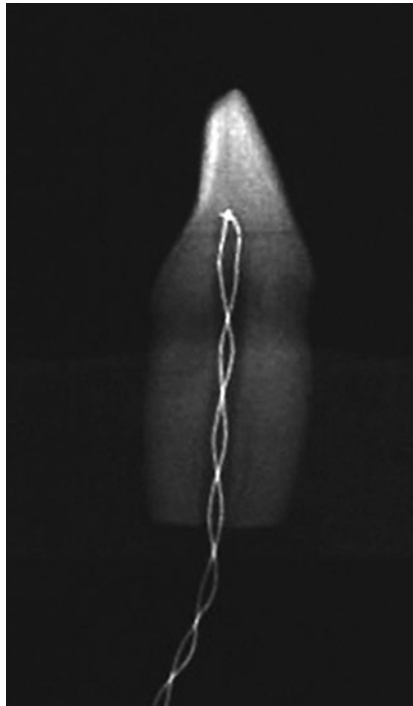


Figure 1. Mandibular incisor with temperature sensor. The root canal was enlarged with a rose-head bur for temperature-element insertion

Abbildung 1. Unterkieferinzisivus mit Temperatursensor. Der Wurzelkanal wurde mit einem Rosenbohrer für die Einführung des Temperaturelements vergrößert

stored for various periods in 0.1% thymol solution. The roots were apically shortened and the root canal expanded with a rose-head bur 1.2 mm in diameter. The teeth were cast in a polymer block with the apices kept free. The pulp chamber was filled with water to prevent air inclusions. A thermoelement (NiCr-Ni Type K; B+B Thermotechnik, Donaueschingen, Germany) was inserted into the root canal until resistance of the pulp chamber roof became palpable (Figure 1). The thermoelements were fixed on the polymer block without sealing the root canal opening. The polymer blocks were then immersed in a 36°C water bath so that the water level reached the cemento-enamel junction. The water bath temperature was regulated with a thermostat (Julabo UC-5B/5; Julabo, Seelbach, Germany). Ambient air temperature was 22.3°C.

We tested five instruments: two carbide metal finishing burs (Komet H22 ALGK and H23 RA; Brasseler, Lemgo, Germany), a polishing disk (Sof-Lex™ Disc, 2382 M; 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) and two rubber points (Brownie and Greenie; Shofu Inc., Kyoto, Japan). In addition, three cooling methods were examined in combination with these polishing instruments: no cooling, air cooling and water cooling. When air or water cooling, air or water in the KaVo contra-angle handpiece (KaVo Dental, Brugg, Switzerland) was switched on or off. The water temperature of the contra-angle handpiece was measured after 2 min with a thermoelement 5 mm away from the outlet jet and stood at 28.3°C. The five polishing instruments and three cooling methods were all measured in the same ten teeth, yielding 150 measurements in all.

All teeth were examined by the same investigator. All instruments were used at 40,000 rpm for 10 s per tooth. The instru-

Das Ziel der vorliegenden Studie war die Untersuchung des Einflusses verschiedener Instrumente zur Entfernung von Adhäsiven und Polierung der Schmelzoberfläche auf das Verhalten der Pulpatemperatur in vitro. Die verwendeten Hartmetallfinierer, Polierscheiben und Gummispitzen wurden dabei mit verschiedenen Kühlmethoden kombiniert.

Material und Methodik

Für die Messungen wurden 10 unauffällige in 0,1%iger Thymollösung aufbewahrte menschliche Unterkieferinzisivi unterschiedlicher Lagerungsdauer aus der universitären Sammlung verwendet. Die Wurzeln wurden apikal gekürzt, der Wurzelkanal wurde mit einem Rosenbohrer von 1,2 mm Durchmesser erweitert. Die Zähne wurden in einen Polymerblock eingegossen, wobei die Apices frei blieben. Die Pulpkammer wurde mit Wasser gefüllt, um Luft einschließen zu verhindern. Ein Thermoelement (NiCr-Ni Type K; B+B Thermotechnik, Donaueschingen, Deutschland) wurde in den Wurzelkanal eingeführt, bis der Widerstand vom Pulpakammerdach gefühlt wurde (Abbildung 1). Die Thermoelemente wurden am Polymerblock fixiert, ohne die Öffnung des Wurzelkanals abzudichten. Die Polymerblöcke wurden dann in ein Wasserbad mit einer Temperatur von 36°C eingetaucht, sodass der Wasserspiegel die Schmelzzementgrenze erreichte. Die Temperatur des Wasserbads wurde über einen Thermostat (Julabo UC-5B/5; Julabo, Seelbach, Deutschland) geregelt. Die Raumtemperatur der Umgebungsluft betrug 22,3°C.

