

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Einfluss blutstillender Mittel auf die Abformung, das Gipsmodell  
und auf die adhäsive Befestigung.**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
MDDr. Christian Maischberger  
aus  
Augsburg  
2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatterin: PD Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing (FH) Bogna Stawarczyk,  
M.Sc.

Mitberichterstatter: PD Dr. Miriam Draenert  
Prof. Dr. Michael Spannagl

Mitbetreuung durch  
die habilitierte  
Mitbetreuerin: PD Dr. Anja Liebermann

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 05.02.2020

# Eidesstattliche Versicherung

## MDDr. Christian Maischberger

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Der Einfluss blutstillender Mittel auf die Abformung, das Gipsmodell  
und auf die adhäsive Befestigung.**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 25.02.2020

---

Ort, Datum

Christian Maischberger

---

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

# Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Zielsetzung .....	1
2	Eigene Arbeiten.....	4
2.1	Originalarbeit: Maischberger C, Stawarczyk B, Liebermann A. Effect of hemostatic agents on the accuracy of impressions and gypsum models. Akzeptiert in International Journal of Prosthodontics (IF: 1.333) .....	4
2.2	Originalarbeit: Maischberger C, Stawarczyk B, Liebermann A. The effect of hemostatic agents on the retention strength of zirconia crowns luted to dentin abutments. Akzeptiert in materials 2019,19,979 (IF: 2.972) .....	14
3	Abkürzungsverzeichnis.....	29
4	Diskussion .....	30
4.1	Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf Polyether-Abformmaterialien und den daraus resultierenden Gipsmodellen.....	30
4.2	Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf die Retentionskraft zwischen adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen und Dentin.....	35
5	Zusammenfassung und Ausblick .....	40
6	Englische Zusammenfassung – Conclusion.....	42
7	Literaturverzeichnis .....	43
8	Danksagung.....	48

# 1 Einleitung und Zielsetzung

Präparationsgrenzen von festsitzendem Zahnersatz werden aus ästhetischen oder funktionellen Gründen oft para- oder subgingival platziert und können daher ein hohes Risiko für parodontale Probleme darstellen [1,2]. Daher ist die bewusste Platzierung der Präparationsgrenze für den Erhalt der parodontalen Gesundheit unerlässlich und äußerst wichtig für die Langlebigkeit von Restaurationen [3,4]. Einer der wichtigsten Schritte im Prozess der Herstellung eines festsitzenden Zahnersatzes ist eine präzise Abformung, die die Oberflächendetails genauestens reproduziert, um einen perfekte Randschluss zwischen Restauration und Zahn sicherzustellen [5,6]. Das Weichgewebsmanagement der Gingiva gliedert sich zum einen in die Hämostase der oft lazerierten marginalen Gingiva und zum anderen in die mechanische Verdrängung des Weichgewebes vom Zahn weg, um zu ermöglichen, dass eine ausreichende Menge an Abformmaterial in den gingivalen Sulkus eingebracht werden kann [2,7]. Die bevorzugte Methode für das marginale Weichgewebsmanagement ist eine Kombination aus Retraktionsfäden, welche für die mechanische Verdrängung verantwortlich sind, und von chemischen, blutstillenden Retraktionsmitteln (HA), welche gingivale Blutungen kontrollieren und eine zusätzliche Gewebeschrumpfung auslösen, die wiederum der Geweberetraktion zu Gute kommt [8,9]. Die Kontrolle von gingivalen Blutungen, Sulkusflüssigkeit und Speichelfluss kommt bei der Verwendung hydrophober Abformmaterialien wie Polyvinylsiloxan (PVS) besonders zu tragen, da Feuchtigkeit jeglicher Art zu einer unbefriedigenden Abformung führen kann. Heutzutage sind Polyvinylsiloxan und Polyether (PE) die am häufigsten verwendeten Abformmaterialien, was auf ihre hervorragenden Eigenschaften in Dimensionsstabilität, Detailwiedergabe, elastischer Rückstellung und einfacher Handhabung zurückzuführen ist [12-14]. Allerdings ist ihre hohe Hydrophobizität in der Hinsicht ein Nachteil, dass ein absolut trockenes Arbeitsfeld vor der Abformung erforderlich ist, was insbesondere für kritische Bereiche wie dem Gingivasulkus gilt, was wiederum den Einsatz von chemischen Retraktionsmitteln nahezu unvermeidlich macht [12,15]. Der inhibierende Effekt von Schwefel auf die Aushärtung von PVS ist gut dokumentiert. Schwefelverbindungen finden sich nicht nur in Latexprodukten wie Gummihandschuhen oder Kofferdam, sondern auch in verschiedenen HAs, wenn diese Wirkstoffe wie Eisen- oder Aluminiumsulfat enthalten [16-19]. Mehrere Studien untersuchten den Einfluss von HAs auf die Genauigkeit der Detailreproduktion von PVS-Materialien und kamen zu kontroversen Ergebnissen [4,15,19,20]. Im Vergleich zu PVS-Materialien sind PE-Materialien unter allen elastomerischen

Abformmaterialien am hydrophilsten [12,13,21]. Obwohl ihre Hydrophilie es ihnen erlaubt, genaue, detailgetreue Abformungen trotz unzureichender Trockenlegung zu nehmen, kommen HA dennoch häufig in Verbindung mit PE-Materialien zum Einsatz [21-23]. Die Wirkung von verschiedensten HA auf PE-Materialien in Bezug auf Oberflächendetailwiedergabe, Dimensionsgenauigkeit, Zugfestigkeit und Polymerisationszeit wurde bisher in nur wenigen Untersuchungen analysiert [24-27]. Zudem könnte es möglich sein, dass der Aushärtungsprozess von Gipsmodellen, welche aus Abformungen gegossen wurden, die vorher mit einem HA in Verbindungen gekommen sind, ebenfalls beeinflusst wird. Aus diesem Grund war es eines der Ziele dieser Untersuchung, den Einfluss verschiedener HAs auf PE-Abformmaterialien und den aus diesen resultierenden Gipsmodellen zu untersuchen.

HAs kommen allerdings nicht nur mit Abformmaterialien und oralen Weichgeweben in Berührung, sondern auch unvermeidlich in direkten Kontakt mit Zahnhartgewebe wie Schmelz, Dentin und Wurzelzement, auf welche HA möglicherweise ebenfalls unerwünschte Nebenwirkungen haben können. Die adhäsive Retentionskraft von Kompositmaterialien zu Dentin hängt in erster Linie von der Bildung einer entsprechenden Hybridschicht ab, welche durch das Einfließen und Aushärten eines Adhäsives in die Dentintubuli zustande kommt [28,29]. Um eine qualitativ hochwertige adhäsive Befestigung sicherzustellen, ist die Schaffung eines kontaminationsfreien Arbeitsfeldes von höchster Bedeutung. Zahnärzte müssen sich oft mit Blut und Sulkusflüssigkeiten auseinandersetzen, da die Gingiva durch para- oder subgingival platzierte Präparationen traumatisiert wird. Verunreinigungen in Form von Blut oder Speichel können Dentintubuli verschließen und damit die Bildung der oben genannten Hybridschicht beeinträchtigen, was wiederum zu einer Abnahme der adhäsiven Haftkraft führt [30-33]. In solchen Situationen ist es essentiell Blutungen und Sulkusflüssigkeiten zu kontrollieren und ein trockenes Arbeitsfeld zu schaffen [29]. Um hierbei eine Blutstillung zu erreichen werden häufig HAs eingesetzt, die verschiedene Wirkstoffe wie Aluminiumchlorid ( $\text{AlCl}_3$ ) oder Eisen(III)-Sulfat ( $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ ) enthalten. Diese Mittel kommen während ihrer Anwendung auch mit der Zahnhartsubstanz in Kontakt, auf die sie mögliche, negative Auswirkungen haben können. Mehrere Untersuchungen zeigten, dass durch die Anwendung von HAs durch deren niedrigen pH-Wert der so genannte „smear layer“ (Schmierschicht) teilweise oder sogar vollständig entfernt wurde [34-37]. Andere Untersuchungen zeigten Restpartikel von HA in Form von kristallinem Wachs-tum oder körnigen Ablagerungen auf der Dentinoberfläche und sogar Veränderungen in Hydroxylapatitkristallen selber [38,39]. Solche Veränderungen der Dentinoberfläche oder der

Schmierschicht können die Ätzbarkeit des Dentins verringern und zusätzlich die Dentintubuli verstopfen. Beide Veränderungen beeinflussen die Bildung einer Hybridschicht und reduzieren schlussendlich die Retentionskraft zwischen Adhäsiv und Dentin [38-41]. Dennoch konnte bisher kein allgemeiner Konsens darüber gefunden werden, ob HAs adhäsive Verbundsysteme negativ beeinflussen. Mehrere Untersuchungen wurden durchgeführt, um den Einfluss von HAs auf selbstätzende (self-etch) und Total-Etch-Adhäsivsysteme zu untersuchen, und kamen dabei zu kontroversen Ergebnissen. Self-Etch-Adhäsive (SEA) zeigten nach der Kontamination von Dentin mit einem HA meist eine verminderte Retentionskraft zu Dentin [36,39,41-45]. Einige wenige Autoren berichteten jedoch über keine Verminderung der Retentionskraft zwischen SEA und Dentin [37,43,46]. Im Gegensatz dazu zeigten Untersuchungen, die den Einfluss von HAs auf die Haftkraft von Total-Etch-Adhäsivsystemen zu Dentin untersuchten, größtenteils übereinstimmende Ergebnisse, die keine Abnahme der Retentionskraft nach Kontamination mit einem HA und anschließender Phosphorsäureätzung feststellen konnten [36,37,43,47]. Lediglich in zwei Untersuchungen wurde über eine verringerte Retentionskraft von Total-Etch-Adhäsiven durch vorangegangene Kontamination mit HA berichtet [42,48]. Diese kontroversen Ergebnisse machen es daher noch nicht möglich, endgültige Schlussfolgerungen zu ziehen. Der Grund für diese gegensätzlichen Ergebnisse könnte auf die fehlende Standardisierung der verwendeten Methodik zurückzuführen sein.

Da die bisherigen Untersuchungen den Einfluss von HAs auf die Retentionskraft von Adhäsiven noch nicht eindeutig klären konnten und diese oft nicht mit realen klinischen Situationen verglichen werden können, war es ein weiteres Ziel dieser Untersuchung den Einfluss von unterschiedlichem HAs auf die Retentionskraft von Zirkonoxidkronen, die auf präparierten Dentinpfählen adhäsiv befestigt wurden, zu untersuchen.

Zu diesem Zweck wurde in dieser hier vorliegenden Arbeit versucht die folgenden Punkte unter möglichst praxis-realen Bedingungen aufzufassen und zu untersuchen:

1. Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf Polyether-Abformmaterialien und auf die daraus resultierenden Gipsmodelle.
2. Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf die Retentionskraft zwischen adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen und Dentin.

## 2 Eigene Arbeiten

Im Folgenden werden zwei Originalarbeiten in englischer Sprache vorgestellt und zusammengefasst.

### **2.1 Originalarbeit: Maischberger C, Stawarczyk B, Liebermann A. Effect of astringent products on accuracy of polyether impressions and plaster casts. Akzeptiert in International Journal of Prosthodontics (IF: 1.333)**

#### Zusammenfassung

Ziel: Das Ziel dieser in vitro Untersuchung war es herauszufinden, ob blutstillende Mittel (HA), trotz der Säuberung durch eine im Praxisalltag einfach zu realisierende Reinigungsmethode, einen negativen Einfluss auf Polyether-Abformungen und den daraus resultierenden Gipsmodellen haben.

Material und Methode: Menschliche Molaren (N=60/n=12) wurden manuell standardisiert präpariert und in 5 Gruppen (G) unterteilt: G0 (Kontrollgruppe / keine Kontamination mit HA), G1 (25%  $\text{AlCl}_3$  / ViscoStat Clear), G2 (20%  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$  / ViscoStat), G3 (15,5%  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$  / Astringedent) und G4 (12,7% Eisensulfat- und Eisensubsulfatlösung / Astringedent X). Die Zähne wurden mit einem der jeweiligen HAs für jeweils 3 Minuten kontaminiert und anschließend mit einem Luft/Wasser-Spray einer handelsüblichen Behandlungseinheit für 30 Sekunden gereinigt. Vor und nach der Kontamination wurde jeweils eine Abformung genommen und ein Gipsmodell erstellt. Alle Zähne, Abformungen und auch Gipsmodelle wurde mit einem Blue-Light-3D-Scanner (Ceramill Map 400, Amann Girrbach) gescannt. Die daraus generierten Scandaten wurden mit Hilfe einer 3D-Analyse Software übereinander gelagert und als farbkodierte 3D-Körper dargestellt. Mittelwerte der maximalen positiven/negativen Abweichungen und der mittleren Abweichung wurden berechnet und von jeder Gruppe miteinander verglichen. Die farbkodierten, übereinander gelagerten Scandaten wurden mit Hilfe der farbkodierten Messskala der Software deskriptiv interpretiert. Alle Abformungen und Gipsmodelle wurden zusätzlich mikroskopisch analysiert.

Ergebnisse: Die maximalen Werte der mittleren Abweichung aller übereinander gelagerten Scandaten variierten zwischen -30,1 und +17,5  $\mu\text{m}$ . Im Vergleich zeigte keine der Gruppen auffällige Unterschiede hinsichtlich der Abweichungswerte und -struktur. In den Gruppen 2, 3 und 4 zeigten die Abformungen, die nach Kontamination mit einem HA genommen wurden (IM2), eine ungleichmäßige, nicht näher definierbare Beschichtung; die Gipsmodelle zeigten keinerlei Veränderungen.

Schlussfolgerung: Die aufgeführten Abweichungen der einzelnen Gruppen zeigten im Vergleich miteinander und auch mit der Kontrollgruppe sehr ähnliche Werte und Verteilungsstrukturen. Die Reinigung für 30 Sekunden mit Luft/Wasser-Spray war ausreichend um HA zu entfernen und mögliche Negativeffekte sowohl auf die Abformungen, als auch auf die Gipsmodelle vorzubeugen. Nichtsdestotrotz verursachten HA, welche Eisensulfat als aktiven Wirkstoff enthielten, einen ungleichmäßigen Film auf den Abformungen.

## Effect of Astringent Products on Accuracy of Polyether Impressions and Plaster Casts

Christian Maischberger, Med Dent

Bogna Stawarczyk, PD Dr Rer Nat, Dipl-Ing (FH), MSc

Anja Liebermann, PD Dr Med Dent, MSc

Department of Prosthetic Dentistry, University Hospital,  
Ludwig Maximilian University of Munich, Munich, Germany.

**Purpose:** To investigate whether hemostatic agents have any detrimental effects on polyether impressions and plaster casts after a clinically viable cleaning protocol. **Materials and Methods:** A total of 60 human molar teeth were manually standardized, prepared, and subdivided into five groups (G): G0 (control/no contamination); G1 (ViscoStat Clear); G2 (ViscoStat); G3 (Astringedent); and G4 (Astringedent X). Each tooth was contaminated with a hemostatic agent for 3 minutes and cleaned with a 30-second air/water spray. Before and after contamination, an impression was taken and a plaster cast was poured. The impressions and plaster casts of all teeth were scanned using a light scanner. Data were matched using a three-dimensional analysis software that displayed color-coded maps. Means of the maximum positive/negative values and of the mean deviations in each group were calculated and compared. All color-coded maps were interpreted descriptively using the program's color scale, and all impressions and plaster casts were microscopically evaluated. **Results:** Values of mean deviations throughout all matched scans showed maximum values ranging from  $-30.1$  to  $+17.5$   $\mu\text{m}$ . None of the groups showed significantly different deviation values or patterns when compared to each other. Impressions showed a thin, discontinuous coating for G2, G3, and G4; no changes were found for plaster casts. **Conclusion:** Presented deviations showed the same values and distribution patterns within all groups. A cleaning protocol of 30 seconds of air/water spray is sufficient to remove hemostatic agents, preventing effects to polyether impressions and plaster casts. However, ferric sulfate-containing hemostatic agents left discontinuous coatings on impression surfaces. *Int J Prosthodont* 2019;32:281–288. doi: 10.11607/ijp.6148

For esthetic or functional reasons, preparation margins of fixed dental prostheses (FDP) are often placed iso- or subgingivally and therefore pose a high risk for periodontal problems.<sup>1,2</sup> Therefore, deliberated margin placement is essential to maintain periodontal health and has been shown to be of the highest importance for the longevity of restorations.<sup>3,4</sup> One of the most crucial steps in the process of FDP fabrication is taking an accurate impression in terms of surface detail reproduction to ensure an excellent marginal adaptation.<sup>5,6</sup> The management of gingival tissues is divided into providing hemostasis to the lacerated marginal gingiva and the physical displacement of tissues away from the tooth to allow an adequate bulk of impression material to enter the gingival sulcus.<sup>2,7</sup> Nowadays, the preferred method for marginal soft tissue management is the combination of retraction cords, which are responsible for mechanical displacement, and chemical agents, which cause tissue shrinkage and hemorrhage control.<sup>8,9</sup> Control of gingival hemorrhage, sulcular fluid flow, and saliva contamination are especially important in cases where hydrophobic impression materials, such as polyvinylsiloxane (PVS), are used, as any moisture may lead to unsatisfactory impressions.<sup>2,10,11</sup> PVS and polyether (PE) are the most

Correspondence to:  
PD Dr Anja Liebermann  
Goethestrasse 70  
80336 Munich, Germany  
Fax: +49 (0)89 4400 59502  
Email: anja.liebermann@  
med.uni-muenchen.de

Submitted September 21, 2018;  
accepted November 7, 2018.  
©2019 by Quintessence  
Publishing Co Inc.



