

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie

Klinik der Universität München

Vorstand: Frau Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

**Experimenteller Vergleich des Materialverhaltens kommerzieller Nickel-Titan-  
Drähte mit „Gummetal“**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Daniel Martin

aus

München

Jahr

2023

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatterin: Frau Prof. Dr. med. dent. Andrea Wichelhaus

Mitberichtersteller: Prof. Dr. Sven Otto

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:

Herr Dr.-Ing. Matthias Mertmann

Herr Dipl.-Ing. Thomas Stocker

Herr Dr. rer. nat. Sebastian Stapfner

Dekan: Prof. Dr. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung 06.02.2023

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>1</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>3</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>7</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>10</b>
<b>Werkstoffkundliche Begriffe – Definitionen</b> .....	<b>14</b>
<b>1. Einleitung</b> .....	<b>21</b>
1.1 Edelstahl.....	23
1.2 Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen .....	26
1.3 Titan-Molybdän-Legierungen (TMA).....	28
1.4 Nickel-Titan-Legierungen.....	28
1.5 Ni-Ti Drahtgenerationen .....	33
1.6 Gummetal-Drähte .....	35
1.6.1. Materialzusammensetzung.....	36
1.6.2 Materialverhalten.....	37
1.6.3 Einsatzgebiete von Gummetal.....	42
1.6.4 Möglicher Einsatz in der Kieferorthopädie .....	43
<b>2. Zielsetzung</b> .....	<b>44</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>45</b>
3.1 Versuchsaufbau.....	45
3.2 Proben für den 3-Punkt-Biegeversuch.....	48
3.3 Datenanalyse & Statistik.....	52
3.3.1 Berechnung der effektiven Drahtabmessungen.....	52
3.3.2 Deskriptive Statistik.....	54
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>55</b>
4.1 3-Punkt-Biegeversuch .....	55
4.1.1 Messung der Rückstellkräfte bei Runddrähten .....	55
4.1.2 Rückstellkräfte der quadratischen 0.016“ x 0.016“ Drähte .....	59

4.1.3 Rückstellkräfte der Rechteckdrähte.....	60
4.2 Vergleich von Gummetal mit NiTi: Kraft-Weg-Diagramme.....	66
4.3 Ergebnisse der Geometriemessungen und Berechnung des Flächenträgheitsmoments .....	68
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>70</b>
5.1 Diskussion des Versuchsaufbaus.....	70
5.1.1 Probenauswahl .....	73
5.1.2 Probenabmessung .....	73
5.1.3 Durchgeführter 3-Punkt-Biegeversuch .....	73
5.2 Diskussion der Versuchsergebnisse.....	74
5.2.1 Diskussion der klinisch relevanten Ergebnisse.....	74
5.2.2 Diskussion der materialspezifischen Ergebnisse (Gummetal) .....	78
5.2.3 Bestimmung des E-Modul für Gummetal.....	81
5.2.4 Plastische Verformung bei Gummetal .....	82
5.3 Geometrische Vermessung der Drähte .....	84
5.4 Einteilung der Drähte nach Generationen.....	86
<b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>88</b>
<b>7. Ausblick.....</b>	<b>89</b>
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>90</b>
<b>Tabellenanhang .....</b>	<b>95</b>
<b>Danksagung.....</b>	<b>102</b>
<b>Eidesstattliche Versicherung .....</b>	<b>103</b>
<b>Lebenslauf.....</b>	<b>104</b>

## Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: QUERSCHNITTSPROFIL ZUR BERECHNUNG DES FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENTS.....	15
ABBILDUNG 2: SCHEMATISCHE SPANNUNGS-DEHNUNGS-KURVE VON METALL MODIFIZIERT NACH SERNETZ (SERNETZ 1999) .....	20
ABBILDUNG 3: OBEN: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER SPANNUNGSINDUZIERTEN MARTENSITISCHEN UMWANDLUNG ANHAND DER BETEILIGTEN KRISTALLSTRUKTUREN. A: LEGIERUNG LIEGT VOLLSTÄNDIG IN DER AUSTENIT-PHASE VOR. B: SPANNUNGSINDUZIERTE UMWANDLUNG VOM AUSTENIT IN MARTENSIT BEI ANLEGEN EINER ÄUßEREN SPANNUNG. C: LEGIERUNG LIEGT VOLLSTÄNDIG IN DER MARTENSITPHASE VOR. C/D/A: ENTGEGENGESETZTE RÜCKUMWANDLUNG DER KRISTALLSTRUKTUR BEI WEGNAHME DER ÄUßEREN SPANNUNG (PETZOLDT 2006). UNTEN: SPANNUNGS-DEHNUNGSVERHALTEN EINER SUPERELASTISCHEN NITI-LEGIERUNG BEI AUFTRETEN DER SPANNUNGSINDUZIERTEN PHASENUMWANDLUNG VOM AUSTENIT IN DEN MARTENSIT (OBERES PLATEAU, BEREICH 2) BZW. BEIM ENTLASTEN RÜCKUMWANDLUNG DES THERMODYNAMISCH NICHT STABILEN MARTENSITS IN DEN AUSTENIT (BEREICH 4). DAS UNTERE PLATEAU IST FÜR DIE KIEFERORTHOPÄDIE KLINISCH RELEVANT. ....	29
ABBILDUNG 4: KRAFT-WEG-DIAGRAMM EINER SUPERELASTISCHEN NITI-FEDER FÜR DIE KFO, DIE IN UNTERSCHIEDLICHER WEISE VORGEDEHNT („AKTIVIERT“) WURDE. DIE BLAUE KURVE ZEIGT DIE VOLLSTÄNDIGE AKTIVIERUNG BIS ETWA 24 MM, WÄHREND DIE ROTE KURVE DIE UNVOLLSTÄNDIGE AKTIVIERUNG BIS ETWA 10 MM VERANSCHAULICHT. MAN ERKENNT DIE DEUTLICH UNTERSCHIEDLICHE LAGE DES ENTLASTUNGSPLATEAUS, UNTERSCHIEDLICHE AKTIVIERUNGEN FÜHREN ZU EINER STARK ABWEICHENDEN KRAFT WÄHREND DER BEHANDLUNG EINES PATIENTEN. ....	31
ABBILDUNG 5: SCHEMATISCHE SPANNUNGS-DEHNUNGS-DIAGRAMME VON KIEFERORTHOPÄDISCHEN NITI-DRÄHTEN, KLASSIFIZIERT NACH GENERATIONEN: .....	35
ABBILDUNG 6: VERÄNDERUNG DES SPANNUNGS-DEHNUNGS-DIAGRAMMS VON "GUMMETAL" BEI RAUMTEMPERATUR, VOR UND NACH KALTUMFORMUNG MIT 90% UMFORMGRAD (KURAMOTO ET AL. 2006); AS SOLUTION TREATED= LÖSUNGSGEGLÜHT; COLD WORKED= KALTVERFORMT .....	38
ABBILDUNG 7: VERGLEICH DER MIKROSTRUKTUR VON EINER TI-23NB-0,7TA-2ZR-1,20(WT%): LEGIERUNG (A) LÖSUNGSGEGLÜHT BEI 1273 K;(B) KALTUMGEFORMT MIT UMFORMGRAD VON 90 % UND MARMORARTIG-FILAMENTÄRE STRUKTUR (SAITO ET AL. 2003). ....	39
ABBILDUNG 8: VERÄNDERUNG IN DER OBERFLÄCHENMORPHOLOGIE EINER PROBE IM ZUGVERSUCH BEI EINER VERFORMUNG VON:(A) 0%; (B) 4,3%; (C) 6,1% UND (D) 10,3%; (E) AUSBILDUNG VON SOGENANTEN "GIANT FAULTS" (SAITO ET AL. 2003) .....	40

ABBILDUNG 9: URSPRUNG DER ELASTISCHEN VERFORMUNG IN "GUMMETAL". HRTEM=HIGH RESOLUTION TRANSMISSION ELECTRON MICROSCOPY; TEM=TRANSMISSION ELECTRON MICROSCOPY; EBSP=ELECTRON BACKSCATTERING PATTERN (KURAMOTO ET AL. 2006A).....	40
ABBILDUNG 10: KRISTALLGITTERMODELL NACH JIA-PENG LIU ET AL (LIU ET AL. 2013).....	42
ABBILDUNG 11: UNIVERSALPRÜFMASCHINE ZWICK/ROELL Z 5.0 MIT KRAFTMESSDOSE (20N), TEMPERATURREGLER UND PRÜFKAMMER AUS PLEXIGLAS. (VERSUCHSAUFBAU DURCH DR.SEBASTIAN STAPFNER UND DANIEL MARTIN; BILD ZUR VERFÜGUNG GESTELLT DURCH KIEFERORTHOPÄDISCHE ABTEILUNG DER LMU MÜNCHEN) .....	45
ABBILDUNG 12: DRUCKFINNE UND DRAHTAUFNAHME VERGRÖßERT (VERSUCHSAUFBAU DURCH DR.SEBASTIAN STAPFNER UND DANIEL MARTIN; BILD ZUR VERFÜGUNG GESTELLT DURCH KIEFERORTHOPÄDISCHE ABTEILUNG DER LMU MÜNCHEN) .....	46
ABBILDUNG 13: TEMPERATURREGLER (LINKS) UND HEIZLÜFTER (RECHTS) (VERSUCHSAUFBAU DURCH DR.SEBASTIAN STAPFNER UND DANIEL MARTIN; BILD ZUR VERFÜGUNG GESTELLT DURCH KIEFERORTHOPÄDISCHE ABTEILUNG DER LMU MÜNCHEN).....	47
ABBILDUNG 14: KRAFT-WEG-DIAGRAMM EINES PROBENDURCHLAUFS .....	48
ABBILDUNG 15: MIKROMETERSCHRAUBE MAHR 40 EX (BILD ZUR VERFÜGUNG GESTELLT DURCH KIEFERORTHOPÄDISCHE ABTEILUNG DER LMU MÜNCHEN) .....	49
ABBILDUNG 16: ABMESSUNG DER DRAHTDIAGONALEN MIT DEM OPTISCHEN MIKROMETER .....	51
ABBILDUNG 17: BERECHNUNG DER EINZELFLÄCHEN ZUR BILANZIERUNG UND ERMITTLUNG DER GLEICHUNG FÜR DAS FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT EINES RECHTECKPROFILS MIT GERUNDETEN ECKEN VOM RADIUS R. AUSGEHEND VOM IDEALEN RECHTECK DER KANTENLÄNGE B X H ERHÄLT MAN DURCH SUBTRAKTION DER ÜBERSTEHENDEN RADIEN DAS GESUCHTE PROFIL. ....	53
ABBILDUNG 18: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RUNDDRÄHTEN MIT $\varnothing$ 0.012". SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BZW. ROTER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST AUFSTEIGEND GEWÄHLT NACH BETRAG DER KRAFT BEI 1 MM. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND.....	56
ABBILDUNG 19: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT). AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RUNDDRÄHTEN MIT $\varnothing$ 0.014". SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BZW. ROTER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST AUFSTEIGEND GEWÄHLT NACH BETRAG DER KRAFT BEI 1 MM.	

ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER GRÖßER ALS 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND.  
 ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND.  
 ..... 57

ABBILDUNG 20: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RUNDDRÄHTEN MIT  $\varnothing 0.016''$ . SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BZW. ROTER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTIEGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER GRÖßER ALS 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 58

ABBILDUNG 21: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI QUADRATISCHEN DRÄHTEN MIT  $0.016'' \times 0.016''$ . SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE ..... 59

ABBILDUNG 22: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT  $0.016'' \times 0.022''$ . BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE DRÄHTE AUF DER BREITEN SEITE AUF. SCHWARZE VERTIKALLINIE..... 60

ABBILDUNG 23: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT  $0.016'' \times 0.022''$ . BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE DRÄHTE AUF DER SCHMALEN KANTE AUF, ALSO IN DER ANORDNUNG „HOCHKANT“. SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTIEGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. AUSREISER GRÖßER ALS 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 61

ABBILDUNG 24: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT  $0.018'' \times 0.025''$ . BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE DRÄHTE AUF DER BREITEN KANTE AUF, ALSO IN DER ANORDNUNG „FLACH“. SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTIEGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 62

ABBILDUNG 25: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT  $0.018'' \times 0.025''$ . BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE

DRÄHTE AUF DER SCHMALEN KANTE AUF, ALSO IN DER ANORDNUNG „HOCHKANT“. SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTEIGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 63

ABBILDUNG 26: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (BLAU) UND BEI 2 MM (ROT) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT 0.019" X 0.025". BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE DRÄHTE AUF DER BREITEN KANTE AUF, ALSO IN DER ANORDNUNG „FLACH“. SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTEIGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 64

ABBILDUNG 27: VERGLEICH DER KRÄFTE DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE BEI 1 MM (LINKS) UND BEI 2 MM (RECHTS) AUSLENKUNG IM BEREICH DES UNTEREN PLATEAUS BEI RECHTECKDRÄHTEN MIT 0.019" X 0.025". BEI DIESER VERSUCHSREIHE LIEGEN DIE DRÄHTE AUF DER SCHMALEN KANTE AUF, ALSO IN DER ANORDNUNG „HOCHKANT“. SCHWARZE VERTIKALLINIE: MITTELWERT; BLAUER BALKEN HÖCHSTER/NIEDRIGSTER WERT; DOCHTE: STANDARDABWEICHUNG. DIE REIHENFOLGE DER DARSTELLUNG IST NACH AUFSTEIGENDER KRAFT BEI 1 MM GEWÄHLT. ROTE/BLAUE PUNKTE: AUSREISER 1,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND. ROTE/BLAUE STERNE: AUSREISER GRÖßER ALS 2,5-FACHER INTERQUARTILSABSTAND..... 65

ABBILDUNG 28: VERGLEICH DER KRAFT-VERFORMUNGSDIAGRAMME AUS DEM 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH ZWISCHEN DEN RUNDBÖGEN AUS GUMMETAL (DIAGRAMM OBEN LINKS) UND EXEMPLARISCH AUSGEWÄHLTEN SUPERELASTISCHEN NITI-RUNDBÖGEN (DIAGRAMM OBEN RECHTS). IN DER UNTEREN ZEILE WIRD DER VERGLEICH ERGÄNZT UM QUADRATISCHE BÖGEN DER ABMESSUNG 0.016" X 0.016" AUS DEN GLEICHEN WERKSTOFFEN. ES WERDEN JEWEILS DIE ERSTEN DREI KRAFT-VERFORMUNGSZYKLEN AUFGEZEICHNET..... 66

ABBILDUNG 29: VERGLEICH DER KRAFT-VERFORMUNGSDIAGRAMME AUS DEM 3-PUNKT-BIEGEVERSUCH ZWISCHEN DEN RECHTECKBÖGEN AUS GUMMETAL (DIAGRAMME LINKS) UND EXEMPLARISCH AUSGEWÄHLTEN SUPERELASTISCHEN NITI-RECHTECKBÖGEN (DIAGRAMME RECHTS). ES WERDEN JEWEILS ZWEI UNTERSCHIEDLICHE BOGENQUERSCHNITTE IN DER ORIENTIERUNG „HOCHKANT“ UND „FLACH“ GEGENÜBERGESTELLT SOWIE DIE ERSTEN DREI KRAFT-VERFORMUNGSZYKLEN AUFGEZEICHNET..... 67



ABBILDUNG 30: SKIZZE ZUR ASYMMETRIE DER SPANNUNGSVERTEILUNG BEIM BIEGEVERSUCH, BEDINGT DURCH DAS ASYMMETRISCHE ZUG-DRUCKVERHALTEN VON NITI-LEGIERUNGEN BEI BIEGUNG SOWIE DAS AUFTRETENDE SPANNUNGSPLATEAU BEI LOKALISierter PHASENUMWANDLUNG IN DER RANDZONE (A=AUSRICHTUNG).....	72
ABBILDUNG 31: ZEICHNERISCHE ERMITTLUNG DER MAXIMALEN RANDFASERDEHNUNG IM 3-PUNKTBIEGEVERSUCH IN ABHÄNGIGKEIT VON DER HÖHE DES UNTERSUCHTEN PROFILS BEI ANNAHME EINER HOMOGENEN (=KREISFÖRMIGEN) BIEGELINIE. DIE DURCHBIEGUNG AN DER INNENFASER DER UNTERSUCHTEN PROBEN BETRÄGT JEWEILS 3,1 MM. ....	72
ABBILDUNG 32: SE-PLATEAU = SUPERELASTISCHES PLATEAU; -10% ENTSpricht DEM VORDEREN PUNKT DES CLINICAL PLATEAUS; +10% ENTSpricht DEM HINTEREN PUNKT DES CLINICAL PLATEAUS. ....	77
ABBILDUNG 33: EINTEILUNG DER DRÄHTE NACH DER AUSWERTUNG ENTSprechEND DEM „KLINISCH RELEVANTEN PLATEAU“. ....	77
ABBILDUNG 34: EXEMPLARISCHE KRAFT-WEG-KURVE VON GUMMETAL 0,016" .....	78
ABBILDUNG 35: MECHANISCHE ANALYSE DES 3-PUNKT-BIEGEVERSUCHS UND DARSTELLUNG DER VEREINFACHTEN KONSTELLATION ALS EINSEITIG EINGESPANNTER BIEGEBALKEN MIT EINER EINZELKRAFT. F= KRAFT; L = ABSTAND DES AUFLEGERS ZUR DRUCKFINNE; F= STRECKE DER DURCHBIEGUNG (LACKMANN ET AL. 2011). ....	82
ABBILDUNG 36: PLASTISCHE VERFORMUNG DER DRÄHTE MIT DURCHMESSER 0,012" NACH DER DURCHBIEGUNG VON 3,1MM .....	83
ABBILDUNG 37: PLASTISCHE VERFORMUNG DER DRÄHTE MIT ABMESSUNG 0,018" X 0,025" (HOCHKANT) NACH DER DURCHBIEGUNG VON 3,1MM .....	84
ABBILDUNG 38: DRÄHTE DER GENERATION 1: KRAFTABGABE ÜBER 6N IM RÜCKLAUF, KEINE PLATEAU-AUSBILDUNG, EVENTUELL BLEIBENDE PLASTISCHE VERFORMUNG; DRÄHTE DER GENERATION 2: KRAFTABGABE ÜBER 3,5N – 6N IM RÜCKLAUF; DRÄHTE DER GENERATION 3: KRAFTABGABE 0,5N – 2N IM RÜCKLAUF; DRÄHTE DER GENERATION 4 KRAFTABGABE: 0,2 N – 0,5N IM RÜCKLAUF; (S.KAP.: 1.5 NI-TI DRAHTGENERATIONEN) .	87

## Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: FESTIGKEITSKLASSEN (EDELSTAHL) UND ZUGEHÖRIGE MATERIALKENNWERTE (KAPPERT UND EICHNER 2008; SCHOPF 2008). ....	24
TABELLE 2: ENTWICKLUNG DER ZUR ZAHNBEBEWEGUNG EMPFOHLENE KRAFTGRÖÖE. IN: INCISOR CA: CANINE; P(1): (ERSTER) PRÄMOLAR; M(1): (ERSTER) MOLAR; OK: OBERKIEFER; UK: UNTERKIEFER.....	34

TABELLE 3: TYPISCHE ZUSAMMENSETZUNGEN VON GUMMETAL, ODER AUCH TNTZO (GUTKIN ET AL. 2006; KURAMOTO ET AL. 2006; LIU ET AL. 2013; NAOYUKI NAGASAKO ET AL. 2013; SAITO ET AL. 2003; TALLING ET AL. 2009A; YANO ET AL. 2009).....	36
TABELLE 4: GEPRÜFTE DRÄHTE (X) UNTERTEILT NACH HERSTELLER, HANDELSNAME UND DRAHTDIMENSION.....	50
TABELLE 5: PLASTISCHE VERFORMUNG VON GUMMETAL NACH DER DURCHBIEGUNG VON 3,1MM: (N)= PROBENANZAHL; (MW)= MITTELWERT; (SD)= STANDARDABWEICHUNG; (MIN)=KLEINSTE BLEIBENDE PLASTISCHE VERFORMUNG; (MAX)=GRÖßTE BLEIBENDE PLASTISCHE VERFORMUNG .....	83
TABELLE 6: MESSWERTE DER RUNDEN DRÄHTE FÜR KRÄFTE BEI 1MM UND 2MM. (N)= PROBENANZAHL; (MW)= MITTELWERT; (SD)= STANDARDABWEICHUNG; (MIN)=KLEINSTER KRAFTWERT;(MAX)=GRÖßTER KRAFTWERT; (MED.) = MEDIAN. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH.....	95
TABELLE: 7MESSWERTE DER QUADRATISCHEN DRÄHTE FÜR KRÄFTE BEI 1MM UND 2MM. (N)= PROBENANZAHL; (MW)= MITTELWERT; (SD)= STANDARDABWEICHUNG; (MIN)=KLEINSTER KRAFTWERT; (MAX)= GRÖßTER KRAFTWERT; (MED.) = MEDIAN. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH.....	96
TABELLE 8: MESSWERTE DER RECHTECKDRÄHTE MIT 0.016" X 0.022", MIT 0.018" X 0.025" BZW. MIT 0.019" X 0.025" IN DER ANORDNUNG FLACH FÜR KRÄFTE BEI 1MM UND 2MM. (N)= PROBENANZAHL; (MW)= MITTELWERT; (SD)= STANDARDABWEICHUNG; (MIN)=KLEINSTER KRAFT-WERT; (MAX)= GRÖßTER KRAFTWERT. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH. ....	97
TABELLE 9: MESSWERTE DER RECHTECKDRÄHTE MIT 0.016" X 0.022", MIT 0.018" X 0.025" BZW. MIT 0.019" X 0.025" IN DER ANORDNUNG HOCHKANT FÜR KRÄFTE BEI 1MM UND 2MM. (N)= PROBENANZAHL; (MW)= MITTELWERT; (SD)= STANDARDABWEICHUNG; (MIN)=KLEINSTER KRAFTWERT; (MAX)= GRÖßTER KRAFTWERT. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH. ....	98
TABELLE 10: MESSWERTE DER GEOMETRISCHEN EIGENSCHAFTEN DER UNTERSUCHTEN RUNDDRÄHTE UND BERECHNETES FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH. ROT: AUßERHALB DER TOLERANZ NACH DIN-ISO 13996, GELB: GRÖßTER POSITIVER BZW. NEGATIVER EINZELWERT. ....	99
TABELLE 11: MESSWERTE DER GEOMETRISCHEN EIGENSCHAFTEN DER UNTERSUCHTEN RECHTECKDRÄHTE UND BERECHNETE ECKENRADIEN SOWIE FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENT. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH. ROT: AUßERHALB DER TOLERANZ NACH DIN-ISO 13996, GELB: GRÖßTER POSITIVER BZW. NEGATIVER EINZELWERT.....	100
TABELLE 12: MESSWERTE DER GEOMETRISCHEN EIGENSCHAFTEN DER UNTERSUCHTEN DRÄHTE MIT QUADRATISCHEM PROFIL EINSCHLIEßLICH BERECHNETER ECKENRADIEN	

SOWIE DES FLÄCHENTRÄGHEITSMOMENTS. DIE REIHENFOLGE IST ALPHABETISCH.  
ROT: AUßERHALB DER +/- 5% TOLERANZ, GELB: GRÖßTER POSITIVER BZW. NEGATIVER  
EINZELWERT..... 101

## Abkürzungsverzeichnis

A	Kantenlänge Quadratischer Drähte
$\alpha'$	alpha-strich; Kristallkonfiguration
$\alpha''$	alpha-zwei-strich; Kristallkonfiguration
$A_f$	Austenit-Umwandlungstemperatur
At.-%	Atomprozent
b	Breite
B19'	monokline Kristallgitterstruktur des Martensit
$\beta$	Beta
bzw.	beziehungsweise
C	Kohlenstoff
$^{\circ}\text{C}$	Grad Celsius
CA	Caninus, Eckzahn
ca.	circa
Cn	centinewton
Co	Kobalt
Cp	commercially-pure, Legierungsbezeichnung
Cr	Chrom
Cu	Kupfer
D	Federkonstante
$D_{\text{diagonal}}$	effektives Diagonalmaß
$\Delta$	Delta
DIN	Deutsches Institut für Normierung
d	Durchmesser
$\emptyset$	Durchmesser
d.h.	das heißt
et al.	et alii
eV	Elektronenvolt

E	Elastizitätsmodul
EBSP	electron backscattering pattern
$E_e$	Resilienz
E-Modul	Elastizitätsmodul
EN	Europäische Norm
$\varepsilon$	Epsilon; Dehnung
F	Kraft
$F_{nom}$	Nominalkraft
Fe	Eisen
g	Gramm
Gew. %	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
h	Höhe
Hf	Hafnium
HRTEM	High resolution transmission electron microscopy
I	Axiales Flächenträgheitsmoment
In	Incisor, Schneidezahn
Inch	Zoll; Längeneinheit
ISO	International Organization for Standardization
Jr.	Junior
K	Kelvin
KFO	Kieferorthopädie
L	Auslenkung
M (1)	erster Molar
Max	Maximum
Med.	Median
Min	Minimum
$\mu\text{m}$	Mikrometer

mm	Millimeter
$M_f$	Martensit-Umwandlungstemperatur
Mo	Molybdän
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton, Einheit der Kraft
n	Anzahl der Proben
n.a.	nicht auswertbar
Nb	Niob
Ni	Nickel
Nitinol	Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory
NiTi	Nickel-Titan-Legierung
Nm	Nanometer
N/mm <sup>2</sup>	Newton pro Quadratmillimeter
O	Sauerstoff
OK	Oberkiefer
$\omega$	Omega
P (1)	erster Prämolare
$\pi$	Pi
PID	proportional-integral-derivative controller
%	Prozent
R	Eckenradius
$R_B$	Radius der Außenfaser
$R_{\text{neutr. Faser}}$	Radius der neutralen Faser
SD	Standardabweichung
SER	Super elastic ratio
Sn	Zinn
sog.	so genannt

$\sigma$	sigma Spannung
u.a.	unter anderem
T	Temperatur
t	Tage
Ta	Tantal
TEM	transmission electron microscopy
Ti	Titan
TMA	Titan-Molybdän-Legierung
UK	Unterkiefer
V	Vanadium
vgl.	vergleiche
wt%	weight percent, Gewichtsprozent
z.B.	zum Beispiel
Zr	Zirkonium

## Werkstoffkundliche Begriffe – Definitionen

### Austenit:

Bezeichnet bei den NiTi-Legierungen ein kubisch primitives Kristallgitter, welches der Hochtemperaturphase der NiTi-Legierungen entspricht. Diese liegt immer dann vor, wenn die Temperatur oberhalb der Austenit-Finish-Temperatur ist oder die mechanische Spannung unterhalb der Spannung liegt, welche für eine spannungsinduzierte Phasenumwandlung notwendig ist (untere Plateauspannung). Bei den Edelstählen bezeichnet man die kubisch-flächenzentrierte Kristallstruktur ebenfalls als Austenit. Im Gegensatz zu den NiTi-Legierungen gibt es bei kommerziell für die Kieferorthopädie verfügbaren Edelstählen jedoch keine Umwandlung in eine andere Phase.

### $\alpha'$ -Titan:

Hexagonales Kristallgitter innerhalb der Titan-Legierung (Donachie 2000)

### $\alpha''$ -Titan:

Orthorhombisches Kristallgitter innerhalb der Titan-Legierung (Donachie 2000)

### Axiales Flächenträgheitsmoment I (Sernetz 1999):

Beschreibt den Widerstand eines Bauteils gegenüber Biegeverformungen aufgrund seiner Geometrie. Je größer das Flächenträgheitsmoment, desto widerstandsfähiger ist ein Draht gegenüber Biegung, unabhängig von dessen Werkstoffeigenschaften. Das Flächenträgheitsmoment berechnet sich für die in dieser Arbeit verwendeten Materialien nachfolgenden Gleichungen:

Runddrähte (mit Durchmesser d): 
$$I = \frac{\pi}{64} x d^4 \quad (\text{Sernetz 1999})$$

Quadratische Drähte (mit Kantenlänge a): 
$$I = \frac{a^4}{12} \quad (\text{Sernetz 1999})$$

Rechteckige Drähte (mit Höhe h und Breite b): 
$$I = \frac{h x b^3}{12}. \quad (\text{Sernetz 1999})$$



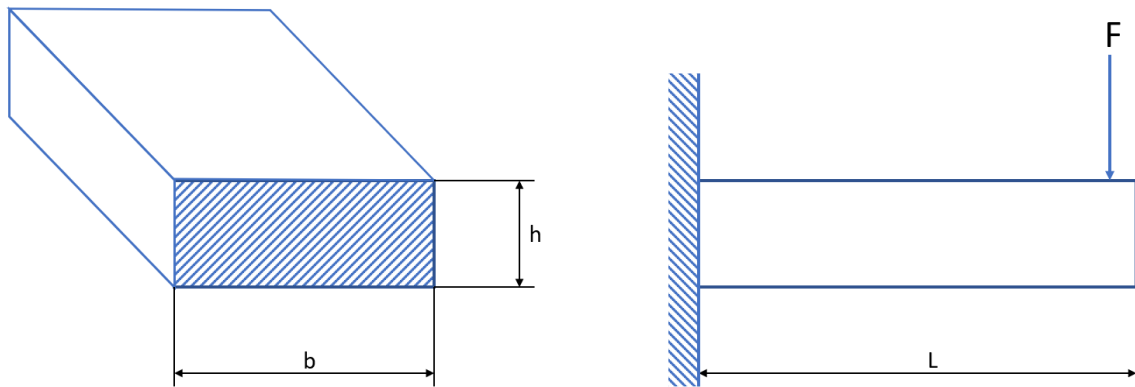


Abbildung 1: Querschnittsprofil zur Berechnung des Flächenträgheitsmoments

### **β-Titan:**

Kubisch raumzentriertes Kristallgitter innerhalb der Titan-Legierung (Donachie 2000).

### **0,2%-Dehngrenze [ $R_{p0,2}$ ]:**

Spannung, bei der eine bleibende Dehnung von 0,2% nach Entlastung im Zugversuch vorliegt (Abbildung 2). Dieser Wert entspricht, technisch gesehen, dem Beginn der plastischen Verformung eines Werkstoffs.

### **Duktilität:**

Fähigkeit eines Materials, sich unter Belastung plastisch zu verformen.

### **Elastizitätsgrenze:**

Bis zu diesem Punkt ist die Verformung elastisch. Verformt man den Werkstoff darüber hinaus, entsteht plastische Verformung. Da dieser Wert in der Praxis schwierig zu bestimmen sein kann, verwendet man häufig die 0,2% Dehngrenze ( $R_{p0,2}$ ).

### **Elastischer Bereich:**

Solange man ein Material im elastischen Bereich belastet, ist die Dehnung nach Entlastung wieder vollständig reversibel. Im elastischen Bereich ist das Verhältnis von Spannung zu Dehnung proportional (Hooke'sche Gerade). Die Grenze dieses Bereiches ist die sogenannte Elastizitätsgrenze, also die Spannung  $R$ , ab der plastische Dehnung auftritt [ $R_e$ ] (Abbildung 2).

**Elinvar:**

Material, welches sein E-Modul bei Temperaturschwankungen nur geringfügig bis gar nicht ändert (Saito et al. 2003). Bei nicht elinvaren Werkstoffen nimmt das E-Modul mit steigender Temperatur ab.

**E-Modul [E]:**

Das Elastizitätsmodul beschreibt, wieviel Widerstand ein Werkstoff einer elastischen Verformung entgegensetzt. Ein Material mit einem hohen E-Modul dehnt sich bei einwirkender Spannung nur sehr wenig.

Es gilt: 
$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

( $\sigma$  = Spannung;  $\epsilon$  = Dehnung)

**Federrate:**

Verhältnis der auf eine Feder wirkenden Kraft und der dadurch verursachten Auslenkung.

Es gilt: 
$$F = D * \Delta L$$

(D=Federkonstante;  $\Delta L$ =Auslenkung)

**Friktion:**

Reibungsverhalten eines Drahtes. Die Friktionskraft ist abhängig u.a. vom untersuchten Material, dessen Oberflächenbeschaffenheit, den Umgebungsbedingungen und vielem mehr. Sie ist somit immer eine Systemgröße und keine Werkstoffeigenschaft.

**Härten:**

Steigerung der Festigkeit eines Metalls durch Erzeugen innerer Spannungen im Atomgitter, zum Beispiel durch Kaltverformung oder auch durch eine Wärmebehandlung. Je mehr ein Draht plastisch verformt wird, desto härter wird er und desto geringer wird seine Duktilität. Genauso steigen die Kräfte, welche für eine Umformung nötig sind, mit steigendem Umformgrad.

**Invar:**

Material mit geringem Wärmeausdehnungskoeffizienten. Es dehnt, bzw. kontrahiert sich bei Temperaturschwankungen nur geringfügig bis gar nicht (Nakamura 1976).

**Kaltumformung:**

Plastische Umformung von Metallen unterhalb der Rekristallisationstemperatur. Hierdurch kommt es zu einer Kaltverfestigung wodurch die Werkstofffestigkeit ansteigt.

**Korrosionsbeständigkeit:**

Beschreibt für Metalle das Maß der Beständigkeit gegenüber ihrer Reaktion mit der Umgebung in einem gewissen Milieu. Ist die Reaktionsfähigkeit eines Werkstoffs im oralen Milieu gering, so ist seine Korrosionsbeständigkeit hoch. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung für gute Bioverträglichkeit.

**Legierung:**

Metallischer Werkstoff aus mindestens zwei Elementen (zwei Metalle oder ein Metall und ein Nicht-Metall), die einen gemeinsamen kristallinen Aufbau mit Metallbindungen aufweisen.

**Martensit:**

Bei NiTi Drähten heißt die Tieftemperaturphase Martensit und weist eine monokline Kristallgitterstruktur (B19') auf (Šittner et al. 2019). Diese Phase kann auch bei Temperaturen, die eigentlich den Austenit bedingen, auftreten, wenn eine ausreichend hohe mechanische Spannung angelegt wird. Man spricht vom spannungsinduziert gebildeten Martensit. Die dabei auftretende hohe Dehnung wird häufig als „Superelastizität“ bezeichnet. Da die thermodynamisch stabile Phase bei dieser Temperatur der Austenit ist, tritt bei Wegnahme der mechanischen Spannung erneut eine scheinbar elastische Rückverformung zur Ursprungsform auf.

Der Martensit kann auch bei vergütbaren Stählen im Rahmen der Härtung auftreten. Dieser Vorgang ist beim Stahl jedoch mit Bildung von Gitterdefekten verbunden und daher irreversibel.

**Memory-Effekt/Formgedächtnis:**

Fähigkeit eines Drahtes, sich nach scheinbar plastischer Verformung durch Erwärmen wieder in seine Ausgangsform zurückzuverformen.

**$\omega$ -Phase:**

Zwischenphase in Ti-Legierungen bei der Umwandlung von der Beta- in die Alpha- oder die Martensit-Phase (Donachie 2000)

**Neutrale Faser:**

Diejenige Faser eines Bauteils (z.B. eines Drahtes), die bei Biegebeanspruchung keinerlei Dehnung erfährt, während die inneren Fasern des Bauteils durch Druckspannungen komprimiert und die äußeren Fasern durch Zugspannungen dilatiert werden. Bei Stahl- und Titanlegierungen liegt die neutrale Faser stets in der Mitte des Biegeelements, während dies bei superelastischen NiTi-Legierungen aufgrund einer Asymmetrie zwischen Zug- und Druckverhalten des Werkstoffs nicht der Fall ist.

**Phasenumwandlung:**

In der Werkstoffwissenschaft versteht man darunter Umwandlungen im Festkörper, durch die sich z.B. die Kristallstruktur verändern kann. Phasenumwandlungen können reversibel (z.B. NiTi-Legierungen) oder irreversibel (z.B. Fe-C-Legierungen) sein.

**Plastische Dehnung:**

Dehnt man ein Material über seinen elastischen Bereich hinaus, geht das Material nach Entlastung nicht mehr in seine Ausgangsform zurück, sondern bleibt um den Betrag der plastischen Verformung gedehnt. Der plastische Bereich endet mit dem Bruchereignis (Abbildung 2). Mikrostrukturell beruht die plastische Dehnung auf der Bildung und Ausbreitung irreversibler Effekte, wie z.B. dem Gleiten der Gitterebenen und somit der Bildung sogenannter Versetzungen. Beendet man den Verformungsprozess vor dem Eintreten des Bruchereignisses, so können diese mikrostrukturellen Schädigungen im Wesentlichen durch eine Wärmebehandlung wieder „ausgeheilt“ werden. Diese Wärmebehandlungen nennt man dann „Erholungs-“ oder „Rekristallisationsglühen“.

**Resilienz [ $E_e$ ]:**

Auch „speicherbare elastische Energie“, beschreibt die Fähigkeit eines Drahtes, die Energie, die er durch Verformung zugeführt bekommt, zu speichern und bei Entlastung wieder abzugeben. Sie entspricht der Fläche unterhalb der Spannungs-Dehnungs-Kurve bei Entlastung bis zum Punkt der bleibenden Verformung (Abbildung 2).

Es gilt: 
$$E_e = \frac{1}{2} \cdot \sigma \cdot \epsilon$$
 ( $\sigma$  = Spannung;  $\epsilon$  = Dehnung)

**Streckgrenze [ $R_{p0,2}$ ]:**

Spannung, bei der eine bleibende Dehnung von 0,2% nach Entlastung im Zugversuch vorliegt (Abbildung 2). Dieser Wert entspricht technisch gesehen dem Beginn der plastischen Verformung eines Werkstoffs.

**Superelastizität:**

Fähigkeit eines Werkstoffs, sich bei Auftreten einer mechanischen Spannung durch Phasenumwandlung vom Austenit zum Martensit scheinbar elastisch zu dehnen. Die plastische Dehnung ist dabei häufig zu vernachlässigen. Bei Wegnahme der Spannung tritt eine Rückumwandlung in die thermodynamisch stabilere Phase des Austenits auf, was mit einer Rückverformung der Probe einhergeht. Bei NiTi-Legierungen sind im Spannungs-Dehnungs-Diagramm echte Spannungsplateaus messbar, die mit Hysterese zwischen Be- und Entlasten einhergehen.

### Zugfestigkeit [ $R_m$ ]:

Maximale Spannung in der Spannungs-Dehnungs-Kurve. Oftmals kommt es nach Erreichen der Zugfestigkeit, beispielsweise im Zugversuch, nicht zum Abriss des Drahtes, sondern zu einer Querschnittsabnahme und somit zu einer Abnahme der Spannung, da im Zugversuch meist nur die Kraft gemessen wird, welche auf den Anfangsdurchmesser des Drahtes bezogen wird, nicht aber die eigentliche Spannung, im Verhältnis zum tatsächlichen Durchmesser (Abbildung 2).

