

Aus der Klinik für Kieferorthopädie
(Direktor: Prof. Dr. H. Fischer-Brandies)
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**Mechanische Eigenschaften und Transformationsverhalten von
kieferorthopädischen Multiforce-Ni-Ti-Bögen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von
Stefan Schwarz
aus Köln

Kiel 2019

1. Berichterstatter*in: Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies, Klinik für
Kieferorthopädie

2. Berichterstatter*in: Prof. Dr. Katrin Hertrampf, Klinik für Mund-,Kiefer- und
Gesichtschirurgie

Tag der mündlichen Prüfung: 11.9.2020

Zum Druck genehmigt, Kiel, den

Gez.:
(Vorsitzender der Prüfungskommission)

Inhaltsverzeichnis

I. Tabellenverzeichnis	III
II. Abbildungsverzeichnis.....	IV
III. Abkürzungsverzeichnis	V
1. Einleitung.....	1
1.1. Kieferorthopädische Zahnbewegung	1
1.2. Nickel-Titan-Drähte	3
1.3. Differential Scanning Calorimetry (DSC).....	7
1.4. Drei-Punkt-Biegeversuch	7
1.5. Rasterelektronenmikroskop (REM)	8
2. Material und Methodik	9
2.1. Hersteller und Dimension	9
2.2. Chemische Zusammensetzung	10
2.3. Differential Scanning Calorimetry (DSC).....	10
2.4. Drei-Punkt-Biegeversuch	11
2.5. Oberflächenbeschaffenheit	12
3. Ergebnisse.....	13
3.1. Differential Scanning Calorimetry (DSC).....	13
3.1.1. American Orthodontics	14
3.1.2. Dentsplay GAC.....	16
3.1.3. Forestadent	18
3.1.4. Dentalline	20
3.2. Drei-Punkt-Biegeversuch	22
3.3. Oberflächenbeschaffenheit	29
3.3.1. American Orthodontics	29
3.3.2. Dentsplay GAC.....	31
3.3.3. Forestadent	31
3.3.4. Dentalline	32
3.4. Chemische Zusammensetzung	33
4. Diskussion	34
4.1. Kritische Anmerkungen zu dieser Studie.....	37
4.2. Schlussfolgerung.....	38

5. Zusammenfassung.....	38
6. Literaturverzeichnis.....	40
7. Danksagung	43
8. Publikation.....	44

I. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Bogenbezeichnung, Hersteller und Dimension der Drähte	9
Tab. 2: Mittelwerte der Umwandlungstemperaturen aus den drei Messungen pro Drahtabschnitt.....	14
Tab. 3: Be- und Entlastungsplateauspannungen des Molaren-(M) und Prämolarenbereichs (PM) im Vergleich bei 37 °C.....	25
Tab. 4: Be- und Entlastungsplateauspannungen des Molaren-(M) und Prämolarenbereichs (PM) im Vergleich bei 22 °C.....	25
Tab. 5: Vergleich zwischen ersten und zweiten Zyklus innerhalb eines Drahtsegmentes für die Hersteller American Orthodontics (AO) und Dentsplay GAC (GAC) bei 37 °C.....	27
Tab. 6: Vergleich zwischen ersten und zweiten Zyklus innerhalb eines Drahtsegmentes für die Hersteller Forestadent (Fore) und Dentalline (Dent) bei 37 °C	27
Tab. 7: Mittelwerte der absolut gemessenen Kräfte in Newton (N) der Be- und Entlastungsphasen im Vergleich mit den Herstellerangaben.....	28
Tab. 8: Chemische Zusammensetzung der getesteten Drähte in Gewichts-(Wt) und Atomprozent (At)	34

II. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung der Gitteranordnung und Scherbewegung (VDI-Gesellschaft 2017).....	5
Abb. 2: Pseudoelastisches Drahtmaterial mit Darstellung des Plateaus und der Hysteresekurve.....	6
Abb. 3: Schematische Darstellung Drei-Punkt-Biegeversuch.....	7
Abb. 4: Die vier getesteten Drähte mit ihren Verpackungen.....	9
Abb. 5: Drei-Punkt-Biegeversuch Prüfmaschine	12
Abb. 6: Draht in Drei-Punkt-Prüfmaschine.....	12
Abb. 7: DSC des Frontzahnbereichs von American Orthodontics mit Heatflow (mW) und Temp. (°C).....	15
Abb. 8: DSC aller drei Bereiche von American Orthodontics mit Heatflow (mW) und Temp.(°C).....	16
Abb. 9: DSC des Prämolarenbereichs von Dentsplay GAC mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)	17
Abb. 10: DSC aller drei Bereiche von Dentsplay GAC mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)	18
Abb. 11: DSC des Prämolarenbereichs von Forestadent mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)	19
Abb. 12: DSC aller drei Bereiche von Forestadent mit Heatflow (mW) und Temp. (°C).....	19
Abb. 13: DSC des Molarenbereichs von Dentalline mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)	21
Abb. 14: DSC aller drei Bereiche von Dentalline mit Heatflow (mW) und Temp. (°C).....	21
Abb. 15: Drei-Punkt-Biegeversuch des Molarenbereichs von Dentsplay GAC bei 37 °C.....	22
Abb. 16: Spannungs-Dehnungsdiagramm des Molarenbereichs von Dentsplay mit Hookescher Gerade bei 1 % Dehnung.....	24
Abb. 17: REM-Bilder des Drahtes von American Orthodontics (a) Frontzahn-Segment Längsschliff; (b) Frontzahn-Segment Querschliff; (c) Prämolarensegment ; (d) Molarensegment Längsschliff ; (e) Molarensegment Querschliff;	30
Abb. 18: REM-Bilder des Drahtes von Dentsplay GAC (a) Frontzahn-Segment ; (b) Prämolarensegment; (c) Molarensegment	31
Abb. 19: REM-Bilder des Drahtes von Forestadent (a) Frontzahnsegment; (b) Prämolarensegment; (c) Molarensegment ;	32
Abb. 20: REM-Bilder des Drahtes von Dentalline (a) Frontzahn-Segment; (b) Prämolarensegment 1; (c) Molarensegment Längsschliff; (d) Molarensegment Querschliff;	33

III. Abkürzungsverzeichnis

Af	Austenitfinishtemperatur
As	Austenitstarttemperatur
At %	Atomprozent
DSC	Differential Scanning Calorimetry
FGL	Formgedächtnislegierung
KFO	Kieferorthopädie
Mf	Martensitfinishtemperatur
Mpa	Megapascal
Ms	Martensitstarttemperatur
REM	Rasterelektronenmikroskop
Rf	R-Phasenendtemperatur
Rs	R-Phasenstarttemperatur
WD	Arbeitsabstand (Working Distance) im Rasterelektronenmikroskop
Wt %	Gewichtsprozent

Abkürzungen für die einzelnen Hersteller:

AO	American Orthodontics
Dent	Dentalline
Fore	Forestadent
GAC	Dentsplay GAC

Abkürzungen für die einzelnen Segmente innerhalb eines Bogens:

Front	Frontzahnbereich
M	Molarenbereich
PM	Prämolarenbereich

1. Einleitung

Seit längerem sind Bogenmaterialien in der Kieferorthopädie erhältlich, die Segmente unterschiedlicher Kräftelevels innerhalb eines Bogens aufweisen. Somit soll besser auf die unterschiedlichen Zähne im Zahnbogen und die zu ihrer Bewegung nötigen Kräfte eingegangen werden. Dies soll vor allem unerwünschte Nebenwirkungen wie beispielsweise Schmerzen und Wurzelresorptionen minimieren. Ziel dieser Arbeit ist es, solche kieferorthopädischen Bogenmaterialien zu untersuchen und festzustellen, ob und in welchem Ausmaß unterschiedliche Kräftelevels in einem Bogen vorhanden sind. Dazu werden die Drähte der Firmen American Orthodontics, Dentsply GAC, Dentalline und Forestadent getestet.

Kern der Arbeit ist hierbei ein Drei-Punkt-Biegeversuch und die Differential Scanning Calorimetry-Untersuchung (DSC). Im Drei-Punkt-Biegeversuch werden die Kräfte in Abhängigkeit der Durchbiegung des untersuchten Segments gemessen. Die DSC hingegen gibt Aufschluss über die Umwandlungstemperaturen zwischen der Martensit- und Austenitphase der Formgedächtnis-NiTi-Legierung. Auf die Bedeutung dieser spezifischen Gitterstrukturen sowie deren physikalischen Eigenschaften wird im Verlauf dieser Arbeit ebenfalls eingegangen.

Abschließend wird die Topographie und chemische Zusammensetzung der Drähte mittels Rasterelektronenmikroskop/EDX-Analyse untersucht. Hier sind vor allem die in den Segmenten bei Körpertemperatur vorliegenden Phasen (Martensit, R-Phase, Austenit) von Interesse, da daraus Rückschlüsse auf die segmentspezifischen Unterschiede der mechanischen Eigenschaften gezogen werden können. Außerdem können somit Bearbeitungsrückstände und Rauheiten, Größen welche die Biokompatibilität und das Reibungsverhalten beeinflussen, nachgewiesen werden.

1.1. Kieferorthopädische Zahnbewegung

In der kieferorthopädischen Behandlung hat sich die Verwendung festsitzender Multiband-/ Multibracket-Apparaturen als ein häufig angewendetes Verfahren zur Korrektur von Zahnfehlstellungen etabliert (Kahl-Nieke 2010). Hierbei werden Attachments, meist als

Brackets bezeichnet, mittels Adhäsivtechnik an den Zähnen befestigt. Ein an diesen Brackets befestigter Drahtbogen erzeugt nun die Kraft, die über Bracket und Zahn auf den Zahnhalteapparat übertragen wird und so eine kontrollierte Bewegung ermöglicht. Mit dieser Technik können einzelnen Zähne oder auch ganze Zahngruppen bewegt werden. Es sind kippende, rotatorische und translatorische Zahnbewegungen möglich. Während früher in der Standard-Edgewise-Technik die einzelnen Biegungen erster, zweiter und dritter Ordnung in den Draht eingearbeitet wurden, werden diese in der heutzutage üblichen Straightwire-System-Technik in die Brackets integriert, was die gewünschte Bewegung der Zähne bestimmt (Andrews 1972, Sander et al. 2011, Insabralde et al. 2014).

Ein nicht zu unterschätzender Nachteil ist die weitgehende Unkenntnis über die permanent wirksamen Kräfte- und Momentgrößen. Diese sind mit empirischen Methoden nur schwer zu erfassen. Das größte Risiko sind hierbei Wurzelresorptionen die durch zu große Kräfteinwirkung verursacht werden können (Samandara et al. 2018). Aus diesem Grund ist das optimale therapeutisch wirksame Kräftesystem ein in der kieferorthopädischen Literatur viel diskutiertes Thema. Kieferorthopädische Behandlungen bewegen sich meist zwischen 0,1 und 20 Newton Kräfteinwirkung, wobei bei ca. 4 Newton die Grenze zwischen orthodontischen und orthopädischen Kräften gezogen wird (Kahl-Nieke 2010). Der kapilläre Blutdruck, der etwa 0,2-0,26 N/cm² (15-20 mmHg) beträgt, bietet dabei eine gute Orientierung für andauernde, kontinuierlich wirkende Belastung. Daran angelehnt teilt A.M. Schwarz kieferorthopädisch-orthodontische Kräfte in vier biologische Wirkungsgrade ein (Schwarz 1961):

Grad I - Unterschwellige Kräfte unter 0,15 N/cm² führen zu keiner Zahnstellungsänderung.

Grad II - Kräfte zwischen 0,15 bis 0,2 N/cm² erzeugen Spannungen im Desmodont, desmodontale Zirkulation bleibt erhalten, Hyalinisierung wird vermieden.

Grad III - Bei Kräften zwischen 0,2 und 0,5 N/cm² wird der kapillare Blutdruck überschritten, aber nicht vollständig abgedrückt.

Grad IV - Kräfte größer als 0,5 N/cm² überschreiten den kapillären Blutdruck und sind nur unterbrochen einsetzbar, ohne dass Parodontalschäden auftreten.

Um die Fragen nach der optimalen Kraftgröße für jeden einzelnen Zahn konkretisieren zu können, wird im Allgemeinen die Wurzeloberfläche als Kriterium herangezogen (Rahn and Schweiz 1980). Diese gilt als zuverlässigste Orientierung für den Kompromiss zwischen ausreichender Kraftgröße, um den jeweiligen Zahn zu bewegen, und nicht zu starker Kraft

um Wurzelresorption zu verhindern. Da die Zähne im Verlauf des Zahnbogens an Wurzeloberfläche zunehmen, ist ein Bogen unterteilt in Segmente mit unterschiedlichen Kräfte-niveaus wünschenswert (Jepsen 1963, Kahl-Nieke 2010). Ziel dieser Arbeit ist es somit, Bögen mit segmentspezifischen Kräfte-niveaus innerhalb eines Bogens zu untersuchen.

1.2. Nickel-Titan-Drähte

Anfang der 1970er Jahren begann die Einführung von pseudoelastischen Nickel-Titan-Drähten in die Kieferorthopädie, unter anderem durch G. Andreasen (Andreasen and Brady 1972). Diese Drähte besitzen durch ihre pseudoelastischen Eigenschaften die Fähigkeit, über eine bestimmte Dehnungsphase eine einstellbare konstante Spannung zu halten. Das bedeutet, sie können über eine längere Phase der Zahnbewegung eine konstant niedrige Kraft ausüben, was dem derzeitigen Wunsch nach einer physiologischen Kraft mit geringer Gewebeschädigung entspricht (Jones and Richmond 1985, Fernandes et al. 1998).

Konventionelle Drähte folgen bis zu ihrer bleibenden Verformung dem Hooke'schen Gesetz. Sie erzeugen bei zunehmender Belastung eine linear verlaufende Zunahme der Spannung. Spannung und Dehnung sind hierbei, bis zur Verformung, proportional zueinander. Das Gleiche gilt für die Rückstellkurve.

Pseudoelastische Materialien hingegen erzeugen ein superelastisches Plateau, das aus der spannungsinduzierten Umwandlung des Austenits in Martensit resultiert. Diese Umwandlung wird auch martensitische Transformation genannt. Sie tritt in einer für jede Legierung eigenen Temperaturspanne auf. Um dies zu erklären, muss kurz auf die Kristallgitterstruktur der Nickel-Titan Formgedächtnislegierungen (FGL) eingegangen werden. Die Nickel-Titan-FGL ist eine feingeordnete intermetallische Verbindung, was bedeutet, dass Ni-Ti-Atome einen festen Gitterplatz in der Kristallstruktur belegen, jedes Ni-Atom besitzt ein Ti-Nachbaratom. Dieser Sachverhalt unterscheidet sie von anderen Legierungen, wie z.B. Co-Cr oder auch rostfreien Stählen, wo die Atome regellos im Gitter vorliegen (Bartzela et al. 2007).

Die Nickel-Titan-FGL kann in drei Phasen vorliegen, in einer austenitischen-, einer martensitischen- und in einer R-Phase. Der austenitische Zustand ist durch eine kubisch-raumzentrierte Anordnung der Atome gekennzeichnet und wird auch als Hochtemperaturphase bezeichnet. Das heißt neben den 8 Atomen, die die Ecken eines

Würfels bilden, gibt es ein weiteres zentrales Atom. Die Austenitphase ist durch eine hohe Festigkeit und Zähigkeit gekennzeichnet. Die NiTi FGL liegt vollständig in der Austenitphase vor, wenn eine charakteristische, legierungsabhängige Temperatur, die Austenitfinishtemperatur (A_f), überschritten wird. Unterhalb A_f beginnt der Austenit sich diffusionslos in die martensitische Phase umzuwandeln. Diese Umwandlung ist dann beim Überschreiten der Martensitfinishtemperatur abgeschlossen. Bei dieser Umwandlung ändert sich die Struktur in eine monokline Kristallstruktur, wobei die Atomordnung erhalten bleibt. Im Fall von Nickel-Titan bedeutet diese eine Scherung des Gitters um 55 Grad (siehe Abbildung 1). Um die mit der Umwandlung einhergehende Spannung zu überwinden, bilden sich Zwillinge, sogenannte Martensitzwillinge (Zwillinge sind Einkristalle, welche durch eine Spiegelebene getrennt sind (Abb.1)). Die Deformation der Martensitphase erfolgt zunächst elastisch entlang der Hookeschen Geraden und beim Erreichen einer kritischen Spannung durch Verschiebung der Zwillingsgrenzen entlang einer bevorzugten Richtung, welche bei relative niedriger Spannung erfolgt, was zu einem Plateau, dem Martensitplateau, führt. Diese innerliche Veränderung bewirkt die für superelastische Drähte typischen Eigenschaften (Winkel 2000). Die Umwandlung von Austenit in Martensit kann entweder spannungsinduziert, das heißt durch Krafteinwirkung oder aber durch Abkühlen erfolgen. Unter bestimmten, legierungs- und bearbeitungsspezifischen Bedingungen kann sich die Austenitphase martensitisch, d.h. diffusionslos, in eine R-Phase umwandeln, bevor sie sich in Martensit transformiert (Santoro et al. 2001, Bantleon and Riccabona 2010).