**Fig 1** Steps for specimen preparation.



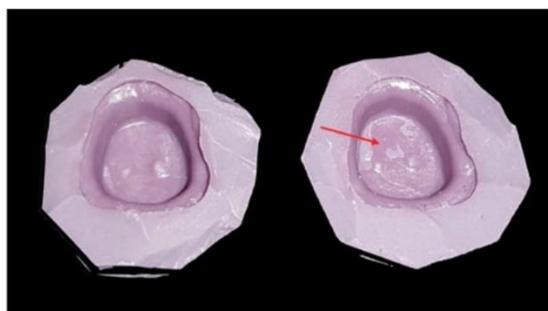
**Fig 2** Scanned tooth with automatically determined finish line.

commonly used impression materials. Their frequent use is attributed to their excellent properties, including dimensional stability, surface detail reproduction, elastic recovery, and ease of handling.<sup>12–14</sup> The high hydrophobicity is a disadvantage, as flawless moisture control prior to impression-taking is required, especially in critical areas such as the gingival crevice. This makes the use of chemical retraction agents almost inevitable.<sup>12,15</sup> The inhibitory effect of sulfur on the polymerization of PVS has also been well documented. Such sulfur compounds are not only found in latex products, such as rubber gloves or rubber dams, but also in several hemostatic agents containing ferric or aluminum sulfate.<sup>16–19</sup> Several studies have investigated the influence of hemostatic gingival retraction agents on the surface detail reproduction of PVS materials and have shown controversial results.<sup>4,15,19,20</sup> Two studies that tested ferric sulfate, aluminum sulfate, aluminum chloride, and epinephrine did not show any adverse effect on the polymerization of PVS with any of the tested agents.<sup>19,20</sup> In contrast, unsatisfactory surface detail reproduction caused by contact with aluminum chloride and ferric sulfate has been reported.<sup>4,15</sup> PE materials are among the most hydrophilic of the elastomeric impression materials thanks to their ether-dominated backbones interacting with water molecules.<sup>12,13,21</sup> Even though their hydrophilicity allows them to record accurate impressions in moist or wet areas with inadequate moisture control, hemostatic agents are often used in conjunction with PE materials.<sup>21–23</sup> The interaction of PE and different hemostatic agents in terms of surface detail reproduction, dimensional accuracy, tensile strength, and polymerization time have already been analyzed; in all studies, ferric sulfate, aluminum sulfate, and aluminum chloride caused adverse effects on polymerization and therefore on surface detail reproduction, tensile strength, and polymerization time—only the dimensional accuracy has never been affected.<sup>24–27</sup> One study showed that a 10% aluminum chloride solution can be used prior to PE impression without causing any adverse effects.<sup>26</sup> Vasoconstrictive agents

such as epinephrine, oxymetazoline hydrochloride, and tetrahydrozoline hydrochloride showed only minimal effects on the polymerization of PE and can be seen as more compatible prior to impression-taking.<sup>25,27</sup> To the authors' best knowledge, there is a lack of studies concerning the influence of hemostatic agents on PE impressions themselves and their plaster casts. The purpose of this study was to investigate the influence of hemostatic gingival retraction agents (astringents) on a PE impression material and the associated plaster cast. The tested null hypotheses were: (1) None of the hemostatic agents would have a detrimental effect on the PE impressions; and (2) no changes of the plaster casts in terms of accuracy or general appearance would be apparent.

## MATERIALS AND METHODS

For this *in vitro* study, 60 sound (ie, no caries or fillings) human molar teeth were collected and placed for a maximum of 7 days in 0.5% chloramine-T solution (Sigmar-Aldrich Laborchemikalien; CAS: 149358-73-6), then stored for a maximum of 6 months in distilled water at 5°C. Retention grooves were placed into the root surfaces, and roots were shortened with a diamond cutting disc to ensure a stable investment. The teeth were embedded into aluminum bodies up to the cemento-enamel junction with a cold-curing acrylic mounting resin (ScandiQuick, SCAN-DIA) (Fig 1). The occlusal part of the tooth crown was cut off to form a horizontally parallel occlusal plane (Secotom-50, Struers) (Fig 1). The circular surface of the tooth was prepared using a parallelometer (F4 basic, Dentsply) with a water-cooled turbine (Perfecta 900, W&H), and a uniform preparation angle of 10 degrees was ensured by using a round-end straight diamond bur (GEBR. BRASSELER, Lot. No. 975066) to achieve a 1.0-mm cervical finish line (Fig 1). The burs were marked at a 3-mm distance from the tip to ensure a standardized abutment height, and the resulting sharp edges were smoothed using finishing discs (Sof-Lex 1982C/1982M, 3M). The prepared teeth were



**Fig 3** First (left; before contamination) and second (right; after contamination) impressions. Residual coating of hemostatic agent on an IM2 (red arrow).



**Fig 4** Application of different hemostatic agents. From left to right: ViscoStat Clear, ViscoStat, Astringedent, and Astringedent X.

**Table 1** Test Groups and Their Respective Hemostatic Agents

Group	Hemostatic agent	Active ingredient	Lot. No.
Group 1 (VSC)	ViscoStat Clear	25% aluminum chloride	BF61D
Group 2 (VS)	ViscoStat	20% iron sulfate	BF5X2
Group 3 (AS)	Astringedent	15.5% iron sulfate	BF3YR
Group 4 (ASX)	Astringedent X	12.7% iron ion solution containing ferric subsulfate and iron sulfate	BF1TC
Group 0 (CTRL)	–	–	–

All hemostatic agents are products of Ultradent Products.



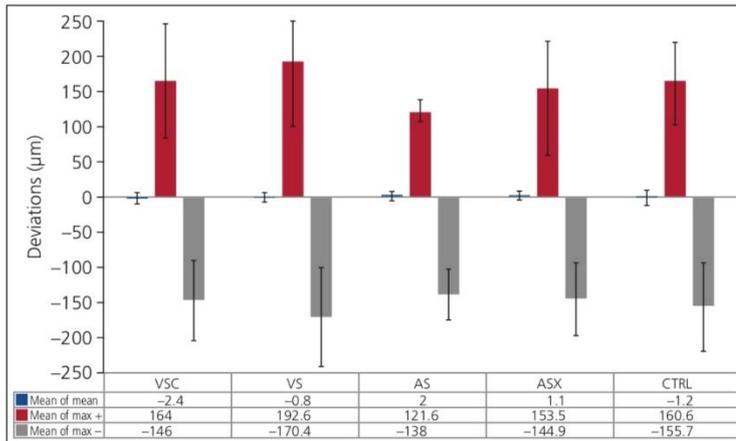
**Fig 5** Fully set plaster cast.

scanned with a light scanner (Ceramill Map400, Amann Girschbacher) with an accuracy of 6 µm according to the manufacturer (Fig 2). Prior to scanning, the specimens were sprayed with occlusion spray (Arti-Spray white, Dr Jean Bausch) from a distance of 15 cm from each side for 1 second. The scan data were further processed by a software (Ceramill Mind, Amann Girschbacher) that automatically determines the cervical finish line of the preparation, showing the later bonding surface (Fig 2). At this point, the data set was saved as a standard tessellation language (STL) file. The occlusion spray was gently rinsed off with an air/water stream.

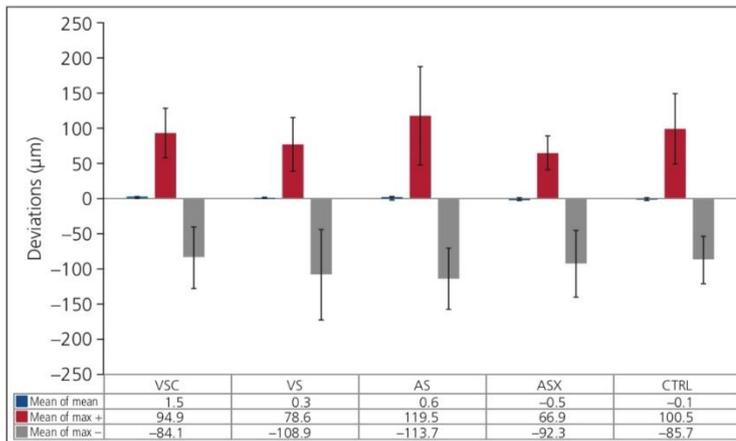
For the first impression of the teeth, taken initially before any hemostatic agent contamination, a PE material (Impregum Penta Medium Body, 3M, Lot. No. 3250431, 3413291, 3421272, 3273416) was filled into a syringe (Elastomer Syringe, 3M) and manually dispensed around each tooth. To standardize the used amount, the syringe was divided into thirds by marking the outside of the syringe. For each specimen, exactly one-third of the syringe was used. All impressions were done by the same operator applying the material with constant pressure from a distance of 0.5 mm around each specimen. The material was left to fully set as specified by the manufacturer (Fig 3). The prepared teeth were subdivided into 5 groups of 12 each. Group 0 (G0) was declared

the control group and was not pretreated with any hemostatic agent, and Groups 1 to 4 (G1–G4; ViscoStat Clear; ViscoStat; Astringedent; and Astringedent X, respectively) were each contaminated with a different hemostatic agent (Fig 4). All specific hemostatic agents and active ingredients are listed in Table 1.

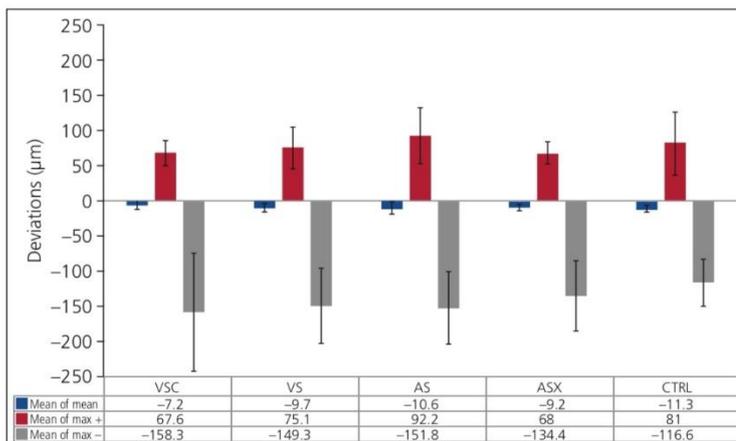
The manufacturer’s recommended application time was set at 3 minutes for all agents. Afterwards, the hemostatic agents were rinsed off using an air/water stream for exactly 30 seconds at a distance of 3 cm and subsequently dried with a gentle air stream for 5 seconds until the tooth’s surface was dry and did not appear shiny anymore. After contamination and cleaning, a second impression was taken in exactly the same manner as the first. All impressions were stored in the dark at room temperature (23°C) for 24 hours. All impressions were then analyzed for any residue of hemostatic agents, disturbances in the impression surface, or any other errors or defects using magnifying glasses (×4.4 magnification, TWIN-Lux LED, A. Schweizer). Plaster casts were poured the same day of evaluation with a high-grade model plaster (Snow White Plaster No. 2, Kerr). The plaster was mixed and left to set for 5 minutes as specified by the manufacturer. It was left at room temperature (23°C) for 24 hours to fully set (Fig 5). Subsequently, the plaster casts were



**Fig 6** Calculated means of mean, maximum positive, and maximum negative deviation values of matching analysis of the first and second impressions. VSC = ViscoStat Clear; VS = ViscoStat; AS = Astringedent; ASX = Astringedent X; CTRL = control.



**Fig 7** Calculated means of mean, maximum positive, and maximum negative deviation values of matching analysis of the first and second plaster casts. VSC = ViscoStat Clear; VS = ViscoStat; AS = Astringedent; ASX = Astringedent X; CTRL = control.



**Fig 8** Calculated means of mean, maximum positive, and maximum negative deviation values of matching analysis of the tooth abutment and second plaster casts. VSC = ViscoStat Clear; VS = ViscoStat; AS = Astringedent; ASX = Astringedent X; CTRL = control.

microscopically analyzed for any errors or defects. All impressions and plaster casts were scanned as already described above. The STL data of tooth specimens and their respective impressions and plaster casts were transferred into software for analysis of three-dimensional (3D) measuring data (GOM Inspect, GOM) for surface matching to visualize their deviations. Surfaces matched against each other were: first impression (IM1; reference) against second impression (IM2); first plaster cast (PC1; reference, poured from IM1) against second plaster cast (PC2), poured from IM2; and tooth specimen (reference) against its PC2. All three matching procedures were done for each specimen, and the matching process was the same for each pair of scans. One scan was determined as the reference surface to which the other scan surfaces would be aligned. The scans were initially aligned using the 3-point-alignment option, which was used to reach a rough match. Subsequently, the scans were matched precisely using the local best-fit method. For each matching pair, the maximum positive/negative deviation and the mean deviation were calculated and displayed as 3D color-coded maps. Furthermore, the means of the maximum positive/negative deviations and mean deviations were calculated for each group and compared between each other (Figs 6 to 8). All 3D color-coded maps were interpreted descriptively using the program's color scale.

## RESULTS

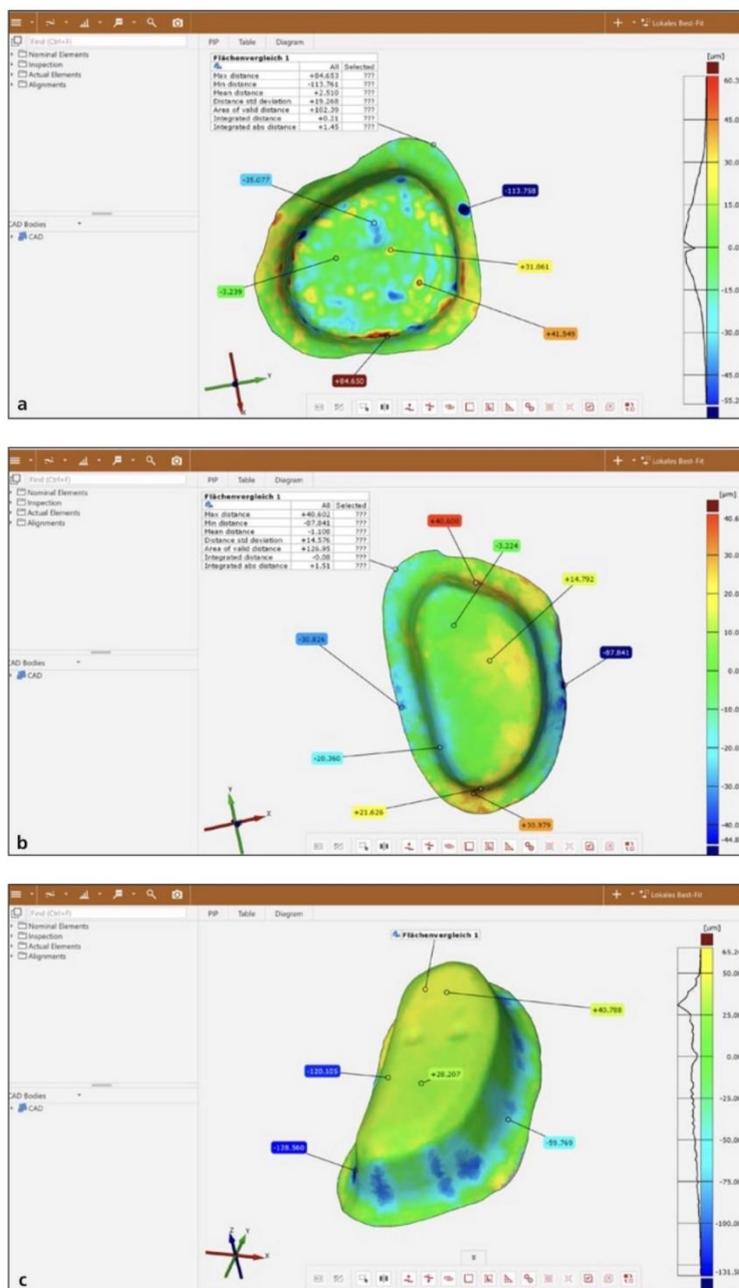
### Comparison: IM1 and IM2

When matching IM1 and IM2 and measuring their deviations, IM1 was set as the reference (Fig 6). Mean deviations showed maximum values ranging from  $-30.1$  to  $+17.5 \mu\text{m}$ . The means of the mean deviations for each group ranged from  $-2.4$  to  $+2.0 \mu\text{m}$ , with G1 ( $-2.4 \mu\text{m}$ ) showing the most extreme value.

Mean values of maximum positive deviations calculated for each group ranged between +121.6 and +192.6  $\mu\text{m}$ , with G2 (+192.6  $\mu\text{m}$ ) showing the highest value. Mean values of maximum negative deviations ranged from  $-215.5 \mu\text{m}$  to  $-138 \mu\text{m}$ , with G4 ( $-215.5 \mu\text{m}$ ) being the most negative. Color maps of matched scans did not show any deviation pattern as characteristic for one single group. Randomly spread deviations in the positive and negative directions were seen throughout all groups (Fig 9a). Microscopic inspection of the impressions showed a thin, discontinuous film coating on the impression surface on occlusal areas and at transitions between the occlusal surface and circumferential walls in all IM2 of G2, G3, and G4. These coatings were interpreted by the authors as residues of the respective hemostatic agents. When comparing the coating pattern with the deviations present in its associated 3D color map, no concordance was detected.

