

Aus der Universitätspoliklinik für Kieferorthopädie
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Fuhrmann

Qualitative Beurteilung verschiedener kieferorthopädischer Band-Attachment-Verbindungen

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Tobias Konopik

geboren am 25.07.1978 in Naila

Betreuer: Prof. Dr. Dr. Fuhrmann

Gutachter:

1. Prof. Dr. Fuhrmann
2. Prof. Dr. Dette
3. Prof. Dr. Dr. Radlanski (Berlin)

01.11.2011

30.05.2012

*Gewidmet
meinen Eltern
und meiner
gesamten
Familie*

Referat

Die technischen Fügeverfahren der Punkt- und Laserschweißung sind etablierte Fügeverfahren, um metallische Werkstoffe miteinander zu verbinden. Eine Anwendungsform in der Zahnmedizin stellt die Verbindung kieferorthopädischer Bänder mit deren Attachments unter lokalthermischer Aufschmelzung dar. Bisher liegt keine Studie vor, die den Verbund kieferorthopädischer Bänder mit ihren Attachments unter qualitativen Aspekten untersucht und eine Wertung zwischen beiden Fügeverfahren vornimmt. Ziel dieser Arbeit ist es, die Qualität und die Abrisskräfte industriell punktgeschweißter Bänder (n=220) namhafter Dentalhersteller zu bestimmen und sie mit individuell lasergeschweißten Bändern zu vergleichen. Die Laserschweißungen (n=60) erfolgten mit einem Desktop-Compact-Laser (Dentaurum, Ispringen) unter Anwendung verschiedener Schweißnahtparameter. Die qualitative Bewertung für die Dimensionen der Tubes und der Attachmentlokalisierung wurden lichtmikroskopisch (Video-Messsystem der Firma Jena Engineering) vorgenommen. Die Bestimmung der Abrisskräfte erfolgte unter Zuhilfenahme einer Universalprüfmaschine Zwick 005 (Zwick; Ulm). Die deskriptive Statistik und die Gruppenvergleiche (ANOVA; Post-Hoc-Test nach Bonferroni) wurde mit dem Programm SPSS 17.0 (SPSS Software GmbH, München) durchgeführt. Die lichtmikroskopische Vermessung der Attachments und deren Lokalisation zeigte eine breite Streuung und signifikante Unterschiede ($p > 0,05$). So ergaben sich Mittelwerte für den Durchmesser der Headgearröhrchen zwischen 1217 μm und 1727 μm . Die Mittelwerte der Abrisskräfte bei industriell punktgeschweißten Bändern lagen im Bereich zwischen 428 N und 768 N. Die Standardabweichung der Abrisswerte variierte stark (78,5 N – 324 N). Zwischen den Herstellern und den Bändertypen bestanden signifikante Unterschiede ($p > 0,05$). Für die Abscherkräfte individuell lasergeschweißter Verbindungen konnte eine signifikante Beeinflussung durch die Schweißnahtkonfiguration nachgewiesen werden. Hierbei konnte gezeigt werden, dass es zu einer ca. 40%igen Erhöhung der Abrisskraft kommt, wenn mehr als 6 Laserschweißpunkte entlang der gesamten Stoßkante zwischen Attachment und Band gesetzt wurden. Hier traten Abrisswerte größer 1000 N auf. Zusätzlich wurde ersichtlich, dass sich die Abrisskräfte in einem Spaltbereich von 70 -150 μm maximieren lassen. In Relation zu den Kaukräften (ca. 320 N) konnte für beide Fügeverfahren eine ausreichende Stabilität nachgewiesen werden. Bei besonderen therapeutischen Aufgaben und dem zu erwartenden Auftreten höherer Belastungswerte, sollte die Möglichkeit der lasergeschweißten Attachmentverbindung in Betracht gezogen werden.

Konopik, Tobias: Qualitative Beurteilung verschiedener kieferorthopädischer Band-Attachment-Verbindungen. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 75 Seiten, 2011

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1	Einleitung1
2	Zielstellung 3
3	Literaturübersicht4
3.1	Bänder.....4
3.1.1	Historie.....4
3.1.2	Herstellung.....4
3.1.3	Bebänderungsablauf..... 5
3.2	Attachments..... 6
3.2.1	Historie und Entwicklung..... 6
3.2.2	Einteilung von Attachments..... 7
3.3	Laser..... 10
3.3.1	Historie und Entwicklung..... 10
3.3.2	Laserschweißen..... 10
3.3.3	Auswirkung auf lasergeschweißte Werkstücke..... 11
3.3.4	Laserschweißen in der Zahntechnik und Zahnmedizin..... 13
3.3.5	Laserschweißen in der Kieferorthopädie..... 13
3.4	Widerstandspunktschweißen..... 14
3.4.1	Historie..... 14
3.4.2	Punktschweißen: Grundlagen..... 15
3.4.3	Punktschweißgeräte.....17
3.5	Kräfte im stomatognathen System.....18
3.5.1	Kaukräfte..... 19
3.5.2	Kräfte in der Kieferorthopädie.....20

4	Material und Methode	22
4.1	Verwendete Materialien.....	22
4.2	Verwendete Geräte und Untersuchungsmethoden.....	23
4.2.1	Mikroskopische Qualitätsbestimmung.....	23
4.2.2	Makroskopische Qualitätsbestimmung.....	25
4.2.3	Laserschweißgerät.....	26
4.2.4	Laserschweißung.....	27
4.2.5	Punktschweißgerät.....	28
4.2.6	Abscherversuch der Schweißverbindung.....	28
4.3	Messfehleranalyse.....	30
4.4	Statistische Analyse.....	31
5	Ergebnisse	32
5.1	Fehlerabschätzung	32
5.2	Qualität industriell hergestellter Bänder.....	32
5.2.1	Durchmesser der Headgearröhrchen.....	32
5.2.2	Durchmesser der Bukkalröhrchen.....	35
5.2.3	Bewertung der Attachmentlokalisation.....	37
5.2.4	Abrissbewertung der Punktschweißung.....	39
5.3	Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft.....	41
5.3.1	Einfluss der Schweißpunktgröße auf die Abrisskraft.....	41
5.3.2	Einfluss der Schweißpunktanzahl auf die Abrisskraft.....	43
5.3.3	Einfluss der Spaltgröße auf die Abrisskraft.....	45
5.4	Vergleich Laser- und Punktschweißen.....	47
5.4.1	Vergleich der Abrisskraft zwischen Punkt- und Laserschweißung.....	47
5.4.2	Makroskopische Abrissbewertung.....	49

6	Diskussion	53
6.1	Kritische Bewertung der Methodik.....	54
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	56
6.2.1	Diskussion der Ergebnisse der Qualitätsprüfung.....	56
6.2.2	Diskussion der Untersuchungsergebnisse bezüglich der Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft.....	59
6.2.3	Diskussion der Ergebnisse der Laser- und Punktschweißung.....	61
7	Zusammenfassung	64
8	Literaturverzeichnis	68
9	Thesen	74
10	Anlagen	

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

DIN	Deutsche Industrienorm	Cd	Cadmium
Abb.	Abbildung	Cr	Chrom
Tab.	Tabelle	Zr	Zirkonium
Diag.	Diagramm	Co	Kobalt
Sec.	Sekunden	Be	Beryllium
TEM	Transversaler elektromag- netischer Mode	Ag	Silber
HV	Härte nach Vickers	Al	Aluminium
S	Energiestromdichte	Fe	Eisen
U	Spannung	Cu	Kupfer
I	Stromstärke	W	Wolfram
R	elektrischer Widerstand	Mo	Molybdän
Q	Wärmemenge	Ni	Nickel
t	Zeit in Sekunden	Si	Silizium
h	Planck'sches Wirkungsquantum	P	Phosphor
c	Lichtgeschwindigkeit	CO₂	Kohlendioxid
f	Frequenz	U	Ursprung
L	Abstand	A	Ansatz
n	Anzahl	I	Innervation
N	Newton	V3	Nervus Mandi- bularis
\square	Wellenlänge	MPa	Megapascal
μm	Mikrometer	kg	Kilogramm
NEM	Nicht Edelmetall	W	Watt
V	Volt	Hz	Hertz
kW	Kilowatt	A	Ampere
mm	Milimeter	t	Zeit

VA	Voltampere	ms	Milisekunden
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences		
Nd-YAG-Laser	Neodym-Yttrium-Aluminium-Granat-Laser		

1 Einleitung

Kieferorthopädische Bänder sind ein wichtiger Bestandteil festsitzender kieferorthopädischer Apparaturen und finden weite Verbreitung. Das Band als Hilfsmittel für die orthodontische Zahnbewegung existiert seit den Anfängen der ersten kieferorthopädischen Geräte. 1815 beschrieb Delabarré erstmals Bänder und Attachments (SCHOPF, 2000). Im Zuge der Entwicklung der Multiband-Multibracket-Therapie wurden in der Vergangenheit die Bänder für den Frontzahn- und Prämolarenbereich entbehrlich und durch mit Compositen befestigte Brackets in den Hintergrund gedrängt. Daher werden Bänder heute nur noch fakultativ im Bereich der ersten Molaren, selten auch im Unterkiefereckzahnbereich eingesetzt. Obligatorisch wird der Einsatz von Bändern bei einer Therapie mit einer Gaumennahterweiterungsapparatur, Delaire-Maske, Quadhelix, eines Headgears oder Herbst-Scharniers (VIAZIS, 1998; PANCHERZ, 2008). Die Verwendung von Bändern und Attachments obliegt demnach dem individuellen kieferorthopädischen Therapiekonzept. Sie werden heutzutage von der Industrie vorgefertigt. Viele verschiedene Formen von Bändern und Attachments sichern deren Einsatz, die Passgenauigkeit und den Erfolg einer kieferorthopädischen Therapie. Sie sind nötig für die sichere Aufnahme kraftinduzierender Hilfsmittel in der Kieferorthopädie, wie z.B. Bögen, intermaxilläre Gummizüge oder eines Headgears (SERGL, 1990).

Um eine Verbindung zwischen Band und Attachment herzustellen, werden verschiedene Schweißverfahren eingesetzt. In der kieferorthopädischen Technik wird vor allem die Widerstandspunktschweißung angewendet. Das Verfahren eignet sich besonders bei Materialien aus Stahl oder Kobalt-Chrom-Nickel/Molybdän-Legierungen und basiert auf der durch Stromfluss erzeugten Temperaturerhöhung, die ein oberflächliches Aufschmelzen der Legierungen und dadurch eine Verbindung der Werkteile ermöglicht. Durch die örtliche Schmelze fließen die Metalle ineinander und erstarren, was zu einer schlüssigen Verbindung führt, die nur unter Materialzerstörung wieder getrennt werden kann (DILLINGER, 2010).

Ein neueres Schweißverfahren, das in die dentale Technik Eingang gefunden hat, ist das Laserschweißen. Hierbei werden die metallischen Werkstoffe mit Hilfe eines gebündelten Lichtstrahls einer bestimmten Wellenlänge lokal fokussiert und bis zum Siedepunkt erhitzt. Am Rand der Verdampfungszone ist das Metallgefüge geschmolzen und fließt hier ineinander, was ebenfalls zu einer schlüssigen Verbindung führt.

Beide Verfahren finden heute Anwendung in vielen Bereichen der Dentaltechnik, wobei die Widerstandspunktschweißung seitens der Industrie bevorzugt wird und Laserschweißgeräte meist nur in spezialisierten Dentallaboren zu finden sind.

Die Schweißverbindung zwischen Attachments und Bändern ist in der Mundhöhle mehreren Einflüssen kontinuierlich ausgesetzt:

1. Kieferorthopädische Kräfte
2. Kaukräfte
3. Korrosion durch das Mundhöhlenmilieu

Außerdem wirken beim Einsetzen und Anpassen der Bänder zu Beginn der festsitzenden Therapie relativ hohe und variable Kräfte (SCHOPF, 2000).

Für eine hochwertige und somit komfortable Behandlung des Patienten ist es von großer klinischer Bedeutung, dass die Verbindung von kieferorthopädischen Bändern und Attachments während der oft mehrjährigen Behandlungszeit den mechanischen, thermischen und chemischen Belastungen in der Mundhöhle standhält. Bisher wurden die Attachments zur Aufnahme von Bögen, Teilbögen oder extraoralen Apparaturen mit Hilfe von Punktschweißungen am Band befestigt. Die klinische Erfahrung zeigt, dass sich im Einzelfall und bei besonderer Belastung diese Verbindung löst. Neben einem höheren Behandlungsaufwand beim Wiederbefestigen des Bandes sind Verletzungen des Parodonts und/oder der bukkalen Weichgewebe nicht auszuschließen.

Trotz über hundertjähriger klinischer Anwendung der Verbindung zwischen Bändern und Attachments wurden bisher keine Untersuchungen vorgenommen, die diese Schweißverbindung qualitativ charakterisiert. Es bestehen keine DIN-Normen für die Fügung und Belastungsgrenzen, wie z.B. bei Lötungen, die nach DIN 8505 definiert sind (KÖRBER und LUDWIG, 1982), und auch keine Normen für die Herstellung der Bänder mit angeschweißten Attachments. Anzumerken ist jedoch, dass die Schweißbarkeit metallischer Werkstoffe international nach DIN 8528-1 festgelegt ist.

Angesichts der Fülle der Anbieter von Bändern und Attachments am Dentalmarkt ist es für den Kieferorthopäden oftmals nicht einfach, qualitativ hochwertige Materialien auszuwählen. Ziel dieser Arbeit ist es, verschiedene industriell hergestellte Band-Attachment-Verbindungen miteinander zu vergleichen und die Technologie des Widerstandspunktschweißens dem Laserschweißen gegenüberzustellen. Dafür wurden alle Bänder unter dem Lichtmikroskop einer Video-Messanlage der Firma Jena Engineers vermessen. Charakteristika der Messung waren die Attachment-Lokalisation, der Schweißpunktdurchmesser, die Schweißpunktanzahl, die Spaltgröße und die Attachmenttiefe der Headgear- und Bukkalröhrchen. An allen Bändern wurde zum Abschluss ein Abrissversuch durchgeführt. Die Werte wurden mit dem Programm SPSS 17.0 (*Statistical Package for Social Sciences 17.0*; SPSS GmbH Software, München, D) statistisch aufgearbeitet und ausgewertet.

2 Zielstellung

Kieferorthopädische Bänder werden seit mehr als einhundert Jahren in der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie von Zahnfehlstellungen eingesetzt. In Verbindung mit Attachments fungieren sie als Übertragungselement von orthodontischen Kräften auf den Zahnhalteapparat. An diese Verbindung zwischen Band und Attachment werden hohe Anforderungen gestellt, vor allen muss sie den Kräften im Mundraum standhalten. Die Industrie versucht heute, den Anforderungen mit einem Verbund auf Basis der Widerstandspunktschweißung gerecht zu werden. Der Einzelfall in der Praxis zeigt jedoch, dass sich diese Verbindung lösen kann. Ziel dieser Arbeit ist es, eine qualitative Prüfung industriell hergestellter Bänder mit ihren Attachments durchzuführen und verschiedene Hersteller zu vergleichen. Des Weiteren wird die Schweißverbindung durch industrielle Punktschweißung mit der durch Laserschweißung verglichen und eine kritische Bewertung der Abrisskräfte in einem Standarduntersuchungsverfahren vorgenommen.

3 Literaturübersicht

3.1 Bänder

3.1.1 Historie

Das Band als Hilfsmittel zur Befestigung von kieferorthopädischen Apparaturen ist beinahe so alt wie die kieferorthopädischen Geräte überhaupt. Delabarré beschrieb 1815 erstmals Bänder in Kombination mit Attachments. Schangé führte 1841 das verschraubbare Klampenband ein. Von Magill wurden 1868 erstmals Bänder aus Platin, Gold, Neusilber oder Silber auf Zähne zementiert. 1872 entstanden die ersten gelöteten Bänder.

Die Entwicklung der Bänder vollzog sich von Klampenbändern zu gelöteten oder geschweißten Bändern und schließlich zu industriell gestanzten Bändern (SERGL, 1990; SCHOPF, 2000).

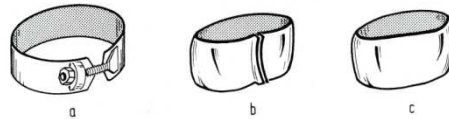


Abb. 1: Illustration der Bänderentwicklung. a) Klampenband; b) Band gelötet; c) Industriell anatomisches vorgeformtes Band

[Quelle: Sergel, 1990; S. 80]

3.1.2 Herstellung

Bänder sind Metallringe, die aus korrosionsbeständigen Edelstählen gefertigt werden. Der Bandstahl ist zwischen 0,1 und 0,15 mm dick. Die Bänder können prinzipiell individuell hergestellt, vorgefertigt einzeln oder mit von der Industrie aufgeschweißten Attachments erworben werden. Die Hersteller produzieren Bänder nach allgemein anatomischen Gesichtspunkten und bieten diese einzeln oder in Sortimenten an. Selbst hergestellte Bänder werden aus Stahlbandstreifen angefertigt. Zur Herstellung eines individuellen Bandes werden die Enden eines Stahlstreifens, dessen Länge an den Umfang des zu bebändernden Zahnes angepasst ist, an zwei Stellen verschweißt und mit einer Bandanlegezange an den Zahn adaptiert. Dabei entsteht eine Nahtstelle, die erneut geschweißt, beschnitten, gefalzt, geglättet und poliert wird. Es resultiert ein individuelles passgenaues Band, jedoch ist der zeitliche Aufwand zur Herstellung für den Behandler hoch (SCHMUTH, 1973; MEIERS und LEHMANN, 1998).

Industriell hergestellte Bänder werden aus Rohhülsen gezogen. Die Form der Bänder ist den allgemeinen zahnatomischen Belangen angepasst und sie werden in Sortimenten von 12 bis 36 verschiedenen Größen auf dem Dentalmarkt angeboten. Die Oberfläche ist an der

Außenseite hochglanzpoliert, was der Adhäsion von Bakterien und Speiseresten entgegenwirkt. Auf der Innenseite sind sie angeraut. Dadurch entsteht eine größere Oberfläche, die eine bessere mechanische Retention beim Einzementieren gewährleistet. Die Ränder sind umgebörtelt, um den Abschluss am Zahn und den Sitz zu verbessern (SERGL, 1990).

Anforderungen an ein kieferorthopädisches Band (SERGL, 1990; SCHOPF, 2000):

- Anatomisch korrekte Form für den passgenauen Sitz an der Zahnoberfläche
- Elastizität der gingivalen Ränder für eine bessere Adaptation am Zahn
- Duktilität für die Möglichkeit der plastischen Verformung des Materials, um eine gute Randabdichtung zu erreichen
- Härte und Kantenbeständigkeit, um den mechanischen Belastungen während der Tragedauer und des Einbringens standzuhalten
- Korrosionsbeständigkeit im Mundhöhlenmilieu
- Hochglanzpolierte Außen- und angeraute Innenfläche

Industriell hergestellte Bänder haben im Vergleich zu selbst angefertigten Bändern die Vorteile auf ihrer Seite. Trotz der Perfektion der heute industriell produzierten Bänder sind bei der klinischen Anwendung zwei Nachteile nicht von der Hand zu weisen (SERGL, 1990):

1. Bei anatomischen Sonderformen (z.B. Zapfenzähne, Makrodonie) ist es oft nicht möglich, ein passgenaues Band zu finden.
2. Die Separation muss großzügiger erfolgen als bei glatten Stahlstreifen.