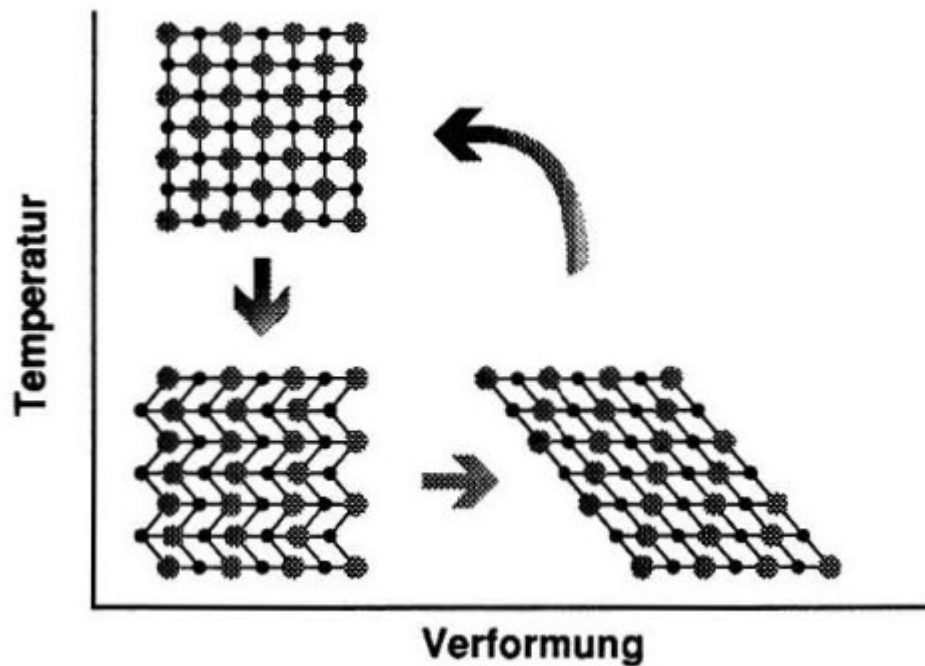


Abb. 1: Schematische Darstellung der Gitteranordnung und Scherbewegung (VDI-Gesellschaft 2017)

Aus diesen Gitterstrukturen erklären sich nun die besonderen Eigenschaften der FGL. Die Legierung befindet sich oberhalb der Austenitfinishtemperatur vollständig im austenitischen Zustand (siehe Abbildung 1, oben links) und zeigt eine lineare Abhängigkeit zwischen Dehnung und Spannung. Erreicht die Spannung einen bestimmten Wert, kommt es zu einer spannungsinduzierten Umwandlung von Austenit zu Martensit (siehe Abbildung 1, unten links). Trotz zunehmender Dehnung bleibt die Spannung im Metall, aufgrund der leichten Verschiebung der Zwillingsgrenzen nahezu gleich. Nach der vollständigen Neuausrichtung verhält sich die Legierung wieder linear (siehe Abbildung 1, unten rechts). Der Bereich, in dem die durch die Spannung zugeführte Energie für die Zwillingsverschiebung genutzt wird, heißt super- oder pseudoelastisches Plateau, in ihm sind Spannung und Dehnung nicht proportional. Das Verhältnis zwischen Dehnung und Spannung während der spannungsinduzierten Umwandlung ist in Abbildung 2 abgebildet.

Bei Entlastung des Werkstoffes bildet sich der spannungsinduzierte Martensit zurück, was sich in einer Abflachung der Kurve zeigt. Es zeigt sich eine Hystereseschleife. Die Rückstellkraft ist deutlich geringer als die zur Belastung aufgewendete Kraft. Die Fläche zwischen den beiden Plateaus stellt den Energieverbrauch der Martensitbildung und -rückbildung dar (Li et al. 1990).

Dieses superelastische Verhalten einer Legierung zeigt sich nur im Umwandlungstemperaturbereich. Um dieses nutzbar zu machen, muss die Umwandlungstemperatur der gewünschten Legierung in der Temperaturspanne liegen, bei der die Legierung eingesetzt wird (Lombardo et al. 2013).

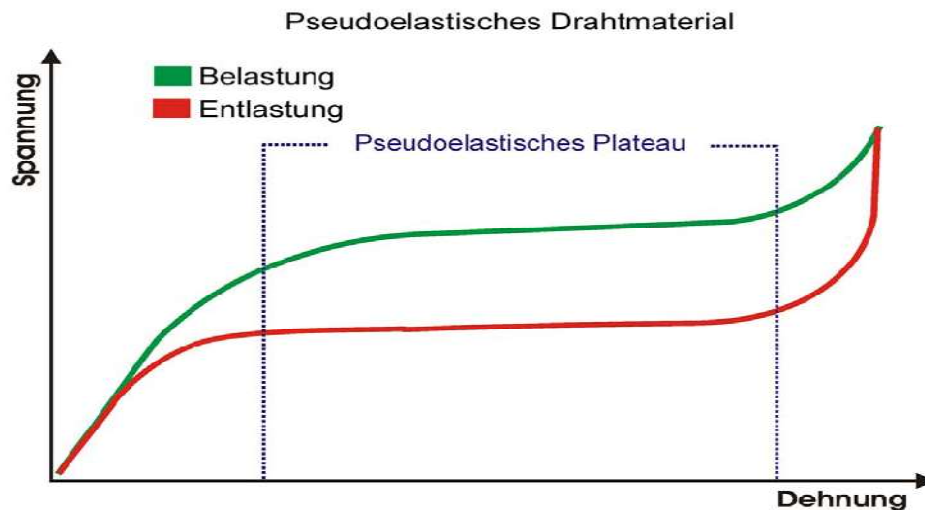


Abb. 2: Pseudoelastisches Drahtmaterial mit Darstellung des Plateaus und der Hysteresekurve

Das heißt für die Anwendung in der Kieferorthopädie sollte der Umwandlungstemperaturbereich knapp unterhalb von 37°C nahe der Mundtemperatur sein. Denn nur dann kann der spannungsinduzierte Martensit im richtigen Moment erzeugt und das superelastische Plateau genutzt werden (Drescher 1991, Kusy 1997, Santoro and Beshers 2000, Santoro et al. 2001).

Bei der Herstellung eines Drahtes werden die superelastischen Plateaus festgelegt. Einige Hersteller bieten solche Drähte mit unterschiedlichen segmentspezifischen Kräften, sogenannten Multiforcebögen, an. Dies bedeutet, dass die unterschiedlichen Segmente der Bögen bei Mundtemperatur unterschiedliche Gitterstrukturen aufweisen und sich somit in Bezug auf ihr pseudoelastisches Plateau unterscheiden. In dieser Arbeit soll, am Beispiel vier ausgesuchter Hersteller, überprüft werden, inwieweit dies empirisch nachweisbar ist und welche Kräfte von den einzelnen Segmenten ausgehen. Dazu bieten sich eine Differential Scanning Calorimetry (DSC), ein Drei-Punkt-Biegeversuch und eine Untersuchung des Gefüges mittels Rasterelektronenmikroskop (REM) an.

1.3. Differential Scanning Calorimetry (DSC)

Die Differential Scanning Calorimetry (DSC) ist ein Verfahren der thermischen Analyse. Sie bietet die Möglichkeit, Umwandlungsvorgänge in Legierungen und die Temperaturen, bei denen sie stattfinden, zu bestimmen. Dazu werden eine Probe der zu untersuchenden Legierung und eine Referenz mit einer gewählten Aufheiz- bzw. Abkühlrate erwärmt bzw. gekühlt. Laufen nun z.B. aufgrund von Phasenumwandlungen in der Legierung Reaktionen ab, die Wärme freisetzen oder verbrauchen, wird die entstandene Temperaturdifferenz registriert. Unterschiedliche Umwandlungstemperaturen innerhalb eines Drahtes sind demzufolge ein guter Hinweis auf segmentspezifische Kräfte innerhalb eines Drahtes (DIN 1994, Kock 2002).

1.4. Drei-Punkt-Biegeversuch

Der Drei-Punkt-Biegeversuch stellt eine der am häufigsten verwendeten Prüfmethode von Materialien dar. Er dient zur Ermittlung von Kräften, die nötig sind um ein Material zu verformen oder zu zerstören. Hierbei wird das zu prüfende Material zwischen zwei Auflagen mit einem vorher definierten Abstand positioniert und zentral belastet, wie in Abbildung 3 dargestellt. Die Prüfgeschwindigkeit und die maximale Auslenkung kann dabei festgelegt werden, während die Kraft gemessen wird, die zur Verformung des Materials nötig ist. Der Drei-Punkt-Biegeversuch bietet somit die Möglichkeit segmentspezifische Kräfte direkt zu messen (Kock 2002, DIN 2016).

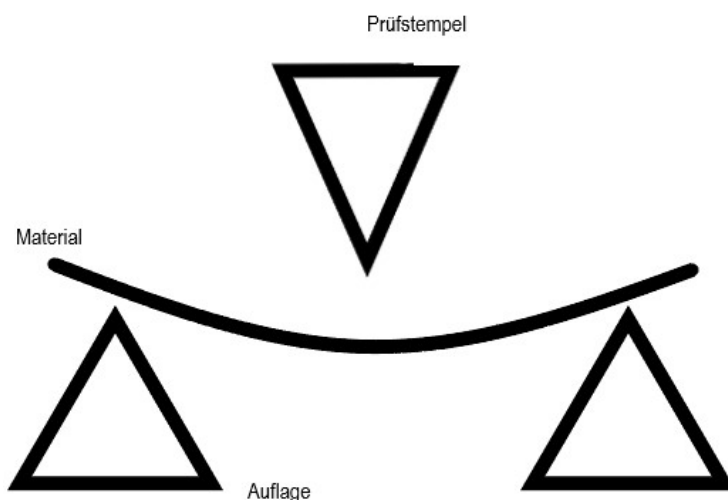


Abb. 3: Schematische Darstellung Drei-Punkt-Biegeversuch.

1.5. Rasterelektronenmikroskop (REM)

Ein Rasterelektronenmikroskop (REM) erzeugt einen Elektronenstrahl, der systematisch (nach einem Raster) über die Oberfläche eines Objektes geführt wird. Die am Objekt gestreuten Elektronen werden aufgefangen und erzeugen so ein detailliertes Bild der Oberfläche. Um Wechselwirkungen mit Atomen in der Luft auszuschließen, liegt die Probe in einer Kammer im Vakuum. Dabei gibt es unterschiedliche Möglichkeiten, aus den Wechselwirkungen der Elektronen mit dem Objekt Bilder zu erzeugen. Die Auswertung von Sekundärelektronen (SE) stellt eine häufige Abbildungsart dar. Dabei dienen die von den Elektronen des Elektronenstrahls (Primärelektronen) in Wechselwirkung mit den Atomen der Probe erzeugten Elektronen, sogenannte Sekundärelektronen, als Informationsquelle. Es entsteht ein Sekundärelektronenkontrastbild. Diese Elektronen besitzen eine niedrige Energie und stammen nur aus den obersten Nanometern der Oberfläche. Dies erlaubt die Abbildung der Topografie eines Objektes mit einer sehr hohen Auflösung von wenigen Nanometern.

Ein weiteres Abbildungsverfahren ist die Auswertung von zurückgestreuten Elektronen (backscattered electrons, BSE). Da die Energie der zurückgestreuten Elektronen von dem Material des Objektes abhängt, wird das BSE-Bild auch als Materialkontrastbild bezeichnet.

Die chemische Zusammensetzung einer Probe kann mittels der energiedispersiven Röntgenstrahlen-Analyse (energy dispersive X-ray analysis, EDX) bestimmt werden. Es wird die Energiedifferenz von Röntgenquanten ermittelt. Diese Differenz ist für die im Objekt enthaltenen Elemente charakteristisch, sodass direkt auf sie geschlossen werden kann.

Diese Arbeit greift hauptsächlich auf Sekundärelektronenkontrastbilder und die energiedispersive Röntgenanalyse (EDX) zurück. Es sollen dabei sowohl die chemische Zusammensetzung der Drähte überprüft, als auch die Oberflächenbeschaffenheit und Gitterstrukturen sichtbar gemacht werden (Kock 2002).

2. Material und Methodik

2.1. Hersteller und Dimension

Untersucht werden rechteckige Drähte von vier unterschiedlichen Herstellern: American Orthodontics, Dentsply GAC, Forestadent und Dentalline. Tabelle 1 gibt Auskunft über die Bogenbezeichnung, den Hersteller und die Dimension des Drahtes. Abbildung 4 zeigt die vier getesteten Drähte und die dazugehörige Verpackung.

Bogenbezeichnung	Hersteller	Dimension in Inch	Dimension in mm
Tri-Tanium Memory Wire 3t	American Orthodontics	018 X 025	0,46 X 0,64
Bioforce	Dentsply GAC	018 X 025	0,46 X 0,64
Titanol Tripel Force	Forestadent	018 X 025	0,46 X 0,64
NiTi 3-Stepped-Force	Dentalline	018 X 025	0,46 X 0,64

Tab. 1: Bogenbezeichnung, Hersteller und Dimension der Drähte



Abb. 4: Die vier getesteten Drähte mit ihren Verpackungen

2.2. Chemische Zusammensetzung

Die chemische Zusammensetzung wurde in einem analytischen Rasterelektronenmikroskop (Philips XL30 inklusive Edax SUTW Sapphire Detektor) mit Hilfe der EDX-Mikroanalyse kontrolliert. Die Proben wurden vorher in einem Ultraschallbad mit Alkohol gereinigt. Um zu überprüfen ob es Unterschiede in der chemischen Zusammensetzung der Drähte im Verlauf eines Bogens gibt, wurde jeweils ein Stück aus dem für die Frontzähne gedachten Bereich, ein Stück aus dem für die Prämolaren gedachten Bereich und ein Stück aus dem für die Molaren gedachten Bereich untersucht. Dafür wurden die Drähte halbiert und eine Hälfte in drei gleich große Stücke von je 2,5 cm Länge getrennt.

2.3. Differential Scanning Calorimetry (DSC)

Die Differential Scanning Calorimetry (DSC) bietet die Möglichkeit, Umwandlungsvorgänge und die Temperaturen in Legierungen, bei denen sie stattfinden, zu bestimmen. Dazu werden eine Probe der zu untersuchenden Legierung und eine Referenz mit einer gewählten Aufheiz- bzw. Abkühlrate erwärmt bzw. gekühlt, wobei dafür gesorgt wird, dass keine Temperaturdifferenz zwischen Probe und Referenz auftritt. Laufen nun, z.B. aufgrund von Phasenumwandlungen in der Legierung, Reaktionen ab, die Wärme bzw. Energie freisetzen oder verbrauchen, wird die entstandene Temperaturdifferenz registriert und die Heizleistung zwischen Probe und Referenz angepasst. Gemessen wird die Differenz der Heizleistung und als Funktion der Temperatur aufgezeichnet. Exotherme oder endotherme Prozesse bzw. Phasenänderungen können so ermittelt und gemessen werden.

Ziel der Untersuchung ist es festzustellen, ob sich die Umwandlungstemperaturen je nach Abschnitt des Drahtes unterscheiden. Dazu wurden Proben aus dem Frontzahn-, dem Prämolaren- und dem Molarenbereich der Drähte entnommen. Die Proben wurden anschließend im Ultraschallbad mit Alkohol gereinigt und abgewogen. Das Gewicht aller Proben lag zwischen 19,4 mg und 29 mg. Die Messgenauigkeit der Waage betrug laut Hersteller +/- 0,05 mg. Anschließend wurden die Proben in ein Aluminiumpfännchen gegeben und diese mit einer Verschlusspresse verschlossen. Ein leeres Aluminiumpfännchen diente als Referenz. Die Messung wurde mit der DSC 131 von Setaram Scientific & Industrial Equipment durchgeführt. Die erste Messung des Molarenbereichs von American

Orthodontics wurde im Temperaturbereich zwischen -60°C und 80°C durchgeführt. Alle anderen Messungen wurden in der Temperaturspanne von -80°C bis 50°C gemessen, um die Martensitfinishtemperatur besser bestimmen zu können. Die Abkühl- bzw. Aufheizrate lag bei 10 K/min . Die Genauigkeit der Temperaturmessung lag laut Hersteller bei $\pm 0,5\text{ K}$. Insgesamt wurden mit jeder einzelnen Probe drei Messungen durchgeführt. Die Auswertung der Messwerte erfolgte mit Microsoft Excel.

2.4. Drei-Punkt-Biegeversuch

Die Biegeeigenschaften der Drähte und ihrer unterschiedlichen Abschnitte wurden im Drei-Punkt-Biegeversuch ermittelt. Dafür wurden zwei Teilstücke aus einem Bogen herausgetrennt, einer für den Molarenbereich und einer für den Prämolarenbereich. Der Frontzahnbereich konnte wegen der Krümmung im Draht nicht im Drei-Punkt Biegeversuch berücksichtigt werden. Durchgeführt wurden die Versuche mit Hilfe der Universall-Werkstoffprüfmaschine Synergie 200 (MTS), ausgestattet mit einer DMS-Kraftmessdose von 10 Newton ebenfalls von der Firma MTS.

Von jedem Hersteller und Drahtabschnitt wurden jeweils zehn Drähte bei 37°C und zehn weitere bei 22°C getestet. Mit jeder Probe wurden zwei Zyklen bei 37°C und ein Zyklus bei 22°C gefahren. Ein Zyklus setzte sich aus einer Be- und einer Entlastungsphase zusammen.