#### Comparison: PC1 and PC2

When measuring deviations between PC1 and PC2, PC1 was set as reference (Fig 7). Maximum values of mean deviations ranged from  $-8.2$  to  $+4.7 \mu\text{m}$ . Means of the mean deviations ranged from  $-0.5$  to  $+1.5 \mu\text{m}$ , with G1 ( $+1.5 \mu\text{m}$ ) showing the highest deviation. Mean values of maximum positive deviations ranged from  $+66.9$  to  $+119.5 \mu\text{m}$ , with G3 ( $+119.5 \mu\text{m}$ ) showing the highest value. Mean values of maximum negative deviations ranged from  $-113.7$  to  $-84.1 \mu\text{m}$ , with G3 ( $-113.7 \mu\text{m}$ ) again showing the most extreme value. Inspection of 3D color maps did not show a specific deviation pattern being characteristic for any of the groups. In all groups, the occlusal and circumferential wall surfaces showed randomly arranged color patches indicating deviations ranging from  $-30$  to  $+30 \mu\text{m}$  (Fig 9b). More severe deviations were found only rarely in



**Fig 9** Sample of deviation patterns of matched (a) first and second impressions, (b) first and second plaster casts, and (c) tooth specimen and second plaster cast.

single confined areas or at preparation margins of single specimens. Visual evaluations of casts did not show any irregularities or abnormalities regarding the surface quality in PC1 or in PC2. No unpolymerized impression material residue was found on any of the specimens.



### Comparison: Tooth and PC2

Mean deviations seen in surface matching between the prepared tooth itself (reference) and its corresponding PC2 (Fig 8) ranged from  $-24.1$  to  $+7.7$   $\mu\text{m}$ . The means of mean deviations showed to be very similar for all groups, ranging from  $-11.3$  to  $-7.2$   $\mu\text{m}$ . G0 ( $-11.3$   $\mu\text{m}$ ) showed the most negative values. Means of maximum positive deviations ranged from  $+67.6$  to  $+92.2$   $\mu\text{m}$ , with G3 ( $+92.2$   $\mu\text{m}$ ) showing the highest value. Means of maximum negative deviations ranged from  $-158.3$  to  $-116.6$   $\mu\text{m}$ , with G1 ( $-158.3$   $\mu\text{m}$ ) being the most negative. Color maps showed the same deviation pattern throughout all groups. The occlusal surfaces showed positive deviations up to  $+40$   $\mu\text{m}$ . The circumferential walls showed negative deviations reaching values up to  $-150$   $\mu\text{m}$ . The chamfer finish line preparations showed minimal positive deviations (Fig 9c). These deviations were seen throughout all groups, including the control group, and therefore no specific deviation pattern was seen to be characteristic for a single group in this comparison.

### DISCUSSION

The first hypothesis was rejected, because all IM2 of G2, G3, and G4 showed a coating of residual hemostatic agents on the impression surface. In contrast, G1 did not show any residue of a hemostatic agent. Therefore, the coating was caused by agents containing ferric sulfate, but not by agents containing aluminum chloride as the active ingredient. There was little information about the tested hemostatic agents, especially about ingredients other than the active substance. Such findings were also not reported in previous investigations, and therefore the authors cannot state that ferric sulfate actually caused the coating—this may only be suggested and will require further investigation. Nevertheless, microscopic inspection of IM2 did not show any differences compared to IM1. No inhibition of the polymerization process of the impression material, formation of any irregularities in the impression surface, or discoloration or any other peculiarity were observed in any of the groups. The coating therefore solely covered the impression surfaces and did not cause any further detrimental effect. When comparing the coating pattern seen on the impression to the deviation pattern of the respective specimen's 3D color map, no concordance could be found. Deviations seen in those areas where a coating was present did not show higher values than in areas of the same impression where no coating was present. A random distribution pattern was seen for all specimens throughout all groups, including the control group, making it impossible to declare a specific pattern as characteristic for a single group (Fig 9). In addition, when looking at the means of deviation values of different groups, none of the groups showed significantly

higher or lower values when compared to G0 or to any of the other groups. G0 itself showed the same deviations in the positive and negative directions as the contaminated groups (Fig 6). After the microscopic inspection of impressions and the evaluation of scans and their respective deviation values, it was therefore not possible to state that any of the hemostatic agents can be seen as the cause for the present deviations or as having any other detrimental effect on the impressions.

The second hypothesis was confirmed because neither the comparison between PC1 and PC2 nor the comparison between the tooth preparation and PC2 showed any peculiarities during visual or 3D-mapping inspection. This indicates that hemostatic agents do not have any detrimental effect on plaster casts. Microscopic inspection of PC2 showed neither an inhibition of the plaster-curing process nor residue of unpolymerized impression material left on the plaster casts in any of the five groups. The coating by hemostatic residue present in G2, G3, and G4 was not transferred to the plaster casts and did not seem to cause any visible or measurable effect to the plaster. 3D color maps of matching PC1 to PC2 showed a random deviation pattern the same throughout all groups, including G0 (Fig 10). The mean deviation values compared between groups did not show significant differences compared to each other or to G0 (Fig 7). When looking at matched pairs of tooth abutments and their respective PC2, again, the calculated means for different groups did not show different values between each other or compared to G0 (Fig 8). A certain deviation pattern could be defined showing positive deviations up to  $+40$   $\mu\text{m}$  at occlusal surfaces and negative deviations up to  $-150$   $\mu\text{m}$  at their circumferential surfaces (Fig 11); nevertheless, this pattern was seen in all specimens throughout all groups, including G0, and consequently it was not possible to state that this specific pattern is attributable to the action of a hemostatic agent or its residue. Therefore, in the authors' opinion, the present deviations of all comparisons did not show values that are of clinical importance, as they were also present in the respective control groups. Due to the lack of comparable studies and methods in the literature, no comparable values were accessible. The values of mean deviations throughout all matched scans (IM1–IM2, PC1–PC2, tooth–PC2) showed maximum values of  $-30.1$  and  $+17.5$   $\mu\text{m}$ , which are, in the authors' opinion, within acceptable limits, as even the standardized 50- $\mu\text{m}$  spacer left for the cementation during crown construction shows a higher value.

Higher deviation values as seen in the maximum negative and positive deviations and their calculated means were solely seen in single points directly on the preparation margin (Fig 10). These might be attributable to the software Ceramill Mind and its option to automatically determine the finish line. For the software to determine the preparation margin, it is necessary to manually



choose one point on the preparation margin to be taken as the reference point to calculate the finish line of the preparation. Even though the operator paid significant attention to placing the initial point at the exact same place on the preparation margin for the two corresponding scans, minimal deviations are likely to occur, which in turn may cause minimal deviations in single points on the preparation margin, so these deviations are more attributable to the operator and the software than to any action induced by a hemostatic agent. Furthermore, the fact that deviation values and patterns did not vary significantly when compared to G0 confirms that the present deviations are likely not caused by the action of a hemostatic agent and may rather be due to random sampling variety. For the comparison of the tooth abutment and PC2, minimal deviations might also be attributed to the articulation spray used only on tooth abutments, but not on plaster casts prior to scanning.

The number of studies concerning the influence of hemostatic agents on polyether impression materials is very limited so far, and their results are to some extent not in concordance with the current study. Three studies investigated the effect of hemostatic agents on the inhibition of polymerization of polyether impression materials.<sup>25–27</sup> In all studies, the same impression material—Impregum Penta (3M)—was chosen. The used hemostatic agents, made by different manufacturers, with two studies also using Astringedent (Ultradent Products),<sup>26,27</sup> showed different concentrations of aluminum chloride, ferric sulfate, and aluminum sulfate of different manufacturers. These investigations reported the partial or complete inhibition of polymerization of PE, leading to unsatisfactory impressions. Only one of the tested materials, 10% aluminum chloride solution, showed no inhibitory effect.<sup>26</sup> One of the studies additionally tested the tensile strength of PE after contamination with 15% aluminum chloride and showed significantly lower values when compared to control groups.<sup>25</sup> A further study claimed the dimensional accuracy and surface detail reproduction of PE after being in contact with hemostatic agents,<sup>24</sup> with two hemostatic agents tested being the same as in the current study (ViscoStat Clear and Astringedent X). Also, the tested impression material (Impregum Soft, 3M) only showed a difference in viscosity compared to the material used in the current study. All agents tested resulted in unsatisfactory surface detail reproduction, showing a rough, melted appearance and color changes of the impression surface. Only the dimensional accuracy did not seem to be affected by the hemostatic agents, as the present deviations demonstrated only minimal values throughout all groups, including the control group, in accordance with the current study.<sup>24</sup>

The contradictory results of the previous studies may be explained by their very different practical methodologies. The most critical factor may be that in all

previous studies, the hemostatic agent came into direct contact with the impression material, which may cause complications according to the manufacturers. Two studies used metal dies on which the impression material was set. These metal dies were previously contaminated by dispensing a hemostatic agent on them. The agents were left to dry and did not undergo any cleaning protocol before the impression material was injected onto the dies.<sup>24,25</sup> In the other two studies, the contact was of an even more serious nature, as in one study 20  $\mu$ L of hemostatic agent was directly mixed into the setting impression material. In the other study, a hemostatic agent-soaked retraction cord was embedded into the freshly mixed material during the setting period.<sup>26,27</sup> In contrast, in the current study, the agents were washed off with an air/water stream applied for 30 seconds. Another major difference between the studies was seen in the selection of the specimens itself. In the present study, the authors tried to simulate a situation as similar as possible to a real clinical situation in the dental office by using an abutment prepared from a real human tooth by applying the agents according to the manufacturers' standards and by choosing a cleaning protocol that was easily feasible for the operating dentist. The usage of contaminated metal dies without using any cleaning method to remove the hemostatic agent, to mix the hemostatic agent directly with the impression, or to embed a soaked retraction cord into setting polyether material is not comparable to an actual clinical situation. Furthermore, according to the manufacturer, it is strongly recommended to thoroughly clean the tooth surface after hemostasis is achieved to remove any residual agent and to prevent direct contact between the impression material and hemostatic agent. The methodologies of previous experiments may therefore explain their controversial results. A limitation of the present study was the descriptive evaluation with no statistical analysis. Further studies are needed to determine the possible further clinical impact of the coating left on impressions by hemostatic agents containing ferric sulfate as the active ingredient.

## CONCLUSIONS

Based on the findings of this *in vitro* study, the following conclusions could be drawn:

- The present deviations showed the same values and distribution patterns within all of the different groups without any difference compared to the control group, indicating no impact of the hemostatic agents on accuracy.
- A cleaning protocol of 30 seconds of air/water spray is sufficient to remove hemostatic agents on prepared teeth, preventing detrimental effects to polyether impressions and plaster casts.



- Hemostatic agents containing ferric sulfate as the active ingredient left a discontinuous coating on the impression material, which did not show any clinical importance.

## ACKNOWLEDGMENTS

The authors declare no conflicts of interest. The authors would like to thank Ultradent Products for providing the hemostatic agents used.

## REFERENCES

- Wilson RD, Maynard G. Intracrevicular restorative dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1981;1:34–49.
- Thomas MS, Joseph RM, Parolia A. Nonsurgical gingival displacement in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2011;32:26–34.
- Eissmann HF, Radke RA, Noble WH. Physiologic design criteria for fixed dental restorations. *Dent Clin North Am* 1971;15:543–568.
- Vaishnav KC, Patel PR, Shah DS, Maheta SP. Effect of 3 different medicaments on dimensional stability and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impression material. *Natl J Integr Res Med* 2012;3:124–130.
- Hansen PA, Tira DE, Barlow J. Current methods of finish-line exposure by practicing prosthodontists. *J Prosthodont* 1999;8:163–170.
- Vadapalli SB, Atluri K, Putcha MS, Kondreddi S, Kumar NS, Tadi DP. Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophasic polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *J Int Soc Prev Community Dent* 2016;6:302–308.
- Morgano SM, Malone WF, Gregoire SE, Goldenberg BS. Tissue management with dental impression materials. *Am J Dent* 1989;2:279–284.
- Bowles WH, Tardy SJ, Vahadi A. Evaluation of new gingival retraction agents. *J Dent Res* 1991;70:1447–1449.
- Fisher DW. Conservative management of the gingival tissue for crowns. *Dent Clin North Am* 1976;20:273–284.
- Donovan TE, Chee WW. Current concepts in gingival displacement. *Dent Clin North Am* 2004;48:433–444.
- Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Wiczkiewicz W. Chemical retraction agents—In vivo and in vitro studies into their physico-chemical properties, biocompatibility with gingival margin tissues and compatibility with elastomer impression materials. *Mini Rev Med Chem* 2017;17:435–444.
- Shen SC. Impression materials. In: Anusavice KJ, Shen SC, Rawls HR (eds). *Phillips' Science of Dental Materials*, ed 12. St. Louis: Elsevier, 2014:151–181.
- Petrie CS, Walker MP, O'Mahony AM, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 2003;90:365–372.
- O'Mahony A, Spencer P, Williams K, Corcoran J. Effect of 3 medicaments on the dimensional accuracy and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impressions. *Quintessence Int* 2000;31:201–206.
- Singh R, Singh J, Gambhir RS, Singh R, Nanda S. Comparison of the effect of different medicaments on surface reproduction of two commercially available polyvinyl siloxane impression materials—An in vitro study. *J Clin Exp Dent* 2013;5:e138–e143.
- Reitz CD, Clark NP. The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc* 1988;116:371–375.
- Noonan JE, Goldfogel HE, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent* 1985;10:46–48.
- Duncan JD. Prevention of catalyst contamination of vinyl polysiloxane silicone impression material during the impression procedure. *J Prosthet Dent* 1991;66:277.
- de Camargo LM, Chee WW, Donovan TE. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 1993;70:114–117.
- Machado CE, Guedes CG. Effects of sulfur-based hemostatic agents and gingival retraction cords handled with latex gloves on the polymerization of polyvinyl siloxane impression materials. *J Appl Oral Sci* 2011;19:628–633.
- Wassell RW, Barker D, Walls AW. Crowns and other extra-coronal restorations: Impression materials and technique. *Br Dent J* 2002;192:679–684, 687–690.
- McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, ed 9. Oxford: Blackwell, 2008:174.
- Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K. Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont* 2005;14:158–163.
- Raipure P, Kharsan V. Comparative evaluation of dimensional accuracy and surface detail reproduction of elastomeric impression material when treated with three retraction cord materials: An in vitro study. *Int J Dent Med Res* 2014;1:12–20.
- Sábio S, Franciscone PA, Mondelli J. Effect of conventional and experimental gingival retraction solutions on the tensile strength and inhibition of polymerization of four types of impression materials. *J Appl Oral Sci* 2008;16:280–285.
- Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J. In vitro evaluation of the compatibility of selected chemical retraction agents with elastomeric impression materials used for fixed prosthodontics. Part I—Retraction cord medicaments. *Prot Stom* 2005;55:207–213.
- Nowakowska D, Raszewski Z, Ziętek M, Saczko J, Kulbacka J, Więckiewicz W. The setting time of polyether impression materials after contact with conventional and experimental gingival margin displacement agents. *J Prosthodont* 2018;27:182–188.

## Literature Abstract

### The Amount of Keratinized Mucosa May Not Influence Peri-Implant Health in Compliant Patients: A Retrospective 5-Year Analysis

The aims of this study were to investigate the influence of keratinized mucosa (KM) on peri-implant health or disease and to identify a threshold value for the width of KM for peri-implant health. The total dataset was subsampled; that is, one implant per patient was randomly chosen for analyses. In 87 patients, data were extracted at baseline (prosthesis insertion) and at the 5-year follow-up, including the width of the midbuccal KM, bleeding on probing, probing depth, plaque index, and marginal bone level. Spearman correlations with Holm adjustment for multiple testing were used to assess potential associations. Depending on the definition of peri-implant diseases, the prevalence of peri-implantitis ranged from 9.2% (bleeding on probing threshold: < 50% or ≥ 50%) to 24.1% (threshold: absence or presence). The prevalence of peri-implant mucositis was similar irrespective of the definition (54% to 55.2%). The width of KM and the parameters for peri-implant diseases demonstrated negligible correlations (Spearman correlation coefficients:  $-0.2 < \rho < 0.2$ ). No threshold value was detected for the width of midbuccal KM in relation to peri-implant health. The width of KM around dental implants was correlated to a negligible extent with parameters for peri-implant diseases. No threshold value for the width of KM to maintain peri-implant health could be identified.

Lim HC, Wiedemeier DB, Hämmerle CHF, Thoma DS. *J Clin Periodontol* 2019;46:354–362. References: 59. Reprints: Daniel S. Thoma, daniel.thoma@zzm.uzh.ch —Carlo Marinello, Switzerland

## **2.2 Originalarbeit: Maischberger C, Stawarczyk B, Liebermann A. The effect of hemostatic agents on the retention strength of zirconia crowns luted to dentin abutments. Akzeptiert in materials 2019,19,979 (IF: 2.972)**

### **Zusammenfassung**

Ziel: Das Ziel dieser in vitro Untersuchung war es herauszufinden, ob blutstillende Mittel (HA) trotz der Reinigung mit einem Luft/Wasser-Spray einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit (RS) von adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen zu Dentin haben.

