

Korrosionsuntersuchungen und Metallionenanalyse für die verschiedenen Werkstoffkombinationen bei kieferorthopädischen Materialien

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Carolin Prestel

aus Frankfurt am Main

2021

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Dieter Lütjohann

Tag der Mündlichen Prüfung: 29.04.2021

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meiner Familie und Hildegard

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	10
1.1 Kieferorthopädische Materialien	11
1.1.1 Brackets aus Metallspritzguss	13
1.1.2 Gefräste Brackets.....	14
1.1.3 Kieferorthopädische Behandlungsbögen.....	15
1.1.4 Kieferorthopädische Verankerungsschrauben.....	16
1.1.5 Ligaturen	18
1.2 Grundlagen der Korrosion	19
1.2.1 Definition von Korrosion	19
1.2.2 Formen der Korrosion	19
1.2.3 Ursachen der Korrosion	23
1.2.4 Korrosion orthodontischer Legierungen	25
1.3 Biokompatibilität	28
1.3.1 Auswirkung von Metallionen auf den Körper	28
1.4 Fragestellung und Ziele der Untersuchung	32
2. Material und Methoden	34
2.1 Verwendete Materialien	34
2.1.1 Bracketsysteme.....	35
2.1.2 Orthodontische Bögen.....	35
2.1.3 Elastische Ligaturen und Drahtligaturen.....	38
2.1.4 Verankerungsschrauben	38

2.2	Mess- und Analyseverfahren	40
2.2.1	Statischer Immersionstest nach DIN EN ISO 10271	40
2.2.2	Herstellung der Korrosionslösung	40
2.2.3	Versuchsdurchführung	42
2.2.4	Massenspektrometrie	45
2.2.5	Rasterelektronenmikroskopie	47
2.3	Datenauswertung und Statistische Analyse	49
3.	Ergebnisse	51
3.1	Statischer Immersionstest	51
3.1.1	Ergebnisse des statischen Immersionstests	51
3.1.2	Auswertungen der Ergebnisse des statischen Immersionstests	63
3.1.2.1	Nickel	64
3.1.2.2	Titan	68
3.1.2.3	Molybdän.....	72
3.1.2.4	Magnesium.....	75
3.1.2.5	Kupfer.....	79
3.1.2.6	Chrom	82
3.2	Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse	86
3.3	Statistische Zusammenfassung	94
4.	Diskussion	95
4.1	Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich zu den Literaturergebnissen.....	95
4.1.1	Diskussion des statischen Immersionstests	95
4.1.2	Diskussion der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen	98

4.1.3	Diskussion der Materialauswahl.....	99
4.1.4	Klinische Schlussfolgerung	101
5.	Zusammenfassung.....	103
6.	Anhang.....	105
7.	Abbildungsverzeichnis	110
8.	Tabellenverzeichnis	119
9.	Literaturverzeichnis	121
10.	Danksagung.....	131

Abkürzungsverzeichnis

At.-%	Atomprozent
h	Stunde
HCO ₃ ⁻	Bikarbonat-Ion
H ⁺ -Ionen	Wasserstoffionen
C ₃ H ₆ O ₃	Summenformel Milchsäure
C ₂ H ₅ OH	Ethanol
Cl ⁻	Chloridion
TAD´s	Temporary Anchorage Devices
Ti-Al6-V4	Titan-Aluminium 6-Vanadium 4
TMA	Titan Molybdänium Alloy
Gew.-%	Gewichtsprozent
DIN	Deutsches Institut für Normung
EN	Europäische Norm
F	Fehler
ICP-MS	Massenspektrometer mit induktiv gekoppeltem Plasma
ISO	International Organization for Standardization
l	Liter
Konz.	Konzentration
m-%	Massenprozent
MIM	Metall Injection Molding
MW	Gewichteter Mittelwert
m/z	Masse-Ladungsverhältnis
Na ⁺	Natriumion
NaOH	Natriumhydroxid
NaCl	Natriumchlorid
NEM	Nichtedelmetalllegierung
NiTi	Nickel-Titan
OH ⁻	Hydroxylion
OK	Oberkiefer

pH	Potentia Hydrogenii
REM	Rasterelektronenmikroskop
Stabw.	Standardabweichung
SL	Self Ligating
Stahl Lig.	Stahlligatur
UK	Unterkiefer
V/m	Volt pro Meter

1. Einleitung

Die Kieferorthopädie beschäftigt sich mit der Diagnostik und Therapie von Zahn- und Kieferfehlstellungen sowie deren Prophylaxe. Laut Andresen sollte jede kieferorthopädische Behandlung das Ziel haben, das individuelle, funktionelle und ästhetische Optimum des Patienten zu erreichen (Andresen, 1931). Für die Behandlung wird eine große Vielfalt von herausnehmbaren und festsitzenden Apparaturen sowie deren Kombinationen verwendet. Insbesondere im Bereich der festsitzenden Behandlungstechnik kommt oft eine nicht unerhebliche Anzahl von unterschiedlichen Metallen bzw. Metalllegierungen gleichzeitig im Mund des Patienten zur Anwendung. Bedingt durch das Mundmilieu wirkt der hier immer vorhandene Speichel als Elektrolyt, hierdurch kann es zu einem Aufbau galvanischer Elemente kommen, mit der Folge einer Ionenbildung und Korrosion an den verwendeten Materialien.

Unter dem Begriff Biokompatibilität versteht man die Eigenschaft eines Werkstoffes, sich in biologischer Umgebung verträglich zu verhalten (Ströbel, 2009). Die Biokompatibilität der kieferorthopädischen Materialien ist unter anderem von ihren Korrosionseigenschaften abhängig. Bei einem korrosiven Prozess gleich welcher Art werden positive Ionen aus einem Metall oder einer Legierung herausgelöst. Diese Metallionen können im Organismus (zyto)toxische Reaktionen hervorrufen. Bislang besteht in der Kieferorthopädie keine offizielle Richtlinie, die Grenzwerte für die Metallionenabgabe festlegt (Ehrlich, 2019). Auf Grundlage der aktuellen Forschung ist aber auch ein Paradigmenwechsel bezüglich der Wirkung der herausgelösten Metallionen auf die Gesundheit des Patienten möglich, scheinbar kann diese sowohl negative als auch positive Auswirkungen haben. In der Studie von Götz (2016) konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem Einsetzen einer nickelhaltigen Zahnspange und einer Reduzierung von Nickelallergien der Patienten gezeigt werden.

Nach dem heutigen Stand der Wissenschaft kann eine entzündliche Reaktion durch den Kontakt von Nickelsulfid mit der Haut ausgelöst werden, jedoch geschieht dieses nicht im Bereich der Mundschleimhaut. Die Schleimhaut zeigt sich gegenüber diesem Metall hochtolerant. Kontaktekzeme oder Entzündungsreaktionen werden so gut wie nie in der Mund-

höhle festgestellt, es wird vermutet, dass die ausbleibende Reaktion durch die unterschiedlichen Immunzellen im Mundraum bedingt ist (Gölz et al., 2016).

Aufgrund des steigenden Gesundheitsbewusstseins unserer Bevölkerung wird dem Behandler von seinen Patienten immer häufiger die Frage gestellt, ob die Materialien unerwünschte Nebenwirkungen verursachen können. Zahlreiche Studien sind bereits über das Korrosionsverhalten der Legierungen von Multibracketapparaturen bekannt. In der Literatur sind *In-vivo-Studien* (Gölz et al., 2016; Jurela et al., 2018; Knickenberg, 2010; Singh et al., 2008) bzw. *In-vitro-Studien* (Arndt et al., 2005; Eschbach, 2009; Mikulewicz et al., 2012; Wendl et al., 2017) zu finden. Allerdings werden häufig neue Bestandteile bzw. Hilfsmittel in Multibracketapparaturen integriert, die wiederum aus neuartigen Legierungen bestehen, so dass hierdurch Kombinationen von Metallen bzw. Metalllegierungen entstehen, die vorher noch nicht untersucht werden konnten.

Einen hohen Stellenwert haben Verankerungsschrauben in dieser Studie aufgrund dessen, dass sie im Vergleich zu den Multibracketapparaturen aus einer andersartigen Legierung bestehen und dadurch ein höheres Korrosionspotential entsteht als beim Einsatz einer herkömmlichen Multibracketapparatur. Dieses erhöhte Korrosionspotential ist hier besonders relevant, weil für die klinische Anwendung von Verankerungsschrauben deren Verlustrate absolut entscheidend ist. Der Verlust einer Verankerungsschraube kann durch eine Periimplantitis ausgelöst werden, die zu einer Mobilisierung der Schraube mit anschließendem Verlust führt (Mouhyi et al., 2012). Die Korrosion zählt zu einem der auslösenden Faktoren für eine Periimplantitis, welches mit einer Titanionenabgabe der Implantate einhergeht (Luzi et al., 2009; Miyawaki et al., 2003).

1.1 Kieferorthopädische Materialien

Brackets sind Bestandteile der Multibracketapparatur (siehe Abb. 1). Der Aufbau eines Brackets besteht aus einer Bracketbasis, die der Zahnform angepasst ist, und einem horizontalen Slot zur Aufnahme des orthodontischen Behandlungsbogens sowie Flügeln zum Anbringen von Ligaturen, welche den Behandlungsbogen im Bracket fixieren. Zusätzliche Haken können am Bracket angebracht sein, um weitere Behandlungselemente mit dem Bracket zu verbinden. Die zwei gängigsten Dimensionen des Slots sind in der Vertikalen die Höhen von 0,457 mm (= 0,018 inch) verbunden mit einer Tiefe von 0,6

mm oder die Höhe von 0,559 mm (= 0,022 inch) mit der Tiefe von 0,7 mm (Harzer, 1999). Multibracketapparaturen können grundsätzlich für alle Zahnbewegungen verwendet werden. Bevorzugt werden sie für Translation, Intrusion/Extrusion von Zähnen, Rotationen und gezielte Wurzelbewegungen (Torque) ausgewählt. Therapeutisch kommen in der Hauptsache Standardbrackets und selbstligierende Brackets zum Einsatz, die sich darin unterscheiden, dass bei den Standardbrackets der Behandlungsbogen durch eine Ligatur im Bracketslot befestigt werden muss. Diese Ligatur wird im Normalfall bei jedem Wechsel des Behandlungsbogens erneuert. Selbstligierende Brackets (SL) zeichnen sich dadurch aus, dass eine Ligatur nicht mehr benötigt wird, die Befestigung des Bogens im Bracketslot erfolgt durch eine mechanische Vorrichtung, bei der eine bewegliche Klappe so verschoben werden kann, dass sie den Bogen im Bracketslot befestigt. Diese Methode unterscheidet sich wiederum in aktive SL-Brackets, bei denen die Klappe immer Kontakt zum Behandlungsbogen hat und diesen aktiv in den Bracketslot drückt, und die passiven Systeme bei denen die Klappe im geschlossenen Zustand eine Art Röhrrchen erzeugt, in dem sich der Bogen abhängig von seiner Dimension frei bewegen kann.

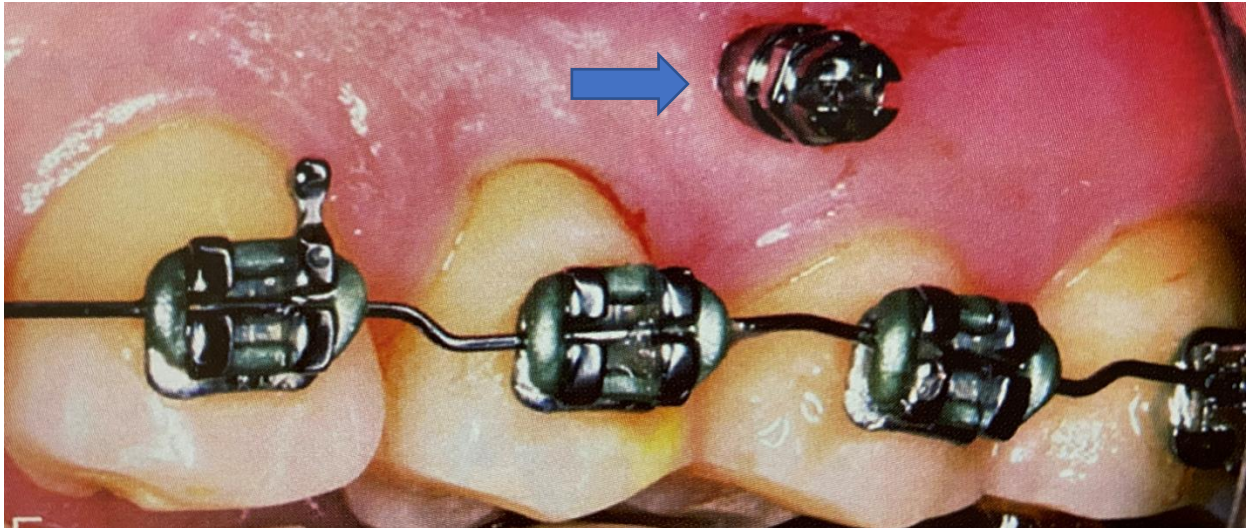


Abb. 1: Multibracketapparatur in situ im OK bestehend aus Brackets, Behandlungsbogen, Alastics und einer Verankerungsschraube (siehe Pfeil) interradikulär der Prämolaren (modifiziert nach Proffit, 2013).

1.1.1 Brackets aus Metallspritzguss

Das Metallspritzgussverfahren wird im englischen Metal Injection Molding (MIM) genannt und ist ein Bereich des Pulverspritzgießens, welches 1980 in den USA entwickelt wurde (Eliades et al., 2008). Die Herstellung der Brackets findet in vier Schritten statt (siehe Abb. 2). Im ersten Schritt wird aus einem Metallpulver mit einem organischen Binder ein Granulat, ein sogenannter „Feedstock“ hergestellt. In der Kieferorthopädie wird oftmals 55–65 % Metallpulver und 45–35 % Binder verwendet. Als Metallpulver eignet sich rostfreies Stahlpulver (Floria und Cand, 1997). Im zweiten Schritt lässt sich der Feedstock in einer Spritzgussmaschine bei erhöhter Temperatur in der gewünschten vorläufigen geometrischen Form herstellen. Er ist ca. 17–22 % größer, um die Schrumpfung nach dem Sintern zu kompensieren. Im dritten Schritt wird mit Hilfe eines zweistufigen Prozesses, der thermischen und katalytischen Entbinderung, der Binder zu ca. 90 % entfernt (Zinelis et al., 2005). Das daraus entstandene noch poröse Formteil, auch Bräunling genannt, wird im vierten und letzten Schritt knapp unter dem Schmelzpunkt bis zu 1400 °C gesintert. Nun wird der restliche Teil des Binders entfernt und das Bracket ist in der endgültigen geometrischen Form verdichtet (Gabriele Floria und Cand, 1997).

Die Möglichkeiten der Nachbearbeitung der Brackets sind das Sandstrahlen, Polieren oder die Beschichtungstechnologie, wie z. B. das Galvanisieren. Brackets aus Metallspritzguss werden in einem Stück hergestellt und weisen eine gleichmäßige Elementverteilung auf. Dies führt dazu, dass die galvanische Korrosion zwischen den Bestandteilen der Brackets wegfällt. Es ist anzumerken, dass die Multibracketapparaturen mit orthodontischen Bögen in Verbindung stehen, welche aus einer anderen Legierung bestehen und somit ist die Voraussetzung für ein galvanisches Element gegeben. Laut Siargos et al. (2007) sind sie anfälliger für Lochfraßkorrosionen. Dennoch gibt es erst eine Studie über Brackets aus Metallspritzguss, die sich gezielt auf die Ionenabgabe von Nickel und Chrom bezieht (Amini et al., 2014). Die wichtigsten Vorteile der Brackets aus Metallspritzguss sind folgende: Durch den Verzicht des Lötens haben die Brackets ein geringes Risiko, eine Zytotoxizität auszulösen sowie zu einer galvanischen Korrosion zwischen Lotmaterial und Bracket zu führen (Khan, 2012). Ein weiterer Vorteil ist, dass die Brackets aus einem beliebigen Metall hergestellt werden können, jedoch spielt die Element-Zusammensetzung eine wichtige Rolle für die Biokompatibilität, Korrosions-

resistenz und Ionenabgabe der Multibracketapparatur (Staffolani et al., 1999). Die zwei wichtigsten Nachteile sind zum einen, dass die Brackets aus nur einer Metalllegierung bestehen und somit die gleiche Härte haben. Beim Debonding kann das Bracket somit leichter in zwei Teile zerbrechen und mögliche Schmelzausrisse verursachen. Je nach Bestandteil der Brackets wird eine andere Härte gewünscht. Zum Beispiel ist die Bracketbasis aus einem weicheren Material gewünscht als der Bracketkörper (Khan, 2012). Zum anderen wurde in der Studie von Castro et al. (2003) beschrieben, dass es durch die Porosität zum Herabsetzen der Korrosionseigenschaften und der mechanischen Festigkeit kommen kann.

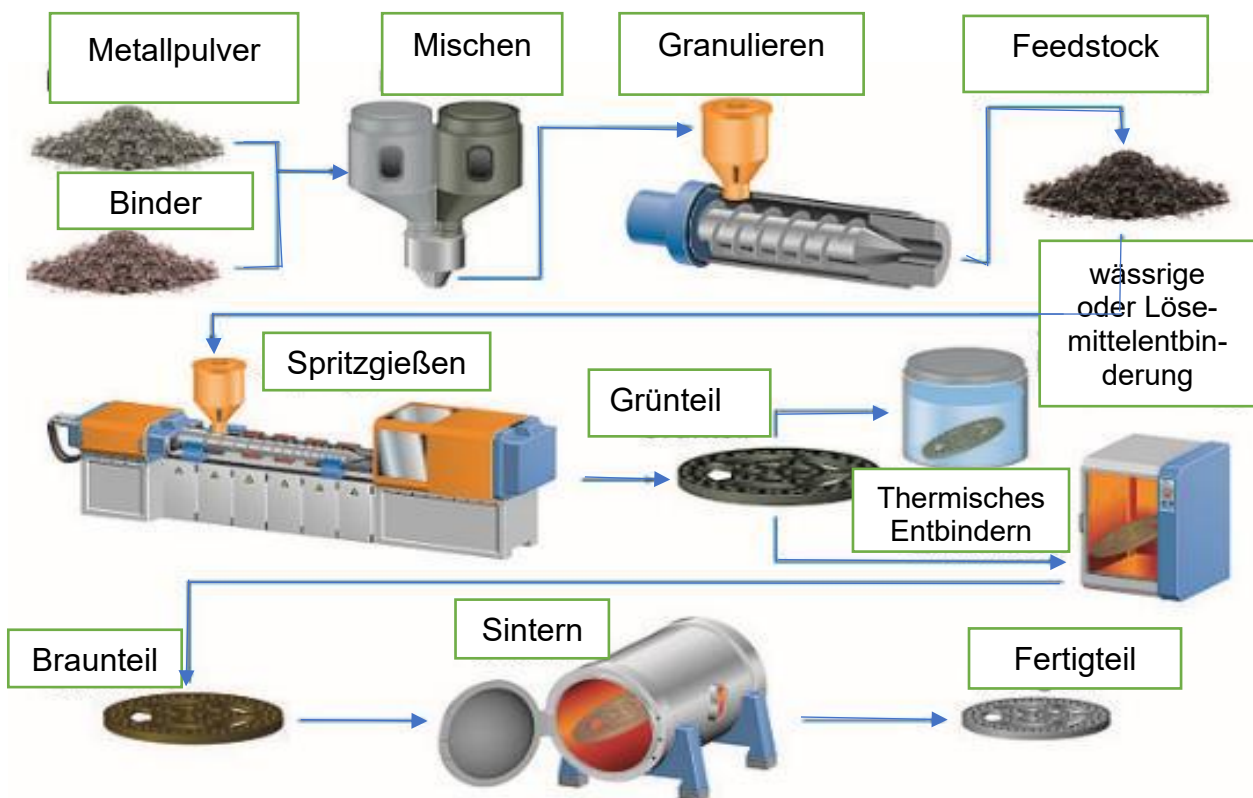


Abb. 2: Die vier Schritte des Metallspritzgussverfahrens (modifiziert nach Burkhardt, 2015).

1.1.2 Gefräste Brackets

Gefräste Brackets können entweder in einem Stück oder nur einzelne Bestandteile, wie dessen Haken und Slots, gefräst werden. Laut Hersteller des verwendeten ECONO-LINE™-Brackets in dieser Studie sind die positiven Eigenschaften des Fräsens die hohe Maßtoleranz im 0,001 mm-Bereich, welches eine optimale Slotgenauigkeit gewährleistet.

Die absolut glatte Oberfläche verhindert Ablagerungen von Plaque und somit die Entstehung von Mikrokorrosion (Adenta, 2020). Wenn die einzelnen Bracketbestandteile verbunden werden müssen, gibt es die folgenden drei Verfahren: Das Lötten, auf dieses soll jedoch wegen der erhöhten Korrosionswerte verzichtet werden. Die zwei vorteilhaftesten Verfahren sind das Schweißen oder die Laserverbindung der Bracketbestandteile (Schopf, 2008).

1.1.3 Kieferorthopädische Behandlungsbögen

Die kieferorthopädischen Behandlungsbögen auch in Kurzform als Bögen bezeichnet, laufen durch die Bracketslots und weisen unterschiedliche Formen bzw. Querschnitte, Legierungen und Dimensionen auf. In der Metallurgie bezeichnet man ein Gemisch aus zwei oder mehreren Metallen als Legierung. Meistens bestehen Dentallegierungen aus mindestens vier verschiedenen Metallen (Schmalz und Wataha, 2005). Das orthodontische Bogenmaterial ist als Rund- oder als Vierkantbogen auf dem Markt erhältlich. Bogenstärken werden üblicherweise in inch angegeben. Ein inch entspricht 25,4 mm. Die Bögen übertragen sowohl Kräfte als auch Drehmomente auf die Zähne, wodurch eine Zahnbewegung bzw. ein Zahnwurzeltorque ausgelöst wird.

Die kieferorthopädischen Behandlungsbögen sind nicht nur dem korrosiven Mundmilieu ausgesetzt, sondern auch der thermischen und mechanischen Belastung. Das Bogenmaterial, welches in dieser Studie verwendet wurde, wird in Bezug auf Korrosion und Biokompatibilität im Folgenden erläutert. Der nichtrostende Stahlbogen besteht aus 16–19 % Chrom, 7–15 % Nickel und 2,0–2,5 % Molybdän. Er gilt als korrosionsbeständig und nicht toxisch, aufgrund der Nickel- und Chromanteile ist hier jedoch ein Allergiepotential vorstellbar. Titan-Molybdän-Alloy (TMA)-Bögen sind sehr korrosionsbeständig, nicht toxisch und ein allergenes Potential ist nicht bekannt. Die Nickel-Titan-Bögen (NiTi) bestehen aus 55 % Nickel und 45 % Titan. Sie sind korrosionsbeständig, nicht toxisch und trotz des hohen Nickelanteils liegt ein geringes Allergierisiko vor (Schopf, 2008). In der Studie von Huang et al. (2003) wurden verschiedene NiTi-Bögen mit Hilfe von Kunstspeichel mit einem pH-Wert von 2,56–6,25 im Hinblick auf ihre Korrosionsresistenz untersucht. Die Studie erfolgte in vier verschiedenen Zeitspannen zwischen 1 und 28 Tagen. In allen untersuchten Zeitspannen lag die Nickelabgabe unter den mit der Nahrung aufgenommenen

Werten und unter dem allergieauslösenden Grenzwert. Die geringe Titanabgabe war nicht nennenswert und könnte ein Zeichen dafür sein, dass ein ausgebildeter Titanoxidfilm ein ausreichender Schutz gegen Korrosion ist.

1.1.4 Kieferorthopädische Verankerungsschrauben

Die Einführung der skelettalen Verankerung durch Creekmore (1983) ist für die kieferorthopädische Behandlung von großer Bedeutung. Die Verankerungsschrauben werden im englischen Temporary Anchorage Devices (TADs) genannt (Wilmes, 2013). In der Literatur werden sie unter anderem noch als Mini-Implantate und Minipins bezeichnet. Verankerungsschrauben können in gleichzeitig selbstschneidende und selbstbohrende Systeme sowie selbstschneidende Systeme, die eine Vorbohrung benötigen, unterteilt werden. Zusätzlich können die Verankerungsschrauben in Länge, Durchmesser, und Gewindedesign sowie durch die funktionstragenden Köpfe unterschieden werden. Die Verankerungsschrauben bestehen aus drei Teilen: Gewindeschaft, zervikalem Teil und einem Kopf. Die Köpfe der Schrauben können einen Slot oder Kreuzschlitz zum Einligieren von kieferorthopädischen Behandlungsbögen und eine Halterung für Zugfedern oder Gummizüge aufweisen (siehe Abb. 3, Ludwig et al., 2011). Für die Bewegungen von Zähnen werden Kräfte benötigt, die ein Widerlager erfordern. Die Kräfte wirken nach dem Prinzip $Actio = Reactio$ (drittes Newtonsches Gesetz). „Dies bedeutet, dass auf die zur Abstützung verwendeten Strukturen die gleichen Kräfte einwirken wie auf die Zähne, die bewegt werden sollen“ (Schopf, 2008). Hierdurch kann es zu einem Verankerungsverlust kommen, wenn die angewendeten Kräfte zu einer unerwünschten Wanderung des Widerlagers führen. Bei bestimmten Zahnbewegungen ist ein Verankerungsverlust allerdings nicht erwünscht.

In der Kieferorthopädie gibt es eine Vielzahl von Möglichkeiten diesem entgegenzuwirken. Die von der Mitarbeit der Patienten unabhängigen Methoden (non-compliance) sind die Verankerungsapparaturen (Nance-Apparatur, Transpalatinalbügel, Verankerungsschrauben). Die Verankerungsschrauben heben sich durch die Möglichkeit der maximalen Verankerung und den vielseitigen Einsatz hervor. Bei der maximalen Verankerung kommt es zu keiner unerwünschten Wanderung des Widerlagers. Dies wurde in zahlreichen Studien

nachgewiesen (Deguchi et al., 2003; Luzi et al., 2007; Yamaguchi et al., 2012). Die Verankerungsschrauben gewannen in den letzten Jahrzehnten immer mehr an Bedeutung. Indikationen zur Insertion von Verankerungsschrauben sind unter anderem das Intrudieren/Extrudieren von einzelnen Zähnen sowie die Retraktionen von Zahnblöcken ohne unerwünschten Nebeneffekt (Chang et al., 2004; Henry und Singer, 1999; Park et al., 2004). Die Erfolgsrate von Verankerungsschrauben liegt bei 80 % (Cheng et al., 2004; Miyawaki et al., 2003; Park et al., 2006). Das Material der Verankerungsschrauben muss biokompatibel, nicht toxisch, korrosionsresistent sein und exzellente mechanische Eigenschaften aufweisen. Die Materialien werden im Hinblick auf die Biokompatibilität in biotolerant und bioinert unterteilt:

1. Biotolerant: Rostfreier Stahl, Kobalt-Chrom-Legierungen.
2. Bioinert: Titan bzw. Titanlegierungen.

Die folgenden Charakteristika von Titanlegierungen sind: Keine allergischen, immunologischen Reaktionen und keine Bildung von Tumoren. Sie machen es zu einem oft genutzten Material für Verankerungsschrauben (Favero et al., 2002). Die Bruchstabilität von reinem Titan wird durch Beimischen von Aluminium und Vanadium erhöht (Titan-Aluminium 6-Vanadium 4, TiAl6V4). Weitere vorteilhafte mechanische Eigenschaften der TiAl6V4-Legierung sind eine hohe Festigkeit, ein optimales Dehnungsverhalten, hohe Verschleißbeständigkeit und eine besonders geeignete Oberflächenbeschaffenheit (Pasch, 2012; Singh et al., 2010). Titan hat die Eigenschaft an der Luft bei Raumtemperatur eine passivierende Oxidschicht zu bilden, dies macht es zu einem häufig genutzten Material (Eichner und Kappert, 2008). Rostfreier Stahl ist eine Metalllegierung und steht als biotolerantes Material für Verankerungsschrauben zur Verfügung. Durch das Beifügen von Chrom (16 %) wird der Stahl korrosionsresistent. Nickel und Kohlenstoff (7 %) tragen zur Stabilisierung der Legierungen bei rostfreiem Stahl der Reihe 316L bei. Dieser eignet sich sowohl für Zahnimplantate als auch für Verankerungsschrauben und besteht aus 17-19 % Chrom, 14 % Nickel und 2,5 % Molybdän. Durch das Beifügen von Molybdän bildet sich eine Schutzschicht, die das Implantat vor einer sauren Umgebung schützt. Kohlenstoff kann im festen Lösungszustand ebenso zu einer Korrosionsresistenz führen (AZoM Network, 2013).

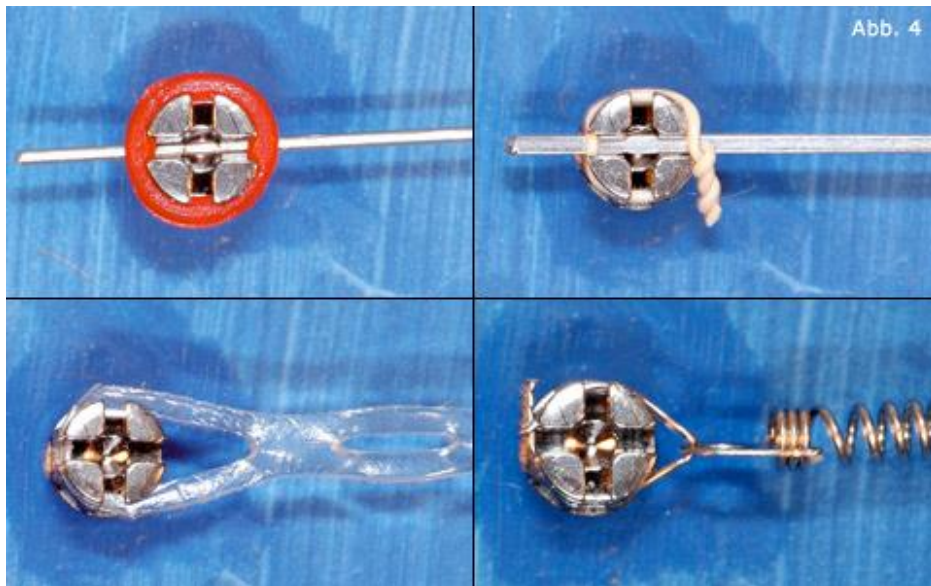


Abb. 3: Verankerungsschrauben deren Köpfe einen Kreuzslot und entsprechende Unterschnitte haben, erlauben das Befestigen von allen Varianten an Kopplungs-Elementen: Runddrähte, Vierkantdrähte, elastische Ketten, Zugfedern, Alastics und Stahlligaturen (Ludwig et al., 2011).

1.1.5 Ligaturen

Ligaturen haben die Funktion, die Bögen im Bracketslot zu fixieren. Bei den konventionellen Brackets besteht die Wahl aus Stahl- und Elastomerligaturen (Alastics, s. Abb. 4).

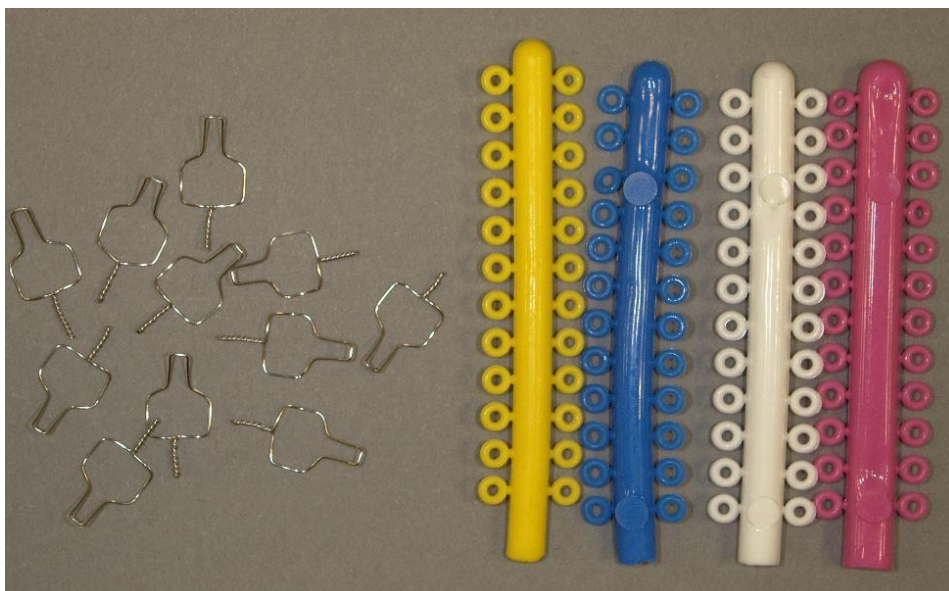


Abb. 4: Verschiedene Arten von Ligaturen: links Stahlligaturen, rechts Alastics in verschiedenen Farben.

1.2 Grundlagen der Korrosion

1.2.1 Definition von Korrosion

Der Begriff der Korrosion stammt aus dem lateinischen (corrodere, zernagen) und ist nach der DIN EN ISO 8044 wie folgt definiert: „Korrosion ist die Reaktion eines metallischen Werkstoffs mit seiner Umgebung, die eine messbare Veränderung des Werkstoffs bewirkt (Korrosionserscheinung) und zu einer Beeinträchtigung der Funktion eines mechanischen Bauteiles oder eines ganzen Systems (Korrosionsschaden) führen kann. In den meisten Fällen ist diese Reaktion elektrochemischer Natur, in einigen Fällen kann sie jedoch auch chemischer oder metallphysikalischer Natur sein“ (DIN 8044, 2019).

1.2.2 Formen der Korrosion

Verschiedene Formen der Korrosion können in der Mundhöhle auftreten (Worch et al., 2011). Diese sind in Abbildung 5 schematisch dargestellt. Korrosion kann in Form eines gleichmäßig abtragenden oder ungleichmäßig stattfindenden Korrosionsangriffs auftreten. Die gleichmäßige Korrosion, auch Flächenkorrosion genannt, führt zu einer annähernd gleichen Dickenabnahme (Massenverlust) an allen Stellen. Sie findet vor allem an Oberflächen von Metallen oder Legierungen statt, die keine Schutzschicht ausbilden (Eichner und Kappert, 2008). Bei der ungleichmäßigen Korrosion (lokale Korrosion) sind nur bestimmte Stellen (Gefügebestandteile, einzelne Legierungselemente, Korngrenzennahe Bereiche) von der Korrosion betroffen (Bergmann, 2000).

Bei der lokalen Korrosion unterscheidet man zwischen:

1. Lochfraßkorrosion,
2. Kontaktkorrosion,
3. Spaltkorrosion,
4. interkristalline Korrosion und
5. selektive Korrosion.

Nachfolgend werden diese kurz erläutert.

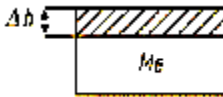

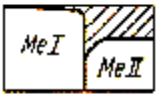
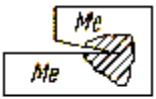
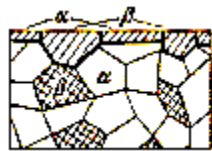
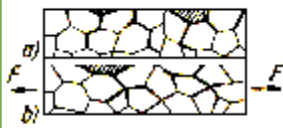
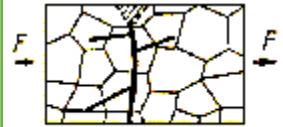
Angriffsform	Schema	
gleichmäßiger Abtrag	Flächenkorrosion $\Delta h = \text{Dickenverlust}$	
ungleichmäßiger Abtrag	Lochfraß Örtliche Vertiefung bei praktisch nicht angegriffener Umgebung	
	Kontaktkorrosion Bevorzugter Angriff des unedleren Me II (als Anode eines Korrosionselements)	
	Spaltkorrosion Bevorzugter Angriff des Spaltgrundes (als Anode eines Belüftungselements)	
	Selektive Korrosion Herauslösung unedlerer β -Gefügebestandteile	
	Interkristalline Korrosion Selektiver Angriff im Korngrenzenbereich a) ohne b) mit statischer Belastung	
	Transkristalline Risse Selektiver Angriff außerhalb von Korngrenzen bei statischer Belastung	

Abb. 5: Die wichtigsten Erscheinungsformen der Korrosion bei Metallen (modifiziert nach Worch et al., 2011).

1. Lochfraßkorrosion

Kennzeichnend für diese Art von Korrosion ist eine deutlich abgegrenzte Korrosionsmulde (Worch et al., 2011). Diese tritt ein, wenn eine Zerstörung der Passivschicht punktuell stattfindet. Typischerweise tritt die Lochfraßkorrosion bei Schutzschichtüberzogenen

Werkstoffen auf, mit isolierten korrosionsaktiven Stellen, die im Kontakt mit Speichel stehen (Worch et al., 2011), aber auch bei Metallen, wie z. B. Aluminium, die durch eine Sauerstoff-Oxidation eine natürliche Passivschicht ausbilden. Ihre wasserlöslichen Chlor-Ionen oder Sulfid-Ionen können den Sauerstoff ersetzen und zerstören damit die Passivschicht an dieser Stelle. An der ersetzten Stelle kann kein Sauerstoff mehr binden und damit keine neue Passivschicht entstehen, es kommt zur Korrosion (Zimmermann, 2019). Die kleinen Löcher an der Oberfläche weiten sich in der Regel in der Tiefe (Weber, 1985). Lochfraß ist problematisch, da der Materialabtrag im Korngrößenbereich auftritt und somit nicht mit bloßem Auge zu sehen ist. Es kann sogar bis hin zum mechanischen Versagen des Materials kommen. Bereits 1988 fanden Kappert et al. in ihrer Studie heraus, dass Bögen auf Eisen- oder Nickelbasis zu Lochfraß neigen (Kappert et al., 1988). Luft (2008) stellte in ihrer Studie Lochfraß an den untersuchten Speed-Brackets im Bereich der Verschlussklappe und des Häkchens fest sowie im Bereich des Flügels bei den Time-Brackets. Besonders prägnant war die Korrosion bei den Ultratrim-Brackets an den Brackethäkchen, den Flügeln und der Basis.