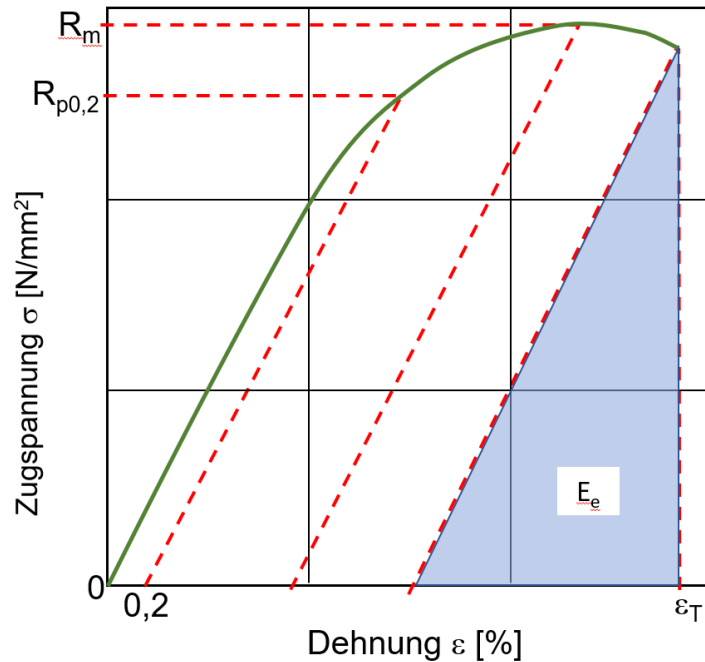


Abbildung 2: Schematische Spannungs-Dehnungs-Kurve von Metall modifiziert nach Sernetz (Sernetz 1999)

# 1. Einleitung

Werkstoffe spielten in der Weiterentwicklung der neueren kieferorthopädischen Therapie stets eine große Rolle. So bestanden die ersten orthodontischen Drähte, die Ende des 18. Jahrhunderts eingesetzt wurden, noch aus Nickel-Silber oder Platin-Gold Legierungen (Nikolai 1997; Wilkinson 1962). Sie wurden zu Durchmessern zwischen 0,032 bis 0,036 Inch (entspricht etwa 0,81 bis 0,91 mm) gezogen. Diese Drahtlegierungen waren allerdings aufgrund des hohen Edelmetallanteils und der damit verbundenen geringen Festigkeit sehr leicht plastisch verformbar. Daher wurde nach einem Material gesucht, welches auch Stabilisierungsprozesse der Zähne ermöglichte (Nikolai 1997). Austenitischer Edelstahl erfüllte diese Anforderungen, wurde Ende der 1920er Jahre in die Kieferorthopädie eingeführt und ist, bis heute fester Bestandteil der orthodontischen Therapie. Er war den damaligen Silber- und Goldlegierungen dadurch überlegen, dass er über höhere Festigkeit, ein höheres E-Modul, sowie über bessere Duktilität und Korrosionsbeständigkeit im oralen Milieu verfügte. Auch aus Kostengründen verdrängte der Edelstahldraht letztendlich die Silber-, Gold- und Platinlegierungen (Nikolai 1997; Wilkinson 1962). Ein Nachteil des in der Kieferorthopädie vornehmlich verwendeten, austenitischen Edelstahldrahtes ist bis heute, dass er durch Wärmebehandlung nicht härtbar ist.

Erst ca. 30 Jahre später, Mitte der 1950er Jahre, wurde ein Material eingeführt, welches im Gegensatz zu Edelstahl durch Wärmebehandlung seine Festigkeit steigern konnte, das sogenannte Elgiloy. Es ist eine Legierung mit den Hauptbestandteilen Cobalt und Chrom und wurde von der Elgin Watch Company als Federkraftspeicher für Uhrwerke entwickelt (Kusy und Greenberg 1981). Drahtbögen aus diesem Material werden bis heute in verschiedenen Vergütungsklassen gefertigt, was ihre Anwendungsbreite erhöht. Die Steifigkeit ist nahe an der des Edelstahls (Nikolai 1997).

In diesen Zeitraum fällt auch die Entwicklung der „light-wire-technique“ von Begg, welche die Kieferorthopädie revolutionierte. Nun wurde wiederum nach weniger steifen, dafür aber resilienteren Drähten gesucht. Anfangs beschränkten sich die Neuerungen auf dünnere und mehrsträngige Edelstahldrähte. In den 1960er Jahren wurde dann die erste Nickel-Titan Legierung vorgestellt, die sich in der Folge in der Kieferorthopädie durchsetzen konnte. Das sogenannte Nitinol (**N**ickel **T**itanium **N**aval **O**rdnance **L**aboratory) wurde in die Orthodontie übernommen, weil es über völlig andere Eigenschaften als die bisherigen Drahtlegierungen verfügte (Nikolai 1997), z.B. über eine bis dato einzigartige Spannungs-Dehnungs-Kurve, sowie das sogenannte Formgedächtnis (Andreasen und Brady 1972; Nikolai 1997). Im Gegensatz zu einem superelastischen Verhalten spielt der Formgedächtniseffekt in der Kieferorthopädie jedoch keine Rolle.

Mitte der 1970er Jahre kam die Beta-Titan-Legierung auf den Markt. Dabei handelt es sich um eine Legierungsklasse, die hauptsächlich aus Titan und Molybdän besteht. Beta-Titan kann um etwa den doppelten Betrag von austenitischem Edelstahl elastisch gebogen werden, ohne dabei plastisch zu verformen (Burstone und Goldberg 1980).

Heute in der Kieferorthopädie gängige Drähte bestehen vor allem aus Edelstahl, Cobalt-Chrom-Legierungen, Titan-Molybdän-Legierungen (TMA), Nickel-Titan-Legierungen, sowie superelastischen Nickel-Titan-Legierungen (Kahl-Nieke 2010; Schopf 2008). Aufgrund ihrer jeweiligen spezifischen Materialeigenschaften eignen sich die verschiedenen Materialklassen für gewisse Behandlungsschritte besser oder schlechter und ergänzen sich gegenseitig. Die verschiedenen Materialklassen sind darüber hinaus kombinierbar. So werden auch segmentierte Drahtbögen, bestehend aus unterschiedlichen Legierungen, je Segment erfolgreich eingesetzt (Wichelhaus und Sander 1995; Wichelhaus et al. 2021).

Im Jahr 2003 wurde erstmals eine als „Gummetal“ bezeichnete Legierung in den Markt eingeführt, die sich insbesondere als Konkurrenz zu den erfolgreichen NiTi-Legierungen positionieren sollte. Dies erkennt man bereits an der Namensgebung, die sich an der „gummi-elastischen“ Eigenschaft des superelastischen NiTi ausrichtet. Man versuchte dabei die vermeintlichen Schwächen des Nickel-Titans auszunutzen:

- Hoher Nickelgehalt und damit einhergehendes Potential für eingeschränkte Biokompatibilität
- Beschränkte Patentierfähigkeit bei NiTi-Legierungen.

Bei „Gummetal“ handelt es sich um eine Nickel-freie Titan-Niob Legierung, kombiniert mit zahlreichen weiteren Legierungsbestandteilen, wie z.B. Tantal, Vanadium, Zirkon und Hafnium (Kuramoto et al. 2006; Naoyuki Nagasako et al. 2013). Über die Eigenschaften dieser Materialklasse existieren jedoch bis heute wenige herstellerunabhängige Publikationen. Insbesondere fehlen belastbare Untersuchungen aus dem Bereich der Kieferorthopädie, welche diese Werkstoffgruppe direkt mit vorhandenen und etablierten KFO-Werkstoffen vergleichen.

Alle beschriebenen Drahtlegierungen dienen in der Kieferorthopädie dazu, Zahnfehlstellungen zu korrigieren. Bei den früheren Korrekturen von Zahnfehlstellungen traten häufig Überlastungsschäden, wie Wurzelresorptionen oder parodontale Schädigungen auf (Grohmann 2005; Kahl-Nieke 2010; Schopf 2008). Seit der Entdeckung dieser iatrogenen Schäden durch Ketcham um 1928, gehen daher die neuen Therapietechniken in Richtung dünnerer und elastischerer Drähte (Kahl-Nieke 2010; Schopf 2008), welche das Risiko einer Überbelastung vermindern (Kahl-Nieke 2010). Aufgrund der beschriebenen Problematik der Wurzelresorption, sind heute auch superelastische Nickel-Titan Drähte in der Kieferorthopädie weit verbreitet und besitzen ein großes Anwendungsspektrum.



Um Resorptionen zu vermeiden und gleichzeitig einen möglichst schnellen Therapieverlauf zu ermöglichen, wird versucht neue Drähte zu entwickeln, die möglichst lange eine möglichst gleichmäßig geringe Kraft auf den Zahn ausüben. Ein Nachteil von Nickel-Titan Legierungen ist der Nickelgehalt. Es kommt zwar äußerst selten zu allergischen Reaktionen während der orthodontischen Therapie mit Nickel-Titan-Legierungen, dennoch versuchen einige Hersteller gänzlich Nickel-freie Drahtlegierungen zu entwickeln, um das Risiko einer allergischen Reaktion zu eliminieren. Gleichzeitig müssen neue Drahtlegierungen ebenso gute mechanische Eigenschaften aufweisen wie Nickel-Titan-Legierungen. So befinden sich die orthodontischen Drahtmaterialien und deren Zusammensetzung in stetiger Weiterentwicklung.

Im Folgenden werden die für die festsitzende kieferorthopädische Therapie verwendeten Bogenwerkstoffe mit ihren mikrostrukturellen und makroskopischen Eigenschaften genauer beschrieben.

## **1.1 Edelstahl**

Als Edelstähle bezeichnet man Eisenlegierungen mit hoher Korrosionsbeständigkeit. Um diese zu gewährleisten, bestehen Edelstähle - neben dem Hauptbestandteil Eisen - aus 15 - 28 Gew.% Chrom (Kappert und Eichner 2008), sowie in der Regel aus erheblichen Anteilen von Nickel. Der Anteil von Chrom, um Korrosionsbeständigkeit zu erreichen, liegt bei mindestens 15 – 16 Gew.% (Kappert und Eichner 2008). Chrom erzeugt eine dichte Chromoxid-Schicht auf der Oberfläche, welche für Passivität sorgt (Grimsdottir et al. 1992). Der enthaltene Nickelanteil variiert zwischen 0,3 – 14 Gew.%, stabilisiert die Austenitphase und trägt somit ebenfalls zur Korrosionsbeständigkeit bei.

In der Werkstofftechnik unterscheidet man zwischen austenitischen und martensitischen Edelstählen, wobei sich letztere durch ihre höhere Härte insbesondere als Messerstähle eignen. In der Regel werden in der Kieferorthopädie jedoch austenitische Edelstähle verwendet, da sie durch ihre geringere Sprödigkeit weniger zum Bruch neigen. Im Gegensatz zum martensitischen Edelstahl kann der austenitische Edelstahl, aufgrund seines zu niedrigen Kohlenstoffgehalts, nur durch Kaltumformung gehärtet werden (Kappert und Eichner 2008; Schopf 2008; Wilkinson 1962). Durch Variation des Umformgrades sind dabei verschiedene Festigkeitsklassen herstellbar, welche von weich, über hart und federhart, zu superfederhart reichen. Man muss jedoch beachten, dass durch die hohe plastische Vorverformung des Stahls eine weitere Formgebung eines orthodontischen Drahtbogens aus diesem Material nicht mehr uneingeschränkt möglich ist. Jede der genannten Festigkeitsklassen besitzt eine spezifische Zugfestigkeit und Streckgrenze (siehe Tabelle 1). Da sich die Legierung bei der Kaltumformung nicht verändert, sind die Änderungen des Elastizitätsmoduls relativ gering.

Tabelle 1: Festigkeitsklassen (Edelstahl) und zugehörige Materialkennwerte (Kappert und Eichner 2008; Schopf 2008).

Festigkeitsklasse	Zugfestigkeit [N/mm <sup>2</sup> ]	Streckgrenze[N/mm <sup>2</sup> ]	E-Modul [GPa]
Weich	500-800	280	180
Hart	1400-1600	1050	200
Federhart	1800-2000	1450	230
Superfederhart	2500-2700	n.a. (Bruch)	n.a. (Bruch)

Das Biegen des Drahtbogens aus Edelstahl in die gewünschte Form ist leicht möglich (Burstone und Goldberg 1980; Drake et al. 1982; Kapila und Sachdeva 1989; Kappert und Eichner 2008), sofern er nicht im Zustand „superfederhart“ vorliegt. Durch die Biegung wird eine weitere Kaltverfestigung induziert, welche nicht nur in einer Härtesteigerung resultiert, sondern auch zur weiteren Versprödung des Drahtes führt. Beim Glühen des Drahtes, kann dieser sich zunächst erholen und bei höherer Temperatur auch rekristallisieren, wodurch die Härte wieder ab- und die Duktilität zunimmt (Sander et al. 2011). Auch die Zugfestigkeit wird durch Kaltverformung erhöht und nimmt bei Wärmebehandlung wieder ab (Wilkinson 1962). Weitere Vorteile sind die gute Löt- und Schweißbarkeit (Kapila und Sachdeva 1989; Schopf 2008) und die antimagnetischen Eigenschaften der austenitischen Edelstähle (Schopf 2008).

Die Friktion zwischen poliertem Edelstahldraht und einem Bracket ist im Vergleich zu anderen Drahtlegierungen, die in der Kieferorthopädie eingesetzt werden, eher gering. Dies ermöglicht es, die Zähne ohne großen Widerstand, d.h. mit geringen Friktionskräften, entlang des Drahtes zu bewegen. (Kapila und Sachdeva 1989; Kappert und Eichner 2008; Schopf 2008).

Trotz des Ni-Gehaltes gilt die Biokompatibilität des Edelstahls als gut. Das enthaltene Nickel kann zwar als Hapten allergische Reaktionen auslösen, muss dazu aber zuerst aus der Legierung herausgelöst werden (Grimsdottir et al. 1992). Dies wird weitgehend durch die Korrosionsresistenz von Edelstählen verhindert, wobei jedoch keine Untersuchungen zur Tribo-Korrosion, also dem Zusammenwirken von Reibung und Korrosion des Edelstahls im oralen Milieu, vorliegen. So wurden in einem Laborversuch aus Edelstahldrähten nach sowohl 7, als auch 14 Tagen nur vernachlässigbar geringe Mengen Nickel freigesetzt (Grimsdottir et al. 1992). Edelstahl gilt als im oralen Milieu bedenkenlos anwendbar (Burstone und Goldberg 1980; Drake et al. 1982; Kapila und Sachdeva 1989; Kappert und Eichner 2008; Schopf 2008; Wilkinson 1962). Dennoch wurden bereits allergische Reaktionen gegen Nickel bei nickelsensitiven Patienten beschrieben (Kappert und Eichner 2008; Schopf 2008), so dass manche

Kieferorthopäden vom Einsatz Nickel-haltiger Produkte, bei auf Nickel allergischen Patienten, generell abraten.

Aufgrund ihrer weiten Verbreitung und der daraus resultierenden großen Herstellmenge sind Edelstahldrähte vergleichsweise günstig (Burstone und Goldberg 1980; Drake et al. 1982; Kapila und Sachdeva 1989).

Edelstähle verhalten sich, im elastischen Bereich (Kayser et al. 2002), nach dem Gesetz von Hooke und haben somit eine nahezu lineare Spannungs-Dehnungs-Kurve im Bereich der Hooke'schen Geraden (Burstone et al. 1985; Kayser et al. 2002); Kayser et al. 2002). Diesem Bereich folgt ein nicht-linearer, plastischer Bereich, der mit dem Materialbruch endet (Kayser et al. 2002). Aufgrund seines spezifischen Verhaltens und des vergleichsweise hohen E-Moduls ist Edelstahl vor allem für die Führungsphase (Ludwig 2009) bzw. die Endphase (Stabilisierungsphase) (Kapila und Sachdeva 1989; Kusy 1981) einer Behandlung indiziert, wohingegen in der Nivellierungsphase ,in welcher die Zähne über relativ große Strecken bewegt werden müssen, andere Werkstoffe (z.B. NiTi-Legierungen) als besser geeignet gelten.

Nachteilig ist, dass ein Edelstahldraht bereits bei geringer Auslenkung große Kräfte und Momente auf den Zahn (Kapila und Sachdeva 1989; Miura et al. 1986) in einem kurzen Zeitraum ausüben kann (Kapila und Sachdeva 1989). Dabei ist die Gefahr einer Überbelastung des Parodonts mit der Folge von Wurzelresorptionen erhöht. Für die Zahnbewegung gelten geringe (Faltin et al. 1998) und kontinuierliche Kräfte (Owman-Moll et al. 1995) als besser geeignet. Aus diesem Grunde benötigt man bei Verwendung von Edelstählen mehr sogenannte Aktivierungen als bei Drähten mit geringerer und langsamerer Kraftabgabe (Kapila und Sachdeva 1989). Darunter versteht man das erneute Einbringen von Kräften und Momenten z.B. durch Nachbiegen der Drähte oder durch Bogenwechsel, nachdem die zuvor vorhandenen Kräfte und Momente durch die Zahnbewegung abgebaut wurden.

## 1.2 Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen

Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen bestehen zu 20-50 Gew.% aus Cobalt, zu 8-32 Gew.% aus Chrom, zu 1-12 Gew.% aus Molybdän, sowie zu 5-30 Gew.% aus Nickel. Weitere Zusätze können Eisen, Mangan, Wolfram, Titan, Silizium und Kohlenstoff sein (Kappert und Eichner 2008). Während Chrom und Molybdän für die nötige Korrosionsbeständigkeit sorgen, (Sander et al. 2011) geben Nickel und Eisen der Legierung Duktilität (Sander et al. 2011).

Die mechanischen Eigenschaften von Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen und Edelstählen sind ähnlich (Burstone und Goldberg 1980). In der Kieferorthopädie sind vor allem die Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen Elgiloy®, von Elgiloy Specialty Metals (Sycamore, IL, USA), sowie Remaloy® von Dentaaurum (Ispringen, Deutschland) gebräuchlich (Sander et al. 2011). Die verschiedenen kommerziell erwerbbaeren Co-Cr-Mo-Legierungen sind sich in ihren Eigenschaften sehr ähnlich. Das Materialverhalten soll im Folgenden am Beispiel von Elgiloy®, erläutert werden, welches in verschiedenen Härtegraden erwerbbar ist (Schopf 2008). Diese unterscheiden sich vor allem in Ihrem E-Modul (Kappert und Eichner 2008). Sie sind gekennzeichnet, durch die Farben Blau, Gelb, Grün und Rot (Kapila und Sachdeva 1989). Der blaue Draht ist am weichsten und kann daher leicht gebogen werden (Kapila und Sachdeva 1989). Durch Wärmebehandlung, lässt sich seine Widerstandsfähigkeit gegenüber Verformung erhöhen (Kapila und Sachdeva 1989). Die höchste Resilienz weist rotes Elgiloy auf (Kapila und Sachdeva 1989). Es hat eine hohe Federrate (Kapila und Sachdeva 1989). Im vergüteten Zustand ist vorsichtige Handhabung notwendig, da es nur minimaler Kaltverformung widersteht, bevor es bricht (Kapila und Sachdeva 1989). Die Vergütung von Elgiloy® erfolgt bei Wärmebehandlungstemperaturen von 450°C-500°C (Sander et al. 2011). Dadurch erhält der Co-Cr-Mo-Draht ähnliche Eigenschaften wie ein federharter Edelstahldraht (Kapila und Sachdeva 1989; Kappert und Eichner 2008). Allerdings versprödet der Draht und bricht in der Folge ebenso schnell wie Edelstahl (Kappert und Eichner 2008). Die Streckgrenze liegt bei 1000 N/mm<sup>2</sup> (Schopf 2008), die Bruchdehnung liegt bei ca. 4% (Sander et al. 2011). Durch die verschiedenen Wärmebehandlungen sind E-Moduln möglich, die von 180 GPa bis zu 240 GPa reichen (Schopf 2008). Aufgrund der ähnlichen Eigenschaften von Elgiloy® und Edelstahl liefern auch Konfigurationen beider Materialklassen bei gleicher Aktivierung eine sehr ähnliche Kraft (Burstone und Goldberg 1980) und es können bei identischen klinischen Situationen gleiche Drahtgrößen eingesetzt werden (Kusy 1981). Die Friktion ist im Vergleich zu anderen Legierungen gering (Schopf 2008) und ebenfalls mit der von Edelstahl vergleichbar (Kapila und Sachdeva 1989). Elgiloy® lässt sich löten und schweißen (Sander et al. 2011; Schopf 2008).

Untersuchungen der Legierung auf Korrosionsbeständigkeit ergaben, dass die freigesetzte Menge an Nickel aus Co-Cr-Mo-Legierungen sowohl nach 7 als auch nach 14 Tagen

vernachlässigbar ist. Hierbei wurde allerdings nur der blaue Elgiloy® Draht getestet (Grimsdottir et al. 1992). Allergien gegen Nickel und Chrom sind dennoch möglich (Schopf 2008).

Die Spannungs-Dehnungs-Kurve von Elgiloy® ist der von Edelstahl sehr ähnlich. Sie ist nahezu linear (Miura et al. 1986; Nikolai 1997) bis zum elastischen Limit (Nikolai 1997). Auch die Entlastungskurve ist linear (Nikolai 1997). Wird das elastische Limit überschritten, ist bei Deaktivierung des Drahtes das Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung immer noch proportional (Miura et al. 1986). Der Vorteil von solchen hooke'schen Drähten liegt darin, dass die Kraft, die man zur Aktivierung des Drahtes aufwendet, mit der Kraft, die bei Entlastung des Drahtes durch den Draht auf die Zähne übertragen wird, korreliert (Nikolai 1997). Dadurch ist die Kraft, welche ein solcher Draht auf die Zähne ausübt, sehr genau vorhersagbar (Nikolai 1997). So gibt ein Elgiloy® Runddraht mit dem Durchmesser 0,016" (entspricht ca. 0,41 mm), bei 2mm Durchbiegung, eine Kraft von etwa 13N - 14N ab (Miura et al. 1986).

Die Vorteile der Co-Cr-Mo-Legierung gegenüber Edelstahl sind, abhängig vom Härtegrad, welcher durch die oben genannten Farbmarkierungen gekennzeichnet wird, größere Widerstandsfähigkeit gegen Ermüdung und Verformung und somit eine längere Funktion als resiliente Feder (Kapila und Sachdeva 1989).

Aufgrund des sehr ähnlichen Eigenschaftsprofils von Co-Cr-Mo und Edelstahl (Kapila und Sachdeva 1989) ist deren Einsatz vor allem am Ende einer Behandlung indiziert (Kapila und Sachdeva 1989).

### **1.3 Titan-Molybdän-Legierungen (TMA)**

Auf der Suche nach einer Nickel-freien Legierung, die für die Anwendung in der Kieferorthopädie geeignet ist, wurde die Titan-Molybdän-Legierung (TMA), eine Beta-Titanlegierung, entwickelt. Diese bestehen aus 79 Gew.% Titan, 11 Gew.% Molybdän, 6 Gew.% Zirkonium sowie 4 Gew.% Zinn (Kusy und Greenberg 1981). Anwendung findet sie zum Beispiel bei hochallergischen Patienten, da TMA frei von Nickel ist (Kappert und Eichner 2008).

Die Streckgrenze liegt bei ca. 1,2 GPa (Burstone und Goldberg 1980). TMA kann doppelt so weit gebogen werden wie Edelstahl ohne plastisch zu verformen und besitzt gleichzeitig gute Rückstelleigenschaften (Burstone und Goldberg 1980).

Der E-Modul liegt bei ca. 64 GPa (Burstone und Goldberg 1980). Die Kraftabgabe nach Auslenkung eines TMA-Drahtes ist weniger als halb so groß wie die eines Edelstahldrahtes, bei vergleichbarer Drahtgeometrie.

Der Werkstoff besitzt somit eine gute Balance zwischen geringem E-Modul und einer guten Verformbarkeit. Bei Bedarf können Loops und Helices eingebogen werden. Zusätzlich ist TMA schweißbar (Burstone und Goldberg 1980).

### **1.4 Nickel-Titan-Legierungen**

Die von William F. Buehler entwickelte Legierung mit dem Handelsnamen „Nitinol“ besteht zu etwa 55 Gew.% aus Nickel sowie aus Titan (Graber und Varnasdal Jr. 1999). Der Werkstoff besitzt in diesem Zusammensetzungsbereich den sogenannten thermischen Memory-Effekt.

Die superelastischen NiTi-Legierungen stellten bei ihrer Einführung in die Kieferorthopädie eine echte Innovation für die Therapie dar (Kappert und Eichner 2008). Der Grund hierfür ist eine Anomalie der Spannungs-Dehnungs-Kurve dieser Legierungen, die sich durch ein Spannungsplateau, also eine konstante Spannung trotz ansteigender Dehnung, auszeichnen (siehe Abbildung 3).

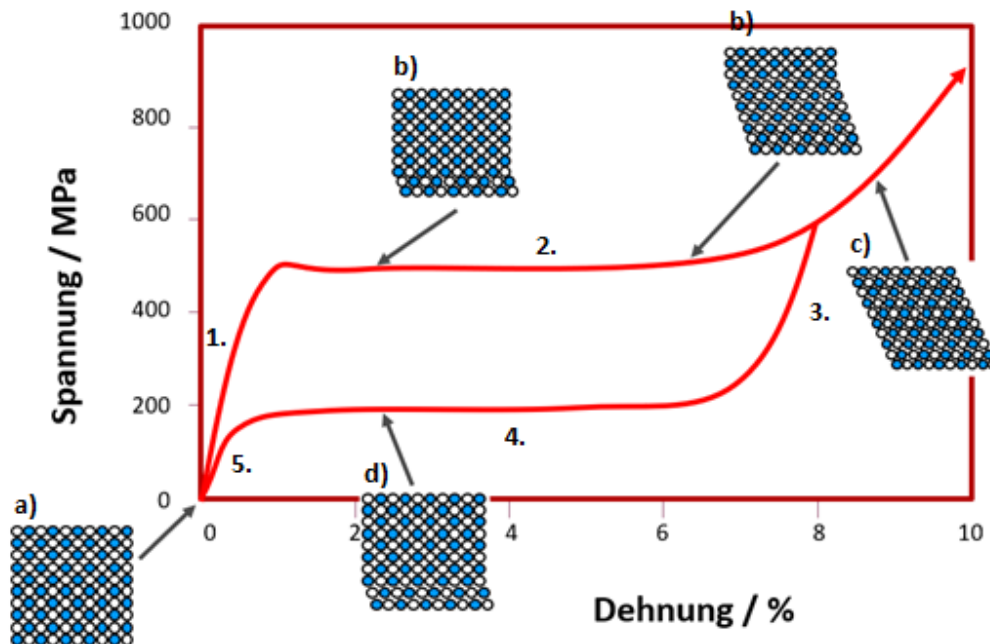
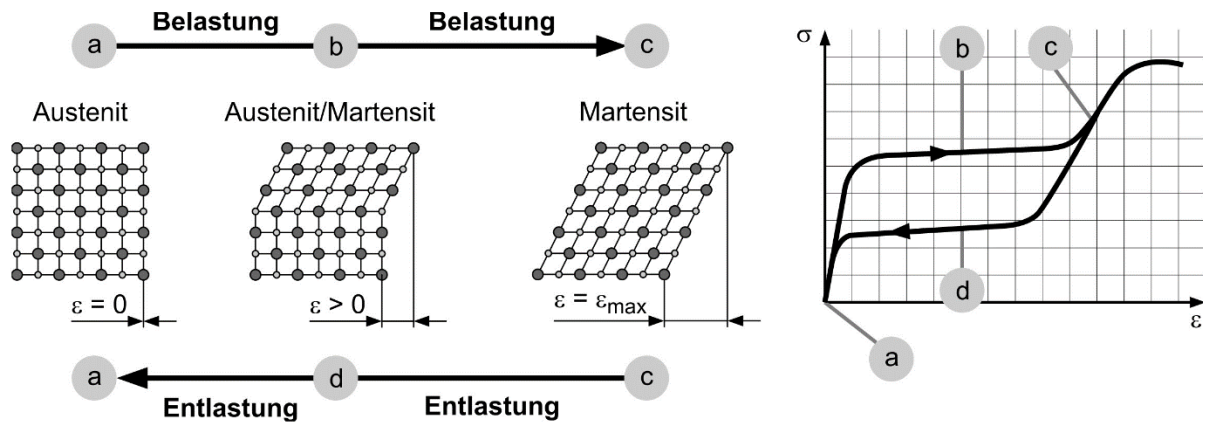


Abbildung 3: Oben: Schematische Darstellung der spannungsinduzierten martensitischen Umwandlung anhand der beteiligten Kristallstrukturen. a: Legierung liegt vollständig in der Austenit-Phase vor. b: Spannungsinduzierte Umwandlung vom Austenit in Martensit bei Anlegen einer äußeren Spannung. c: Legierung liegt vollständig in der Martensitphase vor. c/d/a: Entgegengesetzte Rückumwandlung der Kristallstruktur bei Wegnahme der äußeren Spannung (Petzoldt 2006). Unten: Spannungs-Dehnungsverhalten einer superelastischen NiTi-Legierung bei Auftreten der spannungsinduzierten Phasenumwandlung vom Austenit in den Martensit (oberes Plateau, Bereich 2) bzw. beim Entlasten Rückumwandlung des thermodynamisch nicht stabilen Martensits in den Austenit (Bereich 4). Das untere Plateau ist für die Kieferorthopädie klinisch relevant.

Dabei kommt es zu einer Phasenumwandlung der Ausgangsphase (Austenit = Hochtemperaturphase), welche spannungsinduziert ist. Das heißt, die Kristallkonfiguration des Werkstoffes wandelt sich - hier in den Martensit (Tiefemperaturphase) - um, obwohl eigentlich der thermodynamisch stabile Zustand die Hochtemperaturphase wäre. Der Parameter „Spannung“ tritt hier, zur Induzierung der Phasenumwandlung, als äquivalenter Energielieferant zur „Temperaturerhöhung auf“. Das bedeutet im Umkehrschluss auch, dass bei Wegnahme der äußeren

Spannung, der bei dieser Temperatur stabile Austenit unter Rückbildung der superelastischen Dehnung wieder auftritt.

NiTi-Legierungen weisen dank ihrer Super- oder auch Pseudoelastizität (Bantleon et al. 1989; Drescher et al. 1990; Kappert und Eichner 2008; Linge und Dahm 1994; Sander et al. 2011; Schopf 2008) exzellente Rückstelleigenschaften (Bantleon et al. 1989), bzw. ein besonders hohes Deflektionsvermögen (Drescher et al. 1990) und einen niedrigen E-Modul auf (Drescher et al. 1990) Sie können um einen Winkel von 90° mit einem engen Radius gebogen werden, ohne dabei plastische Verformung zu zeigen (Andreasen und Morrow 1978).

Bei genauerer Betrachtung kann man das Spannungs–Dehnungs–Diagramm des superelastischen NiTi-Drahtes in fünf Abschnitte aufteilen (siehe Abbildung 3) (Nikolai 1997). Im ersten Abschnitt zeigt der Draht linear elastisches Verhalten (Kayser et al. 2002) und es findet eine annähernd Hooke'sche Verformung der Austenitstruktur statt (Miura et al. 1986). Erreicht die Spannung in der Probe das für das Auftreten der Phasenumwandlung notwendige Niveau, so bildet sich der Martensit, orientiert entsprechend der Wirkrichtung der äußeren Spannung, womit eine ansteigende Spannung trotz fortschreitender Dehnung unterdrückt wird (Kayser et al. 2002; Nikolai 1997) und das typische pseudoelastische Plateau entsteht (Kayser et al. 2002). Vorteil eines langen Spannungsplateaus ist, dass beim Aktivieren nicht – im Gegensatz zu Stahlbögen – so sehr auf den Betrag der Verformung im Sinne einer Überaktivierung des Drahtes geachtet werden muss, denn die bei der Aktivierung induzierte Kraft bleibt im Bereich des Plateaus konstant. So ist das Risiko von einer zu großen Krafteinwirkung auf den Zahn und das Parodont geringer. Ab einer Dehnung von etwa 8 % liegt der Draht vollständig in der martensitischen Phase vor (siehe Abbildung 3; Punkt c) (Miura et al. 1986). Wird trotzdem weiter aktiviert, steigt die Spannung steil an, da der dann vollständig spannungsinduzierte Martensit nunmehr elastisch bis zum Erreichen seines elastischen Limits verformt wird (siehe Abbildung 3) (Nikolai 1997). Bei weiterer Aktivierung folgt diesem Abschnitt eine nicht-lineare, plastische Deformation, die mit dem Bruch des Drahtes endet (Kayser et al. 2002). Reduziert man hingegen die Spannung im Bereich gegen Ende des Plateaus wieder, beginnt der dritte Abschnitt, in dem die Kraft schnell abnimmt und die Rückumwandlung des spannungsinduzierten Martensits in den thermodynamisch stabilen Austenit einsetzt (Bantleon et al. 1989; Nikolai 1997). Der Abfall der Kurve ist daher anfangs in diesem Bereich sehr steil (Nikolai 1997), jedoch annähernd linear (Miura et al. 1986). Da durch die Phasenumwandlung Energie, in Form der sogenannten „Umwandlungsenthalpie“, verbraucht wird, läuft die Spannungs-Dehnungs-Kurve auf einem niedrigeren Spannungsniveau wieder zurück (Drescher et al. 1990; Kayser et al. 2002; Linge und Dahm 1994). Diesen Kurvenverlauf, bei dem zwischen Hin- und Rückumwandlung eine Spannungsdifferenz gemessen wird, nennt man auch „Spannungshysterese“.



Zur Zahnbewegung werden nur die Rückstellkräfte des dann folgenden Bereichs 4 genutzt (Miura et al. 1988). Dadurch ist die Kraft, mit der der Draht auf den Zahn wirkt, deutlich geringer als bei seiner Aktivierung (Linge und Dahm 1994). Im vierten Segment findet eine nahezu konstante Kraftabgabe statt (Bantleon et al. 1989; Kayser et al. 2002). Im nachfolgenden fünften Abschnitt fällt die Kurve wieder steil ab, bis die Ausgangsdehnung erreicht ist (Bantleon et al. 1989; Nikolai 1997). Die dabei zurückbleibende Dehnung ist bei guter Legierungsqualität vernachlässigbar und die Spannungs-Dehnungs-Kurve ist im letzten Abschnitt erneut nahezu linear (Miura et al. 1986).

Eine besondere Eigenschaft der NiTi-Legierungen hängt mit dem Aktivierungsbetrag zusammen: Die Hysterese zwischen Be- und Entlastungsplateau ist umso größer, je stärker der Draht im zweiten Abschnitt aktiviert wird (Nikolai 1997). Auch ist das Plateau (Abschnitt 4) bei stärkerer Aktivierung länger (Nikolai 1997). Somit ist auch die mittlere Kraftabgabe in diesem Fall geringer (siehe Abbildung 4) (Nikolai 1997).

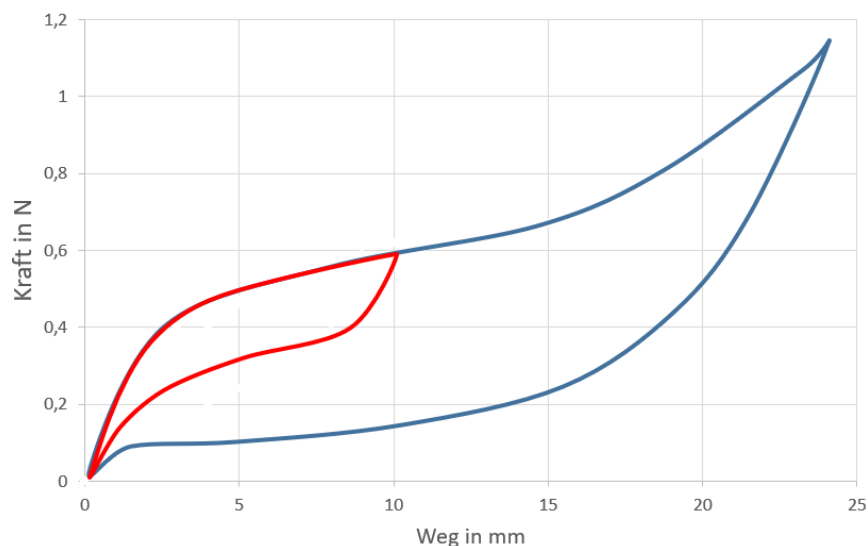


Abbildung 4: Kraft-Weg-Diagramm einer superelastischen NiTi-Feder für die KFO, die in unterschiedlicher Weise vorgedehnt („aktiviert“) wurde. Die blaue Kurve zeigt die vollständige Aktivierung bis etwa 24 mm, während die rote Kurve die unvollständige Aktivierung bis etwa 10 mm veranschaulicht. Man erkennt die deutlich unterschiedliche Lage des Entlastungsplateaus, Unterschiedliche Aktivierungen führen zu einer stark abweichenden Kraft während der Behandlung eines Patienten.

Eine weitere besondere Eigenschaft der NiTi-Legierungen ist der sogenannte „Memory“- Effekt (Drescher et al. 1990; Kapila und Sachdeva 1989; Kappert und Eichner 2008). Verformt man einen NiTi-Draht unterhalb seiner Martensit-Umwandlungstemperatur  $M_f$  und erhitzt ihn dann wieder auf eine Temperatur oberhalb seiner Austenit-Umwandlungstemperatur  $A_f$ , kehrt er wieder in seine originale Form zurück (Andreasen und Morrow 1978; Nikolai 1997). Dieser Effekt lässt sich auf die reversible Phasenumwandlung vom Martensit in den Austenit

zurückführen und die mit den jeweiligen Kristallstrukturen der beiden Phasen verknüpften Defektstrukturen. Im martensitischen Zustand kann der Draht aufgrund der Mobilität der sogenannten Zwillingsgrenzen in der Kristallstruktur leicht, scheinbar plastisch verformt werden, er fühlt sich in diesem Zustand sehr weich, fast wie Lötzinn, an. Führt man diesem scheinbar bleibend verformten Werkstoff dann Hitze zu, wandelt sich die Kristallstruktur in den austenitischen Zustand um und der Werkstoff kehrt in seine ursprüngliche Form zurück (Kappert und Eichner 2008). Dabei kann der Werkstoff Arbeit leisten (Kappert und Eichner 2008) bzw. Kräfte erzeugen, wenn die Formrückkehr behindert wird.

Durch die reversible Änderung der mechanischen Eigenschaften der beteiligten Phasen ergeben sich für die Kieferorthopädie nutzbare Eigenschaften. So kann zum Beispiel durch Einnahme kalter Getränke oder auch von Eiscreme die Kraftwirkung des orthodontischen Drahtes reduziert werden, da sich bei Abkühlung vermehrt die Martensitphase spannungsorientiert bildet und somit Spannungen im Draht abgebaut werden (Kappert und Eichner 2008; Sander et al. 2011). Die Zähne können zumindest so lange etwas entlastet werden (Linge und Dahm 1994), bis durch warme Speisen oder Getränke die dann auftretende Rückumwandlung in die Austenitphase für wieder zunehmende Kräfte sorgt. So wird - häufig unbeabsichtigt - eine intermittierende Krafteinwirkung auf die Zähne erreicht (Kappert und Eichner 2008; Sander et al. 2011).

Die zur Anpassung orthodontischer Bögen erforderliche Kaltverformung von superelastischen NiTi-Drähten ist aufgrund der hohen Dehnbarkeit schwierig (Kapila und Sachdeva 1989; Kusy 1981). Dafür weisen sie eine sehr gute Resilienz auf (Drake et al. 1982). Darüber hinaus sind durch das niedrige E-Modul und die hohen Dehnbarkeit, viel größere Aktivierungen möglich als bei anderen KFO-Werkstoffen (Kappert und Eichner 2008). Dank des geringen E-Moduls kann man auch bereits in frühen Phasen der Nivellierung größere Bogendimensionen anwenden. So ist eine frühere Kontrolle über die axiale Zahnposition, durch den Einsatz rechteckiger Bögen, und (Sander et al. 2011). der Anwendung von Torquekräften, (Kapila und Sachdeva 1989; Kusy 1981) bei simultaner Rotation, Leveling (Andreasen und Morrow 1978; Kapila und Sachdeva 1989) und kontrollierte Kippung möglich (Andreasen und Morrow 1978). Durch eine schnellere und gezieltere Nivellierung gelingt zudem eine Verkürzung der Behandlungszeit (Sander et al. 2011). Ebenso sinkt das Risiko von Wurzelresorptionen (Sander et al. 2011). Die Friktion gängiger kieferorthopädischer NiTi-Drähte im Bracket Slot liegt zwischen 0,7N und 1,7N. Sie ist somit vergleichbar mit der von Edelstahl (Wichelhaus et al. 2005).