Die Durchbiegung wurde auf ein Maximum von $3,5\text{ mm}$ begrenzt. Die Messgenauigkeit des Verfahrenswegs lag bei $0,5\%$. Die aufgewendete Kraft wurde im Messbereich 0 bis 10 Newton mit einer Genauigkeit von $0,5\%$ des Messwertes erfasst. Um eine konstante Versuchstemperatur zu erzeugen, tauchte die Stützvorrichtung in einem Ölbad, dessen Temperatur auf $0,5\text{ K}$ genau geregelt wurde. Die Stützlänge betrug 12 mm (12 mm entsprechend in etwa einem Interbracketabstand) und die Prüfgeschwindigkeit $0,01\text{ mm/s}$. Aus den Messdaten wurden anschließend Kraft-Weg, bzw. Spannung-Dehnungsdiagramme erzeugt, die zur Bestimmung einiger mechanischer Eigenschaften dienten. Die Analyse der Daten erfolgte mittels deskriptiver Statistik mit Microsoft Excel und Origin G8.

Abbildung 5 und 6 zeigen den Versuchsaufbau.

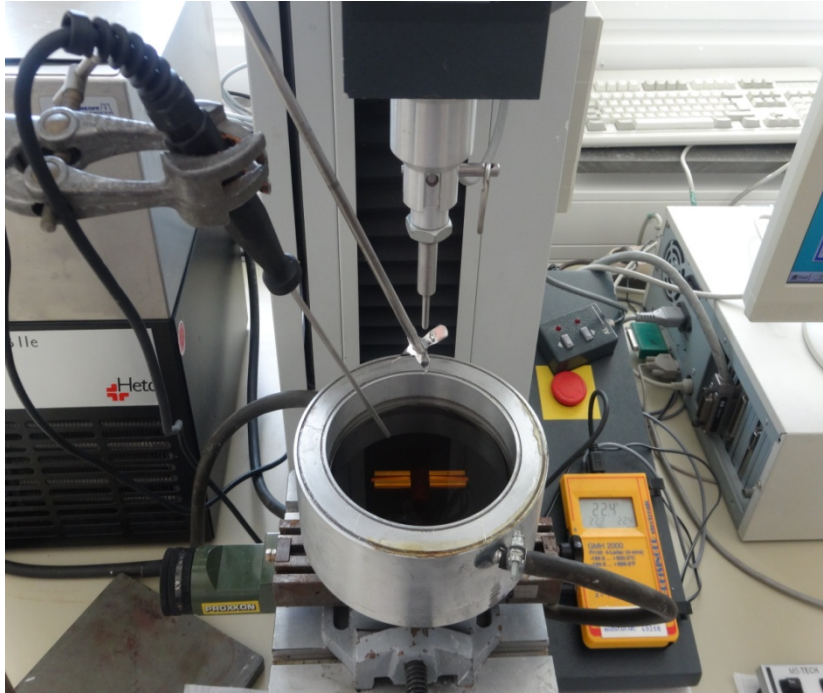


Abb. 5: Drei-Punkt-Biegeversuch Prüfmaschine

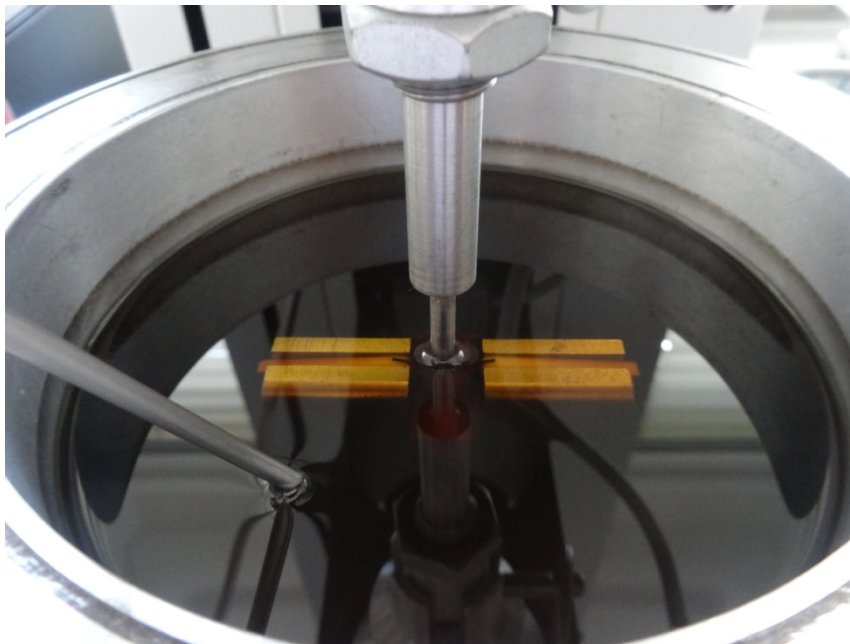


Abb. 6: Draht in Drei-Punkt-Prüfmaschine

2.5. Oberflächenbeschaffenheit

Die Oberflächenbeschaffenheit der einzelnen Proben wurde mittels Rasterelektronenmikroskopie charakterisiert. Aufnahmen im nativen, unbehandelten

Zustand dienen der Erfassung von Bearbeitungsspuren und –rückständen sowie der Analyse der chemischen Zusammensetzung. Polierte und anschließend geätzte Längs-oder Querschliffe der Drähte sollten Aufschluss über das Legierungsgefüge geben.

Zur Herstellung der Proben wurden die erhaltenen Drähte in der Mitte halbiert und jeweils nur eine der Hälfte weiterverwendet. Aus diesen Hälften wurden ein Stück aus dem Frontzahnbereich, eines aus dem Prämolarenbereich und eines aus dem Molarenbereich herausgetrennt. Alle Proben wurden zwei Minuten in Ethanol und mit Ultraschall gereinigt, danach erfolgte die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop.

Um Gefügemuster sichtbar zu machen, wurden die Proben anschließend in kupferhaltiger Einbettmasse eingebettet und in vier Schritten mit 500er, 1200er, 2400er und 4000er Schleifpapier geschliffen und danach mit 10 Newton Anpressdruck vier Minuten lang poliert. Dabei wurde eine Polierscheibe und Diamantsuspension mit einer Korngröße von 1 μm verwendet. Danach wurden die Proben eine Minute lang geätzt, wobei sie vor und nach dem Ätzen mit destilliertem Wasser und Ethanol abgespült wurden. Das Ätzmittel war eins für Titan und Titan-haltige Legierungen: Ätzmittel nach Weck. Es wird folgendermaßen angesetzt: 10 ml einer 2 % wässrigen Ammoniumbifluorid-Lsg wird mit 5ml EtOH (99,9 %) gemischt. Die Lösung ist nicht lange haltbar und muss daher erneuert werden.

Danach werden erneut Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop angefertigt. Wobei zur besseren Darstellung von Rissen, Einschlüssen und chemischer Inhomogenität mit Sekundärelektronenkontrastbildern gearbeitet wurde. Die meisten Bilder sind mit einer 3500-fachen Vergrößerung, 10 kV Spannung und WD 10 aufgenommen. Als Ergebnis sind über 50 REM-Bilder entstanden, von denen exemplarisch einige unter Abschnitt 3.3. gezeigt werden.

3. Ergebnisse

3.1. Differential Scanning Calorimetry (DSC)

Aus den DSC-Messungen wird das komplexe Umwandlungsverhalten der unterschiedlichen Drähte ersichtlich. Neben den Austenit/Martensit-start und –finish-temperaturen konnten

zusätzlich noch R-Phasenumwandlungen nachgewiesen werden. Die meisten Drähte befinden sich bei Raum und Mundtemperatur im austenitischen Zustand.

Die unten stehende Tabelle 2 zeigt die Mittelwerte der Umwandlungstemperaturen aus den drei Messungen für die vier unterschiedlichen Hersteller.

Bogenbezeichnung	Mf in °C	Ms in °C	Rf in °C	Rs in °C	As in °C	Af in °C
AO Front	-35,09	-21,36	10,76	16,96	16,12	25,44
AO PM	-46,66	-26,47	9,1	16,26	11,7	24,15
AO M	-59,4	-36,55	6,1	13,61	3,72	17,53
Dent Front	-73,36	-36,36	--	--	8,8	23,29
Dent PM	-74,07	-41,02	-1,03	13,35	-8,34	14,88
Dent M	-74,63	-38,47	-0,58	13,54	-5,33	14,72
Fore Front	-74,61	-25,78	19,57	33,97	7,76	32,96
Fore PM	-73,66	-31,01	16,21	25,06	3,36	27,11
Fore M	-73,74	-31,29	15,87	25,31	4,75	27,16
Gac Front	-40,95	-17,17	18,84	24,78	20,64	31,8
Gac PM	-53,25	-19,7	17,64	24,47	17,21	29,84
Gac M	-65,59	-24,03	15	25,7	7,52	27,4

Tab. 2: Mittelwerte der Umwandlungstemperaturen aus den drei Messungen pro Drahtabschnitt

AO : American Orthodontics

Front : Frontzahnbereich

Mf: Martensitfinishtemperatur;

Dent : Dentalline

PM : Prämolarenbereich

Ms: Martensitstarttemperatur;

Fore : Forestadent

M : Molarenbereich

Rf: R-Phasenendtemperatur;

GAC : Dentsply GAC

Rs: R-Phasenstarttemperatur;

As: Austenitstarttemperatur;

Af: Austenitfinishtemperatur;

-- : nicht zu bestimmen

3.1.1. American Orthodontics

Insgesamt zeigen die gemessenen Kurven zum Front-, Prämolaren- und Molarenbereich von American Orthodontics einen klaren Verlauf. Martensit- und Austenit-Peaks sind klar zu erkennen und die Start- und Finish-temperaturen sind eindeutig bestimmbar. In allen Kurven zeigt sich ein R-Phasenübergang. Dieser spielt sich im Temperaturbereich zwischen 6°C und

17°C ab, wobei sich die R-Phasen im Front- und Prämolarenbereich praktisch nicht unterscheiden. Im Molarenbereich liegt die R-Phase wenige Grad tiefer. Weiterhin unterscheiden sich die Martensitstarttemperaturen voneinander. Im Frontzahnbereich beginnt die martensitische Umwandlung bei ca. -21°C und endet bei ca. -35°C. Im Prämolarenbereich ist das Intervall auf -26°C bis -46°C verschoben. Im Molarenbereich schließlich beginnt die Umwandlung bei -36°C und endet bei -59°C. Die martensitischen Umwandlungen unterscheiden sich also in ihrem Beginn und ihren Längen. Mit dem Drahtverlauf sinkt das Temperaturintervall in dem die martensitische Umwandlung stattfindet.

Auch bei der Austenittemperatur ist ein Trend festzustellen. Auch hier sinkt die Start- und Finish-temperatur des Drahtes im Verlauf von Frontzahnbereich zu Molarenbereich. Des Weiteren fällt auf, dass die Martensit- und Austenit-peaks des Frontzahnbereiches höher ausfallen. Es fließt somit mehr bzw. weniger Energie.

Außerdem hat die Kurve des Prämolarenbereichs in ihrer martensitischen Umwandlung, bei ca. -26°C, ein kleines Plateau. Alle drei getesteten Bereiche befinden sich bei 22°C und 37 °C im austenitischen Zustand. Die unten stehenden Abbildungen 7 und 8 zeigen exemplarisch die DSC-Kurven des TriTanium Drahtes von American Orthodontics.

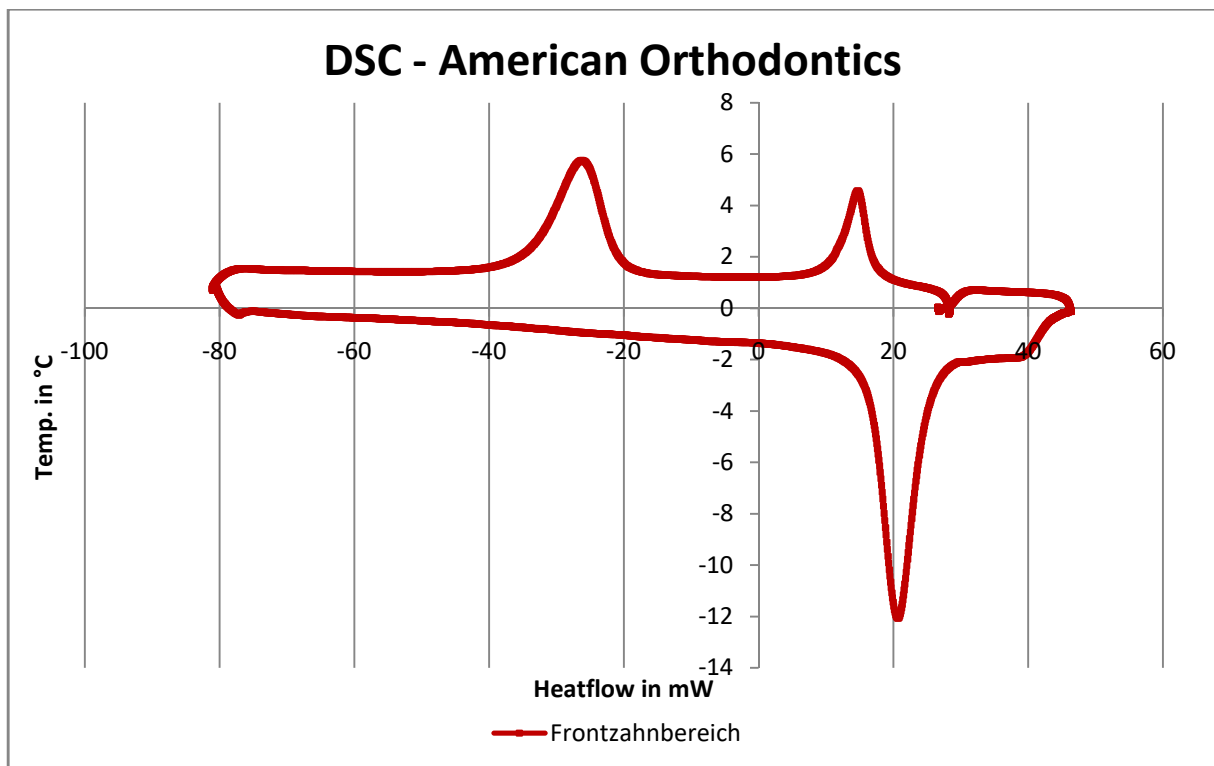


Abb. 7: DSC des Frontzahnbereichs von American Orthodontics mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

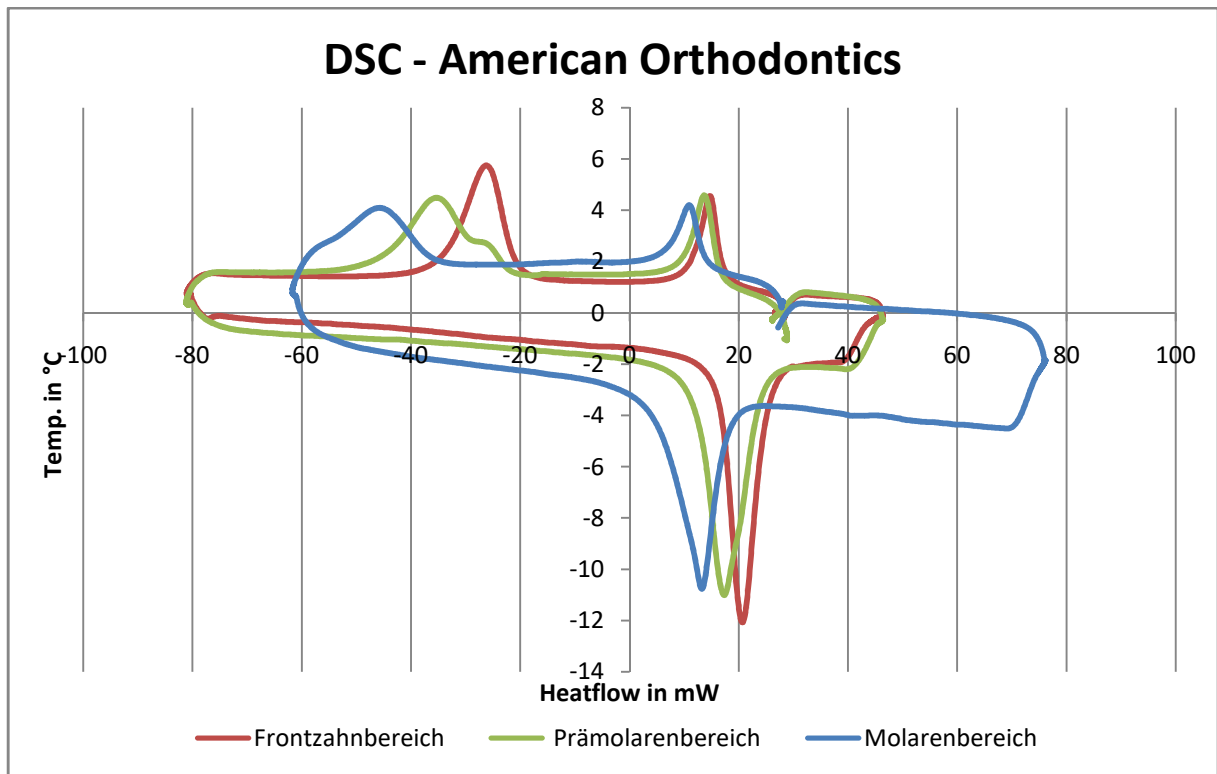


Abb. 8: DSC aller drei Bereiche von American Orthodontics mit Heatflow (mW) und Temp.(°C)

3.1.2. Dentsplay GAC

Auch hier zeigen die Kurven einen klaren Verlauf. Martensit, Austenit und R-Phase sind deutlich erkennbar und die Umwandlungstemperaturen bestimmbar. Ähnlich wie bei den American Orthodontics Drahtabschnitten unterscheiden sich die R-Phasen im Verlauf des Drahtes kaum voneinander.