3.1.3 Bebänderungsablauf

Die Bebänderung von Zähnen im Zuge einer festsitzenden kieferorthopädischen Therapie erfolgt in einem festgelegten Ablauf (SCHOPF, 2000):

- Professionelle Zahnreinigung
- Separieren der Zähne mit Hilfe von Separiergummis bzw. Drahtligaturen
- Anprobe und Auswahl der Bänder
- Anpassung der Bänder mit mechanischen Instrumenten
- Abnehmen der Bänder und Trockenlegen der Zähne
- Beschicken der Bandinnenseite mit Zement (Zinkoxidphosphat- oder Glasionomercement)
- Einsetzen der Bänder und Entfernung von Zementüberschüssen

Die Bebänderung gewährleistet einen formschlüssigen, festsitzenden, jedoch reversiblen Verbund zwischen Band und Zahn. Dadurch wird die Voraussetzung geschaffen, kieferorthopädische Kräfte zu applizieren (z.B. Bögen, Ligaturen, Elastics usw.) und auf das Parodont weiterzuleiten. Dies gilt als Basis für eine kieferorthopädische Zahnbewegung. Der festsitzende Verbund ermöglicht eine Zahnbewegung in jede Raumrichtung, was mit herausnehmbaren Apparaturen nicht gelingt (SCHMUTH, 1973; SERGL, 1990).

3.2 Attachments

Attachments sind Übertragungselemente, die an Bändern oder direkt am Zahn befestigt werden. Sie nehmen die kieferorthopädischen Kräfte von aktiven Elementen (z.B. Federn, Ligaturen, Bögen, Elastics und Alastics) auf und geben sie direkt – bei Befestigung mit Composit – oder indirekt – bei Befestigung an Bändern – an den Zahn und somit das Parodont weiter (SERGL, 1990; SCHOPF, 2000).

3.2.1 Historie und Entwicklung

Wie bereits erwähnt, beschrieb Delabarré 1815 erstmals Bänder in Kombination mit Attachments. Als Begründer der kieferorthopädischen festsitzenden Therapie wird in der Literatur jedoch Angle genannt. Er setzte 1913 bei dem von ihm entwickelten „ribon arch system“ erstmals Brackets zur Führung von Bögen ein. Er prägte auch den Namen Bracket (zu Deutsch: „Winkelstütze“). Bis 1932 wurde die Entwicklung der Bracketformen durch Angle stetig vorangetrieben (SERGL, 1990; SCHOPF, 2000). Nach nunmehr über hundertjähriger Entwicklung hat sich eine Grundform herauskristallisiert, die sich im heutigen Edgewise-Bracket manifestiert. Zu Beginn wurden Brackets an kieferorthopädische Bänder gelötet, später geschweißt. Nach Einführung der Säure-Ätztechnik und der Compositadhäsive ist es auch möglich geworden, Brackets direkt am Zahn zu positionieren.

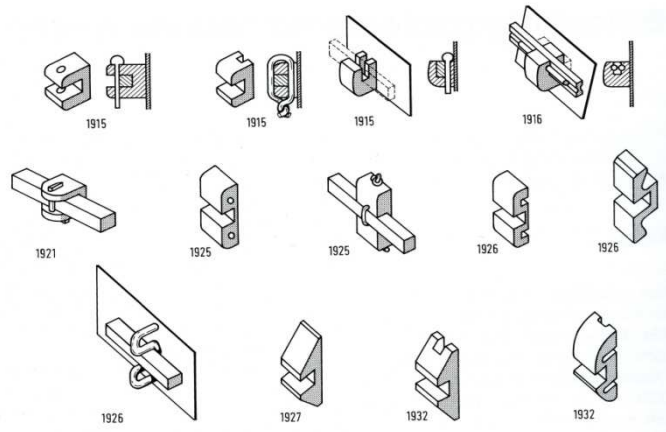


Abb. 2: Entwicklung verschiedener Bracketformen durch Angle

[Quelle: Sergel, 1990; S. 68]

3.2.2 Einteilung von Attachments

Nach Kahl-Nieke werden Attachments gemäß ihrer Lage am Zahn in bukkale und linguale Attachments eingeteilt (KAHL-NIEKE, 2001):

- Bukkale Attachments: Brackets und Tubes
- Linguale Attachments: Aufsetzlaschen, Aufsetzhaken, Lingualbrackets
Lingualhaken, Knöpfe, Ösen und Schlösser

Attachments werden von der Dentalindustrie in großer Vielfalt angeboten. Als Beispiel sei die Firma Forestadent genannt, die über fünfzig verschiedene Ausführungen im Sortiment hat.

Bukkale Attachments: Brackets

Das Ur-Bracket stellt das Edgewise-Bracket von Angle aus dem Jahr 1913 dar. Als neuere Entwicklungen sind das Light-wire- und das Straight-wire-Bracket zu nennen; hier sind der Torque und die Angulation in die Bracketgestaltung integriert (WILDMAN, 1972; SERGEL, 1990).

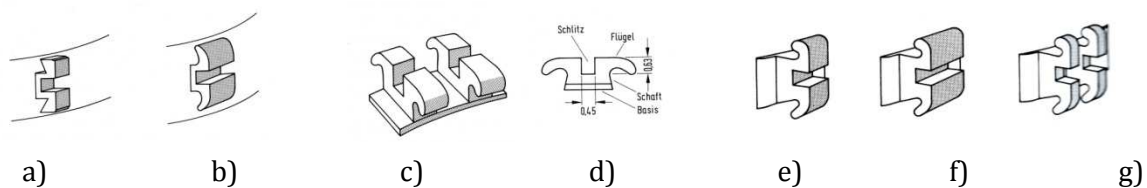


Abb. 3 a–d: a) Edgewise-Bracket in Originalform und b) verbesserter Form; c) d) Aufbau des Edgewise-Brackets; e) f) Unterschiedliche Bracketbreiten; g) Doppelbracket

[Quelle: Sergel, 1990; S. 68]

Die Bracketbasis dient zum Aufschweißen auf ein metallenes Band oder zum direkten Befestigen mittels Compositmaterialien auf einen Zahn. Im Allgemeinen ist die Bracketbasis mit Retentionen für das Composit versehen, um die Adhäsion zu verstärken. Die Krümmung der Basis entspricht der anatomischen Form der entsprechenden Zahntypen, daher ist eine Bracketbasis für Frontzähne weniger stark gekrümmt als die für einen Molaren. Auch die Länge und Breite der Basis ist auf die anatomische Abmessung der Zähne abgestimmt (1,3–4,5 mm). Der Schaft verbindet die Basis mit dem Arbeitsteil, der aus den beidseitigen Flügeln und einem Slot besteht. Zusammen dienen sie der formschlüssigen Aufnahme und Fixierung kieferorthopädischer Bögen. Die Flügel bieten die Möglichkeit, Bögen, die während einer kieferorthopädischen Behandlung Verwendung finden, einzuligieren. Zum Befestigen der Bögen werden entweder Drahtligaturen (Durchmesser 0,25–0,30 mm) verwendet oder sogenannte Alastics (Gummiringe), die einzeln oder in Kettenform angewendet werden. Brackets sind als Single- oder Twin-Brackets am Dentalmarkt erhältlich, wobei wegen der geringeren Friktion bei mesio-distalen Zahnbewegungen heute dem Twin-Bracket der Vorzug gegeben wird (SCHMUTH, 1973; SERGL, 1990; GRABER und VANARSDALL, 1999).

Der Slot entspricht einem nach außen offenen rechtwinkligen Kasten, der für die Aufnahme der Drahtbögen gedacht und in zwei verschiedenen Abmessungen erhältlich ist (.018"x.025"; .022"x.028"). Eine Umrechnungstabelle zwischen Inch und Millimeter zeigt Tabelle 1, zusätzlich berechenbar unter www.din-formate.de.

Tab. 1: Kopie einer Umrechnungstabelle zwischen Inch und Millimeter

[Quelle: Grabber und Vandarsdall, 1999; S. 23]

Querschnitt	
(in)	(mm)
0,004	0,102
0,010	0,254
0,014	0,356
0,016	0,406
0,018	0,457
0,020	0,508
0,022	0,599
0,030	0,762
0,036	0,914

Beim Edgewise-System steht der Slot senkrecht zur Bracketbasis, was bedeutet, dass der Torque durch eine Biegung dritter Ordnung im Drahtbogen hervorgerufen werden muss.

Beim Straight-wire-Prinzip ist der Slot in einem bestimmten Winkel ($0^\circ - 22^\circ$) zur Bracketbasis angebracht, um eine bestimmte Zahnstellung in Relation zur Kauebene zu erreichen (SCHMUTH, 1973; GRABER und VANARSDALL, 1999).



Abb. 4: Unterschiedliche Torque-Brackets

[Quelle: Sergel, 1990; S. 69]

Brackets werden heutzutage nur noch in Ausnahmefällen auf Bänder geschweißt, da die adhäsive Composittechnik sich in allen Bereichen etabliert und durchgesetzt hat. Ausnahmen stellen hierbei die begrenzenden Molaren und in wenigen Fällen die Eckzähne dar (GRABER und VANARSDALL, 1999).

Bukkale Attachments: Tubes

Tubes werden auch Bukkalröhrchen genannt. Sie dienen der Aufnahme der Enden kieferorthopädischer Bögen und stehen meistens in Verbindung mit Bändern. Im Oberkiefer wird ein Triple-, im Unterkiefer ein Twin-Tube bevorzugt. Die einzelnen Tubes haben unterschiedliche Abmessungen und Formen. Dies ist nötig, um während der kieferorthopädischen Behandlung zwischen Bögen mit verschiedenen Durchmessern wechseln zu können, ohne eine neue Bebänderung der Zähne vornehmen zu müssen. Die runden Tubes dienen der Aufnahme eines Headgears oder Lipbumpers. Des Weiteren besteht die Möglichkeit, zusätzlich Haken oder Knöpfe an dem Tube anzubringen. Sie dienen dem Halt von intermaxillären Gummizügen, die besonders bei Klasse-II- und -III-Anomalien eingesetzt werden. Die Verbindung Band–Tube hat sich bei festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen an den ersten Molaren durchgesetzt. Auf Grund der hohen mastikatorischen Kräfte in diesem Bereich hat sich hier die Schweißverbindung gegenüber der Composittechnik behauptet (SERGL, 1990; GRABER und VANARSDALL, 1999; SCHOPF, 2000).

Linguale Attachments

„Lingual sheats“ sind horizontal an Molarenbänder aufgeschweißte Röhrchen zur Aufnahme eines Palatinalbogens nach Goshgarian oder einer herausnehmbaren Quadhelix. Lingualknöpfe oder -häkchen mit runder oder eckiger Basis dienen zur Befestigung von Gummizügen und elastischen oder starren Ligaturen, zum Beispiel Criss-Cross-Gummizüge zur Überstellung eines Kreuzbisses. Ösen werden angebracht, um mit Hilfe von Drahtligaturen unerwünschte Rotationen bei der Zahnbewegung zu vermeiden. Bandaufsetzlaschen werden als Angriffspunkt für Instrumente an Bänder geschweißt, um deren Einsetzen zu erleichtern (SERGL, 1990; SCHOPF, 2000; KAHL-NICKE, 2001).

3.3 Laser

3.3.1 Historie und Entwicklung

Das Wort Laser ist eine Abkürzung des englischen „Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation“ und bedeutet eine Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung. Gordon Gould prägte den Begriff 1957 in Anlehnung an den nach demselben Prinzip funktionierenden Maser, der jedoch mit Strahlung im Mikrowellenbereich arbeitet (KAPPERT, 1991; FAHRENWALDT, 1992).

Das Prinzip der stimulierten Emission geht jedoch auf Albert Einstein zurück, der dieses Phänomen schon 1916 anhand theoretischer Überlegungen vorhersagte. Er beschrieb die Emission als Umkehrung der Absorption. Erst 12 Jahre später gelang Rudolf Ladenburg der experimentelle Nachweis des Einstein'schen Postulats. 1954 stellte Charles H. Townes den ersten Maser her, der mit Mikrowellenstrahlung arbeitete. Der erste funktionsfähige Laser, ein Rubinlaser, wurde 1960 von Theodor Maiman (Hughes Research Laboratories) in Betrieb genommen; noch im gleichen Jahr stellte eine Arbeitsgruppe der Bell Telephone Laboratories um A. Javan und William R. Bennett einen Helium-Neodym-Laser her (MAIMANN, 1960; EICHLER und SEILER, 1991; BULLINGER, 2007).

3.3.2 Laserschweißen

Das Laserschweißen ist heute eine Möglichkeit, Schweißverbindungen herzustellen. Die Anwendung reicht von sehr großen Werkstücken, z.B. in der Autoindustrie, bis zu kleinsten Werkstücken in der Nanotechnologie. Dies wird durch die sehr gute Fokussierbarkeit des Laserstrahls möglich. Als Werkstoffe eignen sich Edel- und Nichtelegmetallverbindungen sowie deren Kombinationen. Der große Vorteil des Verfahrens liegt in der geringen Wärmebelastung der Umgebung der Schweißstelle, wodurch das kristalline Gefüge des metallenen Werkstoffs nur in der Schweißnaht umgeordnet wird.

Für die Industrie liegen die Vorteile des Laserschweißens auf der Hand:

- Lokal begrenzte Energieeinkopplung durch gute Fokussierung
- Geringe Wärmebelastung des Werkstücks
- Schweißen ist mit und ohne Zulegematerial möglich
- Hohe Flexibilität
- Hohe Prozessgeschwindigkeit bei gleichbleibender Qualität

Im industriellen Bereich werden zum Schweißen überwiegend Nd-YAG- bzw. CO₂-Laser eingesetzt (TREIBER, 1990; VAHL und VAN BENTHEM, 1992; DILTHEY, 2006).

3.3.3 Auswirkung auf lasergeschweißte Werkstücke

Trifft ein Laserstrahl auf ein metallenes Werkstück, entsteht eine Aufschmelzung des Materials, wenn die absorbierte Leistung größer ist als die durch Wärmeleitung abgeführte Leistung. Dabei wird die Schmelzbadgeometrie durch die Wärmeleitung bestimmt. Wird die Leistung des Lasers auf einen materialspezifischen Wert erhöht, bildet sich ein laserinduziertes Plasma; die Atome werden ionisiert und liegen nun ungebunden vor. Dadurch entsteht ein Dampfdruck, der nach extern wirkt, und es bildet sich eine Dampfkapillare. Entsteht bei genügend hoher Leistung ein Plasma, so nimmt die Absorption der Laserstrahlung im Gegensatz zur normalen Metalloberfläche enorm zu. Die Dampfkapillare ermöglicht dem Laserstrahl, tiefer in das Material einzudringen und den Schweißverbund zu erhöhen.

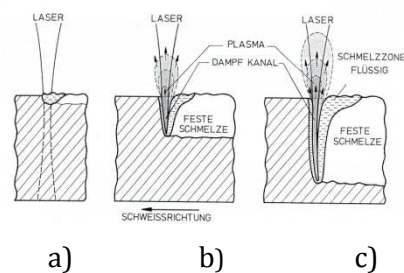


Abb. 5: Prinzip des Laserschweißens:
a) bei geringer Intensität, b) bei Erreichen der Plasmaschwelle und c) bei Ausbildung einer Dampfkapillare

[Quelle: Treiber, 1990; S. 138]

Wird die Intensität der Laserstrahlung noch weiter erhöht, absorbiert das Plasma so viel Energie aus dem Laserstrahl, dass die plasmaeigene Energie ausreicht, um das Werkstück zu verlassen. Dabei bewirkt die entstehende Plasmawolke eine Abschirmung der Oberfläche, was zu einer geringeren Eindringtiefe des Laserstrahls und einem Materialverlust führt. Beides hat eine Qualitätsminderung der Schweißnaht zur Folge. Durch die Anwendung von Arbeits- bzw. Schutzgasen sind diese Plasmaeigenschaften bedingt steuerbar, so dass z.B. die Plasmaabschirmung unterbleibt. Um die Nahtqualität konstant zu halten, muss die Strahlungsenergie effizient in Prozessenergie umgewandelt werden. Dies wird durch die Anpassung der Parameter Leistung, Intensität, Fokussierung und Arbeitsgas-

zustrom möglich. Abgesehen von den Einstellungsparametern der Laserschweißanlage ist die Vorbereitung des Werkstücks für die Nahtqualität von großer Bedeutung. Diese umfasst im Wesentlichen die Stoßkanten­geometrie und die Stoßkanten­verschmutzung. TREIBER (1990) gibt hier bezogen auf die Spaltbreite und Dicke der Werkstücke Toleranzbereiche an, in denen es zu einer hohen Nahtqualität kommt.

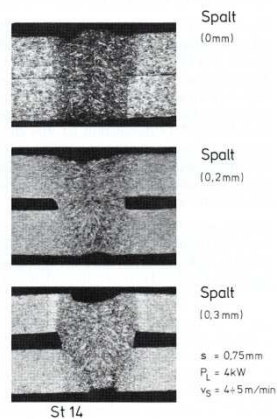


Abb. 6: Einfluss des Fügespalt­es bei Überlappungsschweißen. Bei einem Spalt von 3 mm oder mehr treten Einbrandkerben auf, die die Nahtqualität beeinträchtigen.

[Quelle: Treiber, 1990; S. 147]

Die Auswirkung von Verunreinigungen wie Ölen, Fett oder Lacken hingegen ist umso geringer, je höher die eingesetzte Energie ist. Ursache dafür ist, dass mit steigender Laserleistung auch die Zeit für den Ausgasungsprozess erhöht wird, welcher die Verunreinigungen aus dem Nahtbereich eliminiert. Eine weitere Eigenschaft, die durch den hohen Temperaturgradienten und die Abkühlrate zustande kommt, ist die Nahtaufhärtung. Diese kann, je nach Material, bis zu 500 HV betragen und betrifft den Bereich des Schweißgutes und die wärmebeeinflusste Zone. Höhere Härtegrade lassen aber keine direkten Schlüsse auf eine Qualitätsminderung zu, wie TREIBER (1990) in einer Probenanalyse feststellte. Dabei konnte bei einem Biegewinkel von 180° kein Versagen der Schweißnaht festgestellt werden; erst bei der Berührung der Probenschenkel kam es zu ersten Rissbildungen. Innere Nahtfehler, wie Poren, Risse oder Lunker, können die Nahtqualität deutlicher beeinflussen. Risse und Lunker sind im Allgemeinen sehr selten zu beobachten, häufiger treten beim Laserschweißen Poren auf. Eine Beeinträchtigung der mechanischen Eigenschaften ist i.d.R. jedoch gering ausgeprägt. Porositäten treten vor allem im Randbereich der Schmelzzone auf, wo bei Überhitzung Dampfblasen entstehen, die während des Erstarrens in der Schmelze eingefroren werden. Neben einer Anpassung der Laserparameter wirkt sich die Benutzung von Arbeitsgas positiv auf die Lunkervermeidung aus (TREIBER, 1990).

3.3.4 Laserschweißen in der Zahntechnik und Zahnmedizin

Nach der Einführung der Lasertechnologie 1960 durch MAIMANN wurde das Verfahren weiterentwickelt und 1964 durch FAIRBANKS et al. für das Schweißen von Metallen vorgestellt. Die erste Anwendung der Laserschweißung in der Zahntechnik wurde 1970 von GORDON und SMITH durchgeführt. In einer wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK 12/99 bezeichnet BENTHEM die Anwendung des Laserschweißens im zahntechnischen Labor mit dem gepulsten Nd-YAG-Laser als ausgereift. Dies basiert unter anderem darauf, dass die Festigkeit von 350 MPa, die nach DIN-EN 29333 für Dentallote gefordert wird, von lasergeschweißten Verbindungen weit übertroffen wird. Des Weiteren ist es möglich, artgleiche Edelmetalllegierungen korrosionsstabil und somit biokompatibel zu verschweißen. Ebenso lassen sich NEM-Legierungen sowie Titan unter Anwendung von Schutzgas zur Oxidationsvermeidung verschweißen.

Für zahntechnische Belange entdeckte zuerst die Prothetik die Vorteile der Lasertechnologie, später gelang auch die Anwendung in der kieferorthopädischen Technik (LENZ, 1974; BENTHEM, 1999; MARXKORS und MEINERS, 2001; HOHMANN und HIELSCHER, 2003).