2. Kontaktkorrosion

Kontaktkorrosion folgt dem Prinzip des Galvanischen Elements, in dem es durch einen Elektrolyten zu einem Ionenstrom und so zu einem Abtrag vom kathodischen zum anodischen Element kommt (Worch et al., 2011). Das geschlossene Element kann z. B. aus zwei miteinander leitend verbundenen Metallen, welche ein unterschiedliches Lösungspotential aufweisen, über einen Elektrolyten ein Korrosionselement bilden. Dies führt zur Korrosion des unedleren Partners (Anode). In der Mundhöhle gibt es die Möglichkeit, bei Berührung einer Amalgamfüllung mit einer Goldkrone oder aus unterschiedlichen Werkstoffen zusammengesetzten Strukturen, wie z. B. Konstruktionselementen, Implantataufbauten oder Dehnschrauben, ein Kontaktelement zu bilden (Eichner und Kappert, 2008). Die elektrische Leitfähigkeit des Elektrolyten oder der Polarisationswiderstand sind die Parameter, welche das Ausmaß der Korrosion beeinflussen (Bergmann, 2000).

3. Spaltkorrosion

Eine Spaltkorrosion entsteht zwischen Konstruktionsteilen oder in engen Spalten im Metall, aufgrund dessen dort Elektrolyten durch Kapillarwirkung festgehalten werden (Linhardt, 2019). Die Möglichkeit besteht, dass der Elektrolyt in den Spalt eindringen kann,

jedoch kann kein ständiger Austausch stattfinden, so dass stagnierende Verhältnisse herrschen und die Sauerstoffkonzentration im Spalt niedriger ist als außen. Es lässt sich außerdem eine deutliche Veränderung der Elektrolytzusammensetzung mit Abfall des pH-Wertes vermerken (Weber, 1985). Dadurch kann die oxidische Schutzschicht nicht mehr aufrechterhalten werden, schlussfolgernd bildet sich eine starke Korrosion im Spalt (Linhardt, 2019).

In der Mundhöhle sind genügend Spaltbereiche vorhanden, welche eine Sauerstoffbelüftung verhindern, so dass auch hochwertige Legierungen korrodieren. Die möglichen Spaltbereiche in der Zahnmedizin und der Kieferorthopädie sind in folgender Auflistung erläutert (Wirz, 2002).

- Gingivasulkus mit metallischen Kronenrändern, kieferorthopädischen Bändern,
- Primär-/Sekundärteleskope,
- Grenzspalte zwischen Keramik/Metall,
- Grenzspalte zwischen Kunststoff/Metall,
- Spalträume bei bedingt abnehmbaren, verschraubten Rekonstruktionen (insb. bei implantatgetragener Prothetik),
- sub- und supramarginale Spalträume zwischen Implantaten und Suprastrukturen,
- poröse Lötstellen und
- Brackets.

4. Selektive Korrosion

Unter selektiver Korrosion versteht man das Herauslösen bestimmter Legierungsbestandteile. Als poröses Skelett bleibt meist der edlere Legierungsbestandteil zurück. Sie erscheint nicht nur an mehrphasigen, sondern auch an einphasigen Legierungen (Bergmann, 2000). Der selektive Korrosionsangriff verläuft entlang bestimmter Gefügebereiche des Werkstoffs. Bevorzugt angegriffen werden die weniger edlen Bestandteile in Legierungen, z. B. das Kupfer in Goldlegierungen (Eichner und Kappert, 2008). Zur selektiven Korrosion zählen die interkristalline Korrosion und die transkristalline Korrosion. Auf atomarer Ebene bestehen Metalle aus Metallatomen mit einem umgebenen Elektronengas. In größerer Ebene werden sie als Gefügekörner bezeichnet, kristallähnliche Strukturen, die je nach Legierung oder Metall unterschiedliche Größen aufweisen. An den Übergängen zwischen den Körnern ergeben minimale Ungleichheiten im Elektronengas mögliche

Schwachstellen, an denen es zur Korrosion kommen kann (Zimmerman, 2019). Unterschieden wird nach dem Bereich des zerstörten Gefüges. Bei der interkristallinen Korrosion verlaufen die korrosiven Angriffe entlang der Korngrenze. Somit entsteht ein Lokalelement an ein und derselben Legierung, welches mit bloßem Auge nicht zu erkennen ist (Eichner und Kappert, 2008). Die Zerstörung (Spannungsunterschiede und starke Zugbeanspruchung) bei der transkristallinen Korrosion verläuft durch die Gefügekörner. Eine andere Bezeichnung für letztere Korrosionsart ist Spannungsrisskorrosion (Linhardt, 2019).

1.2.3 Ursachen der Korrosion

Die Korrosion wird durch das feuchte Mundmilieu, was ständigen Temperaturschwankungen ausgesetzt ist, gefördert. Getränke und Nahrung weisen große Differenzen im pH-Wert auf. Oftmals bleiben Nahrungsteilchen an der Metalloberfläche haften und bilden ein Milieu, welches eine günstige Voraussetzung für eine beschleunigte Reaktion zwischen der im Speichel gelösten Substanzen und der Metalllegierung darstellt (Gasser et al., 1984). Nach Kaesche (1990) findet eine Phasengrenzreaktion statt, die im feuchten (Elektrolyt) oder im trockenen Milieu (in Gasen) stattfinden kann. Die chemische Korrosion wird als „trockene“, wohingegen die elektrochemische als „nasse“ Korrosion bezeichnet wird (Kaesche, 1990; Rau und Ströbel 1992; Weber, 1981; Zukunft, 1977). Die elektrochemische Korrosion setzt das Vorhandensein eines chemisch wirksamen Mediums (Elektrolyt) und eines Oxidationsmittels (Luftsauerstoff) voraus. Dabei werden Metallionen von der Metalloberfläche abgegeben und gehen in Lösung. Der Sauerstoffanteil wird reduziert, um Neutralität zu bewahren. Dabei ist der Gesamtstrom gleich Null, welches der Grund ist, dass hier kein Korrosionsstrom fließt (Müller, 1993). Die Korrosion der Metalle ist überwiegend elektrochemischer, selten chemischer Natur (Eichner und Kappert, 2008).

Elektrochemische Korrosion:

Bei der elektrochemischen Korrosion reagieren zwei unterschiedliche Metalle bzw. Metallverbindungen mit einem Elektrolyten (Linhardt, 2019). Der Speichel ist der wichtigste Elektrolyt im Hinblick darauf, dass in ihm sowohl Salze als auch Säuren oder Laugen gelöst sein können und dadurch Strom fließen kann (Klötzer, 1991; Marxkors und Meiners,

2001; Rau und Ströbel, 1992). Der pH-Wert des Speichels ist neutral und schwankt um 7 (Eichner und Kappert 2008). Im frisch sezernierten Speichel, von Mundbakterien noch nicht beeinflusst, sind Chloridion (Cl^-), das Bikarbonation (HCO_3^-) und das Natriumion (Na^+) zu betrachten, das Hydroxylion (OH^-) bedingt eine alkalische Reaktion. Aufgrund der vergärenden Tätigkeiten der Mundbakterien wird der Speichel in Folge der Glykolyse angesäuert und ein pH-Wert von 4,5 stellt sich ein (Eichner und Kappert, 2008). Die daraus entstandenen Säuren zerfallen in H^+ -Ionen und Säure-Anionen (z. B. Essigsäure-, Milchsäure-Ionen). Die Bedingungen unter denen Legierungen und Metalle in Form von Salzen in Lösung gehen, sind gegeben. Metalle haben das Bestreben in Lösung zu gehen, wenn sie mit einem Elektrolyten in Berührung kommen, indem sie Ionen an die Lösung abgeben. Die Kraft mit dem die Metallionen in die Lösung getrieben werden, wird als elektrolytischer Lösungsdruck bezeichnet. Mit steigender Größe des Lösungsdrucks wird das Auflösen der Metalle in den Elektrolyten leichter. Die Metalle mit geringem Lösungsdruck lösen sich hauptsächlich nicht auf. Durch die Anordnung verschiedener Metalle entsteht ein galvanisches Element (Gasser et al., 1984). Die Atome des unedleren Metalls geben Elektronen ab und gehen als positiv geladene Ionen in Lösung. Das unedlere Metall wird dabei zersetzt. Der entstandene Elektronenüberschuss fließt über den Leiter zum edleren Metall (Linhardt, 2019).

Chemische Korrosion:

Chemische Korrosion findet bei einem direkten Kontakt zwischen nichtmetallischen und metallischen Elementen statt. Die Folge ist eine Halogenid-, Sulfid-Bildung oder Oxidation. Sulfide gelten als die häufigste Ursache der chemischen Korrosion in der Mundhöhle. Selten kommt es zu einem direkten chemischen Angriff auf Säure- oder Laugenbasis. Eine Ausnahme ist das Vorhandensein inhomogener Kristallstrukturen oder gewisser Oberflächenbeläge, wie Plaque oder Speisen. Isoliert kommt sie selten vor, meistens kommt die chemische Korrosion in Kombination mit der elektrochemischen Korrosion vor (Gasser et al., 1984). Der Werkstoff kann zusätzlich mit einem gasförmigen Korrosionsmedium zu einem Metalloxid reagieren, ohne die Beteiligung eines Elektrolyten. Dieser Korrosionsvorgang kann durch hohe Temperaturen beschleunigt werden (Linhardt, 2019).

Im Mund des Patienten handelt es sich überwiegend um chemische Reaktionen im sauren Milieu ohne Mitwirkung von elektrischem Strom, die zu einer Auflösung der Oberfläche führen (Eichner und Kappert, 2008).

1.2.4 Korrosion orthodontischer Legierungen

Die in der Kieferorthopädie häufig eingesetzten Legierungen lassen sich in sechs Gruppen unterteilen (Eichner und Kappert, 2008):

- Chrom-Nickel-Stähle vom Typ 301/302/304 (nach ISO),
- Mangan-Stähle,
- Kobalt-Chrom-Nickel-Legierungen,
- Nickel-Titan-Legierungen,
- β -Titan-Legierungen und
- commercial pure (cp) Titan.

Die Zusammensetzung der Legierungen wird in der Regel als Gewichtsprozent (Gew.-%) oder Atomprozent (At.-%) angegeben (Schmalz und Wataha, 2005). Die Korrosionsstärken der Dentallegierungen hängen im biologischen Milieu von folgenden fünf Faktoren ab: Phasenstruktur, Wärmebehandlung, Oberflächenbeschaffenheit, umgebendes Milieu und Legierungszusammensetzung (siehe Tab. 1, Hein et al., 2014). Die einphasigen Legierungen zeigen eine ähnliche Zusammensetzung über ihre gesamte Struktur, wohingegen die Mehrphasenlegierungen Bereiche aufweisen, die sich in der Zusammensetzung unterscheiden. Das Zusammenspiel zwischen dem Milieu in der Mundhöhle und der Phasenstruktur bestimmt, welche Elemente freigesetzt werden und wie diese mit dem menschlichen Organismus reagieren.

Unter anderem ist die Gewebeverträglichkeit und Korrosionseigenschaft von der Phasenstruktur der Legierung abhängig (Wataha et al., 1991). Dentallegierungen können von Korrosionsvorgängen elektrochemischer Art beeinflusst werden, bei denen der Speichel der umgebende Elektrolyt ist. Das Metall löst sich auf und es kommt zu einem Elektronen- und Ionentransport. Potentialunterschiede an der Oberfläche einer Legierung führen zur Bildung anodischer und kathodischer Elektroden. Das Metall wird an der Anode aufgelöst und es werden Elektronen durch den Oxidationsprozess abgegeben.

Hingegen werden an der Kathode durch reduzierende Vorgänge Elektronen aufgenommen (Weber, 1985).

„Je geringer der Edelmetallgehalt in einer Legierung ist, desto größer ist die Freisetzung der unedleren Metalle“ (Hein et al., 2014), siehe Tabelle 2. Wenn man Edelmetalllegierungen betrachtet, zählt Silber unter chemischen Aspekten nicht zu den Edelmetallen. Es ist aber oftmals in Dentallegierungen vorhanden, wenn nicht anders angegeben. Palladiumlegierungen mit Silber haben eine geringere jedoch ausreichende Mundbeständigkeit im Vergleich zu den Goldlegierungen mit 60 m-% Edelmetallgehalt. Bei Palladiumlegierungen ohne Silber ist die Korrosionsfestigkeit beeinträchtigt (Marxkors und Meiners, 2001). Die Mundbeständigkeit der Nichtedelmetalllegierungen (NEM) beruht auf der Ausbildung einer dünnen Oxidschicht, die das darunterliegende Metall vor weiteren Schädigungen schützt. Ihre Passivierbarkeit ist besonders durch den Chrom- und Molybdängehalt gewährleistet (Schwickerath, 1990). Bei NEM-Legierungen sollte auf Lötverbindungen verzichtet werden, da aufgrund galvanischer Effekte mit erhöhten Metallionenabgaben bis hin zu deutlich verringerter Festigkeit in der Verbindung gerechnet werden muss (Eichner und Kappert, 2008). Die Affinität von Chrom zu Sauerstoff führt dazu, dass sich schnell eine dichte Oxidschicht bildet. Bei Nickelbasislegierungen ist aufgrund des Wunsches nach Härte der Chromgehalt limitiert. Der Mindestgehalt sollte 20 m-% Chrom und 8 m-% Molybdän betragen (Marxkors und Meiners, 2001).

Kobalt-Chrom-Legierungen weisen tendenziell eine größere Korrosionsstabilität auf als Nickel-Legierungen und Stahldrähte (Schopf, 2008). In Untersuchungen von implantierten Materialien wurde festgestellt, dass alle Materialien zu einer Elementabgabe ins benachbarte Gewebe führten (Wataha, 1996). Bei Implantat-Legierungen sind Titan sowie Titan-Legierungen außerordentlich korrosionsfest, der Grund ist die starke Oxidationsfähigkeit, die im Umkehrschluss zu einer Passivierung der Oberfläche führt. Das freie Angebot von Sauerstoff in der Luft oder wässrigen Lösungen führt dazu, dass sich das Material unmittelbar mit einer Oxidhaut überzieht (Eichner und Kappert, 2008). Die Menge der freigesetzten Elemente unterscheidet sich innerhalb der Legierungstypen oder Legierungsarten. Allgemein kann die Korrosion von Legierungen noch von den folgenden zwei Aspekten beeinflusst werden. Im Speichel befinden sich Proteine die einen Metall-Protein-Komplex auf der Legierung bilden. Unter diesen Umständen erhöht sich z. B. die Korrosion von Nickel-Titan-Legierungen. Außerdem führt das Zähneputzen zur erhöhten Freisetzung

von Metallionen, insbesondere von Nickel-Basis-Legierungen (Schmalz und Wataha, 2005). „Eine hohe Korrosionsfestigkeit haben Legierungen mit einem so hohen Ruhepotential, dass eine anodische Polarisation unter Mundbedingungen nicht erfolgt“ (Marxkors und Meiners, 2001). Eine Vielzahl von Korrosionsarten können die kieferorthopädischen Legierungen angreifen, diese wurden bereits in Abschnitt 1.2.2 erläutert.

Tab. 1: Faktoren, die Korrosionsstärken von Dentallegierungen beeinflussen (Hein et al., 2014).

Faktoren	Erhöhte Elementfreisetzung
Phasenstruktur	Mehrphasen-Legierungen
Wärmebehandlung	Hohe Wärmebehandlung
Oberflächenbeschaffenheit	Höhere Rauigkeit
Umgebenes Milieu	Niedriger pH
Legierungszusammensetzung	Unedlere Metalle (z. B. Kupfer, Zink, Nickel, Kobalt, Chrom) werden eher freigesetzt als edlere Metalle (z. B. Gold, Silber, Platin, Titan)

Tab. 2: Korrosionsanfälligkeit der einzelnen Bestandteile einer Legierung (Hein et al., 2014).

Hohe Korrosion	Mittlere Korrosion	Geringe Korrosion	Sehr geringe Korrosion
Kupfer, Kadmium, Nickel, Zink	Kobalt, Nickel	Silber, Titan	Gold, Palladium, Platin

In einer *In-vitro*-Studie von Kypreos (1995) wurden Chrom-Nickel-Stähle, Kobalt-Chrom-Legierungen, NiTi- und Beta-Titanium-Bögen sowie nickelarme Stähle untersucht. Hier wurden die Nickel- und Manganionenabgaben jeweils an Bögen mit und ohne Biegungen getestet. Kypreos (1995) fand heraus, dass die Korrosionsraten nach dem ersten Tag bei allen Bögen am höchsten waren, danach sanken die Werte wieder ab. Die gerade Bogenprobe ist gegenüber der gebogenen Bogenprobe führend. Bei den nickelarmen Bögen war die Mangan-Ausscheidung wesentlich höher als die des Nickels.

1.3 Biokompatibilität

1.3.1 Auswirkung von Metallionen auf den Körper

Biokompatibilität wird wie folgt beschrieben: Man versteht unter ihr die Fähigkeit eines Werkstoffes, sich in biologischer Umgebung verträglich zu verhalten (Ströbel, 2009). „Die biologische Wirkung eines Stoffes ist immer dosisabhängig, somit der dem Individuum zugeführten Menge pro Zeit und Körpergewicht.“ Gefährlich wird der Stoff erst oberhalb seines charakteristischen Dosisgrenzwerts (Marxkors und Meiners, 2001).

Zahnärztliche Werkstoffe, die sich in der Mundhöhle befinden, sind Biomaterialien und gehören zu den Medizinprodukten. Sie müssen sich nach dem Medizinproduktegesetz (Verordnung EU 2017/745) sowie der DIN EN 1641 (DIN EN 1641, 2009) richten. Diese Richtlinien sind die gesetzlichen Grundlagen für den Verkauf von Medizinprodukten und deren Markteinführung. Alle in der Medizin verwendeten Biomaterialien, die in irgendeiner Weise im Kontakt mit dem Patienten stehen, dürfen dessen Organismus weder belasten noch intolerable Nebenwirkungen entfalten (TÜV Rheinland AG, 2015). Die Werkstoffe sollen sich weder kanzerogen, toxisch noch allergisch auf die Umgebung auswirken (Ströbel, 2009).

Die biologische Verträglichkeit wird auf die durch Korrosion herausgelösten Metallionen bezogen, die in eigentlicher Berührung mit dem Körper stehen. Sie werden vom Körper aufgenommen, metabolisiert und überwiegend wieder ausgeschieden. In diesem Kontext haben Allergenität und Toxizität eine wichtige Rolle (Ewers und Schliepköter, 1984; Mjör und Hensten-Pettersen, 1983). In der Literatur ist dargestellt, dass inkompatible Metalle und Legierungen durch ihre aus dem Gefüge korrosiv entlassenen toxischen Metallionen als primäre Ursache für lokalisierte parodontale Erkrankungen und Zerstörungen von Implantatlagern in Frage kommen. Die ionisierten Formen der Elemente, in diesem Fall die mehrwertigen Kationen Beryllium, Kobalt, Kupfer, Kadmium, Indium, Gallium, Nickel und Vanadium, zählen zu den toxischen Substanzen, die in Abhängigkeit von ihrer unterschiedlichen toxischen Potenz und der anfallenden Menge auf das periimplantäre Gewebe und Parodont ähnliche Wirkung ausüben wie Antigene, Enzyme und Toxine von Bakterien. Die lokalen Toxizitätswerte variieren für die verschiedenen Metallionen. Sehr häufig trifft man auf Unverträglichkeiten, Schleimhautveränderungen, Gewebeschädigungen sowohl am periimplantären Knochengewebe als auch am natürlichen Parodontium,

als Folge von freigesetzten toxischen Metallionen (Wirz, 2002).

Elementare Metallpartikel, die sich aufgrund von Abrasion vom Zahnersatz oder orthodontischen Apparaturen abtrennen, können verschluckt werden, haben jedoch bis auf wenige Ausnahmen (Divertikulitis) keine nachteilige Wirkung auf den Organismus, da die Elemente von der Darmmukosa nicht resorbiert werden. Eine Resorption im Verdauungstrakt kann nur stattfinden, wenn sich die Metalle in Folge einer Korrosion in einem hoch ionisierten Zustand befinden (Marxkors und Meiners, 2001). Der Applikationsort der Legierung kann die Gewebeverträglichkeit beeinflussen. Legierungen die im Knochen appliziert werden, müssen unter Umständen strengeren Anforderungen zur Elementfreisetzung genügen, als solche, die für Kronen oder orthodontische Bögen genutzt werden (Schmalz und Wataha, 2005).

Seit langer Zeit wird über das maligne Entartungspotential auf die Mundschleimhaut durch galvanische Reaktionen diskutiert. Bei dauerhaft einwirkenden elektrischen Feldern von 8 Volt pro Meter (V/m) oder mehr wurde nachgewiesen, dass sich die Proliferation von Zellen, die zu einer Leukoplakie führen, deutlich erhöht und Felder von über 16 V/m eine Entartungserscheinung hervorrufen (Korraah et al., 2012). Die Wirkung elektrischer Felder, beeinflusst durch galvanische Reaktionen, führt zu einer Veränderung der Homöostase der Mundhöhle und somit zu einer bakteriellen Entzündung der Mundschleimhaut. Ein häufiger Grund für Halitosis ist die elektrolytische Zersetzung von Schwefel oder ammoniumhaltigen Aminosäuren im Speichel. Ein Metallgeschmack, der von den Patienten empfunden wird, ist selten internistischer Herkunft (z. B. durch Kachexie), oftmals wird er durch den oralen Galvanismus erzeugt. Er kann nach einsetzender Passivierung wieder verschwinden (Schwickerath und Pfeiffer, 1995). Bei der systemischen Toxizität gelangen die Substanzen, die von zahnärztlichen Werkstoffen freigesetzt werden, durch Schlucken des Patienten oder durch Inhalation in den Organismus und im Blut zu anderen Organen. Wenige Hinweise sind bekannt, dass Dentallegierungen zur systemischen Belastung des Organismus wesentlich beitragen. Mit der Nahrung nehmen wir Metallionen in Form von Salzen zu uns (Tab. 3). Die Werte aus dieser Tabelle, passen recht gut mit neueren publizierten Werten für die deutsche Bevölkerung zusammen. Der Wert für Nickel liegt laut European Food Safety Authority (EFSA) für eine 75 kg schwere Person bei 187,5-367,5 µg/Tag (EFSA, 2015). Kupfer liegt laut einer Tabelle aus dem Buch „Lebensmittelrelevante

Metalle und Metallverbindungen“ bei 3.900 µg/Tag (Hartwig und Jahnke, 2011). Nach einer vom Bundesumweltamt im Jahre 1990-91 veranlassten Studie lag der tolerierbare Bereich (mittlerer Zufuhr) für Chrom bei 25,5 µg/Tag und der Maximalwert bei 515 µg/Tag. Die mittlere Zufuhr wich von der vorliegenden Tabelle mit einem Wert von 240 µg/Tag ab. Die mittlere Zufuhr für Magnesium lag bei 294.000 µg/Tag (Bundesumweltamt, 1991). Diese Art Metallionen können aber auch aus den eingesetzten Metallen bzw. Metalllegierungen herausgelöst werden. Der Applikationsort ist mit dem Ort der Wirkung räumlich getrennt (Marxkors und Meiners, 2001). Stoffe (z. B. Infusionslösungen) die nach massiven kieferchirurgischen Eingriffen injiziert oder durch eine Infusion (parenteral) verabreicht werden gehen schneller in systemische Verteilung als oral, dermal oder inhalativ aufgenommene, da sie keine Membranbarriere überwinden müssen.

Die systemische Toxizität ist von der lokalen Toxizität zu unterscheiden. Bei der lokalen Toxizität ist die Toxizität abhängig vom Ort des Kontaktes (extrakorporal oder intrakorporal). Eine stabile Oxidschicht ist bei Metallen wichtig, wenn diese nicht vorhanden ist, zeigen Metalle wie Aluminium, Nickel, Palladium und Platin eine geringe zytotoxische Wirkung. Kobalt und Mangan weisen eine zunehmende Toxizität, Titan und Tantal hingegen im Vergleich zu Aluminium, Nickel, Palladium und Platin eine abnehmende Toxizität auf (Strub et al., 2003).

Allergische Reaktionen durch Dentalwerkstoffe bleiben typischerweise am Kontaktbereich des Materials mit der Mundschleimhaut (Marxkors und Meiners, 2001). Die Kontaktallergien gehören zum Typ IV der subakuten Reaktionen, die durch Metalle verursacht werden. Die Einteilung der Allergietypen (I-IV) geht auf den britischen Immunologen Robert Royston Amos Coombs und Philip George Houthem Gell aus dem Jahr 1963 zurück. Die verschiedenen Allergietypen unterscheiden sich in der Immunabwehr, an denen jeweils andere Antikörper, Botenstoffe und Zellen beteiligt sind (Braun und Helms, 2020). Chrom, Nickel und Palladium gehören zu den unedlen Metalllegierungen und wirken als Allergene. Allergene sind Stoffe, von denen eine allergische Reaktion ausgeht. Antikörper werden gebildet, wenn ein Allergen auf den Körper einwirkt. Allergene können durch Antikörper unschädlich gemacht werden. Der Organismus schützt sich somit vor Umwelteinflüssen. „Die Bildung von Antikörpern nennt man Sensibilisierung“ (Ströbel, 2009). Es sind so gut wie keine Sensibilisierungen von den Legierungen auf der Basis von Chrom und Kobalt,

welche in der Regel Zusätze von Mangan, Molybdän, Wolfram, Tantal und Silizium aufweisen, bekannt (Strub et al., 2003). Um eine Allergie gegen Dentalwerkstoffe nachzuweisen, ist der Epikutantest von Bedeutung (Marxkors und Meiners, 2001). Die orale Exposition von Metallionen kann auch zu einer Toleranz, z. B. auf Nickel, führen (Gölz, 2016; Jacobsen und Hensten-Pettersen, 2003; Staerkjaer und Menne, 1990). In einer Untersuchung bei einer Gruppe von Jugendlichen lag die Nickelallergiesierungsrate bei 30 % der Mädchen, 3 % der Jungen, 31 % bei Ear-Piercing und 2 % ohne Ear-Piercing. Keine der untersuchten Mädchen, die mit einer kieferorthopädischen Apparatur vor dem Piercing behandelt wurden, wiesen eine Nickel-Sensibilisierung auf. Hingegen waren 35 % nickelpositiv, wenn das Piercing vor Behandlungsbeginn gestochen wurde. Es könnte ein Hinweis auf eine mögliche Toleranz gegenüber Nickel sein, die durch nickelhaltige orthodontische Bögen ausgelöst worden ist (Schmalz und Wataha, 2005). Die Fachleute kamen zu dem Entschluss, dass Dentalmaterialien selten zu kontaktallergischen Reaktionen der Mundschleimhaut führen, bedingt durch die strukturellen und funktionellen Besonderheiten der Mundschleimhaut. Erkrankungen, die durch Metalle hervorgerufen sind, liegt oft ein korrosives Geschehen zu Grunde (Wirz, 2002). Die Metallionen, die durch Korrosionsvorgänge aus dem Metallgefüge einer Legierung herausgelöst werden, bewirken eine Wechselwirkung mit dem lebenden Gewebe und führen zu subjektiven und objektivierbaren Unverträglichkeitsreaktionen (Tab. 4).

Tab. 3: Geschätzte tägliche Aufnahme durch die Nahrung (in μg) von einigen Elementen, die in Dentallegierungen vorkommen (Schmalz und Wataha, 2005). Es sind nur die in der Arbeit untersuchten Elemente in der Tabelle berücksichtigt.

Element	Tägliche Aufnahme durch die Nahrung (μg)
Chrom	240
Kupfer	3.110
Molybdän	400
Nickel	400
Titan	750

Tab. 4: Metallinduzierte Krankheitsbilder (Wirz, 2002).

Subjektiv	Objektiv
Mundtrockenheit	Schleimhaurötung
Geschmacksirritation (Metallgeschmack)	Schleimhautschwellung
Schleimhautbrennen an Zungenrand und Wange mit und ohne Rötung	Erosionen
Lokale und generalisierte ausstrahlende Schmerzen im Kiefer-Gesichtsbereich	Gingiva-Hyperplasien
Beweglichkeit von Pfeilerzähnen und/oder Implantaten	Zerstörungen am periimplantären Knochen
Fremdkörpergefühl	Lokale Parodontitiden
Entzündungen im marginalen Bereich von Pfeilerzähnen und/oder Implantaten	Nekrosen an Knochen und/oder Weichgeweben
	Lysen an Dentin und Alveolarknochen

1.4 Fragestellung und Ziele der Untersuchung

Durch Korrosionsvorgänge können aus metallischen Werkstoffen Metallionen herausgelöst werden, die anschließend im Speichel von zahnmedizinischen Patienten angereichert werden. Dort können sie über die Schleimhaut oder auch durch Schlucken in den Körper übergehen und dort z. B. allergische Reaktionen auslösen oder weitere systemische Reaktionen hervorrufen. Insofern ist das Korrosionsverhalten metallischer zahnmedizinischer Werkstoffe, insbesondere kieferorthopädischer Behandlungselemente, ein wichtiger Indikator für deren Biokompatibilität. Ein zusätzlicher relevanter Faktor ist der „Werkstoffmix“, der im Mund eines Patienten typischerweise vorliegt. Bereits die verschiedenen Elemente einer kieferorthopädischen Apparatur bestehen oftmals aus mehreren Legierungen.

Ziel dieser Untersuchung war es daher, die Korrosionseigenschaften kieferorthopädischer Apparaturen, bestehend aus den Komponenten Brackets, orthodontischen Bögen, Ligaturen und Verankerungsschrauben, zu untersuchen.

Im Einzelnen stellten sich folgende Fragen:

- Gibt es messbare Unterschiede zwischen den verschiedenen Legierungen im Hinblick auf die Ionenabgabe?
- Welche Ionen werden in welcher Menge freigesetzt?

- Haben die verschiedenen Materialzusammensetzungen der Multibracketapparatur Einfluss auf das Korrosionsverhalten?
- Ist die täglich abgegebene Menge an Metallionen aus dem statischen Immersionstest vergleichbar mit biokompatiblen Daten aus der Literatur?

2. Material und Methoden

2.1 Verwendete Materialien

In dieser Untersuchung wurden die Korrosionseigenschaften kieferorthopädischer Apparaturen, bestehend aus den Komponenten Brackets, orthodontische Bögen, Ligaturen sowie Verankerungsschrauben untersucht. In dem Versuchsaufbau wurden vollständige Sätze von Brackets des Ober- und Unterkiefers im 22er-Slotsystem verwendet. Ausgewählt wurden die Brackets discovery[®] smart (Dentaurum, Ispringen), Titanium Orthos[™] (Ormco, Glendora, USA), ECONOLINE[™] (Adenta GmbH, Gilching), Mini-Sprint[®] (Forestadent, Pforzheim), BioQuick[®] SL (Forestadent, Pforzheim) sowie In-Ovation[®] mini SL (GAC, Bohemia, USA). Als Bögen wurden Nickel-Titan-Bögen (BioTorque[®], Forestadent, Pforzheim), Stahlbögen (Remanium[®], Dentaurum, Ispringen) sowie Titan-Molybdän-Bögen (Dentalline[®], Birkenfeld) verwendet. Durch den integrierten Verschlussmechanismus der selbstligierenden Brackets oder mittels Alastics oder Stahlligaturen wird der Bogen im Bracketslot befestigt. Außerdem wurden vier kieferorthopädische Verankerungsschrauben von Forestadent (OrthoEasy[®] Pins, Pforzheim), Ormco (VectorTAS[™], Glendora, USA), Leone (Orthodontic Implant, Florenz, Italien) und Dentaurum (tomas[®]-pin, Ispringen) untersucht. Insgesamt ergaben sich 38 Materialkombinationen, die jeweils zweimal gemessen wurden. Der Einfluss einer milchsäurehaltigen Korrosionslösung wurde im siebentägigen statischen Immersionstest nach ISO 10271 verglichen. Im Anschluss daran wurden die Korrosionslösungen in einem Massenspektrometer (ICP-MS) einer Metallionenanalyse unterzogen. Es wurden nur die in den Hersteller-Datenblättern angegebenen Elemente analysiert. Einige Oberflächen wurden exemplarisch unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) auf Veränderungen durch Korrosion untersucht. Im Folgenden werden die ausgewählten Materialien und Untersuchungsmethoden dargestellt.

2.1.1 Bracketsysteme

Die Auswahl der Brackets für diese Studie umfasste zwei selbstligierende Bracketsysteme und vier konventionelle Bracketsysteme. Es wurden jeweils Bracketkomplettsätze, bestehend aus zehn Brackets für den Ober- und Unterkiefer, im 22er-Slotsystem untersucht. Die selbstligierenden Brackets sind der folgenden Tabelle 5 zu entnehmen. Zum Vergleich wurden die in der Tabelle 6 gelisteten vier konventionellen Standard-Edgewise-Brackets in die Studie einbezogen. Alle Brackets wiesen ein sogenanntes Zwillingdesign auf, mit zwei Flügeln und jeweils zwei separaten Bogenschlitzen. Die Brackets unterscheiden sich in ihrer Materialzusammensetzung sowie bezüglich ihres Herstellungsverfahrens und des Designs der Bracketbasis. In der Tabelle 6 sind die Materialzusammensetzung sowie die Herstellungsart der konventionellen Brackets zusammengefasst.

2.1.2 Orthodontische Bögen

Die orthodontischen Bögen hatten die Dimension $0,4826 \times 0,6350 \text{ mm}^2$, eine Übersicht ist in Tabelle 7 zu finden. Bei allen Kombinationsmöglichkeiten mit konventionellen und selbstligierenden Brackets wurden drei verschiedene Bogenmaterialien (TMA, NiTi, Edelstahl) verwendet. Bei den Bracketkomplettsätzen mit Verankerungsschrauben wurden ausschließlich Edelstahlbögen verwendet.

Tab. 5: Auflistung der verwendeten selbstligierenden Bracketsysteme. Die Angaben der Legierungszusammensetzung entsprechen den Herstellerangaben. Es wird in Gewichtsprozent (Gew.-%) angegeben.

Hersteller und Name	Bestandteile	Werkstoff	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	P	S	Sonstiges	Fe	Co	Ag	Cu	Nb	Mo	Au
Forestadent BioQuick®	1.	rostfreier Stahl	<0,1	<1,0	10-15	16-20	1,8-3,5	<0,3	<0,3	<0,05	V <0,2 N 0,7 – 1,0	Rest						
	2.	CoCr-Legierung	<0,3		1,0-3,0	15-30	6-8	14-16			Be 0,01-0,09	Rest	38-42					
GAC In-Ovation® mini SL	1. Bracketkörper, Haken	rostfreier Stahl			<5	<25		<15							<10	<5		
	2. Clip				<5	<30		<50				<5		Rest		<5	<20	
	3. Beschichtung							<15										0-100
	4. Basis				<5	<20		<15				Rest					<5	
	5. Lötmaterial													<50	Rest			<50

Tab. 6: Auflistung der verwendeten konventionellen Brackets mit der Herstellungsart. Die Angaben der Legierungszusammensetzung entsprechen den Herstellerangaben. Es wird in Gewichtsprozent (Gew.-%) angegeben.

Hersteller und Name	Herstellungsart	Werkstoff	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	P	S	Sonstiges	Fe	Co	Ti	Nb	Mg
Adenta, ECONO-LINE™	Mikrofräsverfahren	rostfreier Stahl				12,0-21,0	0,0-5,0	6,0-18,0			Al 0,0-1,5 Cu<1,0	52,0-78,0	0,0-1,0	0,0-0,7		1,0-2,0
Dentaurum, dicoverysmart®	Metallspritzguss	rostfreier Stahl		<0,1	<2,0	16,5-18,5	2,0-2,5	10,0-13,0	<0,1		N<0,1	Rest				
Forestadent, Mini-Sprint®	Metallspritzguss	rostfreier Stahl	<0,1	<1,0	10,0-15,0	16,0-20,0	1,8-3,5	<0,3	<0,3	<0,1	V<0,2 N 0,7-1,0	Rest	Rest			
Ormco, Titanium Orthos™	Metallspritzguss	Titan				0,1						Rest		99,0		

Tab. 7: Auflistung der verwendeten Bögen mit Material, Querschnitt, Durchmesser und Hersteller.

Bogen	Material	Querschnitt	Abmessung	Hersteller
BioTorque®	Nickel-Titan	rechteckig	0,4826 x 0,6350 mm ²	Forestadent
Remanium®	Edelstahl	rechteckig	0,4826 x 0,6350 mm ²	Dentaurum
TMA	Titan-Molybdän	rechteckig	0,4826 x 0,6350 mm ²	Ormco

2.1.3 Elastische Ligaturen und Drahtligaturen

Die Bögen wurden an den konventionellen Brackets mittels Alastics (Dentaurum, Ispringen) und Stahligaturen (Remanium®, Dentaurum, Ispringen) befestigt bzw. im Slot gehalten.