Die Martensit- und Austenit-Umwandlungstemperaturen hingegen verschieben sich mit dem Verlauf des Drahtes nach unten. So ist die Martensitstarttemperatur im Frontbereich -17°C, im Prämolarenbereich -19°C und im Molarenbereich -24°C. Ähnlich verhält es sich mit den Martensitfinishtemperaturen und den Austenitstart- und Austenitfinishtemperaturen.

Vergleicht man die drei Drahtabschnitte miteinander, so weicht insbesondere die Kurve des Molarenbereichs von den anderen beiden Bereichen ab. Die martensitische Umwandlung vollzieht sich in einem flacheren Anstieg, fällt aber in der Höhe des Heatflow ähnlich aus wie die Kurven des Front- und Prämolarenbereiches. Bei der austenitischen Umwandlung hingegen erreicht der Heatflow mit ca. 5 mW nur etwa die Hälfte des Peakwertes der anderen beiden Kurven (siehe Abbildung 10). Bei 37°C befinden sich alle Bereiche im

austenitischen Zustand. Wenn die Temperatur auf 22°C fällt, beginnt die R-Phasenumwandlung. Durch Kaltverformung während des Herstellungsprozesses kann die Kristallstruktur gestört werden, wodurch Gitterfehler entstehen können. Dies führt dazu, dass die DSC-Kurven keine scharf begrenzten/ausgeprägten Übergänge aufweisen. Die unten stehenden Abbildungen 9 und 10 zeigen exemplarisch Kurven des Bioforce Bogens von Dentsply GAC.

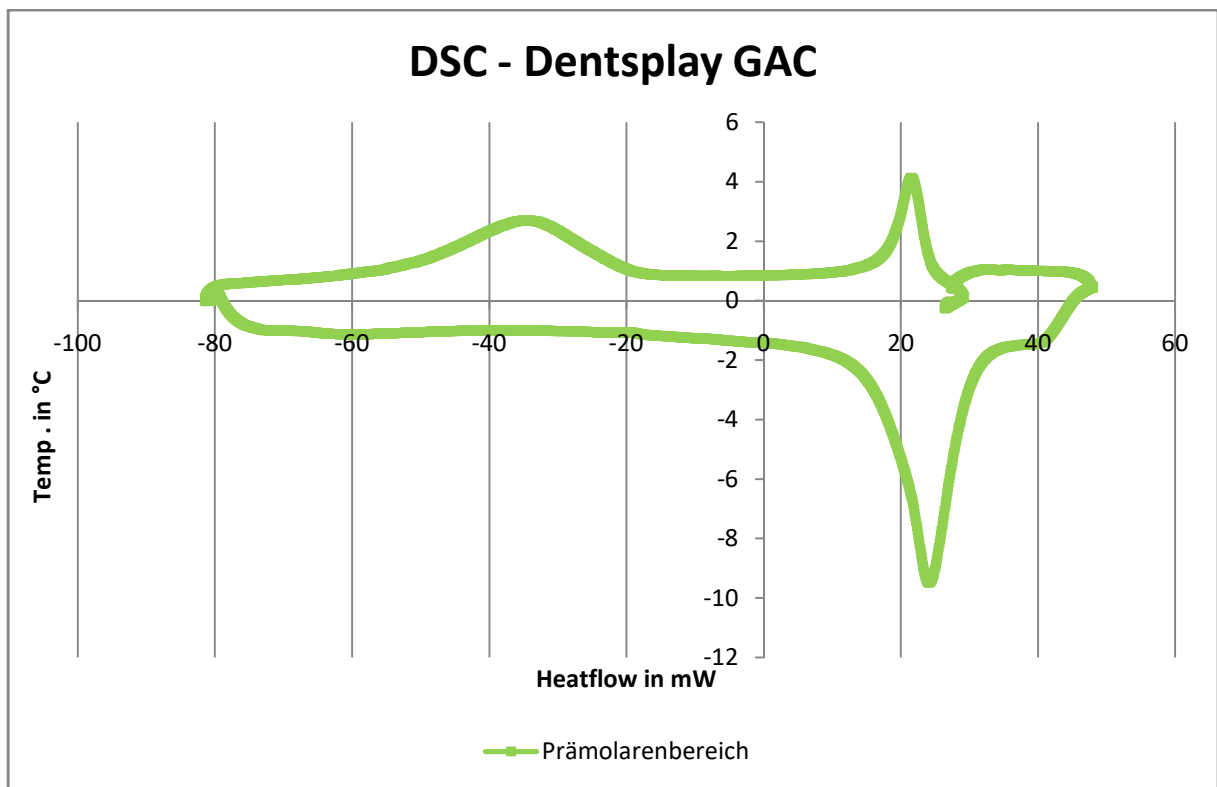


Abb. 9: DSC des Prämolarenbereichs von Dentsply GAC mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

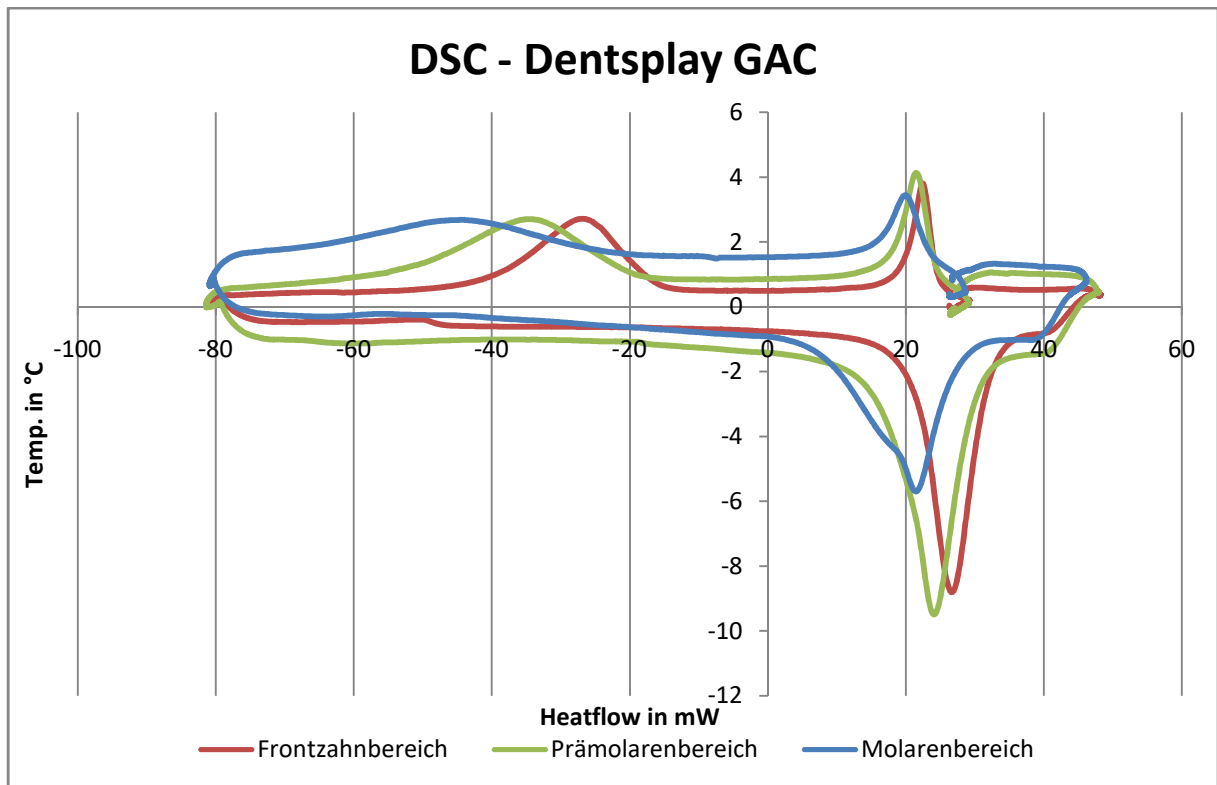


Abb. 10: DSC aller drei Bereiche von Dentsplay GAC mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

3.1.3. Forestadent

Bei den drei Drahtabschnitten des Herstellers Forestadent haben die Kurven keinen klaren Verlauf. Die Molaren- und Prämolarenbereiche gleichen sich während der R-Phasenumwandlung und der Martensitumwandlung. So liegt bei beiden die Martensitstarttemperatur bei -31 °C und die Austenitstarttemperatur bei 3 °C bzw. 4 °C . Die beiden Drahtabschnitte unterscheiden sich hingegen in der Höhe des Heatflows während der Austenitumwandlung.

Die Umwandlungskurve des Frontzahnbereichs ist schwieriger zu interpretieren, da die R-Phasenumwandlung mit den Anfangs- und Endpunkten der Messung übereinstimmt, was die genaue Bestimmung der R-Phasenstart- und R-Phasenfinishtemperatur erschwert. Bei 37 °C ist der Draht im austenitischen Zustand, bei 22 °C sind der Molaren- und Prämolarenbereich auch austenitisch, der Frontzahnbereich befindet sich in der R-Phase. Die unten stehenden Abbildungen 11 und 12 zeigen exemplarisch DSC-Kurven des Titanol Tripel Force von Forestadent.

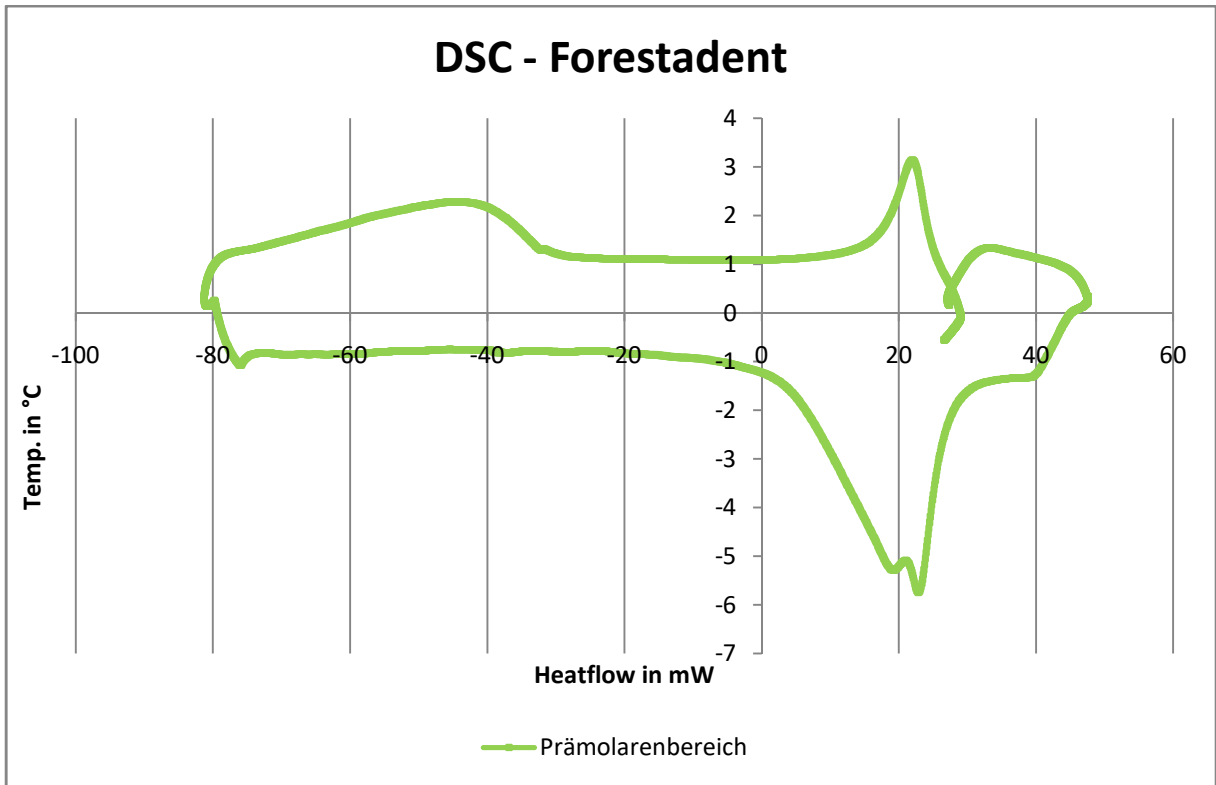


Abb. 11: DSC des Prämolarenbereichs von Forestadent mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

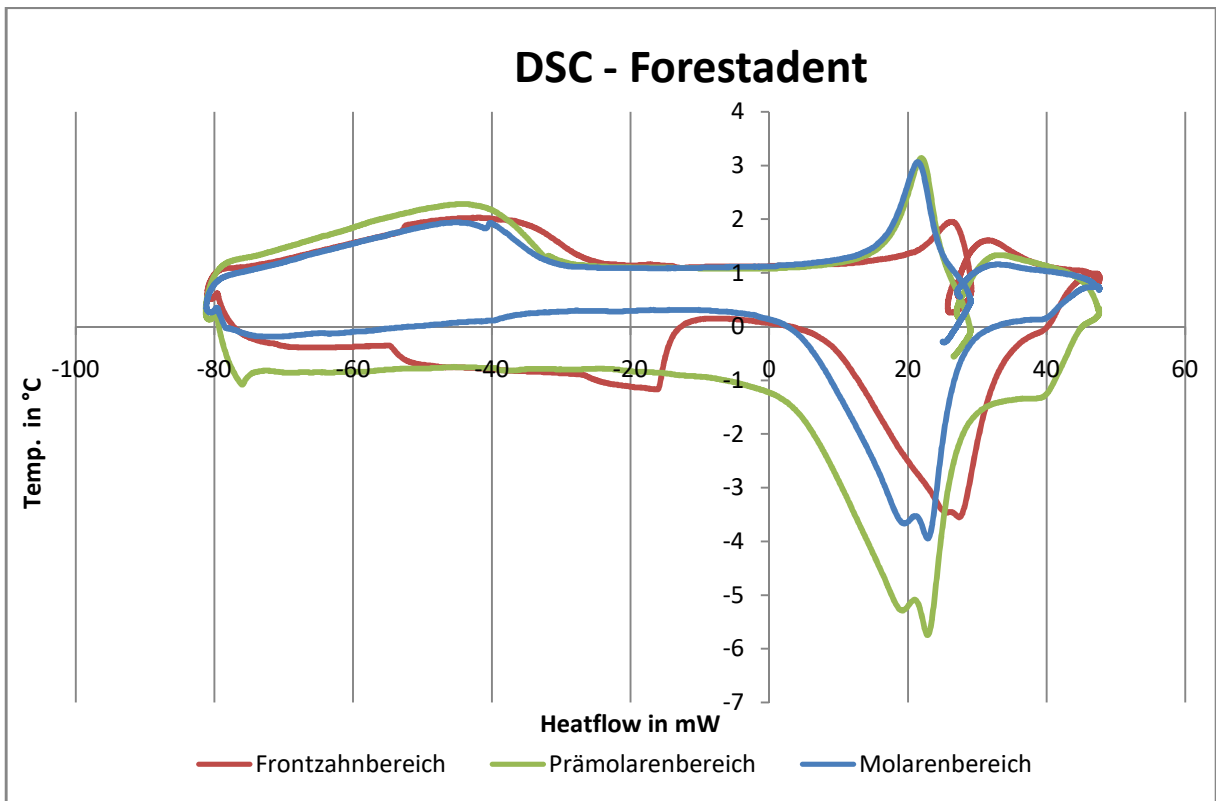


Abb. 12: DSC aller drei Bereiche von Forestadent mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

3.1.4. Dentalline

Auch bei den Drähten von Dentalline gleichen sich der Prämolaren- und Molarenbereich im ihrem Umwandlungsverhalten stark. Die Martensitstarttemperatur liegt im Prämolarenbereich bei -41°C und im Molarenbereich bei -38°C . Die Martensitfinishtemperatur liegt jeweils bei -74°C . Auch die austenitische Umwandlung der beiden Drahtabschnitte liegt in einer ähnlichen Temperaturspanne. So ist die Austenitstarttemperatur im Prämolarenbereich -8°C und im Molarenbereich -5°C , die Austenitfinishtemperatur liegt bei beiden bei 15°C . Auch die R-Phasen unterscheiden sich nur um ca. einen Grad.

Demgegenüber steht der Frontzahnbereich des Drahtes, bei dem sich die R-Phase schwer ermitteln ließ, da diese Umwandlung mit den Start- und Endpunkten der Messung zusammentrifft. Die austenitische Umwandlung läuft im Frontzahnbereich in einer anderen Temperaturspanne ab. Außerdem ist aufgrund des Verlaufes der Kurve die Austenitfinishtemperatur nur schwierig zu bestimmen. Bei 37°C sind die Drahtabschnitte austenitisch und bei 22°C der Molaren- und Prämolarenbereich ebenfalls. Nur der Frontzahnbereich befindet sich in der R-Phasenumwandlung. Die unten stehenden Abbildungen 13 und 14 zeigen exemplarische DSC-Kurven des NiTi 3-Stepped-Force Bogens von Dentalline.