3.3.5 Laserschweißen in der Kieferorthopädie

Wissenschaftliche Veröffentlichungen über die Nutzung der Lasertechnologie in der Kieferorthopädie sind im Vergleich zur Anwendung in der Industrie rar. Die Basis für die Anwendung der Lasertechnologie in der Kieferorthopädie legten DORN et al. (1992) sowie DILTNEY (2006). Sie untersuchten die Schweißbarkeit von austenitischen Chrom-Nickel-Stählen und bejahten die Schweißbarkeit des Werkstoffs. Weiterhin wurden vor allem der Einfluss wechselnder Parameter des benutzten Laserschweißgerätes auf die mechanische Festigkeit der Schweißnaht, die Verbindung von kieferorthopädischen Drähten sowie der Vergleich der Haftfestigkeit zwischen gelöteten und gelaserten Fügungen untersucht und dargestellt. So untersuchte LÖBLEIN (2002) die mechanischen Eigenschaften verschiedener Lötverfahren im Vergleich zur Laserschweißung an kieferorthopädischen Drähten. Er kam zu dem Schluss, dass durch Laserschweißgeräte ein Verzicht auf Lot gerechtfertigt ist, jedoch gewann er auch Informationen über die Bruchermüdung von Laserschweißverbindungen nach Wechselbelastung, wobei die Laserverbindung gegenüber dem Löten deutlich zurücklag. ZIMMERMANN (2005) untersuchte in ihrer Dissertation den Einfluss ausgewählter Parameter auf die Zugfestigkeit lasergeschweißter Edelstahldrähte. Die Prüfkörper wurden in einer genormten Schweißzone bei variierenden Parametern

verschweißt. Das Ergebnis der Untersuchung lautete, dass die Impulslänge signifikant Einfluss auf die Qualität der Schweißnahtoberfläche wie auch auf die Höhe der Zugfestigkeit nimmt. Die Laserparameter Spannung und Fokus konnten in bestimmten Grenzen variiert werden, ohne die Festigkeit signifikant zu beeinflussen. ZIMMERMANN (2005) befürwortet den Einsatz der Laserschweißtechnik in der Kieferorthopädie, da sie bei Neuanfertigung ebenso wie bei Reparaturen kieferorthopädischer Apparaturen eine stabile Verbindung schafft, die den Anforderungen a) Verwendung möglichst gleicher Metalle und b) Biokompatibilität gerecht wird. 2006 stellte MAJDANI ihre Dissertation zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften lasergeschweißter Nickel-Titan-Drähte vor. Fragestellungen, die geklärt werden sollten, waren:

1. Schweißbarkeit von Nickel-Titan-Legierungen
2. Änderungen der mechanischen Eigenschaften kieferorthopädischer Drähte durch das Laserschweißen
3. Stabilität der Laserschweißverbindung

Die Autorin kam in ihrer Untersuchung zu dem Schluss, dass es bei Laserschweißung zu einer Zunahme der Steifigkeit und somit einer Abnahme des Memory-Effektes kommt. Die Steifigkeit bedingt eine Zunahme der kieferorthopädischen Kräfte, die das Risiko von Nebenwirkungen bergen kann, z.B. Wurzelresorptionen. DAHLERN (2006) stellte eine Untersuchung vor, in der unterschiedlich miteinander verbundene kieferorthopädische Legierungen einer Korrosionsprüfung unterzogen wurden. Zusammenfassend stellte die Autorin fest, dass der Einsatz von silberhaltigen Loten nicht mehr zeitgemäß erscheint, und verwies auf die Herstellung kieferorthopädischer Geräte mit einem Nd-YAG-Laser zur Verbindung gleichartiger Legierungen.

In der Literatur konnte keine Studie oder Publikation gefunden werden, die die Laserschweißtechnik bei der Fügung von kieferorthopädischen Bändern mit ihren Attachments untersucht. Dies ist unter anderem ein Ziel dieser Arbeit.

3.4 Widerstandspunktschweißen

3.4.1 Historie

Das Widerstandsschweißen wurde erst mit der Erzeugung des elektrischen Stromes möglich. Als Begründer des Begriffes „elektrisch“ gilt der Brite William Gilbert; seine Experimente waren die Grundlage sämtlicher weiterer Entdeckungen auf dem Gebiet der

Elektrizität. Der erste Kondensator wurde 1745 von dem deutschen Physiker von Kleist und dem Niederländer van Musschenbroek unabhängig voneinander entwickelt.

1826 beschrieb der deutsche Physiker Ohm den Zusammenhang zwischen Spannung (U), Stromstärke (I) und Widerstand (R).

$$R = U/I = \text{const.}$$

1857 wurde das Widerstandsschweißen erstmals als Verbindungsmöglichkeit von Metallen durch James Prescott Joule aufgezeigt. Er beschrieb das Joulische Gesetz, wodurch es möglich wurde, die Wärmemenge (Q) aus der Stromstärke (I) in Ampere, dem Widerstand (R) in Ohm und der Zeit (t) in Sekunden für den Stromfluss zu berechnen.

$$Q \sim I^2 \cdot R \cdot t$$

Kleinsmith entwickelte 1897 das Widerstandspunktschweißen mit Kupferelektroden, womit der industrielle Durchbruch des Verfahrens der Widerstandsschweißung begann. Seit dieser Zeit wurde es kontinuierlich weiterentwickelt (PFEIFFER, 1969; BECKERT, 1993; RUSCH, 2005).

3.4.2 Punktschweißen: Grundlagen

Das Verfahren des Punktschweißens wird im industriellen Sinne zu den Pressschweißverfahren gezählt. Die folgende Tabelle nach KILLING (1942) gibt Aufschluss über die verschiedenen Schweißverfahren, die unter dem Oberbegriff Pressschweißen zusammengefasst werden.

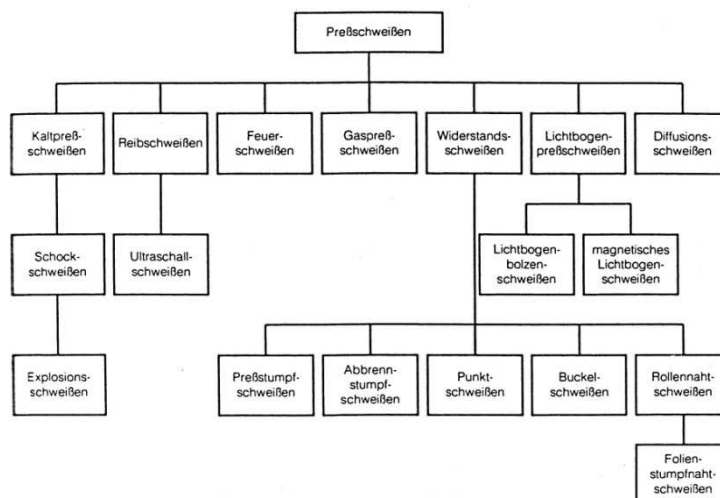


Abb. 7: Pressschweißen eingeteilt in Untergruppen im Sinn der DIN 1910

[Quelle: Fahrenwald, 1992; S. 79]

Nach DIN 1910 versteht man unter Pressschweißen das Schweißen unter Anwendung von Kraft ohne oder mit Schweißzusatz, dabei ermöglicht lokales Erwärmen die Schweißverbindung. Zu dieser Gruppe, die in der Industrie als konduktives Widerstandsschweißen bezeichnet wird, zählen wie oben veranschaulicht:

- Punktschweißen
- Rollennahtschweißen
- Abbrennstumpfschweißen
- Buckelschweißen
- Pressstumpfschweißen

Kennzeichen dieser Verfahren ist, dass die für den Schweißvorgang benötigte Wärme durch elektrische Widerstandserwärmung bereitgestellt wird. Dabei müssen die Werkstoffe, die verschweißt werden sollen, elektrisch leitend sein. Durch die Wärmeentwicklung kommt es zu einem Aufschmelzen der Metalle an der Berührungsstelle und während der Wiedererstarrung der Schmelze zu einer Schweißverbindung. Die Wärmeentwicklung im Werkstück wird aus dem Jouleschen Gesetz berechnet (siehe oben). Aus verfahrenstechnischen Gründen wird eine kurze Schweißzeit gefordert, da so der Abfluss von Wärme im Gebiet der Schweißstelle und die thermische Überbeanspruchung des Werkstoffs umgangen werden kann. Um die Anforderung einer hohen lokalen Wärmeentwicklung bei geringstmöglicher Einwirkzeit zu gewährleisten, sind relativ hohe Stromstärken erforderlich, die in speziellen Fällen der Industrie bis 40.000 Ampere betragen können. Punktschweißgeräte in der dentalen Technik arbeiten im Vergleich dazu mit mittleren Stromstärken von 1000–2500 Ampere und einer niedrigen Spannung von < 10 Volt. Die Stromstärke wird durch den Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Werkstoff begrenzt, wodurch eine maximale Stromdichte vorgegeben wird. Überschreitet man diese Grenze, entstehen an der Schweißstelle Metallspritzer, die zu verstärktem Elektrodenverschleiß und minderer Qualität der Schweißnaht führt. Diese Grenze wird als Spritzergrenze bezeichnet. Das Zusammenpressen der Werkstoffe während des Aufschmelzvorgangs und der Abkühlung unterstützt das Sich-Verbinden der Werkstücke.

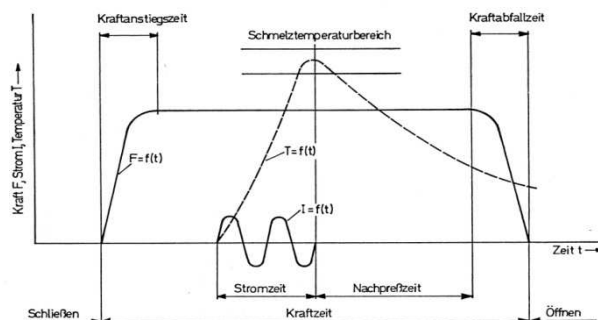


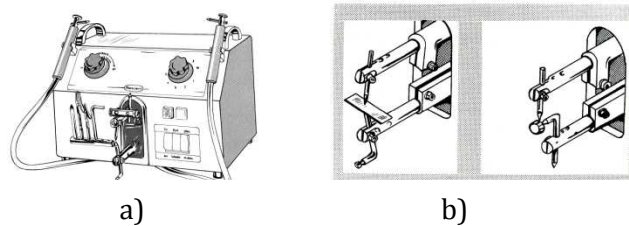
Abb. 8: Punktschweißvorgang: Verlauf von Kraft, Stromfluss und Temperatur in Abhängigkeit von der Zeit

[Quelle: Fahrenwald, 1992; S. 82]

Ausschlaggebend für die Haltbarkeit der Schweißpunkte ist vor allem die Einstellung der Schweißsteuerung, mit der die Parameter auf die jeweilige Dicke, Art und Oberfläche der Werkstoffe angepasst werden müssen (KÖRBER und LUDWIG, 1982; FAHRENWALD, 1992; RUSCH, 2005; DILTHEY, 2006).

3.4.3 Punktschweißgeräte

Der Aufbau von Punktschweißgeräten und die Bedeutung der einzelnen Komponenten sind prinzipiell bei allen Herstellern gleich.



**Abb. 9: a) Reguläres zahntechnisch angewandtes Punktschweißgerät
b) Verschiedene Elektrodenformen**

[Quelle: Körber & Ludwig, 1982; S. 316]

Stromquelle/Transformator: Der aus dem Netz entnommene Strom wird durch den Transformator auf Arbeitsniveau gebracht. Es gibt Geräte, die mit Gleich- oder Wechselstrom betrieben werden können. Gleichstrom bietet die Vorteile Verminderung von Spritzerbildung, kleinere Wärmeeinflusszone, kürzere Schweißzeiten bei höheren Schweißströmen; demgegenüber sind Wechselstromgeräte deutlich billiger. Eine andere Möglichkeit bietet das Schweißen mit Kondensatorentladung.

Steuereinheit: Hier sind die Stromstärke und die Schweißzeit einstellbar. Die Stromstärke soll die Spritzergrenze nicht überschreiten, um die Qualität der Schweißnaht nicht zu reduzieren. Über die Schweißzeit kann die Temperatur in der Schweißzone gesteuert werden. Sie wird auch als Stromzeit bezeichnet.

Elektrodenarme: Sie dienen einerseits als Aufhängung für die Elektroden, andererseits zur Steuerung der Kraft, die auf den Schweißpunkt wirkt. In der Industrie geschieht dies oft über Druckluft- oder Hydrauliksysteme, in der Zahntechnik meist durch eine Hebelübersetzung. In der industriellen Fertigung, wo der Arbeitsschritt und die Werkstoffe immer gleich sind, wird die Presskraft oft mit dem Beginn des Schweißvorgangs gekoppelt, um bei erreichtem Anpressdruck den Schweißvorgang automatisch zu starten. Bei zahntechnischen Arbeiten wird der Schweißstart über einen Fußschalter ausgelöst.

Elektroden: Den Elektroden kommt beim Punktschweißen große Bedeutung zu. Die Anforderungen an den Elektrodenstoff sind:

- große elektrische und thermische Leitfähigkeit
- hohe Festigkeit und Wärmehärte
- hohe Erweichungs- und Rekristallisationstemperatur
- geringe Legierungsneigung zum Schweißgut
- geringer Arbeitsverbrauch

Die Elektrodenwerkstoffe sind nach DIN ISO 5182 genormt. Einteilung:

- Gruppe A: Werkstoffe auf Kupferbasis
 - o Typ 1 (nicht aushärtbar): legiert mit Cd, Cr und Zr
 - o Typ 2 (höhere Härte als 1): legiert mit Co oder Be
 - o Typ 3 (ausgehärtete Legierungen): Ni, Si und P
 - o Typ 4 (mit besonderen Eigenschaften): Ag, Al und Fe
- Gruppe B: Werkstoffe sind Sintermetalle
Basis: Cu/W, Cu/WC, Mo, W und Ag/W

Die Elektrodenform ist nach DIN ISO 5821 genormt (siehe Abb. 10).

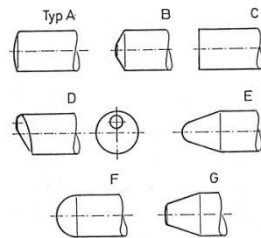


Abb. 10: Nach ISO 5821 geregelte Elektrodenformen

[Quelle: Fahrenwald, 1992; S. 83]

(KÖRBER und LUDWIG, 1982; FAHRENWALD, 1992; LEHMANN und HELLWIG, 2002)

3.5 Kräfte im stomatognathen System

Kräfte, die im stomatognathen System wirken, sind vielfältig und werden in endogene und exogene Kräfte unterteilt. Alle Kräfte belasten die Zähne und den Zahnhalteapparat, jedoch auch eingebrachte dentale Materialien unterliegen deren Einfluss und müssen ihnen widerstehen.

3.5.1 Kaukräfte

Kaukraft ist die Bezeichnung für die zwischen den Kauflächen wirkende Kraft antagonistischer Zähne. Die Kaukräfte werden durch die Gesamtheit der Mundschließermuskeln erzeugt. Zu den Mundschließern gehören nach KÖRBER et al. (1995):

- M. Temporalis (Schläfenmuskel)
- M. Masseter (Kaumuskel)
- M. Pterygoideus medialis/lateralis (Flügelmuskel)

Tab. 2: Muskelkraft und Arbeit der einzelnen Kaumuskeln nach Schumacher

[Quelle: Körber, 1995; S. 61]

	A		B	
	Kraft in N	(kp)	Arbeit in Nm	(mkp)
Masseter	284	(29)	3,98	(0,406)
Temporalis	353	(36)	6,71	(0,684)
Pteryg.med.	177	(18)	1,41	(0,144)
Pteryg.lat.	167	(17)	1,67	(0,17)
Summe	981	(100)	13,77	(1,404)

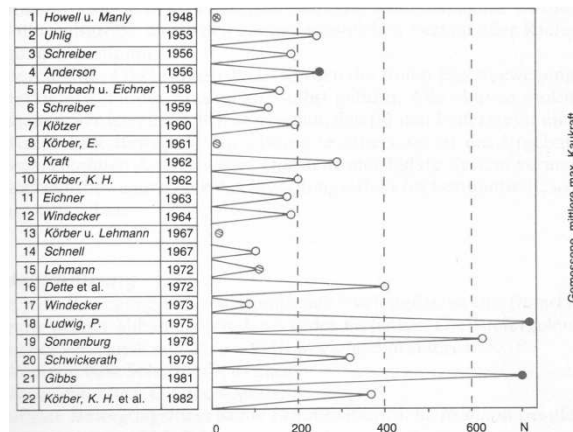
Schon 1911 versuchte FICK, die Kaukraft zu bestimmen. Er errechnete einen theoretischen Wert von 4000 N anhand des Muskelquerschnitts. Nach SPECKMANN et al. (2005) beträgt die maximal mögliche isometrische Kraft, die bei schnellen und langsamen Muskelfasern gleich ist und während eines Tetanusanfalls ein Maximum erreicht, 19–20 N/cm² (KÖRBER, 1995; SPECKMANN, 2005).

Im Guinnessbuch der Rekorde ist vermerkt, dass der Amerikaner Richard Hofmann 442 kg zwei Sekunden mit seinen Zähnen gehoben haben soll. Dies entspricht einem Wert von ca. 4000 N. Der Wert von 4000 N wurde durch GIBSS et al. (1986) auf 4345 N erhöht. Dieser Wert spezifiziert die biologische Verträglichkeitsgrenze der Gewebeverbindungen. Er kann nur erreicht werden, wenn die Zähne verblockt werden, da schon vor Erreichen dieser Kraft das einzelne Zahnfach den Belastungen nicht mehr standhält. Die praktisch nötigen Kräfte, die beim Zerkleinern von Nahrung im Alltag angewendet werden müssen, betragen ca. 40 N, dies entspricht 1% der maximal möglichen Kräfte; dies bestätigten EICHNER (1963), DE BOEVER (1978) und JÄGER (1989). RUGH und SOLBERG führten 1979 eine Messung der nächtlichen Aktivität des M. Masseter durch. Die Ergebnisse zeigten eine maximale Kraft von über 300 N. Die Werte, die in der Literatur jedoch insgesamt für Kaukräfte während der Kaufunktion oder bei Parafunktionen angegeben werden, liegen zwischen 200 und 850 N.

Folgende Tabelle von KÖRBER et al. (1982) gibt Aufschluss über maximale Kaukraftwerte, die in der Literatur veröffentlicht wurden.

Tab. 3: Übersicht über die maximalen Kaukraftwerte aus Ergebnisveröffentlichungen der Literatur von 1948 bis 1982

[Quelle: Körber, 1982; S. 61]



Im Zuge der Entwicklung neuer dentaler Werkstoffe wurden die Kaukräfte, ihre Entstehung und ihre Verteilung im stomatognathen System immer neu beleuchtet. So kommen neuere Untersuchungen zu dem Schluss, dass die Kaukräfte oder örtlichen Beißkräfte, die ein Mensch in den verschiedenen Bereichen der Zahnreihen entwickeln kann, lokal unterschiedlich ausfallen. Im anterioren Bereich sind sie sowohl aus biomechanischen Gründen als auch wegen der geringeren Belastbarkeit der Frontzähne niedriger als im posterioren Bereich der Molaren. Die unterschiedlichen Belastbarkeiten der Zähne beeinflussen zudem die Kaukräfte, die in den einzelnen Bereichen im Kauorgan entwickelt werden können. Bei Molaren muss von mittleren Belastungen von 400–800 N ausgegangen werden. Bei Frontzähnen und Prämolaren liegen die mittleren Belastungen zwischen 150 N und 400 N. Wie oben beschrieben, liegen die kurzzeitigen maximalen Belastungen aber weit über den angegebenen Mittelwerten (KÖRBER, 1982,1995; BALZER und KAUFMANN, 2002; WEBER, 2003; SPECKMANN 2005; MÜLLER, 2008;).