Getestet wurden 5 Instrumente: 2 Hartmetallfinierer (Komet H22 ALGK und H23 RA; Brasseler, Lemgo, Deutschland), 1 Polierscheibe (Sof-Lex™ Disc, 2382 M; 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) und 2 Gummispitzen (Brownie und Greenie; Shofu Inc., Kyoto, Japan). Zusätzlich wurden 3 Kühlmethoden in Kombination mit den o. g. Polierinstrumenten untersucht: keine Kühlung, Kühlung mit Luft und Kühlung mit Wasser. Zur Kühlung mit Luft oder Wasser wurden Luft oder Wasser im KaVo-Winkelstück (KaVo Dental, Brugg, Schweiz) zu- oder abgeschaltet. Die Wassertemperatur des Winkelstücks wurde mittels eines Thermoelements in einer Distanz von 5 mm von der Austrittsdüse nach einer Arbeitszeit von 2 min gemessen und betrug 28,3°C. Die 5 Polierinstrumente und 3 Kühlmethoden wurden alle an denselben 10 Zähnen gemessen, woraus sich eine Gesamtzahl von 150 Messungen ergab.

Alle Zähne wurden durch denselben Untersucher behandelt. Alle Instrumente wurden bei 40.000 Umdrehungen/min für eine Dauer von 10 s pro Zahn verwendet. Die Instrumente wurden mit einer konstanten mesiodistalen Bewegung über die Schmelzfläche geführt, wobei eine leichte Kraft von etwa 0,4 N auf die Zähne ausgeübt wurde, um der klinischen Situation nahezukommen. Die Anpresskraft konnte nicht fortwährend überprüft werden. Der Behandler kalibrierte sich deshalb wiederholt mit einer Messlehre (Correx 0–100 g; Haag-Streit, Bern, Schweiz). Die Pulpatemperatur wurde vor der Polierung und nach 10 s Polierung aufgezeichnet. Zusätzlich wurden die Oberflächentemperaturen aller Incisivi einmalig in der Kronenmitte

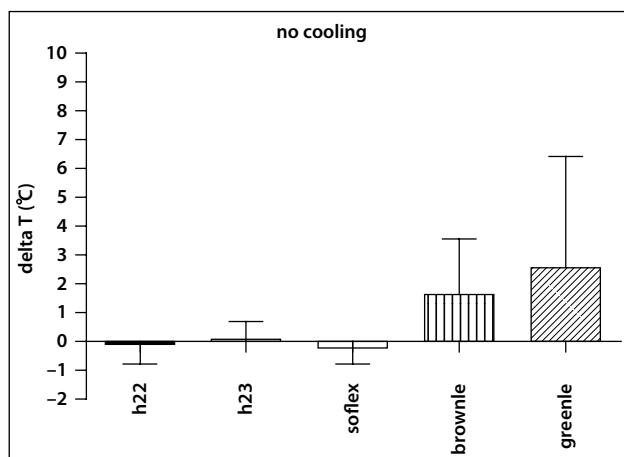


Figure 2. Intrapulpal temperature change in °C after polishing without cooling: box plot diagram with medians, interquartile ranges and maxima

Abbildung 2. Intrapulpare Temperaturveränderung (°C) bei Polierung ohne Kühlung im Box-plot-Diagramm mit Median, Interquartilenbereich und Maximalwerten

ments were guided over the enamel surface with a constant mesiodistal movement. A low force of ca. 0.4 N was applied to the teeth to approximate the clinical situation. As the contact force could not be continuously monitored, the investigator calibrated himself repeatedly using a gauge (Correx 0–100 g; Haag-Streit, Bern, Switzerland). The pulp temperature was recorded before polishing and after 10 s of polishing. In addition, the surface temperatures of all incisors were measured once in the middle of the crown. Finally, selective measurements of the temperature of the instruments were taken immediately after polishing.

Descriptive statistics were calculated, with mean values, standard deviations (SD) and maximum temperature increases using a statistics program (Prism; GraphPad, San Diego, CA, USA).

Results

Figures 2–4 illustrate the temperature changes in conjunction with the various instruments and cooling methods. Table 1 shows the temperature changes with means, standard deviations and maximum temperature increases.

The mean absolute intrapulpal temperature of all teeth before polishing was 31.2°C (standard deviation: 0.6). The mean surface temperature of all teeth – measured in the middle of the crown – was 27.5°C (standard deviation: 0.5°C).

Selective measurement of the surface temperature of the two hard metal finishers after 10 s polishing revealed that the H22 bur was minimally heated, to between 28 and 35°C; the H23 carbide finishing bur warmed up to between 37 and 40°C. The changes in intrapulpal temperature were slight when the two carbide finishing burs were used without cooling. After air or water cooling, we noted a marked drop in the intrapulpal temperature. This applied to both carbide finishing burs, although the temperature decrease was slightly smaller with the H23.

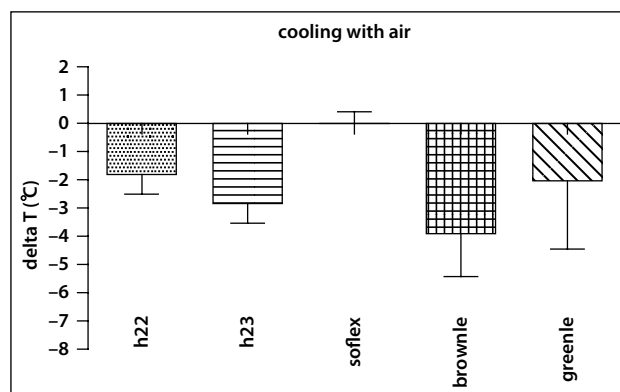


Figure 3. Intrapulpal temperature change in °C after polishing with air cooling: box plot diagram with medians, interquartile ranges and maxima

Abbildung 3. Intrapulpare Temperaturveränderung (°C) bei Polierung mit Luftkühlung im Box-plot-Diagramm mit Median, Interquartilenbereich und Maximalwerten

gemessen und selektive Temperaturmessungen der Instrumente unmittelbar nach Polierung durchgeführt.