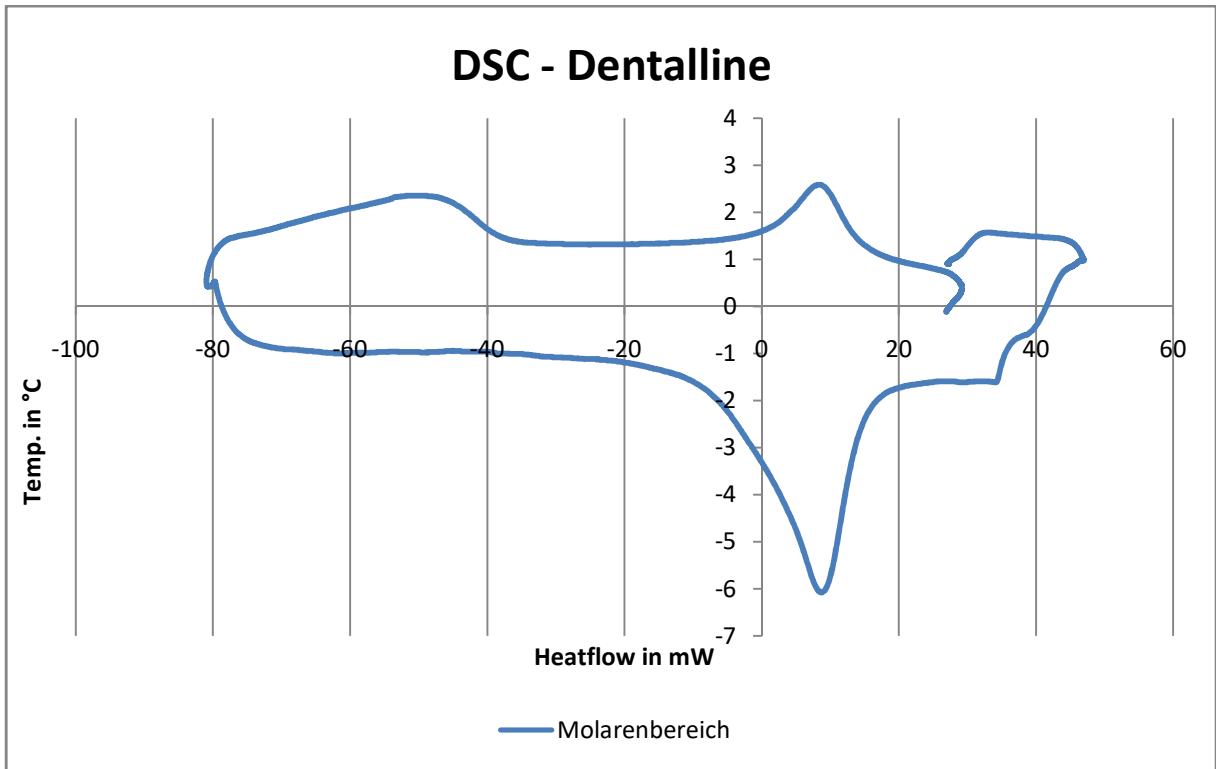


Abb. 13: DSC des Molarenbereichs von Dentalline mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

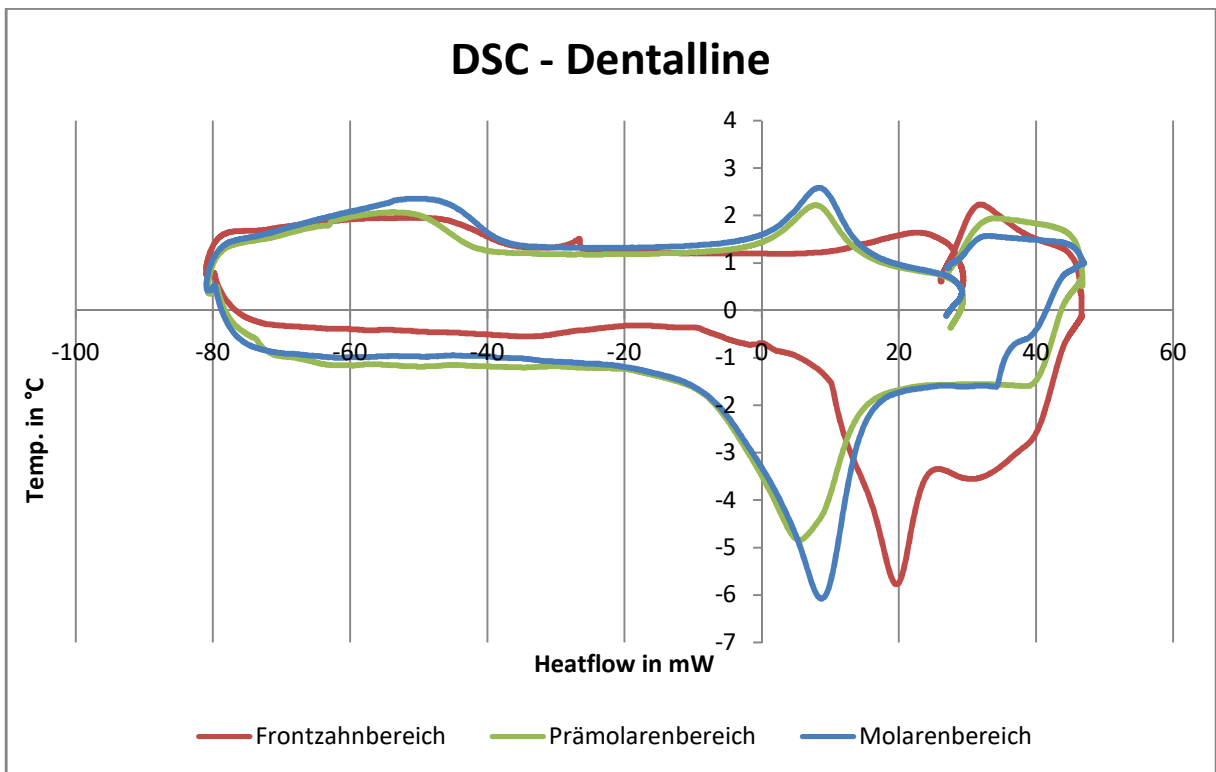


Abb. 14: DSC aller drei Bereiche von Dentalline mit Heatflow (mW) und Temp. (°C)

3.2. Drei-Punkt-Biegeversuch

Um die aus der DSC gewonnenen Informationen zu ergänzen und ein detaillierteres Bild über die von den Drähten ausgehenden Kräfte zu erlangen, wurde ein Drei-Punkt-Biegeversuch durchgeführt. Die unten stehende Abbildung 15 zeigt exemplarisch eine gemessene Kurve des Molarenbereichs des Dentsplay GAC Bioforce Drahtes bei 37°C. Aufgetragen sind die Kraft in Newton und die Auslenkung in Millimeter. Wie alle gemessenen Drahtsegmente aller Hersteller zeigt die Auslenkungskurve bei zunehmender Kraft zunächst einen elastisch-proportionalen Anstieg der Auslenkung. Danach folgt eine Spannungsüberhöhung in der die Umwandlung zu spannungsinduziertem Martensit beginnt. Anschließend zeigt sich das superelastische Plateau bis zur maximalen Auslenkung von 3,5 mm. Die Kraft bzw. Spannung fällt in der Entlastungsphase zunächst schnell ab bevor sich die Rückumwandlung während des Entlastungsplateaus vollzieht. Kurz bevor die Phasenumwandlung abgeschlossen ist, steigt die Kraft/Spannung erneut kurz an. Abschließend verhält sich der Draht wieder elastisch-proportional zwischen Kraft und Auslenkung. Diese Hystereseschleife mit superelastischen Plateaus findet sich in allen untersuchten Proben.

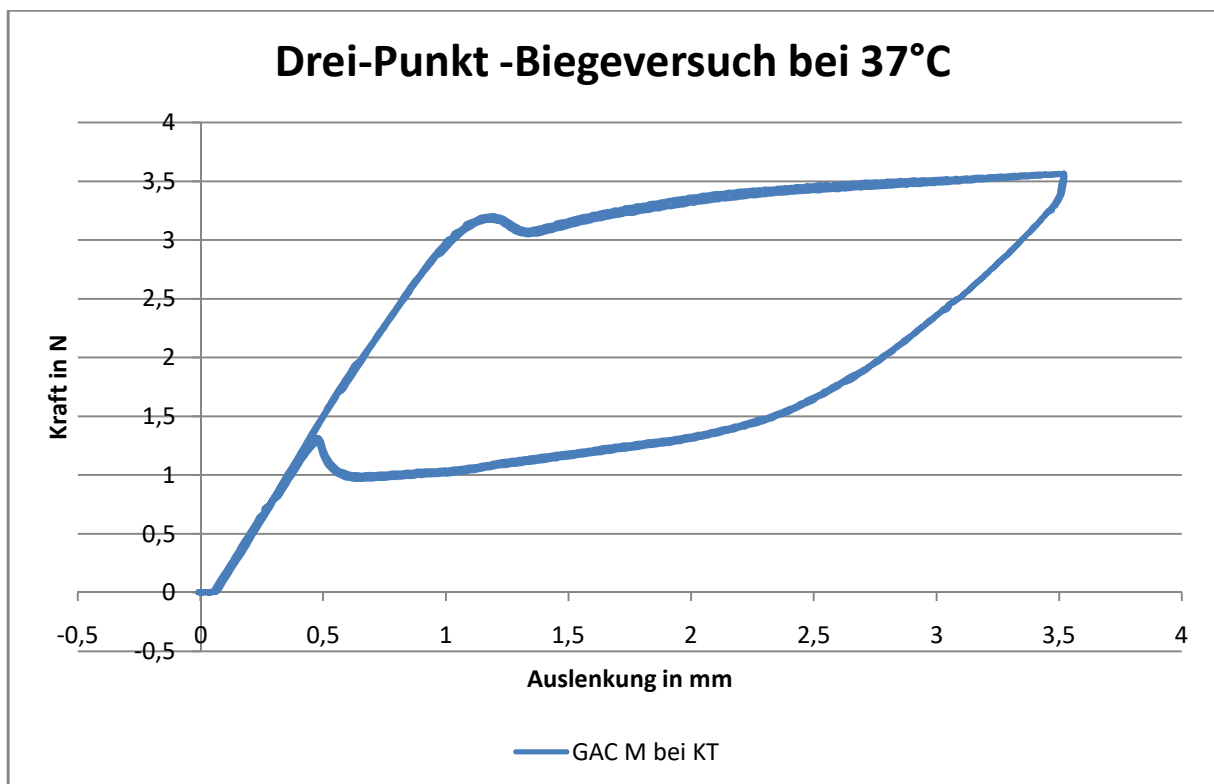


Abb. 15: Drei-Punkt-Biegeversuch des Molarenbereichs von Dentsplay GAC bei 37 °C

Um die Vergleichbarkeit insbesondere bei Drähten unterschiedlicher Dimension zu erhöhen, erfolgt zunächst eine Umrechnung der Kraft-Durchbiegungskurven in ein Spannungs-Dehnungsdiagramm. Die Spannung lässt sich im Drei-Punkt-Biegeversuch für einen rechteckigen Draht der Tiefe h und der Breite b wie folgt berechnen (Macherauch and Zoch 1992).

$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

Wobei σ die Biegespannung in MPa, F die Kraft in Newton und L die Stützlänge von 12 mm ist. Breite und Länge sind ebenfalls in mm angegeben. Die Dehnung ergibt sich aus:

$$\varepsilon = \frac{6fh}{L^2}$$

Hierbei ist f die Durchbiegung in mm.

Um vergleichbare Werte für die Plateauspannung zu erhalten, werden die Schnittpunkte der Parallelen zur Hookeschen Gerade bei 1 % Dehnung mit der Spannungs-Dehnungskurve gebildet. Zur Bestimmung der Hookeschen Gerade wurde die initiale Steigung im Bereich zwischen 0 mm bis 0,8 mm Auslenkung herangezogen. Die unten stehende Abbildung 16 zeigt das Spannungs-Dehnungsdiagramm nach der Umrechnung von Kraft/Auslenkung in Spannung und Dehnung. Weiter ist die Gerade die parallel zur initialen Steigung durch 1 % Dehnung verläuft eingezeichnet.

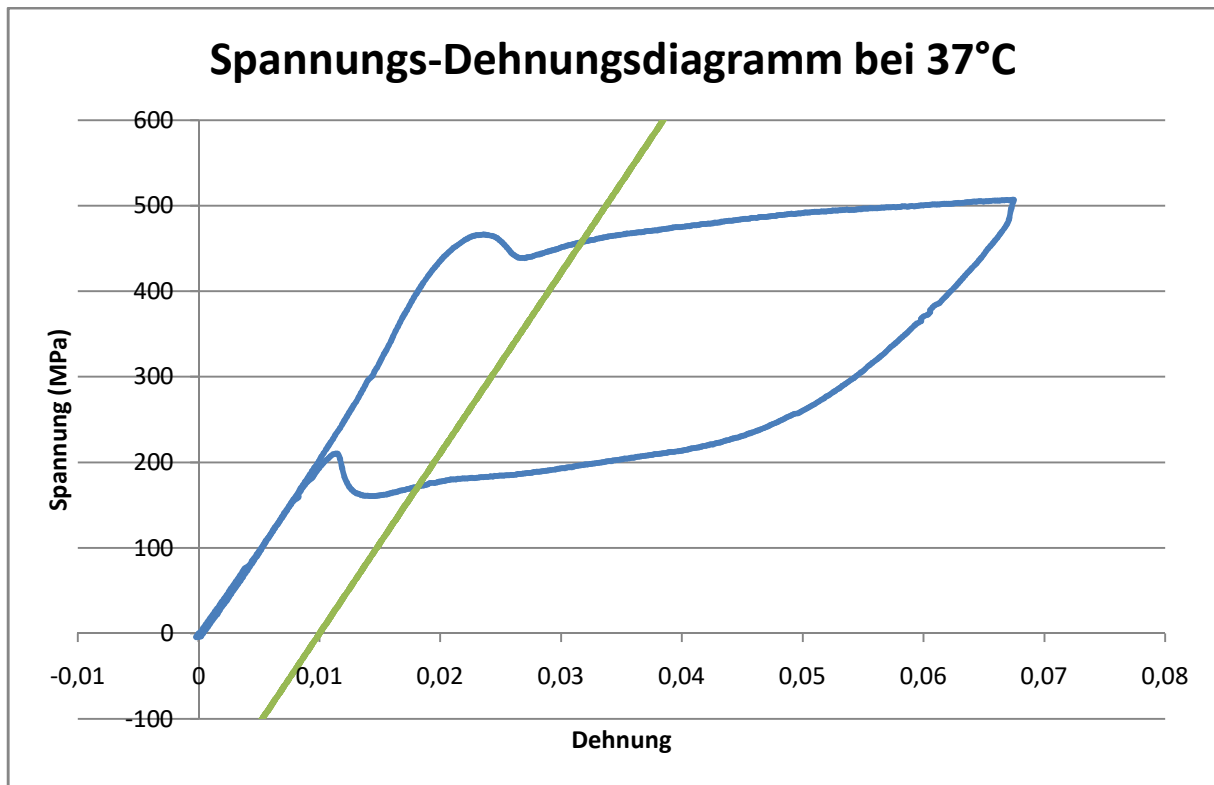


Abb. 16: Spannungs-Dehnungsdiagramm des Molarenbereichs von Dentsplay mit Hookescher Gerade bei 1 % Dehnung.

Tabelle 3 zeigt jeweils die beiden Mittelwerte der bestimmten Schnittpunkte aus den zehn Drähten bei 37°C. Die Standardabweichungen sind in Klammern angegeben. Um den Molarenbereich und den Prämolarenbereich eines Herstellers miteinander zu vergleichen und Unterschiede auf ihre Signifikanz zu testen, wird ein zweiseitiger Zweistichproben-T-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau beträgt 1 %. Die jeweiligen p-Werte sind ebenfalls in der Tabelle angegeben.

Bei den Drähten von American Orthodontics zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich. Sowohl bei der Belastung als auch bei der Entlastung ist somit die Kraft, die vom Draht ausgeht, vom Molarenbereich deutlich höher als diejenige die vom Prämolarenbereich ausgeht.

Bei den Drähten von Dentsplay GAC zeigt sich ebenfalls ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich. Sowohl bei der Belastung als auch bei der Entlastung ist die Kraft die vom Draht ausgeht vom Molarenbereich deutlich höher als diejenige, die vom Prämolarenbereich ausgeht.

	M AO	PM AO	M Dent	PM Dent	M GAC	PM GAC	M Fore	PM Fore
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Belastungsphase (MPa)	458,26 (12)	413,85 (10,5)	521,24 (7,2)	534,63 (8,7)	396,68 (11,9)	362,43 (6)	487,65 (11,8)	486,85 (9,3)
t-Test	p- Wert < 0,01		p- Wert < 0,01		p-Wert < 0,01		p-Wert > 0,05	
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Entlastungsphase (MPa)	175,62 (12,4)	125,55 (7,8)	296,48 (6,4)	307,48 (8,3)	128,28 (8,8)	84,91 (6,1)	232,98 (7,8)	245,74 (7,1)
t-Test	p- Wert < 0,01		p- Wert < 0,01		p-Wert < 0,01		p-Wert > 0,05	

Tab. 3: Be- und Entlastungsplateauspannungen des Molaren-(M) und Prämolarenbereichs (PM) im Vergleich bei 37 °C.