3.5.2 Kräfte in der Kieferorthopädie

Kraftarten:

In der Kieferorthopädie wird zwischen intermittierenden und kontinuierlichen Kräften unterschieden. Eine intermittierende Kraft besteht immer bei herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen; hier wirkt die Kraft nur, während der Patient die Apparatur

trägt. Der Zeitpunkt der größten Kraffteinwirkung ist dabei immer mit der Aktivierung der Drahtelemente oder Schrauben verbunden. Kontinuierlich wirkende Kräfte sind nur mit festsitzenden Apparaturen erzeugbar. Auch hier erzeugen aktive Elemente die Kraft, die so lange wirkt, wie die aktiven Elemente wirksam sind (KAHL-NICKE, 2001).

Kraftgrößen:

REITAN (1957, 1969) unterscheidet optimale Kraftgrößen in Bezug auf die verschiedenen Zähne und Bewegungsarten:

Zähne	Kippbewegung	Körperliche Bewegung	Wurzelbewegung	Ex- / Intrusion
Einwurzig	0,2–0,3 N	0,4–0,5 N	0,5 N	0,3–0,5 N / 0,25 N
Mehrwurzig	0,5–0,75 N	1,5 N	1,2–1,5 N	0,3–0,5 N / 0,25 N

Nach JEPSEN (1963) dient die Wurzeloberfläche als Maß für die aufzuwendende Kraft. Dabei sollte die maximal angewendete Kraft 1 N/cm^2 nicht überschreiten. Eine Übersicht über die verschiedenen Wurzeloberflächen gibt die nachfolgende Abbildung.

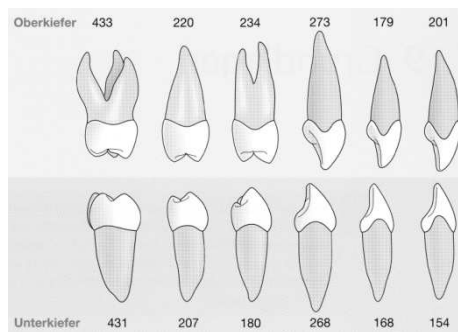


Abb. 11: Wurzeloberflächen aller Zahnarten in mm^2

[Quelle: Kahl-Nicke, 2001; S. 168]

Im Allgemeinen ist erkennbar, dass die kieferorthopädischen Kräfte weitaus geringer ausfallen als die Kräfte, die die Kaumuskulatur aufbringen kann. Zu beachten ist jedoch, dass die maximalen Kaukräfte nur vergleichsweise kurz wirksam sind, während kieferorthopädisch angewendete Kräfte dauerhaft wirken und daher ebenso Einfluss auf die dentalen Materialien nehmen (KAHL-NICKE, 2001).

4 Material und Methode

4.1 Verwendete Materialien

Es wurden die Probekörper von zehn namhaften Herstellern kieferorthopädischer Bänder in die Untersuchung einbezogen. Von den zehn Herstellern konnten 22 unterschiedliche Bändertypen untersucht werden, um an ihnen eine qualitative Bestimmung vorzunehmen. Alle Bänder sind für den Zahn 26 bestimmt und in Serien zu zehn ($n = 10$) vorhanden. Die nachfolgende Tabelle gibt Aufschluss über Hersteller und Bänder-/ Attachmenttypen.

Tab. 4: Auflistung aller Bänderhersteller mit zugehörigen Bändernamen und punktgeschweißten Attachments

Hersteller	Bändername	Attachment
American Orthodontics	500-000	004-359CR
American Orthodontics	880-000	004-359CR
American Orthodontics	900-000	004-360CL
Leone	Calibra	G8325-12
Dentaurum	879-024-22	724-269-00
Dentaurum	883-024-22	724-269-00
Dentsply GAC	Snap Fit	69-262-18
Dentsply GAC	Ovation	69-262-18
3M Unitek	LU138 / 153-176	068-917
3M Unitek	LU38 / 152-176	068-917
3M Unitek	LU38 matt / 952-176	068-917
3M Unitek	N38 / 902-176	068-917
Forestadent	Easy Fit 1882-8720	740-0701
Forestadent	Easy Fit 1882-8720	740-0725 II
Forestadent	Dura Fit 2882-8720	740-0701
Forestadent	Dura Fit 2882-8720	740-0725 II
Ormco Europe B.V.	Washbon / 726-02XX	173/174-0421
Ormco Europe B.V.	Trimline / 727-02XX	173/174-0421
Ormco Europe B.V.	High-Ret-E / 728-02XX	137/138-0143
Ortho Organizers GmbH	900-110-08	TBT 900-110
RMO	987-00725	A05675
Smile Dental	Smileline	04-1248

Für die eigens durchgeführte Laserschweißung wurden Bänder und Attachments des Herstellers Forestadent, Pforzheim verwendet.

Bänder: Nr.: 2882-0020

Bukkälörchen: Nr.: 740-0701

Bei den verschiedenen Laserschweißarten wurden Serien zu zehn Bändern ($n = 10$) hergestellt. Als Kontrollserie zu den industriell punktgeschweißten Bändern wurde zusätzlich eine Serie ($n = 10$) von punktgeschweißten Bändern individuell hergestellt.

4.2 Verwendete Geräte und Untersuchungsmethoden

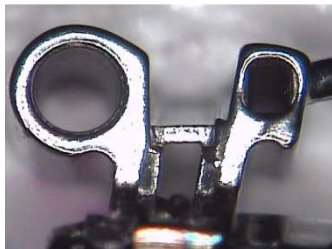
4.2.1 Mikroskopische Qualitätsbestimmung

Alle mikroskopischen Messungen wurden mit dem computergestützten Video-Mess- und Inspektionssystem VMZM/40 der Firma Jena Engineering vorgenommen. Laut Herstellerangaben liegt der Messfehler bei 1 μm .

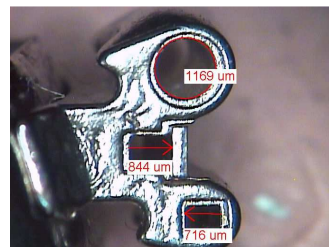


**Abb. 12: Video-Mess-Inspektionssystem VMZM/40, Firma Jena Engineering.
MLU-Zahnklinik, Abt. Prothetik**

Im Untersuchungsablauf wurden zuerst Aufnahmen der Bänder spezifisch von dem zu vermessenden Bereich angefertigt. Folgende Aufnahmen wurden für alle Bänder in gleicher Weise angefertigt und vermessen:



a)

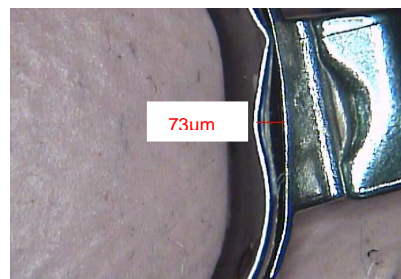


b)

Abb. 13: a) Photo und b) Vermessung der Tubuli mit dem Video-Mess-Inspektionssystem, Firma Jena Engineering



a)



b)

Abb. 14: a) Photo und b) Vermessung des Spaltes zwischen Band und Attachment an der breitesten Stelle mit dem Video-Mess-Inspektionssystem, Firma Jena Engineering

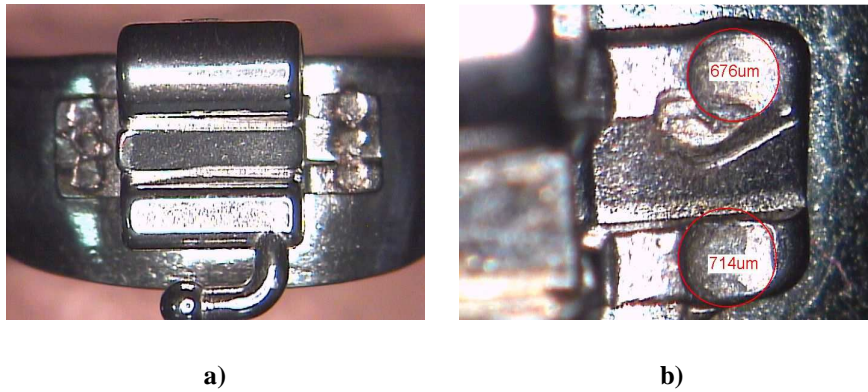


Abb. 15: a) Photo und b) Vermessung der Schweißpunktdurchmesser mit dem Video-Mess-Inspektionssystem, Firma Jena Engineering

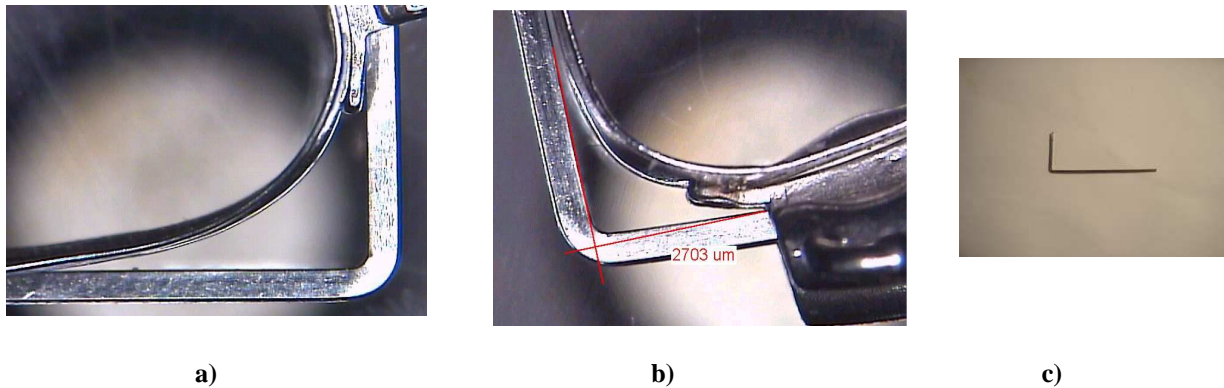


Abb. 16: a) Photo und b) Vermessung der Bestimmung der Attachmentlokalisierung mit dem Video-Mess-Inspektionssystem, Firma Jena Engineering; c) passgenauer, um 90° gebogener Winkeldraht

Als Hilfsmittel zur Bestimmung der Attachmentlokalisierung wurde ein um 90° gebogener Winkeldraht eingesetzt. Die Stärke des Drahtes (0,55 mm/0,7 mm) ist auf den vom Hersteller angegebenen Durchmesser des mittleren bukkalen Tube angepasst. Die Messung erfolgte jeweils nach Eichung des Messprogramms in Bezug zu der Messanlage mit der gewählten Optik durch einen Eichkörper. Jede einzelne Messung wurde fünfmal durchgeführt und als Endwert der Mittelwert der Messreihe verwendet. Alle vermessenen Strecken und Durchmesser werden in μm angegeben.

Zu Abb. 13:

Der Headgearröhrchendurchmesser wird an der optisch größten Distanz gemessen. Diese stellt sich durch den Lichteinfall an der Hell-Dunkel-Grenze dar. Hierbei wird aus dem Messprogramm ein Tool zur Kreisvermessung verwendet. Das mittlere Bukkalröhrchen wurde im Messprogramm mit dem Tool Streckenmessung vermessen. Dabei wurde der Abstand zweier Linien bestimmt, die auf die Kanten zwischen Approximalfläche und

Tubuliinnenseite auf der rechten und linken Seite des Tubuluseingangs gelegt wurden. Dies wurde ebenfalls durch die verschiedenen Lichtreflexionen der beiden Flächen möglich.

Zu Abb. 14:

Da der Spalt zwischen Band und Attachment durch die ovale bzw. runde Vorformung der Bänder immer ein sichelförmiges Erscheinungsbild hat, wurde die Spaltgröße an der optisch breitesten Stelle ermittelt.

Zu Abb. 15:

Der Schweißpunktdurchmesser wird als Mittelwert ermittelt. Hierzu werden die Durchmesser aller Schweißpunkte der rechten und linken Seite des Attachments vermessen. Da die gesetzten Schweißpunkte durch Materialverzug keine eindeutige runde Form annehmen, wird der Durchmesser an der breitesten Stelle der meist elliptischen Schweißpunkte vermessen.

Zu Abb. 16:

Zur Bestimmung der Attachmentlokalisation auf dem Band wird ein um 90° abgewinkelter Hilfsdraht verwendet. Dieser besitzt einen langen und einen kurzen Arm und ist an die Größe des mittleren Tube angepasst. Die Größe richtet sich hierbei nach den Herstellerangaben. Der lange Arm wird durch den Tube geführt, der kurze Arm wird spannungsfrei an die approximale Fläche des kieferorthopädischen Bandes gelegt. Die Distanz von Beginn der Tubuliaufbauten bis zur inneren Seite des Winkeldrahtes wird vermessen.

4.2.2 Makroskopische Qualitätsbestimmung

Die makroskopische Untersuchung erfolgte mit einer handelsüblichen Lupe unter 4- bis 6-facher optischer Vergrößerung. Die Datenaufnahme umfasst die gesamte Anzahl der Schweißpunkte, mit denen das Attachment am Band durch den Hersteller punktgeschweißt wurde.

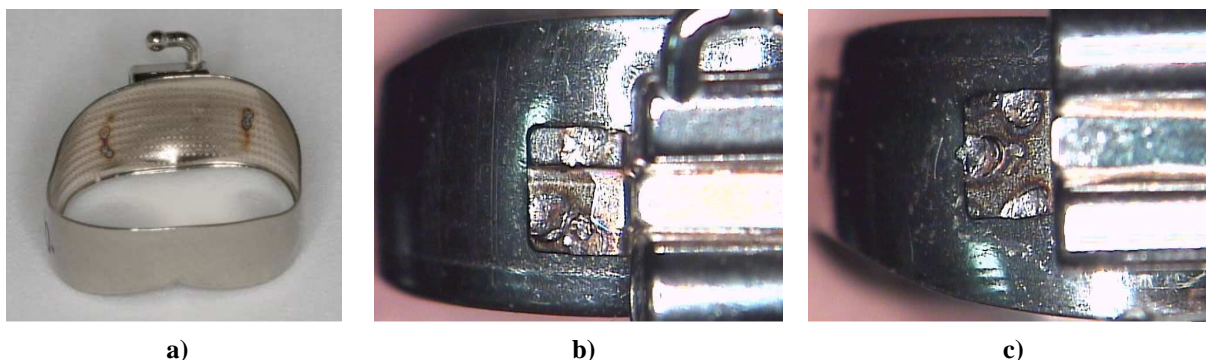


Abb. 17 a–c: Illustration verschiedener Schweißpunktzahlen auf der Innen- und Außenseite bei unterschiedlichen Bänderherstellern

Des Weiteren wurden die Bänder nach dem abschließenden Abscherversuch erneut makroskopisch untersucht. Dabei wurde die Stelle des Abrisses begutachtet. Mögliche Abrissstellen waren das Band selbst, das Attachment im Sinne eines Attachmentbruches und die Punktschweißnaht bzw. Kombinationen.

4.2.3 Laserschweißgerät

Die eigens durchgeführte Laserschweißung erfolgte mit einer Laserschweißanlage der Firma Dentaorium (Ispringen, D) Typ „Desktop Compact Laser“. Es handelt sich um einen pulsbetriebenen Nd-YAG-Laser.

TECHNISCHE DATEN:

Max. Durchschnittsleistung: 20 W

Elektrischer Anschluss:

190–240 V / 50–60 Hz / 10 A

Impulsdauer: 0,5–15 ms

Impulsfrequenz: 0,5–5 Hz

Maximale Impulsleistung: 3,0 kW



Abb. 18: Desktop Compact Laser, Firma Dentaorium

Die Impulsenergie kann durch die einzustellende Spannung festgelegt werden. Durch die Größe der Spannung und des Fokus wird die Energieflussdichte determiniert. Wie lange der Laserstrahl auf den Schweißbereich einwirkt, wird durch die Impulslänge bestimmt, die durch den Bediener gewählt werden kann; dadurch wird auch die Pulsleistung beeinflusst. Die Impulsfolgefrequenz kann in den oben angegebenen Grenzen variiert werden. Die Auslösung der Impulse erfolgt durch Betätigen eines Fußschalters. Das Schutzgas Argon kann wahlweise durch eine oder zwei justierbare Düsen auf den Schweißbereich gerichtet werden. Als Positionierhilfe für das Werkstück im Fokus des Laserstrahls dient ein Stereomikroskop mit einem integrierten Fadenkreuz, dessen Mittelpunkt die Stelle des Auftreffens des Laserstrahls markiert. Wenn sowohl das Fadenkreuz als auch die Werkstückoberfläche scharf gesehen werden, ist die korrekte Ausrichtung des Werkstückes zum Fokus des Laserstrahls erfolgt. Abb. 18 zeigt das verwendete Lasergerät.

4.2.4 Laserschweißung

Die eigens durchgeführte Laserschweißung erfolgte an den von der Firma Forestadent zur Verfügung gestellten und einzeln angelieferten Bändern und Attachments. Es wurden erneut Bänderserien mit 10 Probekörpern hergestellt. Die Einstellungen der Parameter der Laserschweißanlage, die unverändert blieben, waren:

- Spannung: 205 V
- Impulsfrequenz: 20 Hz
- Pulsdauer: 1,5 ms
- Fokusbereich: 0,7 mm

Zur zielgenauen Fügung der einzelnen Werkstücke wurde ein Hilfsgerät konstruiert, das die separate Fassung und das Zusammenführen der Bänder und Attachments ermöglichte, sichtbar in den folgenden Abbildungen.

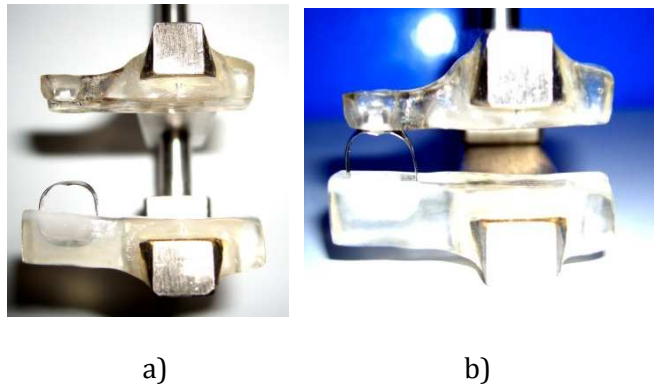


Abb. 19 a, b: Eigens hergestellter Fixateur für die zielgenaue Fügung zwischen Attachment und Band

Ziel der Laserschweißung war die Herstellung von Band-Attachment-Verbindungen, die sich in der Anzahl der Schweißpunkte unterscheiden.

Folgende Bänderserien (n = 10) wurden hergestellt:

- a, b) Vierpunktschweißung: zwei Schweißpunkte rechts und links mit und ohne Verwendung des Schutzgases Argon
- c) Vierpunktschweißung: zwei Schweißpunkte rechts und links, hergestellt durch Zahntechnikermeister F. Wanjura
- d) Sechspunktschweißung: drei Schweißpunkte rechts und links mit Verwendung des Schutzgases Argon
- e) Schweißung entlang der gesamten Flügelkante der Attachmentbasis mit Verwendung des Schutzgases Argon

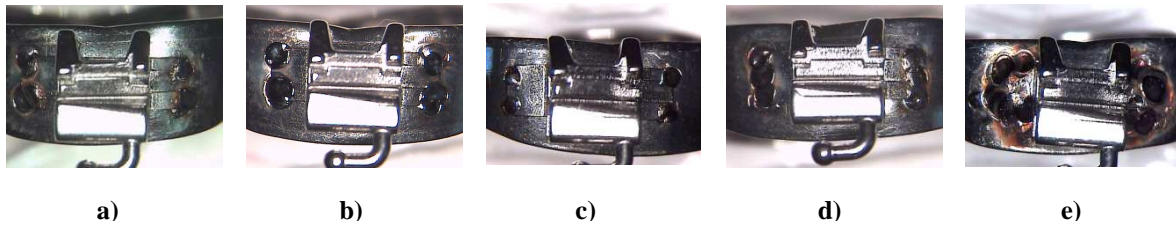


Abb. 20 a–e: Lasergeschweißte Bänder in der obigen Reihenfolge

4.2.5 Punktschweißgerät

Für die Eigenherstellung einer punktgeschweißten Bänderserie von zehn Bändern, zwecks Vergleich mit industriell punktgeschweißten Bändern, wurde ein Widerstandspunktschweißgerät der Firma Dentaurem (Assistent 3000) verwendet. Zahntechnikermeister F. Wanjura stellte zehn Bänder mit jeweils acht Schweißpunkten (re./li. jeweils 4 Punkte) her.