Dank seiner hohen Korrosionsbeständigkeit ist der NiTi-Draht trotz des hohen Nickelgehalts nicht toxisch (Schopf 2008) und sehr gut biokompatibel (Drescher et al. 1990; Ryhänen et al. 1997). Nach sowohl 7 als auch nach 14 Tagen wurde, im Laborversuch, kein Nickel aus Unitek Nitinol und Maselel Elastinol freigesetzt (Grimsdottir et al. 1992). Es besteht somit ein nur sehr

geringes Allergierisiko (Schopf 2008). Bei Elutionsversuchen im Zellmedium von Ryhänen wurde nach 10 Tagen zwar eine Nickelabgabe aus Nitinol beobachtet. Diese Menge war jedoch so gering, dass es weder zu toxischen Effekten auf die Zellen, zu einer Behinderung der Zellteilung, oder einer Behinderung von Zellwachstums kam (Ryhänen et al. 1997). Dennoch wird von Einzelfällen mit schwerwiegenden Reaktionen auf Nickel berichtet (Grimsdottir et al. 1992). Dies könnte damit zusammenhängen, dass die Drähte im Laborversuch unter standardisierten Bedingungen getestet wurden, während die Situation im Mund dynamisch ist. Hier kann es beispielsweise zu Tribokorrosion durch die Draht-Bracket Interaktion kommen. Dies könnte die Gefahr der Freisetzung von Metall-Ionen erhöhen (Grimsdottir et al. 1992).

Seine im Vergleich zu Edelstahl um ein Vielfaches niedrigere Kraftabgabe (Burstone et al. 1985) über einen langen Zeitraum macht NiTi zum bevorzugten Werkstoff für die Nivellierung (Drescher et al. 1990) in der initialen Phase der kieferorthopädischen Behandlung (Kusy 1981). Klinisch noch relevanter ist, dass die Gefahr von Überlastungsschäden deutlich abnimmt (Kappert und Eichner 2008). Durch die geringen Kräfte werden schnelle Zahnbewegungen erreicht (Kusy 1981).

Die entscheidenden Vorteile, die die Anwendung von NiTi-Bögen während der Nivellierungsphase mit sich bringt, sind:

- weniger Drahtbogenwechsel,
- weniger Zeit am Patientenstuhl,
- kürzere Behandlungszeit für Rotationen und Nivellierung
- weniger Unannehmlichkeiten und Risiken für den Patienten im Sinne von Schmerzen und Wurzelresorptionen (Andreasen und Morrow 1978).

## **1.5 Ni-Ti Drahtgenerationen**

In den letzten Jahrzehnten wurde erforscht, welche Kraftgröße optimal ist, um Zähne möglichst schnell, aber gleichzeitig schonend zu bewegen. Die nachfolgende Tabelle 2 liefert einen Überblick über die Entwicklung der empfohlenen Kraftgrößen.

Gleichzeitig wurde eine unüberschaubare Vielzahl an NiTi-Drähten entwickelt, deren mechanische Eigenschaften sehr unterschiedlich sind.

Eine Möglichkeit diese zu katalogisieren ist die Einteilung nach Generationen, welche auch die sich entwickelnden Empfehlungen, der zu verwendenden Kraftgröße berücksichtigt. Wobei bei dieser Methode die Einteilung nicht nur abhängig von der abgegebenen Kraft, sondern anhand des Kurvenverlaufs der Spannungs-Dehnungs-Kurve und der Kraftabgabe im Rücklauf erfolgt. So können Drähte desselben Herstellers und aus derselben Legierung durchaus

in verschiedene Generationen eingeteilt werden. Da diese Methode dem Kliniker einen schnellen Überblick darüber liefert, welcher Draht für welche Behandlungsphase am besten geeignet ist, wurden die getestet Drähte in dieser Arbeit, nach dieser Methode eingeteilt.

Tabelle 2: Entwicklung der zur Zahnbewegung empfohlenen Kraftgröße. In: Incisor CA: Canine; P(1): (erster) Prämolare; M(1): (erster) Molar; OK: Oberkiefer; UK: Unterkiefer

Autor	JAHR	KRAFT F (CN)	OBJEKT	DAUER DER KRAFT	SPEZIES
REITAN K. (REITAN 1957)	1957	0,25-2,50	CA / In	15-27t	Mensch
REITAN K. (REITAN 1964)	1964	0,49	P1 (OK)	15t	Mensch
LEE (LEE 1965)	1965	1,50-2,55	CA(OK)	>7t	Mensch
ANDREASEN (ANDREASEN UND JOHNSON 1967)	1967	3,90	M1(OK)	82t	Mensch
HIXON (REN ET AL. 2003)	1972	3,00-10,00	CA (OK)	42t	Mensch
BOESTER (REN ET AL. 2003)	1972	0,55-3,00	CA (OK)	70t	Mensch
BOESTER (BOESTER UND JOHNSTON 1974)	1974	1,40-3,04	P1/Ca	70t	Mensch
ANDERASEN (ANDREASEN UND ZWANZIGER 1980)	1980	1,0–1,5	CA (UK)	70t	Mensch
		4,0–5,0	M(UK)		
OWMAN-MOLL (OWMAN-MOLL ET AL. 1996B)	1996a	0,50-1,0	P(OK)	28-49t	Mensch
OWMAN-MOLL (OWMAN-MOLL ET AL. 1996A)	1996b	0,50-2,0	P(OK)	49t	Mensch
FALTIN (FALTIN ET AL. 1998)	1998	0,50	P1(OK)	28t	Mensch
YIJIN REN (REN ET AL. 2004)	2004	2,48	CA	Mathematisches Model	Mensch
YIJIN REN (REN ET AL. 2004)	2004	2,72	CA	Mathematisches Model	Mensch
CHAN (CHAN UND DARENDELILIR 2005)	2005	0,25	P1	28t	Mensch
HARRIS (HARRIS ET AL. 2006)	2006	0,25	P1(OK)	28t	Mensch
NODA (NODA ET AL. 2010)	2010	0,008-0,016	M1(OK)	28t	Mensch
EROSS (EROSS ET AL. 2015)	2015	0,25	P1 (OK)	84t	Mensch

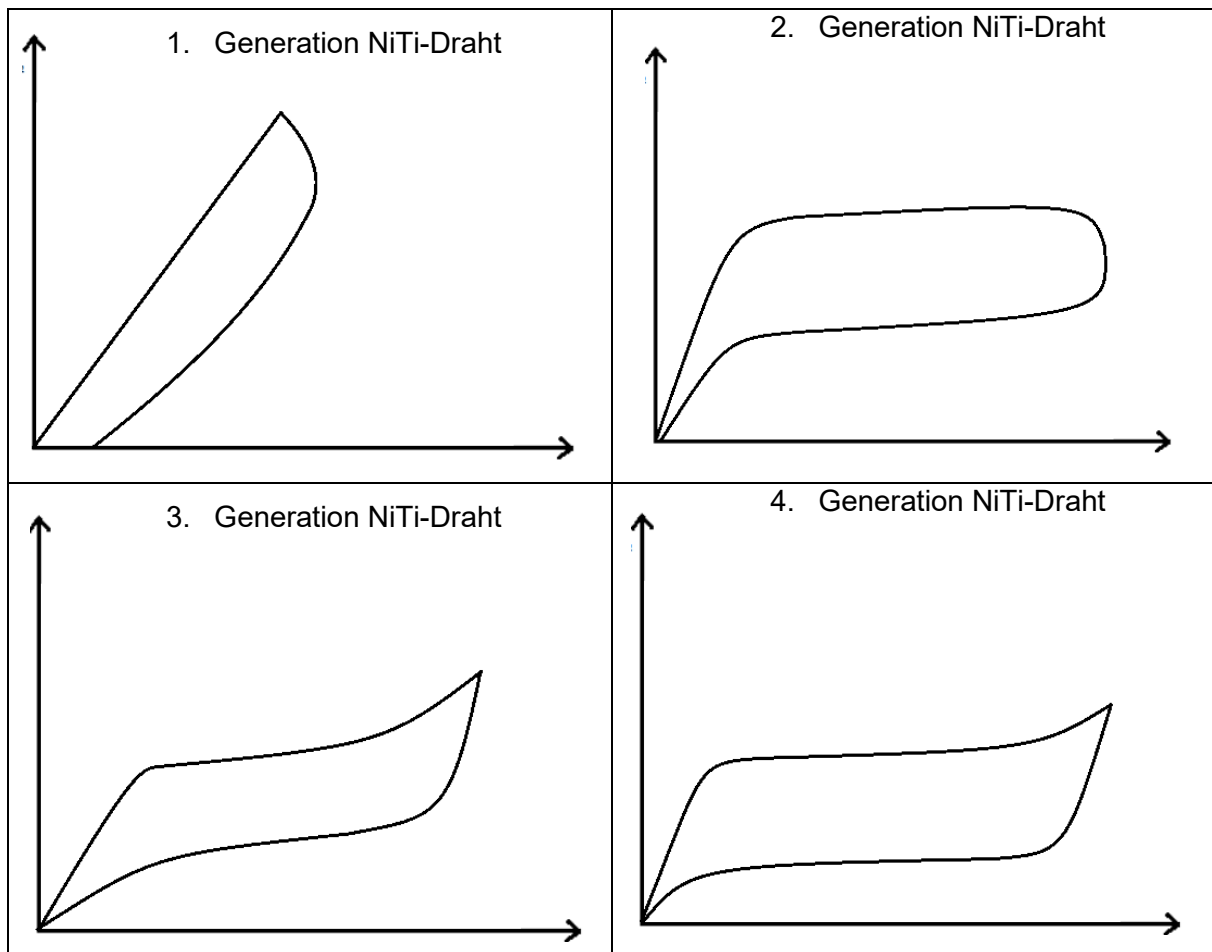


Abbildung 5: Schematische Spannungs-Dehnungs-Diagramme von kieferorthopädischen NiTi-Drähten, klassifiziert nach Generationen:

- Generation 1 mit einer Kraftabgabe über 6N im Rücklauf, keine Plateauausbildung, eventuell bleibende plastische Verformung
- Generation 2 mit einer Kraftabgabe ca. 3,5N - 6N im rücklaufenden Plateau
- Generation 3 mit einer Kraftabgabe zwischen 0,5N und 2N im Entlastungsplateau; Einsatz bevorzugt für horizontales Nivellieren

## 1.6 Gummetal-Drähte

Auf dem Markt der Nickel-Titan Drähte herrscht mittlerweile großer Konkurrenzdruck und für die Hersteller wird es immer schwieriger, sich vom Mitbewerber abzuheben. Die führenden Nickel-Titan Drähte liefern bereits extrem geringe Kräfte und ein sehr ausgewogenes Eigenschaftsprofil. Allerdings gibt es bislang noch keine nickelfreien Drähte, welche diese geringen Kräfte erreichen. Dies war der Ausgangspunkt für die Einführung der nickelfreien und damit patentierfähigen Werkstoffe mit dem Handelsnamen „Gummetal“ in die Kieferorthopädie.

### 1.6.1. Materialzusammensetzung

„Gummetal“ ist eine Titan-Niob Basislegierung und setzt sich zusammen aus Ti-24 [Nb+Ta+V]-[Zr-Hf]-O [at%] (Talling et al. 2009a), bzw.  $Ti^3 [Ta+Nb+V]+[Zr, Hf]+O$ , nach der Originalpublikation von Kazuaki (Kazuaki 2003). Dies bedeutet, dass 24% des Atomgewichts entweder von Niob (Nb), Tantal (Ta), oder Vanadium (V) alleine, oder von allen drei Komponenten zusammen zulegiert wird. Hinzu kommen Anteile an Zirkonium (Zr) und Hafnium (Hf) (Talling et al. 2009a). Die Legierung benötigt 0,3 bis 0,7 at-% Sauerstoff (O), um die später beschriebenen charakteristischen Eigenschaften zu entfalten (Saito et al. 2003).

Typische Zusammensetzungen von Gummetal in at-% sind in Tabelle 3 zusammengestellt.

*Tabelle 3: Typische Zusammensetzungen von Gummetal, oder auch TNTZO (Gutkin et al. 2006; Kuramoto et al. 2006; Liu et al. 2013; Naoyuki Nagasako et al. 2013; Saito et al. 2003; Talling et al. 2009a; Yano et al. 2009)*

Zusammensetzung	Quelle
Ti-23Nb-0,7Ta-2Zr-1,2O (at%)	(Kuramoto et al. 2006; Naoyuki Nagasako et al. 2013)
Ti-20Nb-3.5Ta-3.4Zr-1,2O (at%)	(Gutkin et al. 2006)
Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0,3O (wt.%)	(Yano et al. 2009)
Ti-23Nb-0,7Ta-2Zr-O (at%)	(Saito et al. 2003) (Talling et al. 2009a)
Ti-24Nb-4Zr-8Sn-0.10O (wt%)	(Liu et al. 2013)

Die Struktur des Kristallgitters von Gummetal ist kubisch raumzentriert (Saito et al. 2003). Die Zusammensetzung der Legierung kann innerhalb des oben erwähnten Zusammensetzungsbereichs variieren, solange 3 wichtige Bedingungen erfüllt sind:

- Die durchschnittliche Zahl der Valenzelektronen (Elektronen/Atom-Verhältnis) muss 4,24 sein (Furuta et al. 2005; Kazuaki 2003 ; Saito et al. 2003).
- Das Elektronenenergieniveau muss 2,45 eV sein
- Die Bindungsordnung, also die durchschnittliche Zahl effektiver Bindungen zwischen den Atompaaaren, muss 2,87 betragen (Furuta et al. 2005; Kazuaki 2003 ; Saito et al. 2003).

Solange diese drei Voraussetzungen erfüllt sind, treten auch die besonderen Eigenschaften von Gummetal auf, jedoch erst nach einer Modifikation der Mikrostruktur durch

Kaltumformung. Nach dieser zeigt sich in der Legierung eine „marmorähnliche Struktur mit filamentartigen Verwebungen“ unter dem Elektronenmikroskop (Saito et al. 2003; Talling et al. 2009a).

Die besonderen Eigenschaften sollen im Folgenden näher beschrieben werden.

### **1.6.2 Materialverhalten**

Gummetal ist eine unkonventionelle Legierung. Da sie erst im Jahr 2003 entwickelt wurde (Kazuaki 2003), liegen bislang nur wenige unabhängige Untersuchungen vor. Die nachfolgend genannten Angaben zum Materialverhalten stützen sich vor allem auf Angaben des Herstellers und sind daher kritisch zu hinterfragen.

Laut Hersteller besitzt Gummetal eine Zugfestigkeit von 1100 MPa (Kazuaki 2003; Shin o.J.). Das E-Modul liegt bei ca. 40 GPa (Furuta et al. 2005; Shin o.J.). Plastische Verformungen im Sinne von Biegungen sind bei Gummetal problemlos möglich. Die Legierung ist bei Raumtemperatur sehr gut kalt umformbar und neigt, selbst bei Kaltumformgraden von bis zu 99%, nicht zum Bruch durch starke Kaltverfestigung (Kazuaki 2003; Saito et al. 2003).

Außerdem ist der Verlust an Duktilität bei Kaltumformung gering (Saito et al. 2003), wobei die Duktilität aufgrund der geringen Neigung zur Verfestigung sehr viel höher ist, als bei anderen superelastischen Legierungen, wie zum Beispiel bei NiTi (Shin o.J.), welches eine hohe Neigung zur Kaltverfestigung aufweist. Gummetal besitzt nicht nur invariables Verhalten über weite Temperaturbereiche, sondern verhält sich zudem zudem elinvar (Saito et al. 2003) im Bereich von -200°C bis +250°C (Kazuaki 2003).

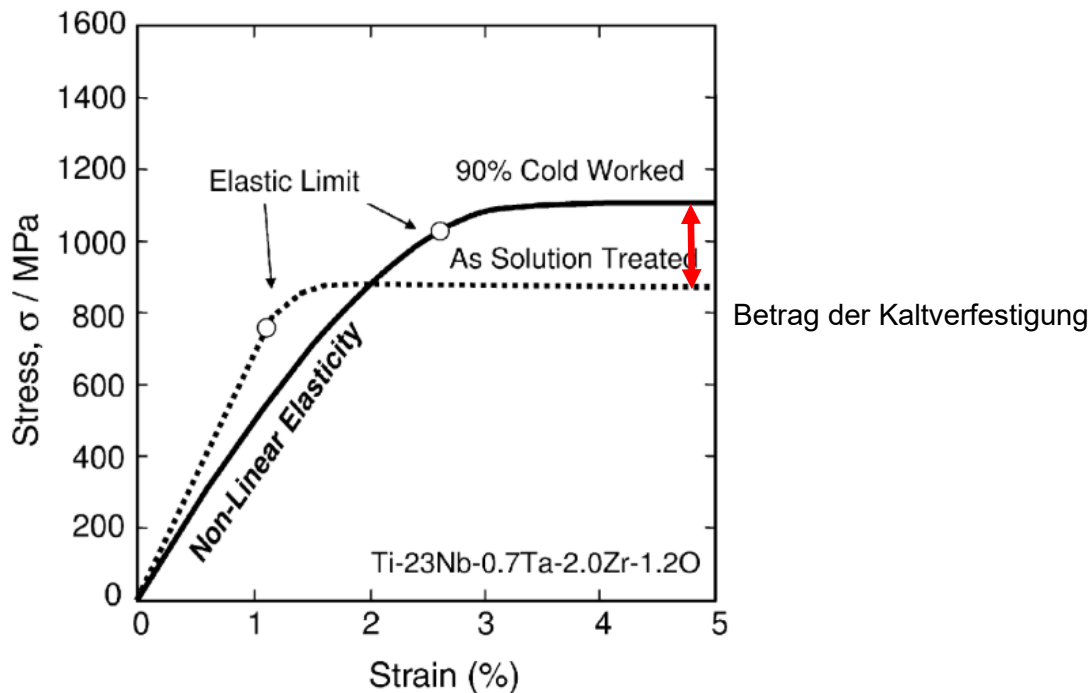


Abbildung 6: Veränderung des Spannungs-Dehnungs-Diagramms von "Gummetal" bei Raumtemperatur, vor und nach Kaltumformung mit 90% Umformgrad (Kuramoto et al. 2006); As solution treated= lösungsgeglüht; Cold Worked= kaltverformt

„Gummetal“ ist nach Kaltumformung bis zu einer Dehnung von  $\epsilon=2,5\%$  elastisch verformbar (Furuta et al. 2005; Saito et al. 2003) und weist eine geringfügige Nichtlinearität im elastischen Bereich auf (Kuramoto et al. 2006). Vor der Kaltumformung liegt das elastische Limit bei einer Dehnung von  $\epsilon=1,2\%$  (Abbildung 6) (Kuramoto et al. 2006).

Aufgrund des geringen E-Moduls weist Gummetal im Spannungs-Dehnungs-Diagramm einen sehr flachen, nicht linearen Kurvenverlauf ohne Hysterese auf, was optimale Kraftkontrolle verspricht (Shin o.J.).

### Makroskopische Betrachtung

„Gummetal“ besitzt laut Hersteller Eigenschaften, welche vergleichbar sein sollen mit der Superelastizität von NiTi-Legierungen (Kazuaki 2003), wobei jedoch keine martensitische Phasenumwandlung stattfindet (Furuta et al. 2005; Kazuaki 2003).

### Mikroskopische Betrachtung

Auf mikroskopischer Ebene weist „Gummetal“ eine besondere Struktur auf. Während im wärmebehandelten Zustand, eine regelmäßige, defektfreie Kornstruktur vorherrscht (siehe Abbildung 7A), verändert sich dieses Bild nach Kaltumformung zu einer marmorartigen, filamentartigen Struktur (siehe Abbildung 7B) (Saito et al. 2003). Durch Kaltumformung sollen Felder mit elastischer Dehnung erzeugt werden, die in ihrer Größe von wenigen Nanometern bis einigen



hundert Nanometern reichen (Kazuaki 2003 ). Dadurch entsteht eine elastische Spannung, wodurch „Gummetal“ seine besonderen Eigenschaften erhält (Kazuaki 2003 ).

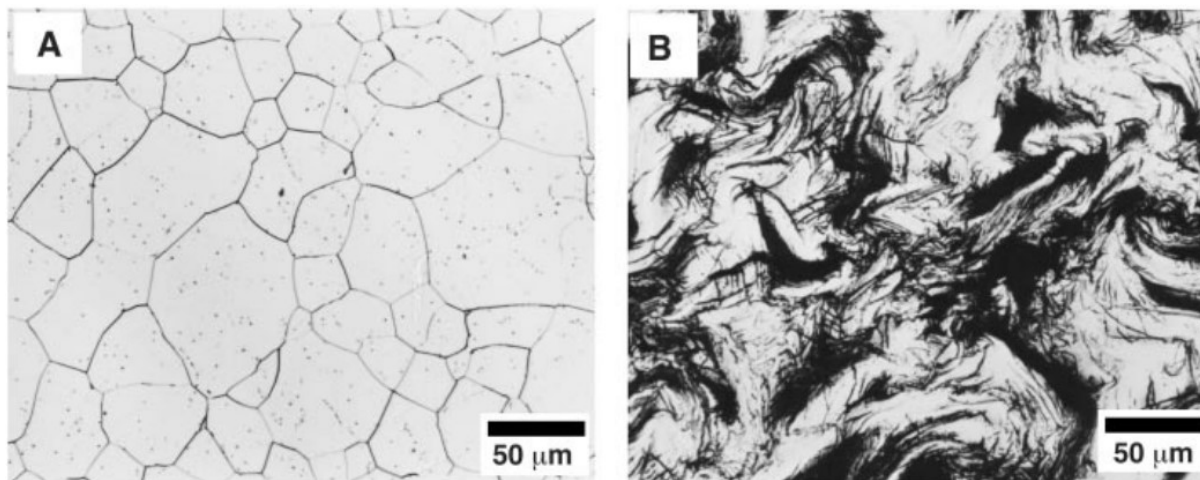


Abbildung 7: Vergleich der Mikrostruktur von einer Ti-23Nb-0,7Ta-2Zr-1,2O(wt%): Legierung (A) lösungsgeglüht bei 1273 K; (B) kaltumgeformt mit Umformgrad von 90 % und marmorartig-filamentärer Struktur (Saito et al. 2003).

### Betrachtung auf atomarer Ebene

Ebenso soll es nicht zu „Zwillingsbildung“ wie bei NiTi-Legierungen kommen (Furuta et al. 2005). Die Zwillingsbildung beschreibt einen Vorgang des Umklappens bestimmter beweglicher Kristallgitterebenen, bei dem es zu einer Spiegelung der Gitterstruktur entlang einer Symmetrieebene kommt. Dieser Mechanismus spielt bei NiTi-Legierungen eine Rolle, da sich der Martensit durch Bewegung von Zwillingsgrenzen verformen lässt, ohne dabei wahre plastische Verformung aufzuweisen. Die Zwillingsgrenzen besitzen eine hohe Symmetrie (Psycharis 2016) und die in der Zwillingsgrenze befindlichen Atome werden von beiden angrenzenden Kristallen geteilt.

### Bisheriger wissenschaftlicher Kenntnisstand

Der Deformationsmechanismus wird von verschiedenen Laboratorien mit jeweils spezifischen Methoden untersucht, wobei die Resultate auseinandergehen und sich teilweise sogar widersprechen. Ein eindeutiger Deformationsmechanismus ist bislang noch nicht erforscht worden (Tahara et al. 2011).

### Versetzungsfreie, plastische Verformung von Gummetal

Saito et al. propagieren einen Verformungsmechanismus, ohne Auftreten einer Phasenumwandlung (zum Beispiel: Austenit zu Martensit) (Saito et al. 2003), genauso wie Kuramoto et al., bis zu einer elastischen Gesamtdehnung von 2,7% (Kuramoto et al. 2006). Darüber hinaus vermuten Saito et al., dass eine versetzungsfreie plastische Verformung Ursache der ungewöhnlichen Spannungs-Dehnungseigenschaften ist. Sie vermuten, dass diese dadurch ermöglicht wird, dass durch Zr-O-Cluster Versetzungen während der Verformung verhindert werden (siehe Abbildung 2). Um diese Fehler findet gleichzeitig elastische Deformation statt,

wodurch Plastizität und Materialversagen verhindert werden soll. Es wird dadurch elastische Energie gespeichert. Gleichzeitig kommt es auf Nanoebene zu koordinierter Verschiebung zwischen Zirkon- und Sauerstoffatomen (siehe Abbildung 9) (Furuta et al. 2005; Saito et al. 2003).

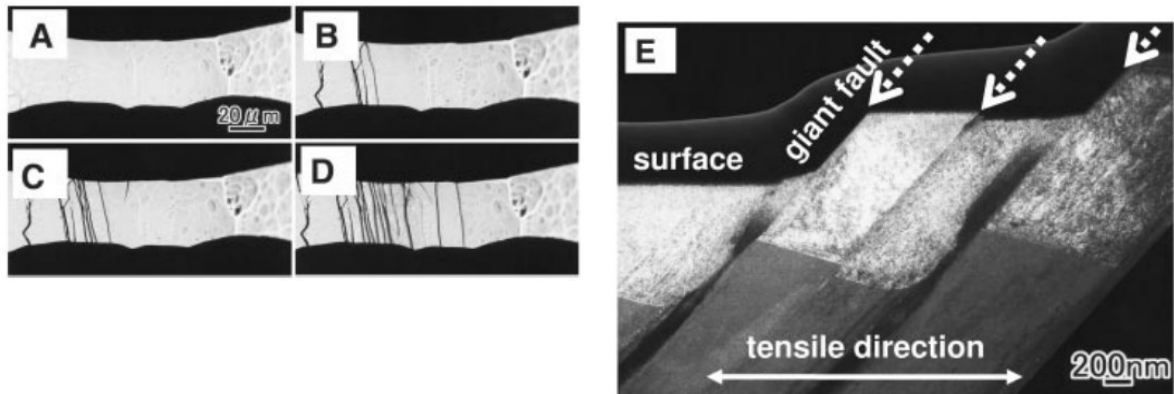


Abbildung 8: Veränderung in der Oberflächenmorphologie einer Probe im Zugversuch bei einer Verformung von: (A) 0%; (B) 4,3%; (C) 6,1% und (D) 10,3%; (E) Ausbildung von sogenannten "Giant Faults" (Saito et al. 2003)

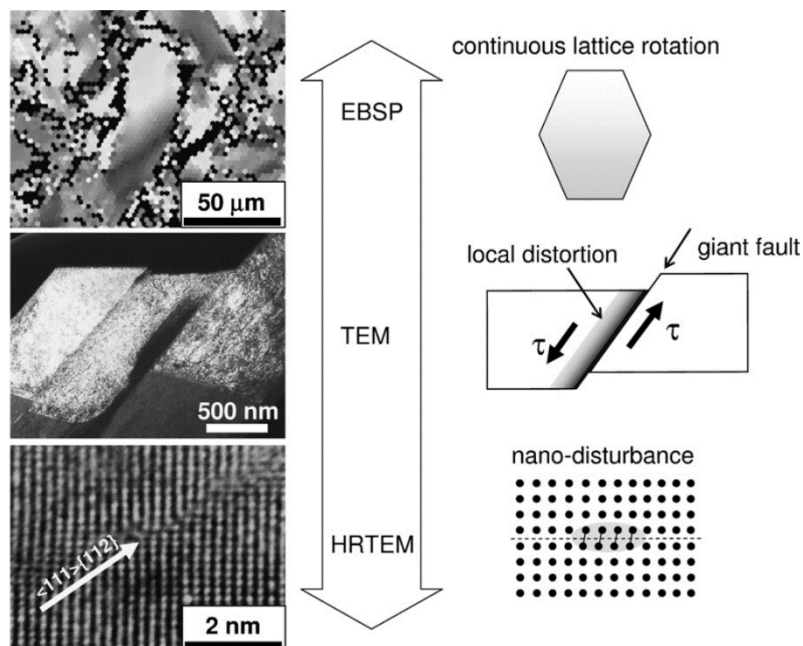


Abbildung 9: Ursprung der elastischen Verformung in "Gummetal". HRTEM=High resolution transmission electron microscopy; TEM=transmission electron microscopy; EBSP=electron backscattering pattern (Kuramoto et al. 2006a)

## Phasenumwandlung als Folge von Deformation

Die Forschungsgruppe von Talling et al vertritt andere Ansichten. Sie entdeckten zwar auch die oben beschriebenen „Giant Faults“ und eine nichtlineare Elastizität, jedoch fanden sie in den Proben darüber hinaus auch eine Phasenumwandlung sowie Versetzungsbildung nach Verformung. Sie vermuten, dass initial eine spannungsinduzierte Phasenumwandlung stattfindet, bevor die Deformation unter steigender Schubspannung fortgesetzt wird.

Weiterhin stellen sie die Einzigartigkeit der marmorartigen Mikrostruktur, welche für die besonderen Eigenschaften von „Gummetal“ verantwortlich sein soll, in Frage und stellen heraus, dass diese Struktur auch in anderen  $\beta$ -Ti-Legierungen vorhanden ist. Sie fanden die, für martensitische Umwandlungen in Röntgendiffraktometeruntersuchungen typische, spannungsinduzierte,  $\alpha'$ -Phase (orthorombische Kristallstruktur) und eine  $\omega$ -Phase (Übergangsphase bei der Umwandlung von der  $\beta$ -Kristallstruktur zur  $\alpha'$ -Kristallstruktur (Talling et al. 2009b). Diese  $\omega$ -Phase wird auch in anderen Arbeiten beschrieben und ist seit langem bekannt für  $\beta$ -Titanlegierungen (Yano et al. 2009; Yano et al. 2010). Talling et al. vermuten als Mechanismus für die Superelastizität in Gummetal das Wachsen von sogenannten  $\alpha'$ -Clustern und  $\omega$ -Phasenplatten bei Belastung. Hierbei hindern die  $\omega$ -Phasenplatten die  $\alpha'$ -Cluster daran, zu groß zu werden (Talling et al. 2009b).

Eine weitere kritische Betrachtung der Eigenschaften und Mikrostruktur wurde durch Whitey et al. durchgeführt. Sie verglichen wärmebehandelte, mit kaltumgeformten Proben mit einer Größe von nur 100 – 200nm. Proben mit „idealer Stärke“ widerstehen plastischer Verformung solange, bis elastische Instabilität eintritt. Dies war unabhängig davon, ob die Probe wärmebehandelt oder kaltumgeformt war. Die Autoren dieser Studie entdeckten keine signifikanten Versetzungsbewegungen. Deshalb stellten sie die Vermutung auf, dass für Versetzungen, in der Mikrostruktur verteilte Korngrenzen, oder andere „soft spots“ benötigt werden. Wenn die sogenannten „Giant Faults“ auftraten, dann als Ergebnis der Verformung und nicht als deren Ursache. Die Autoren schreiben eher den Nanofehlern eine wichtigere Rolle zu. Auch sie beobachteten das Entstehen einer  $\alpha'$ -Phase, wobei deren Bildung stark von der Richtung der applizierten Kraft abhängt. Sie sehen deren Bildung allerdings nicht als Ursache des besonderen Deformationsverhaltens. Eine  $\omega$ -Phase wurde nicht gefunden (Whitey et al. 2010).

Jia-Peng Liu et al. entdeckten mit Hilfe der Synchrotron-basierten Hochenergie-Röntgendiffraktometrie eine martensitische Umwandlung in Gummetal, welche allerdings anders abläuft, als die für NiTi bekannte martensitische Umwandlung. Es findet dabei die reversible Bildung von orthorhombischem  $\alpha''$ -Martensit sowie von  $\delta$ -Martensit statt, womit die besonderen Eigenschaften von Gummetal erklärt werden sollen (siehe Abbildung 10)(Liu et al. 2013).

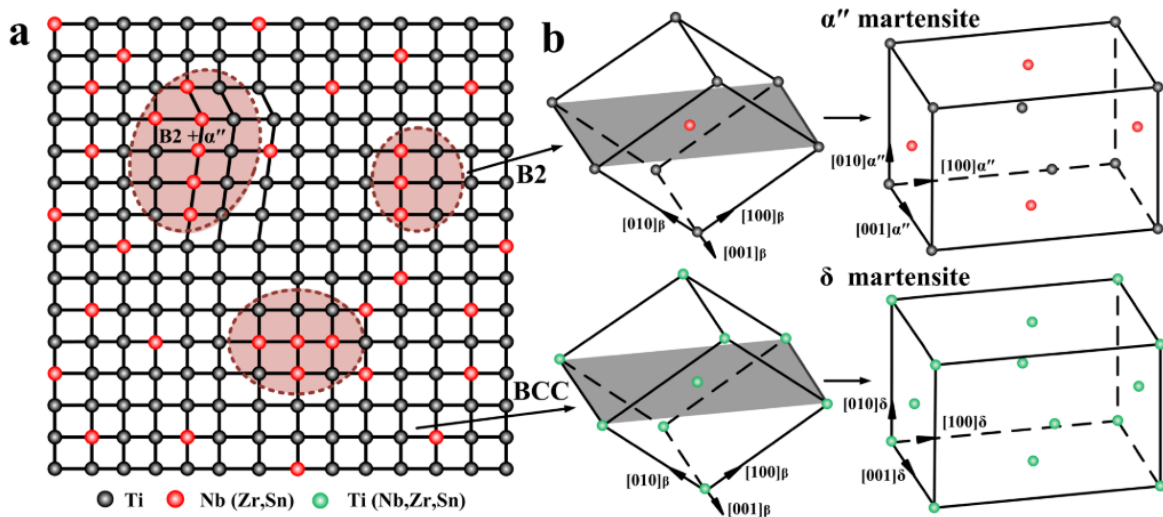


Abbildung 10: Kristallgittermodell nach Jia-Peng Liu et al (Liu et al. 2013).

Andere Forschungsteams fanden ebenfalls eine  $\beta$  zu  $\alpha''$  Phasenumwandlung (Obbard et al. 2011; Shin et al. 2017; Yang et al. 2009; Yang et al. 2018), die bei zunehmender Sauerstoffkonzentration in der Legierung abnimmt (Obbard et al. 2011), bis sie letztlich gänzlich unterdrückt wird (Wei et al. 2016).

Die Untersuchung der Ausgangsstruktur vor Belastung lässt ebenfalls eine martensitische Umwandlung vermuten. Liang et. al. fanden mit Hilfe von Röntgendiffraktometrie in der Nanostruktur von unbelastetem Gummetal die hexagonale  $\omega$ -Phase, sowie die orthorhombische  $O'$ -Phase eingebettet in eine  $\beta$ -Matrix. Vor allem die  $O'$ -Phase wandelt sich unter Spannung in  $\alpha''$ -Martensit um (Liang et al. 2019).

### 1.6.3 Einsatzgebiete von Gummetal

Seitdem das von Toyota Central R&D Lab entwickelte Gummetal 2003 auf den Markt kam, findet es heute angeblich in vielen Bereichen des täglichen Lebens Verwendung. So soll es zum Beispiel für Brillenfassungen, Sportgeräte, Präzisionsschrauben und in der Automobilindustrie eingesetzt werden. Neben diesen alltäglichen Verwendungen konnte sich Gummetal auch in der Raumfahrt und im medizintechnischen Bereich etablieren (Kazuaki 2003). In Japan wird es bereits in der Kieferorthopädie verwendet (Shin o.J.).

#### **1.6.4 Möglicher Einsatz in der Kieferorthopädie**

Die Hersteller versprechen, dass Gummetal trotz der hohen Flexibilität und den, laut Hersteller superelastischen Eigenschaften, leichter zu biegen sein soll, als andere Titandrähte.

Im kieferorthopädischen Einsatz muss sich dieses neue Material jedoch gegen bereits bewährte Legierungen durchsetzen. Hierbei geht es vor allem um die bereits zuvor beschriebene, konstante Kraftabgabe auf niedrigem Niveau, um eine möglichst physiologische Zahnbewegung zu erreichen und die Behandlungsdauer zu verkürzen.

Gummetal soll NiTi-Drähte, welche vor allem in der ersten Phase der Behandlung zum Nivellieren der Zähne angewandt werden, nicht ersetzen, da Gummetal nach Biegung über das elastische Limit hinaus dauerhaft plastisch verformt bleibt. Vielmehr soll es von der zweiten Phase, bis zum Behandlungsende eingesetzt werden und hierbei die Behandlungszeit signifikant verkürzen. Dies soll durch eine optimale Kontrolle der kieferorthopädischen Kräfte auf den Zahn ermöglicht werden (Shin o.J.). Diese Kontrolle der Kräfte ist wiederum auf eine sehr gute (ansonsten nicht genauer quantifizierte) Rückstellung, welche keine Hysterese aufweisen soll, zurückzuführen.

Daneben stellt die hohe Biokompatibilität ein wichtiges Verkaufsargument dar, wobei Gummetal aufgrund der verwendeten Legierungselemente eine exzellente Biokompatibilität mit sich bringen soll (Shin o.J.). Somit wäre es beispielsweise für Nickel-sensitive Patienten eine Alternative bei der feststehenden kieferorthopädischen Behandlung. Die Biokompatibilität wird von einer unabhängigen Studie bestätigt, welche dem Gummetal ein sehr edles chemisches Verhalten, sowie nicht-korrosive Eigenschaften und vernachlässigbare Toxizität bescheinigt. So erwies sich „Gummetal“ im in vitro Versuch an Osteoblasten als nicht toxisch. Darüber hinaus konnte Zelladhäsion und Zellproliferation auf der Oberfläche nachgewiesen werden. Ebenso wies „Gummetal“ im Elutionsversuch eine geringere Ionenfreisetzung auf, als das bereits als Implantat zugelassene und weit verbreitete Cp-Ti (commercially-pure). Dadurch ist dieses Material potenziell für alle biomedizinischen Anwendungsformen sehr interessant (Gordin et al. 2014).

## 2. Zielsetzung

Edelstähle, Co-Cr-Mo- und NiTi-Legierungen haben spezifische Vor- und Nachteile. Die verschiedenen Legierungen ergänzen sich gegenseitig und haben ihren berechtigten Platz in der kieferorthopädischen Behandlung. Die große Fülle an verschiedenen Drahtherstellern, Legierungen, Geometrien und Durchmessern macht es für den Kliniker heute schwer, den geeigneten Draht für eine spezifische therapeutische Situation herauszufinden. Hinzu kommt, dass auf dem Dentalmarkt die Werbeversprechen und die tatsächlichen Fähigkeiten des kieferorthopädischen Produktes nicht immer zueinander passen.

Ziel der Arbeit ist es daher, einen nutzbaren Datenpool von Kraftwerten im Verhältnis zur Drahtaktivierung zu generieren, um dem Kliniker eine Auswahl an Drähten für die verschiedenen Phasen der Therapie zur Verfügung zu stellen. Es werden einige am Markt verfügbare NiTi-Drähte im Vergleich zu Gummetal, bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften im 3-Punkt-Biegeversuch untersucht und kategorisiert.

Diese Dissertation hat weiterhin zum Ziel, die vom Hersteller versprochenen mechanischen Eigenschaften des Gummetals kritisch zu überprüfen und soll als unabhängige Arbeit Aufschluss darüber geben, ob Gummetal Vorteile gegenüber einigen bereits etablierten Legierungen besitzt. Besonderes Augenmerk liegt auf dem Kraft-Weg-Verhalten.

Alle untersuchten Drähte wurden nach Kraftabgabe und Kurvenverlauf im Kraft-Weg-Diagramm in Drahtgenerationen (siehe auch Kapitel 1.5 Ni-Ti Drahtgenerationen) eingeteilt. Aufgrund der Zugehörigkeit zu einer Generation kann auf den Nutzen des Drahtes in einer der kieferorthopädischen Behandlungsphasen geschlossen werden (Nivellierungsphase, Führungsphase, Justierungsphase, Retentionsphase)

Dadurch entsteht für den Kliniker Handlungssicherheit und Behandlungsrisiken, wie zum Beispiel Wurzelresorptionen oder Schmerzen, werden minimiert.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Versuchsaufbau

Sämtliche Drähte wurden mit dem 3-Punkt-Biegeversuch geprüft. Dieser wurde nach ISO 15821:2013 (DIN 2013), zur Prüfung von Drähten vom Typ 2, mit nichtlinearem elastischem Verhalten bei Entlastung, bei Temperaturen bis 50°C, durchgeführt (DIN 2013). Für den 3-Punkt-Biegeversuch wurde die Prüfmaschine Zwick/Roell zwickLine Z5.0 verwendet (siehe Abbildung 11).