Bei den Drähten von Dentalline ist die Plateauspannung überraschenderweise in beiden Phasen im Prämolarenbereich signifikant größer als im Molarenbereich. Bei den Drähten von Forestadent lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich feststellen. Die Mittelwerte der gemessenen Spannungen liegen dicht beieinander und der p-Wert des t-Tests liegt oberhalb des Signifikanzniveaus.

	M AO	PM AO	M Dent	PM Dent	M GAC	PM GAC	M Fore	PM Fore
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Belastungsphase (MPa)	308,1 (14,1)	272,0 (8,3)	385,0 (2,8)	399,0 (7)	279,4 (6,9)	245,1 (5,69)	380,3 (9,4)	366,7 (8,2)
t-Test	p- Wert < 0,01		p- Wert < 0,01		p-Wert < 0,01		p- Wert < 0,01	
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Entlastungsphase (MPa)	--	--	155,0 (3)	174,0 (7,8)	--	--	27,9 (13,8)	--
t-Test	--		p- Wert < 0,01		--		--	

Tab. 4: Be- und Entlastungsplateauspannungen des Molaren-(M) und Prämolarenbereichs (PM) im Vergleich bei 22 °C.

Tabelle 4 zeigt jeweils die beiden Mittelwerte der bestimmten Schnittpunkte aus den zehn Drähten bei 22 °C. Standardabweichungen sind erneut in Klammern angegeben. Bei 22 °C

zeigen sich bei den Drähten von American Orthodontics und Dentsplay GAC pseudoelastische Verformungen, sodass keine Plateauspannung für die Entlastungsphase bestimmt werden konnte. Bei den Drähten von Dentalline lassen sich Plateauspannungen für das Entlastungsplateau messen. Bei den Drähten von Forestadent lassen sich Plateauspannungen nur für den Molarenbereich während der Entlastungsphase bestimmen. Auch hier wird zum Vergleich der beiden Segmente ein zweiseitiger Zweistichproben-T-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau beträgt weiterhin 1 %.

Die Ergebnisse aus der Versuchsreihe bei 22°C bestätigen die vorangegangenen Ergebnisse aus der Versuchsreihe bei 37°C. Bei den Drähten der Hersteller American Orthodontics, Dentalline und Dentsplay GAC lassen sich weiterhin Unterschiede zwischen den Bereichen nachweisen. Allerdings zeigt sich nun ebenfalls ein signifikanter Unterschied während der Belastungsphase für die Drähte von Forestadent. Die Kraft, die vom Draht ausgeht, ist im Molarenbereich signifikant höher als diejenige die vom Prämolarenbereich ausgeht.

Die zehn Testdrähte der jeweiligen Hersteller wurden jeweils in zwei Zyklen untersucht. Somit lassen sich Rückschlüsse auf mögliche Änderungen in den Mittelwerten der Plateauspannungen der beiden Zyklen ermitteln. Unterschiede in den Mittelwerten sind ein mögliches Indiz für dauerhafte Verformungen nach dem ersten Zyklus, die sich auf die Plateauspannung des zweiten Zyklus auswirken. Die unten stehenden Tabellen 5 und 6 vergleichen innerhalb eines Drahtsegmentes den ersten mit dem zweiten Zyklus bei 37°C. Tabelle 5 stellt die Ergebnisse für die Hersteller American Orthodontics und Dentsplay GAC dar, während die Ergebnisse für die Hersteller Forestadent und Dentalline in Tabelle 6 abgebildet sind.

Es zeigt sich, dass bei beiden Herstellern American Orthodontics und Dentsplay GAC kein signifikanter Unterschied zwischen dem ersten und dem zweiten Zyklus besteht, weder beim Molarenbereich noch beim Prämolarenbereich. Demzufolge zeigen sich keine bleibenden Verformungen nach dem ersten Zyklus und die ausgehende Kraft bleibt unverändert.

Bei den beiden Herstellern Dentalline und Forestadent zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den beiden Zyklen. Bei den Drähten des Herstellers Dentalline zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Zyklen sowohl für die Be- als auch für die Entlastungsphase und sowohl für den Molaren- als auch für den Prämolarenbereich. Die ausgehende Kraft ist jeweils im ersten Zyklus höher. Die Drähte des Herstellers Forestadent bleiben in der Entlastungsphase stabil, es findet sich kein signifikanter Unterschied in der

ausgehenden Kraft zwischen den Zyklen. Die Plateauspannung in der Belastungsphase im zweiten Zyklus fällt signifikant geringer aus.

	M 1. Z AO	M 2. Z AO	PM 1. Z AO	PM 2. Z AO	M 1. Z GAC	M 2. Z GAC	PM 1. Z GAC	PM 2. Z GAC
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Belastungsphase (MPa)	462,6 (11,9)	453,6 (10,8)	417,7 (10)	409,9 (10)	401,3 (10,5)	392,0 (11,7)	366,2 (4,2)	358,7 (5,5)
t-Test	p- Wert >0,01		p-Wert > 0,01		p-Wert > 0,01		p-Wert > 0,01	
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Entlastungsphase (MPa)	179,5 (12,2)	171,4 (11,7)	129,8 (9)	121,3 (7,8)	130,0 (9,7)	126,5 (7,8)	87,3 (5,7)	82,5 (6)
t-Test	p- Wert > 0,01		p-Wert >0,01		p- Wert > 0,01		p-Wert > 0,01	

Tab. 5: Vergleich zwischen ersten und zweiten Zyklus innerhalb eines Drahtsegmentes für die Hersteller American Orthodontics (AO) und Dentsplay GAC (GAC) bei 37 °C

	M 1. Z Dent	M 2. Z Dent	PM 1. Z Dent	PM 2. Z Dent	M 1. Z Fore	M 2. Z Fore	PM 1. Z Fore	PM 2. Z Fore
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Belastungsphase (MPa)	526,2 (5,4)	516,3 (5)	539,7 (7,5)	529,6 (7)	494,6 (9,4)	480,7 (7,4)	492,6 (6,8)	481,0 (7,7)
t-Test	p- Wert <0,01		p-Wert < 0,01		p-Wert < 0,01		p-Wert < 0,01	
Mittelwert (Standardabw.) Plateauspannung Entlastungsphase (MPa)	301,6 (3,2)	291,3 (4,2)	313,2 (6,3)	301,7 (5,6)	249,3 (8,1)	248,9 (7,8)	248,6 (6,6)	243,0 (6,7)
t-Test	p- Wert <0,01		p- Wert < 0,01		p- Wert > 0,01		p-Wert > 0,01	

Tab. 6: Vergleich zwischen ersten und zweiten Zyklus innerhalb eines Drahtsegmentes für die Hersteller Forestadent (Fore) und Dentalline (Dent) bei 37 °C

Neben dem Vergleich zu den unterschiedlichen Plateauspannungen zwischen den Segmenten bleibt die Frage nach den absolut wirkenden Kräften interessant. Die unten

stehende Tabelle 7 zeigt diese absolut gemessenen Kräfte in Newton. Die dazugehörigen Standardabweichungen sind in Klammern angegeben. Zu sehen sind neben den Belastungs- und Entlastungskräften auch die Angaben der Hersteller zu den Kräften der jeweiligen Drahtabschnitte. Die Angaben beziehen sich auf die Messungen bei 37 °C.

	Entlastung in Newton		Belastung in Newton	
	Prämolarensseg.	Molarensseg.	Prämolarensseg.	Molarensseg.
AO (Herstellerangabe)	0,94 (0,06) Mittlere Kraft	1,32 (0,09) Starke Kraft	3,11 (0,08) Mittlere Kraft	3,45 (0,09) Starke Kraft
Dent (Herstellerangabe)	2,31 (0,06) Mittlere Kraft	2,23 (0,05) Höhere Kraft	4,02 (0,07) Mittlere Kraft	3,92 (0,05) Höhere Kraft
GAC (Herstellerangabe)	0,64 (0,05) Zunehmende Kraft	0,96 (0,06) Höchste Kraft	2,73 (0,05) Zunehmende Kraft	2,98 (0,09) Höchste Kraft
Fore (Herstellerangabe)	1,85 (0,05) Medium Force	1,75 (0,06) Heavy Force	3,66 (0,07) Medium Force	3,67 (0,09) Heavy Force

Tab. 7: Mittelwerte der absolut gemessenen Kräfte in Newton (N) der Be- und Entlastungsphasen im Vergleich mit den Herstellerangaben.

Hier lassen sich erneut die Unterschiede zwischen den Prämolaren- und den Molarenbereichen erkennen. Diese spiegeln die Ergebnisse aus Tabelle 4 wider. Auffällig sind jedoch nicht nur die vorhandenen Unterschiede innerhalb eines Drahtes eines Herstellers sondern auch die Unterschiede zwischen den Herstellern. So weist Dentallinie die größten Kräfte über alle Segmente und Phasen der getesteten Hersteller auf, gefolgt von Forestadent, American Orthodontics und Dentsplay GAC. Auch unterscheiden sich die Kräfte teilweise erheblich zwischen den Herstellern. Die von den Herstellern angegebenen Angaben, was genau hohe, mittlere und niedrige Kräfte sind, werden nicht genau erläutert und unterscheiden sich zum Teil erheblich von Hersteller zu Hersteller. So sind zum Beispiel

0,9 Newton in der Entlastungsphase bei American Orthodontics eine „mittlere Kraft“, während 0,9 Newton bei Dentsplay GAC schon die „höchste Kraft“ darstellt.

3.3. Oberflächenbeschaffenheit

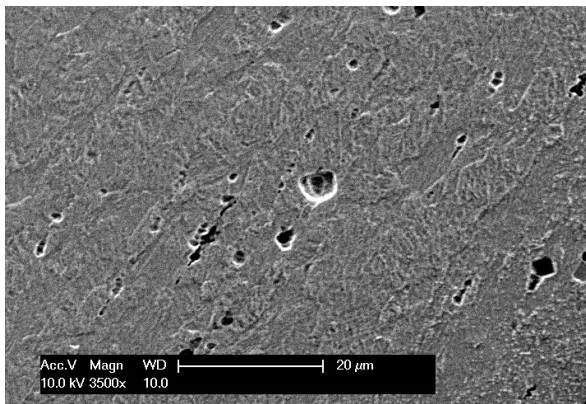
Die Oberflächenbeschaffenheit der Proben wurden mittels Rasterelektronenmikroskop untersucht. Dabei sind vor allem mögliche Bearbeitungsspuren von Wärmebehandlung, Oberflächenrauigkeiten und eventuelle sichtbare Gefügemuster von Interesse. Eventuell auftretende Unterschiede im Gefüge innerhalb eines Drahtes lassen so Rückschlüsse auf mögliche Kräfteunterschiede zu. Zunächst wurden die Drähte im Lieferzustand untersucht. Die Betrachtung im REM zeigt, dass sich die Drähte bei Auslieferung nicht unterscheiden, weder innerhalb eines Drahtes von Segment zu Segment noch von Hersteller zu Hersteller. Weiterhin wies keiner der Abschnitte hierbei Besonderheiten im Sinne von tiefen Kerben, größeren Bearbeitungsrückständen oder dergleichen auf.

Um Gefügeunterschiede im Drahtverlauf zu verdeutlichen und sichtbar zu machen wurden die Drähte daher anschließend in leitender Einbettmasse (Technovit 5000, Haereus Kulzer) eingelassen, geschliffen, poliert und geätzt. Danach zeigte die REM-Analyse erneut, dass sich die Drähte nicht voneinander unterscheiden. Weder lassen sich Unterschiede zwischen den Front-, Prämolaren- und Molarenbereichen der Drähte identifizieren, noch unterscheiden sich die Drähte der verschiedenen Hersteller voneinander.

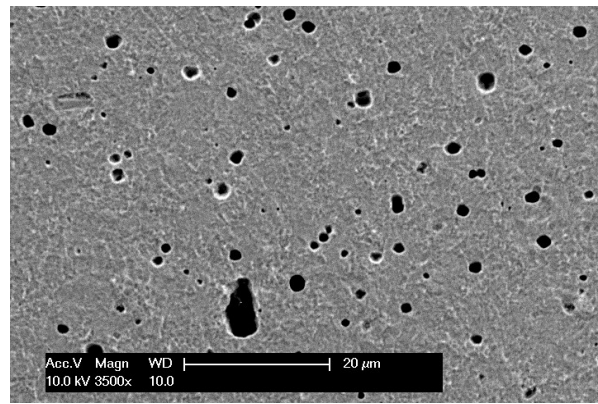
3.3.1. American Orthodontics

Bei den Drähten von American Orthodontics ändert sich das Ätzmuster zwischen den Bereichen nicht. Die REM-Bilder des bearbeiteten Drahtes des Herstellers American Orthodontics sind in Abbildung 17 abgebildet. Von dem Frontzahn-Segment und dem Molarensegment des Herstellers American Orthodontics liegen jeweils Quer- und Längsschliffe vor. Abbildung 17 (a) zeigt das Frontzahn-Segment des Drahts von American Orthodontics in einem Längsschliff, in dem der Martensitzwilling gut zu erkennen ist. Allerdings sind diese auf dem Bild des Querschliffs schlechter zu erkennen (Abbildung 17 (b)). In allen anderen Segmenten lässt sich ebenfalls der Martensitzwilling erkennen. Im

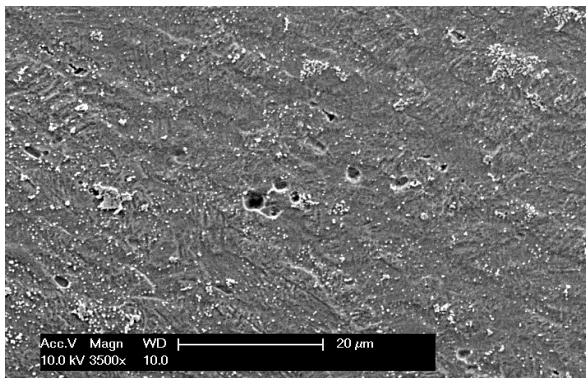
Prämolarensegment (Abbildung 17 (c)) ist der Martensitzwilling schwächer erkennbar als auf den vorherigen Bildern. Die Ätzmuster ähneln sich in allen Segmenten stark.



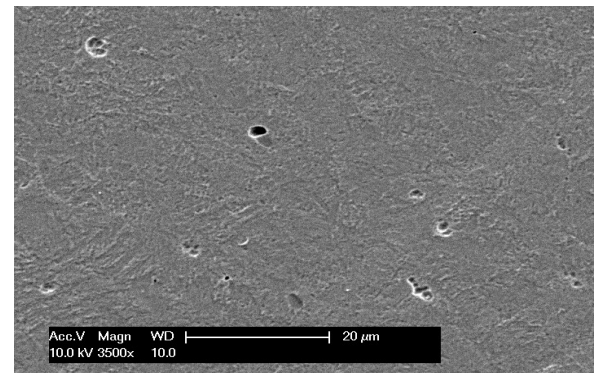
(a)



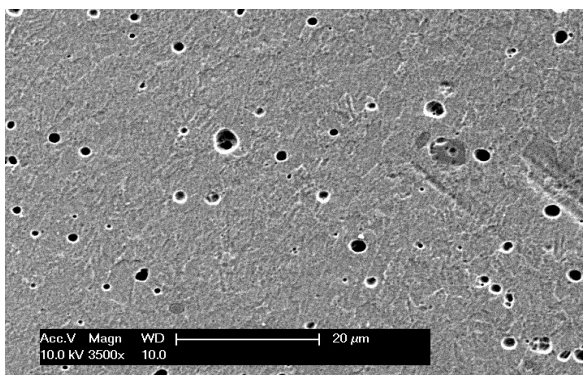
(b)



(c)



(d)

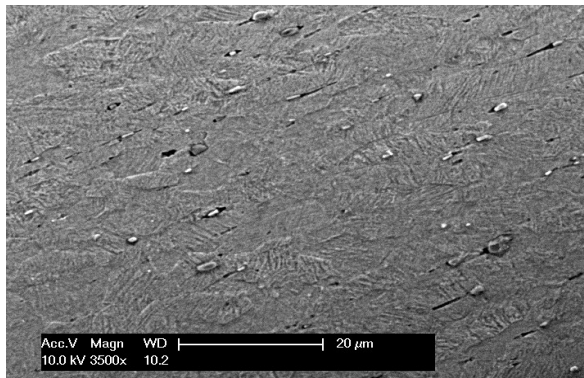


(e)

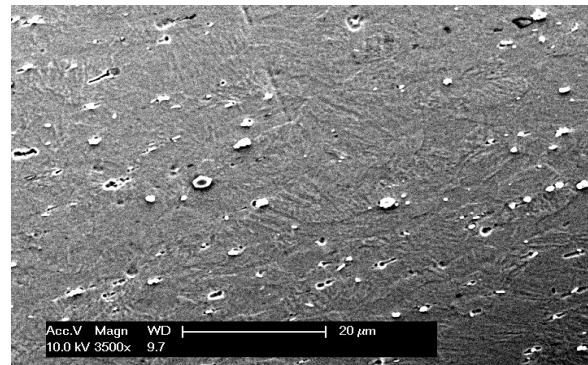
Abb. 17: REM-Bilder des Drahtes von American Orthodontics (a) Frontzahn-Segment Längsschliff; (b) Frontzahn-Segment Querschliff; (c) Prämolarensegment ; (d) Molarensegment Längsschliff ; (e) Molarensegment Querschliff;

3.3.2. Dentsplay GAC

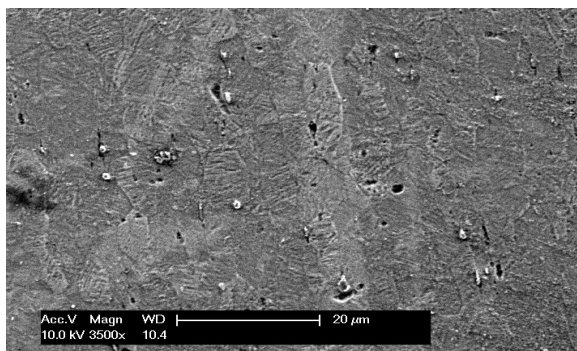
Bei den Drähten des Herstellers Dentsplay GAC ist der Martensitzwilling in den REM-Bildern bei allen Segmenten deutlich erkennbar (siehe Abbildung 18 (a,b,c)). Es ist keine Veränderung des Gefügemusters im Drahtverlauf zu beobachten.