Die Geräteeinstellung: Assistent 3000

Baujahr 2000

Impulsstrom: 2000 A

Nutzleistung: 140 VA

Sicherung: 3,15 A,t



Abb. 21: Verwendetes Punktschweißgerät (Assistent 3000), Firma Dentaurem



Abb. 22: Individuell hergestellte Punktschweißung

4.2.6 Abscherversuch der Schweißverbindung

Die Messung der mechanischen Belastbarkeit der Schweißverbindung erfolgte in einem Scherkraftversuch unter Zuhilfenahme der Universalprüfmaschine Zwick 005 (Hersteller: Zwick, Ulm, D), die für Zug-, Druck- und Biegeversuche konzipiert ist (siehe Abb. 24). Die Materialprüfmaschine besteht aus einem Kopfblech, einer starren Basistraverse und einer fahrbaren mittleren Traverse, die über zwei Führungsprofile mit integrierten, spielfreien Kugelgewinden geführt wird. Der mechanische Antrieb befindet sich im Sockel des Gerätes. Durch einen kalibrierten piezoelektrischen Kraftsensor, der sich an der beweglichen Traverse befindet, kann über einen angeschlossenen Computer die benötigte Kraft in Newton (N)

gemessen werden. Mittels der Software testXpert 1.1 wird ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet und die maximale Kraft (N_{\max}) bestimmt. Die Software bietet die Möglichkeit, Serien von Abrissversuchen zu erstellen und die einzelnen Ergebnisse in einer Graphik darzustellen. Es werden automatisch der Mittelwert und die Standardabweichung der Testserie angegeben.



Abb. 24:
Universalprüfmaschine
Zwick 005



a)

b)

c)

Abb. 23: a) Gegossener Probehalter; b) c) Probehalter mit spannungsfrei aufgesetztem Band



a)

b)

Abb. 25: a) Einspannen der Abrissprobe; b) Ausrichten der Probe auf den Abrisstempel

Zur Positionierung der Bänder wurde ein individueller Probehalter (Abb. 23) zunächst in Wachs modelliert und anschließend im Schleudergussverfahren aus Remanium® 400 (Dentaurum, Ispringen, D) hergestellt. Die Bänder wurden spannungsfrei aufgesetzt (Abb. 23 b, c) und so positioniert, dass eine axiale Belastung durch den Kraftmesser erfolgen kann (Abb. 25 a, b). Die Vorschubbewegung wurde mit einer Geschwindigkeit von 140 mm/min vorgenommen. Nach Abscherung des Attachments wurde der Abrissversuch gestoppt. Für jedes Band der Serie eines Bandtyps wurde dieser Vorgang wiederholt und die Abrissdaten pro Serie ($n = 10$) durch das Programm testXpert 1.1 ausgewertet.

4.3 Messfehleranalyse

Eine Messfehleranalyse wurde durchgeführt, um die Richtigkeit der Messergebnisse zu überprüfen. Dabei wurden aus jeder Bänderserie ($n = 10$) drei Bänder nach dem Zufallsprinzip ausgewählt und der gesamte Mess- und Auswertablauf nach erneuter Eichung der Messanlage wiederholt vorgenommen. Dabei war der Garant für die Richtigkeit der Originalmessung eine Abweichung der beiden Messergebnisse kleiner 5%.

Aus den Messwerten der Kontrollmessung wurden der Methodenfehler nach DAHLBERG (1940) und der Zuverlässigkeitskoeffizient nach HOUSTON (1983) berechnet.

Methodenfehler nach Dahlberg:

$$\delta^2 = \Sigma d^2 / 2n$$

d – Differenz zwischen Einzelwert und Mittelwert aus Einzelmessungen
n – Anzahl der Messungen

Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston:

$$\text{Reliability} = 1 - \delta^2 / s_v^2$$

δ – Methodenfehler
 s_v – Standardabweichung der Variable

Die Differenzen zwischen den einzelnen Messwerten und dem Mittelwert aus den Einzelmessungen ermöglichten die Bestimmung des Methodenfehlers nach DAHLBERG (1940). Nach DAHLBERG sollte dabei der Methodenfehler möglichst unter dem Referenzwert von 1,0 liegen, um eine ausreichende Messgenauigkeit nachweisen zu können. Der Methodenfehler wurde in Relation zur Varianz der Variable durch die Bestimmung des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach HOUSTON (1983) gesetzt. Die Variable war umso zuverlässiger, je näher dieser Koeffizient dem Wert 1,0 lag.

4.4 Statistische Analyse

Die statistische Bearbeitung der Daten und die Erstellung der Diagramme erfolgte mit dem Computerprogramm SPSS 17.0 (*Statistical Package for Social Sciences 17.0*; SPSS Software GmbH, München, D). Die Datenbearbeitung erfolgte zunächst durch deskriptive Statistik unter Bildung der Mittelwerte, Minima, Maxima, Standardabweichungen, Standardfehler und des Konfidenzintervalls mit zugehöriger Ober- und Untergrenze. Der Vergleich zwischen den Prüfkörpergruppen erfolgte mit univariablen (T-Test) und multivariablen (Varianzanalyse) Vergleichsverfahren. Die einfaktorielle Varianzanalyse wurde ergänzt durch den Post-hoc-Test nach Bonferroni. Das Signifikanzniveau wurde mit $p = 0,05$ festgelegt. Der Post-hoc-Test nach Bonferroni entspricht einem Mehrfachvergleich innerhalb einer bestehenden Datengruppe. Für die graphische Darstellung der Daten wurden modifizierte Boxplots, Scatterplots und Histodiagramme erstellt. Boxplot-Diagramme dienen zur Visualisierung und Komprimierung von Datenmengen. Dabei werden sogenannte Quantile eingezeichnet; diese „Box“ enthält 95% der Werte. Der Median der Datenmenge wird als Querbalken, der Maximalwert und Minimalwert als die Enden eines vertikal stehenden Balkens gekennzeichnet. Sogenannte „Ausreißer“, Werte die statistisch keine Verwendung finden, werden gesondert für jedes Boxplot-Diagramm aufgeführt. In diesen Diagrammen sind Symmetrien, Streuung und Ausreißer der Datenmenge grafisch aufgearbeitet. Scatterplot-Diagramme stellen zwei metrisch skalierte Merkmale X und Y als Punktwolke bzw. Punkteverteilung dar. Durch das Statistikprogramm ist es möglich, eine Regressionsgerade einzuzichnen. Der Anstieg der Gerade lässt einen Rückschluss auf den linearen oder nichtlinearen Zusammenhang beider Merkmale zu. Dabei ist der Zusammenhang gegeben, wenn die Punktwolke dem Verlauf der Regressionsgerade optisch eindeutig folgt und/oder die Regressionsgerade einen Winkel zur X- bzw. Y-Achse aufweist, der $> 5^\circ$ beträgt. Liegt die Punktwolke weit verstreut und verläuft die Regressionsgerade annähernd parallel zur X- bzw. Y-Achse, liegt keine Abhängigkeit zwischen den Merkmalen vor; zusätzlich wurde der Regressionskoeffizient berechnet. Histogramme sind einfache graphische Hilfsmittel, um eine Häufigkeitsverteilung darstellen zu können.

(SCHULZE, 1998; BEAGLEHOLE, 1997; FAHRMEIR et al., 2007;)

5 Ergebnisse

5.1 Fehlerabschätzung

Nach Erstellung der Kontrollstudie konnte gezeigt werden, dass kein Messwert Differenzen größer 5% von den Originalwerten aufwies. Diese Messgenauigkeit bestätigte der Methodenfehler nach DAHLBERG (1940), da alle Messwerte unter dem Referenzwert von 1,0 lagen. Des Weiteren wurde der Zuverlässigkeitskoeffizient nach HOUSTON (1983) bestimmt. Auch hier zeigten die Ergebnisse, dass die Messmethode zuverlässig war. Alle Zuverlässigkeitskoeffizienten lagen in einem Bereich von 0,96–0,99.

5.2 Qualität industriell hergestellter Bänder

5.2.1 Durchmesser der Headgearröhrchen

Die Bestimmung der Qualität industriell hergestellter Bänder erfolgt anhand überprüfbarer Messungen. Dabei sind die Spezifikationen des Attachments durch den Hersteller beschrieben und diese Werte in den Herstellerkatalogen zugänglich. Das erste zu vergleichende Qualitätsmerkmal ist der Durchmesser der Headgearröhrchen. Die durch den Hersteller angegebenen Werte wurden von Inch in Mikrometer umgerechnet (KALKULATOR). Es wurden das Minimum, das Maximum, der Mittelwert, der Standardfehler, die Standardabweichung und das Konfidenzintervall der Bänderserien der Hersteller berechnet. Für die Aufschlüsselung der einzelnen Bändertypen nach Herstellern siehe Tab. 6. Zwischen den Bändern verschiedener Hersteller bestanden signifikante Unterschiede ($p < 0,05$; Post-hoc-Test nach Bonferroni).

Tab. 5: Deskriptive Statistik des Durchmessers der Headgearröhrchen aus der Messung. Die Werte laut Herstellerangaben sind als Herstellerwert aufgeführt. Alle Angaben in μm .

Deskriptive Statistik									
Durchmesser der Headgearröhrchen in μm									
Hersteller	n	Mittelwert	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum	Herstellerwert
					Untergrenze	Obergrenze			
Unitek	40	1701,4	26,6	4,2	1692,9	1709,9	1568,4	1764,8	1143
GAC	20	1261,5	8,0	1,7	1257,7	1265,2	1250,4	1278,8	1143
Forestadent	20	1217,6	11,6	2,6	1212,1	1223,0	1192,6	1235,6	1143
Ortho Org.	10	1339,0	33,9	10,7	1314,7	1363,3	1298,6	1418,2	1295
RMO	10	1458,3	9,9	3,1	1451,2	1465,5	1432,0	1465,4	1143
Dentaurum	20	1298,3	16,8	3,7	1290,4	1306,2	1269,6	1323,6	1143
Ormco	30	1291,7	27,3	5,0	1281,4	1301,9	1235,2	1390,4	1143
Smile Dental	10	1613,1	12,2	3,8	1604,3	1621,9	1588,8	1630,2	1143
AO	30	1515,7	9,9	1,8	1511,9	1519,4	1492,2	1536,4	1143
Leone	10	1726,9	18,2	5,7	1713,9	1740,0	1699,6	1755,0	1295

Aus der Aufschlüsselung der Messwerte der einzelnen Bändertypen nach Herstellern ist ersichtlich, dass signifikante Unterschiede zwischen den Bändertypen eines Herstellers nicht nachgewiesen wurden, wohl aber zwischen Bändertypen der verschiedenen Hersteller. Die nachfolgende Tabelle ordnet die Bändertypen den einzelnen Herstellern zu.

Tab. 6: Zuordnung der einzelnen Bändertypen zu den verschiedenen Herstellern

Hersteller	Bändername
3M Unitek	LU138
3M Unitek	LU38
3M Unitek	LU38 matt
3M Unitek	N38
Dentsply GAC	Snap Fit
Dentsply GAC	Ovation
Forestadent	Easy Fit
Forestadent	Easy Fit 22
Forestadent	Dura Fit
Forestadent	Dura Fit 22
Ortho Organizers GmbH	900-110-08
RMO	987-00725
Dentaurum	879-024-22
Dentaurum	883-024-22
Ormco Europe B.V.	726-02XX
Ormco Europe B.V.	727-02XX
Ormco Europe B.V.	728-02XX
Smile Dental/ Smileline	04-1248
American Orthodontics	500-000
American Orthodontics	880-000
American Orthodontics	900-000
Leone	Calibra

Abbildung 26 illustriert die Unterschiede zwischen den vom Hersteller angegebenen Werten und den gemessenen Werten. Dabei ist ersichtlich, dass alle gemessenen Werte größer sind als die Werte laut Herstellerangabe.

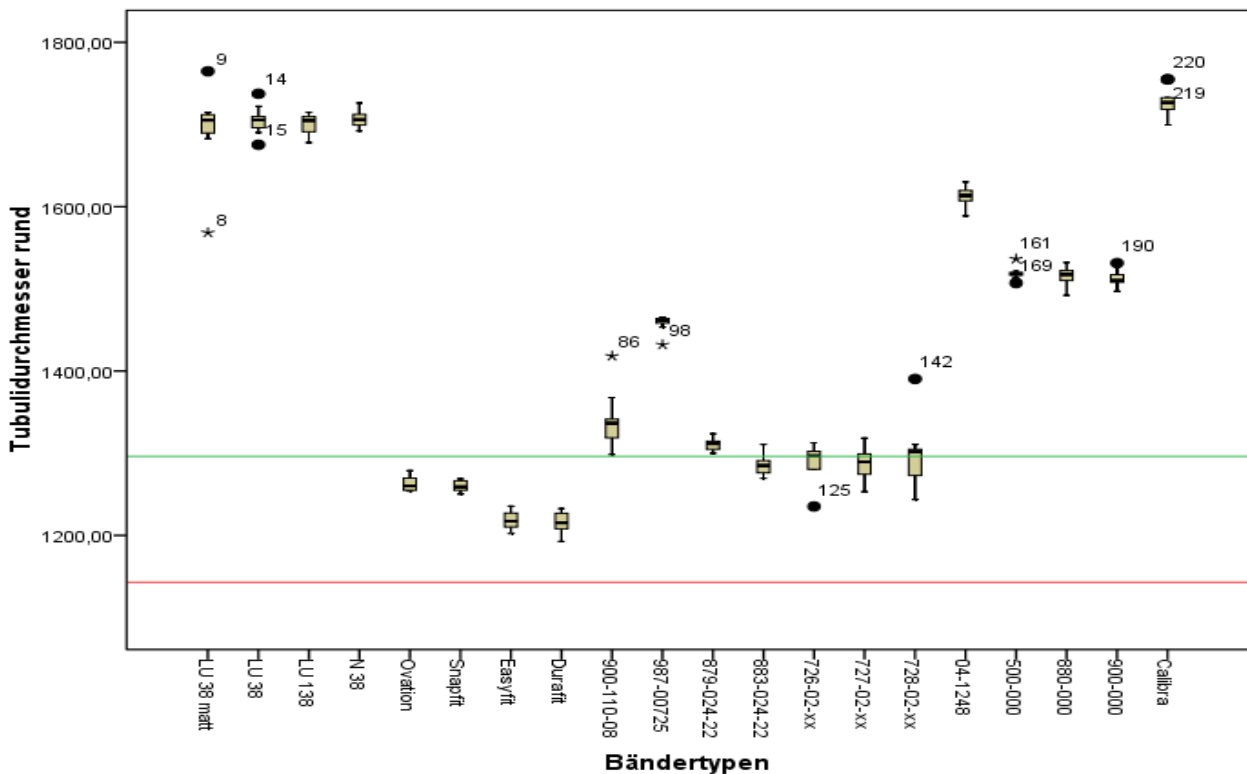


Abb. 26: Boxplot-Diagramm der Messwerte der Durchmesser der Headgearröhrchen. Die Werte laut Herstellerangaben sind als Querbalken sichtbar. Rot: 1143 µm, Grün: 1295 µm. Zur Aufschlüsselung der Bändertypen siehe Tab. 6.

In dieser Testreihe schneiden die Firmen Dentsply GAC (Bändertypen: Ovation 1262 µm; Snap Fit 1260µm) und Forestadent (Bändertypen: Easy Fit 1219 µm; Dura Fit 1215 µm) am besten ab. Beide garantieren eine gleichbleibende Qualität durch geringe Schwankungen der Messwerte um den Mittelwert bei gleichzeitiger akzeptabler Differenz zwischen dem Mittelwert der Messreihe und dem Wert laut Herstellerangabe.

5.2.2 Durchmesser der Bukkalröhrchen

Die weitere Qualitätsbeurteilung wurde anhand des Durchmessers der Bukkalröhrchen vorgenommen. Für die Zuordnung der Bändertypen zu den verschiedenen Herstellern siehe Tabelle 6. Die deskriptive Statistik wird in der nachfolgenden Tabelle 7 dargestellt.

Tab. 7: Deskriptive Statistik der Durchmesser der Bukkalröhrchen aus der Messung.
Die Werte laut Herstellerangaben sind als Herstellerwert aufgeführt. Alle Angaben in μm .

Deskriptive Statistik									
Durchmesser Bukkalröhrchen in μm									
Hersteller	n	Mittelwert	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum	Herstellerwert
					Untergrenze	Obergrenze			
Unitek	40	925,4	12,2	1,9	921,5	929,3	900,3	952,2	599
GAC	20	669,2	5,6	1,3	666,5	671,8	658,8	681,2	599
For Dent	40	606,4	17,4	1,7	602,9	609,9	570,8	650,0	599
Ortho Org.	10	738,3	15,0	4,7	727,6	749,1	709,8	753,6	599
RMO	10	1050,7	19,8	6,3	1036,5	1064,8	1024,8	1089,3	599
Dentaurum	20	639,8	24,4	5,4	628,4	651,2	590,2	680,0	599
Ormco	30	636,2	35,2	6,4	623,1	649,4	585,2	715,2	599
Smile Dental	10	549,2	10,8	3,4	541,4	556,9	536,8	570,0	457
AO	30	624,3	10,4	1,9	620,4	628,3	599,4	643,4	599
Leone	10	687,1	6,8	2,2	682,2	692,1	677,5	700,4	599

Der Mittelwertvergleich der Durchmesser der Bukkalröhrchen (ANOVA, Post-hoc-Test; $p < 0,05$) ergab signifikante Unterschiede zwischen den Herstellern. Einzige Ausnahme stellen die Firmen Dentaurum und Ormco dar; hier ergab die Analyse keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte. Die Aufschlüsselung in die einzelnen Bändertypen ergab ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen den Bändertypen eines Herstellers. Die Hersteller, die hier am besten abschneiden, sind die Firma Forestadent (Bandtypen: Easy Fit / -22, Dura Fit / -22) und American Orthodontics (Bandtypen: 500-, 880-, 900-000). Die Bänder der Firma Forestadent zeigen im Mittel einen Durchmesser der Bukkalröhrchen von 606,4 μm bei einer im Vergleich sehr geringen Abweichung von den Herstellerangaben (Schwankungen: Forestadent max. 20 μm ; American Orthodontics max. 45 μm). Allgemein ist erkennbar, dass die Messwertschwankungen innerhalb der Bänderserien geringer ausfallen, jedoch der Mittelwert in Bezug zu den angegebenen Herstellerwerten teilweise Unterschiede von bis zu 30% aufweist.

