

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dieter Drescher

Kraftsysteme in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung –
Nivellierungsbögen im Vergleich

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der
Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von

Gabriele Gabersek

2007

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Nürnberg

Referent: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Drescher

Korreferent: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Stüttgen

Inhalt

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Materialtechnische Grundlagen	3
2.1.1 Nickel-Titanium	3
2.1.1.1 Formgedächtniseffekt	4
2.1.1.2 Einweg-Memory-Effekt	6
2.1.1.3 Zweiweg-Memory-Effekt	7
2.1.1.4 Superelastizität	8
2.1.2 Edelstahl	10
2.2 Nebeneffekte kieferorthopädischer Kraftapplikation	11
3. Fragestellung der vorliegenden Arbeit	15
4. Material und Methode	16
4.1 Modellauswahl mittels Little-Index	16
4.2 Modelle und Brackets	18
4.3 Bögen	19
4.4 Kraft-Moment-Sensor	22
4.5 Versuchsaufbau	24
4.5.1 Sensorpositionierung	24
4.5.2 Wasserbad	25
4.6 Messprotokoll	26
4.7 Statistik	27
5. Ergebnisse	28
5.1 Auswertung der Engstandssituationen	29
5.2 Nivellierungsbögen	35

5.2.1	Horizontale Kräfte	35
5.2.2	Vertikale Kräfte	47
5.2.3	Drehmomente $M(x)$	57
5.2.4	Drehmomente $M(y)$	67
5.2.5	Drehmomente $M(z)$	77
5.2.6	Vergleich der Mittelwerte	86
6.	Diskussion	103
7.	Zusammenfassung	110
8.	Literaturverzeichnis	111

1. Einleitung

Seit Einführung der Straightwire-Apparatur durch Andrews 1970 teilt man die Behandlung mit einer Multibracketapparatur in verschiedene Phasen ein [5]. Man unterscheidet zwischen der Nivellierungsphase zu Beginn der Behandlung, der Führungsphase, der Kontraktions- und der Justierungsphase. Den letzten Abschnitt der Behandlung bildet die Retentionsphase. Die Nivellierungsphase als erste Phase der Behandlung ist Gegenstand dieser Arbeit. Im Wesentlichen besteht die Behandlungsaufgabe hierbei im Ausgleich von horizontalen und vertikalen Niveauunterschieden innerhalb eines Zahnbogens sowie Derotationen von rotierten Zähnen.

Hierzu wird in die Multibracketapparatur ein möglichst leichter Bogen eingesetzt, welcher durch seine Kraftabgabe auf die Zähne einen Niveauausgleich schaffen soll.

Die Anforderungen an einen solchen Bogen sind sehr hoch. Die Kraftabgabe soll möglichst gleichbleibend auf einem niedrigen Niveau erfolgen, um eine Schädigung im parodontalen Halteapparat zu verhindern. Hier wird ein hoher Anspruch an das Bogenmaterial gestellt [51; 85].

Im Laufe der kieferorthopädischen Geschichte gab es einige neue Entwicklungen im Bereich der Bogenmaterialien. In den Anfängen der Kieferorthopädie kamen noch Gold-Platin-Drähte zum Einsatz, 1897 wurden dann von Angle Nickel-Silber-Drähte eingeführt. Bereits 1919 hatte Hauptmeyer [28] den Edelstahl in die Zahnheilkunde eingebracht. Erst wieder in den 70ern kamen neue Legierungen in den kieferorthopädischen Einsatz, wie die Nickel-Titan-Legierung von Andreasen und Hillemann [2] und das Titan-Molybdän von Burston und Goldberg [15] eingeführt.

Grundsätzlich stehen dem Kieferorthopäden nun eine Fülle von Bögen zur Auswahl, welche sich unter anderem in den Materialeigenschaften stark unterscheiden. In der Nivellierungsphase eignen sich Bögen mit einem großen Arbeitsbereich, welche möglichst konstant kleine Kräfte am Zahn hervorrufen. Aufgrund ihrer Pseudoelastizität, was bedeutet, dass innerhalb eines bestimmten Dehnungsbereichs die entstehende Spannung nahezu unabhängig vom Verformungsgrad des Drahtes ist, scheinen Nickel-Titan-Legierung besonders zur Nivellierung des Zahnbogens geeignet zu sein. Des Weiteren gibt es die Möglichkeit, verseilte Drähte aus herkömmlichen Materialien zu verwenden, welche

durch die Reduktion des Drahtdurchmessers, den Gesetzmäßigkeiten der Mechanik folgend, weniger Kraft aufbauen als monofile Drähte. Da es nun eine große Zahl von Anbietern kieferorthopädischer Produkte gibt, hat die Auswahl an Nivellierungsbögen eine schwer zu überschauende Größe angenommen. Es ist für den behandelnden Kieferorthopäden in der Praxis kaum möglich, den besten Nivellierungsbogen herauszufinden, da nicht bekannt ist, wie groß das erzeugte Kraftsystem am einzelnen Zahn wirklich ist [72]. So wird häufig nach wie vor nach Gefühl und der subjektiven klinischen Einschätzung des Einzelnen ein Bogen ausgewählt [27]. Herstellerangaben über die Eigenschaften und Zusammensetzung der Legierungen sind oft unzureichend und helfen dem Praktiker kaum in der Auswahl des richtigen Bogens [49]. Um so wichtiger sind klinische Studien, die die durch den Bogen erzeugten Kraftsysteme ermitteln und somit die Eignung neuer Bögen für kieferorthopädische Zwecke überprüfen.

2. Literaturübersicht

2.1 Materialtechnische Grundlagen

2.1.1 Nickel-Titan

Bühler et. al. untersuchten den ersten Nickel-Titan-Bogen 1963, dieser bekam den Namen Nitinol, welcher ein Akronym für **N**ickel **T**itan **N**aval **O**rdonance **L**aboratory ist.

Die Erstentdeckung der Formgedächtnislegierungen geht auf die 20er Jahre zurück, jedoch geriet diese Entdeckung zunächst wieder in Vergessenheit bis in den 70er Jahren ein Techniker der US-Marine bei Schweißarbeiten an einem U-Boot aus einer Nickel-Titanlegierung die Eigenschaften des Formgedächtniseffektes wieder entdeckte. Dieses wurde im Namen der ersten Nickel-Titan Legierung festgehalten.

Erst 1971 wurde dieser neue Werkstoff durch Andreassen und Hillemann in die Kieferorthopädie eingeführt [2]. Hierbei handelte es sich um eine kaltverfestigte Nickel-Titan-Legierung, welche bei Mundtemperatur als Martensit vorliegt und eine Umwandlungstemperatur von über 100°C aufweist [26]. Andreassen stellte Ideen vor, um den Formgedächtniseffekt in der Kieferorthopädie nutzbar zu machen und führte Experimente durch, um seine Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie zu zeigen [1; 3; 4]. Es zeigte sich jedoch, dass der Shape-Memory-Effekt nicht kieferorthopädisch nutzbar gemacht werden konnte.

Obwohl das Nitinol die für Formgedächtnislegierungen charakteristische Eigenschaft der Superelastizität aufgrund seines Herstellungsprozesses nicht aufweist [16; 47; 48], fand es als erste Nickel-Titan-Legierung bedingt durch sein hohes Rückstellvermögen und seine geringe Steifigkeit Beliebtheit in der klinischen Anwendung [4; 39; 43].

Dr. Tien Hua Cheng et al. am General Research Institute for Non-Ferrous Metals in Peking, China, entwickelten Ende der 70er Jahre eine neue Nickel-Titan-Legierung speziell für kieferorthopädische Zwecke, die sich durch ihre mechanischen Eigenschaften, begründet in ihrer bei Mundtemperatur austenitischen Metallstruktur, und einer niedrigeren Umwandlungstemperatur signifikant vom Nitinol unterschied. Dieser sogenannte Chinese NiTi zeichnete sich durch ein 1,6 mal besseres Rückstellvermögen und eine um 36% geringere Steifigkeit als Nitinol aus [16]. Außerdem wies diese Legierung die gewünschte Superelastizität, jedoch in noch geringer Ausprägung auf. Dies bedeutet, dass der Draht

über ein gewisses Maß aktiviert werden kann, ohne dass sich die dabei auftretende Kraft ändert [16; 26; 48].

1978 wurde in Japan bei Furukawa Electric Co. eine neue Nickel-Titan-Legierung entwickelt, welche den Namen Japanese NiTi erhielt. Erst diese Legierung vereinte alle drei Eigenschaften einer Formgedächtnislegierung: hohes Rückstellvermögen, Shape-Memory-Effekt und Superelastizität [7; 47].

Um die Eigenschaften einer Nickel-Titan-Legierung noch zu optimieren, werden von den Herstellern unterschiedliche Herstellungsprozesse verwendet, sowie der Legierung Beimengungen von Kupfer und anderen Metallen zugesetzt, sodass es in der heutigen Zeit eine große Auswahl an Nickel-Titan-Bögen gibt [20]. Diese Unterschiede entstehen hauptsächlich aufgrund unterschiedlicher Umwandlungstemperaturen der einzelnen Legierungen. Die Festlegung der Umwandlungstemperatur ist jedoch derart empfindlich, dass diese für eine bestimmte Temperatur auch beim selben Hersteller mit der gleichen Zusammensetzung chargenabhängige Schwankungen aufweisen kann [9; 68; 69; 80].

Verschiedene Einteilungen der Nickel-Titan-Legierungen sind vorgeschlagen worden, so teilt Walters die Legierungen nach ihrer Umwandlungstemperatur ein. Gruppe 1 stellt die Gruppe mit einem Umwandlungstemperaturbereich, der zwischen der Raum- und der Körpertemperatur liegt, dar. Bei der 2. Gruppe liegt der Bereich unterhalb der Raumtemperatur, während die 3. Gruppe die Legierungen fasst, deren Umwandlungsbereich nahe der Körpertemperatur liegt [67].

2.1.2 Formgedächtniseffekt

Die Voraussetzung für den Formgedächtniseffekt ist die martensitische Transformation, welche auf der Anwesenheit zweier Gitteranordnungen im Metall beruht. Diese Anordnungen sind ähnlich wie auch bei Stahl abhängig von der Temperatur und der mechanischen Spannung. Man unterscheidet hier die Hochtemperaturphase, den sogenannten Austenit, von der Niedrigtemperaturphase, den sogenannten Martensit [9; 11; 80; 83].

Die austenitische Kristallstruktur hat eine geordnete, kubisch-raumzentrierte Anordnung der Atome, welche der Phase ihre hohe Festigkeit verleiht. Die Grundstruktur ist durch 8 Atome gekennzeichnet, die an den Außenkanten eines Würfels sitzen und ein neuntes Atom, welches sich im Zentrum befindet [31; 80].

Die Hochtemperaturphase wandelt sich bei Abkühlung in eine verzwilligte Martensitstruktur um. Dieser Prozess erfolgt diffusionslos durch Scherbewegungen und ist nicht mit einer äußerlichen Formveränderung des Werkstücks verbunden. Diese Neuordnung der Atome ist temperaturabhängig. So liegt oberhalb der Austenit-Finish-Temperatur A_f das Werkstück vollständig als Austenit vor, während unterhalb der Martensit-Finish-Temperatur M_f eine martensitische Anordnung anzutreffen ist. Dazwischen, d.h. von M_f bis A_f liegt der Umwandlungstemperaturbereich, welcher spezifisch für die jeweilige Legierung ist [68; 69].

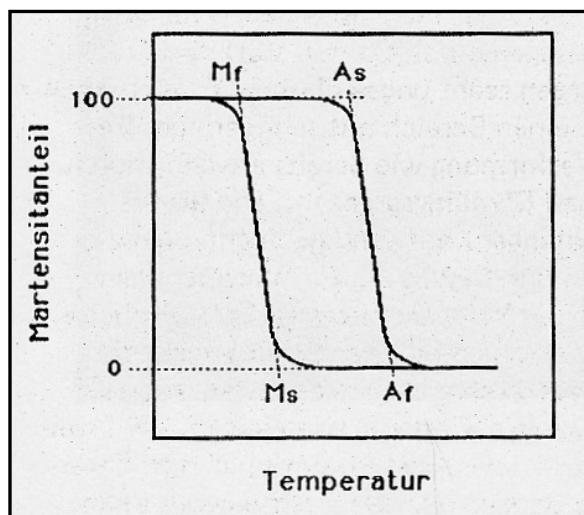


Abb. 1: Temperaturabhängigkeit des Martensitanteils in Formgedächtnislegierungen

M_f = Martensit-Finish-Temperatur; M_s = Martensit-Start-Temperatur; A_f = Austenit-Finish-Temperatur; A_s = Austenit-Start-Temperatur [80]

„Der Martensit ist durch Verschiebung hochbeweglicher Grenzflächen bis zu 8% (für NiTi) leicht verformbar. Diese Verformung ist bleibend, solange das Material auf tiefer Temperatur bleibt (unterhalb der Umwandlungstemperatur)“[80]. Kommt es nun zu einem Temperaturanstieg über die Umwandlungstemperatur hinaus, so nimmt der Martensit die ursprüngliche Kristallorientierung der Hochtemperaturphase und damit auch dessen äußere ursprüngliche Form wieder ein [9; 80; 83].

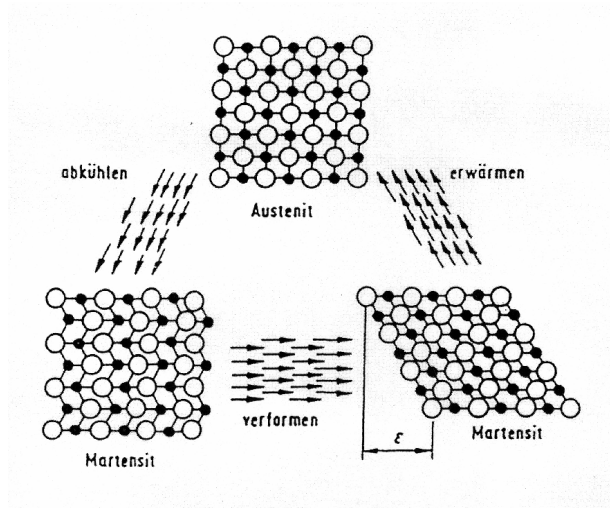


Abb. 2: Schematische Darstellung des Formgedächtniseffektes [80]

2.1.2.1 Ein-Weg-Memory-Effekt

Verformt man eine Memory-Legierung in der Tieftemperaturphase, findet eine bleibende Verformung statt, welche reversibel ist, solange man unterhalb eines kritischen Verformungsbereichs bleibt. Hier kommt es nur zu einer Verschiebung von Zwillingsgrenzen. Solange keine Temperaturerhöhung stattfindet, bleibt die Verformung stabil. Erwärmt man nun die Legierung auf eine Temperatur oberhalb der Umwandlungstemperatur, „erinnert“ sich das Metall an seine ursprüngliche Form und nimmt diese als Hochtemperaturphase auch wieder ein. Eine anschließende Abkühlung führt zu keiner weiteren Formveränderung mehr, sodass man hier vom Einwegeffekt spricht [20; 80; 83].

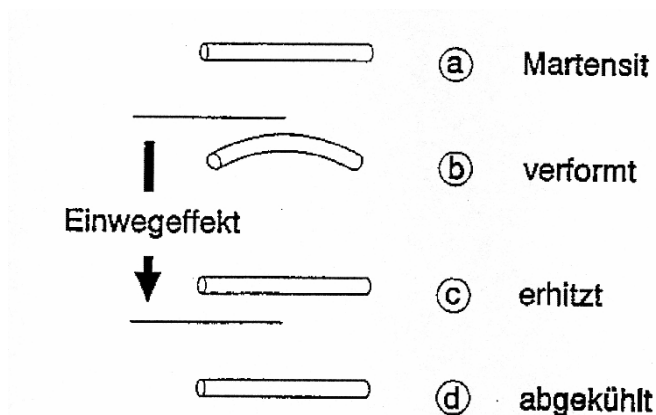


Abb. 3: Schematische Darstellung des Ein-Weg-Memory-Effekts [80]

2.1.2.2 Zweiweg-Memory-Effekt

Die Legierung „erinnert“ sich sowohl an eine Hochtemperatur- als auch an eine Niedrigtemperaturphase. Um dies zu erreichen, sind spezielle Werkstoffbehandlungen notwendig.

Bei der starken Martensitverformung wird neben der reversiblen elastischen Verformung auch eine irreversible plastische Verformung herbeigeführt. Erwärmt man die Legierung nun, erfolgt zunächst eine Rückstellung der reversiblen Verformung, dabei entsteht die Hochtemperaturphase. „Beim Abkühlen lagert sich der entstehende Martensit in das Spannungsfeld der bei der starken Martensitverformung induzierten Versetzungsstruktur ein“ und ändert seine Form wieder in Richtung der ursprünglichen starken Verformung. Dieser Vorgang ist reversibel und wiederholbar [80].

Bei Werkstoffen, die eine hohe Duktilität aufweisen, wie zum Beispiel Nickel-Titan, kann man dieses Verfahren nutzen um einen Zweiwegeffekt zu produzieren.

Zur Behandlung von Werkstoffen mit geringerer Duktilität stehen andere Verfahren wie das „Shape Memory Effekt Training“ und das „Stress Induced Martensite Training“ zu Verfügung, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, da sie in der Kieferorthopädie keine Anwendung finden [20; 80; 83].

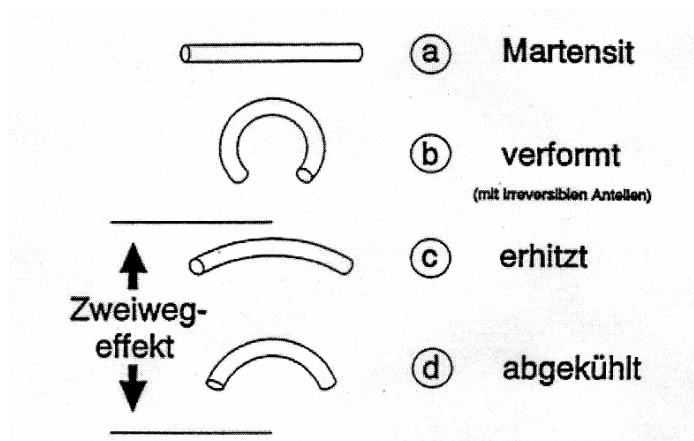


Abb. 4: Schematische Darstellung des Zwei-Weg-Memory-Effekts [80]

2.3.2 Superelastizität

Auch der Superelastizität liegt die martensitische Transformation zugrunde. Die Superelastizität, oder auch Pseudoelastizität genannt, tritt in einem für die jeweilige Legierung charakteristischen Temperaturbereich auf, der knapp oberhalb der Umwandlungstemperatur liegt [68; 80]. Hier ist die austenitische Kristallstruktur

vorherrschend. Legt man nun eine mechanische Spannung auf den Werkstoff auf, kommt es zunächst zu einem linearen Anstieg im Spannungs-Dehnungsdiagramm. Steigt die Dehnung im Werkstoff über den Grenzbereich A hinaus, kommt es zur spannungs-induzierten Martensitbildung, welche für die Plateaubildung verantwortlich ist. Dies bedeutet, dass in diesem Bereich die in dem Werkstoff erzeugte Spannung auch bei zunehmender Dehnung nahezu gleich bleibt [7; 26].

Dies ist darin begründet, dass die zugeführte mechanische Energie für die Martensitbildung genutzt wird. Diese Eigenschaft macht die Formgedächtnislegierungen sehr attraktiv für die kieferorthopädische Anwendung. Bei Dehnung über den Punkt B hinaus ist der Werkstoff vollständig martensitisch und verhält sich wieder linear elastisch [20]. Entlastet man nun den Werkstoff, wird die ursprüngliche Form sofort wieder eingenommen [80].

Eine weitere Besonderheit dieser Legierungen liegt in der Hysterese, die sich dadurch auszeichnet, dass die Rückstellkraft der Legierung geringer ist als die Kraft, die aufgewendet wurde, um den Werkstoff zu verformen [80]. Deshalb ergeben sich im Spannungs-Dehnungs-Diagramm zwei unterschiedlich hohe Plateaus. Die Fläche, die von den beiden Plateaus eingeschlossen wird, zeigt den Energieverbrauch bei der Entstehung des spannungs-induzierten Martensits an, nachgewiesen im Formgedächtnisoperator-Modell zur Simulation der Spannungs-Dehnungs-Hysterese von superelastischen Materialien [44].

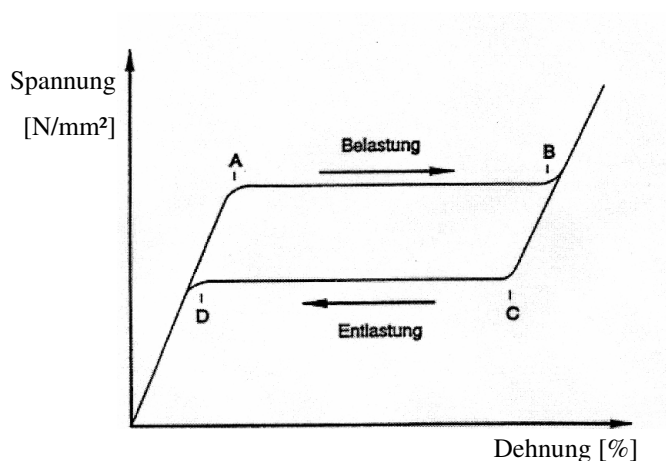


Abb. 5: Spannungs-Dehnungsdiagramm einer Formgedächtnislegierung [nach 20]

Dieses superelastische Verhalten mit Plateaubildung zeigt sich nur im Umwandlungstemperaturbereich einer Legierung. Um die Superelastizität nutzen zu können, muss man eine Nickel-Titan-Legierung wählen, deren Umwandlungstemperatur möglichst nahe an der Umgebungstemperatur am Einsatzort liegt. In Abbildung 6 ist ein Spannungs-Dehnungsdiagramm einer Formgedächtnislegierung in Abhängigkeit von der Temperatur abgebildet. Hier zeigt sich, dass das Plateau nur in einem bestimmten Temperaturbereich (Umwandlungstemperatur) voll ausgebildet vorliegt.

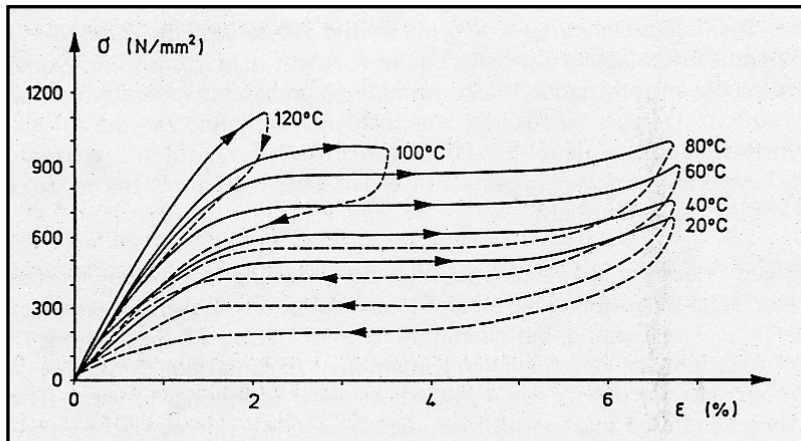


Abb. 6: Spannungs-Dehnungsdiagramm einer Formgedächtnislegierung in Abhängigkeit von der Temperatur [80]

Für kieferorthopädische Zwecke bedeutet dies, dass die Af Temperatur (Austenit-Finish-Temperatur) [siehe Abbildung 1] knapp unterhalb der Mund- bzw. Körpertemperatur liegen sollte. Hier liegt die geeignete Gitterstruktur vor, einen Martensit spannungsinduziert hervorzurufen und folglich im superelastischen Bereich dieser Legierung zu arbeiten [39; 67; 68; 69].

2.1.2 Edelstahl

Seit Hauptmeyer 1919 den Edelstahl in die Zahnmedizin einführte, hat dieser auch in der Kieferorthopädie seinen Einsatzbereich gefunden [28]. Die bis zu dieser Zeit verwendeten Goldbögen wurden in den 40er Jahren durch Stahlbögen ersetzt, da diese eine bessere Rückstellungseigenschaft aufwiesen und zudem kostengünstiger waren [15; 39]. Eine Weiterentwicklung der Behandlungstechniken stellte die Looptechnik dar, welche unter anderem zu einer Kraftreduktion im Bogen und einer Verbesserung des Arbeitsbereichs führte. Von zahlreichen Kieferorthopäden wurde diese Technik genutzt und weiterentwickelt, unter anderem von Ricketts [55], Thurow [84], Begg [10], Stoner [81], Jarabek [32], Burstone [14] und Waters [85; 86]. Ein großer Nachteil dieser Loops liegt in der leichten Verbiegbarkeit durch den Patienten und der schlechten Hygienefähigkeit. Erst später kamen die verseilten Drähte auf, die über die Reduktion des Drahtquerschnitts das Gleiche erreichten wie die Loops über die Vergrößerung der Drahtlänge, nämlich eine Kraftreduktion [8; 79; 86].

Möglich sind diese Techniken der Kraftverminderung, da Stahl im Bereich der elastischen Verformung dem Hookeschen Gesetz folgt, welches besagt, dass eine Dehnung eines Körpers linear proportional zur angelegten Spannung ist, wobei der Proportionalitätsfaktor der werkstoffspezifische Elastizitätsmodul ist, immer vorausgesetzt, die Deformation befindet sich im Proportionalitätsbereich. In diesem Bereich ist die Verformung eines Körpers proportional der Kraft F , proportional der dritten Potenz der Länge l und umgekehrt proportional der vierten Potenz des Drahradius r . Außerdem hängt sie von dem materialspezifischen Elastizitätsmodul ab [54]. Hier zeigt sich die Möglichkeit der Kraftvariation über die beiden Variablen Länge und Durchmesser des Drahtes.

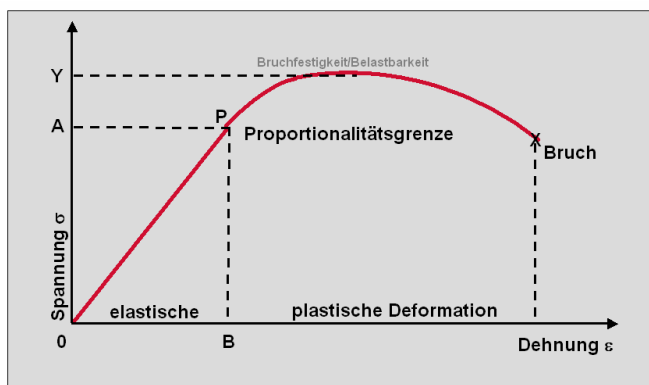


Abb. 7: Spannungs-Dehnungsdiagramm herkömmlicher Metalle [Drescher]

2.2 Nebeneffekte kieferorthopädischer Kraftapplikation

Das Ziel einer kieferorthopädischen Behandlung ist es, die gewünschte Zahnbewegung in einer angemessenen Zeitspanne gewährleisten zu können [56]. Um diese therapeutische Zahnbewegung zu erreichen, ist es notwendig, eine Kraft mit Hilfe kieferorthopädischer Geräte auf den Zahn auszuüben. Diese orthodontische Zahnbewegung zeigt im Vergleich zur physiologischen Zahnwanderung grundsätzlich keinen Unterschied in der Art der Gewebereaktionen. Lediglich laufen die Umbauvorgänge bei der therapeutischen Zahnbewegung generell schneller ab, was bedeutet, dass die sich daraus ergebenden Risiken für den Zahnhalteapparat zu beachten sind [56].

Je nach Art der Zahnbewegung ergeben sich nach Kraftapplikation auf die Zahnkrone unterschiedliche Lokalisationen der entstehenden Druck- und Zugzonen im parodontalen Gewebe des Zahnes. Auf der Druckseite kommt es zu einer vermehrten Differenzierung von Osteoklasten, die den Knochen resorbieren, während sich auf der Zugseite die Osteoblasten differenzieren, welche hier wieder Knochen aufbauen [18].

Durch eine zu große Krafteinwirkung auf den Zahn bzw. seinen Zahnhalteapparat kann es zu einer Schädigung des Parodonts kommen, bedingt durch Nekrotisierungen desmodontalen Gewebes in den Druckzonen [46].

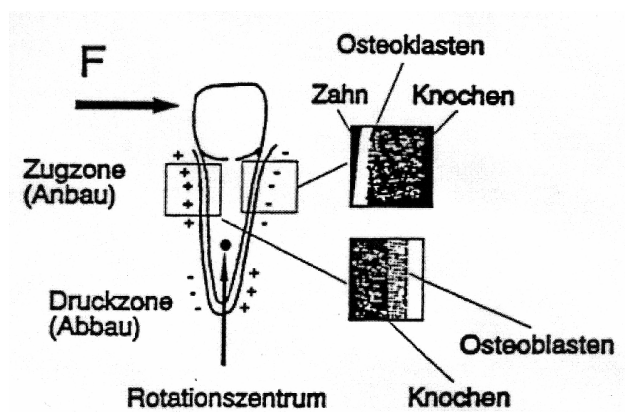


Abb. 8: Schematische Darstellung der biologischen Reaktion im Parodont nach Kraftapplikation [71]

In den Druckzonen kommt es nun zu einem Abbau des nekrotischen Wurzelzements und des Faserapparates. Bei diesem Abbauprozess kann es zu einer Resorption der

angrenzenden Wurzel kommen. Diese Wurzelresorptionen können sowohl reversibel als auch irreversibel sein. Befinden sich diese Resorptionsbereiche lateral an der Wurzeloberfläche, so sind diese reparabel, während apikal befindliche zu einer bleibenden Verkürzung der Wurzel führen [45]. Brezniak unterscheidet drei verschiedene Arten der Wurzelresorption, wobei er die lateralen Resorptionen in oberflächliche, im Zementbereich befindliche, und in tiefere bis ins Dentin reichende Resorptionen unterteilt. Die dritte Art ist auch hier die apikale Resorption, welche eine irreversible Verkürzung der Zahnwurzel bedeutet [12].

Das Ausmaß der möglichen Schädigung ist abhängig von:

- der Kraftgröße
- der Dauer der einwirkenden Kraft (intermittierend oder kontinuierlich)
- der Art der Bewegung (Kippung, körperliche Bewegung, Rotation, In- und Extrusion) [56]

Neuere Studien haben jedoch zeigen können, dass keine eindeutige Korrelation zwischen der applizierten Kraft und der auftretenden Wurzelresorption besteht, sodass ein multikausales Geschehen zugrunde gelegt werden muss, welches sehr stark den individuellen Schwankungen unterliegt und eine individuelle Prädisposition annehmen lässt [13; 38; 65]. Einige Risikofaktoren wie pipettenförmige Wurzeln werden in diesem Zusammenhang erwähnt [40].

Faltin unterteilt die Faktoren, die ursächlich für die Entstehung von Wurzelresorptionen sein können, in zwei Hauptgruppen. Die erste Gruppe umfasst alle Faktoren der Behandlungsmechanik, wie die Art der Bewegung, die Kraftgröße und die Einwirkdauer, während die zweite Gruppe die biologischen Faktoren beinhaltet, welche durch die Reaktionslage des einzelnen Patienten bestimmt werden [23]. Kurol et al. bestätigen die Bedeutung der biologischen Faktoren in Hinblick auf die Entstehung von Wurzelresorptionen sowie die Zahnbewegungsrate [52].

Ungeklärt ist weiterhin der Zusammenhang zwischen auftretenden Wurzelresorptionen und Schmerzempfindungen, die der Patient besonders intensiv bei der ersten Eingliederung einer

kieferorthopädischen Apparatur, also bei der ersten Kraftapplikation, erlebt. Entgegen aller Vermutungen kann keine Korrelation zwischen der applizierten Kraftgröße und dem Schmerzempfinden hergestellt werden [30; 33]. Es ist anzunehmen, dass die individuell sehr unterschiedliche Schmerzschwelle des Einzelnen entscheidender für die Schmerzwahrnehmung ist als die applizierte Kraftgröße [33].

Trotz der Tatsache, dass die Verantwortlichkeit der Kraftgröße für die Entstehung von Wurzelresorptionen in der kieferorthopädischen Zahnbewegung durch zahlreiche Studien relativiert wurde, ist die Frage nach der optimalen Kraft nach wie vor von Bedeutung. Obwohl zahlreiche andere Faktoren für die Entstehung von Wurzelresorption und das Auftreten von Schmerzen hinzukommen, so bleibt doch auch die Kraftgröße als ein entscheidender Faktor bestehen.

Generell gilt das Postulat, welches auf Schwarz zurückgeht, dass die Kraft nicht größer sein sollte als der kapilläre Blutdruck ($0,15 - 0,2 \text{ N/cm}^2$), um eine Kompression der Kapillaren zu verhindern und somit eine Schädigung des Gewebes auszuschliessen. Schwarz beschreibt dabei vier verschiedene Wirkungsgrade, welche heutzutage nur noch historischen Wert haben [75].

Basierend auf histologischen Studien wurden in den 50er Jahren die Forderungen nach kleinen Kräften, besonders in der Initialphase der Behandlung, laut [57; 58; 59; 60]. Smith und Storey postulierten, die optimale Kraft sei jene, bei der eine maximale Zahnbewegung zu erwarten ist, wobei die Zahnbewegungsrate jeweils schlechter ausfällt, wenn die Kraftgröße geringer bzw. größer gewählt wird [78; 82].

Burstone definiert die optimale Kraft als Kraftgröße, welche eine maximale zelluläre Antwort (Apposition und Resorption des entsprechenden Gewebes) hervorruft und gleichzeitig die Gewebevitalität erhält [13]. Proffit hingegen geht davon aus, dass die optimale Kraft für jeden einzelnen Zahn und jeden individuellen Patienten sehr stark differiert und die „eine“ optimale Kraft nicht existiert [45].

Zahlreiche Studien geben Empfehlungen zur geeigneten Kraftgröße je nach gewünschter Zahnbewegung. Die Kraftgrößen liegen in einem großen Bereich von 0,2 bis 1,2 Newton, jeweils abhängig davon, in welcher Weise ein Zahn bewegt werden soll. Kurol et al. zeigten, dass selbst bei einer konstanten Kraft von 50cN auf einen Prämolaren mit Hyalinisierungen und Wurzelresorptionen gerechnet werden muss [37].

Beim Einsetzen eines Bogens kommt es nicht nur zur Applikation einer Kraft, sondern in den meisten Fällen auch zur Applikation eines Drehmomentes. Schwieriger noch als die geeignete Kraftgröße zu finden, ist es noch, das richtige Drehmoment festzulegen, zumal sich hierzu nur wenige Veröffentlichungen finden. Studien zur Molarenaufrichtungen geben Werte bis 10Nmm an, während für die Derotation von Prämolaren etwas 5Nmm empfohlen werden [54; 55; 56].

Abschließend kann gesagt werden, dass die Reaktionen im Gewebe bei jedem einzelnen Patienten stark variieren und diese auch nicht exakt vorhersehbar sind. Somit ist es nicht möglich eine optimale Kraft für den einzelnen Patienten festzulegen [29; 30; 56]. In der Literatur kann kein eindeutiger Hinweis auf die optimale Kraftgröße zur Zahnbewegung in der Kieferorthopädie gefunden werden [61]. Fest steht jedoch, dass auch heute noch die in der Kieferorthopädie verwendeten Kräfte häufig zu hoch sind und somit mitverantwortlich für entstehende Wurzelresorptionen sind, welche nach wie vor, trotz Verwendung neuester Materialien, in histologischen Studien nachgewiesen werden können [70].

3. Fragestellung der vorliegenden Arbeit

In der Literatur finden sich viele Angaben zu empfohlenen Kraftgrößen bei bestimmten Zahnbewegungen. Da es sich jedoch bei der Straightwire-Technik um statisch unbestimmte Kraftsysteme handelt, die am einzelnen Zahn entstehen, kann man in vivo die applizierte Kraft nur mit hohem apparativen Aufwand bestimmen [63].

Besonders wichtig, um möglichst gewebeschonend und trotzdem effektiv zu behandeln, ist die genaue Kenntnis über die mit dem Nivellierungsbogen applizierten Kraftsysteme, welche sich aus Einzelkräften in den drei Raumebenen und den entsprechenden Drehmomenten zusammensetzen.

Somit ergeben sich folgende Fragestellungen dieser Arbeit:

- Wie sehen die Kraftsysteme verschiedener Nivellierungsbögen aus?
- Lassen sich Unterschiede zwischen in der Nivellierung verwendeten Bogenmaterialien und Bogendimensionen erkennen?
- Gibt es Bögen, die signifikant kleinere Kraftsysteme erzeugen und damit besonders zu empfehlen sind?
- Hat die Ausprägung der Zahnfehlstellung einen Einfluss auf das entstehende Kraftsystem?

Ziel der Arbeit ist es, verschiedene Nivellierungsbögen zu vermessen, sie in Hinblick auf ihrer Kraftsysteme zu beurteilen und untereinander zu vergleichen.

4. Material und Methode

Um einen Versuchsaufbau zu gestalten, der der Realität möglichst nahe kommt, wurden Modelle von Patienten der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Düsseldorf ausgewählt. Die erforderlichen Messungen wurden in vitro an diesen Modellen durchgeführt.

4.1 Modellauswahl mittels Irregularity-Index

Zur Auswahl geeigneter Modelle wurde der Irregularitätsindex nach Little herangezogen. Dieser Index stellt eine geeignete Methode dar, verschiedene Engstandssituationen zu klassifizieren [42]. Um den Index zu bestimmen, wurden die Kontaktpunktabweichungen zwischen den Frontzähnen, das heißt von Eck- bis Eckzahn, eines Kiefers vermessen. Die Vermessung erfolgte in der Horizontalebene, wobei die kürzeste Entfernung zwischen zwei Kontaktpunkten die Messstrecke darstellte.

Somit ergaben sich 5 Messwerte pro Kiefer, diese wurden addiert und ergaben in der Summe den Little-Index dieser Engstandssituation.

Dieser Wert wurde für 201 zufällig ausgewählte Patientenmodelle der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Düsseldorf jeweils für den Ober- und den Unterkiefer bestimmt und statistisch ausgewertet, wobei im Oberkiefer nur 200 Modelle zur Vermessung kamen. Hierbei wurden nur Patienten berücksichtigt, die noch keine kieferorthopädische Behandlung durchlaufen hatten und eine komplett bezahnte Zahnreihe aufwiesen.

Die folgenden Grafiken zeigen die Verteilung des Little-Index in dieser Patientengruppe.

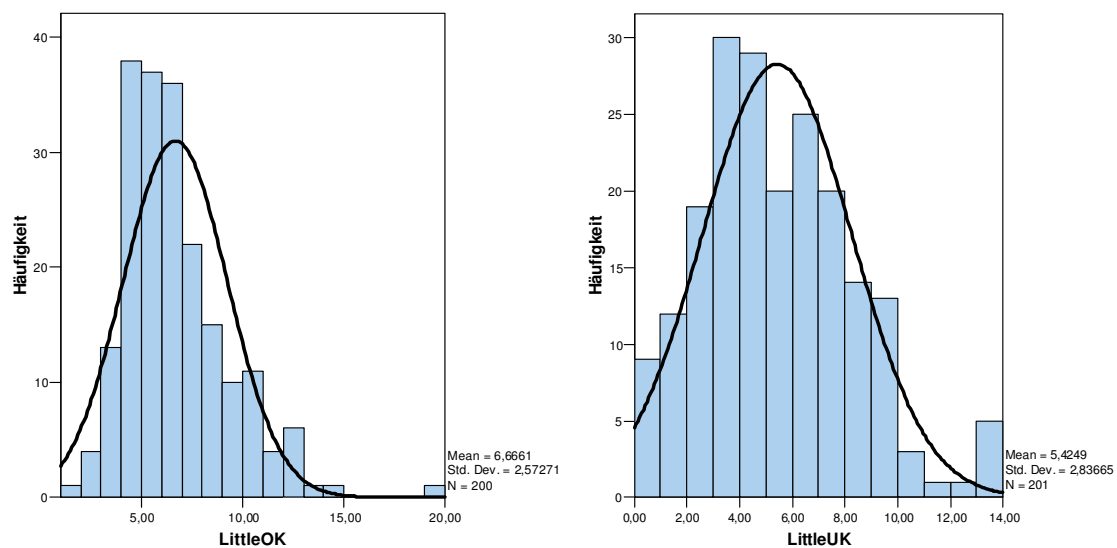


Abb. 9: Histogramm zur Darstellung der Verteilung des Little-Index im Ober- und Unterkiefer

Dieser Verteilung zufolge sind je Kiefer drei Ausprägungen von Engständen ausgewählt worden, die repräsentativ für diese Versuchsgruppe waren und je eine geringe, eine moderate und eine ausgeprägte Engstandssituation darstellten. Ausgehend vom statistischen Mittelwert, um den sich die moderaten Ausprägungen der Engstände bewegten, ist der geringe Engstand aus dem unteren Drittel und der ausgeprägte Engstand aus dem oberen Drittel ausgewählt worden. Im Oberkiefer zeigte die geringe Engstandssituation einen Wert von 4,1mm, der moderate den Wert 7,1mm und die ausgeprägte Form hatte den Wert 9,3mm. Im Unterkiefer waren die genauen Werte wie folgt verteilt, die geringe Engstandsform zeigte den Wert 3,6mm, die moderate den Wert 6,8mm und die ausgeprägte Form den Wert 8,7mm.

Demnach wurden zur Durchführung der Messung insgesamt sechs Modelle ausgewählt, einen je Kiefer für jede der drei Engstandsausprägungen.



Abb. 10: Ausgewählte Modelle für den Ober- und Unterkiefer, die von links nach rechts die geringe, die mittlere und die starke Ausprägung von Engständen darstellen

4.2. Modelle und Brackets

Die ausgesuchten Gipsmodelle wurden mittels der in der Kieferorthopädie üblichen Streutechnik in Kunststoffmodelle überführt, die nur noch den Zahnkranz und ca. 2-3mm der Gingiva zeigten.

Zur Herstellung von Sägemodellen wurden die Zahnkränze auf Accu-Tracs¹ aufgebracht. Diese Kunststoffsockel mit Magneteinsatz dienen zur exakten Positionierung im Artikulator im Sinne der Splitcastmethode. Außerdem war durch die gute Verzahnung zwischen Modell und Sockel eine genaue Repositionierung des Modells gewährleistet. Bei der Montage der Modelle wurde eine Ausrichtung der Okklusionsebene parallel zum Splitcastboden beachtet.

¹ Coltene/Whaledent, New Jersey

Anschließend wurden Sägemodelle hergestellt, sodass jeweils vom zweiten Prämolare der einen Seite bis zum zweiten Prämolare der anderen Seite alle Zähne als Einzelzähne aus dem Modell entfernbar waren. Dies bedeutet, dass pro Modell 11 Sägeschnitte erforderlich wurden.

Nun wurden alle Zähne, d.h. alle Einzelzähne einschließlich der ersten Molaren, mit Brackets² der Straightwire Technik mit 0.018“ Slothöhe beklebt.

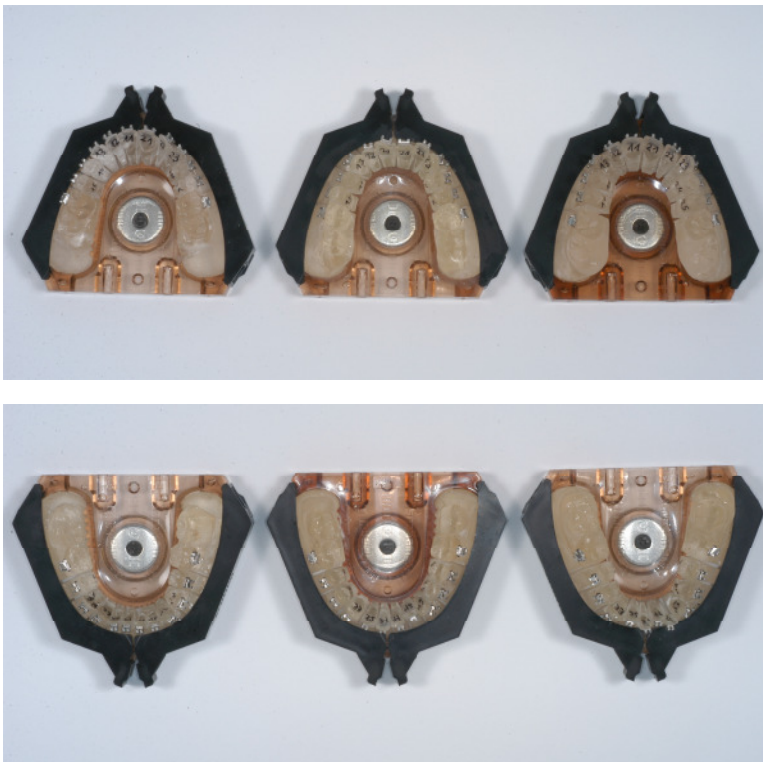


Abb. 11: Fertige Sägemodelle im Ober- und Unterkiefer mit Multibracketapparatur beklebt

4.3 Bögen

Zahlreiche Firmen haben für diese Studie Bögen zur Verfügung gestellt, die zur Nivellierung empfohlen werden. Um die Anzahl der zu vermessenden Bögen in einer angemessenen Größe zu halten, wurde eine sinnvolle Auswahl der Bögen vorgenommen, sodass nur Bögen aus Nickel-Titan verwendet wurden bzw. Stahlbögen nur als mehrfach verseilte Bögen zur Vermessung kamen.

² Ormco, Diamond, Rothtechnik 0.018“



Abb. 12: Zusammenstellung aller vermessenen Bögen

Insgesamt wurden 43 unterschiedliche Bögen in verschiedenen Dimensionen vermessen.