Abbildung 11: Universalprüfmaschine Zwick/Roell Z 5.0 mit Kraftmessdose (20N), Temperaturregler und Prüfkammer aus Plexiglas. (Versuchsaufbau durch Dr. Sebastian Stapfner und Daniel Martin; Bild zur Verfügung gestellt durch Kieferorthopädische Abteilung der LMU München)



Die Universalprüfmaschine verfügte über eine in vertikaler Richtung bewegliche Traverse, an der sich ein Kraftaufnehmer (Hersteller: Zwick/Roell; Typ: Xforce P; genormt nach ISO 7500-1; Genauigkeitsklasse 1 (Reaktion ab 0,4% von  $F_{nom}$ : 0,08N)) mit der Nennkraft von 20 N befand (siehe Abbildung 11 - gelber Kasten). An dieser Kraftmessdose wurde eine Druckfinne so montiert, dass sie mittig über dem durchzubiegenden Draht stand. Zur Aufnahme der Proben wurden zwei Gabeln im Abstand von 10 mm montiert (siehe Abbildung 12). Die Krümmungsradien von Auflager und Druckfinne entsprachen den normativen Vorgaben ( $0,10 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$ ).

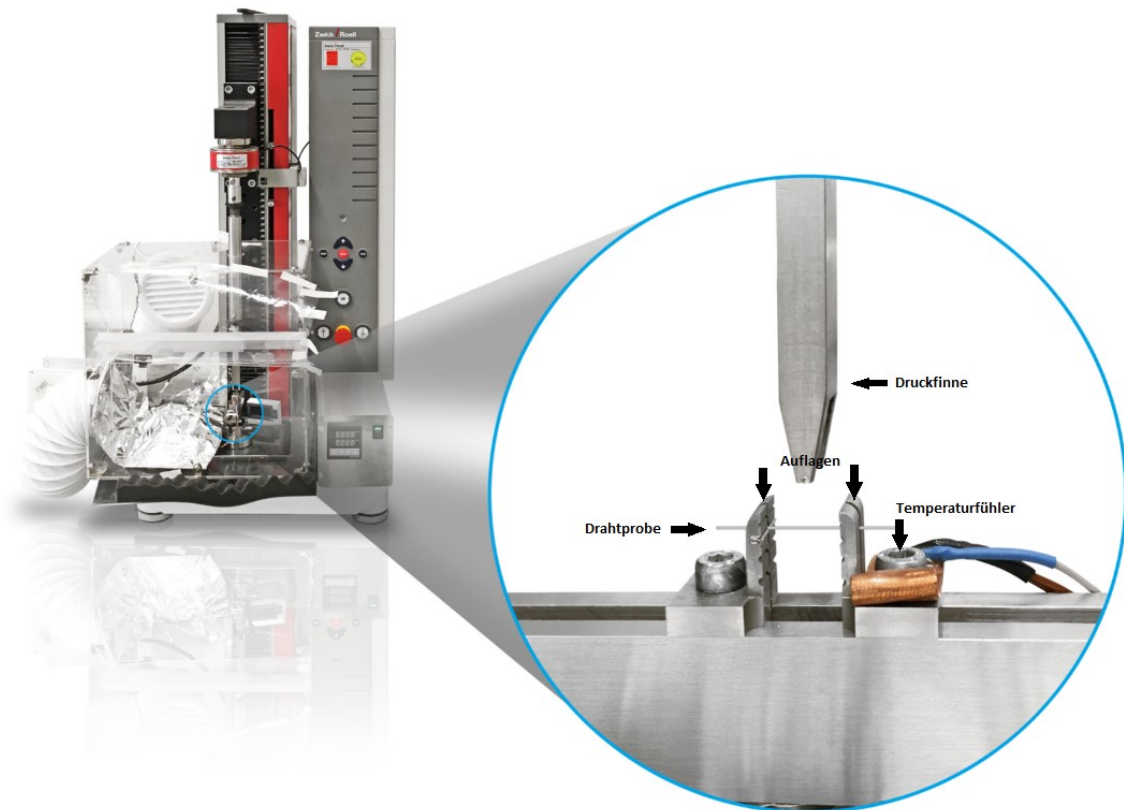


Abbildung 12: Druckfinne und Drahtaufnahme vergrößert (Versuchsaufbau durch Dr. Sebastian Stapfner und Daniel Martin; Bild zur Verfügung gestellt durch Kieferorthopädische Abteilung der LMU München)

Um eine konstante Prüftemperatur von  $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  zu gewährleisten, befand sich der Prüfaufbau in einem Plexiglasgehäuse, welches Öffnungen für Traversenarm und Probenwechsel besaß. Zur Wärmeerzeugung wurde ein PID-geregelter Heizlüfter verbaut (siehe Abbildung 13).



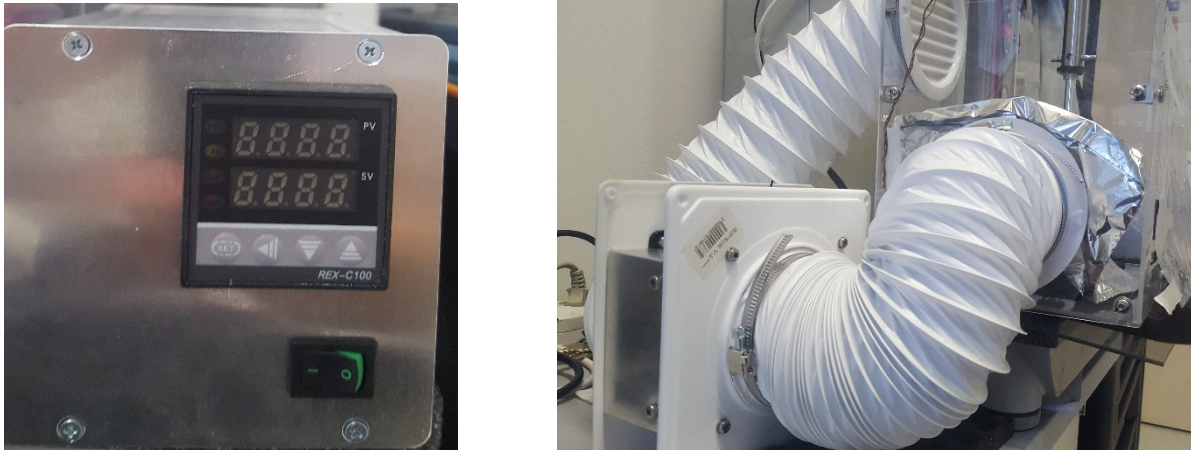


Abbildung 13: Temperaturregler (links) und Heizlüfter (rechts) (Versuchsaufbau durch Dr. Sebastian Stapfner und Daniel Martin; Bild zur Verfügung gestellt durch Kieferorthopädische Abteilung der LMU München)

Die Kalibrierung des Heizlüfters erfolgte mit einem medizinischen Thermometer. Gesteuert wurde der Prüfablauf mithilfe der Maschinensoftware „testXpert II“ (Hersteller Zwick / Roell). Das Prüfprogramm erlaubte dabei das Erstellen von Prüfvorschriften, die Durchführung von Messungen und das Auswerten der Messdaten. Sowohl der zurückgelegte Weg der Traverse (Maschinenweg), als auch die gemessene Kraft wurden aufgezeichnet und in Grafiken umgesetzt.

Bei jedem Probendurchlauf wurden folgende Parameter dokumentiert:

- Prüftemperatur
- Luftfeuchtigkeit in der Prüfkammer
- Drahthersteller
- Drahtmodell
- Materialklasse des Drahtes
- Nomineller Drahtquerschnitt (Herstellerangaben)
- Orientierung des Drahtes in der Halterung
- Tatsächliche Höhe und Breite jedes Drahtes (Messung mit Mikrometerschraube)

Die Traverse wurde mit einer Querhauptgeschwindigkeit von  $1,25 \text{ [}\pm 0,75\text{]} \text{ mm/min}$  senkrecht zum Probenkörper nach unten bewegt, bis eine Durchbiegung des Probenkörpers von  $3,1 \text{ mm}$  erreicht war (ISO 15821:2013). Dann fuhr die Traverse wieder nach oben, um den Draht zu entlasten. Ein Zyklus war beendet, nachdem die Traverse wieder in Ausgangsposition war. Insgesamt wurden 3 Zyklen durchgeführt und das jeweils dazugehörige Kraft-Verformungs-Diagramm aufgezeichnet (siehe Abbildung 14).

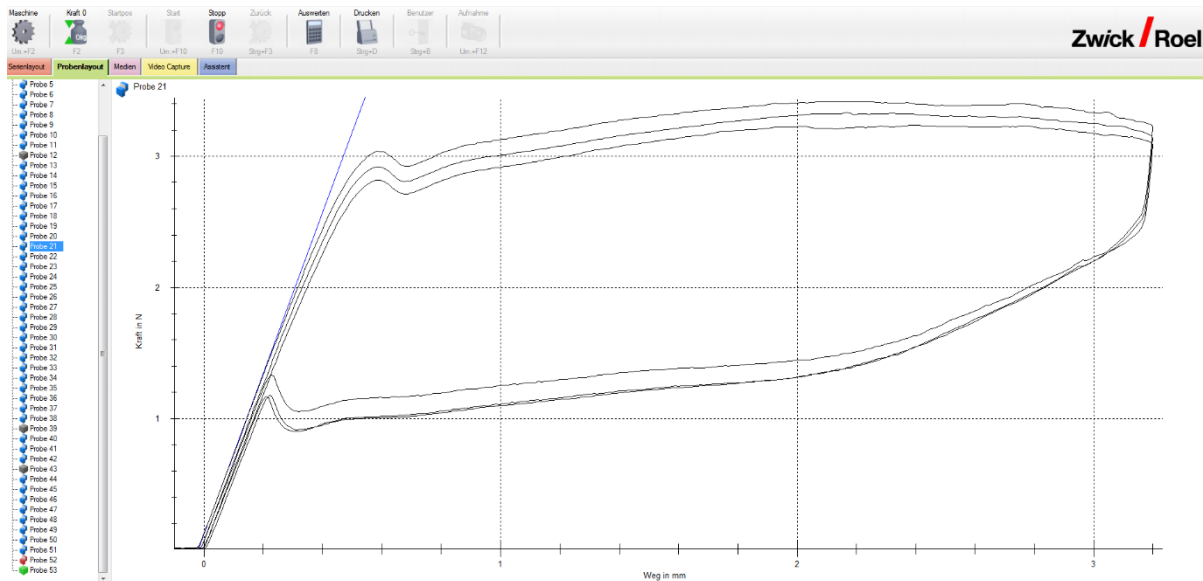


Abbildung 14: Kraft-Weg-Diagramm eines Probendurchlaufs

Für den Traversenweg von 2,0 mm und 1,0 mm wurden jeweils in der Phase der Entlastung die auftretenden Kräfte aus den Messdaten isoliert und für die weiteren Auswertungen gespeichert.

Jeder Prüfdurchlauf bestand aus 3 Zyklen. Für die Datenauswertung wurden die Daten des ersten Zyklus herangezogen, da hier noch keine belastungsbedingten Veränderungen im Legierungsgefüge die Messungen verfälschten. Die Zyklen 2 und 3 wurden benutzt, um das Biegeverhalten der Proben bei mehrfacher Versuchsdurchführung zu dokumentieren. Die Kraft-Weg-Kurven wurden im Prüfprogramm genullt, so dass der Startpunkt der Kurve immer bei  $x=0$  sowie  $y=0$  war. Die Messung enthielt für jede Probe ca. 2000 Datenpunkte mit jeweils der Prüfzeit, dem Verfahrensweg, der Standardkraft, sowie der Zyklusnummer.

### 3.2 Proben für den 3-Punkt-Biegeversuch

Die untersuchten Drähte können der nachfolgenden Tabelle (siehe Tabelle 4) entnommen werden. Es handelt sich dabei ausschließlich um kommerziell verfügbare Drähte unterschiedlicher Hersteller.

Alle Drähte wurden in vorgebogener Form geliefert. Die Prüfkörper, mit der Länge 30 mm, wurden jeweils von den geraden Enden der Drahtbögen genommen. Ausnahme war Gummetal, welches in gerader Form geliefert wurde. Hier erfolgte die Probennahme ebenfalls an den Enden des gelieferten Drahtstücks. Je Drahtmodell und Drahtgeometrie wurden 6 Proben in jeweils einem Prüfdurchlauf getestet.

Bei allen Proben wurden Höhe und Breite bzw. Durchmesser mit einer Mikrometerschraube (Mahr 40 EX) nachgemessen (siehe Abbildung 15).



*Abbildung 15: Mikrometerschraube Mahr 40 Ex (Bild zur Verfügung gestellt durch Kieferorthopädische Abteilung der LMU München)*

Tabelle 4: Geprüfte Drähte (x) unterteilt nach Hersteller, Handelsname und Drahtdimension.

Hersteller	Typ	Verfügbare Drahtdimension [inch] bzw. [inch x inch]						
		0,012	0,014	0,016	0,016x0,016	0,016x0,022	0,018x0,025	0,019x0,025
adenta	Flexadent	x	x	x	x	x	x	
	Thermadent 35°C	x	x	x	x	x	x	
	Thermadent 40°C	x	x	x	x	x	x	
Dentalline	NiTi Superelastisch	x	x	x	x	x	x	
	NiTi Light Force	x	x	x	x	x	x	
	NiTi Thermally Plus	x	x	x	x	x	x	
Dentaurum	Tensic	x	x	x	x	x	x	
	rematitan LITE	x	x	x	x	x	x	
Dentsply GAC	Sentalloy gering		x	x				
	Sentalloy mittel	x	x	x				
	NeoSentalloy 80g				x	x		
	NeoSentalloy 100g						x	
	NeoSentalloy 160g				x	x		
	NeoSentalloy 200g						x	
	Lowland NiTi	x	x	x	x	x	x	
Forestadent	BioStarter	x	x	x				
	BioTorque				x	x	x	
	Titanol Superelastic	x	x	x	x	x	x	
	Titanol-Budget	x	x	x	x	x	x	
Ormco	Copper NiTi 27C		x	x		x		x
	Copper Niti 35C			x		x		x
	Copper Niti 40C					x		x
RMMC	„Gummetal“	x	x	x	x	x	x	
Unitek	Heat-Activated Archwire		x	x		x		x
	Super-Elastic Archwire		x	x		x	x	
	Classic Archwire	x	x	x	x	x	x	

Die Probendiagonalen wurden mit dem optischen Mikrometer nachgemessen (siehe Abbildung 16) Hier wurde das effektive Diagonalmaß bestimmt, indem der Draht um  $360^\circ$  durch das optische Mikrometer gedreht wurde. Es wurde sechsmal das Maximum des Diagonalmaßes gemessen und aus diesen sechs Werten Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Diese Daten wurden bei der späteren Berechnung der Kantenverrundung und schließlich der Berechnung des Flächenträgheitsmoments zugrunde gelegt. Ferner wurde ein Abgleich der ermittelten Abmessungen mit den in der ISO-Norm DIN-ISO 13996 festgelegten Toleranzen vorgenommen.

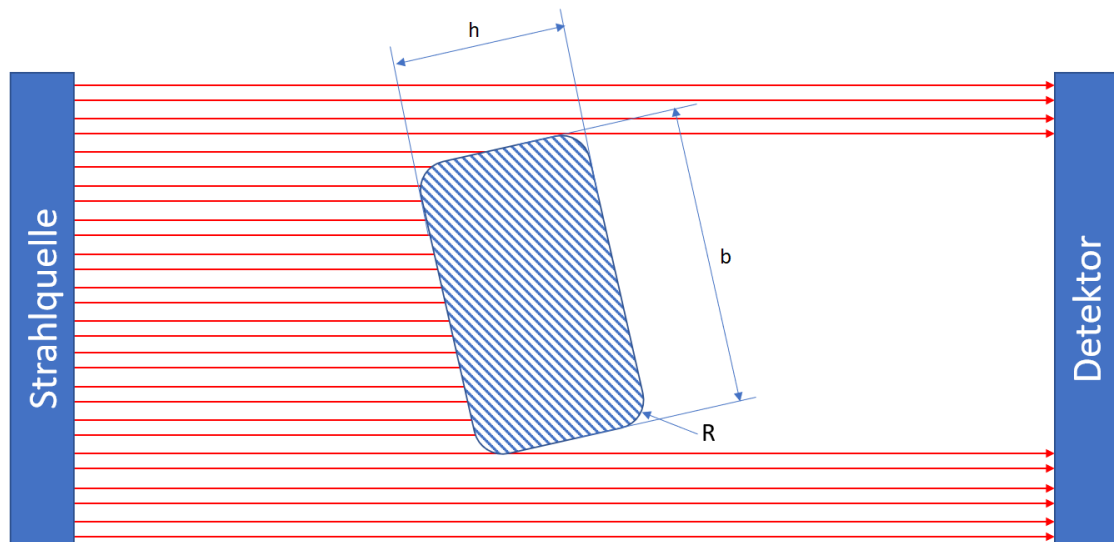


Abbildung 16: Abmessung der Drahtdiagonalen mit dem optischen Mikrometer

### 3.3 Datenanalyse & Statistik

#### 3.3.1 Berechnung der effektiven Drahtabmessungen

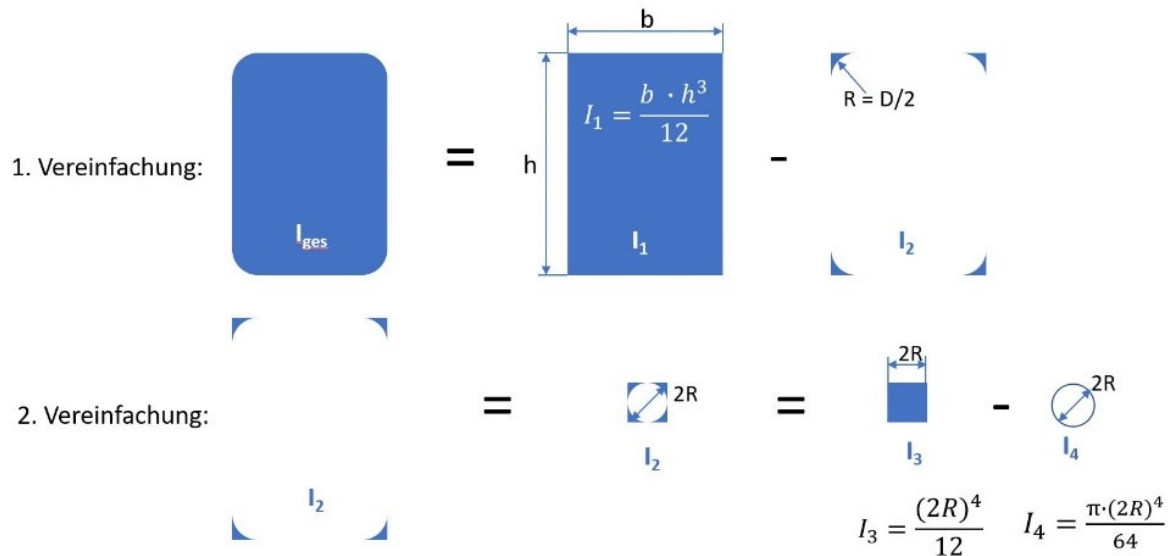
Bei der Drahtherstellung kommt es regelmäßig zu herstellungsbedingten Abweichungen der Maße. Die Herstellerangaben zu Durchmesser, Höhe und Breite zu übernehmen würde daher die Versuchsergebnisse verfälschen. Um möglichst valide Daten zu bekommen, wurden der Durchmesser, beziehungsweise die Höhe und Breite jeder Drahtprobe, nach Messung mittels Mikrometerschraube, in die Formel zur Berechnung des Flächenträgheitsmoments eingebracht.

Für die Vierkantdrähte, also die rechteckigen und quadratischen Drähte, müssen anhand der Daten aus der Lasermessung, sowie der Messung mittels Mikrometerschraube zunächst die Eckenradien aus nachfolgender Gleichung ermittelt werden. Diese Gleichung wurde der ISO-Norm DIN 13996: 2012-08 (DIN 2012) entnommen und es gilt:

$$R = \frac{1}{2} \cdot \left\{ (b + h - D_{diagonal}) - \sqrt{D_{diagonal}^2 - \sqrt{b^2 + h^2} + (D_{diagonal} - b - h)^2} \right\}$$

Neben den tatsächlichen Abmessungen der Breite  $b$  und Höhe  $h$  der Rechteckprofile, wird in dieser Gleichung das mit Hilfe des Lasers bestimmte effektive Diagonalmaß  $D_{diagonal}$  verwendet, also der maximale Profildurchmesser des Drahtes, als Mittelwert aus 6 verschiedenen Messungen.

Mit dem nun bekannten Eckenradius  $R$  lässt sich das Flächenträgheitsmoment  $I$  exakt berechnen. Hierzu ist zunächst, entsprechend der nachfolgenden Abbildung, eine Flächenbilanz zu bilden (siehe Abbildung 17/Abbildung 16):



$$I_{ges} = I_1 - (I_3 - I_4)$$

Abbildung 17: Berechnung der Einzelflächen zur Bilanzierung und Ermittlung der Gleichung für das Flächenträgheitsmoment eines Rechteckprofils mit gerundeten Ecken vom Radius  $R$ . Ausgehend vom idealen Rechteck der Kantenlänge  $b \times h$  erhält man durch Subtraktion der überstehenden Radien das gesuchte Profil.

Basierend auf der in Abbildung 17 erläuterten Vorgehensweise lässt sich nunmehr das Gesamtflächenträgheitsmoment wie folgt berechnen:

$$I_{ges.} = I_1 - (I_3 - I_4)$$

Wobei gilt:

$$I_1 = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (\text{Sernetz 1999})$$

Dabei werden für die Breite  $b$  und die Höhe  $h$  die effektiv gemessenen Werte mit Hilfe der Mikrometerschraube herangezogen. Weiterhin gilt:

$$I_3 = \frac{(2R)^4}{12} \quad (\text{Sernetz 1999})$$

und

$$I_4 = \frac{\pi \cdot (2R)^4}{64} \quad (\text{Sernetz 1999})$$

entsprechend der Darstellung aus der Abbildung 17. folgt somit:

$$I_{ges.} = \frac{b \cdot h^3}{12} - \left( \frac{16R^4}{12} - \frac{16\pi \cdot R^4}{64} \right) = \frac{1}{12} \cdot (b \cdot h^3 - R^4 \cdot (16 - 3\pi))$$

Das Gesamtflächenträgheitsmoment eines Rechteckprofils mit dem Eckradius R lässt sich somit allein mittels der Effektivmaße für Breite b und Höhe h des Profils bestimmen.

Für runde Profile ist die Berechnung des Flächenträgheitsmomentes einfacher:

$$I_0 = \frac{\pi \cdot d^4}{64} \quad (\text{Sernetz 1999})$$

In dieser Gleichung kommt lediglich der mit Hilfe der Mikrometerschraube aus 6 Messungen gemittelte Wert für den Drahtdurchmesser d zur Anwendung.

Mit Hilfe des Flächenträgheitsmoments lassen sich rechnerisch Durchbiegungen für den Lastfall: „eingespannter, zu durchbiegender Balken mit Einzelkraft“, von Drähten berechnen“, was der Situation im 3-Punkt-Biegeversuch entspricht. Es gilt folgende Gleichung:

$$\Delta f = \frac{\Delta F \cdot l^3}{3 \cdot E \cdot I_{ges.}} \quad (\text{Lackmann et al. 2011})$$

Dabei ist l der halbe Auflageabstand aus dem 3-Punkt-Biegeversuch,  $\Delta F$  ist die Differenz zwischen zwei Kräften  $F_2$  und  $F_1$  im Bereich elastischer Verformung, sowie  $\Delta f$  die Differenz der Durchbiegung zwischen den beiden Ablesewerten bei der Kraft  $F_2$  bzw.  $F_1$ . E ist der E-Modul. Man erkennt an dieser Gleichung die Bedeutung des Flächenträgheitsmoments für das Ausmaß der Verformung eines Drahtes im Biegefall.

Von der Berechnung eines Elastizitätsmoduls wird im Rahmen dieser Arbeit aus später zu erläuternden Gründen abgesehen.

### 3.3.2 Deskriptive Statistik

In der deskriptiven Statistik wurden Hersteller, Modell, Durchmesser bzw. Kantenlänge laut Hersteller, Orientierung im Biegeapparat, tatsächlicher Durchmesser bzw. Kantenlänge, Kraft bei 2mm [F2mm] sowie die Kraft bei 1mm [F1mm] gemessen. Der Kantenradius R wurde berechnet, ebenso wie das Flächenträgheitsmoment I. Von den 6 Proben der jeweiligen Drahtgeometrie wurden Anzahl der Proben [n], sowie Mittelwert [MW], Standardabweichung [SD], Minimum, Maximum und Median der Werte für die Kraft bei 2mm [F2mm] sowie die Kraft bei 1mm [F1mm] berechnet.

Verarbeitet wurden die Daten zuerst mit Excel und anschließend mit SPSS (Version 26, IBM).



## **4. Ergebnisse**

### **4.1 3-Punkt-Biegeversuch**

#### **4.1.1 Messung der Rückstellkräfte bei Runddrähten**

Die Abbildungen 18 - 20 zeigen die Rückstellkräfte der untersuchten Runddrähte bei 1 bzw. 2 mm Auslenkung für die verschiedenen Durchmesser, unterteilt nach Herstellern. Dabei richtet sich die Reihenfolge nach der Größe der Messwerte bei 1 mm Auslenkung.

##### **Runddrähte mit 0.012“ Durchmesser**

Die Abbildung 18 zeigt die Kraftabgabe der Runddrähte mit 0.012“ Durchmesser, jeweils abgelesen bei 2 mm (rot) sowie bei 1 mm (blau) während des Entlastungszyklus. Es ist deutlich zu erkennen, dass es herstellerabhängig große Unterschiede in der Kraftabgabe gibt. Bei der Auslenkung von 1mm gibt Thermadent 40°C mit 0,19 N um ein Vielfaches weniger Kraft ab, als der Nitinol Classic Draht mit 0,81 N, allerdings liegt bei 1mm Auslenkung ein geringerer Kraftniveauunterschied gegenüber der Auslenkung um 2 mm vor. Die Drähte Thermadent 40°C, NiTi Thermally plus, Titanol Budget, NiTi light force, Thermadent 35°C, Tensic, Sentalloy Medium, BioStarter und auch Gummetal liegen alle unterhalb des 0,5 N Schwellwertes bei der Kraftabgabe. Von den NiTi Drähten gibt Nitinol Classic wiederum die größte Kraft ab.

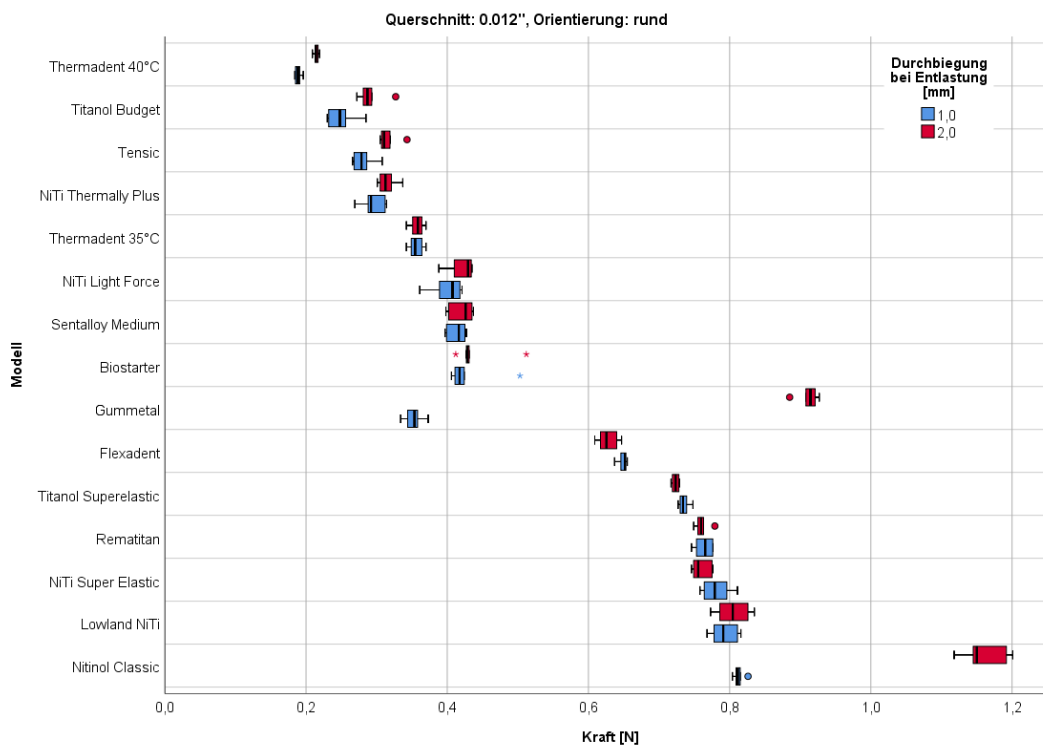


Abbildung 18: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Runddrähten mit  $\varnothing 0.012''$ . Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer bzw. roter Balken Höchster/niedrigster Wert; Dichte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist aufsteigend gewählt nach Betrag der Kraft bei 1 mm. Rote/blau Punkte: Ausreiser 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Ein ähnliches Bild zeigt sich bei der Auslenkung von 2 mm. Auch hier gibt Thermadent 40°C um ein Vielfaches weniger Kraft ab als der Nitinol Classic Draht. Dieser Unterschied in der Kraftgröße bleibt über den kompletten Rückstellweg vorhanden, auch wenn er sich verringert. Thermadent 40°C bleibt über die gesamte Verformungsstrecke der Draht mit der geringsten Rückstellkraft. Die Drähte NiTi Thermally plus, Titanol Budget, NiTi light force, Thermadent 35°C, Tensic, Sentalloy Medium und BioStarter sind, was die Kraftabgabe bei 2 mm betrifft, ebenfalls unterhalb einer Kraft von 0,5N. Es sei hier nur kurz erwähnt, dass Gummetal initial die größte Kraft abgibt. Betrachtet man die Differenz zwischen der Kraftabgabe bei 1 mm und bei 2 mm, so stellt man außer bei den Proben von Nitinol Classic sowie bei Gummetal fest, dass die Werte bei allen anderen untersuchten Proben sehr eng zusammenliegen.

### Runddrähte mit 0.014" Durchmesser

Die Abbildung 19 zeigt die Kraftabgabe der Runddrähte mit 0.014" Durchmesser, jeweils abgelesen bei 2 mm sowie bei 1 mm während des Entlastungszyklus. Gegenüber den dünneren Drähten mit 0.012" zeigt sich bei dieser Versuchsserie ein etwas anderes Bild als zuvor. Hier zeigt sich bei der Durchbiegung von 1 mm, dass die Drähte Sentalloy Light und Gummetal weniger Kraft als Thermadent 40°C bereitstellen. Die Drähte Sentalloy light, Gummetal,

Thermadent 40°C, Thermadent 35°C, Tensic, NiTi Thermally Plus, Titanol Budget liegen unterhalb des Schwellenwertes von 0,5N bei der Kraftabgabe.

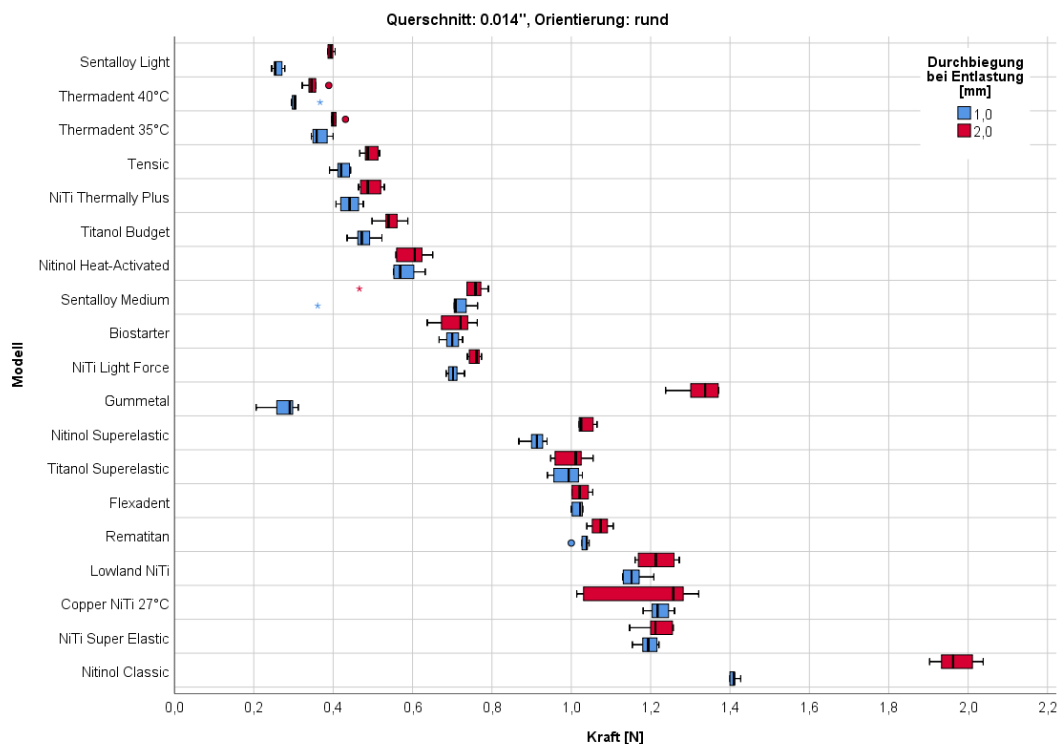


Abbildung 19: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot). Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Runddrähten mit  $\varnothing$  0.014". Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer bzw. roter Balken Höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist aufsteigend gewählt nach Betrag der Kraft bei 1 mm. Rote/blau Punkte: Ausreiser größer als 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Auch bei einer Durchbiegung von 2 mm gibt der Draht Thermadent 40°C die geringste Kraft bei Rückstellung ab. Nitinol Classic hat auch im Durchmesser 0.014" die größte Kraftabgabe über den gesamten Verformungsbereich. Die Drähte Thermadent 40°C, Sentalloy light, Thermadent 35°C, Tensic und NiTi Thermally plus liegen bei 2 mm unterhalb der 0,5N Schwelle. Man erkennt auch hier, dass die Differenz zwischen den Kraftwerten bei 1 mm und 2 mm für alle Proben relativ gering ausfällt. Erneut sind hier die Drähte aus Gummetal sowie Nitinol Classic deutliche Ausnahmen.

### Runddrähte mit 0.016" Durchmesser

Die Abbildung 20 zeigt die Rückstellkräfte der verschiedenen Runddrähte mit 0.016" Durchmesser bei 1 mm und 2 mm Durchbiegung.

Sentalloy Light bleibt bei 1 mm Biegeverformung der Draht mit der geringsten Rückstellkraft. Nitinol Classic gibt auch hier wieder deutlich mehr Kraft ab, auch ist der große Kraftunterschied

zwischen 1 mm und 2 mm Durchbiegung bei diesem Werkstoff deutlich erkennbar. Gummetal liefert aufgrund bleibender plastischer Verformung schon bei 1 mm Rückstellung keine Kraft mehr ab.

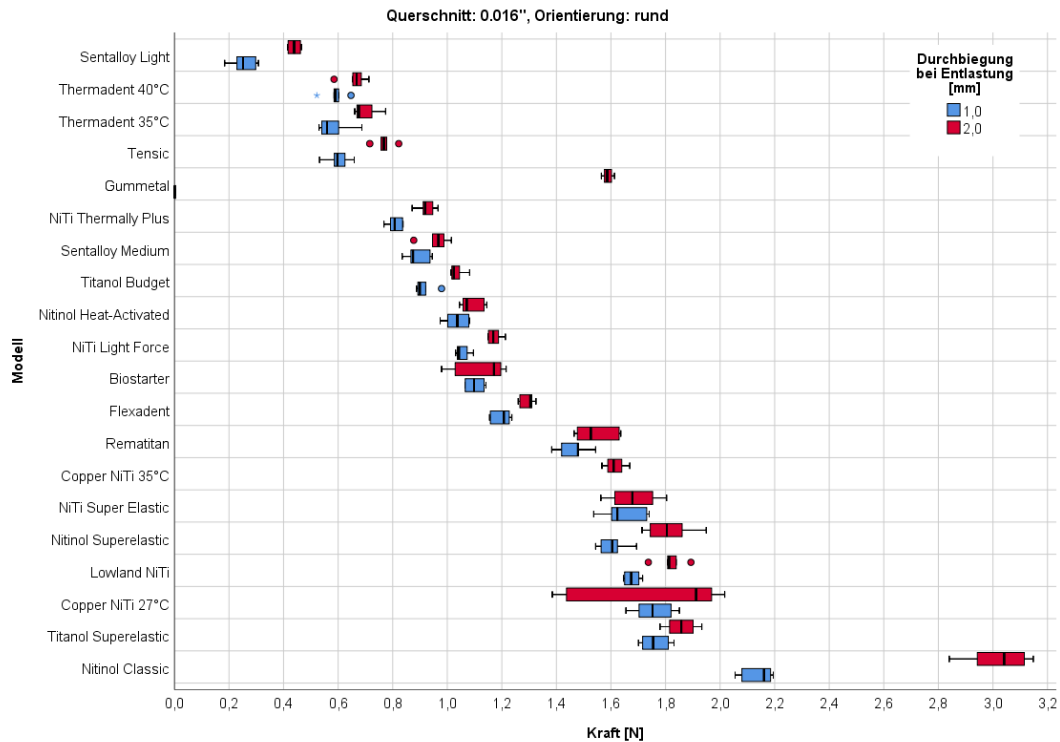


Abbildung 20: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Runddrähten mit  $\varnothing 0.016''$ . Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer bzw. roter Balken Höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser größer als 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Sentalloy Light ist auch bei 2 mm Verformung der Draht mit der geringsten Rückstellkraft und der einzige Draht unter der 0,5N Schwelle bei der Kraftabgabe. Die Drähte Sentalloy Light, Thermadent 40°C, Thermadent 35°C, Tensic, NiTi Thermally plus, Sentalloy Medium, Titanol Budget, Nitinol Heat-Activated, NiTi light force, BioStarter und Flexadent werden bei der abgegebenen Kraft noch unter 1,5N gemessen, wohingegen Nitinol Classic bei 2mm Auslenkung, im Vergleich zu Sentalloy Light, ca. 7-mal so viel Kraft abgibt.

#### 4.1.2 Rückstellkräfte der quadratischen 0.016“ x 0.016“ Drähte

Die nachfolgende Abbildung 21 zeigt die gemessenen Rückstellkräfte der untersuchten Drähte mit quadratischem Querschnitt bei 1 mm und bei 2 mm Durchbiegung (0.016“ x 0.016“).

Während Gummetal bei 1 mm Auslenkung keine messbare Kraft aufgrund plastischer Verformung mehr liefert, findet man bei allen anderen Herstellern ein weites Feld an Kraftwerten im Bereich zwischen 0,5 N und 2,8 N.