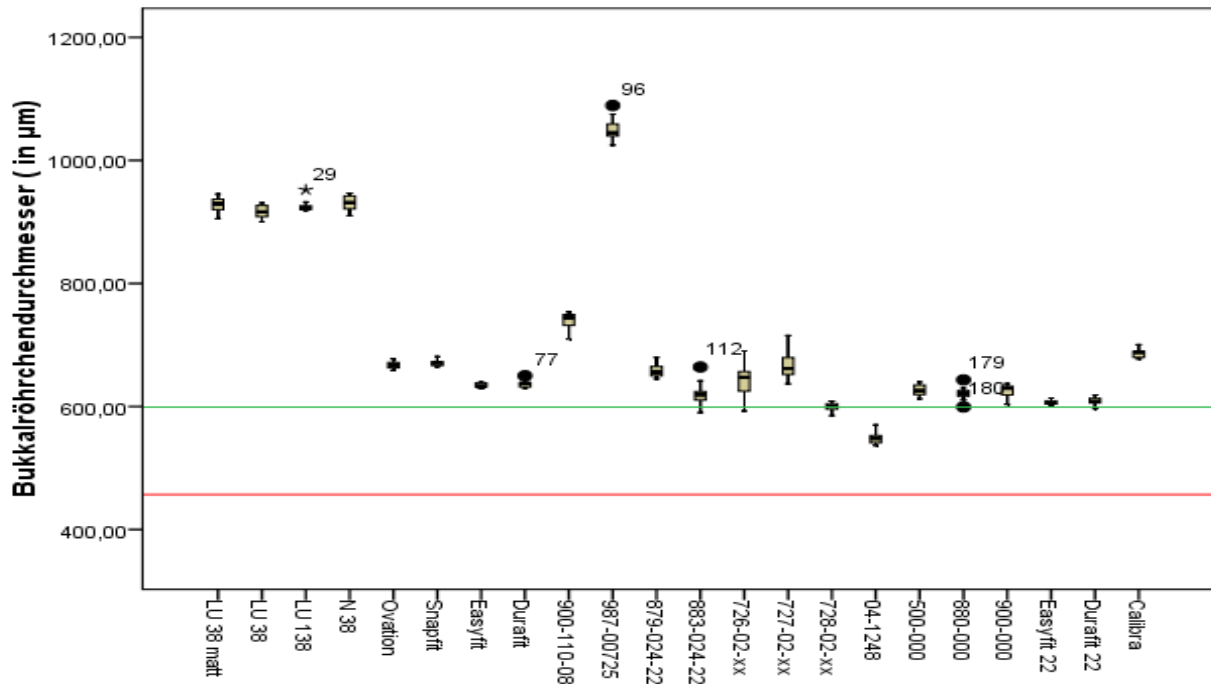


Abb. 27: Boxplot-Diagramm der Werte aus der Messreihe für den Durchmesser der mittleren Bukkalröhrchen. Die Werte laut Herstellerangaben sind als Querbalken sichtbar. Rot: 457µm gilt nur für den Bändertyp 04-1248 der Firma Smile Dental; Grün: 599 µm gilt für alle Bändertypen außer 04-1248. Zur Aufschlüsselung der Bändertypen siehe Tab. 6.

5.2.3 Bewertung der Attachmentlokalisation

Die Messung der Attachmentlokalisation wurde unter Zuhilfenahme eines 90°-Winkeldrahtes durchgeführt (siehe Abb. 16). Die Bewertung erfolgt nach der Streuung der Werte pro Bänderhersteller, nachfolgend in Tab. 8 und Abb. 28 illustriert. Für die Aufschlüsselung der Hersteller in die Bändertypen siehe Anhang Tab. 25 und Abb. 36.

Tab. 8: Deskriptive Statistik: Abweichung der Attachmentlokalisation nach Herstellern

Deskriptive Statistik								
Abstand der Attachmentlokalisation in μm								
Hersteller	n	Mittelwert	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Unitek	40	4213,1	138,9	21,9	4168,6	4257,5	3931,4	4523,0
GAC	20	3627,4	151,6	33,9	3556,4	3698,4	3390,8	3949,8
For Dent	40	4333,5	283,4	44,8	4242,8	4424,2	3639,6	4788,0
Ortho Org.	10	3610,8	109,5	34,6	3532,5	3689,2	3462,6	3745,4
RMO	10	4441,7	179,5	67,8	4275,6	4607,8	4144,4	4693,6
Dentaurum	20	4124,3	286,9	64,1	3989,9	4258,6	3708,8	4514,0
Ormco	30	3896,0	754,1	137,6	3614,4	4177,6	2669,8	5109,4
Smile Dental	10	2748,0	89,6	28,3	2683,9	2812,1	2637,4	2930,4
AO	30	2984,1	144,8	26,4	2929,9	3038,1	2677,0	3202,8
Leone	10	3853,1	85,3	26,9	3792,1	3914,1	3760,8	4026,0

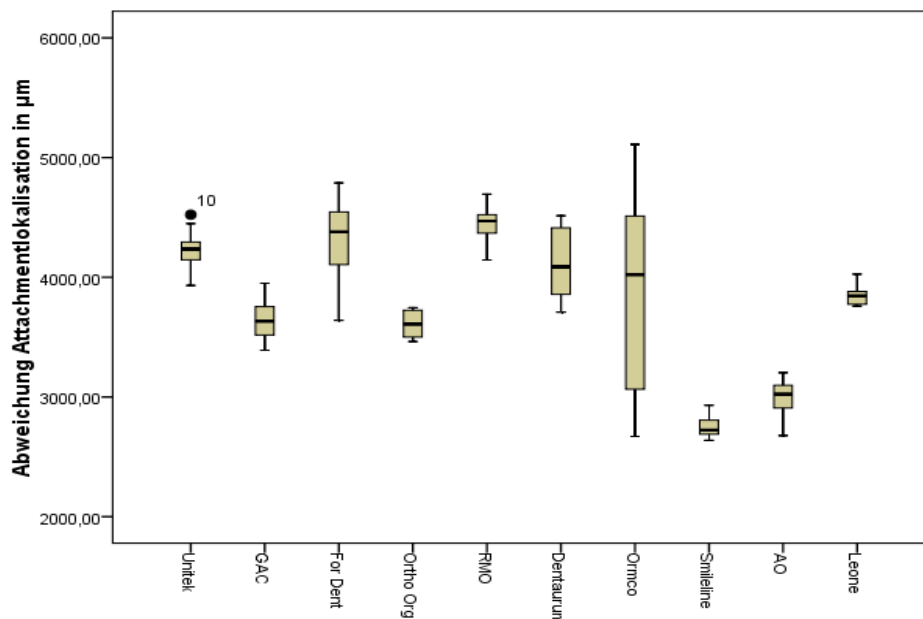


Abb. 28: Boxplot-Diagramm der Abweichung der Attachmentlokalisation nach Herstellern

Durch die Boxplotdarstellung nach Herstellern wird ersichtlich, dass die Lokalisation des Attachments am zugehörigen Band keineswegs konstant ist. Es bestehen zum Teil erhebliche Schwankungen, wobei hier eher die Größe des Konfidenzintervalls entscheidend ist als die Attachmentlokalisation an sich. Da jeder Hersteller die anatomische Vorformung der Bänder auf andere Weise erzeugt, können sich, bedingt durch das Produktionsverfahren,

Abweichungen der Attachmentlokalisation ergeben. Die Firmen mit der konstantesten Lokalisation der Attachments an den Bändern sind Unitek (Bandtyp: LU38-matt, LU38, LU138, N38) und American Orthodontics (Bandtyp: 500-, 880-, 900-000). Die Hersteller Ortho Organizers, RMO, Smile Dental und Leone weisen ebenfalls eine geringe Schwankung der Attachmentlokalisation auf, jedoch ist bei diesen Herstellern nur eine Bänderserie (n = 10) vorhanden. Weiterhin ist die Firma Forestadent zu erwähnen. Drei der vier zur Verfügung gestellten Bänderserien (Easy Fit, Dura Fit, DuraFit-22) weisen ähnliche Werte wie American Orthodontics und Unitek auf, die vierte Bänderserie (EasyFit-22) fällt mit einer größeren Streuung der Werte etwas aus der Reihe. Negativ zu bewerten sind die im Vergleich relativ großen Streuungsbreiten der FirmenOrmco (v.a. Bandtyp: 726-02-xx) und Dentaurum (v.a. Bandtyp: 879-024-22).

5.2.4 Abrissbewertung der Punktschweißung

Die Beurteilung der industriell punktgeschweißten Bänder wird ergänzt durch einen Abrissversuch. Der Abrissversuch der Herstellerproben wurde wie oben beschrieben mit der Universalprüfmaschine Zwick durchgeführt. Die nachfolgende Tabelle beschreibt die deskriptive Statistik der Abrisskräfte (in N), die benötigt wurden, um die Schweißverbindung zwischen Band und Attachment zu zerstören. Die Bewertung erfolgt hier nach Herstellern; für die Aufschlüsselung in die einzelnen Bändertypen siehe Anhang Tab. 23.

Tab. 9: Deskriptive Statistik der Abrisskräfte geordnet nach Herstellern. Alle Werte in Newton (N)

Deskriptive Statistik								
Abrisskräfte nach Herstellern in N								
Hersteller	n	Mittelwert	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Unitek	40	639,7	170,4	26,9	585,2	694,2	322,9	968,9
GAC	20	566,2	78,5	17,5	529,4	602,9	437,2	710,7
For Dent	40	610,2	273,3	27,4	555,6	664,6	177,8	1202,9
Ortho Org.	10	428,6	107,2	33,9	351,9	505,3	284,5	652,3
RMO	10	587,1	132,2	41,8	492,5	681,6	425,4	806,2
Dentaurum	20	684,2	114,1	25,5	630,7	737,5	513,0	967,4
Ormco	30	455,4	162,7	29,7	394,7	516,2	112,8	829,9
Smile Dental	10	768,7	109,1	34,5	690,6	846,8	564,8	956,0
AO	30	651,1	202,4	36,9	575,5	726,7	339,2	989,5
Leone	10	629,3	324,8	102,7	396,9	861,6	373,9	1411,3

Tab. 10: Einfaktorielle Varianzanalyse der Abrisskräfte nach Herstellern

ANOVA					
Abrisskräfte nach Herstellern					
	Quadratsumme	Df	Mittleres Quadrat	F	Sig.
Between Groups	1,529E+06	9	169853,110	3,779	,000
Within Groups	1,209E+07	269	44949,911		
Total	1,362E+07	278			

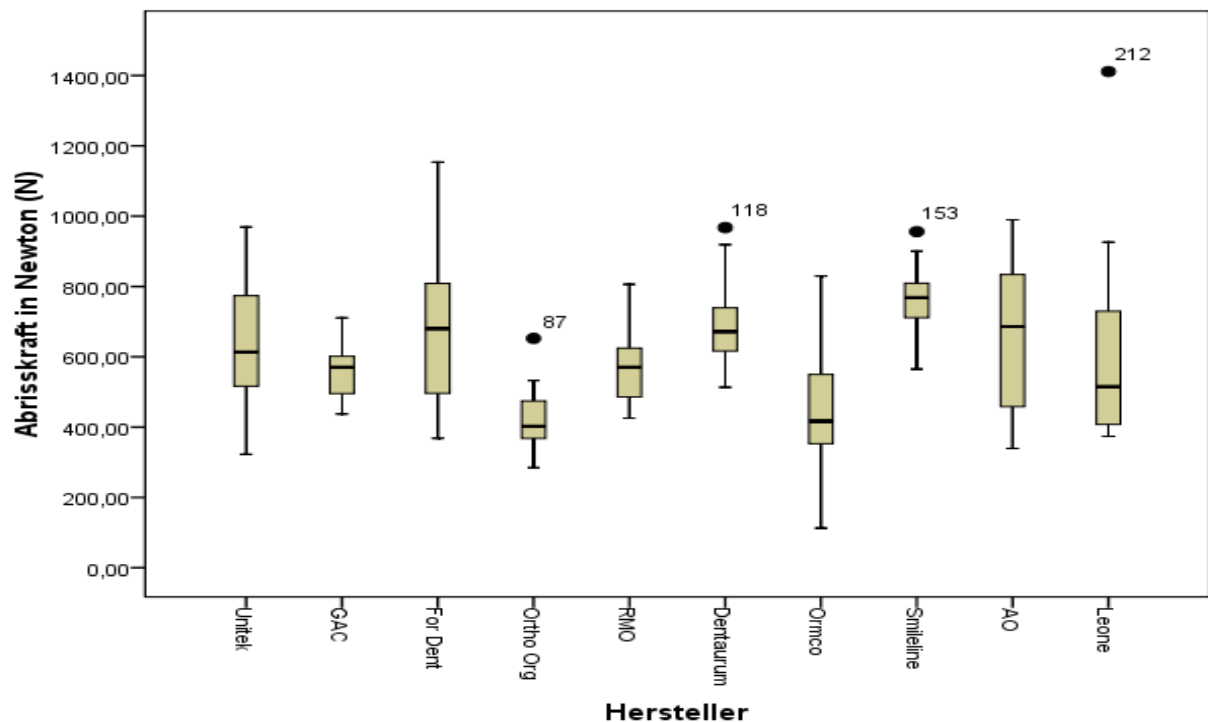


Abb. 29: Boxplot-Diagramm der Abrisskräfte (in N) nach Herstellern

Nach dem Mehrfachvergleich besteht ein signifikanter Unterschied der Abrisskräfte zwischen den Herstellern (ANOVA, Post-hoc-Test; $p < 0,05$). Tabelle 9 und Abbildung 29 veranschaulichen die mittleren Abrisswerte, aufgeschlüsselt nach Herstellern. Der Großteil der Abrisswerte liegt in einem Bereich zwischen 300 N und 850 N, wobei der Hersteller Leone (Bandtyp: Calibra) die höchsten Abrisswerte und gleichzeitig die größte Schwankung zwischen den einzelnen Werten aufweist, obwohl nur eine Bänderserie ($n_{\text{gesamt}} = 10$) zur Verfügung stand. Die Werte des Konfidenzintervalls beim Hersteller Leone liegen im Bereich zwischen 397 N und 861 N. Im Vergleich weisen auch die Bändertypen der Hersteller Unitek (Bandtyp: LU38-matt, $n_{\text{gesamt}} = 40$), Forestadent (Bandtyp: Dura Fit 22, $n_{\text{gesamt}} = 40$), Ormco (Bandtyp: 726-02-xx, $n_{\text{gesamt}} = 30$) und American Orthodontics (Bandtyp: 500-000, $n_{\text{gesamt}} =$

30) erhöhte Schwankungsbereiche der Abrissdaten auf. Wobei ergänzt werden muss, dass bei den Firmen Unitek (Konfidenzintervall: 585 N–694 N), Forestadent (Konfidenzintervall: 556 N–665 N) und American Orthodontics (Konfidenzintervall: 576 N–727 N) die Schwankungen im oberen Bereich der Abrisskräfte, bei Ormco (Konfidenzintervall 395 N–516 N) im mittleren Bereich liegen. Die Punktschweißverbindungen einer Bänderserie (n = 10) mit dem geringsten Schwankungsbereich bei gleichzeitig hohen Abrisskräften liegen vor bei den Bänderserien der Firmen Unitek (Bandtyp: LU38, Konfidenzintervall: 660 N–879 N), Forestadent (Bandtyp: Easy Fit 22, Konfidenzintervall: 746 N–793 N) und American Orthodontics (Bandtyp: 880-, 900-000, Konfidenzintervall: 543 N–766 N / 526 N–871 N). Die geringsten durchschnittlichen Abrisswerte bestehen bei den Firmen Ortho Organizers (Bandtyp: 900-110-08) und Ormco (Bandtyp: 728-02xx).

5.3 Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft

5.3.1 Einfluss der Schweißpunktgröße auf die Abrisskraft

Der Durchmesser der Schweißpunkte wurde vermessen und als Mittelwert in Bezug zu den Abrisskräften gesetzt. Der Mittelwert setzt sich zusammen aus allen Messungen der Schweißpunktdurchmesser auf der linken und der rechten Seite eines Bändertyps, dividiert durch die Anzahl der Schweißpunkte.

Tab. 11: Deskriptive Statistik der vermessenen Schweißpunktdurchmesser (Summationswert aus n = 10) in Bezug zur Abrisskraft (in N)

Deskriptive Statistik								
Summationsmittelwerte (n = 10) der Schweißpunktdurchmesser (in μm) bezogen auf die Abrisskraft in Newton (N)								
Summationsmittelwert der Schweißpunktdurchmesser (in μm)	n	Mittlere Abrisskraft (in Newton)	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
461,4	10	670,4	115,4	36,5	587,7	753,0	539,9	919,2
492,7	10	697,9	117,1	37,0	614,2	781,7	513,0	967,4
550,2	10	457,9	49,9	15,8	422,1	493,6	368,2	525,6
571,5	10	769,6	32,4	10,2	746,3	792,8	712,2	814,1
572,6	10	568,2	97,9	30,6	498,8	637,7	380,2	685,5
609,3	10	482,5	255,9	80,9	299,4	665,6	112,8	829,9
610,7	10	428,6	107,2	33,9	351,9	505,3	284,5	652,4
617,4	10	998,8	138,9	43,9	899,4	1098,2	675,1	1153,8
628,3	10	571,3	91,4	28,9	505,8	636,7	437,2	710,7
632,6	10	490,7	83,7	26,4	430,8	550,6	378,6	625,9
638,1	10	698,6	240,9	76,2	526,3	871,0	339,2	989,5
640,5	10	520,3	134,6	42,5	423,9	616,6	322,9	759,4
643,8	10	769,5	153,3	48,5	659,8	879,2	462,1	928,2
646,4	10	654,3	148,9	47,1	547,8	760,9	410,7	915,5
647,8	10	614,6	162,9	51,5	498,1	731,1	445,3	968,9
661,9	10	393,1	79,2	25,0	336,4	449,7	294,0	574,0
675,7	10	561,0	67,7	21,4	512,6	609,5	458,8	709,8
680,4	10	654,4	156,4	49,4	542,5	766,4	432,6	893,8
685,0	10	600,1	210,1	66,4	449,8	750,5	349,5	950,2
739,0	10	629,3	324,8	102,7	396,9	861,6	373,9	1411,3
745,5	10	768,7	109,1	34,5	690,6	846,8	564,8	956,0
757,7	10	587,1	132,2	41,8	492,5	681,6	425,4	806,2

Tabelle 11 fasst die deskriptive Statistik zusammen. Erkennbar ist, dass die Mittelwerte extrem streuen (um ca. 40%). Des Weiteren wurden der Median, die Standardabweichung, der Standardfehler, das Konfidenzintervall und das Minimum und Maximum berechnet. Aus der ANOVA ist ersichtlich, dass signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen, was die hohe Streurate der Mittelwerte bekräftigt. Die nachfolgende Abb. 30 zeigt die Abrisskraft in Bezug zu den mittleren Schweißpunktdurchmessern.

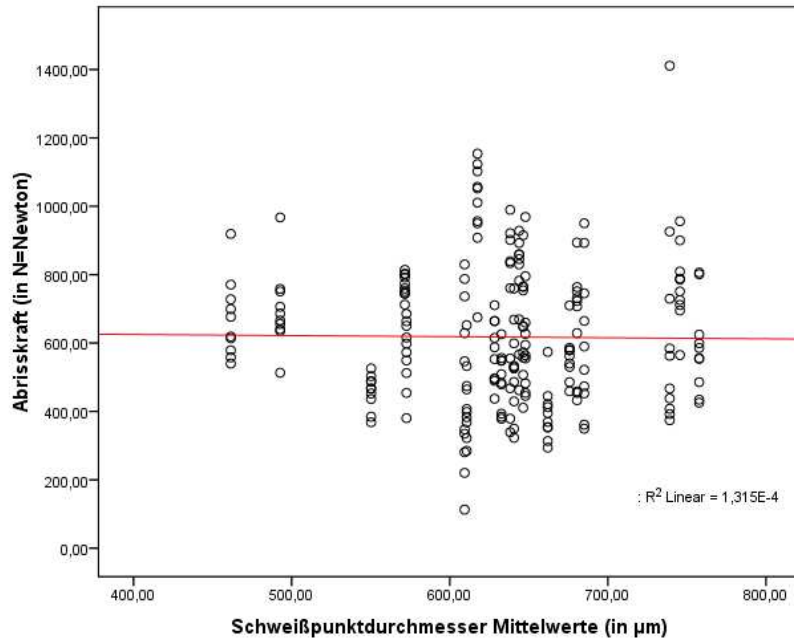


Abb. 30: Scatterplot der Abrisskräfte in Bezug zu den Mittelwerten der Schweißpunktdurchmesser. Rot eingezeichnet ist die Regressionsgerade.

Ersichtlich ist, dass die Abrisskräfte bei dem jeweiligen Schweißpunktdurchmesser eine hohe Streuung aufweisen; graphisch werden keine Tendenzen sichtbar. Die graphische Darstellung lässt die Vermutung zu, dass kein Zusammenhang zwischen Abrisskraft und Schweißpunktdurchmesser besteht. Durch die Punktwolke verläuft die Regressionsgerade annähernd parallel zur X-Achse, und der Regressionskoeffizient geht mit $1,315^{-4}$ gegen Null. Dies bestätigt die Vermutung, dass kein Zusammenhang zwischen Abrisskraft und den aufsummierten Schweißpunktdurchmessern besteht.