Material und Methode: Menschliche Molaren (N=60/n=12) wurden standardisiert präpariert und dazu passende Zirkonoxidkronen angefertigt. Vor der adhäsiven Befestigung (Scotchbond Universal/RelyX Ultimate), wurden die Zähne mit dem jeweiligen HA vorbehandelt: i. 25% AlCl (VSC), ii. 20% Fe<sub>2</sub>(SO<sub>4</sub>)<sub>3</sub> (VS), iii. 15,5% Fe<sub>2</sub>(SO<sub>4</sub>)<sub>3</sub> (AS), iv. 12,7% Eisensulfat- und Eisensubsulfat-lösung (ASX) und v. ohne HA (Kontrollgruppe). Nach der Befestigung wurde eine Kausimulation mit 600.000 Zyklen und anschließend ein Kronenabzugsversuch durchgeführt. Vier verschiedene Frakturtypen wurden definiert:

Kohäsiv Typ 1 – Zahnwurzel; Kohäsiv Typ 2 – Zahnkrone; Adhäsiv Typ 1 – Befestigungsmaterial haftet nur am Zahn; Adhäsiv Typ 2 – Befestigungsmaterial haftet am Zahn und an Krone; Mischbruch – Adhäsiv/Kohäsiv. Die ermittelten Daten wurden mit Hilfe einer einfaktoriellen ANOVA, post-hoc Scheffé, Pearson's Chi-Quadrat Test und einer Ciba-Geigy Tabelle statistisch analysiert (p=0,05).

Ergebnisse: Es konnten keine Unterschiede hinsichtlich der RS zwischen den verschiedenen Gruppen festgestellt werden (p=0,200). ASX zeigte mehr kohäsive Typ 2 Frakturen als die Kontrollgruppe. VSC zeigte mehr Kohäsiv Typ 2 als Adhäsiv Typ 1 Frakturen. VS zeigte mehr Adhäsiv Typ 2 Frakturen als Mischbrüche. AS zeigte mehr Kohäsiv Typ 2 als Adhäsiv Typ 1 Frakturen und mehr Adhäsiv Typ 2 Frakturen als Mischbrüche. ASX zeigte überwiegend Kohäsiv Typ 2 Frakturen.

Schlussfolgerung: RS wurde von HA nicht negativ beeinflusst, wenn vor der adhäsiven Befestigung eine Reinigung mit einem Luft/Wasser-Spray stattgefunden hat. Dennoch scheint es, dass HA das Dentin schwächt, da überwiegend kohäsive Frakturen auftraten.

Article

# The Effect of Hemostatic Agents on the Retention Strength of Zirconia Crowns Luted to Dentin Abutments

Christian Maischberger, Anja Liebermann \*  and Bogna Stawarczyk 

Department of Prosthetic Dentistry, University Hospital, LMU Munich, Goethestrasse 70, 80336 Munich, Germany; Christian.Maischberger@gmx.de (C.M.); Bogna.Stawarczyk@med.uni-muenchen.de (B.S.)

\* Correspondence: Anja.Liebermann@med.uni-muenchen.de;

Tel.: +49-(0)-89-4400-59571; Fax: +49-(0)-89 4400-59502

Received: 1 March 2019; Accepted: 21 March 2019; Published: 25 March 2019



**Abstract:** The purpose of this study was to investigate whether hemostatic agents (HA) show an effect on the retention strength (RS) of zirconia crowns luted to dentin abutments after cleaning with an air/water spray. Human molars ( $N = 60/n = 12$ ) were prepared and zirconia crowns were milled. Prior to luting (Scotchbond Universal/RelyX Ultimate), molars were pretreated using HA: i. 25%  $\text{AlCl}_3$  (VSC), ii. 20%  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$  (VS), iii. 15.5%  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$  (AS), iv. 12.7% iron ion solution (ASX) and v. no pretreatment (control). Mastication simulation and pull-out tests were performed. Failure types were defined: cohesive 1—tooth root; cohesive 2—tooth crown; adhesive 1—cement on tooth; adhesive 2—cement on tooth and crown; mixed—adhesive/cohesive. Data were analyzed using 1-way ANOVA, post-hoc Scheffé, Pearson's chi-square-test and Ciba-Geigy table ( $p = 0.05$ ). No RS differences between the tested groups were observed ( $p = 0.200$ ). ASX fractured more cohesive 2 than the control group. VSC showed more cohesive 2 than adhesive 1 fractures. VS showed more adhesive 2 than mixed fractures. AS showed more cohesive 2 than adhesive 1 and more adhesive 2 than mixed fractures. ASX showed predominantly cohesive 2 fractures. RS was not affected when HA were cleaned off by 30 s of air/water spray prior to luting. HA still seem to weaken the dentin abutment, making it prone to cohesive fractures.

**Keywords:** hemostatic agent; astringent; retention strength; zirconia; adhesive luting

## 1. Introduction

The adhesive bond strength to dentin depends on the formation of an appropriate hybrid layer by the incorporation of resin tags into the dentinal tubules [1,2]. To achieve a high-quality bonding, the creation of a contaminant-free working field is of highest importance. Contaminants like blood or saliva may occlude dentinal tubules and therefore have a detrimental effect on hybrid layer formation with a decrease in bond strength for adhesive procedures [3–6].

Dentists often have to deal with blood and sulcular fluid flow as a result of trauma to the gingival tissues as occurring by para- or sub-gingivally placed preparation margins. In such situations, gingival tissue management in terms of hemorrhage control is important [2]. Therefore, hemostatic agents (HA), containing different active ingredients like aluminum chloride ( $\text{AlCl}_3$ ) or ferric sulfate ( $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ ), are often used to achieve hemostasis. During their application these agents also come in contact with hard dental tissues, on which they may exert possible negative effects. Several studies demonstrated the partial or complete removal of the dentinal smear layer after application of HA caused by their high acidity [7–10].

Further studies showed residual particles of HA in form of crystalline growths or granular deposits left on the dentinal surface or even changes in hydroxyapatite crystals which seems to make

them more resistant to acids [11,12]. Changes like these in the dentinal surface or smear layer may reduce the dentin's susceptibility to acid etching or may obliterate dentinal tubules. Both changes affect the formation of the hybrid layer, eventually reducing the bond strength between adhesive and dentin [11–14]. Nevertheless, to date there is no general consensus if HA adversely affect adhesive systems. Several studies were conducted investigating the influence of HA on self-etch and total-etch adhesive systems, showing controversial results. Most studies concerning self-etch adhesives (SEA) demonstrated a decrease in bond strength to dentin after contamination with HA [9,12,14–18]. However, some authors reported no decrease in bond strength between SEA and dentin [10,16,19]. In contrast to SEA, studies concerning the effect of HA on the bond strength of total-etch adhesive systems to dentin demonstrated more consistent results of no decrease of bond strength after phosphoric acid etching [9,10,16,20]. In addition, two studies reported a decrease in bond strength with total-etch adhesives [15,21].

Due to the controversial outcomes of these previous studies it is not yet possible to draw definite conclusions. The reason for such contrasting results might be attributed to the lack of standardization of methodology used. Studies showed great differences in testing procedures, handling and duration of HA application, combination and amount of used materials, additional contamination with blood or saliva, and also in the dentin condition regarding storing protocols and types of dentin (human primary/human permanent/bovine teeth). Other studies in turn evaluated the influence of HA on the microleakage of class V composite resin restorations. In all studies, microleakage was increased when SEA were used [22–25]. In case of total-etch adhesives, no increase in microleakage was demonstrated [22,23].

Due to the fact, that studies still did not clarify the influence of HA on bond strength and often can't be compared with real clinical situations, this study should investigate the influence of different HA on the retention strength (RS) of zirconia crowns luted to dentin abutments. The null hypothesis stated, that the RS between zirconia crowns and dentin abutment bonded by adhesive luting procedure is not affected by any of the HA tested.

## 2. Materials and Methods

Human, freshly extracted, sound molar teeth (N = 60) were collected, disinfected for a maximum of 7 days in 0.5% Chloramine-T solution (Sigmar-Aldrich Laborchemikalien, Munich, Germany, CAS: 149358-73-6) and stored in distilled water at 5 °C for a maximum of 6 months. All teeth originated from an anonymous collection of several dentists located around Munich. As datasets cannot be related to human individuals, that means that the natural teeth used in this investigation cannot be traced to the patients anymore, no ethical–legal objections against the project were identified by the ethical committee according to the declaration of no objection of 10.07.2012. Teeth were cleaned and embedded (ScandiQuick, SCAN-DIA, Hagen, Germany) up to their cemento-enamel junction in round aluminum bodies (Figure 1).

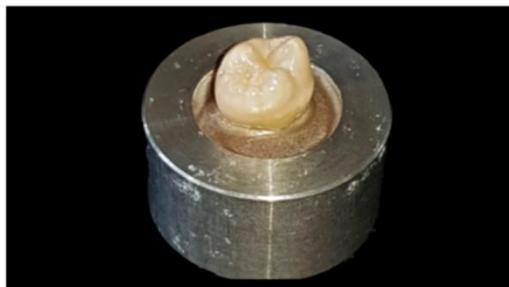
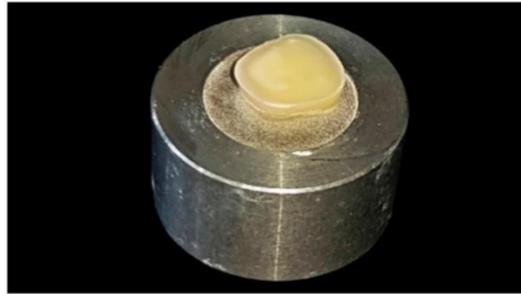


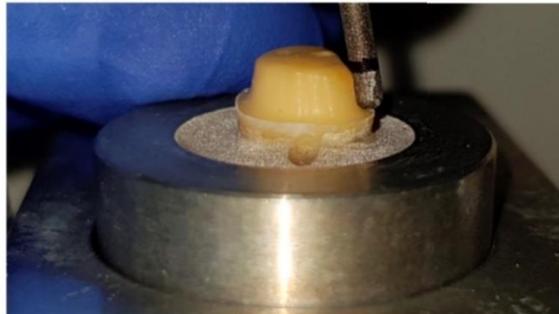
Figure 1. Tooth embedded into aluminum body, before preparation.

The tooth crown preparation was divided into two parts. First, a cutting machine with water-cooling (Secotom-50, Struers, Ballerup, Denmark) was used to cut off the occlusal part of the tooth forming a horizontally parallel occlusal plane (Figure 2).



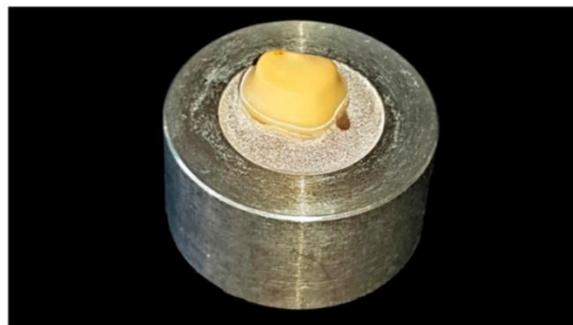
**Figure 2.** Occlusal part of tooth cut off, resulting in a horizontally parallel plane.

Second, a parallelometer (F4 basic, Dentsply, Hanau, Germany) and a water-cooled turbine (Perfecta 900, W&H, Laufen, Germany) with a round-end straight diamond bur (GEBR. BRASSELER, Lemgo, Germany, Lot.No. 975066) were used to prepare the circular surface of the tooth to ensure a uniform preparation angle of  $10^\circ$  with a 1.0 mm cervical finish line (Figure 3).



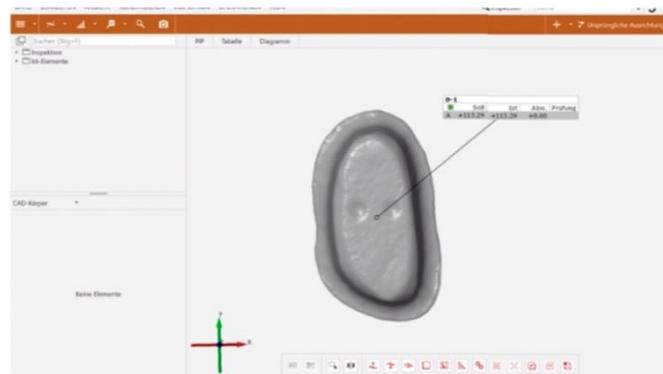
**Figure 3.** Tooth preparation in parallelometer.

The burs were marked at 3 mm distance from the tip to ensure a standardized abutment height of 3 mm, finishing disks (Sof-Lex 1982C/ 1982M, 3M, Seefeld, Germany) were used to smoothen sharp edges (Figure 4).



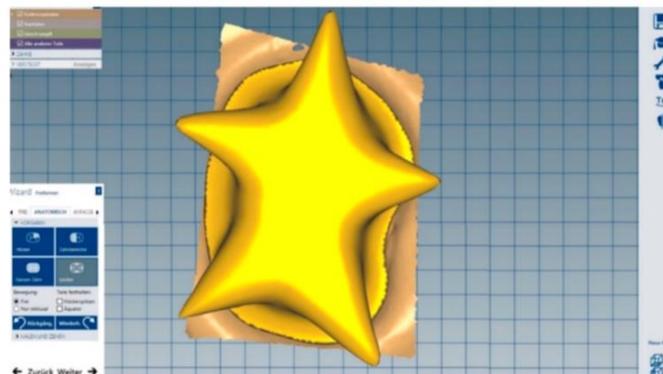
**Figure 4.** Finalized tooth preparation.

The prepared teeth were scanned with a light scanner (Ceramill map400, Amann Girrbach, Koblach, Austria) and a STL (Standard Triangulation Language) file was created (Ceramill Mind, Amann Girrbach, Koblach, Austria) and the bonding surfaces were calculated (GOM Inspect, GOM, Braunschweig, Germany) (Figure 5).



**Figure 5.** Surface calculation in mm<sup>2</sup> using GOM 3D analysis software.

Subsequently, a star-shaped crown was individually designed for each dentin abutment (Figure 6).



**Figure 6.** Star-shaped zirconia crown designing using Ceramill Mind software (Amann Girrbach).

The crowns were milled (DD cubeX<sup>2</sup> 98, Dental Direkt, Spenge, Germany, Lot.No. 8041738003) with a 5-axis milling unit (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach, Koblach, Austria). The zirconia crowns were sintered according to the manufacturer's instructions (Nabertherm LHT 02/16, Nabertherm, Lilienthal, Germany) and air-abraded for 10 s with 50 µm aluminum oxide particles (pressure: 0.05 MPa; distance: 10 mm, and angle: 45°; basic Quattro IS, Renfert, Hilzingen, Germany). The crowns were cleaned for 4 min in an ultrasonic bath with distilled water (T-14 Transistor/Ultrasonic, L&R Manufacturing, Kearny, NJ, USA) and bonded with Scotchbond Universal (3M, Seefeld, Germany, Lot.No. 171004A) for 20 s and air-dried with a gentle air stream. Prior to bonding, all dentin abutments were refreshed using a fine grit round-end straight diamond bur (GEBR. BRASSELER, Lemgo, Germany, Lot.No. 126832) and randomly subdivided into 5 groups (Table 1; n = 12).

**Table 1.** Overview of test groups with respective hemostatic agents.

Group	Active Ingredient	Product Name	Lot.No.
VSC	25% AlCl <sub>3</sub>	ViscoStat Clear *	BF61D
VS	20% Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub>	ViscoStat *	BF5X2
AS	15.5% Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub>	Astringedent *	BF3YR
ASX	12.7% iron ion solution containing ferric subsulfate and Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub>	Astringedent X *	BF1TC
control	-	-	-

\* Manufacturer: Ultradent Products (Cologne, Germany).

The application time was set at 3 min for all HA as recommended by the manufacturer. An air-water spray for exactly 30 s at a distance of 3 cm was used to rinse off the HA, subsequently the tooth was air-dried.

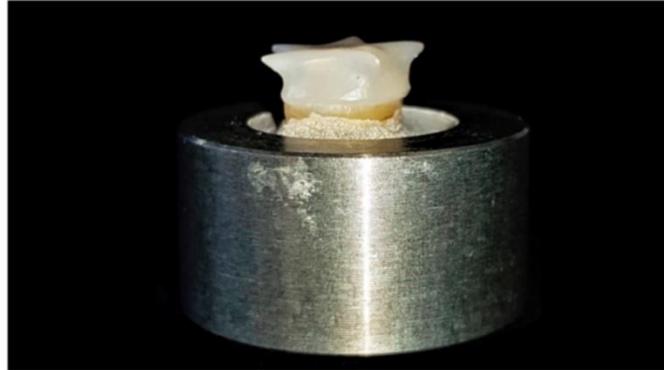
Retraction agents were classified by Nowakowska according to their pharmacological action into two major classes: Class 1 being adrenergics (vasoconstrictors) with  $\alpha$ - and  $\beta$ -adrenergics or  $\alpha$ -adrenergics only; and class 2 being astringents with chlorides or sulfates (Table 2) [26].