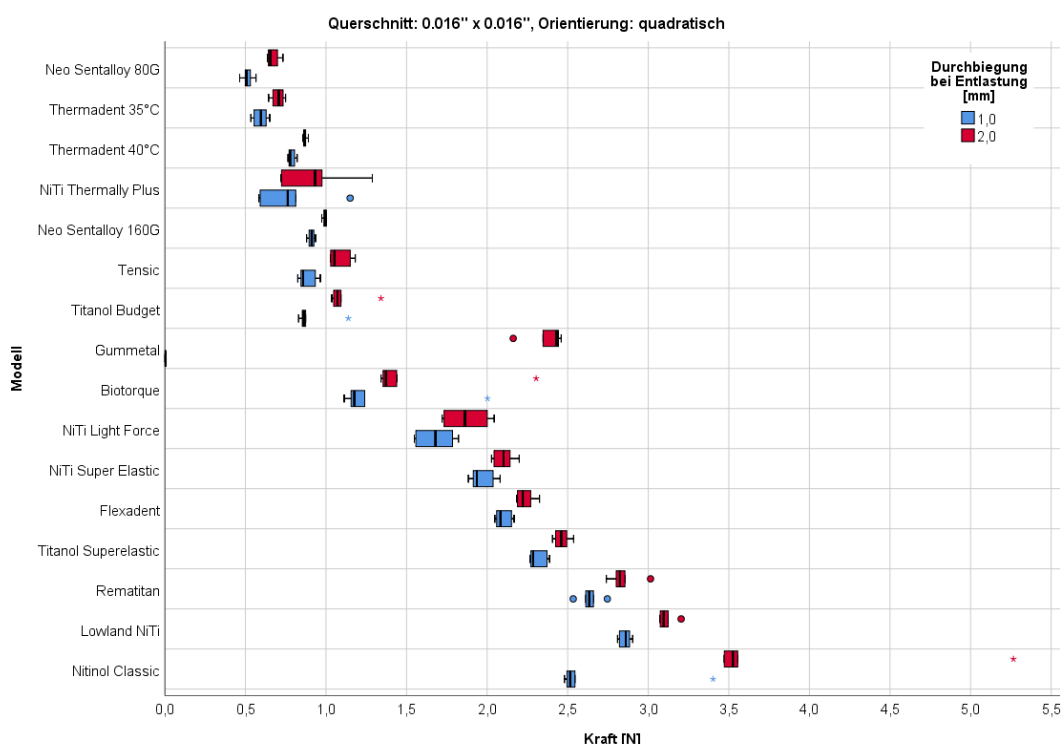


Abbildung 21: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei quadratischen Drähten mit 0.016“x0.016“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken Höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser größer als 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei einer Durchbiegung von 1 mm liefern Flexadent, Titanol Superelastic, rematitan, Nitinol Classic und Lowland NiTi eine Kraft von über 2 N. Neo Sentalloy 80G gibt hier die geringste Kraft ab, gefolgt von Thermadent 35°C. Die größte Kraft erzeugt Nitinol Classic, gefolgt von Lowland NiTi. Bei dieser Drahtdimension sind die Kräfte bereits sehr hoch und bergen ein erhöhtes Risiko für Wurzelresorptionen. Bei Durchbiegung von 2 mm liefern nur noch Neo

Sentalloy 80G, Thermadent 35°C, NiTi Thermally plus, Thermadent 40°C, Tensic, Neo Sentalloy 160G, BioTorque und NiTi light force Kräfte unterhalb von 2 N.

#### 4.1.3 Rückstellkräfte der Rechteckdrähte

##### Rechteckdrähte mit 0.016“ x 0.022“, Biegung über die breite Seite

Bei dieser Versuchsreihe werden die Rechteckdrähte „über die flache Kante“ gebogen, d.h. sie liegen im Versuch mit der breiten Seite in der Probenaufnahme.

Die Abbildung 22 fasst die Rückstellkräfte der verschiedenen Rechteckdrähte bei 1 mm und 2 mm Durchbiegung für die Abmessung 0.016“ x 0.022“ in flacher Ausrichtung zusammen. Dabei zeigt sich bei 1 mm Durchbiegung von Gummetal keine Restkraft mehr. Neo Sentalloy 80G weist einen sehr geringen Wert unterhalb von 0,5 N auf. Ansonsten ist die Spreizung der Werte sehr hoch und liegt im Wertebereich zwischen 0,68 N (Thermadent 40°C) bis zu 3,72 N (rematitan).

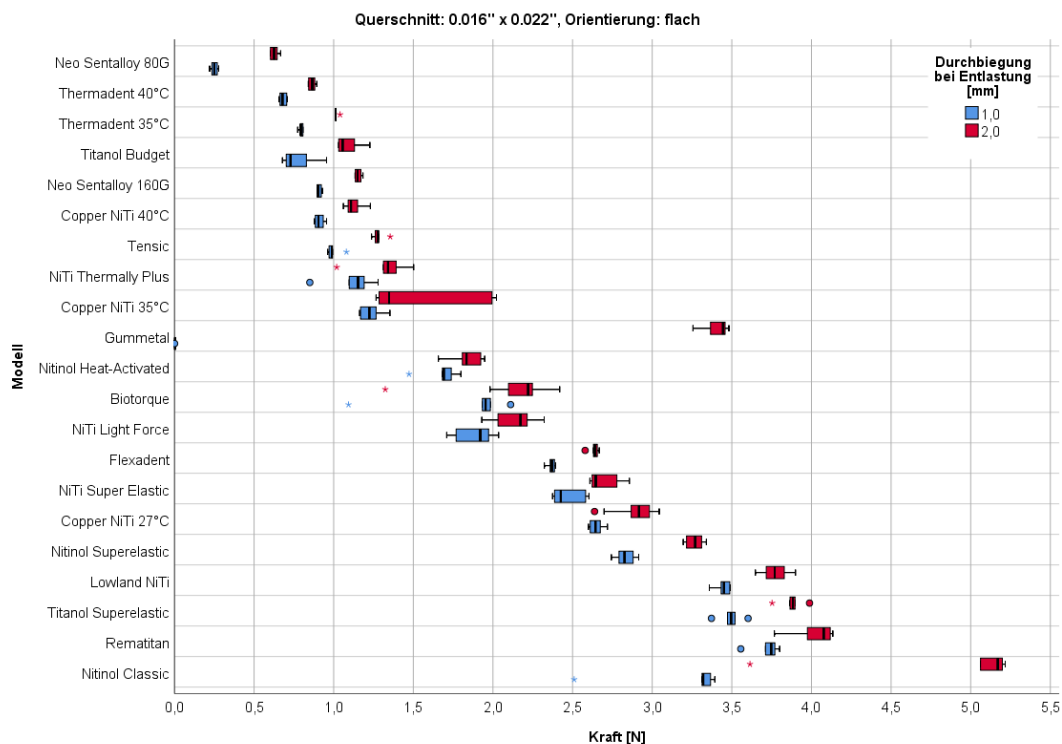


Abbildung 22: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.016"x0.022". Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der flachen Seite auf. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Ausreiser größer als 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei einer Auslenkung von 2 mm liefert Neo Sentalloy 80G ebenfalls die geringste Kraft. Im Unterschied zur 1 mm Auslenkung liegt nunmehr bei Nitinol Classic mit Abstand der höchste Kraftwert vor. Nur Neo Sentalloy 80G, Thermadent 40°C, Thermadent 35°C, Titanol Budget, Copper NITi 40 °C, Neo Sentalloy 160G, Tensic, NiTi Thermally plus, Copper NiTi 35°C und Nitinol Heat-Activated liefern Kräfte unterhalb von 2 N.

### Rechteckdrähte mit 0.016“ x 0.022“, Biegung über die hohe Kante

Die Abbildung 23 zeigt die Messwerte der Rückstellkräfte der verschiedenen Rechteckdrähte bei 1 und 2 mm für die Drahtabmessung 0.016“ x 0.022“ in hochkant Ausrichtung.

Bei dieser Versuchsreihe werden die Rechteckdrähte „über die hohe Kante“ gebogen, d.h. sie liegen im Versuch mit der schmalen Seite in der Probenaufnahme. Dabei zeigt sich bei 1 mm Durchbiegung bei Gummetal erneut keine Restkraft mehr. Die Legierung Neo Sentalloy 80G liefert bei 1 mm auch fast keine Restkraft mehr. Die Spreizung der Kraftwerte der übrigen Drähte ist erneut sehr weit und reicht von 0,74 N bei Thermadent 40°C bis zu 4,62 N bei rematitan.

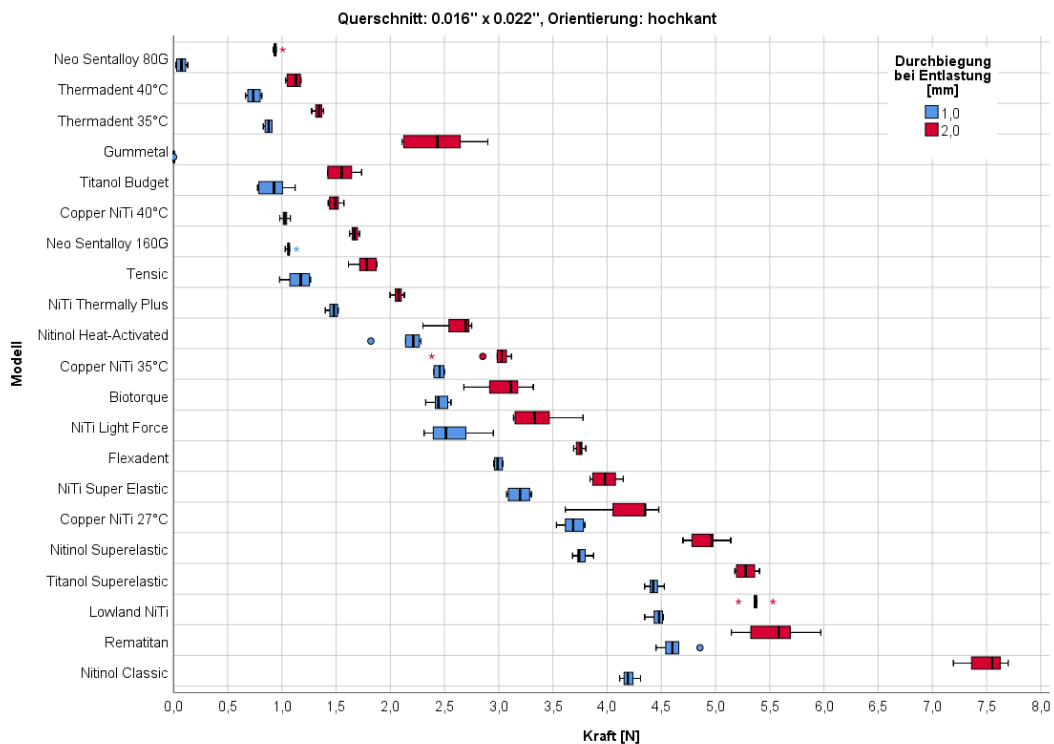


Abbildung 23: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.016"x0.022". Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der schmalen Kante auf, also in der Anordnung „hochkant“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Ausreiser größer als 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei einer Auslenkung von 2 mm geben nur Neo Sentalloy 80G, Thermadent 40°C, Thermadent 35°C, Copper NITI 40 °C, Titanol Budget, Neo Sentalloy 160G und Tensic Kräfte von weniger als 2 N ab.

### Rechteckdrähte mit 0.018“ x 0.025“, Biegung über die breite Seite

Die Abbildung 24 zeigt die Rückstellkräfte der Rechteckdrähte mit einem Querschnitt von 0.018“ x 0.025“ in flacher Ausrichtung. Das heißt, bei dieser Versuchsreihe werden die Rechteckdrähte „über die breite Kante“ gebogen. Dabei zeigt sich bei 1 mm Durchbiegung bei Gummetal erneut keine Restkraft mehr. Die restlichen Drähte der Vergleichsgruppe liegen innerhalb einer Spreizung von 0,23 N (Neo Sentalloy 100G) bis zu 4,91 N (Titanol superelastic).

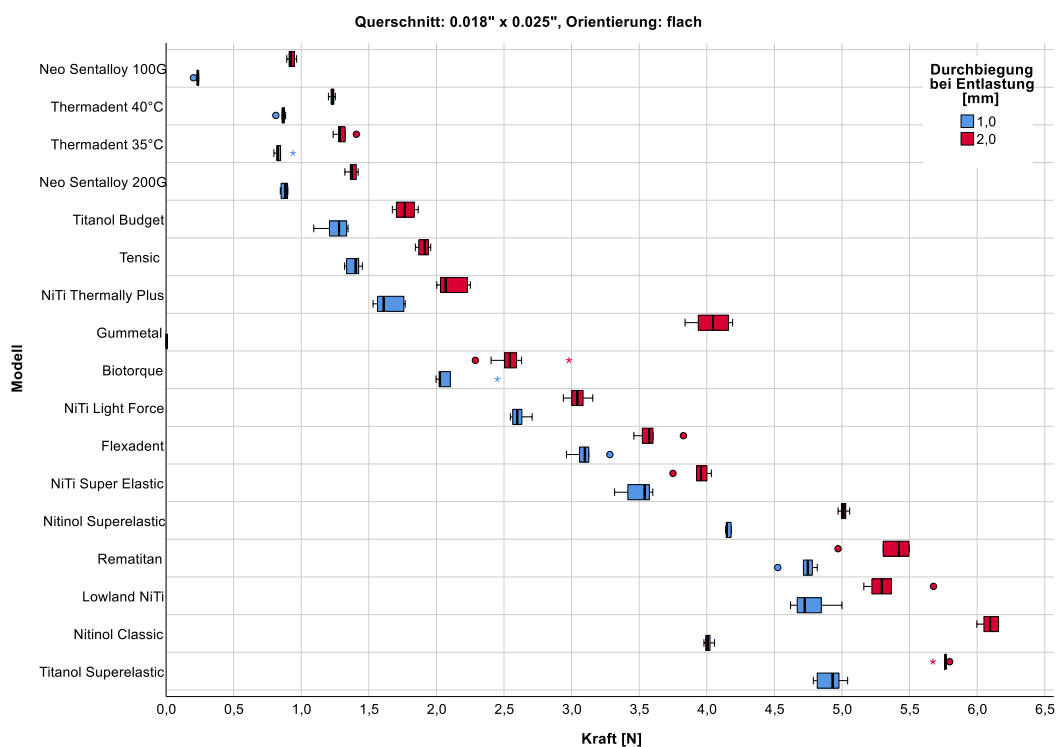


Abbildung 24: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.018“x0.025“. Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der breiten Kante auf, also in der Anordnung „flach“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dochte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei 2 mm Auslenkung liefern nur die Drähte Neo Sentalloy 100G, Thermadent 40°C, Thermadent 35°C, Neo Sentalloy 200G, Titanol Budget und Tensic Kräfte unterhalb von 2 N. Der Wert von Gummetal liegt bei 2 mm auf einem hohen Niveau von über 4 N.



## Rechteckdrähte mit 0.018" x 0.025", Biegung über die hohe Kante

Die Abbildung 25 zeigt die Rückstellkräfte der verschiedenen Rechteckdrähte bei 1 mm und 2 mm Durchbiegung für die Abmessung 0.018" x 0.025" in der Ausrichtung „hochkant“, d.h. die Proben liegen im Versuch auf der schmalen Seite auf und werden über diese Kante gebogen.

Nur bei 1mm Durchbiegung kommen die Kräfte für einige Drähte deutlich unter 2 N. Hier liefert Neo Sentalloy 100G bereits, aufgrund plastischer Verformung, gar keine Kraft mehr. Ebenso die Gummimetal-Probe. Für die anderen Proben geht die Spreizung der Werte erneut sehr weit auseinander. Man findet hier Werte zwischen 0,86 N (Thermadent 40°C) und bis zu 6,13 N (Lowland NiTi).

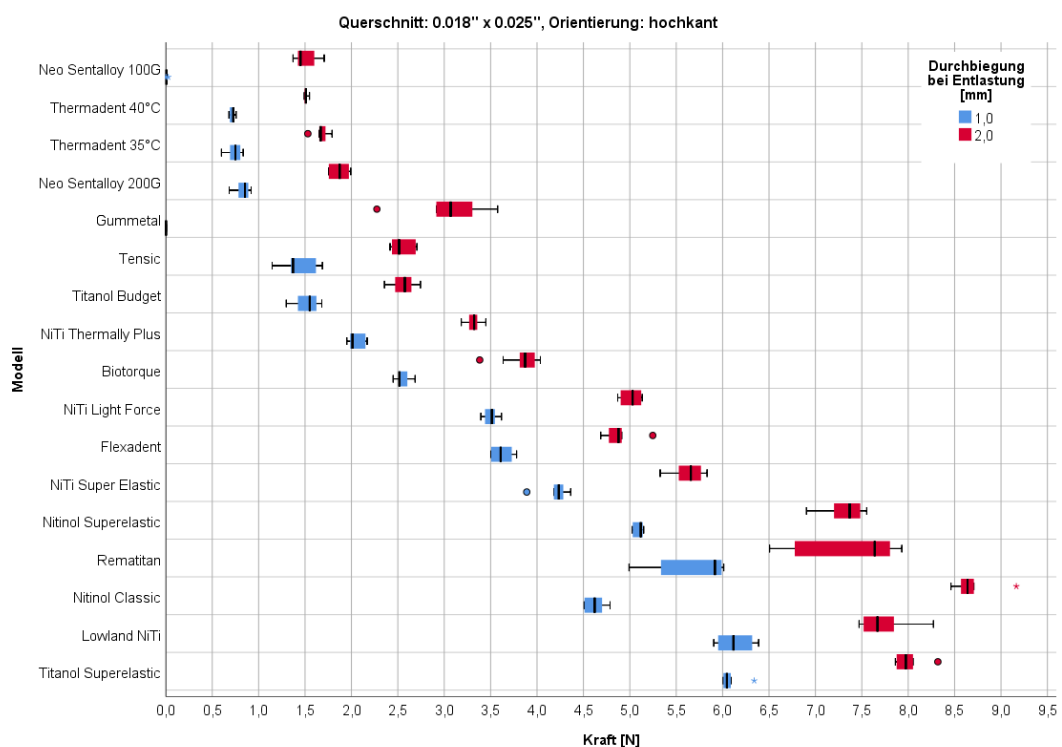


Abbildung 25: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.018" x 0.025". Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der schmalen Kante auf, also in der Anordnung „hochkant“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dichte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei der Auslenkung von 2 mm liefern nur Neo Sentalloy 100G, Thermadent 40°C, Thermadent 35°C und Neo Sentalloy 200G Kraftwerte unterhalb von 2N. In der Spitze erreichen die Kräfte sogar Werte von über 8,5 N für Nitinol classic, der gemessene Maximalwert lag dabei sogar deutlich jenseits von 9 N. Die Gummimetal Probe liefert hier moderate Werte von ca. 3 N.

### Rechteckdrähte mit 0.019" x 0.025", Biegung über die breite Seite

Einige Hersteller bieten statt der Abmessung 0.018" x 0.025" lediglich die etwas größere Dimension 0.019" x 0.025" an. Daher werden diese Proben im Folgenden separat ausgewertet, wohingegen diese in den Tabellen, im Anhang (siehe Kapitel 8. Tabellenanhang) in die Übersicht integriert sind.

Die Abbildung 26 zeigt die Messwerte der Rückstellkräfte der untersuchten Rechteckdrähte mit der Abmessung 0.019" x 0.025" bei 1 mm und 2 mm Durchbiegung, in flacher Anordnung. Ab einer Durchbiegung von 1 mm sind sowohl Copper NiTi 40 °C als auch Copper NiTi 35°C und Nitinol Heat-Activated deutlich unter 2 N in der Kraftabgabe. Lediglich die Probe von Copper NiTi 27°C weist deutlich höhere Kraftbeträge auf.

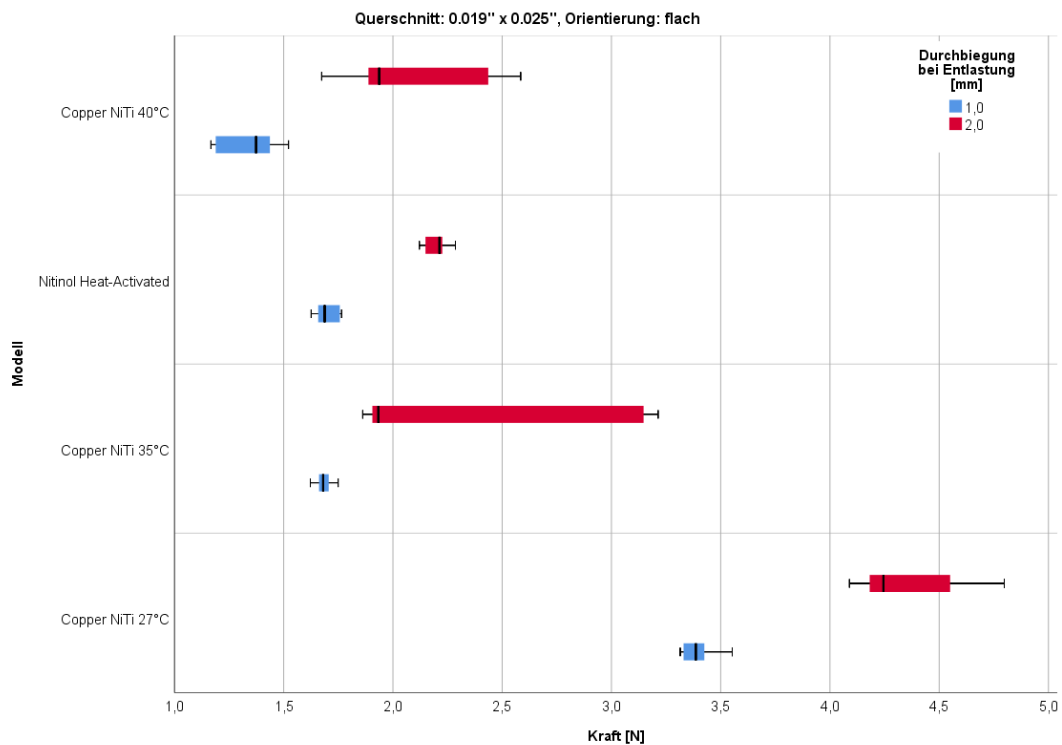


Abbildung 26: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (blau) und bei 2 mm (rot) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.019" x 0.025". Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der breiten Kante auf, also in der Anordnung „flach“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dichte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

Bei der Rückstellung von 2 mm Durchbiegung kommen lediglich die Proben der Drähte von Copper NiTi 40°C und Copper NiTi 35°C unter den Schwellenwert von 2 N Kraftabgabe.

## Rechteckdrähte mit 0.019" x 0.025", Biegung über die hohe Kante

Die Abbildung 27 zeigt die Messwerte der Rückstellkräfte der verschiedenen Rechteckdrähte bei 1 mm und 2 mm Durchbiegung für die Abmessung 0.019" x 0.025" in der Anordnung „hochkant“.

Neben Copper NiTi 40°C kommen die Produkte Nitinol Heat-Activated und Copper NiTi 35°C unter die Schwelle von 2 N Kraftabgabe, bei 1 mm Durchbiegung. Die beiden letztgenannten Drähte sind jedoch sehr nah an der Grenze. Der Wert für Copper NiTi 27°C liegt deutlich oberhalb von 4 N.

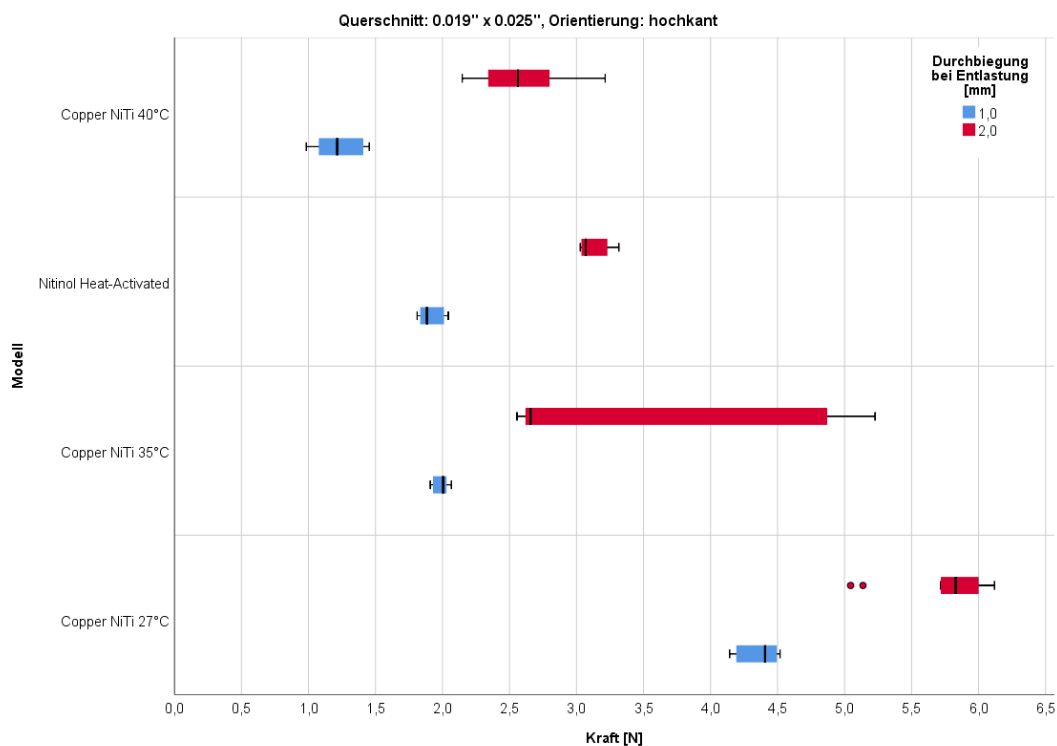
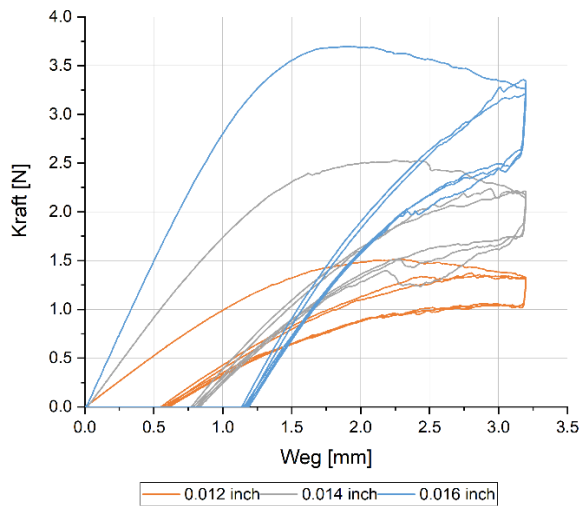


Abbildung 27: Vergleich der Kräfte der untersuchten Drähte bei 1 mm (links) und bei 2 mm (rechts) Auslenkung im Bereich des unteren Plateaus bei Rechteckdrähten mit 0.019" x 0.025". Bei dieser Versuchsreihe liegen die Drähte auf der schmalen Kante auf, also in der Anordnung „hochkant“. Schwarze Vertikallinie: Mittelwert; blauer Balken höchster/niedrigster Wert; Dichte: Standardabweichung. Die Reihenfolge der Darstellung ist nach aufsteigender Kraft bei 1 mm gewählt. Rote/blau Punkte: Ausreiser 1,5-facher Interquartilsabstand. Rote/blau Sterne: Ausreiser größer als 2,5-facher Interquartilsabstand.

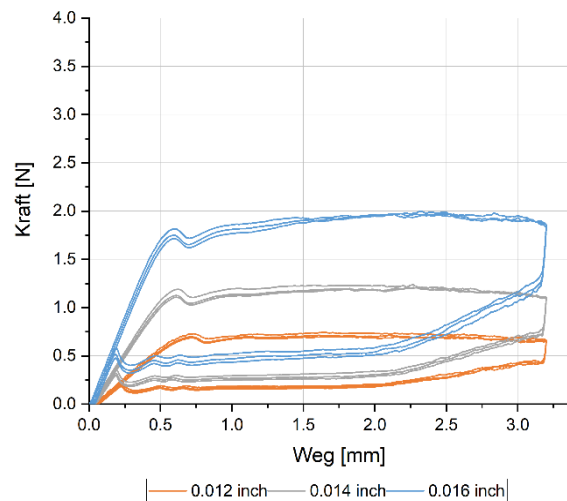
Bei einer Verformung von 2 mm liegen alle Messwerte oberhalb von 2 N, der Wert für Copper NiTi 27°C liegt sogar deutlich oberhalb von 5,5 N.

## 4.2 Vergleich von Gummetal mit NiTi: Kraft-Weg-Diagramme

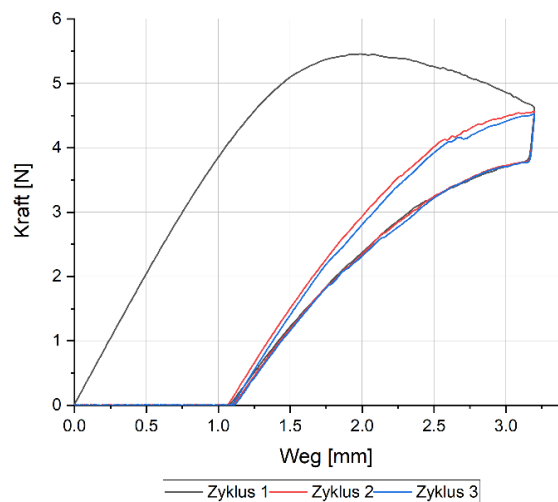
Die Abbildung 28 und Abbildung 29 zeigen exemplarisch den Kurvenverlauf im Kraft-Verformungs-Diagramm von Gummetal für alle untersuchten Drahtabmessungen und vergleichen diese mit einem kommerziell erhältlichen NiTi-Bogen vom Typ „adenta Thermadent 40°C“. Adenta Thermadent 40°C zeigt, stellvertretend für viele der untersuchten NiTi Drähte, den klassischen superelastischen Kurvenverlauf



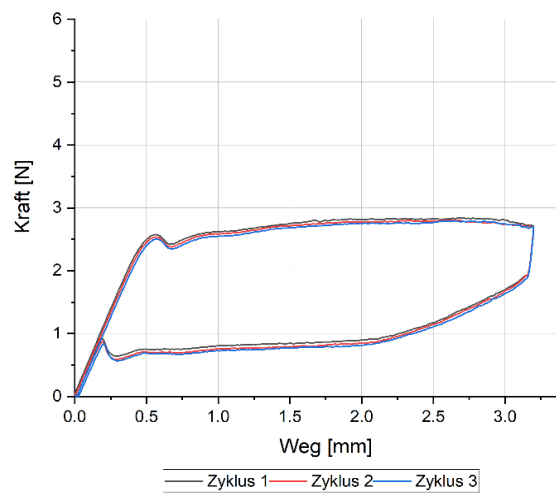
Kraft-Weg-Diagramm Gummetal Runddrähte



Kraft-Weg-Diagramm adenta Thermadent 40°C Runddrähte



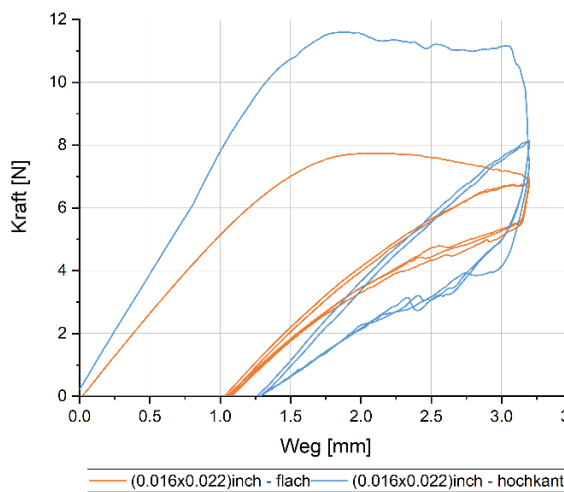
Kraft-Weg-Diagramm Gummetal Quadratdrähte 0.016" x 0.016"



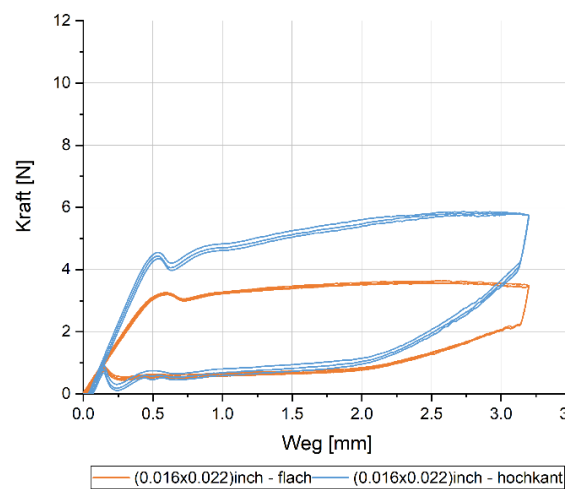
Kraft-Weg-Diagramm adenta Thermadent 40°C 0.016" x 0.016"

Abbildung 28: Vergleich der Kraft-Verformungsdiagramme aus dem 3-Punkt-Biegeversuch zwischen den Rundbögen aus Gummetal (Diagramm oben links) und exemplarisch ausgewählten superelastischen NiTi-Rundbögen (Diagramm oben rechts). In der unteren Zeile wird der Vergleich ergänzt um quadratische Bögen der Abmessung 0.016" x 0.016" aus den gleichen Werkstoffen. Es werden jeweils die ersten drei Kraft-Verformungszyklen aufgezeichnet.

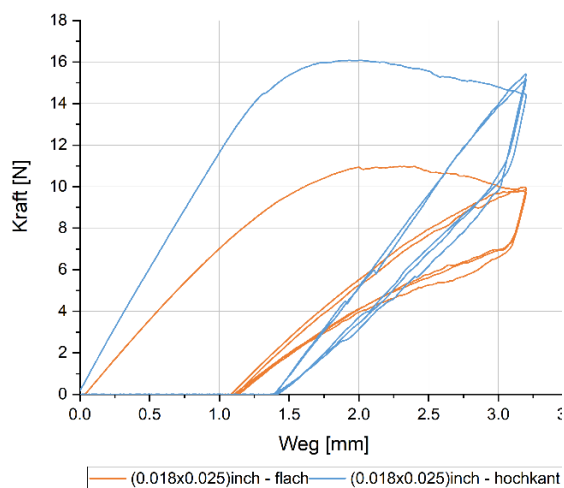
Bei den Kraft-Weg-Diagrammen von Gummetal liefern Runddrähte, sowie Vierkantdrähte ein sich ähnliches Kurvenbild. Im ersten Zyklus folgt einem anfänglich steilen, quasi linear-elastischen Kurvenverlauf eine nicht lineare elastisch-plastische Verformung, bei gleichzeitiger Abnahme der Kraft. Zwischen Be- und Entlastungskurve der Gummetal-Proben kommt es zu einer Hysterese, eine Plateaubildung gibt es jedoch nicht. Es folgt ein steiler Kraftabfall auf null. Bereits nach dem ersten Zyklus verbleibt eine signifikante plastische Gesamtverformung bei allen untersuchten Proben, von circa 0,5 bis ca. 1,5 mm zurück. Im nachfolgenden zweiten und dritten Verformungszyklus startet die Kurve dann von dem Punkt der verbliebenen Verformung aus dem ersten Zyklus.



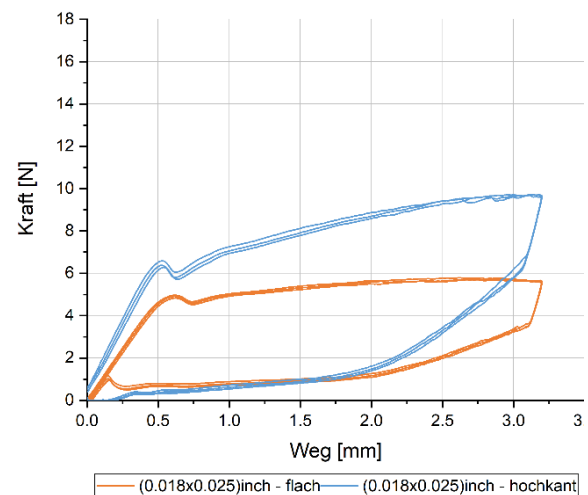
Kraft-Weg-Diagramm Gummetal 0.016" x 0.022"



Kraft-Weg-Diagramm adenta Thermadent 40°C  
0.016" x 0.022"



Kraft-Weg-Diagramm Gummetal 0.018" x 0.025"



Kraft-Weg-Diagramm adenta Thermadent 40°C  
0.018" x 0.025"

Abbildung 29: Vergleich der Kraft-Verformungsdiagramme aus dem 3-Punkt-Biegeversuch zwischen den Rechteckbögen aus Gummetal (Diagramme links) und exemplarisch ausgewählten superelastischen NiTi-Rechteckbögen (Diagramme rechts). Es werden jeweils zwei unterschiedliche Bogenquerschnitte in der Orientierung „hochkant“ und „flach“ gegenübergestellt sowie die ersten drei Kraft-Verformungszyklen aufgezeichnet.

Die Runddrähte sowie alle Vierkantdrähte von adenta liefern ein gänzlich anderes Kurvenbild. Im ersten Zyklus kommt es zu einem steilen Kurvenanstieg mit linear elastischer Verformung. Anschließend bildet sich ein Plateau, welches insbesondere im Fall der hochkant gestellten Drähte mit einer leichten Steigung verbunden ist.

Bei nachfolgender Entlastung folgt ein initial starker Abfall der Kraft-Weg-Kurve. Diese führt zu einer ausgeprägten Hysterese zwischen Be- und Entlastungsabschnitt der Kurve. Sie wird mit zunehmendem Drahtquerschnitt größer. Es folgt das klinisch relevante Entlastungsplateau. Dabei findet eine gleichmäßige Kraftabgabe über einen großen Rückstellweg statt. Aufgrund der geringen Steigung der Kraft-Weg-Kurve in diesem Bereich ist die Kraftänderung sehr gering, und bei den Runddrähten vernachlässigbar. Darauf folgt nochmals ein kleiner Abschnitt mit steil abfallender Kurve bis zum Ausgangspunkt des Versuchs. Die aufgezeichnete plastische Dehnung geht gegen Null.

Bei den in Hochkantausrichtung untersuchten NiTi-Rechteckdrähten erkennt man eine ausgeprägtere Steigung des Be- sowie auch des Entlastungsplateaus. Diese Steigung der Plateaus ist bei der Verformung derselben Drähte über die flache Kante deutlich weniger prominent.

### **4.3 Ergebnisse der Geometriemessungen und Berechnung des Flächenträgheitsmoments**

Alle Drähte wurden hinsichtlich ihrer Geometrie mittels zweier unterschiedlicher Messmethoden untersucht. Während die Lasermessmethode (siehe 3.2 Proben für den 3-Punkt-Biegeversuch) den maximalen Profildurchmesser anzeigt, lassen sich mit Hilfe der Mikrometerschraube die Abmessung in Höhe und Breite der Quadrat- und Rechteckdrähte, bzw. der Durchmesser der Runddrähte mit einer geringen Messunsicherheit ermitteln. Aus den gewonnenen Daten kann man wiederum die Eckradien und das Flächenträgheitsmoment berechnen und mit den Normtoleranzen der DIN-ISO 13996 vergleichen.

Die Ergebnisse dieser Messungen beziehungsweise Berechnungen fassen die Tabellen 10 bis Tabelle 12 im Kapitel 8. "Tabellenanhang" zusammen. Die zugrundeliegenden Berechnungsgleichungen entstammen der Herleitung aus Kapitel 3.3.1 Berechnung der effektiven Drahtabmessungen.

Werte außerhalb der Toleranz wurden rot und gelb hinterlegt. Man erkennt in den Tabellen auf den Ersten Blick, dass viele Drähte außerhalb der Toleranz liegen und diese sowohl über-, als auch unterschreiten. Die Radien sind zwar nicht durch die ISO-Norm definiert, streuen jedoch ebenfalls sehr stark. Als logische Folge daraus, liegen auch die Flächenträgheitsmomente in

einer Intervallbreite von circa 25% um den Sollwert. Aufgrund der fehlenden Vorgaben die Radienwerte betreffend, wurden bei der Auswertung der Flächenträgheitsmomente die Mittelwerte der Eckradien jeder Probenserie errechnet. Dieser Mittelwert wurde dann zur Bestimmung eines „idealen Flächenträgheitsmomentes“, bestehend aus den Nominalwerten für Höhe und Breite sowie dem Mittelwert aller Radien, herangezogen. Abweichungen der tatsächlichen Flächenträgheitsmomente von mehr als +/- 5% führten erneut zu einer Hervorhebung in Rot oder Gelb, wenngleich hier keine Abweichung von den Vorgaben der Norm vorliegt.

Bei den runden Drähten, haben die Biostarter Drähte die höchsten Untermaße. Das gilt alle 3 Durchmesser (zwischen - 2,98 % bis zu -4,36%). Das größte Übermaß hat der Draht NiTi Thermally plus (Dentalline) mit +2,4%. Demzufolge kommt es auch bei den errechneten Flächenträgheitsmomenten zu erheblichen Schwankungen. Sie liegen von -16,3 % bis zu + 10,0% um den rechnerischen Idealwert.