2.1.4 Verankerungsschrauben

Vier Verankerungsschrauben wurden untersucht, drei aus einer Titan-Legierung und eine aus rostfreiem Stahl (Tab. 8). Die untersuchten Verankerungsschrauben sind in Abbildung 6 dargestellt.

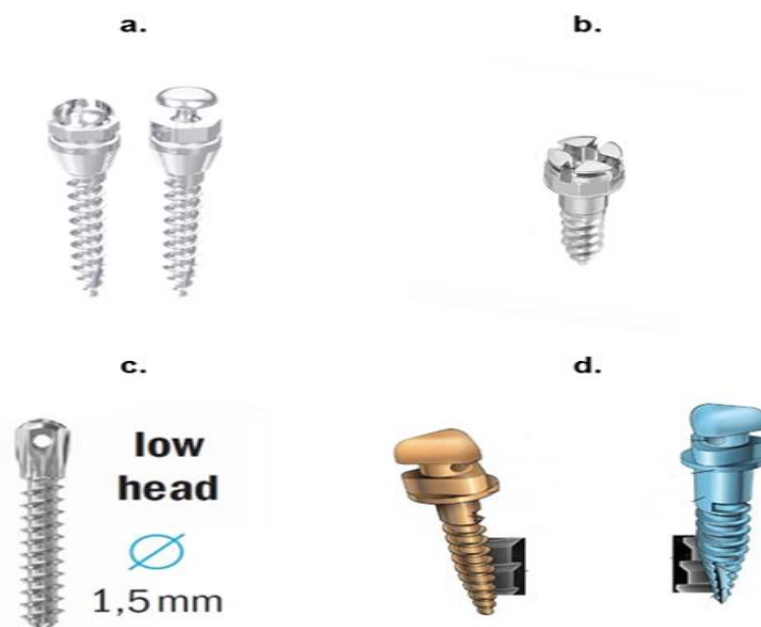


Abb. 6: Verankerungsschrauben der verschiedenen Hersteller: a) tomas®-pin, b) OrthoEasy®, Pins c) Orthodontic Implant und d) VectorTAS™ (Dentaurum, 2019; ORTHOWALER, 2019; shop.mipis, 2019; Ormco, 2019).

Tab. 8: Auflistung der verwendeten Verankerungsschrauben. Die Angaben der Legierungszusammensetzung entsprechen den Herstellerangaben in Gewichtsprozent.

Hersteller und Name	Werkstoff	Ni	Fe	Mn	Cr	Ti	C	Al	O	H	N	Sonstige	Si	P	S	Mo
Den-taurum, tomas®-pin	Ti-Al6-V4		<0,3			Rest	<0,08	5,5-6,75	<0,2	<0,025	<0,05	V 3,5-4,50				
Foresta-dent, OrthoEasy® Pins	Ti-Al6-V4		<0,3			Rest	<0,08	5,5; 6,3; 6,75	<0,2	<0,025	<0,05	V 3,50, 4,50				
Ormco, Vector-TAS™	Ti-Al6-V4					75-90		5-10				V 5-10				
Leone, orthodontic implant	rost-freier Stahl	13,0–15,0	Rest	<2,0	17,0 – 19,0		<0,03				<0,1		<1,0	<0,03	<0,01	2,25 – 3,00

2.2 Mess- und Analyseverfahren

2.2.1 Statischer Immersionstest nach DIN EN ISO 10271

Die Prüfverfahren für die Korrosion von metallischen Werkstoffen für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz sind in einer Norm festgelegt. Die DIN EN ISO 10271 wurde verfasst, da es eine weltweite Forderung nach genormten Prüfverfahren gibt, mit denen korrosionsbeständige metallische Werkstoffe für orale Restaurationen bestimmt werden können (ISO 10271, 2020). Dieses Prüfverfahren wurde in der Dissertation angewandt.

Die DIN EN ISO 10271 schreibt vor, den Korrosionsversuch bei gleichem Versuchsaufbau mit einer 0,9 %-igen Milchsäure/0,6 %-igen NaCl-Lösung mit einem pH von 2,3 zwei Mal durchzuführen. Abbildung 7 veranschaulicht schematisch den Prüfplan am Beispiel der Materialkombination Mini-Sprint[®]-Brackets, TMA-Bögen und Alastics. Auf den folgenden Seiten wird der Ablauf noch eingehend erläutert.

Nach der DIN/ISO-Norm 10271 sollen Petrischalen mit dem Durchmesser und der Höhe von 100 mm x 20 mm (DURAN[®], DURAN GROUP, Mainz) mit Proben der Multibracketapparat und der Korrosionsflüssigkeit sowie der Referenzlösungen (nur Korrosionsflüssigkeit ohne Multibracketapparat) bestückt werden. Probengläschen (Rollrandgläser, Carl Roth GmbH+Co. KG, Karlsruhe) mit einem Volumen von jeweils 30 Milliliter und den Abmessungen von 50 mm x 30 mm wurden zur Aufbewahrung der Korrosionsflüssigkeit (nach durchgeführtem Immersionstest) verwendet. Die Petrischalen wurden jeweils mit einem Deckel und Parafilm (American National Can, Menasha, USA) verschlossen. Außerdem stand ein Thermoschrank (Heraeus Vötsch, VEM 03/400, Balingen) zur Verfügung, um die Temperatur des gesamten Versuchsansatzes auf konstant 37 °Celsius ± 2 °C zu halten (Abb. 7).

2.2.2 Herstellung der Korrosionslösung

Für den Versuch wurden 5,85 g Natriumchlorid abgewogen und in ein Becherglas gefüllt. Dieses wurde auf einen Magnetrührer (IKAMAG[®]RET, Janke & Kunkel IKA[®] Labortechnik, Staufen) gestellt und mit ca. 300 ml Wasser (Ampuwa[®], B. Braun Melsungen AG, Melsungen) aufgefüllt, bis sich das Natriumchlorid aufgelöst hat. Anschließend wurde das Becherglas auf eine Waage (Mettler-Toledo GmbH, Gießen) gestellt und es wurden 10,0 g ±

0,1 g Milchsäure beigefügt. Nochmals wurde alles mit Hilfe des Magnetrührers verrührt. Die Flüssigkeit wurde in einen geeichten 1000 ml Messkolben gefüllt. Danach wurde das Becherglas mehrmals mit Wasser gespült. Die Lösung wurde dem 1000 ml Messkolben hinzugefügt, dieser wurde zur Homogenisierung geschüttelt und bis zur Markierung aufgefüllt. Die fertiggestellte Korrosionslösung wurde in eine Flasche überführt. Im Folgenden wurde der pH-Wert mit einem pH-Meter (Five Easy™, Mettler-Toledo GmbH, Gießen) gemessen. Er musste $2,3 \pm 0,1$ betragen. Die Korrosionslösung sollte nach DIN-Vorschrift unmittelbar vor jedem Versuchsdurchlauf im Labor der Oralmedizinischen Technologie frisch hergestellt und nicht gelagert werden.

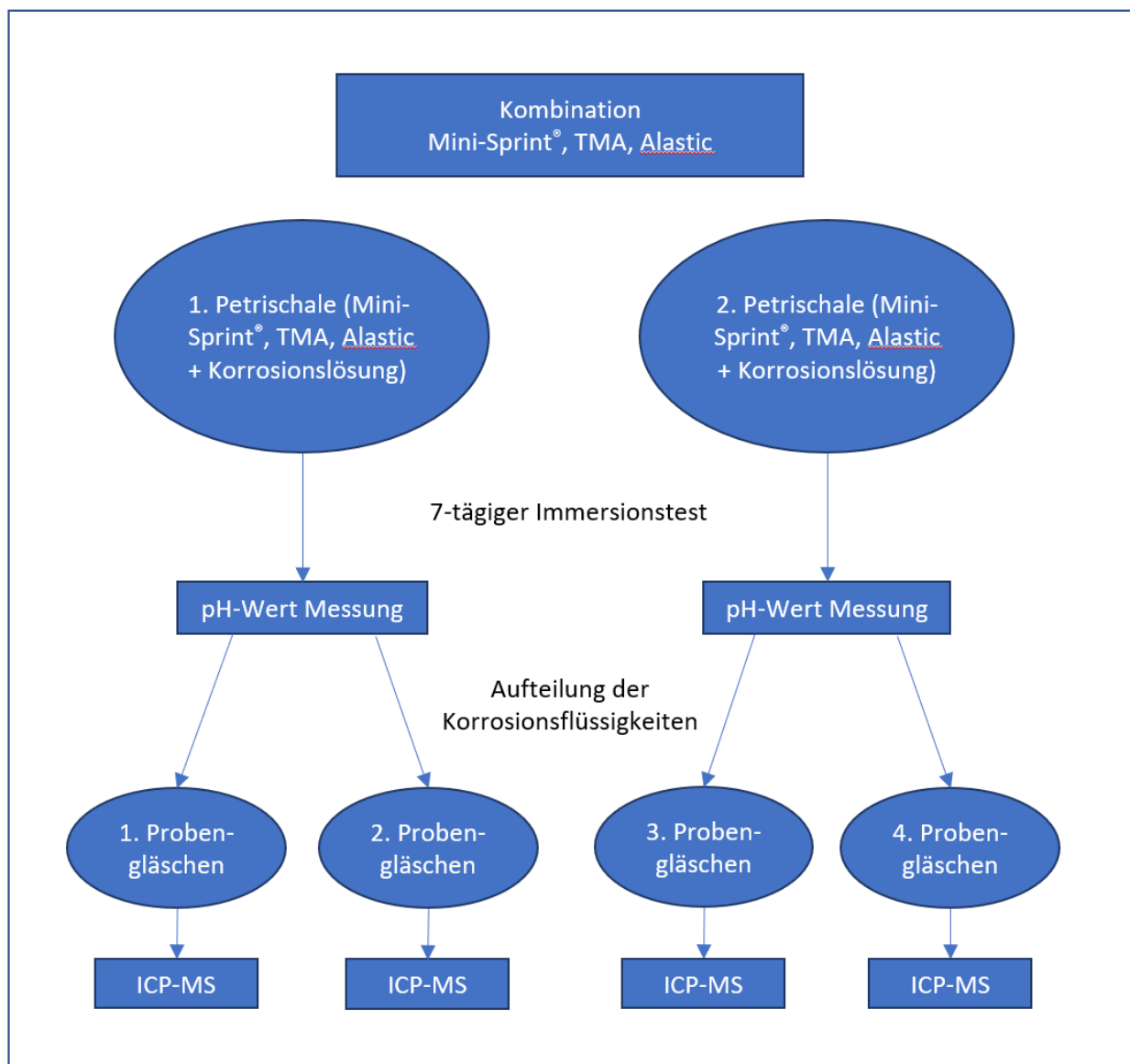


Abb. 7: Schematische Darstellung des siebentägigen Immersionstest am Beispiel der Kombination Mini-Sprint®-Brackets, TMA-Bögen und Alastics.

2.2.3 Versuchsdurchführung

Entsprechend dreier typischer Behandlungssituationen wurden drei verschiedene Testreihen bei dem Immersionstest durchgeführt:

1. konventioneller Bracket-Satz (OK, UK) mit Bögen und Ligaturen,
2. selbstligierender Bracket-Satz (OK, UK) mit Bögen und
3. Verankerungsschrauben mit Stahlbögen (Remanium OK, UK), discovery® smart-Brackets und Ligaturen.

Insgesamt ergaben sich 38 Materialkombinationen, die in zeitlich getrennten Testreihen, den siebentägigen Immersionstest durchliefen. Die zeitlich getrennten Testreihen waren aufgrund der hohen Probenzahl und Menge an Milchsäurelösung notwendig.

Bevor die vorbereiteten Materialkombinationen in die Petrischalen eingelegt wurden, wurden diese gereinigt. Die Bracket-Sätze wurden in einem Borsilikatglas mit destilliertem Wasser (Ampuwa®) für zwei Minuten im Ultraschallbad gereinigt und danach in Ethanol (C₂H₅OH) eingetaucht. Die gereinigten Bracket-Sätze wurden mit Hilfe einer Pinzette auf ein fusselfreies Tuch gelegt und mit Luft getrocknet. Im nächsten Schritt wurden die trockenen Bracket-Sätze in die Petrischalen mit fünfzig Milliliter Korrosionslösung (0,1 m Milchsäure/0,1 m NaCl-Lösung, pH 2,3) berührungsfrei und voll bedeckt eingelegt (siehe Abb. 8). Zusätzlich wurden insgesamt 9 Petrischalen als Referenzen mit der Korrosionslösung ohne Bracket-Sätze befüllt, inkubiert und täglich geschüttelt. Die Menge der in die Petrischalen zu überführenden Lösungen wurde mit einer elektrischen Pipette abgemessen. Die Petrischalen wurden nun mit einem Deckel und Parafilm verschlossen, so dass die Flüssigkeit nicht verdunsten konnte und vor möglichem Umfallen geschützt war. Dies war in der Prüfvorschrift zur Norm so vorgeschrieben. Die Referenzlösungen sollten ebenfalls entsprechend der Prüfvorschrift zur Dokumentation des pH-Wertes angelegt werden und dienten zusätzlich dazu zu dokumentieren, ob es Variationen in der Lösung gab, die dann bei den Konzentrationen zu berücksichtigen waren.

Die vorbereiteten Petrischalen wurden für 7 Tage zur Inkubation der Bracket-Sätze in einem Thermoschrank gelagert. Täglich wurden die Petrischalen für zwei Minuten auf einen Rüttler (VM4, Zipperer GmbH, Staufen) gestellt und geschüttelt (Abb. 9). Außerdem wurde überprüft, ob der Parafilm dicht war und dieser gegebenenfalls erneuert werden musste, so dass keine Flüssigkeit austreten konnte.



Abb. 8: Versuchsaufbau: Petrischale bestückt mit Brackets, einligierten Bögen, Verankerungsschrauben und der Milchsäurelösung.

Nach sieben Tagen wurden die Petrischalen aus dem Thermoschrank entnommen und der pH-Wert der Korrosions- und Referenzlösungen mittels eines pH-Meters in den Petrischalen gemessen und in die Tabelle übertragen (Abb.10). Der pH-Wert der Korrosionslösung wurde mit dem pH-Wert der Ausgangslösung sowie dem pH-Wert derselben Kombination verglichen. Dies ermöglichte es, eine pH-Wert-Veränderung festzustellen. pH-Wert Schwankungen in dieser Studie von kleiner 0,06 waren nicht von Relevanz. Relevant waren im Ergebnisteil ausschließlich pH-Wert-Änderungen von größer 1,5.

Im Anschluss wurden jeweils 20 ml der Lösung von jeweils einer Petrischale in je zwei Probengläschen (Rollrandgläser, Carl Roth GmbH+Co. KG, Karlsruhe) mittels einer elektrischen Pipette pipettiert und mit einem Deckel und Parafilm verschlossen und beschriftet. Somit existierten für jede Bogen/Bracket-Kombination 4 Proben für die weitere massenspektrometrische Analyse. Für jede Petrischale wurde eine neue Spitze für die Pipette verwendet (Costar® STRIPETTE®, Corning, New York). Die entnommene Korrosionsflüssigkeit wurde später im Massenspektrometer analysiert. Im letzten Schritt wurden die Brackets, orthodontischen Bögen und Verankerungsschrauben trocken gepustet und in einer beschrifteten Tüte gelagert, so dass sie später unter dem Rasterelektronenmikroskop auf Korrosionsspuren untersucht werden konnten.

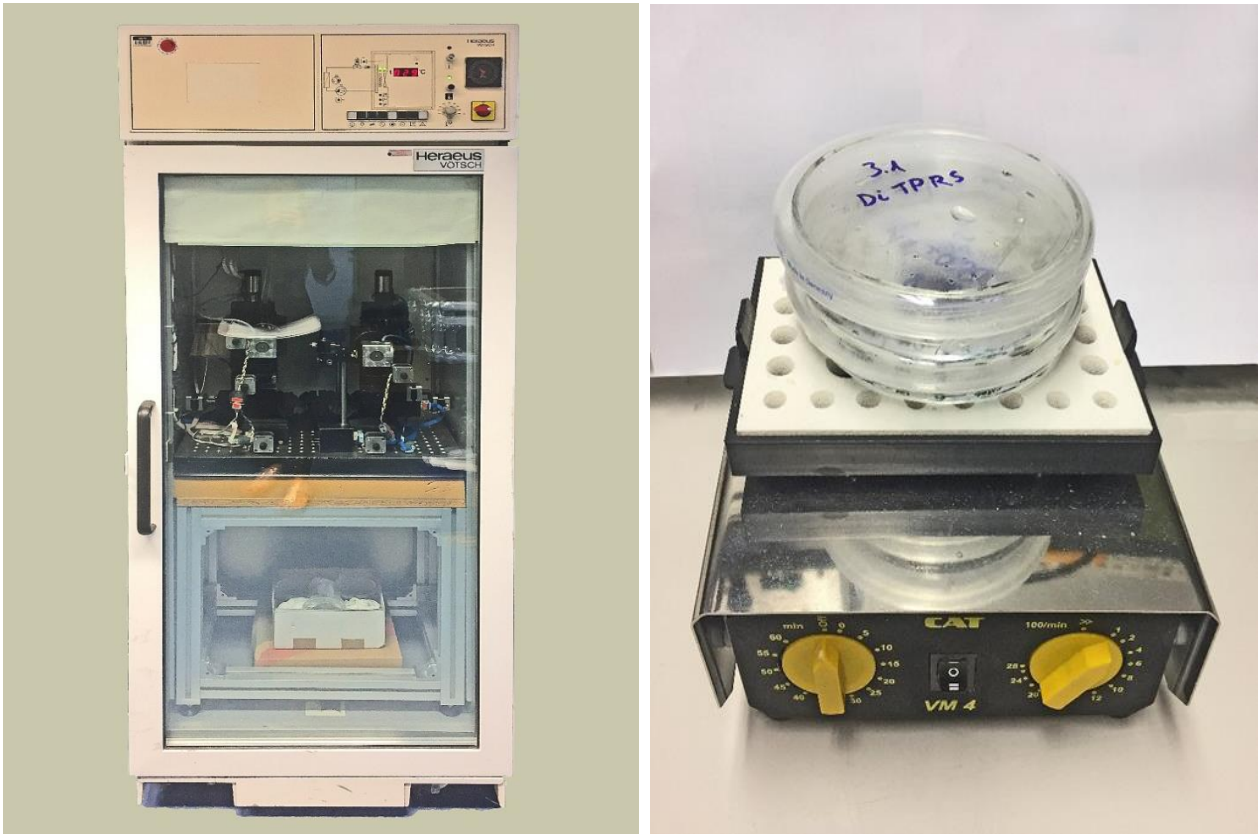


Abb. 9: links: Thermoschrank mit Proben; rechts: Rüttler mit Petrischalen, bestückt mit Bracket-Sätzen (OK, UK).



Abb. 10: METTLER TOLEDO pH-Meter zur Bestimmung des pH-Werts der Lösungen.

2.2.4 Massenspektrometrie

Die im statischen Immersionstest verwendeten Korrosionsflüssigkeiten und Referenzlösungen wurden massenspektrometrisch auf ihre Ionenkonzentrationen analysiert. Nach dem Immersionstest wurden von jeder Petrischale zwanzig Milliliter der Korrosionslösung pipettiert, wie unter 2.2.4 beschrieben, und in jeweils zwei luftdicht verschlossene, beschriftete Probengläschen (Rollrandgläser, Carl Roth GmbH+Co. KG, Karlsruhe) gefüllt. Insgesamt ergaben sich pro Kombinationsmöglichkeit demnach vier Probengläschen, da jede Kombination den Immersionstest zwei Mal durchlaufen hat. Für die massenspektrometrische Analyse wurden 10 ml von jedem Probengläschen in ein Kunststoffröhrchen (SARSTEDT, Nümbrecht) pipettiert und mit Verschlusskappen verschlossen und beschriftet. Die Kunststoffröhrchen waren für die weitere Analyse im genutzten Massenspektrometer (s.u.) erforderlich. Das Umfüllen von den Probengläschen in die Kunststoffröhrchen erfolgte unmittelbar vor der massenspektrometrischen Analyse an der Universität zu Köln. Die massenspektrometrische Analyse erfolgte im Institut für Geologie und Mineralogie der Universität zu Köln, unter der Leitung von Professor Kasper. Die Kunststoffröhrchen mit den Aliquoten der Korrosionslösungen wurden vor der Analyse so in den Autosampler sortiert, dass kein Reagenzglas derselben Materialkombination hintereinander im Massenspektrometer gemessen wurde. Bei dem verwendeten Massenspektrometer handelte es sich um ein Perkin-Elmer Sciex Elan 6100 ICP-MS (Massenspektrometrie mit induktiv gekoppeltem Plasma, Perkin-Elmer, San Diego, Kalifornien, USA, siehe Abb. 10). Die Nachweisgrenzen der ICP-MS liegen für die meisten Metalle und Halbmetalle im Bereich einiger ng/l, meist sogar darunter (Holmes et al., 1995). Für Nickel und Molybdän liegt sie z.B. bei 10 ng/l und für Chrom bei 50 ng/l.

Das Massenspektrometer analysiert den Inhalt jedes Kunststoffröhrchens drei Mal und bildet aus diesen Werten den Mittelwert und die dazugehörige Standardabweichung. Die Aliquote werden mit einer Schlauchpumpe angesaugt und in den Zerstäuber des MS gedrückt. Durch einen hochfrequenten Wechselstrom wird ionisiertes Argon induziert, die Probenflüssigkeit wird erhitzt, Atome ionisiert und es entsteht ein Plasma. Die Ionen aus dem entstandenen Plasma werden durch zwei Blenden (Sampler und Skimmer) in das Vakuum-System des Massenspektrometers überführt. Nach dem Fokussieren in der Ionenoptik wird der Ionenstrahl in Ionen unterschiedlicher Masse (Masse/Ladungs-Verhältnis (m/z)) getrennt und anschließend im Detektor registriert. Als Ergebnis erhält man ein

Massenspektrum. Das Datensystem wird zur Verarbeitung und Auswertung der Messdaten verwendet (Gross, 2003). Weitere Details zur Auswertung sind in Kapitel 2.3 dargestellt.

Damit die auf den Autosampler verteilten Proben (sowohl Korrosions- als auch Referenzlösungen) sowohl kalibriert als auch Untergrund-korrigiert werden konnten, wurden insgesamt folgende Proben in den Autosampler einsortiert und diese Reihenfolge strikt eingehalten: Vor der ersten Probe wurde ein sogenannter Blank (Ampuwa®) zur Spülung der Maschine eingesetzt. Die Messung des Blank ergibt den Untergrund, der nach Kalibrierung von allen nachfolgenden Messergebnissen abzuziehen ist. Anschließend wurden drei Kalibrierstandards mit 100 µg/l, 50 µg/l und 25 µg/l gemessen. Die Messungen der drei Standards und der Spüllösungen wurden in regelmäßigen Abständen, nach insgesamt jeweils 20 Proben (Korrosions- oder Referenzlösungen) wiederholt. Dieses Vorgehen ist allgemeiner Standard in der Massenspektrometrie und wurde auch hier gewählt, um eine eventuelle Drift des Massenspektrometers im Verlauf der Messungen sowohl in Bezug auf die Kalibrierung als auch auf den Untergrund berücksichtigen zu können.

Die Zusammensetzung der ICP-Mehrelementstandardlösung (Roti®-STAR, Carl Roth GmbH + Co. KG, Karlsruhe) ist in der unten stehenden Tabelle 9 gelistet. Für die Erstellung der 100 µg/l Standardlösungen wurden 5 ml Lösung mit 45 ml Wasser (Ampuwa®) verdünnt, für 50 µg/l wurden 2,5 ml Lösung mit 47,5 ml Wasser verdünnt und für 25 µg/l wurden 1,25 ml Lösung mit 48,75 ml Wasser verdünnt. Zusätzlich zu den gemessenen Ionenkonzentrationen der Korrosionslösungen der Multibracketapparaturen wurden somit die Ionenkonzentrationen der Referenzlösungen ohne Bracket-Sätze gemessen. Die Werte dieser Referenzlösungen sind nach Kalibrierung von den Ionenkonzentrationen der Korrosionslösungen abzuziehen, um eventuelle Verunreinigungen im verwendeten Ampuwa® oder im Verlauf der Lösungsherstellung zu berücksichtigen. Hierzu waren die Referenzlösungen durch einen eindeutigen Zahlencode zu identifizieren und den Korrosionslösungen zuzuordnen. Die weitere Auswertung ist in Kapitel 2.3 dargestellt. Die Konzentrationen wurden vom Massenspektrometer in µg/l ausgegeben.

Tab. 9: Elemente und Konzentrationen der ICP-Mehrelementstandardlösung (28 Elemente in 2 %-iger Salpetersäure).

Element	Konz. (mg/l)	Element	Konz. (mg/l)	Element	Konz. (mg/l)	Element	Konz. (mg/l)
Aluminium	1	Calcium	1	Lithium	1	Schwefel	1
Silber	1	Cadmium	1	Magnesium	1	Selen	1
Arsen	1	Kobalt	1	Mangan	1	Strontium	1
Bor	1	Chom	1	Molybdän	1	Titan	1
Barium	1	Kupfer	1	Natrium	1	Thallium	1
Beryllium	1	Eisen	1	Nickel	1	Vanadium	1
Bismut	1	Kalium	1	Blei	1	Zink	1

2.2.5 Rasterelektronenmikroskopie

Die Brackets, orthodontischen Bögen und Verankerungsschrauben wurden exemplarisch vor und nach dem Immersionstest rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Bei dem Rasterelektronenmikroskop des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn handelt es sich um ein REM Philips XL30 (FEI Company, Eindhoven, Niederlande; Abb. 11). Es wurden Aufnahmen in den folgenden Vergrößerungen angefertigt und gespeichert: 20-fach, 100-fach, 500-fach und 1000-fach. Die Bilder wurden im Anschluss verglichen.

Vor der Analyse mussten die Drahtproben mit einem Seitenschneider gekürzt werden, da diese sonst nicht auf die Träger gepasst hätten. Die Proben wurden vor der Untersuchung im REM nochmals im Ultraschallbad in einem Borsilikatglas mit destilliertem Wasser gereinigt und im Anschluss mit Ethanol abgespült. Mit einer Pinzette wurden die Prüfkörper auf ein fusselfreies Tuch gelegt und mit Luft trocken gepustet.

Die Multibracketapparatur wurde auf Korrosionspuren begutachtet. Hier wurde besonders auf Kontaktstellen zwischen zwei Bestandteilen der Multibracketapparatur geachtet. Die ausgewählten Proben mit vermutlicher Korrosion wurden mit einer Pinzette so auf die nummerierten Teller aufgebracht, dass die Bracketbasis sowie die Bracketseite mit einligiertem Bogen zu sehen waren (Abb. 12). Zudem wurde, wenn indiziert, die Stahlligatur und die Verankerungsschraube einzeln auf Oberflächenveränderungen untersucht. Es wurden nur Bilder mit möglichen Korrosionsspuren aufgenommen. Aufnahmen mit Ablagerungen waren nicht von Relevanz.

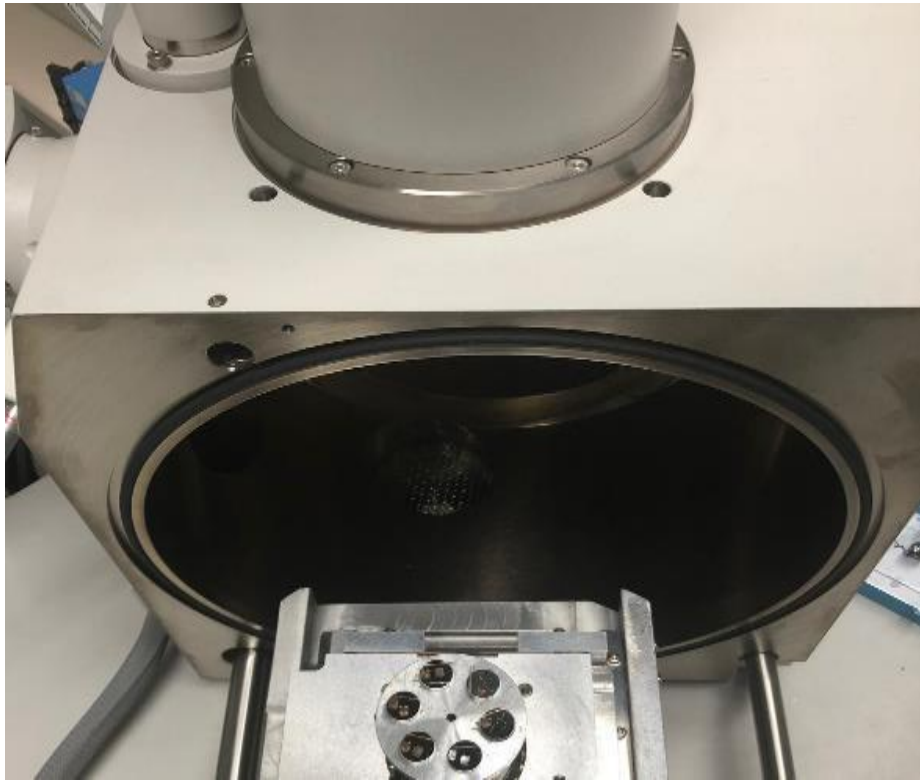


Abb. 11: Das Rasterelektronenmikroskop Philips XL30 mit geöffneter Schleuse und eingelegten Proben.



Abb. 12: Die Oberflächen ausgewählter Proben wurden sowohl vor als auch nach Korrosion im REM begutachtet. Man sieht auf den nummerierten REM-Probenträgern Brackets, Bögen, Stahllegierungen und Verankerungsschrauben.

2.3 Datenauswertung und Statistische Analyse

Aus den massenspektrometrischen Messungen lagen nun jeweils vier Messungen der Korrosionslösungen mit vier zugehörigen Messungen der Referenzlösungen vor. Alle Konzentrationen sind bereits kalibriert und Untergrund-korrigiert und liegen als arithmetischer Mittelwert mit Standardabweichung aus den drei Einzelmessungen des MS vor (s. 2.2.4). Nach Zuordnung der Konzentrationen der Referenzlösungen zu den entsprechenden Konzentrationen der Korrosionslösungen wurde wie folgt verfahren: Aus den beiden Konzentrationen der zusammengehörigen Korrosionslösungen (z.B. aus Petrischale 1, vergl. Abb. 7) wurde ein gewichteter Mittelwert mit zugehörigem Fehler berechnet. Als Gewicht zur Berechnung des gewichteten Mittelwerts wird jeweils das Quadrat des Kehrwerts der Standardabweichungen der 3 Messdurchgänge des MS herangezogen (Bronshstein et al., 2015a). Ebenso wurde mit den beiden Konzentrationen der zugehörigen Referenzlösung verfahren. Die Konzentration der Korrosionslösung wird nunmehr um den Wert der Referenzlösung korrigiert. Der Fehler wird hierbei mittels Gaußschem Fehlerfortpflanzungsgesetz berechnet (Bronshstein et al., 2015a). Dies wird für beide Ansätze (Petrischalen 1 und 2, vergl. Abb. 7) einer jeden Materialkombination durchgeführt und anschließend wird aus diesen beiden korrigierten Werten wiederum der gewichtete Mittelwert mit Fehler aus den beiden Versuchsdurchgängen der entsprechenden Materialkombination berechnet. Die Ergebnisse liegen nunmehr als Konzentration in $\mu\text{g/l}$ vor und stellen die Ionenabgabe für eine Woche dar. Entsprechend DIN EN ISO 10271 war das Ergebnis nunmehr durch Division durch 7 auf eine tägliche Metallionenabgabe umzurechnen (ISO 10271, 2020). Alle vorstehenden Rechenvorgänge wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm MS-Excel durchgeführt. Dies wurde auch genutzt, um die Werte in Form von Säulendiagrammen darzustellen. Die Fehlerbalken stellen hierbei den Fehler des gewichteten Mittelwerts dar.

Anschließend wurde überprüft, ob es signifikante Unterschiede im Hinblick auf die Ionenabgabe bei der Verwendung der verschiedenen Komponenten gab. Dies erfolgte mit dem Programm IBM SPSS Statistics 22. Die Werte der Brackets wurden auf Grundlage von non-parametric Anova (Kruskal-Wallis-Test), die Ligaturen mittels non-parametric t-Test (Mann-Whitney-Test) und die Bögen mittels non-parametric Anova (Kruskal-Wallis-Test) im Hinblick auf Unterschiede analysiert.

Zudem wurde der Dunn's Multiple Comparison-Test angewendet. Ein p-Wert von $< 0,05$ wurde als Kriterium für statistische Signifikanz gewählt.

3. Ergebnisse

3.1 Statischer Immersionstest

3.1.1 Ergebnisse des statischen Immersionstests

Die folgenden Tabellen wurden nach den jeweiligen Referenzen sortiert. Im ersten Versuch wurde eine Korrosionslösung mit einem pH-Wert von 2,35 verwendet. Bei den untersuchten selbstligierenden Brackets ließen sich keine relevanten pH-Wert-Schwankungen sowie optische Veränderungen nach dem durchgeführten Immersionstest erkennen (Tab. 10).

Tab. 10: Die pH-Werte der Kombinationen mit selbstligierenden Brackets und ihre Referenz.

Material	Kombination	pH 1. Petrischale	Besonderheit	pH 2. Petrischale	Besonderheit
Bracket Bogen	In-Ovation® mini SL TMA	2,32		2,31	
Bracket Bogen	In-Ovation® mini SL BioTorque®	2,31		2,31	
Bracket Bogen	In-Ovation® mini SL Remanium®	2,32		2,30	
Bracket Bogen	BioQuick® SL TMA	2,31		2,31	
Bracket Bogen	BioQuick® SL BioTorque®	2,31		2,31	
Bracket Bogen	BioQuick® SL Remanium®	2,29		2,29	
	Referenz 1	2,31		2,31	

In der Versuchsreihe mit den konventionellen Brackets wurde eine Korrosionslösung mit einem pH-Wert von 2,36 verwendet. Bei der Kombination der ECONOLINE™-Brackets mit Titan-Molybdän-Bögen und Stahlligaturen ließ sich ein pH-Wert-Anstieg auf 4,04 in der 1. Petrischale und auf 4,29 in der 2. Petrischale feststellen (Tab. 11). Die Korrosionslösung zeigte eine rotbraune Farbe, die Brackets waren braun verfärbt (Abb. 13). Bei den restlichen Kombinationen kam es zu einem geringen pH-Wert-Abfall von ca. 0,02–0,05, ähnlich der Referenzen. Dieser war jedoch nicht von Relevanz.

Tab. 11: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihren Referenzen.

Material	Kombination	pH 1. Petrischale	Besonderheit	pH 2. Petrischale	Besonderheit
Bracket Bogen Ligatur	Mini-Sprint® TMA Stahl	2,33		2,33	
Bracket Bogen Ligatur	Mini-Sprint® Bio-Torque® Stahl	2,33		2,33	
Bracket Bogen Ligatur	Mini-Sprint® Remanium Stahl	2,33		2,33	
Bracket Bogen Ligatur	Titanium Or- thos™ TMA Stahl	2,33		2,32	
Bracket Bogen Ligatur	Titanium Or- thos™ BioTorque Stahl	2,31		2,33	
Bracket Bogen Ligatur	Titanium Or- thos™ Remanium Stahl	2,33		2,33	
Bracket Bogen Ligatur	ECONOLINE™ TMA Stahl	4,04	rotbraune Flüssigkeit und braune Brackets	4,29	rotbraune Flüssigkeit und braune Brackets
Bracket Bogen Ligatur	Mini-Sprint® TMA Alastic	2,34		2,34	
Bracket Bogen Ligatur	Mini-Sprint® Bio-Torque® Alastic	2,34		2,33	
Referenz		2,31		2,33	



Abb. 13: Korrosionslösung der Kombinationen ECONOLINE™, TMA-Bögen und Stahlligaturen (links) im Vergleich mit ihrer Referenz (rechts).

In den folgenden drei Tabellen, Tab. 12 bis Tab. 14, werden Kombinationsmöglichkeiten mit konventionellen Brackets aufgeführt. Die Korrosionslösung hatte einen pH-Wert von 2,29 (Tab. 12 und 13) und 2,27 (Tab. 14). Hier ist zu erkennen, dass die gefrästen ECONOLINE™-Brackets zu einem pH-Wert Anstieg führten. Bei der Kombination mit TMA-Bögen und Alastics war der pH-Wert in der 1. Petrischale von 2,29 auf 3,69 und in der 2. Petrischale von 2,29 auf 3,73 angestiegen (Tab. 13). Die Korrosionslösungen aller Kombinationen mit ECONOLINE™-Brackets waren rotbraun verfärbt.

In der Tabelle 14 ließ sich bei der Kombination mit discovery® smart-Brackets, Remanium® und Alastics ein leichter pH-Wert-Anstieg von 2,27 auf 2,30 sowie eine blassgelb verfärbte Korrosionslösung vermerken. Dieser war jedoch nicht von Relevanz. Der pH-Wert der anderen Korrosionslösungen war gesunken. Zur Veranschaulichung wurden zwei Bilder der Korrosionsflüssigkeiten gewählt, siehe Abbildung 14 und 15.

Tab. 12: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihre Referenzen.