In den folgenden Tabellen sind die Bögen aufgelistet, die in dieser Studie vermessen wurden. Es sind die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, sowie jene mit dem Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und alle verseilten Bögen jeweils in einer Tabelle zusammengefasst:

Tabelle 1: Bögen aus Nickel-Titan der Dimension 0.010“ und 0.012“

Bogenbezeichnung	Dimension	Abkürzung
Highland Metals, Superelastic, Regular force	0.010“	HIG NiTi SE 10
American Orthodontics, Ni-Ti, Natural-Bogenform II	0.012“	AMO NiTi 12
Dentaaurum, Rematitan Lite, Idealbogen, superelastisch	0.012“	DNT NiTi SE 12
Dentaaurum, Tensic, thermoelastisch	0.012“	DNT NiTi Tensic 12
Forestadent, Titanol-Superelastic	0.012“	FOR NiTi SE 12
Forestadent, Biostarter Straight-arch	0.012“	FOR Biostarter 12
Ormco, Damon SL, Align SE200	0.012“	ORM NiTi SE 12
Smile dental, Thermalloy, True Form	0.012“	SMI NiTi HA 12
Smile dental, Nickel-Titanium, True-Form “Martensitic”	0.012“	SMI NiTi SE 12
Smile dental, Nickel-Titanium, True-Form	0.012“	SMI NiTi 12
TP Orthodontics, Reflex wire	0.012“	TPC NiTi 12
TP Orthodontics, Reflex heat-activated, preformed archwire	0.012“	TPC NiTi HA 12

Tab. 2: Bögen aus Nickel-Titan der Dimension 0.013“ und 0.014“

Bogenbezeichnung	Dimension	Abkürzung
Ormco, Damon round, Copper NiTi	0.013“	ORM CuNiTi SE 13
Ormco, Damon SL, Align SE200	0.014“	ORM NiTi SE 14
Ormco, 27 Copper NiTi SM	0.014“	ORM CuNiTi 14
Ormco, NiTi, Broad arch	0.014“	ORM NiTi 14
3M Unitek, Nitinol SE OF III Ovoid	0.014“	3M NiTi SE OF III 14
3M Unitek, Nitinol CL OF III Ovoid	0.014“	3M NiTi Classic OF III 14
American Orthodontics, NiTi Draht, Natural-Bogen-Form II, High Force	0.014“	AMO NiTi HF 14
American Orthodontics, hitzeaktivierter NiTi Draht, Natural Bogen Form I	0.014“	AMO NiTi HA 14
American Orthodontics, NiTi Draht, Natural Bogen Form	0.014“	AMO NiTi 14
Dentaurum, Rematitan Lite, Idealbogen, superelastisch	0.014“	DNT NiTi SE 14
Dentaurum, Tensic, thermoelastisch	0.014“	DNT NiTi Tensic 14
Forestadent, Biostarter Straightarch	0.014“	FOR Biostarter 14
Forestadent, Titanol-Martensitic	0.014“	FOR Titanol Martensitic14
GAC, Sentalloy	0.014“	GAC Sentalloy 14
Rocky Mountain Orthodontics, Orthonol, Natural Arch	0.014“	RMO NiTi 14
Rocky Mountain Orthodontics, Thermalloy, Natural Shape Form	0.014“	RMO NiTi SE 14
Smile dental, Thermalloy, True-Form	0.014“	SMI NiTi HA 14
Smile dental, Nickel-Titanium, True-Form, “Martensitic”	0.014“	SMI NiTi SE 14
Smile dental, Nickel-Titanium, True-Form	0.014“	SMI NiTi 14
TP Orthodontics, Reflex wire	0.014“	TPC NiTi 14
TPC Orthodontics, Reflex heat-activated, preformed archwire	0.014“	TPC NiTi HA 14

Tab. 3: Verseilte Bögen

Bogenbezeichnung	Material	Dimension	Abkürzung
American Orthodontics, Co-Ax, Natural-Bogen I	Stahl	0.015"	AMO TF 6 SS 15
Dentaurum, Dentaiflex, Ideal-Bogenform	Stahl	0.015"	DNT TF 6 SS 15
Dentaurum, Noninium, nickelfrei	Stahl	0.015"	DNT TF 6 Noninium 15
Ormco, Respond, Arch blank	Stahl	0.015"	ORM TF SS 15
3m Unitek, Coaxial OF II Squared	Stahl	0.0155"	3M TF Coax OF II 155
Rocky Mountain Orthodontics, Supraflex	Stahl	0.0155"	RMO TF 6 SS 155
Smile dental, 6-fach Flex, True-Form	Stahl	0.0155"	SMI TF 6 SS 155
Forestadent, Forestaflex	Stahl	0.016"	FOR TF 6 SS 16
TP Orthodontics, Co-Ax wire, straight arch form	Stahl	0.016"	TPC TF Coax SS 16
Speed, Supercable	Nickel-Titan	0.016"	SPD Supercable 16

4.4. Kraft-Moment-Sensor

Der Kraft-Moment-Sensor³ erfasst Kräfte und Drehmomente in allen drei Raumebenen gleichzeitig. Er ist monolithisch aus drei symmetrischen Achsen im Winkel von 120° aufgebaut. Sechs Halbleiter-Dehnungsmessstreifen sind je paarweise einer Achse zugeordnet, sie sind zu einer Messbrücke verschaltet und sind in der Lage, Verformungen im Mikrometerbereich zu erfassen, welche eine Widerstandsänderung in den Dehnungstreifen hervorruft. Diese verhält sich wie folgt:

$$R = S_a * R_0 * E$$

R = Widerstand des Dehnungsmessstreifens

S_a = Verstärkungskonstante des Dehnungsmessstreifens

R₀ = Widerstand des Dehnungsmessstreifens unbelastet

E = Einwirkende Dehnung auf den Dehnungsmessstreifen

[73]

³ Schunk GmbH & Co. KG, Lauffen/Neckar Type FTS Nano 12 (1993)

Die Signalübertragung erfolgte über eine separate Verstärkerbox, welche aus einem Signalverstärker und einem Multiplexer bestand, zur Auswerteeinheit. Die gemessenen Widerstandsänderungen der Dehnungstreifen wurden in der Auswerteeinheit anhand der Kalibrationsmatrix in die drei Kraftkomponenten $F(x)$, $F(y)$ und $F(z)$ und die drei Drehmomentkomponenten $M(x)$, $M(y)$ und $M(z)$ umgerechnet. Der Gesamtfehler des Messsystems lag unter 2% [63].

Ziel der Messung war es, das Kraftsystem am Bracket zu vermessen. Um dieses zu erhalten, wurde vor der Messung der Sensor-Bracket-Abstand in eine Transformationsmatrix eingegeben, sodass das gemessene Kraftsystem die Kräfte und Drehmomente am Bracket wiedergab.

Zur tabellarischen sowie zur grafischen Darstellung der Messwerte im Balkendiagramm wurde das Programm RMSBiomech (**R**obotic **M**easurement **S**ystem) herangezogen.

Der Sensor war auf eine Grundplatte aufgeschraubt, welche einen Einbau in den Messaufbau erlaubte. Zusätzlich war dem Sensor auf der gegenüberliegenden Seite ein Gewinde aufgesetzt, das das Aufschrauben eines Trägers ermöglichte.

4.5 Versuchsaufbau

4.5.1 Sensorpositionierung

Zwei zueinander parallele Plexiglasplatten wurden über vier lange Gewindestangen miteinander fixiert, hierbei wurden die Platten mit Hilfe von Muttern in ihrer Position gehalten. Auf der einen Platte wurde der Kraft-Moment-Sensor randständig befestigt, während die zweite Platte in dieser Höhe eine Aussparung aufwies, welche etwa dem Sensordurchmesser entsprach. Auf dieser zweiten Platte wurde das Accu-Trac so platziert, dass jeweils der zu vermessende Zahn oberhalb des Sensors zu liegen kam. Die Fixierung erfolgte zunächst über den in der Platte eingelassenen Magneten und wurde anschließend zusätzlich über zwei Klemmen verstärkt.

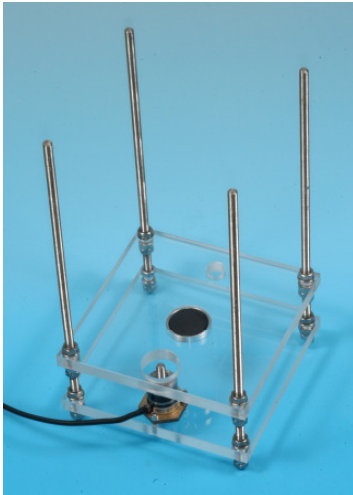


Abb. 13: Sockel des Messaufbaus

Der zu vermessende Zahn wurde nun aus dem Modell entfernt und durch einen, auf einem Träger befindliche Zahnkrone ersetzt, der sich auf die Gewindestange des Sensors aufschrauben ließ. Der auf dem Träger fixierte Zahn war zuvor genau in der Sensorlängsachse ausgerichtet und exakt in die entsprechende Zahnposition gesetzt worden. Anschließend wurde ein Bracket in der gleichen Position wie auf dem zu ersetzenden Zahn aufgeklebt.

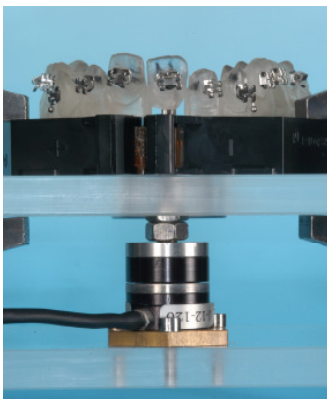


Abb. 14: Sensor mit aufgeschraubtem Träger eingesetzt in das Splitcastmodell

Die Okklusionsebene diente der Ausrichtung des Sensors im Raum und stellte die Bezugsebene des Koordinatensystems dar. Die Achsen waren wie folgt festgelegt:

$F(x)$	mesio-distale Kraft
$F(y)$	vestibulo-linguale Kraft
$F(z)$	vertikale Kraft
$M(x)$	Drehmoment um die mesio-distale Achse
$M(y)$	Drehmoment um die vestibulo-linguale Achse
$M(z)$	Drehmoment um die vertikale Achse

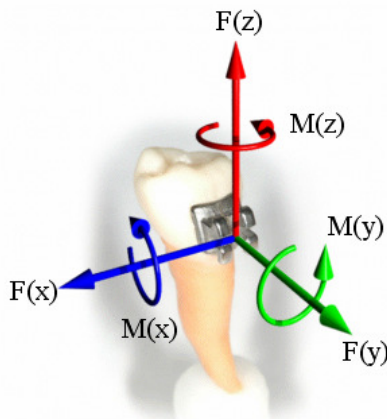


Abb. 15: Darstellung der 3-dimensionalen Kraft- und Drehmomentmessung
[nach Drescher]

Die Vorzeichen verhielten sich wie folgt:

Bei $F(x)$ hatte die mesiale Richtung, bei $F(y)$ die vestibuläre und bei $F(z)$ die nach oben gerichtete Kraft ein positives Vorzeichen. Die Drehmomente, die rechts herum laufen, waren ebenfalls mit einem positiven Wert gekennzeichnet. Die entsprechend entgegengesetzten Richtungen erhielten ein negatives Vorzeichen.

4.5.2 Wasserbad

Die Gewindestangen dienten dazu, den ganzen Aufbau um 180° gedreht in ein Wasserbad stellen zu können. Die Länge der Beine war so eingestellt, dass ein komplettes Eintauchen des Zahnbogens in das Wasser gewährleistet werden konnte. Das Wasser wurde über eine thermostatisch geregelte Heizung konstant auf einer Wassertemperatur von $37,1^\circ\text{Celsius}$

gehalten und ermöglichte hiermit Messungen bei Mundtemperatur. Dies war von besonderer Bedeutung bei der Vermessung von Nickel-Titan-Bögen.



Abb. 16: Versuchsaufbau stehend im Wasserbad bei 37,1°Celsius

4.6 Messprotokoll

Insgesamt sind die Kraftsysteme an 30 Zähnen je im Ober- und Unterkiefer verursacht durch 43 verschiedene Nivellierungsbögen zu vermessen.

Der Messablauf wurde bei jeder Einzelmessung nach dem gleichen Ablauf durchgeführt. Zunächst wurde ein zu vermessender Zahn auf den Sensor aufgeschraubt und das entsprechende Accu-Trac, aus dem zuvor dieser Zahn entfernt worden ist, darauf fixiert. Dann wurde der Sensor kalibriert. Dies erfolge in der Stellung auf dem Kopf, wie später der Aufbau im Wasserbad zu stehen kam. Nun wurde ein Bogen mit Alastics⁴ komplett einligiert und in das Bad gestellt, sodass der gesamte Zahnkranz im Wasser eintauchte. Die Wassertemperatur war dabei konstant auf ca. 37,1°Celsius, man wartete ca. 60 Sekunden bis der Bogen die neue Umgebungstemperatur angenommen hatte. Nun erfolgte die Messung mit dem Programm RMSBiomech, welches so eingestellt war, dass es zehn Einzelmessungen durchführte und dann daraus den arithmetischen Mittelwert bildete. Anschließend wurden die Messdaten in Dateien gespeichert.

⁴ smile dental, Düsseldorf

4.7 Statistik

Zur statistischen Auswertung der Daten wurde das Statistikprogramm SPSS⁵ herangezogen. Es wurden Mittelwerte jeweils bezogen auf die verschiedenen Engstandsausprägungen und die verschiedenen Bögen errechnet. Im zweiten Schritt wurden die Mittelwerte auf signifikante Unterschiede untereinander überprüft.

Um diese Tests durchführen zu können, wurde zunächst der Komolgorov-Smirnov-Test angewandt, um festzustellen, ob sich die Ergebnisse der Gaußschen Normalverteilung folgend verhalten. Da dies nicht der Fall war und eine Stichprobe zweier von einander unabhängiger Variablen vorlag, wurde zum statistischen Vergleich der Mittelwerte der nicht parametrische Mann-Whitney-Test angewandt.

⁵ SPSS Software, München

5. Ergebnisse

Die Messungen wurden an verschiedenen Engstandssituationen mit verschiedensten Nivellierungsbögen durchgeführt. Aus diesem Grund wird die Auswertung der Messergebnisse in zwei von einander getrennten Teilen behandelt.

Zunächst einmal werden die Ergebnisse auf die Engstandssituationen und die beiden Kiefer bezogen ausgewertet. Hier finden die verwendeten Bögen noch keine Relevanz. Im zweiten Teil wird auf die verschiedenen Nivellierungsbögen eingegangen.

Die Messwerte werden nur in ihren absoluten Beträgen betrachtet. Die Richtung der Kraft ist bei dieser Betrachtung nicht relevant, da allein die Kraftgröße ausgewertet wird, der die Zähne in der Nivellierungsphase ausgesetzt sind.

5.1 Auswertung der Engstandssituationen

Zunächst erfolgt eine deskriptive Auswertung aller gemessenen Daten für den Ober- und den Unterkiefer getrennt, um einen Gesamteindruck der Messwerte zu erhalten. Hier werden die Minimal- und Maximalwerte, sowie die Mittelwerte und die Standardabweichungen aller Messwerte, d.h. der mesio-distalen Kraft $F(x)$, der oro-vestibulären Kraft $F(y)$ und der vertikalen Kraft $F(z)$, sowie der Drehmomente um die entsprechenden Achsen, aufgeführt.

Deskriptive Statistik der Ergebnisse im Oberkiefer

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
$F(x)$ [N]	,00	2,08	,39	,32
$F(y)$ [N]	,00	3,58	,26	,28
$F(z)$ [N]	,00	3,40	,80	,59
$M(x)$ [Nmm]	,01	44,64	6,37	6,50
$M(y)$ [Nmm]	,01	77,96	6,59	8,53
$M(z)$ [Nmm]	,00	10,10	2,09	1,68

N = 1290

Tab. 4: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Kraftgrößen im Oberkiefer

Deskriptive Statistik der Ergebnisse im Unterkiefer

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
F(x) [N]	,00	3,27	,66	,51
F(y) [N]	,00	1,86	,22	,22
F(z) [N]	,00	4,00	,61	,49
M(x) [Nmm]	,00	65,14	3,13	5,99
M(y) [Nmm]	,00	57,38	1,76	4,52
M(z) [Nmm]	,01	10,33	2,26	1,61

N = 1288

Tab. 5: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Kraftgrößen im Unterkiefer

Bei allen Einzelmesswerten der Kraftgrößen schwankten die Werte zwischen Null Newton und Maximalwerten von bis 4 Newton. Die Streubreite der Ergebnisse war sehr hoch, auch zeigten sich etliche Ausreißer.

Ähnlich sah es bei den Drehmomenten aus, welche geringe Mittelwerte zeigten, jedoch eine große Streuung mit Ausreißern aufwiesen. Für alle Messwerte galt jedoch, dass aufgrund der großen Streuung die Standardabweichung relativ hoch ausfiel. Die maximalen Ausreißer zeigten Werte bis 77 Newtonmillimeter auf.

Nun erfolgt eine Betrachtung der Messwerte aufgeschlüsselt nach den einzelnen Messgrößen.

In den folgenden Tabellen sind die Werte nach den Messparametern sortiert jeweils für den Ober- und den Unterkiefer sowie nach den Engstandsausprägungen getrennt angegeben. In den einzelnen Tabellen sind jeweils die Minimal- und Maximalwerte für die Einzelkräfte und Drehmomente dargestellt, sowie jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet.

Die jeweils darauffolgenden Tabellen geben den statistischen Vergleich der Mittelwerte zwischen den Engständen innerhalb eines Kiefer wieder.

Der Übersichtlichkeit halber sind die Werte für die mesio-distale mit den Werten der vestibulo-lingualen Kraftgrößen im Folgenden zusammengelegt worden, da für diese

Betrachtung keine genauere Krafrichtungsangabe notwendig ist. Die Bezeichnung für diesen Wert lautet im Folgenden F(horizontal).

Deskriptive Statistik der Kraft F(horizontal)					
F(x,y)	Ausprägung des Engstands	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oberkiefer	gering	,02	2,08	,41	,25
	mittel	,00	0,81	,26	,16
	stark	,02	1,58	,30	,23
Unterkiefer	gering	,02	1,29	,41	,23
	mittel	,01	1,26	,40	,24
	stark	,02	2,05	,51	,36

N = 430

Tab. 6: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Kräfte F(horizontal) im Ober- und Unterkiefer bei den drei Engstandsausprägungen

Im Oberkiefer zeigte die geringe Engstandssituation die größten Maximalwerte für F(horizontal). Im Unterkiefer zeigten sich nur geringfügige Unterschiede zwischen den Maximalwerten der geringen und der mittleren Engstandssituation.

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(horizontal)								
OK	gering	mittel	stark		UK	gering	mittel	stark
gering		* * *	* * *		gering		ns	* *
mittel	* * *		ns		mittel	ns		* * *
stark	* * *	ns			stark	* *	* * *	

Tab. 7: Vergleich der Mittelwerte für F(horizontal) für alle drei Engstandssituationen innerhalb der beiden Kiefer (* = signifikant [$p \leq 0,05$]; * * = hochsignifikant [$p \leq 0,01$]; * * * = höchstsignifikant [$p \leq 0,001$]; ns = nicht signifikant)

Im Vergleich der Mittelwerte miteinander zeigten 2/3 der Fälle statistisch hoch- bzw. höchstsignifikante Unterschiede auf.

Deskriptive Statistik der Kraft F(z)					
F(z) [N]	Ausprägung des Engstands	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oberkiefer	gering	,00	3,40	,86	,69
	mittel	,01	2,48	,67	,46
	stark	,01	3,23	,86	,57
Unterkiefer	gering	,01	1,97	,65	,45
	mittel	,00	2,00	,40	,35
	stark	,05	4,00	,78	,58

N = 430

Tab. 8: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Kräfte F(z) im Ober- und Unterkiefer bei den drei Engstandsausprägungen

Die Maximalwerte für F(z) fielen deutlich höher aus als die Werte für F(horizontal). Auch hier waren die Maxima im Oberkiefer bei der geringen Engstandssituation am größten. Die Mittelwerte waren durchweg moderat.

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z)

OK	gering	mittel	stark		UK	gering	mittel	stark
gering		* *	ns		gering		* * *	* *
mittel	* *		* * *		mittel	* * *		* * *
stark	ns	* * *			stark	* *	* * *	

Abb. 9: Vergleich der Mittelwerte für F(z) für alle drei Engstandssituationen innerhalb der beiden Kiefer (* = signifikant; * * = hochsignifikant; * * * = höchstsignifikant; ns = nicht signifikant)

Ausgenommen der Vergleich der Mittelwerte der geringen mit der starken Engstandsausprägung im Oberkiefer zeigten alle anderen Vergleiche statistisch hoch- bzw. höchstsignifikante Unterschiede auf.

Deskriptive Statistik der Drehmomente M(x)

M(x) [Nmm]	Ausprägung des Engstands	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oberkiefer	gering	,07	22,58	4,73	3,66
	mittel	,01	40,59	6,07	6,51
	stark	,03	44,64	8,31	8,03
Unterkiefer	gering	,01	8,07	1,92	1,64
	mittel	,00	12,03	2,20	2,27
	stark	,00	65,14	5,28	9,66

N = 430

Tab. 10: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Drehmomente M(x) im Ober- und Unterkiefer bei den drei Engstandsausprägungen

Die Drehmomentmaxima fielen in beiden Kiefern und für alle Engstandsausprägungen sehr hoch aus, wobei die Mittelwerte moderate Ergebnisse zeigten.

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x)

OK	gering	mittel	stark		UK	gering	mittel	stark
gering		ns	* * *		gering		ns	* * *
mittel	ns		* * *		mittel	ns		* * *
stark	* * *	* * *			stark	* * *	* * *	

Tab. 11: Vergleich der Mittelwerte für M(x) für alle drei Engstandssituationen innerhalb der beiden Kiefer (* = signifikant; * * = hochsignifikant; * * * = höchstsignifikant; ns = nicht signifikant)

Der Vergleich der geringen mit der mittleren Ausprägung des Engstandes zeigte sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer keine statistischen Unterschiede auf. Die anderen Engstandsausprägungen unterschieden sich in ihren Mittelwerten hingegen höchstsignifikant.

Deskriptive Statistik der Drehmomente M(y)

M(y) [Nmm]	Ausprägung des Engstands	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oberkiefer	gering	,01	21,10	1,98	1,96
	mittel	,01	40,36	5,73	7,21
	stark	,01	77,96	12,05	10,52
Unterkiefer	gering	,00	4,35	,89	,75
	mittel	,00	4,40	,92	,75
	stark	,00	57,38	3,47	7,48

N = 430

Tab. 12: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Drehmomente M(y) im Ober- und Unterkiefer bei den drei Engstandsausprägungen

Die Maximalwerte zeigten auffällig hohe Werte an. Die Mittelwerte fielen, bis auf den starken Engstand im Oberkiefer durchweg geringer aus als die Drehmomente M(x).

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y)

OK	gering	mittel	stark		UK	gering	mittel	stark
gering		* * *	* * *		gering		ns	* * *
mittel	* * *		* * *		mittel	ns		* * *
stark	* * *	* * *			stark	* * *	* * *	

Tab. 13: Vergleich der Mittelwerte für M(y) für alle drei Engstandssituationen innerhalb der beiden Kiefer (* = signifikant; * * = hochsignifikant; * * * = höchstsignifikant; ns = nicht signifikant)

Ausgenommen der Vergleich der Mittelwerte der geringen mit der mittleren Engstandsausprägung im Unterkiefer zeigten alle anderen Vergleiche statistisch höchstsignifikante Unterschiede.

Deskriptive Statistik der Drehmomente M(z)

M(z) [Nmm]	Ausprägung des Engstands	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Oberkiefer	gering	,01	10,10	1,61	1,68
	mittel	,01	9,56	2,19	1,76
	stark	,00	7,39	2,48	1,49
Unterkiefer	gering	,01	6,56	2,13	1,28
	mittel	,01	10,33	2,60	2,03
	stark	,02	7,61	2,04	1,36

N = 430

Tab. 14: Minima und Maxima, sowie die jeweiligen Mittelwerte und die Standardabweichungen für alle gemessenen Drehmomente M(z) im Ober- und Unterkiefer bei den drei Engstandsausprägungen

Die Maximalwerte sowie die Mittelwerte zeigten für beide Kiefer und alle Engstandssituationen ähnliche Werte auf. Insgesamt lagen die Werte dieses Drehmoments M(z) deutlich unterhalb der Werte der anderen beiden Engstände.

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z)

OK	gering	mittel	stark		UK	gering	mittel	stark
gering		* * *	* * *		gering		*	ns
mittel	* * *		* * *		mittel	*		* * *
stark	* * *	* * *			stark	ns	* * *	

Tab. 15: Vergleich der Mittelwerte für M(z) für alle drei Engstandssituationen innerhalb der beiden Kiefer (* = signifikant; * * = hochsignifikant; * * * = höchstsignifikant; ns = nicht signifikant)

Bei Betrachtung der Mittelwerte im Unterkiefer zeigte die geringe Engstandssituation im Vergleich mit der mittleren nur einen signifikanten Unterschied und im Vergleich mit der starken Ausprägung keinen signifikanten Unterschied auf. Im Oberkiefer unterschieden sich alle Ausprägungen höchstsignifikant.

5.2. Nivellierungsbögen

Im Folgenden werden die Messergebnisse für jede gemessene Kraftgröße einzeln in Tabellen dargestellt, welche geordnet nach den Engständen und im direkten Vergleich Ober- mit Unterkiefer aufgezeigt werden. Zur besseren Übersicht sind jeweils die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, sowie jene mit dem Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und alle verseilten Bögen jeweils in einer Grafik zusammengefasst, sodass die Bogenmenge in drei Hauptgruppen unterteilt werden kann.

Die Werte für die horizontalen Kraftgrößen $F(x)$ [mesio-distal] und $F(y)$ [vestibulo-lingual] sind auch hierbei zusammengefasst als $F(\text{horizontal})$, da die genaue Richtung der Krafteinwirkung unerheblich für die weitere Betrachtungsweise ist und allein der Betrag der Kraftgröße von Bedeutung ist.

5.2.1 Horizontale Kräfte $F(\text{horizontal})$

Im Folgenden sind die Tabellen für die horizontalen Kräfte zunächst für die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, dann die vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und zuletzt für die verseilten Bögen dargestellt.

Die Erläuterungen zu den Abkürzungen sind in Kapitel 4.3 den Tabellen 1 bis 3 zu entnehmen.

1. 0.010“ und 0.012“ Nickel-Titan Bögen

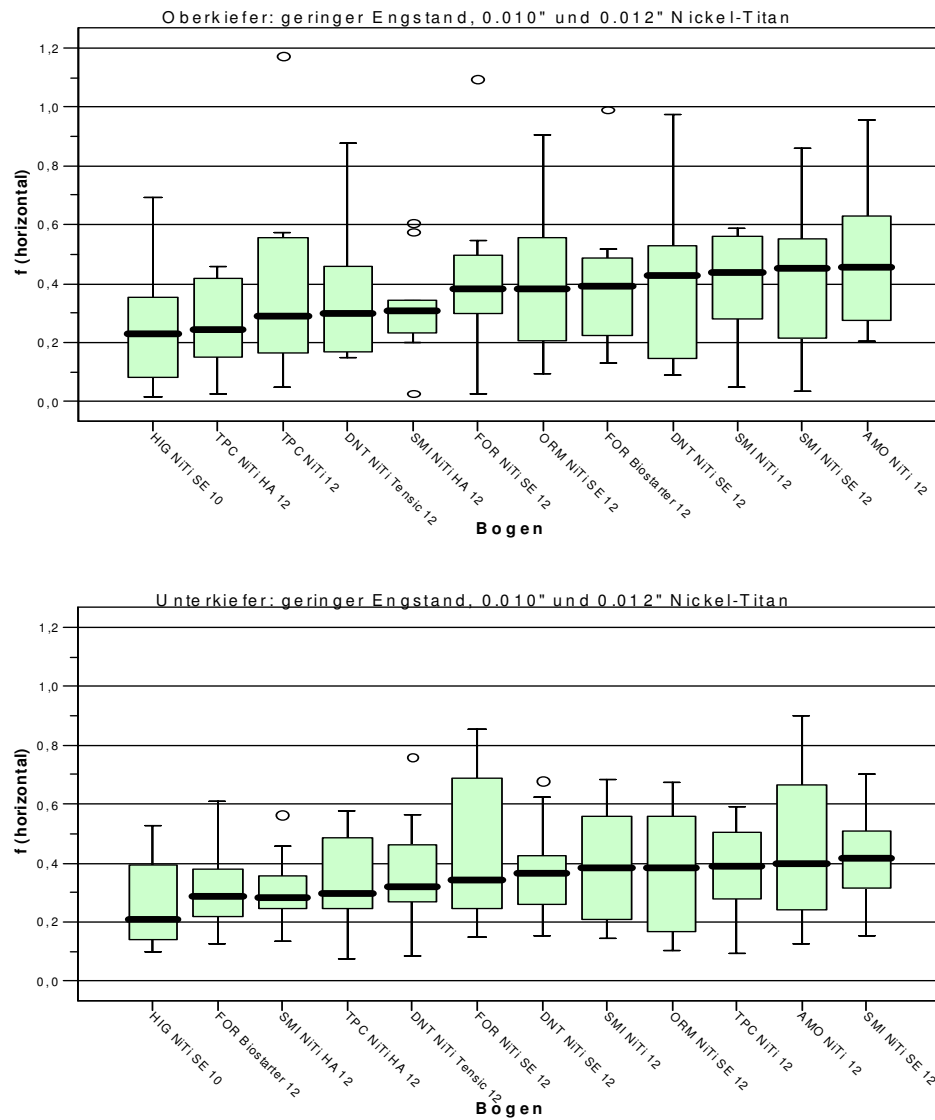


Abb. 17: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“

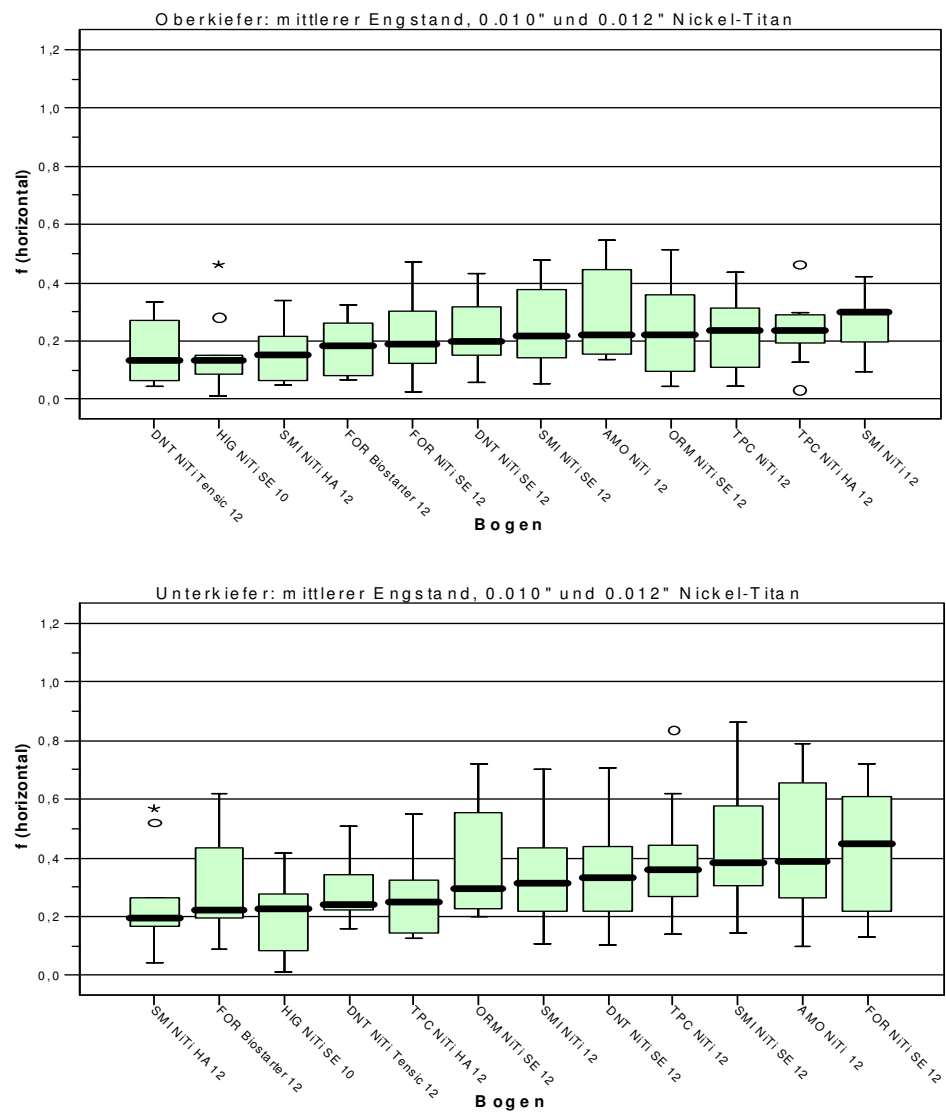


Abb. 18: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010" und 0.012"

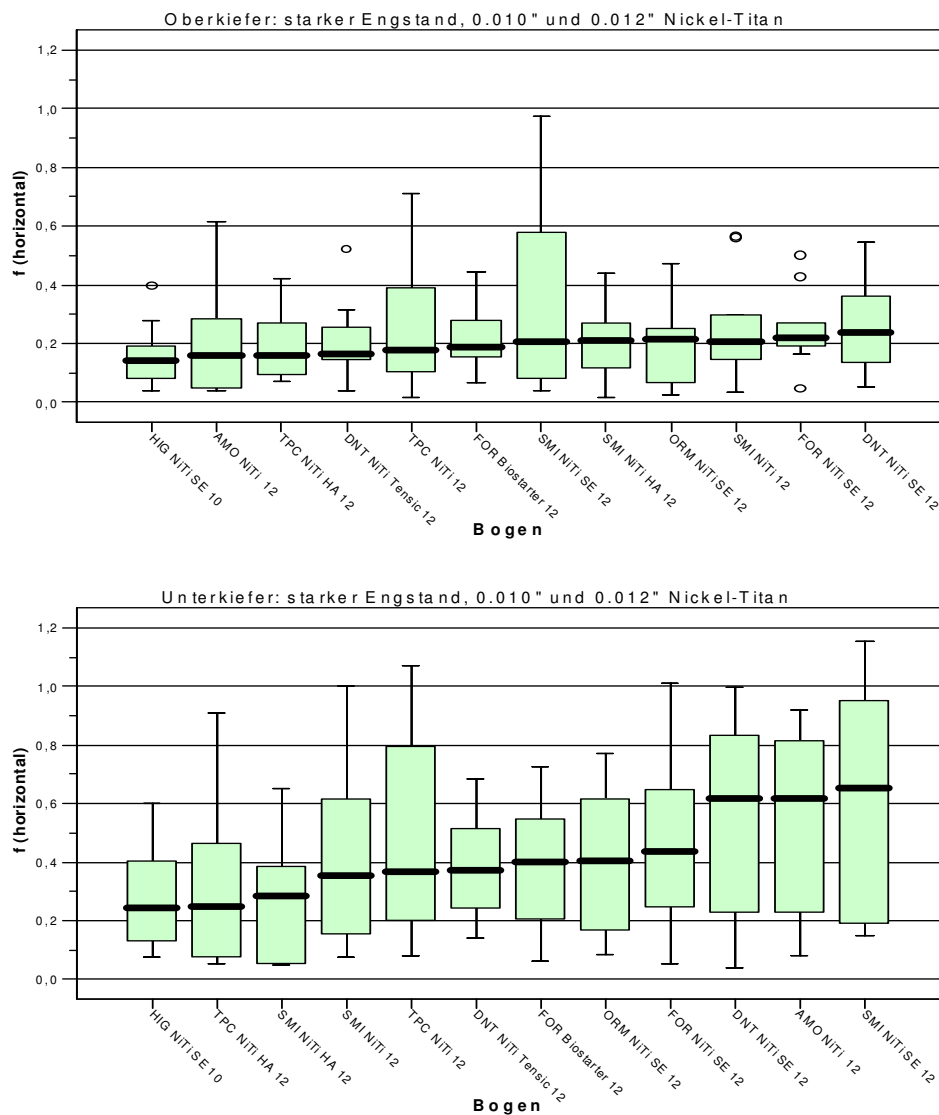


Abb. 19: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die Mittelwerte für die horizontalen Kräfte verursacht von 0.010“ und 0.012“ Nickel-Titan-Bögen bei allen Engständen zwischen 0,2 und 0,5 Newton lagen und damit den gewünschten Kraftgrößen entgegenkamen.

Die größte Streuung gab es bei dem starken Engstand im Unterkiefer.

Der Bogen mit dem kleinsten Durchmesser von Highland Metals zeigte durchweg die geringsten Messwerte bzw. gehörte immer zu den drei Bögen, die die kleinsten Kräfte aufwiesen.

Auffällig war, dass die Werte für den geringen Engstand im Ober- und Unterkiefer relativ hoch waren und sich nicht, wie erwartet, ausgeprägt von den Werten des starken Engstands unterschieden.

Bei Betrachtung der Bögen vom Durchmesser 0.012“ wies kein Bogen durchgängig die geringsten Werte auf, sodass kein Bogen besonders hervorzuheben war.

2. 0.013“ und 0.014“ Nickel-Titan Bögen

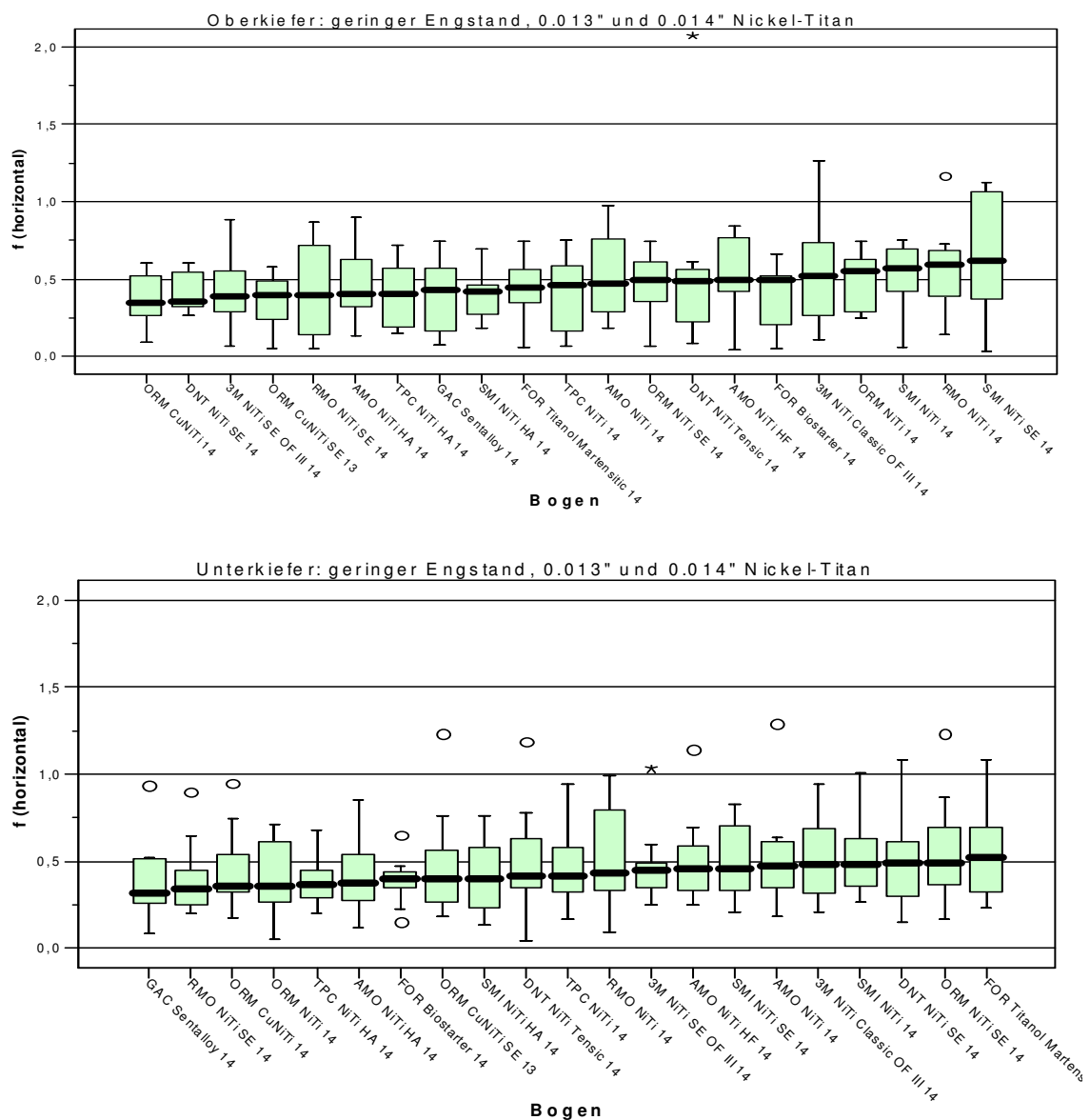


Abb. 20: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“

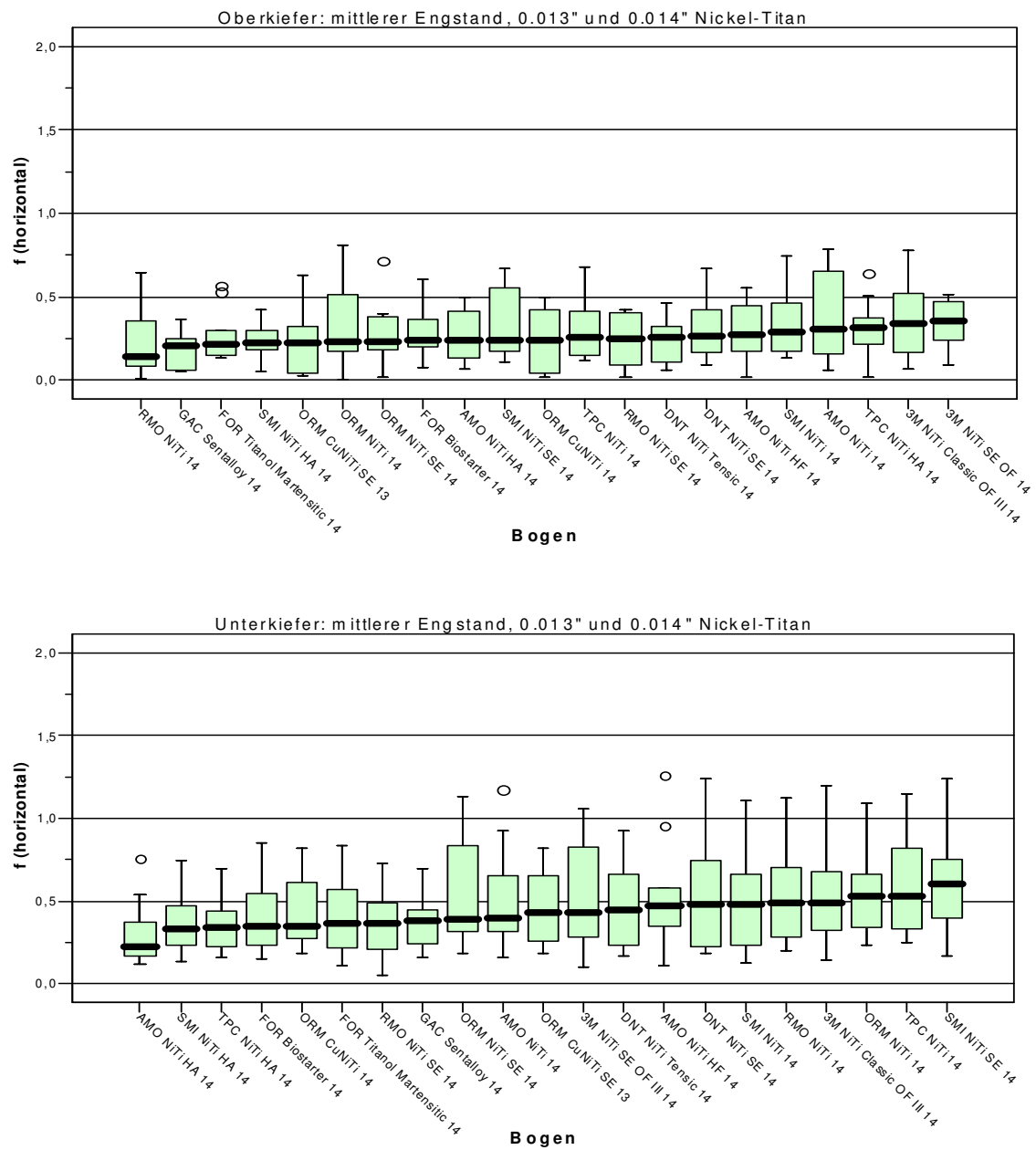


Abb. 21: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013" und 0.014"

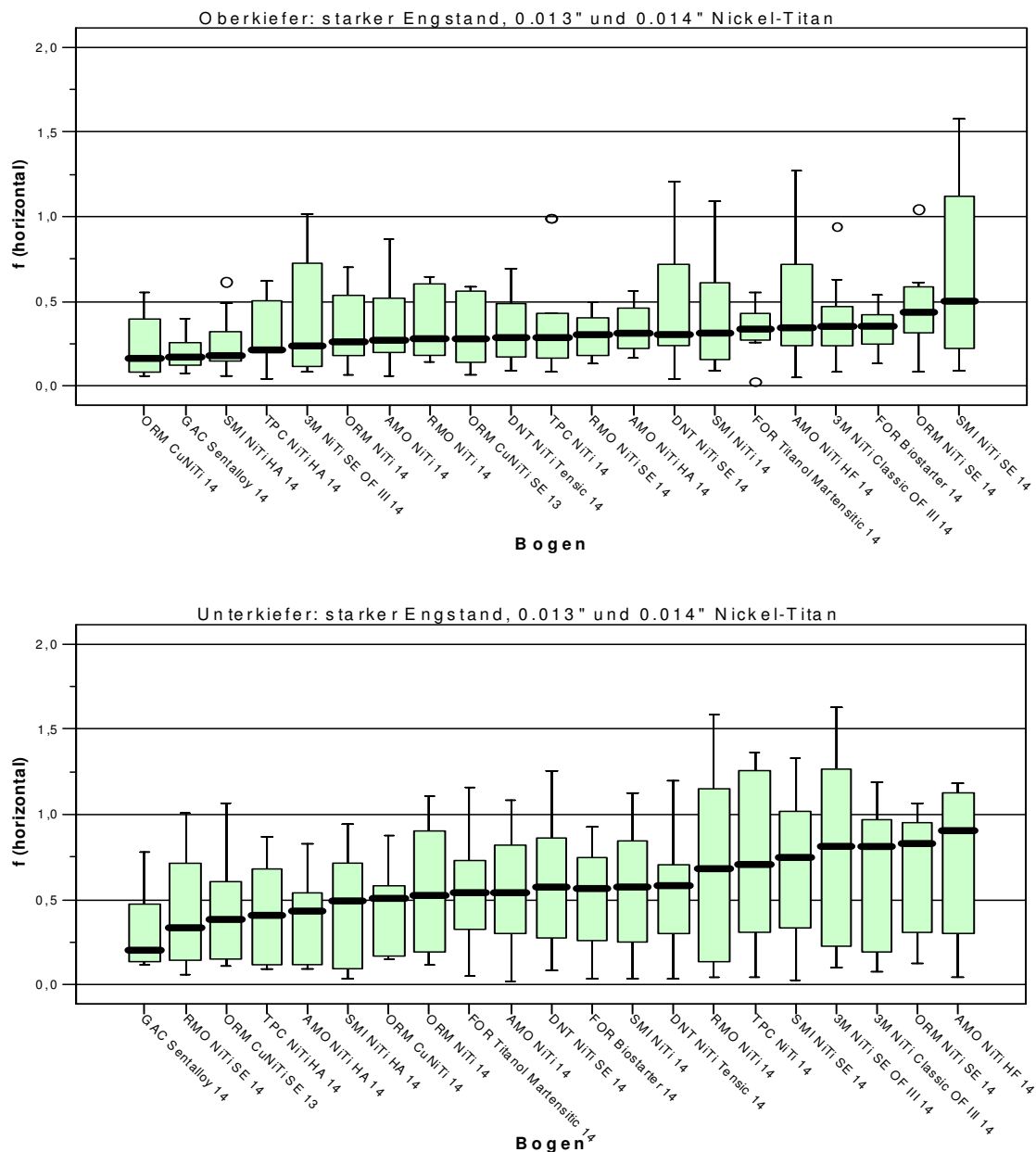


Abb. 22: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“

Die Mittelwerte des geringen Engstands lagen zwischen 0,3 und 0,6 Newton, wobei die Maximalwerte, bis auf den superelastischen Nickel-Titan von smile dental, den Wert 0,8 Newton nicht überschritten. Ähnlich sah die Verteilung beim mittleren Engstand aus.