Ähnliches gilt für die Drähte mit den Maßen 0.016“ x 0.016“. Auch hier treten Über- und Unterschreitungen der Normtoleranzen auf. Das höchste Untermaß liefert dabei der NeoSentalloy 160G Draht mit einer Unterschreitung um -3,4%, während das höchste Übermaß mit +3,8% der BioTorque zeigt. Hinzu kommt eine sehr starke Streuung der Eckradien (zwischen 0,0614 mm bei NeoSentalloy 80G bis zu 0,1502 mm bei Gummetal). Daher errechnet sich ein weites Spektrum an Flächenträgheitsmomenten, die zwischen -19% bei Gummetal und bis zu +14,7% bei BioTorque von Forestadent liegen.

Für die untersuchten Rechteckprofile verhält es sich ähnlich mit den Abweichungen. Man findet, sowohl Normtoleranzüber- als auch -unterschreitung, bei Profilhöhe oder-breite. Bei einigen untersuchten Proben (Copper NiTi 27°C; NeoSentalloy 80G sowie bei beiden Titanol Budget Dimensionen) liegt eine Normabweichung sowohl in der Breite als auch in der Höhe des Profils vor. liegt. Hinzu kommen sehr stark voneinander abweichende Eckradien, die zwischen 0,142 mm bei Gummetal bis zu 0,074 mm bei Thermadent 35°C mit einem Faktor von nahezu 2 streuen. Dementsprechend weisen auch die errechneten Flächenträgheitsmomente eine weite Streuung auf. Sie liegen zwischen -12,0 % (Titanol Budget) und +11,55% (NiTi light force).

## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion des Versuchsaufbaus

3-Punkt-Biegeversuche sind eine anerkannte Standardmethode zur Beprobung von Drahtparametern und werden seit Jahrzehnten angewandt (Bartzela et al. 2007; Drake et al. 1982; Kapila und Sachdeva 1989). Zwar sind die Messungen sehr gut reproduzierbar, jedoch liegt der Fokus auf der Messung der mechanischen Biegeeigenschaften. Der Versuch liefert keine werkstoff- sondern probenbezogene Kennwerte. Eine in-vitro Beurteilung der Drahteigenschaften ist mithilfe dieses Prüfverfahrens gut möglich und die Vergleichbarkeit mit anderen Studien ist gegeben (Bartzela et al. 2007).

Nachdem lange Zeit nur eine ADA-Empfehlung (ADA-Empfehlung Nr. 32) (ADA 1977) existierte (Sernetz 1999), gibt es seit 2007 auch eine DIN zur Biegeprüfung von Drähten. Die Versuche in der vorliegenden Arbeit wurden deshalb nach DIN EN ISO 15841:2013 durchgeführt. Diese Norm soll Klinikern den Vergleich der verschiedenen Drähte erleichtern. Sie wurde seither lediglich um die kennzeichnungspflichtigen Elemente erweitert und auf den Europäischen Normenstandard EN ISO 15841:2014 aktualisiert.

Auf die Berechnung des E-Moduls wird im Rahmen dieser Arbeit aus verschiedenen Gründen verzichtet. Zwar liefert die verwendete Messsoftware der Fa. Zwick-Röll hierzu Daten, jedoch sind diese für die untersuchten Materialien nicht aussagekräftig:

- Das E-Modul kann streng nur nach elastischer Verformung, also bei ausschließlich reversibler Veränderung der Atomgitterabstände bei Einwirken äußerer Kräfte, berechnet werden.
- Die Martensitische Phasenumwandlung tritt nicht überall im Werkstoff gleichmäßig auf. Zum Beispiel kann es sein, dass in der Randfaser bereits früher, durch eine höhere Dehnung und der damit einhergehenden höheren Spannung, spannungsinduzierter Martensit gebildet wird. Man kann nicht sicher sagen, ob NiTi im fraglichen Verformungsbereich, aus dem der E-Modul berechnet werden sollte, nicht bereits eine „scheinbare Elastizität“ aufweist, für die das Auftreten einer martensitischen Phasenumwandlung ursächlich ist. Dies ist somit keine rein Hook'sche Elastizität. Bei Gummetal werden die Drähte in den durchgeführten 3-Punkt-Biegeversuchen deutlich über ihre elastische Dehngrenze hinaus verformt. Dies kann man an der aufgetretenen plastischen Dehnung eindeutig erkennen. Es lässt sich niemals vollständig ausschließen, dass die Steigung der Anfangsgeraden im Bereich 1 (vgl. Abbildung 3) nicht



bereits von der einsetzenden Umwandlung (bei NiTi) bzw. von plastischem Fließen (bei Gummetal) überlagert wird und somit auf ein niedrigeres Niveau absinkt.

- Alle in dieser Arbeit zugrunde gelegten Rechenmodelle basieren auf der linearen Elastizitätstheorie, die jedoch streng genommen für Werkstoffe mit asymmetrischem Zug-Druck-Verhalten, bei großen Verformungen im 3-Punkt-Biebeversuch keine Gültigkeit besitzt. Aufgrund dieser Asymmetrie kann bei stark nichtlinearen Werkstoffen, wie z.B. bei NiTi aber auch bei Gummetal, eine frühzeitige und geometrieabhängige, jedoch kaum messbare Steigungsveränderung der Anfangsgeraden im Biegeversuch eintreten. Es lässt sich schlussfolgern, dass diese Abweichung mit zunehmender Drahtdimension ansteigend ist, was im Wesentlichen durch die Messdaten bestätigt wird.
- Die Zahnbewegung findet in der Entlastungsphase der Drähte statt. Daher ist der E-Modul, von Hysterese-behafteten Drähten nicht maßgeblich für den klinischen Gebrauch. Viel entscheidender ist das Kraftniveau des Entlastungsplateaus.
- Es wurde bei den Messungen ein deutlicher Geometrieinfluss festgestellt. Das heißt die Drähte mit größeren Abmessungen lieferten fast durchgehend größere E-Moduln. Das kann mit der höheren Randfaserdehnung und der damit einhergehenden zunehmenden Spannung in selbiger, bei zunehmender Abmessung erklärt werden (vgl. Abbildung 30 / Abbildung 31).
- Ferner lässt sich nicht ausschließen, dass die untersuchten Materialien herstellerseitig nicht im genau gleichen Behandlungszustand vorliegen. Zwar ist der E-Modul eine Werkstoffkenngröße, jedoch ist die hier durchgeführte Untersuchung nicht frei von Einflüssen des Werkstoffzustandes.

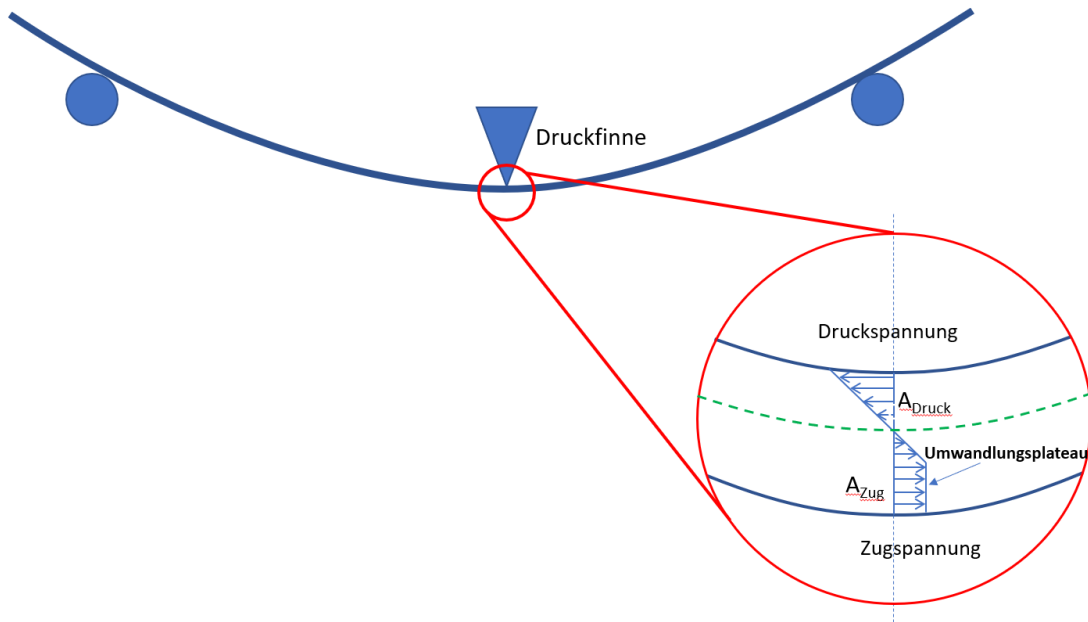


Abbildung 30: Skizze zur Asymmetrie der Spannungsverteilung beim Biegeversuch, bedingt durch das asymmetrische Zug-Druckverhalten von NiTi-Legierungen bei Biegung sowie das auftretende Spannungsplateau bei lokalisierter Phasenumwandlung in der Randzone ( $A$ =Ausrichtung).

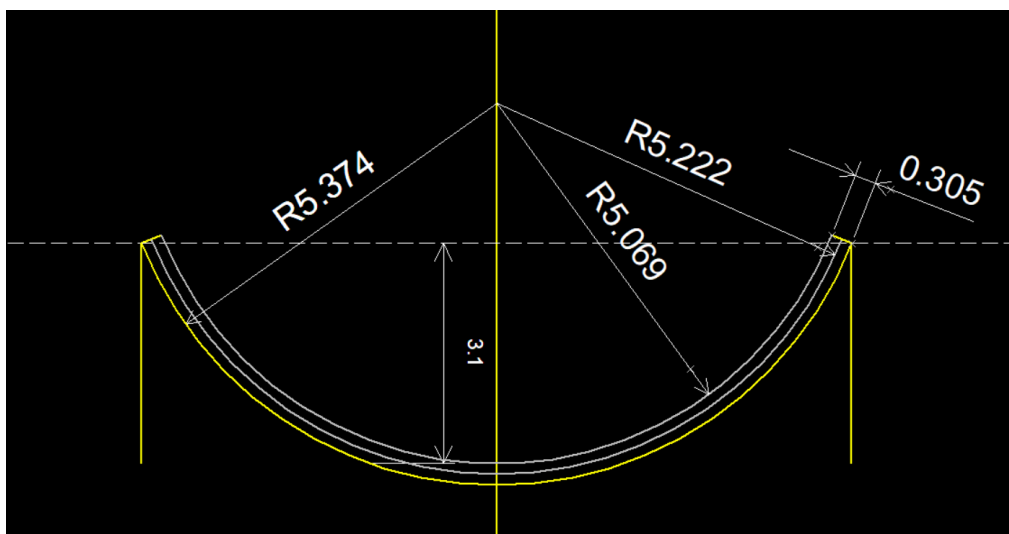


Abbildung 31: Zeichnerische Ermittlung der maximalen Randfaserdehnung im 3-Punkt-Biegeversuch in Abhängigkeit von der Höhe des untersuchten Profils bei Annahme einer homogenen (=kreisförmigen) Biegelinie. Die Durchbiegung an der Innenfaser der untersuchten Proben beträgt jeweils 3,1 mm.

Profilhöhe	Außenfaserradius $R_B$	$R_B - R_{\text{neutr. Faser}}$	Mehrdehnung Rand f.
0.012"	5,3737 mm	0,1524 mm	2,92%
0.014"	5,3451 mm	0,1778 mm	3,44%
0.016"	5,3181 mm	0,2032 mm	3,97%
0.018"	5,2926 mm	0,2286 mm	4,51%
0.019"	5,2804 mm	0,2413 mm	4,79%
0.022"	5,2458 mm	0,2794 mm	5,63%
0.025"	5,2142 mm	0,3175 mm	6,48%

### 5.1.1 Probenauswahl

Es wurden Nickel-Titan Drähte ausgewählt, die bereits länger auf dem Markt sind und nach Herstellerangaben superelastische Eigenschaften aufweisen. Da Gummetal, hergestellt von RMMC, laut Hersteller sehr vielversprechend in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften ist und superelastische NiTi-Drähte ergänzen oder ersetzen soll (Kazuaki 2003), wurde dieser Draht bewusst ausgewählt, um diesen mit NiTi-Drähten, die sich bereits in der klinischen Anwendung etabliert haben, zu vergleichen. Da es mittlerweile unzählige Drähte auf dem Dentalmarkt gibt, konnten in dieser Arbeit nicht alle vorhandenen Drähte getestet werden. Der Datenpool ist somit zwar groß, stellt aber keinen Gesamtüberblick über alle Drähte und Legierungen dar.

### 5.1.2 Probenabmessung

Nach der DIN: ISO/DIS 15841:2013 müssen alle Proben mit Greifzirkel, Messschraube, optischen Messinstrumenten, oder anderen Geräten mit einer Messunsicherheit von  $\pm 0,005$  mm durchgeführt werden (DIN 2013). Die Durchführung nach standardisierter Norm macht die Versuchsreihe vergleichbarer und reproduzierbarer im Vergleich zu Messungen, welche nicht nach der Norm durchgeführt wurden. Somit besitzt die hier durchgeführte Versuchsreihe eine hohe Aussagekraft.

### 5.1.3 Durchgeführter 3-Punkt-Biegeversuch

Die rechteckigen Drähte wurden nach den Vorgaben der DIN: ISO/DIS 15841:2013 geprüft. (DIN 2013). Das bedeutet Sie lagen mit der längeren, flachen Seite auf den Auflageflächen. Darüber hinaus wurden sie noch in hochkant Ausrichtung des Drahtes geprüft. Die zweite Anordnung liefert uns Informationen darüber, wie sich der Draht bei eventueller Intrusion und Extrusion verhält und ist somit für den Kliniker von großer Bedeutung.

Durch das Einhalten dieser Vorgaben ist eine sehr gute Vergleichbarkeit und Nachvollziehbarkeit der Prüfergebnisse gewährleistet.

Diese in-vitro Versuche können nur näherungsweise für die klinische in-vivo Situation herangezogen werden, da nur Patienten mit starken Fehlstellungen Drahtauslenkungen von über 1 mm nötig machen und das superelastische Plateau bei den meisten Therapiefällen nicht oder nur teilweise erreicht wird (Bartzela et al. 2007). Gerade bei Patienten, die weite Bewegungstrecken der Zähne benötigen, ist allerdings das Risiko für Wurzelresorptionen erhöht und so

muss bei der Drahtauswahl besonders achtsam vorgegangen werden. Die Kraftgröße in der initialen Nivellierungsphase des Drahtes ist verantwortlich für die Induktion des Umbauprozesses im Gewebe. Sind die Kräfte zu groß kommt es zu Hyalinisierung, Nekrosen und Schädigung des Zahnhalteapparates. Diese können selbst bei initialer Kraft von nur 0,5 N auftreten (Kuroi und Owman-Moll 1998). Die Folge sind Resorptionen bis hin zum Zahnverlust (Fuck und Drescher 2006).

## **5.2 Diskussion der Versuchsergebnisse**

Es wurde eine große Bandbreite an Drahtherstellern, Drahtprodukten und Drahtgeometrien untersucht. Der Versuchsaufbau ermöglicht es, die Drähte untereinander, unter standardisierten Bedingungen, zu vergleichen. Diese Materialstudie kann somit einen schnellen Überblick darüber geben, welche Einsatzgebiete für die verschiedenen Drähte in Frage kommen. Dabei werden Unterschiede, die auf Prozessschwankungen bei der Drahtherstellung zurückzuführen sind, (z.B. Temperaturunterschiede bei der Wärmebehandlung oder Unterschiede der chemischen Zusammensetzung des NiTi-Rohmaterials) nicht berücksichtigt. Aus der Literatur ist jedoch seit langem bekannt, dass insbesondere die Krafthöhe, bei der das Umwandlungsplateau auftritt, in erheblichem Umfang von den Wärmebehandlungsparametern während des Drahtherstellungsprozesses abhängt (Duerig und Zadno 1990).

Diese in-vitro Messungen berücksichtigen nur die grundlegenden Materialeigenschaften. In-vivo kommen weitere Einflussfaktoren, wie Friktion an den Brackets und Ligaturen, die auch von den Zahnfehlstellungen beeinflusst werden, hinzu (Fuck und Drescher 2006). Darüber hinaus verändern Temperaturunterschiede, biochemische Einflüsse durch Speichel und Nahrungsmittel und differierende Abstände zwischen den Nachbarbrackets oder -bändern das Verhalten der Drähte im Mund. Es kommt beim Einligieren eines Drahtes zu einer sogenannten Mehrzahnmechanik, die nicht vorhersehbar ist (Fuck und Drescher 2006).

### **5.2.1 Diskussion der klinisch relevanten Ergebnisse**

Die Einteilung der Drähte nach Generationen dient nicht dazu, die orthodontischen Drähte einem bestimmten Jahr ihrer Entwicklung zuzuordnen. Vielmehr ist sie angelehnt an die Empfehlungen der Fachliteratur, welche Kräfte maximal auf den Zahn wirken sollten. Diese hat sich über die Jahrzehnte stetig in Richtung abnehmender Kräfte und Momente gewandelt (siehe Tabelle 2). Darüber hinaus erfolgte die Einteilung nach dem Kurvenverlauf. So ist ein ausgeprägtes superelastisches Plateau für die Zahnbewegung wünschenswert, da hier gleichbleibende Kräfte über eine längere Strecke auf den Zahn wirken. Plastische Verformung ist nicht

gewünscht und macht häufigere Drahtwechsel nötig, da der Draht nur bis zum Punkt der plastischen Verformung Kraft auf den Zahn ausübt. Ein Draht der sich nur elastisch verformt, kehrt in seine Ausgangsform zurück während er über den ganzen Weg eine Kraft liefert. Geringe Kräfte sollen Wurzelresorptionen vorbeugen und dennoch eine möglichst schnelle Zahnbewegung ermöglichen. Gleichzeitig soll der Patient möglichst wenig Missempfindungen während der Therapie haben. Um Zähne zu bewegen, benötigt man eine dauerhafte Kraft von mindestens 0,016N (Weinstein 1967). Darüber hinaus wird in der aktuellen Fachliteratur keine Kraft zur Zahnbewegung mehr empfohlen, die über 0,5 N hinausgeht (siehe Tabelle 2) (Kuroi und Owman-Moll 1998).

Hierbei ist zu beachten, dass nicht die Kraft alleine entscheidend ist, sondern vor allem der Druck auf die Wurzelhautoberfläche. Je größer die Wurzelhautoberfläche ist, desto mehr Kraft darf angewendet werden (Sander et al. 2011). Bei Intrusion ist am meisten Vorsicht geboten. Daher darf der Kliniker diese in-vitro Daten nicht eins zu eins für seine Therapieplanung übernehmen. Bewegungsrichtung des Zahnes und Wurzelhautoberfläche müssen berücksichtigt werden. Von der Kraft, die auf den Zahn wirkt, kann allerdings auf den Druck geschlossen werden. Werden Drähte aus der 4. Generation genutzt, ist sichergestellt, dass die abgegebene Kraft innerhalb des Rückstellplateaus nicht über 0,5N hinausgeht. Dies minimiert das Behandlungsrisiko.

Alle in dieser Arbeit untersuchten Drähte zeigen eine Hysterese in ihrem Kraft-Weg-Verhalten. Der Ausprägungsgrad der Hysterese nimmt tendenziell von Generation 2 zu Generation 4 hin ab. Der Betrag der Kraft hysterese ist umso deutlicher, je größer der Durchmesser ist. Er ist bei Vierkantdrähten größer als bei Runddrähten und bei Prüfung in der Ausrichtung „hochkant“ größer als bei der Ausrichtung „flach“. Somit steigt auch das Kräfterdelta zwischen Be- und Entlastungsplateau. Dies kann mit einer geometrischen Komponente beim 3-Punkt-Biegeversuch erklärt werden, da bei größerem Querschnitt insgesamt ein höheres Kraftniveau herrscht und die Randfaserdehnung (s. Abbildung 30 / Abbildung 31) bei sonst identischer Versuchsgometrie (Abstand der Auflagepunkte, Gesamtverformung, etc.) deutlich höher wird.

Das Kräftelevel, auf dem sich das superelastische Plateau ausbildet, ist zwar bei allen untersuchten NiTi-Drähten unterschiedlich, dennoch ist ein solches Plateau bei fast allen deutlich erkennbar. Nur Gummetal und Nitinol Classic bilden kein Plateau aus. Ursächlich für das gemessene Kraftplateau ist bei NiTi-Legierungen die martensitische Phasenumwandlung von der Hochtemperaturphase in die, bei der Prüftemperatur von 37°C, thermodynamisch nicht stabile Martensitphase. Dabei wird ein Anstieg der Kraft durch Fortschreiten der Umwandlung „aufgezehrt“, also die mechanische Energie reversibel in chemische Energie umgewandelt, die bei nachfolgender Entlastung wieder freigesetzt wird.

Je ausgeprägter die reversible martensitische Umwandlung in der Durchbiegungsphase, desto ausgeprägter die Rückumwandlung von spannungsinduziertem Martensit in Austenit in der Entlastungsphase und desto ausgeprägter ist das superelastische Plateau (Nikolai 1997). Dabei ist der Ausprägungsgrad des Plateaus durch die vorhandene Steigung sowie durch die Länge des Plateaus gekennzeichnet: der Ausprägungsgrad ist höher, wenn das Plateau flacher und länger ausfällt. Bei Gummetal und Nitinol Classic kann ebenfalls auf eine auftretende Phasenumwandlung geschlossen werden, da beide Materialien zwar kein Plateau zeigen, aber dennoch eine Hysterese vorhanden ist. Dies bedeutet, dass chemische Energie verlustbehaftet in mechanische Energie bei Entlastung wieder rückumgewandelt wird.

Es zeigt sich, dass sich bei Drähten der 4. Generation das Plateau auf dem niedrigsten Kraftniveau bewegt. Es ist sowohl lang als auch flach, also sehr ausgeprägt. Das lange und flache Plateau auf niedrigem Kraftniveau bedeutet geringe und gleichbleibende Kraftabgabe über eine lange Strecke (Bantleon et al. 1989; Miura et al. 1986). Zähne können so sehr schonend und schnell bewegt werden, ohne den Draht häufig wechseln zu müssen (Miura et al. 1986).

Die Bewertung des Ausprägungsgrades eines Kraft-Weg-Plateaus lässt sich mit der Formel

$$SER \triangleq 8 \frac{dF_1/dL_1}{dF_2/dL_2}$$

(F = Kraft; L = Auslenkung)

vornehmen. Hieraus berechnet sich das sogenannte „Superelastic Ratio“ (SER) (Bartzela et al. 2007; Meling und Odegaard 1998; Segner und Ibe 1995) Das SER kann man nochmals modifizieren und die Drähte nach dem „clinical plateau“, dem klinisch relevanten Plateau einteilen. So lassen sich die Drähte nochmals nach der Qualität ihres superelastischen Plateaus einteilen in:

- Echt-superelastische Drähte: klinisches Plateau  $\geq 0,5\text{mm}$ .
- Tendenziell superelastische Drähte:  $0,05\text{ mm} < \text{klinisches Plateau} < 0,5\text{mm}$
- Nicht superelastische Drähte: klinisches Plateau  $\leq 0,05\text{ mm}$

Die hier untersuchten Drähte werden nach dieser Methode klassifiziert (Abbildung 33), wobei „ $dF_1/dL_1$ “ den Beginn des Plateaus innerhalb der Entlastungskurve darstellt und „ $dF_2/dL_2$ “ das Ende des Plateaus.

Das klinische Plateau nach Wichelhaus und Bartzela erhält man, nach der in Abbildung 32 beschriebenen Methode, wenn man das superelastische Plateau nun in zwei gleich lange Abschnitte aufteilt und von diesem Mittelpunkt zu dem abgelesenen Kraftwert 10 % addiert (für Punkt 1:  $F_0 + 10\%$ ) bzw. 10 % subtrahiert (Punkt 2:  $F_0 - 10\%$ ). Je flacher das Plateau ist, desto

größer ist die Differenz aus den Messwerten der Durchbiegung, die jeweils Punkt 1 und Punkt 2 zugeordnet sind und damit die Länge des klinisch relevanten Plateaus.

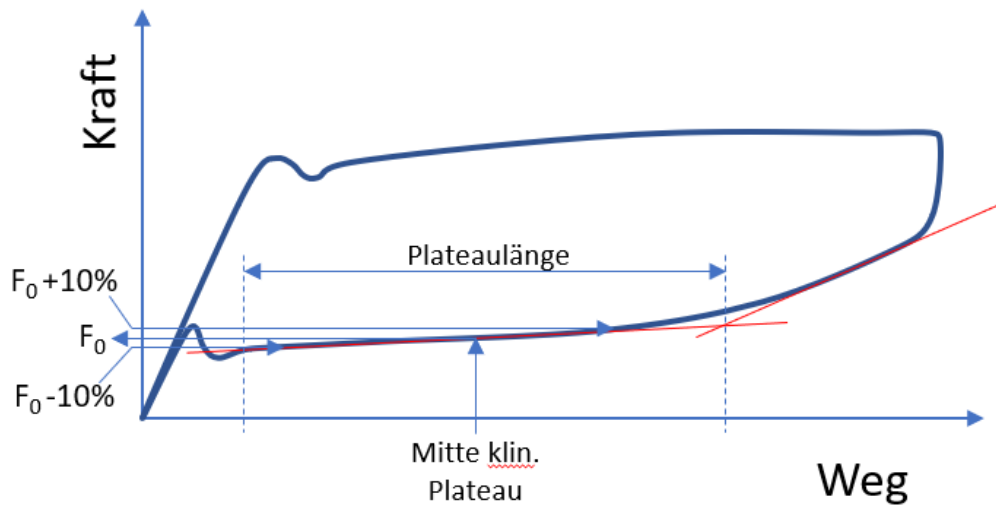


Abbildung 32: SE-Plateau = superelastisches Plateau; -10% entspricht dem vorderen Punkt des Clinical Plateaus; +10% entspricht dem hinteren Punkt des Clinical Plateaus.

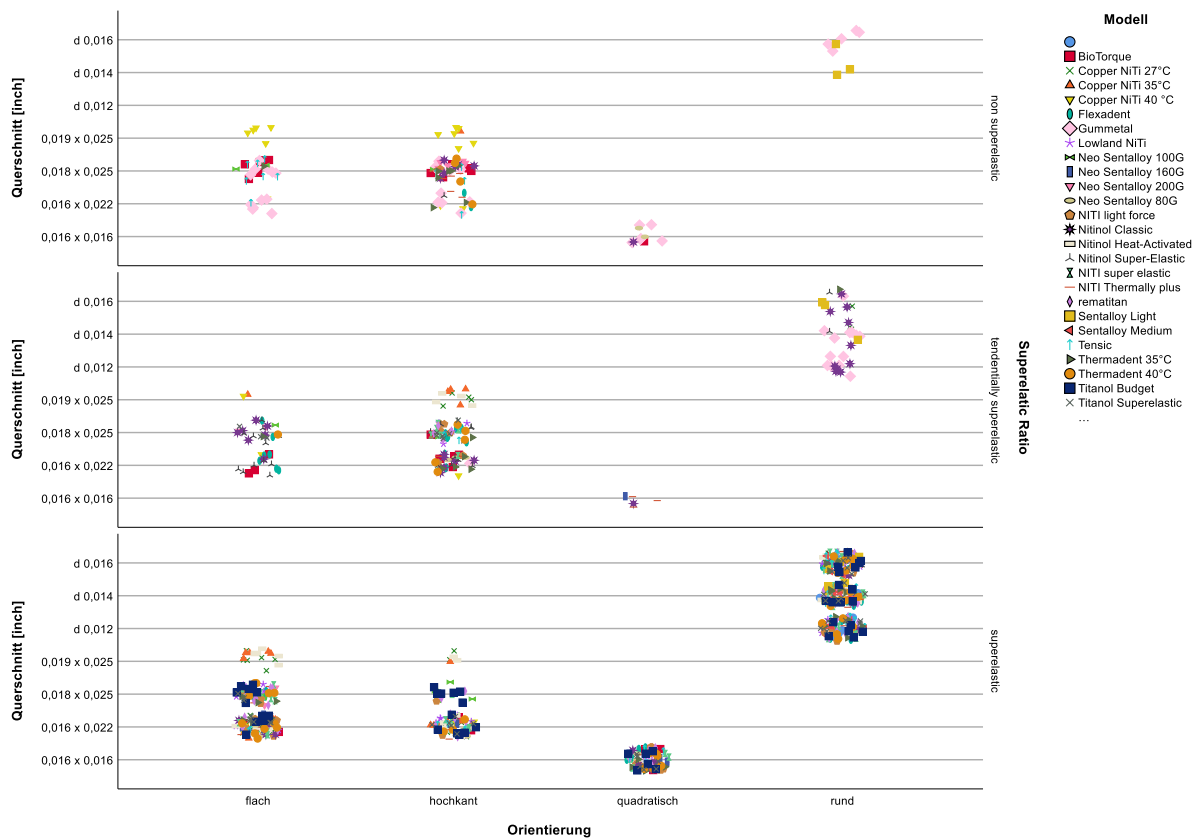


Abbildung 33: Einteilung der Drähte nach der Auswertung entsprechend dem „klinisch relevanten Plateau“.

Für den Kliniker ist dennoch zu beachten, dass superelastische NiTi Drähte ihr Plateau erst nach einer gewissen Auslenkung ausbilden (Bartzela et al. 2007).

Die Kraftabgabe ist innerhalb der NiTi Drähte sehr inhomogen. So geben nur die Drähte der 4. Generation eine Kraft von unter 0,5N ab. Diese Drähte sind vor allem für das Leveling in der 1. Behandlungsphase geeignet. Die Vierkantdrähte der 3. Generation sind vor allem für körperliche Zahnbewegungen geeignet. Hier müssen keine großen Strecken mehr überwunden werden. Die Drahtauslenkung ist meist unter 1mm. Der Fokus liegt in dieser Phase vor allem auf der kontrollierten Kraftübertragung vom Draht über das Bracket auf den Zahn. Drähte der 2. Generation können mit einer Kraftabgabe über 2N heute nur noch für die Retentionsphase empfohlen werden (siehe Tabelle 2).

### 5.2.2 Diskussion der materialspezifischen Ergebnisse (Gummetal)

Bei der Messung der Gummetal-Proben im 3-Punkt-Biegeversuch zeigt die Kraft-Weg-Kurve (Abbildung 34) im ersten Durchlauf zunächst einen linearen Anstieg. Darauf folgt ein Abschnitt mit nicht linear-, elastisch-plastischer Verformung. Die Kraft-Weg-Kurve ist hier nicht proportional, die Steigung nimmt ab. Dies deckt sich mit vergangenen Untersuchungen (Kuramoto et al. 2006). Anschließend kommt es zu einem Bereich mit Kraftabfall, bei Zunahme der Verformung. Es findet ausschließlich plastische Verformung statt.

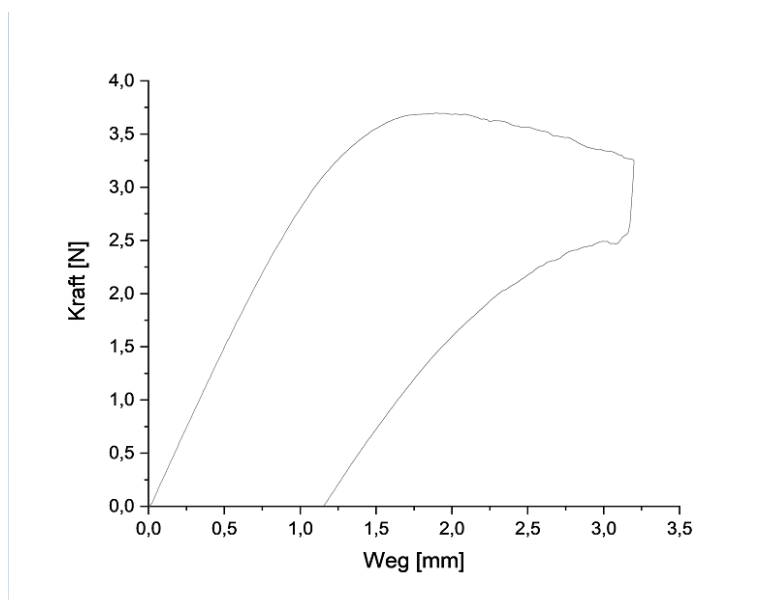


Abbildung 34: Exemplarische Kraft-Weg-Kurve von Gummetal 0,016"

Bei Entlastung findet initial ein Kraftabfall statt. Dieser Kraftabfall ist bei Runddrähten minimal, bei den Vierkantproben allerdings durchaus ausgeprägt und weist auf einen Hystereseverlauf hin. Dies widerspricht den Untersuchungen von Shin, der von einer hystereseffreien Verformung berichtet (Shin o.J.). In diesem Zusammenhang wurde auch eine bessere Kontrolle der



kieferorthopädischen Kräfte auf den Zahn versprochen (Shin o.J.), was in diesem Zusammenhang auch in Frage gestellt werden kann. Bei weiterer Entlastung folgt zunächst ein flacher Kraftabfall, der den Beginn eines Plateaus andeutet. Hier könnte eine Phasenumwandlung, ähnlich der Martensit-Austenit-Umwandlung bei NiTi, stattfinden. Dieser Verformungsmechanismus wird von verschiedenen Forschungsgruppen beschrieben, soll allerdings nicht der einzige sein (Liu et al. 2013; Shin et al. 2017; Talling et al. 2009a, 2009b; Withey et al. 2010; Yang et al. 2018). Auch diese Beobachtung deckt sich nicht mit der versprochenen elastischen Verformung ohne martensitische Umwandlung (Furuta et al. 2005; Kazuaki 2003 ; Shin o.J.). Zur Verifizierung des Verformungsmechanismus müssten weitere Untersuchungen, z.B. kristallographischer Art, durchgeführt werden. Zuletzt fällt die Kurve steil ab. Es bleibt plastische Verformung.

Die leichtere plastische Verformbarkeit gegenüber anderen Nickel-Titandrähten (Shin o.J.) konnte im Rahmen dieser Versuchsreihe für alle getesteten Geometrien bestätigt werden. Anhand der Daten zeigt sich eine stärkere bleibende Verformung (siehe Abbildung 28 / Abbildung 29). Das elastische Limit für Gummetal liegt bei  $\epsilon = 2,5\%$  (Furuta et al. 2005; Saito et al. 2003), womit auch unter Zuhilfenahme der Abbildung 31 die Ursache für die plastische Dehnung erklärt wird. Im gewählten 3-Punkt-Biegeversuch mit 3,1 mm Durchbiegung bei 10 mm Auflagerabstand treten Randfaserdehnungen von über 10 % auf, die die meisten NiTi-Legierungen ohne bleibende Verformung ertragen. Dies ist bei Gummetal anhand der publizierten Literaturdaten nicht zu erwarten gewesen. Diese Gesamtverformung wurde allerdings durch die DIN-ISO 15841:2013 (DIN 2013) vorgegeben. Um ein aussagekräftiges Kraft-Weg-Diagramm innerhalb des elastischen Bereiches von Gummetal zu bekommen, dürfte man nicht genau nach der ISO-Norm prüfen. In dieser Versuchsreihe sollte jedoch nicht Gummetal unter den für diesen Draht optimalen Bedingungen getestet werden. Vielmehr war das Ziel, Gummetal einer genormten Untersuchung zu unterziehen, um diese Legierung tatsächlich mit anderen vergleichen zu können, wobei hier der Fokus vor allem auf der Kraftabgabe und der Kraft-Verformungs-Kurve lag.

Die Kraft bei Rückstellung ist bei den Durchmessern 0.012" (Abbildung 18) und 0.014" (Abbildung 19) noch unter 2N. Für größere Durchmesser ist die Kraft bei Rückstellung deutlich über 3N für 0,016 x 0,016 (Abbildung 21) bzw. 0,016 x 0,022 (Abbildung 22 / Abbildung 23) und erreicht sogar deutlich über 6 N für den 0,018 x 0,025 Draht (Abbildung 24 / Abbildung 25). Die Kraftabgabe sinkt erst kurz vor der vollständigen Drahtentlastung unter die 0,5 N Kraftabgabe die heute als optimal erachtet wird. Daraus ist zu schließen, dass die Kräfte, die durch die Drähte mit dem Durchmesser 0.012" und 0.014" auf den Zahn ausgeübt werden, noch der heutigen Kraftempfehlung entsprechen würden. Größere Geometrien dieser Drahtlegierung sollten allerdings nicht mehr zur Zahnbewegung verwendet werden.

Gummetal soll Eigenschaften ähnlich zu Superelastizität besitzen (Kazuaki 2003 ). Aufgrund der plastischen Verformung werden die Gummetal Drähte mit Durchmesser 0.012; 0.014; 0.016; 0.016 x 0.016 und 0.016 x 0.022 als Draht der 1. Generation eingestuft. Der Draht mit den Maßen 0.018 x 0.025 wird zusätzlich aufgrund der hohen Kraftabgabe der Generation 1 zugeordnet. Gummetal besitzt keine Superelastizität oder dem superelastischen Verhalten ähnliche Eigenschaften. Jedoch kann man ab dem zweiten Verformungszyklus eine durchaus hohe, Hysterese-behaftete Verformung beobachten, die dann auch ohne weitere plastische Dehnung abläuft. Dieses Verhalten kann durchaus mit dem Vorhandensein einer Energie verbrauchenden Phasenumwandlung im Werkstoff zusammenhängen. Dies kann jedoch anhand der hier durchgeführten phänomenologischen Untersuchungen nicht verifiziert werden.

Im Vergleich dazu ist das superelastische Verhalten der NiTi-Drähte vor allem während der Nivellierungsphase ein klarer Vorteil gegenüber dem Gummetal. Hier hat die vorliegende Materialstudie gezeigt, dass die superelastischen NiTi-Drähte der 4. Generation deutlich geringere Kräfte liefern als Gummetal, weshalb Gummetal in dieser Phase nicht zum Einsatz kommen sollte, sondern frühestens in den Phasen 2 und 3 (Shin o.J.). Große Strecken der Zahnbewegung wären in diesen Phasen bereits überwunden und eine Dehnung des Drahtes von über 1mm ist unwahrscheinlich. Hier ist kritisch zu hinterfragen, welchen Mehrwert Gummetal gegenüber superelastischen NiTi Drähten bietet, da die vorliegenden Versuche ergeben haben, dass die Kraftabgabe der meisten NiTi-Drähte auch bei geringer Restauslenkung niedriger ist als die von Gummetal.

Die gute Formbarkeit von Gummetal bringt in klinischen Situationen, wo dies von Nöten ist, geringe Vorteile mit sich. So können zum Beispiel „stops“ und „loops“ eingebogen werden (Shin o.J.), was man bei NiTi aufgrund der hohen Dehnbeträge nicht machen muss. Nachteilig ist bei NiTi hingegen die Notwendigkeit der Verwendung eines Memory-Makers, falls eine Formanpassung an die Anatomie des Patienten notwendig sein sollte. Bei Gummetal soll bei Kaltverformung keine Verfestigung eintreten (Kazuaki 2003 ). Diese Aussage trifft auch in dieser Versuchsreihe zu. Zyklus 2 und 3 haben trotz der vorausgegangenen plastischen Verformung aus Zyklus 1 initial die gleiche Steigung wie Zyklus 1. Hieraus ist zu schließen, dass nicht mehr Kraft aufgewendet werden muss, um den gleichen Weg zurückzulegen. Darüber, ob das Risiko eines Bruchs, aufgrund von Materialermüdung, ausgeschlossen werden kann (Shin o.J.), kann nach 3 Zyklen allerdings keine Aussage getroffen werden. Hier wären deutlich mehr Biegedurchläufe notwendig.

Abgesehen von den mechanischen Eigenschaften ist Gummetal bei Allergikern eine Alternative, da Gummetal frei von Nickel und anderen toxischen Stoffen ist. (Gordin et al. 2014).