**Table 2.** Overview of hemostatic agents (translated acc. Nowakowska [26]).

Class 1: Vasoconstrictors (Adrenergics)			Class 2: Astringents	
( $\alpha$ + $\beta$ )-Adrenergics	$\alpha$ -Adrenergics	Aluminum-Chloride	Sulfur	
			Aluminum	Iron
0.1/1.0/8.0% adrenalin (e.pinephrine)	0.05% tetrahydrozoline HCL (e.g., Visine)	10% AlCl <sub>3</sub> (e.g., Gingiva Liquid)	20% Al <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub> (e.g., Rastringent)	15.5% Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub> (e.g., Astringedent)
-	0.05% oxymetazoline HCL (e.g., Afrin)	20% AlCl <sub>3</sub> (e.g., Orbat, Alustin)	25% Al <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub> (e.g., Orbat Sensitive)	20% Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub> (e.g., ViscoStat)
-	0.25% phenylephrine HCL (e.g., Neosynephrine)	25% AlCl <sub>3</sub> (e.g., Racestypine solution, ViscoStat Clear)	-	12.7% Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub> + Ferric Subsulfate (e.g., Astringedent X)

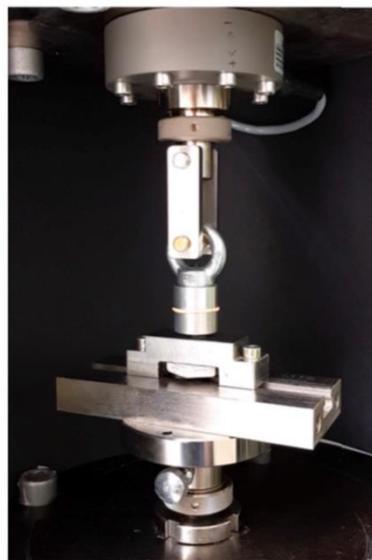
The predominance of astringents nowadays was demonstrated by several authors showing that aluminum chloride and ferric sulfate are the most commonly used HA [27,28]. The mechanism of action of AlCl<sub>3</sub> to stop bleeding is astringent by precipitation of proteins. The acidic property of aluminum chloride causes a reaction with blood proteins, which in turn creates a barrier by coagulated proteins and thereby prevents the outflow of blood from vessels [29].

Scotchbond Universal was applied for all groups as specified by the manufacturer: Rubbing onto the dentin for 20 s, air-drying for 5 s and light curing for 10 s using a light-curing unit (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) with an output of 1200 mW/cm<sup>2</sup>. The dual-curing resin cement (RelyX Ultimate, 3M, Seefeld, Germany, Lot.No. 3382629) was applied to the crown, which was placed with finger pressure on the dentin abutment and light polymerized for 20 s from each side (occlusal, mesial, distal, buccal, oral; Bluephase; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figure 7).



**Figure 7.** Adhesively luted zirconia crown.

After cementation, specimens were placed in distilled water in an incubator (Hera Cell 150, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) at 37 °C for 24 h and were then mounted in a mastication simulator (CS-4, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) for 600,000 cycles with simultaneous thermocycling between 5° and 55 °C with a dwell time of 60 s. Ahead of the RS test, counterparts in form of the same aluminum bodies had to be placed to enable the fixation in the testing machine. A soft body polyvinyl siloxane (PVS) impression material (Flexitime Fast&Scan Light Flow, Kulzer, Hanau, Germany, Lot.No. R010022) was used as separating medium. Resin (ScandiQuick, SCAN-DIA, Hagen, Germany) was poured through the threaded opening of the counterpart embedding the crown. The specimens were fixed in the universal testing machine (1445 Zwick/Roell, Zwick, Ulm, Germany) and pulled with a crosshead speed of 5 mm/min until bond failure occurred (Figure 8).



**Figure 8.** Testing specimens fixed into universal testing machine Zwick 1445 for pull out tests.

RS was calculated with the following formula: retention strength = retention load/bonding surface (MPa = N/mm<sup>2</sup>).

The fracture types were determined with 10× magnification and 5 different fracture types were specified (Table 3).

**Table 3.** All classified fracture types.

Fracture Type	Description
Cohesive 1	Fracture line through tooth root (excluded from statistical analysis)
Cohesive 2	Fracture line through tooth crown
Adhesive 1	Cement adhering to tooth crown only
Adhesive 2	Cement adhering partly to tooth, partly to zirconia crown
Mixed	Mix of adhesive and cohesive failure

The assumption of normality was tested using Kolmogorov–Smirnov test. One-way ANOVA followed by the post-hoc Scheffé test were used for comparison of the RS between the groups. The failure types were analyzed using Pearson’s chi-quadrat test and Ciba-Geigy table. The results of statistical analysis with  $p < 0.05$  were interpreted as statistically significant. Data were analyzed with the computer software SPSS version 23.0 (IBM, Armonk, NY, USA).

### 3. Results

Two specimens showing fracture lines through the tooth roots (fracture type cohesive 1) were excluded from statistical analysis. The authors assume that in these specimens, the retention grooves were too extensive, weakening the root too much to withstand high pulling forces required for debonding of the zirconia crown. By this exclusion it was ensured that only forces acting on the bonding interface were evaluated.

No significant differences in RS between the tested groups were found ( $p = 0.205$ , Figure 9).

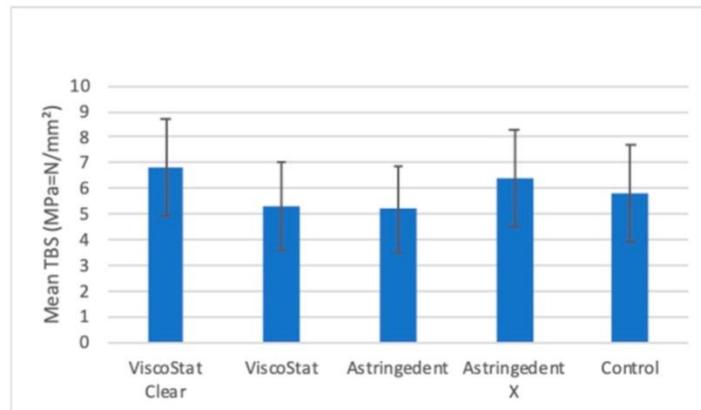
**Figure 9.** Mean RS values and their respective standard deviations for all groups.

Table 4 demonstrates the relative frequencies of fracture types in all groups tested. Overall, adhesive 2 fractures seen in 36% of all specimens and cohesive 2 fracture in 34%, were the most common fracture types. Mixed fractures were seen in 17% of specimens and adhesive 1 fractures in 12%. In general, the control group showed the least number of cohesive failures when compared to groups contaminated with HA.

With ASX, cohesive type 2 fracture was seen in 50% (6) of specimens, while in control group it was only present in 16% (2). Vice versa, in control group mixed fracture was seen in 33% of specimens (4), while in ASX no single mixed fracture occurred.

VSC showed cohesive type 2 fracture in 41% (5) of specimens, but adhesive type 1 fracture only in 8% (1). VS showed adhesive type 2 fractures in 41% (5), but mixed fractures only in 8% (1) of specimens. AS showed cohesive type 2 fracture in 33% (4), but adhesive type 1 fracture in none of the specimens. Additionally, AS showed adhesive type 2 fracture in 50% (6) of specimens, but mixed fractures only in 16% (2). ASX showed cohesive type 2 fracture in 50% (6), but none mixed fractures.

Table 4. Cross table showing fracture type distribution analyzed by Ciba-Geigy chart.

Group	Fracture Type									
	Cohesive 1 (Tooth Root) *		Cohesive 2 (Tooth Crown)		Adhesive 1 (Tooth Crown)		Adhesive 2 (Tooth/ZrO <sub>2</sub> )		Mixed (adh./coh.)	
	(Absolute Number)	(95% Confidence Interval)	(Absolute Number)	(95% Confidence Interval)	(Absolute Number)	(95% Confidence Interval)	(Absolute Number)	(95% Confidence Interval)	(Absolute Number)	(95% Confidence Interval)
ViscoStat Clear (i.)	0		5		1		3		3	
	0%	(0,27)	41%	(14,73)	8%	(0,39)	25%	(4,58)	25%	(4,58)
ViscoStat (ii.)	1		3		2		5		1	
	8%	(0,39)	25%	(4,58)	16%	(1,49)	41%	(14,73)	8%	(0,39)
Astringedent (iii.)	0		4		0		6		2	
	0%	(0,27)	33%	(8,66)	0%	(0,27)	50%	(20,79)	16%	(1,49)
Astringedent X (iv.)	0		6		3		3		0	
	0%	(0,27)	50%	(20,79)	25%	(4,58)	25%	(4,58)	0%	(0,27)
Control (v.)	1		2		1		4		4	
	8%	(0,39)	16%	(1,49)	8%	(0,39)	33%	(8,66)	33%	(8,66)

\* Cohesive 1 fracture type was not included into the statistical analysis.

#### 4. Discussion

The null hypothesis was confirmed, because the comparison of RS did not show significant differences between the contaminated test groups and the control group, indicating that HA do not influence the RS of the tested adhesive luting procedure (Figure 9).

These results are only partly in concordance with previous studies concerning the RS of especially SEA in connection with HA. Most studies stated that HA negatively influence the RS of SEA. By comparing further studies, the main reason why it was not yet possible to draw conclusions was the lack of standardization regarding their methodology. The contamination technique varied from dropping the HA to application by a microbrush to even soaking the specimen into the HA with contamination times ranging from 10 s up to 48 h. In some studies, additional contamination by blood, saliva or a combination of both was applied prior to HA application. In addition, the used amount of HA may have an influence and has to be taken into account. Cleaning protocols to remove the agent prior to bonding varied from no cleaning at all to water rinses between 20 s and 5 min, to different cleaning methods using phosphoric acid, EDTA or aluminous oxide abrasion. The specimens themselves varied in different studies regarding their preparation (mostly prepared as dentin disks with composite resin cylinders adhesively luted to them), used dentin substrate (human primary/human permanent/bovine) and storing conditions. In almost none of the experiments an artificial aging process was implemented. The combination and interaction of different materials (adhesives, cements, HA) may also play a crucial role on the experiment's outcome. All of these parameters of the methodology differing from the current study may have had an influence on the results. None of the previous studies resembled a situation close to a real clinic situation as seen in one- and also in two-appointment prosthetic procedures. Not only during one-appointment procedures, in which the final fixed dental prosthesis (FDP) is provided to the patient on the same day as the preparation of the tooth, but also during two-appointment procedures, in which a provisional FDP is provided until the final FDP is fabricated, the HA may have an influence on the luting procedure. Even in situations with a good provisional in combination with good oral hygiene, gingival hemorrhages may result from the removal of the provisional or the subsequent cleaning of the abutment. Especially in subgingival situations, the use of HA to assure a dry and clean working field previous to the final luting procedure could be necessary.

Therefore, by adjusting the parameters which possibly may have an impact on the outcome of the experiment leading to clinically better relevant data, the authors of the current study tried to simulate an as clinical as a possible situation. All specimens were prepared from human molar teeth according to the preparation standards of LMU Munich resembling abutment teeth as they could be found intraoral after crown preparation. Before the luting procedure, the dentinal surface of the teeth was refreshed using a diamond bur to ensure bonding conditions as in a freshly prepared tooth. The HA was applied as recommended by the manufacturer. A cleaning protocol of 30 s air/water spray was chosen as it is easily feasible and in the authors' opinion the most commonly practiced cleaning method among dentists. Furthermore, SEA system and resin cement were chosen from the same manufacturer being recommended for the system usage, proven by a study in 2015 [30]. Therefore, the differences seen in material selection, specimen preparation, contamination, and cleaning, may have led to the outcome, that the tested HA did not influence the RS.

Different authors demonstrated changes in the dentinal smear layer and on the dentin surface after the HA application. One study showed that the dentinal smear layer appears to be replaced by a granular precipitate following the contamination with two different  $\text{AlCl}_3$ -based HA (ViscoStat Clear; Hemodent). The authors assumed that the acidity of the HA (pH values of 0.7–3.0) [7,8,31] caused the dentin hydroxyapatite crystals to be solubilized, which bound with ionized calcium, resulting in an amorphous layer of calcium phosphates along with insoluble aluminum phosphates. In the same study the contamination with a  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ -based HA (Astringedent) led to a dentin surface that appeared to be tufted with crystalline growths [11]. Further studies showed an increase of the aluminum content in dentin after the application of  $\text{AlCl}_3$ -based HA. SEA were demonstrated to be not able to sufficiently

reduce aluminum concentration in dentin. Calcium in hydroxyapatite may be replaced by aluminum resulting in the formation of  $\text{Al}(\text{OH})_2\text{H}_2\text{PO}_4$ , a hydroxyapatite form which is more resistant to acid etching. The deposition of unbound aluminum may result in a layer of residues and occlude dentinal tubules [9,10,12].

In addition, the application of HA may also result in the partial or complete removal of the dentinal smear layer [7–10]. Nevertheless, this demineralization effect exhibited by HA did not lead to a further enhancement of demineralization by SEA, instead the etching effect was reduced when compared to the control group, which may be explained by the incorporation of aluminum into the hydroxyapatite [9].

These authors therefore assumed that the relatively low acidity of SEA may neither be aggressive enough to remove all residual particles of HA from dentin nor strong enough to sufficiently etch a more acid-resistant dentin surface. In the current study none of these results and the resulting assumptions were proven right or wrong, but it is possible to assume that the combination of materials and/or the cleansing protocol used were able to overcome these described adverse effects of HA. Another factor which may influence the RS of adhesives to dentin, is the fact that dentin varies from tooth to tooth. The dentin tubule diameter changes during age and varies in size from the surface towards the pulp chamber [32]. The active and additional ingredients of the tested HA itself also may have affected the results of the experiment.

Only three previous studies concerning SEA tested the same HA as used in the current study. In 2011 one study showed a reduction in RS of a self-etching resin cement (RelyX Unicem, 3M) in combination with ViscoStat Clear. No adhesive system was used, specimens were contaminated by blood prior to a 5 min HA-application and the cleaning of 20 s air/water spray was shorter than in the current study [14]. Due to such differences it's difficult to say what in particular led to the different outcomes. In another study two different SEA systems in combination with 1 min ViscoStat application followed by a 1 min air/water spray rinse were tested. The RS of one adhesive (AdheSE, Ivoclar Vivadent) was significantly reduced when compared to the control group. In contrast, with the other tested adhesive (AdheSE One F, Ivoclar Vivadent) no reduction in RS was demonstrated [16]. ViscoStat Clear, Astringedent and Astringedent X were further tested in combination with the adhesive Clearfil SE Bond and the resin cement Clearfil Photo Posterior (both Kuraray Noritake). A mixture of blood and saliva was applied to the dentin prior to HA application for 1 min followed by a 1 min water rinse. None of the agents had a detrimental effect on the RS [18]. These results enforce the assumption that the combination and interaction of specific materials may overcome or significantly reduce adverse effects of HA.

Unfortunately, the influence of HA on the adhesive Scotchbond Universal was not investigated in any other study, neither in combination with RelyX Ultimate nor any other resin cement. The assumption that Scotchbond Universal alone or in combination with RelyX Ultimate is therefore more resistant to changes caused by HA to dentin, when compared to other adhesives, could be made.

Failure types were mostly adhesive, seen in 48% (adhesive 1 + 2). Additionally, 17% of specimens showed a mixed bonding failure and 34% a cohesive bonding failure. It is common knowledge that cohesive failure types indicate high RS, while adhesive bonding failures indicate lower RS [33,34]. As the failure types distribution does not clearly point towards adhesive nor towards cohesive failure, it may be suggested that the RS between tooth and crown does not show differences regarding RS of the dentin substrate, indicating that HA contamination did not decrease the RS of the tested adhesive. Higher numbers of cohesive type 2 fracture in ASX when compared to the control group was observed. Within VSC and AS, significant higher numbers of cohesive type 2 fracture compared to adhesive type 1 and within ASX compared to mixed failure were found. Also, the control group shows the least total number of cohesive type 2 fractures when compared to contaminated groups. The authors therefore assume that the tested HA, especially Astringedent X, cause the dentin to become more brittle eventually resulting in more cohesive rather than adhesive failures. The actual etiology of this dentin weakening effect of tested hemostatic agents should be subjected to further studies. A limitation of

this study was, that no morphological investigations at the dentine level were conducted, showing possible differences in the dentine substrate of different abutment teeth. The authors justify this lack of morphological investigation by pointing to the fact that the parameter of different dentine substrate morphology differs in every clinical situation and is not possible to influence by the practitioner.

## 5. Conclusions

The purpose of this study was to investigate, if hemostatic agents, which are inevitable for soft tissue management and ensure a clean and dry working field during prosthodontic procedures, have any detrimental effect on the adhesive bond between zirconia crowns and teeth.

Based on the findings of this *in vitro* study, three conclusions could be drawn. The first states that RS values did not show significant differences between the testing groups, indicating that contamination with HA does not have a negative influence on the performed adhesive luting procedure. The second conclusion states that cleaning the tooth for 30 s with an air/water spray seems to sufficiently remove HA, thereby preventing a detrimental effect on the bond strength between tooth and fixed dental prosthesis. The last conclusion is that the tested HA seem to have a weakening effect on dentin, making it prone to cohesive fracture. Nevertheless, this last point is just an assumption and needs to undergo further investigation in future studies involving microscopic examinations of the dentinal surface, as such weaknesses of the dentin might also be attributed to other factors such as the storage medium.

