

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde

Tübingen

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

**Einfluss der Bearbeitung dentaler Keramiken auf die
Plaquadhäsion**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der Eberhard-Karls-Universität

zu Tübingen

vorgelegt von

Elisabeth Reinmüller

Filderstadt

2007

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde

Tübingen

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

**Einfluss der Bearbeitung dentaler Keramiken auf die
Plaquadhäsion**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der Eberhard-Karls-Universität

zu Tübingen

vorgelegt von

Elisabeth Reinmüller

Filderstadt

2007

Dekan: Professor Dr. I.B. Autenrieth

1. Berichtstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichtstatter: Professor Dr. H. Wolburg

Meinen Eltern Waltraud und Julius Reinmüller

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
1.1	Allgemeines	4
1.2	Ziel der Arbeit	9
1.3	Methoden	11
1.3.1	Herstellung der Probelplättchen	11
1.3.2	Oberflächenrauigkeitsmessung der Testplättchen	14
1.3.3	Korrosionstests	14
1.3.4	In vitro Tests mit Bakterienkultur	15
1.3.5	In vivo Versuche	20
2	Ergebnisse der Vorversuche	22
2.1	Überprüfung der Keramik	22
2.1.1	Eigenfluoreszenz der Keramik	22
2.2	Färbemethode	22
2.2.1	Fluoreszenzauslösung FDA/EB	22
2.2.2	Einfluss von FDA/EB auf die Vitalität der Mikroorganismen	22
2.2.3	Neue Färbemethode mit dem LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel	23
2.3	Versuch zur Überprüfung eventueller Unterschiede der Plaqueanlagerung auf Testplättchen gleichen Werkstoffes an verschiedenen Schienenpositionen	23
2.4	Zusammenfassung der Ergebnisse der Vorversuche	27
3	Ergebnisse der Hauptversuche	28
3.1	Rauigkeitsmessungen der verwendeten Trägermaterialien vor Korrosion	28

3.2	Ergebnisse der Korrosionsversuche	31
3.3	Rauigkeitsmessungen nach Korrosionsversuchen	36
3.4	Ergebnisse <i>in vitro</i> Versuche mit Bakterienkultur	39
3.4.1	<i>In vitro Versuch mit Bakterienkultur</i>	39
3.4.2	<i>In vitro Versuch mit Bakterienkultur von s. sanguis unter Berücksichtigung der Vorkonditionierung durch Speichel</i>	43
3.5	Ergebnisse der <i>in vivo</i> Versuche	45
3.6	Zusammenfassung der Ergebnisse der Hauptversuche	48
4	Diskussion	50
4.1	Material	50
4.1.1	<i>Warum überhaupt noch Titankeramik ?</i>	50
4.1.2	<i>Testmaterial</i>	51
4.2	Methoden	52
4.2.1	<i>Herstellung der Probepfättchen</i>	52
4.2.2	<i>Oberflächenrauigkeitsmessung der Testpfättchen</i>	52
4.2.3	<i>Korrosionstests</i>	53
4.2.4	<i>In vitro Tests mit Bakterienkultur</i>	54
4.2.5	<i>Herstellung der Bakteriensuspension</i>	55
4.2.6	<i>Anfärbung</i>	56
4.2.7	<i>Probenentnahme</i>	56
4.2.8	<i>Herstellung der Oberkieferträgerschiene</i>	57
4.2.9	<i>Auszählung in vivo</i>	58
4.3	Diskussion der Ergebnisse	59
4.3.1	<i>Oberflächenrauigkeitsmessung</i>	59
4.3.2	<i>Oberflächenrauigkeitsmessung nach Korrosionstests</i>	60
4.3.3	<i>Korrosionsversuche</i>	61
4.3.4	<i>In vitro Tests mit Bakterienkultur</i>	62

4.3.5	<i>In vivo</i> Versuche	63
4.3.6	Schlussfolgerung	64
Zusammenfassung		65
Anhang		68
4.4	Material- und Herstellerverzeichnis	68
4.4.1	Testmaterial	68
4.4.2	Oberflächenbearbeitung	68
4.4.3	Oberflächenrauigkeitsmessung	69
4.4.4	Herstellung der Oberkiefeträgerschiene	69
4.4.5	Herstellung der Bakteriensuspension	69
4.4.6	Probenentnahme	70
4.4.7	<i>In vitro</i> Versuche	70
4.4.8	Herstellung des Live/Dead Stains	71
4.4.9	Fluoreszenzmikroskopische Färbung	71
4.4.10	<i>In vivo</i> Versuche	72
4.4.11	Korrosionsversuche	72
4.5	Abbildungsverzeichnis	73
4.6	Tabellenverzeichnis	74
4.7	Literaturnachweis	76
Danksagung		85
Lebenslauf		86

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Der menschliche Kauapparat ist ein Präzisionswerkzeug. Schon Objekte kleinster Dimension, wie beispielsweise Haare eines Durchmessers von 60 – 80 µm können vom Kauapparat erkannt und als Fremdkörper wahrgenommen werden. Auch bei der beabsichtigten Einbringung von Fremdkörpern wie Zahnersatz erfolgt diese Reaktion. Dies erfordert daher die besondere Sorgfalt des Zahnarztes.

Ist der eingesetzte Zahnersatz zu hoch, zu tief, zu breit, zu rau oder er stört bei den Kaubewegungen, so meldet das feinabgestimmte Muskel- Nerv- System dem betroffenen Patienten bewusst oder unbewusst die vorhandene Störung.

Der vom Zahntechniker gelieferte Zahnersatz bedarf also der zahnärztlichen Begutachtung und eventuell der Einpassung durch Beschleifen.

Im Falle einer titankeramischen Versorgung, die vom Zahntechniker mit einer auf Hochglanz polierten Keramikoberfläche oder Glasur geliefert und dann vom Zahnarzt eingeschliffen wird, bedeutet die Korrektur zunächst den Verlust der glatten, keramischen Oberfläche.

Die entstandene Rauigkeit birgt eine Vielzahl von Nachteilen.

Plaque

Studien haben gezeigt, dass über eine gleiche Zeitspanne hinweg, die Plaqueakkumulation auf rauen Oberflächen höher ist, als auf glatten Oberflächen (Clayton, Hahn`92; `93, Keenan, Quiryneen, Thordrup, Waerhaug).

Aus mikrobiologischer Sicht ist die Bakteriennische, sprich die Rauigkeit, einer der Faktoren, der zur Entstehung der Plaqueakkumulation beiträgt (Castellani). Neben bekannten, lokalen Auswirkungen der Plaque wie Mundgeruch, Gingivitis oder Karies treten insbesondere die ebenfalls durch Plaque hervorgerufenen parodontalen Erkrankungen in den Vordergrund (Löe, Silness, Newcomb, Gorzo).

Erkenntnisse der Wissenschaft zeigen, dass die Mundgesundheit in einer engen Wechselwirkung mit der Gesundheit des gesamten Körpers steht. Solche Wechselwirkungen können entstehen, wenn parodontale Erreger aus der Mundhöhle über die Blutbahn in andere Körperregionen vordringen und dort Erkrankungen auslösen oder vorhandene Erkrankungen begünstigen. Diese verschleppten Bakterien werden in Zusammenhang mit dem erhöhten Risiko von Herz-Kreislaufkrankungen, Atemwegserkrankungen sowie der Frühgeburtenrate, Präeklampsie als auch einem geringen Geburtsgewicht in Zusammenhang gebracht und diskutiert (Scannapieco '98, '03, Teel, Felice).

Ästhetikeinbuße

Doch nicht nur gesundheitliche Nachteile ergeben sich durch eine raue Keramikoberfläche.

Mit der vermehrten Plaqueadhäsion auf rauen Oberflächen geht auch eine Pigmentakkumulation einher. Diese Pigmenteinlagerungen betreffen sowohl Zahnoberflächen als auch Zahnrestaurationsmaterialien. Diese Verfärbung durch Pigmente, auch Pigmentakkumulation genannt, ist auf Farbstoffe aus Essensresten oder Gerbstoffe aus Wein oder Teesorten zurückzuführen. Letzten Endes führt dies sehr schnell sowohl zu einer ästhetischen Einbuße als auch der Unzufriedenheit des Patienten (Agra).

Korrosionsanfälligkeit

Im Gegensatz zu einer glatten Titankeramik ist eine raue Titankeramik durch die vergrößerte Oberfläche den Säuren des Mundmilieus stärker ausgesetzt. Die Resistenz gegenüber Säuren ist daher niedriger. Diese durch Säuren angegriffene Oberfläche führt wiederum durch die rauere Oberfläche zu einer vermehrten Plaqueadhäsion (Tinschert '89, Milleding '99, '01, '02).

Biegefestigkeit

Durch eine raue Keramikoberfläche resultiert unter anderem eine erniedrigte Biegefestigkeit.

Untersuchungen haben ergeben, dass sich Risse in der Keramik u.a. in Störbereichen, wie Blaseneinschlüssen, bestehenden Rissen, bereits bearbeiteten Flächen oder Unebenheiten bilden (Tinschert `06, De Jager, Giordano). Eine Ästhetische Einbuße durch sichtbare Rissbildung, teilweises Absplittern oder gar Abplatzen der gesamten Keramik ist die Folge.

Interferenzstörungen

Zudem können Oberflächenrauigkeiten zu okklusalen Interferenzstörungen führen. Bruxismus mit allen bekannten Auswirkungen und ein erhöhter Verschleiß am Antagonisten- sowie Nachbarzahn resultieren daraus (Monasky).

Fremdkörpergefühl

Oberflächenrauigkeiten werden aber vor allen Dingen auch vom Patienten als unangenehm und störend empfunden, was das Fremdkörpergefühl wiederum verstärkt (Wardak) und bis hin zu mechanischen Irritationen der umgebenden Weichteile führen kann (Caputo).

Kosten

Neben den bereits aufgezählten gesundheitlichen Aspekten spielt der Kostenfaktor eine tragende Rolle. Einer der häufigsten Verlustgründe von metallkeramischen Versorgungungen ist Karies (Koeck, Hickel).

Langzeitstudien haben belegt, dass mit der Plaqueakkumulation am Restaurationsrand, der Prozess einer voranschreitenden Karies begünstigt wird und die Suffizienzdauer einer Restauration vermindert wird (Hickel, Leempoel). Doch nicht nur aufgrund der kariösen Destruktion der Zahnhartsubstanz vermindert sich die Suffizienzdauer der Restauration, sondern auch durch das ebenfalls plaquebedingte Auftreten parodontaler Krankheiten. Auch die bereits erwähnte Destruktion der Keramik durch die verminderte Biegefestigkeit führt u.a. zum frühzeitigen Austausch der Versorgung.

Die Vorteile der glatten Oberfläche

Durch eine adäquate Oberflächenbearbeitung wird die Rauigkeit an der Keramikoberfläche vermindert; somit leistet die Bearbeitung einen wesentlichen Beitrag zur Prävention parodontaler sowie kariöser Erkrankungen, verhindert das Einlagern unästhetischer Pigmente, vermindert die Korrosionsanfälligkeit, erhöht die Biegefestigkeit, beseitigt allfällige okklusale Interferenzen und begünstigt das subjektive Wohlbefinden des Patienten. Aufgrund dieser Vorteile gilt es daher eine glatte Keramikoberfläche zu erzeugen. Aus ethischer, präventionsmedizinischer und gesellschaftsökonomischer Sicht wird somit die Gesellschaft von Kosten entlastet und dem Patienten wird als solchem geholfen.

Wie erzeugt man also eine glatte Keramikoberfläche?

Um eine glatte Keramikoberfläche erzielen, stehen 2 Möglichkeiten zur Verfügung: Polieren oder Glasieren. Die vom Zahntechniker fertig gelieferten Kronen und Brücken müssen meist durch Beschleifen den Gegebenheiten im Mund angepasst werden. Die ursprüngliche Oberfläche wird zerstört. Diese Veränderungen von Metallkeramiken ziehen die Notwendigkeit einer Oberflächenkorrektur nach sich, ausgeführt in Form einer zweiten Glasur oder einer Politur. Deshalb werden im Folgenden die beiden Bearbeitungsmodalitäten Politur und Glasur fokussiert.

Das Glasieren

Zum einen stellt die Glasur, der herkömmliche Glanzbrand, eine wichtige Option der Oberflächenbearbeitung dar. Vertreter des Glasurbrandes propagieren eine Neuglasur als Korrektur nach dem Einschleifen, da durch das Einfließen der Glasurmasse auf die bereits gebrannte Keramik Mikroporen geschlossen werden (Al-Wahadni '99). Laut Anusavice et al '98 reduziert die Glasur des weiteren ein Fortschreiten von Rissen in der Keramik. Wird die Glasur durch Beschleifen wieder entfernt, erhöht sich das Risiko der Keramikrisse im Vergleich zu einer Oberfläche mit intakter Glasurschicht.

Das Polieren

Andererseits bleibt durch das Weglassen der Korrekturglasur und dafür ersetzende Politur die Stabilität des unter der Keramik befindlichen Metalls gewahrt und etwaige Lötstellen werden nicht, wie nach dem Glasurbrand, brüchig (Marxkors). Als ökonomischer Faktor wäre auch noch zu beachten, dass sich eine Politur nach der okklusalen Korrektur weitaus strom-, zeit-, und mühesparender erweist, als der weitaus umständlichere Korrekturbrand, dem mehrere Arbeitsschritte zugrunde liegen.

Einig sind sich auch mehrere Untersuchungen in der Feststellung, dass durch polierte Oberflächen eine geringere Abrasion des Schmelzes resultiert (Al-Wahadni '98, '99, Al-Hiyasat).

Anhand der kontroversen Diskussion betreffs Glanzbrand und Politur steht nun auch die Frage im Raume, welche Bearbeitungsmodalität die glatteste Oberfläche und somit die geringste Plaqueanlagerung und Pigmentakkumulation, beste parodontale sowie kariöse Prävention, höchste Biegefestigkeit, geringste Löslichkeit, minimalste okklusale Interferenzen und höchstes subjektives Wohlbefinden für die Patienten erzeugt.

1.2 Ziel der Arbeit

Problemdarstellung

Das vor dem Einsetzen einer prothetischen Arbeit oftmals notwendige Einschleifen oder andere formgebende Korrekturen zerstören die ursprünglich glatte Oberfläche einer Keramik. Eine glatte Oberfläche wird als vorteilhaft angesehen, da folgende Parameter niedriger sind; die Plaque- sowie Pigmentakkumulation, Anfälligkeit für Korrosion und Bruch, Interferenzstörung und Abrieb am Nachbar- und Antagonistenzahn, das Fremdkörpergefühl als auch die Weichteilirritation.

Die Vorteile einer polierten Oberfläche sind die stabilere Metallstruktur durch entfallenden Korrekturbrand und der ökonomische Faktor, indem Material- und Stromkosten minimiert werden. Dennoch, in der Literatur werden oft die Vorteile der oft als glatter beschriebenen Glasur, die zudem Mikroporen schließt und Risse minimiert, erwähnt. Daher soll in dieser Studie geklärt werden, ob das Polieren eine akzeptable substituierende Methode zur glasierten Oberfläche darstellen kann. Dazu wurden Keramikplättchen mit 4 unterschiedlichen Oberflächenmodalitäten auf Oberflächenrauigkeit, Löslichkeitsverhalten und Plaqueadhärenz *in vivo* sowie *in vitro* untersucht.

Die Plättchen wurden aus einer erhältlichen Titan-Verblendkeramik (GC Initial Ti von Girrbach Dental) hergestellt.

Die vergleichend untersuchten Oberflächenmodalitäten waren:

- Serie 1 - gebrannt.

Diese Serie entspricht dem vom Techniker modellierten und lediglich gebrannten Werkstück, welches in dieser Form klinisch nicht in Gebrauch ist.

Diese Serie wurde als Referenzserie benutzt.

- Serie 2 gebrannt und poliert.
Auch diese Serie ist klinisch nicht in Gebrauch und wurde als Referenz gebraucht, um festzustellen, ob die Glasur im Hinblick auf Serie 4 einen raugkeitsmindernden Einfluss auf die Keramik hat.
- Serie 3 gebrannt, beschliffen, glasiert.
Diese Serie entspricht dem vom Techniker, gebrannten, beschliffenen und glasierten Werkstück welches so beim Zahnarzt erscheint.
- Serie 4 gebrannt, beschliffen, glasiert, beschliffen und erneut poliert.
Diese Serie entspricht dem Werkstück, welches nach dem Probearbeiten beim Zahnarzt nochmals korrigiert und anschließend poliert wurde

Diese 4 unterschiedlichen Bearbeitungsformen simulieren die im Dentallabor und/oder Chairside möglichen Arbeitsschritte. Ziel war es, zu untersuchen, ob messbare Differenzen bezüglich Oberflächenrauigkeit, Löslichkeitsverhalten und Plaqueadhärenz *in vivo* sowie *in vitro* zwischen den 4 unterschiedlichen Oberflächenmodalitäten der Metallkeramik bestehen. Damit sollte die glatteste und korrosionsbeständigste Oberfläche mit der geringsten Plaqueanlagerung und somit die geeignetste Bearbeitungsmöglichkeit der Keramik ermittelt werden.

Um herauszufinden, welche Oberflächenbearbeitung auf kurzfristige Sicht die Oberflächenrauigkeit und die Plaqueanlagerung minimiert und auf langfristige Sicht die chemische Löslichkeit minimiert, unterzog man in dieser Studie die GC Initial Ti Verblendkeramik Tests bezüglich Oberflächenrauigkeit, Löslichkeitsverhalten und Plaqueadhärenz *in vivo* sowie *in vitro*.

1.3 Methoden

1.3.1 Herstellung der Probeplättchen

Als repräsentatives Testmaterial wurde die Metallkeramik GC Initial Ti Verblendkeramik von der Firma Girrbach Dental ausgewählt. Benötigt wurden pro Serie 10 Plättchen für Korrosionsuntersuchungen, 10 Plättchen für *in vitro* Untersuchungen, 10 Plättchen für *in vivo* Untersuchungen, 3 Plättchen für Rauigkeitsuntersuchungen sowie 20 Exemplare als Reserve sowie Vorversuche. Pro Serie wurden also 53 Plättchen benötigt.

Die Keramik wurde den Herstellerangaben getreu, mittels Keramik Pulver und Keramik Anmischflüssigkeit auf einer Glasplatte zu einer sahnigen Konsistenz angerührt. Nun stellte sich jedoch zunächst das Problem, wie die zu untersuchende Keramik in Form zu bringen sei. Die Methode, angerührte Keramikmasse in eine Silikonnegativform einzubringen, erwies sich als unzureichend.

Nach dem Absaugen der überschüssigen Anmischflüssigkeit war das Material nicht mehr aus der Form zu bringen. Die Methode wurde verworfen. Als nächstes wurde eine gefensterter Silikonform entworfen- doch auch bei dieser Vorgehensweise zerbröselte die Keramikmasse nach dem Abnehmen der Negativform. Auch durch flächenhaftes Aufragen der Keramikmasse auf eine plane Platinplatte und anschließendes Zerschneiden entstanden nur Bruchstücke. Erst mittels Einbringen der Keramikmasse in eine Metallöse als Negativform und anschließendes Ausklopfen an einer Kante erhielt man die gewünschten, gleichförmigen Rohlinge. Die Höhe und der Durchmesser der Plättchen differierten gering zwischen den einzelnen Serien. Die durchschnittlichen Werte wurden je 3 Mal für Höhe und Durchmesser an 10 Plättchen jeder Serie mit einer Messlehre abgegriffen. Es resultierten daher für jede Serie 30 Höhen- sowie Durchmesserwerte. Sie betragen im Durchschnitt für Serie 1; 1,45 mm Höhe und 7,33 mm Durchmesser. Für Serie 2; 1,28 Höhe und 7,4 mm Durchmesser. Für Serie 3; 1,38 mm Höhe und 7,33 Durchmesser. Für Serie 4; 1,31 mm Höhe und 7,32 mm Durchmesser.



Abbildung 1: Metallöse als Negativform

Rohlinge der Serie 1

Rohlinge der Serie 1 bestehen aus gebrannter Schmelzmasse. Diese Serie entspricht dem vom Techniker modellierten und lediglich gebrannten Werkstück, welches in dieser Form klinisch nicht in Gebrauch ist. Diese Serie wurde als Referenzserie benutzt.

Die ungebrannten Rohlinge wurden auf eine Platinplatte und diese wiederum auf 2 Wabenträger aufgebracht um die Höhe des Titangerüsts zu simulieren. Es wurde eine Brenndauer von 12 min bei 940° gewählt, um den ansonsten durch das Titangerüst bedingten Temperaturanstieg auszugleichen. (die Temperaturdifferenz wurde anhand eines Vergleichsbränden der Vita Fensterkeramik ermittelt).



Abbildung 2: Serien 1-4

Rohlinge der Serie 2

Rohlinge der Serie 2 bestehen aus gebrannter Schmelzmasse, die dann poliert wurde. Auch diese Serie ist klinisch nicht in Gebrauch und wurde als Referenz gebraucht, um zu eruieren, ob die Glasur einen Einfluss auf die Keramik hat. Diese Serie wurde hergestellt, indem der Rohformserie 1 weitere Exemplare entnommen und einer feinen Politur (bis Diamantpolierpaste 3µm) am Schleif- und Poliergerät (Jean Wirtz TG 200) unterzogen wurden.