Die Werte des starken Engstands im Unterkiefer unterschieden sich stark von denen der anderen Engstände. Die Mittelwerte lagen stärker gestreut um den Wert 0,5 Newton

herum, hatten insgesamt eine höhere Streuung und wesentlich höhere Maximalwerte, wobei einige Ausreißer weit über den Wert 1,5 Newton hinausgingen.

Insgesamt lagen die Mittelwerte der meisten Bögen bei allen Engständen nicht über 0,5 Newton, nur wenige Bögen zeigten größere Werte. Die größte Spannbreite an Messwerten gab es beim starken Engstand im Unterkiefer. Hier schnitt einzig der Sentalloy von GAC mit Werten von unter 0,5 Newton gut ab, auch bei den anderen Engständen zeigte sich dieser mit Maximalwerten unter bzw. geringfügig über 0,5 Newton.

Bei den Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“ zeichnete sich kein Bogen durchgängig durch besonders kleine Kräfte aus. Auch der vom Durchmesser kleinere 0.013“ Bogen bot trotz seines geringeren Durchmessers keine konstant geringeren Kräfte, wobei die Werte insgesamt jedoch relativ niedrig waren. Im Vergleich zu den Werten der 0.010“ und 0.012“ Bögen fielen die Mittelwerte durchweg höher aus und überstiegen in einem nicht unerheblichen Maße den Wert 1 Newton.

3. Verseilte Bögen

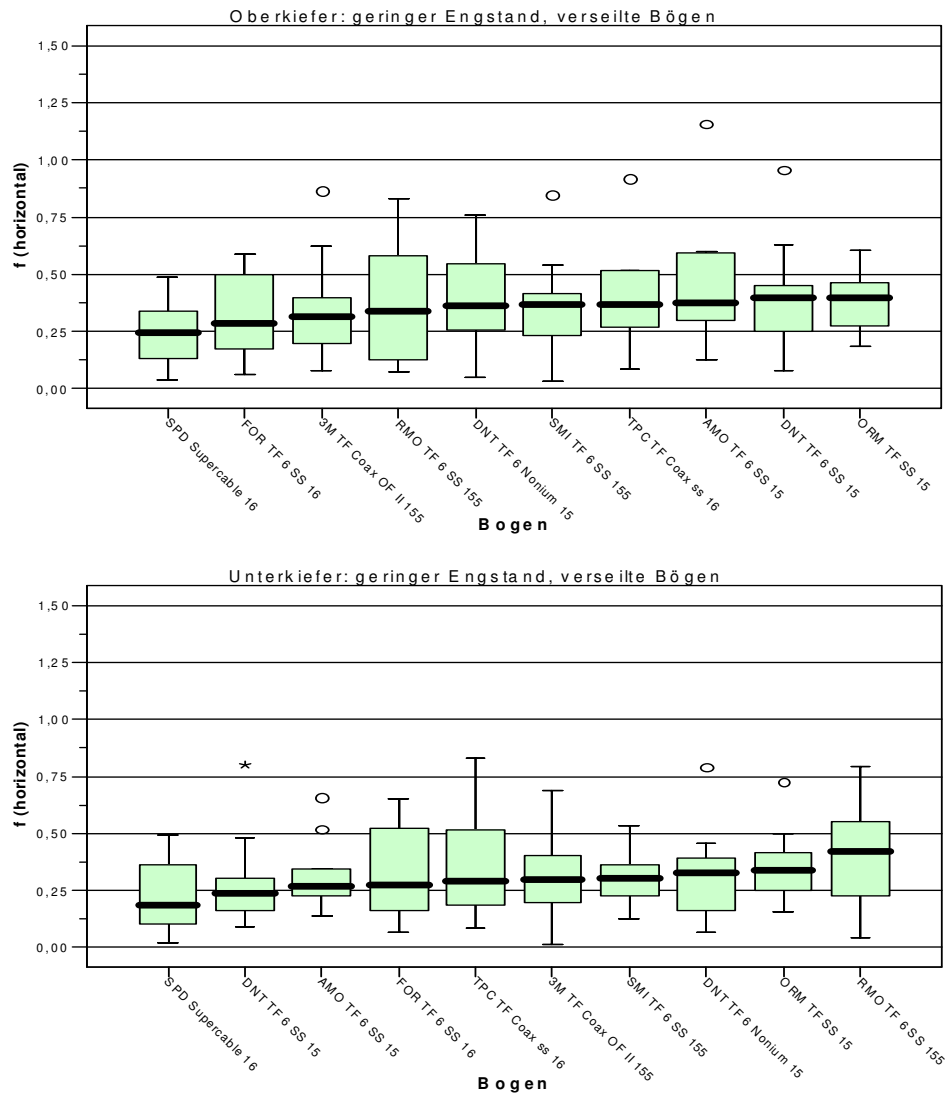


Abb. 22: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

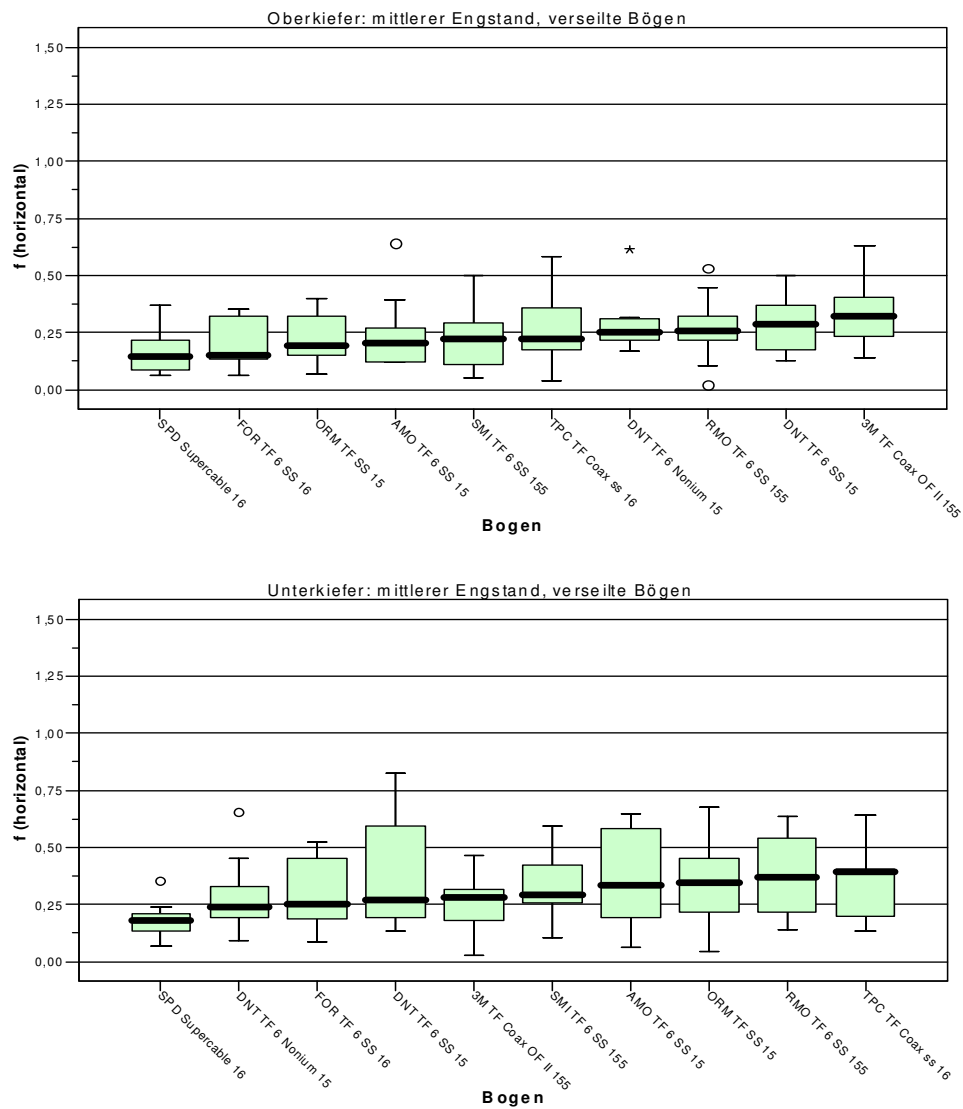


Abb. 23: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

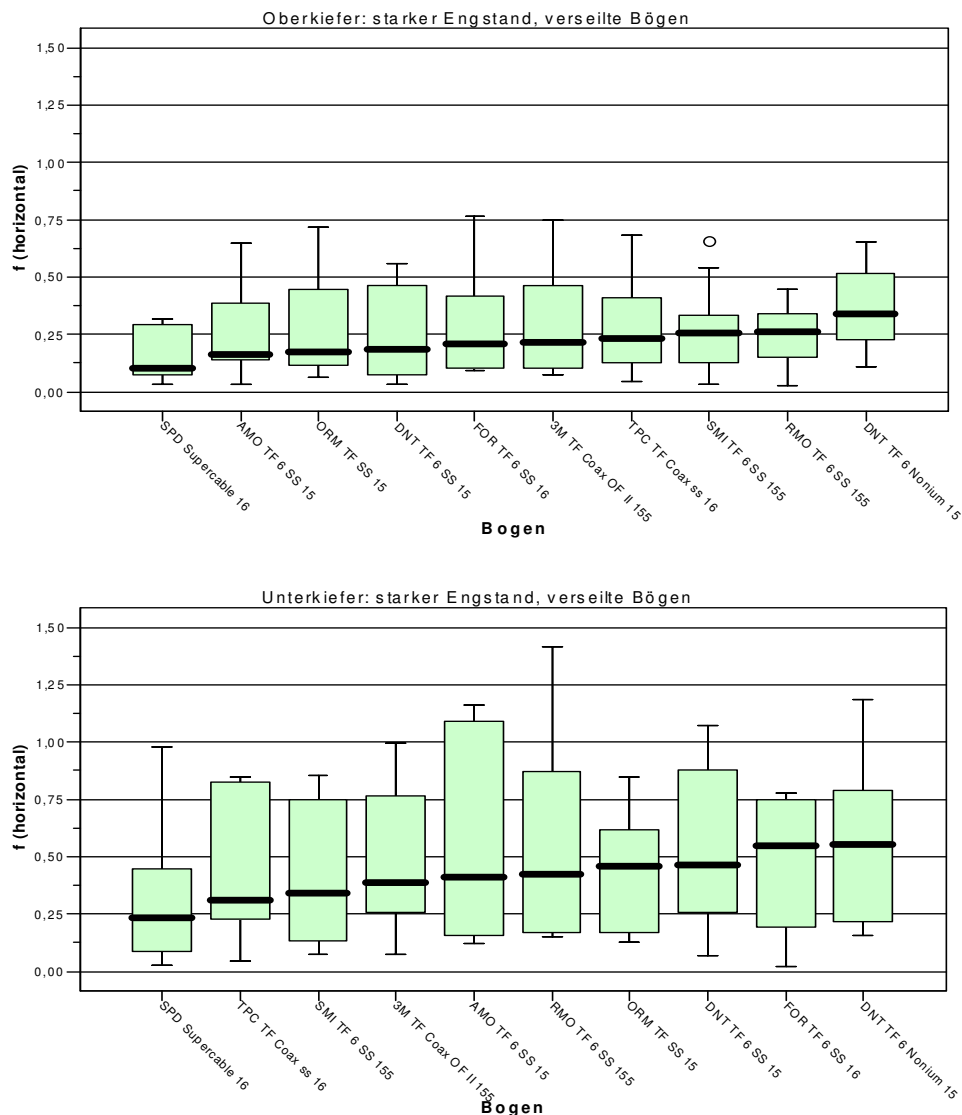


Abb. 24: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen horizontalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

Die Mittelwerte insgesamt bewegten sich in einem Bereich von 0,2 bis etwa 0,5 Newton. Einzig im starken Engstand im Unterkiefer zeigten zwei Bögen Mittelwerte oberhalb von 0,5 Newton (6-fach verseilter Stahl von Forestadent / Noninium 6-fach verseilter Draht von Dentaureum).

Das Supercable von Speed, der einzige verseilte Nickel-Titan-Bogen im Test, war durchweg der Bogen, der mit Abstand den geringsten Mittelwert aufwies, dieser bewegte sich in einem Bereich von etwa 0,2 Newton. Vergleichbar gering waren nur noch die Werte des 0.010“ Nickel-Titan-Bogens von Highland Metals.

Trotz der geringen Mittelwerte zeigten sich im starken Engstand im Unterkiefer große Maximalwerte mit Werten bis zu 1 Newton. Hier waren die Messwerte im Vergleich zu den anderen Engständen am größten.

5.2.2 Vertikale Kräfte $F(z)$

Im Folgenden sind die Tabellen für die vertikalen Kräfte zunächst für die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, dann die vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und zuletzt für die verseilten Bögen dargestellt.

1. 0.010“ und 0.012“ Nickel-Titan Bögen

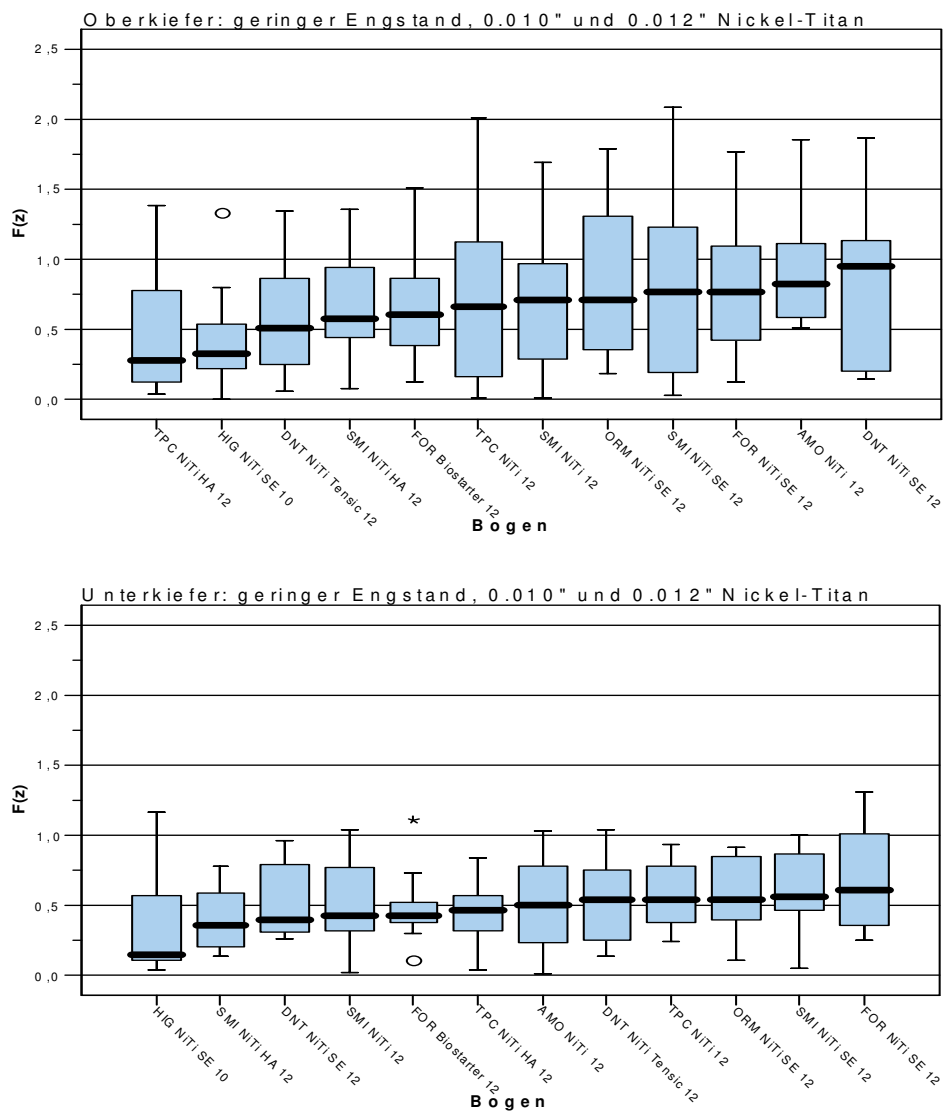


Abb. 25: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“

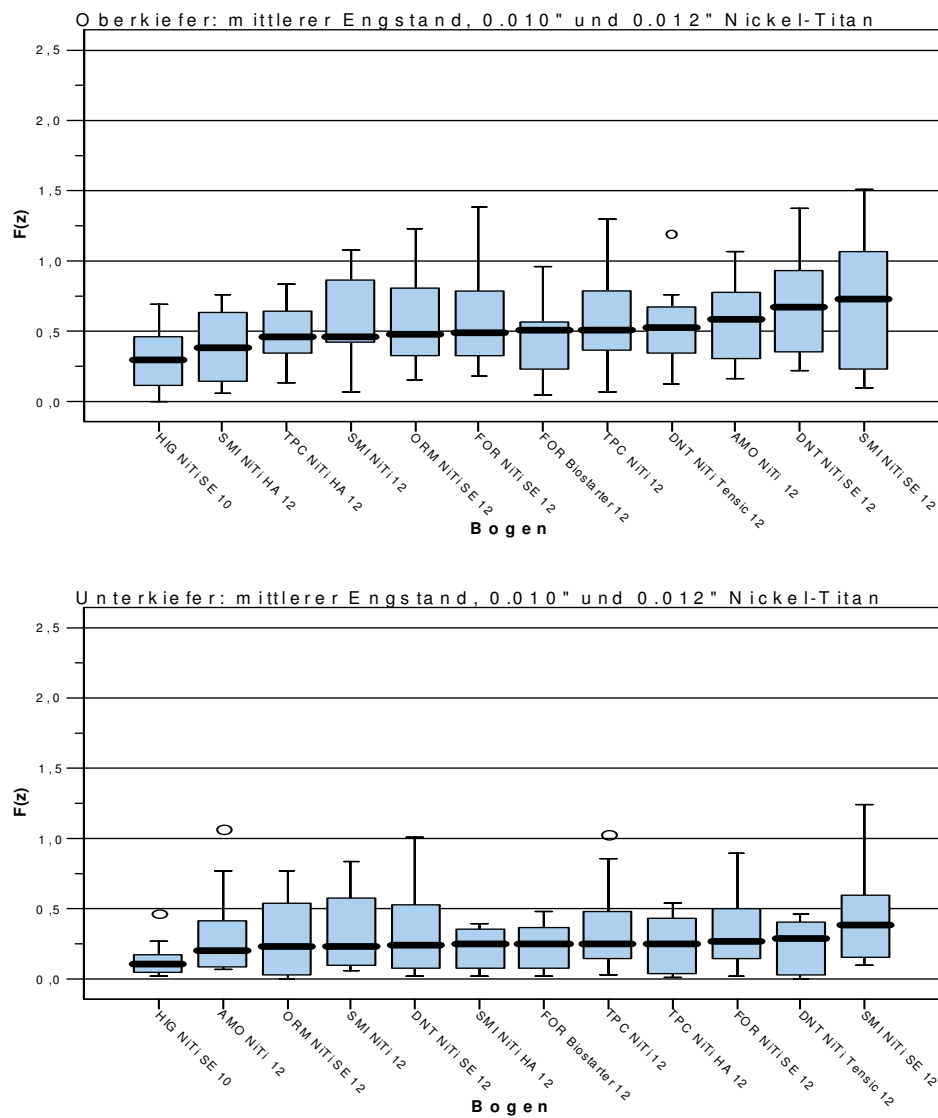


Abb. 26: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010" und 0.012"

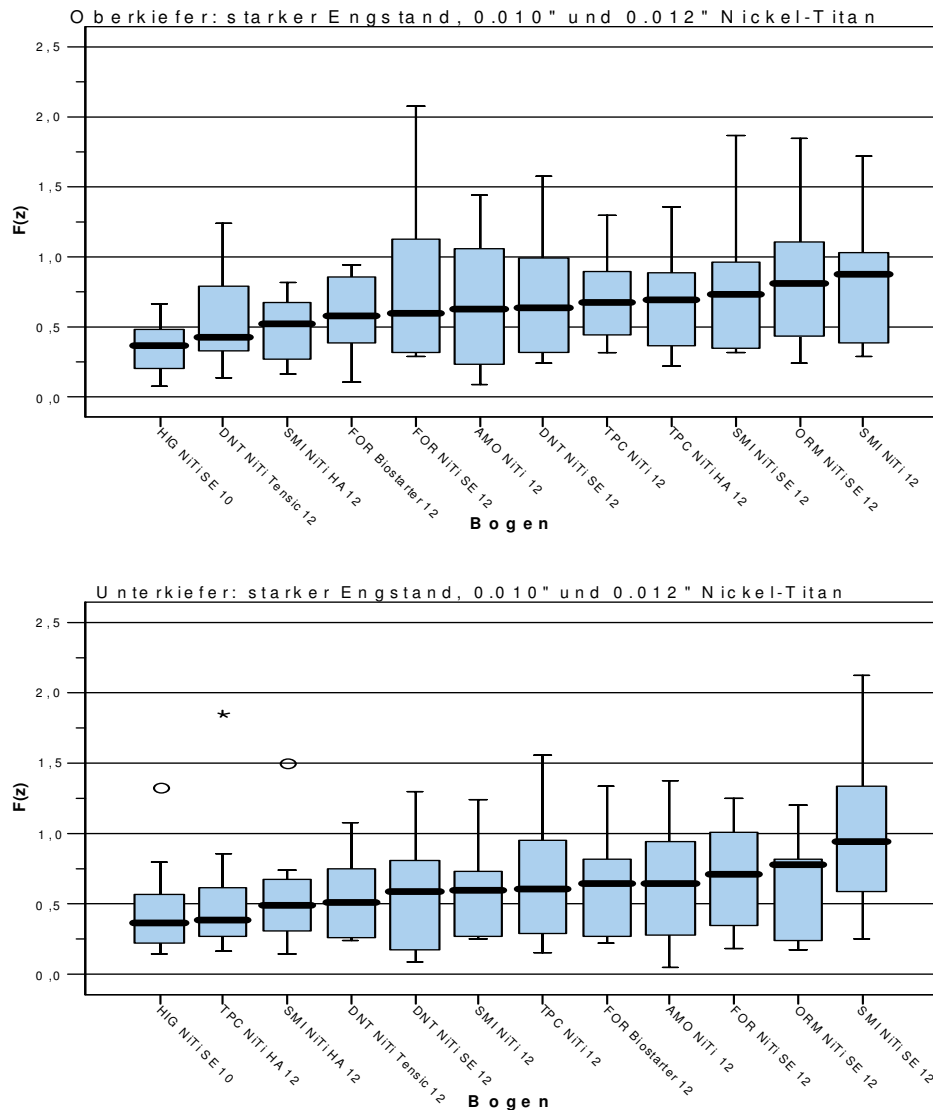


Abb. 27: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010" und 0.012"

Die Mittelwerte des geringen Engstands lagen um einen Wert von 0,25 bis 0,9 Newton herum, wobei die Maximalwerte teilweise deutlich über die 1 Newton Grenze hinausgingen. Hier zeigte sich eine große Streuung der Messwerte.

Im mittleren Engstand lagen die Mittelwerte um 0,3 bis 0,75 Newton im Oberkiefer verteilt, während im Unterkiefer die Werte mit 0,12 bis 0,37 Newton deutlich geringer waren.

Der dünnste Bogen von Highland Metalss zeigte, besonders im Unterkiefer, die geringsten Messwerte auf.

Die Mittelwerte im starken Engstand, lagen von 0,35 bis 0,9 Newton verteilt. Einige Bögen erreichten Maximalwerte von über 1 Newton. Wenige Ausreißer zeigten sogar Spitzenwerte

von über 2 Newton. Der Nickel-Titan Bogen von Highland Metals war auch hier der Bogen mit den kleinsten Messergebnissen.

Insgesamt ist festzuhalten, dass der dünnste Bogen im Test, der 0.010“ Nickel-Titan von Highland Metals, mit Abstand die kleinsten Messwerte aufwies.

2. 0.013“ und 0.014“ Nickel-Titan Bögen

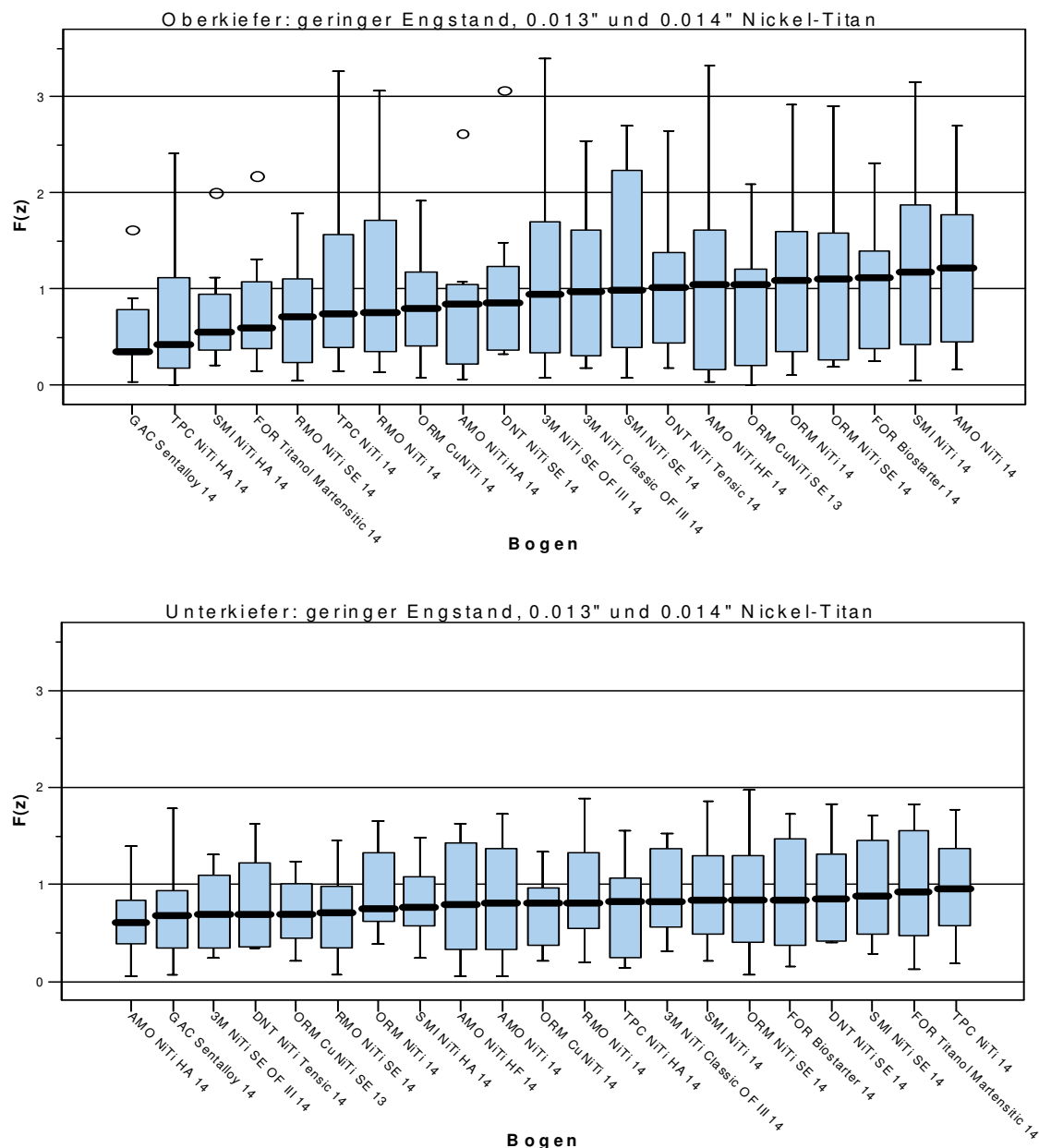


Abb. 28: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“

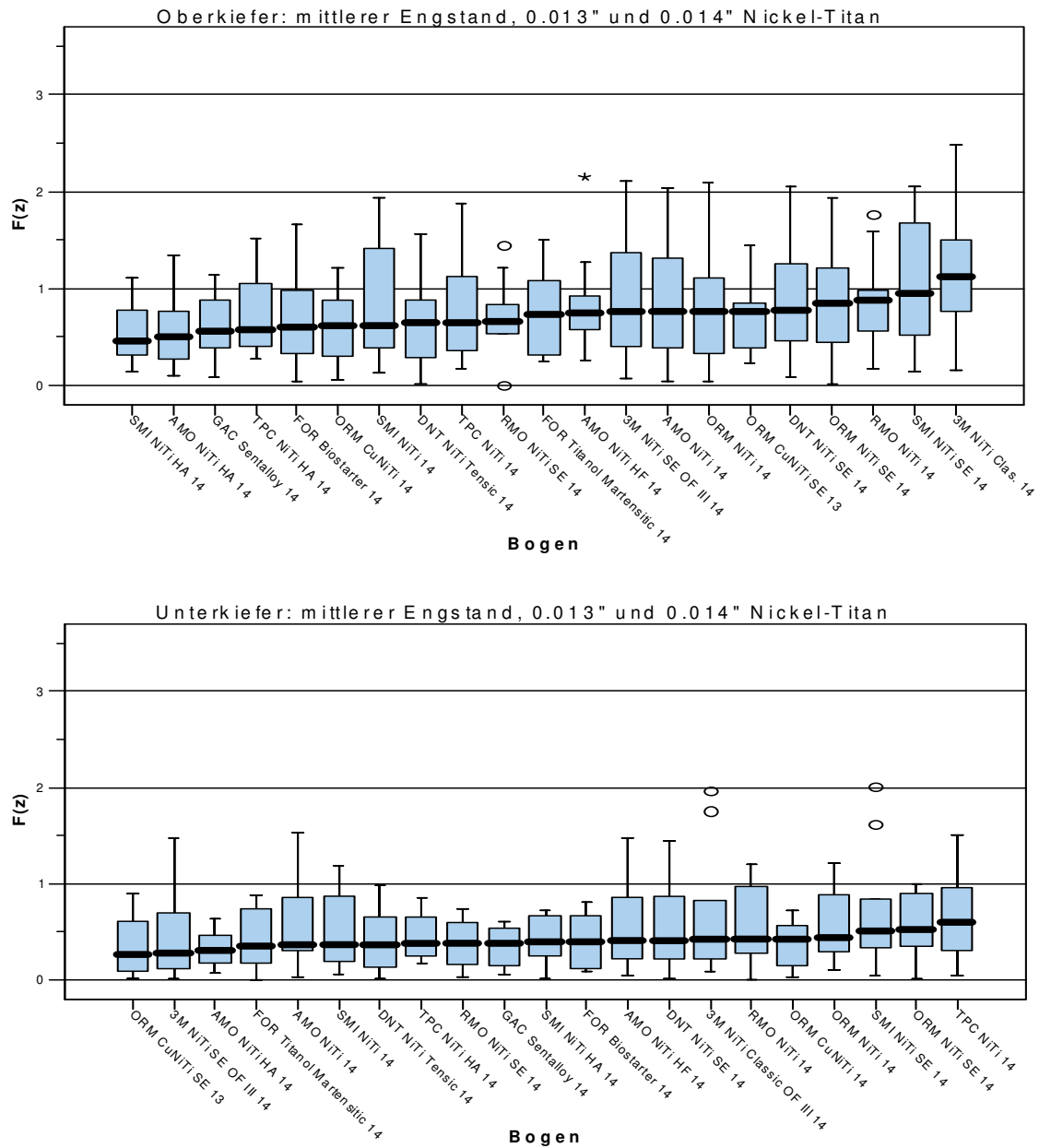


Abb. 29: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013" und 0.014"

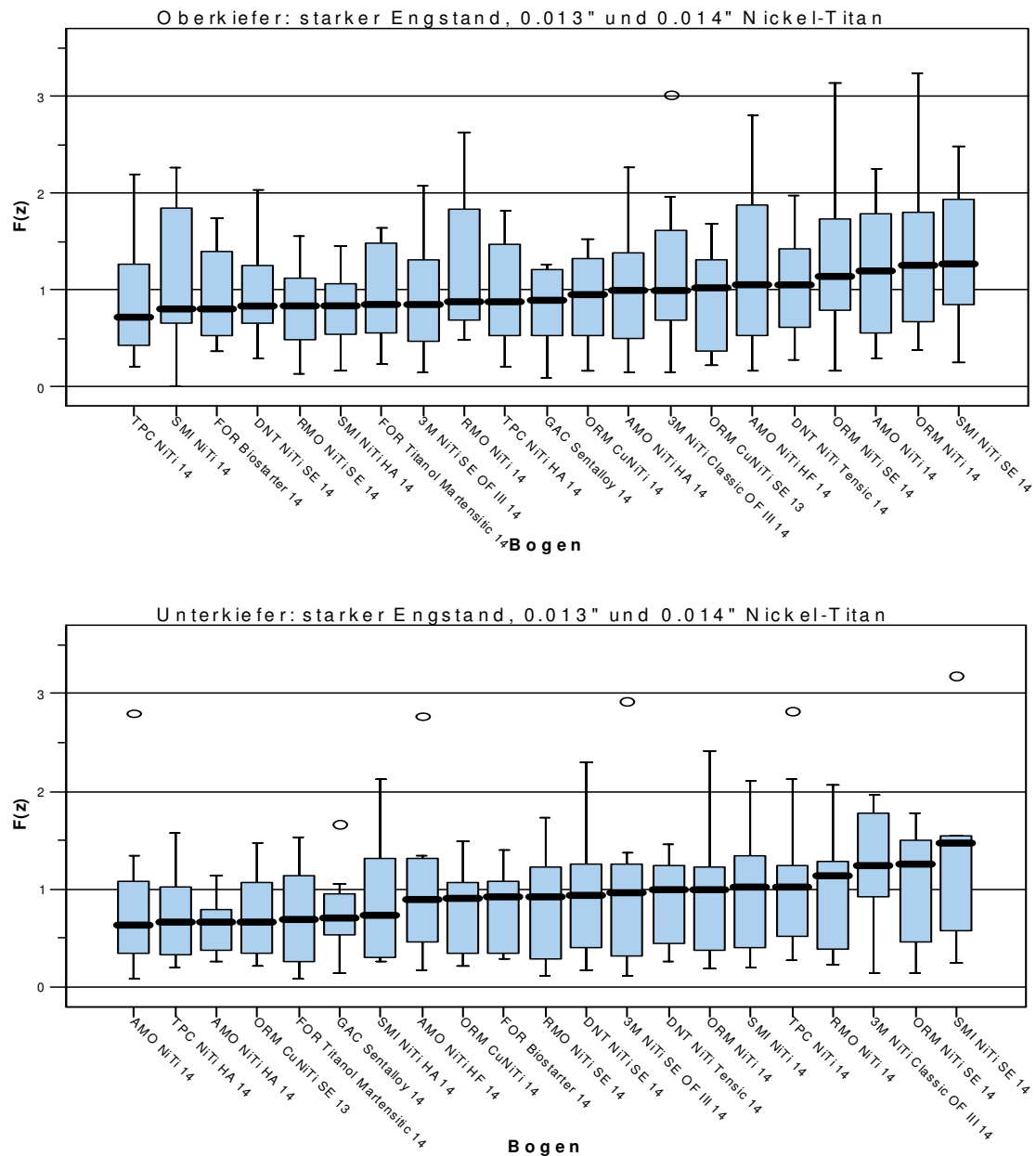


Abb. 30: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013\" und 0.014\"

Insgesamt lagen die Mittelwerte für die Bögen mit dem Durchmesser 0.013\" und 0.014\" deutlich höher als die Mittelwerte der Bögen mit dem Durchmesser 0.010\" und 0.012\".

Die Mittelwerte für den geringen Engstand lagen überwiegend in einem Bereich von 0,6 bis 1,1 Newton, wobei die Werte im Oberkiefer jedoch größer ausfielen als im Unterkiefer, einzelne Ausreißer zeigten Werte bis weit über 3 Newton an.

Auch beim mittleren Engstand fielen die Messergebnisse im Oberkiefer größer aus als im Unterkiefer. Während im Oberkiefer die Mittelwerte von 0,5 bis 1 Newton gestreut lagen, waren sie im Unterkiefer mit Werten von 0,2 bis 0,6 Newton deutlich geringer.

Im starken Engstand zeigten sich die größten Mittelwerte von 0,6 bis 1,2 Newton. Auch hier sind die Werte im Oberkiefer größer und erreichten Maximalwerte bis 1,8 Newton.

Die geringsten Werte waren im Unterkiefer beim mittleren Engstand gemessen worden.

Insgesamt zeichnete sich kein Bogen durch kontinuierlich niedrige Kräfte aus.

3. Verseilte Bögen

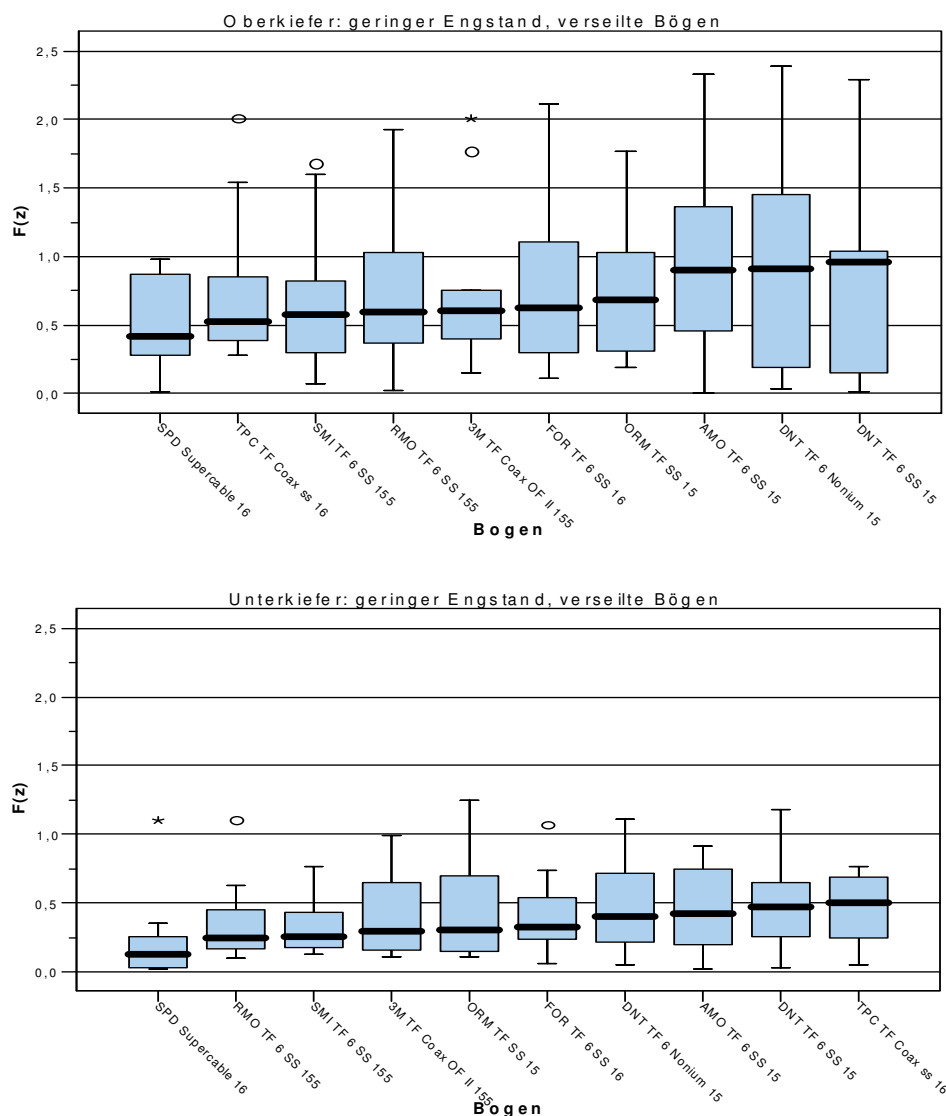


Abb. 31: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

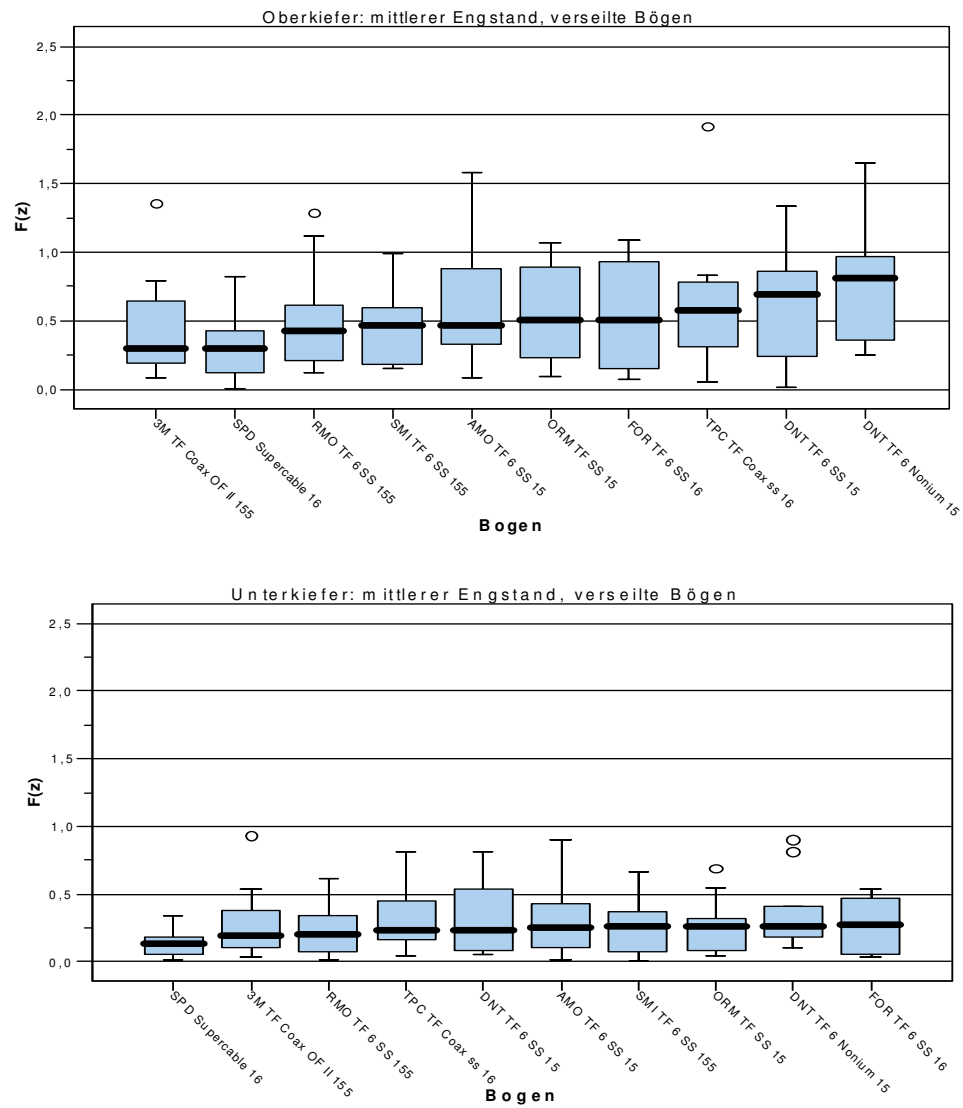


Abb. 32: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

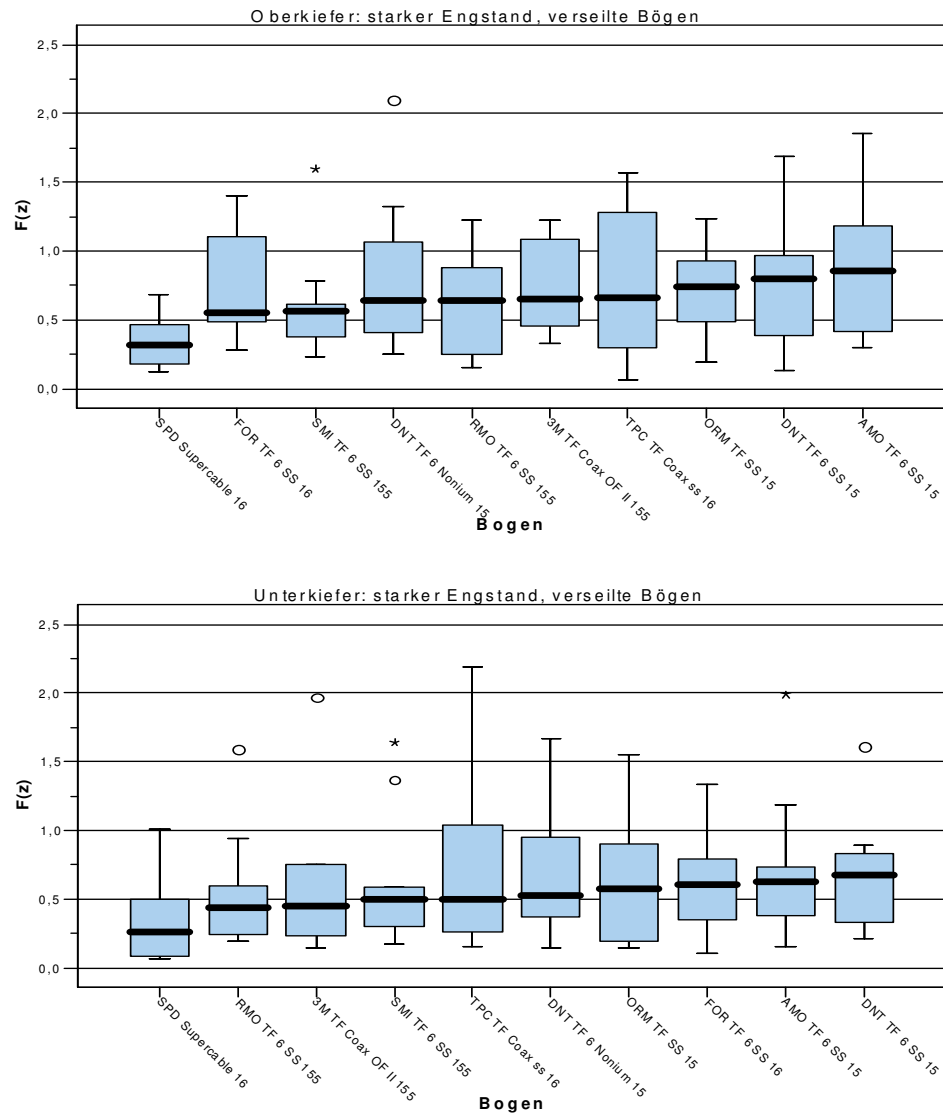


Abb. 33: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen vertikalen Kräfte im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

Im geringen Engstand lagen die Mittelwerte im Oberkiefer zwischen 0,5 und 1,0 Newton und damit deutlich höher als im Unterkiefer, wo sie im Bereich von 0,2 bis 0,5 Newton zu finden waren. Im Oberkiefer zeigten sich Maximalwerte von weit über 1 Newton.