(a)



(b)



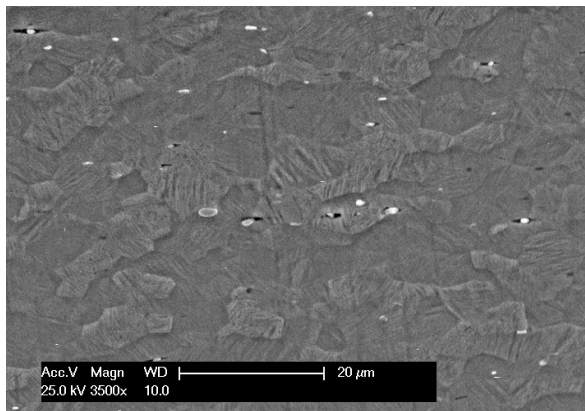
(c)

Abb. 18: REM-Bilder des Drahtes von Dentsplay GAC (a) Frontzahn-Segment ; (b) Prämolarensegment; (c) Molarensegment

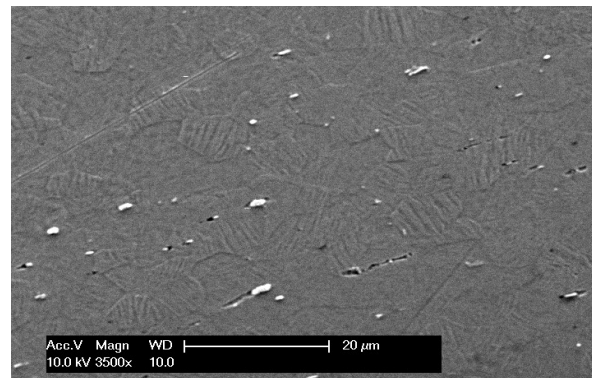
3.3.3. Forestadent

Die einzelnen Segmente des Drahtes von Forestadent unterscheiden sich kaum (siehe Abbildung 19 (a,b,c)). Das Molarensegment wurde in Läng- und Querschleiff aufgenommen. Der Martensitzwilling ist auf dem Bild des Längsschliffes zu erkennen (Abbildung 19 (a)). Auf dem Querbild ist ein Muster zu sehen, vermutlich hat hier das Aufschleifen wegen der geringen Fläche nicht funktioniert. Deshalb ist das Querbild hier nicht aufgeführt. Das nachfolgende Bild von Segment 2 in Abbildung 19 (b) wurde mit 5 kV Spannung und WD 7,5 aufgenommen. Der Martensitzwilling ist dabei gut zu erkennen. Auch auf den Bildern von

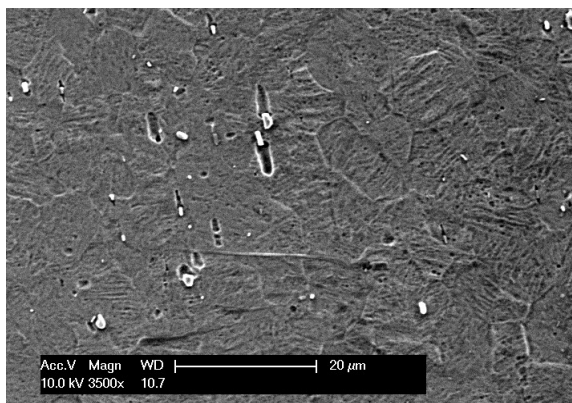
den Segmenten 3, 4, 5 und 6 ist der Martensitzwilling zu erkennen (siehe Abbildung 19 (c) bis (f)). Abbildung 19 (g) zeigt den Draht im unbehandelten Zustand.



(a)



(b)



(c)

Abb. 19: REM-Bilder des Drahtes von Forestadent (a) Frontzahnsegment; (b) Prämolarensegment; (c) Molarensegment ;

3.3.4. Dentalline

Auch die Drähte von Dentalline unterscheiden sich kaum zwischen den einzelnen Segmenten. Anhand des Ätzmusters ist nicht zu bestimmen, aus welchem Segment das jeweilige Bild kommt. Die Ätzmuster in den Drahtabschnitten der Drähte von Dentalline und Forestadent ähneln sich zudem besonders. Vom Molarensegment gibt es sowohl einen Längs- als auch einen Querschliff (siehe Abbildung 20 (a) und (b)).

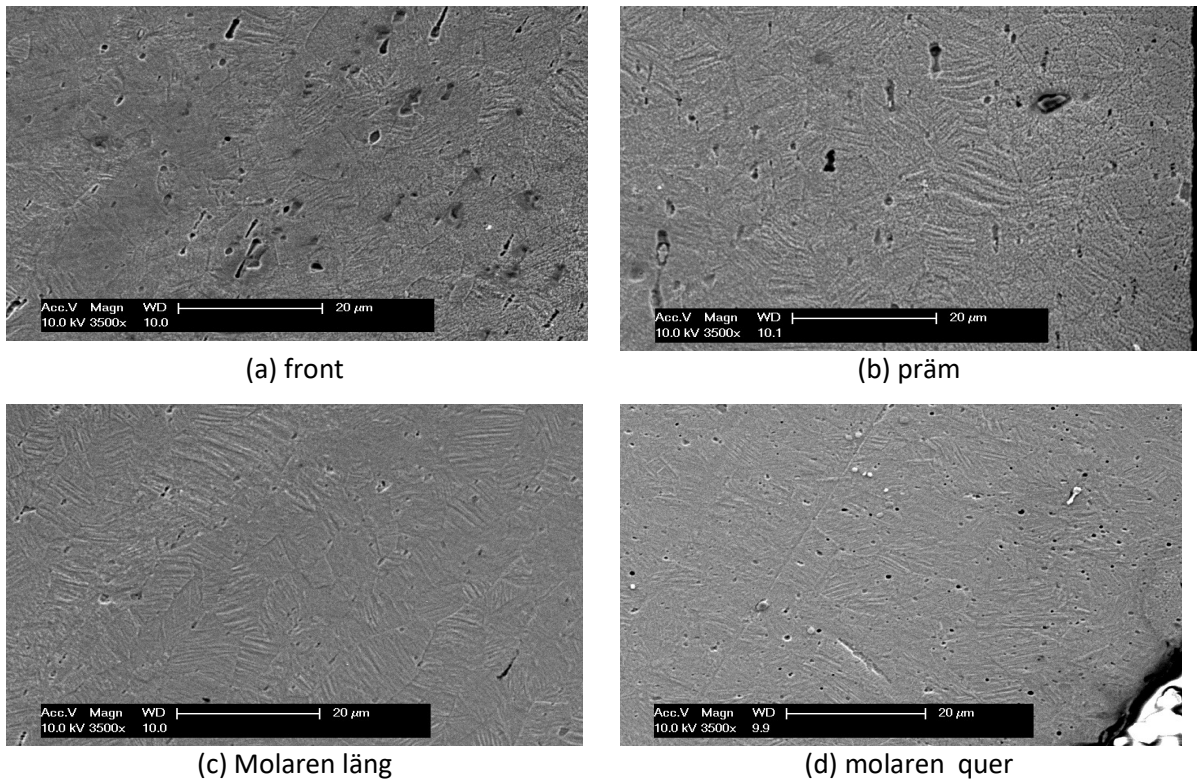


Abb. 20: REM-Bilder des Drahtes von Dentalline (a) Frontzahn-Segment; (b) Prämolarensegment 1; (c) Molarensegment Längsschliff; (d) Molarensegment Querschliff;

3.4. Chemische Zusammensetzung

Die Ergebnisse der chemischen Analyse zeigen, dass die Drähte zu 45 Gewichtsprozent aus Titan und zu 55 Gewichtsprozent aus Nickel bestehen, genau wie von den Herstellern angegeben. Weitere Legierungsbestandteile konnten nicht nachgewiesen werden. Auch ließen sich keine Veränderungen oder Unterschiede innerhalb eines Drahtes nachweisen. Die Tabelle 8 gibt die Ergebnisse wieder.

Produkt:	Segment:	Titan in Wt %	Nickel in Wt %	Titan in At %	Nicken in At %
American Orthodontics	Molaren	45,00	55,00	50,07	49,93
	Prämolaren	45,66	54,34	50,74	49,26
	Front	44,67	55,33	49,74	50,26
Dentsplay Gac	Molaren	45,25	54,75	50,32	49,68

Produkt:	Segment:	Titan in Wt %	Nickel in Wt %	Titan in At %	Nicken in At %
	Prämolaren	46,90	53,10	51,98	48,02
	Front	45,07	55,93	50,14	49,86
Forestadent	Molaren	44,60	55,40	49,67	50,33
	Prämolaren	46,45	53,55	51,53	48,47
	Front	44,63	55,37	49,69	50,31
Dentalline	Molaren	44,51	55,49	49,57	50,43
	Prämolaren	44,86	55,14	49,93	50,07
	Front	44,63	55,37	49,69	50,31

Tab. 8: Chemische Zusammensetzung der getesteten Drähte in Gewichts-(Wt) und Atomprozent (At)

4. Diskussion

Welche Methode zum Testen von kieferorthopädischen Drähten am besten geeignet ist, hängt stark davon ab, ob eher die physikalischen und biochemischen Eigenschaften der Drähte von Interesse sind oder stattdessen die Auswirkungen dieser Drähte auf die kieferorthopädische Anwendung untersucht werden sollen. Stehen insbesondere die physikalischen Eigenschaften im Vordergrund so bieten sich vor allem Zug- bzw. Biegetests mit konstanten Drahtlängen und standardisierten Messabläufen an. Somit werden unter anderem auch störenden Nebeneffekte wie beispielweise Friktion zwischen Bracket und Draht minimiert. Zugleich erhöhen sie die Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Drähten (Ødegaard et al. 1995, Segner and Ibe 1995).

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich hauptsächlich mit den physikalischen Eigenschaften von Drähten, hierbei sind vor allem mögliche Kraftabstufungen innerhalb eines Drahtes von Interesse. Daher erfolgt die Analyse unter anderem anhand eines gängigen Drei-Punkt-Biegeversuchs. Außerdem wird die Analyse durch eine Differential Scanning Calorimetry Untersuchung ergänzt, welche die unterschiedlichen Temperaturen während der Phasenumwandlungen misst. Unterschiede dieser Temperaturen innerhalb eines Bogens weisen auf unterschiedliche segmentspezifische Kräftelevels hin. Die Kombination beider

Methoden ermöglicht, vorhandene Unterschiede in den Kräfte-niveaus zwischen den einzelnen Segmenten der Bögen zu identifizieren (Ibe and Segner 1998, Lombardo et al. 2019).

Bei pseudoelastischen Drähten sind die Messwerte stark davon abhängig, ob sie in der Belastungsphase oder in der Entlastungsphase aufgenommen werden. Dies ist bedingt durch die Hysterese sowie der nicht linearen Abhängigkeit des Spannungs-Dehnung- bzw. Kraft-Weg-Diagramms. Die vorliegende Arbeit untersucht daher sowohl die Werte während der der Belastungs- als auch der Entlastungsphase (Arreghini et al. 2016).

Hierbei kann davon ausgegangen werden, dass die Ergebnisse der Entlastungsphase näher an der klinischen Anwendung sind und deshalb eine höhere Relevanz besitzen. Auch spielt die Temperatur bei der die Versuche durchgeführt werden eine wichtige Rolle (Es-Souni et al. 2001, Iijima et al. 2002, Sakima et al. 2006), da von dieser abhängt, ob die Drähte sich gerade in der martensitischen- oder austenitischen Phase befinden. So wurden alle Versuche sowohl bei 22°C als auch bei 37°C durchgeführt.

Die Ergebnisse aus dem Drei-Punkt-Biegeversuch zeigen für die Drähte von American Orthodontics unterschiedliche Kräfte-niveaus für den Prämolarenbereich und den Molarenbereich. Im Durchschnitt unterscheiden sich die Bereiche um etwa 0,4 Newton.

Da die Ergebnisse der DSC Untersuchung Unterschiede in allen drei Bereichen inklusive des Frontzahnbereichs aufweisen, kann davon ausgegangen werden, dass der Draht wie angegeben drei unterschiedliche Kraftsegmente aufweist. Dabei liegen die Kräfte bei ca. 1 Newton, in der Entlastungsphase.

Für die Drähte des Herstellers Dentsplay GAC zeigt sich ein ähnliches Bild. Auch hier konnten im Drei-Punkt-Biegeversuch signifikante Kräfteunterschiede zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich nachgewiesen werden. Die Umwandlungstemperaturen aus der DSC Untersuchung bestätigen, dass auch hier von drei unterschiedlichen Kraftsegmenten ausgegangen werden kann. Des Weiteren üben die Drähte von Dentsplay GAC die niedrigsten gemessenen Kräfte aus. In der Entlastungsphase liegen die gemessenen Kräfte unter einem Newton, was sie für eine klinische Anwendung geeignet erscheinen lässt (Ren et al. 2003).

Demgegenüber stehen die Drähte des Herstellers Forestadent. Hier konnten im Drei-Punkt-Biegeversuch keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich festgestellt werden. Die Ergebnisse der DSC Messung passen dazu. Auch

hier konnten keine Unterschiede in den Umwandlungstemperaturen zwischen dem Molaren- und dem Prämolarenbereich festgestellt werden. Lediglich die Umwandlungstemperaturen des Frontzahnbereiches unterscheiden sich leicht, sodass es hier sein könnte, dass es eine Abstufung des Kräfteniveaus zum Frontzahnbereich gibt. Zudem sind die gemessenen Kräfte des Prämolaren- und Molarenbereiches deutlich höher als die der Drähte von Dentsply GAC und American Orthodontics. Die Kräfte liegen bei 1,7 Newton bzw. 1,8 Newton in der Entlastungsphase.

Die Drähte von Dentalline weisen überraschenderweise signifikant größere Kräfteniveaus im Prämolaren- als im Molarenbereich auf. Die absolut gemessenen Kräfte liegen bei über 2 Newton. Dieses Ergebnis weicht von den Angaben des Herstellers ab und liegt deutlich über den Messwerten der anderen Hersteller. Eine umfangreichere Untersuchung mit einer größeren Probenanzahl ist daher ratsam.

Insgesamt ist anzumerken, dass die gemessenen Kräfte für alle Drähte von den in der Literatur für Zahnbewegung empfohlenen Werten abweichen. Dabei sollte allerdings berücksichtigt werden, dass die in dieser Untersuchung gemessenen Werte nicht eins zu eins auf die klinische Situation übertragen werden können. Beispielsweise müssen Faktoren wie die Friktion zwischen Bracket und Bogen noch berücksichtigt werden (Gatto et al. 2013).

Für orthodontische Zahnbewegungen in vertikaler Richtung werden in der Literatur Kräfte in der Größe von 0,1-0,5 Newton angegeben, für translatorische Bewegungen Kräfte von 0,2-1,2 Newton (Fück and Drescher 2006, Proffit et al. 2014, Asiry 2018). Dabei sollte erwähnt werden, dass Kräfte mit einer Größe von 0,5 Newton zu Hyalinisierung und Wurzelresorption führen können (Mirabella and Artun 1995, Kuroi and Owman-Moll 1998).

Verschiedene Autoren empfehlen unterschiedliche Kräfte zur Bewegung verschiedener Zahngattungen, da eine Korrelation zwischen Wurzeloberfläche und idealer Kraft zu bestehen scheint (Bench et al. 1978, Burstone et al. 1985). Dabei empfehlen sich beispielsweise Kräfte von 0,7 Newton für kippende Bewegungen von Prämolaren und Inzisiven (Proffit et al. 2014).

Die Größe der wirksamen Kraftsysteme ist jedoch nur ein Parameter, um mögliche Schädigungen des Zahnhalteapparates während der orthodontischen Therapie zu erklären. So konnte gezeigt werden, dass translatorische Bewegungen eine gleichmäßigere Spannungsverteilung im Alveolarfach erzeugen als kippende (Jeon et al. 1999).