Es wurde eine deskriptive Statistik mit Mittelwerten, Standardabweichungen (SD) und maximalen Temperaturanstiegen mittels einer Statistiksoftware (Prism; GraphPad, San Diego, CA, USA) berechnet.

Ergebnisse

In den Abbildungen 2–4 sind die Temperaturveränderungen bei verschiedenen Instrumenten und Kühlmethoden wiedergegeben. Tabelle 1 zeigt die Temperaturveränderung in Mittelwerten und Standardabweichungen, sowie die maximalen Temperaturanstiege.

Die mittlere absolute intrapulpare Temperatur aller Zähne vor Polierung betrug 31,2°C (SD: 0,6°C). Die mittlere Oberflächentemperatur aller Zähne gemessen auf der Kronenmitte betrug 27,5°C (SD: 0,5°C).

Die selektiven Messungen der Oberflächentemperatur der beiden Hartmetallfinierer nach 10 s Polierung zeigten nur eine geringfügige Erhitzung der Bohrer von 28–35°C für den H22-, sowie 37–40°C für den H23-Hartmetallfinierer. Nur geringe intrapulpare Temperaturveränderungen wurden bei der Verwendung beider Hartmetallfinierer ohne Kühlung gefunden. Bei Kühlung mit Luft oder Wasser kam es zu einem markanten intrapulparalen Temperaturrückgang. Dies galt für beide Hartmetallfinierer, wobei für den H23-Hartmetallfinierer ein geringfügig kleinerer Temperaturrückgang gemessen wurde.

Die Polierung mit Sof-Lex™-Polierscheiben hatte kaum einen Effekt auf die intrapulpare Temperatur. Temperaturen von 28–29°C wurden an der Oberfläche der Sof-Lex™-Polierscheiben gemessen. Für alle Kühlmethoden wurden nur geringe Veränderungen (Mittelwert nach 10 s < 0,5°C) gemessen.

Beide Gummispitzen zeigten ein ähnliches Verhalten mit markanten Anstiegen der Pulpatemperatur nach Polierung ohne Kühlung. Die Kühlung mit Luft war im Mittel effizienter als

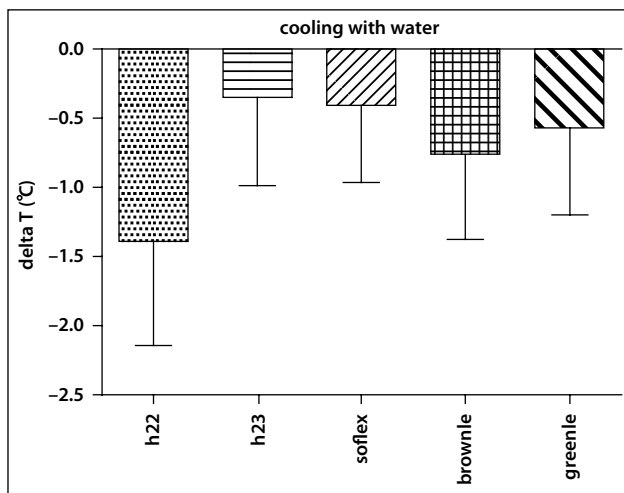


Figure 4. Intrapulpal temperature change in °C after polishing with water cooling: box plot diagram with medians, interquartile ranges and maxima

Abbildung 4. Intrapulpale Temperaturveränderung (°C) bei Polierung mit Wasserkühlung im Box-plot-Diagramm mit Median, Interquartilenbereich und Maximalwerten

Polishing with the Sof-Lex™ polishing disks had nearly no influence on pulp temperature. Temperatures of 28–29°C were measured on the surface of Sof-Lex™ polishing disks. We observed minor changes with all cooling methods: the mean after 10 s was under 0.5°C.

Our results with rubber points were similar. There were marked increases in pulp temperature after polishing without cooling. Air cooling was on average more efficient than water cooling. Both cooling methods reduced the temperature. Nevertheless, we observed a 2.4°C temperature increase in one tooth during polishing with a Greenie using air cooling, whereas the maximum temperature increase with water cooling was only 0.8°C. The surface temperature of the rubber points was 64–69°C for Brownies and 80–82°C for Greenies.