**Author Contributions:** C.M. designed the experiment, fabricated and measured the specimens, analyzed the data, and wrote the manuscript. A.L. designed the experiment, and proofread the manuscript. B.S. designed the experiment, analyzed the data, and proofread the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Acknowledgments:** The authors would like to thank Ultradent Products, 3M, and Dental Direkt for providing the material.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Hashimoto, M.; Ohno, H.; Kaga, M.; Sano, H.; Tay, F.R.; Oguchi, H.; Araki, Y.; Kubota, M. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J. Dent.* **2002**, *30*, 99–105. [[CrossRef](#)]
2. Fischer, D.E. Tissue management needs for adhesive dentistry now and in the future. *Dent. Clin. N. Am.* **1998**, *42*, 595–606. [[PubMed](#)]
3. Xie, J.; Powers, J.M.; McGuckin, R.S. *In vitro* bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent. Mater.* **1993**, *9*, 295–299. [[CrossRef](#)]
4. Abdalla, A.I.; Davidson, C.L. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am. J. Dent.* **1998**, *11*, 281–285.
5. Sung, E.C.; Tai, E.T.; Chen, T.; Caputo, A.A. Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. *J. Prosthet. Dent.* **2002**, *87*, 628–632. [[CrossRef](#)]
6. Cervino, G.; Fiorillo, L.; Spagnuolo, G.; Bramanti, E.; Laino, L.; Lauritano, F.; Cicciù, M. Interface between MTA and dental bonding agents: Scanning electron microscope evaluation. *J. Int. Soc. Prev. Community Dent.* **2017**, *7*, 64–68. [[PubMed](#)]
7. Land, M.F.; Couri, C.C.; Johnston, W.M. Smear layer instability caused by hemostatic agents. *J. Prosthet. Dent.* **1996**, *76*, 477–482. [[CrossRef](#)]
8. Land, M.F.; Rosenstiel, S.F.; Sandrik, J.L. Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *J. Prosthet. Dent.* **1994**, *72*, 4–7. [[CrossRef](#)]
9. Kuphasuk, W.; Harnirattisai, C.; Senawongse, P.; Tagami, J. Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper. Dent.* **2007**, *32*, 399–405. [[CrossRef](#)]
10. Harnirattisai, C.; Kuphasuk, W.; Senawongse, P.; Tagami, J. Bond strengths of resin cements to astringent-contaminated dentin. *Oper. Dent.* **2009**, *34*, 415–422. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

11. Ayo-Yusuf, O.A.; Driessen, C.H.; Botha, A.J. SEM-EDX study of prepared human dentine surfaces exposed to gingival retraction fluids. *J. Dent.* **2005**, *33*, 731–739. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Ajami, A.A.; Kahnamoii, M.A.; Kimyai, S.; Oskoe, S.S.; Pournaghi-Azar, F.; Bahari, M.; Firouzmandi, M. Effect of three different contamination removal methods on bond strength of a self-etching adhesive to dentin contaminated with an aluminum chloride hemostatic agent. *J. Contemp. Dent. Pract.* **2013**, *14*, 26–33. [[CrossRef](#)]
13. Bernades Kde, O.; Hilgert, L.A.; Ribeiro, A.P.; Garcia, F.C.; Pereira, P.N. The influence of hemostatic agents on dentin and enamel surfaces and dental bonding: A systematic review. *J. Am. Dent. Assoc.* **2014**, *145*, 1120–1127. [[CrossRef](#)]
14. Chaiyabutr, Y.; Kois, J.C. The effect of tooth-preparation cleansing protocol on the bond strength of self-adhesive resin cement to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper. Dent.* **2011**, *36*, 18–26. [[CrossRef](#)]
15. Sharafeddin, F.; Farhadpour, H. Evaluation of Shear Bond Strength of Total- and Self-etching Adhesive Systems after Application of Chlorhexidine to Dentin Contaminated with a Hemostatic Agent. *J. Dent.* **2015**, *16*, 175–181.
16. Ebrahimi, S.F.; Shadman, N.; Abrishami, A. Effect of ferric sulfate contamination on the bonding effectiveness of etch-and-rinse and self-etch adhesives to superficial dentin. *J. Conserv. Dent.* **2013**, *16*, 126–130. [[PubMed](#)]
17. Salama, F.S. Influence of zinc-oxide eugenol, formocresol, and ferric sulfate on bond strength of dentin adhesives to primary teeth. *J. Contemp Dent. Pract.* **2005**, *6*, 14–21.
18. Prabhakar, A.R.; Bedi, S. Effect of glutaraldehyde and ferric sulfate on shear bond strength of adhesives to primary dentin. *J. Indian Soc. Pedod. Prev. Dent.* **2008**, *26*, 109–113.
19. Unlu, N.; Cebe, F.; Cebe, M.A.; Cetin, A.R.; Cobanoglu, N. Bond strengths of a self-etching adhesive to dentin surfaces treated with saliva, blood, and different hemostatic agents. *Gen. Dent.* **2015**, *63*, 28–32. [[PubMed](#)]
20. Kimmes, N.S.; Olson, T.L.; Shaddy, R.S.; Latta, M.A. Effect of ViscoStat and ViscoStat Plus on composite shear bond strength in the presence and absence of blood. *J. Adhes. Dent.* **2006**, *8*, 363–366. [[PubMed](#)]
21. Pucci, C.R.; Araújo, R.M.; Lacerda, A.J.; Souza, M.A.; Huhtala, M.F.; Feitosa, F.A. Effects of Contamination by Hemostatic Agents and Use of Cleaning Agent on Etch-and-Rinse Dentin Bond Strength. *Braz. Dent. J.* **2016**, *27*, 688–692. [[CrossRef](#)]
22. Khoroushi, M.; Shirban, F.; Sahraneshin-Samani, M. Marginal integrity of low-shrinkage and methacrylate-based composite resins: Effect of three different hemostatic agents. *J. Clin. Exp. Dent.* **2016**, *8*, 178–183. [[CrossRef](#)]
23. Shadman, N.; Farzin Ebrahimi, S.; Mollaie, N. Sealing of adhesive systems in ferric sulfate-contaminated dentinal margins in class V composite resin restorations. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects* **2016**, *10*, 17–22. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Mohammadi, N.; Kimyai, S.; Bahari, M.; Pournaghi-Azar, F.; Mozafari, A. Effect of aluminum chloride hemostatic agent on microleakage of class V composite resin restorations bonded with all-in-one adhesive. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2012**, *17*, 841–844. [[CrossRef](#)]
25. Kumar, P.; Shenoy, A.; Joshi, S. The effect of various surface contaminants on the microleakage of two different generation bonding agents: A stereomicroscopic study. *J. Conserv. Dent.* **2012**, *15*, 265–269. [[CrossRef](#)]
26. Nowakowska, D. Classification of chemical retraction agents. *Protet. Stomatol.* **2008**, *58*, 202–208.
27. Donovan, T.E.; Gandara, B.K.; Nemetz, H. Review and survey of medicaments used with gingival retraction cords. *J. Prosthet. Dent.* **1985**, *53*, 525–531. [[CrossRef](#)]
28. Hansen, P.A.; Tira, D.E.; Barlow, J. Current methods of finish-line exposure by practicing prosthodontists. *J. Prosthodont.* **1999**, *8*, 163–170. [[CrossRef](#)]
29. Nouri, S. Efficacy and safety of aluminum chloride in controlling external hemorrhage: an animal model study. *Iran. Red Crescent Med. J.* **2015**, *17*, e19714. [[CrossRef](#)]
30. Johnson, G.; Schäfer, O.; Patterson, A. *Effectiveness of New Resin Cements in Retaining Lithium Disilicate Crowns*; No. 2106688; IADR: Boston, MA, USA, 2015.
31. Woody, R.D.; Miller, A.; Staffanou, R.S. Review of the pH of hemostatic agents used in tissue displacement. *J. Prosthet. Dent.* **1993**, *70*, 191–192. [[CrossRef](#)]
32. Pashley, D.H.; Pashley, E.L.; Carvalho, R.M.; Tay, F.R. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent. Clin. N. Am.* **2002**, *46*, 211–245. [[CrossRef](#)]

33. Koh, S.H.; Powers, J.M.; Bebermeyer, R.D.; Li, D. Tensile bond strengths of fourth- and fifth-generation dentin adhesives with packable resin composites. *J. Esthet. Restor. Dent.* **2001**, *13*, 379–386. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Morris, M.D.; Lee, K.W.; Agee, K.A.; Bouillaguet, S.; Pashley, D.H. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J. Endod.* **2001**, *27*, 753–757. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2019 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

### 3 Abkürzungsverzeichnis

AS	-	Astringedent	
ASX	-	Astringedent X	
FDP	-	fixed dental prothesis	feststehender Zahnersatz
G0	-	group 0 – control group	Kontrollgruppe
G1	-	group 1	Gruppe 1
G2	-	group 2	Gruppe 2
G3	-	group 3	Gruppe 3
G4	-	group 4	Gruppe 4
HA	-	hemostatic agent	blutstillendes Retraktionsmittel
IM1	-	impression 1	Abformung 1
IM2	-	impression 2	Abformung 2
PC1	-	plaster cast 1	Gipsmodell 1
PC2	-	plaster cast 2	Gipsmodell 2
PE	-	polyether	Polyether
PVS	-	polyvinylsiloxane	Polyvinylsiloxan
RS	-	retention strength	Verbundfestigkeit
SEA	-	self-etch adhesive	selbstätzendes Adhäsiv
STL	-	standart tessellation language	
VS	-	ViscoStat	
VSC	-	ViscoStat Clear	

## 4 Diskussion

In folgendem Abschnitt werden die jeweiligen Untersuchungen einzeln diskutiert.

### 4.1 Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf Polyether-Abformmaterialien und auf die daraus resultierenden Gipsmodelle.

Die erste Null-Hypothese dieser Untersuchung, die besagt, dass keines der getesteten HAs einen Einfluss auf das PE-Abformmaterial hat, wurde abgelehnt, da alle Abformungen der Gruppen 2, 3 und 4 (G2, G3 und G4), die nach Kontamination und Reinigung genommen wurden (IM2), eine ungleichmäßige Beschichtung auf ihrer Oberfläche zeigten. Im Gegensatz dazu zeigte Gruppe 1 (G1) keine Rückstände eines HA. Daraus konnte geschlossen werden, dass diese Beschichtung durch jene HAs verursacht wird, die einen eisenhaltigen Wirkstoff beinhalten, nicht aber durch HAs, die stattdessen Aluminiumchlorid als Wirkstoff enthalten. Leider wurden von Herstellerseite aus, keine weiteren Informationen bezüglich der anderen Inhaltsstoffe der getesteten HAs bereitgestellt. Ergebnisse dieser Art zeigten auch frühere Untersuchungen nicht, weshalb zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht behauptet werden kann, dass Eisen(III)-Sulfat tatsächlich diese Beschichtung verursacht hat – dies kann nur angenommen und spekuliert werden und bedarf weiterer Untersuchungen. Nichtsdestotrotz zeigte die mikroskopische Inspektion von IM2 neben dieser Beschichtung keine weiteren Unterschiede zu den Abformungen, die vor der Kontamination mit einem HA genommen wurden (IM1). In keiner der Gruppen konnte eine Hemmung des Polymerisationsprozesses des Abformmaterials, die Bildung von Unregelmäßigkeiten in der Abformoberfläche, Verfärbungen oder andere, als nicht normal einzustufende, Besonderheiten gefunden werden. Die Beschichtung bedeckte daher nur die Abformflächen und verursachte ansonsten keine weiteren Beeinträchtigungen. Vergleicht man das auf dem Abdruck zu sehende Muster der Beschichtung mit dem Abweichungsmuster der 3D-Farbkarte der jeweiligen, überlagerten IM1 und IM2, so konnte keine Übereinstimmung gefunden werden. Die Abweichungen in den Bereichen, in denen eine Beschichtung vorgefunden wurde, zeigten keine höheren Werte auf, als in den Bereichen, in denen keine Beschichtung vorgefunden wurde. Zudem wurde ein zufälliges Verteilungsmuster der Abweichungen für alle überlagerten Abformungen in allen Gruppen, einschließlich der Kontrollgruppe (G0), beobachtet, so dass es unmöglich war ein bestimmtes Muster als charakteristisch für eine einzelne Gruppe zu deklarieren. Darüber hinaus zeigte keine der Gruppen bei der Betrachtung

der mittleren Abweichungswerte signifikant höhere oder niedrigere Werte im Vergleich zu G0 oder einer der anderen Gruppen. G0 selbst zeigte die gleichen Abweichungen wie die kontaminierten Gruppen, sowohl in der positiver, als auch in negativer Richtung. Nach der mikroskopischen Untersuchung der Abformungen und der Auswertung der Abweichungswerte der überlagerten Scans, konnte daher nicht festgestellt werden, dass eines der hämostatischen Mittel als Ursache für die vorliegenden Abweichungen oder für sonstige mögliche Beeinträchtigung der Abdrücke angesehen werden kann.

Die zweite Hypothese, die besagt, dass keines der getesteten HAs einen Einfluss auf Gipsmodelle haben würde, konnte bestätigt werden. Weder der Vergleich zwischen dem Gipsmodell, das aus IM1 ausgegossen wurde (PC1), und dem Gipsmodell, das aus IM2 ausgegossen wurde (PC2), noch der Vergleich zwischen der Zahnpräparation und PC2 zeigten Unstimmigkeiten, beziehungsweise als nicht normal anzusehende Besonderheiten während der visuellen Inspektion und der Auswertung der übereinander gelagerten, farbkodierten Scans. Dies deutet darauf hin, dass hämostatische Mittel keine negativen Auswirkungen auf das Gipsmodell haben. In keiner der fünf Gruppen zeigte die mikroskopische Inspektion von PC2 eine Hemmung des Gipshärtprozesses oder Rückstände von nicht polymerisiertem Abformmaterial auf den Gipsmodellen. Der ungleichmäßige Film, der auf den Abformungen der Gruppen 2, 3 und 4 gefunden wurde, wurde in keiner Weise auf die Gipsmodelle übertragen und schien keine sichtbare oder messbare Wirkung auf das Gipsmodell zu haben. 3D-Farbkarten von überlagerten PC1 zu PC2 Scans zeigten ein zufälliges Abweichungsmuster, das in allen Gruppen, einschließlich G0, nicht zu unterscheiden war. Die mittleren Abweichungswerte der verschiedenen Gruppen im Vergleich zeigten keine signifikanten Unterschiede zueinander oder zu G0. Auch die übereinander gelagerten Scans der Zahnstümpfe und PC2 und deren für die verschiedenen Gruppen berechneten Mittelwerte zeigten keine nennenswerten Unterschiede im Vergleich zueinander oder zu G0. Im Vergleich zwischen Zahnstumpf und PC2 konnte allerdings ein bestimmtes Abweichungsmuster definiert werden, das positive Abweichungen von bis zu +40  $\mu\text{m}$  auf den okklusalen Flächen und negative Abweichungen von bis zu -150  $\mu\text{m}$  an den zirkumferenziellen Flächen aufwies. Dieses Muster war jedoch in allen überlagerten Scans aller Gruppen, einschließlich G0, zu sehen, so dass nicht behauptet werden kann, dass dieses spezifische Muster auf die Wirkung eines HA oder dessen mögliche Rückstände zurückzuführen ist.

Daher zeigten die vorliegenden Abweichungen aller Vergleiche keine Werte, die von klinischer Bedeutung sind, da diese auch in den jeweiligen Kontrollgruppen vorhanden waren. Aufgrund

des Fehlens von Untersuchungen mit einer vergleichbaren Methodik in der Literatur konnten keine Werte gefunden werden, die einen sinnvollen Vergleich zugelassen hätten. Die Werte der mittleren Abweichungen aller überlagerten Scans (IM1-IM2, PC1-PC2, Zahn-PC2) zeigten Maximalwerte von  $-30,1$  und  $+17,5 \mu\text{m}$ , die nach Ansicht der Autoren innerhalb akzeptabler Grenzen liegen, da selbst der standardisierte  $50 \mu\text{m}$ -Befestigungsmaterialspalt, der bei einer CAD-CAM geplanten Kronenkonstruktion eingeplant wird, einen höheren Wert aufweist. Höhere Abweichungswerte, wie sie in den maximalen negativen und positiven Abweichungen und deren berechneten Mittelwerten zu sehen sind, wurden ausschließlich in Einzelpunkten direkt am Präparationsrand festgestellt. Diese könnten auf die Software Ceramill Mind und deren Programmoption der automatischen Bestimmung der Präparationsgrenze zurückzuführen sein. Damit die Software die Präparationsgrenze bestimmen kann, ist es notwendig, manuell einen Punkt auf dem Präparationsrand auszuwählen, der als Bezugspunkt für die Berechnung der Präparationsgrenze herangezogen wird. Auch wenn bei den beiden zu überlagernden Scans speziell darauf geachtet wurde diesen Ausgangspunkt genau an der gleichen Stelle der jeweiligen zwei Einzelscans zu platzieren, sind minimale Abweichungen wahrscheinlich und unvermeidbar. Diese minimalen Abweichungen in diesen Einzelpunkten am Präparationsrand haben wiederum zur Folge, dass diese Abweichungen eher dem Bediener und der Software selbst zuzuschreiben sind, als dass sie durch ein HA oder dessen Reste ausgelöst wurden. Darüber hinaus bestätigt die Tatsache, dass die Abweichungswerte und -muster im Vergleich zur Kontrollgruppe nicht wesentlich variieren, dass die gegenwärtigen Abweichungen höchst wahrscheinlich nicht durch die Wirkung eines HA verursacht wurden, sondern vielmehr auf die normale Standardabweichung zurückzuführen sind. Für den Vergleich von Zahnstumpf und PC2 können minimale Abweichungen auch auf das Artikulationsspray zurückgeführt werden, das nur auf die Zähne, nicht aber auf die Gipsmodelle vor dem Scannen aufgesprüht wurde. Die Anzahl der Untersuchungen über den Einfluss von HAs auf Polyether-Abformmaterialien ist bisher sehr limitiert und die daraus resultierenden Ergebnisse stimmen mit der aktuellen Untersuchung teilweise nicht überein. Drei Untersuchungen testeten die Wirkung von verschiedenen HAs auf die Hemmung der Aushärtung von PE-Abformmaterialien [25-27]. In allen Untersuchungen wurde das gleiche Abformmaterial – Impregum Penta (3M) – gewählt. Die dort getesteten HAs von verschiedenen Herstellern – zwei dieser Untersuchungen testeten auch Astringedent (Ultradent Produkte) [26,27] – wiesen alle eine unterschiedliche Konzentration von Aluminiumchlorid, Eisen-III-Sulfat und Aluminiumsulfat als Wirkstoff auf. Diese Untersuchungen zeigten,

dass die Aushärtung von PE teilweise oder sogar vollständig gehemmt wurde, was zu unbrauchbaren Abformungen führte. Nur eines der getesteten Materialien, eine 10%ige Aluminiumchloridlösung, zeigte keine hemmende Wirkung [26]. Eine dieser Untersuchungen testete zusätzlich die Zugfestigkeit von PE nach Verunreinigung mit 15% Aluminiumchlorid und zeigte im Vergleich zu nicht kontaminierten Kontrollgruppen deutlich verringerte Werte [25]. Eine weitere Untersuchung untersuchte die Dimensionsgenauigkeit und die Oberflächendetailwiedergabe von PE nach Kontakt mit verschiedenen HAs [24], wobei ebenfalls zwei der getesteten HAs identisch mit denen in der vorliegenden Untersuchung (ViscoStat Clear und Astringedent X) waren. Auch das hierbei getestete Abformmaterial (Impregum Soft, 3M) zeigte nur in seiner Viskosität einen Unterschied gegenüber dem in der hier vorliegenden Untersuchung. Alle getesteten Mittel führten zu einer unbefriedigenden Detailwiedergabe der Oberfläche, die eine raue, zerlaufene Erscheinung und Farbveränderungen der Abformoberfläche zeigte. Nur die Dimensionsgenauigkeit schien durch die HAs nicht beeinträchtigt zu werden, da die ermittelten Abweichungen, in Übereinstimmung mit der hier vorliegenden Untersuchung, nur minimale Abweichungen in allen Gruppen einschließlich der Kontrollgruppe zeigten [24].