Material	Kombination	pH 1. Pet-rischale	Besonder-heit	pH 2. Pet-rischale	Besonder-heit
Bracket	ECONO-LINE™	3,76	rotbraune Flüssigkeit	3,72	rotbraune Flüssigkeit
Bogen	TMA				
Ligatur	Stahl				
Bracket	ECONO-LINE™	3,92	rotbraune Flüssigkeit	3,94	rotbraune Flüssigkeit
Bogen	Remanium®				
Ligatur	Stahl				
Bracket	Mini-Sprint®	2,30		2,30	
Bogen	Remanium®				
Ligatur	Alastic				
Bracket	Titanium Or-thos™	2,33		2,32	
Bogen	TMA				
Ligatur	Alastic				
Bracket	Titanium Or-thos™	2,32		2,32	
Bogen	Bio-Torque®				
Ligatur	Alastic				
Referenz		2,32		2,32	

Tab. 13: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihre Referenzen.

Material	Kombination	pH 1. Pet-rischale	Besonder-heit	pH 2. Pet-rischale	Besonder-heit
Bracket	Titanium Or-thos™	2,31		2,32	
Bogen	Remanium®				
Ligatur	Alastic				
Bracket	ECONO-LINE™	3,69	rotbraune Flüssigkeit	3,73	rotbraune Flüssigkeit
Bogen	TMA				
Ligatur	Alastic				
Bracket	ECONO-LINE™	3,78	rotbraune Flüssigkeit	3,81	rotbraune Flüssigkeit
Bogen	BioTorque®				
Ligatur	Alastic				
Bracket	ECONO-LINE™	3,82	rotbraune Flüssigkeit	3,79	rotbraune Flüssigkeit
Bogen	Remanium®				
Ligatur	Alastic				
Referenz		2,32		2,32	

Tab. 14: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihren Referenzen.

Material	Kombination	pH 1. Pet-rischale	Besonderheit	pH 2. Pet-rischale	Besonderheit
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart TMA Stahl	2,27		2,27	
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart BioTorque® Stahl	2,22		2,22	
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart Remanium® Stahl	2,27		2,26	
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart TMA Alastic	2,25		2,25	
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart BioTorque® Alastic	2,23		2,23	
Bracket Bogen Ligatur	discovery® smart Remanium® Alastic	2,30	blassgelbe Flüssigkeit	2,30	blassgelbe Flüssigkeit
Referenz		2,26		2,26	

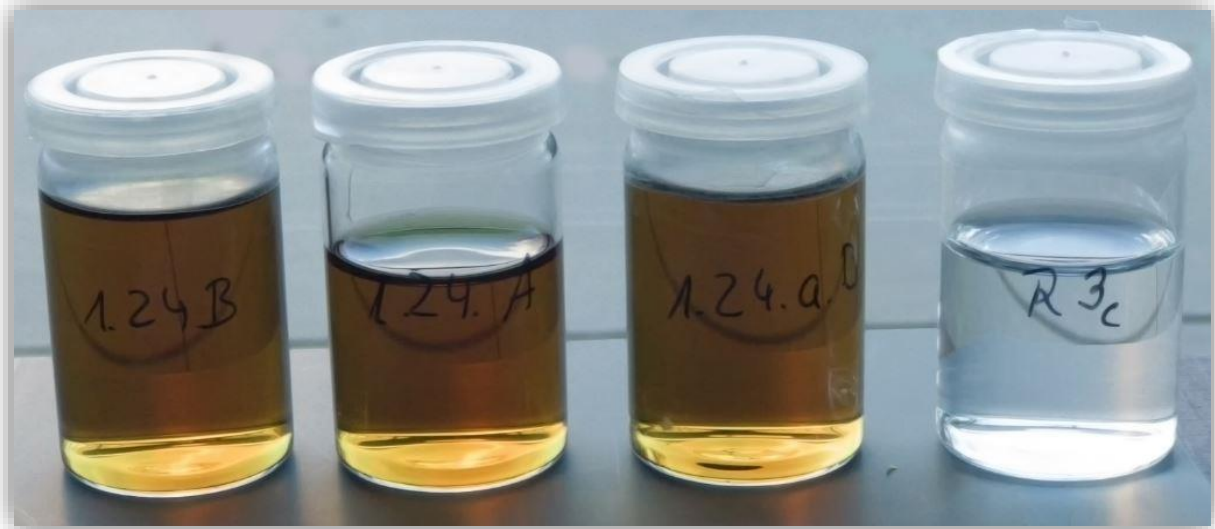


Abb. 14: Korrosionslösungen der Kombination ECONOLINE™-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastics (links) im Vergleich mit ihrer Referenz (rechts).

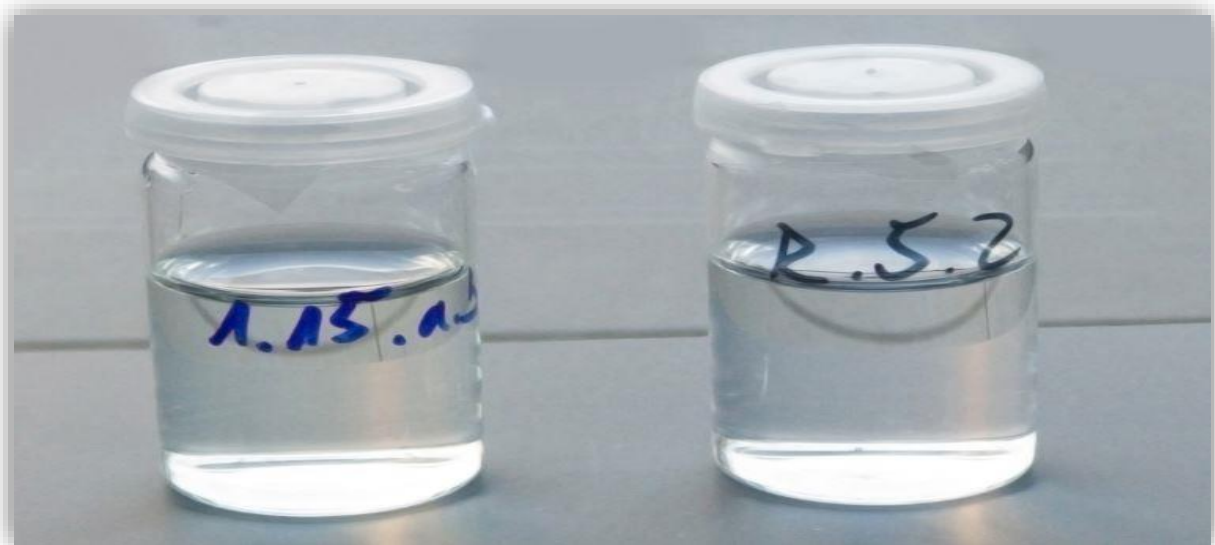


Abb. 15: Korrosionslösung der Kombination discovery®-smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastics (links) im Vergleich mit ihrer Referenz (rechts).

Im letzten Versuch wurden discovery® smart-Brackets mit Remanium®-Bögen und verschiedenen Verankerungsschrauben untersucht. Diese Kombinationen wurden entweder mit Alastics oder Stahlligaturen einligiert. Der pH-Wert der Korrosionslösung betrug 2,25. Bei der Versuchsreihe mit Alastics konnte man eine minimal dunklere Korrosionslösung

(Abb. 16) sowie einen minimalen Anstieg des pH-Wertes erkennen. Verglichen mit den Referenzen war der Anstieg des pH-Wertes jedoch nicht von Relevanz (Tab. 15 und Tab. 16).

Tab. 15: Die pH-Werte der Kombinationen mit konventionellen Brackets, Verankerungsschrauben und ihren Referenzen.

Material	Kombination	pH 1.Pet-rischale	Besonderheit	pH 2.Pet-rischale	Besonderheit
Bracket Bogen Ligatur Verankerungsschraube	discovery® smart Remanium® Stahl tomas®-pin	2,29		2,29	
Bracket Bogen Ligatur Verankerungsschraube	discovery® smart Remanium® Alastic tomas®-pin	2,27	minimal dunklere Milchsäurelösung	2,27	minimal dunklere Milchsäurelösung
Bracket Bogen Ligatur Verankerungsschraube	discovery® smart Remanium® Stahl OrthoEasy® Pins	2,28		2,29	
Bracket Bogen Ligatur Verankerungsschraube	discovery® smart Remanium® Alastic OrthoEasy® Pins	2,26	minimal dunklere Milchsäurelösung	2,26	minimal dunklere Milchsäurelösung
Referenz		2,25		2,28	

Tab. 16: Die pH-Werte der Kombinationen mit konventionellen Brackets, Verankerungsschrauben und ihren Referenzen.

Material	Kombination	pH 1. Pet-rischale	Besonderheit	pH 2. Pet-rischale	Besonderheit
Bracket	discovery [®] smart	2,24		2,24	
Bogen	Remanium [®]				
Ligatur	Stahl				
Verankerungsschraube	VectorTAS [™]				
Bracket	discovery [®] smart	2,28		2,28	blassgelbe Flüssigkeit
Bogen	Remanium [®]				
Ligatur	Gummifaden				
Verankerungsschraube	VectorTAS [™]				
Bracket	discovery [®] smart	2,27		2,28	blassgelbe Flüssigkeit
Bogen	Remanium [®]				
Ligatur	Stahl				
Verankerungsschraube	Orthodontic implant				
Bracket	discovery [®] smart	2,24		2,22	blassgelbe Flüssigkeit
Bogen	Remanium [®]				
Ligatur	Alastic				
Verankerungsschraube	Orthodontic Implant				
Referenz		2,25		2,28	



Abb. 16: Korrosionslösungen der Kombination discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen, Alastics und Orthodontic Implant (links) im Vergleich mit ihrer Referenz (rechts).

Sowohl mit dem bloßen Auge als auch mit dem Lichtmikroskop war es nach dem statischen Immersionstest möglich, an manchen Oberflächen der Materialien eine rotbraune Verfärbung zu erkennen. Bei den Oberflächenveränderungen handelte es sich ausschließlich um die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets. Die Kombinationsmöglichkeiten mit den anderen Brackets wiesen keine Auffälligkeiten auf. Im Folgenden werden exemplarisch drei Bilder gezeigt.

In der Abbildung 17 ist eine braune Oberflächenveränderung an den Kontaktbereichen zwischen dem ECONOLINE™-Bracket, TMA-Bogen und Stahlligatur zu erkennen. Sowohl auf dem Bracketkörper als auch auf der Bracketbasis sind braune Ablagerungen zu sehen. Im Bereich um die gezwirbelte Ligatur ist auf dem TMA-Bogen ebenfalls eine braune Verfärbung zu sehen. Alle diese Oberflächen waren matt und uneben.



Abb. 17: Braune Ablagerungen auf den Oberflächen der Kombination ECONOLINE™, TMA-Bogen und Stahlligatur.

In der Abbildung 18 sind rotbraune Korrosionsveränderungen an einem ECONOLINE™-Bracket, Remanium®-Bogen und einer gezwirbelten Stahlligatur zu sehen. Die Veränderungen werden in den Kontaktbereichen der einzelnen Bestandteile der Apparatur beobachtet. Auf dem Bracketkörper ist eine deutliche krustenartige, rotbraune Ablagerung zu erkennen. Außerdem ist eine Ablagerung in der Mitte der Bracketbasis sichtbar, die restliche Basis ist hellbraun verfärbt. Im Bereich um die gezwirbelte Ligatur ist auf dem Remanium®-Bogen ebenfalls eine braune Verfärbung zu sehen. Die Oberflächen variieren zwischen matt und glänzend.

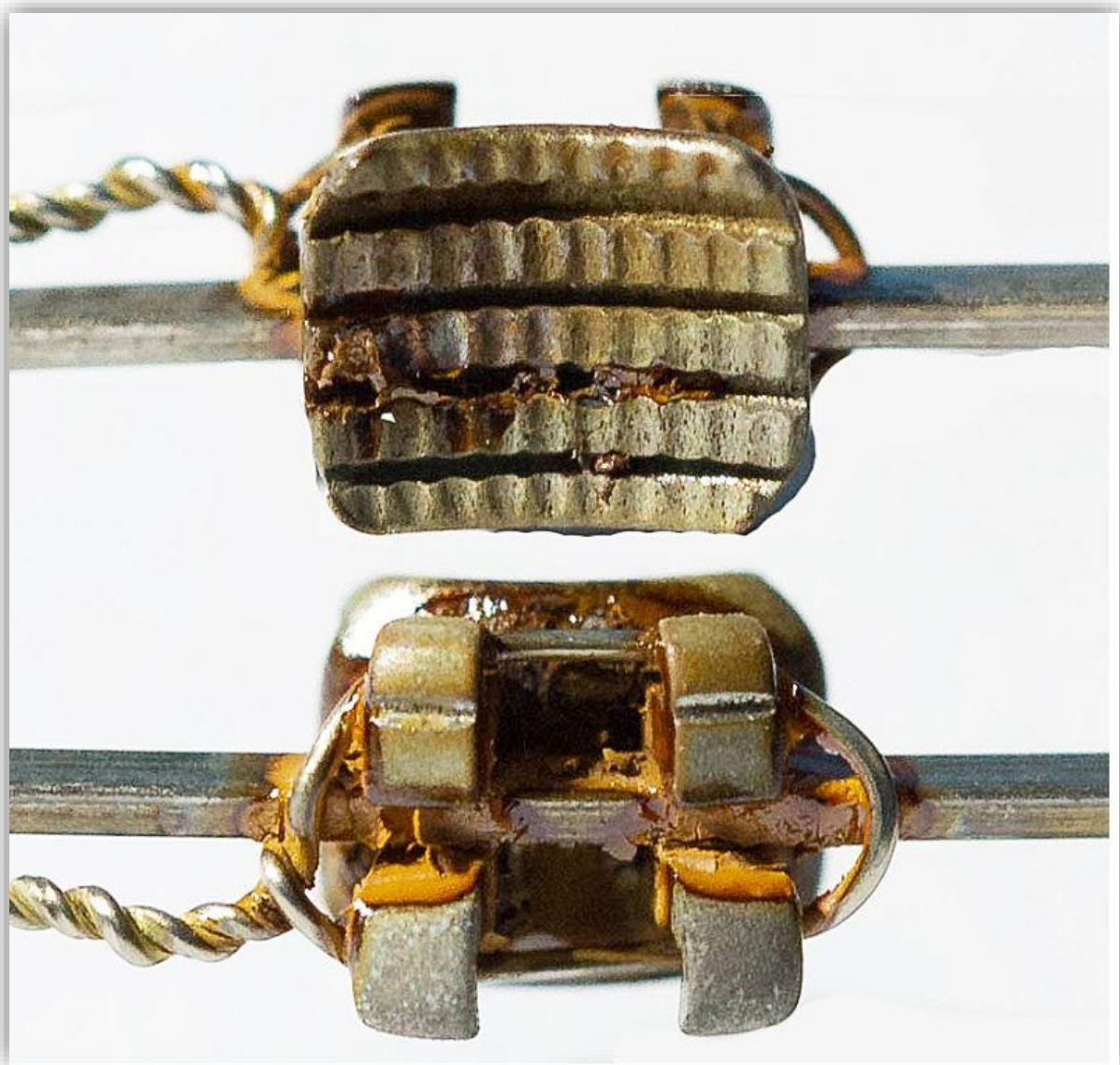


Abb. 18: Rotbraune Ablagerungen auf der Oberfläche der Kombination ECONOLINE™, Remanium®-Bogen und Stahlligatur.

Die Abbildung 19 zeigt korrosionsbedingte Oberflächenveränderungen von einem ECONOLINE™-Bracket, TMA-Bogen und Alastic. Auf dem Bracketkörper fällt eine glänzende, krustenartige rotbraune Ablagerung auf. Die Bracketbasis zeigt in der unteren Hälfte eine glatte, glänzende Schicht. Deutlich zu erkennen ist, dass nur der Teil des Bogens eine Oberflächenveränderung aufweist, der im Kontakt mit Bracket und Ligatur stand.



Abb.19: Rotbraune Ablagerungen auf den Oberflächen der Kombination ECONOLINE™, TMA-Bogen und Alastic.

3.1.2 Auswertungen der Ergebnisse des statischen Immersionstests

Die Ionenabgaben der einzelnen Kombinationsmöglichkeiten, bestehend aus Brackets, Bögen, Ligaturen und Verankerungsschrauben wurden mithilfe der Massenspektrometrie bestimmt (siehe Anhang, Tab. 17 a-e). Die im Anhang gelisteten Tabellen zeigen eine Übersicht über die Ionenabgabe der gemessenen Elemente, die nach einem Tag ($\mu\text{g}/\text{Tag}$)

in Lösung gegangen waren. Die DIN-Vorschrift gibt vor, dass die Metallionenkonzentrationen der Korrosionslösungen nach 7 Tagen zu messen sind. Die Ionenwerte sind dann durch 7 zu dividieren, um die Werte pro Tag zu ermitteln. Die dargestellten Werte in den weißen und grauen Bereichen sind die gewichteten Mittelwerte und dazugehörigen Fehler der vier untersuchten Probenflüssigkeiten. Von den errechneten gewichteten Mittelwerten wurde der gewichtete Mittelwert der dazugehörigen Referenzen subtrahiert (vergl. 2.3). Die fehlenden Werte der untersuchten Elemente in den Tabellen lagen außerhalb (unterhalb oder oberhalb) der Nachweisgrenze des Massenspektrometers und waren somit nicht messbar, diese wurden durch rote Bereiche gekennzeichnet. Die Ergebnisse der sechs durch das ISO-Gremium ausgewählten Elemente Chrom, Kupfer, Magnesium, Molybdän, Nickel und Titan sind in den Tabellen gelistet.

Der nächste Abschnitt veranschaulicht anhand von Balkendiagrammen die tägliche Metallionenabgabe ($\mu\text{g}/\text{Tag}$) der untersuchten Kombinationsmöglichkeiten. Die zu entnehmenden Werte sind die gewichteten Mittelwerte und Fehler. Links in blau sind die Alastics und rechts in rot die Stahlligaturen für die jeweiligen Bögen (TMA, Remanium[®], BioTorque[®]). Weiterhin wird der Unterschied zwischen den zwei selbstligierenden Brackets gezeigt. Links in orange die In-Ovation[®] mini SL-Brackets und rechts in grün die BioQuick[®] SL-Brackets. Die Fehler der gewichteten Mittelwerte wurden als Fehlerbalken dargestellt. Im Folgenden werden die Ionenabgaben der Elemente Chrom, Kupfer, Magnesium, Molybdän, Nickel und Titan gezeigt. Ergebnisse unterhalb oder oberhalb der Nachweisgrenze des ICP-MS werden in den Diagrammen nicht dargestellt.

3.1.2.1 Nickel

Die Nickelionenabgaben der verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten wurden in den folgenden Abbildungen dargestellt. In Abbildung 20–23 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 24 werden die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 25 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz (ohne Schraube) verglichen. Durch die Verwendung der Alastics kam es zu einem Anstieg der Nickelionenabgabe verglichen mit den Stahlligaturen. Für die Kombinationsmöglichkeit mit discovery[®] smart-Brackets und Titan-Molybdän-Bögen betrug die Nickelionenabgabe mit Alastics $49,6 \mu\text{g}/\text{Tag}$ und mit Stahlligaturen $9,8 \mu\text{g}/\text{Tag}$.

Die Nickelionenabgaben der selbstligierenden Brackets wurden nicht vom verwendeten

Bogenmaterial beeinflusst. Bei den konventionellen Brackets variierte jedoch die Ionenabgabe abhängig vom verwendeten Bogenmaterial. Bei den Titanium Orthos™ mit rostfreien Stahlbögen (Remanium®) betrug die Ionenabgabe 69,5 µg/Tag und mit NiTi-Bögen (BioTorque®) 38,2 µg/Tag (Abb. 23).

Die geringste Ionenabgabe trat bei der Kombination der Mini-Sprint®-Brackets, TMA-Bögen und Alastics auf mit 0,3 µg/Tag (Abb. 21). Den höchsten Wert für Nickel bei den konventionellen Brackets mit 155,8 µg/Tag zeigte die Kombinationsmöglichkeit mit den discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastics (Abb. 20). Die Remanium®-Bögen mit In-Ovation® mini SL-Brackets hatten eine Nickelionenabgabe von 170,0 µg/Tag, wohingegen die BioQuick®-SL Brackets eine Abgabe von 13,0 µg/Tag hatten (Abb. 24). Bei den Kombinationen mit den Verankerungsschrauben hatte die Kombination tomas®-pin, discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastic die höchste Ionenabgabe mit 122,9 µg/Tag. Im Vergleich ergab die Referenz ohne Einbringen der Verankerungsschrauben eine Abgabe von 155,8 µg/Tag (Abb. 25). Der niedrigste Wert der Kombinationen mit den Verankerungsschrauben lag bei den Orthodontic Implant mit Stahlligaturen (12,7 µg/Tag).

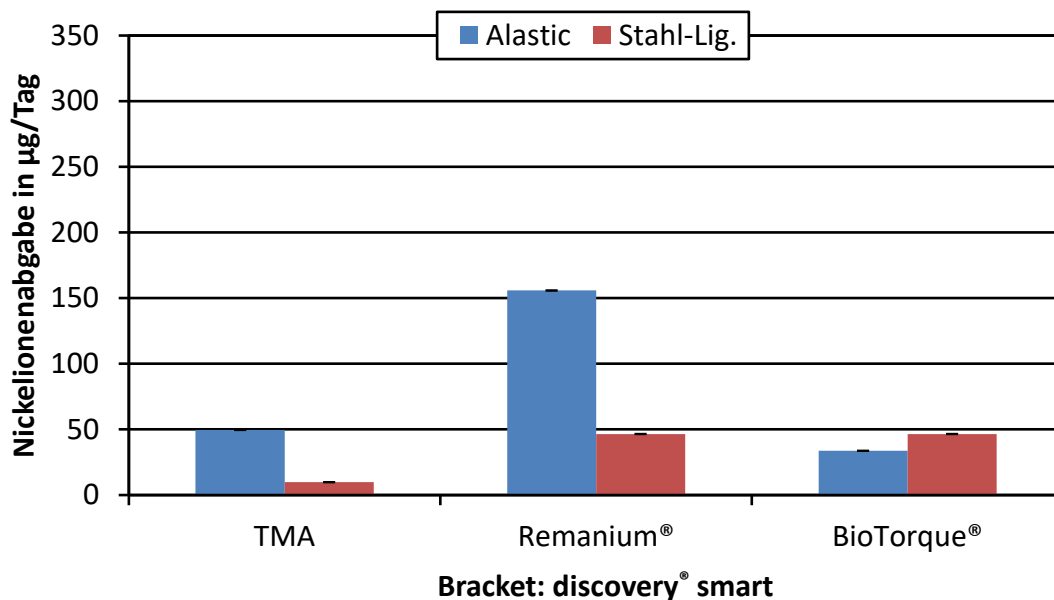


Abb. 20: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

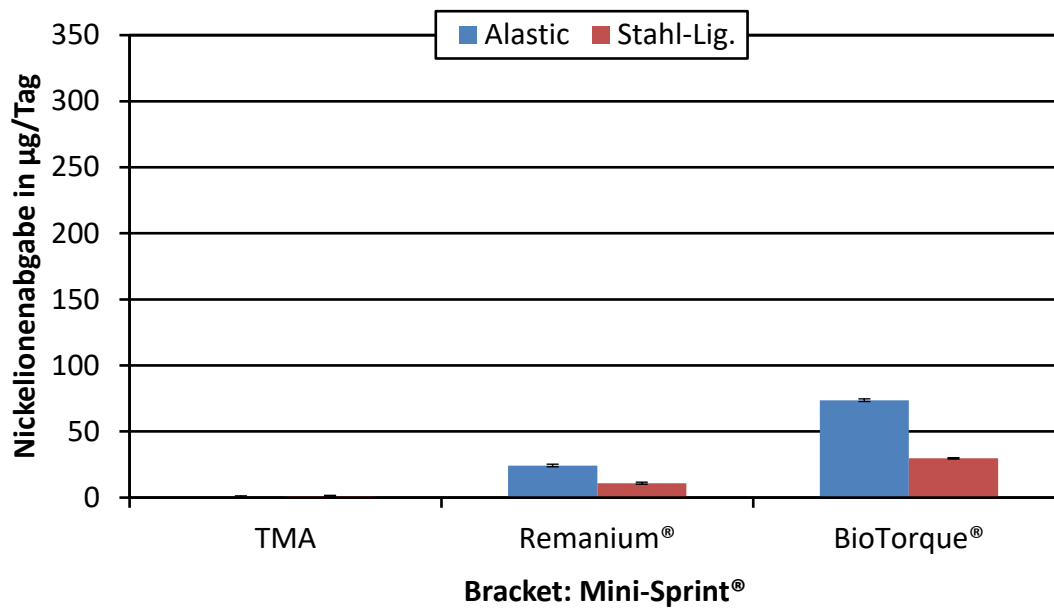


Abb. 21: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

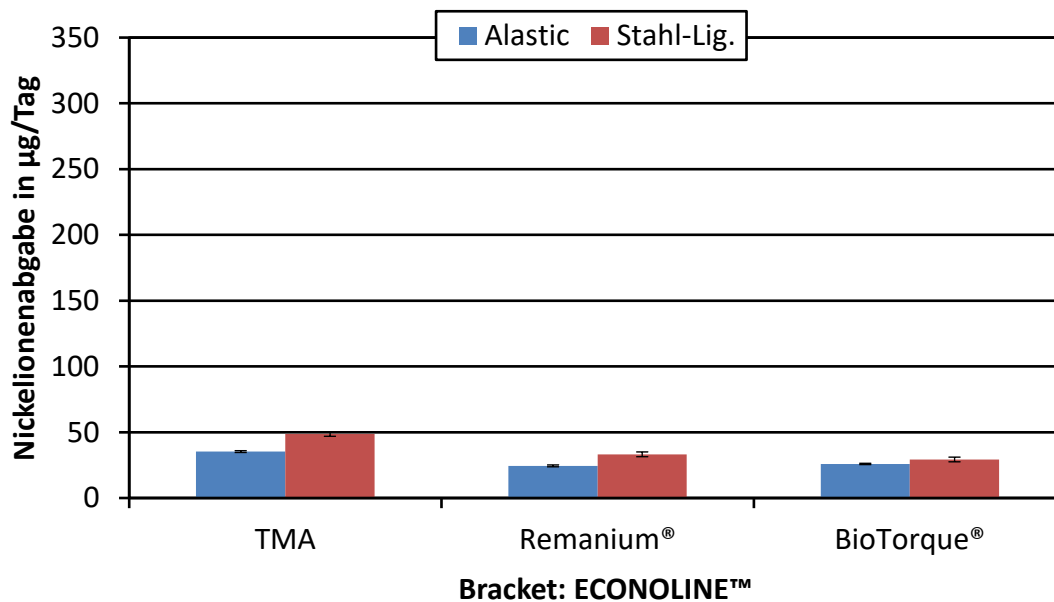


Abb. 22: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

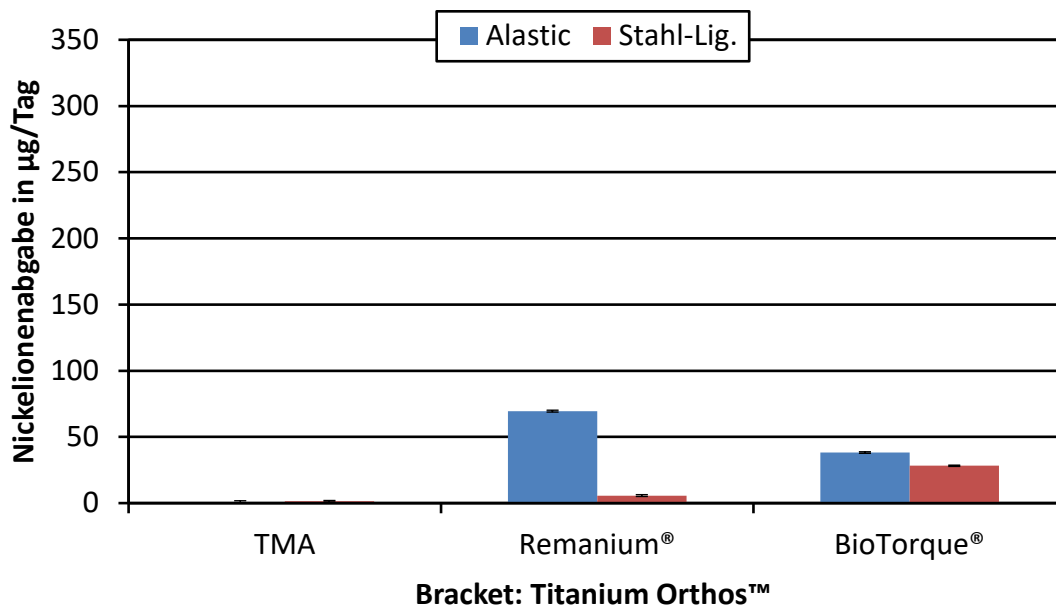


Abb. 23: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die verschiedenen Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahl-ligaturen (rot).

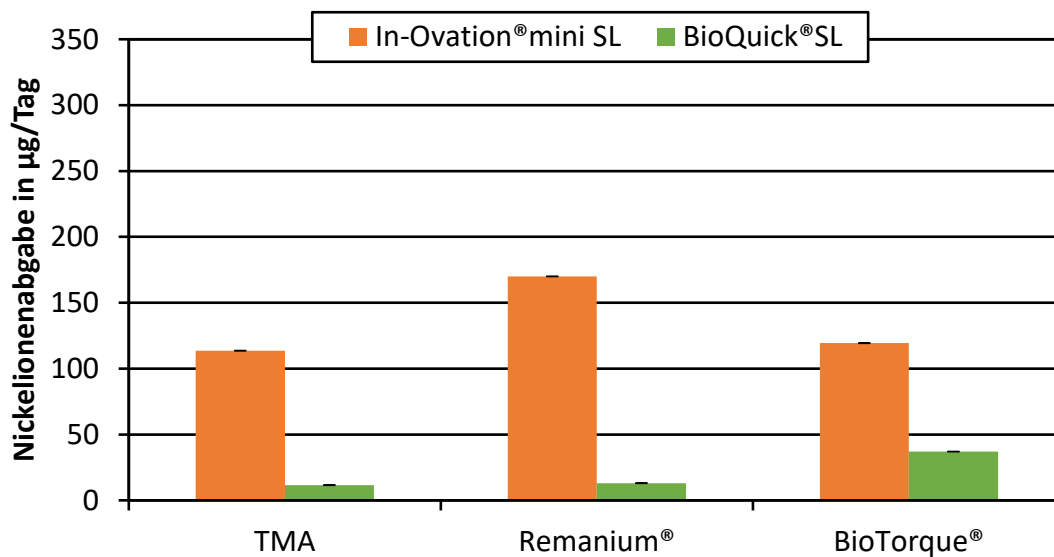


Abb. 24: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

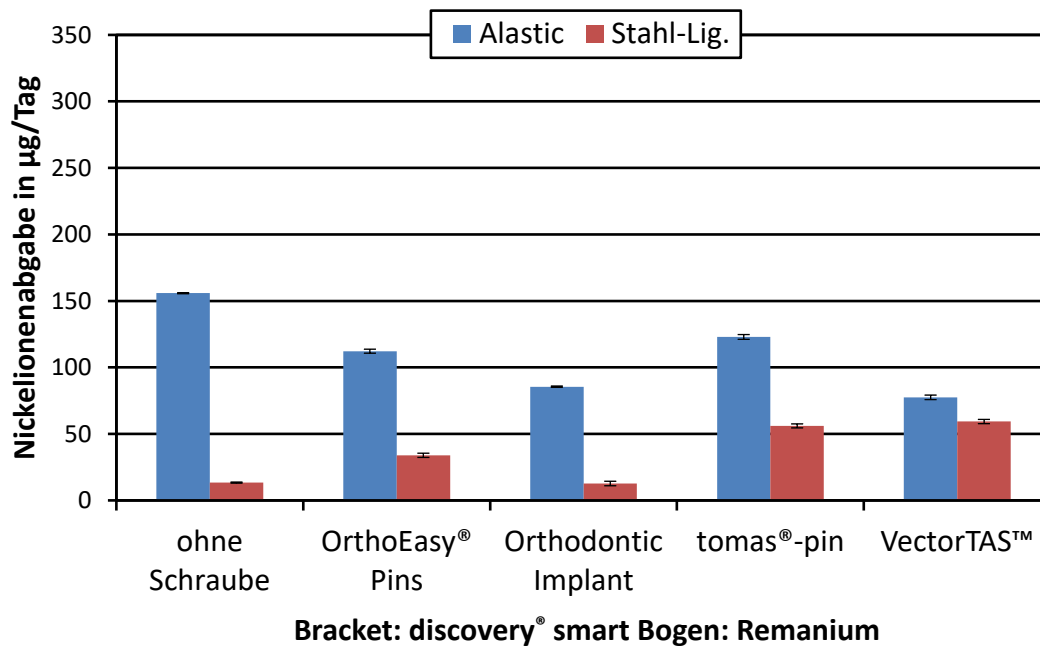


Abb. 25: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.1.2.2 Titan

In den Diagrammen 26 bis 31 ist die Metallionenabgabe in Bezug auf Titan dargestellt. In Abbildung 26–29 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 30 werden die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 31 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz (ohne Schraube) verglichen. Das verwendete Bogenmaterial hatte Einfluss auf die Ionenabgabe. Geringe Werte zeigten die Kombinationsmöglichkeiten mit den Remanium®-Bögen von kleiner als 1,8 µg/Tag. Der Vergleich zwischen TMA- und NiTi-Bögen zeigte vergleichbare Ionenabgaben. Die Kombination mit den Mini-Sprint®-Brackets und TMA-Bögen hatte eine tägliche Ionenabgabe von 25,7 µg/Tag und für NiTi-Bögen von 21,5 µg/Tag.

In den Diagrammen ist zu erkennen, dass die meisten Kombinationsmöglichkeiten Werte im Bereich von kleiner als 30 µg/Tag zeigten. Die Kombination mit den Titanium Orthos™-Brackets lagen jedoch oberhalb dieser Grenze (Abb. 29). Der höchste Wert war 61,4 µg/Tag. Die selbstligierenden Brackets zeigten ähnliche Werte abhängig vom eingesetzten Bogenmaterial.

Bei den Kombinationen mit den verschiedenen Verankerungsschrauben hatten die Orthodontic Implants eine Titanionenabgabe von $0,4 \mu\text{g}/\text{Tag}$, wohingegen die OrthoEasy®-Pins mit Stahlligaturen eine Titanionenabgabe von $56 \mu\text{g}/\text{Tag}$ aufwiesen (Abb. 31). In Abbildung 31 ist zu erkennen, dass es nach Einbringen der Verankerungsschrauben zu einem Anstieg der Titanionenabgabe, verglichen mit der Referenz ohne Verankerungsschrauben, kam. Die Werte der Referenz (discovery® smart-Brackets und Alastics) lagen bei $0,3 \mu\text{g}/\text{Tag}$. Nach Einbringen der VectorTAS™-Verankerungsschrauben mit Alastics stieg die Ionenabgabe auf $6,5 \mu\text{g}/\text{Tag}$. Der Wert der Kombination der BioTorque®-Bögen mit ECO-NOLINE™-Brackets lag weit außerhalb des mit den Standardlösungen kalibrierten Messbereichs und deutlich über allen anderen Messwerten. Ganz offensichtlich lag hier ein Problem des Massenspektrometers vor. Alle übrigen Werte dieser Materialkombination lagen im Bereich der Kalibrierkurven. Da jedoch keine Probenlösungen mehr vorhanden waren, konnte für diese Werte keine Nachmessung durchgeführt werden und sie wurden daher für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt. Die Kombination mit discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Stahlligaturen lag unterhalb der Nachweisgrenze.