Discussion

As pulp temperatures cannot be measured in vivo in humans, such measurements must be taken in an in vitro model. The results may be influenced by the temperature-measuring method, tooth morphology, pulp perfusion and heat transfer through the periodontium. Thermoelements are standard for measuring intrapulpal temperatures [4, 24, 27, 41, 42, 43, 44], and temperature measurements have been taken on molars, premolars, canines and incisors [4, 27, 42]. The enamel-dentin thickness – with a mean of 3.6 mm [15] for premolars – can have a strong influence on the thermal isolation and the increase in intrapulpal temperature [12]. Although Baysal et al. [4] found that the temperature increase did not depend primarily on tooth morphology, Mizrahi et al. [27] and Uzel et al. [42] noted the greatest temperature increase in the mandibular incisors – hence our decision to use them in this study. To exclude the influence of

die Kühlung mit Wasser. Beide Kühlmethoden führten zu einem Absinken der Temperatur. Allerdings wurde für einen Zahn unter Luftkühlung bei der Politur mit Greenie-Spitzen ein Temperaturanstieg von 2,4°C gemessen, während der maximale Temperaturanstieg bei Wasserkühlung nur 0,8°C betrug. Die Oberflächentemperatur der Gummispitzen betrug 64–69°C für Brownie- und 80–82°C für Greenie-Spitzen.

Diskussion

Pulpatemperaturen können beim Menschen nicht in vivo gemessen werden, weshalb auf ein In-vitro-Modell zurückgegriffen wurde. Methodologisch müssen dabei verschiedene Ansätze wie die Temperaturmessmethodik, die Zahnmorphologie und der Einfluss der Pulpaperfusion und Wärmeableitung durch das Parodont diskutiert werden. Thermoelemente haben sich für die Messung intrapulpaler Temperaturen bewährt [4, 24, 27, 41, 42, 43, 44]. Temperaturmessungen wurden an Molaren, Prämolaren, Canini und Incisivi durchgeführt [4, 27, 42]. Entscheidend für die Isolation und intrapulpale Temperaturerhöhung dürfte die Schmelz-Dentin-Dicke sein [12], für die bei Prämolaren ein durchschnittlicher Wert von 3,6 mm [15] gefunden wurde. Während Baysal et al. [4] keine direkte Abhängigkeit des Temperaturanstiegs von der Zahnmorphologie fanden, wiesen Mizrahi et al. [27] und Uzel et al. [42] für mandibuläre Incisivi die höchsten Temperaturanstiege nach, weshalb diese für die vorliegende Untersuchung verwendet wurden. Um den Einfluss unterschiedlicher Schmelz-Dentin-Dicken auszuschließen, wurden sämtliche Messungen an denselben 10 Incisivi durchgeführt. Wiederholte Messungen mit dem H22-Hartmetallfinierer nach Durchführung sämtlicher Versuche führten dabei nicht zu einem veränderten Temperaturverhalten, sodass diesbezüglich von konstanten Versuchsbedingungen für die verschiedenen Gruppen ausgegangen werden konnte. Inwieweit die Pulpatemperatur abhängig von der Perfusion ist, scheint unklar. Einige Untersucher haben die Zahnoberflächentemperatur gemessen, um daraus Rückschlüsse auf die Pulpavitalität zu ziehen, fanden aber nur kleine Temperaturunterschiede zwischen vitalen und devitalen Zähnen von etwa 1°C [2, 37]. Es wurde gefolgert, dass die Zahntemperatur hauptsächlich von passiver Konvektion [6] und weniger durch den intrapulpalen Blutstrom beeinflusst wird. Dies steht im Widerspruch zu einer theoretischen Modellbetrachtung, in der festgestellt wurde, dass der Pulpablutfluss einen hochsignifikanten Einfluss hatte [22]. Gestützt auf eine Literaturangabe zur intrapulpalen Perfuionsrate von 40 ml/min für 100 g Pulpagewebe [26, 28] fand in der Studie ein Blutflussvolumen von 0,5–1 ml/min Verwendung. Unter diesen Voraussetzungen würde eine Perfuionsrate von 0,5 ml/min dem Pulpavolumen eines 1-cm³-Würfels entsprechen. Dieses Volumen und damit die Wärmetransportfunktion über Perfusion ist für die in der vorliegenden Studie verwendeten Unterkieferfrontzähne nicht realistisch. Die Annahme, dass passive Konvektion für die Zahntemperatur wahrscheinlich wichtiger ist als Perfusion, wird

Table 1. Overview of intrapulpal temperature changes in all experimental designs: mean temperature change (°C), standard deviation in brackets and maximum temperature increase (°C) for five instruments without cooling and with air or water cooling**Table 1.** Übersicht des intrapulpalen Temperaturverhaltens aller Versuchsanordnungen: Mittlere Temperaturveränderung (°C), Standardabweichung in Klammern und maximaler Temperaturanstieg (°C) für 5 Instrumente ohne Kühlung und mit Luft- oder Wasserkühlung