### 5.2.3 Bestimmung des E-Modul für Gummetal

Bei rein elastischer Biegung kann man aufgrund der vorliegenden Daten für Kraft und Durchbiegung mit der in der Abbildung 35 gezeigten Methode das E-Modul abschätzen. Dazu betrachtet man den in der Prüfmaschine befindlichen Draht als sogenannten „eingespannten Biegebalken“, der in der Mitte geteilt wird. Die Auflegerkraft, die auf der Auflagestelle auf den Bogen wirkt, entspricht der halben an der Kraftmessdose aufgezeichneten Kraft, die Durchbiegung ist entsprechend der Maschinenweg der Universalprüfmaschine. Da das klinisch relevante Plateau den Entlastungszyklus betrifft, macht nur die Einbeziehung der Kraftmesswerte aus diesem Teil der Experimente Sinn. Demnach wären dies die Werte für die Kraft  $F$  bei 1mm und bei 2 mm Durchbiegung aus den Tabellen 5 bis 8 im Anhang Kapitel 8 (siehe Tabelle 6/Tabelle 7/Tabelle 8/Tabelle 9). Dabei stellt man jedoch fest, dass bei sehr flachen Entlastungskurven die Kraftdifferenz nahezu -Null- beträgt und das E-Modul nach der Gleichung aus Abbildung 35 in einigen Fällen null werden würde, oder sogar negative Werte annehmen würde.

Die Ursache für diese festgestellten Phänomene liegt in der Tatsache, dass es sich sowohl bei Gummetal als auch bei NiTi-Legierung insbesondere in dem klinisch relevanten Bereich des 3-Punkt-Biegeversuchs nicht um eine rein elastische Verformung handelt, sondern plastische Dehnungen (Gummetal) oder die spannungsinduzierte Umwandlung (NiTi-Legierungen) diesen Messwert stark beeinträchtigen. Messungen des E-Moduls im Bereich rein elastischer, Hook'scher Dehnung sind in dieser Studie nicht auflösbar und machen auch für die klinische Anwendung keinen Sinn. Im Rahmen dieser Arbeit wurde deshalb auf die Auswertung des E-Moduls verzichtet und es wird lediglich auf die in der Literatur zu findenden Werte für Gummetal mit 40 GPa (Furuta et al. 2005; Shin o.J.) verwiesen, ohne diese jedoch verifizieren zu können.

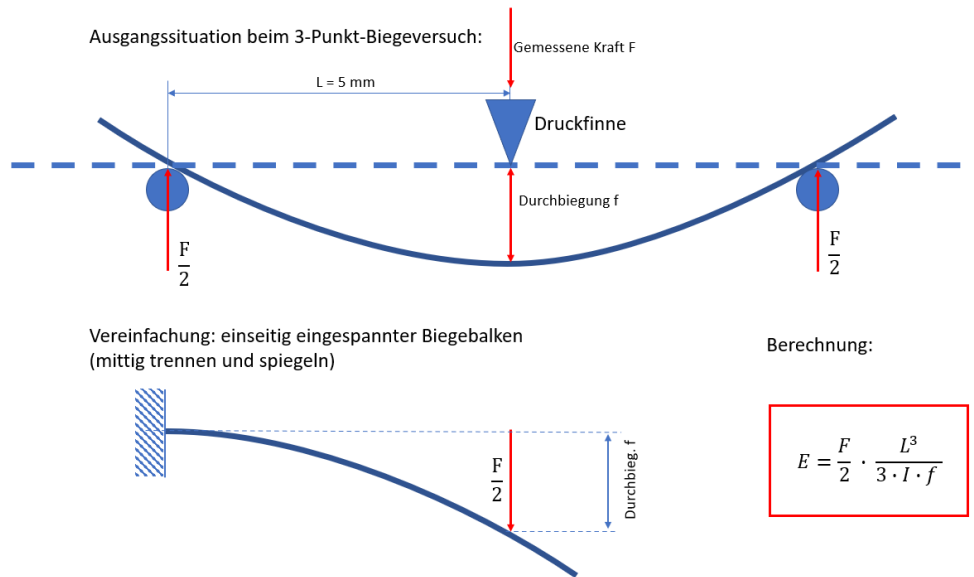


Abbildung 35: Mechanische Analyse des 3-Punkt-Biegeversuchs und Darstellung der vereinfachten Konstellation als einseitig eingespannter Biegebalken mit einer Einzelkraft.  $F$  = Kraft;  $L$  = Abstand des Auflegers zur Druckfinne;  $f$  = Strecke der Durchbiegung (Lackmann et al. 2011).

## 5.2.4 Plastische Verformung bei Gummetal

Auch die plastische Verformung eines Drahtes ist für den Kliniker von besonderem Interesse, da er Drähte, die sich plastisch verformen, öfter wechseln muss, um die gewünschte Ausformung des Zahnbogens zu erreichen.

In Tabelle 5 ist die bleibende Verformung von Gummetal bei einer Durchbiegung von 3,1 mm im 3-Punkt-Biegeversuch zu sehen. Die Werte liegen zwischen einer plastischen Verformung von 0,5 mm, für den Draht mit Durchmesser 0,012“, bis zu 1,4 mm für den Draht mit den Abmessungen von 0.018“ x 0.025“. Es ist eine starke, bleibende plastische Verformung zu erkennen.

Tabelle 5: Plastische Verformung von Gummetal nach der Durchbiegung von 3,1mm: (N)= Probenanzahl; (MW)= Mittelwert; (SD)= Standardabweichung; (Min)=Kleinste bleibende plastische Verformung; (Max)=Größte bleibende plastische Verformung

Modell	Querschnitt	Plastische Verformung [mm]					
		N	MW	SD	Min	Max	Median
Gummetal	Ø 0,012	6	0,533	0,016	0,509	0,556	0,532
	Ø 0,014	6	0,762	0,032	0,732	0,819	0,750
	Ø 0,016	6	1,107	0,013	1,088	1,123	1,108
Gummetal	0,016 x 0,016	6	1,065	0,029	1,039	1,121	1,057
Gummetal (flach)	0,016 x 0,022	6	1,013	0,012	1,001	1,034	1,009
	0,018 x 0,025	6	1,085	0,038	1,040	1,134	1,072
Gummetal (hochkant)	0,016 x 0,022	6	1,248	0,062	1,131	1,305	1,260
	0,018 x 0,025	6	1,396	0,078	1,245	1,468	1,417

Die Abbildung 36 und Abbildung 37 zeigen die plastische Verformung von Gummetal im Vergleich zu den untersuchten NiTi-Drähten dieser Versuchsreihe exemplarisch für die Durchmesser von 0.012" und 0.018" x 0.025".

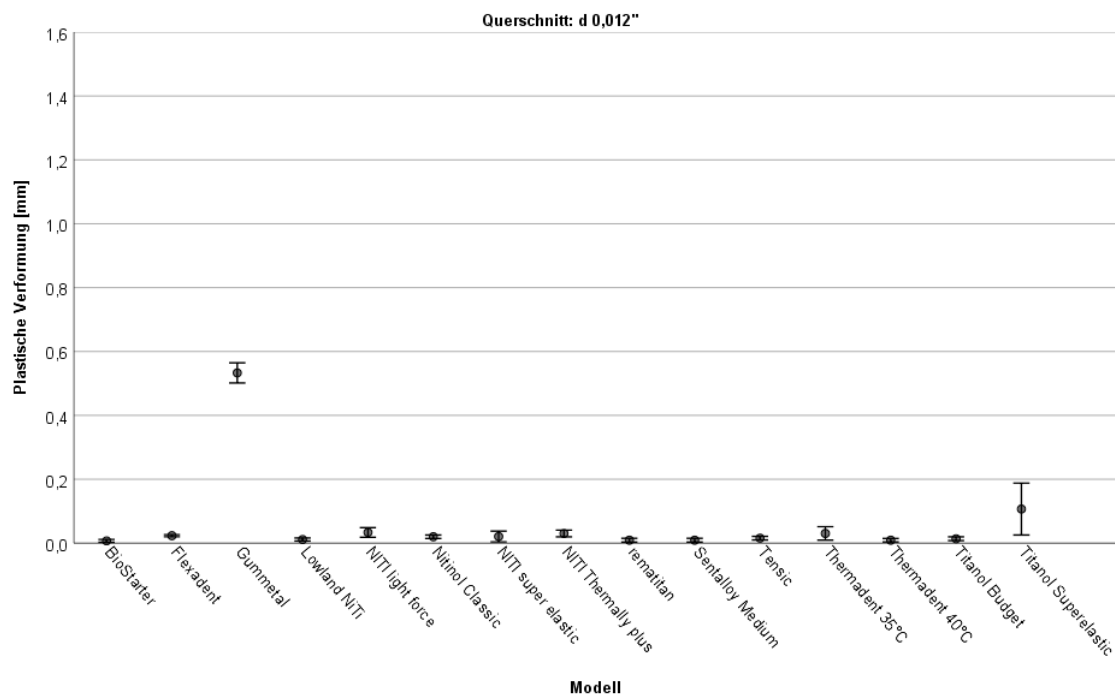


Abbildung 36: Plastische Verformung der Drähte mit Durchmesser 0,012" nach der Durchbiegung von 3,1mm

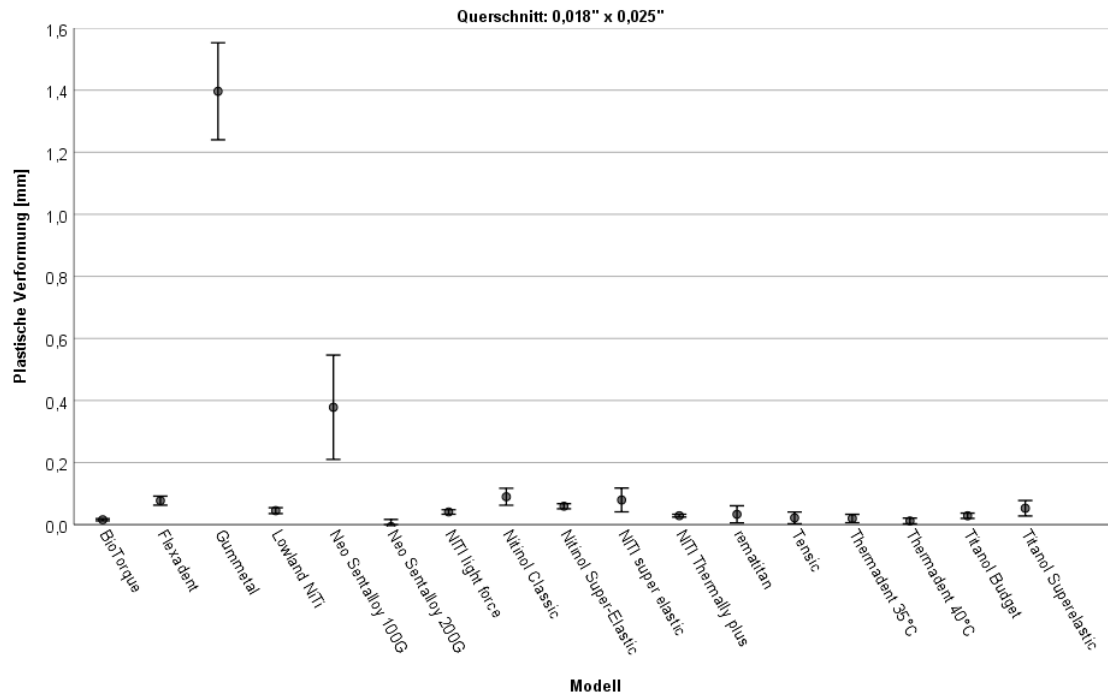


Abbildung 37: Plastische Verformung der Drähte mit Abmessung 0,018" x 0,025" (hochkant) nach der Durchbiegung von 3,1mm

Gummetal weist eine signifikant höhere plastische Verformung, als die anderen untersuchten Drähte auf. Auch Titanol Superelastic (0,012") und Neo Sentalloy 100G (0,018" x 0,025") zeigen deutliche plastische Verformung. Tendenziell liegen alle gemessenen Werte des hochkant ausgerichteten Rechteckprofils auf einem höheren Niveau als bei dem dünnen Runddraht, was mit der berechneten Randfaserdehnung (siehe Abbildung 31), die sich zwischen diesen beiden Versuchen etwa um den Faktor 2,3 erhöht, erklärt wird.

### 5.3 Geometrische Vermessung der Drähte

Für die exakte Vermessung der Drähte wurden zwei Verfahren verwendet.

- Vermessung mit der Mikrometerschraube zur Bestimmung der Profilhöhe und -breite bei Rechteck- und Quadratprofilen sowie des Durchmessers bei Runddrähten.
- Vermessung mit Laserscanmikrometer zur Bestimmung des maximalen Profildurchmessers. Dazu wurden die zu vermessenden Drähte im Laserstrahl rotiert.

Aus den so gewonnenen Werten, bekommt man eine exakte Geometrieabmessung und kann die Eckradien der Vierkantdrähte berechnen. Die Berechnung wird im Kapitel 3.3.1 Berechnung der effektiven Drahtabmessungen erläutert.

Bei Runddrähten muss nur eine Toleranz (Durchmesser) der ISO-Norm eingehalten werden, wohingegen bei Vierkantdrähten zwei Toleranzen (Breite und Höhe) eingehalten werden

müssen. Dennoch zeigen nicht nur die Vierkantdrähte, sondern auch die Runddrähte zahlreiche Toleranz Über- und Unterschreitungen. Diese sind im Anhang (8. Tabellenanhang) zusammengefasst. So sehen wir:

- Runddrähte: 15 von 53 mit Toleranzüberschreitung des Durchmessers.
- Quadratdrähte: 1 von 16 mit Toleranzüberschreitung bei einem Maß,  
9 von 16 mit Toleranzüberschreitung bei beiden Abmessungen  
6 Drähte von 16 erfüllen die beiden Normtoleranzen.
- Rechteckdrähte: 22 von 42 mit Toleranzüberschreitung bei einem Maß  
4 von 42 mit Toleranzüberschreitung bei beiden Messungen.  
16 von 42 Drähten erfüllen die beiden Normtoleranzen.

Es lässt sich vermuten, dass es bei positiver Überschreitung der Toleranzen, zu einer höheren Friktion zwischen Draht und Bracket kommt. Bei negativer Überschreitung der Toleranzen dürfte es zu erhöhtem Spiel kommen, was die Übertragung von Torque-Kräften verändert. Es ist nicht zu erwarten gewesen, jedoch scheinen die Hersteller Schwierigkeiten zu haben, innerhalb der Normtoleranzen zu bleiben.

Die ISO-Norm spezifiziert die Eckradien nicht, sondern fordert einfach nur „keine scharfen Kanten“. Dies erklärt, warum man bei ein und demselben Hersteller zum Teil sehr stark unterschiedliche Eckradien findet (z.B. für rematitan Unterschiede von über 20% bei den Eckradien von 0.016“ x 0.022“ im Vergleich zu 0.018“ x 0.025“).

Da es sich bei NiTi-Legierungen nicht um sogenannte „Strukturwerkstoffe“, sondern vielmehr um „Funktionswerkstoffe“ handelt, ist die rein geometrische Spezifizierung des Materials nicht ausreichend. Folgende Einflussgrößen bestimmen die Kraftabgabe eines NiTi-Rechteckdrahtes:

- Trotz der Geometrievorgaben konnten zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Flächenträgheitsmoment rechnerisch 25% Unterschied ermittelt werden.
- Die Wärmebehandlungstemperatur des Herstellers kann die Lage des klinischen Plateaus um 50% bis 100% erhöhen, oder erniedrigen (Duerig und Zadno 1990).
- Die chemische Zusammensetzung der NiTi-Legierung verändert die Lage der Umwandlungstemperaturen und somit auch die Lage des Umwandlungsplateaus (Duerig und Zadno 1990).

Für die Verarbeitung der Drähte werden oft spezialisierte drahtverarbeitende Betriebe beauftragt. Dadurch kann der Verarbeitungsprozess von den orthodontischen Firmen nicht in Gänze kontrolliert werden. Dies bedeutet, dass es leicht zu nicht überprüfbar Schwankungen z.B. im Hinblick auf den Kaltumformgrad des Vormaterials, kommen kann. Ferner ist durch Legierungszusätze, wie z.B. durch Kupfer, die Lage des Plateaus in erheblichem Maße

veränderbar (Duerig und Zadno 1990): Kupfer führt zu einer Änderung der gebildeten Kristallstruktur des Martensits, dessen Zwillingsgrenzen sich leichter aktivieren lassen, als bei binären NiTi-Legierungen. Dies führt zu einer Absenkung der Plateauspannungen bei NiTiCu-Legierungen (Gravina et al. 2013).

Die beschriebenen Differenzen der angegebenen Geometrien zu den in dieser Versuchsreihe gemessenen, legen nahe, dass eine reine Einteilung der Drähte, alleine über die in der ISO-Norm vorgeschlagenen Kennwerte nicht zielführend ist. Daher erscheint die Einteilung der Drähte nach Generationen sinnvoll, denn die Lage und Form des klinischen Plateaus ist für die Kraftentfaltung mindestens genauso wichtig oder sogar wichtiger, als die exakte Geometrie des Drahtes. Einige Hersteller haben dies erkannt und benutzen daher – zusätzlich zu den Geometrieangaben – noch Klassifizierungen, die auf die funktionellen Eigenschaften abheben, wie z.B.

- Neo Sentalloy 80G oder 160G
- Thermadent 35°C oder Copper NiTi 27°C

Dies hat jedoch ganz häufig auch Marketinggründe und die Unterschiede sind daher nicht immer unmittelbar für den Behandler erkennbar. Als Konsequenz aus diesen Ergebnissen wird im Rahmen dieser Arbeit gefordert, in die Norm für orthodontische Drähte, die Lage und Form des klinischen Plateaus aufzunehmen. Zusätzlich sollte Anstelle der Breite und Höhe eines Rechteckprofils besser das Flächenträgheitsmoment zusammen mit Maßobergrenzen aufgenommen werden. Zwar erfordert dies einen höheren Prüfaufwand, ist jedoch, was die Kraftabgabe angeht, wesentlich enger an dem funktionellen Charakter der Werkstoffe orientiert.

## 5.4 Einteilung der Drähte nach Generationen

Wie bereits unter Kapitel 1.5 Ni-Ti Drahtgenerationen beschrieben, wird die Einteilung der Drähte nach Generationen dazu verwendet, Drähte anhand ihrer abgegebenen Kraft und ihres Kurvenverlaufs zu unterteilen, um dem Kliniker einen schnellen und kompakten Überblick über eben diese zu geben.

Drähte der Generation 1 sind mittlerweile klinisch weniger relevant. Gummetal ist mit allen getesteten Geometrien der Generation 1 zuzuordnen. Auch die Drähte der Generation 2 sind klinisch weniger relevant. Der Großteil der Drähte ist der Generation 3 zuzuordnen. Hier wird bereits ein Kraftniveau von 0,5N bis 2N erreicht. In die 4. Generation fallen vor allem Runddrähte. Es sind nur 2 Vierkantdrähte in der 4. Generation vertreten: Neo Sentalloy 80G 0,016“ x 0,016“ und 0,016“ x 0,022“ flach. Mit diesen Drähten ist eine sehr niedrige Kraftabgabe von 0,2 N bis 0,5 N auf den Zahn sichergestellt.



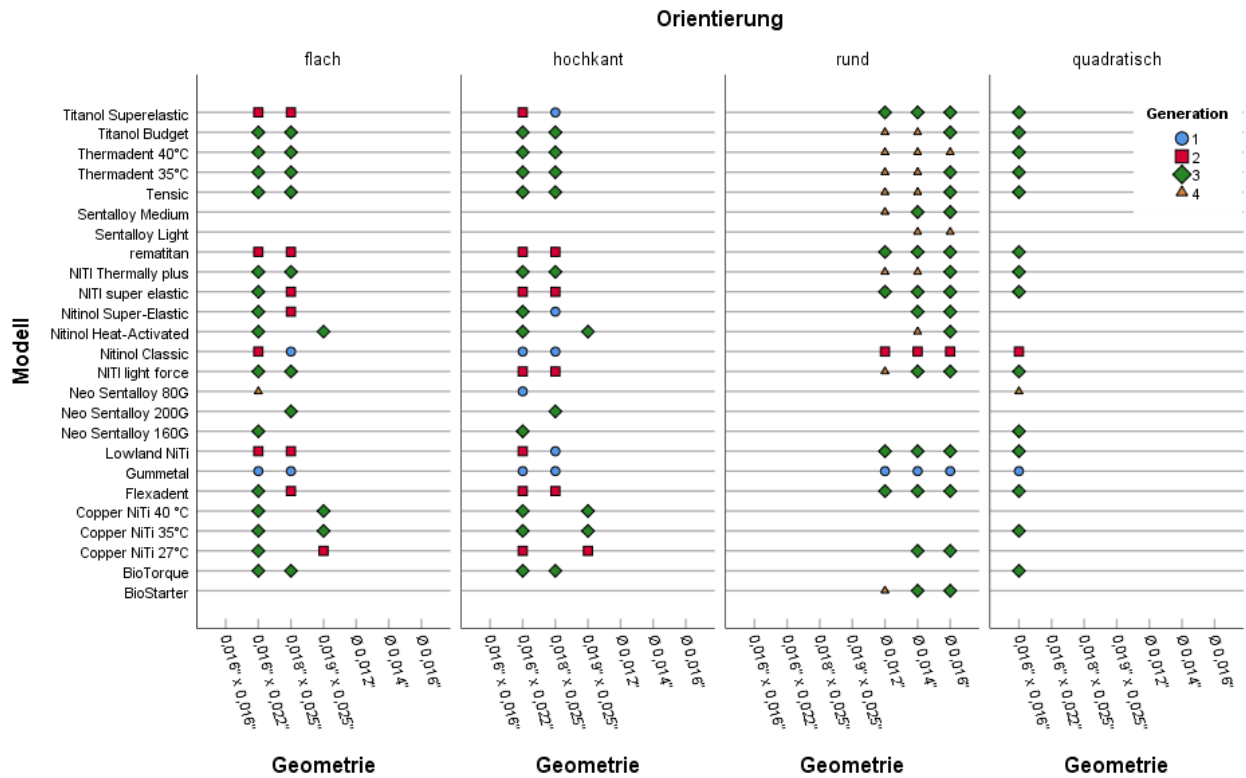


Abbildung 38: Drähte der Generation 1: Kraftabgabe über 6N im Rücklauf, keine Plateauausbildung, eventuell bleibende plastische Verformung; Drähte der Generation 2: Kraftabgabe über 3,5N – 6N im Rücklauf; Drähte der Generation 3: Kraftabgabe 0,5N – 2N im Rücklauf; Drähte der Generation 4 Kraftabgabe: 0,2 N – 0,5N im Rücklauf; (s.Kap.: 1.5 Ni-Ti Drahtgenerationen)

## 6. Zusammenfassung

Da es noch kaum unabhängige Studien zum Materialverhalten von Gummetal gibt, sollte diese Arbeit die Drahtlegierung untersuchen, mit einer Auswahl an etablierten NiTi Drähten vergleichen und einordnen. Der Fokus lag hierbei auf der Kraftabgabe bei Drahrückstellung und auf dem Verlauf der Kraft-Verformungs-Kurve.

Die mechanischen Untersuchungen wurden nach DIN: ISO/DIS 15841:2013 (3-Punkt-Biegeversuch) durchgeführt. Die Drähte wurden mit der Mikrometerschraube, sowie dem optischen Mikrometer vermessen.

Ziel und Ergebnis war außerdem die Generierung eines Datenpools, an Tabellen und Kraft-Verformungs-Kurven, der mit anderen nach DIN generierten Daten vergleichbar ist und die Einteilung der Drähte in vier Generationen, um dem Kliniker auf einen Blick zu ermöglichen, welcher Draht für welchen Therapieschritt prinzipiell am besten geeignet ist. Das SER (superelastic-ratio) wurde bestimmt, womit die Länge des klinisch relevanten Plateaus verdeutlicht wird. Diese Einteilung erfolgte unter dem Vorbehalt, dass es sich um eine reine Laborstudie handelt und dadurch in der klinischen Situation gewisse unbekannte Variablen bleiben.

Es konnte gezeigt werden, dass es große Unterschiede zwischen den superelastischen NiTi-Drähten gibt. Die Kraftabgabe, sowie die Form der Kraft-Weg-Kurve der Drähte bei Rückstellung differiert teilweise stark. Auf dieser Grundlage wurden die Drähte in die 4 Generationen katalogisiert. Gummetal wurde mit superelastischen NiTi-Drähten verglichen. Hier differieren die Kraftabgabe und die Spannungs-Dehnungs-Kurve noch gravierender als innerhalb der superelastischen NiTi-Drähte. Die Werbeversprechen, die Gummetal mit sich bringen soll, bestätigten sich nur zum Teil. Es wurde auch gezeigt, dass nicht jeder superelastische NiTi-Draht für jede Situation geeignet ist. Der Kliniker muss die Drahtauswahl sorgfältig treffen und darf sich nicht blind darauf verlassen, dass jeder superelastische Draht eine ausreichend niedrige Kraft abgibt. Darüber hinaus ist aufgefallen, dass die Maße der Drähte häufig von den Herstellerangaben, über die zulässige Toleranz, abweichen. Hier können, aufgrund von Schwankungen beim Flächenträgheitsmoment, ungewollt zu hohe, oder zu niedrige Kräfte während der Therapie erzeugt werden.

## 7. Ausblick

Die moderne Kieferorthopädie hat zum Ziel, die Behandlung für den Patienten so angenehm wie möglich zu machen. Das bedeutet schnelle Zahnbewegung bei möglichst geringem Missempfinden. Hierbei soll das Risiko für Nebenwirkungen so niedrig wie möglich gehalten werden.

Durch Forschung und Innovation gibt es heute viele verschiedene Drahtlegierungen. Regelmäßig kommen neue Drahtlegierungen hinzu. Diese werden von ihren Herstellern beworben, um sie auf dem Dentalmarkt zu positionieren.

Daher ist es wichtig, neue Drähte unabhängig zu testen, um Werbeversprechen zu verifizieren, oder zu widerlegen. Zusätzlich ist die Katalogisierung von Drähten mit Hilfe von standardisierten Labortests nötig, um dem klinisch tätigen Kieferorthopäden die Drahtauswahl zu erleichtern.

Da die Versuche unter etablierten und anerkannten Standards durchgeführt wurden, sind sie vergleich- und ergänzbar.

Die Drahtlegierungen der 4. Generation liefern bereits sehr geringe Kräfte von unter 0,5N über eine große Auslenkungsspanne. Dennoch ist zu hoffen, dass zukünftig entwickelte Legierungen noch näher an die Mindestkraft herankommen, welche für die Zahnbewegung nötig ist. So könnte das Risiko für unerwünschte Nebenwirkungen bei der kieferorthopädischen Behandlung weiter minimiert werden. Auch dem immer größer werdenden Anteil an Allergikern soll in Zukunft eine adäquate Therapie ermöglicht werden. Daher ist zu hoffen, dass es gelingt Drahtlegierungen ohne Allergene und toxische Legierungsbestandteile entwickeln zu können, welche bessere mechanische Eigenschaften besitzen als die bisherigen. Die Entwicklung von Gummetal zeigt, dass in diese Richtung geforscht wird und stimmt zuversichtlich.

Hier darf jedoch nicht der Wunsch nach schnellen Fortschritten und Profit über das Patientenwohl gestellt werden.

Wünschenswert wären auch Verbesserungen bei der Präzision der Drahtfertigung. Um Qualitätsstandards zu optimieren, könnte man unabhängige Labors benennen, welche regelmäßig neue, so wie etablierte Drähte nach einem standardisierten, aussagekräftigen Prüfverfahren testen und katalogisieren.

## Literaturverzeichnis

- ADA (1977). New American Dental Association Specification No. 32 for orthodontic wires not containing precious metals. Council on Dental Materials and Devices. *J Am Dent Assoc*; 95(6):1169-71.
- Andreasen G, Johnson P (1967). Experimental findings on tooth movements under two conditions of applied force. *Angle Orthod*; 37(1):9-12.
- Andreasen GF, Brady PR (1972). A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod*; 42(2):172-7.
- Andreasen GF, Morrow RE (1978). Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod*; 73(2):142-51.
- Andreasen GF, Zwanziger D (1980). A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod*; 78(1):25-40.
- Bantleon HP, Droschl H, Pfeiffer KP (1989). [New wires and their force delivery--consequences for orthodontic therapy]. *Fortschr Kieferorthop*; 50(4):243-55.
- Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A (2007). Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*; 77(6):991-8.
- Boester CH, Johnston LE (1974). A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod*; 44(2):113-9.
- Burstone CJ, Goldberg AJ (1980). Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*; 77(2):121-32.
- Burstone CJ, Qin B, Morton JY (1985). Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*; 87(6):445-52.
- Chan E, Darendeliler MA (2005). Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 127(2):186-95.
- DIN (2012). DIN 13996 Zahnheilkunde - Maße für Drähte und Befestigungselemente für kieferorthopädische Anwendungen.
- DIN (2013). Zahnheilkunde-Drähte für die Kieferorthopädie (ISO/DIS 15841:2013); German version prEN ISO 15841:2013.
- Donachie MJ (2000). Titanium. Materials Park, OH: ASM International.
- Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K (1982). Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*; 82(3):206-10.
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1990). [The materials engineering characteristics of orthodontic nickel-titanium wires]. *Fortschr Kieferorthop*; 51(6):320-6.
- Duerig T, Zadno R (1990). An engineer's perspective of pseudoelasticity. *Engineering aspects of shape memory alloys*:369-393.
- Eross E, Turk T, Elekdag-Turk S, Cakmak F, Jones AS, Vegh A, Papadopoulou AK, Darendeliler MA (2015). Physical properties of root cementum: Part 25. Extent of root resorption after the application of light and heavy buccopalatal jiggling forces for 12 weeks: A microcomputed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 147(6):738-46.
- Faltin RM, Arana-Chavez VE, Faltin K, Sander FG, Wichelhaus A (1998). Root resorptions in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. Intra-individual study. *J Orofac Orthop*; 59(4):208-19.

- Fuck LM, Drescher D (2006). Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop*; 67(1):6-18.
- Furuta T, Kuramoto S, Hwang J, Nishino K, Saito T (2005). Elastic Deformation Behavior of Multi-Functional Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys. *Materials Transactions*; 46(12):3001-3007.
- Gordin DM, Ion R, Vasilescu C, Drob SI, Cimpean A, Gloriant T (2014). Potentiality of the "Gum Metal" titanium-based alloy for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*; 44:362-370.
- Graber TM, Varnasdal Jr. RL (1999). *Kieferorthopädie. [ Grundlagen und moderne Therapiekonzepte: Urban und Fischer Verlag]; page 19.*
- Gravina MA, Brunharo IHVP, Canavarro C, Elias CN, Quintão CCA (2013). Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental press journal of orthodontics*; 18:35-42.
- Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A (1992). Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 101(6):525-32.
- Grohmann U (2005). *Kieferorthopädische Apparaturen - Bildatlas; page 47. 2. Darmstadt: Steinkopf Verlag*
- Gutkin MY, Ishizaki T, Kuramoto S, Ovid'ko IA (2006). Nanodisturbances in deformed Gum Metal. *Acta Materialia*; 54(9):2489-2499.
- Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA (2006). Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 130(5):639-47.
- Kahl-Nieke B (2010). *Einführung in die Kieferorthopädie. [Diagnostik, Behandlungsplan, Therapie; p 223-227;3]. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.*
- Kapila S, Sachdeva R (1989). Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 96(2):100-9.
- Kappert HF, Eichner K (2008). *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung [Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten; chapter 12; p 324-3566. Georg Thieme Verlag KG.*
- Kayser D, Bourauel C, Braumann B, Jager A (2002). [Comparison of mechanical properties of orthodontic nickel-titanium wires]. *Biomed Tech (Berl)*; 47(12):334-42.
- Kazuaki N (2003 ). Super Multifunctional Alloy GUM METAL. Toyota Central R and D Lab. *Technical Journal R&D Review*; Vol.38(3):50.
- Kuramoto S, Furuta T, Hwang J, Nishino K, Saito T (2006). Elastic properties of Gum Metal. *Materials Science and Engineering: A*; 442(1-2):454-457.
- Kurol J, Owman-Moll P (1998). Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod*; 68(2):161-5.
- Kusy RP (1981). Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod*; 79(6):625-9.
- Kusy RP, Greenberg AR (1981). Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod*; 51(4):325-41.
- Lackmann J, Mertens H, Liebich R (2011). Beanspruchung stabförmiger Bauteile. In: [Grote K-H, Feldhusen J (Hrsg.). *Dubbel.*] Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; S. C19.
- Lee BW (1965). Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. *J Dent Res*; 44(5):1053.

- Liang Q, Zheng Y, Wang D, Hao Y, Yang R, Wang Y, Fraser HL (2019). Nano-scale structural non-uniformities in gum like Ti-24Nb-4Zr-8Sn metastable  $\beta$ -Ti alloy. *Scripta Materialia*; 158:95-99.
- Linge L, Dahm S (1994). [The practical aspects of using "superelastic" arch wires in the edgewise technic]. *Fortschr Kieferorthop*; 55(6):324-9.
- Liu JP, Wang YD, Hao YL, Wang Y, Nie ZH, Wang D, Ren Y, Lu ZP, Wang J, Wang H, Hui X, Lu N, Kim MJ, Yang R (2013). New intrinsic mechanism on gum-like superelasticity of multifunctional alloys. *Sci Rep*; 3(1):2156.
- Ludwig B (2009). *Selbstligierende Brackets*; p 26. Georg Thieme Verlag KG.
- Meling TR, Odegaard J (1998). The effect of temperature on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. *Angle Orthod*; 68(4):357-68.
- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H (1986). The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 90(1):1-10.
- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M (1988). The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 94(2):89-96.
- Nakamura Y (1976). The invar problem. *IEEE Transactions on Magnetics*; 12(4):278-291.
- Naoyuki Nagasako, Ryoji Asahi, Hafner J (2013). First principles-study of gum metal alloys mechanism of ideal strenght. *R & D Review of Toyota CRDL*; 44(2):61-68.
- Nikolai RJ (1997). Orthodontic wire: a continuing evolution. *Semin Orthod*; 3(3):157-65.
- Noda K, Arai C, Nakamura Y (2010). Root resorption after experimental tooth movement using superelastic forces in the rat. *Eur J Orthod*; 32(6):681-7.
- Obbard EG, Hao YL, Talling RJ, Li SJ, Zhang YW, Dye D, Yang R (2011). The effect of oxygen on  $\alpha''$  martensite and superelasticity in Ti-24Nb-4Zr-8Sn. *Acta Materialia*; 59(1):112-125.
- Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1995). Continuous versus interrupted continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod*; 65(6):395-401; discussion 401-2.
- Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996a). The effects of a four-fold increased orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An intra-individual study in adolescents. *Eur J Orthod*; 18(3):287-94.
- Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D (1996b). Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod*; 18(2):141-50.
- Petzoldt V (2006). *Formgedächtnistechnik - Tiefbohren und Mikrofräsen von Niti*; p 6. Essen: Vulkan-Verl.
- Psycharis V (2016). *Twining: Crystallography\**. [Reference Module in Materials Science and Materials Engineering.]: Elsevier.
- Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*; 43(1):32-45.
- Reitan K (1964). Effects Of Force Magnitude And Direction Of Tooth Movement On Different Alveolar Bone Types\*. *Angle Orthod*; 34(4):244-255.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*; 73(1):86-92.

- Ren Y, Maltha JC, Van 't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 125(1):71-7.
- Ryhänen J, Niemi E, Serlo W, Niemelä E, Sandvik P, Pernu H, Salo T (1997). Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. *J Biomed Mater Res*; 35(4):451-457.
- Saito T, Furuta T, Hwang JH, Kuramoto S, Nishino K, Suzuki N, Chen R, Yamada A, Ito K, Seno Y, Nonaka T, Ikehata H, Nagasako N, Iwamoto C, Ikuhara Y, Sakuma T (2003). Multifunctional Alloys Obtained via a Dislocation-Free Plastic Deformation Mechanism. *Science*; 300(5618):464-7.
- Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M (2011). Zahn - Mund - Kieferheilkunde p. 269,270,322,323. [Kieferorthopädie 2]. Georg Thieme Verlag KG.
- Schopf P (2008). Curriculum - Kieferorthopädie Band 2; chapter 5 p. 476-520. Kieferorthopädie ]4. Quintessenz Verlag; S. 423.
- Segner D, Ibe D (1995). Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*; 17(5):395-402.
- Sernetz F (1999). Physikalische und technische Eigenschaften von Drähten für die Kieferorthopädie und Orthodontie - Teil 1 - 4. *Quintessenz Zahntechnik*; 25(5-8):27.
- Shin H (o.J.). Clinical use of Gummetal.
- Shin S, Zhang C, Vecchio KS (2017). Phase stability dependence of deformation mode correlated mechanical properties and elastic properties in Ti-Nb gum metal. *Materials Science and Engineering: A*; 702:173-183.
- Šittner P, Heller L, Sedlák P, Chen Y, Tyc O, Molnárová O, Kadeřávek L, Seiner H (2019). B2 $\Rightarrow$  B19' $\Rightarrow$  B2 T Martensitic Transformation as a Mechanism of Plastic Deformation of NiTi. *Shape Memory and Superelasticity*; 5(4):383-396.
- Tahara M, Kim HY, Inamura T, Hosoda H, Miyazaki S (2011). Lattice modulation and superelasticity in oxygen-added  $\beta$ -Ti alloys. *Acta Materialia*; 59(16):6208-6218.
- Talling RJ, Dashwood RJ, Jackson M, Dye D (2009a). Compositional variability in gum metal. *Scripta Materialia*; 60(11):1000-1003.
- Talling RJ, Dashwood RJ, Jackson M, Dye D (2009b). On the mechanism of superelasticity in Gum metal. *Acta Materialia*; 57(4):1188-1198.
- Wei LS, Kim HY, Koyano T, Miyazaki S (2016). Effects of oxygen concentration and temperature on deformation behavior of Ti-Nb-Zr-Ta-O alloys. *Scripta Materialia*; 123:55-58.
- Weinstein S (1967). Minimal forces in tooth movement. *Am J Orthod*; 53(12):881-903.
- Wichelhaus A, Sander F (1995). Biomechanische Prüfung des neuen Torque-Segment-Bogens (TSB). *Fortschr Kieferorthop*; 56(4):224-235.
- Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG (2005). The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater*; 21(10):938-45.
- Wichelhaus A, Dulla M, Sabbagh H, Baumert U, Stocker T (2021). Stainless steel and NiTi torque archwires and apical root resorption. *J Orofac Orthop*; 82(1):1-12.
- Wilkinson JV (1962). Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel. *Am J Orthod*; 48(3):192-206.
- Withey EA, Minor AM, Chrzan DC, Morris Jr JW, Kuramoto S (2010). The deformation of Gum Metal through in situ compression of nanopillars. *Acta Materialia*; 58(7):2652-2665.

- Yang Y, Li GP, Cheng GM, Li YL, Yang K (2009). Multiple deformation mechanisms of Ti–22.4Nb–0.73Ta–2.0Zr–1.34O alloy. *Applied Physics Letters*; 94(6):061901.
- Yang Y, Castany P, Bertrand E, Cornen M, Lin JX, Gloriant T (2018). Stress release-induced interfacial twin boundary  $\omega$  phase formation in a  $\beta$  type Ti-based single crystal displaying stress-induced  $\alpha''$  martensitic transformation. *Acta Materialia*; 149:97-107.
- Yano T, Murakami Y, Shindo D, Kuramoto S (2009). Study of the nanostructure of Gum Metal using energy-filtered transmission electron microscopy. *Acta Materialia*; 57(2):628-633.
- Yano T, Murakami Y, Shindo D, Hayasaka Y, Kuramoto S (2010). Transmission electron microscopy studies on nanometer-sized  $\omega$  phase produced in Gum Metal. *Scripta Materialia*; 63(5):536-539.



## Tabellenanhang

Tabelle 6: Messwerte der runden Drähte für Kräfte bei 1mm und 2mm. (n)= Probenanzahl; (MW)= Mittelwert; (SD)= Standardabweichung; (Min)=kleinster Kraftwert;(Max)=größter Kraftwert; (Med.) = Median. Die Reihenfolge ist alphabetisch.