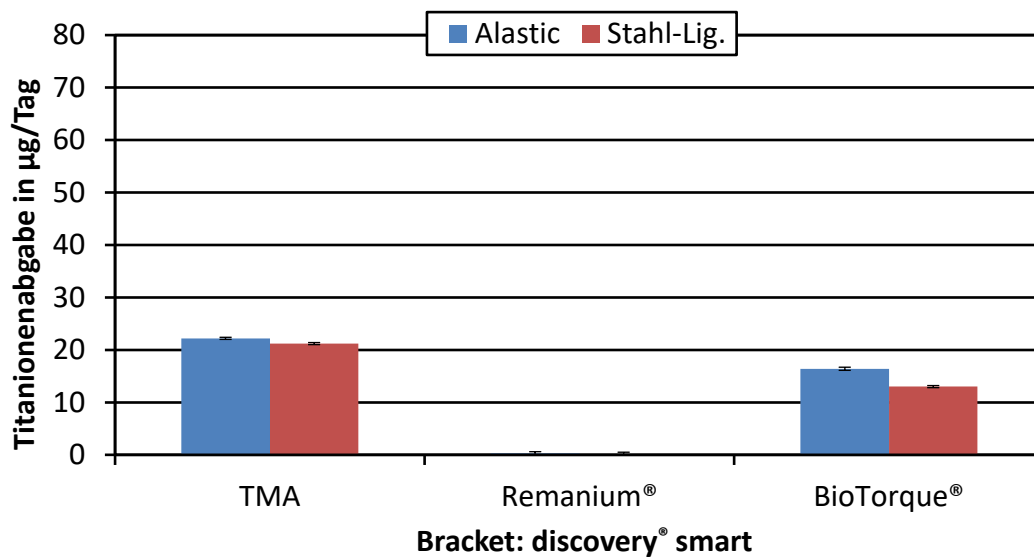


Abb. 26: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

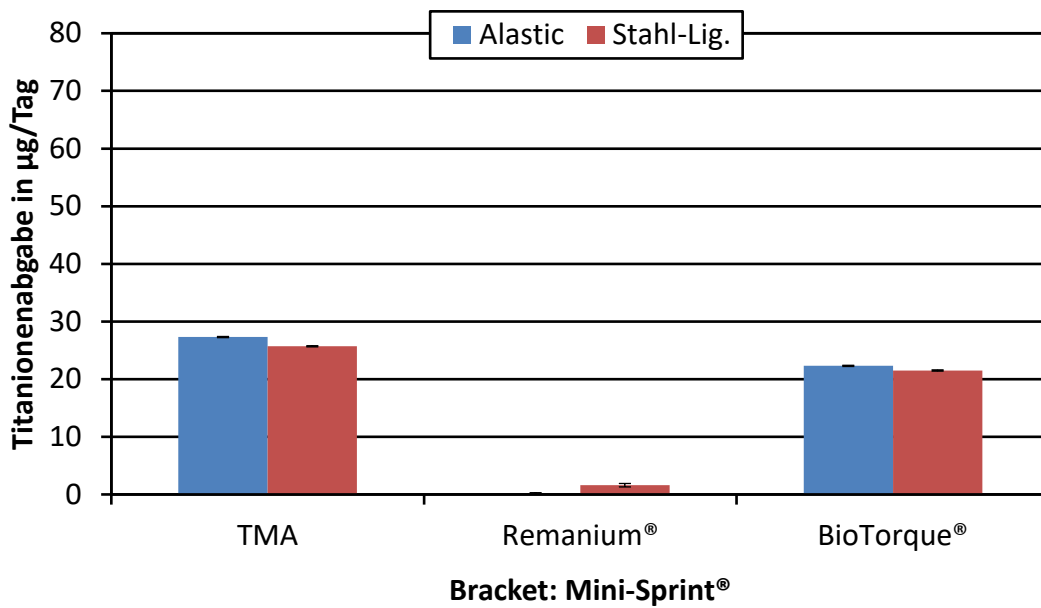


Abb. 27: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

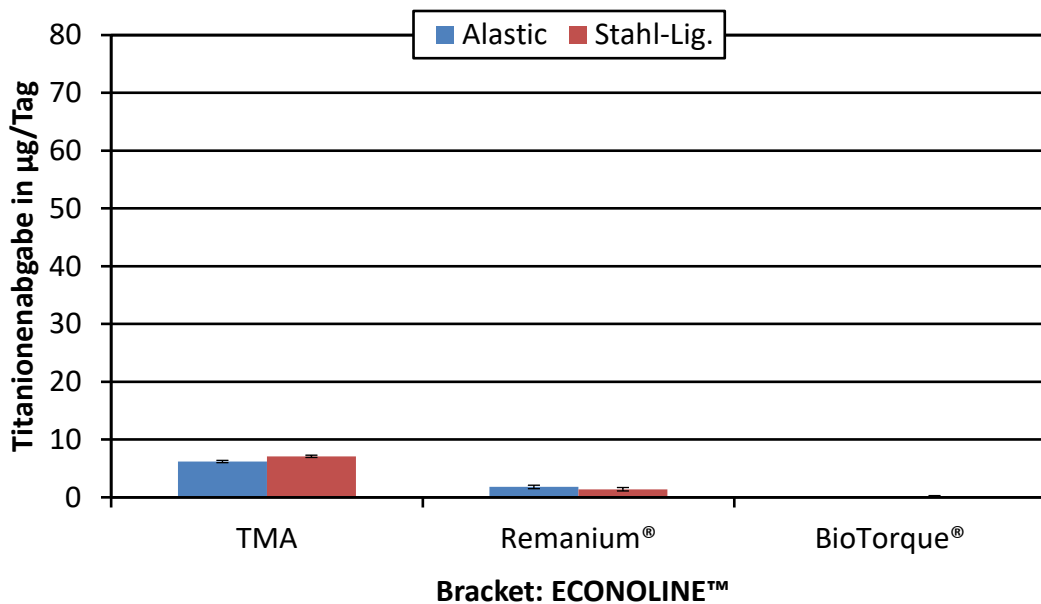


Abb. 28: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

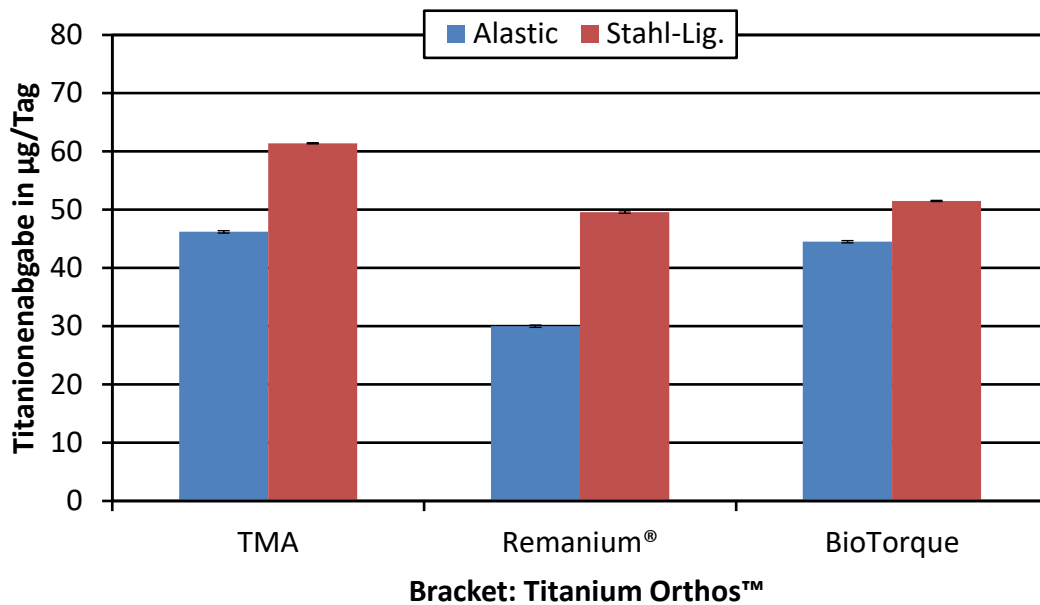


Abb. 29: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahl-ligaturen (rot).

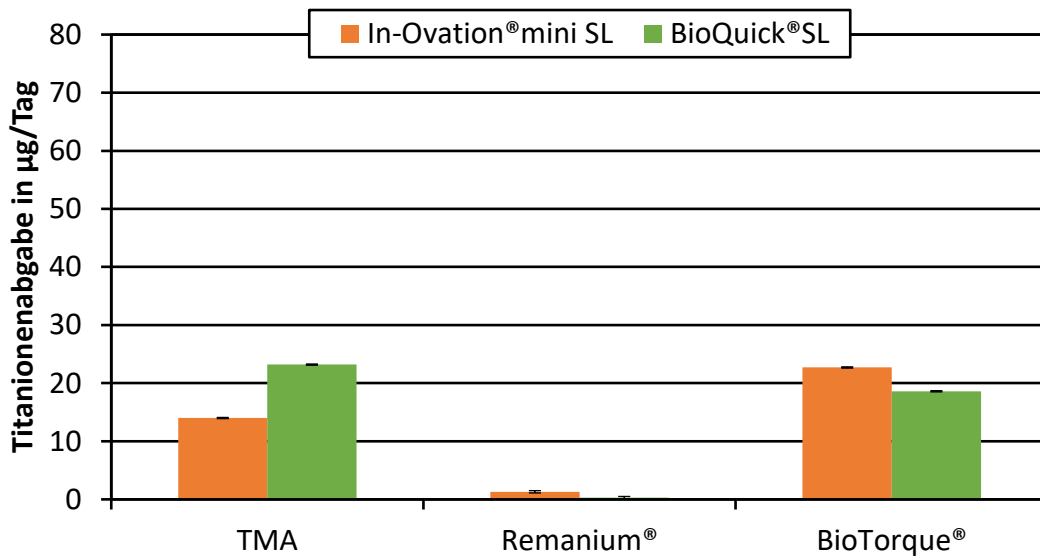


Abb. 30: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

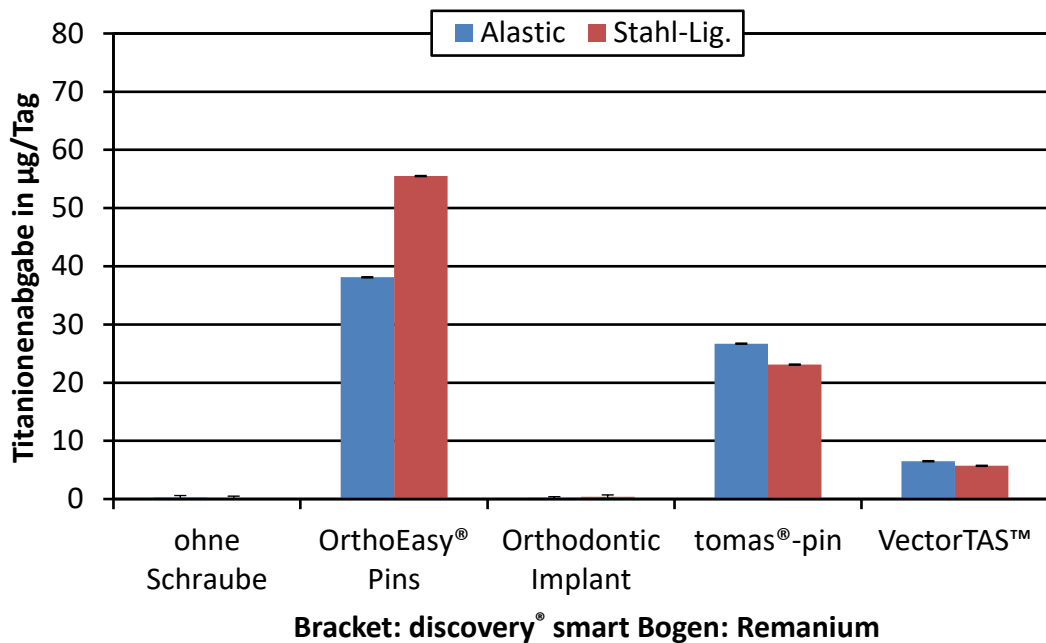


Abb. 31: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.1.2.3 Molybdän

Nachfolgend werden die Ergebnisse des Elements Molybdän vorgestellt. In den Abbildungen 32–34 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 35 werden die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 36 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz verglichen. Überwiegend kam es zu höheren Molybdänionenabgaben bei Verwendung der Alastics im Vergleich zu den Stahlligaturen. Die Ionenabgabe der konventionellen Brackets variierte deutlich, abhängig von dem verwendeten Bogenmaterial. Bei den Mini-Sprint®-Brackets, Alastics und TMA-Bögen betrug die Molybdänionenabgaben 18,1 µg/Tag bei den NiTi-Bögen 19,1 µg/Tag und den Remanium®-Bögen 29,4 µg/Tag (Abb. 33). Die Ionenabgaben der selbstligierenden Brackets lagen alle im Bereich von 4,3 bis 14,1 µg/Tag (Abb. 35). Die Abbildung 36 zeigt die Molybdänkonzentrationen für die Kombinationen mit den Verankerungsschrauben. Bei den Kombinationen stieg die Molybdänionenabgabe im Vergleich zu der Referenz (ohne Verankerungsschrauben) an. Dies war bei beiden Ligaturentypen erkennbar. Die Kombinationen mit den OrthoEasy®-Pins, tomas®-Pins und VectorTAS™ wiesen einen deutlichen Unterschied zwischen Alastics und Stahlligaturen auf. Die Orthodontic Implants zeigten

diesbezüglich keinen deutlichen Unterschied. Die Werte der Kombination mit ECONO-LINE™-Brackets wurde aufgrund der hohen Fehler nicht berücksichtigt.

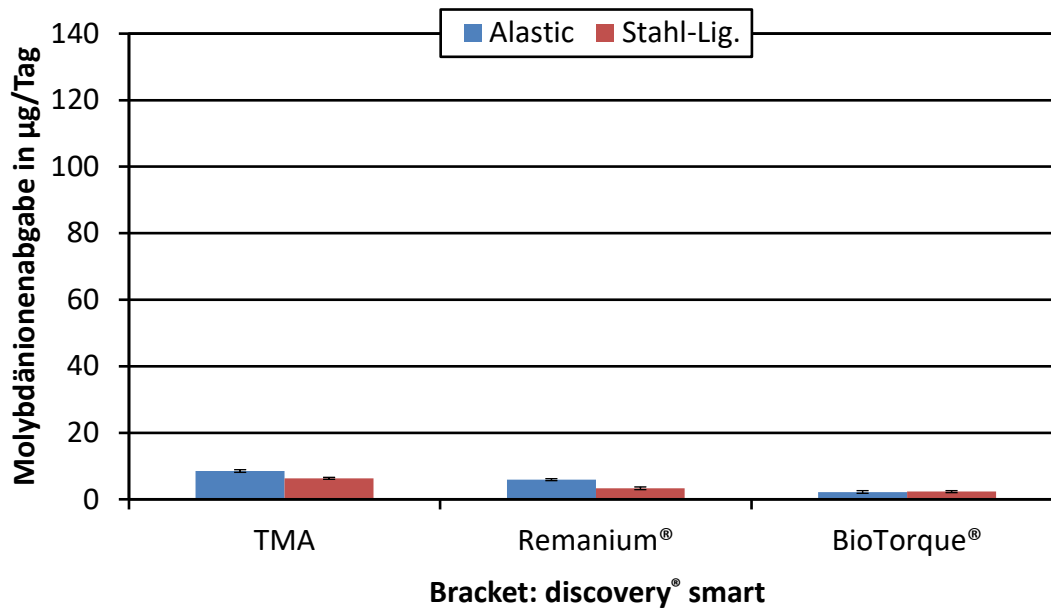


Abb. 32: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

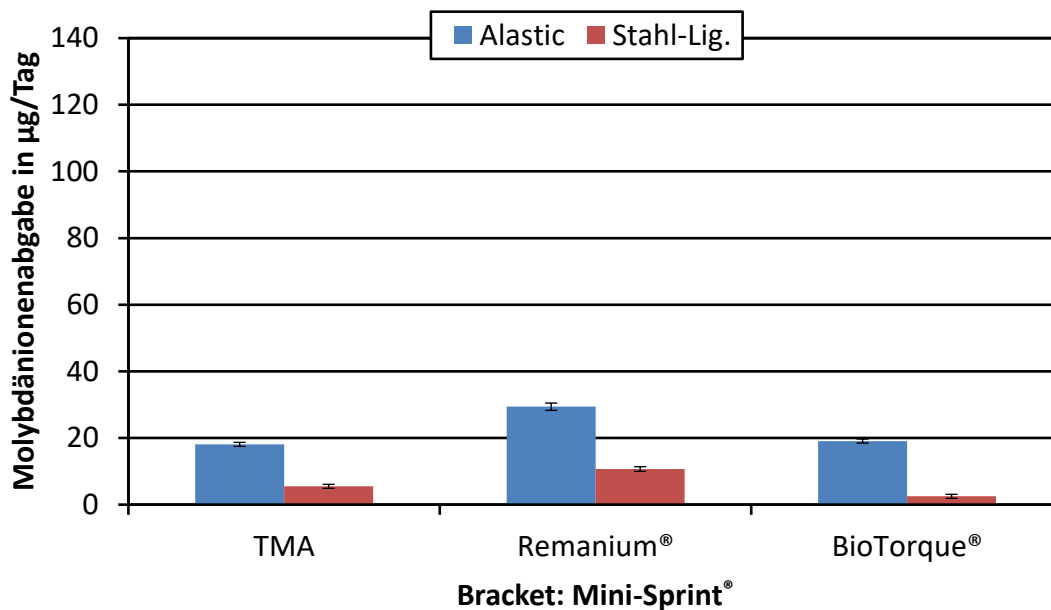


Abb. 33: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

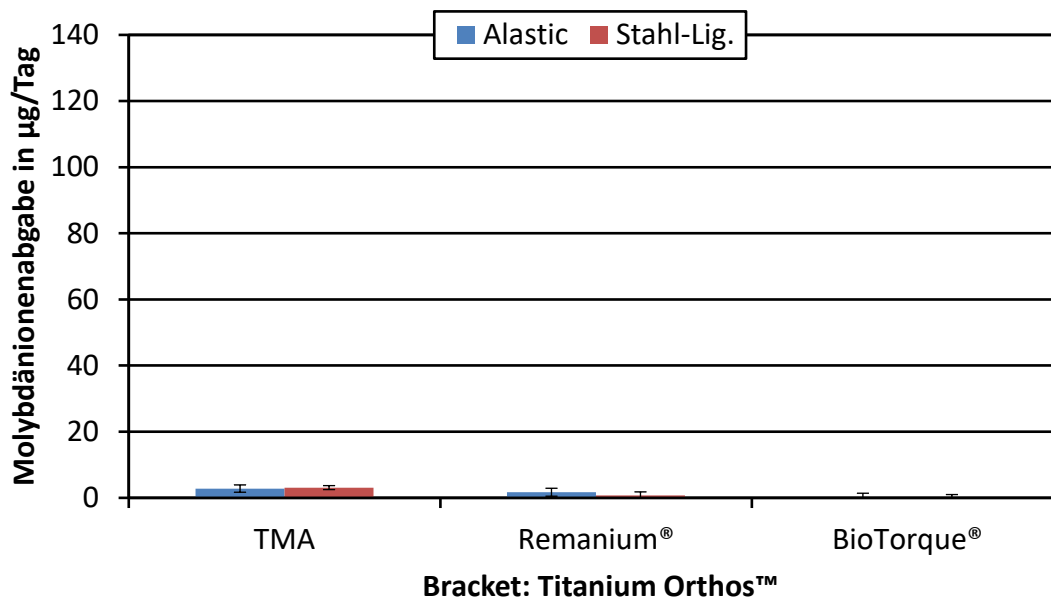


Abb. 34: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

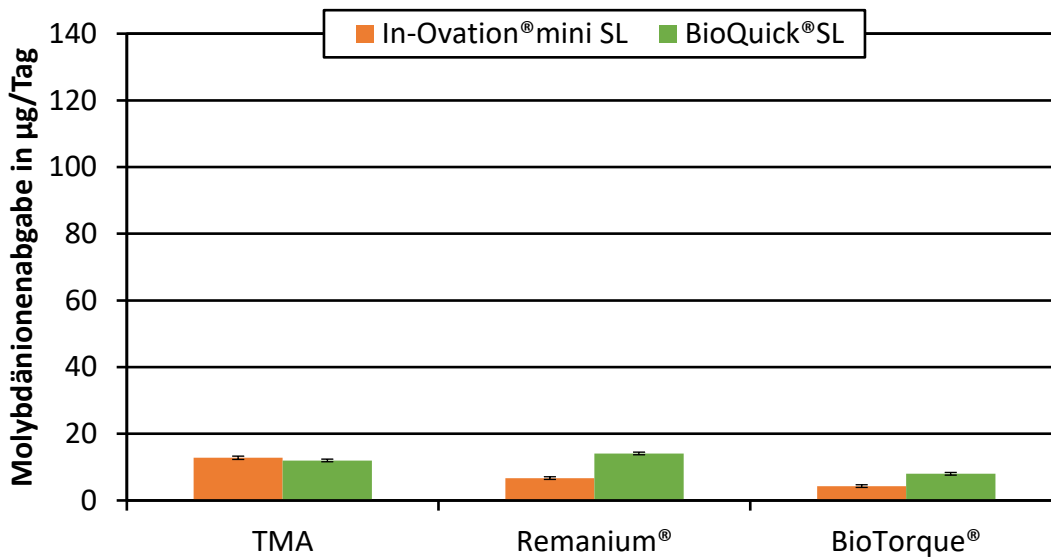


Abb. 35: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick® SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

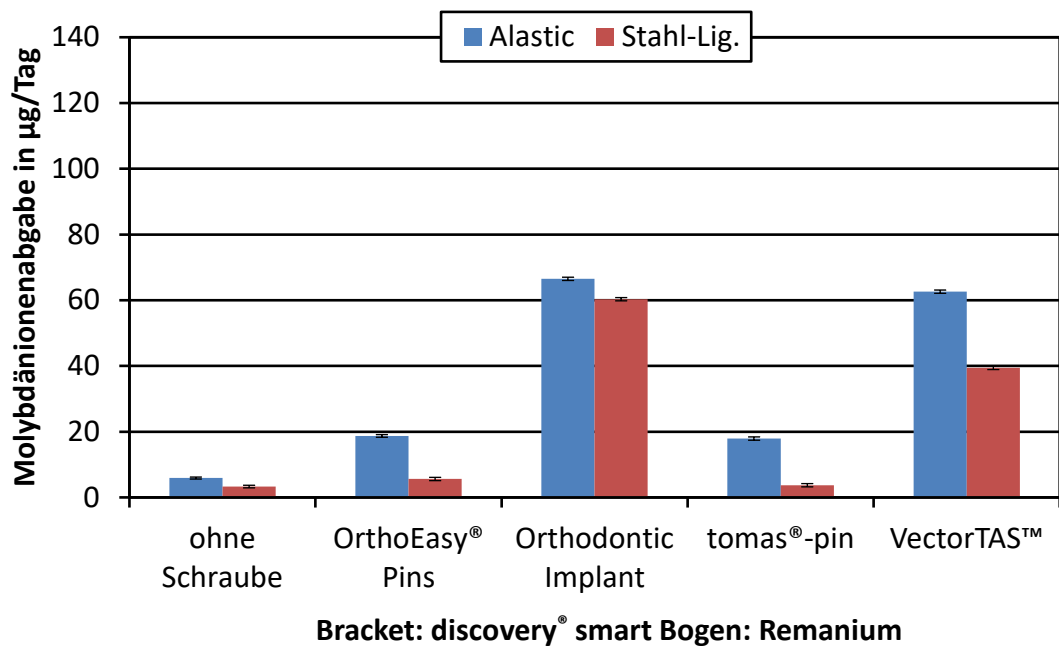


Abb. 36: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.1.2.4 Magnesium

Die tägliche Magnesiumionenabgabe, ist aus den folgenden Abbildungen zu entnehmen. In Abbildung 37–39 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 40 werden die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 41 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz verglichen. Die Ligaturen hatten Einfluss auf die Ionenabgabe der konventionellen Brackets. Die Mini-Sprint®-Brackets mit Remanium®-Bögen und Stahlligaturen hatten einen Wert von 2,5 µg/Tag mit Alastics hingegen 0,3 µg/Tag. Die Ionenabgabe aller Kombinationsmöglichkeiten variierten abhängig von dem verwendeten Bogenmaterial. Mit 3,4 µg/Tag wies die Kombination Titanium Orthos™-Brackets, BioTorque®-Bögen und Alastics die höchste Magnesiumionenabgabe auf (Abb. 39). Diagramm 40 zeigt die selbstligierenden Brackets mit der höchsten Ionenabgabe (2,6 µg/Tag) für die NiTi-Bögen mit BioQuick®SL-Brackets. Beim Einsatz der Verankerungsschrauben lag die Ionenabgabe unter 3 µg/Tag (Abb. 41). Alle Kombinationsmöglichkeiten mit discovery® smart-Brackets, die Kombination mit ECONO-LINE™-Brackets, TMA-Bögen und Alastics sowie mit BioTorque®-Bögen und Stahlligatu-

ren, Mini-Sprint®-Brackets mit TMA-Bögen und Alastics, Mini-Sprint®-Brackets mit BioTorque®-Bögen und Stahlligaturen, Titanium Orthos™-Brackets mit Remanium®-Bögen und Stahlligaturen und discovery® smart-Brackets mit Remanium®-Bögen, Alastics und OrthoEasy®-Pins zeigten Werte unterhalb der Nachweisgrenze des Massenspektrometers und wurden für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt.

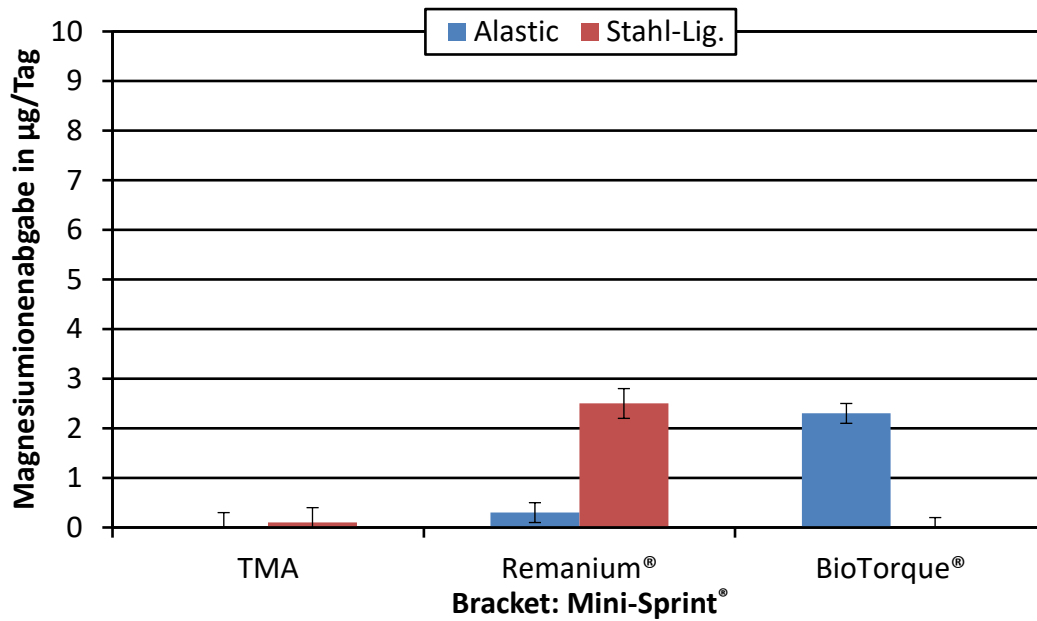


Abb. 37: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

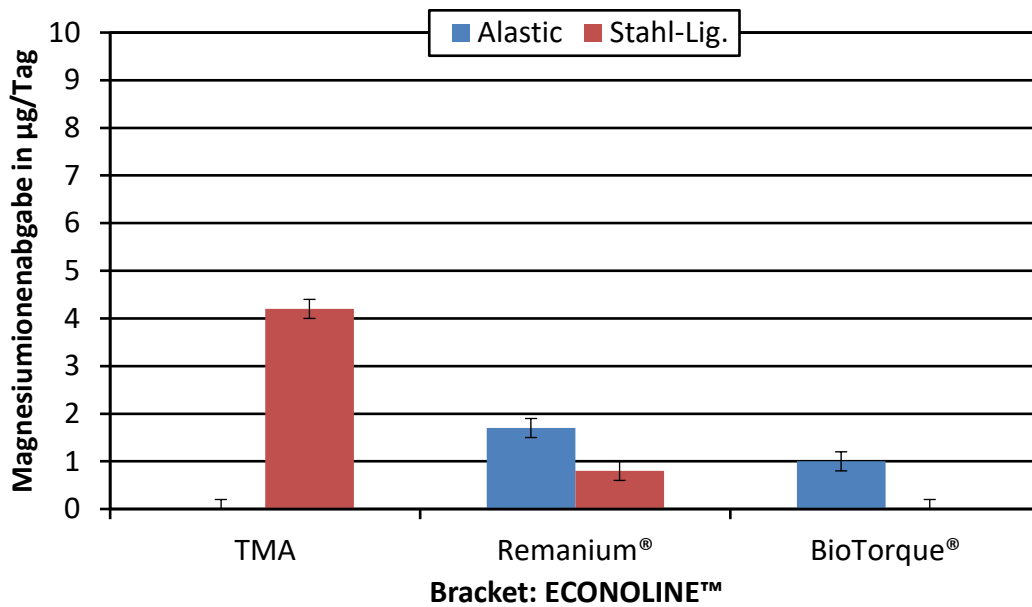


Abb. 38: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der Magnesiumionenabgabe für die Kombinationen mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

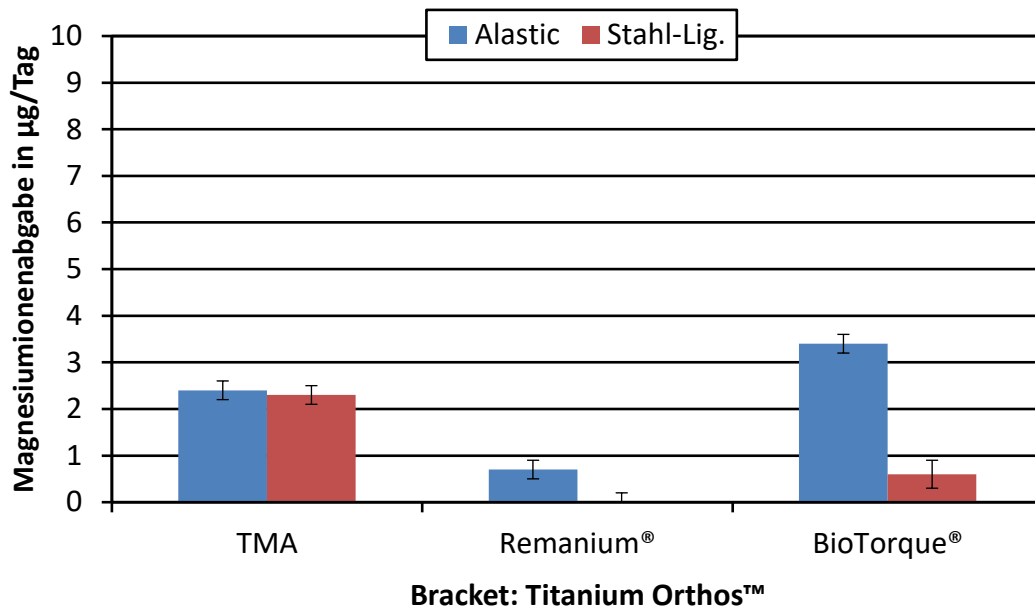


Abb. 39: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

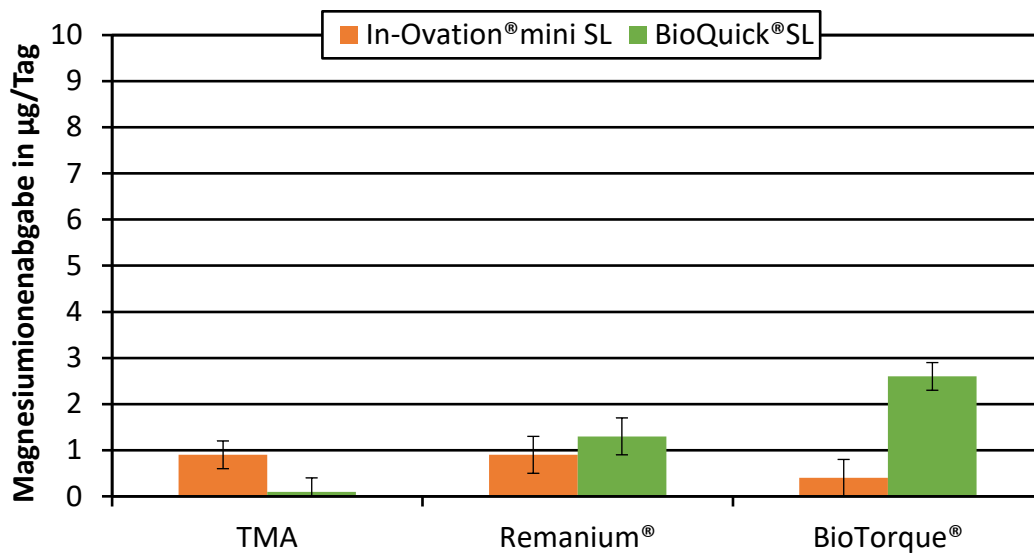


Abb. 40: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation® mini SL-Brackets (orange)/BioQuick® SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

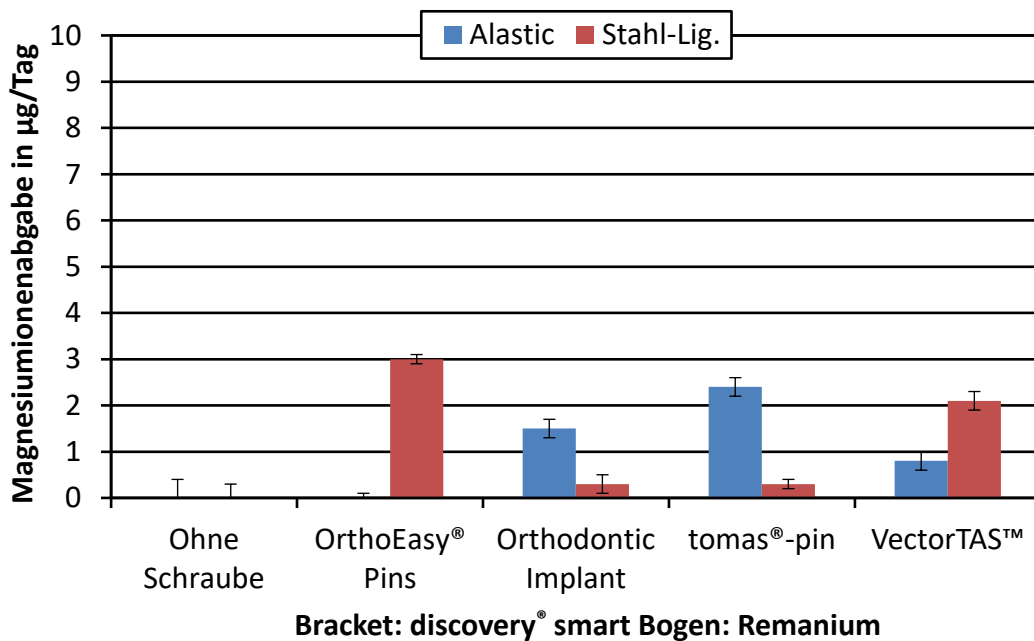


Abb. 41: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.1.2.5 Kupfer

Nachfolgend werden die Ergebnisse des Elements Kupfer vorgestellt. In Abbildung 42–45 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 46 werden die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 47 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz verglichen. Bei der Kupferionenabgabe waren die Werte der Kombinationsmöglichkeiten mit In-Ovation® mini SL höher, verglichen mit den restlichen Proben. Der höchste Wert lag bei 123,3 µg/Tag für die Kombination mit den Remanium®-Bögen (Abb. 46). Die unterschiedlichen Ligaturentypen sowie verwendeten Bogenmaterialien hatten keinen Einfluss auf die Ionenabgabe. Für die Versuche mit den Verankerungsschrauben ließen sich Werte unterhalb von 3,6 µg/Tag bestimmen (Abb. 47). Eine leichte Steigerung der Ionenabgabe war sichtbar nach Einbringen der Verankerungsschrauben. Die BioQuick® SL-Brackets, discovery® smart-Brackets mit TMA- und BioTorque®-Bögen, Mini-Sprint®-Brackets mit TMA-Bögen und beiden Ligaturentypen sowie die Kombination mit BioTorque®-Bögen und Stahlligaturen lagen unterhalb der Nachweisgrenze des Massenspektrometers und wurden daher für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt.