	H22	H23	SoFlex	Brownie	Greenie
∅	-0.06 (0.7), 1.1	0.04 (0.6), 1.0	-0.19 (0.6), 1.0	1.62 (1.95), 6.1	2.55 (3.9), 12.4
Air	-1.83 (0.6), -0.8	-2.85 (0.6), -1.9	0.00 (0.3), 0.3	-3.93 (1.5), -1.7	-2.03 (2.43), 2.4
Water	-1.39 (0.7), -0.5	-0.35 (0.6), 1.0	-0.41 (0.6), 0	-0.76 (0.6), 0.2	-0.57 (0.6), 0.8

differences in enamel-dentin thickness, all measurements were taken on the same 10 incisors. After all the tests were done, repeated measurements with the H22 carbide finishing bur revealed no change in temperature patterns; thus we can assume that the test conditions were constant in the different groups. It is unclear to what extent pulp temperature depends on perfusion. Some investigators have measured tooth surface temperature to draw conclusions about pulp vitality. However, the differences between vital and non-vital teeth they observed were small (ca. 1°C) [2, 37]. They concluded that tooth temperature mainly depends on passive convection [6] and less on intrapulpal perfusion. Their findings stand in contrast to a theoretical model study which concluded that pulpal blood flow has a highly significant influence [22]. Referring to an intrapulpal perfusion rate of 40 ml/min for 100 g of pulp tissue [26, 28], the blood flow in this study was 0.5–1 ml/min. With these assumptions, a perfusion rate of 0.5 ml/min would correspond to a pulp volume of a cube of 1 cm³. This volume and thus the transport of heat via perfusion are not realistic for the mandibular incisors used in this study. The surface temperature of the teeth before polishing – 27.5°C – is only slightly under the published values of 28–32°C for in vivo measurements [2, 6, 37]. There are no in vivo measurements of intrapulpal temperature available. We can take for granted that temperatures in the crown pulp are under the core temperature of 36–37°C, as the tooth is exposed to cooling ambient air during debonding. The extent to which the measured value of 31.2°C corresponds to the in vivo situation remains unknown.

The standard deviations of the measurements we took were relatively high. This is in agreement with earlier publications [4, 24, 41] and is probably due to the large number of variables which may influence temperature development in the pulp. Besides differences in enamel-dentin thickness (as discussed above), factors include the positioning of the sensor in the pulp chamber, contact pressure of the finishing bur [32], the velocity and extent of movement and the sharpness of the instruments [44]. It makes little sense to carry out a statistical comparison of the mean values, as it is the maximum temperature that is mainly responsible for the expected pulp reaction in the worst case. Thus, polishing with rubber points without cooling only yielded mean temperature increases of 1.6–2.6°C, which is hardly likely to cause a clinically relevant pulp reaction. On the other hand, we noted individual increases in pulp temperature of 6.1–12.4°C. As Zach and Cohen [45] concluded that temperature

auch durch die gemessene Oberflächentemperatur der Zähne von 27,5°C vor Politur gestützt, die nur leicht unterhalb der in der Literatur angegebenen In-vivo-Temperaturen von 28–32°C lag [2, 6, 37]. In-vivo-Messungen der intrapulpalen Temperatur liegen nicht vor. Man muss allerdings davon ausgehen, dass diese in der Kronenpulpa unterhalb der Kerntemperatur von 36–37°C liegt, da der Zahn während des Debondings der kühlenden Umgebungsluft ausgesetzt ist. Inwieweit die gemessenen 31,2°C der In-vivo-Situation entsprechen, konnte nicht abschließend geklärt werden.

Die Messreihen wiesen relativ hohe Standardabweichungen auf. Dies steht im Einklang mit früheren Publikationen [4, 24, 41] und beruht wahrscheinlich auf der Vielzahl an Variablen, die einen Einfluss auf die Temperaturentwicklung in der Pulpa haben. Neben den oben bereits erwähnten unterschiedlichen Schmelz-Dentin-Dicken kommen weitere Faktoren wie die Platzierung des Sensors in der Pulpakammer, der Anpressdruck des Finierers [32], die Bewegungsgeschwindigkeit und das Bewegungsausmaß sowie die Schärfe der Instrumente hinzu [44]. Eine vergleichende statistische Interpretation der Mittelwerte scheint in diesem Zusammenhang wenig sinnvoll, da vor allem die maximal erreichten Temperaturen für die im ungünstigsten Fall zu erwartende Pulpareaktion verantwortlich sind. So wiesen selbst Poliervorgänge mit Gummispitzen ohne Kühlung lediglich durchschnittliche Erwärmungen von 1,6–2,6°C auf, was kaum eine klinisch bedeutsame Pulpareaktion zur Folge hätte. Allerdings fanden sich in Einzelfällen Erhöhungen der Pulpatemperatur von 6,1–12,4°C. Da nach Zach u. Cohen [45] bereits Temperaturerhöhungen über 5,5°C in 15% der Zähne zu nekrotischen Pulpaveränderungen führten, sollten Poliermethoden, die auch nur vereinzelt zu höheren Temperaturanstiegen führen, unbedingt vermieden werden.

Die Temperaturveränderungen für die verschiedenen Polierinstrumente und Kühlmethoden waren eindeutig. Nur die Gummispitzen ohne zusätzliche Kühlung führten zu einem klinisch bedeutenden intrapulpalen Temperaturanstieg mit Spitzen von 6,1°C bzw. 12,4°C für Brownie- und Greenie-Spitzen. Hartmetallfinierer führten selbst ohne Kühlung nicht zu bedeutenden Temperaturerhöhungen. Ähnliche Resultate für den H23-Hartmetallfinierer wurden in einer früheren Studie [41] gefunden, wobei der Finierer bei 290.000 Umdrehungen/min ohne Wasserkühlung und einer Polierzeit von 40 s verwendet wurde. In derselben Studie führten allerdings andere Hartmetallfinierer zu klinisch relevanten Pulpatemperaturanstiegen bei

increases of more than 5.5°C can cause necrotic pulp changes in 15% of teeth, it is essential to avoid polishing methods that cause higher temperature increases, even in isolated cases.