Rohlinge der Serie 3

Rohlinge der Serie 3 bestehen aus gebrannter Schmelzmasse, die dann angeraut und danach glasiert wurde. Diese Serie entspricht dem vom Techniker, gebrannten, beschliffenen und glasierten Werkstück welches so beim Zahnarzt erscheint. Auch hier wurden Rohlinge der Gruppe 1 entnommen, angeraut (mittlere Korngröße) und zusätzlich mit der Glasur der Firma Girrbach bestrichen und bei 930°C im Ofen gebrannt.

Rohlinge der Serie 4

Rohlinge der Serie 4 bestehen aus gebrannter Schmelzmasse, die angeraut, dann glasiert und danach poliert (SiC kleiner Korngröße, Diamantpaste absteigender Korngröße) wurde. Diese Serie entspricht dem Werkstück, welches nach dem Probeeinsetzen beim Zahnarzt nochmals korrigiert und anschließend poliert wurde. Diese Plättchen wurden wie Serie 3 behandelt, mit der Ausnahme dass diese Serie 4 zusätzlich einer Bearbeitung am Schleif- und Poliergerät unter Zuhilfenahme von Schleifpapier kleinster Korngröße (SiC) und mit weichen Tüchern aus Filz bzw. Samt und Diamantpaste absteigender Korngröße (7µm, 5µm und 3µm) sowie Politurflüssigkeit unterzogen wurde.

Die Bearbeitung der Prüfkörper Serie 2, 3 und 4 erfolgte im Schleif- und Poliergerät (TG 200, Jean Wirtz) unter Zuhilfenahme eines Silaplast – Stempels, der die Fixierung im Gerät zuließ. Die Plättchen wurden bei jeder Schleif bzw Polierstufe so lange unter ständigem Richtungswechsel bearbeitet, bis die Spuren der vorhergehenden Polierstufe vollständig entfernt waren.

1.3.2 Oberflächenrauigkeitsmessung der Testplättchen

An jeweils 3 Stellen von 3 Plättchen einer Serie wurde exemplarisch die Oberflächenrauigkeit bestimmt. Die Rauigkeitsmessungen erfolgten einmal vor und einmal nach den Korrosionsuntersuchungen. Das Probeplättchen wurde hierzu in eine Form gelegt und mit dünnfließendem Silikon fixiert. Anschließend wurde der Silikonträger mit dem darin befindlichen Plättchen auf einen Objektträger aufgebracht, und mit einer Schliiffpresse plan auf den Träger gepresst.

Im Rauigkeitsmessungsgerät (Perthometer S6 P / Mahr Perthen) testete eine Diamantastnadel (FRW 750) von 5 μ Spitzendurchmesser das Probeplättchen auf 2 mm Länge à 3 nebeneinander liegenden Bahnen ab, die einen Abstand von 0,5 μ m aufwiesen. Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Rauigkeitsparameter sind wie folgt definiert; der Mittelrauwert R_a (DIN 4768) ist der arithmetische Mittelwert aller Beträge eines Rauigkeitsprofils R innerhalb der Gesamtmessstrecke l_x . R_{max} hingegen bezeichnet die größte Rautiefe innerhalb der vorgenommenen Gesamtmessstrecke. Die Rautiefe R_z ist der arithmetische Mittelwert der Einzelrautiefen aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken (DIN 4287). R_t ist die Rauigkeitstiefe, also die Summe aus der Höhe der größten Profilspitze und der Tiefe des größten Profiltals innerhalb der Messstrecke (DIN4287).

1.3.3 Korrosionstests

Zunächst entnahm man von jeder Plättchenserie 10 Exemplare. Von einem Plättchen wurden jeweils 3 Messungen bezüglich Plättchenhöhe sowie 3 Messungen bezüglich Plättchendurchmesser getätigt. Die Werte betragen im Durchschnitt für Serie 1; 1,45 mm Höhe und 7,33 mm Durchmesser. Für Serie 2; 1,28 Höhe und 7,4 mm Durchmesser. Für Serie 3; 1,38 mm Höhe und 7,33 Durchmesser. Für Serie 4; 1,31 mm Höhe und 7,32 mm Durchmesser. Mit diesen Messungen wurde eine durchschnittliche Plättchenoberfläche ermittelt. Zusätzlich wurden die 10 Plättchen pro Serie gewogen. Daraufhin verteilte man die Plättchen serienspezifisch in 4 Säckchen aus Fliegengitternetz. Das Fliegengitternetz wurde eingesetzt, damit die Plättchen voneinander getrennt waren

und somit die Oberflächen von allen Seiten mit Essigsäure benetzt werden konnten.

In 10 Zyklen unterzog man die in Netzte verteilten Plättchen einer Säureeinwirkung (Essigsäure 4%-ig) in der Soxlett- Apparatur für jeweils 16 h, pro Zyklus bei 80 °. Zwischen jedem Zyklus wurden die Plättchen gewogen. Nach dem letzten Zyklus erfolgte eine Oberflächenrauhigkeitsmessung von jeweils einem Exemplar der jeweiligen Serie mit dem Rauigkeitsmessungsgerät (Perthometer S6 P / Mahr Perthen) gemäß der selben Vorgehensweise wie zuvor bereits beschrieben unter Punkt 1.2.2.

1.3.4 *In vitro* Tests mit Bakterienkultur

1.3.4.1 Herstellung der Bakteriensuspension

Zunächst wurde eine Vorkultur im Brutschrank (37°C) aus 10 ml Flüssigmedium (Schädler broth) und 250 µl abgedauten s.sanguis im Reagensglas (Greiner) hergestellt. Diese 10 ml Bakteriensuspension wurde dann am Vortag des Versuches mit 50 ml Flüssigmedium vermischt und bei 37° nochmals im Brutschrank belassen. Um eine möglichst von Nährmedienkomponenten freie Bakteriensuspension zu erhalten, entschloss man sich nach dem Anzüchten der Bakteriensuspension dieselbe zu zentrifugieren und den Überstand, das Medium, abzupipettieren. Die Bakterien wurden in Kochsalzlösung aufgenommen. Die erhaltene Lösung war also frei von Nährlösung. Andererseits beinhaltete die Bakteriensuspension auch keine Speichelkomponenten, die die Adhäsion der Bakterien beeinflussen.

Um eine Reproduzierbarkeit zu selben Bedingungen zu ermöglichen, stellte man die Lösung auf eine optische Dichte von 1 durch den ELISA-reader ein. Da die Bakterien bei ersten Vorversuchen aufgrund der Kettenbildungen nur schwer zu zählen waren, entschied man sich zusätzlich für eine 3-minütige Ultraschallbehandlung (Bandelin Sonopuls) bei 30° vor jeder Versuchsreihe. Mittels Ultraschallbehandlung waren die Mikroorganismen durch die Trennung der Ketten besser zu zählen.

1.3.4.2 Versuchsaufbau

Die Probeplättchen wurden schließlich mit Klebewachs auf den Boden einer beschrifteten Petrischale (Durchmesser 8,5 cm) geheftet, mit 30 ml Bakterien-suspension beschickt und mit einem Rührfisch versehen. Auf dem Rührgerät wurde der Versuchsaufbau in einem Ruhe-/Bewegungsrhythmus von 4min:1min für 25 min. belassen. Dieser Ruhe-/Bewegungsrhythmus wurde bewusst gewählt, um den ebenfalls im Mund vorhandenen Ruhespeichel, den Fluss des stimulierten Speichels und Bewegungen der umgebenden Weichteile zu simulieren.



Abbildung 3: Versuchsaufbau *in vitro*; je zwei Plättchen einer Serie mit Klebewachs fixiert in Petrischale mit Rührfisch

1.3.4.3 Probenentnahme

Mit einer zahnärztlichen Sonde wurden die Proben von der Klebewachsfixierung abgehoben und anschließend vorsichtig mit der Pinzette gegriffen. In Kochsalzlösung wurden die Proben kurz eingebracht um überschüssige, nicht angehaftete Bakterien zu entfernen. Um die Entnahmeverzögerungszeit auf alle 4 unterschiedlichen Plättchenserien gleichmäßig zu verteilen, wurde die Entnahme jeweils wechselnd mit einer anderen Plättchenserie begonnen.

1.3.4.4 Anfärbung

Die Anfärbung erfolgte mittels LIVE/DEAD BacLight® Bacterial Viability Kit (Molecular Probes, Mo Bi Tec Göttingen).

Das Nukleinsäure – Anfärbemittel besteht aus folgenden Komponenten;

1. Komponente A SYTO 9 dye (grün fluoreszierend)
2. Komponente B Propidiumjodid (rot fluoreszierend)

Beide Komponenten wurden jeweils in Pipetten geliefert.

Gemäß Herstellerangaben wurde die in den Pipetten gelieferte Substanz jeweils mit je 250 µl steril filtriertem dH₂O in 2 Reagensgläsern vermischt und auf dem Vortex- Gerät homogenisiert. Komponenten A und B wurden dann in ein Reagensglas zusammengefügt und auf dem Vortex- Gerät nochmals homogenisiert. Via Eppendorf - Pipette beschickte man die Plättchen mit dem Färbemittel und beließ diese für 15 min. in Dunkelheit.

1.3.4.4.1 Färbeprinzip

Mit der gewählten Färbemethode ergibt sich die Option lebende und tote Bakterien anzufärben. Die beiden Färbekomponenten unterscheiden sich in der Charakteristik ihres Spektrums sowie in der Penetrationseigenschaft der Bakterien. SYTO 9 an sich, hat die Eigenschaft alle Bakterien einer Population zu färben, solche mit intakter sowie beschädigter Bakterienzellmembran. Im Gegensatz hierzu kann Propidiumjodid lediglich Bakterien geschädigter Membranen anfärben, indem es anstelle des bereits vorhandenen SYTO 9 fluoresziert, wenn beide Komponenten vorhanden sind.

Dies hat zur Folge, dass bei einer Färbemethode mit einer Mixtur von SYTO 9 und Propidiumjodid Bakterien einer intakten Zellmembran grün fluoreszieren, Bakterien mit einer beschädigten Zellmembran rot fluoreszieren. Der Hintergrund bleibt nonfluoreszent.

1.3.4.5 Auszählung

Die angefärbten Plättchen wurden kurz in Kochsalzlösung eingebracht um sich des Färbemittels zu entledigen. Danach wurden diese mit Mowiol beschickt, auf einen Objektträger gelegt und mit einem Deckplättchen versehen, welches mittels Klebewachs am Objektträger befestigt wurde. Mit Hilfe des im Okular befindlichen Zählgitters wurde die Besiedelung quantitativ erfasst. Das Zählgitter besteht aus einem Quadrat, das seinerseits in 100 Kleinquadrate (10 auf 10) unterteilt ist.

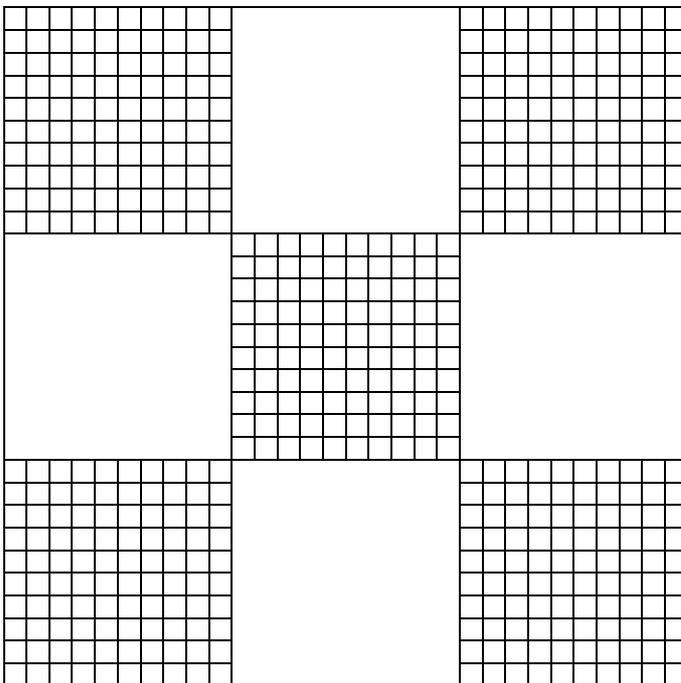


Abbildung 4: Zählfenster mit 5 Zählgittern

Jede Probe wurde wie folgt an 5 Stellen auf ihre Besiedelung der Keime untersucht:

Mit Hilfe des 10er Okulars wurde zunächst der Plättchenmittelpunkt bestimmt (100-fache Vergrößerung). Bei der Betrachtung durch das Zählgitter ergab sich somit ein, für weitere zu untersuchende Proben reproduzierbares Zählfeld 1. Zur weiteren Auszählung der Probe wurde diese so auf dem Mikroskoptischen verschoben, dass die vier Ecken des Zählfeldes 1 jeweils den Berührungspunkt zu den übrigen Zählfeldern 2 bis 5 ergaben. Die Auswertung jeder

einzelnen Probe erfolgte also über 500 Kleinquadrate. Gezählt wurde mit einem 40er Objektiv (mit Immersionsöl) und einem 10er Okular d.h. bei 400-facher Vergrößerung.

Befand sich in einem Kleinquadrat ein Mikroorganismus oder mehrere Mikroorganismen, wurde dies als besiedelt gewertet und mit einem Count gezählt. Mit jedem Kleinquadrat wurde so verfahren, so dass man am Ende der Auszählung eine dem Anteil an besiedelten Kleinquadraten entsprechende Anzahl von Counts hatte. Dieses Ergebnis entsprach gleichzeitig der prozentualen Besiedelung von Mikroorganismen auf den Proben (x von 100 gezählten Kleinquadraten = $X\%$). Da bei jenem Versuch lediglich die Belegung oder Nichtbelegung der Rasterquadrate gewertet wurde, führte man noch zusätzlich einen Intensitätsversuch durch, indem 20 der 100 Rasterquadrate vollständig durchgezählt wurden.

1.3.4.6 Einfluss von Speichel auf die Bakterienadhäsion

Die oben beschriebenen Standardbedingungen für die *in vitro* Versuche berücksichtigen die Konditionierung der Oberflächen durch Speichelkomponenten, wie sie in physiologischem Mundmilieu stattfindet, nicht. Um diese *in vivo* stattfindende Konditionierung zu simulieren, wurde daher noch ein weiterer Versuch hinzugezogen. Es wurde der Speichel 10 verschiedener Probanden durch Paraffinstimulation gewonnen. Dieser wurde zentrifugiert (15 min, Speed 3990, g-Zahl 2600) und abpipettiert. Die Lösung wurde mit einer sterilen Spritze (Becton Dickinson EPC B-9140 Tense) aufgezogen. An der Spitze der Spritze wurde der 0,2 μ Filter (Unit Millex GP) aufgeschraubt und die Lösung wurde steril filtriert. Nun führte man den obig erwähnten *in vitro* Test abermals durch, mit dem Unterschied einer vorherigen, 20-minütigen Beschickung der Plättchen mit dem steril filtrierten Probandenspeichel.

1.3.5 *In vivo* Versuche

1.3.5.1 Herstellung der Oberkieferträgerschiene

Für die *in vivo* Versuche wurden zunächst 10 Probanden rekrutiert und von diesen Alginateabdrücke des Oberkiefers genommen. Auf den ausgegossenen Blaugipsmodellen wurden Platzhalter in Form von 5 mm langen 0,5 mm im Durchmesser großen Drahtstücken mit Klebewachs befestigt. Platziert wurden diese mindestens 1 mm entfernt von der Schleimhaut am harten Gaumen jeweils in Höhe des 2. Prämolaren und des 1. Molaren paarweise und parallel zur Tuberverbindungsline in einem Abstand von 5 mm.

Die Platzhalter dienten einer Vermeidung von möglichen Schleimhautreizungen durch den direkten Kontakt. Des Weiteren ermöglichte der Abstand zur Schleimhaut eine Unterspülung der Plättchen mit ausreichend Speichel. Dann wurde die erste Plastodentschiene aus Polycarbonat (Erkodur, Erkodent 0,6 mm) mit Hilfe eines Tiefziehgerätes (Erkopress, Erkodent) angefertigt. Die Schiene schnitt man mit einer Schere so zurecht, dass nur noch der 1. Prämolar, der 1. Molar und ein mindestens 1mm von den Zahnhälsen entfernt liegender, 1cm breiter Saum gefasst war. Die erste Schiene wurde wieder auf das Modell gesetzt. Auf die Platzhalter wurden dann die vier unterschiedlichen Plättchen mit Knetmasse fixiert. Über diese Schiene fertigte man eine zweite Plastodentschiene aus Polycarbonat (Erkodur, Erkodent 1 mm) mit Hilfe eines Tiefziehgerätes (Erkopress, Erkodent) an. Mit einer Kreuzverzahnten Rotring-Fräse wurde die Schiene angepasst und störende Kanten wurden gebrochen. Diesmal wurde die gesamte Zahnreihe bis einschließlich des 1. Molaren sowie der mindestens 1mm von den Zahnhälsen entfernt liegende, 1cm breite Saum gefasst. Durch das Tiefziehen zwei aufeinanderliegender Schienen wurde die Friktionskraft und somit ein gesichertes Positionieren der Keramikplättchen gewährleistet.

Um eine Speichelumspülung der Plättchen zu gewährleisten, wurde nun die 0,6 mm starke Schiene jeweils auf Höhe der Plättchenposition mittels 6mm hohen sowie 6 mm breiten Perforationen gefenstert. Die kleinen Fenster (6mm*6mm) verhinderten das Exkorporieren der im Durchmesser 7mm großen Plättchen.

Die Schienen wurden im Ultraschallbad gesäubert, alkoholdesinfiziert und mit den Plättchen der vier verschiedenen Oberflächenmodalitäten versehen und den 10 Probanden in einer sauberen Aufbewahrungsbox übergeben.

2.2.5.1. Einweisung der Probanden

Die Probanden wurden angewiesen, die Schiene in die gewohnheitsmäßig geputzte Oberkieferzahnreihe einzusetzen und dort für die Verweildauer von 10 Stunden über Nacht zu belassen. Von störendem Alkohol-, Medikamenten- oder Drogenkonsum wurde abgeraten. Während der Studie wurden ebenso keine antibakteriellen Mundspüllösungen von den Probanden verwendet. Die Auswertung erfolgte sofort nach Entnahme der Schiene und in der selbigen Vorgehensweise wie die der *in vitro* Versuche.

2 Ergebnisse der Vorversuche

2.1 Überprüfung der Keramik

2.1.1 Eigenfluoreszenz der Keramik

Hinsichtlich der Eigenfluoreszenz der Proben bei Lichtanregung mit Blau- bzw. Grünfilter stellte sich heraus, dass die zur Untersuchung stehende Keramik keine Eigenfluoreszenz aufwies.

2.2 Färbemethode

2.2.1 Fluoreszenzauslösung FDA/EB

Eine durch die FDA/EB - Farblösung provozierte schwache Eigenfluoreszenz stellte sich bei Betrachtung unter dem Mikroskop mit Lichtanregung und Grün- bzw. Blaufilter heraus.

2.2.2 Einfluss von FDA/EB auf die Vitalität der Mikroorganismen

Vorversuche zeigten, dass nach dem Anfärben der Plaque mit der FDA/EB-Lösung eine Differenzierung der Mikroorganismen in lebend/tot sich als schwierig herausstellte:

- A) die Färbung bleichte während der Betrachtung unter dem Mikroskop sehr schnell aus.
- B) Erste Versuche zeigten bei den *in vivo* sowie *in vitro* Versuchen, dass Das Verhältnis von lebenden zu toten Mikroorganismen mit 90/10 zugunsten den toten Mikroorganismen ausfiel.

Aufgrund dieser Punkte entschied man sich für eine andere Färbemethode.

2.2.3 Neue Färbemethode mit dem LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel

2.2.3.1 Fluoreszenzauslösung LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel

Die durch die LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel provozierte Fluoreszenz stellte sich bei Betrachtung unter dem Mikroskop mit Lichtanregung und Grün- bzw. Blaufilter nur gering heraus.

2.2.3.2 Einfluss der LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel auf die Vitalität der Mikroorganismen

- A) die Färbung bleichte während der Betrachtung unter dem Mikroskop nicht aus wie bei der FDA/EB-Färbung
- B) Bei den *in vitro* und *in vivo* Versuchen zeigte sich ein Verhältnis von lebenden zu toten Mikroorganismen von 60/40 was man jedoch ebenso auf die Einfrieremethode der Bakterien oder die Anzüchtungsverfahren zurückführen könnte .

Aufgrund dieser Fakten entschied man sich für die nicht ausbleichende und keine Fluoreszenz provozierende Anfärbemethode, die LIVE/DEAD BacLight® Färbemittel. Auf eine Differenzierung zwischen lebenden und toten Zellen wurde verzichtet und lediglich die Gesamtbelegung (lebende und tote Mikroorganismen) bestimmt.

2.3 Versuch zur Überprüfung eventueller Unterschiede der Plaqueanlagerung auf Testplättchen gleichen Werkstoffes an verschiedenen Schienenpositionen

Um auszuschließen, dass die vier unterschiedlichen Schienenpositionen unterschiedliche Plaqueanlagerungstendenzen aufweisen, wurde die Schiene mit 4 Plättchen der Serie 1 beschickt und von demselben Probanden in drei unabhängigen Versuchsserien jeweils nachts über 10 Stunden zu den angewiesenen Voraussetzungen getragen.