5.3.2 Einfluss der Schweißpunktanzahl auf die Abrisskraft

Im Folgenden wird die Schweißpunktanzahl in Bezug zur Abrisskraft gesetzt. In Tab. 12 und Abb. 31 sind nachfolgend die Anzahl der möglichen Schweißpunkte pro Band und die Häufigkeit der Schweißpunktanzahl bei allen Bändern aufgelistet.

Tab. 12: Schweißpunktanzahl und die Häufigkeit des Vorkommens

Schweißpunktanzahl	Häufigkeit n	Häufigkeit in %
4	41	15,5
5	74	27,5
6	58	21
7	29	10,5
8	24	9
9	10	4
10	13	5
11	3	1
12	12	4,5
13	1	0,5
14	4	1,5
Total	269	100

Ersichtlich ist, dass der Großteil der Attachments (ca. 83%) mit vier bis acht Schweißpunkten an dem zugehörigen Band befestigt wurde.

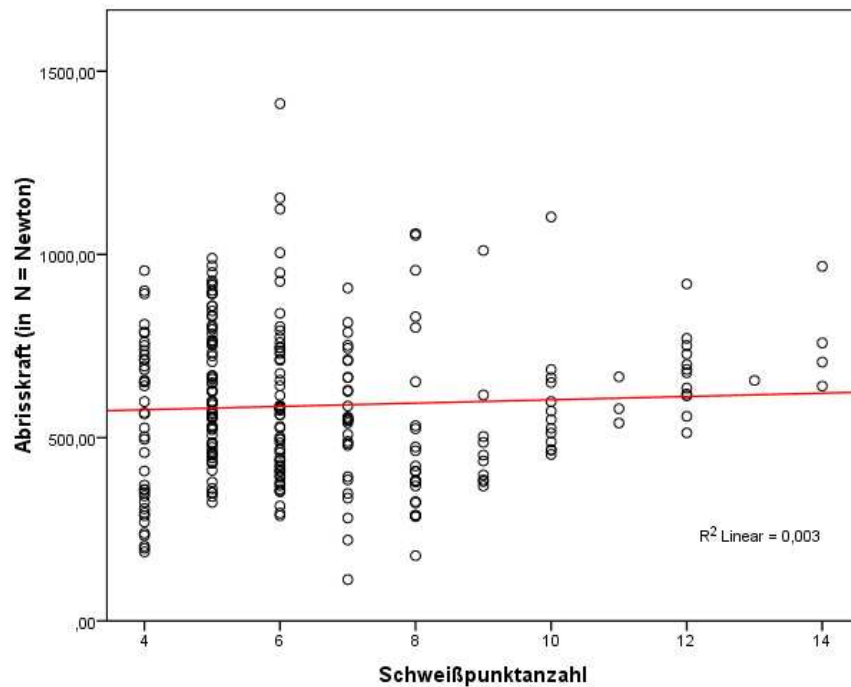


Abb. 31: Scatterplot der Abrisskraft in Bezug zur Schweißpunktanzahl

Aus Abb. 31 ist ersichtlich, dass eine leichte Tendenz zur positiven Korrelation besteht. Graphisch sichtbar wird die Zunahme der Abrisskraft bei Erhöhung der Schweißpunktanzahl durch den Anstieg der Regressionsgerade und bestätigt durch den leicht positiven Regressionskoeffizienten von 0,003. Der Zusammenhang ist jedoch schwach ausgeprägt.

Jedoch besteht ein Zusammenhang zwischen Schweißpunktanzahl und Abrisskraft, der besagt: je mehr Schweißpunkte, desto widerstandsfähiger wird die Schweißverbindung.

5.3.3 Einfluss der Spaltgröße auf die Abrisskraft

Die Ergebnisse dieses Versuchs sollen den Einfluss der Spaltgröße zwischen Band und Attachment auf die Abrisskraft aufzeigen. Zwischen den Herstellern bestehen unterschiedliche mittlere Spaltgrößen. Mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse konnten keine signifikanten Abweichungen beobachtet werden ($p > 0,05$).

Tab. 13: Deskriptive Statistik der Spaltgrößen zwischen Band und Attachment in μm

Deskriptive Statistik					
	n	Mittelwert	Standard-Abweichung	Minimum	Maximum
Spaltgröße	280	113,7	68,5	14,6	341,4
Valid N (listwise)	280				

Tab. 14: Aufschlüsselung der Spaltgröße nach Herstellern und den eigens lasergeschweißten Bändern

Deskriptive Statistik				
Spaltgröße				
Hersteller	n	Mittelwert	Standard-Abweichung	
Unitek	40	106,8	32,2	
GAC	20	238,2	50,0	
For Dent	40	44,3	19,8	
Ortho Org.	10	53,8	10,5	
RMO	10	162,9	18,1	
Dentaurum	20	25,6	6,4	
Ormco	30	127,6	60,0	
Smile Dental	10	62,8	14,4	
AO	30	92,5	29,5	
Leone	10	135,7	13,4	
Laserschweißung	60	163,7	50,1	
Total	280	113,7	68,5	

Die Aufschlüsselung der Spaltgrößen zwischen den Herstellern und der Laserschweißung zeigt, dass die Spaltbreiten der selbst hergestellten lasergeschweißten Bänder sich nicht signifikant ($p > 0,05$) von den punktgeschweißten Bänderserien unterscheiden. Die nachfolgenden Abb. 32 und 33 illustrieren die Abhängigkeit der Abrisskraft von der Spaltgröße.

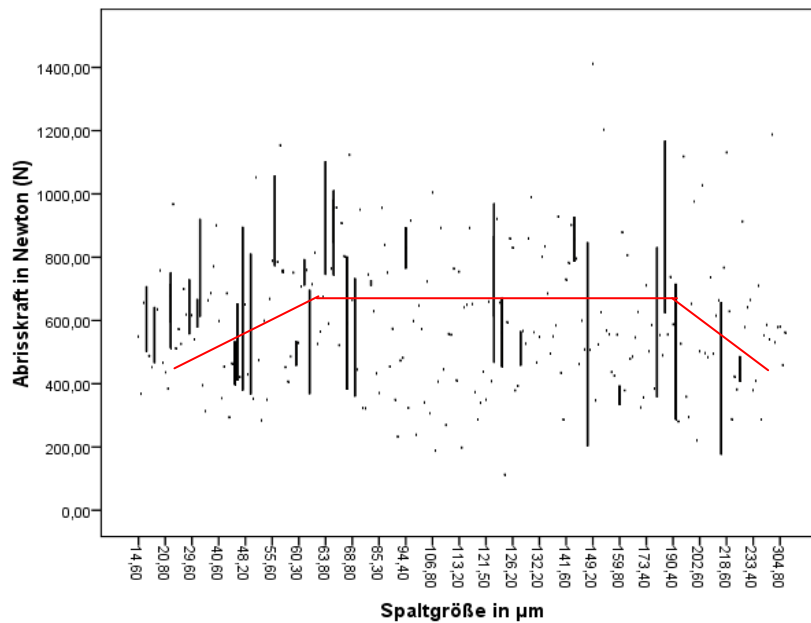


Abb. 32: Boxplot der Abrisskräfte in Bezug zur Spaltgröße

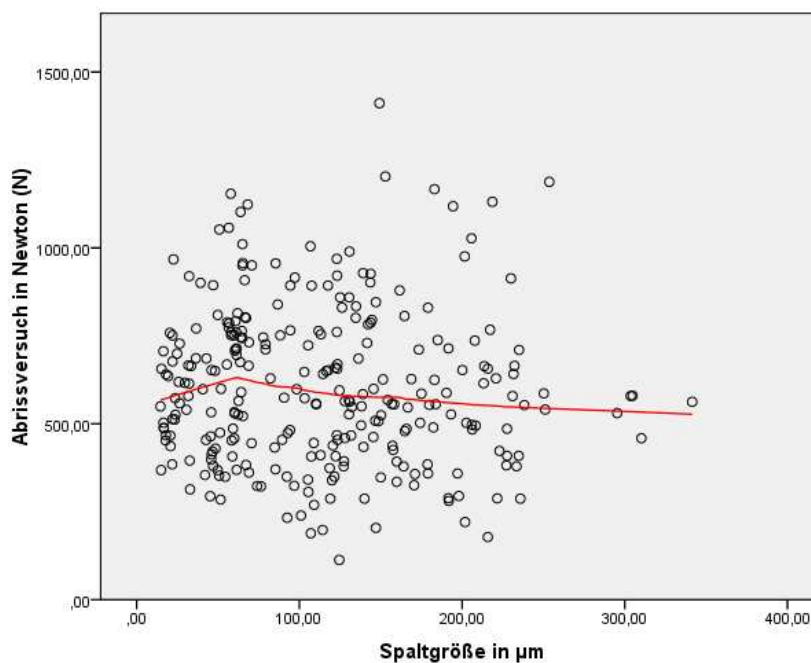


Abb. 33: Scatterplot der Abrisskräfte in Bezug zur Spaltgröße mit eingezeichneter nichtlinearer Regressionsgerade

Das Boxplot-Diagramm (Abb. 32) zeigt die Streuung der Werte. Ersichtlich ist die relative Zunahme der Abrisskraft bis zu einer Spaltgröße von ca. 70 μm , dann tritt eine Konstanz ein, die bis zu einer Spaltbreite von ca. 150 μm anhält, um dann abzufallen. Diese Verteilung der Abrisskraft in Bezug zur Spaltgröße erlaubt die Vermutung, dass die Abrisskraft mit weiter steigender Spaltgröße abnimmt. Abb. 33 bestätigt diese Annahme. Sie zeigt eine fallende

nichtlineare Regressionsgerade, die beweist, dass die Abrisskraft bei einer Spaltgröße von ca. 70 µm am größten ist.

5.4 Vergleich Laser- und Punktschweißen

5.4.1 Vergleich der Abrisskraft zwischen Punkt- und Laserschweißung

Die individuell durch Punkt- und Laserschweißung hergestellten Bänder werden mit den industriell gefertigten punktgeschweißten Bändern verglichen. Die nachfolgende Tabelle 15 erklärt die Verschlüsselung.

Tab. 15: Entschlüsselung der Abkürzungen der einzelnen Herstellungsverfahren

Verschlüsselung	Erklärung
Punkt 1	Alle industriell hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Punktschweißung verbunden wurden
Punkt 2	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Punktschweißung verbunden wurden
Laser 1	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Laserschweißung unter Verwendung des Schutzgases Argon verbunden wurden. Es wurden 4 Schweißpunkte gesetzt.
Laser 2	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Laserschweißung ohne Verwendung des Schutzgases Argon verbunden wurden. Es wurden 4 Schweißpunkte gesetzt.
Laser 3	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Laserschweißung unter Verwendung des Schutzgases Argon verbunden wurden. Alle Verbindungen wurden von einem Zahntechnikermeister hergestellt. Es wurden 4– 6 Schweißpunkte gesetzt.
Laser 4	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Laserschweißung unter Verwendung des Schutzgases Argon verbunden wurden. Es wurden 6 Schweißpunkte gesetzt.
Laser 5	Alle selbst hergestellten Bänder-Attachment-Verbindungen, die durch Laserschweißung unter Verwendung des Schutzgases Argon verbunden wurden. Es wurden mehr als 6 Schweißpunkte gesetzt.

Die nachfolgende Tabelle 16 beschreibt die deskriptive Statistik der notwendigen Abrisskräfte (in N) bezogen auf die verschiedenen Herstellungsverfahren. Es werden Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler, Konfidenzintervall mit Ober- und Untergrenze, Minimum und Maximum angegeben.

Tab. 16: Deskriptive Statistik der notwendigen Abrisskräfte bei den verschiedenen Schweißverfahren

Deskriptive Statistik								
Notwendige Abrisskräfte in (N) bezogen auf verschiedene Herstellungsverfahren								
Herstellungsverfahren	n	Mittelwert	Standard- Abweichung	Standard- Fehler	95% Konfidenzintervall		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
Punkt 1	220	617,6	198,2	13,3	591,3	643,9	112,8	1411,2
Punkt 2	10	348,3	95,9	30,3	279,6	416,9	177,8	524,1
Laser 1	10	544,2	217,9	68,9	388,2	700,1	232,8	892,4
Laser 2	10	302,5	87,9	27,8	239,7	365,4	188,5	459,1
Laser 3	10	504,2	159,8	50,5	389,9	618,5	287,1	714,1
Laser 4	10	566,4	217,8	72,6	398,9	733,9	287,1	1004,4
Laser 5	10	1036,8	148,8	47,1	930,3	1143,3	767,1	1202,9

Die einfaktorielle Varianzanalyse weist signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Schweißmethoden nach (ANOVA $p < 0,05$).

Der Post-hoc-Test nach Bonferroni ($p > 0,05$) ergab keine signifikanten Unterschiede der Abrisskräfte zwischen den Schweißverfahren Punkt 1, Laser 1, Laser 3 und Laser 4. Des Weiteren liegen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Schweißverfahren Laser 2 und Punkt 2 vor. Makroskopisch fiel jedoch bei den lasergeschweißten Proben, die ohne das Schutzgas Argon verbunden wurden, die intensive Anlauffarbe auf. Die Schweißmethode, die signifikante Unterschiede in der aufzuwendenden Abrisskraft im Vergleich zu allen anderen Schweißmethoden zeigte, ist Laser 5. Hier wurde die Laserschweißung mit mehr als 6 Schweißpunkten durchgeführt. Der Mittelwert der Abrisskraft betrug hier 1036,8 N. Weiterhin anzumerken ist, dass der minimale Wert der Abrisskraft (767,1 N) des Herstellungsverfahrens Laser 5 ca. 150 N höher liegt als der größte Mittelwert aller anderen Herstellungsverfahren (Punkt 1: 617,6 N).

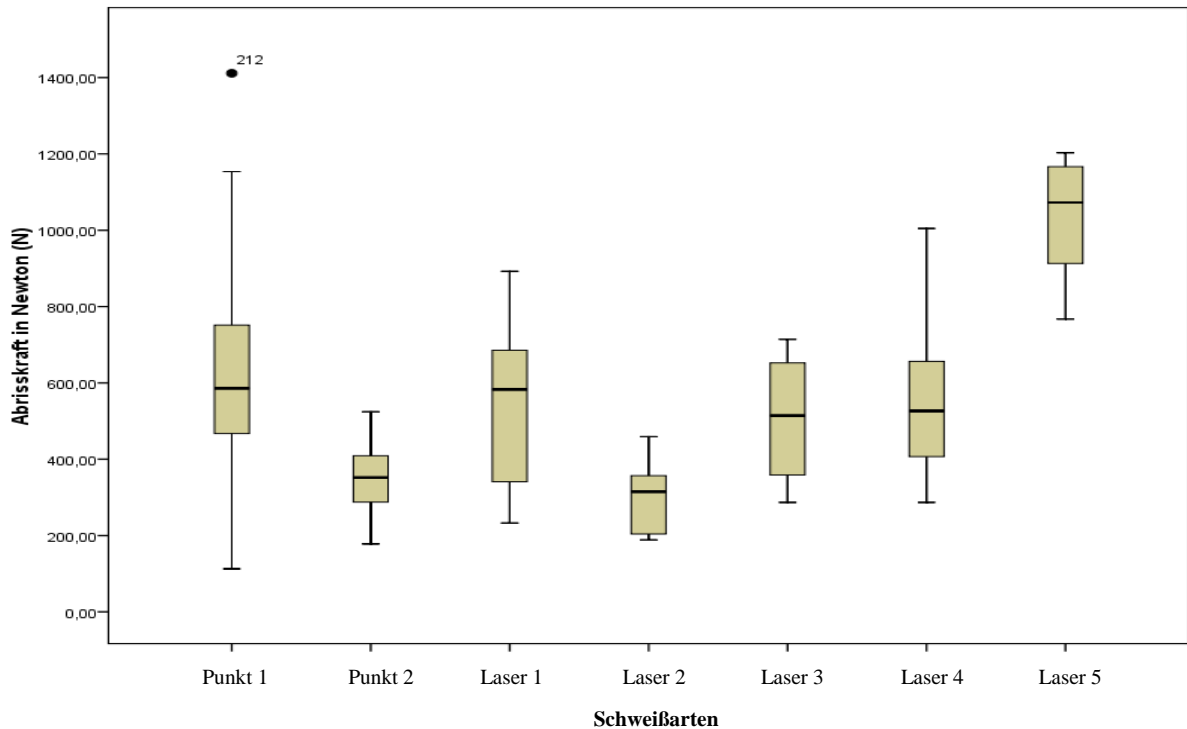


Abb. 34: Boxplot der verschiedenen angewendeten Schweißmethoden in Bezug zu den Abrisskräften

Abbildung 34 stellt die Abrisskräfte der einzelnen Schweißarten dar. Sichtbar sind die durch den Post-hoc-Test nach Bonferroni ($p < 0,05$) charakterisierten Signifikanzen. Die Abrisskräfte der Schweißarten Laserschweißung ohne Schutzgas (Laser 2) und selbst hergestellte Punktschweißung (Punkt 2) sind geringer als die verglichenen Schweißarten. Zwischen beiden sind keine signifikanten Unterschiede nachweisbar ($p > 0,05$). Bei einer Attachment-Band-Verbindung durch die Herstellungstypen Punkt 1, Laser 1, Laser 3 und Laser 4 (siehe Tab. 15) liegen im Einzelgruppenvergleich keine signifikanten Unterschiede vor. Einzig die Abrisskräfte der Attachment-Band-Verbindung, die durch Laserschweißung mit mehr als 6 Schweißpunkten (Laser 5) hergestellt wurde, liegen überdurchschnittlich höher als alle anderen Schweißvarianten und weisen somit einen signifikanten Unterschied auf.

5.4.2 Makroskopische Abrissbewertung

Nach den Abrissversuchen wurde eine makroskopische Bewertung der Abscherung vorgenommen. Alle industriell punktgeschweißten und die eigens lasergeschweißten Bänder ($n = 280$) wurden untersucht und nach den Kategorien „Band gerissen“, „Schweißnaht gerissen“ und „Attachment gerissen“ sowie deren Kombinationen eingeteilt. Das folgende

Diagramm wurde mit dem Programm SPSS 17.0 erstellt und zeigt die Anzahl der Bänder pro Schweißtyp, die in der jeweiligen Lokalisation gerissen sind. Das erste Diagramm in Abb. 35 zeigt die Anzahl der Bänder pro Schweißtyp, die während des Abscherversuches am Band selbst gerissen sind. Daraus folgt, dass die Schweißnaht zwischen Band und Attachment stabiler war als das Band selbst. Die Hersteller, bei denen dies der Fall war, sind Unitek (Bandtyp: LU 38-matt, LU38, LU138, N38), Forestadent (Bandtyp: Easy Fit/ -22, Dura Fit/ -22) und American Orthodontics (Bandtyp: 880-000) (siehe auch Abb. 37).