The temperature changes in conjunction with the different polishing instruments and cooling methods were unambiguous. However, only the rubber points without additional cooling led to clinically significant increases in intrapulpal temperature, with peaks of 6.1°C and 12.4°C, respectively, for Brownies and Greenies. Carbide finishing burs did not cause significant temperature rises, even without cooling. Similar results for the H23 carbide finishing burs were reported in an earlier study [41] in which the finishing bur was operated at 290,000 rpm without water cooling and with a polishing time of 40 s. On the other hand, other carbide finishing burs in the same study caused clinically relevant temperature increases at only 15,000 rpm. These variations in intrapulpal temperature were confirmed in another study [20] on the use of finishing burs of different designs. A 40-coil finishing bur led to a temperature increase of 1.2°C and a six-coil finishing bur to an increase of 9.4°C. We could not confirm a marked increase in temperature using a finishing bur with a small number of coils in the present study. Our two carbide finishing burs, H22 and H23, had eight and six coils, respectively, yet they caused no relevant increases in temperature.

In all tests with water cooling, pulp temperature dropped markedly. This polishing efficiency of water cooling concurs well with results from an earlier study [41]. Interestingly, air cooling was even more efficient. All the air-cooling groups exhibited greater mean reductions in pulp temperature. This finding is in contrast to a study which examined the removal of ceramic brackets with different grinding tools and cooling methods [43]. Although intrapulpal temperatures dropped with both cooling methods, they reported the drop as more pronounced with water cooling. These differences between the two cooling procedures are probably due to the dependence of cooling efficacy on air and water pressure, as well as on the temperature in the dental unit. However, caution is needed when using rubber points with air cooling. Although the average reduction in temperature was 2–3.9°C, there was a temperature increase of up to 2.4°C in individual teeth. These maximum values with air cooling were by 0.8°C higher than with water cooling. Air cooling for the final removal of composite residues is clinically advantageous, as colorless, transparent composites are essentially invisible during water cooling, but are opaque and clearly visible during air cooling. This could lead to less enamel loss or less remaining adhesive after debonding.

The clinical significance of this study should be interpreted carefully. On the one hand, an *in vitro* study can never address all intraoral parameters, as observed by Mizrahi et al. [27] in the context of pulp temperature measurements. On the other hand, the influence of externally applied heat on the pulp reaction has not been fully characterized, even *in vivo*. Nyberg and Brannström [30] and Postle et al. [34] found few necrotic changes after raising the temperature up to 150°C in the cavity bases of Class V restorations. Takla and Shivapuja [39] found sites of hyperemia 24 h after electrothermal debonding for 3.5 s at 150–

nur 15.000 Umdrehungen/min. Diese Variationen der intrapulpalen Temperatur wurden in einer weiteren Studie [20] für die Verwendung von Finierern unterschiedlichen Designs bestätigt. Ein 40-fach gewendelter Finierer führte zu einem Temperaturanstieg von 1,2°C, ein 6-fach gewendelter zu einem Anstieg von 9,4°C. Der deutliche Temperaturanstieg bei niedrig gewendelten Finierern konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Die beiden Hartmetallfinierer H22 und H23 wiesen eine 8- bzw. 6-fache Wendelung auf und führten nicht zu relevanten Temperaturerhöhungen.

In allen Fällen mit Wasserkühlung sank die Pulpatemperatur deutlich. Die Effizienz der Wasserkühlung für die Politur stimmt gut mit einer früheren Studie überein [41]. Interessanterweise war die Kühlung mit Luft noch effizienter. Alle Gruppen mit Luftkühlung zeigten eine stärkere durchschnittliche Reduktion der Pulpatemperatur. Dies steht im Widerspruch zu einer Studie, welche die Entfernung von Keramikbrackets mittels verschiedener Schleifkörper und Kühlmethode untersuchte [43]. Zwar fanden sich für beide Kühlmethode intrapulpale Temperatursenkungen, diese waren bei Wasserkühlung

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

200°C. After 30 days, they observed complete regeneration, but also fibrosis. Bicakci et al. [5] reported no changes after the debonding procedure on premolars with water cooling. Without cooling, they detected slight reactions, corresponding to a temperature increase of 2–3°C [45]. Neither vitality testing with gutta-percha heated to 76°C [18] nor hot drinks (65–70°C) caused any pulp damage. On the other hand, temperatures of 40°C for 2 min have been reported to cause vascular changes, or even thrombosis [17]. Until there is convincing evidence in the literature regarding which temperatures may cause damage, marked temperature increases must be prevented.

Conclusions

With a polishing time of 10 s and under light pressure, polishing with carbide finishing burs and polishing disks caused no clinically relevant increase in intrapulpal temperature, either with or without cooling. Air cooling was on average more efficient than water cooling. However, as the use of rubber points and air cooling led to isolated cases of marked temperature increase, caution is called for. The use of rubber points without cooling is clearly contraindicated, as the maximum temperature increase was above 6°C. A sensible and reliable procedure would entail initial composite removal with carbide finishing burs and water or air cooling, followed by removal of composite residues with carbide finishing burs and air cooling and, finally, fine polishing with rubber points and water cooling.