Abbildung 5 zeigt die schematische Darstellung der Oberkiefer-Trägerschiene mit den einzelnen Trägerpositionen 1 bis 4.

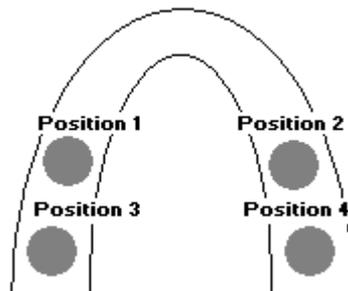


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Ok-Trägerschiene mit Plättchenpositionen 1-4. Ansicht von oben

Abbildung 6 zeigt die Anzahl aller fluoreszenzmikroskopisch erfassten Bakterien, die auf den Plättchen der untersuchten Serie 1 gefunden wurden, angegeben in Prozent. Exemplarisch wurden die Werte des ersten Tages genommen.

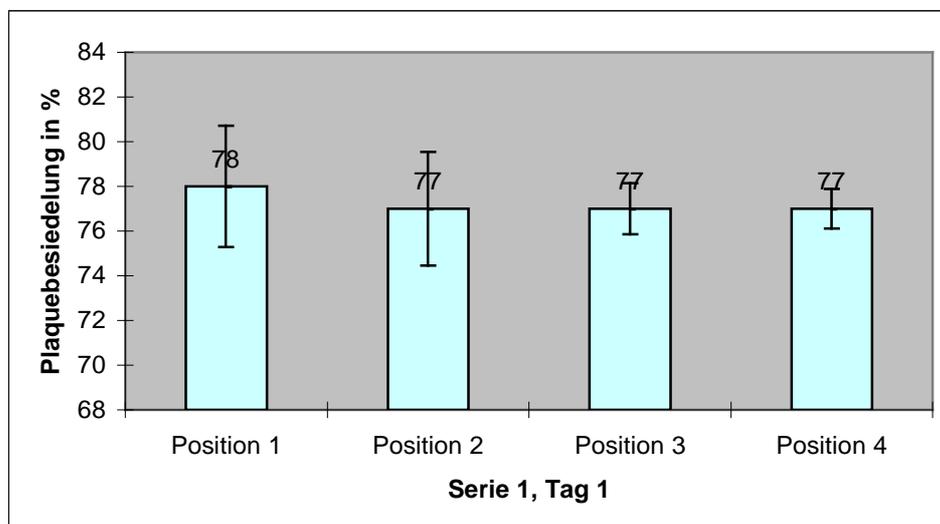


Abbildung 6: Diagramm Anzahl mikroskopisch erfasster Mikroorganismen mit Standardabweichung auf Keramikplättchen der Serie 1 in Relation zu deren Schienenposition, Tag 1 (Pro Schienenposition 5 Messungen)

Vorliegendes Diagramm zeigt die Mittelwerte der Plaquebesiedelung auf der Plättchenserie 1 des 1. Tragetages. Pro Plättchen wurden 5 Messungen genommen. Die Mittelwerte der Plaquebesiedelung liegen hier zwischen 77% bei Position 2 und 78,6% bei Position 1. Position 3 und 4 hingegen weisen mit einer Plaquebesiedelung von jeweils 77,4% die selbige Plaquequantität auf. Diese Verteilung belegt, dass durch die Positionslage weder anteriore noch posteriore Lage die Plaqueanlagerung beeinflusst, da Position 1 und 2 sich gegenüberliegen. Auf dem folgenden Diagramm sind die Mittelwerte der Messtage 1-3 dargestellt. Pro Position wurden 15 Messwerte verwendet.

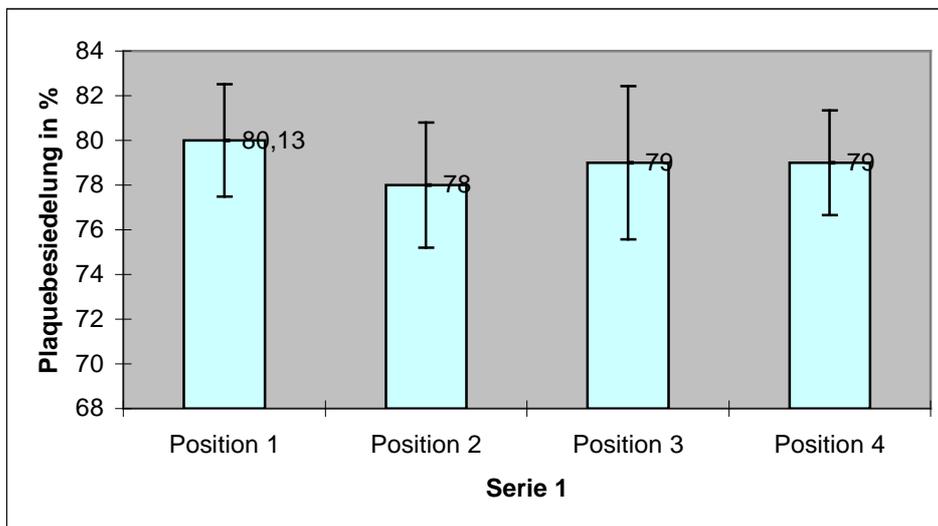


Abbildung 7: Diagramm Plaquebesiedelung der Tage 1-3 jeweils auf Serie 1. Pro Position der Mittelwert von 15 Messwerten mit Standardabweichung.

Die Mittelwerte lagen hier zwischen 80% auf Position 1 und 78% auf Plättchenposition 2. Wiederliegen sich der höchste und niedrigste Wert gegenüber. Um hier auch eine Aussage bezüglich der Signifikanz machen zu können, bedienen wir uns des Student - Testes.

In der Annahme, dass der Unterschied zwischen der Plaqueanlagerung auf den 4 unterschiedlichen Positionen 0 sei, werden folgende Positionsdaten verglichen;

Position 1 und Position 2

Position 1 und Position 3

Position 1 und Position 4

Position 2 und Position 3

Position 2 und Position 4

Position 3 und Position 4

Wir gehen hier von der 0 Hypothese aus, die besagt, dass sich die Ergebnisse nicht unterscheiden und die Plaqueanlagerungstendenz auf allen 4 Positionen gleich ist.

Die folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse des Testes.

Vergleich der Serien	P(T<=t) zweiseitig	Signifikanz
Position 1- Position 2	0,18	Nein
Position 1- Position 3	0,63	Nein
Position 1- Position 4	0,30	Nein
Position 2- Position 3	0,49	Nein
Position 2- Position 4	0,68	Nein
Position 3- Position 4	0,71	Nein

Tabelle 1: Zweiseitige P- Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. Positionen 1-4 im gegenseitigen Vergleich.

Da alle P-Werte über dem vorgegebenen Wert von 0,05 (95% Wahrscheinlichkeit) liegen, ist die 0-Hypothese bestätigt. Mit einer durchschnittlichen Plaqueanlagerung auf Position 1 und 2, also der anterioren Positionen, von 79,47% und einer durchschnittlichen Plaqueanlagerung auf Position 3 und 4 von 79,4% ist kein signifikanter Unterschied zwischen den Plättchenpositionen zu erkennen. Es konnte demnach keine Position innerhalb der Scheine festgestellt werden, auf der die Plaqueanlagerung signifikant verstärkt nachgewiesen werden konnte. Somit ist ein gleichmäßiger Speichelfluss und ebenso eine gleichmäßige und einheitliche Plaqueanlagerung auf den Plättchen gewährleistet.

2.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der Vorversuche

1. Bei den verwendeten Proben stellte sich keine Eigenfluoreszenz heraus, die den Auszählungsvorgang beeinflussen hätte können.
2. Die FDA/EB Färbung löste Fluoreszenz aus
3. Die FDA/EB Färbung erwies sich als zu schnell ausbleichend und für die Lebend-/Totbestimmung nicht geeignet
4. Das LIVE/DEAD BacLight ® Färbemittel bleichte nicht, wie die FDA/EB Lösung aus
5. Mit dem LIVE/DEAD BacLight ® Färbemittel wurde lediglich die Gesamtbelegung bestimmt
6. Es konnten keine signifikanten Schwankungen bezüglich der Plaqueanlagerung innerhalb der Schienenpositionen festgestellt werden.

3 Ergebnisse der Hauptversuche

3.1 Rauigkeitsmessungen der verwendeten Trägermaterialien vor Korrosion

Es wurden alle Serien jeweils vor und nach Korrosionstest im Rauigkeitsmessungsgerät (Perthometer) untersucht. Für die Versuche wurden jeweils 3 Plättchen jeder Serie in 3 Bahnen à 2 mm Länge auf 0,5 µm Abstand voneinander mit einer Diamantastnadel von 5µ abgetastet. Die folgende Tabelle veranschaulicht die durchschnittlichen Werte der Mittenrauwerte R_a , R_z , R_{max} sowie R_t jeweils vor Korrosion.

<i>Oberflächenparameter vor Korrosion</i>	R_a (µm)	R_{max} (µm)	R_z (µm)	R_t (µm)
Mittelwert Serie 1	0,62	4,16	2,25	4,21
STABW Serie 1	0,31	2,16	1,12	2,13
Mittelwert Serie 2	0,05	0,65	0,45	0,66
STABW Serie 2	0,02	0,26	0,15	0,25
Mittelwert Serie 3	0,27	2,15	1,20	2,22
STABW Serie 3	0,09	1,24	0,63	1,20
Mittelwert Serie 4	0,05	0,47	0,40	0,50
STABW Serie 4	0,03	0,23	0,21	0,26

Tabelle 2: Oberflächenrauigkeitsuntersuchung (Perthometer S6 P) Korrosion an drei Exemplaren jeder Serie (à 3 Bahnen) mit Standardabweichungen und Mittelwerten in µm.

Die Höchstwerte der Perthometeruntersuchungen liegen, wie die Tabelle zeigt, jeweils bei Plättchenserie 1, die Tiefstwerte bei Plättchenserie 4 und 2. Die Daten der folgenden Grafik stellen die durchschnittlichen Mittenrauwerte R_a und die jeweiligen Standardabweichungen von 9 Messungen pro Serie dar.

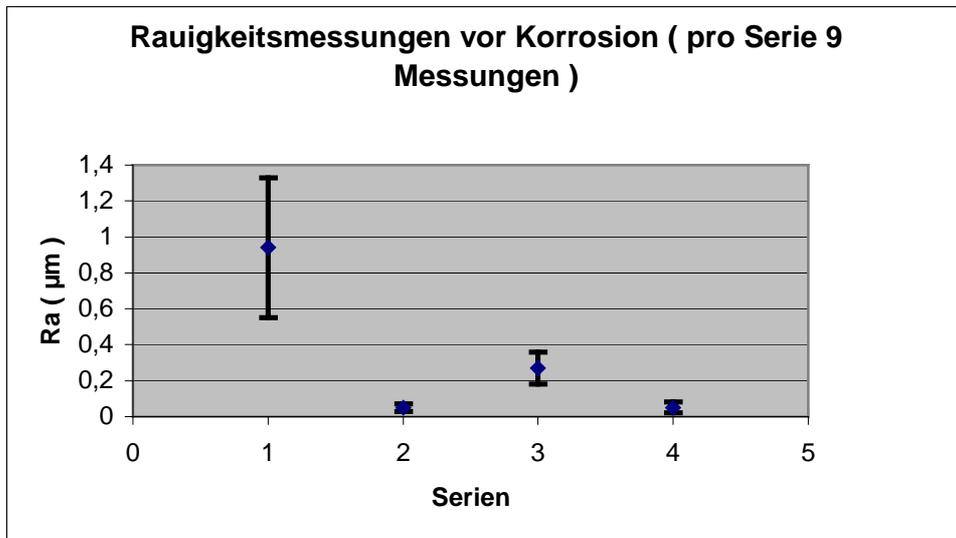


Abbildung 8: Diagramm Mittenrauwerte R_a (μm) von 9 Messungen pro Serie vor Korrosionsversuchen mit Standardabweichung

Im vorliegenden Diagramm sind die durchschnittlichen Mittenrauwerte der 4 unterschiedlichen Plättchenserien nochmals visuell dokumentiert. Mit einem durchschnittlichen Mittenrauwert R_a von $0,62 \pm 0,31 \mu\text{m}$ liegt Plättchenserie 1 weit vor Serie 3 mit $0,27 \pm 0,09 \mu\text{m}$. Der Mittenrauwert der Serie 1 bedeutet einen um den Faktor 12,4 höheren Mittenrauwert R_a als der Wert der Serie 4 und 2. Auf dem vorliegenden Diagramm wird vor allem der identische Wert $0,05 \pm 0,03 \mu\text{m}$ der Serie 4 und Serie 2 bei $0,05 \pm 0,02 \mu\text{m}$ deutlich visualisiert.

Die Standardabweichungen, die bei sämtlichen Mittenrauwerten unter 2,16 liegen, belegen, dass das Streuungsmaß keine extremen Werte (oder Ausreißer) aufweist. Betrachtet man obiges Diagramm, stellt man fest, dass beispielsweise die Spanne der Standardabweichungen der Serie 1 sich mit den Werten keiner anderen Serie schneidet. Ebenfalls schneiden sich die Werte der Standardabweichungen der Serie 3 mit keinem Wert der anderen Serien. Lediglich die Standardabweichungen der Serie 2 und 4 weisen einen gemeinsamen Schnittbereich auf. Ausgehend von der Nullhypothese, die besagt, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den gemessenen Oberflächen besteht, wurde der Student Test durchgeführt.

Verglichen wurden in diesem Test folgende Serien;

- Serie 1 und Serie 2,
- Serie 1 und Serie 3,
- Serie 1 und Serie 4,
- Serie 2 und Serie 3,
- Serie 2 und Serie 4,
- Serie 4 und Serie 3.

Die Ergebnisse dieses Testes werden im Folgenden aufgeführt.

Vergleich der Serien	$P(T \leq t)$ zweiseitig	Signifikanz
Serie 1 und Serie 2	$\leq 0,001$	ja
Serie 1 und Serie 3	0,01	ja
Serie 1 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja
Serie 2 und Serie 3	$\leq 0,001$	ja
Serie 2 und Serie 4	0,76	nein
Serie 3 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja

Tabelle 3: Zweiseitige P- Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. R_a - Werte (9 pro Serie) der Serien 1-4 vor Korrosion im gegenseitigen Vergleich.

Diese t - Testberechnung geht von einem Ziel - P - Wert von 0,05 aus. Diese Definition bedeutet, dass bei einem P - Wert $\leq 0,05$ die beiden Testreihen (in diesem Fall zu 95%-iger Wahrscheinlichkeit) nicht identisch sind. Wie aus der Tabelle ersichtlich, ergeben die Vergleiche der

- Serie 1 und Serie 2,
- Serie 1 und Serie 3,
- Serie 1 und Serie 4,
- Serie 2 und Serie 3, und
- Serie 4 und Serie 3

P-Werte, die kleiner als 0,05 sind und somit nicht identisch sind.

Die Nullhypothese ist für diese Serienvergleiche wiederlegt, es besteht also ein signifikanter Unterschied zwischen diesen Oberflächen.

Lediglich der P- Wert des Vergleichs der

- Serie 2 und Serie 4

liegt über 0,05. Dies bedeutet, dass lediglich eine 24%-ige Wahrscheinlichkeit besteht, dass die beiden Testreihen unterschiedlich sind. Damit wäre die Nullhypothese für diesen Vergleich verifiziert, es besteht demnach kein signifikanter Unterschied zwischen den Oberflächen der Serie 2 und Serie 4. Die gemeinsame Schnittmenge der Standardabweichungen von Serie 2 und Serie 4 war bereits ein Anhaltspunkt. Mit dem Student -Test jedoch gilt;

R_a Serie 2 entspricht R_a Serie 4.

Die Bearbeitungsweise der Serie 2 erzielt demnach eine der Serie 4 entsprechende Rauigkeit.

3.2 Ergebnisse der Korrosionsversuche

Für die Korrosionstests wählte man pro Plättchenserie 10 Exemplare aus und unterzog jede der 4 Serien einer 4%-igen Essigsäureeinwirkung in 10 Zyklen. Um einen Massenverlust der Plättchen zu quantifizieren, wurden die Plättchen zu Beginn der Korrosionsversuche sowie nach jedem der 10 Zyklen gewogen. Im Folgenden sind die Messergebnisse tabellarisch aufgeführt.

(g)	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4
Ausgangsgewicht	1,4116	1,2854	1,3574	1,281
Gewicht nach 1. Zyklus	1,4116	1,2848	1,3574	1,2806
Gewicht nach 2. Zyklus	1,4116	1,2848	1,3574	1,2806
Gewicht nach 3. Zyklus	1,4116	1,2848	1,3573	1,2805
Gewicht nach 4. Zyklus	1,4115	1,2848	1,3573	1,2805
Gewicht nach 5. Zyklus	1,4114	1,2848	1,3573	1,2805
Gewicht nach 6. Zyklus	1,4111	1,2846	1,3573	1,2805
Gewicht nach 7. Zyklus	1,411	1,2846	1,3572	1,2805
Gewicht nach 8. Zyklus	1,4109	1,2846	1,3572	1,2804
Gewicht nach 9. Zyklus	1,4109	1,2846	1,3572	1,2804
Gewicht nach 10. Zyklus	1,4108	1,2846	1,3572	1,2802

Tabelle 4: Gewicht (g) von 10 Plättchen jeder Serie, abgewogen nach jedem der 10 Essigsäurezyklen

In der folgenden Tabelle ist der Gewichtsverlust zwischen den einzelnen Zyklen in μg umgerechnet dargestellt.

(μg)	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4
Gewichtsverlust nach 1. Zyklus	0	600	0	400
Gewichtsverlust nach 2. Zyklus	0	0	0	0
Gewichtsverlust nach 3. Zyklus	0	0	100	100
Gewichtsverlust nach 4. Zyklus	100	0	0	0
Gewichtsverlust nach 5. Zyklus	100	0	0	0
Gewichtsverlust nach 6. Zyklus	300	200	0	0
Gewichtsverlust nach 7. Zyklus	100	0	100	0
Gewichtsverlust nach 8. Zyklus	100	0	0	100
Gewichtsverlust nach 9. Zyklus	0	0	0	0
Gewichtsverlust nach 10. Zyklus	100	0	0	200
Gewichtsverlust insgesamt	800	800	200	800

Tabelle 5: Gewichtsverlust zwischen den 10 Zyklen und insgesamt Gewichtsverlust nach dem 10. Zyklus (μg)

Wie aus der Tabelle zu entnehmen, ist der Gewichtsverlust der Serien 1, 2, und 4 mit 800 μg am höchsten. Als Serie mit dem geringsten Verlust und damit der höchsten Widerstandsfähigkeit erweist sich die Serie 3 mit nur 200 μg Gewichtsverlust. Um die Qualität der Löslichkeit zu untersuchen, brachte man den gewogenen Massenverlust in Relation mit der Oberfläche vor Korrosion. 10 Plättchen jeder Serie wurden zu diesem Zweck vermessen, jedes Plättchen wurde jeweils an drei Stellen bezüglich Höhe sowie Durchmesser untersucht. Aus diesen Werten wurden Mittelwerte gewonnen. Aus diesen Mittelwerten wiederum wurde die Oberfläche eines Plättchens errechnet. Die 10 Oberflächenwerte einer Serie wurden addiert. Durch folgende Formel;

Gewichtsverlust nach jedem Zyklus $\cdot 10$ Plättchen einer Serie / Fläche $\cdot 10$ Plättchen einer Serie

entstehen pro Serie 10 Massenverlustquotienten, die in folgendem Diagramm als serielle Kurven dargestellt sind.