Auch im mittleren Engstand lagen die Werte im Oberkiefer deutlich höher. Die Mittelwerte im Oberkiefer lagen von 0,3 bis 0,8 Newton und im Unterkiefer von 0,2 bis 0,3 Newton, wobei hier die Streuung der Ergebnisse nur gering ausfiel.

Im starken Engstand lagen die Mittelwerte in beiden Kiefern von 0,3 bis 0,8 Newton herum gestreut, wobei die Werte im Oberkiefer immer geringfügig höher lagen als im Unterkiefer.

Insgesamt betrachtet, lagen die Werte für die Kraft $F(x)$ mit verseilten Bögen im Vergleich zu den Nickel-Titan Bögen am niedrigsten. Auffällig waren die durchweg geringen Messergebnisse des Supercable von Speed, welcher in 5 von 6 Engstandssituationen die kleinsten Messwerte aufwies.

5.2.3 Drehmomente $M(x)$ um die mesio-distale Achse

Im Folgenden sind die Tabellen für die Drehmomente um die mesio-distale Achse zunächst für die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, dann die vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und zuletzt für die verseilten Bögen dargestellt.

1. 0.010“ und 0.012“

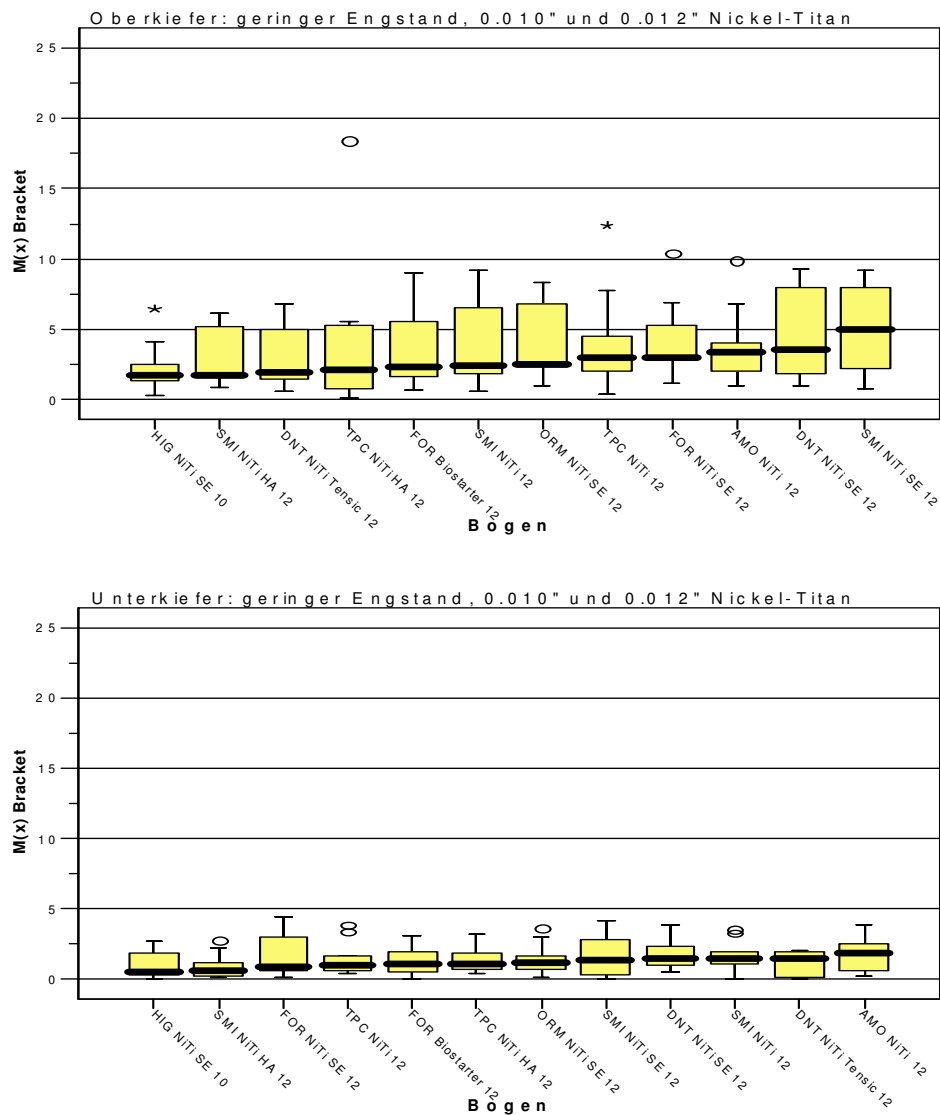


Abb. 34: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“

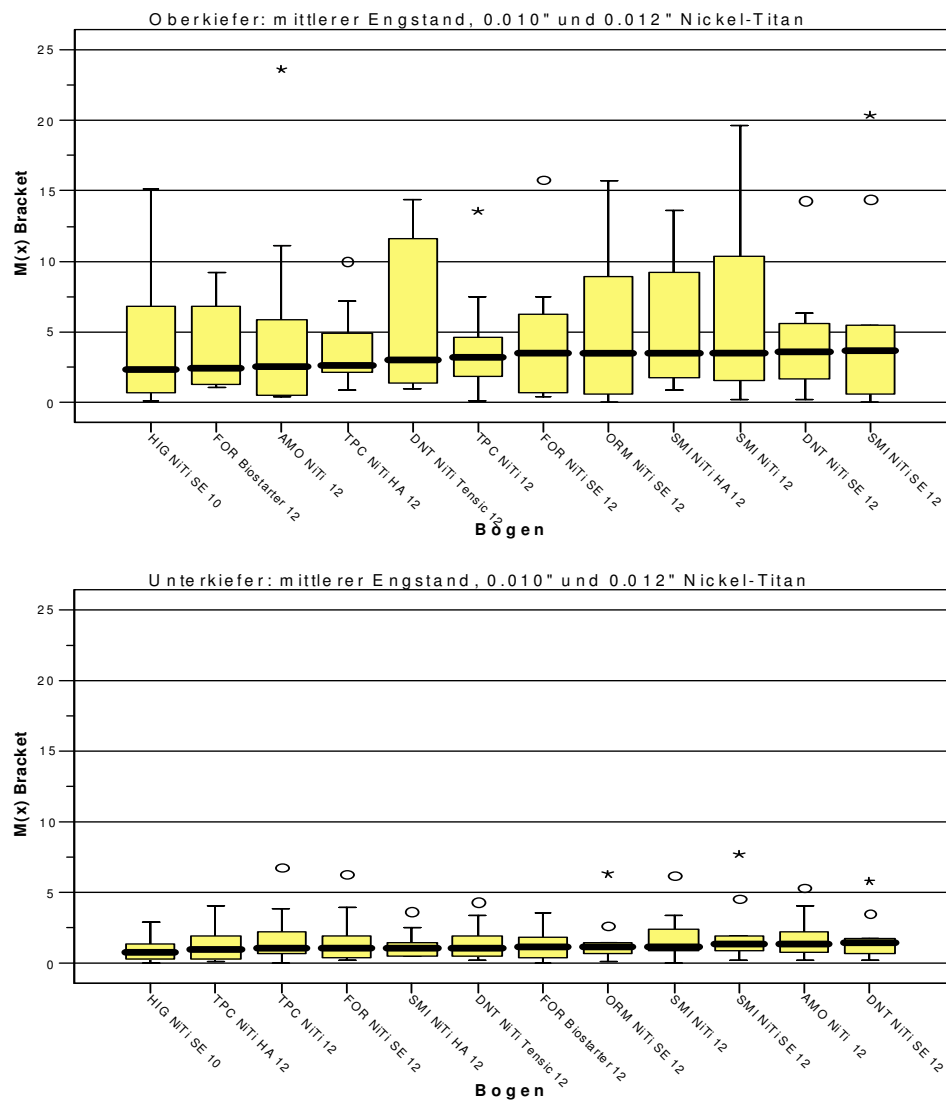


Abb. 35: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010" und 0.012"

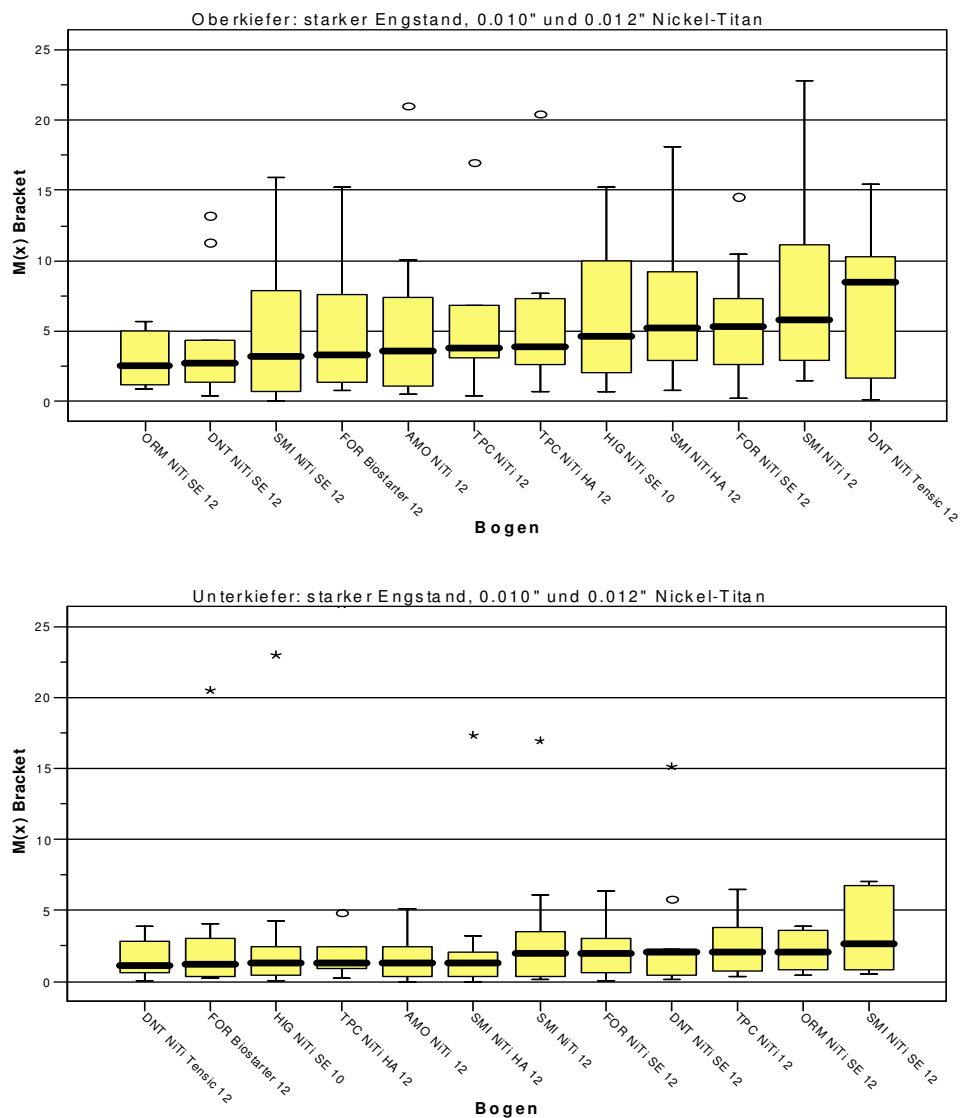


Abb. 36: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010" und 0.012"

Die Werte für die Drehmomente im Ober- und im Unterkiefer unterschieden sich in allen Engstandssituationen stark voneinander, die Messwerte im Oberkiefer lagen immer deutlich über den Werten im Unterkiefer.

Die Mittelwerte im Oberkiefer lagen bei allen drei Engstandssituationen um Werte von 2,5 bis 5 Newton verteilt, einzig im starken Engstand überschritten wenige Bögen diese Werte. Im Unterkiefer lagen die Mittelwerte von 1 bis 3 Newton verteilt und damit deutlich unterhalb der Mittelwerte im Oberkiefer.

Der dünnste Bogen, 0.010“ Nickel-Titan von Highland Metals, zeigte durchweg, bis auf den starken Engstand die geringsten Messwerte auf. Beim starken Engstand im Oberkiefer erreichte er Messwerte bis 15 Newton.

2. 0.013“ und 0.014“

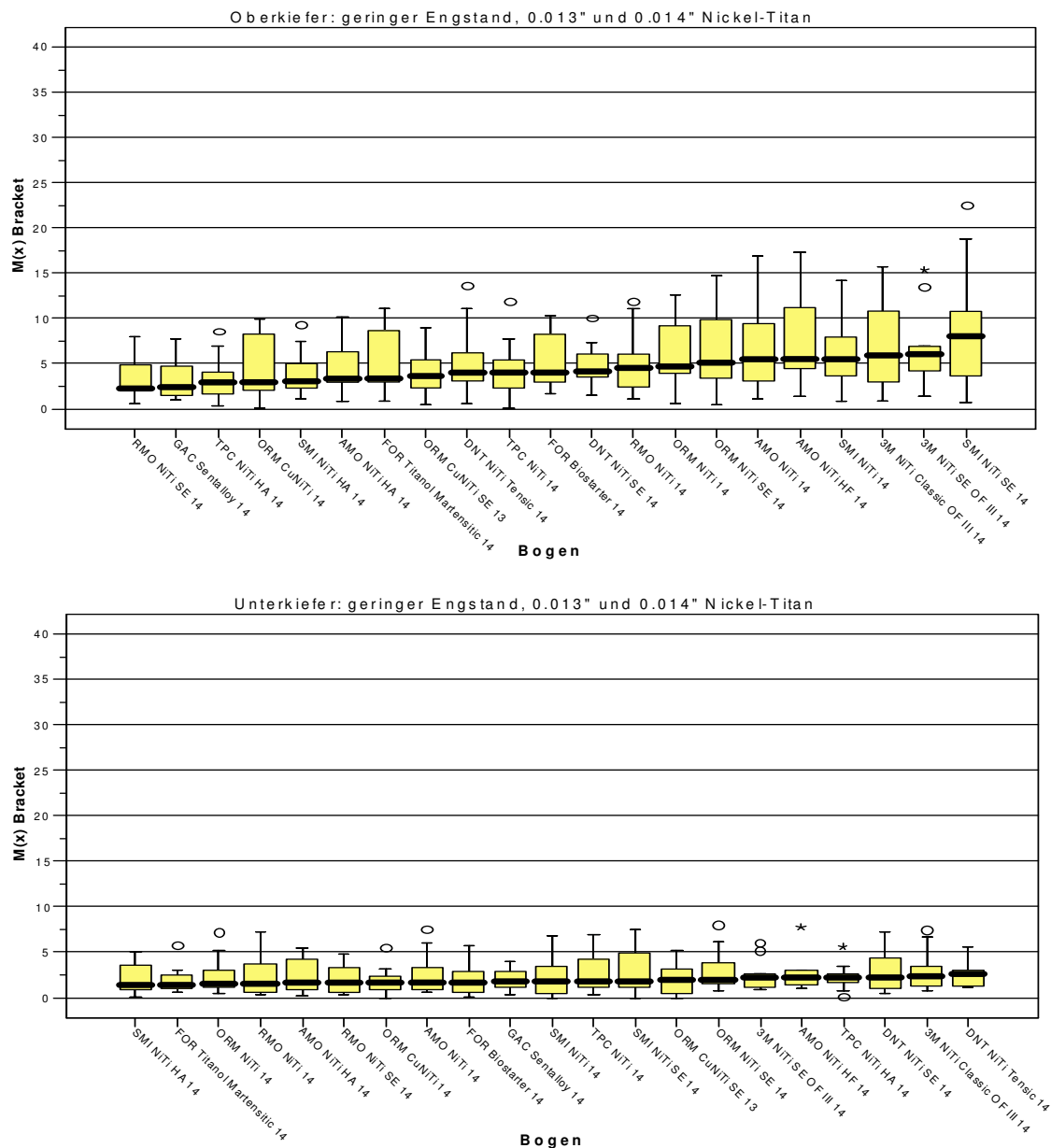


Abb. 37: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“

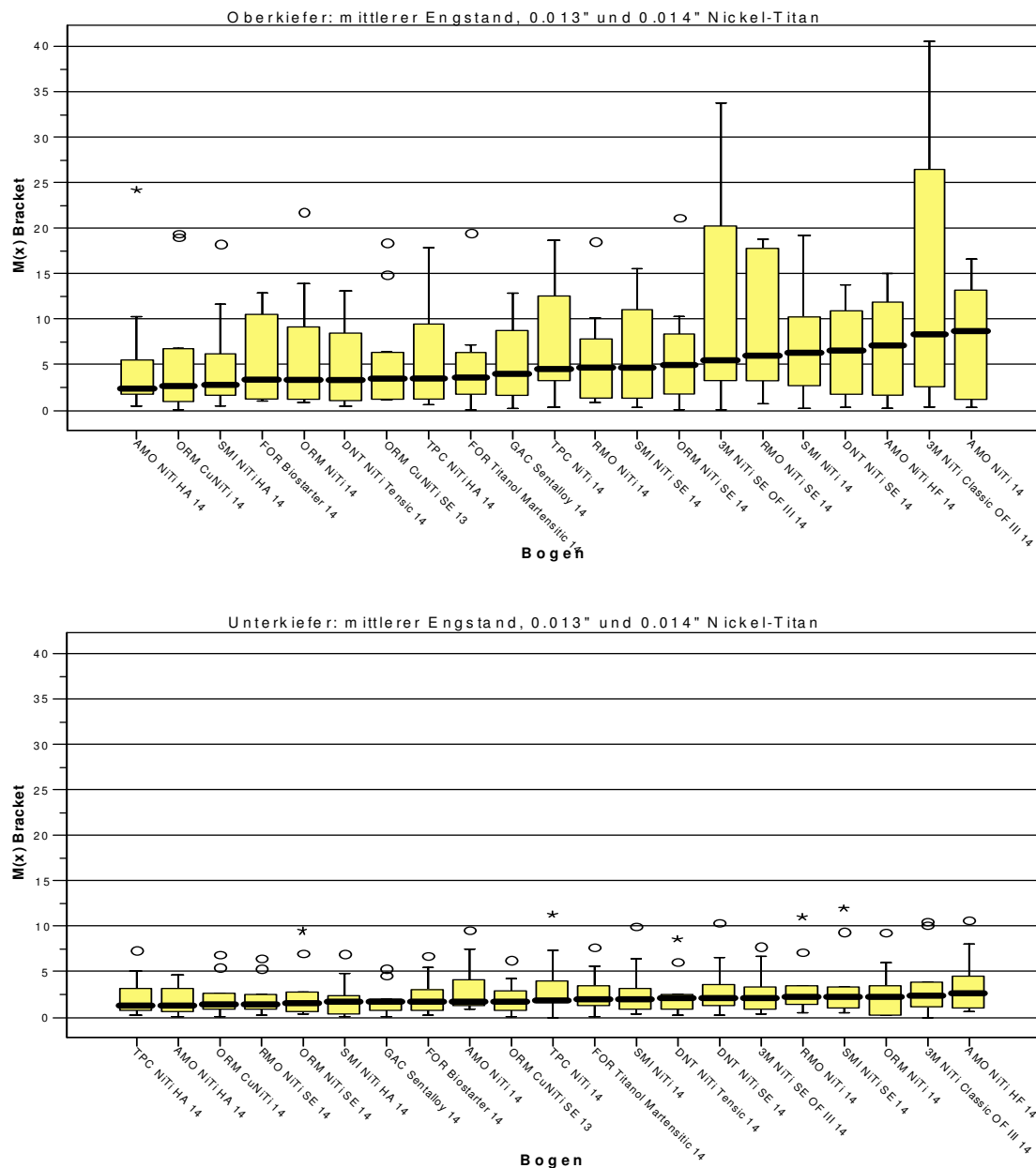


Abb. 38: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013" und 0.014"

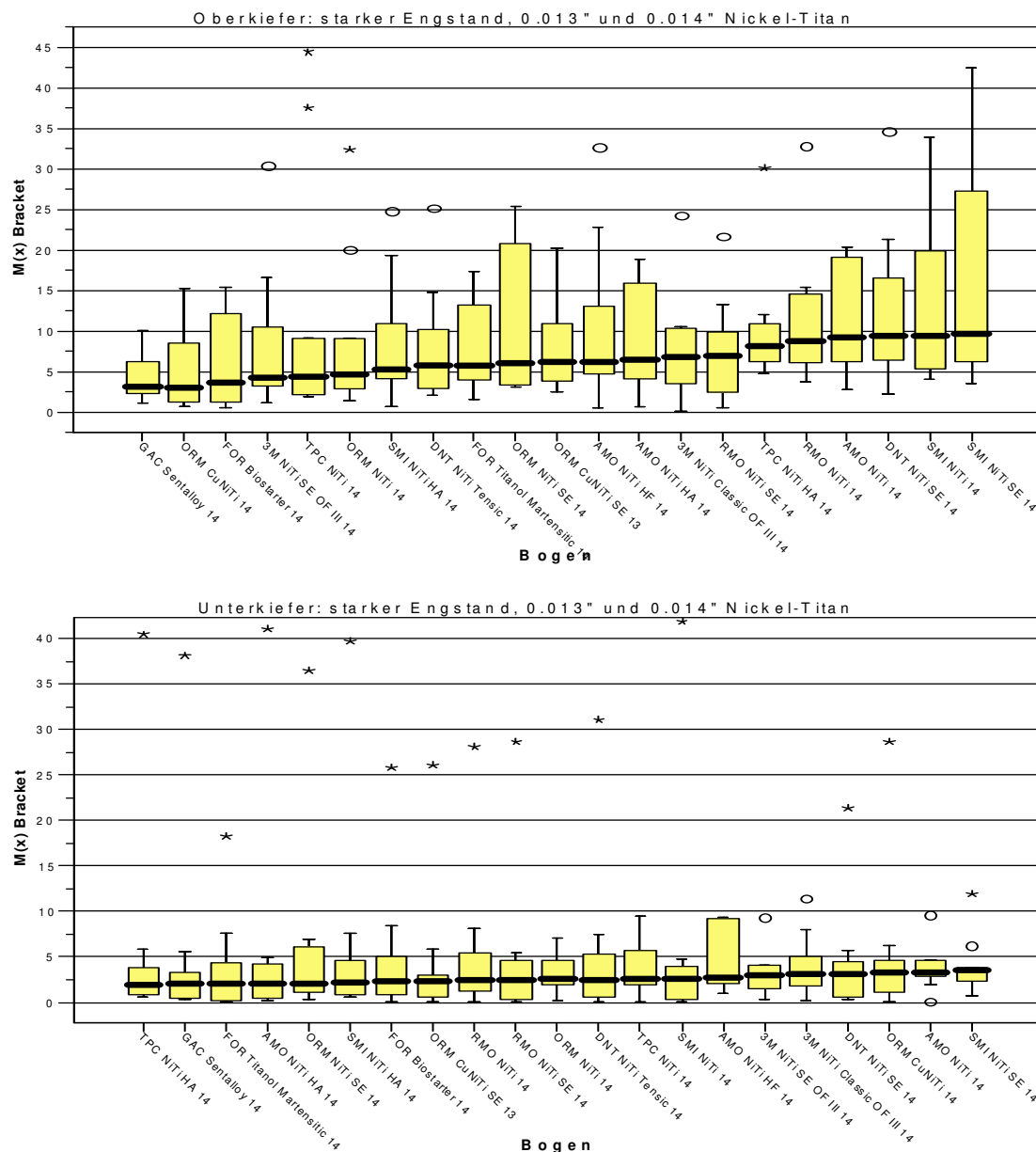


Abb. 39: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.013" und 0.014"

Die Mittelwerte im geringen Engstand lagen im Oberkiefer um die 5 Newton herum verteilt, während sie im Unterkiefer um 2,5 Newton herum etwas geringere Werte aufwiesen. Die Maximalwerte im Oberkiefer überschritten die 10 Newton Grenze deutlich. Die Mittelwerte im mittleren Engstand lagen im Oberkiefer bei 3 bis 8 Newton, während sie im Unterkiefer mit 2,5 Newton etwa die Werte aufwiesen, wie sie im geringen Engstand auch gemessen worden waren. Im Oberkiefer hingegen lagen die Werte deutlich

höher als im geringen Engstand und zeigten eine große Streubreite mit Maximalwerten von über 25 Newton, vereinzelte Ausreißer zeigten sogar Spitzenwerte über 40 Newton.

Die Mittelwerte im starken Engstand lagen in beiden Kiefer etwas höher als in den entsprechenden geringeren Engständen. Im Oberkiefer lagen die Mittelwerte von 4 bis 10 Newton, während sie im Unterkiefer von 0,25 bis 0,4 Newton verteilt lagen.

Insgesamt war kein Bogen aufgrund konstant geringer Messwerte hervorzuheben.

3. Verseilte Bögen

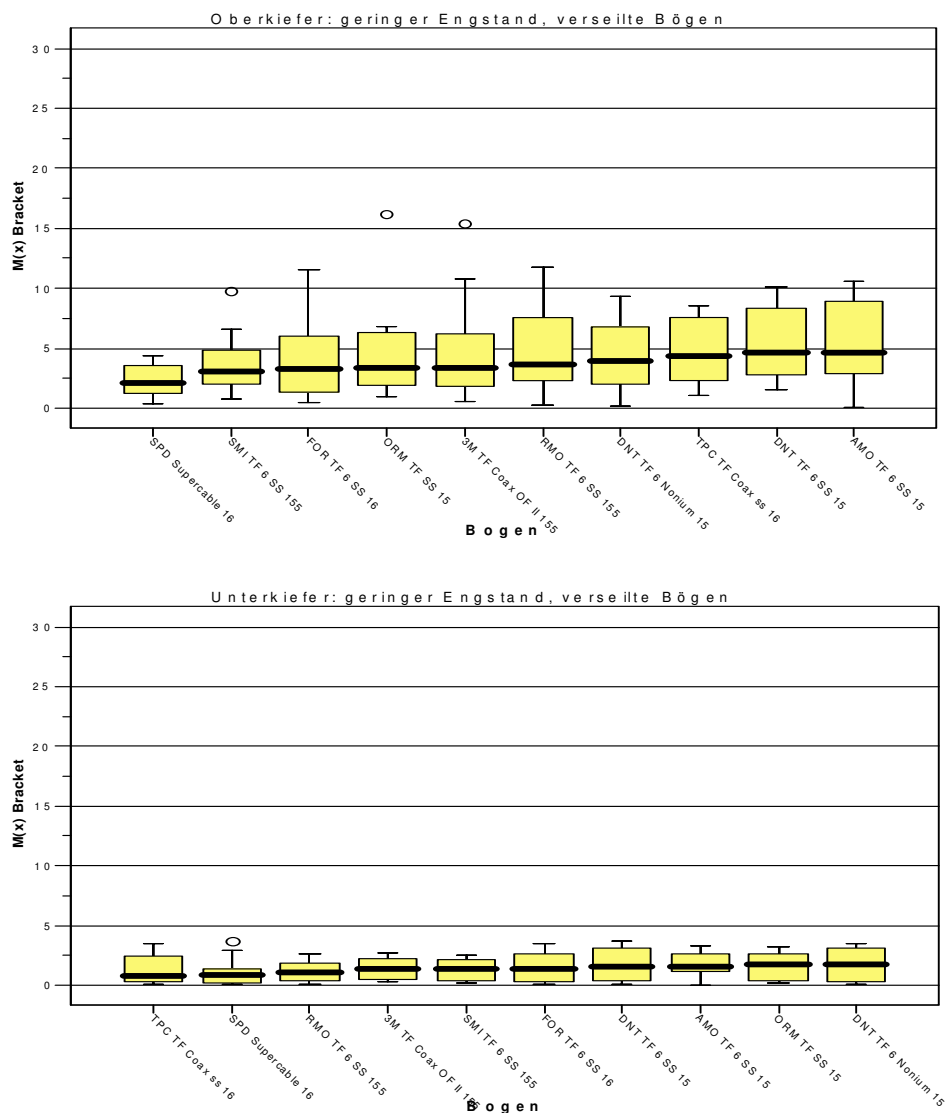


Abb. 40: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

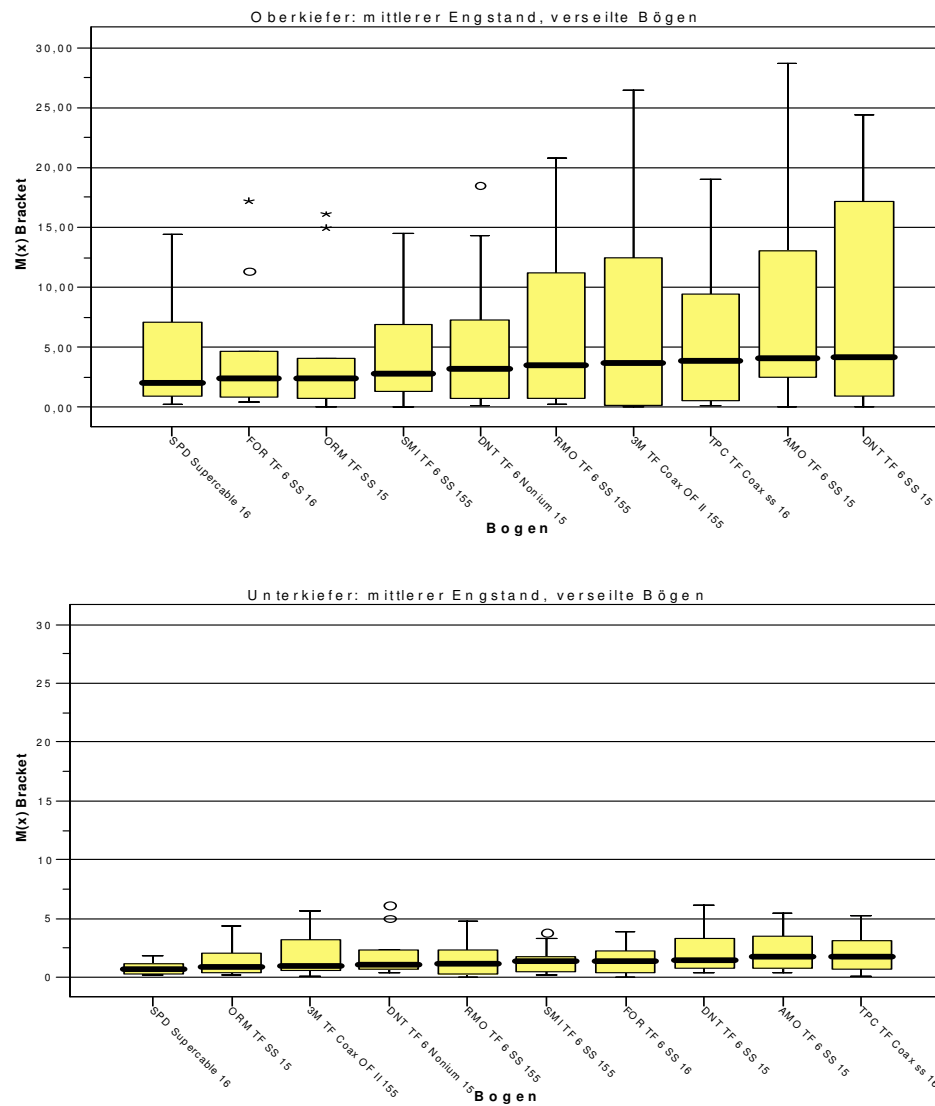


Abb. 41: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

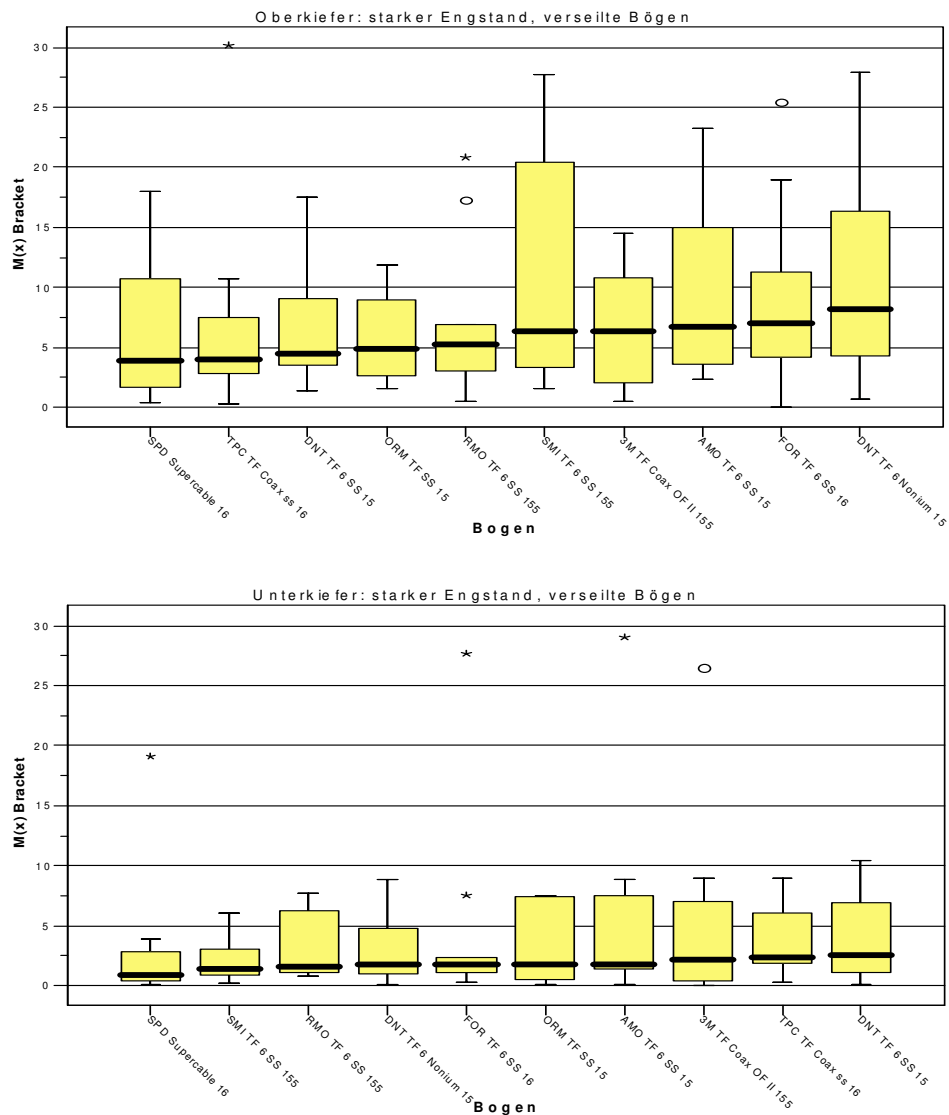


Abb. 42: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die mesio-distale Achse im Ober- und im Unterkiefer beim starken Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

Die Werte für die Drehmomente im Ober- und im Unterkiefer unterschieden sich in allen Engstandssituationen stark voneinander, die Messwerte im Oberkiefer lagen immer deutlich über den Werten im Unterkiefer.

Die Mittelwerte im Oberkiefer im geringen und mittleren Engstand lagen von 2,5 bis 5 Newton verteilt, wobei im mittleren Engstand deutlich höhere Maximalwerte bis 15 Newton und Ausreißer bis 28 Newton gemessen worden waren. Im starken Engstand lagen die Mittelwerte von 4 bis 8 Newton verteilt und die Maximalwerte erreichten Werte bis 20 Newton. Im Unterkiefer lagen die Mittelwerte zwischen 1 und 3 Newton verteilt. Die

Streuung der Messergebnisse war im starken Engstand am ausgeprägtesten. Hier wurden die höchsten Maximalwerte im Unterkiefer von 7 Newton gemessen.

Der Bogen mit den kleinsten Mittelwerten war durchweg der verseilte Nickel-Titan Bogen von Speed, das Supercable.

5.2.4 Drehmomente $M(y)$ um die vestibulo-linguale Achse

Im Folgenden sind die Tabellen für die Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse zunächst für die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, dann die vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und zu letzt für die verseilten Bögen dargestellt.

1. 0.010“ und 0.012“

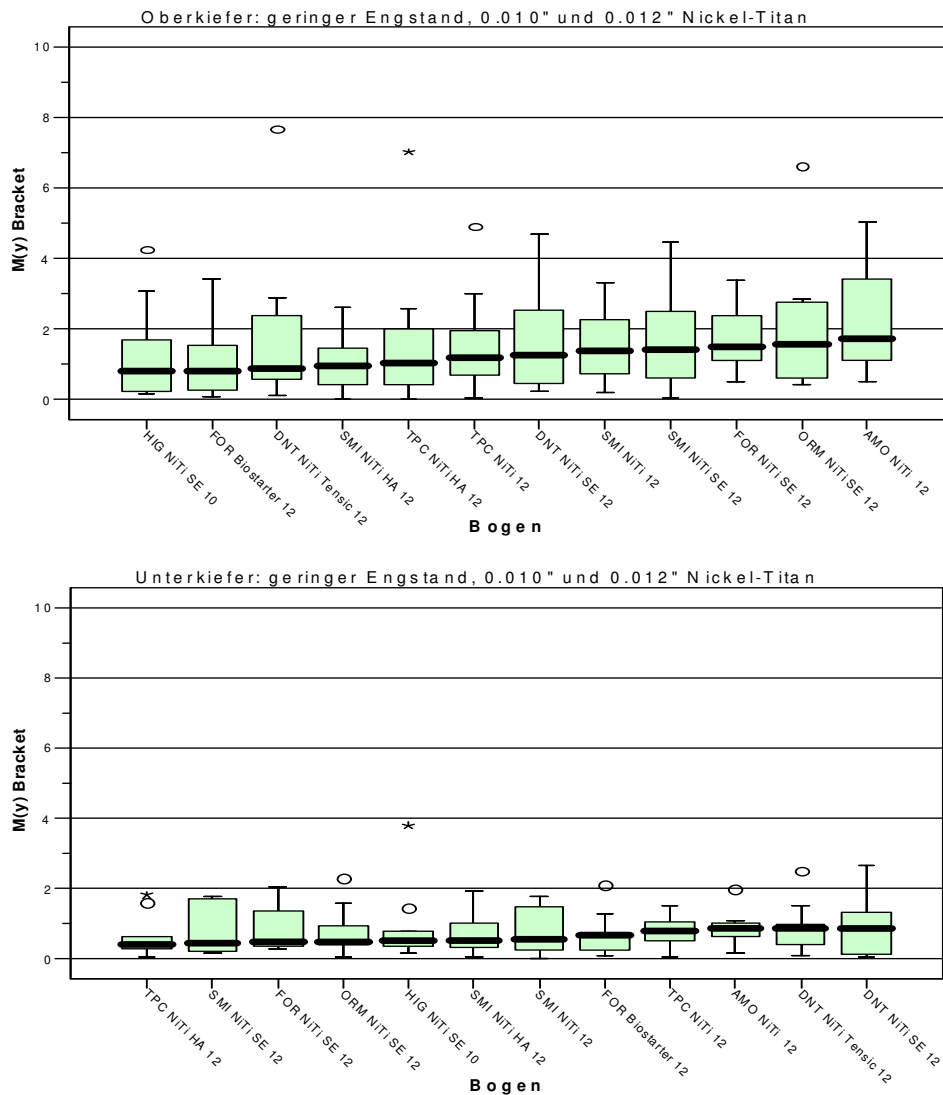


Abb. 43: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010“ und 0.012“

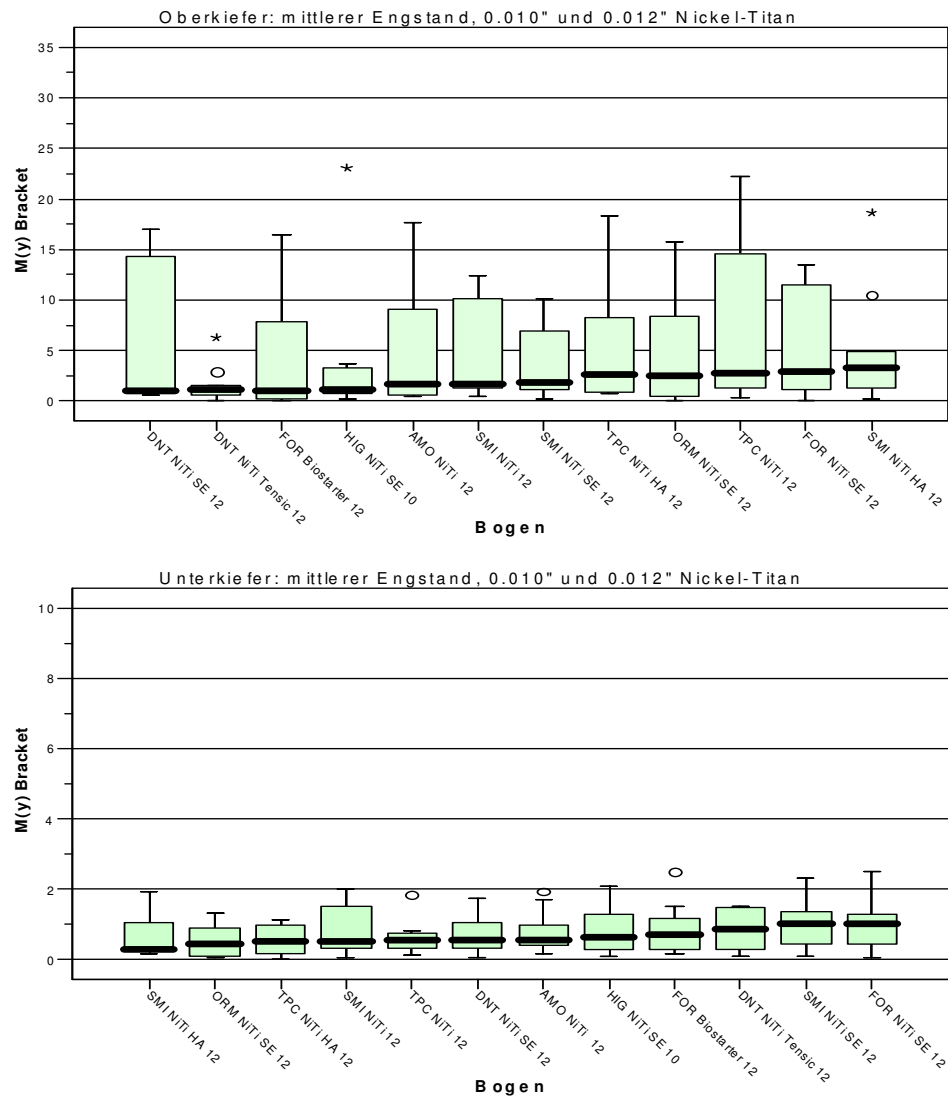


Abb. 44: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010" und 0.012"

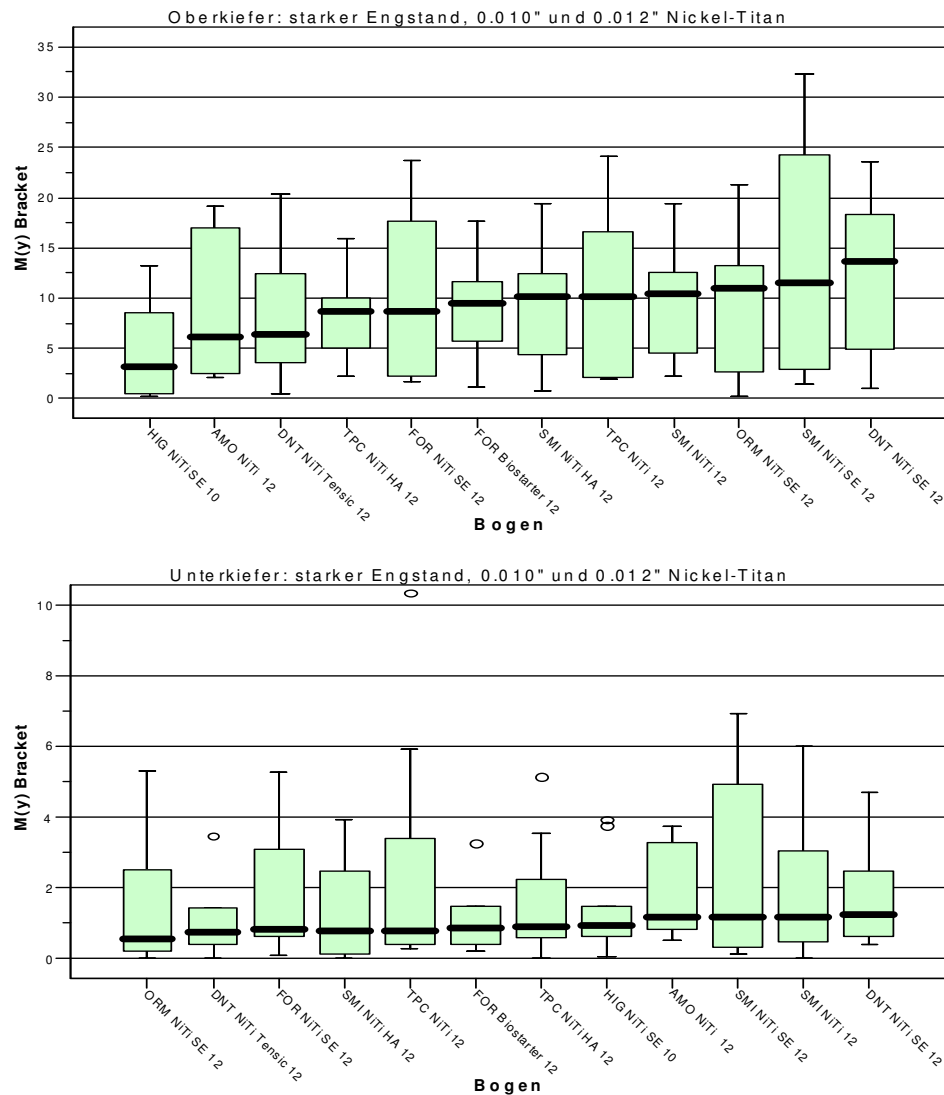


Abb. 45: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010“ und 0.012“

Die Werte für den mittleren und den starken Engstand im Oberkiefer lagen deutlich höher als für die anderen Engstände, sodass hier eine andere Skalierung der y-Achse gewählt werden müsste, um dennoch eine übersichtliche Darstellung zu wahren.