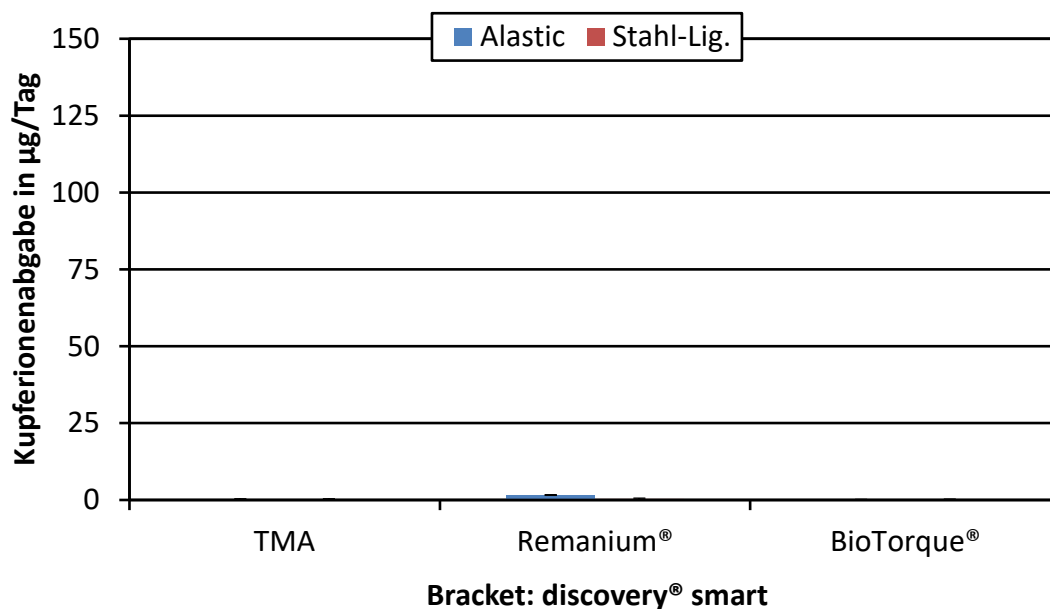


Abb. 42: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

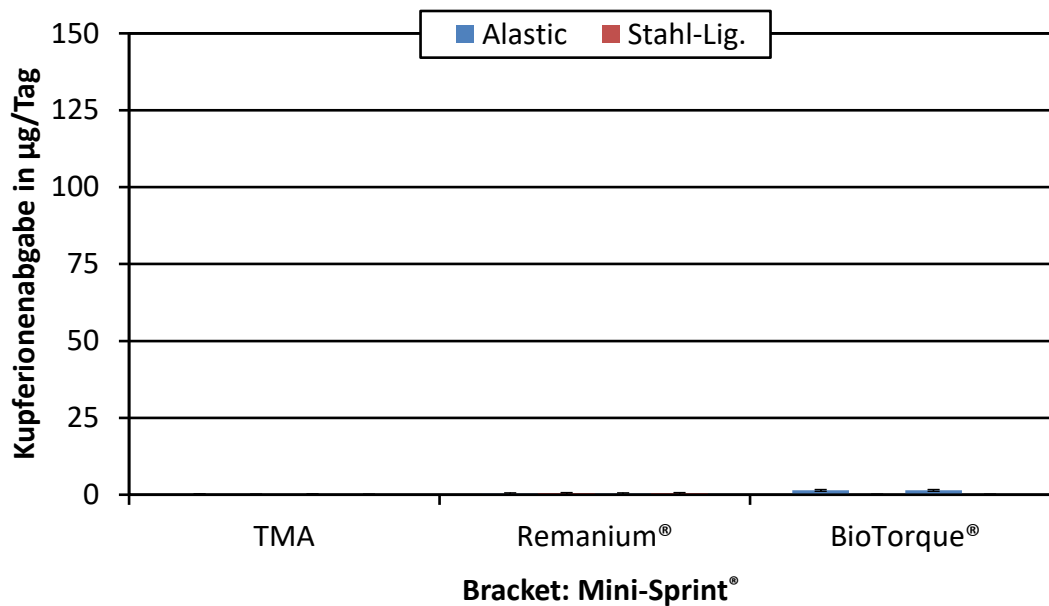


Abb. 43: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint[®]-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium[®], BioTorque[®]). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

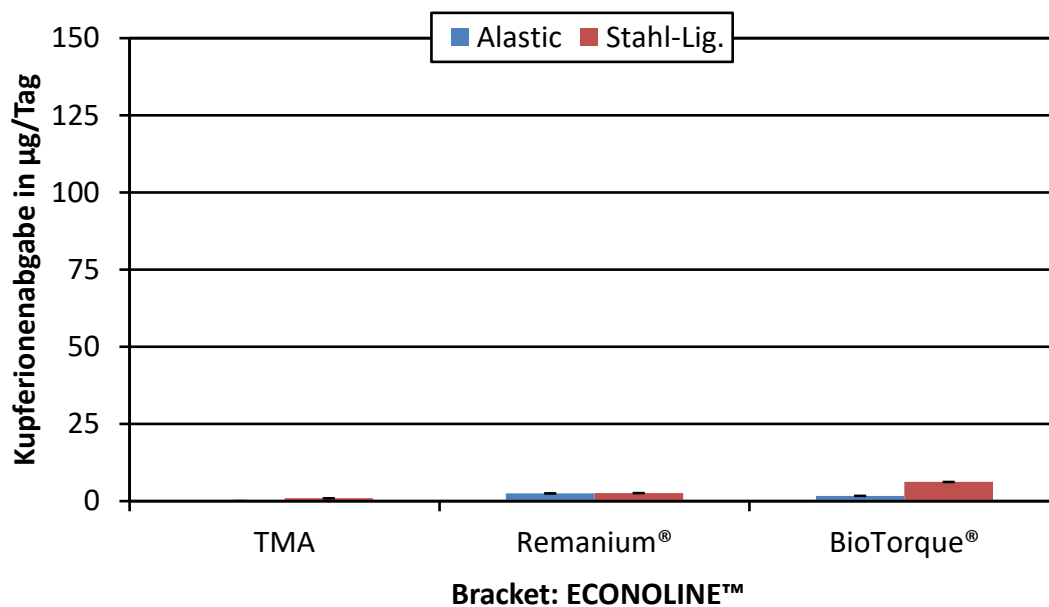


Abb. 44: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE[™]-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium[®], BioTorque[®]). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

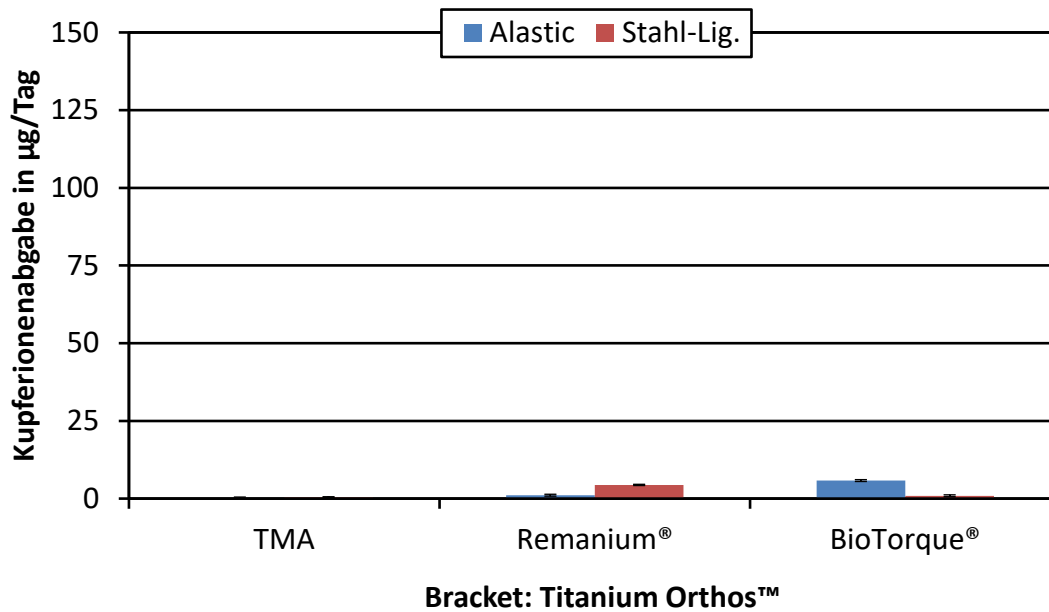


Abb. 45: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

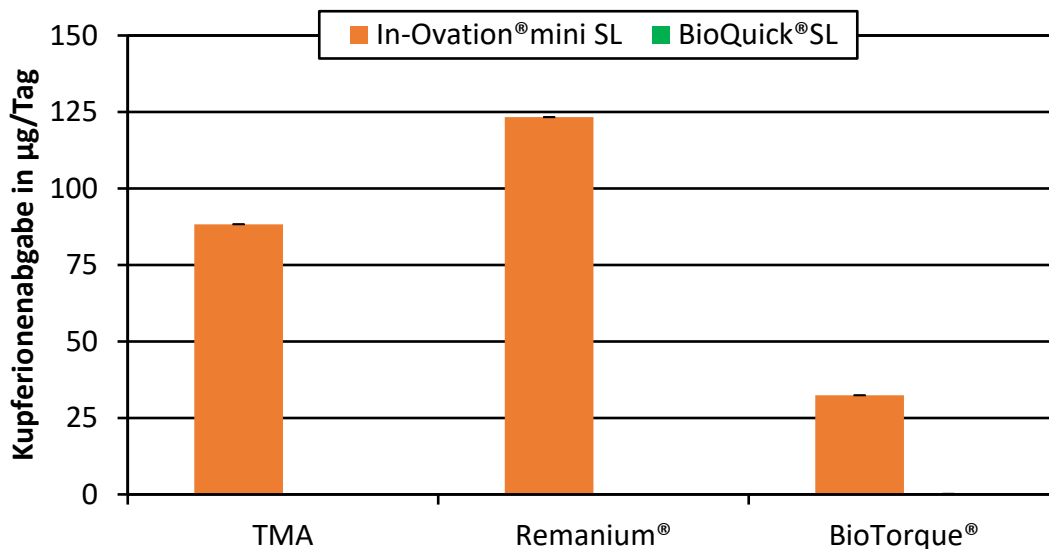


Abb. 46: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

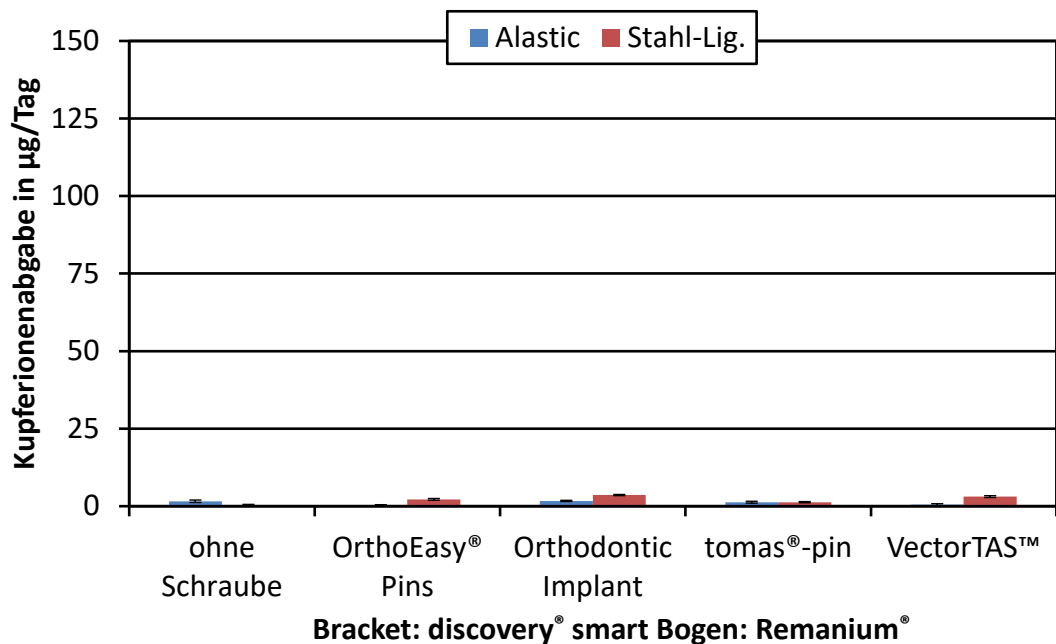


Abb. 47: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.1.2.6 Chrom

Die Chromionenabgabe ist in den folgenden Diagrammen dargestellt. In Abbildungen 48-50 werden die konventionellen Brackets mit Bögen und zwei Ligaturen verglichen. In Abbildung 51 sind die SL-Brackets mit Bögen und in Abbildung 52 die Verankerungsschrauben mit den zwei Ligaturen und ihrer Referenz verglichen. Die Werte mit den Alastics waren höher als die mit den Stahlligaturen. Die discovery® smart-Brackets mit Remanium®-Bögen und Alastics wiesen einen Wert von 410,3 µg/Tag auf, mit Stahlligaturen betrug der Wert 24,4 µg/Tag. Die Ionenabgaben variierten abhängig von den verwendeten Materialkombinationen. Bei den Mini-Sprint®-Brackets, TMA-Bögen und Alastics lag der Wert bei 53,2 µg/Tag und mit den Remanium®-Bögen hingegen bei 365,7 µg/Tag.

Die ermittelten Ionenwerte der In-Ovation® mini SL-Brackets waren höher verglichen mit den BioQuick® SL-Brackets (Abb. 51). Der höchste Wert für die Chromionenabgabe lag bei 906,3 µg/Tag für die discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen, Alastics und Orthodontic Implant. Der niedrigste Wert lag bei 0,2 µg/Tag für Titanium Orthos™, TMA-Bögen und Alastics. Bei der Verwendung der Verankerungsschrauben stieg die Chromionen-

abgabe im Vergleich zur Referenz an (Abb. 52). Dies war bei beiden Ligaturentypen erkennbar, der Anstieg bei den Stahllegaturen war ausgeprägter. Die Werte der Kombination mit ECONOLINE™-Brackets lagen weit außerhalb des mit den Standardlösungen kalibrierten Messbereichs und deutlich über allen anderen Messwerten. Ganz offensichtlich lag auch hier ein Problem des Massenspektrometers vor. Da jedoch keine Probenlösungen mehr vorhanden waren, konnte auch für diese Werte keine Nachmessung durchgeführt werden und sie wurden daher für die weitere Auswertung nicht berücksichtigt.

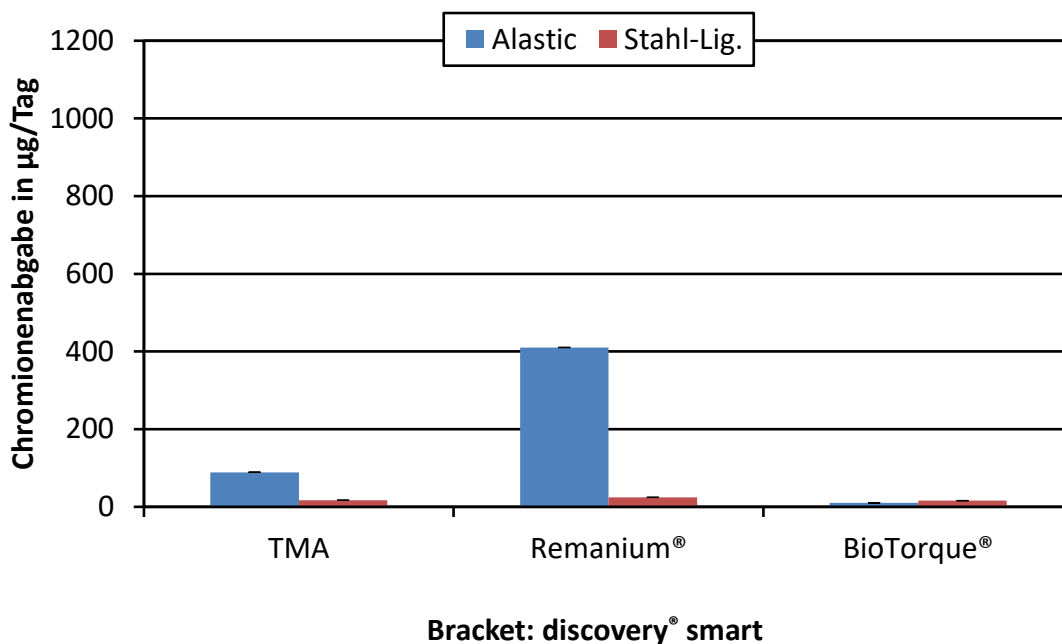


Abb.48: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahllegaturen (rot).

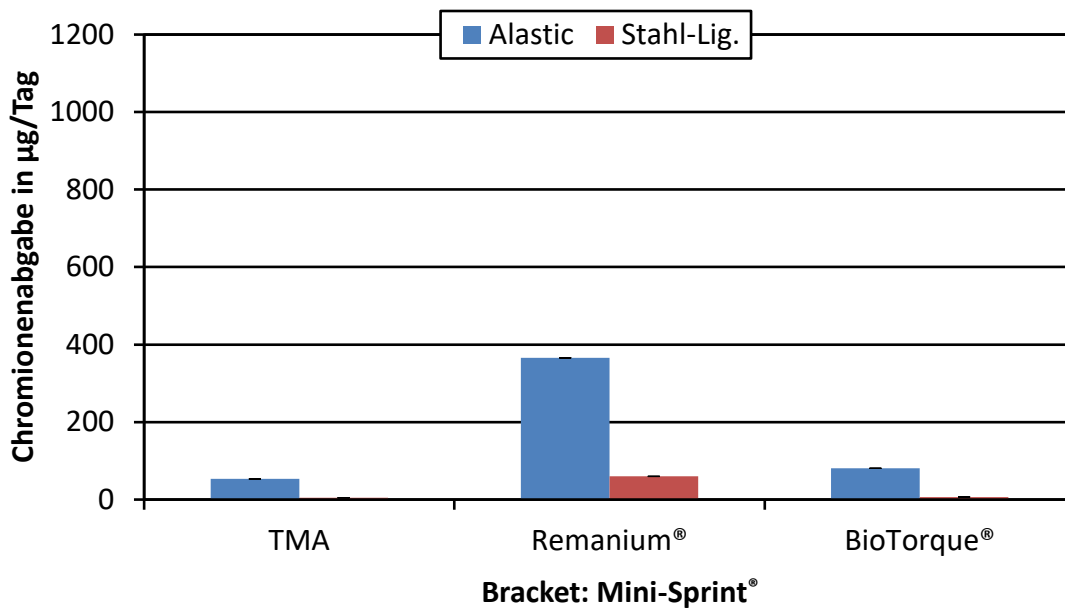


Abb. 49: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint[®]-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium[®], BioTorque[®]). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

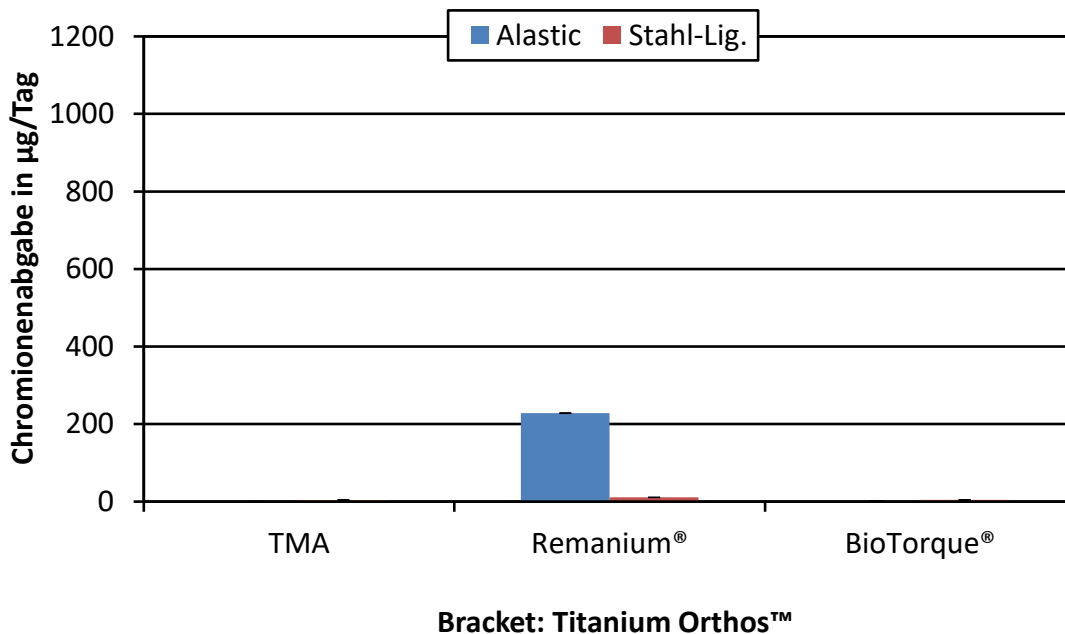


Abb. 50: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos[™]-Brackets und den drei verschiedenen Bögen. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

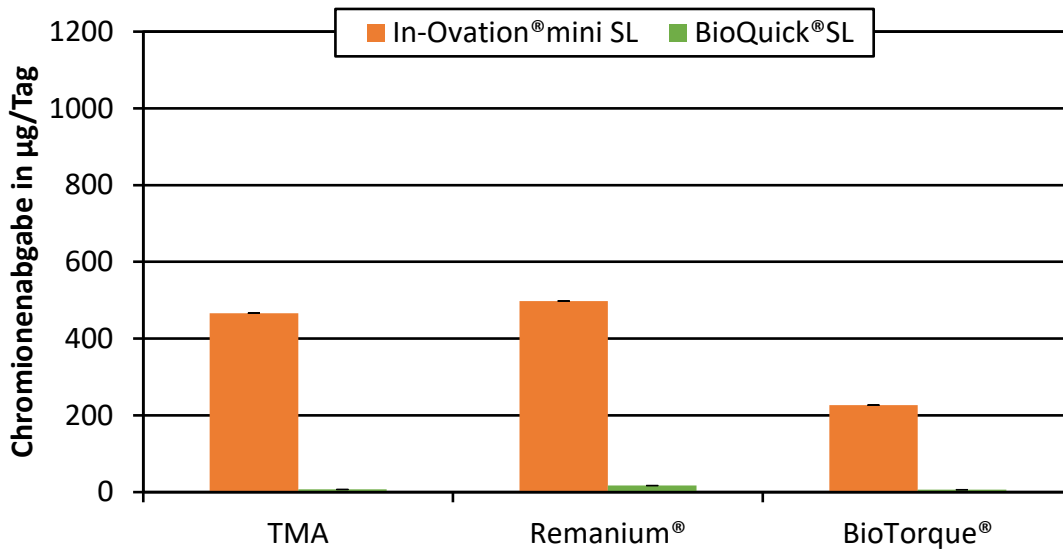


Abb. 51: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation® mini SL-Brackets (orange)/BioQuick® SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®).

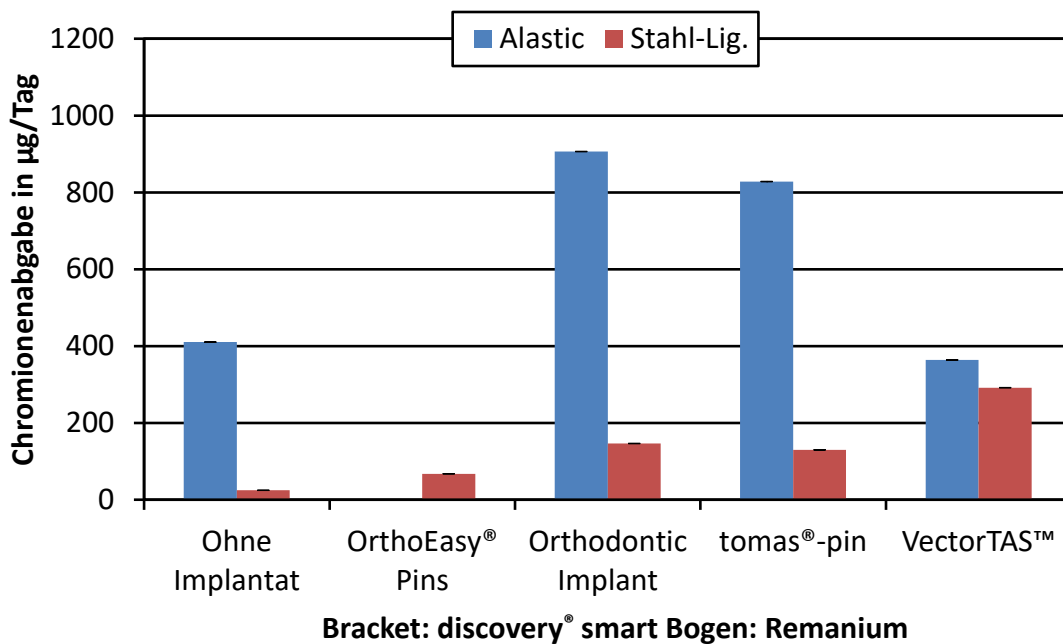


Abb. 52: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).

3.2 Rasterelektronenmikroskopische Ergebnisse

Die Brackets, Bögen, Verankerungsschrauben und Stahlligaturen, welche für die Versuche verwendet wurden, wurden vor und nach dem Immersionstest an ihrer Oberfläche rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Zur besseren Analyse wurden Bilder auffälliger Stellen in den folgenden Vergrößerungen angefertigt und gespeichert: 20-fache, 100-fache, 500-fache und 1000-fache Vergrößerung. Um einen Unterschied zwischen herstellungsbedingten Oberflächenstrukturen und Korrosionsspuren zu erkennen, wurden als Referenz Übersichtsbilder unbehandelter Bestandteile der Multibracketapparatur angefertigt.

Alle Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets wiesen Oberflächenveränderungen auf. Im Folgenden wird nur ein veranschaulichendes Beispiel der Kombination ECONOLINE™-Brackets, TMA-Bögen und Stahlligaturen vorgestellt. An diesem Beispiel soll exemplarisch verdeutlicht werden, dass es nach dem siebentägigen Immersionstest bei diesen Brackets zu Veränderungen an der Metalloberfläche gekommen war. Bei den restlichen Kombinationsmöglichkeiten konnten keine Oberflächenveränderungen auf den Aufnahmen erkannt werden. Die REM-Bilder erscheinen daher nicht von Relevanz, wurden aber gespeichert und stehen für eine spätere Analyse gegebenenfalls zur Verfügung.

In der Abbildung 53 sind Aufnahmen der Kombination ECONOLINE™-Brackets, TMA-Bögen und Stahlligaturen gezeigt. Es lassen sich Oberflächenveränderungen im Bereich der gewirbelten Drahtligatur erkennen. Die Oberfläche ist uneben im Vergleich zu dem benachbarten glatten Bereich. Dies fiel bei 100-facher, 500-facher und 1000-facher Vergrößerung auf (Abb. 53, B, C und D). In Abbildung 54 ist die Referenz mit längsgerichteten Verarbeitungsspuren zu sehen.

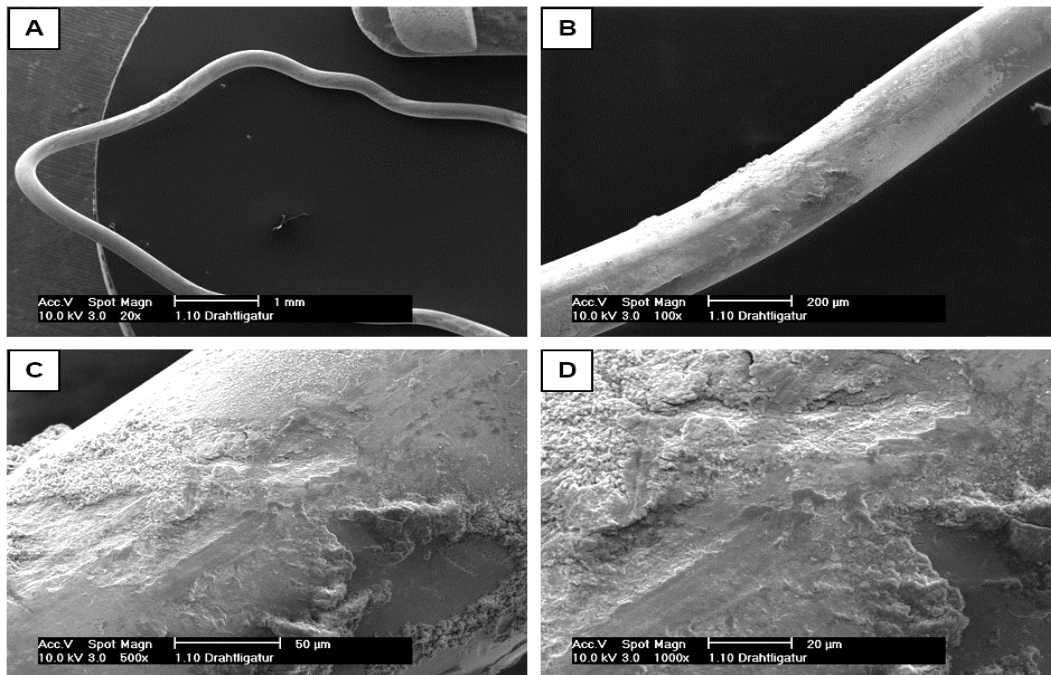


Abb. 53: Korrosionserscheinungen an den gezwirbelten Stellen der Drahtligatur der Kombination mit ECONOLINE™-Brackets und TMA-Bögen nach Immersionstest in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

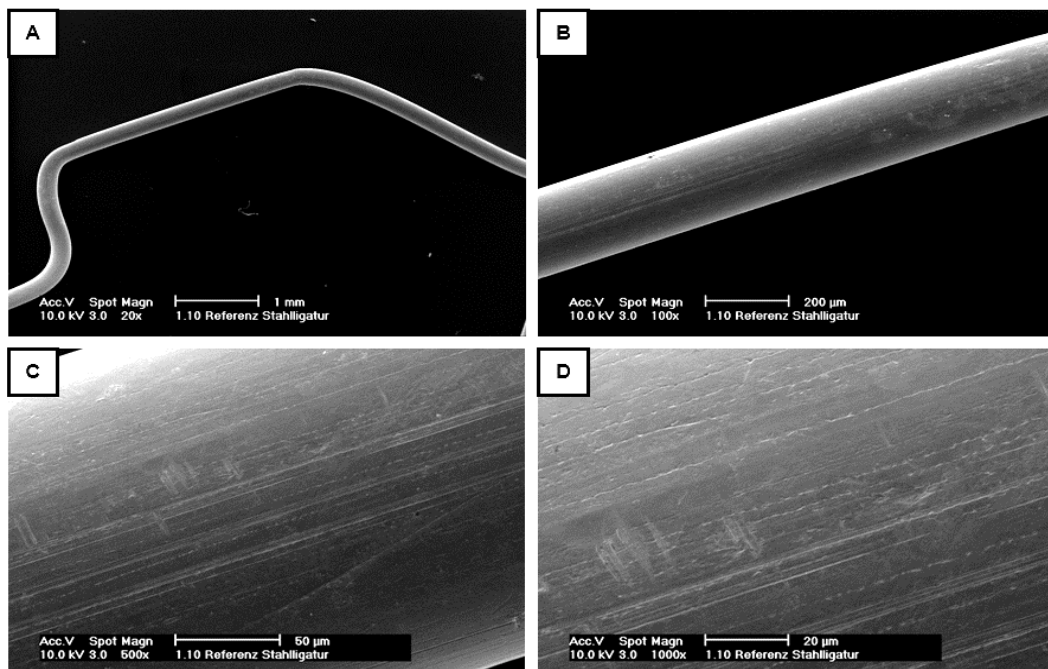


Abb. 54: Referenz-Stahlligatur in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

Bei der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme des TMA-Bogens in 20-facher Vergrößerung fielen deutlich abgegrenzte Korrosionserscheinungen im Kontaktbereich zwischen Bracket und Bogen auf (Abb. 55, A). Eine krustenartige, rissige Oberfläche mit zum Teil blasenartigen Ablagerungen war auf den Bildern mit 500-facher und 1000-facher Vergrößerung zu erkennen (Abb. 55, C und D), verglichen mit dem fabrikneuen Bogen, der eine leicht dellenartige Oberfläche mit längsgerichteten Bearbeitungsspuren aufwies (Abb. 56).

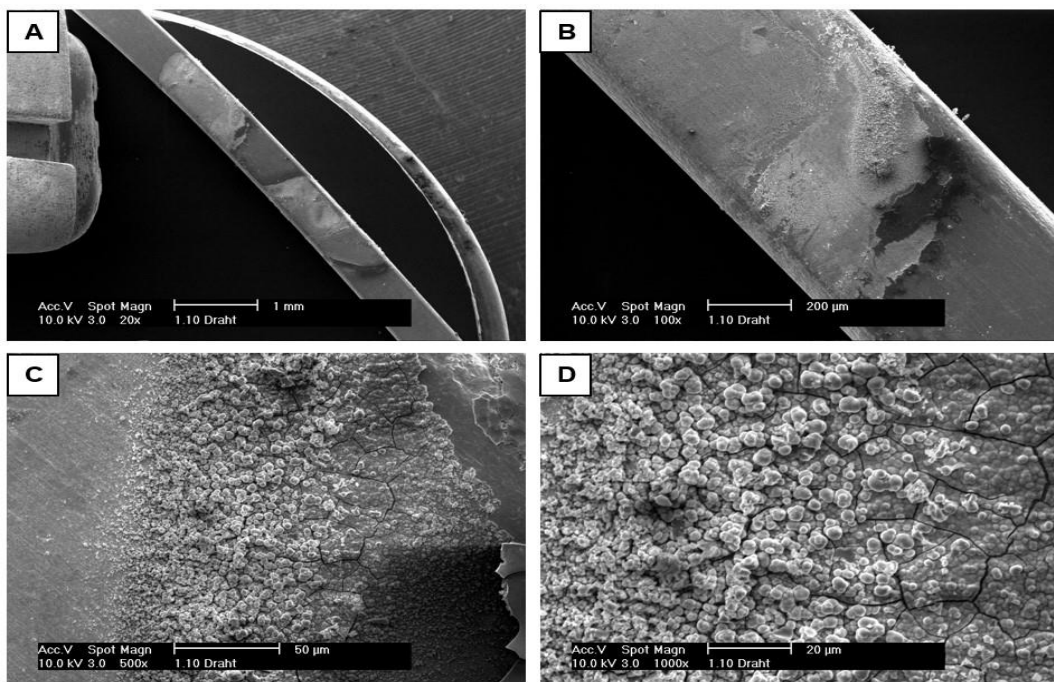


Abb. 55: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen TMA-Bogen und ECO-NOLINE™-Bracket nach Immersionstest in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

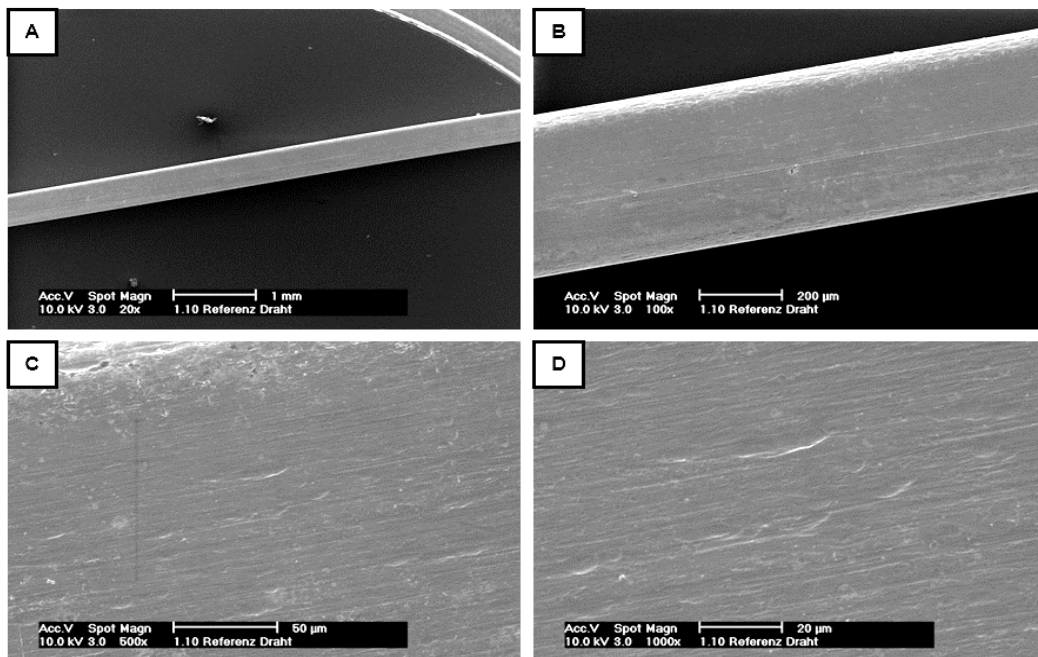


Abb. 56: Referenz TMA-Bogen in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

Auch bei der Analyse des Bracketslots der ECONOLINE™-Brackets fielen Korrosionserscheinungen auf (Abb. 57). Diese traten insbesondere im Bereich des Kontaktes mit dem Bogen auf. In 100-facher Vergrößerung war eine krustenartige Oberfläche zu sehen (Abb. 57, B). Die 500- und 1000-fache Vergrößerungsaufnahmen zeigten blumenkohlartige Ablagerungen (Abb. 57, C und D). In der Referenzabbildung 58, B rechts unten sind quer verlaufende Frässpuren am Bracketflügel zu erkennen. In 1000-facher Vergrößerung sind kleine Löcher am Bracketslot zu sehen.

In der Abbildung 59 fielen bei der Betrachtung der Bracketbasis des ECONOLINE™-Brackets Oberflächenveränderungen auf. Bei der 100-fachen Vergrößerung wurden Ablagerungen wahrgenommen (Abb. 59, B). Bei 500-facher und 1000-facher Vergrößerung war eine schuppenartige Oberfläche sowie Ablagerungen zu sehen (Abb. 59, C und D), verglichen mit der wellenartigen Bracketbasis vor dem durchgeführten Immersionstest (Abb. 60).

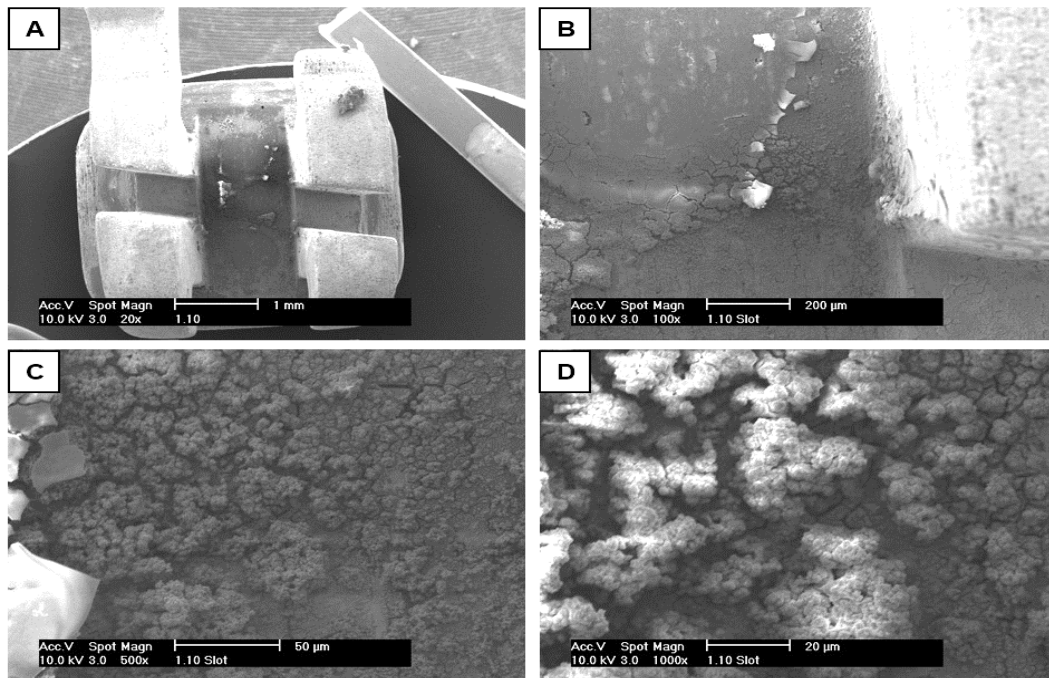


Abb. 57: Korrosionserscheinungen im Bracketslot des ECONOLINE™-Brackets nach Immersionstest in A) 20-, B) 100-, C) 500-, und D) 1000-facher Vergrößerung.