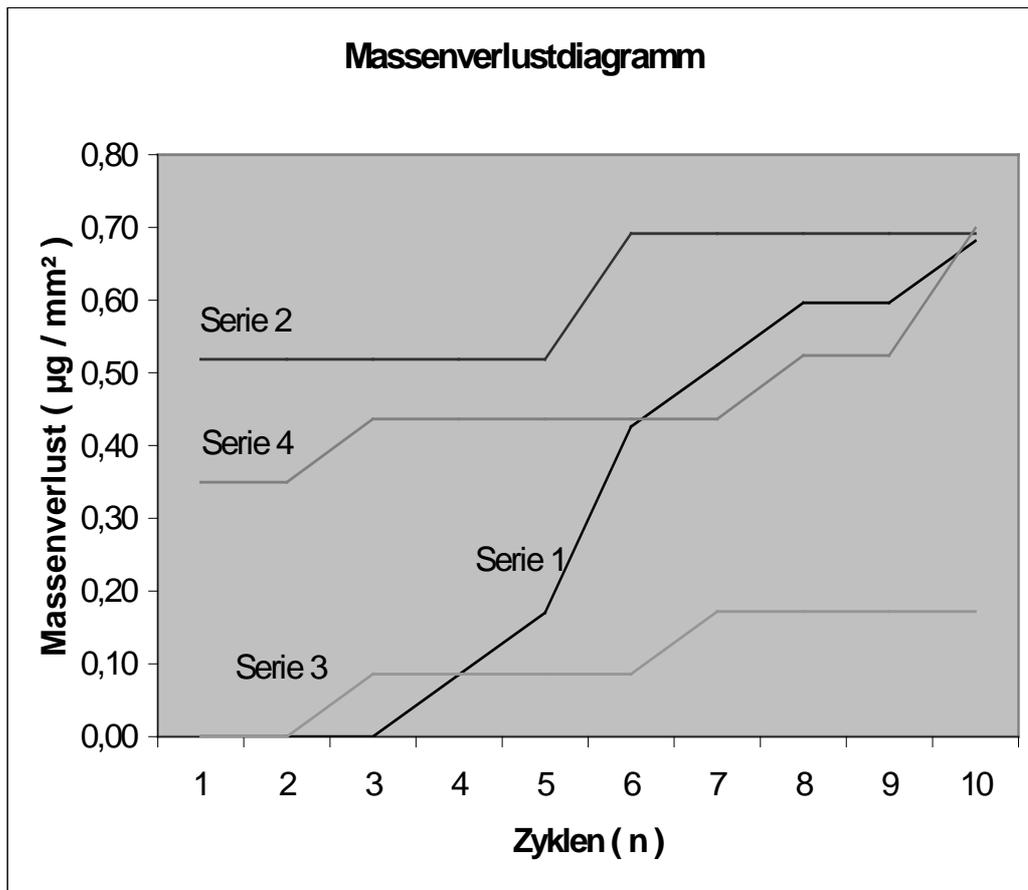


Abbildung 9: Massenverlustquotient ($\mu\text{g} / \text{mm}^2$) Gewichtsverlust von 10 Plättchen / Oberfläche von 10 Plättchen

An der Abbildung lässt sich ablesen, dass der Massenverlust nach dem 10. Zyklus bei Serie 1, 2 und 4 am höchsten ist, der der Serie 3 am niedersten. Des weiteren lässt sich hier nicht nur eine serielle Unterscheidung, sondern auch eine Unterscheidung bezüglich der Gewichtsabnahme während der einzelnen Zyklen feststellen.

So ist bei Serie 1 am Anfang kein Gewichtsverlust sichtbar. Auf die ersten Zyklen reagiert diese Serie noch nicht, sie zeigt sich auf den Säureangriff noch resistent. Erst ab dem 4. Zyklus steigt der Gewichtsverlust als steilste Kurve an. Während der Gewichtsverlust der Serie 1 um $0,68 \mu\text{g} / \text{mm}^2$ steil ansteigt, steigt dieser bei Serie 3, die insgesamt den geringsten Verlust aufweist, vom 3. Zyklus bis 10. Zyklus um $0,17 \mu\text{g} / \text{mm}^2$ eher flach an. Serie 2 und 4 hingegen werden ab dem 1. Zyklus von der Säure angegriffen, was sich am ersten hohen

Gewichtsverlust von 0,52 $\mu\text{g} / \text{mm}^2$ bei Serie 2 und 0,35 $\mu\text{g} / \text{mm}^2$ bei Serie 4 zeigt. Im Laufe der folgenden Zyklen verliert Serie 2 nur noch 0,17 $\mu\text{g} / \text{mm}^2$, Serie 4 noch 0,35 $\mu\text{g} / \text{mm}^2$.

Allgemein lässt sich feststellen, was auch anhand der vorangegangenen Tabelle abzulesen ist, dass Serie 3 mit 200 μg insgesamt den geringsten Gewichtsverlust und die geringste Steigung in der Massenverlustkurve aufweist.

Im folgenden die Auswertung des Student-Tests.

<i>Vergleich der Serien</i>	<i>$P(T \leq t)$ zweiseitig</i>	<i>Signifikanz</i>
Serie 1 und Serie 2	0,008	Ja
Serie 1 und Serie 3	0,05	Ja
Serie 1 und Serie 4	0,13	Nein
Serie 2 und Serie 3	$\leq 0,001$	Ja
Serie 2 und Serie 4	0,004	Ja
Serie 3 und Serie 4	$\leq 0,001$	Ja

Tabelle 6: Zweiseitige P-Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. Massenverlust während 10 Zyklen (10 Werte) der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.

Bis auf den Serienvergleich der Serie 1 und 4 kann die Nullhypothese bei allen Serienvergleichen wiederlegt werden. Nun betrachten wir zu Abbildung 9 die Zahlen des Massenverlustquotienten nach dem 10. Zyklus und die Errechnung dessen.

	<i>Gewichtsverlust nach 10 Zyklen (μg)</i>	<i>Oberfläche von 10 Plättchen der Serie (mm^2)</i>	<i>Massenverlustquotient ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)</i>
Serie 1	800	1174,22	0,68
Serie 2	800	1156,55	0,69
Serie 3	200	1162,60	0,17
Serie 4	800	1144,63	0,69

Tabelle 7: Massenverlustquotient (Gewichtsverlust μg /Oberfläche von 10 Plättchen mm^2)

Der internationale Standard ISO 6872 (Jahr 1995) gibt vor, dass der Massenverlustquotient unter einem Wert von $100 \mu\text{g} / \text{cm}^2$ ($1 \mu\text{g}/\text{mm}^2$) für eine Keramik der Klassen 1/ 2-8, zu der auch GC Initial Ti Verblendkeramik zählt, sein muss. Dieser Test wurde unter der Prämisse durchgeführt, dass der Test nach ISO 6872, der für 16 mm Durchmesser * 1,6mm große Prüfkörpern gilt, auch auf Prüfkörper anderer Größe (unter Punkt 1.2.3) anwendbar ist.

Da die Oberfläche eine feste Größe darstellt, und uns der max. erlaubte Massenverlustquotient nun bekannt ist, lässt sich durch Multiplikation der max. erlaubte Gewichtsverlust errechnen.

In folgender Tabelle ist dies dargestellt.

	Oberfläche von 10 Plättchen der Serie (mm^2)	max. erlaubter Massenverlustquotient ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)	max. erlaubter Gewichtsverlust (μg)	Ge-
Serie 1	1174,22	1	1174,22	
Serie 2	1156,55	1	1156,55	
Serie 3	1162,60	1	1162,60	
Serie 4	1144,63	1	1144,63	

Tabelle 8 : max. erlaubter Gewichtsverlust (μg)

Diese Keramik entspricht somit (unter obigem Vorbehalt) den Vorgaben des internationalen Standards ISO 6872 (Jahr 1995). Das vorgegebene Löslichkeitslimit von $<100\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ist für alle 4 Serien unterschritten. Keramiken, die diesen Test bestanden haben, sind in oralem Milieu sehr stabil und verlieren durch die Auflösung des Speichels nur sehr kleine Mengen.

3.3 Rauigkeitsmessungen nach Korrosionsversuchen

Die folgende Tabelle veranschaulicht die durchschnittlichen Werte der Mittenrauwerte R_a , R_z , R_{max} sowie R_t jeweils nach Korrosion, gemessen an jeweils 3 Plättchen jeder Serie.

<i>Oberflächenrauigkeitsparameter nach Korrosion</i>	R_a (μm)	R_{max} (μm)	R_z (μm)	R_t (μm)
MW Serie 1	0,94	6,32	4,16	6,95
Stabw. Serie 1	0,39	3,22	1,78	3,31
MW Serie 2	0,08	1,24	0,77	1,29
Stabw. Serie 2	0,06	0,94	0,58	0,98
MW Serie 3	0,41	3,49	2,00	3,73
Stabw. Serie 3	0,15	2,48	0,89	2,73
MW Serie 4	0,17	2,54	1,24	2,57
Stabw Serie 4	0,10	2,62	0,67	2,61

Tabelle 9: Rauigkeitsmessungen (Perthometer S6 P, Perthen / Mahr) nach Korrosion Mittelwerte aus jeweils 3 Plättchen pro Serie (3 Messungen pro Plättchen) alle Werte in μm

Wie die Tabelle zeigt, liegen die Höchstwerte der Rauigkeitsuntersuchungen jeweils bei Plättchenserie 1, die Tiefstwerte bei Plättchenserie 2. So liegt der R_a -Wert beispielsweise der Serie 1 bei $0,94 \pm 0,39 \mu\text{m}$, der Serie 3 bei $0,41 \pm 0,15 \mu\text{m}$, der Serie 4 bei $0,17 \pm 0,10 \mu\text{m}$ und wie bereits erwähnt, der glattesten Serie 2 bei $0,08 \pm 0,06 \mu\text{m}$. Um auch hier wie bei den Rauigkeitsuntersuchungen vor Korrosion eine statistische Aussage machen zu können, wurde der Student-Test durchgeführt.

Ausgegangen wird wieder von der Nullhypothese, die besagt, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den gemessenen Oberflächenrauigkeiten besteht. Die Ergebnisse dieses Testes werden im Folgenden aufgeführt.

Vergleich der Serien	$P(T \leq t)$ zweiseitig	Signifikanz
Serie 1 und Serie 2	$\leq 0,001$	ja
Serie 1 und Serie 3	0,003	ja
Serie 1 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja
Serie 2 und Serie 3	$\leq 0,001$	ja
Serie 2 und Serie 4	0,03	ja
Serie 3 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja

Tabelle 10: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. R_a - Werte der Serien 1-4 nach Korrosion im gegenseitigen Vergleich.

Die Nullhypothese ist für alle Serienvergleiche wiederlegt, es besteht also ein auf dem 5% Niveau signifikanter Unterschied zwischen den Oberflächen. Die Bearbeitungsweisen der Serien erzielen signifikant unterschiedliche Ergebnisse bezüglich der Rauigkeit und weisen auch nach Säureexposition unterschiedliche Oberflächenrauigkeiten auf. Im obigen Abschnitt wurden die Rauigkeitsunterschiede zwischen den einzelnen Serien nach Korrosion betrachtet. Fokussieren wir nun die Rauigkeitsunterschiede zwischen dem Zustand vor und nach Korrosion jeweils innerhalb einer einzelnen Serie.

Die R_a -Werte hierzu nochmals tabellarisch aufgeführt.

		Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4
Vor Korrosion	MW R_a	0,62	0,05	0,27	0,05
	Stabw. R_a	0,31	0,02	0,09	0,03
Nach Korrosion	MW R_a	0,94	0,08	0,41	0,17
	Stabw. R_a	0,39	0,06	0,15	0,10

Tabelle 11: Vergleich Mittenrauwert R_a vor und nach Korrosion

Zur Veranschaulichung bedienen wir uns einer weiteren Grafik.

Das folgende Diagramm vergleicht die Messreihen sowohl vor als auch nach Korrosion.

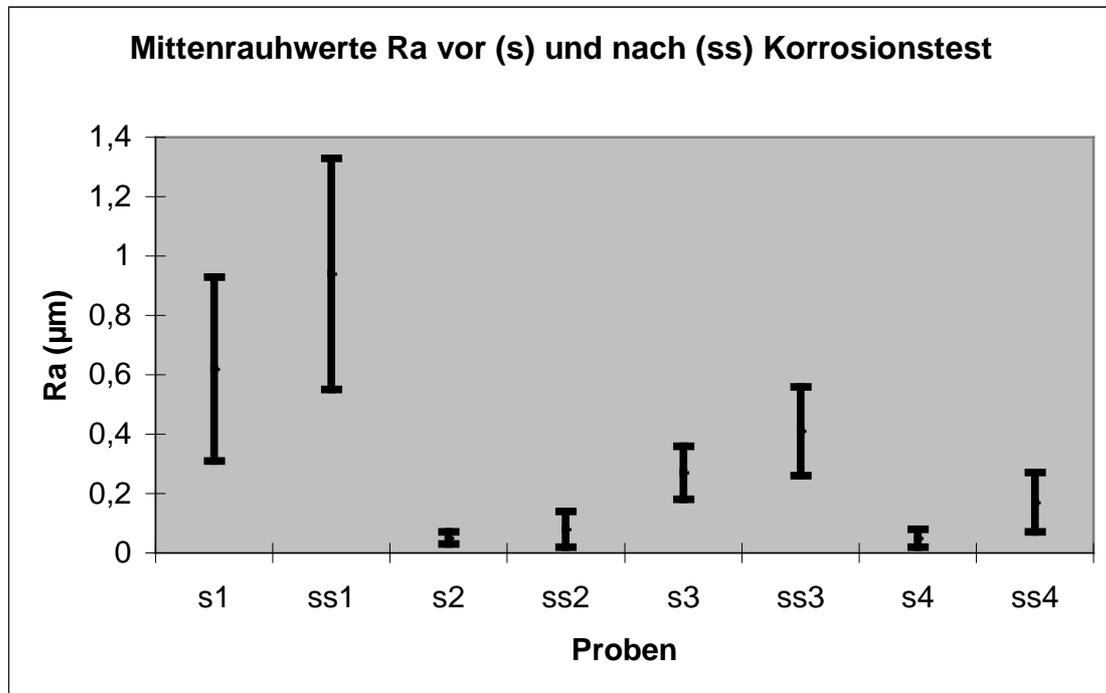


Abbildung 10: Darstellung der im Perthometer erfassten Mittelwerte R_a mit Standardabweichungen der Plättchenserien 1-4 vor (s) und nach (ss) Korrosion (jeweils 3 Plättchen, 9 Messungen pro Serie)

Allgemein lässt sich sagen, dass alle Proben nach Korrosion rauer sind, als zuvor. So hat Serie 1 beispielsweise nach Korrosion einen um den Faktor 1,52 höheren Mittenrauwerte als vor Korrosion, der Faktor bei Serie 2 beträgt 1,6; bei Serie 3 beträgt er 1,52 und Serie 4 ist nach Korrosion um den Faktor 3,4 rauer.

Gemeinsam ist ebenso den Rauigkeitsuntersuchungen vor als auch nach Korrosion die Reihenfolge der Serien. So erweist sich vor als auch nach Korrosion Serie 1 als die raueste, Serie 3 folgend, Serie 4 und schließlich Serie 2. Interessant ist hier nun, ob die Zustände vor Korrosion sich von den Zuständen nach Korrosion signifikant unterscheiden.

Hierzu bedienen wir uns, wie im vorangegangenen Teil, einer Untersuchung mittels Student – Test. Im Folgenden werden die Ergebnisse des Student – Tests tabellarisch aufgeführt.

Vergleich der Serien	$P(T \leq t)$ zweiseitig	Signifikanz
Serie 1 vor Korrosion und Serie 1 nach Korrosion	0,08032446	nein
Serie 2 vor Korrosion und Serie 2 nach Korrosion	0,26365359	nein
Serie 3 vor Korrosion und Serie 3 nach Korrosion	0,03730518	ja
Serie 4 vor Korrosion und Serie 4 nach Korrosion	0,00929849	ja

Tabelle 12: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Werte von gegenseitigen Vergleich.

Es liegt also kein signifikanter Unterschied zwischen dem nicht korrodierten und korrodierten Zustand der Serie 1 als auch der Serie 2 vor. Für Serie 3 und 4 allerdings kann die Nullhypothese wiederlegt werden. Serie 3 liegt mit einem P - Wert von 0,04 noch unter dem Wert von 0,05. Der P - Wert der Serie 4 liegt mit 0,009 ebenfalls darunter. Der Unterschied zwischen s_3 und ss_3 sowie s_4 und ss_4 ist statistisch gesichert.

Konstatiert werden kann;

R_a vor Korrosion (s_3) \neq R_a nach Korrosion (ss_3)

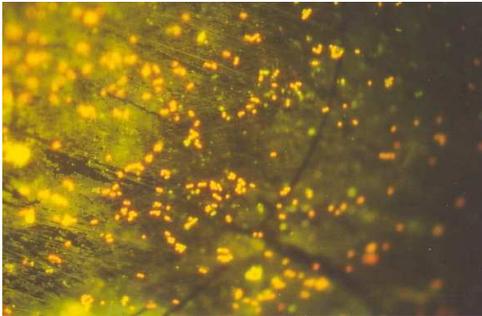
R_a vor Korrosion (s_4) \neq R_a nach Korrosion (ss_4)

3.4 Ergebnisse *in vitro* Versuche mit Bakterienkultur

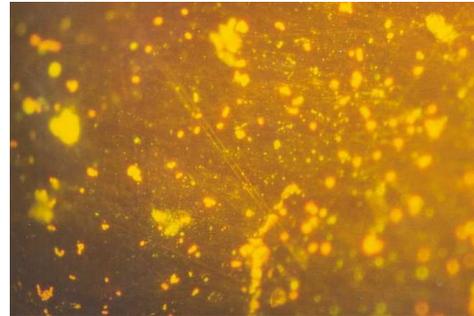
3.4.1 *In vitro* Versuch mit Bakterienkultur

Der Versuch wurde insgesamt 7 Mal mit jeweils 2 Plättchen jeder Serie durchgeführt. Bereits vor der Auszählung ließen die Plättchen mit der angefärbten Bakterienmasse visuell eine qualitative Unterscheidung zu. Um dies zu verdeut-

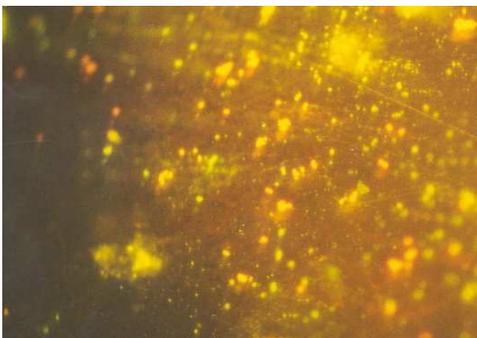
lichen hier im Folgenden die unter dem Fluoreszenzmikroskop aufgenommenen Oberflächen.



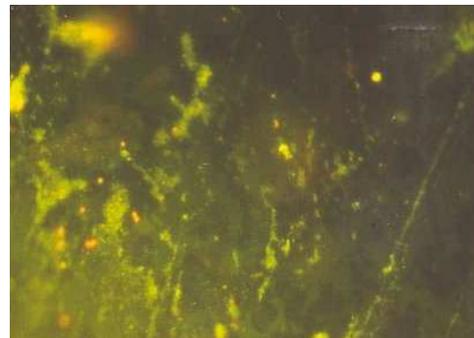
Serie s1



Serie s3



Serie s2



Serie s4

Abbildung 11: Plättchen der Serie 1-4 nach Beschickung mit s.sanguis Bakteriensuspension (25 min) und Anfärbung unter dem Fluoreszenzmikroskop

Hier lässt sich bereits feststellen, dass Serie 1 die höchste Plaqueanlage-
rungstendenz aufweist, Serie 2 und 3 in der Mitte liegen und Serie 4 die ge-
ringste Besiedelung zeigt. Nach der visuellen Überprüfung erfolgte die Auszäh-
lung der Bakterien. Die nächste Grafik stellt einen repräsentativen Versuch mit
jeweils 10 Messwerten pro Serie dar.

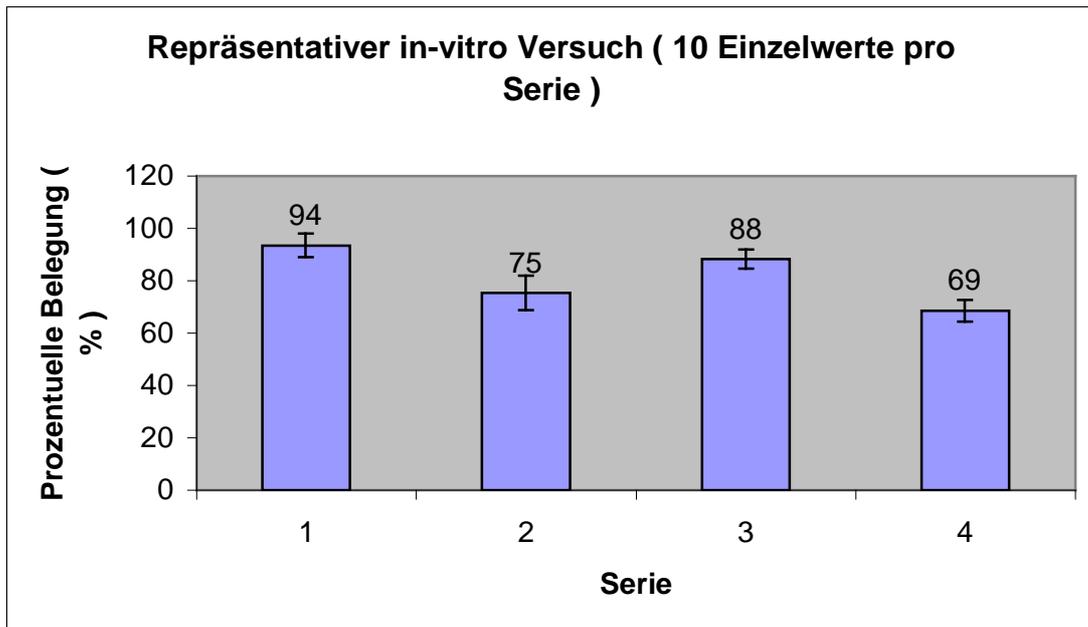


Abbildung 12: Exemplarischer *in vitro* Versuch mit Mittelwerten und Standardabweichungen aller 4 Serien (pro Plättchen Auswertung von jeweils 5 Rasterfeldern mit $10 \times 10 = 100$ Kleinquadraten, je 2 Plättchen pro Oberfläche = 10 Messwerte pro Serie)

Wie bereits durch die Rauigkeitsuntersuchungen belegt, kumuliert Serie 1 mit dem höchsten R_a – Wert ebenso die höchste Plaquemenge mit $94 \pm 4,45\%$. Gefolgt wird Serie 1 von Serie 3 mit $88 \pm 3,65 \%$, Serie 2 mit $75 \pm 6,64 \%$ und schließlich der Serie 4 mit $69 \pm 4,06\%$ mit der geringsten Plaqueanlagerungstendenz. Dieser Versuch ist lediglich ein exemplarischer Ausschnitt aus der Menge von 7 dieser Versuche.