Insgesamt zeigen einige Studien, dass eine deutliche Anzahl von Patienten 24 Stunden nach dem Einsetzen einer Multiband-Apparatur unter Schmerzen litten. Der Zusammenhang zwischen der Anwendung ungeeigneter Kräfte und Momente scheint naheliegend (Jones and Richmond 1985, Bergius et al. 2000, Doll et al. 2000, Patrikis 2017). So kann diese Arbeit dabei helfen, den passenden Bogen mit der gewünschten Kraft auszuwählen.

Da aber vor allem die Zähne des Frontzahnbereiches von der Gefahr der Wurzelresorption betroffen zu sein scheinen, scheint hier die Anwendung superelastischer Drähte mit einem niedrigen Kraftniveau angezeigt. Die Anwendung von kieferorthopädischen Bögen mit unterschiedlichen Kräftebenen dürfte also klinische Relevanz besitzen.

Ein weiterer Punkt bei der Beurteilung unterschiedlicher Kräftebenen ist die Dimension des Drahtes, da diese hauptsächlich für die endgültige Kraft relevant ist. In dieser Arbeit weisen alle Drähte dieselbe Dimension auf um die Vergleichbarkeit sicherzustellen. In der kieferorthopädischen Praxis aber, bietet die Dimension die Möglichkeit die absolut wirkenden Kräfte zu steuern. Hier erscheinen weiterführende Untersuchungen sinnvoll, die eine Beurteilung wie sehr sich die Kräfte mit zu oder abnehmenden Dimensionen verändern.

4.1. Kritische Anmerkungen zu dieser Studie

Wie viele In-Vitro-Studien bietet auch diese Untersuchung den Nachteil einer eingeschränkten klinischen Relevanz. Da aber das Hauptziel dieser Arbeit die Untersuchung der physikalischen Eigenschaften ausgewählter kieferorthopädischer Nickel-Titan-Bögen ist, kann das Fehlen von Störfaktoren, wie Friktion zwischen Bracket und Bogen oder auch Temperaturschwankungen im Mund durch den Genuss heißer oder kalter Getränke, als Vorteil betrachtet werden. Da es hauptsächlich darum ging herauszufinden inwieweit, unterschiedliche Kräftebenen innerhalb der Drähte zu finden sind.

Für eine genauere Beurteilung der Ergebnisse des Drei-Punkt-Biegeversuches wurden die Messungen sowohl bei 22°C als auch bei 37°C vorgenommen. Für die DSC kann angemerkt werden, dass nur drei Durchgänge gefahren wurden um die Umwandlungstemperaturen zu ermitteln. Das verringert die Aussagekraft. Allerdings sind die Ergebnisse im Zusammenhang mit den Ergebnissen des Drei-Punkt-Biegeversuches zu interpretieren. Hier sollten sie ergänzend die Erklärung für die gemessenen Ergebnisse aus dem Drei-Punkt-Biegeversuch liefern.

Problematischer war, dass die Anfangs- und Endtemperatur der Messungen bei 22°C lag und dort auch die Austenitstarttemperatur liegt, sodass es zu Ungenauigkeiten bei der Bestimmung dieser gekommen ist. Die Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop bilden eine weitere gute Ergänzung der Untersuchungsergebnisse. Zwar konnten keine Unterschiede der einzelnen Drahtabschnitte sichtbar gemacht werden, aber die Qualität der Oberfläche, ein Faktor der für Biokompatibilität und Reibungsverhalten im Bracket entscheidend ist, kann beurteilt werden (Es-Souni et al. 2005).

4.2. Schlussfolgerung

Kieferorthopädische, superelastische Nickel-Titan-Bögen mit drei diskreten Kraftabstufungssegmenten scheinen prinzipiell gerechtfertigt und umsetzbar. Sie bieten die Möglichkeit, genauer auf unterschiedlichen Zähne und die zu ihrer Bewegung nötigen Kräfte einzugehen. Die Kraftabstufung minimiert das Risiko von Wurzelresorptionen und Schmerzen in der kieferorthopädischen Behandlung. Allerdings zeigt sich, dass die Angaben der Hersteller welche Kräfte genau von welchen Drähten und Drahtabschnitten ausgehen, ungenau sind. So sind die Angaben zum Beispiel in Produktkatalogen nur sehr grob umschrieben. Noch komplizierter wird es, wenn man unterschiedliche Produkte unterschiedlicher Hersteller vergleichen möchte. Die vorliegende Arbeit zeigt unter anderem, dass die Vorstellungen der Hersteller was „niedrige“, „mittlere“ und „große“ Kräfte sind, sich stark von Hersteller zu Hersteller unterscheidet. Dies macht die Handhabung in der kieferorthopädischen Praxis schwierig bis unmöglich. Untersuchungen wie diese leisten somit einen wichtigen Beitrag die Angaben der Hersteller zu ergänzen und zu überprüfen.

5. Zusammenfassung

Seit längerem sind Bogenmaterialien in der Kieferorthopädie erhältlich, die Segmente unterschiedlicher Kräftebenen innerhalb eines Bogens aufzuweisen. So soll besser auf die unterschiedlichen Zähne im Zahnbogen und die zu ihrer Bewegung nötigen Kräfte eingegangen werden, was unerwünschte Nebenwirkungen wie beispielsweise Schmerzen und Wurzelresorptionen minimieren soll. Ziel dieser Arbeit ist es, solche

kieferorthopädischen Bogenmaterialien zu untersuchen und festzustellen, ob und in welchem Ausmaß unterschiedliche Kräftelevels in einem Bogen vorhanden sind. Dazu werden die Drähte der Firmen Forestadent, Dentalline, Dentsply GAC und American Orthodontics getestet.

Kern der Arbeit ist ein Drei-Punkt-Biegeversuch und eine Differential Scanning Calorimetry. Im Drei-Punkt-Biegeversuch wurden die Kräfte aus dem Prämolaren- und dem Molarenbereich erfasst und als Funktion der Durchbiegung aufgezeichnet. Der Frontzahnbereich konnte aufgrund der gebogenen Form nicht in diesem Verfahren berücksichtigt werden. Getestet wurden dazu 10 Drähte jedes Herstellers in jeweils zwei aufeinander folgenden Zyklen. Es wurden Versuche sowohl bei 22°C als auch bei 37°C durchgeführt. Dabei betrug die maximale Durchbiegung 3,5mm. Die DSC-Messungen aller Segmente wurden im Bereich von -80 bis 50°C durchgeführt und geben Aufschluss über die jeweiligen Umwandlungsphasen und Umwandlungstemperaturen.

Abschließend wurde die Topographie und chemische Zusammensetzung der Drähte mittels Rasterelektronenmikroskop/EDX-Analyse untersucht. Zwar konnten keine Unterschiede in der Atomgitterstruktur sichtbar gemacht werden, aber die Qualität der Oberfläche, welche entscheidend für die Biokompatibilität und das Reibungsverhalten ist, kann als zufriedenstellend eingestuft werden.

Sowohl die DSC-Messung als auch der Drei-Punkt-Biegeversuch deuten darauf hin, dass die Drähte von American Orthodontics und Dentsply GAC tatsächlich drei Bereiche mit unterschiedlichen Kräftelevels besitzen. Auch liegen die von den Drähten ausgehenden Kräfte, bei diesen beiden Herstellern, in einem als therapeutisch sinnvoll einzustufenden Bereich. Für die Drähte von Forestadent und Dentalline konnten in den Versuchen keine Unterschiede im Kräftelevel zwischen dem Molaren- und Prämolarenbereich festgestellt werden. Zum Frontzahnabschnitt hingegen könnte es einen Unterschied geben, wie aus der DSC-Messung zu schließen ist.

Insgesamt scheinen kieferorthopädische Bögen mit drei diskreten Kraftabstufungssegmenten prinzipiell gerechtfertigt und umsetzbar. Allerdings wären genauere Angaben von Seiten der Hersteller, zum Beispiel wie hoch die Kräfte der Drähte genau sind, wünschenswert, um eine gezieltere Handhabung in der Praxis zu ermöglichen.

6. Literaturverzeichnis

Andreasen, G. F. and Brady, P. R. (1972). "A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics." *Angle Orthod* 42(2): 172-177.

Andrews, L. F. (1972). "The six keys to normal occlusion." *Am J Orthod* 62(3): 296-309.

Arreghini, A., Lombardo, L., Mollica, F. and Siciliani, G. (2016). "Load deflection characteristics of square and rectangular archwires." *Int Orthod* 14(1): 1-14.

Asiry, M. A. (2018). "Biological aspects of orthodontic tooth movement: A review of literature." *Saudi J Biol Sci* 25(6): 1027-1032.

Bantleon, E. and Riccabona, M. (2010). Eine Standortbestimmung der derzeitigen materialtechnischen Eigenschaften kieferorthopädischer Nickel-Titan-Legierungen und deren oralen Umsetzung, Medical University of Graz.

Bartzela, T. N., Senn, C. and Wichelhaus, A. (2007). "Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires." *Angle Orthod* 77(6): 991-998.

Bench, R. W., Gugino, C. F. and Hilgers, J. J. (1978). "Bioprogressive therapy. Part 12." *J Clin Orthod* 12(8): 569-586.

Bergius, M., Kiliaridis, S. and Berggren, U. (2000). "Schmerz in der Kieferorthopädie." *Fortschr Kieferorthop* 61: 125-137.

Burstone, C. J., Qin, B. and Morton, J. Y. (1985). "Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy." *Am J Orthod* 87(6): 445-452.

DIN (1994). DIN 51007:1994-06, Thermische Analyse (TA); Differenzthermoanalyse (DTA); Grundlagen. Berlin, Beuth Verlag GmbH.

DIN (2016). DIN ISO 7438:2016, Metallische Werkstoffe – Biegeversuch; Grundlage. Berlin, Beuth Verlag GmbH.

Doll, G., Zentner, A., Klages, U. and Serogl, H. (2000). "Zusammenhänge zwischen Patientenbeschwerden, Geräteakzeptanz und Mitarbeit in der kieferorthopädischen Therapie." *Fortschr Kieferorthop* 61: 398-413.

Drescher, D. (1991). "Pseudoelastische NiTi-Legierungen in der Kieferorthopädie." Habilitationsschr. Bonn.

Es-Souni, M., Es-Souni, M. and Fischer-Brandies, H. (2005). "Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloys used for medical applications." *Anal. Bioanal. Chem.* 381(3): 557-567.

- Es-Souni, M., Fischer-Brandies, H., Kock, N., Bock, O. and Raetzke, K. (2001). "Chemische Zusammensetzung, Umwandlungsverhalten und mechanische Biegeeigenschaften ausgewählter kieferorthopädischer NiTi-Drahtbögen." *Inf Orthod Kieferorthop* 33(01): 87-106.
- Fernandes, L. M., Ogaard, B. and Skoglund, L. (1998). "Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a superelastic NiTi aligning archwire. A randomized clinical trial." *J Orofac Orthop* 59(6): 331-339.
- Fuck, L.-M. and Drescher, D. (2006). "Force Systems in the Initial Phase of Orthodontic Treatment—a Comparison of Different Leveling Archwires." *J Orofac Orthop* 67(1): 6-18.
- Gatto, E., Matarese, G., Di Bella, G., Nucera, R., Borsellino, C. and Cordasco, G. (2013). "Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires." *Eur J Orthod* 35(1): 115-123.
- Ibe, D. M. and Segner, D. (1998). "Superelastic materials displaying different force levels within one archwire." *J Orofac Orthop* 59(1): 29-38.
- Iijima, M., Ohno, H., Kawashima, I., Endo, K. and Mizoguchi, I. (2002). "Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures." *Dent Mater* 18(1): 88-93.
- Insabralde, N. M., Poletti, T., Conti, A. C., Oltramari-Navarro, P. V., Lopes, M. B., Flores-Mir, C. and de Almeida, M. R. (2014). "Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study." *Prog Orthod* 15(1): 42.
- Jeon, P. D., Turley, P. K., Moon, H. B. and Ting, K. (1999). "Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model." *Am J Orthod* 115(3): 267-274.
- Jepsen, A. (1963). "Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area." *Acta Odontol. Scand* 21(1): 35-46.
- Jones, M. L. and Richmond, S. (1985). "Initial tooth movement: force application and pain—a relationship?" *Am J Orthod* 88(2): 111-116.
- Kahl-Nieke, B. (2010). *Einführung in die Kieferorthopädie: Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie*, Deutscher Ärzteverlag.
- Kock, N. (2002). *Umwandlungsverhalten, chemische Zusammensetzung, Oberflächenbeschaffenheit und mechanische Biegeeigenschaften 27 ausgewählter kieferorthopädischer NiTi-Bogenmaterialien der Dimension 0,016" x 0,022"*, Medizinische-Universität Kiel.
- Kurol, J. and Owman-Moll, P. (1998). "Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents." *Angle Orthod* 68(2): 161-165.

- Kusy, R. P. (1997). "A review of contemporary archwires: their properties and characteristics." *Angle Orthod* 67(3): 197-207.
- Li, L., Aernoudt, E., Wollants, P., Van Humbeeck, J. and Delaey, L. (1990). "Simulation of transformation hysteresis." *Z. Metallk* 81(9): 613-622.
- Lombardo, L., Ceci, M., Mollica, F., Mazzanti, V., Palone, M. and Siciliani, G. (2019). "Mechanical properties of multi-force vs. conventional NiTi archwires." *J Orofac Orthop* 80(2): 57-67.
- Lombardo, L., Toni, G., Stefanoni, F., Mollica, F., Guarneri, M. P. and Siciliani, G. (2013). "The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires." *Angle Orthod* 83(2): 298-305.
- Macherauch, E. and Zoch, H.-W. (1992). *Praktikum in Werstoffkunde*. 11. Wiesbaden, Vieweg Verlag.
- Mirabella, A. D. and Artun, J. (1995). "Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients." *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108(1): 48-55.
- Ødegaard, J., Meling, T., Holthe, K., Meling, E. and Segner, D. (1995). "An evaluation of the formulas for bending with respect to their use in estimating force levels in orthodontic appliances." *Kieferorthop Mitt*. 9: 73-88.
- Patrikis, T. (2017). *Korrelation biomechanischer Untersuchungen mit histologischen Ergebnissen zur kieferorthopädischen Zahnbewegung im Rattenmodell*, Medizinische-Universität Bonn.
- Proffit, W. R., Fields, H. W. and Sarver, D. M. (2014). *Contemporary orthodontics*, Elsevier Health Sciences.
- Rahn, B. A. and Schweiz, I. J. (1980). "Knochenumbaumechanismen und Kraftapplikation." *J Orofac Orthop* 41(3): 186-195.
- Ren, Y., Maltha, J. C. and Kuijpers-Jagtman, A. M. (2003). "Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review." *Angle Orthod* 73(1): 86-92.
- Sakima, M. T., Dalstra, M. and Melsen, B. (2006). "How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires?" *Eur J Orthod* 28(3): 282-291.
- Samandara, A., Papageorgiou, S. N., Ioannidou-Marathiotou, I., Kavvadia-Tsatala, S. and Papadopoulos, M. A. (2018). "Evaluation of orthodontically induced external root resorption following orthodontic treatment using cone beam computed tomography (CBCT): a systematic review and meta-analysis." *Eur J Orthod*.
- Sander, F., Schwenzler, N. and Ehrenfeld, M. (2011). *Zahn-Mund-und Kieferheilkunde. Kieferorthopädie.* ; Thieme Verlag: 258.

Santoro, M. and Beshers, D. N. (2000). "Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range." Am J Orthod 118(6): 685-692.

Santoro, M., Nicolay, O. F. and Cangialosi, T. J. (2001). "Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces." Am J Orthod 119(6): 594-603.

Schwarz, A. (1961). Lehrgang der Gebissregelung, Urban & Schwarzenberg.

Segner, D. and Ibe, D. (1995). "Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment." Eur J Orthod 17(5): 395-402.

VDI-Gesellschaft (2017). Produktentwicklung mit Formgedächtnislegierungen (FGL) - Grundlagen und Anwendungsbeispiele. VDI 2248 Blatt 1. Düsseldorf, VDI Product und Prozessgestaltung.

Winkel, T. (2000). Vergleich superelastischer kieferorthopädischer Nivellierungsbögen in Relation zur Bracketbreite, Medizinische-Universität Kiel.

7. Danksagung

Die vorliegende Arbeit wäre ohne tatkräftige Unterstützung einiger Menschen nicht zu realisieren gewesen, bei denen ich mich ganz herzlich bedanken möchte.

Ein besonders großer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. H. Fischer-Brandies und Frau Dr. Martha Es-Souni für die Möglichkeit, diese Studie durchzuführen sowie für die intensive Betreuung.

Des Weiteren danke ich Prof. Dr. Mohammed Es-Souni von der Fachhochschule Kiel für die unkomplizierte Bereitstellung der Prüfmaschinen und die Hilfe bei der Interpretation der Daten.

Außerdem danke ich Dr. Felix Gelhaar dafür, dass er diese Arbeit Korrektur gelesen hat.

8. Publikation

Stefan Schwarz, Martha Es-Souni, Helge Fischer-Brandies

„Mechanische Eigenschaften und Transformationsverhalten von kieferorthopädischen Multiforce-Ni-Ti-Bögen“

Poster auf der 91. Wissenschaftlichen Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie; Bremen, 10.-13.10.2018