Beim starken Engständen lagen die Mittelwerte von 3 bis 17 Newton verteilt und zeigten damit eine hohe Streuung. Die Mittelwerte der anderen Engstände lagen in einem Bereich zwischen 0 und 2 Newton verteilt und damit deutlich geringer als im Oberkiefer.

Im Unterkiefer lagen die Maximalwerte im geringen und mittleren Engstand unterhalb von 2 Newton. Im starken Engstand wurden Maximalwerte bis 5 Newton erreicht. Der Nickel-Titan Bogen von Highland Metals wies konstant geringe Kräfte auf.

2. 0.013“ und 0.014“

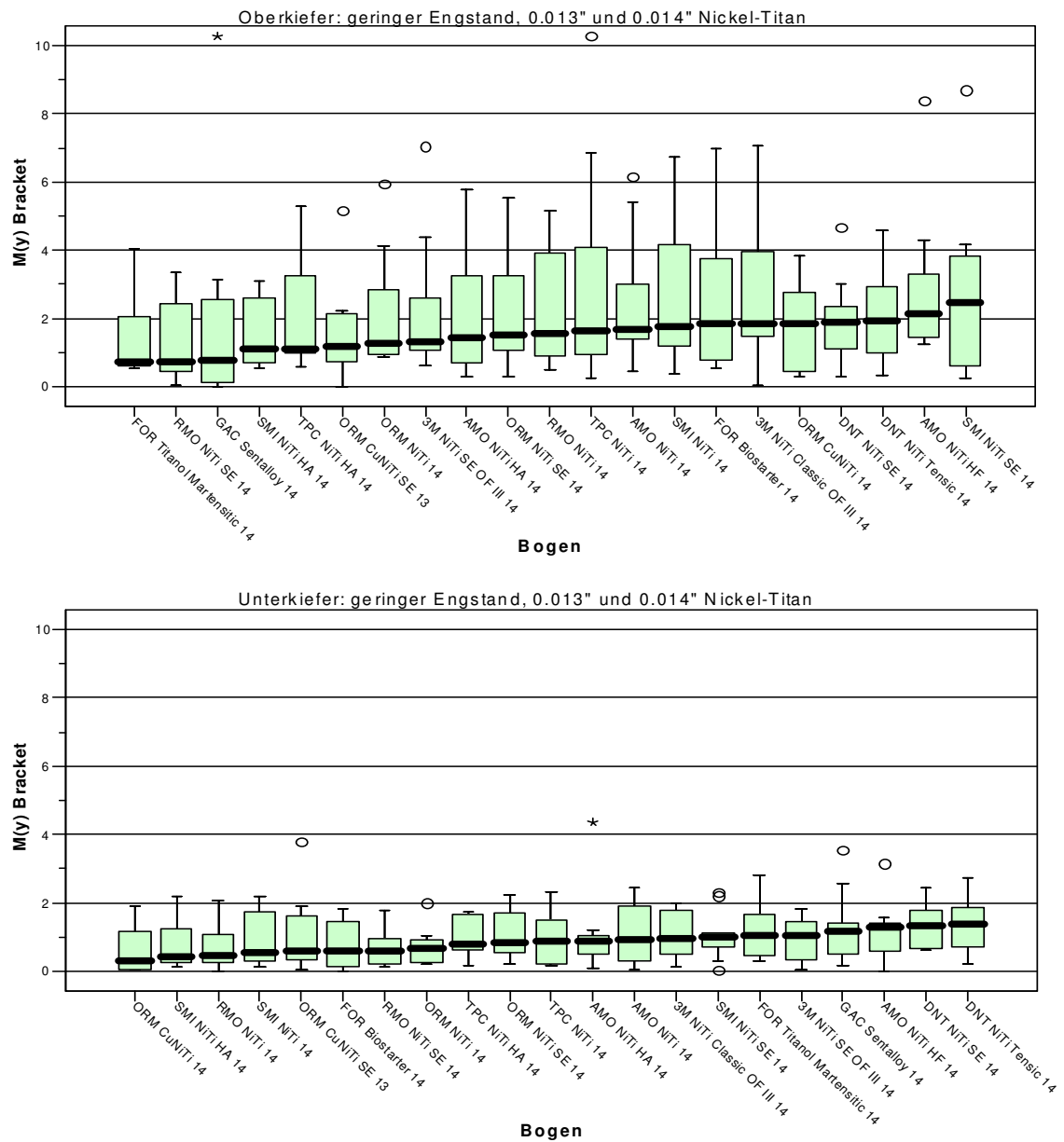


Abb. 46: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“

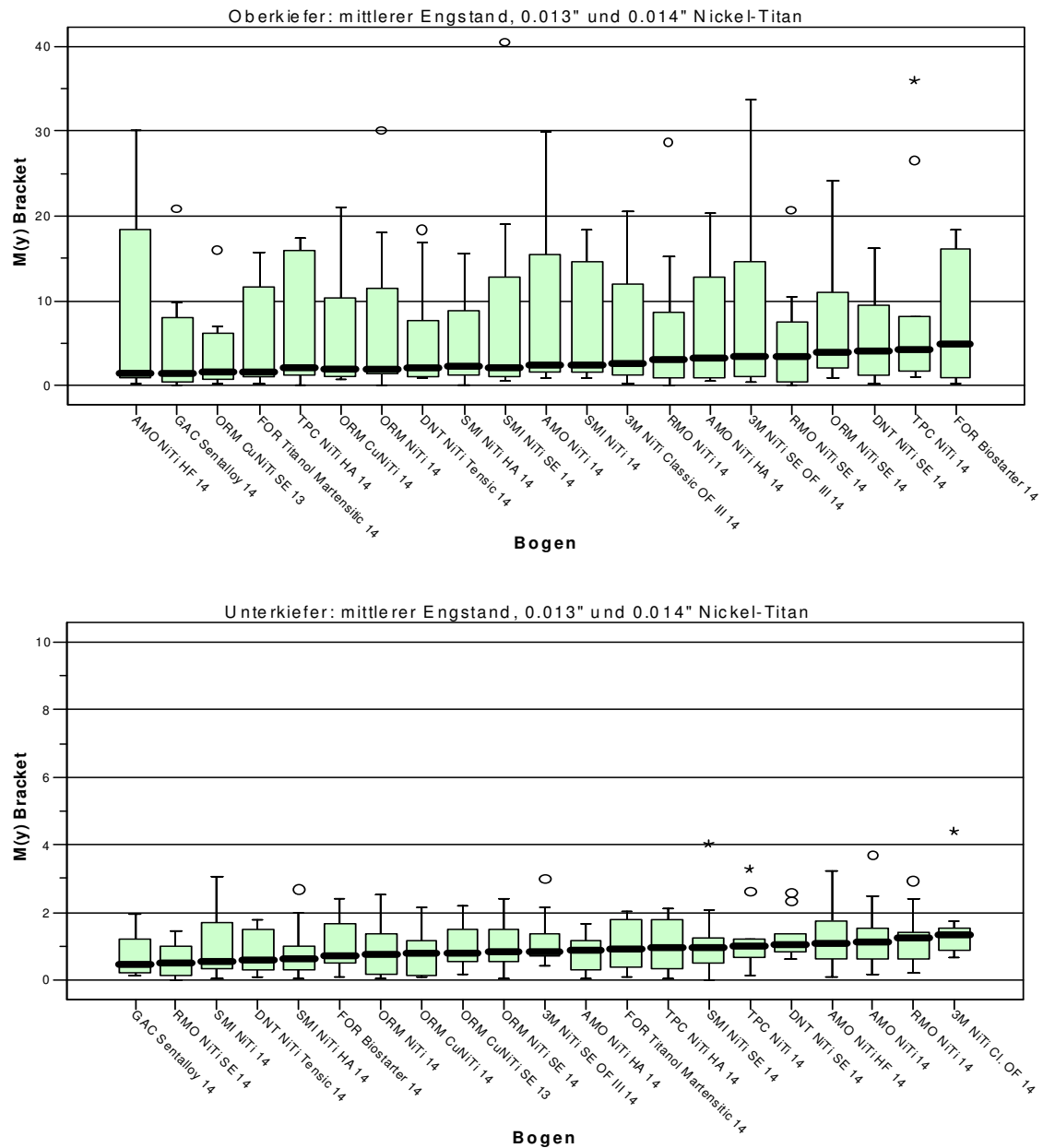


Abb. 47: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013" und 0.014"

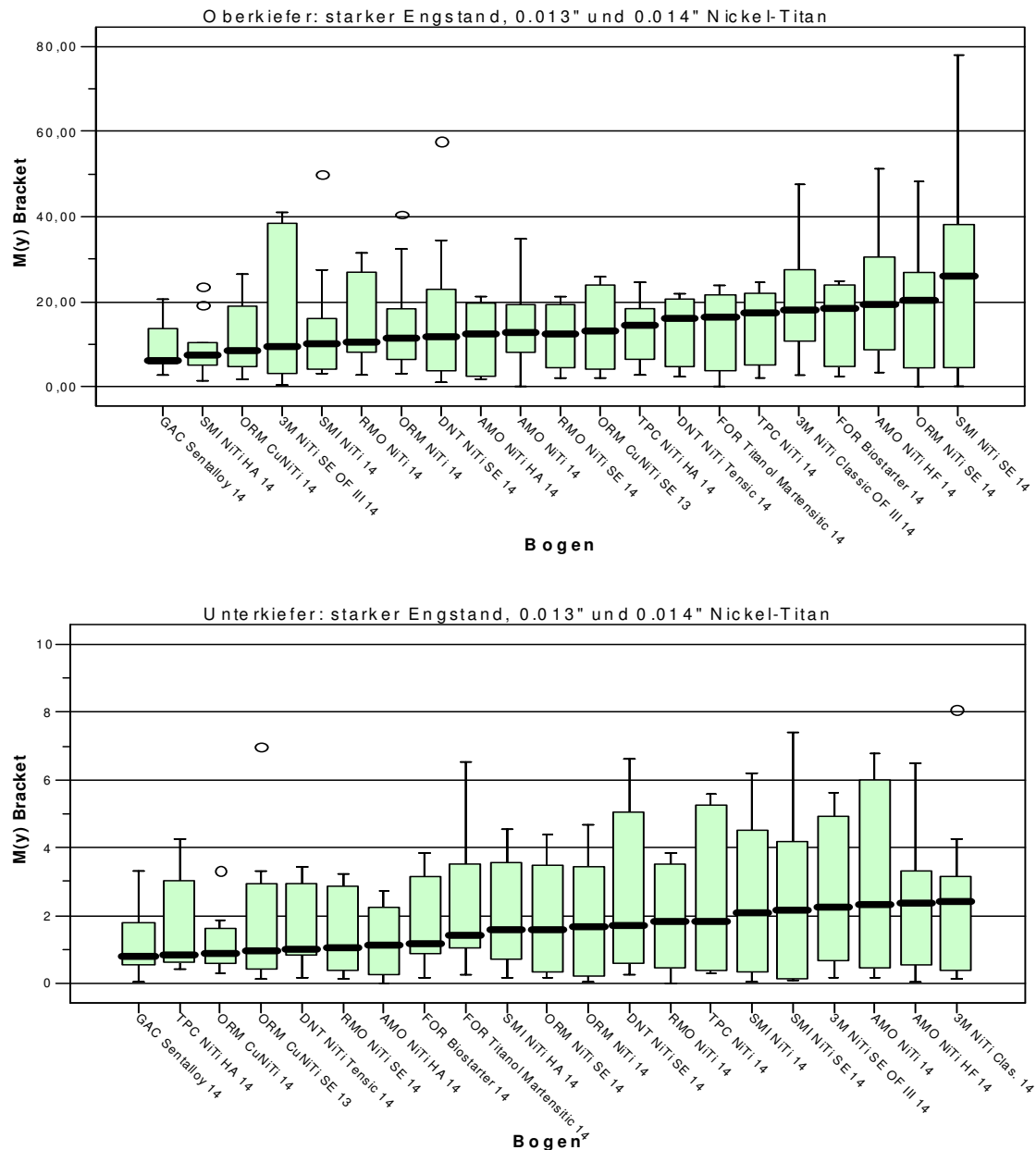


Abb. 48: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013\" und 0.014\"

Die Werte für den mittleren und den starken Engstand im Oberkiefer lagen deutlich höher als für die anderen Engstände, sodass hier eine andere Skalierung der y-Achse gewählt werden müsste, um dennoch eine übersichtliche Darstellung zu wahren.

Die Mittelwerte im geringen und mittleren Engstand lagen im Oberkiefer zwischen 1 und 2,5 Newton, während sie im Unterkiefer mit Werten zwischen 0,5 und 1,5 Newton etwas niedriger waren. Die Maximalwerte im geringen Engstand erreichten im Oberkiefer 4 Newton und im Unterkiefer 2 Newton. Die Maximalwerte im mittleren Engstand zeigten

im Oberkiefer Werte bis 19 Newton auf, während sie im Unterkiefer geringfügig kleiner waren als im geringen Engstand.

Im starken Engstand lagen die Mittelwerte etwas höher, im Oberkiefer lagen sie bei 8 bis 23 Newton und im Unterkiefer bei 1 bis 2,5 Newton. Mit Abstand die höchsten Maximalwerte wurden im Oberkiefer mit bis zu 40 Newton erreicht. Im Unterkiefer lagen die Maximalwerte bei 8 Newton.

3. Verseilte Bögen

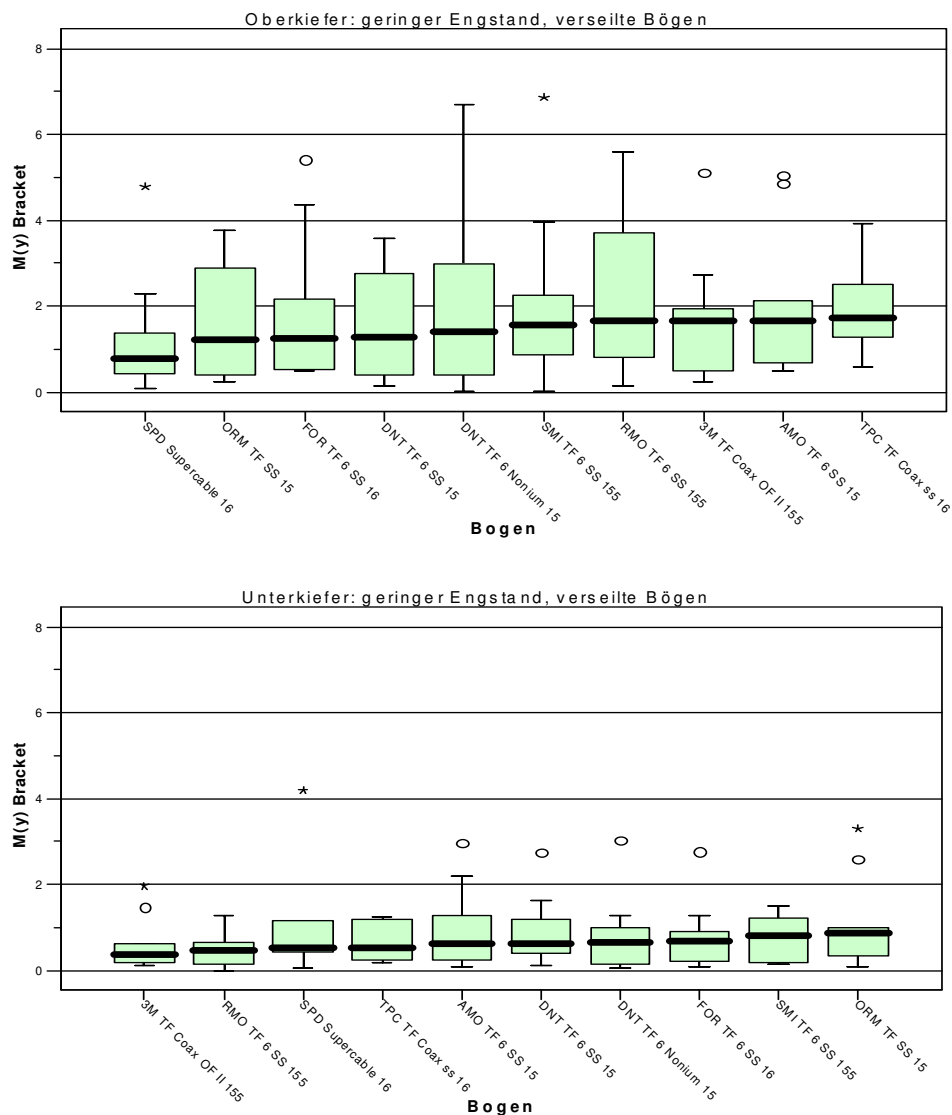


Abb. 49: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit verseilten Bögen

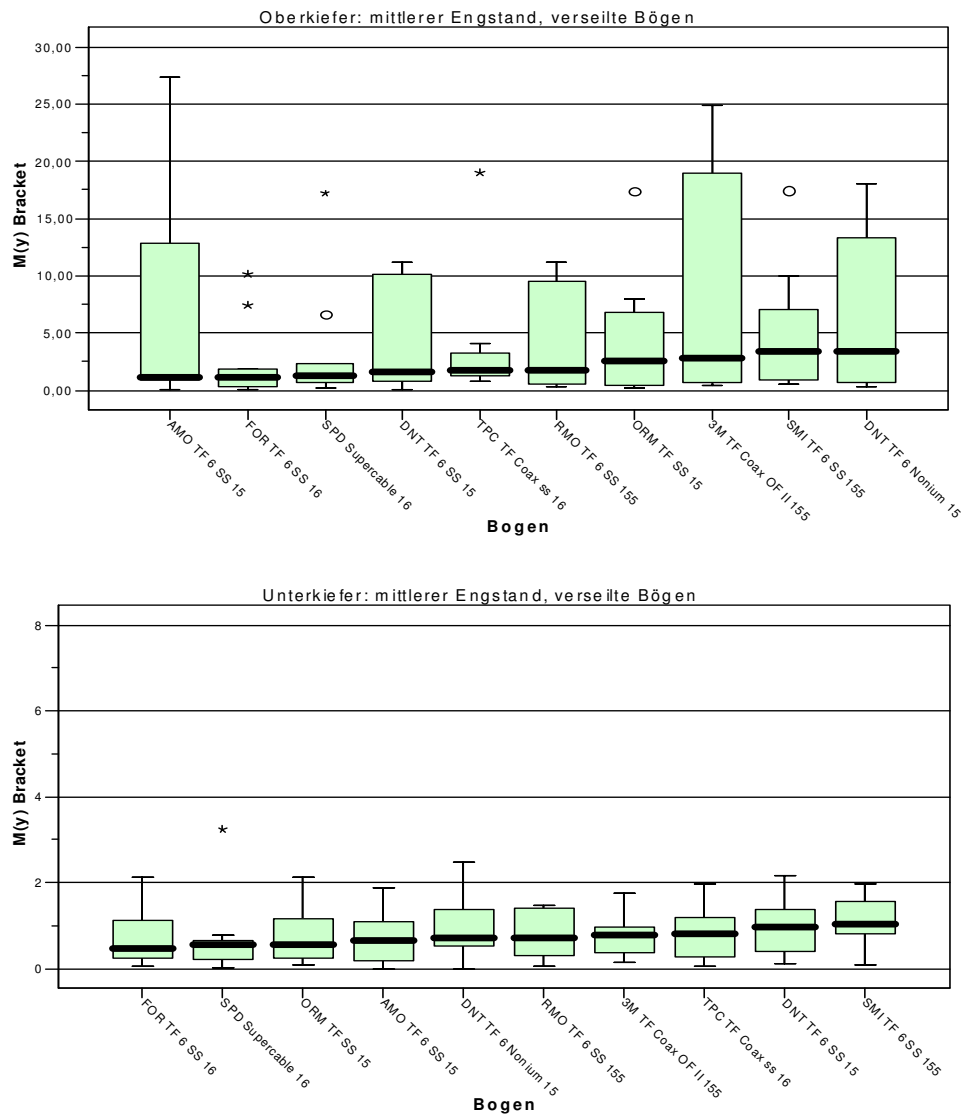


Abb. 50: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit verseilten Bögen

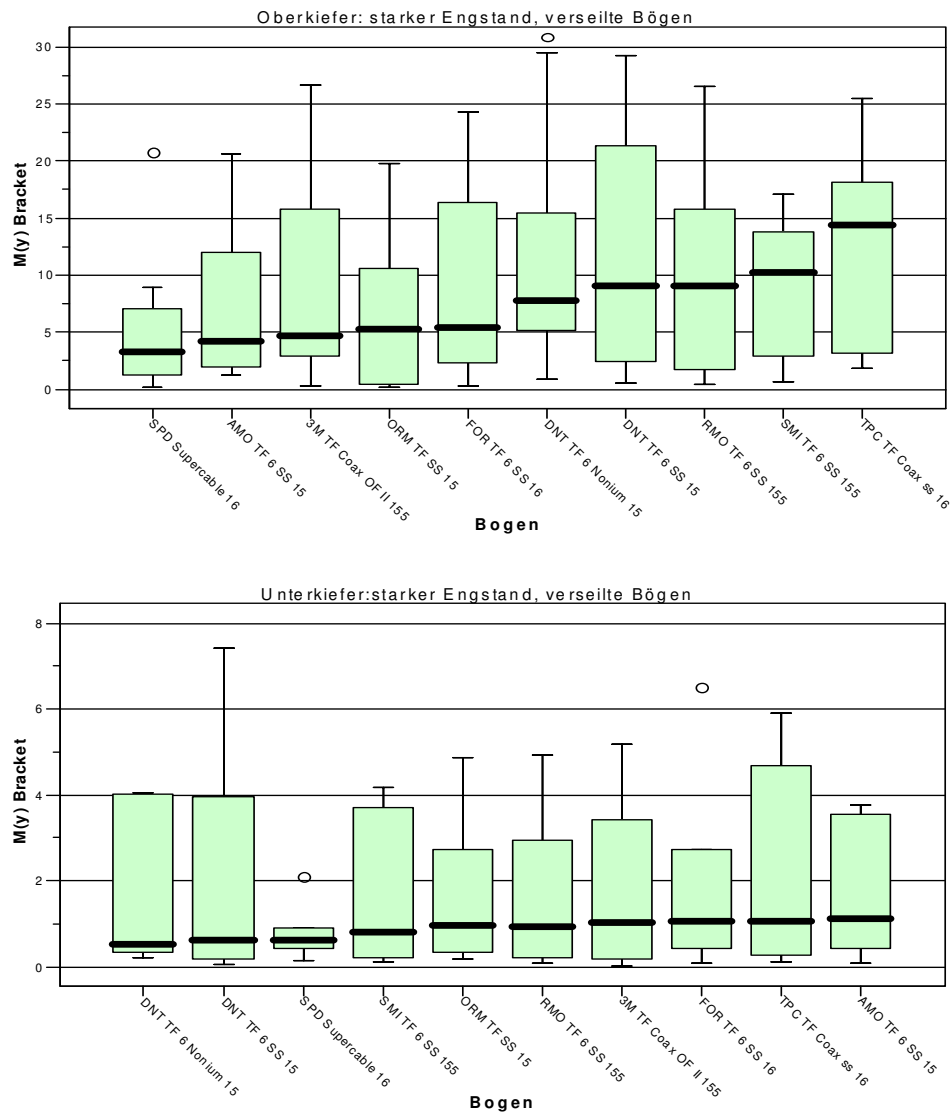


Abb. 51: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vestibulo-linguale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit verseilten Bögen

Die Werte für den mittleren und den starken Engstand im Oberkiefer lagen deutlich höher als für die anderen Engstände, sodass hier eine andere Skalierung der y-Achse gewählt werden müsste, um dennoch eine übersichtliche Darstellung zu wahren.

Die Mittelwerte lagen im Unterkiefer zwischen 0,1 und 1 Newton, die Maximalwerte im geringen und im mittleren Engstand bei knapp oberhalb von 1 Newton und im starken Engstand bei über 4 Newton.

Die Mittelwerte im Oberkiefer waren unterschiedlich verteilt. Im geringen Engstand lagen sie zwischen 0,9 und 1,8 Newton, im mittleren Engstand zwischen 2 und 3 Newton und im

starken Engstand 3 und 14 Newton, wobei hier mit Werten über 20 Newton auch die größten Maximalwerte gemessen worden waren.

Der verseilte Nickel-Titan Bogen von Speed wies als einziger Bogen konstant geringe Kräfte auf.

5.2.5 Drehmomente $M(z)$ um die vertikale Achse

Im Folgenden sind die Tabellen für die Drehmomente um die vertikale Achse zunächst für die Nickel-Titan-Bögen vom Durchmesser 0.010“ und 0.012“, dann die vom Durchmesser 0.013“ und 0.014“ und zuletzt für die verseilten Bögen dargestellt.

1. 0.010“ und 0.012“

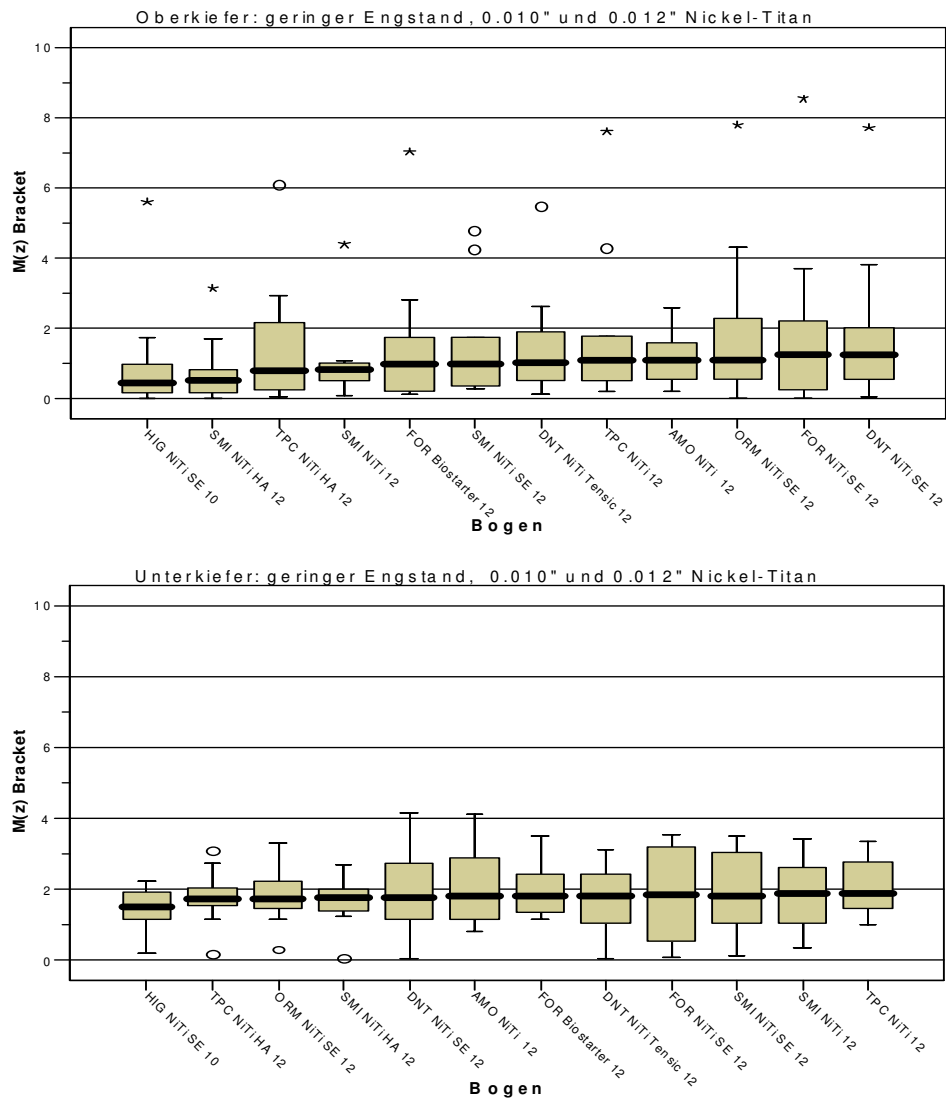


Abb. 52: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010“ und 0.012“

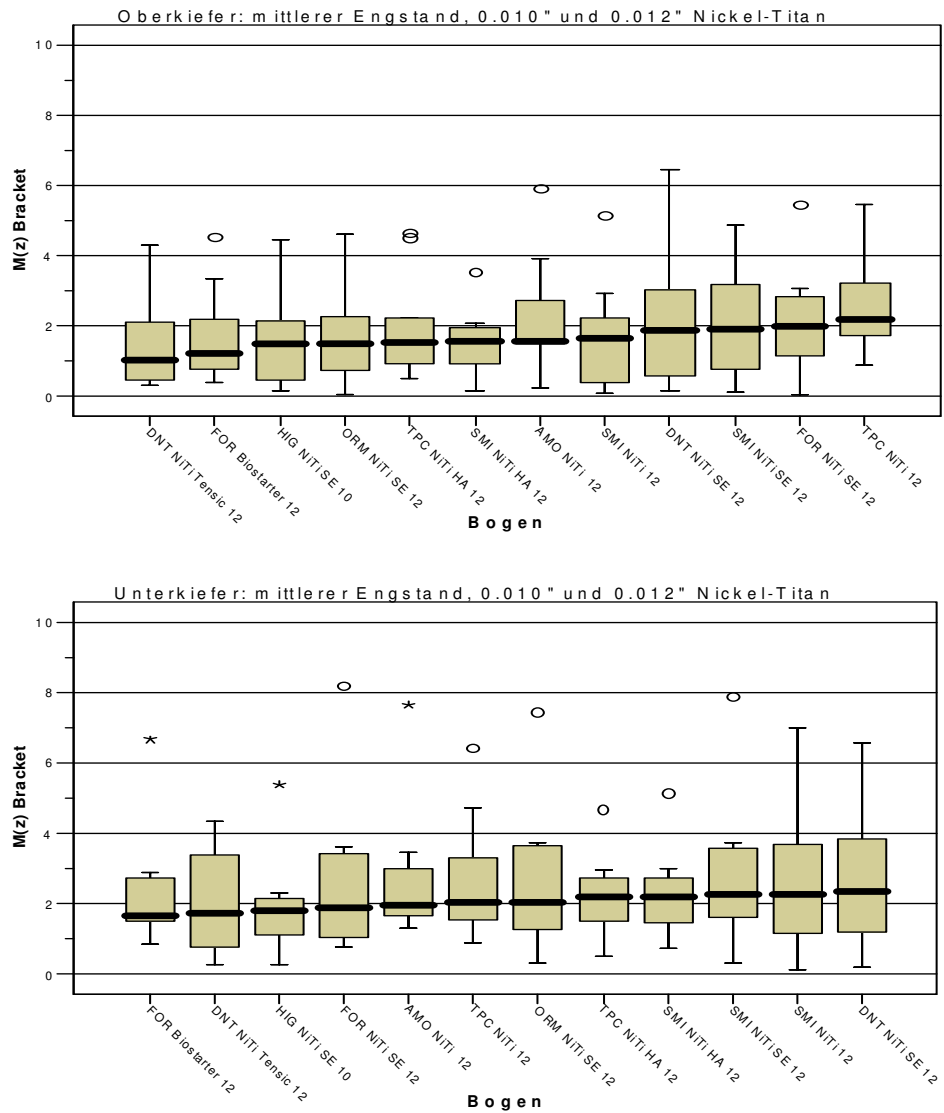


Abb. 53: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010“ und 0.012“

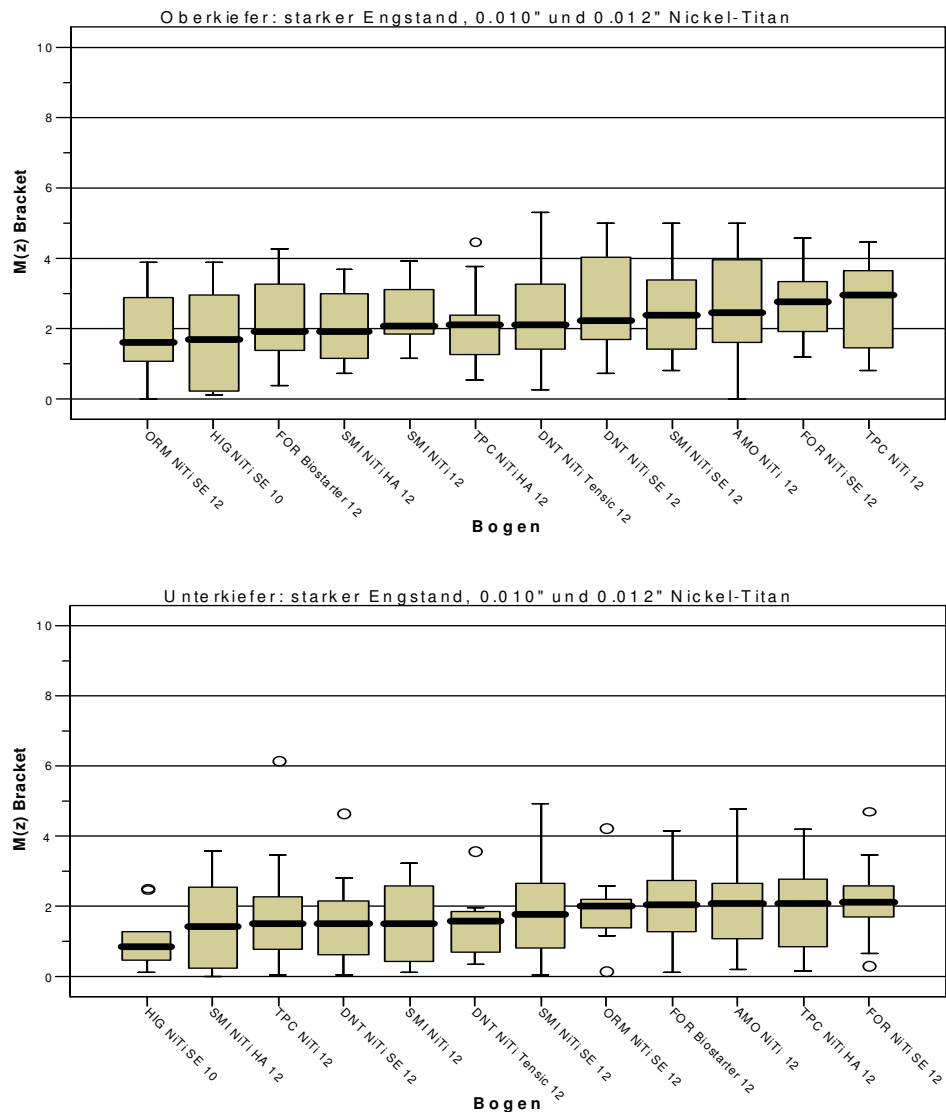


Abb. 54: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.010" und 0.012"

Im geringen Engstand lagen die Mittelwerte im Oberkiefer zwischen 0,5 bis 1,5 Newton und im Unterkiefer zwischen 1,5 und 2 Newton. Die Maximalwerte im Oberkiefer lagen nur knapp oberhalb von 2 Newton, während sie im Unterkiefer geringfügig unterhalb der 3 Newtongrenze blieben.

Im mittleren Engstand lagen die Mittelwerte im Oberkiefer von 1 bis 2,2 Newton und im Unterkiefer von 1,8 bis 2,2 Newton verteilt. Damit waren sie nur geringfügig höher als im geringen Engstand.

Im starken Engstand lagen die Mittelwerte im Oberkiefer zwischen 1,8 und 3 Newton, während sie im Unterkiefer zwischen 0,9 und 2,2 Newton lagen.

Die Engstände unterschieden sich nur gering in ihren Messwerten.

Konstant geringe Kräfte zeigten sich auch hier beim Nickel-Titan Bogen von Highland Metals.

2. 0.013“ und 0.014“

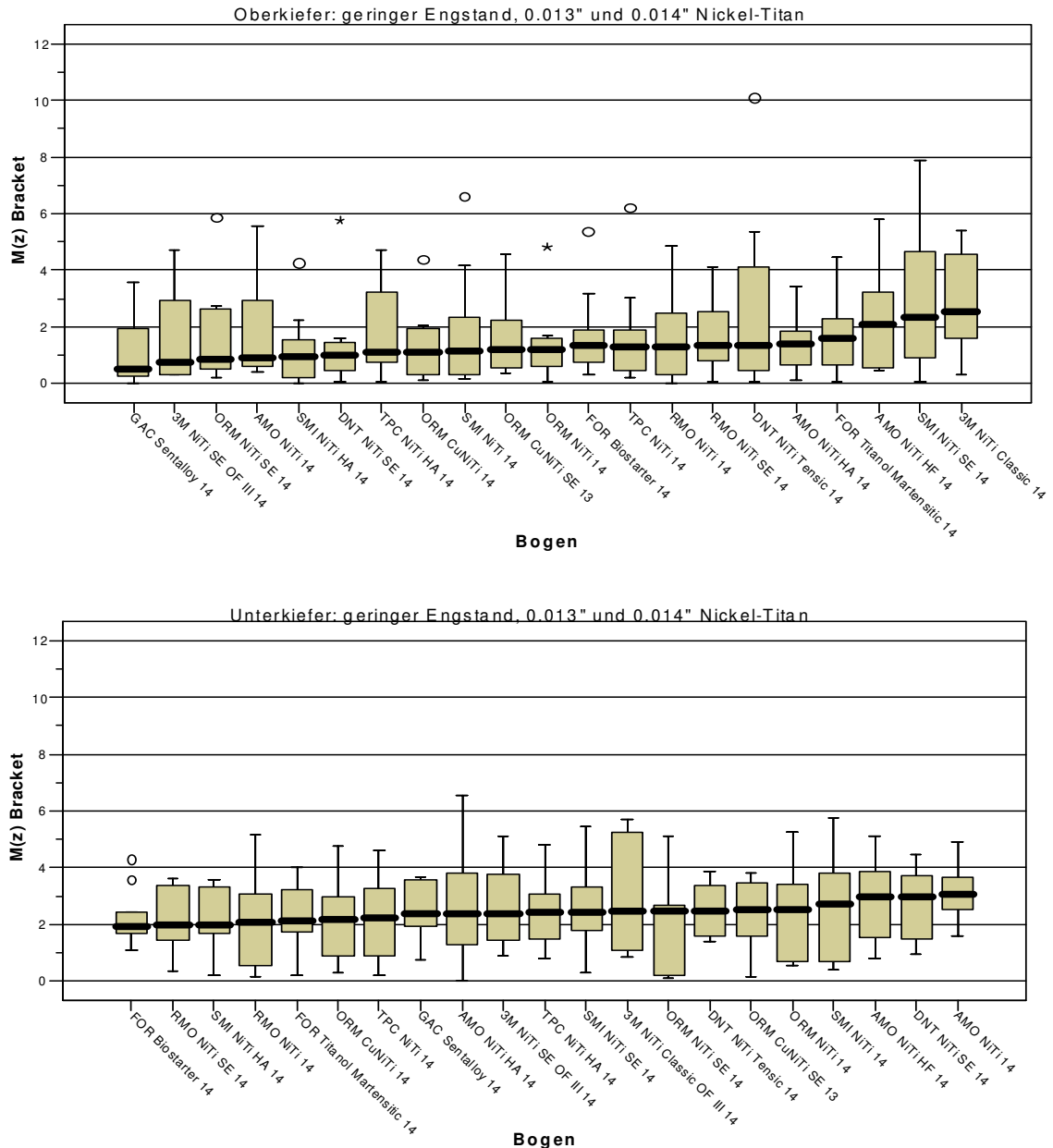


Abb. 55: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringer Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“

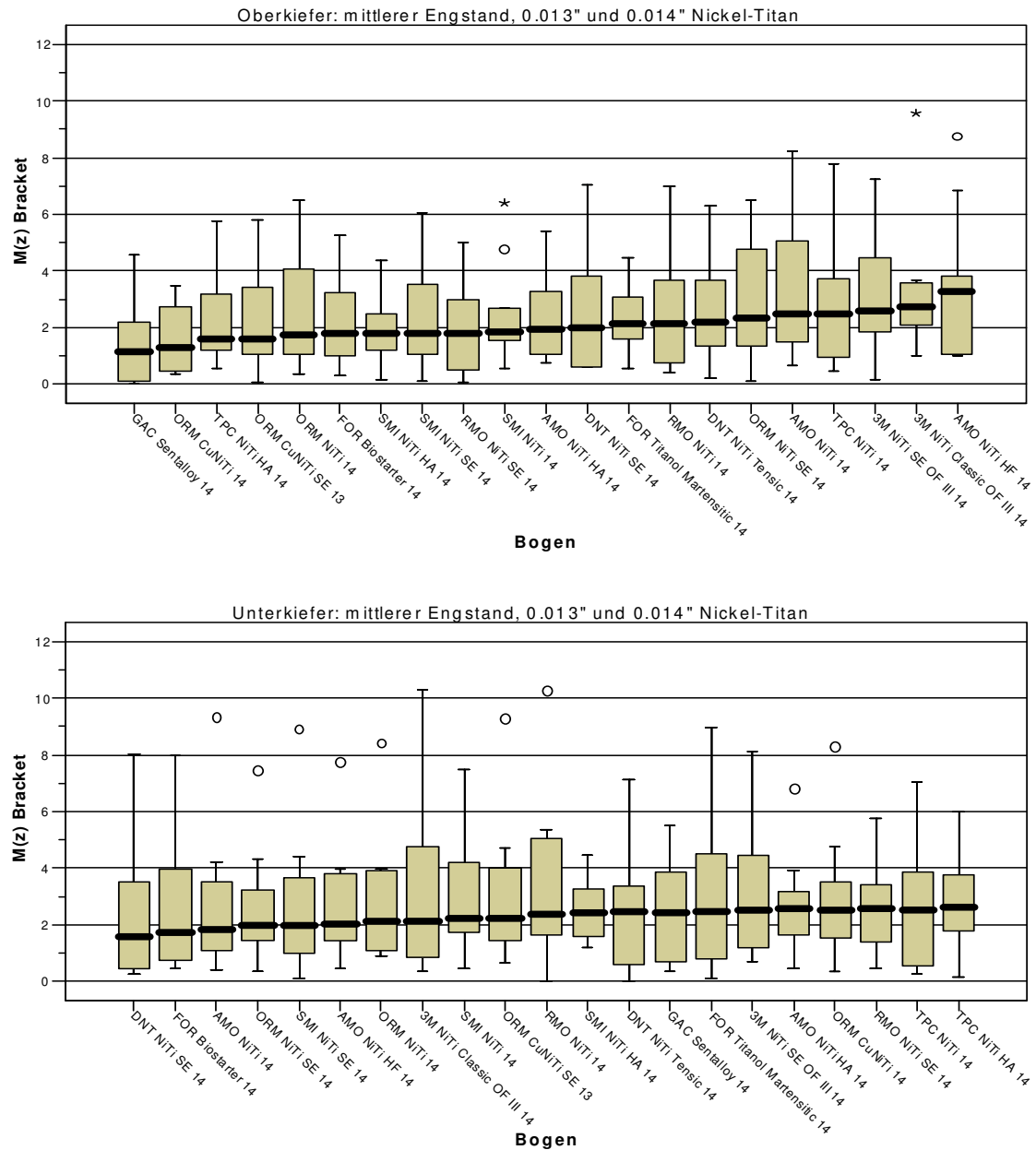


Abb. 56: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013" und 0.014"

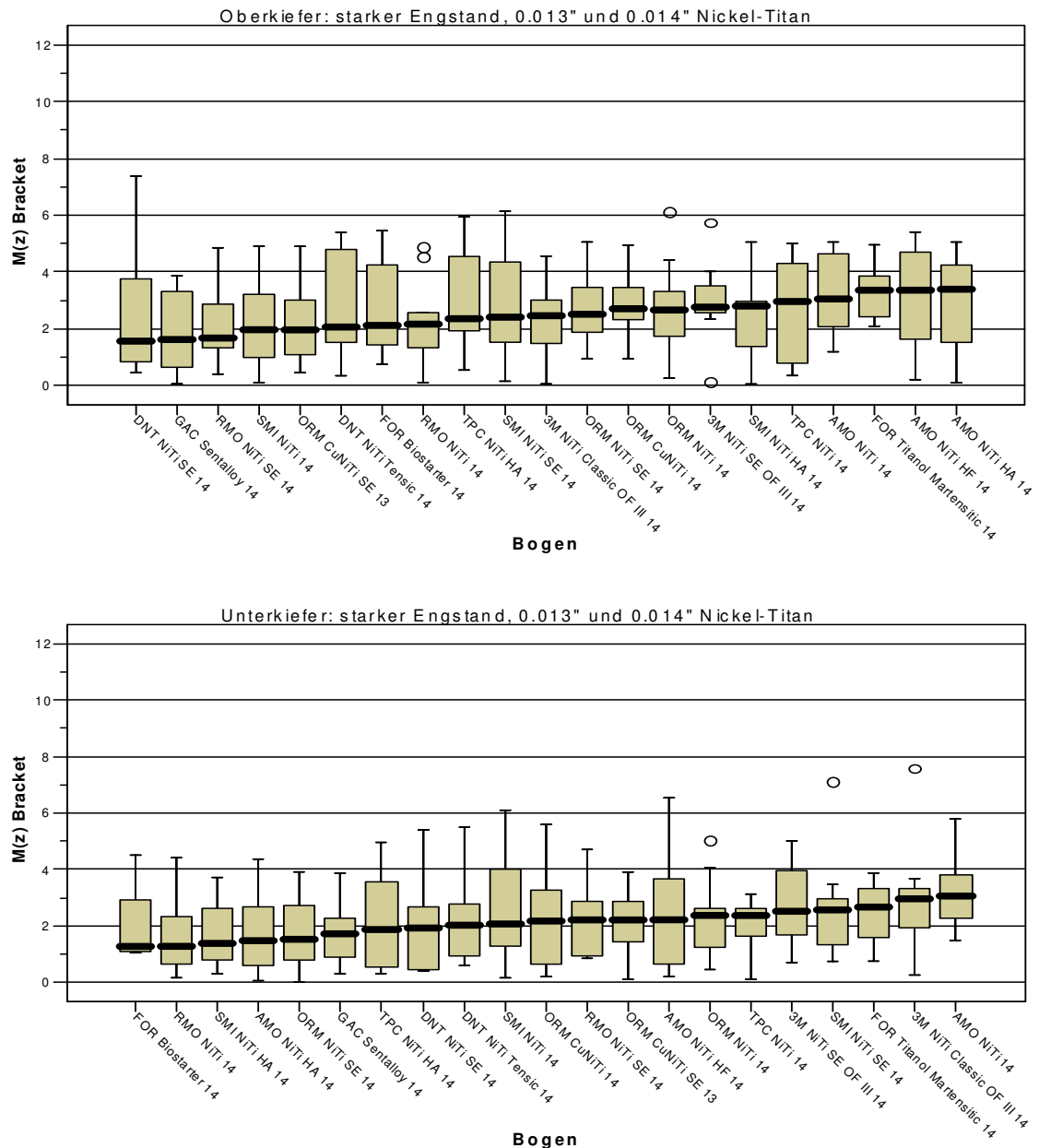


Abb. 57: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“

In allen drei Engstandssituationen lagen die Mittelwerte in einem Bereich von 1 bis 3 Newton und unterschieden sich nur geringfügig. Der größte Maximalwert lag bei 5 Newton, nur vereinzelte Ausreißer zeigten Werte über 10 Newton an.