Jedes Plättchen wurde an 5 unterschiedlichen Stellen untersucht. Da pro Versuch insgesamt 2 Plättchen pro Serie vermessen wurden, ergibt sich eine Anzahl von 10 Messpunkten pro Serie. Insgesamt ergeben sich dadurch in allen Versuchen 70 Einzelwerte pro Serie. Die Ergebnisse mit Standardabweichungen zu allen Versuchen sind in folgender Tabelle abzulesen.

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4
MW	90	73	78	56
STABW	11,37	12,09	11,63	18,62

Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Plaqueanlagerung auf 4 Serien in Prozent bezüglich Gesamtoberfläche eines Plättchens (Anteil der belegten Kleinquadrate von jeweils 100)

Mit $90 \pm 11,73\%$ und damit der höchsten Plaqueanlagerung führt Serie 1. Serie 3, mit $78 \pm 11,63\%$ und Serie 2, mit $73 \pm 12,09\%$ liegen mit einer geringfügigen Diskrepanz von 4,88% nah beieinander. Serie 4 liegt mit einer durchschnittlichen Plaqueanlagerung von $56 \pm 18,62\%$ am niedrigsten. Im folgenden Diagramm wird dies noch einmal visualisiert.

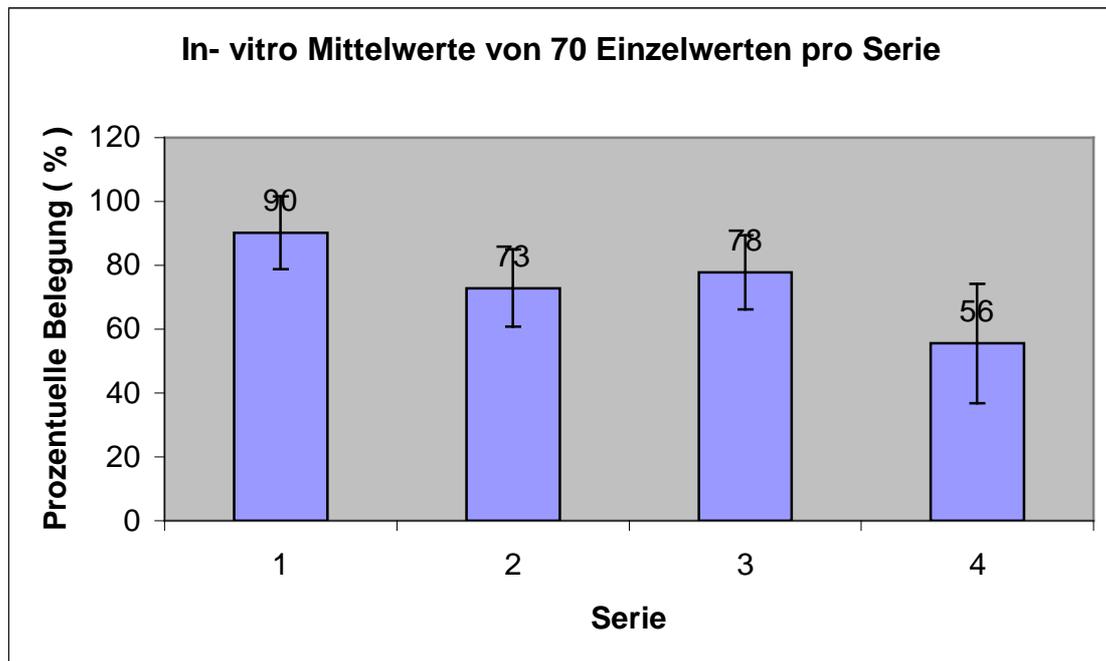


Abbildung 13: Mittelwerte (von je 70 Werten pro Serie) der Plaqueanlagerung auf 4 Serien in Prozent bezüglich Gesamtoberfläche eines Plättchens

Die Ergebnisse des T-Testes werden im Folgenden aufgeführt.

Vergleich der Serien	$P(T \leq t)$ zweiseitig	Signifikanz
Serie 1 und Serie 2	$\leq 0,001$	Ja
Serie 1 und Serie 3	$\leq 0,001$	Ja
Serie 1 und Serie 4	$\leq 0,001$	Ja
Serie 2 und Serie 3	0,02	Ja
Serie 2 und Serie 4	$\leq 0,001$	Ja
Serie 3 und Serie 4	$\leq 0,001$	Ja

Tabelle 14: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Werte von 7 Versuchen à 10 Plaqueauszählungen der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.

Wie aus der Tabelle ersichtlich, ergeben die Vergleiche aller Serien einen P-Wert $\leq 0,05$. Die Nullhypothese ist für diese Serienvergleiche wiederlegt, es besteht also ein signifikanter Unterschied zwischen diesen Oberflächen. Aus der Tabelle geht hervor, dass sich alle Serien signifikant unterscheiden bezüglich der Plaqueadhärenz *in vitro*.

Die Bearbeitungsweisen der Serien bewirken demnach eine unterschiedlich starke Anheftungstendenz von Bakterien *in vitro*.

3.4.2 *In vitro* Versuch mit Bakterienkultur von *S. sanguis* unter Berücksichtigung der Vorkonditionierung durch Speichel

Nach Beschicken der Testplättchen mit der Speichelsuspension wurde der *in vitro* Test gemäß Punkt **1.2.4.1 - 1.2.4.5** durchgeführt. Der Effekt war eine überschießende Bakterienadhäsion auf allen vier Oberflächenzuständen der Keramik. Eine Belegung von 100% auf allen vier bearbeiteten Oberflächen war zu konstatieren. War bisher in vorangegangenen *in vitro* Versuchen lediglich auf Serie 1 die höchste durchschnittliche Bakterienadhäsion von 90,21% festzu-

stellen, so war nun die Dichte der Bakterien derart hoch, dass keine Unterscheidung mehr zwischen den 4 einzelnen Oberflächen auszumachen war.

Die Proteine des Speichels spielen demnach eine erhebliche Rolle bezüglich der Intensität der Adhäsion von *s. sanguis*.

3.5 Ergebnisse der *in vivo* Versuche

Es wurden 10 Probanden dem Versuch unterzogen. Die folgende Tabelle zeigt die durchschnittlichen, prozentuellen Werte sowie die zugehörigen Standardabweichungen der Plaqueanlagerung auf jeweils den vier unterschiedlichen Oberflächen.

	Serie 1	Serie 2	Serie 3	Serie 4
Durchschnitt Proband 1	80	27	36	15
STABW.	3,78	3,58	3,81	3,36
Durchschnitt Proband 2	100	30	30	31
STABW.	0,45	4,42	3,24	11,17
Durchschnitt Proband 3	100	24	15	7
STABW.	0,00	2,97	3,11	3,54
Durchschnitt Proband 4	67	50	49	46
STABW.	3,21	1,82	1,22	3,70
Durchschnitt Proband 5	99	83	92	76
STABW.	1,14	3,96	3,39	2,97
Durchschnitt Proband 6	73	45	47	34
STABW.	2,24	3,70	1,67	2,70
Durchschnitt Proband 7	99	48	62	24
STABW.	0,89	3,05	3,70	3,16
Durchschnitt Proband 8	100	75	87	84
STABW.	0,55	3,54	2,59	3,29
Durchschnitt Proband 9	88	37	54	19
STABW.	1,30	2,59	3,05	3,39
Durchschnitt Proband 10	86	39	38	30
STABW.	18,22	4,98	5,67	4,09
Mittelwerte insgesamt	<u>89</u>	<u>46</u>	<u>50</u>	<u>35</u>
STABW insgesamt	12,96	20,57	23,21	22,96

Tabelle 15: Probanden 1-10 Plaqueanlagerung auf getesteten Oberflächen (Serie 1-4). Mittelwerte der jeweils 5 ausgewerteten Rasterquadrate (100 Felder) pro Plättchen, mit den zugehörigen Standardabweichungen.

Die Gesamtplaquemenge (Summe der auf allen Oberflächen im Munde eines Probanden belegten Kleinquadrate) schwankte stark. Durch die hohen interindividuellen Unterschiede der Plaquemengen ergeben sich daher auch hohe Standardabweichungen.

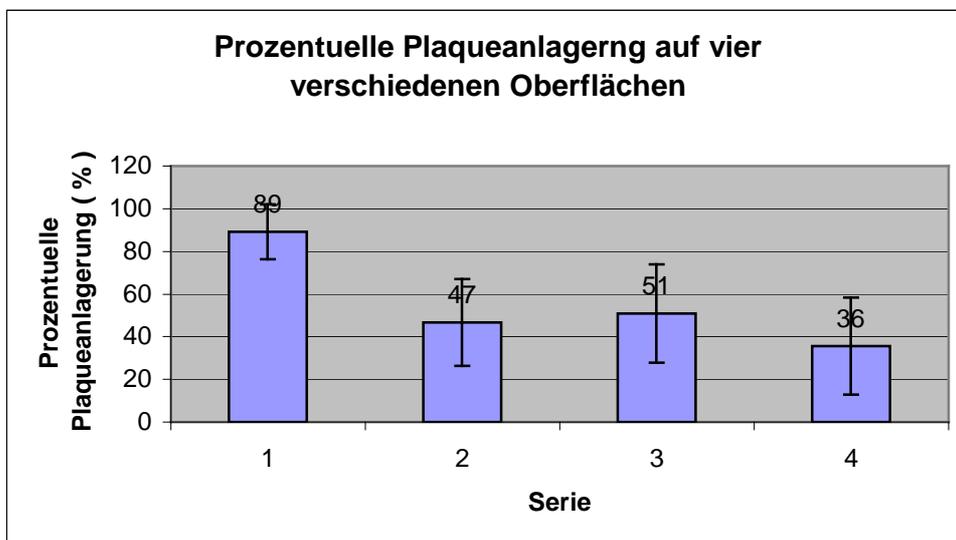


Abbildung 14: Mittelwerte der *in vivo* Plaqueanlagerung in % (von 50 Werten pro Serie) mit Standardabweichung

So zeigt sich die höchste Plaqueanlagerung auf Plättchen der Serie 1 mit $89 \pm 12,96\%$ am höchsten.

Die Plaqueanlagerung auf den Plättchen der Serie 3 folgt mit $51 \pm 23,21\%$ Plaqueanlagerung. Serie 2 liegt bei einer Plaqueanlagerung von $47 \pm 20,57\%$ und wird gefolgt von der ebenfalls wie in den Rauigkeitsmessungen am niedersten ermittelten Serie 4 mit $36 \pm 22,96\%$. Die Ergebnisse des Zweistichproben t-Tests unter der Annahme unterschiedlicher Varianzen werden im Folgenden aufgeführt.

Vergleich der Serien	$P(T \leq t)$ zweiseitig	Signifikanz
Serie 1 und Serie 2	$\leq 0,001$	ja
Serie 1 und Serie 3	$\leq 0,001$	ja
Serie 1 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja
Serie 2 und Serie 3	0,33	nein
Serie 2 und Serie 4	0,01	ja
Serie 3 und Serie 4	$\leq 0,001$	ja

Tabelle 16: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Plaqueauszahlungswerte *in vivo* Versuch der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.

Wie aus den Tabellen ersichtlich, ergeben die Vergleiche der

- Serie 1 und Serie 2,
- Serie 1 und Serie 3,
- Serie 1 und Serie 4,
- Serie 2 und Serie 4,
- Serie 3 und Serie 4

$P \leq 0,05$. Die Nullhypothese ist für diese Serienvergleiche wiederlegt, es besteht also ein signifikanter Unterschied zwischen diesen Oberflächen. Aus der Tabelle geht hervor, dass sich diese Serien signifikant unterscheiden bezüglich der Plaqueadhärenz *in vivo*. Der Vergleich zwischen Serie 2 und Serie 3 ergab zwar eine messbare Differenz von 4,28% im Durchschnitt, jedoch ist diese Differenz laut t - Test nicht signifikant. Die Nullhypothese ist also nicht widerlegt, die glasierte Serie 3 erzielt demnach die gleiche Plaqueadhärenztendenz wie die nach dem Brennen polierte Serie 2. Nun könnte man behaupten das Glasieren erziele keinen Effekt. Doch legen wir den Fokus auf die nach dem Glasieren nochmals polierte Serie 4.

Serie 4 unterscheidet sich wie oben erwähnt signifikant von Serie 2 als auch 3. Das heißt; erst die Kombination von Glasur und Politur erzielt messbar signifikant die besten Ergebnisse bezüglich der Adhärenz von Plaque *in vivo*.

3.6 Zusammenfassung der Ergebnisse der Hauptversuche

1. Der höchste, gemessene Rauigkeitswert R_a ist mit $0,62 \pm 0,31 \mu\text{m}$ der Serie 1 zugehörig. Es folgt Serie 3 mit $0,27 \pm 0,09 \mu\text{m}$. Serie 4 mit $0,05 \pm 0,03 \mu\text{m}$ und Serie 2 mit $0,05 \pm 0,02 \mu\text{m}$ sind mit den identischen Werten die glattesten Serien. Serie 1 und 3 unterscheiden sich von allen anderen Serien signifikant, Serie 2 und 4 bestätigen im gegenseitigen Vergleich die Nullhypothese, die Oberflächenbearbeitung erzeugt die selbe Rauigkeit.
2. Nach Korrosion sind die Serien 3 und 4 signifikant rauer, Serien 1 und 2 lediglich messbar rauer. Es verhalten sich die Rauigkeitswerte wie folgt; der höchste R_a Wert ist nach wie vor der der Serie 1 mit $0,94 \pm 0,39 \mu\text{m}$. Es folgt Serie 3 mit $0,41 \pm 0,15 \mu\text{m}$, Serie 4 mit $0,17 \pm 0,10 \mu\text{m}$ und schließlich die glatteste Serie 2 mit $0,08 \pm 0,06 \mu\text{m}$. Die Serien unterscheiden sich signifikant im gegenseitigen Vergleich mittels Student – Test.
3. In Bezug auf den Gewichtsverlust zeigt sich Serie 3 als am resistentesten mit einem Gesamtmasseverlust von $200 \mu\text{g}$ (Serie 1; $800 \mu\text{g}$, Serie 4; $800 \mu\text{g}$, Serie 2; $800 \mu\text{g}$). Alle 4 Serien unterschreiten das vorgegebene Löslichkeitslimit nach Anwendung der ISO Norm 6872 (Jahr 1995) auf die hier verwandte Prüfgröße.
4. Die geringste Plaqueanlagerung zeigte sich *in vitro* auf Serie 4 mit $55 \pm 18,62 \%$. Die höchste Belegung zeigte die Rohform, Serie 1 mit $90 \pm 11,73\%$. Der gegenseitige Student – Test zeigt, dass sich alle 4 Serien bezüglich der *in vitro* Plaqueanlagerung signifikant voneinander unterscheiden
5. Nach vorheriger Beschickung der Serie 1-4 mit steril filtriertem Probandenspeichel und Durchführung des *in vitro* Tests ergab sich eine

überschießende Bakterienadhäsion von 100% auf allen vier Serien. Die Einwirkung von Speichel hat auf alle 4 Keramikoberflächen einen Plaqueadhärenz *in vitro* begünstigenden Einfluss.

6. Die Tendenz des *in vitro* Testes wurde mit der *in vivo* Untersuchung bestätigt (Serie 1; $89 \pm 12,96\%$, Serie 3; $51 \pm 23,21\%$, Serie 2; $47 \pm 20,57\%$ Serie 4; $36 \pm 22,96\%$). Die gegenseitigen Vergleiche mittels Student-Test ergaben signifikante Unterschiede. Lediglich für Serie 2 und 3 gilt die Nullhypothese, die Oberflächen erzeugen dieselbe Plaqueadhärenz *in vivo*. Erst die Kombination Politur und Glasur der Serie 4 erzeugt die geringste Plaqueadhärenz.

Schlussfolgernd lässt sich feststellen, dass die Ergebnisse der *in vitro*, *in vivo* Versuche als auch Rauigkeitsmessungen korrelieren. Hier erweist sich Serie 4 als die am wenigsten Plaque anlagernde und glatteste Oberfläche. In Bezug auf die Rauigkeitsmessungen hat die Glasur keinen verbessernden Effekt.

Im *in vivo* Versuch als auch *in vitro* Versuch mit Bakteriensuspension hat die Politur nur in Verbindung mit der Glasur eine Plaqueanhaftung vermindernde Wirkung.

Auch bei den Rauigkeitsmessungen nach Korrosion schneidet Serie 4 mit einem niedrigeren R_a Wert ab als Serie 3.

Lediglich in Bezug auf den Massenverlust bei Korrosion erweist sich Serie 3 durch die geringen Werte im Vorteil, d.h. korrosionsbeständiger.

4 Diskussion

4.1 Material

4.1.1 Warum überhaupt noch Titankeramik ?

Eine festsitzende Versorgung sollte, das wünscht sich jeder Patient, lange halten und der Kaubeanspruchung trotzen.

Doch neben funktionellen Aspekten und der sich daraus ergebenden Indikationsempfehlung durch den Zahnarzt, spielt vor allen Dingen das erhöhte Ästhetikbewusstsein der Gesellschaft eine große Rolle im Bezug auf die Wahl des Zahnersatzes. So mag sich mancher Patient fragen, warum dann noch heutzutage, im Zeitalter der vollkeramischen Versorgungen, Titankeramik überhaupt Gegenstand praxisnaher Wissenschaftsuntersuchungen sein kann.

Die Antwort liegt im entscheidenden Detail; vollkeramische Restaurationen fassen noch nicht alle Indikationsbereiche der festsitzenden Prothetik. Zwar sind vollkeramische Brückenversorgungen z.B. im Bezug auf CAD/CAM Verfahren für die Front zulässig, doch weisen Studien nach, dass über drei Brückenglieder hinaus reichende Konstruktionen aus Keramik, allein in Bezug auf Spannungen und Belastungen, v.a. im Seitenzahnbereich, noch als kritisch zu bewerten sind (Proebster '03, Tinschert '06). Tinschert et al bezeichnen dies als experimentelle Indikation. In diesem Fall ist anstelle einer vollkeramischen Versorgung dann der Einsatz einer metallkeramischen Versorgung indiziert. Die metallkeramische Versorgung kann mithilfe des Metalls das Bruchrisiko oder andere Misserfolge minimieren (Proebster '03, Hupfauf).

Da Titan eine extrem geringe Wärmeleitfähigkeit, gute Korrosionsbeständigkeit sowie ein niederes E- Modul besitzt und zudem noch Unverträglichkeitsreaktionen sehr selten sind, wird diese Kombination aus Titankeramik benutzt, um die Spannungen und Druckkräfte aufzufangen und ein ästhetisch zufriedenstellendes Resultat zu erzielen (Schmidseder). Eine stabile und ästhetische, mehrere Zähne zu ersetzende, festsitzende Versorgung scheint also mit der Titankeramik gefunden zu sein.

4.1.2 Testmaterial

Von der gebrannten Rohform der Keramik ausgehend, wurden als zu untersuchende Prüfkörper jeweils typische Vertreter der dentaltechnischen Verarbeitungsformen (Serie 1 gebrannt; Serie 2 gebrannt und poliert; Serie 3 gebrannt, beschliffen und glasiert; Serie 4 gebrannt, beschliffen, glasiert beschliffen und erneut poliert) gewählt. In *in vivo* als auch *in vitro* Untersuchungen wurde gezeigt, dass diese unterschiedlichen Bearbeitungsmodalitäten ebenfalls unterschiedliche Rauigkeiten aufweisen und diese Oberflächeneigenschaft sehr stark von der Bearbeitungsweise abhängt. (Al-Hiyasat, Al-Wahadni '98, '99, Fuzzi, Grieve, Jagger, Raimondo, Wang).

So zeigte sich zwar in mehreren Untersuchungen, dass die Politur der Glasur bezüglich der Rauigkeit unterlegen ist, doch muss darauf hingewiesen werden, dass diese Untersuchungen auf der Basis einer Al_2O_3 Politur beruhen. Dahingegen erweis sich eine Politur durch feine Diamantpasten der Glasur als gleichwertig oder sogar überlegen. (Al-Wahadni '98, '99, Fuzzi, Grieve, Raimondo, Wang). Es ist also festzustellen; nicht dass poliert wird ist von Wichtigkeit, sondern wie, und v.a. mit welchen Mitteln poliert wird, ist entscheidend. Aufgrund dieser großen Diskrepanzen der vorangegangenen Untersuchungsergebnisse war es in dieser Studie von Bedeutung, dass mit diamantenen Partikeln, der Diamantpaste und dem Diamantschmiermittel kleiner Korngröße gearbeitet wurde.

4.2 Methoden

4.2.1 Herstellung der Probeplättchen

In der zahntechnischen Fertigung der Testplättchen liegt die Gefahr einer hohen Fehlerquote. Physikalische Eigenschaften keramischer Werkstoffe können durch Variation des Verhältnisses Pulver/Flüssigkeit beim Anmischen gesteuert werden.