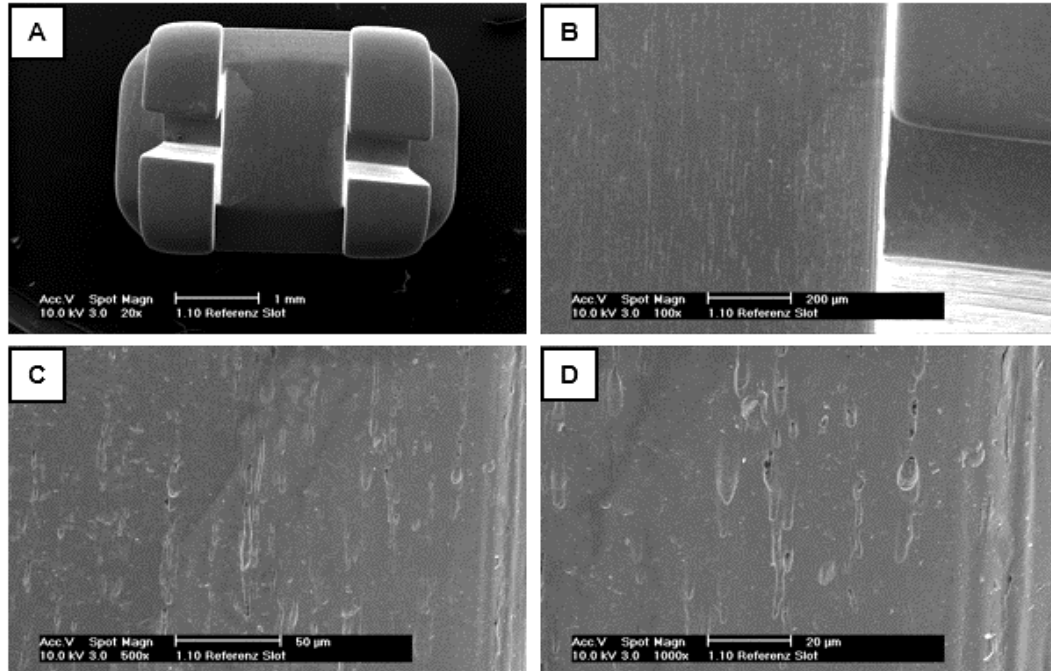


Abb. 58: Referenz Bracketslot des ECONOLINE™-Brackets in A) 20-, B) 100-, C) 500-, und D) 1000-facher Vergrößerung.

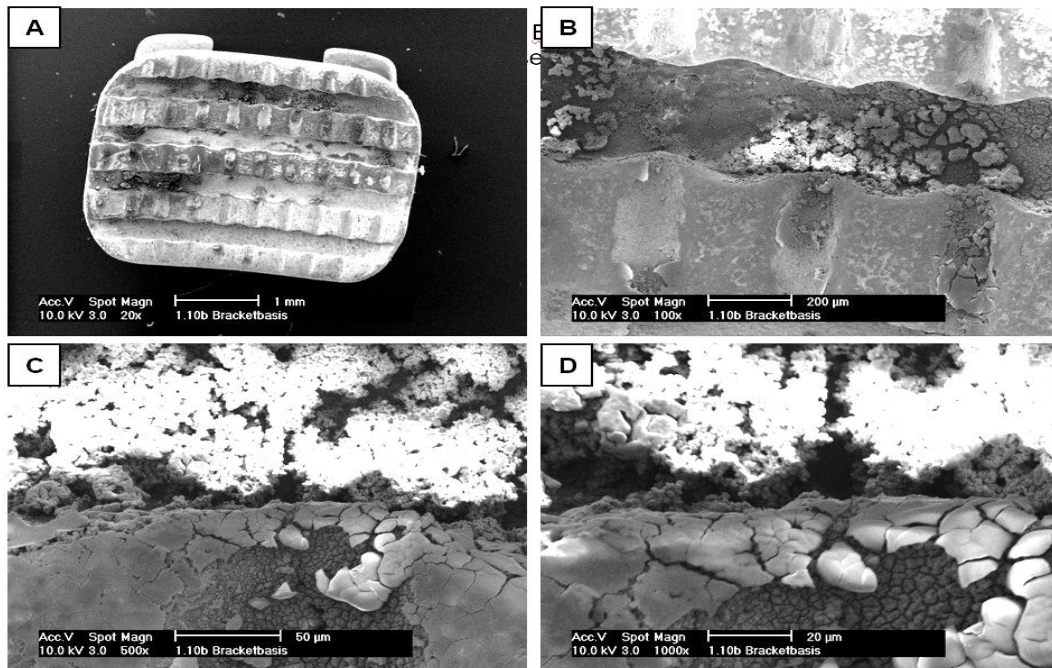


Abb. 59: Korrosionserscheinungen auf der Bracketbasis des ECONOLINE™-Brackets nach Immersionstest in A) 20-, B) 100-, C) 500- und D) 1000-facher Vergrößerung.

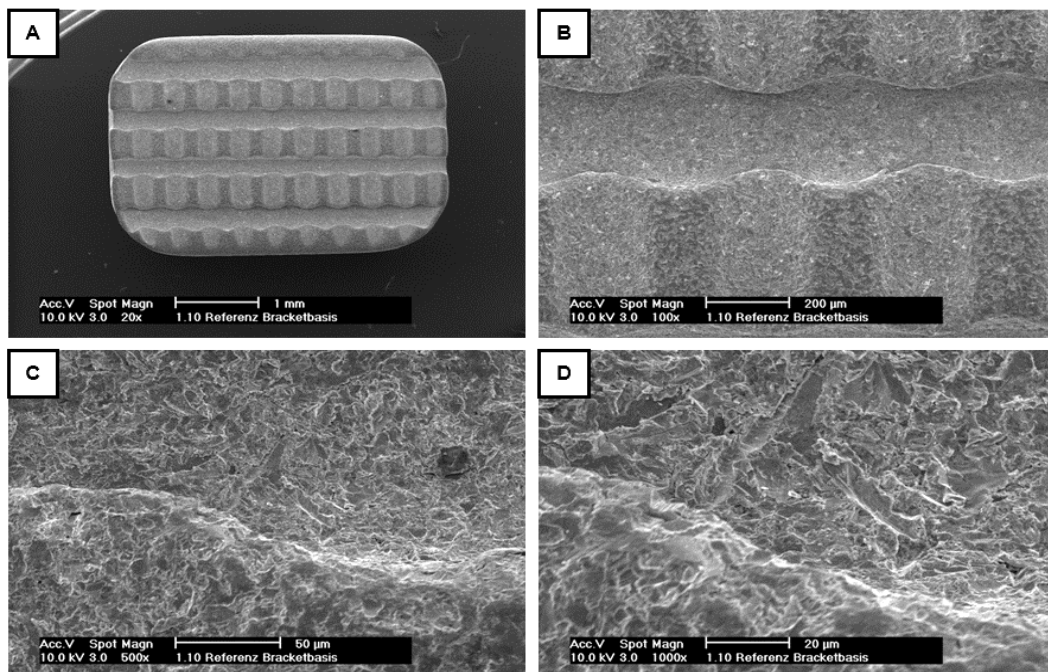


Abb. 60: Referenz der Bracketbasis des ECONOLINE™-Brackets in A) 20-, B) 100-, C) 500- und D) 1000-facher Vergrößerung.

In der Abbildung 61 sind die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen des Kontaktbereiches zwischen Drahtligatur und Bracketflügel gezeigt. In 100-facher Vergrößerung war eine schuppenartige Oberfläche am Bracketflügel zu erkennen (Abb. 61, B). Die 500-fache Vergrößerung zeigt eine krustenartige Oberfläche mit blumenkohlartigen Ablagerungen (Abb. 61, C). In 1000-facher Vergrößerung war dies ebenfalls zu sehen (Abb. 61, D).

In der Abbildung 62 sind zwischen Bracketflügel und Bogen Korrosionsveränderungen gezeigt. In 100-facher Vergrößerung ließ sich am TMA-Bogen eine krustenartige Oberfläche erkennen (Abb. 62, B). Die 500-fachen und 1000-fachen Vergrößerungen zeigten am Bracketflügel eine rissige Oberfläche, der Bogen zeigte Ablagerungen und eine krustenartige Oberfläche (Abb. 62, D).

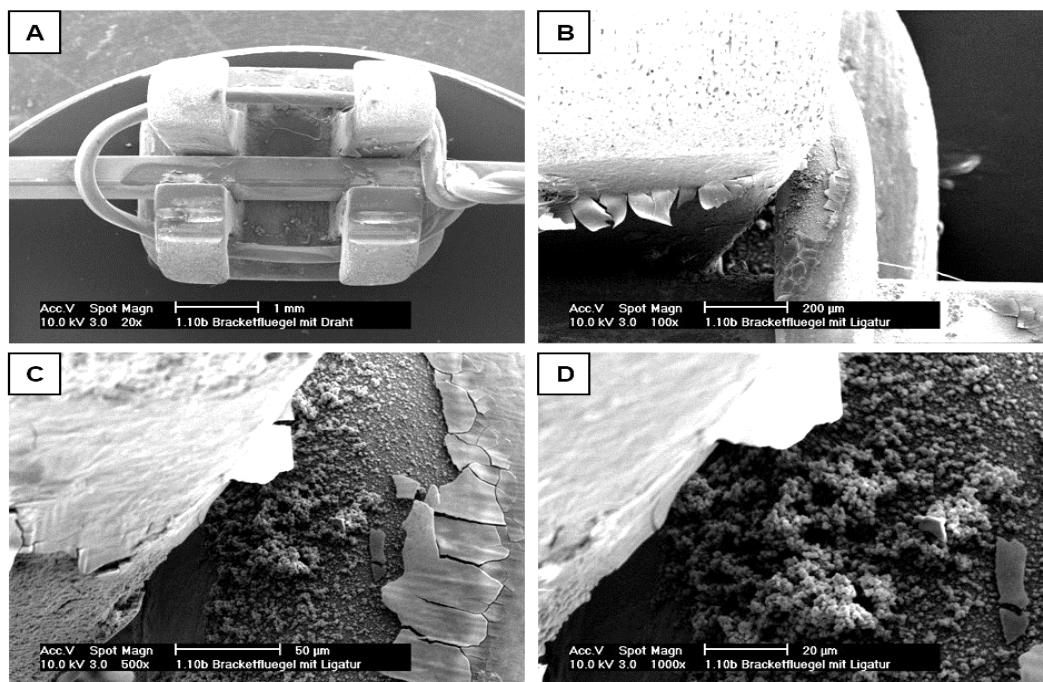


Abb. 61: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen Drahtligatur und Bracketflügel des ECONOLINE™-Brackets in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

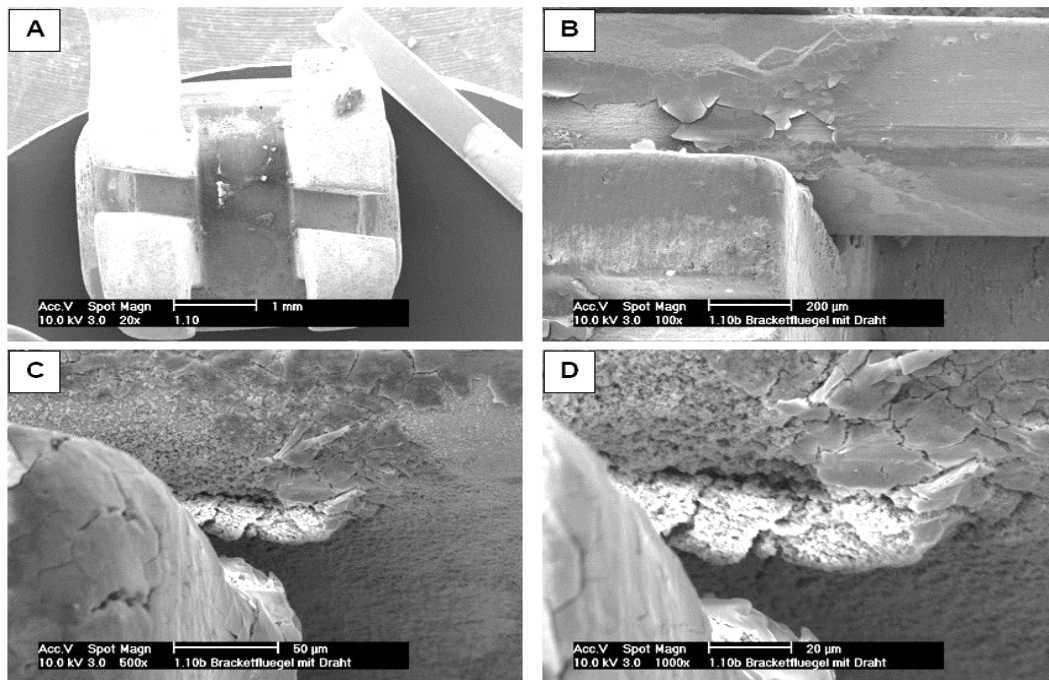


Abb. 62: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen ECONOLINE™-Bracketflügel und TMA-Bogen in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung.

3.3 Statistische Zusammenfassung

Die Nickelionenabgabe wies einen signifikanten Unterschied zwischen den untersuchten Mini-Sprint®-Brackets und den discovery® smart-Brackets sowie den ECONOLINE™-Brackets auf. Bei den Bögen unterschieden sich der TMA- und BioTorque®-Bogen sowie der TMA- und Remanium®-Bogen signifikant. Die Alastic-Ligaturen führten zu signifikant höheren Nickelionenabgaben verglichen mit den Stahlligaturen. Die Titanium Orthos™-Brackets hatten im Vergleich zu den restlichen konventionellen Brackets einen signifikanten Einfluss auf die Titanionenabgabe. Die Remanium®-Bögen wiesen einen signifikanten Unterschied zum TMA- und BioTorque®-Bogen auf. Lediglich der Vergleich zwischen Stahlligaturen und Alastics wies keinen signifikanten Unterschied auf, hier betrug der p-Wert 0,72. Bei der Molybdänionenabgabe war ausschließlich der Unterschied von Mini-Sprint®-Brackets und Titanium Orthos™-Brackets als signifikant anzusehen, die Ligaturen und Bögen hatten keinen signifikanten Unterschied. Die Werte der Magnesiumionenabgabe zeigten nur einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Ligaturen. Hier führten die Stahlligaturen zu einer höheren Ionenabgabe. Die Chromionenabgabe der unterschiedlichen Kombinationen zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen den Titanium Orthos™-Brackets und den discovery® smart-Brackets sowie den Mini-Sprint®-Brackets. Ebenso führte der Remanium®-Bogen im Vergleich zum TMA- und BioTorque®-Bogen zu einer signifikant höheren Ionenabgabe. Die Alastic-Ligaturen zeigten durchweg eine signifikant höhere Ionenabgabe. Ebenso wiesen die Werte der Kupferionenabgabe eine Signifikanz für den Unterschied zwischen TMA- und Remanium®-Bögen auf, der Unterschied der konventionellen Brackets und der Ligaturen hingegen waren nicht von Signifikanz.

4. Diskussion

4.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse im Vergleich zu den Literaturergebnissen

4.1.1 Diskussion des statischen Immersionstests

Bei allen Versuchen wurde ein siebentägiger Immersionstest mit einer Milchsäurelösung durchgeführt. Die Milchsäurelösung verfärbte sich mit Ausnahme der Versuchsreihe mit den ECONOLINE™-Brackets nicht. Die hier feststellbare rotbraune Verfärbung war auf den durch Korrosion entstandenen Rost zurückzuführen. In den Kontaktbereichen der verschiedenen Bestandteile der Apparatur sowie auf der Bracketbasis war durch die Oxidation mit Sauerstoff in Gegenwart der Milchsäurelösung Rost entstanden. Außerdem kam es ausschließlich bei der Milchsäurelösung der ECONOLINE™-Brackets zu einer relevanten Erhöhung des pH-Wertes, welcher dadurch entstanden ist, dass der Rostbildung eine alkalische Reaktion zu Grunde liegt. Diese alkalische Reaktion sorgt für einen pH-Wert-Anstieg in der Lösung. In der Literatur sind keine Studien zur Analyse der optischen Veränderungen sowie der Änderung des pH-Wertes bei ECONOLINE™-Brackets bekannt, somit konnten diese Ergebnisse in keinem Kontext zu bestehenden Erkenntnissen gesetzt werden.

In der vorliegenden Dissertation wurde in einer *In-vitro*-Untersuchung der statische Immersionstest nach den Richtlinien der DIN/ISO-Norm 10271 durchgeführt. Die vorliegende Studie wird deshalb hauptsächlich nur mit anderen ähnlich gelagerten *In-vitro*-Untersuchungen verglichen, da die diesbezüglich durchgeführten *In-vivo*-Studien, bedingt durch ihren Versuchsansatz, oft nicht sinnvoll zu einem Vergleich herangezogen werden konnten.

Eine der Besonderheiten der vorliegenden Untersuchung im Vergleich zu den in der Literatur vorhandenen Arbeiten besteht darin, dass die Messungen bei gleichem Versuchsaufbau nach ISO 10271 zweimal durchgeführt wurden, während bei den in der Literatur bekannten Untersuchungen nur eine einzige Messung durchgeführt wurde. Hierdurch konnte die Wahrscheinlichkeit eines verfälschten Ergebnisses durch eine zufällige Fehlmessung reduziert werden. Es muss beachtet werden, dass die dargestellten Werte pro Tag für die Ionenabgabe Mittelwerte sind, die aus den gemessenen Konzentrationen nach sieben Tagen durch einfache Division durch 7 errechnet worden sind. Weitergehende

Analysen mit täglicher Bestimmung der Ionenkonzentration zur Dokumentation des Verlaufs der Metallionenabgabe wären mit einem Enormen Zeit- und Analyseaufwand für derart große Vergleichsgruppen verbunden und kaum realisierbar. Derartige Untersuchungen sind für einzelne Proben (eine Bogen- oder Bracketsorte in Korrosionslösungen, nicht jedoch Kombinationen) in der Literatur beschrieben (Wendl et al., 2017) und eignen sich kaum zum Vergleich mit dieser Untersuchung, da der kieferorthopädische Werkstoffmix aus Bracket, Bogen, Ligatur und eventueller Verankerungsschraube nicht in Betracht gezogen wurde.

Die Ionenanalyse im ICP-MS ist ein sehr sensitives Verfahren und liefert wichtige quantitative Ergebnisse. In der Literatur gibt es bereits eine Vielzahl von Studien, die dem Verhalten kieferorthopädischer Werkstoffe nachgegangen sind. Die Studien müssen unter Berücksichtigung der verschiedenen Versuchsbedingungen, Legierungen sowie der Anzahl der Behandlungselemente verglichen werden.

In der vorliegenden *In-vitro*-Studie waren die Ionenabgaben für Nickel, Chrom und Molybdän bei der Verwendung von Alastic-Ligaturen im Vergleich mit Stahlligaturen deutlich höher. Ein möglicher Grund könnte darin liegen, dass durch die Verwendung eines Alastics der Abstand zwischen Bracket und dem Behandlungsbogen geringer ist als bei der Verwendung einer Stahlligatur. Hierdurch kommen die beiden Pole (Bracket und Behandlungsbogen) des resultierenden galvanischen Elements näher zusammen, woraus eine verstärkte Ionenabgabe resultiert. Dieser Effekt muss noch weiter untersucht werden. Durch das Einbringen einer Verankerungsschraube, zusätzlich zur Grundkombination des Versuchsaufbaues bestehend aus Brackets und orthodontischen Bögen, stieg die Ionenabgabe teilweise deutlich an. Dies erklärte sich möglicherweise durch ein neu entstandenes galvanisches Element, welches die Ionenabgabe der Brackets und Bögen erhöhte, sobald die Verankerungsschrauben in die Milchsäurelösung eingebracht wurden. Dies zeigte sich bei den Werten für die Elemente Nickel, Chrom, Molybdän. Die erhöhte Ionenabgabe von Chrom bei den Kombinationen mit den ECONOLINE™-Brackets könnte durch die durch den Fräsvorgang hervorgerufenen Defekte an der Bracketoberfläche erklärt werden. Die Unebenheiten der Oberfläche können womöglich eine Elementfreisetzung beeinflussen, da die Oberfläche durch die Defekte vergrößert wird und somit die Freisetzung der im Material enthaltenen Elemente begünstigt werden kann (Wataha und Schmalz, 2005).

Weiterhin war festzustellen, dass unter den Versuchsbedingungen die Ionenabgaben des gelöteten Brackets höher waren als die der Metallspritzguss-Brackets. Dies liegt wahrscheinlich daran, dass das zur Herstellung verwendete Lot in Verbindung mit den anderen Bestandteilen eines gelöteten Brackets ein galvanisches Element darstellt, da das Lot und die übrigen Bestandteile aus unterschiedlichen Legierungen bestehen.

Im Folgenden werden bereits vorhandene *In-vitro*-Studien näher erläutert, die sich mit der Nickel- und Chromionenabgabe beschäftigt haben. Diese sind in der Literatur besonders bedeutsam, da diese Elemente als mutagen, zytotoxisch und allergieauslösend gelten. Zehn vollständige kieferorthopädische Multibandapparaturen sind von Eschbach (2009) mit modifiziertem Kunstspeichel nach Fusayama (pH-Wert 4,70–4,80) untersucht worden. Die Apparatur bestand aus 20 Brackets, 4 Bändern und zwei Nickel-Titan-Bögen. Bei einer Temperatur von 37 °C wurden die Proben im siebentägigen Immersionstest mit und ohne Wechsellast untersucht. Die Elemente Nickel, Aluminium, Eisen, Kobalt, Chrom, Kupfer und Mangan wurden in geringen Mengen in die Lösung abgegeben. Die Abgabe der Elemente wurde signifikant bei thermischer und thermisch-mechanischer Belastung erhöht. Diese Ergebnisse stimmten qualitativ auch mit der vorliegenden Dissertation überein.

In der Kohortenstudie von Gözl et al. (2016) wurden die Speichelzusammensetzung von 30 Patienten mit selbstligierenden Smartclip™-Brackets, rostfreien Stahlbändern und NiTi-Bögen untersucht. Gegenstand dieser Studie war, die Untersuchung der Ionenabgabe von selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Bracketssystemen darzustellen. Nach Insertion der selbstligierenden Brackets und der Bänder gab es einen signifikanten Anstieg der Nickelionen (+ 59,76 µg/l) gegenüber dem Referenzwert (Speichelzusammensetzung ohne eingesetzte Apparatur) von 21,85 µg/l. Nach vier Wochen erreichten die Werte wieder das Referenzniveau. Verglichen mit der Ionenabgabe der konventionellen Brackets schlussfolgerten Gözl et al. (2016), dass die Ionenabgabe beider Bracketssysteme ähnlich war. Dies bestätigte auch die Studie von Ehrlich (2019) sowie die vorliegende Arbeit.

Weiterhin wurde untersucht, ob die Ionenabgabe durch die unterschiedlichen Herstellungsverfahren der Brackets beeinflusst wird. In den Studien von Siargos et al. (2007) und Varma et al. (2013) wurde das Immersionsverhalten von gelöteten Brackets und Brackets

aus Metallspritzguss (MIM) verglichen. Die Ergebnisse beider Studien schienen gegensätzlich zu sein. Siargos et al. (2007) kam zu dem Ergebnis, dass die gelöteten Brackets sowie die MIM-Brackets mit NiTi- und Kupfer-NiTi-Bögen ein annähernd gleiches Korrosionsverhalten aufwiesen. Die Studie von Varma et al. (2013) kam zu dem Ergebnis, dass die MIM-Brackets in Verbindung mit den Kupfer-NiTi-Bögen korrosionsstabiler waren als die gelöteten Brackets. Ein ähnliches Korrosionsverhalten hatten beide Brackets in Verbindung mit NiTi-Bögen. Bei der *In-vivo*-Studie von Amini et al. (2014) wurde ebenfalls das Korrosionsverhalten von gelöteten Brackets und Brackets aus Metallspritzguss untersucht. Das Ergebnis zeigte nur einen geringen Anstieg der Nickel- und Chromionenabgabe bei den gelöteten Brackets im Vergleich zu den MIM-Brackets. Die vorliegende Studie kam hingegen zu einer erhöhten Nickel- und Chromionenabgabe bei den gelöteten Brackets im Vergleich zu den Brackets aus Metallspritzguss.

4.1.2 Diskussion der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen

Mithilfe des Rasterelektronenmikroskops (REM) wurden die Oberflächen in 20-facher, 100-facher, 500-facher und 1000-facher Vergrößerung dargestellt, um eine detaillierte Untersuchung der Materialoberflächen zu ermöglichen. Die Auswertung der Bilder stellte einen wichtigen Teil der Korrosionsanalyse dar. Die Oberflächen wurden vor den Versuchsreihen unter dem Rasterelektronenmikroskop betrachtet, um den Istzustand festzustellen. Nach den Versuchen erfolgte eine weitere Betrachtung, um mögliche Veränderungen zu erkennen. Die Einteilung der Veränderung der Oberflächenbeschaffenheit erfolgte in Kapitel 5 nach den Kategorien schuppig, krustenartig, rissig, uneben, blumenkohlartig. Schon vor der Untersuchung mit dem REM waren ausschließlich bei der Versuchsreihe mit ECONOLINE™-Brackets Korrosionserscheinungen an Brackets, Bögen und Stahlligaturen mit bloßem Auge zu erkennen. Es wird angenommen, dass es sich hierbei um Rost handelt.

Bei der Darstellung dieser Bereiche unter dem REM war eine unregelmäßige Struktur sowie lockere Gefüge geringer Festigkeit, die der Rost ausbildet, und die Zunahme des Volumens durch den Oxidationsprozess zu erkennen. Es ist davon auszugehen, dass einzelne Rostpartikel abgeplatzt sind und sich in der Immersionslösung verteilt haben (Schatt et al., 2000). Dies führte zu einer rotbraunen Verfärbung der Korrosionslösungen. Das

ECONOLINE™-Bracket wurde aus einem rostfreien Stahl gefräst, der sich in seiner Zusammensetzung von den anderen verwendeten Bracketstählen unterscheidet. Da es sich bei den ECONOLINE™-Brackets um ein gefrästes Bracket handelt, war diese Materialzusammensetzung wahrscheinlich notwendig, um die in einem Fräsverfahren notwendigen Materialeigenschaften zu erzielen. Die von den anderen Brackets abweichenden Bestandteile dieses Stahls waren wahrscheinlich für das ausgeprägte Korrosionsverhalten verantwortlich. Die Oberflächenveränderungen waren auf den REM-Bildern als schuppenartige, krustenartige und unebene Oberfläche zu sehen. Bei den ECONOLINE™-Brackets wurde schon bei der Betrachtung des Istzustands eine ausgeprägte Oberflächenrauigkeit festgestellt.

Dies ist von besonderer Bedeutung, weil schon Huang (2003) in seiner Studie feststellte, dass Rauheiten und Oberflächendefekte zu erhöhten Korrosionserscheinungen führen können (Huang et al., 2003). Bei den Ergebnissen muss berücksichtigt werden, dass die Bilder nach dem Immersionstest im sauren Milieu (pH 2,3) aufgenommen wurden. Die Aufnahmen sind daher in Relation zu den aggressiven Bedingungen zu bewerten.

In der Literatur sind rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen von Multibandapparaturen bekannt. In den Studien von Eliades und Athansiou (2002), Gjerdet (1985), Harzer et al. (2001), Kao und Huang (2010), Kappert und Jonas (1988) und Luft (2008) wurden Korrosionserscheinungen an kieferorthopädischen Apparaturen gezeigt, hingegen konnten in den Studien von Eschbach (2009) und Ehrlich (2019) keine Korrosionserscheinungen auf den REM-Bildern gezeigt werden. Die Ergebnisse variierten aufgrund der unterschiedlichen Versuchsbedingungen.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass abgesehen von den ECONOLINE™-Brackets, an den übrigen verwendeten Materialien keine substanziellen Oberflächenveränderungen festgestellt werden konnten.

4.1.3 Diskussion der Materialauswahl

In der vorliegenden Studie wurde eine Multibracketapparatur bestehend aus Brackets, orthodontischen Bögen und Ligaturen untersucht, die in bestimmten Versuchsreihen mit Verankerungsschrauben kombiniert wurden. Bei der Materialauswahl wurde darauf geachtet, Materialien auszuwählen, die derzeit in den kieferorthopädischen Praxen häufig

zur Anwendung kommen. Für die Studie waren besonders die Wechselwirkungen der verschiedenen Bestandteile der Multibracketapparatur von Bedeutung. Die orthodontischen Bögen wurden sowohl mit Stahlligaturen als auch Alastics einligiert, um die beiden derzeit gängigen Verfahren abzubilden. Die Auswahl der Stahlligaturen und Alastics sollten die Möglichkeiten des Einligierens bei konventionellen Brackets zeigen. Diese, wie in Abschnitt 4.1.1 bereits erwähnt, konnten Einfluss auf die Ionenabgabe haben. Durch die Kombination der Multibracketapparaturen mit Verankerungsschrauben wurde eine in der kieferorthopädischen Praxis häufig anzutreffende aber bisher noch nicht untersuchte Materialkombination zusammengestellt. Diese Kombination ist insbesondere deshalb interessant, weil die Verankerungsschrauben aus anderen Legierungen bestehen als Brackets und orthodontische Behandlungsbögen. In den Testreihen bestand die Mehrzahl der Verankerungsschrauben aus einer Titanlegierung, zum Vergleich wurde eine Verankerungsschraube aus rostfreiem Stahl eingefügt. Bei den orthodontischen Bögen kamen die drei am häufigsten verwendeten Legierungen zum Einsatz. Um die Variationsbreite der in der Praxis häufig verwendeten Bracketsysteme abzubilden, wurden in dieser Studie sowohl konventionelle als auch selbstligierende Bracketsysteme aus Stahllegierungen und einer Titanlegierung ausgewählt. Sämtliche Brackets hatten eine Slothöhe von $0,559 \text{ mm}^2$ und die einligierten Bögen eine Dimension von $0,4826 \times 0,6350 \text{ mm}^2$. Somit waren die Materialkombinationen der untersuchten Brackets und Bögen standardisiert und vergleichbar. Weiterhin wurden die drei gängigen Herstellungsverfahren von Brackets abgebildet: Metallspritzguss-, gefräste und gelötete Brackets. Diese wurden ausgewählt, weil angenommen wurde, dass das Herstellungsverfahren einen entscheidenden Einfluss auf das Korrosionsverhalten von Brackets haben könnte. In der Studie von Eschbach (2009) wurden keine Korrosionen im Kontaktbereich zwischen Bögen und Brackets gefunden, wohingegen nach einer sechsmonatigen *In-vivo*-Studie von Daems et al. (2009) Korrosion in den Kontaktbereichen zwischen den rostfreien Stahlbrackets und den Edelstahlbögen sowie an den Bereichen, die von Plaque umgeben waren, nachgewiesen wurde. Aus diesem Grund wurden zur Befestigung der Brackets am Bogen sowohl die Verbindung mit Alastics, Stahlligaturen und selbstligierenden Brackets untersucht, um verschiedene Kontaktstärken und Kontaktarten dazustellen.

Als Korrosionsmedium wurde in dieser Arbeit Milchsäurelösung mit einem pH-Wert von

2,3 gewählt, dies entspricht dem in der DIN/ISO-Norm 10271 vorgegebenen Medium. Dieser pH-Wert tritt in der Mundhöhle nur in besonderen Situationen auf, so zum Beispiel bei der Aufnahme von stark sauren Getränken. Ehrlich (2019), Kuhta et al. (2009) und Sfondrini et al. (2009) kamen zu dem Ergebnis, dass die Ionenabgabe bei einem sauren pH-Wert höher war, verglichen mit einem neutralen pH-Wert. Die Erkenntnis der erhöhten Ionenabgabe bei einem sauren pH-Wert, sollte bei der Betrachtung der Ergebnisse in der vorliegenden Studie berücksichtigt werden.

Die Patienten, haben wie eingehend beschrieben während der kieferorthopädischen Behandlung einen „Werkstoffmix“ in der Mundhöhle. Viele Studien sind bekannt, die sich mit den einzelnen Teilen der Multibracketapparatur beschäftigt haben. Die Korrosionseigenschaften von Bögen wurden von Huang et al. (2003) und Kuhta et al. (2009) untersucht. Die Studie von Luft et al. (2009) beschäftigte sich mit den Korrosionseigenschaften von Brackets. In einer *In-vivo*-Untersuchung von Knickenberg (2010) und einer *In-vitro*-Studie von Eschbach (2009) wurden die Korrosionseigenschaften einer Ober- und Unterkiefer Apparatur bestehend aus Bändern, Brackets und Bögen untersucht.

In der Literatur sind keine *In-vitro*-Studien bekannt, die Ionenabgaben und Korrosionserscheinungen einer Multibracketapparatur in Verbindung mit Verankerungsschrauben untersuchten. Die vorliegende Studie war wichtig, um diese in der Praxis häufig vorkommende Materialzusammenstellung zu untersuchen. Auch die Auswirkung der verschiedenen Ligaturenarten auf das Korrosionsverhalten einer Multibracketapparatur in Verbindung mit Verankerungsschrauben, wurde in noch keiner Studie untersucht.

4.1.4 Klinische Schlussfolgerung

Bei jeder kieferorthopädischen Behandlung ist die Kenntnis über biokompatible und korrosionsbeständige Materialien von Bedeutung. Insbesondere die Ionenabgabe der eingesetzten Apparaturen sollte so gering wie möglich gehalten werden, da bei einer materialbedingten Ionenfreisetzung im Mundmilieu ein potentiell allergisches oder zytotoxisches Potential besteht. Die Studie hat gezeigt, dass bei keiner der gemessenen Metallionen von Magnesium, Molybdän, Kupfer, Nickel und Titan die täglich mit der Nahrungsaufnahme erreichten Werte überschritten wurden unabhängig vom Körpergewicht der Pa-

tienten. Die einzige Ausnahme war Chrom, der Wert lag über der durch die Nahrung aufgenommenen Menge, jedoch unter dem gesundheitsschädlichen Grenzwert. Diese Werte wurden herangezogen, da für keine der Ionenarten gesicherte Erkenntnisse über allergieauslösende Schwellenwerte bekannt sind und es ebenfalls zu individuellen Unterschieden kommen dürfte.

Das Ergebnis bezüglich der Nickelionen ist hier besonders hervorzuheben, da von all den oben genannten Metallionen möglicherweise ausgelösten Allergien die Nickelallergie die am weitesten verbreitete ist. In der vorliegenden Studie lag der Höchstwert der Nickelionenabgabe bei 170 µg/Tag verglichen mit der täglichen Aufnahme (siehe Tab. 3). Die untersuchten Legierungen können somit als biokompatibel eingestuft werden und sind ohne Bedenken bei der Patientenbehandlung einsetzbar. Die Versuche wurden unter Bedingungen durchgeführt, die im klinischen Alltag nur selten erreicht werden. Für die Korrosionslösung wurde ein pH-Wert von 2,3 eingestellt, in der Realität liegt der pH-Wert von humanem Speichel aber meistens bei ca. 7. Deshalb ist zu erwarten, dass die Korrosionserscheinungen und Ionenabgaben im Mundmilieu wesentlich niedriger ausfallen. Um die genaue Menge der Ionenabgabe zu bestimmen, die zu einer Gefährdung der Gesundheit unserer Patienten führt, ist eine *In-vitro*-Studie nicht genügend. Hier kann eine randomisierte klinische Studie von Bedeutung sein. In naher Zukunft ist jedoch keine klinisch-pharmakologische bzw. -toxikologische Endpunktstudie geplant. Somit bleibt es womöglich in den nächsten Jahrzehnten bei einem Datenvergleich aus *In-vitro*-Studien. Schlussendlich ist dem Behandler vor dem Hintergrund einer möglichen Überempfindlichkeit des Patienten gegen Metallionen bei der Anwendung einer Multibracketapparatur zu raten, bei der Materialzusammensetzung möglichst wenige verschiedene Legierungen zu kombinieren, weil jede zusätzlich eingebrachte Legierung zu einer Steigerung der Metallionenabgabe führen kann. Das Korrosionsverhalten wird jedoch nicht beeinflusst.

5. Zusammenfassung

Zahnmedizinische Werkstoffe können in der Mundhöhle korrodieren und Metallionen abgeben. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollten daher die Korrosionseigenschaften kieferorthopädischer Apparaturen, bestehend aus den Komponenten Brackets, Bögen, Ligaturen und orthodontischen Verankerungsschrauben, untersucht werden. Der Schwerpunkt der Arbeit lag darin, die in Lösung gegangenen Metallionen zu analysieren. Zudem sollte die Oberflächenbeschaffenheit der Apparaturen vor und nach einem Immersionstest auf erkennbare Unterschiede im Hinblick auf Korrosion untersucht werden.