Die Werte lagen nur geringfügig höher als die entsprechenden Messergebnisse, die mit den 0.010“ und 0.012“ Nickel-Titan Bögen gemessen worden waren.

3. Verseilte Bögen

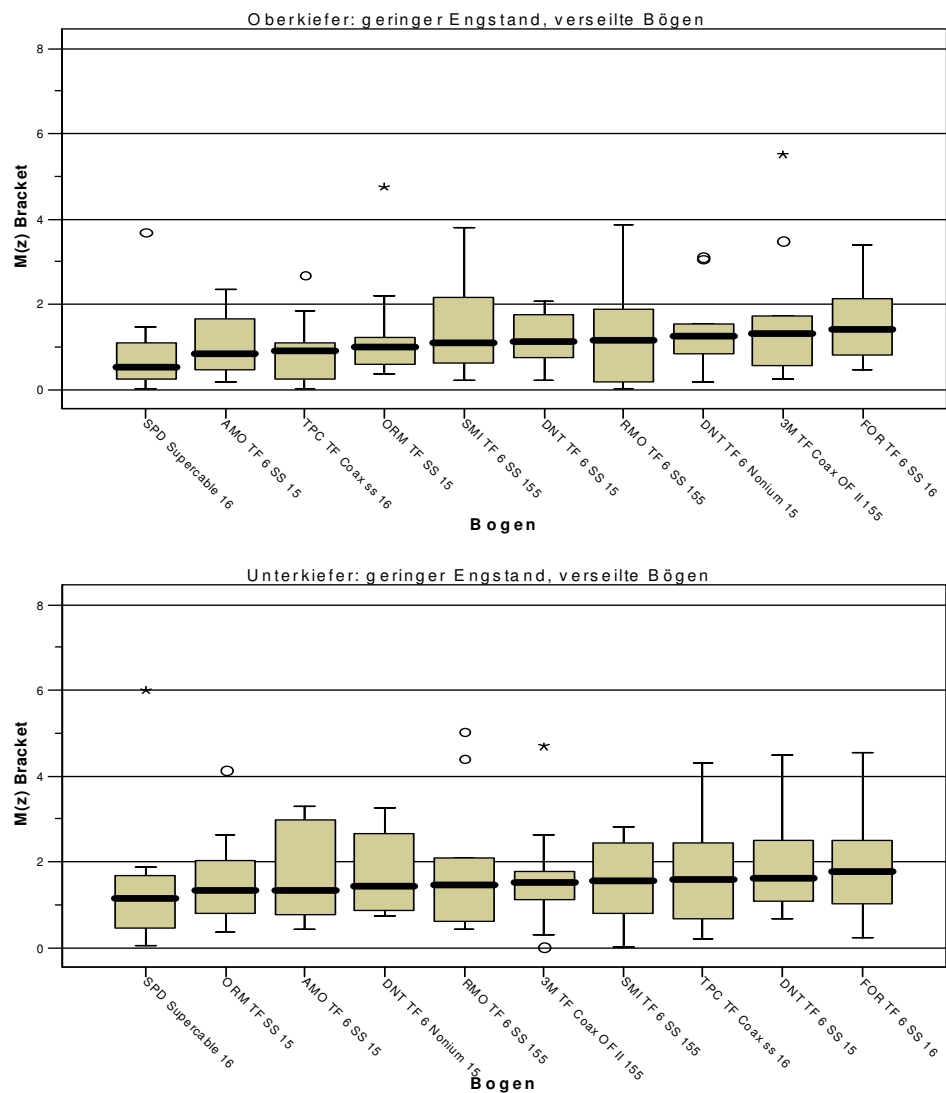


Abb. 58: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim geringen Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

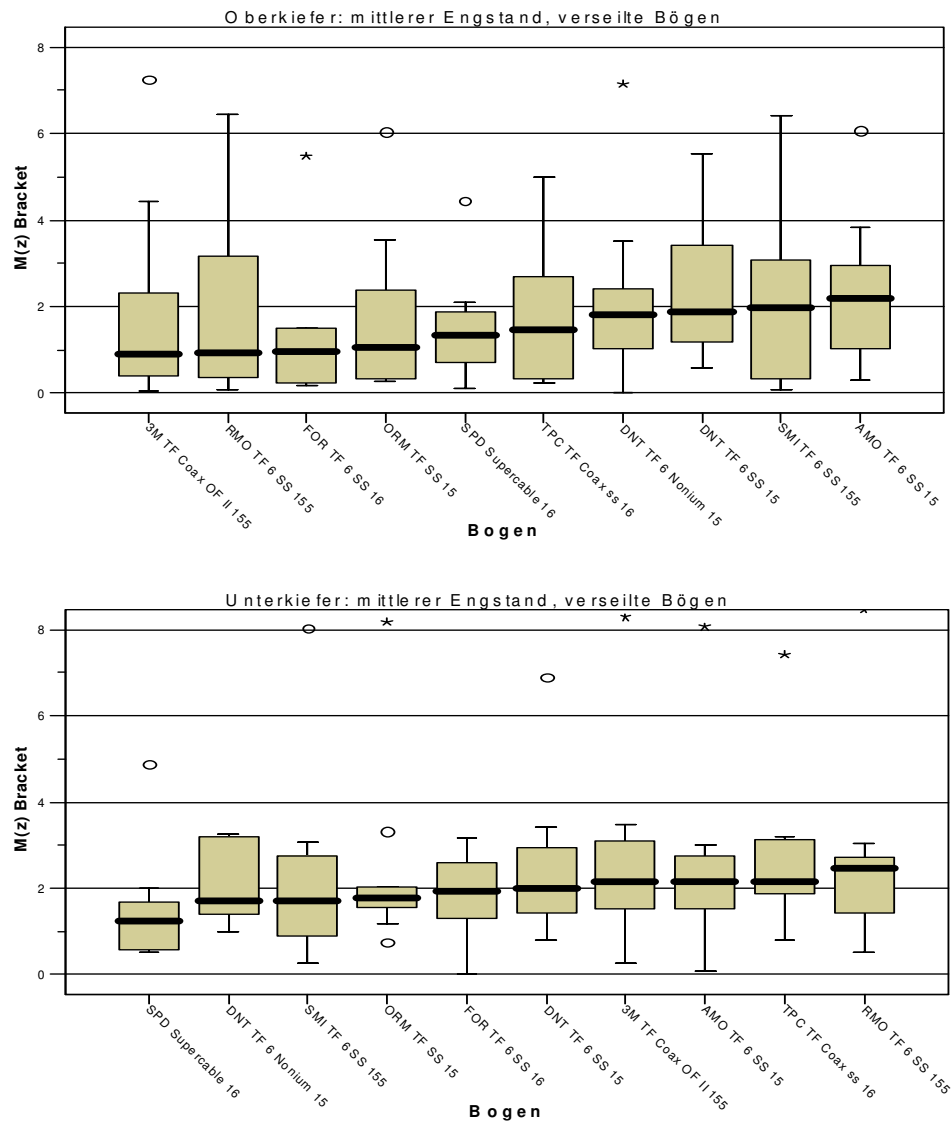


Abb. 59: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim mittleren Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

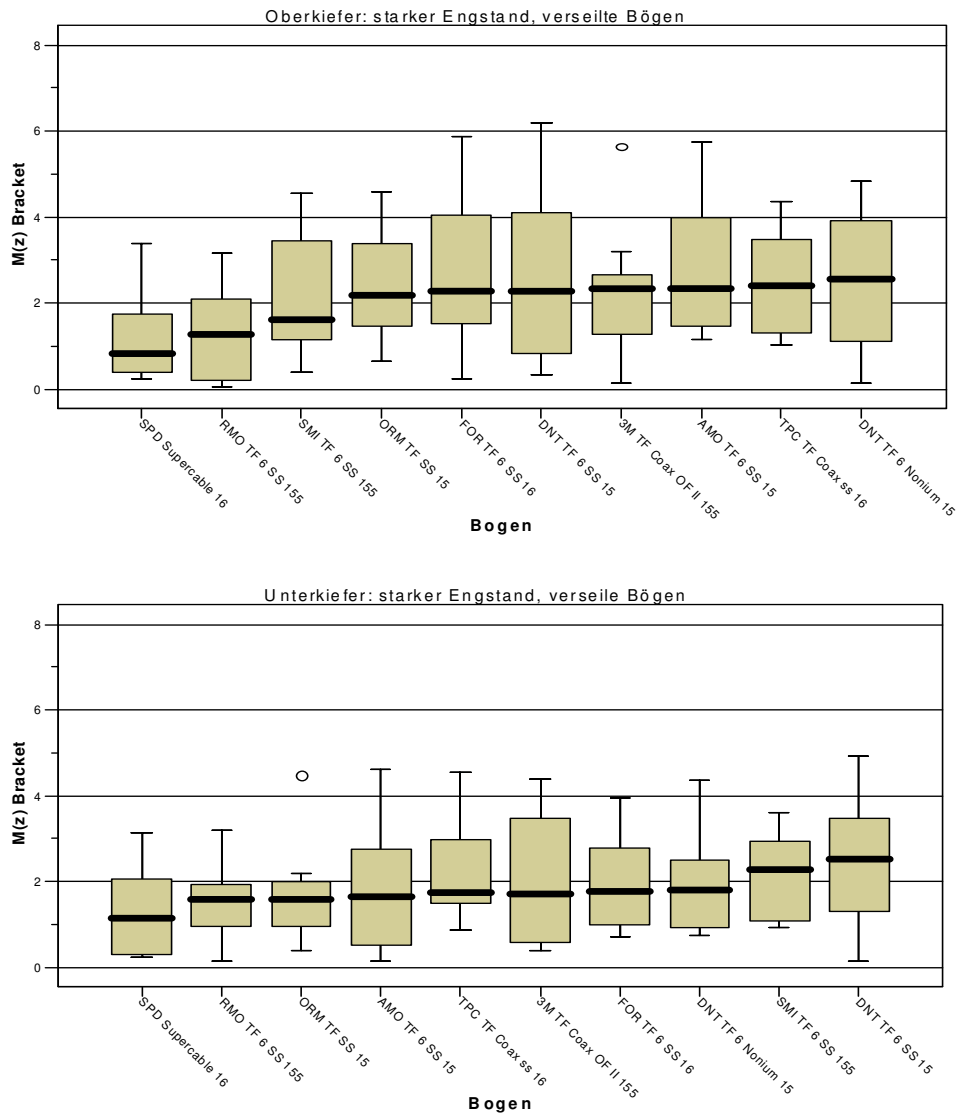


Abb. 60: Box-Plot zur grafischen Darstellung der gemessenen Drehmomente um die vertikale Achse im Ober- und Unterkiefer beim starken Engstand mit verseilten Nivellierungsbögen

Die Mittelwerte aller Engstände bewegten sich relativ konstant zwischen 0,5 und 2,5 Newton. Die Maximalwerte lagen im starken Engstand mit 4 Newton am höchsten. Die Unterschiede zwischen den Engständen waren im Vergleich gering.

5.2.6 Vergleich der Mittelwerte

Im Folgenden sind die statistischen Vergleiche der Mittelwerte für jeden Engstand im Ober- und im Unterkiefer getrennt dargestellt. Um die Tabellen übersichtlich zu halten, sind die Bogenbezeichnungen mit einem Zahlencode versehen worden. Die Legende ist nachfolgend dargestellt:

3M Unitek:

- 1 Nitinol SE OF III, 0.014“
- 2 Nitinol Classic OF III, 0.014“
- 3 Coaxial OF II Squared, Stahl, 5-fach verseilt

American Orthodontics

- 4 Ni-Ti Draht, Natural-Bogen-Form II, 0.012“
- 5 Ni-Ti Draht, Natural-Bogen-Form II, high force, 0.014“
- 6 hitzeaktivierter Ni-Ti Draht, Natural-Bogen-Form I, 0.014“
- 7 Ni-Ti Draht, Natural-Bogen-Form I, 0.014“
- 8 Co-Ax, Natural-Bogen-Form I, Stahl, 5-fach verseilt

Dentaurum

- 9 Dentalflex, Ideal-Bogeform, Stahl, 6-fach verseilt
- 10 Rematitan Lite, Idealbogen, superelastisch, 0.012“
- 11 Rematitan Lite, Idealbogen, superelastisch, 0.014“
- 12 Tensic, thermoelastisch, 0.012“
- 13 Tensic, thermoelastisch, 0.014“
- 14 Noninium, nickelfrei, Stahl, 6fach verseilt

Forestadent

- 15 Titanol-Superelastic, 0.012”
- 16 Biostarter Straight-arch, 0.012”
- 17 Biostarter Straight-arch, 0.014”
- 18 Titanol-Martensitic, 0.014”
- 19 Forestaflex, Stahl, 6-fach verseilt

GAC

- 20 Sentalloy, 0.014”

Highland Metal

- 21 Superelastic, Regular Force, 0.010”

Ormco

- 22 Damon Round copper Ni-Ti, 0.013”
- 23 Damon SL Align SE200, 0.012”
- 24 Damon SL Align SE200, 0.014”
- 25 27 CopperNiTi SM, 0.014”
- 26 Respond, arch blank, Stahl, 6-fach verseilt
- 27 Ni-Ti, Broad arch, 0.014”

Rocky Mountain Orthodontics

- 28 Orthonol, Natural Arch, 0.014"
- 29 Thermalloy, Natural Shape form, 0.014"
- 30 Supra-Flex, Stahl, 6-fach verseilt

Smile dental

- 31 6-fach Flex, True-Form, Stahl, 6-fach verseilt
- 32 Thermalloy, True-Form, 0.012"
- 33 Thermalloy, True-Form, 0.014"
- 34 Nickel-Titanium, True-Form, Martesitic, 0.012"
- 35 Nickel-Titanium, True-Form, Martesitic, 0.014"
- 36 Nickel-Titanium, True-Form, 0.012"
- 37 Nickel-Titanium, True-Form, 0.014"

Speed

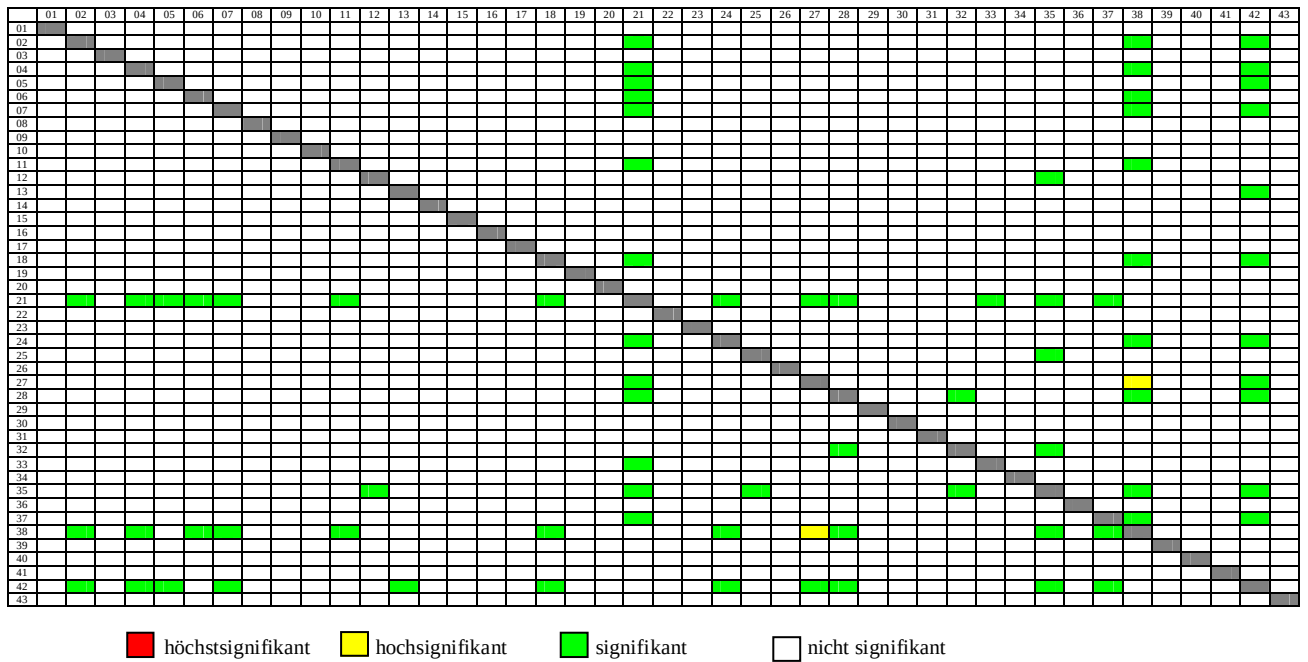
- 38 Supercable, Nickel-Titan, 7-fach verseilt

TP Orthodontic

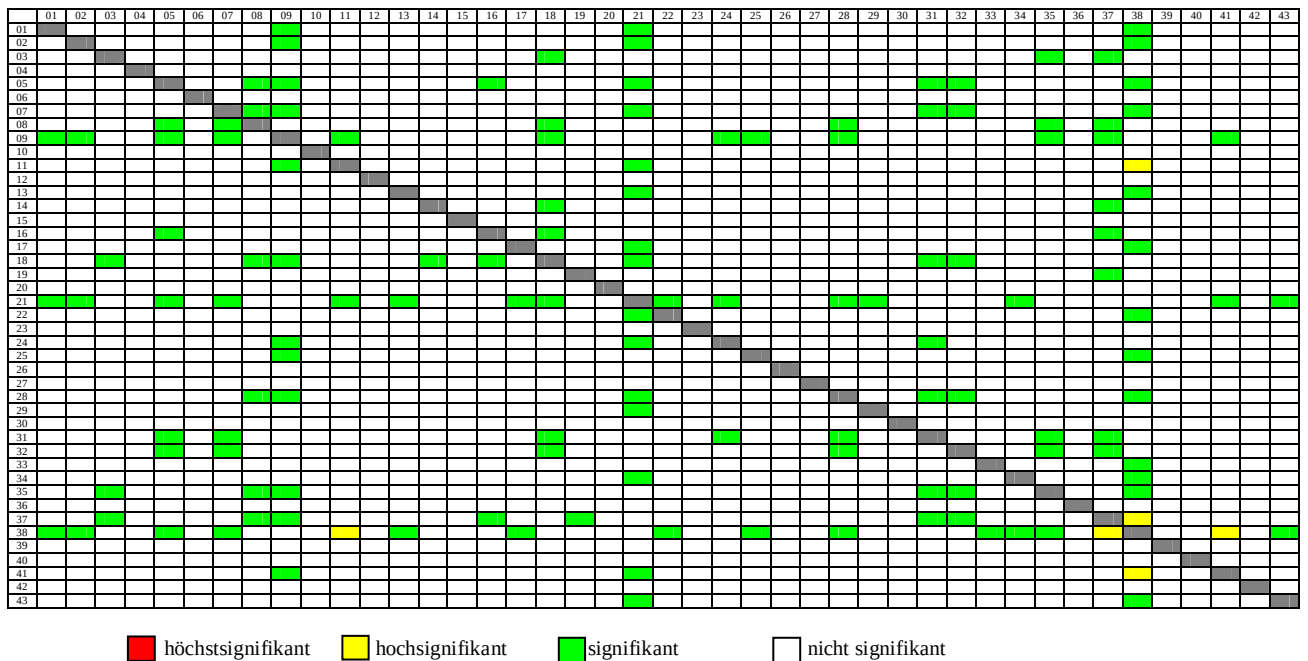
- 39 Co-Ax wire, straight arch form, Stahl, 5fach verseilt
- 40 Reflex wire, 0.012"
- 41 Reflex wire, 0.014"
- 42 Reflex heat-activated, preformed archwire, 0.012"
- 43 Reflex heat-activated, preformed archwire, 0.014"

Auf den folgenden Seiten sind die statistischen Vergleiche zwischen den Mittelwerten der einzelnen Kraft- und Drehmomentgrößen dargestellt:

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im geringen Engstand im Oberkiefer

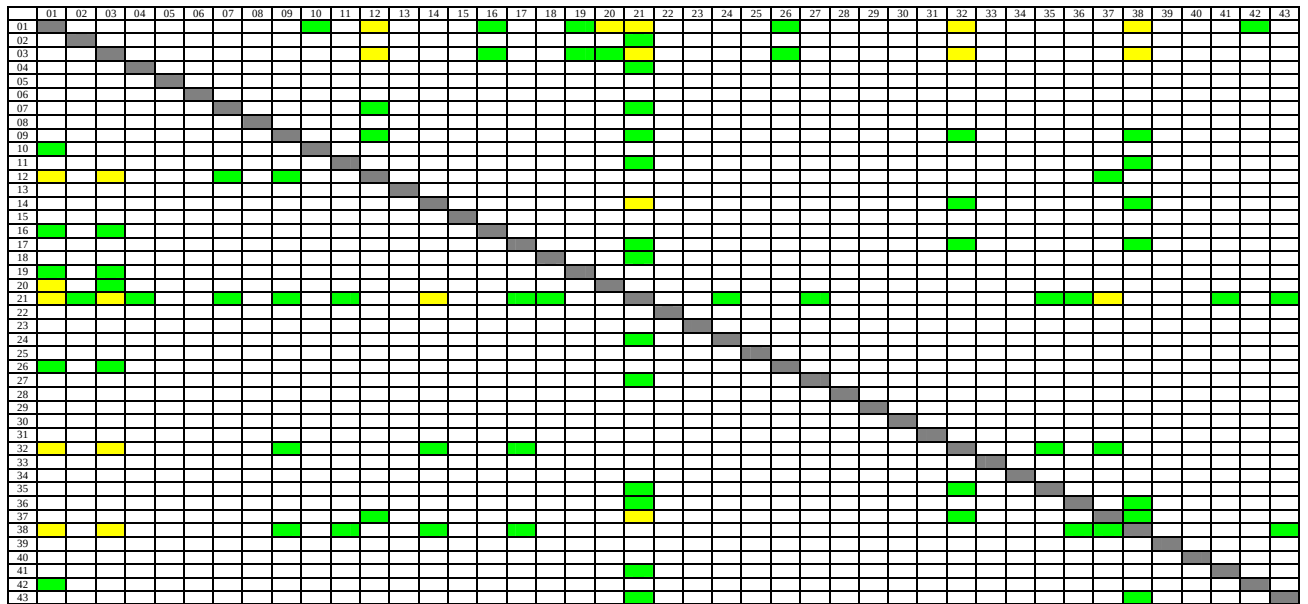


Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im geringen Engstand im Unterkiefer



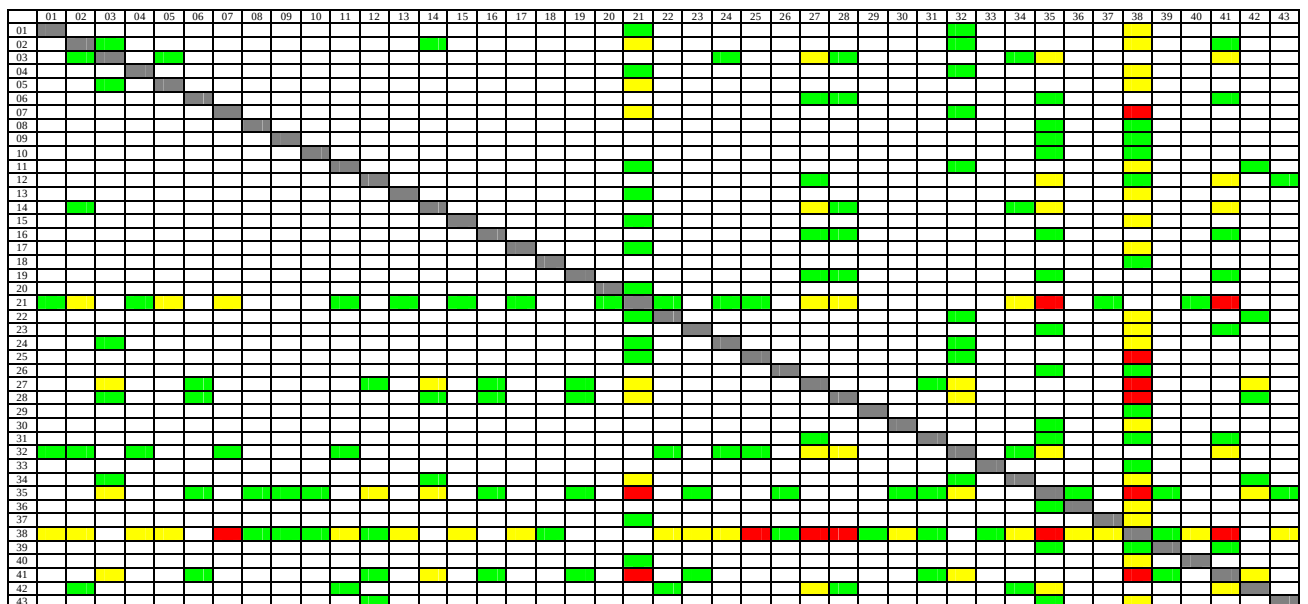
5. Ergebnisse

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im mittleren Engstand im Oberkiefer



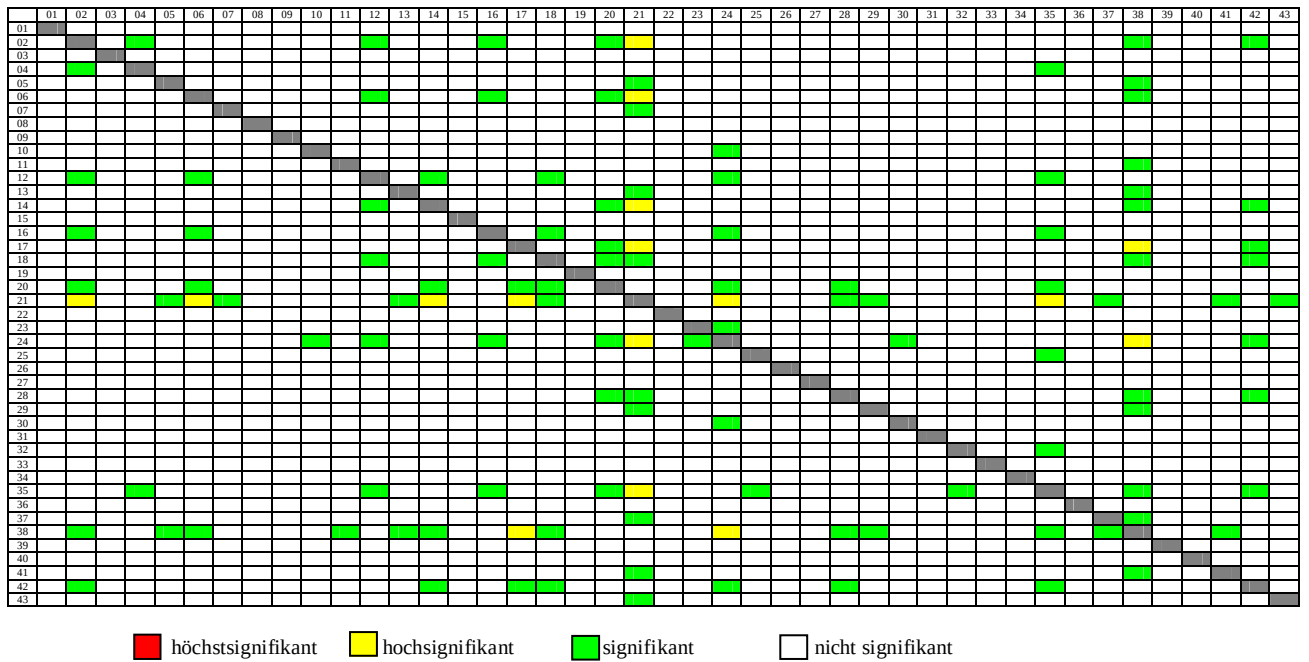
■ höchstsignifikant ■ hochsignifikant ■ signifikant □ nicht signifikant

Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im mittleren Engstand im Unterkiefer

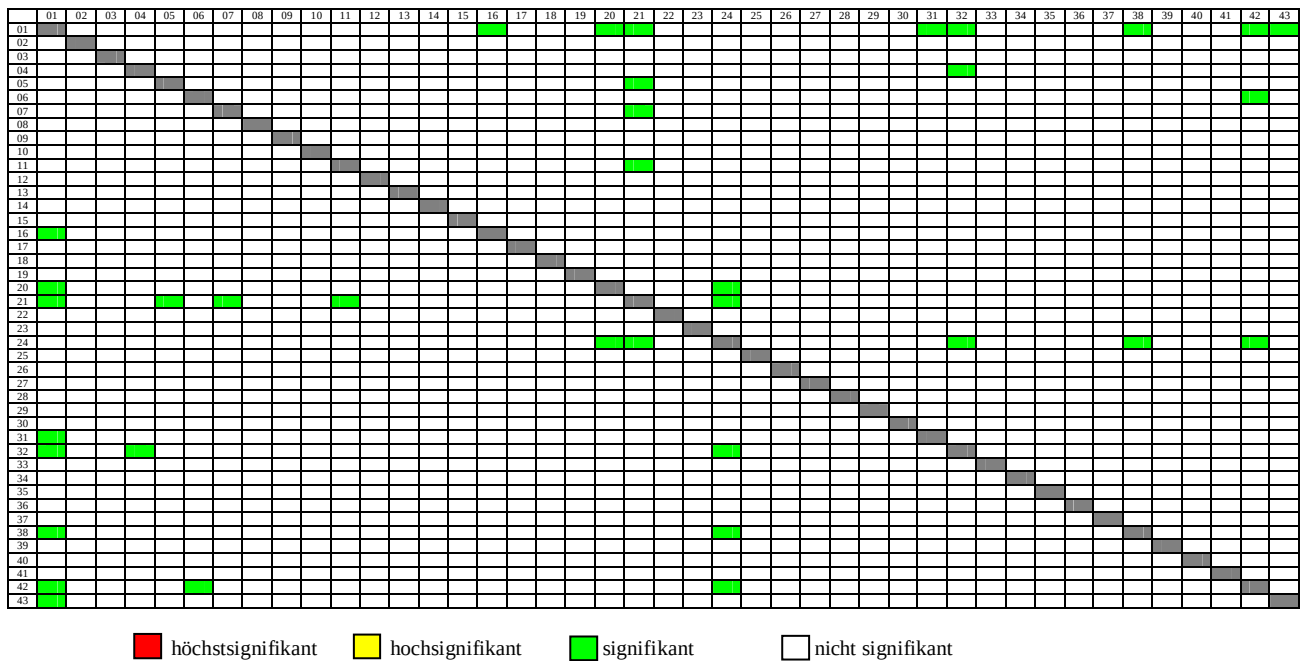


■ höchstsignifikant ■ hochsignifikant ■ signifikant □ nicht signifikant

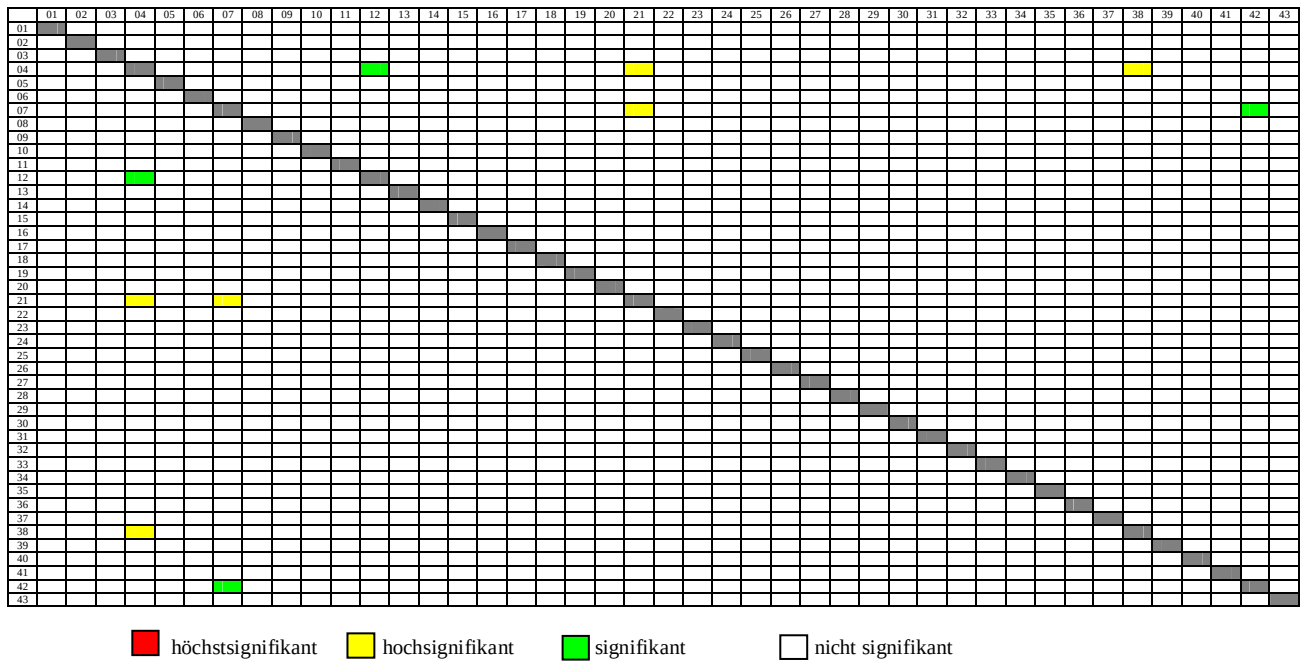
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im starken Engstand im Oberkiefer



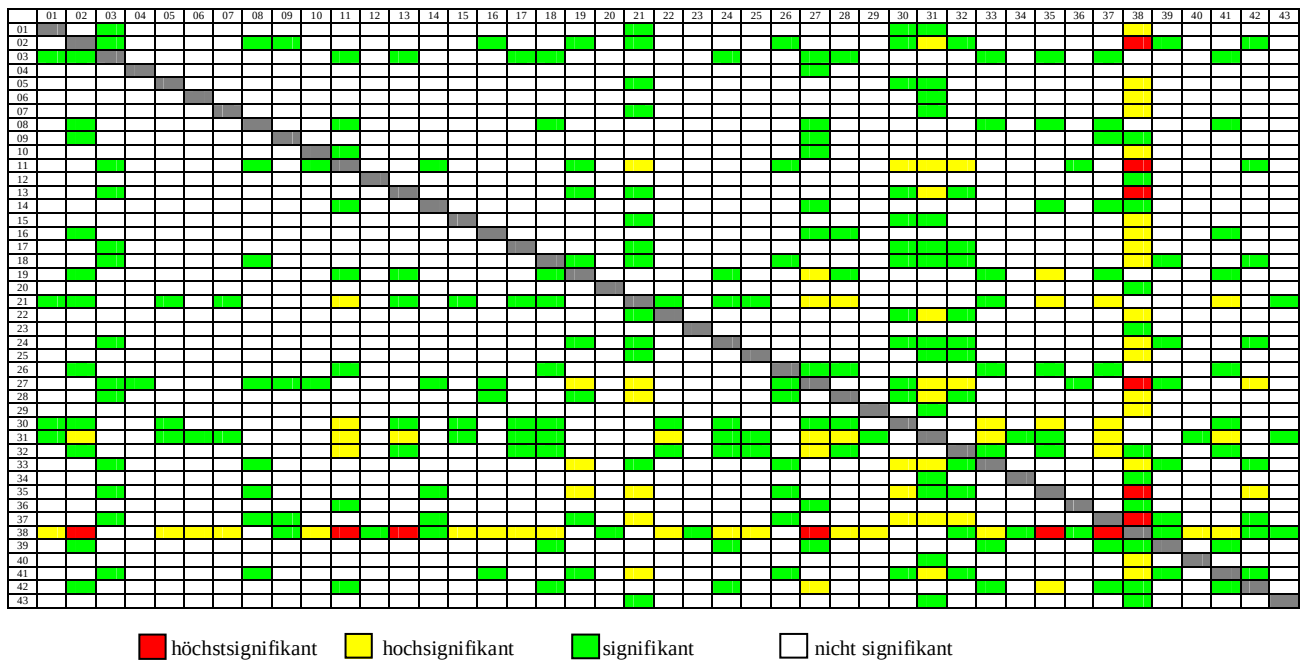
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für $F(x,y)$ im starken Engstand im Unterkiefer



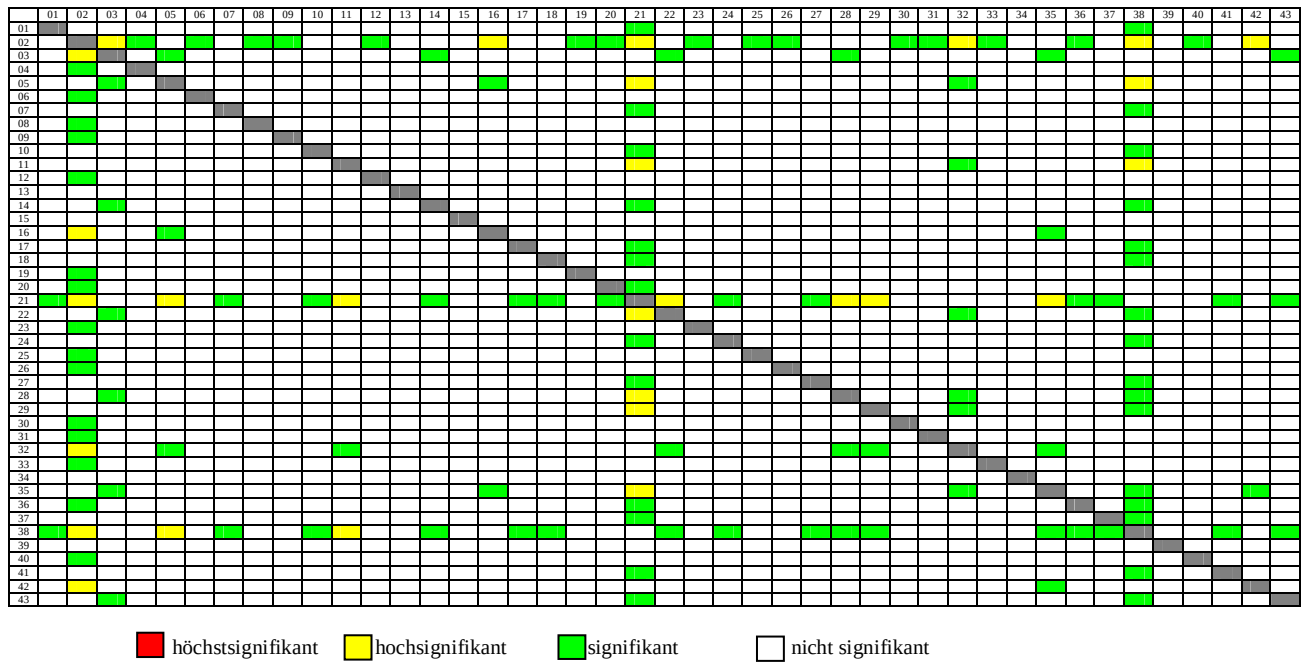
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im geringern Engstand im Oberkiefer



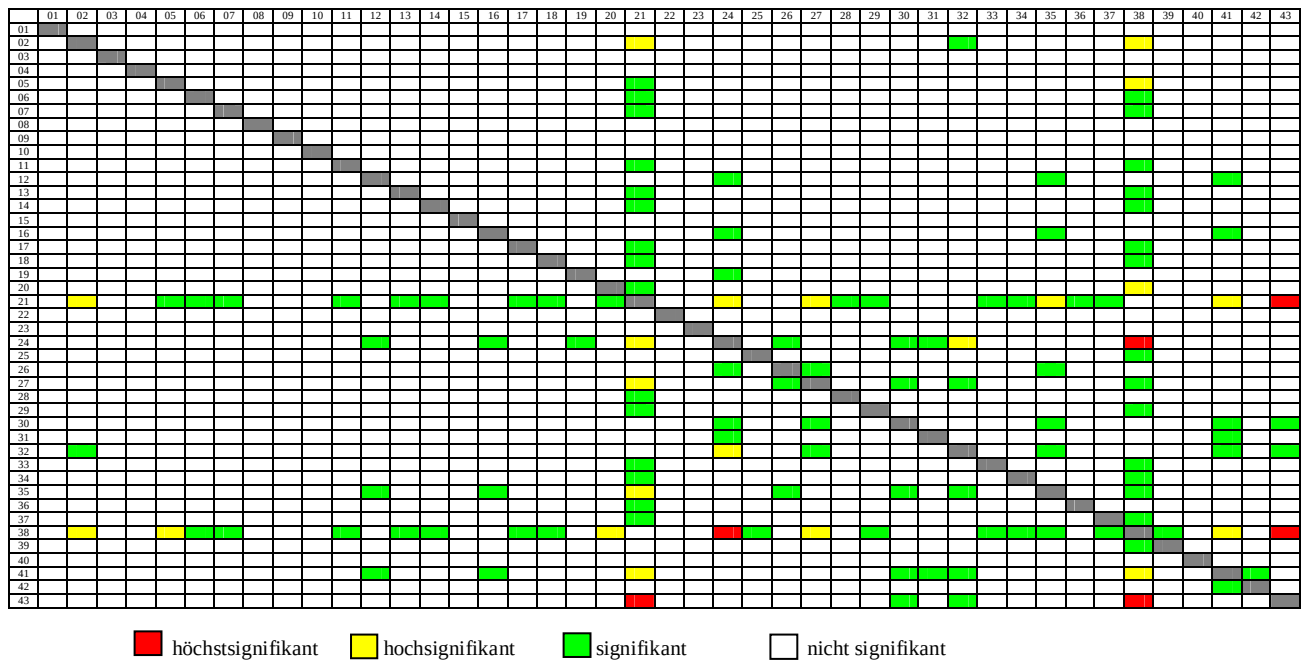
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im geringern Engstand im Unterkiefer



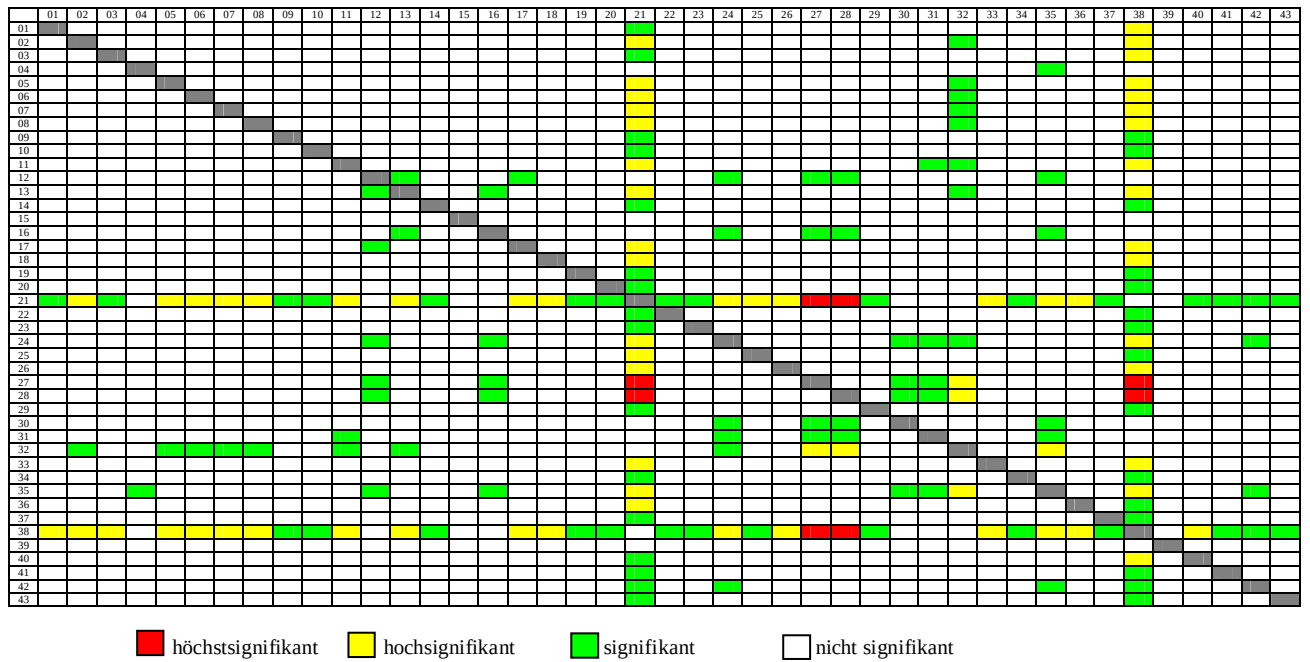
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im mittleren Engstand im Oberkiefer