Conflict of interest

The corresponding author states that there are no conflicts of interest.

aber deutlicher ausgeprägt. Die Unterschiede beider Kühlmittel lassen sich wahrscheinlich über die Abhängigkeit der Kühlleistung vom Luft- und Wasserdruck, wie auch den Temperaturen in der zahnärztlichen Einheit erklären. Bei der Verwendung von Gummispitzen mit Luftkühlung ist dennoch Vorsicht geboten. Während sich durchschnittlich eine Temperaturverminderung von 2–3,9°C ergab, zeigten einzelne Zähne Temperaturerhöhungen bis 2,4°C. Damit lagen die Maximalwerte unter Luftkühlung deutlich über denen der Wasserkühlung mit 0,8°C. Klinisch erweist sich die Luftkühlung für die finale Kompositrestentfernung mit Hartmetallfinieren als vorteilhaft, da nicht-kolorierte, transparente Composite unter Wasserkühlung praktisch unsichtbar sind, unter Luftkühlung hingegen deutlich sichtbar opak erscheinen. Dies könnte zu geringerem Schmelzabtrag bzw. weniger Adhäsivresten nach Debonding führen.

Die vorliegende Studie muss in Bezug auf ihre klinische Bedeutung vorsichtig interpretiert werden. Einerseits kann eine In-vitro-Studie, wie Mizrahi et al. [27] im Zusammenhang mit Pulpatemperaturmessungen bemerkten, nie alle intraoral vorliegenden Parameter berücksichtigen. Andererseits ist der Einfluss der externen Hitzeapplikation auf die Reaktion der Pulpa selbst in vivo nicht abschließend geklärt. Nyberg u. Brannström [30] sowie Postle et al. [34] wiesen nur wenige nekrotische Veränderungen nach Hitzeapplikation bis 150°C auf Kavitätenböden von Klasse-V-Restaurationen nach. Takla u. Shivapuja [39] fanden für elektrothermisches Debonding über 3,5 s bei 150–200°C nach 24 h Hyperämien und nach 30 Tagen komplette Regenerationen, aber auch Fibrosierungen. Bicakci et al. [5] fanden für Debondingverfahren an Prämolaren unter Wasserkühlung keine Veränderungen und ohne Kühlung leichte Reaktionen, die nach Zach u. Cohen [45] einem Anstieg von 2–3°C entsprachen. Vitalitätstestungen mit auf 76°C erhitzter Gutta-percha [18] führten ebenso wenig zu Pulpaschädigungen wie die Einnahme heißer Getränke (65–70°C). Andererseits konnten bereits für Temperaturen von 40°C bei einer Einwirkzeit von 2 min vaskuläre Veränderungen bis hin zur Thrombose gefunden werden [17]. Da die Bereiche potenziell schädigender Temperaturen in der Literatur nicht definitiv geklärt sind, sollten deutliche Temperaturanstiege verhindert werden.

Schlussfolgerungen

Die Politur mit Hartmetallfinierern und Polierscheiben führte weder mit noch ohne Kühlung zu einem klinisch relevanten Anstieg der intrapulpalen Temperatur bei einer Polierzeit von 10 s und leichtem Druck. Die Kühlung mit Luft war zwar im Durchschnitt effizienter als die Kühlung mit Wasser, allerdings zeigten sich bei der Anwendung von Gummispitzen unter Luftkühlung vereinzelt deutlich erhöhte Temperaturen, sodass hier Vorsicht geboten ist. Die Verwendung von Gummispitzen ohne Kühlung ist klar kontraindiziert, da die maximalen Temperaturanstiege >6°C betragen. Insgesamt scheint die initiale Kompositentfernung mit Hartmetallfinierern unter Wasser- oder Luftkühlung, gefolgt von einer Kompositrestentfernung mit Hartmetallfinierern unter Luftkühlung und abschließen-