Zhang et al wiesen in ihrer Studie nach, dass sich Dichte und Porosität von Dentalkeramiken je nach verwendetem Mischungsverhältnis signifikant unterscheiden. Qualitätsschwankungen können hier aufgrund der standardisierten Vorgehensweise jedoch weitgehend ausgeschlossen werden. Fleming et al empfehlen daher, sich an die Weisungen der Hersteller zu halten und für die Herstellung von laborgefertigten Testplättchen noch zusätzlich allgemein gültige Mischvorgaben einzuhalten. Dieses Vorgehen standardisiert die Herstellung von Testplättchen und ermöglicht einen besseren Vergleich mit anderen Studien. Beim Polieren muss immer, vor allem während des Wechsels der Polierrichtung, der gleiche Anpressdruck herrschen, was in dieser Studie durch die Halterung am Wirtzgerät gewährleistet wurde.

Nur somit ist gesichert, dass die auftretenden Riefen und die Struktur als typisch und reproduzierbar für die entsprechende Keramik anzusehen sind.

4.2.2 Oberflächenrauigkeitsmessung der Testplättchen

Um die Rauigkeit einer Oberfläche zu quantifizieren, bietet sich dem Untersucher eine große Zahl von Möglichkeiten. So ist es nicht verwundernswert, dass eine Widersprüchlichkeit besteht zwischen den Ergebnissen in dieser, vergleichbarer (Fuzzi, Grieve) und davon abweichenden Studien (Barghi).

Der R_a Parameter, welcher in der vorliegenden Studie zur Messung der Rauigkeit herangezogen wurde, stellt nur einen der vielen Aspekte von Rauigkeit dar, und ist ein notwendiges Mittel um zwischen optisch wahrgenommener und

gemessener Rauigkeit zu unterscheiden. Hier muss also zwischen den unterschiedlichen Testverfahren unterschieden werden.

Mitunter bedienen sich Untersuchungen optischer Analysen, unter der Zuhilfenahme subjektiver Beurteilungen durch Probanden (Brewer, Goldstein). Mit anderen Vorgehensweisen kann die Keramikoberflächen mittels SEM- Untersuchungen beurteilt werden (Fuzzi, Raimondo, Barghi, Goldstein, Wardak). Diese Studien beschäftigten sich mit der Form, der Kontur, der Transluzenz und Reflektierungscharakteristik des ästhetischen Erscheinungsbildes einer Keramik. All diesen Studien ist gemein, dass als messendes und einschätzendes Medium der Mensch wirkt und daher gezwungenermaßen ein subjektives Ergebnis resultiert. Diesen subjektiven Faktor schließt die Profilometrie weitgehend aus. Aber auch die profilometrische Messung ist einer gewissen Limitation durch den Durchmesser der Tastspitze, das Material der Tastspitze und somit der Sensitivität der Erfassung einer Profilmorphologie unterworfen (Whitehead '95, '99). Die hier benutzten Diamant – Tastspitzen hatten einen Durchmesser von 5μ und erfassten daher Rauigkeiten $< 5\mu$ nicht.

Letzten Endes zieht jedoch eine Vielzahl von Studien die profilometrische Messung heran (Chu, Fuzzi, Goldstein, Johannsen, Kawai, Scurria, Wardak). Dies ist offensichtlich eine der gängigsten und objektivsten Untersuchungsformen, welche auch für diese Studie eingesetzt wurde.

4.2.3 Korrosionstests

Der R_a - Parameter jedoch, ist nur ein Aspekt zur Beurteilung einer Oberfläche. Ein ganz anderer, ebenfalls wichtiger Aspekt ist die Korrosion. Die Korrosion, oder auch chemische Löslichkeit, wird durch die *Europäische Föderation Korrosion* als „Angriff auf einen Werkstoff durch Reaktion mit seiner Umgebung, die zu einer Schädigung der Eigenschaften des Werkstoffes führt“ bezeichnet (Wirz). Eine Dentalkeramik ist tagtäglich den chemischen Prozessen der Mundhöhle ausgesetzt und bedarf daher vor allen Dingen der Resistenz vor Säuren. Die 4%-ige Essigsäure, obwohl im chemischen Sinne eine schwache Säure, simulierte mit ihrem pH-Wert von unter 1,9 in dieser Studie wie auch bereits in anderen nach der ISO 6872 durchgeführten Studien (Milleding '99,'02, Anusa-

vice `88, ISO 6872) ein extrem saures Milieu, das den beabsichtigten Angriff auf die Keramik zulässt. In dieser Studie wurde ein Prüfkörper (ca. 7,3 mm d * 1,3 mm h) geringeren Durchmessers als in der ISO 6872; Jahr 1995 (ca. 16 mm d * 1,6 mm h) empfohlen, verwendet. Da es sich um einen Quotienten bei der Bewertung der Löslichkeit handelt und die kleinere Fläche durch die entsprechend kleinere Gewichtsschwindung relativiert wird, wurden die Grenzwerte der ISO 6872 (Jahr 1995) als Maßstab mit Vorbehalt übernommen.

4.2.4 *In vitro* Tests mit Bakterienkultur

Plaque wird definiert als ein fest haftender, histologisch strukturierter Belag von lebenden und auch toten Mikroorganismen in einer polysaccharid- und glykoproteinreichen Matrix. Die Plaque ist ein Produkt mikrobieller Vermehrung und Stoffwechselaktivität (Lehmann, Pilz, Rieth). Ob auf natürlicher oder künstlicher sich in der Mundhöhle befindenden Oberfläche – es entsteht Plaque innerhalb kürzester Zeit. Zwischen der Plaquebildung auf Schmelz und der auf in die Mundhöhle eingebrachten, alloplastischen Oberflächen besteht prinzipiell kein Unterschied. Es sind unzählige und unterschiedliche Adhäsionstheorien bekannt (Bössmann, Clark, Krasse, Clark, Lie, Trautner). Allen Adhäsionstheorien ist gemeinsam, dass das Vorhandensein eines Pellikels für die Akkumulation von Mikroorganismen und somit für die Entstehung von Plaque von Bedeutung ist. Innerhalb von 1-2 Stunden entsteht an einer völlig gereinigten Oberfläche das sogenannte Pellikel (Bössmann). Rieth et al definieren Pellikel als exogen verfärbte, organische, bakterienfreie Ablagerung auf Zähnen.

Die 0,1 – 1,0 µm dicke Schicht wird von Schröder als auch Lehmann als ein Speichelabkömmling (saure prolinreiche Proteine, Glycoproteine, Serumproteine, Enzyme, Immunglobuline) definiert und erleichtert die Anhaftung von Bakterien.

Im primären *in vitro* Versuch war keine Pellikelbildung möglich, da die bloße Bakterienmasse auf die Plättchen einwirkte.

Insofern war es in dieser Studie von Interesse, im *in vitro* Versuch mit Speichelbeschickung als auch im *in vivo* Versuch festzustellen, ob die Speichelproteine

Einfluss auf die Adhärenz der Bakterien auf den unterschiedlichen Oberflächen einnahm. Mit der Gewinnung eines durch 10 Probanden gewonnenen Speichels ließ sich eine standardisierte Methode entwickeln, den Einfluss der Glycoproteine des Speichelpellikels zu eruieren. Durch Verwendung des 0,2µm Filters war die Abseihung größeren Debrispartikeln gewährleistet, ohne die zur Bildung des Pellikels substantiellen Bestandteile heraus zu filtern. Streptokokken haben ein großes Repertoire an Adhärenzeigenschaften, indem sie an diverse Oberflächen, wie Gewebskomponenten Epithelzellen, andere Bakterienzellen und – wie in diesem Versuch gezeigt wird an Speichel haften (Jenkinson, Morris). Dieses Bindungspotential von *S. sanguis*, ist durch das Anheften an das Pellikel für die Plaquebildung maßgeblich.

4.2.5 Herstellung der Bakteriensuspension

Durch Abbau der Kohlenhydrate der Nahrung und gleichzeitigem Aufbau von polymeren Makromolekülen, sogenannten extrazellulären Polysacchariden, der mit Hilfe von Enzymen wie Glykosyl- und Fruktosyltransferasen bewältigt wird, schafft sich das Bakterium ein Milieu, in der es sein Überleben und seine Teilung zu sichern sucht. Auch in diesem Versuch wurde den Bakterien eine nahrungshaltige Nische zum Überleben angeboten. Das Schädlermedium ist ein flüssiges Nährmedium, welches dem Bakterium ideale Voraussetzungen für die Vermehrung bietet und hauptsächlich aus Sojabohnenextrakt, Traubenzucker und Hefe besteht. Nach dem Anzüchten des Bakterienstammes und Abzentrifugieren des für die Weiterführung des Versuches unerwünschten Schädlermediums wurde die Dichte der Bakteriensuspension via ELISA-Reader bestimmt. Mit dieser etablierten Vorgehensweise, die Bakteriensuspension auf die optische Dichte 1 einzustellen, wie bereits in anderen Studien praktiziert (Ligtenberg, Merritt), wurde vermieden, dass die Bakteriendichte zwischen einzelnen Versuchen variiert. Dies ermöglichte ein Standardisiertes Verfahren, welches Ergebnisse zustande kommen ließ, die unter denselben genormten Voraussetzungen reproduzierbar sind.

4.2.6 Anfärbung

Die auf den Keramikoberflächen gezüchtete Plaque wurde zunächst mit FDA/EB- Färbelösung versetzt und nach einer Reaktionszeit von 10 min unter dem Fluoreszenzmikroskop betrachtet. Eine durch die FDA/EB-Farblösung provozierte, schwache Eigenfluoreszenz stellte sich bei Betrachtung unter dem Mikroskop mit Lichtanregung und Grün- bzw. Blaufilter heraus.

Wie bereits bei Zerres et al. beschrieben, bleichte die Färbung während der Betrachtung unter dem Mikroskop sehr schnell aus. Aufgrund dieser Nachteile entschied man sich für eine andere Färbemethode, die sich unter 6 unterschiedlichen Färbemethoden, v.a. bezüglich des Wachstumsmusters als sehr geeignet erwies (Decker).

Eine durch die Live/dead - Farblösung provozierte Fluoreszenz stellte sich bei Betrachtung unter dem Mikroskop mit Lichtanregung und Grün- bzw. Blaufilter nur gering heraus. Vor allem im Vergleich zur vorherig benutzten FDA/EB Farblösung erwies sich diese neu gewählte Färbemethode als vorteilig. Auf eine Differenzierung zwischen lebenden und toten Zellen wurde, da die Studie nicht die Qualität sondern Quantität der Bakterien untersuchte, verzichtet und lediglich die Gesamtbelegung (lebende und tote Mikroorganismen) bestimmt. Das von anderen Autoren beobachtete, Auftauchen einer auffällig großen Anzahl von abgeschilferten Epithelzellen, die unter anderem ebenso mit Bakterien behaftet waren (Eckelmann, Netuschil '91), konnte durch das Trägersystem der Schiene verhindert werden. Somit war die Auszählung der Bakterien unbeeinflusst von etwaigen Irritationen.

4.2.7 Probenentnahme

Analog zu den Studien von Butzki und Eckelmann wurden die Proben in einem rotierenden Verfahren ausgewertet, Ziel dieses Systems war es, die zu erhaltenden Werte zu Standardisieren. Für die, während der Auszählung des ersten Prüfkörpers in der Trägerschiene zurückgebliebenen Testplättchen, sollte die mikrobielle Zellteilung sowie die Austrocknung der Proben so niedrig wie möglich gehalten werden. Durch die zeitliche Verzögerung während der Auswertung

war zu erwarten, dass die Proben, die als letzte an die Reihe kamen, bedingt durch das Absterben der Zellen, niedrigere Besiedlungswerte aufweisen würden. Durch die Einführung des rotierenden Systemes war es möglich, die Testplättchen in einer festgelegten Reihenfolge, die sich von Versuch zu Versuch um jeweils eine Stelle änderte, auszuwerten und den Einfluss der Zeit zu relativieren. Dadurch wurde eine Normierung der Auswertung der Ergebnisse gewährleistet.

4.2.8 Herstellung der Oberkieferträgerschiene

In der Vergangenheit beschäftigten sich unterschiedliche Studien mit der Herstellung von Trägern zur Aufnahme von Proben. Die Bandbreite der Trägersysteme reicht von festsitzenden Elementen, wie die speziell für diesen Zweck angefertigten Trägerbrücken Siegrists, über die Einstückgussbrücke Grimms bis hin zu herausnehmbaren Anfertigungen in Form eines gegossenen Bügels von Krekeler et al.

Krämer ('89, '90), Pröbster ('91) später auch Eckelmann und Hannig ('97, '99) etablierten das System einer tiefgezogenen Kunststoffschiene, wobei sich die Systeme in der Fixation der Proben unterscheiden. In der Studie Zerres erfuhr das System der Tiefziehschienen eine entscheidende Verfeinerung in der Sicherung der Proben durch ein wiederholtes Tiefziehen über der primären Folie. Das System bekam durch den zweiten Tiefziehvorgang eine festere Fixation und schützte die Proben vor Exkorporation aus der Halterung. Andererseits ermöglichte die gaumennahe Lage der Prüfkörper den Aufbau einer Plaque-schicht, unter Ausschaltung der natürlichen Selbstreinigung. Dieses Probenträgersystem welches auch in dieser Studie benutzt wurde, hatte den Vorteil, dass es die natürlichen Bedingungen in der Mundhöhle weitgehendst ungestört beließ und vergleichende Messungen erlaubte. Nach einer kurzen Eingewöhnungszeit (ca. halbe Stunde) wurde die Schiene von allen Probanden ohne Komplikationen gut vertragen. Durch die vergleichsweise dünne Schichtstärke ist die Schiene mit einem Equilibrierungselement vergleichbar und schränkte die Patienten kaum in ihrem Wohlbefinden ein.

Während der Tragezeit von 10 Stunden kam es zu keinerlei Irritationen der umgebenden Weichteile.

4.2.9 Auszählung *in vivo*

So gut sich eine oberflächliche Plaqueschicht auch erfassen lässt, die Quantifizierung einer mehrschichtigen Plaque ist nicht möglich. So zeigt Simonis et al, dass ein erheblicher Unterschied zwischen tiefer und oberflächlichen Plaque besteht. Eine einschichtige aber dichte Plaque ist wegen zu hoher Zellzahlen durch auszählen ebenfalls nicht quantifizierbar (Eckelmann). Deshalb erfolgte die Auswertung nicht durch eine Einzelzahlzählung, sondern digital über die Belegung oder Nichtbelegung eines Zählquadrates. Eckelmann bestätigte, dass sich bei einer 4 Tage alten Plaque zwar die oberflächlichen Schichten problemlos anfärben ließen, die tieferen Schichten jedoch bei der Auswertung nicht beurteilt werden konnten.

Die erwähnte Methode der Auszählung ist demnach nur bei kleinen Zeitspannen möglich, solange nicht alle Quadrate belegt und somit Unterschiede überhaupt sichtbar sind. In diesem Sinne entschied man sich bei vorliegender Studie nach dem Vorbild Zerres et al bereits nach einer Tragedauer von 10 Stunden die Auswertung der Mikroorganismenanzahl vorzunehmen.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Oberflächenrauigkeitsmessung

Die getesteten Oberflächen Serie 1 - Serie 4 sollten die klinischen und zahn-technischen Bearbeitungsschritte an einer Keramikversorgung simulieren. In der Literatur zeigten bereits Wang und Haywood et al., dass das Bearbeiten von Keramik mit feinkörnigen Diamanten bessere Ergebnisse erzielt, als Polituren mit Carbidinstrumenten, Gummipolierern oder Bearbeitungen mit eigens von den Herstellern empfohlenen Polierkits aus Al_2O_3 . Vergleiche mit glasierten Oberflächen zeigten, dass wenn mit diamantenen Partikeln poliert wurde, wie im Beispiel Scurria et al., die glasierte Oberfläche mit einem R_a -Wert von $0,45\mu\text{m}$ von der diamantpolierten Oberfläche mit $0,2\mu\text{m}$ übertroffen wird. Auch in dieser Studie zeigt sich die polierte Oberfläche mit $0,05\mu\text{m}$ der glasierten Oberfläche mit einem R_a -Wert von $0,27\mu\text{m}$ als überlegen. Des Weiteren wurden in einer Studie von Ward et al. 8 Oberflächen mit unterschiedlichen Poliersystemen bearbeitet und mit zwei glasierten Kontrolloberflächen verglichen. Während die zwei glasierten Kontrollgruppen R_a -Werte zwischen $0,37$ - $0,52\mu\text{m}$ aufwiesen, zeigten 5 der 8 getesteten Oberflächen signifikant niedrigere R_a -Werte (zwischen $0,05$ - $0,44\mu\text{m}$).

Auch in der Studie Fuzzi et al. wurde eine glasierte Kontrollgruppe mit unterschiedlich polierten Oberflächen verglichen. 6 der 8 getesteten Oberflächen wiesen auch hier niedrigere R_a -Werte ($0,44$ - $0,60\mu\text{m}$) auf, als die Kontrollgruppe ($0,68\mu\text{m}$). Die signifikant niedrigsten Ergebnisse der R_a -Werte wurden hier wie in zahlreichen anderen Studien durch diamantene Polierpartikel kleiner Korngröße erzielt (Fuzzi, Grieve, Raimondo, Scurria, Wang, Ward, Wardak).

Vergleicht man jedoch die einzelnen Ergebnisse, so stellt man schnell fest, dass die R_a -Werte der Versuche aufgrund der stark differierenden Poliervorgänge nicht untereinander verglichen werden können. So ist beispielsweise die polierte ($4\mu\text{m}$ Diamant) Oberfläche bei Feher mit $0,5\mu\text{m}$ um eine Zehnerpotenz rauer als die (Wolfram/Shofu/carbid bur/ET diamond) polierte Oberfläche von Ward et al. Ein direkter Vergleich der R_a -Werte ist hier also aufgrund der

unterschiedlichen Ausgangsmaterialien und Politurmethode kaum möglich. Eindeutig aus den Rauigkeitsmessungen geht jedoch hervor, dass die initiale Ausgangsgruppe als gebrannte Rohform der Keramik, hier Serie 1 mit $0,62\mu\text{m}$, mit dem höchsten R_a -Wert als Alternative zu glasiert- als auch politurbehandelten Keramik ausscheidet (Feher- $3,3\mu\text{m}$; Ward- $2,6\mu\text{m}$).

4.3.2 Oberflächenrauigkeitsmessung nach Korrosionstests

Die im Versuch verursachte Säureeinwirkung durch die 4%ige Essigsäure auf die Keramikplättchen bewirkte wie in Vorgängeruntersuchungen (Anusavice`98, Milleding '98, '99) einen Angriff auf die Keramikoberfläche und daher eine Veränderung derselben. Um die Veränderung messbar zu quantifizieren, bediente man sich sowohl vor als auch nach Korrosion der Oberflächenrauigkeitsmessung. Milleding et al. stellten 1998 bei der Keramik Vita Omega und Vita Alpha eine Rauigkeitszunahme nach Korrosion fest. Die Rauigkeit war nach der Korrosion um das doppelte angestiegen (Mittlere R_a -Werte: Vita Omega $0,29 \rightarrow 0,41\mu\text{m}$, Vita Alpha $0,24 \rightarrow 0,4\mu\text{m}$). Vergleicht man die Werte Milledings mit denen der hier durchgeführten Studie, so bemerkt man bei Serie 1-3 einen Rauigkeitszuwachs nach Korrosion vom Faktor 1,5. Bei Serie 4 handelt es sich sogar um den Faktor 3,4. Im Hinblick auf den für die polierte Serie 4 (verglichen mit der glasierten Serie 3) höheren Massenverlustquotient, als auch der von Risito et al. beschriebenen höheren Massenverlustquotienten für polierte Keramikoberflächen, scheint dieser hohe Wert erklärt.

In dieser Studie ließ sich feststellen: alle Serien weisen nach Korrosion messbar höhere mittlere R_a -Werte auf, als vor Korrosion. Die Säureeinwirkung bringt jedoch bei Serie 1 und Serie 2 auf dem 5%-Niveau keine signifikante Zunahme der Rauigkeit mit sich, Serie 3 und 4 hingegen sind nach Korrosion signifikant rauer. Untereinander unterscheiden sich die mittleren R_a -Werte der einzelnen Serien ebenfalls signifikant. Serie 2 weist hier sowohl den niedersten mittleren R_a -Wert, als auch den geringsten Unterschied von $0,03\mu\text{m}$ zwischen prä- und postkorrosivem Zustand auf und ist somit die günstigste Bearbeitungsweise im Bezug auf die Oberflächenrauigkeit nach Korrosion.

4.3.3 Korrosionsversuche

Keramiken zeichnen sich durch eine große Beständigkeit gegenüber fast allen Chemikalien aus. Ohne diese Eigenschaft wäre die breite Anwendung von Glas, dem auch die Materialgruppe der Keramiken zuzuordnen ist, undenkbar. Dennoch ist Keramik nicht unempfindlich gegenüber wässrigen Lösungen, denn unter Hydrolyseeinfluss treten Reaktionen, allerdings mit sehr niedriger Reaktionsgeschwindigkeit, auf (Scholze). Die Löslichkeit von Keramik hängt von vielen Parametern ab, unter anderem der chemischen Zusammensetzung, der Homogenität, der Vorgeschichte, dem Zustand und auch der Vorbehandlung der Oberfläche (Scholze, Schäfer). Die Prüfung der Löslichkeit von Dentalkeramiken erfolgt nach internationalen Spezifikationen.