Der Einfluss einer milchsäurehaltigen Korrosionslösung (pH=2,3) wurde in siebentägigen statischen Immersionstests nach ISO 10271 verglichen. Entsprechend dreier typischer Behandlungssituationen wurden drei verschiedene Testreihen durchgeführt:

1. konventioneller Bracket-Satz (OK, UK) mit Bögen und Ligaturen,
2. selbstligierender Bracket-Satz (OK, UK) mit Bögen und
3. Verankerungsschrauben mit Stahlbögen (Remanium OK, UK), discovery® smart-Brackets und Ligaturen.

Insgesamt ergaben sich 38 Materialkombinationen, die in jeweils zwei getrennten Proben-
gläsern gemessen wurden. Die Korrosionslösungen wurden in einem Massenspektrome-
ter einer Metallionenanalyse unterzogen. Um die Metallionenkonzentration in der Immer-
sionslösung nachweisen und untersuchen zu können, wurden diese mit Referenzproben
(ohne Bracket-Sätze) verglichen. Die Elemente Chrom, Magnesium, Molybdän, Kupfer,
Nickel und Titan wurden analysiert. Einige Lösungen der Immersionstests waren nach
sieben Tagen rotbraun gefärbt, andere zeigten keine sichtbaren Auffälligkeiten. Die mas-
senspektrometrischen Ergebnisse der Kombinationen mit Stahlprodukten ergaben er-
höhte Werte für Chrom (906 µg/Tag) und Nickel (170 µg/Tag). Die Ionenabgabe variierte
deutlich abhängig von dem verwendeten Bogenmaterial. Bei den Mini-Sprint®-Brackets,
TMA-Bögen und Alastics betrug die Molybdänionenabgaben 18,1 µg/Tag, NiTi-Bögen
19,1 µg/Tag und den Remanium®-Bögen 29,4 µg/Tag. Deutlich höher waren die Ionenab-
gaben bei Verwendung der Alastic-Ligaturen verglichen mit den Stahlligaturen. Für die
Kombinationsmöglichkeit mit discovery® smart-Brackets und rostfreien Stahlbögen
(Remanium®) betrug die Nickelionenabgabe mit Alastics 155,8 µg/Tag und mit Stahlliga-
turen 46,5 µg/Tag. Dieser Effekt muss noch weiter untersucht werden. Bei der Verwen-

dung von Verankerungsschrauben stieg die Chromionenabgabe im Vergleich zur Referenz ohne Schraube teilweise deutlich an. Bei der Kombination mit den VectorTAS™-Verankerungsschrauben discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Stahlligatur betrug die Ionenabgabe 291,7 µg/Tag. Im Vergleich ergab die Referenz ohne Einbringen der Verankerungsschrauben eine Abgabe von 24,4 µg/Tag. Dies war bei beiden Ligaturentypen erkennbar, der relative Anstieg bei den Stahlligaturen ist sogar ausgeprägter. Einige Oberflächen wurden exemplarisch mit dem Rasterelektronenmikroskop auf Korrosionsveränderungen untersucht. Korrosionsbedingte Ablagerungen ließen sich bei den Kombinationen mit den ECONOLINE™-Brackets erkennen. Die Oberflächen waren uneben, rissig, krustenartig und schuppig.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass vor allem die Kombination mit Verankerungsschrauben und Alastics die Metallionenabgabe deutlich erhöhten. Jedoch lagen alle Messwerte in vertretbaren Bereichen und erscheinen insbesondere für Nickel klinisch unbedenklich, da sie mit maximal 170 µg/Tag unter der täglich mit der Nahrung aufgenommenen Menge (ca. 400 µg/Tag) unabhängig vom Körpergewicht des Patienten lagen.

6. Anhang

Tab. 17 a: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in µg/Tag mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.

Material	Kombination		Chrom	Kupfer	Magnesium	Molybdän	Nickel	Titan
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	0,9	4,2	219,4	48,6	7,1
Bogen Ligatur	TMA Stahl	F	0,0	0,2	0,2	1,1	2,3	0,2
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	6,2	0,0	960,2	29,3	0,0
Bogen Ligatur	BioTorque® Stahl	F	0,0	0,2	0,2	0,7	1,8	0,1
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	2,6	0,8	427,3	33,2	1,4
Bogen Ligatur	Remanium® Stahl	F	0,0	0,2	0,2	1,1	1,8	0,3
Bracket	discovery® smart	MW	89,0	0,0	0,0	8,5	49,6	22,2
Bogen Ligatur	TMA Alastic	F	0,1	0,4	0,4	0,4	0,6	0,2
Bracket	discovery® smart	MW	10,0	0,0	0,0	2,2	33,7	16,4
Bogen Ligatur	BioTorque® Alastic	F	0,1	0,3	0,3	0,4	0,4	0,3
Bracket	discovery® smart	MW	410,3	1,6	0,0	5,9	155,8	0,3
Bogen Ligatur	Remanium® Alastic	F	0,1	0,4	0,4	0,3	0,4	0,3
Bracket	Mini-Sprint®	MW	53,2	0,0	0,0	18,1	0,3	27,3
Bogen Ligatur	TMA Alastic	F	0,1	0,3	0,3	0,6	0,7	0,1
Bracket	Mini-Sprint®	MW	80,2	1,4	2,3	19,1	73,7	22,3
Bogen Ligatur	BioTorque® Alastic	F	0,1	0,3	0,2	0,6	0,5	0,1
Bracket	Mini-Sprint®	MW	365,7	0,3	0,3	29,4	24,3	0,0
Bogen Ligatur	Remanium® Alastic	F	0,3	0,3	0,2	1,1	0,7	0,3

Tab. 17 b: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in $\mu\text{g}/\text{Tag}$ mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.

Material	Kombination		Chrom	Kupfer	Magnesium	Molybdän	Nickel	Titan
Bracket	Titanium Orthos™	MW	0,2	0,1	2,4	2,8	0,8	46,2
Bogen Ligatur	TMA Alastic	F	0,2	0,4	0,2	1,1	1,0	0,2
Bracket	discovery® smart	MW	16,9	0,1	0,0	6,3	9,8	21,2
Bogen Ligatur	TMA Stahl	F	0,1	0,3	0,4	0,3	0,4	0,2
Bracket	Titanium Orthos™	MW	1,4	5,8	3,4	0,0	38,2	44,5
Bogen Ligatur	BioTorque® Alastic	F	0,2	0,3	0,2	1,4	0,6	0,2
Bracket	Titanium Orthos™	MW	228,0	1,1	0,7	1,7	69,5	30,0
Bogen Ligatur	Remanium® Alastic	F	0,5	0,3	0,2	1,2	0,7	0,2
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	0,0	0,0	173,6	35,3	6,7
Bogen Ligatur	TMA Alastic	F	0,1	0,2	0,2	1,1	1,7	0,2
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	1,7	1,0	172,9	25,9	0,0
Bogen Ligatur	BioTorque® Alastic	F	0,1	0,2	0,2	1,1	1,0	0,2
Bracket	ECONOLINE™	MW	0,0	2,5	1,7	340,6	24,4	1,8
Bogen Ligatur	Remanium® Alastic	F	0,1	0,2	0,2	1,1	1,0	0,3
Bracket	discovery® smart	MW	16,0	0,0	0,0	2,3	46,5	13,0
Bogen Ligatur	BioTorque® Stahl	F	0,1	0,3	0,3	0,3	0,4	0,2
Bracket	discovery® smart	MW	24,3	0,3	0,0	3,3	13,4	0,0
Bogen Ligatur	Remanium® Stahl	F	0,1	0,3	0,3	0,4	0,4	0,5

Tab. 17 c: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in µg/Tag mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.

Material	Kombination		Chrom	Kupfer	Magnesium	Molybdän	Nickel	Titan
Bracket	Mini-Sprint®	MW	4,7	0,0	0,1	5,5	1,1	25,7
Bogen Ligatur	TMA Stahl	F	0,1	0,2	0,3	0,6	0,6	0,1
Bracket	Mini-Sprint®	MW	6,7	0,0	0,0	2,5	29,7	21,5
Bogen Ligatur	BioTorque® Stahl	F	0,1	0,2	0,2	0,6	0,5	0,1
Bracket	Mini-Sprint®	MW	59,9	0,4	2,5	10,7	10,9	1,6
Bogen Ligatur	Remanium® Stahl	F	0,3	0,3	0,3	0,7	0,8	0,3
Bracket	Titanium Orthos™	MW	4,1	0,9	0,6	0,2	28,2	51,5
Bogen Ligatur	BioTorque® Stahl	F	0,1	0,3	0,3	0,8	0,5	0,1
Bracket	Titanium Orthos™	MW	3,8	0,4	2,3	3,1	1,4	61,4
Bogen Ligatur	TMA Stahl	F	0,1	0,2	0,2	0,6	0,6	0,1
Bracket	Titanium Orthos™	MW	10,8	4,4	0,0	0,7	5,7	49,6
Bogen Ligatur	Remanium® Stahl	F	0,2	0,2	0,2	1,1	0,7	0,2
Bracket	In-Ovation® mini SL	MW	466,5	88,3	0,9	12,8	113,6	14,0
Bogen	TMA	F	0,1	0,1	0,3	0,5	0,2	0,1
Bracket	In-Ovation® mini SL	MW	226,7	32,4	0,4	4,3	119,3	22,7
Bogen	BioTorque®	F	0,1	0,1	0,4	0,4	0,2	0,1
Bracket	In-Ovation® mini SL	MW	497,9	123,3	0,9	6,7	170,0	1,3
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,1	0,4	0,4	0,2	0,2

Tab. 17 d: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in µg/Tag mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.

Material	Kombination		Chrom	Kupfer	Magnesium	Molybdän	Nickel	Titan
Bracket	BioQuick® SL	MW	6,9	0,0	0,1	12,0	11,5	23,2
Bogen	TMA	F	0,1	0,2	0,3	0,4	0,2	0,1
Bracket	BioQuick® SL	MW	6,4	0,0	2,6	8,0	37,0	18,6
Bogen	BioTorque®	F	0,1	0,1	0,3	0,4	0,2	0,1
Bracket	BioQuick® SL	MW	17,1	0,0	1,3	14,1	13,0	0,3
Bogen	Remanium®	F	0,1	0,2	0,4	0,4	0,2	0,2
Bracket	discovery® smart	MW	129,8	1,3	0,3	3,7	56,0	23,1
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,2	0,1	0,5	1,5	0,1
Ligatur	Stahl							
Schraube	tomas®-pin							
Bracket	discovery® smart	MW	828,2	1,3	2,4	17,9	122,9	26,7
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,3	0,2	0,5	1,8	0,1
Ligatur	Alastic							
Schraube	tomas®-pin							
Bracket	discovery® smart	MW	67,6	2,2	3,0	5,6	33,9	55,5
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,3	0,1	0,5	1,6	0,1
Ligatur	Stahl							
Schraube	OrthoEasy® Pins							
Bracket	discovery® smart	MW	0,0	0,3	0,0	18,7	112,2	38,1
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,2	0,1	0,4	1,5	0,1
Ligatur	Alastic							
Schraube	OrthoEasy® Pins							

Tab. 17 e: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in µg/Tag mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.

Material	Kombination		Chrom	Kupfer	Magnesium	Molybdän	Nickel	Titan
Bracket	discovery® smart	MW	146,3	3,6	1,5	60,3	12,7	0,4
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,2	0,2	0,5	1,7	0,3
Ligatur Schraube	Stahl Orthodontic Implant							
Bracket	discovery® smart	MW	906,3	1,7	0,3	66,5	85,5	0,2
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,2	0,2	0,5	1,7	0,2
Ligatur Schraube	Alastic Orthodontic Implant							
Bracket	discovery® smart	MW	291,7	3,1	2,1	39,4	59,3	5,7
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,3	0,2	0,5	1,6	0,1
Ligatur Schraube	Stahl VectorTAS™							
Bracket	discovery® smart	MW	363,8	0,5	0,8	62,6	77,5	6,5
Bogen	Remanium®	F	0,2	0,3	0,2	0,5	1,7	0,1
Ligatur Schraube	Gummifaden VectorTAS™							

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Multibracketapparatur in situ im OK, bestehend aus Brackets, orthodontischem Behandlungsbogen, Alastics und einer Verankerungsschraube (siehe Pfeil) interradi­kulär der Prämolaren (modifiziert nach Proffit, 2013).....	12
Abb. 2:	Die vier Schritte des Metallspritzgussverfahrens (modifiziert nach Burkhardt, 2015).	14
Abb. 3:	Verankerungsschrauben deren Köpfe einen Kreuzslot und entsprechende Unterschnitte haben, erlauben das Befestigen von allen Varianten an Kopplungselementen: Runddrähte, Vierkantdrähte, elastische Ketten, Zugfedern, Alastics und Stahlligaturen (Ludwig et al., 2011).....	18
Abb. 4:	Verschiedene Arten von Ligaturen: links Stahlligaturen, rechts Alastics in verschiedenen Farben.	18
Abb. 5:	Die wichtigsten Erscheinungsformen der Korrosion bei Metallen (modifiziert nach Worch et al., 2011).....	20
Abb. 6:	Verankerungsschrauben der verschiedenen Hersteller: a) tomas®-pin b) OrthoEasy® Pins c) Orthodontic Implant d) VectorTAS™	38
Abb. 7:	Schematische Darstellung des siebentägigen Immersionstest am Beispiel der Kombination Mini-Sprint®-Brackets, TMA-Bögen und Alastics.....	43
Abb. 8:	Versuchsaufbau: Duranschale bestückt mit Brackets, einligierten Bögen, Verankerungsschrauben und der Milchsäurelösung.	44
Abb. 9:	Links: Thermoschrank mit Proben; Rechts: Rüttler mit Petrischalen, bestückt mit Bracket-Sätzen (OK, UK)	44
Abb. 10:	METTLER TOLEDO pH-Meter zur Bestimmung des pH-Werts der Lösung..	44

Abb. 11: Das Rasterelektronenmikroskop Philips XL30 mit geöffneter Schleuse und eingelegten Proben.	48
Abb. 12: Die Oberflächen ausgewählter Proben wurden sowohl vor als auch nach Korrosion im REM begutachtet. Man sieht auf den nummerierten REM-Probenträgern Brackets, Bögen, Stahlligaturen und Verankerungsschrauben.	48
Abb. 13: Korrosionslösungen der Kombinationen (ECONOLINE™-Brackest, TMA und Stahlligaturen) im Vergleich mit ihrer Referenz.	53
Abb. 14: Korrosionslösungen der Kombination (ECONOLINE™-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastics) im Vergleich mit ihrer Referenz.	57
Abb. 15: Korrosionslösung der Kombination (discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen und Alastics) im Vergleich mit ihrer Referenz.	57
Abb. 16: Korrosionslösungen der Kombination (discovery® smart-Brackets, Remanium®-Bögen, Alastics und Orthodontic Implant) im Vergleich mit ihrer Referenz.....	60
Abb. 17: Braune Ablagerungen auf den Oberflächen der Kombination ECONOLINE™, TMA-Bogen und Stahlligaturen.....	61
Abb. 18: Rotbraune Ablagerung auf der Oberfläche der Kombination ECONOLINE™, Remanium®-Bogen und Stahlligaturen.	62
Abb. 19: Rotbraune Ablagerungen auf den Oberflächen der Kombination ECONOLINE™, TMA-Bogen und Alastics.	63
Abb. 20: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot).....	66

- Abb. 21: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 65
- Abb. 22: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 65
- Abb. 23: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 67
- Abb. 24: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®)..... 67
- Abb. 25: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Nickelionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot). 68
- Abb. 26: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 69

- Abb. 27: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 70
- Abb. 28: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 70
- Abb. 29: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 71
- Abb. 30: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®)..... 71
- Abb. 31: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Titanionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 72
- Abb. 32: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 73

- Abb. 33: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen(rot)..... 73
- Abb. 34: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 74
- Abb. 35: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den In-Ovation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®)... .. 74
- Abb. 36: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Molybdänionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot). 75
- Abb. 37: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 76
- Abb. 38: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 77

- Abb. 39: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 77
- Abb. 40: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den InOvation®mini SL-Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA,Remanium®, BioTorque®)..... 78
- Abb. 41: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Magnesiumionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen(rot)..... 78
- Abb. 42: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 79
- Abb. 43: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 80
- Abb. 44: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den ECONOLINE™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 80

- Abb. 45: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 81
- Abb. 46: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den InOvation®mini SL Brackets (orange)/BioQuick®SL Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®)..... 81
- Abb. 47: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Kupferionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium®-Bögen und discovery® smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 82
- Abb. 48: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den discovery® smart-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 83
- Abb. 49: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Mini-Sprint®-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 84
- Abb. 50: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Titanium Orthos™-Brackets und den drei verschiedenen Bögen (TMA, Remanium®, BioTorque®). Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen (rot)..... 84

- Abb. 51: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit den Innovation[®]mini SL-Brackets (orange)/BioQuick[®]SL-Brackets (grün) und den drei verschiedenen Bögen..... 85
- Abb. 52: Gewichtete Mittelwerte und Fehler der täglichen Chromionenabgabe für die Kombinationsmöglichkeiten mit und ohne Verankerungsschrauben, Remanium[®]-Bögen und discovery[®] smart-Brackets. Gegenübergestellt sind Alastics (blau) und Stahlligaturen(rot)..... 86
- Abb. 53: Korrosionserscheinungen an den gezwirbelten Stellen der Drahtligatur der Kombination mit den ECONOLINE[™]-Brackets und TMA-Bögen nach Immersionstest in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung..... 87
- Abb. 54: Referenz Stahlligatur in A) 20-facher B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung. 87
- Abb. 55: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen TMA-Bogen und ECONOLINE[™]-Bracket nach Immersionstest in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung..... 88
- Abb. 56: Referenz TMA-Bogen in A) 20-facher B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung. 89
- Abb. 57: Korrosionserscheinungen im Bracketslot des ECONOLINE[™]-Brackets nach Immersionstest in A) 20-, B) 100-, C) 500-, und D) 1000-facher Vergrößerung. 89
- Abb. 58: Referenz Bracketslot des ECONOLINE[™]-Brackets in A) 20-, B) 100-, C) 500- und D) 1000-facher Vergrößerung. 90
- Abb. 59: Korrosionserscheinungen auf der Bracketbasis des ECONOLINE[™]-Brackets nach Immersionstest in A) 20-, B) 100-, C) 500- und D) 1000-facher Vergrößerung. 91

- Abb. 60: Referenz Bracketbasis des ECONOLINE™-Brackets in A) 20-, B) 100-, C) 500- und D) 1000-facher Vergrößerung. 91
- Abb.61: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen Drahtligatur und Bracketflügel des ECONOLINE™-Brackets in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500- facher und D) 1000-facher Vergrößerung..... 92
- Abb.62: Korrosionserscheinung an der Kontaktstelle zwischen ECONOLINE™-Bracketflügel und TMA-Bogen in A) 20-facher, B) 100-facher, C) 500-facher und D) 1000-facher Vergrößerung..... 93

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Faktoren, die Korrosionsstärken von Dentallegierungen beeinflussen (Hein et al., 2014).	27
Tab. 2:	Korrosionsanfälligkeit der einzelnen Bestandteile einer Legierung (Hein et al., 2014)	27
Tab. 3:	Geschätzte tägliche Aufnahme durch die Nahrung (in µg) von einigen Elementen, die in Dentallegierungen vorkommen (Schmalz und Wataha, 2005) Es sind nur die in der Arbeit untersuchten Elemente in der Tabelle berücksichtigt.	31
Tab. 4:	Metallinduzierte Krankheitsbilder (Wirz, 2002)	32
Tab. 5:	Auflistung der verwendeten selbstligierenden Bracketsysteme mit der Herstellungsart. Die Angabe der Legierungszusammensetzung entsprechenden Herstellerangaben. Es wird in Gewichtsprozent (Gew.-%) angegeben.	36
Tab. 6:	Auflistung der verwendeten konventionellen Brackets mit der Herstellungsart. Die Angaben der Legierungszusammensetzung entsprechen den Herstellerangaben. Es wird in Gewichtsprozent (Gew.-%) angegeben.	37
Tab. 7:	Auflistung der verwendeten Bögen mit Material, Querschnitt, Durchmesser und Hersteller.	38
Tab. 8:	Auflistung der verwendeten Verankerungsschrauben. Die Angaben der Legierungszusammensetzung entsprechen den Herstellerangaben in Gewichtsprozent.	39
Tab.9:	Elemente und Konzentrationen der ICP-Mehrelementstandardlösung (28 Elemente in 2 %-iger Salpetersäure).	47
Tab. 10:	Die pH-Werte der Kombinationen mit selbstligierenden Brackets und ihre Referenzen.	51

Tab. 11: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihren Referenzen.....	52
Tab. 12: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihre Referenzen.....	54
Tab. 13 : Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihre Referenzen.....	55
Tab. 14: Die pH-Werte der Versuchsreihen mit konventionellen Brackets und ihren Referenzen.....	56
Tab. 15: Die pH-Werte der Kombinationen mit konventionellen Brackets, Verankerungsschrauben und ihren Referenzen.	58
Tab. 16: Die pH-Werte der Kombinationen mit konventionellen Brackets, Verankerungsschrauben und ihren Referenzen.	59
Tab. 17 a-e: Menge der in Lösung gegangenen Ionen in $\mu\text{g}/\text{Tag}$ mit ihrem gewichteten Mittelwert (MW) und der dazugehörigen Fehler (F) abzüglich ihrer Referenzen.....	105

9. Literaturverzeichnis

Adenta, <https://www.adenta.de/cnc-3d-cadcam-technologie.html> (Zugriff: 03.01.2020)

Amini F, Harandi S, Mollaei M, Rakhshan V. Effects of fixed orthodontic treatment using conventional versus metal-injection molding brackets on salivary nickel and chromium levels: A double-blind randomized clinical trial. *Eur J Orthod* 2014; 37: 522-530

Andresen V. Biomechanische Orthodontie für den Allgemeinzahnarzt und für den Schulzahnarzt. *Fortschr Kieferorthop* 1931; 1: 85-86

Arndt M, Brück A, Scully T, Jäger A, Bourauel C. Nickel ion release from orthodontic NiTi wires under simulation of realistic in-situ conditions. *J Mater Sci* 2005; 40: 3659-3667

AZoM Network, Stainless Steel and Titanium in Surgical Implants. <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=7156> (Zugriff: 18.12.2019)

Becker K, Böllke P, Hermann-Kunz E, Krause C, Scbenker D, Schulz C. Umwelt-Survey 1990/91 Band III. Berlin: Umweltbundesamt - Institut für Wasser-, Boden- und Lufthygiene, 1996

Bergmann W. Werkstofftechnik-Teil 1: Grundlagen (Vol. 3). München-Wien: Hanser-Verlag, 2000

Braun R, Helms S. Die verschiedenen Allergietypen. <https://www.stern.de/gesundheit/allergie/grundlagen/allergische-reaktion-die-verschiedenen-allergietypen-3356614.html> (Zugriff: 11.12.2020)

Bronshtein IN, Semendyyayev KA, Musiol G, Mühlig H. Handbook of Mathematics. 6. ed. Berlin, Heidelberg: Springer, 2015a: 854

Bronstein IN, Semendyayev KA, Musiol G, Mühlig H. Handbook of Mathematics. 6. ed. Berlin, Heidelberg: Springer, 2015b: 855

Burkhardt C. OBE-Metallpulverspritzguss, 2015: [https:// commons.wikimedia.org/wiki/File: OBE-Metallpulverspritzguss-Abb4.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:OBE-Metallpulverspritzguss-Abb4.jpg) (Zugriff: 10.12.2019)

Castro L, Merino S, Levenfeld B, Torralba J. Mechanical properties and pitting corrosion behaviour of 316L stainless steel parts obtained by a modified metal injection moulding process. J Mater Process Tech 2003; 143-144: 397-402

Chang YJ, Lee HS, Chun YS. Microscrew anchorage for molar intrusion. J Clin Orthod 2004; 38: 325-333

Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Max Impl 2004; 19:1

Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983; 17: 266-269

Daems J, Celis JP, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. Eur J Orthod 2009; 31: 260-265

Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield J, Roberts W, Garetto L. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. J Dent Re; 2003; 82: 377-381

Dentaurum, https://www.dentaurum.de/images/tomas_pins.png (Zugriff: 03.01.2020)

DIN EN ISO 8044. Korrosion der Metalle. Berlin: Beuth-Verlag, 2019

DIN EN 1641. Zahnheilkunde - Medizinprodukte für die Zahnheilkunde - Werkstoffe. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 2009

DIN/ISO Norm 10271. Zahnheilkunde - Korrosionsprüfverfahren für metallische Werkstoffe. Berlin: Beuth-Verlag GmbH, 2020

EFSA Journal, Scientific Opinion on the risks to public health related to the presence of nickel in food and drinking water 2015; 13: 4002-4202

Ehrlich NVI. Korrosionsuntersuchung und Metallionenanalysen des Korrosionsmediums nach ISO- Normentwurf für kieferorthopädische Brackets. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität 2019

Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2, Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008; 37-79

Eliades T, Zinelis S, Bourauel C, Eliades G. Manufacturing of orthodontic brackets: A review of metallurgical perspectives and applications. Recent Patents on Materials Science 2008; 1:135-139

Eliades T, Athanasiou A. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. Angle Orthod 2002; 72: 222-237

Eschbach M. Statische und dynamische Immersionstests an kieferorthopädischen Multibandapparaturen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität 2009

Ewers U, Schliepköter HW. Chronische Toxizität von Metallen beim Menschen. Berlin: Verlag Chemie, 1984

Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: Related study analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122: 84-94

Gabriele Floria D, Cand L. Metal injection molding in orthodontics. Virtual J Orthod 1997

Gasser F, Künzi HU, Henning G. Metalle im Mund. Berlin; Chicago: Quintessenz, 1984

Gölz L, Vestewig E, Blankart M, Kraus D, Appel T, Frede S, Jäger A. Differences in human gingival and dermal fibroblasts may contribute to oral-induced tolerance against nickel. *J Allergy and Clin. Immunol* 2016; 138: 1202-1205

Gölz L. 2016: Zahnsperre verhindert Nickelallergie. [https:// www.zm-online.de/news/zahnmedizin/zahnsperre-verhindert-nickelallergie/](https://www.zm-online.de/news/zahnmedizin/zahnsperre-verhindert-nickelallergie/) (Zugriff: 28.12.2019)

Gölz L, Knickenberg A, Keilig L, Reimann S, Papageorgiou S, Jäger A, Bourauel C. Nickel ion concentrations in the saliva of patients treated with self-ligating fixed appliances: a prospective cohort study. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 2016; 77: 85-93.

Gjerdet NR. Clinical and biological aspects of orthodontic materials. In: Mjör IA, Ed. *Dental materials: biological properties and clinical evaluations*. Boca Raton: CRC Press, 1985: 165-176

Gross JH, 2003: Skript Massenspektrometrie. https://www.uni-due.de/imperia/md/content/waterscience/ss09/1341_02z_ss09_massenspektrometrie_gross_heidelberg.pdf (Zugriff: 05.10.2019)

Harzer W. *Lehrbuch der Kieferorthopädie*. München-Wien: Carl Hanser Verlag, 1999

Harzer W, Schröter A, Gedrange T, Muschter F. Sensitivity of titanium brackets to the corrosive influence of fluoride-containing toothpaste and tea. *Angle Orthod* 2001; 71: 318-323

Hein L, Mohr K, Reichl FX, Hickel R. *Toxikologie von Zahnmaterialien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2014

Henry P, Singer S. Implant anchorage for the occlusal management of developmental defects in children: a preliminary report. *PPAD* 1999; 11: 699-706

Holmes LJ, Robinson VJ, Makinson PR, Livens FR. Multi-element determination in complex matrices by inductively coupled plasma-mass spectrometry. *Sci Total Environ* 1995; 173/174, 345-350

Huang HH, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, Hsu CC. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *J Biomater* 2003; 24: 3585-3592

Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Changes in occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics from 1987-2000. *Eur J Orthod* 2003; 25: 591-598

Hartwing A, Jahnke G. Lebensmittelrelevante Metalle und Metallverbindungen. In: Steinberg P, Hamscher G, Hrsg. *Toxikologie in der praktischen Qualitätssicherung, Sicherheitsrelevante Stoffe in Lebensmitteln*. Hamburg: Behr's Verlag, 2011: 39-57

Jurela A, Verzak Z, Brailo V, Škrinjar I, Sudarević K, Janković B. Salivary Electrolytes in Patients with Metallic and Ceramic Orthodontic Brackets. *Acta Stomatol Croat* 2018; 52: 32-36

Kaesche H. *Die Korrosion der Metalle*. Berlin – Barcelona: Springer-Verlag, 1990

Kao CT, Huang T. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod* 2010; 32:555-560

Kappert H, Jonas I, Liebermann M. Korrosionsverhalten verschiedener orthodontischer Drähte. *Fortschr Kieferorthop* 1 1988; 49: 358-367

Khan H. *Orthodontic Brackets*. North Charleston: Independent Publishing Platform, 2012

Klötzer W. *Metalle und Legierungen – Korrosion, Toxikologie, sensibilisierende Wirkung Teil 1*. *Zahnärztl Welt* 1991; 100: 300-307

Knickenberg A. Metallionen-Konzentrationen im Speichel kieferorthopädisch behandelter Patienten. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität 2010

Korraah A, Odenthal M, Kopp M. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol (Vol. 113). New York: Elsevier, 2012

Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M, Slaj M. Type of Archwire and Level of Acidity: Effects on the Release of Metal Ions from Orthodontic Appliances. Angle Orthod 2009; 79: 102-110

Kypreos G. Korrosionseigenschaften von kieferorthopädischen Drähten eine in vitro-Studie mit dem statischen Immersionstest. Inaugural-Dissertation, Universität Freiburg im Breisgau 1995

Leone, https://www.shop.mipis.com/5543-home_default/-mini-implanti-stomaneni.jpg (Zugriff: 03.01.2020)

Linhardt P, Korrosion. <http://www.bosy-online.de/Korrosion.htm> (Zugriff: 20.02.2019)

Ludwig B, Glasl B, Lietz T, Lisson J, 2001: Grundlagen der Verankerung, Auswahl der Schrauben. <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/kieferorthopaedie/miniimplantate/grundlagen-der-verankerung-auswahl-der-schrauben> (Zugriff: 18.12.2019)

Luft S. Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und konventionellen Brackets. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität 2008

Luzi C, Verna C, Melsen B. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediate loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. Prog Orthod 2007; 8: 192-201

Luzi C, Verna C, Melsen B. Guidelines for success in placement of orthodontic mini-implants. J Clin Orthod 2009; 43: 39-44

Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2001

Medizinproduktegesetz, Verordnung EU 2017/745

Mikulewicz M, Chojnacka K, Wozniak B, Downarowicz P. Release of metal ions from orthodontic appliances: an in vitro study. Biol Trace Elem Res 2012; 146: 272- 280

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 124: 373-378

Mjör J, Hensten-Pettersen A. The biological compatibility of alternativ alloys. Int Dental J 1983; 3: 35-40

Mouhyi J, Dohan Ehrenfest D, Albrektsson T. The Peri-Implantitis: Implant Surfaces, Microstructure, and Physicochemical Aspects. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14: 170-183

Müller K. Lehrbuch der Metallkorrosion. Saulgau: Eugen G. Leuze Verlag, 1993

Ormco: <https://ormco.com/img/products/vectortas/vectortas-design-tile.png> (Zugriff: 03.01.2020)

ORTHOWALKER, OrthoEasy® Pins. <https://orthowalker-kieferorthopaedie.ch/wp-content/uploads/2016/06/OrthoEasyundOrthoEasyPalThumbnail.jpg> (Zugriff: 03.01.2020)

Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 130: 18-25

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Simultaneous incisor retraction and distal molar movement with microimplant anchorage. World J Orthod 2004; 5:2

Pasch J. Verlustraten von Miniimplantaten in der Kieferorthopädie. Inaugural-Dissertation, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar 2012

Proffit WR. Contemporary Orthodontics, St. Louis: Elsevier, 2013

Rau G, Ströbel R. Grundwissen für Zahntechniker. München: Verlag neuer Merkur, 1992

Schatt W, Schulze G, Bargel H. 2000. Rost. <https://www.chemie.de/lexikon/Rost.html> (Zugriff: 03.01.2020)

Schmalz G, Wataha JC. Dentallegierungen. In: Arenholt-Bindslev D, Schmalz G, Hrsg. Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe. München: Urban & Fischer, 2005: 212-239

Schopf P. Curriculum Kieferorthopädie, Band II. Berlin – Warschau: Quintessenz Verlags-GmbH, 2008

Schwickerath H. Zur Prüfung der Löslichkeit von Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 489-492

Schwickerath H, Pfeiffer P. Zur Bewertung des Korrosionsverhaltens von Edelmetalllegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 679-682

Sfondrini M, Cacciafesta V, Maffia E, Massironi S, Scribante A, Alberti G, Klersy C. Chromium Release from New Stainless Steel, Recycled and Nickel-free Orthodontic Brackets. Angle Orthod 2009; 79: 361-367

Siargos B, Bradley T, Darabara M, Papadimitriou G, Zinelis S. Galvanic Corrosion of Metal Injection Molded (MIM) and Conventional Brackets with Nickel-Titanium and Copper-Nickel-Titanium Archwires. Angle Orthod 2007; 77: 355-360

Singh D, Segal V, Pradham K, Chandna A, Gupta R. Estimation of nickel and chromium in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. World J Orthod 2008 9: 196-202

Singh K, Kumar D, Jaiswal RK, Bansal A. Temporary anchorage devices - Mini-implants. *Natl J Maxillofac Surg* 2010; 1: 30-34

Staerkjaer L, Menne T. Nickel allergy and orthodontic treatment. *Euro J Orthod* 1990; 12: 284-289

Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani NJ, Belcastro S, Locci P. Ion release from orthodontic appliances. *J Dent* 1999; 6: 449-454

Ströbel R. Die Metalle. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 2009

Strub JR, Trüp J, Witowski S, Hürzeler M, Kern M. Curriculum Prothetik. Berlin: Quintessenz-Verl, 2003

TÜV Rheinland AG, 2015. Biokompatibilität von Medizinprodukten: <https://www.tuv.com/germany/de/biokompatibilität-von-medizinprodukten.html> (Zugriff: 16.08.2019)

Wataha J, Craig R, Hanks C. Release of elements of dental casting alloys into cell-culture medium. *J Dent Res* 1991; 70: 1014-1018

Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 79-90

Weber, H. Zur Wärme- und Temperaturleitfähigkeit von dentalen Ni-Cr-Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1981; 36: 652-655

Weber H. Zum Korrosionsverhalten dentaler Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1985; 40: 254-260

Wendl B, Wiltsche H, Lankmayr E, Winsauer H, Walter A, Muchitsch A., Wendl T. Metal release profiles of orthodontic bands, brackets, and wires: an in vitro study. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 2017; 78: 494-503

Wilmes B. Der Beneslider zur Distalisierung im Oberkiefer. Inf Orthod Kieferorthop 2013; 45:42-50

Wirz J. Auswirkungen restaurativer Werkstoffe auf die Mundschleimhaut. ZM (22), 2002

Worch H, Pompe W, Schatt W. Werkstoffwissenschaft. Weinheim: John Wiley & Sons, 2011

Varma DPK, Chidambaram S, Reddy KB, Vijay M, Ravindranath D, Prasad MR. Comparison of Galvanic Corrosion Potential of Metal Injection Molded Brackets of Conventional Metal Brackets with Nickel-Titanium and Copper Nickel-Titanium Archwire Combinations. J Contemp Dent Pract. 2013; 14: 488-95

Yamaguchi M, Inami T, Ito K, Kasai K, Tanimoto Y. Mini-implants in the anchorage armamentarium: new paradigms in the orthodontics. Int J Biomat 2012; 394121-394121

Zimmermann C. Korrosion und restauratorischer Korrosionsschutz [http:// www.indumap.de/content/korrosion-und-restauratorischer-korrosionsschutz](http://www.indumap.de/content/korrosion-und-restauratorischer-korrosionsschutz) (Zugriff: 18.12.2019)

Zinelis S, Annousaki O, Makou M, Eliades T. Metallurgical characterization of orthodontic brackets Produced by metal injection molding (MIM). Angle Orthod; 2005 75:1024-1031

Zukunft, D. Spezielle Metallkunde für Zahntechniker (2 ed.). Berlin: VEB Verlag Volk und Gesundheit, 1977

10. Danksagung

Meinen besonderen Dank möchte ich meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. Christoph Bourauel (Leiter Oralmedizinische Technologie des Universitätsklinikums Bonn), für die freundliche Bereitstellung des Dissertationsthemas und die hervorragende Unterstützung bei der Abfassung/Erstellung der gesamten Arbeit aussprechen.

Sehr herzlich bedanken möchte ich mich bei Anna Weber und Professor Dr. Susanne Reimann, die mich im Rahmen meiner gesamten Dissertation kompetent betreuten und mir stets bei meinen Versuchsabläufen geholfen haben. Ohne diese wäre die Arbeit nicht möglich gewesen.

Ich danke Herrn Florian Heuser für die Hilfestellung meiner statistischen Auswertung.

Ich danke meinem Vater, Hildegard Heuft und Katharina Hövermann für die vielen Stunden des Korrekturlesens sowie den wertvollen Anregungen und Ratschlägen.

Meinem Bruder und meinem Opa möchte ich für die geduldige Hilfe der Formatierung meiner Dissertation und die tatkräftige Unterstützung bei der Fotobearbeitung danken.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie und Freunden für ihr Verständnis und die seelische und moralische Unterstützung danken.