Modell	Querschnitt	Gemessene Kraft bei 1 mm Auslenkung [N]						Gemessene Kraft bei 2 mm Auslenkung [N]				
		n	MW	SD	Min	Max	Med.	MW	SD	Min	Max	Med.
BioStarter	Ø 0.012"	6	0,43	0,04	0,41	0,5	0,42	0,44	0,04	0,41	0,51	0,43
	Ø 0.014"	6	0,70	0,02	0,67	0,73	0,70	0,73	0,02	0,71	0,76	0,73
	Ø 0.016"	6	1,10	0,03	1,06	1,14	1,10	1,19	0,02	1,16	1,22	1,19
Copper NiTi 27°C	Ø 0.014"	6	1,22	0,03	1,18	1,26	1,22	1,27	0,04	1,21	1,32	1,28
	Ø 0.016"	6	1,76	0,07	1,66	1,85	1,75	1,94	0,08	1,81	2,02	1,94
Flexadent	Ø 0.012"	6	0,65	0,01	0,64	0,65	0,65	0,63	0,01	0,61	0,65	0,63
	Ø 0.014"	6	1,02	0,01	1,00	1,03	1,02	1,02	0,02	1,00	1,05	1,02
	Ø 0.016"	6	1,20	0,03	1,16	1,24	1,21	1,29	0,03	1,26	1,32	1,30
Gummetal	Ø 0.012"	6	0,35	0,01	0,33	0,37	0,35	0,91	0,02	0,88	0,93	0,91
	Ø 0.014"	6	0,28	0,04	0,21	0,31	0,29	1,33	0,05	1,24	1,37	1,34
	Ø 0.016"	6	0,00	0,00	0,00	0	0,00	1,59	0,02	1,57	1,61	1,59
Lowland NiTi	Ø 0.012"	6	0,79	0,02	0,77	0,82	0,79	0,80	0,02	0,77	0,83	0,80
	Ø 0.014"	6	1,16	0,03	1,13	1,21	1,15	1,21	0,05	1,16	1,27	1,21
	Ø 0.016"	6	1,68	0,03	1,65	1,72	1,67	1,82	0,05	1,74	1,89	1,81
NiTi light force	Ø 0.012"	6	0,40	0,02	0,36	0,42	0,41	0,42	0,02	0,39	0,43	0,43
	Ø 0.014"	6	0,70	0,02	0,69	0,73	0,70	0,76	0,01	0,74	0,77	0,76
	Ø 0.016"	6	1,05	0,03	1,03	1,1	1,04	1,17	0,02	1,15	1,21	1,17
NiTi super-elastic	Ø 0.012"	6	0,78	0,02	0,76	0,81	0,78	0,76	0,01	0,75	0,78	0,76
	Ø 0.014"	6	1,19	0,02	1,15	1,22	1,19	1,21	0,04	1,15	1,26	1,21
	Ø 0.016"	6	1,64	0,08	1,54	1,74	1,62	1,68	0,09	1,56	1,8	1,68
NiTi Thermally plus	Ø 0.012"	6	0,29	0,02	0,27	0,31	0,29	0,31	0,01	0,30	0,34	0,31
	Ø 0.014"	6	0,44	0,03	0,41	0,48	0,44	0,49	0,03	0,46	0,53	0,49
	Ø 0.016"	6	0,81	0,03	0,77	0,84	0,81	0,92	0,03	0,87	0,97	0,92
Nitinol Classic	Ø 0.012"	6	0,81	0,01	0,80	0,83	0,81	1,16	0,03	1,12	1,2	1,15
	Ø 0.014"	6	1,41	0,01	1,40	1,43	1,41	1,97	0,05	1,90	2,04	1,96
	Ø 0.016"	6	2,14	0,06	2,05	2,2	2,16	3,02	0,12	2,84	3,15	3,04
Nitinol HeatActivated	Ø 0.014"	6	0,58	0,03	0,55	0,63	0,57	0,60	0,04	0,56	0,65	0,61
	Ø 0.016"	6	1,03	0,05	0,97	1,08	1,04	1,09	0,04	1,05	1,15	1,07
Nitinol SuperElastic	Ø 0.014"	6	0,91	0,02	0,87	0,94	0,91	1,04	0,02	1,02	1,07	1,03
	Ø 0.016"	6	1,61	0,05	1,54	1,69	1,60	1,81	0,09	1,71	1,95	1,81
rematitan	Ø 0.012"	6	0,76	0,01	0,75	0,78	0,77	0,76	0,01	0,75	0,78	0,76
	Ø 0.014"	6	1,03	0,02	1,00	1,05	1,04	1,07	0,02	1,04	1,11	1,07
	Ø 0.016"	6	1,46	0,06	1,38	1,54	1,48	1,54	0,07	1,46	1,64	1,53
Sentalloy Light	Ø 0.014"	6	0,26	0,01	0,25	0,28	0,25	0,39	0,01	0,39	0,41	0,39
	Ø 0.016"	6	0,25	0,05	0,18	0,31	0,25	0,44	0,02	0,41	0,47	0,44
Sentalloy Medium	Ø 0.012"	6	0,41	0,01	0,40	0,43	0,42	0,42	0,02	0,40	0,44	0,43
	Ø 0.014"	6	0,66	0,15	0,36	0,76	0,71	0,71	0,12	0,47	0,79	0,76
	Ø 0.016"	6	0,89	0,04	0,83	0,95	0,87	0,96	0,05	0,88	1,02	0,97
Tensic	Ø 0.012"	6	0,28	0,02	0,27	0,31	0,28	0,32	0,01	0,30	0,34	0,31
	Ø 0.014"	6	0,42	0,02	0,39	0,44	0,42	0,49	0,02	0,47	0,52	0,49
	Ø 0.016"	6	0,60	0,04	0,53	0,66	0,60	0,77	0,03	0,72	0,82	0,77
Thermadent 35°C	Ø 0.012"	6	0,36	0,01	0,34	0,37	0,35	0,36	0,01	0,34	0,37	0,36
	Ø 0.014"	6	0,37	0,02	0,35	0,4	0,36	0,40	0,01	0,40	0,43	0,40
	Ø 0.016"	6	0,58	0,06	0,53	0,69	0,56	0,70	0,04	0,66	0,77	0,68
Thermadent 40°C	Ø 0.012"	6	0,19	0,00	0,18	0,2	0,19	0,21	0,00	0,21	0,22	0,21
	Ø 0.014"	6	0,31	0,03	0,30	0,37	0,30	0,35	0,02	0,32	0,39	0,35
	Ø 0.016"	6	0,59	0,04	0,52	0,65	0,59	0,66	0,04	0,58	0,71	0,67
Titanol Budget	Ø 0.012"	6	0,25	0,02	0,23	0,28	0,25	0,29	0,02	0,27	0,33	0,29
	Ø 0.014"	6	0,48	0,03	0,44	0,52	0,47	0,54	0,03	0,50	0,59	0,54
	Ø 0.016"	6	0,91	0,03	0,89	0,98	0,90	1,03	0,03	1,01	1,08	1,02
Titanol Super-elastic	Ø 0.012"	6	0,74	0,01	0,73	0,75	0,73	0,72	0,01	0,72	0,73	0,72
	Ø 0.014"	6	0,99	0,03	0,94	1,03	0,99	1,00	0,04	0,95	1,06	1,01
	Ø 0.016"	6	1,76	0,06	1,70	1,83	1,75	1,86	0,06	1,78	1,93	1,86

Tabelle: 7Messwerte der quadratischen Drähte für Kräfte bei 1mm und 2mm. (n)= Probenanzahl; (MW)= Mittelwert; (SD)= Standardabweichung; (Min)=kleinster Kraftwert; (Max)= größter Kraftwert; (Med.) = Median. Die Reihenfolge ist alphabetisch.

Modell	Querschnitt	Gemessene Kraft bei 1 mm Auslenkung [N]						Gemessene Kraft bei 2 mm Auslenkung [N]				
		n	MW	SD	Min	Max	Med.	MW	SD	Min	Max	Med.
BioTorque	0,016" X 0,016"	6	1,31	0,34	1,11	2	1,18	1,53	0,38	1,34	2,30	1,37
Flexadent		6	2,10	0,05	2,05	2,17	2,08	2,24	0,06	2,19	2,33	2,22
Gummetal		6	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	2,38	0,11	2,16	2,46	2,43
Lowland NiTi		6	2,86	0,04	2,81	2,9	2,86	3,11	0,05	3,07	3,20	3,10
Neo Sentalloy 160G		6	0,91	0,02	0,88	0,94	0,91	0,99	0,01	0,97	1,00	1,00
Neo Sentalloy 80G		6	0,51	0,03	0,46	0,57	0,51	0,67	0,04	0,64	0,73	0,65
NiTi light force		6	1,68	0,13	1,55	1,82	1,68	1,87	0,15	1,72	2,04	1,86
NiTi super elastic		6	1,96	0,08	1,88	2,08	1,94	2,10	0,07	2,03	2,20	2,10
NiTi Thermally plus		6	0,78	0,21	0,58	1,15	0,76	0,93	0,21	0,72	1,29	0,93
Nitinol Classic		6	2,66	0,36	2,48	3,4	2,52	3,80	0,72	3,47	5,27	3,52
rematitan		6	2,64	0,07	2,53	2,75	2,63	2,84	0,09	2,74	3,01	2,82
Tensic		6	0,88	0,06	0,82	0,97	0,86	1,08	0,07	1,03	1,18	1,05
Thermadent 35°C		6	0,59	0,04	0,53	0,65	0,60	0,70	0,04	0,64	0,75	0,71
Thermadent 40°C		6	0,79	0,02	0,76	0,82	0,78	0,87	0,01	0,86	0,89	0,87
Titanol Budget		6	0,90	0,12	0,83	1,14	0,86	1,11	0,11	1,04	1,34	1,07
Titanol Superelastic		6	2,31	0,05	2,27	2,39	2,29	2,46	0,05	2,41	2,54	2,46

Tabelle 8: Messwerte der Rechteckdrähte mit 0.016" x 0.022", mit 0.018" x 0.025" bzw. mit 0.019" x 0.025" in der Anordnung flach für Kräfte bei 1mm und 2mm. (N)= Probenanzahl; (MW)= Mittelwert; (SD)= Standardabweichung; (Min)=kleinster Kraftwert; (Max)= größter Kraftwert. Die Reihenfolge ist alphabetisch.

Modell	Querschnitt [inch <sup>2</sup> ]	Gemessene Kraft bei 1 mm Auslenkung [N]						Gemessene Kraft bei 2 mm Auslenkung [N]				
		N	MW	SD	Min	Max	Med.	MW	SD	Min	Max	Med.
BioTorque	0,016 x 0,022	6	1,84	0,37	1,09	2,11	1,95	2,12	0,40	1,32	2,42	2,24
	0,018 x 0,025	6	2,10	0,17	2,00	2,45	2,03	2,63	0,18	2,50	2,98	2,55
Copper NiTi 27°C	0,016 x 0,022	6	2,65	0,04	2,60	2,72	2,64	2,96	0,06	2,88	3,04	2,96
	0,019 x 0,025	6	3,40	0,09	3,31	3,55	3,39	4,20	0,09	4,09	4,33	4,21
Copper NiTi 35°C	0,016 x 0,022	6	1,23	0,07	1,16	1,35	1,22	1,32	0,06	1,27	1,43	1,31
	0,019 x 0,025	6	1,68	0,04	1,62	1,75	1,68	1,91	0,04	1,86	1,99	1,91
Copper NiTi 40 °C	0,016 x 0,022	6	0,91	0,03	0,88	0,95	0,90	1,10	0,03	1,06	1,15	1,10
	0,019 x 0,025	6	1,34	0,14	1,17	1,52	1,37	1,87	0,14	1,67	2,05	1,91
Flexadent	0,016 x 0,022	6	2,37	0,03	2,32	2,39	2,37	2,64	0,03	2,58	2,67	2,64
	0,018 x 0,025	6	3,10	0,10	2,96	3,28	3,10	3,59	0,12	3,46	3,83	3,57
Gummetal	0,016 x 0,022	6	0,00	0,00	0,00	0	0,00	3,41	0,08	3,26	3,48	3,44
	0,018 x 0,025	6	0,00	0,01	0,01	0,01	0,00	4,04	0,13	3,84	4,19	4,05
Lowland NiTi	0,016 x 0,022	6	3,45	0,05	3,36	3,49	3,45	3,77	0,09	3,65	3,90	3,77
	0,018 x 0,025	6	4,76	0,14	4,62	5	4,72	5,34	0,18	5,16	5,68	5,29
Neo Sentalloy 100G	0,018 x 0,025	6	0,23	0,01	0,20	0,24	0,24	0,93	0,03	0,89	0,97	0,92
Neo Sentalloy 160G	0,016 x 0,022	6	0,91	0,01	0,90	0,93	0,90	1,15	0,02	1,13	1,18	1,15
Neo Sentalloy 200G	0,018 x 0,025	6	0,88	0,02	0,85	0,9	0,88	1,38	0,03	1,32	1,42	1,37
Neo Sentalloy 80G	0,016 x 0,022	6	0,25	0,02	0,22	0,28	0,25	0,63	0,02	0,60	0,67	0,63
NITI light force	0,016 x 0,022	6	1,89	0,13	1,71	2,04	1,92	2,14	0,14	1,93	2,32	2,17
	0,018 x 0,025	6	2,61	0,06	2,55	2,71	2,60	3,04	0,07	2,94	3,16	3,04
NITI super elastic	0,016 x 0,022	6	2,47	0,10	2,37	2,6	2,43	2,69	0,10	2,61	2,86	2,65
	0,018 x 0,025	6	3,50	0,11	3,32	3,6	3,54	3,94	0,10	3,75	4,03	3,96
NITI Ther- mally plus	0,016 x 0,022	6	1,12	0,15	0,85	1,28	1,15	1,32	0,16	1,02	1,50	1,34
	0,018 x 0,025	6	1,64	0,10	1,53	1,77	1,61	2,11	0,11	2,00	2,25	2,07
Nitinol Classic	0,016 x 0,022	6	3,20	0,34	2,51	3,39	3,32	4,91	0,63	3,61	5,22	5,17
	0,018 x 0,025	6	4,01	0,03	3,98	4,06	4,01	6,09	0,06	6,00	6,16	6,10
Nitinol Heat- Activated	0,016 x 0,022	6	1,68	0,11	1,47	1,8	1,69	1,83	0,10	1,66	1,95	1,83
	0,019 x 0,025	6	1,70	0,05	1,63	1,77	1,69	2,20	0,06	2,12	2,29	2,21
Nitinol Su- perelastic	0,016 x 0,022	6	2,83	0,06	2,74	2,92	2,83	3,27	0,06	3,20	3,34	3,27
	0,018 x 0,025	6	4,16	0,02	4,14	4,18	4,15	5,01	0,03	4,97	5,06	5,01
rematitan	0,016 x 0,022	6	3,72	0,09	3,56	3,8	3,75	4,02	0,14	3,77	4,13	4,08
	0,018 x 0,025	6	4,72	0,10	4,52	4,82	4,75	5,35	0,20	4,97	5,50	5,42
Tensic	0,016 x 0,022	6	1,00	0,04	0,96	1,08	0,99	1,28	0,04	1,24	1,35	1,28
	0,018 x 0,025	6	1,39	0,05	1,32	1,45	1,40	1,91	0,04	1,84	1,96	1,91
Thermadent 35°C	0,016 x 0,022	6	0,79	0,01	0,77	0,81	0,79	1,02	0,01	1,01	1,04	1,01
	0,018 x 0,025	6	0,84	0,05	0,80	0,94	0,83	1,30	0,06	1,24	1,41	1,29
Thermadent 40°C	0,016 x 0,022	6	0,68	0,02	0,66	0,71	0,68	0,86	0,02	0,84	0,89	0,87
	0,018 x 0,025	6	0,86	0,03	0,81	0,88	0,87	1,23	0,02	1,20	1,25	1,23
Titanol Budget	0,016 x 0,022	6	0,77	0,11	0,68	0,96	0,73	1,09	0,08	1,03	1,23	1,06
	0,018 x 0,025	6	1,26	0,10	1,09	1,35	1,28	1,77	0,07	1,67	1,86	1,76
Titanol Su- perelastic	0,016 x 0,022	6	3,49	0,07	3,37	3,6	3,50	3,88	0,08	3,75	3,99	3,88
	0,018 x 0,025	6	4,91	0,10	4,79	5,04	4,93	5,76	0,04	5,67	5,80	5,77

Tabelle 9: Messwerte der Rechteckdrähte mit 0.016" x 0.022", mit 0.018" x 0.025" bzw. mit 0.019" x 0.025" in der Anordnung hochkant für Kräfte bei 1mm und 2mm. (N)= Probenanzahl; (MW)= Mittelwert; (SD)= Standardabweichung; (Min)=kleinster Kraftwert; (Max)= größter Kraftwert. Die Reihenfolge ist alphabetisch.

Modell	Querschnitt [inch <sup>2</sup> ]	Kraft bei 1 mm [N]						Kraft bei 2 mm [N]				
		N	MW	SD	Min	Max	Med.	MW	SD	Min	Max	Med.
BioTorque	0,016 x 0,022	6	2,45	0,09	2,33	2,56	2,44	3,18	0,10	3,05	3,32	3,17
	0,018 x 0,025	6	2,55	0,08	2,45	2,69	2,52	3,93	0,08	3,81	4,04	3,94
Copper NiTi 27°C	0,016 x 0,022	6	3,68	0,10	3,53	3,79	3,69	4,36	0,12	4,14	4,48	4,35
	0,019 x 0,025	6	4,36	0,16	4,14	4,52	4,41	5,92	0,17	5,72	6,12	5,96
Copper NiTi 35°C	0,016 x 0,022	6	2,45	0,04	2,40	2,5	2,46	3,06	0,04	3,01	3,12	3,07
	0,019 x 0,025	6	1,99	0,06	1,91	2,07	2,00	2,62	0,04	2,56	2,67	2,64
Copper NiTi 40 °C	0,016 x 0,022	6	1,03	0,03	0,98	1,08	1,03	1,48	0,03	1,44	1,52	1,48
	0,019 x 0,025	6	1,23	0,18	0,98	1,45	1,21	2,39	0,17	2,15	2,60	2,35
Flexadent	0,016 x 0,022	6	2,99	0,04	2,95	3,04	2,99	3,75	0,04	3,69	3,80	3,75
	0,018 x 0,025	6	3,62	0,11	3,51	3,78	3,61	4,90	0,19	4,69	5,25	4,88
Gummetal	0,016 x 0,022	6	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	2,44	0,33	2,11	2,90	2,43
	0,018 x 0,025	6	0,00	0,00	0,00	0,01	0,00	3,03	0,44	2,27	3,58	3,07
Lowland NiTi	0,016 x 0,022	6	4,46	0,07	4,35	4,52	4,48	5,37	0,10	5,21	5,53	5,36
	0,018 x 0,025	6	6,13	0,20	5,90	6,39	6,12	7,74	0,30	7,47	8,27	7,67
Neo Sentalloy 100G	0,018 x 0,025	6	0,00	0,01	0,01	0,03	0,00	1,50	0,13	1,37	1,71	1,45
Neo Sentalloy 160G	0,016 x 0,022	6	1,07	0,04	1,03	1,14	1,06	1,67	0,03	1,62	1,72	1,67
Neo Sentalloy 200G	0,018 x 0,025	6	0,83	0,09	0,68	0,92	0,85	1,87	0,10	1,75	1,99	1,87
Neo Sentalloy 80G	0,016 x 0,022	6	0,07	0,05	0,02	0,13	0,07	0,95	0,03	0,92	1,01	0,94
NITI light force	0,016 x 0,022	6	2,56	0,24	2,31	2,95	2,51	3,37	0,25	3,14	3,78	3,33
	0,018 x 0,025	6	3,50	0,08	3,39	3,62	3,51	5,01	0,11	4,87	5,13	5,03
NITI super elastic	0,016 x 0,022	6	3,19	0,10	3,07	3,3	3,20	3,98	0,12	3,84	4,15	3,98
	0,018 x 0,025	6	4,20	0,16	3,89	4,36	4,23	5,63	0,18	5,33	5,83	5,66
NITI Thermally plus	0,016 x 0,022	6	1,47	0,04	1,40	1,52	1,48	2,07	0,05	2,00	2,13	2,08
	0,018 x 0,025	6	2,05	0,09	1,95	2,17	2,01	3,32	0,09	3,18	3,45	3,32
Nitinol Classic	0,016 x 0,022	6	4,20	0,07	4,12	4,31	4,19	7,50	0,19	7,19	7,70	7,55
	0,018 x 0,025	6	4,62	0,11	4,51	4,79	4,62	8,70	0,24	8,46	9,16	8,64
Nitinol Heat-Activated	0,016 x 0,022	6	2,16	0,17	1,82	2,28	2,21	2,62	0,17	2,30	2,75	2,70
	0,019 x 0,025	6	1,91	0,10	1,81	2,04	1,88	3,12	0,12	3,03	3,32	3,07
Nitinol Super-Elastic	0,016 x 0,022	6	3,76	0,07	3,68	3,87	3,74	4,92	0,16	4,70	5,14	4,96
	0,018 x 0,025	6	5,10	0,05	5,03	5,15	5,12	7,31	0,24	6,90	7,55	7,37
rematitan	0,016 x 0,022	6	4,62	0,14	4,45	4,86	4,60	5,55	0,30	5,15	5,97	5,58
	0,018 x 0,025	6	5,69	0,43	4,99	6,01	5,92	7,38	0,59	6,51	7,93	7,64
Tensic	0,016 x 0,022	6	1,15	0,11	0,98	1,26	1,17	1,77	0,10	1,61	1,87	1,78
	0,018 x 0,025	6	1,42	0,20	1,15	1,69	1,37	2,55	0,13	2,42	2,71	2,51
Thermadent 35°C	0,016 x 0,022	6	0,87	0,04	0,83	0,91	0,88	1,34	0,04	1,28	1,38	1,34
	0,018 x 0,025	6	0,74	0,08	0,60	0,83	0,75	1,67	0,09	1,53	1,79	1,67
Thermadent 40°C	0,016 x 0,022	6	0,74	0,06	0,67	0,81	0,74	1,12	0,07	1,03	1,18	1,13
	0,018 x 0,025	6	0,72	0,03	0,68	0,76	0,73	1,51	0,02	1,49	1,55	1,51
Titanol Budget	0,016 x 0,022	6	0,92	0,14	0,78	1,12	0,93	1,55	0,14	1,42	1,74	1,55
	0,018 x 0,025	6	1,52	0,15	1,30	1,68	1,55	2,56	0,14	2,36	2,74	2,58
Titanol Superelastic	0,016 x 0,022	6	4,43	0,06	4,35	4,53	4,43	5,28	0,10	5,18	5,41	5,28
	0,018 x 0,025	6	6,09	0,13	6,01	6,34	6,05	8,01	0,17	7,86	8,32	7,97

Tabelle 10: Messwerte der geometrischen Eigenschaften der untersuchten Runddrähte und berechnetes Flächenträgheitsmoment. Die Reihenfolge ist alphabetisch. Rot: außerhalb der Toleranz nach DIN-ISO 13996, gelb: größter positiver bzw. negativer Einzelwert.

Modell	nominaler Durchmesser	gemessener Durchmesser [mm]	Standardabweichung	Abweichung Nominalwert [mm]	Abweichung Nominalwert [%]	Flächenträgheitsmoment [ $\cdot 10^{-4}$ mm <sup>4</sup> ]	Abweichung Nominalwert lges.
BioStarter	Ø 0.012"	0,292	0,0005	-0,0133	-4,36%	3,5	-16,3%
	Ø 0.014"	0,345	0,0000	-0,0106	-2,98%	7,0	-11,4%
	Ø 0.016"	0,391	0,0009	-0,0154	-3,79%	11,5	-14,3%
Copper NiTi 27°C	Ø 0.014"	0,354	0,0010	-0,0013	-0,36%	7,7	-1,4%
	Ø 0.016"	0,411	0,0010	0,0044	1,09%	14,0	4,4%
Flexadent	Ø 0.012"	0,306	0,0014	0,0012	0,39%	4,3	1,6%
	Ø 0.014"	0,350	0,0010	-0,0059	-1,67%	7,3	-6,5%
	Ø 0.016"	0,404	0,0020	-0,0027	-0,67%	13,0	-2,7%
Gummetal	Ø 0.012"	0,298	0,0008	-0,0065	-2,12%	3,9	-8,2%
	Ø 0.014"	0,352	0,0008	-0,0039	-1,11%	7,3	-6,9%
	Ø 0.016"	0,396	0,0012	-0,0109	-2,68%	14,2	6,3%
Lowland NiTi	Ø 0.012"	0,302	0,0004	-0,0026	-0,86%	4,1	-3,4%
	Ø 0.014"	0,352	0,0008	-0,0041	-1,15%	7,5	-4,5%
	Ø 0.016"	0,401	0,0012	-0,0057	-1,41%	12,6	-5,5%
NiTi light force	Ø 0.012"	0,303	0,0048	-0,0015	-0,48%	4,2	-1,9%
	Ø 0.014"	0,345	0,0014	-0,0106	-2,98%	7,0	-11,4%
	Ø 0.016"	0,398	0,0012	-0,0087	-2,15%	12,3	-8,3%
NiTi super elastic	Ø 0.012"	0,303	0,0014	-0,0023	-0,75%	4,1	-3,0%
	Ø 0.014"	0,361	0,0023	0,0054	1,52%	8,3	6,2%
	Ø 0.016"	0,399	0,0015	-0,0072	-1,78%	12,5	-6,9%
NiTi Thermally plus	Ø 0.012"	0,305	0,0005	0,0005	0,17%	4,3	0,7%
	Ø 0.014"	0,305	0,0005	-0,0503	-14,14%	8,4	6,6%
	Ø 0.016"	0,416	0,0004	0,0098	2,40%	14,7	10,0%
Nitinol Classic	Ø 0.012"	0,299	0,0008	-0,0060	-1,96%	3,9	-7,6%
	Ø 0.014"	0,354	0,0005	-0,0019	-0,54%	7,7	-2,2%
	Ø 0.016"	0,404	0,0010	-0,0022	-0,55%	13,1	-2,2%
Nitinol HeatActivated	Ø 0.014"	0,352	0,0014	-0,0039	-1,11%	7,5	-4,4%
	Ø 0.016"	0,405	0,0008	-0,0012	-0,30%	13,2	-1,2%
Nitinol SuperElastic	Ø 0.014"	0,350	0,0017	-0,0058	-1,62%	7,4	-6,3%
	Ø 0.016"	0,405	0,0018	-0,0014	-0,34%	13,2	-1,4%
rematitan	Ø 0.012"	0,303	0,0005	-0,0021	-0,70%	4,1	-2,8%
	Ø 0.014"	0,354	0,0004	-0,0014	-0,40%	7,7	-1,6%
	Ø 0.016"	0,400	0,0008	-0,0061	-1,49%	12,6	-5,8%
Sentalloy Light	Ø 0.014"	0,347	0,0004	-0,0084	-2,37%	7,1	-9,2%
	Ø 0.016"	0,399	0,0005	-0,0071	-1,74%	12,5	-6,8%
Sentalloy Medium	Ø 0.012"	0,296	0,0019	-0,0086	-2,83%	3,8	-10,9%
	Ø 0.014"	0,349	0,0014	-0,0071	-2,00%	7,2	-7,8%
	Ø 0.016"	0,397	0,0010	-0,0091	-2,23%	12,2	-8,6%
Tensic	Ø 0.012"	0,304	0,0009	-0,0008	-0,26%	4,2	-1,0%
	Ø 0.014"	0,355	0,0000	-0,0006	-0,17%	7,8	-0,7%
	Ø 0.016"	0,407	0,0015	0,0006	0,15%	13,5	0,6%
Thermadent 35°C	Ø 0.012"	0,301	0,0012	-0,0043	-1,41%	4,0	-5,5%
	Ø 0.014"	0,352	0,0033	-0,0034	-0,97%	7,6	-3,8%
	Ø 0.016"	0,408	0,0015	0,0018	0,43%	13,6	1,8%
Thermadent 40°C	Ø 0.012"	0,299	0,0014	-0,0058	-1,90%	3,9	-7,4%
	Ø 0.014"	0,351	0,0019	-0,0049	-1,39%	7,4	-5,4%
	Ø 0.016"	0,404	0,0022	-0,0027	-0,67%	13,0	-2,7%
Titanol Budget	Ø 0.012"	0,299	0,0008	-0,0060	-1,96%	3,9	-7,6%
	Ø 0.014"	0,349	0,0005	-0,0063	-1,76%	7,3	-6,9%
	Ø 0.016"	0,400	0,0005	-0,0067	-1,66%	12,5	-6,5%
Titanol Superelastic	Ø 0.012"	0,306	0,0006	0,0012	0,39%	4,3	1,6%
	Ø 0.014"	0,349	0,0005	-0,0063	-1,76%	7,3	-6,9%
	Ø 0.016"	0,413	0,0008	0,0063	1,54%	14,2	6,3%

Tabelle 11: Messwerte der geometrischen Eigenschaften der untersuchten Rechteckdrähte und berechnete Eckenradien sowie Flächenträgheitsmoment. Die Reihenfolge ist alphabetisch. Rot: außerhalb der Toleranz nach DIN-ISO 13996, gelb: größter positiver bzw. negativer Einzelwert.

Modell	nominale Dimensionen [inch <sup>2</sup> ]	Breite b [mm]	Abweichung Nominalwert [mm]	Abweichung Nominalwert [%]	Höhe h [mm]	Abweichung Nominalwert [mm]	Abweichung Nominalwert [%]	Eckradius [mm]	Flächenträgheitsmoment [mm <sup>4</sup> ]	Abweichung Nominalwert [%]
BioTorque	0,016 x 0,022	0,563	0,005	0,81%	0,417	0,011	2,61%	0,0989	0,00335	9,30%
	0,018 x 0,025	0,647	0,012	1,94%	0,461	0,004	0,83%	0,1080	0,00521	4,25%
Copper NiTi 27°C	0,016 x 0,022	0,544	-0,015	-2,68%	0,404	-0,002	-0,55%	0,0895	0,00296	-3,57%
	0,019 x 0,025	0,613	-0,022	-3,44%	0,481	-0,002	-0,33%	0,1075	0,00561	-4,68%
Copper NiTi 35°C	0,016 x 0,022	0,546	-0,012	-2,23%	0,411	0,004	1,01%	0,1241	0,00302	-1,53%
	0,019 x 0,025	0,614	-0,021	-3,36%	0,484	0,001	0,19%	0,1014	0,00572	-2,82%
Copper NiTi 40 °C	0,016 x 0,022	0,546	-0,013	-2,32%	0,409	0,003	0,68%	0,1220	0,00299	-2,34%
	0,019 x 0,025	0,619	-0,016	-2,55%	0,484	0,001	0,22%	0,1303	0,00568	-3,59%
Flexadent	0,016 x 0,022	0,563	0,004	0,69%	0,413	0,007	1,71%	0,1164	0,00321	4,70%
	0,018 x 0,025	0,628	-0,007	-1,10%	0,455	-0,002	-0,52%	0,1360	0,00474	-5,23%
Gummetal	0,016 x 0,022	0,558	-0,001	-0,14%	0,398	-0,008	-2,07%	0,1340	0,00275	-10,16%
	0,018 x 0,025	0,631	-0,004	-0,58%	0,446	-0,011	-2,45%	0,1417	0,00445	-11,03%
Lowland NiTi	0,016 x 0,022	0,554	-0,005	-0,83%	0,403	-0,004	-0,92%	0,0970	0,00297	-3,25%
	0,018 x 0,025	0,626	-0,009	-1,42%	0,445	-0,012	-2,63%	0,0818	0,00458	-8,41%
Neo Sentalloy 100G	0,018 x 0,025	0,632	-0,003	-0,47%	0,445	-0,012	-2,67%	0,1041	0,00458	-8,43%
Neo Sentalloy 160G	0,016 x 0,022	0,552	-0,007	-1,28%	0,393	-0,014	-3,34%	0,0995	0,00273	-10,87%
Neo Sentalloy 200G	0,018 x 0,025	0,633	-0,002	-0,26%	0,446	-0,011	-2,38%	0,0976	0,00464	-7,10%
Neo Sentalloy 80G	0,016 x 0,022	0,547	-0,012	-2,08%	0,393	-0,014	-3,42%	0,0869	0,00273	-11,10%
NITI light force	0,016 x 0,022	0,561	0,002	0,36%	0,420	0,014	3,43%	0,0978	0,00342	11,55%
	0,018 x 0,025	0,636	0,001	0,13%	0,461	0,003	0,76%	0,0962	0,00513	2,70%
NITI super elastic	0,016 x 0,022	0,558	-0,001	-0,11%	0,410	0,004	0,97%	0,1082	0,00314	2,36%
	0,018 x 0,025	0,628	-0,007	-1,05%	0,452	-0,005	-1,14%	0,1191	0,00472	-5,46%
NITI Thermally plus	0,016 x 0,022	0,565	0,006	1,02%	0,415	0,009	2,16%	0,0937	0,00332	8,40%
	0,018 x 0,025	0,631	-0,004	-0,58%	0,458	0,001	0,17%	0,1128	0,00497	-0,64%
Nitinol Classic	0,016 x 0,022	0,556	-0,003	-0,47%	0,405	-0,001	-0,30%	0,0947	0,00304	-0,91%
	0,018 x 0,025	0,629	-0,006	-0,89%	0,455	-0,002	-0,44%	0,0763	0,00493	-1,42%
Nitinol Heat-Activated	0,016 x 0,022	0,552	-0,007	-1,28%	0,404	-0,003	-0,71%	0,0811	0,00300	-2,28%
	0,019 x 0,025	0,634	-0,001	-0,24%	0,479	-0,004	-0,78%	0,0967	0,00575	-2,39%
Nitinol Superelastic	0,016 x 0,022	0,556	-0,003	-0,59%	0,405	-0,002	-0,43%	0,0820	0,00304	-0,77%
	0,018 x 0,025	0,619	-0,016	-2,47%	0,452	-0,005	-1,06%	0,0870	0,00475	-5,06%
rematitan	0,016 x 0,022	0,564	0,006	0,99%	0,413	0,006	1,58%	0,0888	0,00327	6,80%
	0,018 x 0,025	0,636	0,001	0,18%	0,455	-0,002	-0,52%	0,1115	0,00490	-1,89%
Tensic	0,016 x 0,022	0,552	-0,007	-1,22%	0,406	0,000	-0,10%	0,1073	0,00301	-1,98%
	0,018 x 0,025	0,631	-0,004	-0,68%	0,452	-0,005	-1,14%	0,1122	0,00477	-4,63%
Thermadent 35°C	0,016 x 0,022	0,552	-0,007	-1,31%	0,405	-0,002	-0,47%	0,0738	0,00303	-1,33%
	0,018 x 0,025	0,632	-0,004	-0,55%	0,452	-0,006	-1,21%	0,0885	0,00482	-3,65%
Thermadent 40°C	0,016 x 0,022	0,550	-0,009	-1,63%	0,400	-0,007	-1,66%	0,0946	0,00288	-6,07%
	0,018 x 0,025	0,636	0,001	0,10%	0,451	-0,007	-1,43%	0,0933	0,00481	-3,82%
Titanol Budget	0,016 x 0,022	0,546	-0,013	-2,26%	0,397	-0,009	-2,31%	0,0943	0,00280	-8,54%
	0,018 x 0,025	0,622	-0,013	-2,02%	0,441	-0,016	-3,54%	0,0969	0,00440	-12,00%
Titanol Superelastic	0,016 x 0,022	0,559	0,001	0,10%	0,418	0,012	2,90%	0,0921	0,00337	9,87%
	0,018 x 0,025	0,640	0,005	0,71%	0,458	0,000	0,07%	0,1074	0,00503	0,64%
„Ideales“ Flächenträgheitsmoment:									0,00306	0,016x0,022
									0,00500	0,018x0,025
									0,00589	0,019x0,025

Tabelle 12: Messwerte der geometrischen Eigenschaften der untersuchten Drähte mit quadratischem Profil einschließlich berechneter Eckenradien sowie des Flächenträgheitsmoments. Die Reihenfolge ist alphabetisch. Rot: außerhalb der +/- 5% Toleranz, gelb: größter positiver bzw. negativer Einzelwert.

Modell	Querschnitt nominell	Breite b [mm]	Abweichung Nominalwert [mm]	Abweichung Nominalwert [%]	Höhe h [mm]	Abweichung Nominalwert [mm]	Abweichung Nominalwert [%]	Eckradius [mm]	Flächenträgheitsmoment [ $\cdot 10^{-4} \text{ mm}^4$ ]	Abweichung Nominalwert [%]
BioTorque	0.016x0.016	0,4217	0,0153	3,8%	0,4217	0,0153	3,8%	0,1035	0,00257	14,7%
Flexadent	0.016x0.016	0,4060	-0,0004	-0,1%	0,4065	0,0001	0,0%	0,0891	0,00224	-0,2%
Gummetal	0.016x0.016	0,3982	-0,0082	-2,0%	0,3982	-0,0082	-2,0%	0,1502	0,00182	-19,0%
Lowland NiTi	0.016x0.016	0,4095	0,0031	0,8%	0,4093	0,0029	0,7%	0,0672	0,00233	3,9%
Neo Sentalloy 160G	0.016x0.016	0,3925	-0,0139	-3,4%	0,3927	-0,0137	-3,4%	0,0617	0,00197	-12,0%
Neo Sentalloy 80G	0.016x0.016	0,3945	-0,0119	-2,9%	0,3962	-0,0102	-2,5%	0,0614	0,00204	-9,2%
NiTi light force	0.016x0.016	0,4173	0,0109	2,7%	0,4177	0,0113	2,8%	0,0783	0,00251	12,1%
NiTi superelastic	0.016x0.016	0,4027	-0,0037	-0,9%	0,4052	-0,0012	-0,3%	0,0899	0,00220	-2,0%
NiTi Thermally plus	0.016x0.016	0,4187	0,0123	3,0%	0,4185	0,0121	3,0%	0,0811	0,00253	13,0%
Nitinol Classic	0.016x0.016	0,4120	0,0056	1,4%	0,4128	0,0064	1,6%	0,0901	0,00238	6,1%
rematitan	0.016x0.016	0,4138	0,0074	1,8%	0,4138	0,0074	1,8%	0,0970	0,00240	6,9%
Tensic	0.016x0.016	0,4140	0,0076	1,9%	0,4143	0,0079	2,0%	0,0884	0,00242	8,0%
Thermadent 35°C	0.016x0.016	0,4043	-0,0021	-0,5%	0,4028	-0,0036	-0,9%	0,0700	0,00219	-2,3%
Thermadent 40°C	0.016x0.016	0,4052	-0,0012	-0,3%	0,4063	-0,0001	0,0%	0,0809	0,00224	0,0%
Titanol Budget	0.016x0.016	0,4102	0,0038	0,9%	0,4097	0,0033	0,8%	0,0801	0,00233	3,8%
Titanol Superelastic	0.016x0.016	0,4107	0,0043	1,0%	0,4107	0,0043	1,0%	0,1027	0,00231	3,0%
„Ideales“ Flächenträgheitsmoment:									0,00224	

## **Danksagung**

Bedanken möchte ich mich zu aller erst bei Frau Prof. Dr. Andrea Wichelhaus, für die Überlassung des Themas, die stetige Motivation und die Möglichkeit, dass ich an ihrem renommierten Lehrstuhl forschen durfte.

Darüber hinaus bedanke ich mich bei Herrn Thomas Stocker, Herrn Dr. Uwe Baumert und Dr. Sebastian Stapfner für die Unterstützung und Ratschläge im Biomechaniklabor.

Mein ganz besonderer Dank gilt Dr. Matthias Mertmann, der mir half meinen Gedanken und somit auch der Arbeit eine Struktur zu geben.

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern Gabriele und Klaus Martin und meiner Lebensgefährtin Christina Grandel bedanken, auf die ich mich immer verlassen kann und die mich nicht nur bei dieser Arbeit unterstützt haben.



## **Eidesstattliche Versicherung**

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

### **Experimenteller Vergleich des Materialverhaltens kommerzieller Nickel-Titan-Drähte mit „Gummetal“**

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

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

Augsburg, 07.02.2023

Ort, Datum

Daniel Martin

Unterschrift Doktorand

## **Lebenslauf**