Gemäß DIN und ISO-Richtlinien darf der Massenverlust nach diesem Test den definitiven Grenzwert von $100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ nicht überschreiten. Wird diese Norm erfüllt und der Grenzwert unterschritten, so geht man davon aus, dass das Dentalporzellan über mindestens 20 Jahre im Mundmilieu beständig sein kann (Komma). Obwohl es sich in dieser Studie um einen Prüfkörper kleinerer Größe handelt als den von der ISO 6872 empfohlenen, wurden die Grenzwerte der ISO 6872 als Maßstab mit Vorbehalt übernommen, da es sich um einen Quotienten bei der Bewertung der Löslichkeit handelt und die kleinere Fläche durch die entsprechend kleinere Gewichtsschwindung relativiert wird. Nach Anwendung der ISO 6872 auf die hier verwendeten Prüfkörper ist das Löslichkeitslimit von allen geprüften Serien unterschritten, die Vorgaben nach ISO 6872 erfüllt.

Nach Risito et al. erfuhr eine polierte und dann glasierte Oberfläche, die der in dieser Studie untersuchten Serie 3 entspricht, die niedrigsten Werte. Die Keramiken Omega 800 und Omega wiesen mit Glasur ($42 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, $9 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) im Vergleich zur Politur ($89 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, $23 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) eine um die Hälfte reduzierte Löslichkeit auf. Auch in dieser Studie hat die Glasierte Serie 3 mit Abstand den geringsten Massenverlustquotient ($17 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) zu verzeichnen. Im gegenseitigen T-Testvergleich mit den Serien 1-4 unterscheidet sich Serie 3 signifikant von allen anderen Serien. Betrachtet man die Rauigkeitsuntersuchung vor Korrosion so scheidet Serie 3 hier schlechter als Serie 2 und 4 ab. Im Bezug auf Korrosion jedoch zeigt sich die glasierte Serie 3 mit Abstand beständiger gegen Säure als

Serie 1, 2 und 4. Auch Schäfer et al. beobachteten bei glasierten Vita-Dur N-Massen ein dementsprechendes Verhalten. Deshalb postulierten diese Autoren, dass nach dem Einschleifen einer Restauration unbedingt ein Glasurbrand vor dem definitiven Einsetzen erforderlich sei. Da in dieser Studie jedoch alle Bearbeitungsformen der ISO-Norm entsprechen, ist ein Glanzbrand nach der Politur, bezugnehmend auf diese Ergebnisse, nicht evident erforderlich.

4.3.4 *In vitro* Tests mit Bakterienkultur

Der Grundsatz, je rauer desto mehr Bakterienanhaftung, der auch schon in zahlreichen Studien (Wang, Bollen, Weitman, Kawai, Quiryen) bestätigt wurde, zeigt sich auch hier im *in vitro* Test. Diesen Zusammenhang zwischen Bakterienanhaftung und Rauigkeit untersuchten Wang et al. an drei unterschiedlichen Oberflächen einer Keramik. Gruppe 1 wurde mit einer Diamantpaste poliert, Gruppe 2 wurde glasiert und Gruppe 3 mit Al₂O₃-Polierern bearbeitet. Die Rauigkeitsuntersuchungen ergaben für Gruppe 1-3 respektive: 0,198µm, 0,199µm, 0,4µm (mittlere R_a-Werte). Analog zu diesen R_a-Werten erhielt man Werte zur Bakterienanhaftung von Gruppe 1 und 2 mit 15,9% und 16,3% (prozentuelle Plaqueanlagerung). Die Al₂O₃-Politur führte mit 41,5% zur höchsten prozentuellen Plaqueadhäsion.

Kawai et al. erhielten hier jedoch bezüglich der Bakterienanhaftung einen signifikanten Unterschied zwischen polierter und glasierter Oberfläche, wobei die glasierte Oberfläche eine doppelt so hohe Plaqueanlagerung aufwies. Analog zu den Ergebnissen dieser Studien als auch der in dieser Abhandlung durchgeführten Rauigkeitsuntersuchung zeigt sich die polierte und glasierte Oberfläche der Serie 4 als die mit den niedrigsten Plaqueakkumulationswerten. Sie ist plaqueabweisender als die glasierte Serie 3. Auch Serie 2 ist plaqueabweisender als Serie 3. – Hierin liegt der Beweis, dass die Glasur trotz ihrer hohen Plaqueadhäsionswerte einen positiven, plaquereduzierten Effekt aufweist, der sich allerdings erst nach zusätzlicher Politur an Serie 4 zeigt.

Diesen Effekt beschrieb bereits 1996 Fuzzi in einer Studie, in der glasierte und polierte Keramikoberflächen untersucht wurden. Die Synthese aus Politur und Glasur ist also nach dem Vorbild der Studie Fuzzi et al. anzustreben.

4.3.5 *In vivo* Versuche

Studien, die Abutments intraoraler Implantate untersuchten (Quiryneen, Bollen) zeigten, dass eine Zunahme der Oberflächenrauigkeit einen signifikanten Effekt auf die *in vivo* Rate von Plaqueformationen hatte. Es wurde ein R_a -Schwellenwert von $0,2\mu\text{m}$ ermittelt, über dem die Plaqueretention zunimmt und unter dem keine weitere Plaquereduktion zu erwarten ist. Oberflächen sollten daher, um möglichst plaqueresistent zu sein, einen R_a -Wert unter $0,2\mu\text{m}$ aufweisen. Blickt man auf die Ergebnisse dieser Studie, so erfüllen Serie 2 und Serie 4 mit einem R_a -Wert von jeweils $0,05\mu\text{m}$ die Anforderung von Quiryneen et al. Serie 3 liegt mit $0,27\mu\text{m}$ geringfügig über dem angegebenen Schwellenwert.

Bei Serie 1 kann, nach Quiryneen et al. mit einem um $0,42\mu\text{m}$ den Schwellenwert überschreitenden R_a -Wert (Serie 1; $0,62\mu\text{m}$) mit einem höheren Plaqueaufkommen als bei den anderen Serien gerechnet werden. Während in dieser Studie Serie 1 mit 89% Plaqueanlagerung die höchste Plaqueanlagerung aller Serien zeigt, weisen wie die unter dem R_a -Schwellenwert liegenden Serien 2-4 eine ca. um die Hälfte niedrigere Plaqueanlagerung auf. Die P-Werte der T-Testvergleiche zwischen Serie 1 und den anderen Serien fallen sehr gering aus. Das bedeutet, dass die prozentuelle Wahrscheinlichkeit, dass sich die Serien signifikant unterscheiden, gegen 100% geht. Der über dem Schwellenwert liegende R_a -Wert der Serie 1 und die dementsprechend hohe Plaqueanlagerung bestätigen daher die Schwellenwerttheorie nach Quiryneen et al.

Castellani et al. hingegen verglichen in einer Studie glasierte Dicor-Keramikoberflächen mit der gebrannten Rohform der Dicor-Keramikoberflächen. So stellten Castellani et al. fest, dass sich auf der gebrannten Rohform eine dreifach so hohe Anzahl lebender Zellen ($5085\text{ colony forming units/ml}$) befand, als auf der glasierten Oberfläche ($1633\text{ colony forming units/ml}$).

Im Vergleich zwischen glasierten Oberflächen und polierten Oberflächen fanden des weiteren Kawai et al. heraus, dass sowohl bezüglich der R_a -Werte (poliert $0,12\mu\text{m}$, glasiert $0,15\mu\text{m}$) als auch der Bakterienadhäsion, die polierte Oberfläche durch bessere Werte hervorstach. Nach einer Zeitspanne von 24 h ergab sich für die polierte Oberfläche ein Wert von $2 \cdot 10^3$ ($\text{colony forming units/cm}^2$)

und für die glasierte Oberfläche ein doppelt so großer Wert von $4 \cdot 10^3$ (colony forming units/cm²).

Was hier für die *in vitro* Versuche gilt, ist auch *in vivo* gültig - je rauer die Oberfläche desto größer die Plaqueakkumulation. (Auschill, Castellani)

Die Ergebnisse der Rauigkeitsuntersuchungen und der *in vitro* Versuche spiegeln sich hier wieder. Wie bei allen Versuchen schneidet auch hier Serie 1 am schlechtesten ab mit der höchsten Plaqueakkumulationsrate. Serie 3 und schließlich Serie 2 folgen, Serie 4 weist hier die geringste Plaqueakkumulation auf. Auch hier gilt nach Fuzzi et al ; die polierte Oberfläche Serie 2 kann erst durch die Glasur der Serie 3 die niedersten Plaqueakkumulationswert als Serie 4 aufweisen. Die bereits erwähnte Synthese beider Oberflächenbearbeitungen ist zum Erreichen einer möglichst glatten Oberfläche notwendig.

4.3.6 Schlussfolgerung

Alle von der Rohform abweichenden Bearbeitungsmodalitäten der Keramik (Serie 2-4) sind potentiell in der Lage, die initiale Anheftung von Bakterien und damit den ersten Schritt der Plaqueanheftung zu verhindern.

Als glatteste und am wenigsten *in vitro* als auch *in vivo* plaqueadhärierende Oberfläche zeigt sich die glasierte und polierte Serie 4.

Lediglich in puncto Korrosionsbeständigkeit imponiert die glasierte Serie 3.

Nützlich für Angaben über Eignung oder Nichteignung einer der Oberflächenbearbeitungen ist eine Miteinbeziehung anderer Bewertungsparameter (biaxiale Biegefestigkeit nach ISO 6872).

Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es, zu klären, ob das Polieren von Keramik eine akzeptable substituierende Methode zur glasierten Keramikoberfläche im Bezug auf die Faktoren Oberflächenrauigkeit, Löslichkeitsverhalten und Plaqueadhärenz *in vivo* sowie *in vitro* darstellen kann.

Diese Studie verglich Keramikplättchen 4 unterschiedlicher Oberflächenmodalitäten:

- Serie 1 - gebrannt.
Diese Serie entspricht dem vom Techniker modellierten und lediglich gebrannten Werkstück, welches in dieser Form klinisch nicht in Gebrauch ist.
Diese Serie wurde als Referenzserie benutzt.
- Serie 2 gebrannt und poliert.
Auch diese Serie ist klinisch nicht in Gebrauch und wurde als Referenz zum Vergleich mit Serie 4 gebraucht, um festzustellen, ob eine zusätzliche Glasur einen raugkeitsmindernden Einfluss auf die polierte Keramik hat.
- Serie 3 gebrannt, beschliffen, glasiert.
Diese Serie entspricht dem vom Techniker gebrannten, beschliffenen und glasierten Werkstück, welches so beim Zahnarzt erscheint.
- Serie 4 gebrannt, beschliffen, glasiert beschliffen und erneut poliert.
Diese Serie entspricht dem Werkstück, welches nach dem Probearbeiten beim Zahnarzt nochmals korrigiert und anschließend poliert wurde

Die Proben wurden *in vitro* mit einer s. sanguis Bakteriensuspension (opt. Dichte 1) beschickt und angefärbt (LIVE/ DEAD BacLight). Die Keimbelegung

(in % der ausgewerteten Fläche) auf den Oberflächen wurde durch fluoreszenzmikroskopische Auswertung ermittelt. Die Proben wurden ebenfalls von Probanden 10-14 h im Mund getragen, die Auswertung erfolgte wie *in vitro*. Des Weiteren wurden die Proben einer Essigsäurekorrosion in 10 Zyklen ausgesetzt und ein Massenverlustquotient wurde errechnet. Um die Auswirkungen der Säure auf die Oberflächengüte zu ermitteln, unterzog man die Proben jeweils vor und auch nach der Säureeinwirkung einer Oberflächenrauigkeitsmessung (jeweils 3 Plättchen pro Serie in 3 Bahnen à 2mm Länge auf 0,5µm Abstand voneinander).

Als Ergebnisse können folgende Punkte festgehalten werden;

- Die geringste Plaqueanlagerung zeigte sich *in vitro* auf Serie 4, der glasierten und polierten Plättchen mit $55,51 \pm 18,62\%$. Die höchste Belegung zeigte die Rohform, Serie 1 mit $90,21 \pm 11,37\%$.
- In einer mit 10 Probanden durchgeführten Versuchsreihe traten deutliche interindividuelle Unterschiede in der Belegungsdichte der Bakterien zu Tage.
- Die Tendenz der ersten Ergebnisse wurde auch im *in vivo* Versuch bestätigt (Serie 1: $89,28 \pm 12,96\%$; Serie 3: $50,92 \pm 23,21\%$; Serie 2: $46,64 \pm 20,57\%$; Serie 4: $35,64 \pm 22,96\%$).
- Auch die Rauigkeitsuntersuchungen korrelieren mit den *in vivo* als auch *in vitro* Versuchen (Serie 1: $0,62 \pm 0,31 \mu\text{m}$; Serie 3: $0,27 \pm 0,09 \mu\text{m}$; Serie 4: $0,05 \pm 0,03 \mu\text{m}$ und Serie 2: $0,05 \pm 0,02 \mu\text{m}$) deutlich visualisiert.
- Lediglich in Bezug auf den Gewichtsverlust während der Korrosion zeigt sich Serie 3 als resistenter mit 200µg Gewichtsverlust.

- Alle 4 Serien liegen unter dem vorgeschriebenen Löslichkeitslimit $100\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Die geringen Massenverlustquotienten, die analog zu den Grenzwerten für chemische Löslichkeit der ISO 6872 errechnet wurden, machen die Serien 1-4 GC Initial Ti zu einer korrosionsfesten Verblendkeramik.

Prinzipiell erweist sich eine Synthese aus Glasur mit anschließender Politur bezüglich Oberflächenrauigkeit, Plaqueadhärenz *in vitro* und *in vivo* am geeignetsten. Hier erzielte die Glasur mit Politur die niedersten R_a -Werte und geringste prozentuelle Plaqueanheftung. Allein bezüglich der Korrosionsresistenz ist der Massenverlustquotient der glasierten Serie 3 am niedersten. Serie 4 jedoch als glasierte und polierte Oberfläche erfüllt in Anlehnung an ISO-Norm 6872 ebenfalls die Anforderungen.

Anhang

4.4 Material- und Herstellerverzeichnis

4.4.1 Testmaterial

4.4.1.1 Material zur Herstellung der Testplättchen

- GC Initial Ti Verblendkeramik Pulver Enamel (Girrbach Dental)
- GC Initial Ti Verblendkeramik Anmischflüssigkeit (Girrbach Dental)
- GC Initial Ti Verblendkeramik Glasurpulver (Girrbach Dental)
- GC Initial Ti Verblendkeramik Glasuranmischflüssigkeit (Girrbach Dental)
- Mischplatte aus Glas
- Spatel
- Schichtform (Schraubenelement aus Stahl als Negativform 0,8 mm Lochdurchmesser)
- Platinfolie 10cm auf 10 Wabenuntersetzer
- Rotringdiamant und K9 zum Markieren der Plättchen

4.4.1.2 Geräte zur Herstellung der Testplättchen

- Keramikbrennofen Focus 2007 (Girrbach)
- Übliche dentallabortechnische Instrumente

4.4.2 Oberflächenbearbeitung

4.4.2.1 Material zur Oberflächenbearbeitung

- Sandpapier (SiC 320-1200)
- Diamantpolierpaste Diapat S (7µm, 5µm, 3µm), Jean Wirtz
- Diamantpolierflüssigkeit SW No. 155001
- Samt- und Filztücher
- Silaplaststempel

4.4.2.2 Geräte zur Oberflächenbearbeitung

- Schleif- und Poliergerät (Jean Wirtz TG 200)

4.4.3 Oberflächenrauigkeitsmessung

4.4.3.1 Material zur Oberflächenrauigkeitsmessung

- light bodied Silikon
- Form

4.4.3.2 Geräte zur Oberflächenrauigkeitsmessung

- Oberflächenrauigkeitsmessgerät (S6 P/Mahr Perthen)

4.4.4 Herstellung der Oberkieferträgerschiene

4.4.4.1 Material zur Herstellung der Oberkieferträgerschiene

- Abdrucklöffel (Rimlock)
- Alginat (Palgaflex, Espe)
- Gips (Velmix Stone Typ IV)
- 1 mm und 0,8 mm dicke Tiefziehfolie "Erkodur" (Erkodent)
- 0,9 mm dicker V2A 18/8 Klammerdraht
- Knetgummi
- Übliche dentallabortechnische Materialien

4.4.4.2 Geräte zur Herstellung der Oberkieferträgerschiene

- Tiefziehgerät (Erkodur)
- Rüttler
- Trimmer (Wassermann)
- Übliche Dentaltechnische Instrumente

4.4.5 Herstellung der Bakteriensuspension

4.4.5.1 Material zur Herstellung der Bakteriensuspension

- Bakterienreinkultur (s.sanguis)
- Schaedlermedium

- H₂O dest.
- Reagensgläser

4.4.5.2 Geräte zur Herstellung der Bakteriensuspension

- Dampfsterilisator (Varioclav, H&P Labortechnik)
- Brutschrank (Function line, Heraeus Instruments)
- Sterile Werkbank (Herasafe, Heraeus Instruments)
- Ultraschallgerät (Sonorex Super Rk 102H, Bandelin)
- Vortexrüttler (Vortex Genie-2, Scientific)
- Zentrifuge (Minifuge, Heraeus instruments)
- ELISA-reader (SLT Laborinstrumente Deutschland GmbH)

4.4.6 Probenentnahme

4.4.6.1 Material zur Probeentnahme

- zahnärztliche Pinzette
- zahnärztliche Sonde

4.4.7 *In vitro* Versuche

4.4.7.1 Materialien zu den *in vitro* Versuche

- Probepplättchen
- Bakteriensuspension (optische Dichte 1)
- Ethanol(70%)
- SDS
- Aceton
- Klebewachs
- Petrischale
- Kochsalzlösung

4.4.7.2 Geräte zu den *in vitro* Versuche

- Sterile Werkbank (Heraeus Instruments, Funktion Line)
- Rührgerät (IKAMAG RCT Janke & Kunkel GmbH & Co KG)

- Zeitschalter
- Bunsenbrenner

4.4.8 Herstellung des Live/Dead Stains

4.4.8.1 Materialien zur Herstellung des Live/Dead Stains

- Pipetten Pipettenspitzen
- Reagensgläser
- Herstellung der Rohform

4.4.8.2 Geräte zur Herstellung des Live/Dead Stains

- Vortex

4.4.9 Fluoreszenzmikroskopische Färbung

4.4.9.1 Materialien zur fluoreszenzmikroskopischen Färbung

- Pipetten
- Pipettenspitzen
- Zahnärztliche Pinzette
- Aufnahmeglaser
- Deckgläschen
- LIVE/DEAD BacLight Stain A&B (Kit L-13152, Molecular Probes)
- H₂O dest.
- PBS
- Immersionsöl
- Klebewachs

4.4.9.2 Geräte zur fluoreszenzmikroskopischen Färbung

- Vortexrüttler (Vortex Genie-2, Scientific)
- Mikroskop (Optiphot-2, Nikon)
- Zählgitter
- Zählmaschine

4.4.10 *In vivo* Versuche

4.4.10.1 Verwendet

- Schiene mit eingesetzten Plättchen
- Proband

4.4.11 Korrosionsversuche

4.4.11.1 Materialien der Korrosionsversuche

- Plättchen (10 Plättchen pro Serie)
- Fliegengitternetze
- 4%-ige Essigsäure

4.4.11.2 Geräte der Korrosionsversuche

- Soxlett Apparatur
- Messlehre (Aerospace electronic digital caliper)
- Waage (Analytik, Sartorius A 120 S- D1)

4.5 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Metallöse als Negativform	12
Abbildung 2: Serien 1-4.....	12
Abbildung 3: Versuchsaufbau <i>in vitro</i> ; je zwei Plättchen einer Serie mit Klebewachs fixiert in Petrischale mit Rührfisch	16
Abbildung 4: Zählfenster mit 5 Zählgittern.....	18
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Ok-Trägerschiene mit Plättchenpositionen 1-4. Ansicht von oben	24
Abbildung 6: Diagramm Anzahl mikroskopisch erfasster Mikroorganismen mit Standardabweichung auf Keramikplättchen der Serie 1 in Relation zu deren Schieneposition, Tag 1 (Pro Schieneposition 5 Messungen)	24
Abbildung 7: Diagramm Plaquebesiedelung der Tage 1-3 jeweils auf Serie 1. Pro Position der Mittelwert von 15 Messwerten mit Standardabweichung.	25
Abbildung 8: Diagramm Mittenrauwerte R_a (μm) von 9 Messungen pro Serie vor Korrosionsversuchen mit Standardabweichung	29
Abbildung 9: Massenverlustquotient ($\mu\text{g} / \text{mm}^2$) Gewichtsverlust von 10 Plättchen / Oberfläche von 10 Plättchen	33
Abbildung 10: Darstellung der im Perthometer erfassten Mittelwerte R_a mit Standardabweichungen der Plättchenserien 1-4 vor (s) und nach (ss) Korrosion (jeweils 3 Plättchen, 9 Messungen pro Serie).....	38
Abbildung 11: Plättchen der Serie 1-4 nach Beschickung mit s.sanguis Bakteriensuspension (25 min) und Anfärbung unter dem Fluoreszenzmikroskop	40
Abbildung 12: Exemplarischer <i>in vitro</i> Versuch mit Mittelwerten und Standardabweichungen aller 4 Serien (pro Plättchen Auswertung von jeweils 5 Rasterfeldern mit $10 \times 10 = 100$ Kleinquadraten, je 2 Plättchen pro Oberfläche = 10 Messwerte pro Serie).....	41
Abbildung 13: Mittelwerte (von je 70 Werten pro Serie) der Plaqueanlagerung auf 4 Serien in Prozent bezüglich Gesamtoberfläche eines Plättchens	42
Abbildung 14: Mittelwerte der <i>in vivo</i> Plaqueanlagerung in % (von 50 Werten pro Serie) mit Standardabweichung	46