Die widersprüchlichen Ergebnisse der bisherigen Untersuchungen könnten auf deren sehr unterschiedliche praktische Methodologie zurückzuführen sein. Dabei ist der kritischste Faktor, dass in diesen Studien das HA in direkten Kontakt mit dem Abformmaterial kam, was nach Angaben der Hersteller zu Komplikationen führen kann. Zwei weitere Untersuchungen verwendeten wiederum metallene Matrizen, in die man das Abformmaterial einlaufen lies. Diese Matrizen wurden zuvor durch das Auftragen eines HA kontaminiert, wobei die HAs hier lediglich getrocknet, aber keinem Reinigungsprotokoll unterzogen wurden bevor das Abformmaterial auf die Matrizen aufgetragen wurde [24,25]. In den beiden oben genannten Untersuchungen war der Kontakt zwischen HA und PE-Abformmaterial noch stärker, da in der einen Untersuchung 20 µL HA direkt während des Anmischens mit in das Abformmaterial gemischt wurde und in der anderen Untersuchung ein mit HA getränkter Retraktionsfaden direkt in das frisch zuvor angemischte Material eingelegt wurde [26,27]. Im Gegensatz dazu wurden die HAs in der hier vorliegenden Untersuchung für 30 Sekunden mit einem Luft/Wasser-Spray abgewaschen. Ein weiterer großer Unterschied zwischen den Untersuchungen zeigte sich in der Auswahl der Testkörper selbst. In der vorliegenden Untersuchung wurde darauf geachtet, eine Situation zu simulieren, die einer realen klinischen Situation so nah wie möglich kommt, indem zunächst aus menschlichen Zähnen, standardisiert präparierte Abutments als Testkörper verwendet

wurden, indem die HAs nach den Empfehlungen des Herstellers appliziert wurden und indem ein Reinigungsprotokoll gewählt wurde, das für den Zahnarzt in der täglichen Praxis als leicht zu realisieren angesehen wurde. Die Verwendung von kontaminierten Metallmatrizen ohne jegliches Reinigungsprotokoll, das direkte Mischen eines HA mit dem Abformmaterial oder auch das Einbetten eines getränkten Retraktionsfadens in das gerade aushärtende Abformmaterial ist nicht mit einer tatsächlichen klinischen Situation vergleichbar. Darüber hinaus wird nach Angaben des Herstellers dringend empfohlen, die Zahnoberfläche, nachdem Hämostase mit einem HA erreicht wurde, gründlich zu reinigen, um jegliche Rückstände eines HA zu entfernen und den direkten Kontakt zwischen Abformmaterial und HA zu vermeiden. Der Unterschied dieser praxisfernen Methoden bisheriger Untersuchungen und den praxisnahen Experimenten in der vorliegenden Untersuchung könnte daher für diese widersprüchlichen Ergebnisse verantwortlich sein. Eine Einschränkung war die rein deskriptive Auswertung ohne statistische Analyse. Weitere Untersuchungen sind erforderlich, um die klinischen Auswirkungen zu bestimmen, die durch die eisensulfathaltige HAs hervorgerufenen, oberflächlichen Beschichtungen auf den Abformungen möglicherweise ausgelöst werden können.

## **4.2 Einfluss von blutstillenden Retraktionsmitteln auf die Retentionskraft zwischen adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen und Dentin.**

Die Nullhypothese dieser Untersuchung, die davon ausging, dass die Verbundfestigkeit zwischen adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen und Dentin von keinem der getesteten HAs beeinträchtigt wird, wurde bestätigt. Die Auswertung der RS der kontaminierten Testgruppen und der Kontrollgruppe zeigte keine Unterschiede, was darauf hindeutet, dass die getesteten HAs keinen Einfluss auf die RS des getesteten Befestigungsverfahrens haben. Die Ergebnisse stehen nur teilweise im Einklang mit Ergebnissen früherer Untersuchungen zu RS, insbesondere wenn selbststützende Adhäsivsysteme getestet wurden. Die meisten Untersuchungen ergaben, dass HAs einen negativen Einfluss auf die RS von SEA haben. Der Hauptgrund für diese gegensätzlichen Ergebnisse im Vergleich zu anderen, bisherigen Untersuchungen scheint darin zu liegen, dass die Methodik der einzelnen Untersuchungen zu sehr voneinander abwich und dadurch eine Vielzahl an möglichen Ursachen für die unterschiedlichen Ergebnisse in Betracht kommen könnte. Die Kontamination selber variierte von Tropfen des HA, über die Applikation mit einer Mikrobürste, bis hin zum Einweichen des Prüfkörpers in das HA mit Applikationszeiten von 10 Sekunden bis hin zu 48 Stunden. In einigen Untersuchungen fand vor der Applikation des HA eine zusätzliche Verunreinigung durch Blut, Speichel oder einer Kombination aus beidem statt. Darüber hinaus kann auch die verwendete Testmenge eines HAs einen Einfluss haben und muss berücksichtigt werden. Die Reinigungsprotokolle zur Entfernung des HA vor dem Befestigungsprozess variierten von keinerlei Reinigung, über Spülungen mit Luft/Wasser-Spray zwischen 20 Sekunden und 5 Minuten, bis hin zu verschiedenen Reinigungsmethoden mit Phosphorsäure, EDTA oder Aluminiumoxid-Abrasion. Die Testkörper selber variierten in verschiedenen Untersuchungen hinsichtlich ihrer Präparation (meist Dentinscheiben mit einem auf ihnen adhäsiv befestigten Kompositzylinder), des verwendeten Dentinsubstrats (menschliches primäres / menschliches sekundäres / bovines) und der gegebenen Lagerbedingungen vor und während der Versuche. In fast keinem der Experimente wurde ein künstlicher Alterungsprozess implementiert. Die Kombination und die gegenseitige Reaktion verschiedener, miteinander verwendeter Materialien aufeinander (Adhäsive, Zemente, HAs) kann ebenfalls einen entscheidenden Einfluss auf das Ergebnis eines Experiments haben. Alle diese variablen Parameter der Methodik, die sich von denen in der aktuellen, hier vorliegenden Untersuchung unterscheiden, können einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben. Keine dieser bisherigen Untersuchungen ähnelte einer realen klinischen Situation. Nicht nur bei einer „One-Appointment Behandlung“,

bei der dem Patienten der finale, festsitzende Zahnersatz am selben Tag, an dem die Zahnpräparation selber erfolgte, eingesetzt wird, sondern auch bei „Two-Appointment Behandlungen“, bei denen ein provisorischer, festsitzender Zahnersatz bis zur Herstellung der finalen Prothetik vorübergehend eingesetzt wird, kann ein HA einen Einfluss auf das Befestigungsverfahren haben. Auch in Situationen, in welchen ein tadelloses Provisorium angefertigt wurde und gute Mundhygiene vorhanden ist, kann die Entfernung des Provisoriums oder das anschließende Reinigen des präparierten Pfeilerzahnes in gingivaler Blutung resultieren. Insbesondere in Situationen mit subgingivalen Präparationsrand kann die Verwendung eines HA vor der Befestigung der finalen Prothetik, zur Sicherstellung eines trockenen und sauberen Arbeitsfeldes notwendig sein.

Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit versucht, durch die Anpassung der verschiedenen Versuchsparameter, welche möglicherweise einen Einfluss auf das Ergebnis des Experiments nehmen können, eine möglichst klinisch relevante Situation zu simulieren. Alle Testkörper wurden aus menschlichen Molaren nach den Präparationsstandards für Kronenpräparationen der LMU München hergestellt. Vor der Befestigung wurde die Dentinoberfläche der Zähne mit einem Diamantbohrer angefrischt, um die gleichen Haftbedingungen wie bei einem frisch präparierten Zahn zu gewährleisten. Die HAs wurden gemäß den Empfehlungen des Herstellers angewendet. Das Reinigungsprotokoll wurde auf 30 Sekunden Luft/Wasser-Spray festgesetzt, da dieses im Praxisalltag leicht realisierbar und wohl die von Zahnärzten am häufigsten praktizierte Reinigungsmethode ist. Darüber hinaus wurde ein Adhäsiv und ein Befestigungskomposit des gleichen Herstellers gewählt, welche für die gemeinsame Nutzung empfohlen sind, wie eine Untersuchung aus dem Jahr 2015 belegt [49]. Daher scheint es, dass diese soeben aufgeführten Unterschiede in Materialauswahl, Vorbereitung der Testkörper, Kontamination und Reinigungsprotokoll dazu geführt haben, dass die getesteten HAs keinen Einfluss auf die RS haben. Verschiedene Autoren zeigten nach Kontamination durch einen HA Veränderungen in der Schmierschicht und auf der Dentinoberfläche selber. Eine Untersuchung zeigte, dass die Schmierschicht nach der Kontamination mit zwei verschiedenen  $AlCl_3$ -basierten HAs (ViscoStat Clear und Hemodent) durch ein granulöses Präzipitat ersetzt zu sein scheint. Die Autoren dieser Untersuchung nahmen an, dass die hohe Azidität der getesteten HAs (pH-Werte zwischen 0,7 - 3,0) [34,35,50] dazu geführt haben muss, dass Hydroxylapatitkristalle des Dentins gelöst wurden und sich daraufhin mit ionisiertem Kalzium verbunden haben, was zu einer amorphen Schicht aus Kalziumphosphaten zusammen mit unlöslichen Aluminiumphosphaten führte. In

derselben Untersuchung führte die Kontamination mit einem auf  $\text{Fe}_2(\text{SO}_4)_3$ -basierendem HA (Astringedent) zu einer Dentinoberfläche, die erschien, als wäre sie mit mikroskopisch kleinen Kristallen gespickt [38]. Andere Untersuchungen zeigten einen Anstieg des Aluminiumgehalts im Dentin nach Kontakt mit einem  $\text{AlCl}_3$ -basierendem HA. Zusätzlich wurde nachgewiesen, dass selbstätzende Adhäsive nicht in der Lage sind die Aluminiumkonzentration in Dentin zu verringern. Kalzium in Hydroxylapatit kann durch Aluminium ersetzt werden, was zur Bildung von  $\text{Al}(\text{OH})_2\text{H}_2\text{PO}_4$  führt, einer Hydroxylapatitform, die widerstandsfähiger gegen Säureätzungen ist. Außerdem kann die Ablagerung von ungebundenem Aluminium zu einer Schicht aus Rückständen und zum Verschluss von Dentintubuli führen [36,37,39].

Darüber hinaus kann die Anwendung von HA auch zu einer teilweisen oder vollständigen Entfernung der Schmierschicht führen [34-37]. Nichtsdestotrotz wurde die durch HAs verursachte Demineralisierung von Dentin durch den Ätzeffekt von selbstätzenden Adhäsiven nicht weiter verstärkt. Im Gegensatz dazu wurde die Demineralisierung im Vergleich zur Kontrollgruppe sogar vermindert. Dies kann durch die Inkorporation von Aluminium in Hydroxylapatitkristalle und die damit verbundene, erhöhte Widerstandsfähigkeit gegenüber einer Säureätzung erklärt werden [36].

Die Autoren dieser Untersuchungen gingen daher davon aus, dass die relativ niedrige Azidität von SEAs weder aggressiv genug wäre alle HA-Rückstände zu beseitigen, noch säurehaltig genug wäre um eine Säure-resistentere Dentinoberfläche zu ätzen bzw. zu demineralisieren. In der hier vorliegenden Arbeit konnte keine dieser Aussagen und die daraus resultierenden Schlussfolgerungen und Annahmen als richtig oder falsch erwiesen werden. Es ist lediglich anzunehmen, dass durch die Kombination der Materialien und/oder das hier angewandte Reinigungsprotokoll, diese in anderen Untersuchungen beschriebenen Negativeffekte von HAs teils oder gänzlich verhindern konnten. Ein weiterer Faktor, der die RS von Adhäsiven zu Dentin beeinflussen könnte ist die Tatsache, dass das Dentin selber von Zahn zu Zahn variiert. Darüber hinaus verändert sich der Durchmesser der Dentintubuli mit zunehmendem Alter und variiert auch von der Dentinoberfläche zur Pulpakammer hin [51]. Auch die aktiven und zusätzlichen Inhaltsstoffe der getesteten HAs können die Ergebnisse dieser Experimente beeinflusst haben. Nur in drei der bisher veröffentlichten Untersuchungen, die den Einfluss von HAs auf selbstätzende Adhäsive untersuchten, wurden dieselben HAs, die auch in dieser Untersuchung verwendet wurden getestet. Im Jahr 2011 zeigte eine Untersuchung eine Reduktion der RS eines selbstadhäsiven Befestigungskomposites (RelyX Unicem, 3M) in Kombination mit dem HA

ViscoStat Clear. Es wurde kein zusätzliches Adhäsivsystem verwendet, die Proben wurden vor einer 5-minütigen HA-Anwendung zusätzlich mit Blut verunreinigt und auch die Reinigung durch 20 Sekunden Luft/Wasser-Spray war kürzer als in der aktuellen, hier durchgeführten Untersuchung [41]. Aufgrund solcher Unterschiede hinsichtlich der Methodik der Experimente ist es schwierig zu sagen, was genau zu den unterschiedlichen Ergebnissen im Vergleich zu früheren Untersuchungen geführt hat. In einer weiteren Untersuchung wurden zwei verschiedene SEA-Systeme in Kombination mit einer 1-minütigen Kontamination durch ViscoStat und einer anschließenden 1-minütigen Reinigung durch ein Luft/Wasser-Spray getestet. Die RS eines der dort getesteten SEAs (AdheSE, Ivoclar Vivadent) war im Vergleich zur Kontrollgruppe deutlich reduziert. Im Gegensatz dazu zeigte das andere getestete Adhäsiv (AdheSE One F, Ivoclar Vivadent) keine Reduktion in der RS [43]. In einer weiteren Untersuchung wurden ViscoStat Clear, Astringedent und Astringedent X in Kombination mit dem Adhäsiv Clearfil SE Bond und dem Befestigungskomposit Clearfil Photo Posterior (beide Kuraray Noritake) getestet. Eine Mischung aus Blut und Speichel wurde vor der HA-Kontamination für 1 Minute auf die Dentinprüfkörper aufgetragen und anschließend mit einer 1-minütigen Wasserspülung gereinigt. Keines der getesteten Mittel hatte eine nachteilige Auswirkung auf die RS in dieser Untersuchung [45]. Diese Ergebnisse bestätigen die Annahme, dass die Kombination und Interaktion bestimmter Materialien die möglichen Negativeffekte von HAs auf die RS zwischen Adhäsiv und Dentin reduzieren oder sogar gänzlich überwinden kann.

Leider wurde bisher der Einfluss von HAs auf das Universaladhäsiv Scotchbond Universal in keiner anderen Untersuchung untersucht, weder in Kombination mit RelyX Ultimate noch mit einem anderen Befestigungskomposit. Aus diesem Grund wurde die Annahme getroffen, dass Scotchbond Universal allein oder in Kombination mit RelyX Ultimate im Vergleich zu anderen Adhäsiven resistenter gegen oben aufgeführte Veränderungen des Dentins ist, die durch HAs herbeigeführt werden können.