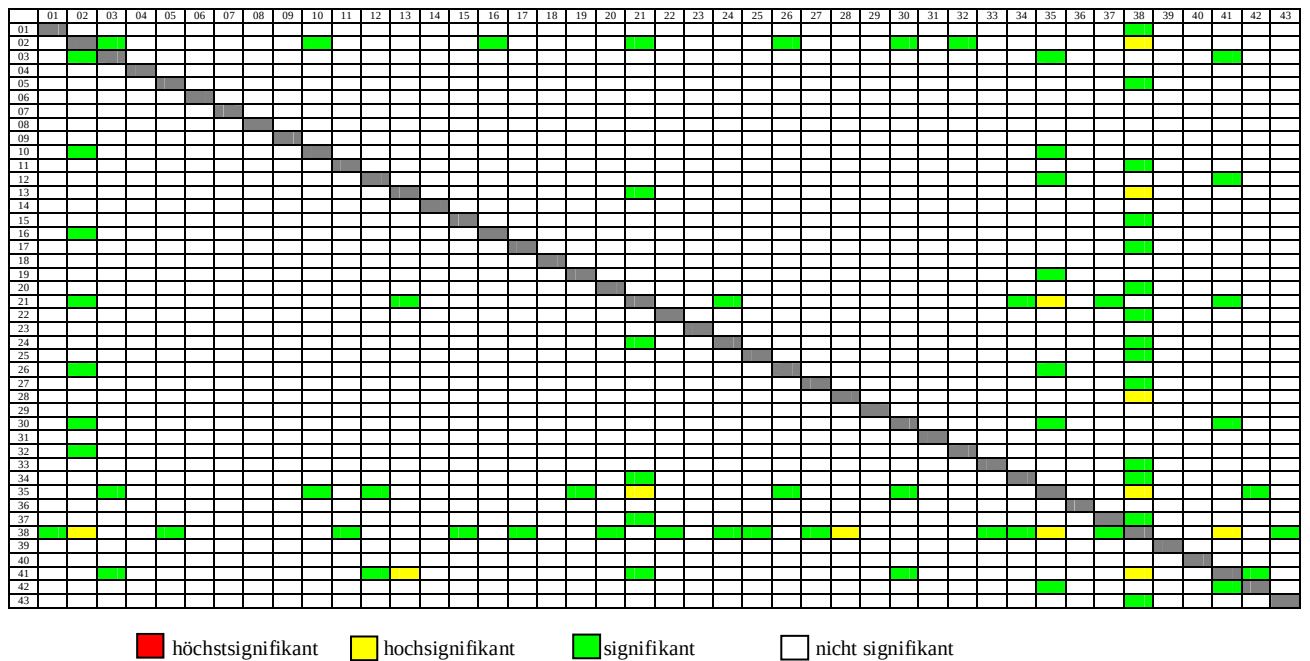
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im mittleren Engstand im Unterkiefer



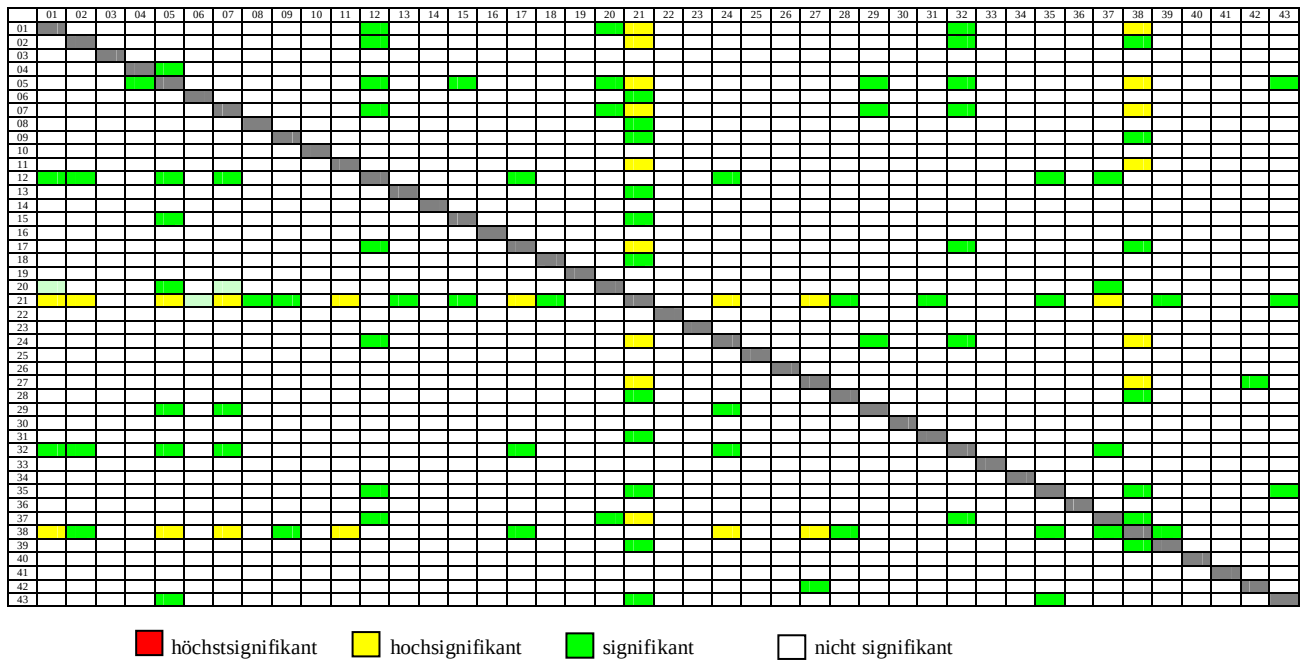
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im starken Engstand im Oberkiefer



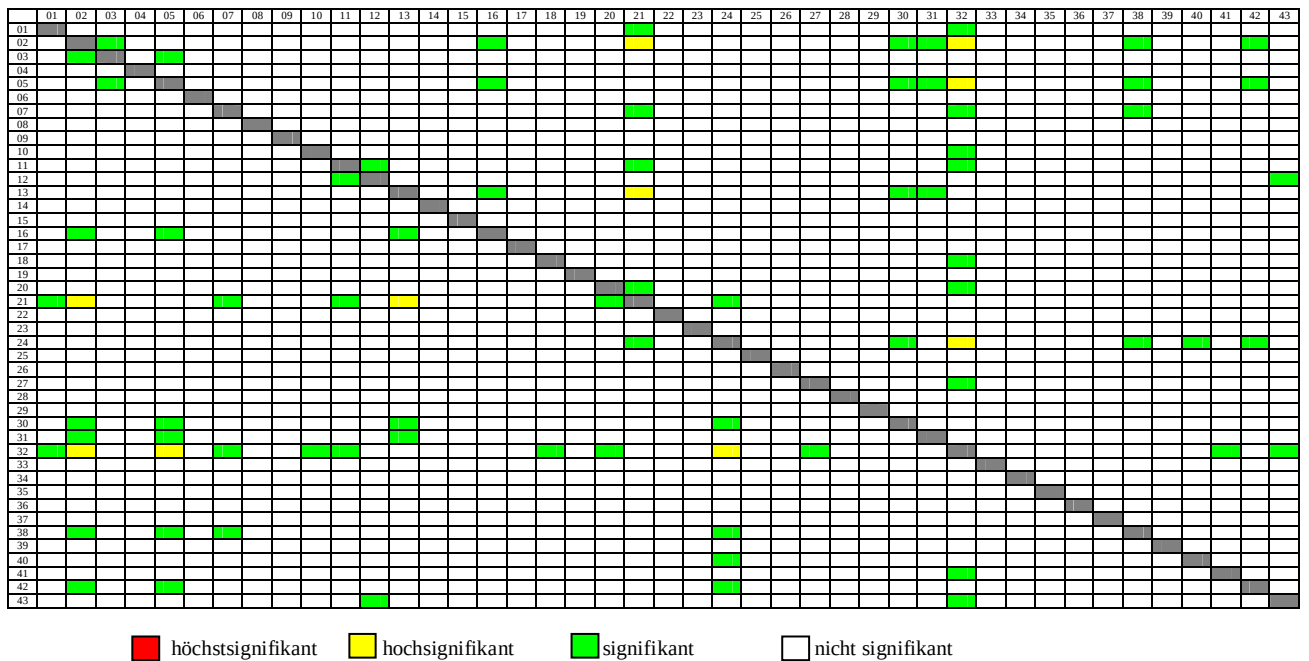
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für F(z) im starken Engstand im Unterkiefer



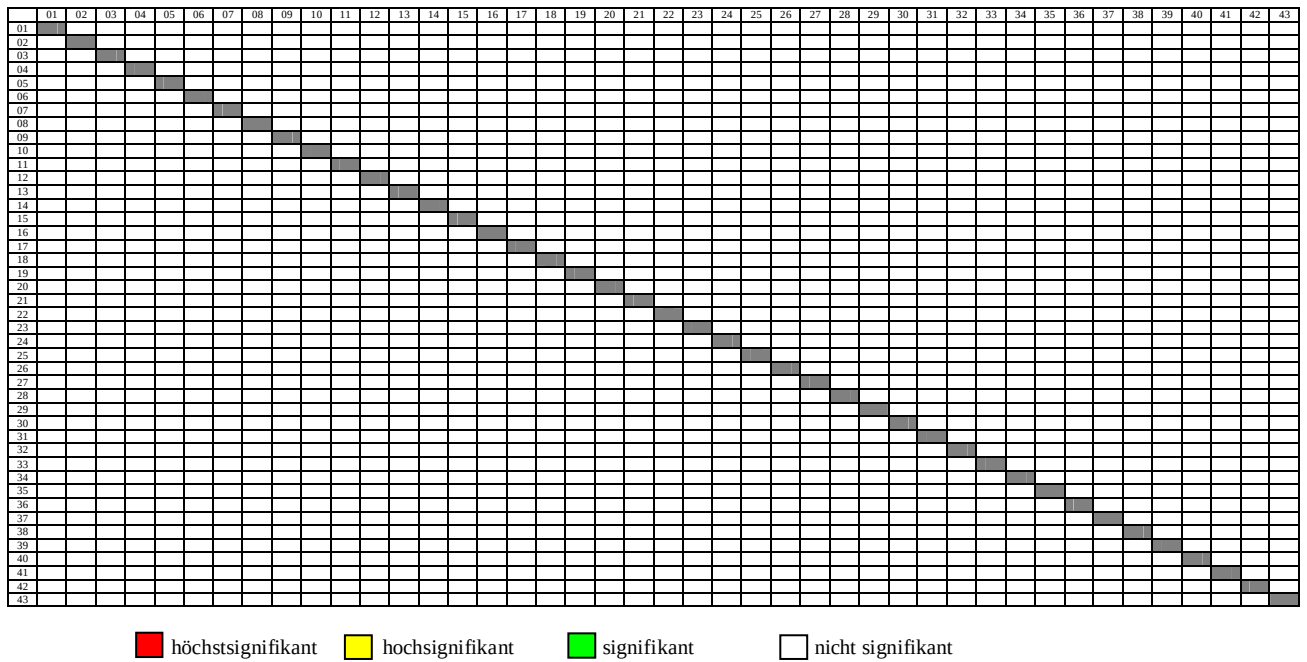
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im geringen Engstand im Oberkiefer



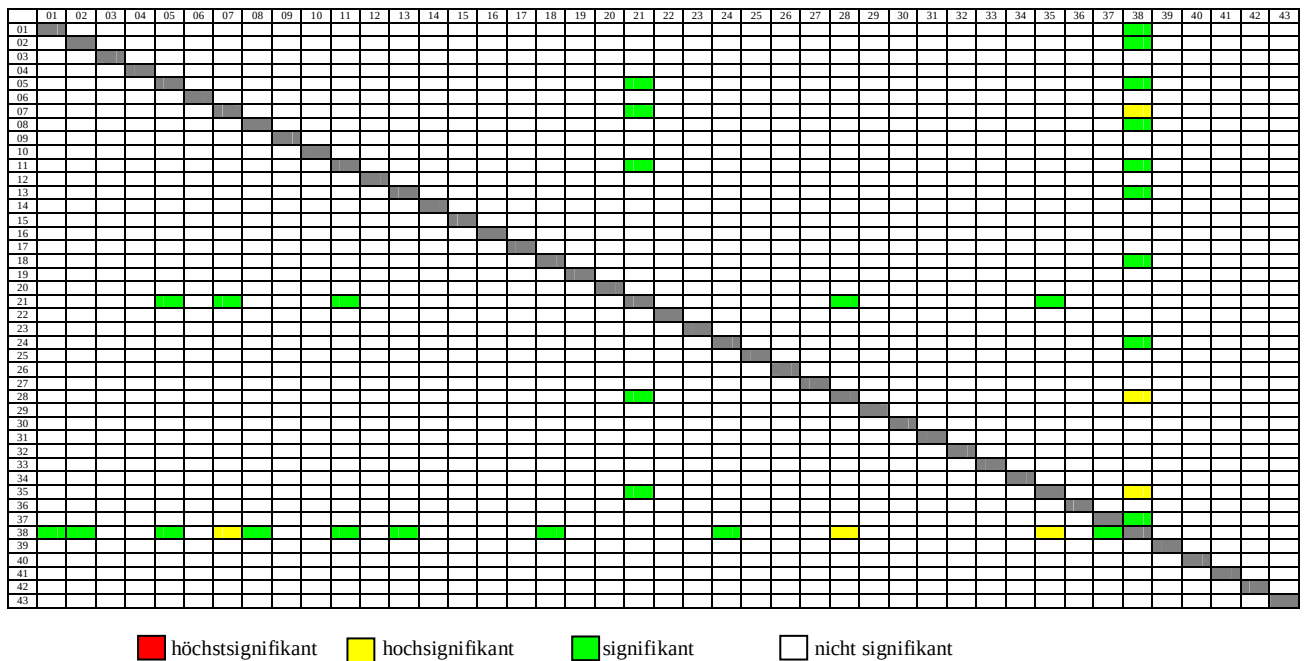
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im geringen Engstand im Unterkiefer



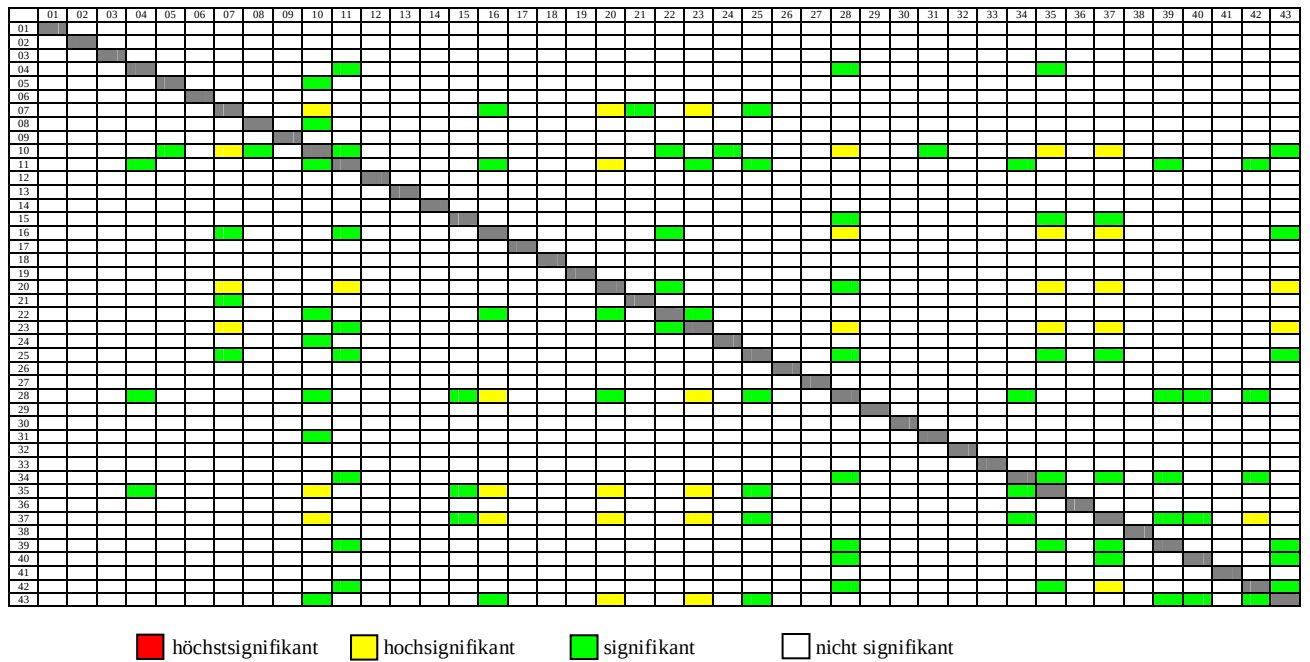
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im mittleren Engstand im Oberkiefer



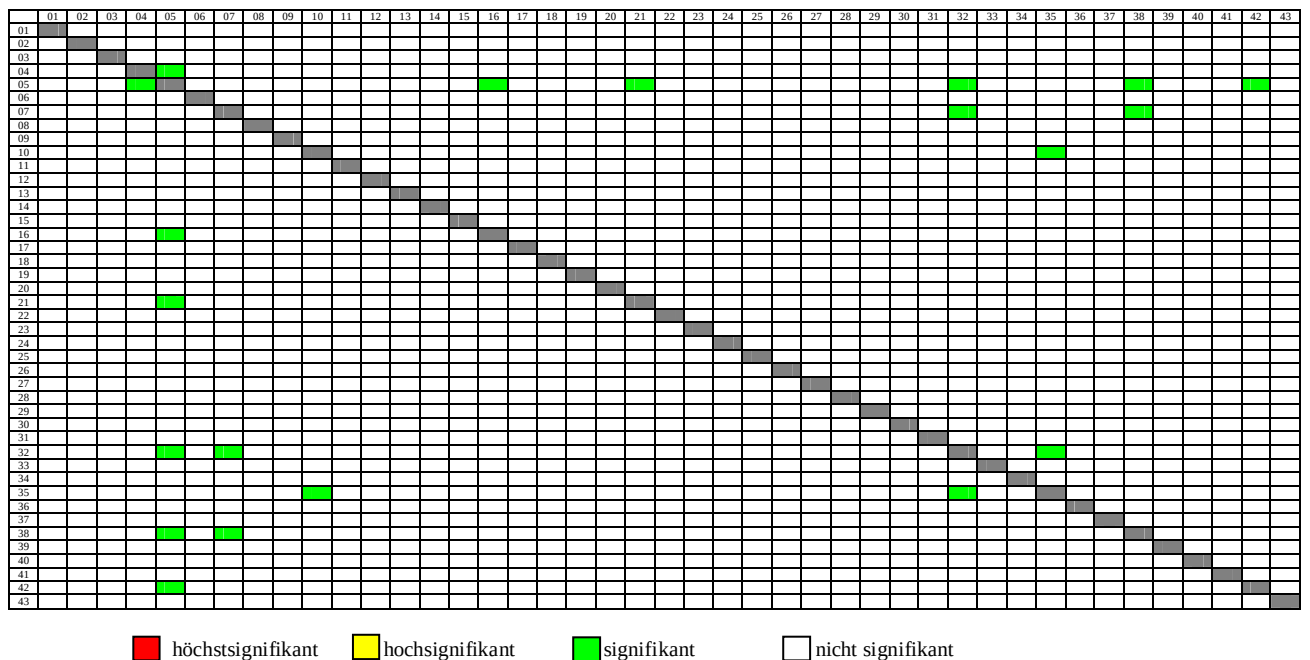
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im mittleren Engstand im Unterkiefer



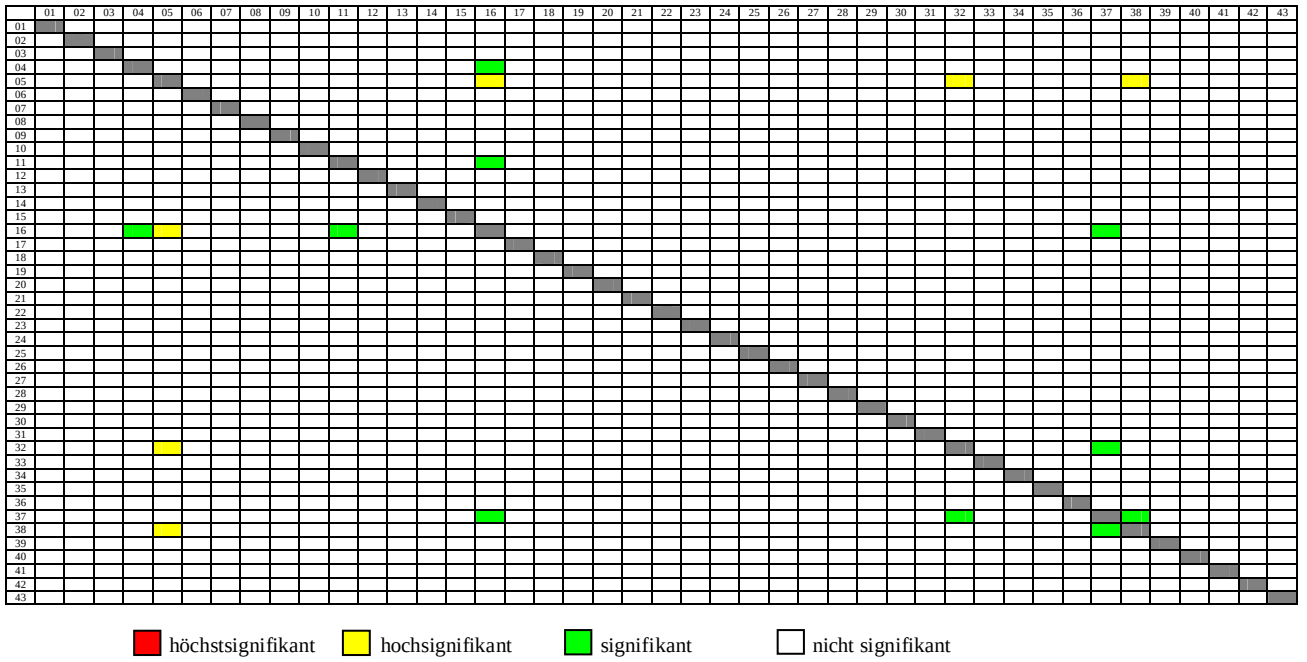
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im starken Engstand im Oberkiefer



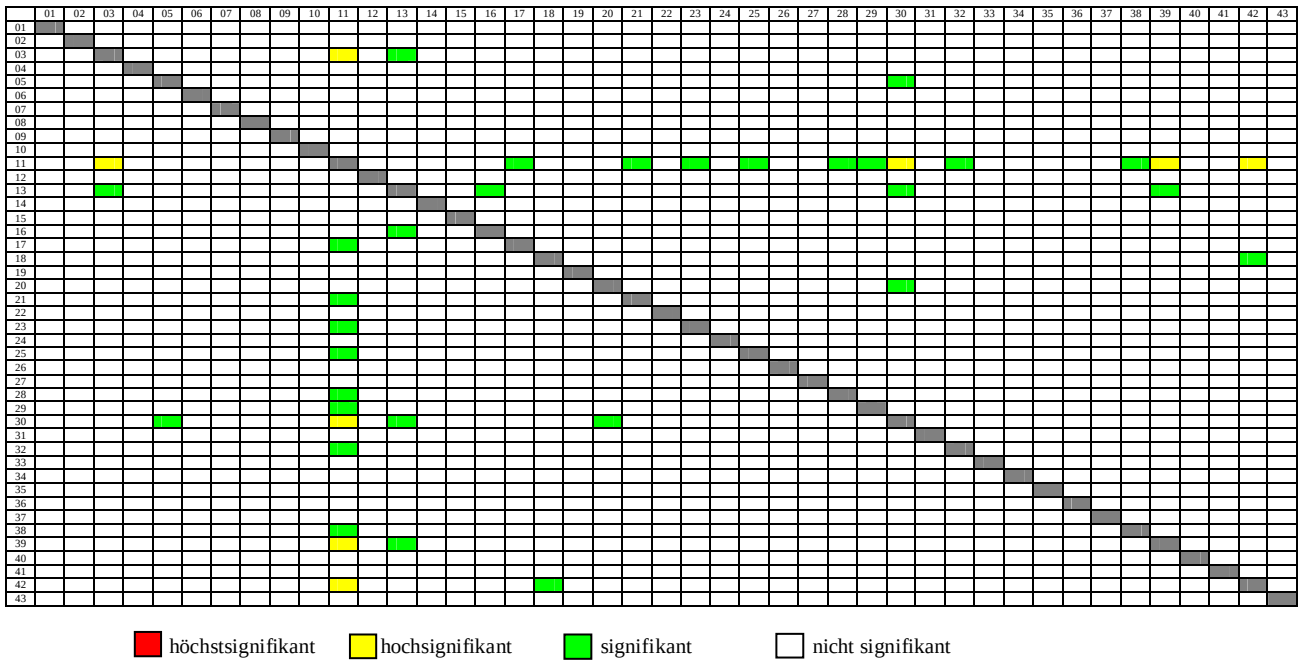
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(x) im starken Engstand im Unterkiefer



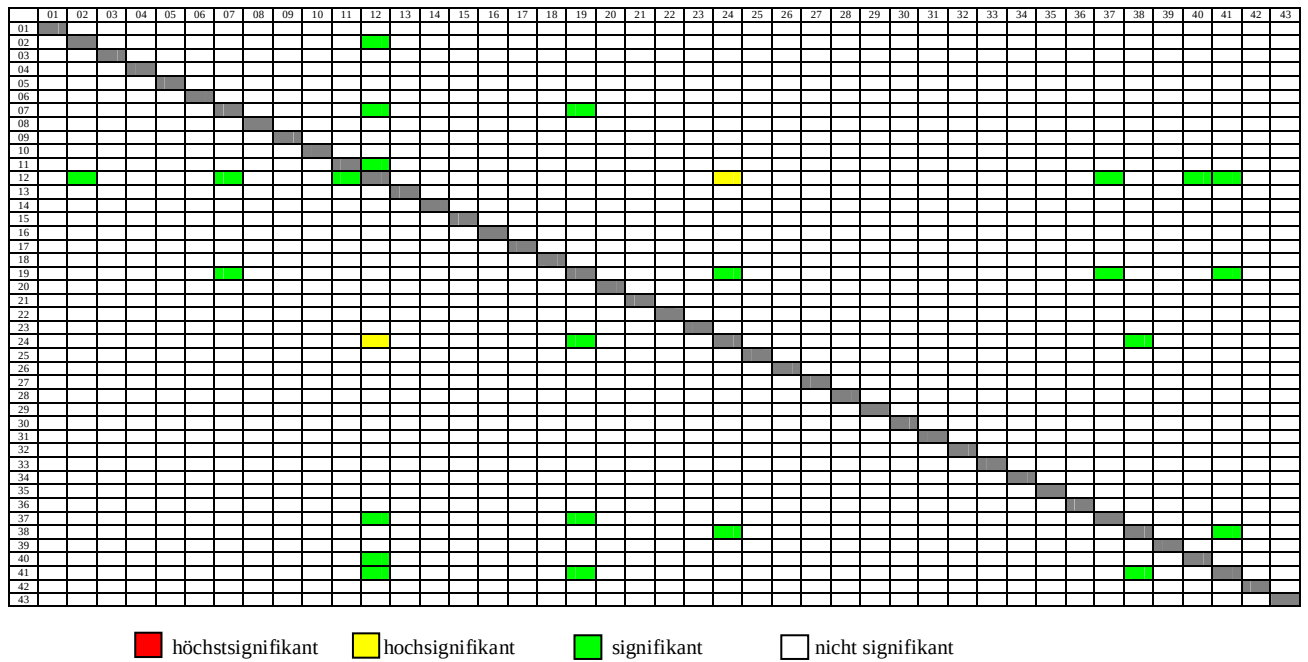
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im geringen Engstand im Oberkiefer



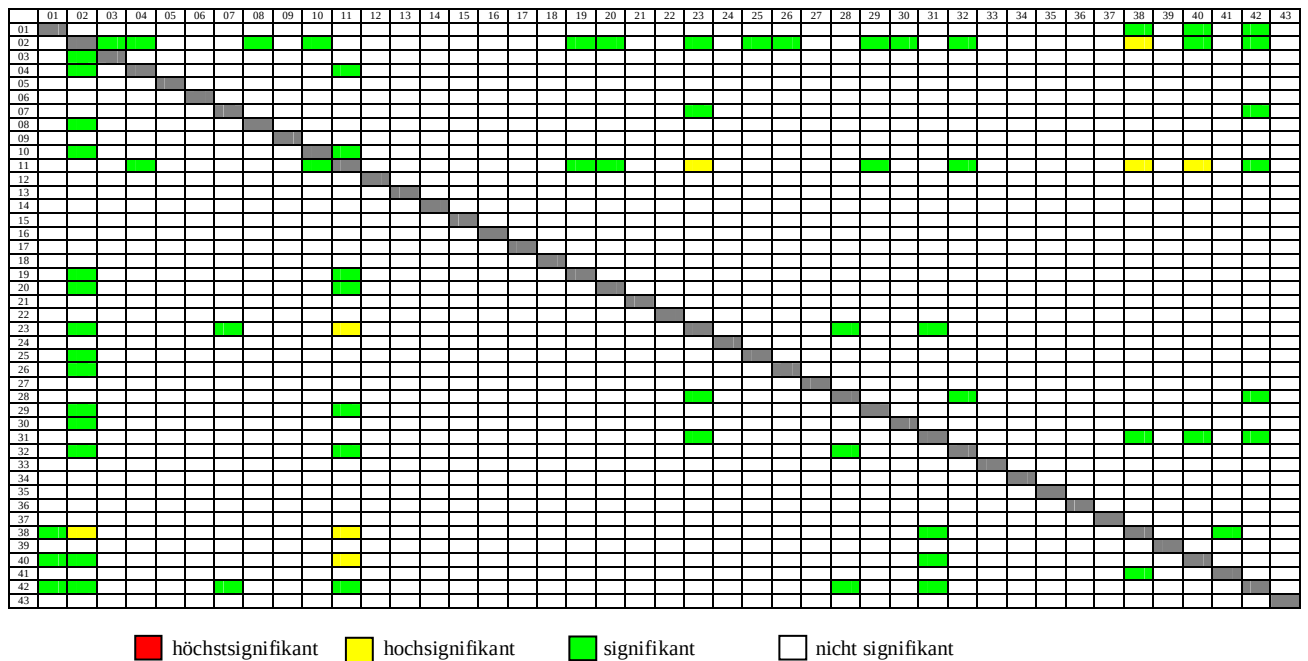
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im geringen Engstand im Unterkiefer



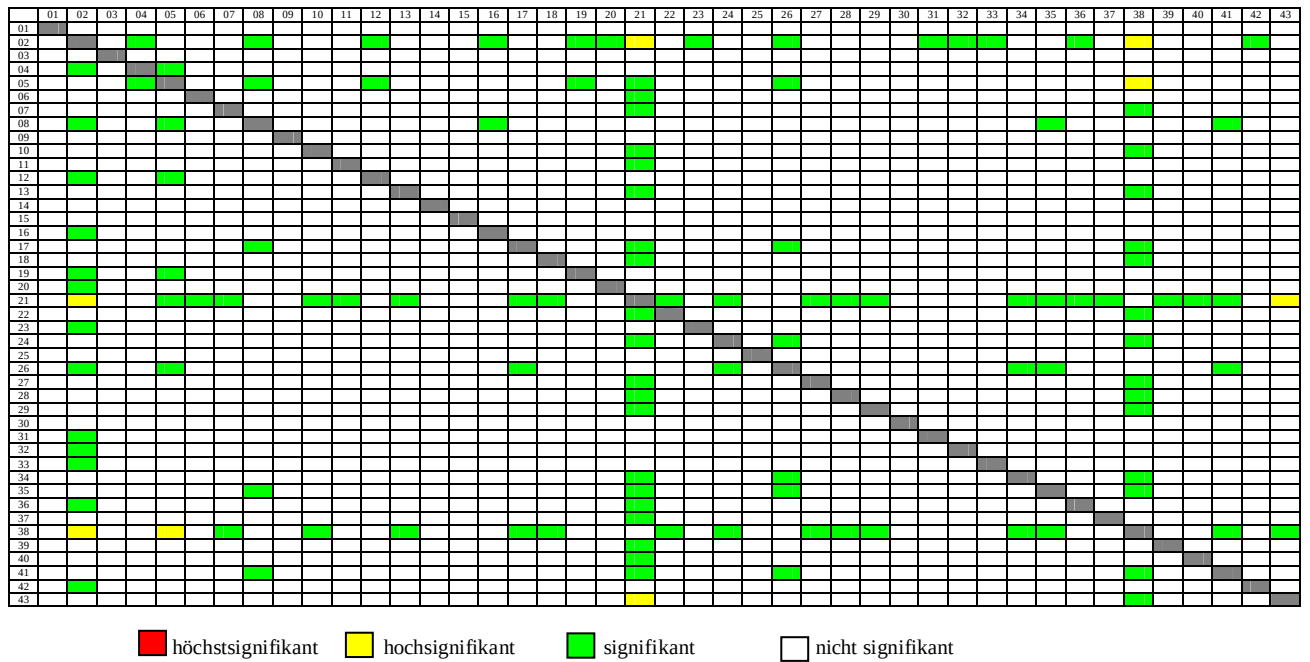
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im mittleren Engstand im Oberkiefer



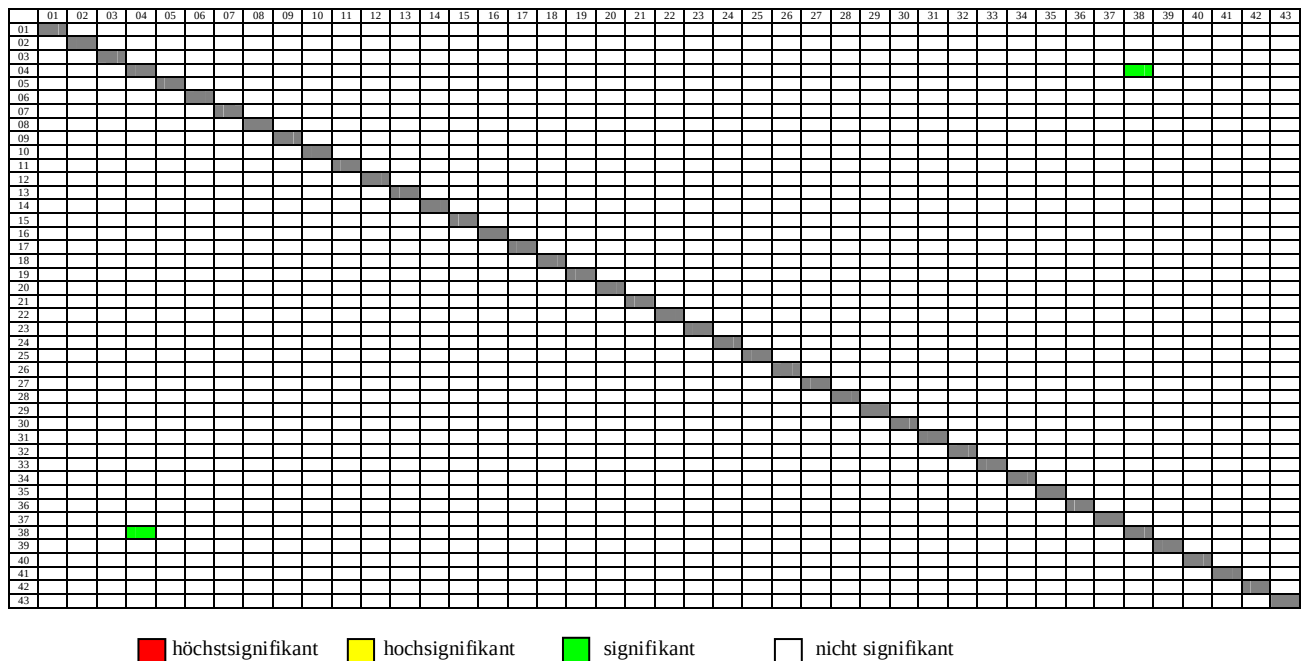
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im mittleren Engstand im Unterkiefer



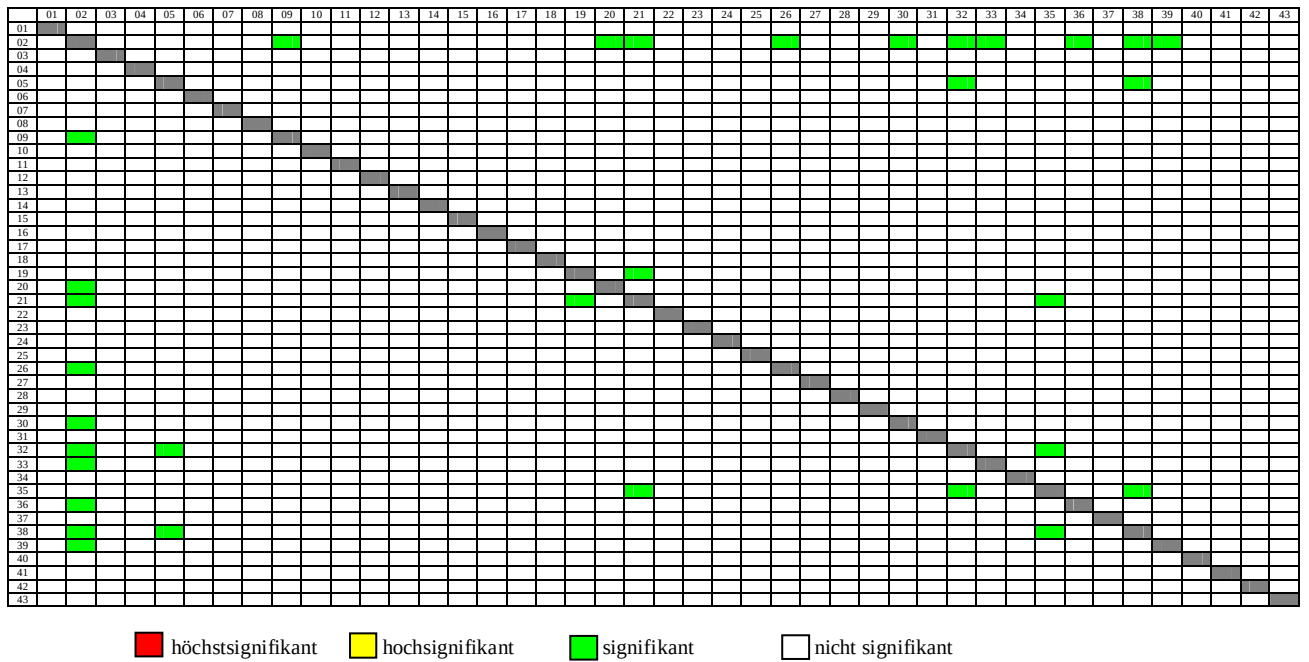
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im starken Engstand im Oberkiefer



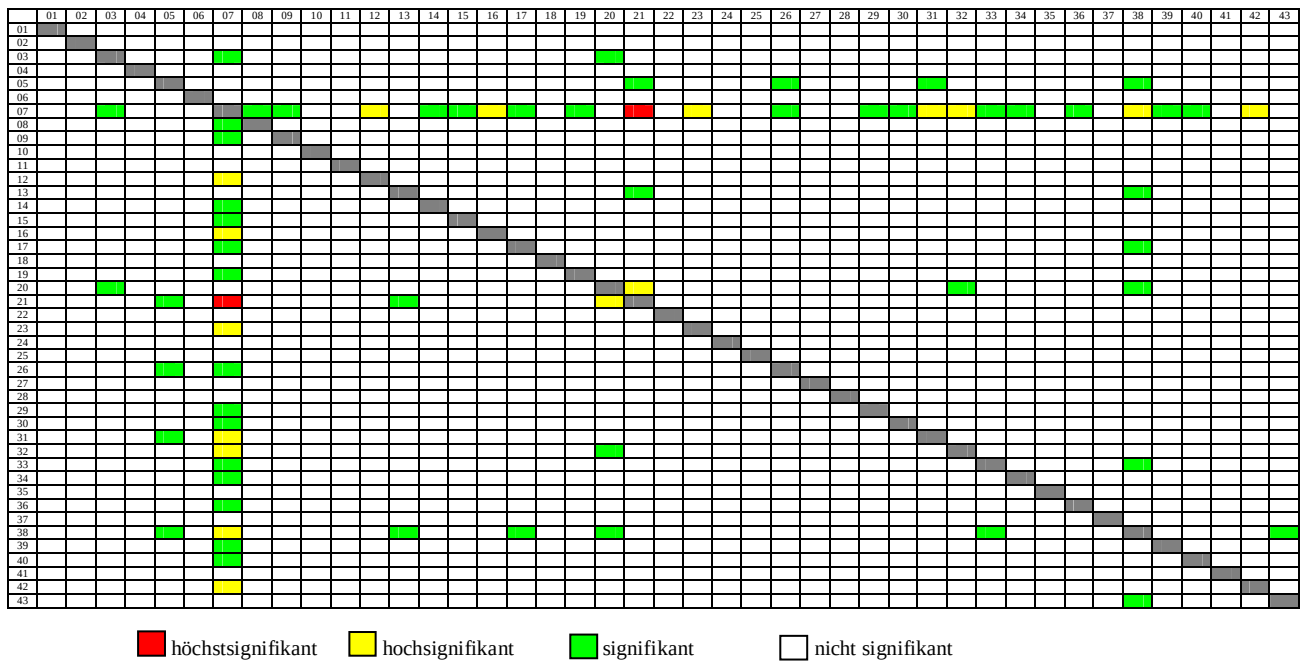
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(y) im starken Engstand im Unterkiefer



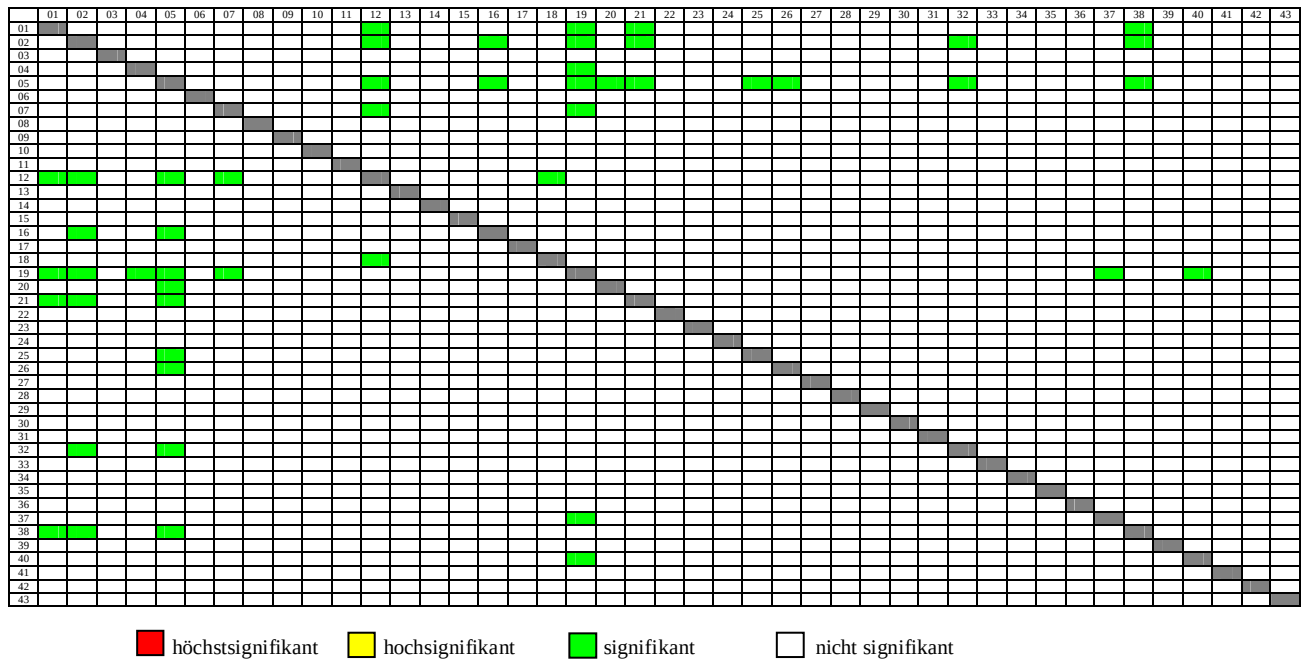
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im geringen Engstand im Oberkiefer