4.6 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zweiseitige P- Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. Positionen 1-4 im gegenseitigen Vergleich.	26
Tabelle 2: Oberflächenrauigkeitsuntersuchung (Perthometer S6 P) Korrosion an drei Exemplaren jeder Serie (à 3 Bahnen) mit Standardabweichungen und Mittelwerten in μm	28
Tabelle 3: Zweiseitige P- Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. R_a - Werte (9 pro Serie) der Serien 1-4 vor Korrosion im gegenseitigen Vergleich.	30
Tabelle 4: Gewicht (g) von 10 Plättchen jeder Serie, abgewogen nach jedem der 10 Essigsäurezyklen	31
Tabelle 5: Gewichtsverlust zwischen den 10 Zyklen und insgesamt Gewichtsverlust nach dem 10. Zyklus (μg)	32
Tabelle 6: Zweiseitige P-Werte (Probability) unter Annahme unterschiedlicher Varianzen. Massenverlust während 10 Zyklen (10 Werte) der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.	34
Tabelle 7: Massenverlustquotient (Gewichtsverlust μg /Oberfläche von 10 Plättchen mm^2).....	35
Tabelle 8 : max. erlaubter Gewichtsverlust (μg)	35
Tabelle 9: Rauigkeitsmessungen (Perthometer S6 P, Perthen / Mahr) nach Korrosion Mittelwerte aus jeweils 3 Plättchen pro Serie (3 Messungen pro Plättchen) alle Werte in μm	36
Tabelle 10: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. R_a - Werte der Serien 1-4 nach Korrosion im gegenseitigen Vergleich.	37
Tabelle 11: Vergleich Mittenrauwert R_a vor und nach Korrosion.....	37
Tabelle 12: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Werte von gegenseitigen Vergleich.	39

Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Plaqueanlagerung auf 4 Serien in Prozent bezüglich Gesamtoberfläche eines Plättchens (Anteil der belegten Kleinquadrate von jeweils 100).....	42
Tabelle 14 : T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Werte von 7 Versuchen à 10 Plaqueauszählungen der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.....	43
Tabelle 15: Probanden 1-10 Plaqueanlagerung auf getesteten Oberflächen (Serie 1-4). Mittelwerte der jeweils 5 ausgewerteten Rasterquadrate (100 Felder) pro Plättchen, mit den zugehörigen Standardabweichungen.....	46
Tabelle 16: T- Statistik unter Annahme unterschiedlicher Varianzen mit kritischem t-Wert. Plaqueauszählungswerte <i>in vivo</i> Versuch der Serien 1-4 im gegenseitigen Vergleich.	47

4.7 Literaturnachweis

1. Agra CM, Vieira GF
Quantitative analysis of dental porcelain surfaces following different treatments: correlation between parameters obtained by a surface profiling instrument.
Dent Mater J (Japan), Mar 2002, 21(1) p44-52
2. Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, et al.
The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear.
Int J Prosthodont (United States), May-Jun 1997, 10(3) p269-82
3. Al-Wahadni AM, Martin DM
An *in vitro* investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material.
J Oral Rehabil (England), Jun 1999, 26(6) p538-46
4. Al-Wahadni A, Martin DM
Glazing and finishing dental porcelain: a literature review.
J Can Dent Assoc (Canada), Sep 1998, 64(8) p580-3
5. Anusavice KJ
Criteria for placement and replacement of dental restorations.
Fla Dent J (United States), Summer 1988, 59(2) p30-1
6. Anusavice KJ, Zhang NZ
Chemical durability of Dicor and fluorocanite-based glass-ceramics.
J Dent Res (United States), Jul 1998, 77(7) p1553-9
7. Auschill TM, Arweiler NB, Brex M, et al.
The effect of dental restorative materials on dental biofilm.
Eur J Oral Sci (Denmark), Feb 2002, 110(1) p48-53
8. Barghi N, Alexander L, Draugh RA
When to glaze--an electron microscope study.
J Prosthet Dent (United States), Jun 1976, 35(6) p648-53
9. Bössmann K
In vitro-Experimente zur Plaquebildung
Dtsch Zahnärztl Z (Germany): 1979, (43) p437-439
10. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M
Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature.
Dent Mater (England), Jul 1997, 13(4) p258-69

11. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, et al.
Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces.
J Prosthet Dent (United States), Dec 1990, 64(6) p631-4
12. Butzki
In vitro Plaqueakkumulation auf verschiedenen dentalen Materialien
Zahnmed Dissertation Tübingen, 1989
13. Caputo AA
Biological implications of dental materials.
Dent Clin North Am (United States), Apr 1980, 24(2) p331-41
14. Castellani D, Bechelli C, Tiscione E, et al.
In vivo plaque formation on cast ceramic (Dicor) and conventional ceramic.
Int J Prosthodont (United States), Sep-Oct 1996, 9(5) p459-65
15. Chu FC, Frankel N, Smales RJ
Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates.
Int J Prosthodont (United States), Jan-Feb 2000, 13(1) p66-71
16. Clark WB, Gibbons RJ
Influence of salivary components and extracellular polysaccharide synthesis from sucrose on the attachment of *Streptococcus mutans* 6715 to hydroxyapatite surfaces.
Infect Immun (United States), Nov 1977, 18(2) p514-23
17. Clayton JA, Green E
Roughness of pontic materials and dental plaque.
J Prosthet Dent (United States), Apr 1970, 23(4) p407-11
18. Decker EM
The ability of direct fluorescence-based, two-colour assays to detect different physiological states of oral streptococci.
Lett Appl Microbiol (England), Sep 2001, 33(3) p188-92
19. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL
The influence of surface roughness on porcelain strength.
Dent Mater (England), Nov 2000, 16(6) p381-8
20. Eckelmann H P E
Plaquebildung auf verschiedenen Dentalmaterialien *in vivo*
Zahnmed Dissertation Tübingen, 1995

21. Feher A, Mormann WH
[The preparation of ceramic restorations with superfine diamond instruments]
Schweiz Monatsschr Zahnmed (Switzerland), 1995, 105(4) p474-9
22. Felice P, Pelliccioni GA, Checchi L
Periodontal disease as a risk factor in pregnancy.
Minerva Stomatol (Italy), May 2005, 54(5) p255-64
23. Fleming GJ, Shaini FJ, Marquis PM
An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens.
Dent Mater (England), Mar 2000, 16(2) p114-9
24. Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G
Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain.
Int J Prosthodont (United States), Sep-Oct 1996, 9(5) p452-8
25. Giordano R, Cima M, Pober R
Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics.
Int J Prosthodont (United States), Jul-Aug 1995, 8(4) p311-9
26. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B
Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods.
J Prosthet Dent (United States), May 1991, 65(5) p627-34
27. Gorzo I, Newman HN, Strahan JD
Amalgam restorations, plaque removal and periodontal health.
J Clin Periodontol (Denmark), Apr 1979, 6(2) p98-105
28. Grieve AR, Jeffrey IW, Sharma SJ
An evaluation of three methods of polishing porcelain by comparison of surface topography with the original glaze.
Restorative Dent (England), May 1991, 7(2) p34-6
29. Grimm WD, Georgi K, Budde E
[Microbial plaque accumulation on various dental materials]
Quintessenz (Germany, West), Jun 1989, 40(6) p1133-41
30. Hahn R, Netuschil L, Löst C
Initiale Plaquebesiedelung keramischer Restaurationsmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z (Germany); 1992, (47) p 330-334

31. Hahn R, Weiger R, Netuschil L, et al.
Microbial accumulation and vitality on different restorative materials.
Dent Mater (United States), Sep 1993, 9(5) p312-6
32. Hannig M
Transmission electron microscopic study of *in vivo* pellicle formation on dental restorative materials.
Eur J Oral Sci (Denmark), Oct 1997, 105(5 Pt 1) p422-33
33. Hannig M
Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials *in vivo*.
Eur J Oral Sci (Denmark), Feb 1999, 107(1) p55-64
34. Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, et al.
Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis.
Dent Mater (Denmark), Jun 1988, 4(3) p116-21
35. Hickel R, Manhart J
Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure.
J Adhes Dent (England), Spring 2001, 3(1) p45-64
36. Hupfaut L, Nolden R
Ästhetik in der Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde
Urban und Schwarzenberg, 2. Auflage
37. ISO 6872
Dentalkeramik
38. Jagger DC, Harrison A
An *in vitro* investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel.
J Prosthet Dent (United States), Sep 1994, 72(3) p320-3
39. Jenkinson HF
Adherence and accumulation of oral streptococci.
Trends Microbiol (England), Jun 1994, 2(6) p209-12
40. Jenkinson HF
Cell surface protein receptors in oral streptococci.
FEMS Microbiol Lett (Netherlands), Aug 15 1994, 121(2) p133-40
41. Johannsen G, Redmalm G, Ryden H
Surface changes on dental materials. The influence of two different dentifrices on surface roughness measured by laser reflexion and profilometer techniques.
Swed Dent J (Sweden), 1989, 13(6) p267-76

42. Kawai K, Urano M, Ebisu S
Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans.
J Prosthet Dent (United States), Jun 2000, 83(6) p664-7
43. Keenan MP, Shillingburg HT, Duncanson MG, et al.
Effects of cast gold surface finishing on plaque retention.
J Prosthet Dent (United States), Feb 1980, 43(2) p168-73
44. Koeck B
Kronen- und Brückenprothetik
Urban und Fischer, 4. Auflage
45. Komma O
Hydrothermale Dentalkeramiksyste-me
Dokumentation Ducera Dental GmbH, Rosbach v.d.H., 1993
46. Krämer A, Netuschil L, Simonis A
Plaquee-anlagerung an verschiedenen Verblendkunststoffen –eine klinische Studie-
Dtsch. Zahnärztl Z (Germany): 1990, (45) p482-484
47. Krämer A, Weber H, Geis-Gerstorfer J
Plaquee-ansammlung an Implantat- und prothetischen Werkstoffen –eine klinische Studie-
Z Zahnärztl Implantol (Germany): 1989, (5) p283-286
48. Krasse B
Adherence of bacteria to tooth surfaces.
Swed Dent J (Sweden), 1977, 1(6) p253-9
49. Krekeler G, Kappert H, Pelz K, et al.
[Affinity of plaque for various materials]
Schweiz Monatsschr Zahnmed (Switzerland), Jul 1984, 94(7) p647-51
50. Leempoel PJ, Kayser AF, Van Rossum GM, et al.
The survival rate of bridges. A study of 1674 bridges in 40 Dutch general practices.
J Oral Rehabil (England), May 1995, 22(5) p327-30
51. Lehmann E, Hellwig KM
Zahnärztliche Propädeutik
Urban und Fischer, 7. Auflage
52. Lie T
Morphologic studies on dental plaque formation.
Acta Odontol Scand (Finland), 1979, 37(2) p73-85

53. Ligtenberg AJ, Walgreen-Weterings E, Veerman EC, et al.
Adherence of *Streptococcus gordonii* HG 222 in the presence of saliva.
Antonie Van Leeuwenhoek (Netherlands), 1993, 64(1) p39-45
54. Loe H
Teeth for life: oral disease prevention in research and practice.
Int Dent J (England), Apr 1990, 40(2) p74-8
55. Marxkors R, Meiners H
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
4., neubearbeitete Auflage von H. Meiners, Carl Hanser Verlag München
Wien 1993
56. Merritt K, Gaid A, Anderson JM
Detection of bacterial adherence on biomedical polymers.
J Biomed Mater Res (United States), Mar 5 1998, 39(3) p415-22
57. Milleding P, Carlen A, Wennerberg A, et al.
Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed *in vitro* on
non-corroded and corroded dental ceramic materials.
Biomaterials (England), Sep 2001, 22(18) p2545-55
58. Milleding P, Haraldsson C, Karlsson S
Ion leaching from dental ceramics during static *in vitro* corrosion testing.
J Biomed Mater Res (United States), Sep 15 2002, 61(4) p541-50
59. Milleding P, Wennerberg A, Alaeddin S, et al.
Surface corrosion of dental ceramics *in vitro*.
Biomaterials (England), Apr 1999, 20(8) p733-46
60. Monasky GE, Taylor DF
Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold.
J Prosthet Dent (United States), Mar 1971, 25(3) p299-306
61. Morris EJ, McBride BC
Adherence of *Streptococcus sanguis* to saliva-coated hydroxyapatite:
evidence for two binding sites.
Infect Immun (United States), Feb 1984, 43(2) p656-63
62. Netuschil L, Barthold G, Brex M
Vitalfärbung von Plaque auf Kunststoff-Filmen mit Fluoresceindiacetat und
Ethidiumbromid
Z Stomatol (Austria): 1991, (88) p147-153
63. Newcomb GM
Host factors in the aetiology of periodontal disease.
Aust Dent J (Australia), Aug 1973, 18(4) p207-11

64. Pilz W
Praxis der Zahnerhaltung und oralen Prävention
J A Barth Verlag, Leipzig 1985
65. Pröbster L
Sind Vollkeramische Kronen- und Brücken wissenschaftlich anerkannt?
Stellungnahme der DGZMK, Version 12/2003
66. Pröbster L, Krämer A, Wall G
Untersuchung zur Plaqueadhärenz an beschichteten Titanoberflächen
Z Zahnärztl Implantol (Germany): 1991 (7) p84-87
67. Quirynen M, Bollen CM
The influence of surface roughness and surface-free energy on supra-
and subgingival plaque formation in man. A review of the literature.
J Clin Periodontol (Denmark), Jan 1995, 22(1) p1-14
68. Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B
Polished versus autoglazed dental porcelain.
J Prosthet Dent (United States), Nov 1990, 64(5) p553-7
69. Rieth P
[Morphology and plaque accumulation]
Oralprophylaxe (Germany, West), Nov 1988, 10(4) p152-60
70. Risito C; Luthy H; Loeffel O; Scharer P
The chemical solubility and stability of low-melting dental porcelains]
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1995;105(5):611-6
71. Scannapieco FA, Bush RB, Paju S
Periodontal disease as a risk factor for adverse pregnancy outcomes. A
systematic review.
Ann Periodontol (United States), Dec 2003, 8(1) p70-8
72. Scannapieco FA, Bush RB, Paju S
Associations between periodontal disease and risk for nosocomial
bacterial pneumonia and chronic obstructive pulmonary disease. A
systematic review.
Ann Periodontol (United States), Dec 2003, 8(1) p54-69
73. Scannapieco FA, Bush RB, Paju S
Associations between periodontal disease and risk for atherosclerosis,
cardiovascular disease, and stroke. A systematic review.
Ann Periodontol (United States), Dec 2003, 8(1) p38-53
74. Scannapieco FA
Position paper of The American Academy of Periodontology: periodontal

- disease as a potential risk factor for systemic diseases.
J Periodontol (United States), Jul 1998, 69(7) p841-50
75. Schäfer R, Kappert HF
Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken
Dtsch Zahnärztl. Z (Germany) 1993, 48: p625-628
76. Schmidseder J
Ästhetik in der Zahnheilkunde
Thiemeverlag
77. Scholze H
Glas, Natur, Struktur und Eigenschaften
Springer Berlin p305-307, 1988
78. Scurria MS, Powers JM
Surface roughness of two polished ceramic materials.
J Prosthet Dent (United States), Feb 1994, 71(2) p174-7
79. Siegrist BE, Brex MC, Gusberti FA, et al.
In vivo early human dental plaque formation on different supporting
substances. A scanning electron microscopic and bacteriological study.
Clin Oral Implants Res (Denmark), Jan-Mar 1991, 2(1) p38-46
80. Silness J, Hunsbeth J, Figenschou B
Effects of tooth loss on the periodontal condition of neighbouring teeth.
J Periodontal Res (Denmark), 1973, 8(4) p237-42
81. Simonis A, Kramer A, Netuschil L, et al.
[*In vivo* corrosion tests of dental alloys in relationship to saliva pH]
Dtsch Zahnärztl Z (Germany), Aug 1990, 45(8) p485-9
82. Teel R
Protecting the next generation. The dental hygienist's role in managing
periodontal disease as a risk factor for low-birth-weight babies.
Dent Today (United States), May 2002, 21(5) p46-9
83. Tinschert J, Natt G, Körbe S, et al.
Bruchfestigkeit zirkonoxidbasierter Seitenzahnbrücken -eine
vergleichende Studie-
Quintessenz (Germany), 2006, 57 (8) p867-876
84. Tinschert J, Rottenegger R, Longere H, et al.
[Metal ceramics, mechanical bond strength in corrosive solution]
Zahnärztl Prax (Germany, West), Dec 1989, 40(12) p446-51

85. Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P
A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results.
Quintessence Int (England), Feb 2006, 37(2) p139-44
86. Trautner K
[Plaque as a cause of caries and gingivitis--cause and prevention]
Offentl Gesundheitswes (Germany, West), Jul 1982, 44(7) p457-61
87. Waerhaug J. et al
Effect of rough surface upon gingival tissue
J of Dent. Res. 1956, 35, p323
88. Wang YN, Wen GJ, Shi B, et al.
[Adhesion of oral microorganisms on dental porcelain polished and glazed]
Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi (China), Sep 2003, 38(5) p342-4
89. Wardak D, Wirz J, Schmidli F
[The influence of different polishing systems on dental veneering materials]
Schweiz Monatsschr Zahnmed (Switzerland), 2001, 111(3) p282-91
90. Weitman RT, Eames WB
Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures.
Oral Health (Canada), Dec 1975, 65(12) p29-33
91. Whitehead SA, Sherer AC, Watts DC, Wilson NF
Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic
J Oral Rehabil, 1995, 22, p421-427
92. Whitehead SA, Wilson NH, Watts DC
Demonstration of "vertical barrelling" using profilometry.
Eur J Prosthodont Restor Dent (England), Dec 1999, 7(4) p131-4
93. Wirz J, Steinemann S
[The corrosion process in the mouth]
Phillip J Restaur Zahnmed (Germany, West), Apr 1987, 4(2) p81-5
94. Zerres GM Plaqueakkumulation auf verschiedenen Implantatoberflächenbeschichtungen *in vivo*
Dissertation Tübingen, 2002
95. Zhang Y, Griggs JA, Benham AW
Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains.
J Prosthet Dent (United States), Feb 2004, 91(2) p128-35

Danksagung

Für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und die Anleitung zur Durchführung des praktischen Teils bin ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. J. Geis-Gerstorfer zu großem Dank verpflichtet.

Herrn Dr. rer. nat. L. Scheideler danke ich für die bereitwillige Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen sowie für die stetige Beratung während des Verfassens der Dissertation.

Für die hilfreichen Anregungen in labortechnischen Fragen möchte ich mich bei Frau C. Füger und Frau E. Müller Kimmerle bedanken.

Frau Phy.-TA C. Schille sei für die wertvollen Vorschläge und die geduldige Hilfe bei der Anleitung zu den Oberflächenrauigkeitsuntersuchungen als auch bei der Durchführung der Korrosionsversuche herzlich gedankt.

Herrn M. Lenski danke ich für die flexible Hilfe in computertechnischen Fragen und die Unterstützung bei deren Durchführung.

Mein Dank gilt auch den Probanden, die bereit waren, die mit den Schienen verbundenen Unannehmlichkeiten während der Tragezeit auf sich zu nehmen.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie, der ich dieses „Büchlein“ widme, ganz herzlich bedanken. Durch großes Verständnis und ermunternde Worte hat sie mir jahrelang das Rückgrat gestärkt und damit die Fertigstellung der Arbeit in diesem Umfang erst ermöglicht.

Lebenslauf

Persönliche Daten

- Familienstand: ledig
- Staatsangehörigkeit: deutsch
- Geburtsdatum: 04.06.1979
- Geburtsort: Filderstadt
- Konfession: evangelisch
- Eltern: Waltraud Reinmüller, Krankenschwester i.R.
Julius Reinmüller, Techniker i.R.



Ausbildung

1985 - 1989 Schillergrundschule, Filderstadt

1989 - 1998 Eduard-Spranger-Gymnasium, Filderstadt

1998 Abitur

Juli-August 1998 Praktikum im St. Anna Hospital in Ellwangen

Wintersemester 1998 – Sommersemester 2005 Studium der Zahnheilkunde an der Universität Tübingen

04.10.2000 Vorphysikum

11.10.2001 Physikum

25.05.2005 Staatsexamen

September 2005 – Mai 2006 Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. med. dent. F. Hennig in Quickborn

Seit November 2006 Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. med. dent. M. Weißbecher, Ötigheim