Frakturtypen waren in 48% aller Fälle von adhäsiver Natur (Adhäsiv Typ 1 + Adhäsiv Typ 2). 17% der Frakturen waren Mischbrüche und 34% rein kohäsiv. Es ist allgemein bekannt, dass kohäsive Frakturtypen eine hohe RS indizieren, während adhäsive Frakturtypen auf eine niedrige RS hinweisen [52,53]. Da die Verteilung der Frakturtypen weder eindeutig adhäsiver, noch eindeutig kohäsiver Natur zugeordnet werden konnte, kann davon ausgegangen werden, dass die RS zwischen Zahn und Krone keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu der RS des Dentins selber aufweist. Es deutet darauf hin, dass die HA-Kontamination die RS des getesteten

Adhäsives nicht verringert hat. Mit ASX kontaminierte Testkörper zeigten im Vergleich zur Kontrollgruppe eine höhere Anzahl an Kohäsiv Typ-2-Frakturen. In den Gruppen VSC und AS wurde eine signifikant höhere Anzahl kohäsiver Typ-2-Frakturen im Vergleich zu Adhäsiv Typ-1-Frakturen und innerhalb von ASX im Vergleich zu Mischbrüchen gefunden. Außerdem zeigt die Kontrollgruppe die geringste Anzahl an kohäsiven Typ-2-Frakturen im Vergleich zu allen kontaminierten Gruppen. Die Autoren gehen daher davon aus, dass die in dieser Untersuchung getesteten HAs, insbesondere Astringedent X, die Ursache dafür sind, dass das Dentin der Prüfkörper spröder und dadurch bruchanfälliger wurde, was letztendlich eher zu kohäsiven als zu adhäsiven Brüchen führte. Allerdings sollte die tatsächliche Ätiologie dieser Dentin-schwächenden Wirkung der getesteten HAs im Fokus weiterer Untersuchungen stehen. Eine Einschränkung der vorliegenden Untersuchung war es, dass keine morphologischen Untersuchungen auf Dentinniveau durchgeführt wurden, welche mögliche Unterschiede im Dentin der verschiedenen Prüfkörper aufzeigen hätten können. Dieser Mangel an der morphologischen Untersuchung kann damit begründet werden, dass die Gegebenheiten des Dentins bei jedem Patienten/Prüfkörper von unterschiedlicher Natur sind und vom behandelnden Zahnarzt nicht beeinflusst werden können.

## 5 Zusammenfassung und Ausblick

Auf der Grundlage der Ergebnisse dieser Untersuchung konnten verschiedene Schlussfolgerungen bezüglich des Einflusses verschiedener hämostatischer Mittel auf einzelne alltägliche, zahnärztliche Arbeitsschritte getroffen werden.

Bezüglich des Einflusses hämostatischer Mittel auf die Genauigkeit von Polyether-Abformmaterialien und den daraus resultierenden Gipsmodellen wurden ähnliche Werte und Verteilungsmuster der Abweichungen in allen kontaminierten Gruppen gefunden, welche wiederum keinen Unterschied zur Kontrollgruppe aufzeigten. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass die getesteten hämostatischen Mittel auf Aluminiumchlorid und Eisen-III-Sulfat Basis, nach 30 Sekunden Reinigung mit einem Luft/Wasser-Spray, keinen negativen, klinisch relevanten Einfluss auf die Genauigkeit von Polyether-Abformungen und Gipsmodellen haben. Obwohl die visuelle Analyse der Abformungen, die zuvor mit einem eisensulfathaltigem, hämostatischen Mittel in Verbindung kamen, eine diskontinuierliche Beschichtung auf der Oberfläche der Abformungen aufzeigte, konnte diese Beschichtung als nicht klinisch relevant eingestuft werden. Dennoch sollte diese in den Fokus künftiger Untersuchungen rücken, um einen negativen Effekt dieser Beschichtung zur Gänze ausschließen zu können. Ein Reinigungsprotokoll von 30 Sekunden Luft/Wasser-Spray reicht demnach aus, um hämostatische Mittel von Dentin zu entfernen und mögliche, negative Auswirkungen auf Polyether-Abformungen und den daraus resultierenden Gipsmodellen zu vermeiden.

Hinsichtlich des Einflusses hämostatischer Mittel auf die Verbundfestigkeit von adhäsiv befestigten Zirkonoxidkronen zu Dentin konnten anhand der Ergebnisse dieser in vitro Untersuchung folgende Schlussfolgerungen getroffen werden.

Die getesteten Werte der Verbundfestigkeit zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Testgruppen und der Kontrollgruppe auf. Die Kontamination mit den hier getesteten und auf Aluminiumchlorid bzw. Eisen-III-Sulfat basierenden HAs hatte folglich keinen negativen Einfluss auf die adhäsive Befestigung von Zirkonoxidkronen. Eine Reinigung des Zahnes für 30 Sekunden mit einem Luft/Wasser-Spray scheint die getesteten HAs ausreichend von der Dentinoberfläche zu entfernen, so dass kein nachteiliger, schwächender Effekt für die adhäsive Befestigung entsteht. Dennoch scheint es, dass die getesteten HAs eine schwächende Wirkung auf Dentin haben, was dieses anfällig für kohäsive Frakturen macht. Dieser letzte Punkt ist allerdings nur eine Annahme und muss zukünftig mit elektronenmikroskopischen

Untersuchungen der Dentinoberfläche näher untersucht werden, da eine Schwächung des Dentins auch auf andere Faktoren wie zum Beispiel das Aufbewahrungsmedium zurückzuführen sein könnte.

Obwohl diese Untersuchungen keinen negativen Effekt der HAs auf Polyether-Abformungen, Gipsmodelle und die adhäsive Befestigung von Zirkonoxidkronen feststellen konnten, bedarf es weiterer Experimente, welche die hier erhobenen Ergebnisse validieren. Zudem sollte die in dieser Arbeit vorgefundene Beschichtung auf der Polyether-Oberfläche nach Kontakt mit Eisen-III-Sulfat haltigen HAs näheren Untersuchungen unterzogen werden.

## 6 Englische Zusammenfassung – Conclusion

Based on the findings of these studies, it was possible to draw multiple conclusions concerning the influence of HAs on different steps of the dental treatment.

Regarding the influence of hemostatic agents on the accuracy of polyether impressions and their respective plaster casts the presented deviations showed the same values and distribution patterns within all of the different groups without any difference compared to the control group, indicating no impact of the tested, aluminium-chloride and ferric-sulfate based hemostatic agents on the accuracy. Even though the hemostatic agents which contained ferric sulfate as the active ingredient left a discontinuous coating on the impression surface, this coating did not show to have any clinical importance. Therefore, a cleaning protocol of 30 seconds air/water-spray is sufficient to remove hemostatic agents from dentin, preventing any detrimental effect to polyether impressions and plaster casts.

Concerning the influence of hemostatic agents on the adhesive bond between zirconia crowns and dentin, the findings of this in vitro study led to the following conclusions. The retention strength values didn't show significant differences between the different testing groups and also not when compared to the control group, indicating that the contamination of dentin with a hemostatic agent does not have a negative influence on the performed adhesive luting procedure. Cleaning the dentin by a 30 seconds air/water-spray sufficiently removes the hemostatic agent from the dentin, thereby preventing a detrimental effect to the adhesive bond between tooth and zirconia crown.

Apart from that, hemostatic agents seem to have a weakening effect on dentin, making it prone to cohesive fracture. Nevertheless, this weakening effect is just an assumption and needs to undergo further investigation in future studies involving microscopic investigations of the dentinal surface, as such weaknesses of the dentin might also be attributed to other factors such as the storage medium.

Even though the results of these studies did not show any detrimental effect of hemostatic agents on polyether impressions, plaster casts and adhesive bonding, it needs further experiments to validate these results. Furthermore, the discontinuous coating which is left on the impression surface by hemostatic agents containing ferric sulfate should be investigated in future studies.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Wilson RD, Maynard G (1981) Intracrevicular restorative dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1:34-49.
2. Thomas MJ, Jospeh RM, Parolia A (2011) Nonsurgical gingival displacement in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 32:26-36.
3. Eissmann HF, Radke RA, Noble WH (1971) Physiologic design criteria for fixed dental restorations. *Dent Clin North Am.* 15:543-568.
4. Vaishnav KC, Patel PR, Shah DS, Maheta SP (2012) Effect of 3 Different Medicaments on Dimensional Stability and Surface Detail Reproduction of Polyvinyl Siloxane Impression Materials. *Natl J Integr Res Med.* 3:124-130.
5. Hansen PA, Tira DE, Barlow J (1999) Current methods of finish-line exposure by practicing prosthodontists. *J Prosthodont.* 8:163-170.
6. Vadapalli SB, Atluri K, Putcha MS, Kondreddi S, Kumar NS, Tadi DP (2016) Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophasic polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *J Int Soc Prev Community Dent.* 6:302-308.
7. Morgano SM, Malone WF, Gregoire SE, Goldenberg BS (1989) Tissue management with dental impression materials. *Am J Dent.* 2:279-284.
8. Bowles WH, Tardy SJ, Vahadi A (1991) Evaluation of new gingival retraction agents. *J Dent Res.* 70:1447-1449.
9. Fisher DW (1976) Conservative management of the gingival tissue for crowns. *Dent Clin North Am.* 20:273-284.
10. Donovan TE, Chee WW (2004) Current concepts in gingival displacement. *Dent Clin North Am.* 48:433-444.
11. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Wiczkiewicz W (2017) Chemical Retraction Agents - in vivo and in vitro Untersuchungs into their Physico-Chemical Properties, Biocompatibility with Gingival Margin Tissues and Compatibility with Elastomer Impression Materials. *Mini Rev Med Chem.* 17:435-444.
12. Anusavice KJ, Shen SC, Rawls HR (2014) *Phillips' Science of Dental Materials* 12th ed. St. Louis: Saunders, Elsevier. 153-168.

13. Petrie CS, Walker MP, O'mahony AM, Spencer P (2003) Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent.* 90:365-372.
14. O'Mahony A, Spencer P, Williams K (2000) Effect of 3 medicaments on the dimensional accuracy and surface detail reproduction of polyvinyl siloxane impressions. *Quintessence Int.* 31:201-206.
15. Singh R, Singh J, Gambhir RS, Singh R, Nanda S (2013) Comparison of the effect of different medicaments on surface reproduction of two commercially available Polyvinyl Siloxane impression materials - An Invitro Study. *J Clin Exp Dent.* 5:e138-143.
16. Reitz CD, Clark NP (1988) The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc.* 116:371-375.
17. Noonan JE, Goldfogel HE, Lambert RL (1985) Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent.* 10:46-48.
18. Duncan JD (1991) Prevention of catalyst contamination of vinylpolysiloxane silicone impression material during the impression procedure. *J Prosthet Dent.* 66:277.
19. De Camargo LM, Chee WW, Donovan TE (1993) Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent.* 70:114-117.
20. Machado CE, Guedes CG (2011) Effects of sulfur-based hemostatic agents and gingival retraction cords handled with latex gloves on the polymerization of polyvinyl siloxane impression materials. *J Appl Oral Sci.* 19:628-633.
21. Wassell RW, Barker D, Walls AW (2002) Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique. *Br Dent J.* 192:679-84,687-690.
22. McCabe JF, Walls AWG (2008) *Applied Dental Materials.* 9th ed. Oxford:Blackwell. 174.
23. Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R (2005) Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont.* 14:158-163.
24. Raipure P, Kharsan V (2014) Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Surface Detail Reproduction of Elastomeric Impression Materials when Treated with Three Retraction Cord Materials: An in Vitro Study. *Int J Dent Med Res.* 1:12-20.
25. Sabio S, Franciscone PA, Mondelli J (2008) Effect of conventional and experimental gingival retraction solutions on the tensile strength and inhibition of polymerization of four types of impression materials. *J Appl Oral Sci.* 16:280-285.

26. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J (2005) In vitro evaluation of the compatibility of selected chemical retraction agents with elastomeric impression materials used for fixed prosthodontics. Part I – retraction cord medicaments. *Prot Stom.* 55:207-213.
27. Nowakowska D, Raszewski Z, Ziętek M (2016) The Setting Time of Polyether Impression Materials after Contact with Conventional and Experimental Gingival Margin Displacement Agents. *J Prosthodont.* 27:182-188.
28. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M (2002) Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent.* 30:99–105.
29. Fischer DE (1998) Tissue management needs for adhesive dentistry now and in the future. *Dent Clin N Am.* 42:595–606.
30. Xie J, Powers JM, McGuckin RS (1993) In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater.* 9:295–299.
31. Abdalla AI, Davidson CL (1998) Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent.* 11:281–285.
32. Sung EC, Tai ET, Chen T, Caputo AA (2002) Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. *J Prosthet Dent.* 87:628–632.
33. Cervino G, Fiorillo L, Spagnuolo G, Bramanti E, Laino L, Lauritano F, Cicciù M (2017) Interface between MTA and dental bonding agents: Scanning electron microscope evaluation. *J Int Soc Prev Community Dent.* 7:64–68.
34. Land MF, Couri CC, Johnston WM (1996) Smear layer instability caused by hemostatic agents. *J Prosthet Dent.* 76:477–482.
35. Land MF, Rosenstiel SF, Sandrik JL (1994) Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *J Prosthet Dent.* 72:4–7.
36. Kuphasuk W, Harnirattisai C, Senawongse P, Tagami J (2007) Bond strengths of two adhesive systems to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper Dent.* 32:399–405.
37. Harnirattisai C, Kuphasuk W, Senawongse P, Tagami J (2009) Bond strengths of resin cements to astringent-contaminated dentin. *Oper Dent.* 34:415–422.
38. Ayo-Yusuf OA, Driessen CH, Botha AJ (2005) SEM-EDX study of prepared human dentine surfaces exposed to gingival retraction fluids. *J Dent.* 33:731–739.

39. Ajami AA, Kahnamoii MA, Kimyai S, Oskoe SS, Pournaghi-Azar F, Bahari M, Firouzmandi M (2013) Effect of three different contamination removal methods on bond strength of a self-etching adhesive to dentin contaminated with an aluminum chloride hemostatic agent. *J Contemp Dent Pract.* 14:26–33.
40. Bernades Kde O, Hilgert LA, Ribeiro AP, Garcia FC, Pereira PN (2014) The influence of hemostatic agents on dentin and enamel surfaces and dental bonding: A systematic review. *J Am Dent Assoc.* 145:1120–1127.
41. Chaiyabutr Y, Kois, JC (2011) The effect of tooth-preparation cleansing protocol on the bond strength of self-adhesive resin cement to dentin contaminated with a hemostatic agent. *Oper Dent.* 36:18–26.
42. Sharafeddin F, Farhadpour H (2015) Evaluation of Shear Bond Strength of Total- and Self-etching Adhesive Systems after Application of Chlorhexidine to Dentin Contaminated with a Hemostatic Agent. *J Dent.* 16:175–181.
43. Ebrahimi SF, Shadman N, Abrishami A (2013) Effect of ferric sulfate contamination on the bonding effectiveness of etch-and-rinse and self-etch adhesives to superficial dentin. *J Conserv Dent.* 16:126–130.
44. Salama FS (2005) Influence of zinc-oxide eugenol, formocresol, and ferric sulfate on bond strength of dentin adhesives to primary teeth. *J Contemp Dent Pract.* 6:14–21.
45. Prabhakar AR, Bedi S (2008) Effect of glutaraldehyde and ferric sulfate on shear bond strength of adhesives to primary dentin. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 26:109–113.
46. Unlu N, Cebe F, Cebe MA, Cetin AR, Cobanoglu N (2015) Bond strengths of a self-etching adhesive to dentin surfaces treated with saliva, blood, and different hemostatic agents. *Gen Dent.* 63:28–32.
47. Kimmes NS, Olson TL, Shaddy RS, Latta MA (2006) Effect of ViscoStat and ViscoStat Plus on composite shear bond strength in the presence and absence of blood. *J Adhes Dent.* 8:363–366.
48. Pucci CR, Araújo RM, Lacerda AJ, Souza MA, Huhtala MF, Feitosa FA (2016) Effects of Contamination by Hemostatic Agents and Use of Cleaning Agent on Etch-and-Rinse Dentin Bond Strength. *Braz Dent J.* 27:688–692.
49. Johnson G, Schäfer O, Patterson A (2015) Effectiveness of New Resin Cements in Retaining Lithium Disilicate Crowns. *IADR Abstract. No. 2106688.*

50. Woody RD, Miller A, Staffanou RS (1993) Review of the pH of hemostatic agents used in tissue displacement. *J Prosthet Dent.* 70:191–192.
51. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR (2002) The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin N Am.* 46:211–245.
52. Koh SH, Powers JM, Bebermeyer RD, Li D (2001) Tensile bond strengths of fourth- and fifth-generation dentin adhesives with packable resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 13:379-386.
53. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH (2001) Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod.* 27:753–757.

## 8 Danksagung

Mein größter Dank gilt Frau PD Dr. Bogna Stawarczyk und Frau PD Dr. Anja Liebermann aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, die mir das Thema dieser Arbeit überlassen haben und mir beste Bedingungen für die Planung und Bearbeitung des Themas gestellt haben. Die von ihnen entgegengebracht Unterstützung, Hilfsbereitschaft und Geduld war unerschöpflich und hat zur Vollendung dieser Arbeit einen großen Teil beigetragen.

Ebenfalls großen Dank möchte ich Frau Marlis Eichberger aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München für die Einweisung in alle verwendeten Geräte und ihre immer hilfreichen zahntechnischen Ratschläge aussprechen.

Der Firma Ultradent Products GmbH danke ich für die großzügige Zurverfügungstellung der Testmaterialien.

Dr. Dr. Klima aus der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Karlsuniversität Prag und dem gesamten Team der Praxis „MKG im Pferdepark“ danke ich für die große Unterstützung in der Beschaffung der Molarzähne.

Zudem möchte ich vor allem meinen Eltern für ihre stets selbstlose, unentwegte Unterstützung und vielen Ratschläge danken. Ohne sie wäre es mir nicht möglich gewesen mir die Zeit für diese Arbeit zu nehmen. Ihnen möchte ich diese Dissertationsarbeit widmen.

Ebenfalls möchte ich meinen Freunden Mag.pharm. Elias Küffer und Dr. jur. Fabian Lenz danken. Ihre durchgehende Unterstützung und vor allem die Organisation außeruniversitärer Beschäftigungen, boten mir stets die notwendige Ablenkung in dieser Zeit.

Ferner danke ich allen, die durch ihre Mithilfe jeglicher Art zur Vollendung und dem Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