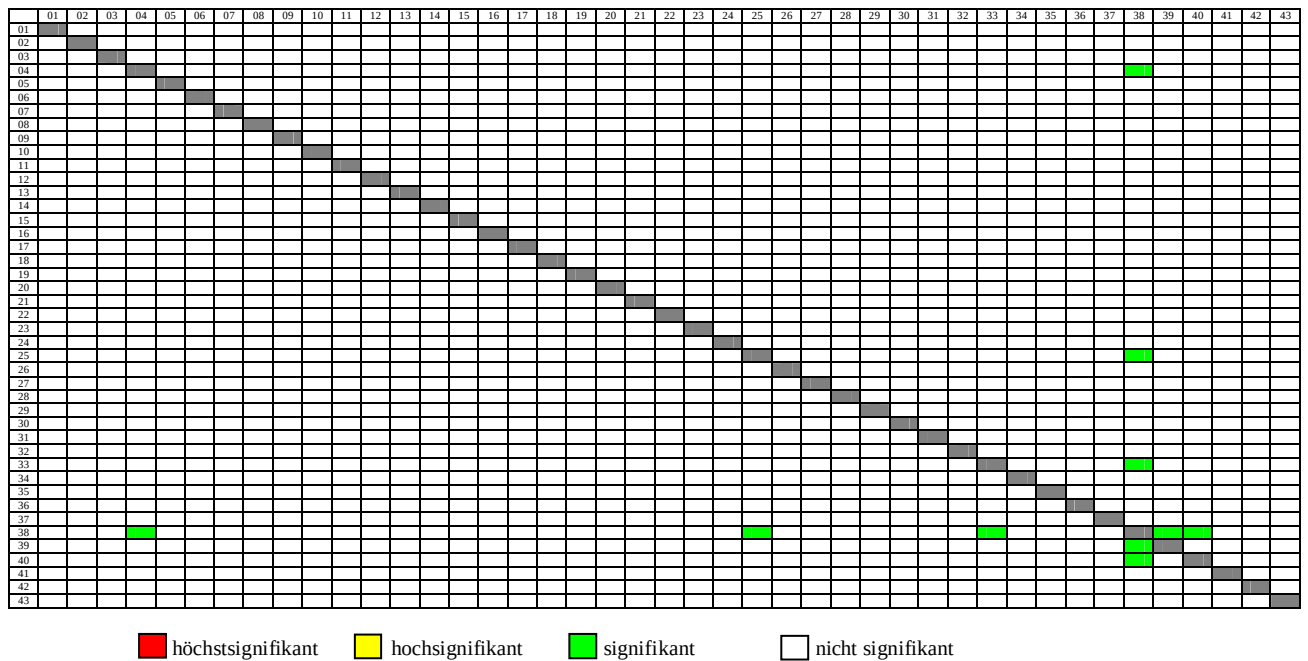
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im geringen Engstand im Unterkiefer



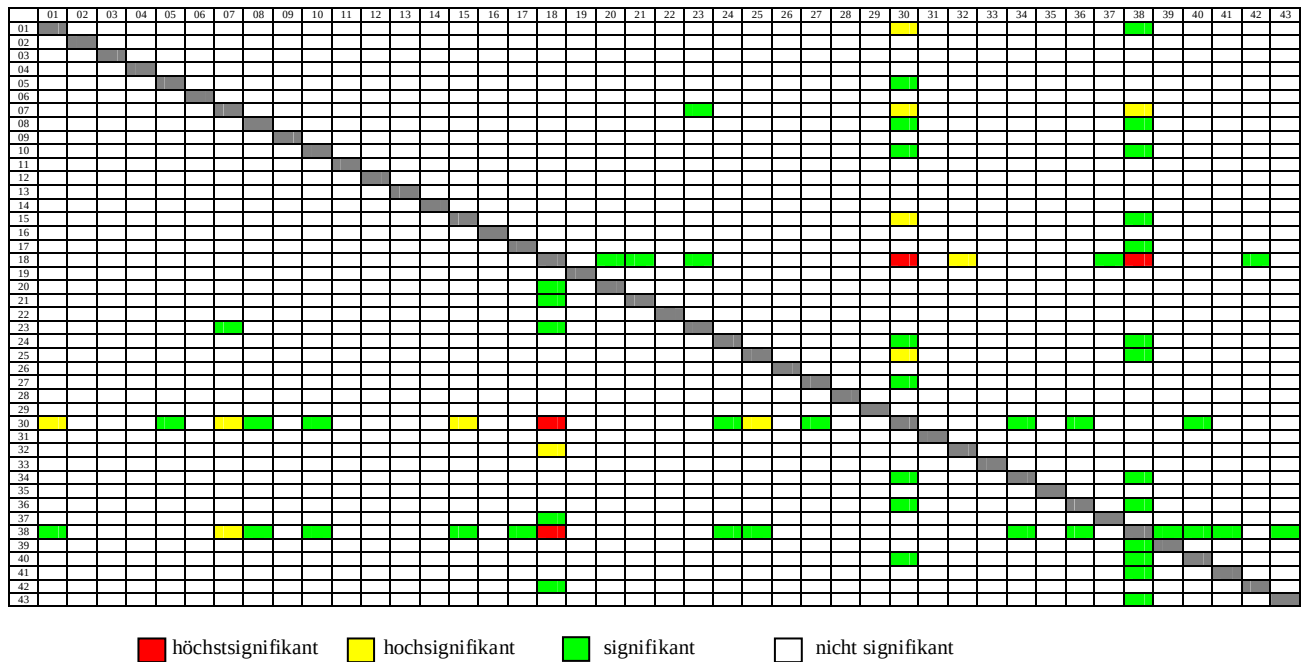
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im mittleren Engstand im Oberkiefer



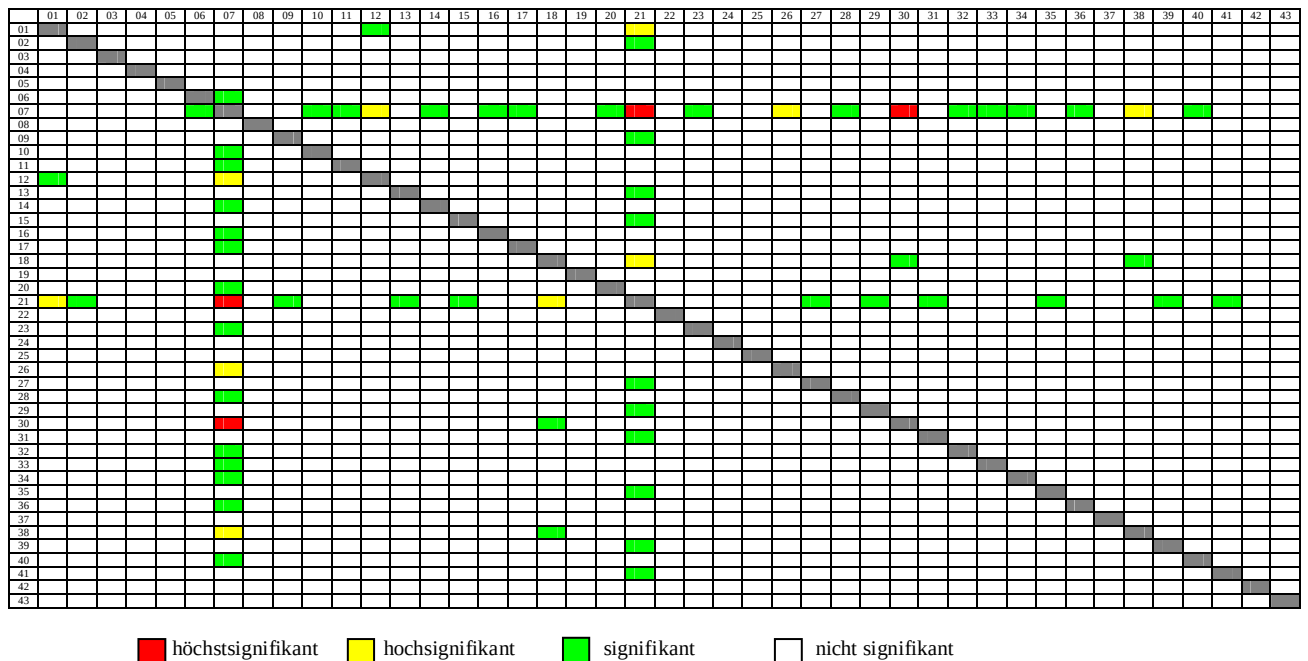
Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im mittleren Engstand im Unterkiefer



Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im starken Engstand im Oberkiefer



Statistischer Vergleich der Mittelwerte für M(z) im starken Engstand im Unterkiefer



6. Diskussion

Es sind viele Studien dazu veröffentlicht worden, welche Eigenschaften und Materialkonstanten kieferorthopädisch verwendete Metalle aufweisen, um ihre Tauglichkeit sowie ihre Kraftabgabe auf das physiologische System des Zahnhalteapparates einschätzen zu können. Materialeigenschaften, die hierbei untersucht werden, sind beispielsweise die Zugfestigkeit, Streckgrenze, Steifigkeit, Dehnung, Elastizität und Elastizitätsgrenze, die die Metalllegierungen beschreiben. Gängige Versuchsaufbauten, um die Eigenschaften zu vermessen, sind der Zugversuch, der 1-Punkt und der 3-Punkt-Biege-Versuch oder der 3-Bracket-Biegeversuch [6; 35; 36; 41; 43; 51; 53; 64]. Die Übertragung auf die klinische Situation einer Multibandapparatur ist jedoch nicht ohne weiteres möglich, da ein in den gesamten Zahnbogen einligierter Bogen eine deutlich komplexere Verformung erfährt als es in diesen Versuchsaufbauten der Fall ist. Segner zeigte, dass experimentell ermittelte Spannungs-Dehnungs-Diagramme keineswegs der Realität im klinischen Einsatz gleich kommen [77]. So muss man vorsichtig sein, wenn man die experimentell ermittelten Erkenntnisse über das kieferorthopädische Material auf die klinische Situation übertragen möchte. Aus diesem Grund ist es notwendig, einen Versuchsaufbau zu wählen, der der klinischen Situation möglichst nahe kommt.

Viele Studien haben zum Ziel, einen Vergleich zwischen verschiedenen Bögen, speziell Nivellierungsbögen anzustellen. Hierzu wird am Patienten entweder die erreichte Nivellierung nach einer vorher festgelegten Zeitspanne oder die Zeit, um einen vorher festgelegten Nivellierungsgrad zu erreichen, gemessen [17; 34; 50; 64; 87].

Diese Methoden erlauben jedoch keine allgemeingültigen Aussagen über die untersuchten Bögen, sondern stellen nur Vergleiche zwischen einigen wenigen ausgewählten Bögen an. Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Bögen zu gewährleisten, ist es notwendig, diese in derselben Situation unter den Bedingungen, wie sie im klinischen Einsatz vorkommen, zu vermessen. Da der alleinige Vergleich nur zu einer qualitativen Einschätzung der Bögen führt, ist es sinnvoll, eine quantitative Komponente hinzu zu bringen. Als wichtigste Angabe bezogen auf den Zahn und dessen Zahnhalteapparat sind die Kraftsysteme, die an jedem einzelnen Zahn wirksam werden.

Erste Studien, die Kraftsysteme am Zahn vollständig gemessen haben, gehen auf Drescher et al. zurück, die erstmals einen Kraft/Moment-Sensor zur Erfassung kieferorthopädisch applizierter Kraftsysteme nutzten [21; 22]. Die erste Studie, die die durch einen einligierten

Vollbogen applizierten Kraftsysteme in vivo untersucht hat, geht auf Diedrich et al. 1998 zurück [24; 63]. Die Vermessung erfolgte direkt am Patienten, um unter realen klinischen Bedingungen zu arbeiten. Diese Methode eignet sich, um die ganz individuellen Kraftsysteme an einem Patienten zu ermitteln. Damit lässt sich jedoch kein Vergleich mit anderen Bögen anstellen. Um nun diese Lücke zwischen den reinen materialkundlichen Studien und den patientenbezogenen Untersuchungen zu schliessen, ist in dieser Studie ein Versuchsaufbau gestaltet worden, welcher es erlaubt, verschiedene Bögen in einer standardisierten Weise zu vermessen, deren Kraftsysteme am einzelnen Zahn zu ermitteln und diese damit sowohl qualitativ im Vergleich mit anderen Bögen zu sehen als auch quantitativ über die vermessenen Kraftsysteme zu beschreiben. Da in der Nivellierung viele Nickel-Titan Bögen zum Einsatz kommen, ist es notwendig, die Messungen in einem Wasserbad bei 37°C durchzuführen, um die temperaturabhängige Gitterstruktur der Legierung zu berücksichtigen [47; 20; 80].

Die vermessenen Bögen sind von den jeweiligen Firmen für diese Studie zu Verfügung gestellt worden und stellen eine Auswahl der gängigen zur Nivellierung empfohlenen Bögen dar.

Die gemessenen Kraftsysteme sind sicherlich nur als Momentaufnahmen zu sehen, da in vivo die Zähne auf eine Kraftapplikation direkt mit einer Zahnbewegung bzw. zunächst mit einer Zahnauslenkung reagieren und die Größe des initialen Kraftsystems sich aus der Folge entsprechend reduziert [25].

Die Vermessung an unterschiedlichen Engstandssituationen zeigt sich als sinnvoll und bestätigt Little, der bereits 1975 versuchte, eine Korrelation zwischen dem zu erwartenden Kraftsystem und der anfänglichen Engstandssituation herzustellen. In Tabelle 6 bis 15 im Kapitel Ergebnisse zeigen sich in über 70% der Werte hoch- bzw. höchstsignifikante Unterschiede zwischen den Messwerten der einzelnen Engstandssituationen im Ober- und im Unterkiefer, sodass diese Einteilung durchaus sinnvoll erscheint [42].

6.1 Kraftgrößen

Um eine Einschätzung der gemessenen Kraftgrößen anzustellen, ist es zunächst einmal notwendig zu wissen, wie groß die empfohlenen Kraftgrößen für die einzelnen Zahnbewegungen sind. Bewegungen in der Horizontalebene werden, in einem Kraftbereich

von 0,2-1,2 Newton für einen einwurzeligen Zahn festgelegt. Kippende Zahnbewegungen, wie sie häufig in der Nivellierungsphase zu finden sind, liegen hier eher im unteren Bereich, während körperliche Zahnbewegungen im oberen Segment einzustufen sind.

Die Maximalwerte für vertikale Zahnbewegungen liegen bei 0,1 bis 0,5 Newton, für Zähne mit graziilen Wurzeln, wie die Unterkieferfrontzähne, liegen die Werte im unteren Bereich. Für die Verhältnisse im Parodontalspalt sind auch die auf den Zahn applizierten Drehmomente, welche zu dem vermessenen Kraftsystem dazu gehören, ausschlaggebend. Empfehlungen oder Studien zu einer geeigneten Drehmomentgröße gibt es nur wenige. So findet man vereinzelte Angaben über die Aufrichtung von Molaren, die den Wert 10 Newtonmillimeter nicht überschreiten sollten. Derotationen einzelner Prämolaren sind mit 5 Newtonmillimeter angegeben [54; 55; 56].

Vor diesem Hintergrund werden nun die Messergebnisse der einzelnen Kraftgrößen kritisch betrachtet:

Zunächst werden die Messergebnisse in der vertikalen Achse betrachtet, da bei vertikalen Zahnbewegungen die Zahnwurzel besonders gefährdet für Wurzelresorptionen sind. Hier zeigt kein Bogen kontinuierlich Kräfte unterhalb von 0,5 Newton. Untersuchungen von Kurol et al. haben jedoch gezeigt, dass selbst Kraftgrößen von 0,5N zu Hyalinisierungen und Wurzelresorptionen führen können, somit sind die hier gemessenen Kraftgrößen als deutlich zu hoch einzustufen [37].

Bei der Betrachtung der Mittelwerte zeichnen sich zwei Bögen besonders aus. Das Supercable von Speed sowie der 0.010“ Nickel-Titan Bogen von Highland Metals unterscheiden sich signifikant, besonders stark im Unterkiefer, von den anderen Bögen. Gründe hierfür können sein, dass es sich einmal mit 0.010“ um den dünnsten Bogen im Test handelt und zum anderen, dass das Supercable, das als verseilter Nickel-Titan Draht zwei Möglichkeiten der Kraftreduktion vereint, die Superelastizität und die Vorteile verseilter Drähte [79; 86].

Im geringen Engstand im Oberkiefer sind die Unterschiede in den Mittelwerten zu den anderen Bögen jedoch deutlich niedriger ausgefallen. Hier überschreiten beide Bögen das Maximum von 0,5 Newton mit bis zu 50% ihrer Messwerte.

Bei der Betrachtung der horizontalen Kräfte liegen deutlich mehr Bögen im empfohlenen Kraftbereich, welcher sich hier von 0,2 bis 0,6 Newton bewegt, da es sich in der

Nivellierung meist um kippende Bewegungen handelt. Die Unterschiede in den Mittelwerten fallen ausgeprägter aus, als es bei der vertikalen Kraftgröße der Fall war. Deutlich hervorzuheben sind hier erneut der 0.010“ Nickel-Titan Bogen von Highland Metals, sowie das Supercable von Speed, welche durchweg signifikante Unterschiede in den Mittelwerten im Vergleich mit den anderen Bögen aufweisen. Beide Bögen überschreiten nur in wenigen Ausnahmefällen den gewünschten Kraftbereich.

Bei den Drehmomenten um die mesio-distale Achse handelt es sich Kippungen um diese Achse sowie um Torquebewegungen. In diesem Versuchsaufbau sind jedoch nur Rundbögen vermessen worden, welche nicht slotfüllend sind, sodass kein Torque auf den Zahn übertragen werden kann. Der maximal verwendete Durchmesser bei einer Slothöhe von 0.018“ ist 0.016“. Trotz dieser Versuchsbedingungen sind relativ hohe Werte um diese Achse gemessen worden. Da das offensichtlich erzeugte Drehmoment nicht mit der Bogendimension zusammenhängen kann, kommen hier andere das Kraftsystem beeinflussende Faktoren in Frage. Eine große Rolle spielt hierbei wahrscheinlich die Art der Ligatur. Anhand zahlreicher Studien haben Drescher et al. festgestellt, dass es bei Verwendung von A-Lastic-Ligaturen zu orovestibulären Nebenwirkungen kommen kann. Dies bedeutet, dass eine Verkantung des Bogens im Slot entsteht, wodurch ein vestibuläres „flaring“ verursacht wird. Da die Zähne im Modelle durchaus eine geringe Bewegung ausführen können, ergibt sich hierbei dieses nach vestibulär gerichtete Kippmoment um die mesio-distale Achse [72; 74]. So kann man erklären, warum die Drehmomente um die mesio-distale Achse trotz Verwendung runder Bögen recht hoch ausgefallen sind.

Interessanterweise zeigen die Messwerte im Unterkiefer in allen 3 Engständen nur etwa 1/3 bis 1/4 der Kraftgrößen im Oberkiefer an, wobei Maximalwerte bis 40Nmm gemessen wurden.

Die Bewegungen um die vestibulo-linguale Achse sind als Drehmomente $M(y)$ zusammengefasst. Hierbei handelt es sich um ein aufrichtendes Drehmoment, welches ein in mesio-distaler Richtung gekippter Zahn erfährt. Hier sind mit 80Nmm die ausgeprägtesten Drehmomente gemessen worden. Die Mittelwerte liegen zu 90% unterhalb von 5Nmm, wobei zur Molarenaufrichtung Empfehlungen von 10Nmm veröffentlicht sind. Somit sind mehr als 90% der Messwerte als akzeptabel einzustufen.

Signifikante Unterschiede in den Mittelwerten sind jedoch nicht zu beobachten.

Die Werte $M(z)$ geben die Drehmomente um die vertikale Achse wieder. Dieses bedeutet, dass sie die Kraftgröße bezeichnen, die ein rotierter Zahn zur Derotation appliziert bekommt. Die Empfehlungen zu dieser Kraftgröße, bezogen auf Prämolaren, liegen bei 5Nmm, welche hier in den Mittelwerten von allen Bögen weit unterschritten werden.

95% der Mittelwerte liegen um den Wert 2Newton herum und erfüllen somit die Forderung, selbst in den Maximalwerten übersteigen nur wenige Bögen die 5Newton Grenze.

Signifikante Abweichungen in den Mittelwerte sind jedoch auch hier nicht zu beobachten.

Die Streuung liegt bei allen Messwerten recht hoch, was sich darin begründet, dass vom mittleren Schneidezahn bis zum zweiten Prämolaren alle Werte zusammengefasst worden sind. Diese Heterogenität spiegelt sich in der Streuung wider.

Voraussetzung für einen geeigneten Nivellierungsbogen ist eine Abgabe kontinuierlich leichter Kräfte in allen drei Raumebenen und allen Fehlstandssituationen [51; 85]. Betrachtet man die Ergebnisse, erfüllt kein Bogen diese Forderung in allen Engstandssituationen, sodass kein Bogen als empfehlenswert einzustufen ist. Stellt man nun Vergleiche zwischen den Mittelwerten der einzelnen Bögen an, so zeigen das Supercable und der 0.010“ Nickel-Titan von Highland Metals signifikante Unterschiede in den Kraftgrößen auf. Bei den Drehmomenten ist dieses jedoch nur noch vereinzelt feststellbar.

Der Nitinol Bogen von 3M Unitek hat nachweislich keine superelastischen Eigenschaften [39; 47; 48; 26]. Demnach wäre zu erwarten, dass dieser Bogen zumindest bei den starken Engständen schlechter abschneidet als die anderen superelastischen Nickel-Titan Bögen der gleichen Dimension. Interessanterweise sind jedoch die mit Nitinol gemessenen Kräfte auch bei den starken Engständen im Mittelfeld vertreten und unterscheiden sich nicht signifikant von den anderen Nickel-Titan Bögen. Somit können Untersuchungen von Segner bestätigt werden, welche besagen, dass die Auslenkung eines kieferorthopädischen Nickel-Titan Bogens häufig nicht ausreichend ist, um dessen Superelastizität nutzen zu können [77]. Wäre dies sonst der Fall, könnte man erwarten, dass die superelastischen Bögen gegenüber dem Nitinol zumindest in dem starken Engstand signifikant geringere Werte zeigen. Eine andere mögliche Erklärung liefern Ergebnisse von Drescher, welche

zeigen, dass viele kieferorthopädisch verwendeten Nickel-Titan Bögen in der klinischen Anwendung keine superelastischen Eigenschaften haben, da ihre Umwandlungstemperatur nicht in Höhe der Mundtemperatur, d.h. bei etwa 37°, liegt [9]. Santoro et al. zeigen mit ihrer Studie ähnliche Ergebnisse [67].

Es sind Nickel-Titan Bögen vom Durchmesser 0.010“, 0.012“, 0.013“ und 0.014“ untersucht worden. Diese sind in zwei Gruppen zusammengefasst und miteinander verglichen worden. In der ersten Gruppe zeigen sich große signifikante Unterschiede zwischen dem dünnsten Bögen im Test und dem 0.012“. Hingegen gibt es in der zweiten Gruppe keine signifikanten Unterschiede zwischen dem 0.013“ und dem 0.014“. Eine so geringe Zunahme im Durchmesser scheint statistisch nicht signifikant.

In der Gruppe der verseilten Bögen lassen sich auch Unterschiede zwischen den verseilten Stahl und Nickel-Titan Bögen erkennen. Es zeigt sich der Vorteil des Nickel-Titans besonders bei den ausgeprägteren Engständen. Hier sind die Werte häufig signifikant geringer als die der verseilten Stahlbögen.

Überraschenderweise zeigten zahlreiche vergleichende Studien, dass in der Nivellierungsqualität kein Unterschied zwischen Nickel-Titan und verseilten Stahlbögen besteht [35; 50; 64; 87]. Studien von West et al. haben im Vergleich von Stahl mit Nickel-Titan Bögen lediglich in der Unterkieferfront, wo die Interbracketdistanz reduziert ist, einen Vorteil in der Nivellierungseffektivität der Nickel-Titan Bögen aufgrund ihrer Elastizität gefunden [87]. Segner postuliert, dass ein geringerer Interbracketabstand erst die elastischen Eigenschaften eines Nickel-Titan Bogens hervorrufen kann [77]. Diese rein qualitativen Aussagen geben jedoch keine Informationen über die auftretenden Kräfte. In dieser Studie konnte jedoch gezeigt werden, dass sich der verseilte Nickel-Titan Bögen in den Mittelwerten signifikant von den anderen verseilten Stahlbögen sowie von den monofilen Nickel-Titan Bögen unterscheidet. Die Mittelwerte der verseilten Stahlbögen unterscheiden sich jedoch nicht signifikant von denen der Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“. Signifikante Unterschiede treten erst zu den Bögen vom viel geringeren Durchmesser 0.010“ und 0.012“ auf.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse insgesamt ist anzumerken, dass es sich hierbei nur um ein initiales Kraftsystem handelt, welches in vivo direkt nach Einligieren des Bogens seine

Werte schnell ändern wird. Natürlich kommen noch einige andere Faktoren hinzu, die das entstehende Kraftsystem beeinflussen. So sind die gewählten Ligaturen, die verwendeten Brackets und die Interbracketdistanzen von Bedeutung [72; 74; 77].

6.2 Kritische Betrachtung des Versuchsaufbaus

Die Auswahl der Modelle erfolgte nach dem Little-Index, welcher jedoch nur die Kontaktpunktabweichungen in der Horizontalen berücksichtigt und damit nicht alle möglichen Zahnfehlstellungen, wie die Abweichungen in der Vertikalen sowie die unterschiedliche Kippung in oro-vestibulärer und in mesio-distaler Richtung des einzelnen Zahnes [42].

Bei dieser in vitro Messung sind die zu vermessenden Zähne nicht in einem Faserapparat aufgehängt sondern in Accu-Tracs fixiert. Diese nicht der Realität entsprechende Aufhängung der Zähne konnte rechnerisch nicht eliminiert werden. Da jedoch ausschließlich die auf die Zahnkrone im Moment der Nivellierung einwirkenden Kräfte gemessen wurden, ist diese Tatsache vernachlässigbar. Die gemessenen Kraftsysteme sind demnach Kraftsysteme, die sich am Bracket bezogen auf die Okklusionsebene ergeben.

Ein weiterer kritischer Punkt zum Versuchsaufbau stellt die exakte Positionierung des zu vermessenden Zahnes auf dem Sensormittelpunkt dar. Geringste Abweichungen von der Sensorachse können die Messwerte in Hinblick auf die Drehmomente verfälschen. Dies könnte mit ein Grund für die teilweise hohen Drehmomente sein, welche auch um die mesio-distale Achse $F(x)$ gemessen wurden.

Die verwendeten elastischen Ligaturen zum Einligieren stellen potentiell eine mögliche Unsicherheit im Versuchsaufbau dar. Trotz ausschließlicher Verwendung der Ligaturen aus einer Charge, hat das Vordehnen der Ligatur beim Einligierungsprozess Einfluss auf das Messergebnis. Dies konnte in etlichen Probemessungen nachgewiesen werden.

7. Schlussfolgerung

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass sich kein Bogen durch kontinuierlich geringe Kräfte auszeichnen konnte. Es hat sich hiermit bestätigt, dass die zur Nivellierung applizierten Kraftsysteme nicht im physiologischen Bereich liegen.

Wie bereits zuvor vermutet, kann ein kleinerer Durchmesser grundsätzlich zu einer Reduktion der Kraft führen. Erstaunlich scheint jedoch die Tatsache, dass sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Mittelwerten der mehrfach verseilten Stahlbögen und den Nickel-Titan Bögen der Dimension 0.013“ und 0.014“ zeigen. Lediglich der verseilte Nickel-Titan Bogen zeigt hier signifikante Unterschiede auf.

Stellt man einen Vergleich zwischen dem klassischen Nitinol und den superelastischen Nickel-Titan Bögen an, zeichnen sich hier ebenfalls keine signifikanten Unterschiede ab. So kann man zu dem Schluss kommen, dass die Superelastizität in vielen Fällen nicht die gewünschte Ausprägung erreicht. Gründe hierfür können vielfältig sein. Zum Einen kann es sein, dass die Umwandlungstemperatur der Legierungen nicht im Bereich der in vivo Verhältnisse liegen, zum Anderen ist es möglich, dass die Auslenkung der superelastischen Bögen nicht ausreichend ist, um deren Superelastizität zur vollen Ausprägung zu bringen. Zwischen den Engständen sind deutliche Unterschiede zu beobachten, welche eindeutig einen Zusammenhang zwischen der initialen Zahnfehlstellung und der, nach Einlagern eines Bogens, resultierenden Kraftsysteme herstellen lassen.

Nach dem derzeitigen Kenntnisstand überschreiten die gängigen Nivellierungsbögen die Empfehlungen um ein Vielfaches, sodass es notwendig erscheint, alternative Bogenmaterialien zur Herstellung von Nivellierungsbögen zu finden.

8. Literaturverzeichnis

1. Andreasen, G: A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C and 45°C.
Am J Orthod Dentofac Orthop 78 (1980), 528-537
2. Andreasen G; Hillemann TB: An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. J Am Dent Assoc 82 (1971), 1373-1375
3. Andreasen, G; Montagano, L: An investigation of linear dimensional changes as a function of temperature in an 0.010 inch cobalt-substituted annealed nitinol alloy wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 82 (1982), 469-472
4. Andreasen, G; Morrow, R: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire.
Am J Orthod 73 (1978), 142-151
5. Andrews, LF: The six keys to normal occlusion. Am J Orthod 62 (1972), 296-309
6. Badran, S; Orr, M; Stevenson, M; Burden, D: Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. Europ J of Orthod 25 (2003), 117-125
7. Bantleon, H; Droschl, H; Pfeiffer, K: Neue Drähte und deren Kraftabgabe-Konsequenzen für die kieferorthopädische Therapie.
Fortschr Kieferorthop 50 (1989), 243-255
8. Barrows, K: Archwire Flexibility and Deformation. J Clin Orthod 16 (1982), 803-811
9. Baumgart, F; Jorde, J; Reiß, HG: Memory-Legierungen Eigenschaften, phänomenologische Theorie und Anwendungen. Tech.Mitt.Krupp Forsch.-Ber. 34 (1976), 341-16

10. Begg, PR: Differential Forces in Orthodontic treatment.
Am J Orthod 42 (1956), 481-510
11. Bensmann, G; Baumgart, F; Hartwig, J: Untersuchung der Memory-Legierung Nickel-Titan und Überlegungen zu ihrer Anwendung im Bereich der Medizin Tech Mitt Krupp Forsch –Ber 37 (1979), 21-33
12. Brezniak, N; Wasserstein, A: Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part 1: The basic science aspect. Angle Orthod 72 (2002), 175-179
13. Burstone, CJ: Biophysik in der klinischen Kieferorthopädie.
In: Graber TM; Swain, BF; Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie. Berlin- Chicago-London, Sao Paulo: Quintessenz, (1989): 149-270
14. Burstone, CJ; Baldwin, JJ; Lawless, PT: The application of continuous forces to Orthodontics. Angle Orthod 31 (1961), 1-14
15. Burstone, CJ, Goldberg, A: Beta-titanium: A new orthodontic alloy.
Am J Orthod Dentofac Orthop 77 (1980), 121-132
16. Burstone, CJ; Qin, B; Morton, J: Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy.
Am J Orthod Dentofac Orthop 87 (1985), 445-452
17. Cobb, NW; Kula, KS; Phillips, C; Proffit, WR: Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment.
Clin Orth Res 1(1998), 12-19
18. Dolce, C; Malone, S; Wheeler, T: Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. Seminars in Orthodontics, 8 (2002), 6-12
19. Drescher, D: Pseudoelastische NiTi-Legierungen in der Kieferorthopädie.
Habil.-Schrift, Bonn 1991

20. Drescher, D; Bourauel, Ch; Thier, M: Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Niti-Drähte. Fortschr Kieferorthop 51 (1990), 320-326
21. Drescher, D; Bourauel, Ch; Their: M: Application of the orthodontic measurement and simulation system(OMSS) in orthodontics. Europ J Orthodont 13 (1991), 169-178
22. Drescher, D; Bourauel, Ch; Their, M: Orthodontisches Mess- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. Fortschr Kieferorthop 52 (1991), 133-140
23. Faltin, RM; Arana-Chavez, VE; Faltin, K; Sander, FG; Wichelhaus, A: Root resorption in upper first premolars after application of continuous intrusive forces. Intra-individuel study. J Orofac Orthop 59 (1998), 208-19
24. Friedrich, D, Rosarius, N, Schwindke, P, Rau, G, Diedrich, P: In vitro Erprobung eines Meßsystems zur In-Vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. J Clin Orthod 59 (1998), 82-89
25. Fuck, LM; Drescher, D: Initiale Kraftsysteme in der Anfangsphase der orthodontischen Therapie-ein Vergleich unterschiedlicher Nivellierungsbögen. Fortschr Kieferorthop 67 (2006); 6-18
26. Groß, A: Superelastische Drahtlegierungen und ihre Einsatzmöglichkeiten in der Kieferorthopädie. Kieferorthopädische Mitteilungen 2 (1990), 47-56
27. Hanzel, RJ; Rohan, GJ; West, VC: Force relaxation in orthodontic arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 86 (1984), 296-307
28. Hauptmeyer, F: Über die Verwendung von rostfreiem Stahl in der Zahnheilkunde. Deutsch.Mschr 1 (1920), 1-7

29. Hixon, EH; Aasen, TO; Arazon, J; Clark, RA; Klosterman, R; Miller, SS; Odom, WM: On Force and toothmovement. Am J Orthod 57 (1970), 476-8
30. Hixon, EH; Aitikian, H; Callow, G; McDonald, H; Tracy, RJ: Optimal force, differential force and anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop 55 (1969), 437-457
31. Hornbogen, E: Legierungen mit Formgedächtnis-Neue Werkstoffe für die Technik der Zukunft? Metall 41(1987), 488-493
32. Jarabek, JR: Developement of a treatment plan in the light of one's concept of treatment objectives. Am J Orthod 46(1960), 481-514
33. Jones, M; Richmond, S; Orth, D: Initial tooth movement: Force application and pain-A relationship? Am J Orthod 2 (1985), 111-116
34. Jones, ML; Staniford, H; Chan, C: Comparison of superelastic NiTi and mulitstranded stainless steel wires in initial alignment. J Clin Orthod 24 (1990), 611-613
35. Kapila, S; Sachdeva, R: Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 96 (1989), 100-109
36. Khier, S; Brantley, W; Fournelle, R: Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontics wires. Am J Orthod 99 (1991), 310-8
37. Kurol, J; Owman-Moll, P: Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. Angle Orthod 2 (1998), 161-166
38. Kurol, J; Owman-Moll, P; Lundgren, D: Time-related root resorption after application of a controlled continious orthodontic force. Am J Orthod Dentofac Orthop 110 (1985), 111-116

39. Kusy, R: A review of contemporary archwires: Their Properties and characteristics. *Angle Orthod* 3 (1997), 197-207
40. Levander, E; Malmgren, O: Evaluation of the risk root resorption during orthodontic treatment: A study of upper incisors. *Europ J of Orthod* 10 (1988), 30-38
41. Linge, L; Dahm, S: Praktische Aspekte der Verwendung von „superelastischen“ Drahtbögen in der Edgewisetechnik. *Fortschr Kieferorthop* 55 (1994), 324-329
42. Little, RM: The Irregularity Index: A quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod* 68 (1975), 554-563
43. Lopez, I; Goldberg, J; Burstone, C: Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod* 75 (1979), 569-575
44. Lu, L; Aernourdt, E; Wollants, P; Humbeeck, JV; Delaey, L: Simulation of Transformation Hysteresis. *Z Metallkunde* 81 (1990), 613-622
45. Massler, M; Malone, AJ: Root resorption in human permanent teeth. A roentgenographic study. *Am J Orthod* 40 (1954), 619
46. Melson, B: Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 69 (1999), 151-158
47. Miura, F; Mogi, M; Ohura, Y; Hamanaka, H: The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90 (1986), 1-10
48. Mohlin, B; Müller, H; Ödman, J; Thilander, B: Examination of chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Europ J of Orthod* 13 (1991), 386-391

49. Nakano, H; Satoh, K; Norris, R; Jin, T; Kamegai, T; Ishikawa, F; Katsura, H: Mechanical properties of several nickel. Am J Orthod Dentofac Orthop 115 (1999), 390-5
50. O'Brien, K; Lewis, D; Shaw, W; Combe, E: A clinical trial of aligning archwires. Europ J of Orthod 12 (1990), 380-384
51. Oltjen, J; Duncanson, M; Ghosh, J; Nanda, R; Currier, F: Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angel Orthod 67 (1997), 209-218
52. Owman-Moll P, Kurol, J; Lundgren, D: Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter.individual study in adolescents. Europ J of Orthod 18 (1996), 141-150
53. Pietsch, R; Bourauel, C; Drescher, D; Nellen: Ein rechnergesteuerter Biegemessplatz zur Bestimmung der Elastizitätsparameter hochflexibler orthodontischer Drähte. Fortschr Kieferorthop 55 (1994), 84-95
54. Proffit, WR; Fields, HW: Contemporary Orthodontics. 3rd ed. Mosby, Inc., 2000
55. Ricketts, M; Bench, R; Gugino, C.; Hilgers, J; Schulhof, R: Bioprogressive Therapy, Rocky Mountain/Orthodontics, 1979
56. Reitan, K: Biomechanische Prinzipien der Gewebereaktion. In: Graber TM; Swain, BF; eds. Grundlagen und moderne Techniken der Kieferorthopädie. Berlin-Chicago-London, Sao Paulo: Quintessenz, 1989: 149-270
57. Reitan, K: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 43 (1957), 33-45
58. Reitan, K: Tissue behavior during orthodontic tooth movement. Am J Orthod 46 (1960), 881-899

59. Reitan, K: Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. Am J Orthod 34 (1964), 244-255
60. Reitan, K: Initial tissue behavior during apical root resorption. Angle Orthod 44 (1974), 68-82
61. Ren, Y; Maltha, J; Kuijpers-Jagtman, A: Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. Angle Orthod 73 (2003), 86-92
62. Ricketts, RM: Biopregressive therapy I. Rocky Mountain Orthodontics, Denver, 1980
63. Rosarius, N; Friedrich, D; Fuhrmann, R; Rau, G; Diedrich, P: Konzept und Entwicklung eines Meßsystems zur In-Vivo-Erfassung orthodontische wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. Fortschr Kieferorthop 57 (1996), 298-305
64. Rucker, B; Kusy, R: Elastic properties of alterative versus single-stranded leveling archwires. Am J Orthod Dentofac Orthop 122 (2002), 528-541
65. Rupp, R: Root resorption related to orthodontics and other factors: A review of literature. J Clin Orthod 6 (1995), 25-29
66. Rygh, P: Orthodontic forces and tissue reactions. In: Thilander, B; Rönning, O.: Introduction in orthodontics. Tandläkarförlaget, Stockholm, (1985), 205-224
67. Santoro, M; Beshers, D: Nickel-titanium alloys: Stress-related temperature transitional range. Am J Orthod Dentofac Orthop 118 (2000), 685-692
68. Santoro, M; Nicolay, O; Cangialosi, T: Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinical oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. Am J Orthod Dentofac Orthop 119 (2001), 587-93

69. Santoro, M; Nicolay, O; Cangialosi, T: Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinical oriented review. Part II: Deactivation forces. Am J Orthod Dentofac Orthop 119 (2001), 587-93
70. Schmidt, E.: Mikroskopische Analyse von Wurzelresorptionen nach initialer orthodontischer Therapie. [Dissertation] Düsseldorf, 2005
71. Schmuth, GPF: KFO-Grundlagen und Probleme. 2. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1994)
72. Schumacher, HA; Bourauel, Ch; Drescher, D: Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen-eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. Fortschr Kieferorthop 53 (1992), 273-285
73. Schunk, F; GmbH Lauffen/Neckar, Deutschland: Montage und Bedienungsanleitung für 6-Achsen-Kraft-Momentsensor, Type FTS 1993
74. Schumacher, HA; Bourauel, Ch; Drescher, D: Der Einfluß der Ligatur auf Friktion zwischen Bracket und Bogen. Fortschr Kieferorthop 51 (1990), 106-116
75. Schwarz, AM: Die Gewebeveränderung bei orthodontischen Maßnahmen. Fortschr Orthod 2 (1932), 11
76. Schwindling, FP: Theorie und Praxis der Segmentbogentechnik nach Burstone. Merzig: Eigenverlag Schwindling, 1991
77. Segner, D: Kraftniveau pseudoelastischer Nivellierungsdrähte in Abhängigkeit vom Interbracketabstand. Fortschr Kieferorthop 56 (1995), 34-40
78. Smith, R; Storey, E: The importance of force in orthodontics. Australian Journal of Dentistry 56 (1952), 291-304

79. Stephens, CD; Houston, WJB; Waters, NE: Multiple strand arches.
Dent Practit 22 (1971), 147-149
80. Stöckel, D: Legierungen mit Formgedächtnis. Böblingen 1988, Expert-Verlag
81. Stoner, MM: Force control in clinical practice. Am J Orthod 46 (1960), 163-186
82. Storey, E; Smith, R: Force in Orthodontics and its relation to tooth movement.
Australian journal of Dentistry 56 (1952), 11-18
83. Tautzenberger, P; Stöckel, D: Anwendung von Formgedächtnis-Legierungen in der
Technik. Z f wirtsch Fertigung 81 (1986), 703-708
84. Thurow, RC: Edgewise Orthodontics. 1982: C.V. Mosby Co, St.Louis, Missouri
85. Walters, N; Houston, W; Stephens, CD: The characterization of arch wires for
initial alignment of irregular teeth. Am J Orthod Dentofac Orthop 79 (1981),
373-389
86. Waters, NE; Stephens, DC; Houston, WJB: Physical Characteristics of
orthodontic wires and archwires-Part 2. Br J Orthod 2 (1973), 73-83
87. West, A; Jones, M; Newcombe, R: Multiflex versus superelastic: A randomized
clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires.
Am J Orthod Dentofac Orthop 11 (1995), 464-471

Lebenslauf

Name	Gabersek
Vorname	Gabriele
Geb.-Datum	22.03.1978
Geb.-Ort	Kamp-Lintfort
Familienstand	ledig

Schule:

Aug. 1984 – Juni 1988	Katholische Grundschule Kamp-Lintfort
Aug. 1988 – Juni 1997	Städt. Gymnasium Kamp-Lintfort

Studium:

Okt. 1997 – Nov. 2002	Studium der Zahnmedizin an der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf
-----------------------	---

Weiterbildung:

April 2003 – Sept. 2004	Weiterbildung in der kieferorthopädischen Fachpraxis von Ina Ritschel in Dortmund
Okt. 2004 – Sept. 2006	Weiterbildungsassistentin in der Poliklinik für Kieferorthopädie unter der Leitung von Prof. Drescher an der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf
24.10.2006	Kieferorthopädisches Fachgespräch bei Prof. Diedrich an der RWTH Aachen mit Erlangung der Gebietsbezeichnung Fachzahnärztin für Kieferorthopädie

Berufliche Tätigkeit:

seit 26.10.2006	Entlastungsassistentin in der kieferorthopädischen Fachpraxis Dr. C. Kiwitz, Essen
-----------------	---

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Drescher, Direktor der kieferorthopädischen Poliklinik der Westdeutschen Kieferklinik, für die Überlassung des interessanten Themas, die tatkräftige Unterstützung bei der Planung und Durchführung der Arbeit sowie für das zur Verfügungstellen des Messsystems.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. Fuck, Oberarzt der kieferorthopädischen Poliklinik der Westdeutschen Kieferklinik, für die hervorragende Unterstützung und zahlreichen Ratschläge insbesondere bei der statistischen Auswertung.

Weiterhin danke ich Herrn Kump, Institut für physiologische Chemie, für die Hilfestellung beim Versuchsaufbau.

Nicht zuletzt möchte ich auch meinen Eltern Danijel und Ivanka Gabersek sowie meiner Schwester Daniela danken, die mich stets in meiner Arbeit unterstützten. Ein besonderer Dank gilt auch meinen Freund Dr. Christoph Kiwitz, der mich während der gesamten Arbeit mit viel Geduld begleitete.

Kraftsysteme in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung – Nivellierungsbögen im Vergleich
Gabriele Gabersek

Das große Angebot an superelastischen, leichten und gar intelligenten Nivellierungsbögen ist sehr vielfältig. Die Hersteller versprechen eine geringe Kraftabgabe während der Nivellierung, häufig jedoch ohne konkrete Angaben hierzu zu liefern. In Anbetracht der Tatsache, dass trotz Verwendung neuester Materialien dennoch Wurzelresorptionen auftreten, stellt sich die Frage, wie „leicht“ sind die gängigen Nivellierungsbögen? Ziel dieser Studie war es, die Nivellierungsbögen auf ihre erzeugten Kraftsysteme hin zu untersuchen und mit einander in Abhängigkeit von der Zahnfehlstellung zu vergleichen. Hierzu wurden Modelle nach dem Little-Index ausgesucht und drei verschiedene Engstandssituationen (geringe, moderate und starke Engstandsausprägung) bestimmt, die diese Patientengruppe charakterisieren. Mit Hilfe eines 3D-Kraft-Moment-Sensors wurden die erzeugten Kraftsysteme für 43 verschiedene Nivellierungsbögen an jedem einzelnen Zahn messtechnisch erfasst. Die statistische Auswertung der Messungen erfolgte in Abhängigkeit von den Engstandsausprägungen jeweils getrennt nach den Kiefern, den unterschiedlichen Bogendimensionen und -materialien sowie nach den einzelnen Kraftgrößen in den drei Raumebenen und den entsprechenden Drehmomenten. Kein Bogen zeigte in allen Situationen durchgängig kontinuierlich Kräfte unterhalb von 0,5 Newton, die meisten Messungen lagen sogar deutlich oberhalb. Im Vergleich der Mittelwerte unterschieden sich nur zwei Bögen signifikant von den anderen im Test, dies war der 0.010“ Nickel-Titan Bogen von Highland Metals sowie der 7-fach verseilte Nickel-Titan Bogen von Speed. Die gemessenen Werte erscheinen vor dem Hintergrund der Ergebnisse von Kurol et al., die Hyalinisierungen und Wurzelresorptionen bereits bei Kräften von 0,5 Newton feststellten, als deutlich zu hoch. Gründe für die im Vergleich der Mittelwerte gut abschneidenden 0.010“ Nickel-Titan-Bogen von Highland Metals und den Speedbogen können sein, dass der 0.010“ Bogen den geringsten Bogendurchmesser im Test aufwies und der verseilte Nickel-Titan gleich zwei Komponenten der Kraftreduktion vereinte, die Superelastizität und die Vorteile der verseilten Bögen. Insgesamt überschritten jedoch die gängigen Nivellierungsbögen die in der Literatur empfohlenen Kraftgrößen um ein Vielfaches, sodass es notwendig erscheint, alternative Bogenmaterialien zur Herstellung von Nivellierungsbögen zu finden.

Düsseldorf, den 11. Januar 2007