References

1. Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S (2008) Comparison of the heat generation of light curing units. *J Contemp Dent Pract* 9:65–72
2. Baner J, Hammond H (1978) Surface temperatures of vital and nonvital teeth in humans. *J Endod* 4:106–109
3. Baroudi K, Silikas N, Watts DC (2009) In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent* 19:48–54
4. Baysal A, Uysal T, Usumez S (2007) Temperature rise in the pulp chamber during different stripping procedures. *Angle Orthod* 77:478–482
5. Bicakci A, Kocoglu-Altan B, Celik-Ozenci C et al (2010) Histopathologic evaluation of pulpal tissue response to various adhesive cleanup techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:12.e1–12.e7
6. Brown A, Goldberg M (1966) Surface temperature and temperature gradients of human teeth in situ. *Arch Oral Biol* 11:973–982
7. Carrasco TG, Carrasco-Guerisoli LD, Fröner IC (2008) In vitro study of the pulp chamber temperature rise during light-activated bleaching. *J Appl Oral Sci* 16:355–359
8. Cavalcanti BN, Lage-marques JL, Rode SM (2003) Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent* 90:447–451
9. Cavalcanti BN, Otani C, Rode SM (2002) High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent* 87:158–161
10. Chiodera G, Gastaldi G, Millar BJ (2009) Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. *Dent Mater* 25:321–325
11. Daronch M, Rueggeberg FA, Hall G, De Goes ME (2007) Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dent Mater* 23:1283–1288
12. De Magalhães M, Ferreira R, Grossi P, De Andrade R (2008) Measurement of thermophysical properties of human dentin: Effect of open porosity. *J Dent* 36:588–594
13. Durey K, Santini A, Miletic V (2008) Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. *Prim Dent Care* 15:33–38
14. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Oztürk N (2005) Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72:254–259
15. El-Hadary M, El-Massry N, Shehata FI, El-Sharkawy M (1975) Thickness of enamel and dentin in different locations of the crown portion in premolars and their relation to conservative treatment. *Egypt Dent J* 21:29–36
16. Firoozmand L, Faria R, Araujo MA et al (2008) Temperature rise in cavities prepared by high and low torque handpieces and Er:YAG laser. *Br Dent J* 12:205
17. Gängler P (1976) Das Verhalten der Blutzirkulation der Pulpa. *Zahn Mund Kieferheilkd* 64:480–486
18. Goodis HE, Schein B, Stauffer P (1988) Temperature changes measured in vivo at the dentinoenamel junction and pulpodentin junction during cavity preparation in the *Macaca fascicularis* monkey. *J Endod* 14:336–339
19. Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA et al (2009) Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods. *J Contemp Dent Pract* 10:17–24
20. Jonke E, Weiland F, Freudenthaler JW, Bantleon HP (2006) Heat generated by residual adhesive removal after debonding of brackets. *World J Orthod* 7:357–360
21. Kabbach W, Zzell DM, Pereira TM et al (2008) A thermal investigation of dental bleaching in vitro. *Photomed Laser Surg* 26:489–493
22. Kodonas K, Cogos C, Tziafas D (2009) Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J* 42:247–252
23. Langeland K, Langeland LK (1965) Pulp reactions to crown preparation, impression, temporary crown fixation and permanent cementation. *J Prosthet Dent* 15:129–143
24. Malkoç S, Uysal T, Üsümez S, İşman E, Baysal A (2010) In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial* 137:379–383
25. Martins GR, Cavalcanti BN, Rode SM (2006) Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *J Prosthet Dent* 96:328–331
26. Matthew B, Andrew D (1995) Microvascular architecture and exchange in teeth. *Microcirculation* 2:305–313
27. Mizrahi E, Cleaton-Jones P, Landy C (1996) Tooth surface and pulp chamber temperatures developed during electrothermal bonding. *Am J Orthod Dentofacial* 109:506–514
28. Meyer M (1993) Pulpal blood flow: use of radio-labeled microspheres. *Int Endod J* 26:6–7
29. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC et al (2008) Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er: YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci* 16:209–213
30. Nyborg H, Brannström M (1968) Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent* 19:605–612
31. Oztürk B, Usümez A, Oztürk AN, Ozer F (2004) In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent* 91:436–440
32. Peyton F (1955) Temperature rise in teeth developed by rotating instruments. *J Am Dent* 50:629–632
33. Pohto M, Scheinin A (1958) Microscopic observations on living dental pulp. II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand* 16:315–327
34. Postle HH, Lekowitz W, McConnel D (1959) Pulp response to heat. *J Dent Res* 37:740
35. Robinson HB, Lefkowitz W (1962) Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent* 12:985–1001
36. Silva PC, De Fatima Zanirato Lizarelli R, Moriyama LT et al (2005) Temperature analysis during bonding of brackets using LED or halogen light base units. *Photomed Laser Surg* 23:41–46
37. Stoops L, Scott D (1976) Measurement of tooth temperature as a means of determining pulp vitality. *J Endod* 5:141–145
38. Sulieman M, Addy M, Rees JS (2005) Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J* 199:37–40
39. Takla PM, Shivapuja PK (1995) Pulpal response in electrothermal debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:623–629
40. Torres CR, Caneppele TM, Arcas FC, Borges AB (2008) In vitro assessment of pulp chamber temperature of different teeth submitted to dental bleaching associated with LED/laser and halogen. *Gen Dent* 56:481–486
41. Uysal T, Unverdi Eldeniz A, Usumez S, Usumez A (2005) Thermal changes in the pulp different adhesive clean-up procedures. *Angle Orthod* 75:220–225
42. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I (2006) Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *Angle Orthod* 76:330–334
43. Vukovich M, Wood D, Daley T (1991) Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:505–512
44. Willis H, Warner H (1940) Heat in cavity preparation. *Aust Dent J* 44:62–65
45. Zach L, Cohen G (1965) Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Med Oral Pathol* 19:515–530

der Feinpolierung unter Wasserkühlung mit Gummispitzen eine sinnvolle und sichere Vorgehensweise zu sein.

Interessenkonflikt

Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Correspondence Address

Dr. Dr. Lorenz Brauchli
 Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin
 Hebelstrasse 3
 4056 Basel
 Switzerland
 e-mail: Lorenz.Brauchli@unibas.ch