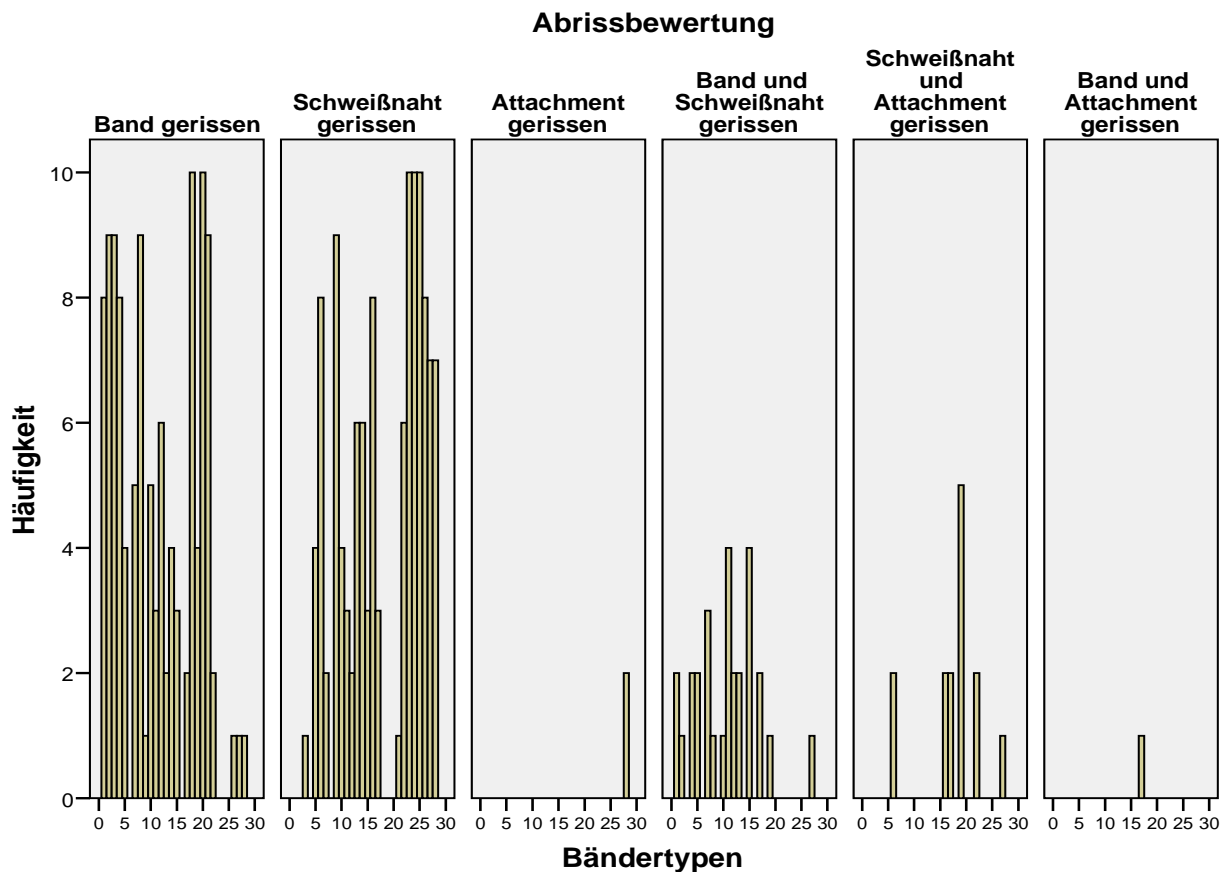


Abb. 35: Abrisshäufigkeit der Abrisslokalisationen bei den einzelnen Bänderserien.
Bänderhersteller: 1–4 Unitek, 5–6 GAC, 7–10 Forestadent, 11 Ortho Org., 12 RMO, 13–14 Dentaurum, 15–17 Ormco, 18 Smile Dental, 19–21 AO, 22 Leone, 23 Punkt 2, 24 Laser 1, 25 Laser 2, 26 Laser 3, 27 Laser 4, 28 Laser 5

Tab. 17: Häufigkeitsverteilung der Abrisslokalisation, aufgeschlüsselt nach Herstellern und Herstellungsprozess

Hersteller	n gesamt	Abrisshäufigkeit in % bei Lokalisation					
		Band	Schweißnaht	Attachment	Band und Schweißnaht	Schweißnaht und Attachment	Band und Attachment
Unitek	40	85 %	2,5 %		12,5 %		
GAC	20	20 %	60 %		10 %	10 %	
Forestadent	40	82,5 %	7,5 %		10 %		
Ortho Org.	10	10 %	90 %				
RMO	10	50 %	40 %		10 %		
Dentaurum	20	45 %	25 %		30 %		
Ormco	30	30 %	50 %		20 %		
Smile Dental	10		80 %			20 %	
AO	30	53,33 %	10 %		10 %	23,33 %	3,33 %
Leone	10	20 %	60 %			20 %	
Punkt 2	10		100 %				
Laser 1	10		100 %				
Laser 2	10		100 %				
Laser 3	10	10 %	70 %	20 %			
Laser 4	10	11 %	89 %				
Laser 5	10	10 %	70 %		10 %	10 %	

Tab. 18: Häufigkeitsverteilung der Abrisslokalisation

	Häufigkeit	Häufigkeit in %
1.) Band gerissen	116	41,4
2.) Schweißnaht gerissen	119	42,2
3.) Attachment gerissen	2	0,9
4.) Band und Schweißnaht gerissen	28	10,1
5.) Schweißnaht und Attachment gerissen	14	5,0
6.) Band und Attachment gerissen	1	0,4
Total	280	100

Abbildung 35 und die Tabellen 17 und 18 illustrieren das Ergebnis der makroskopisch erfassten Abrisslokalisation. Bei industriell punktgeschweißten Bändern hielt vor allem das Band selbst der Abrisskraft nicht stand, gefolgt von der Abrisslokalisation Schweißnaht. Die prozentuale Häufigkeit lag hier bei 44,1% und 30%. Die Hersteller, deren Schweißnaht dem Abrissversuch größtenteils nicht standhalten konnte, sind die Firmen Ortho Organizers (Bandtyp: 900-110-08), GAC (Bandtyp: Snap Fit) und Smile Dental (Bandtyp: 04-1248). Bei allen selbst hergestellten Band-Attachment-Verbindungen lag das Maximum der Abrisslokalisation mit über 90% an der Schweißnaht selbst. Erkennbar ist, dass vor allem eine Schweißnaht mit weniger als sechs Schweißpunkten direkt an der Schweißnaht reißt. Bei allen eigens hergestellten Bändern mit vier bis sechs Schweißpunkten rissen zehn von zehn bzw. acht von zehn Bändern direkt an der Schweißstelle; bei Laserschweißnähten mit mehr als sechs Schweißpunkten rissen immerhin noch sieben von zehn Bändern an der Schweißnaht. Bändertypen, bei denen das Attachment allein den Druckbelastungen nicht standhalten konnte, kamen nicht vor.

6 Diskussion der Ergebnisse

Als Folge der Technologieentwicklung des zwanzigsten und einundzwanzigsten Jahrhunderts hat sich das Prinzip der Laserschweißung zuerst in der Metallindustrie etabliert. Im Zuge der Entwicklung in der Lasertechnik hat diese auch in der Zahnmedizin und der Zahntechnik Einzug gehalten und wird hier in zunehmendem Maße angewandt. Dadurch wurde es nötig, dentale Legierungen auf ihre Laserschweißbarkeit zu untersuchen, was eine Reihe von Studien und Dissertationen belegen. Bisher standen vor allem dentale Gusslegierungen im Fokus des Interesses. Es wurden Lötverbindungen und Laserschweißungen miteinander verglichen (LÖBLEIN, 2002). Ergebnisse dieser Untersuchungen besagten, dass in zahntechnischen Belangen auf die Verbindung durch Löten verzichtet werden kann, da Laserschweißen die Anforderungen genauso erfüllt und den Vorteil der besseren Biokompatibilität mit einer höheren Korrosionsbeständigkeit vereint (KAPPERT, 1991; MOHR, 1991; SCHWARZ, 1992). Auf einen zusätzlichen Vergleich zu Lötverbindungen wurde daher in dieser Arbeit verzichtet.

In der Literatur finden sich vergleichsweise viele Publikationen zum Themengebiet der Laserschweißung mit dentalen Gusslegierungen und wenige Arbeiten über kieferorthopädische Materialien, die lasergeschweißt werden können. Hier wurden vor allem die Legierungen der kieferorthopädisch eingesetzten Drähte und Apparaturen auf ihre Laserschweißbarkeit untersucht (LÖBLEIN, 2002; ZIMMERMANN, 2005).

In der Literatur finden sich keine Publikationen, die das Themengebiet der kieferorthopädischen Bänder behandeln. Weder wurde die seitens der Industrie favorisierte Widerstandspunktschweißung zur Verbindung kieferorthopädischer Bänder mit ihren Attachments untersucht, noch wurde sie in Bezug zur heute angewandten Laserschweißung gesetzt. Des Weiteren fehlen unabhängige Qualitätskontrollen industriell punktgeschweißter Bänder. Diese Fragestellungen wurden in dieser Arbeit untersucht und bewertet. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass keine Publikation vorliegt, die einen direkten Vergleich mit dem in dieser Arbeit behandelten Themengebiet zulässt.

6.1 Kritische Bewertung der Methodik

Die qualitative Bewertung der industriell punktgeschweißten Bänder wurde an relativ kleinen Bänderserien ($n = 10$) vorgenommen, die von den Herstellern zur Verfügung gestellt wurden. Die Anzahl der Bänderserien ist je nach Hersteller verschieden; so stellte z.B. die Firma Forestadent vier Bänderserien ($4 \times n = 10$) zur Verfügung, die Firma RMO lediglich eine Serie ($n = 10$). Des Weiteren ist zu beachten, dass die einzelnen Hersteller Bänder verschiedener Legierungstypen bereitstellten, deren Qualität im Bereich weich-elastisch bzw. hart-elastisch lag. Es war daher nicht zu vermeiden, dass die repräsentativen Ergebnisse der Qualitätsprüfung auf verschieden großen Mengen von Bändern pro Hersteller mit teilweise unterschiedlichen Legierungsqualitäten basieren.

Die mikroskopische Qualitätsbestimmung wurde mit dem Video-Mess- und Inspektionssystem VMZM/40 der Firma Jena Engineering vorgenommen. Diese Anlage verlangt eine von Hand eingestellte Eichung der Optik des Gerätes auf einen Eichkörper. Da nicht alle Messungen mit nur einer Eichung des Gerätes vorgenommen werden konnten, liegt hier ein möglicher Fehler vor. Um einen Fehler ausschließen zu können, wurde eine Kontrollmessung nach erneuter Eichung an einer reduzierten Bänderzahl ($n = 3$) der einzelnen Bänderserien durchgeführt. Durch die Messfehleranalyse (Dahlberg/Houston) konnte jedoch nachgewiesen werden, dass die Messungen bei wiederholter Durchführung zu vergleichbaren Werten führten. Des Weiteren bestätigte die Kontrollmessung die Richtigkeit der Ergebnisse.

Die Distanzmessungen wurden ebenfalls mit dem zugehörigen Computerprogramm des Video-Mess- und Inspektionssystems VMZM/40 der Firma Jena Engineering vorgenommen. Da die Positionierung der Bänder unter dem Mikroskop mit einer weich bleibenden Positionierungsmasse erfolgte, liegt hier ein gewisses Fehlerpotenzial. Bei der Messung der Attachmenttiefe der runden Tubuli ist dies zu vernachlässigen, da bei einem Kreis aus jedem Aufsichtsbetrachtungswinkel der größte Durchmesser sichtbar bleibt.

Für die Durchmesser der Headgear- und Bukkalröhrchen machen die Hersteller Angaben, die sich an dem Wert der Durchmesser der zugehörigen kieferorthopädischen Drähte orientieren. Diese Normwerte sind für den Vergleich repräsentativ und werden als solche statistisch verwendet. Zu den Werten der Attachmentlokalisation und den Abrisskräften bei industrieller Punktschweißung waren keine Herstellerangaben zu finden. Diese Werte werden zwischen den Herstellern verglichen, um die Qualität der Bänder zu beschreiben.

Die Abrisskräfte wurden in einem Scherkraftversuch ermittelt. Die Norm für die Ermittlung von Werkstoffkennwerten wird in der Industrie nach DIN EN 10002 beschrieben. Diese auf Zugversuche ausgerichtete Norm kann in der kieferorthopädischen Technik nur näherungsweise in Versuchen realisiert werden. Da auf dentale Materialien selten Zugkräfte wirken und durch die mastikatorischen Bewegungen des stomatognathen Systems vermehrt Scherkräfte auftreten, stellt der Versuchsaufbau eine Scherkraftmessung dar, die den natürlichen Gegebenheiten eher entspricht. Zur Diskussion steht hier, dass der Abscherarm der Prüfmaschine Zwick mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit eingestellt wurde. Dies entspricht nicht dem Belastungsmilieu, das ein zementiertes Molarenband bei seiner Verwendung erfährt. Hier entsteht eher eine Dauerbelastung mit Belastungsspitzen während des Kauvorganges. Der Abscherversuch dieser Arbeit wurde auf ein Belastungsmaximum der verschiedenen Schweißverbindungen ausgelegt. Die Arbeit von LÖBLEIN (2002) lässt hier einen Diskussionspunkt zu. Er untersuchte die mechanischen Eigenschaften verschiedener Lötverfahren im Vergleich zur Laserschweißung kieferorthopädischer Drähte. Zu den Lötverfahren zählte er fälschlicherweise auch das Widerstandspunktschweißen. Er führte statische und dynamische Belastungsversuche durch und kam zu dem Ergebnis, dass die Laserschweißung in statischen Belastungen dem Vergleich mit dem Widerstandspunktschweißen standhält. Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen dies. Zusätzlich lässt, nach der Meinung des Autors, das Laserschweißen bei Beachtung der Maximierung der Schweißpunktanzahl entlang der gesamten Stoßkante und Spaltbreiten von 60 – 80 µm sogar erhöhte Werte bei statischen Abrissversuchen erwarten. Bei dynamischen Belastungen sprachen die Ergebnisse von LÖBLEIN (2002) deutlich gegen die Laserschweißtechnik. Grund für diesen verfrühten Bruch von Laserschweißnähten bei dynamischen Dauerbelastungen ist vermutlich die Aufhärtung des Metallgefüges unter Anwendung der Laserstrahlen (siehe Punkt 2.3.4). Diese Härtesteigerung bedingt eine erhöhte Bruchanfälligkeit eines Schweißpunktes. Nach Ansicht des Autors dieser Arbeit ist dieser Negativlast ebenfalls mit einer Ausdehnung der Laserschweißnaht zu begegnen. Dies wurde aber in der vorliegenden Arbeit nicht erörtert und bedarf noch der Klärung.

Die Schweißverbindung wurde bei allen Bänderproben durch einen Abrissversuch untersucht. Es war jedoch nicht möglich, die gemessenen Werte mit einem DIN-Wert zu vergleichen, da dieser nicht existiert. Von der Wissenschaft gefordert werden Werte von ca. 320 N (UHLIG, 1953; KÖRBER und LUDWIG, 1983); dies stellt jedoch nur einen Richtwert dar, der von allen Herstellern und allen Schweißmethoden ohne Probleme erreicht wurde.

Die Gesamtzahl der industriell punktgeschweißten Bänder beträgt $n = 220$. Diese wurde mit Bänderserien von $n = 10$ der verschiedenen Laserschweißarten verglichen. Die Bänderserie der eigens hergestellten punktgeschweißten Bänder ist als Ergänzung zu verstehen. Für eine noch bessere statistische Aufarbeitung wäre eine größere Anzahl individuell hergestellter Bänder wünschenswert und sollte in weiterführenden Studien intensiver einbezogen werden.

Des Weiteren wurden Faktoren untersucht und beschrieben, die die Schweißnaht zwischen Attachment und Band beeinflussen. Hier existieren ebenfalls keine Normwerte; auch geforderte Werte von Seiten der Wissenschaft bestehen nicht. Somit lässt die Literatur keine Vergleiche zu, die diskutiert werden könnten. Für diese Arbeit bedeutet das, dass die hier erstmals erörterten und vorgestellten Werte der Faktoren, die die Schweißnaht zwischen Band und Attachment beeinflussen, als gegeben genommen werden müssen. Dazu gehört der Einfluss der Schweißpunktanzahl (siehe Punkt 5.2.2), die entlang der gesamten Stoßkante maximiert werden sollte, und der Spaltgröße (siehe Punkt 5.2.3) zwischen Band und Attachment, die zwischen 60 und 100 μm betragen sollte. Der Einfluss dieser Parameter auf die Qualität einer Laserschweißnaht bedarf in künftigen Arbeiten einer erneuten Abklärung und Diskussion, um die Werte zu bestätigen, zu widerlegen oder zu berichtigen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Diskussion der Ergebnisse der Qualitätsprüfung

Die Qualitätsprüfung wurde anhand von vier Kriterien durchgeführt:

- 1.) Durchmesser der Headgearröhrchen
- 2.) Durchmesser der Bukkalröhrchen
- 3.) Konstanz der Attachmentlokalisation auf dem kieferorthopädischen Band
- 4.) Abrisskräfte, die notwendig sind, um die Punktschweißverbindung zu zerstören

Die Durchmesser der Headgearröhrchen und der Bukkalröhrchen wurden vermessen und mit den zur Verfügung stehenden Herstellerwerten verglichen. Dabei fiel auf, dass alle gemessenen Werte über den Herstellerangaben lagen. Grund dafür ist die Normierung der kieferorthopädischen Drähte, auf die die Produktion der Attachments ausgelegt ist. Würden die Hersteller den Durchmesser der Headgear- bzw. Bukkalröhrchen zu 100% dem Durchmesser des zugehörigen Drahtes anpassen, käme es durch die Passgenauigkeit zu einer Kaltverschweißung, einer Verbindung, die ohne Gewalteinwirkung nicht mehr lösbar

wäre. Demnach sind größere Werte als die Norm primär nicht als qualitätsmindernd anzusehen. Die Abweichung zwischen Normgröße und Attachmenttiefe lässt während der praktischen Anwendung ein problemloses Einbringen des kieferorthopädischen Drahtes in die Tubes zu. Es entsteht aber auch eine Unpassung des Drahtes, wodurch die Übertragung der orthodontisch wirkenden Kräfte verfälscht wird, was sich in der kieferorthopädischen Therapie nachteilig auswirken kann. Qualitativ hochwertige Bänder sind demzufolge solche, deren Mittelwert der Attachmenttiefe nur geringe Schwankungen aufweist und deren Mittelwert minimal größer ist als der Durchmesser des einzuführenden Drahtes. Die größten Schwankungen der Messwerte des Durchmessers der Headgearröhrchen um den Mittelwert traten bei den Firmen Ortho Organizers (Bandtyp: 900-110-08; Schwankungsbreite: 120 μm) und Ormco (Bandtyp: 726-, 727-, 728-02-xx; Schwankungsbreite 155 μm) auf. Die größte durchschnittliche Abweichung (550 μm) des Mittelwertes vom Normwert fällt der Firma Unitek (Bandtyp: LU-38matt, LU38, LU138, N38) zu. Die Firmen mit der geringsten Abweichung des Durchmessers im Vergleich zum Normwert, bei gleichzeitiger minimaler Schwankungsbreite der Messwerte um den Mittelwert, sind Forestadent (Bandtyp: EasyFit, DuraFit): Schwankungsbereich 43 μm ; Abweichung 74 μm , und GAC (Bandtyp: SnapFit, Ovation): Schwankungsbereich 28 μm ; Abweichung 118 μm . Beide Hersteller bieten somit eine konstante Qualität in der Herstellung der Attachments wie auch in Bezug zum Normwert von 1143 μm (siehe Abb. 26). Eine Unpassung ist demzufolge gering ausgeprägt, und orthodontische Kräfte können verlustarm auf die bebänderten Zähne übertragen werden.

Die Auswertung der Durchmesser der Bukkalröhrchen bestätigt größtenteils die Ergebnisse aus der Vermessung der Headgearröhrchendurchmesser. Wiederum fällt der größte Schwankungsbereich (130 μm) um den Mittelwert bei der Firma Ormco auf. Mit einem ähnlich hohen Schwankungsbereich (90 μm) ist die Firma Dentaurum zu nennen. Die größte Abweichung des Mittelwerts der Messung vom Normwert besitzt die Firma RMO (450 μm), gefolgt von der schon genannten Firma Unitek (326 μm). Die Bänderhersteller, bei denen minimale Schwankungen der Messwerte bei gleichzeitig geringer Abweichung der Mittelwerte vom Normwert (457 μm) bestehen, sind American Orthodontics (Abweichung: 25 μm ; Schwankungsbereich: 44 μm) und erneut Forestadent (Abweichung 10 μm ; Schwankungsbereich: 80 μm).

In der Messreihe, die die Qualität der Attachmentlokalisierung untersucht, wurde ein Hilfsmittel verwendet. Dieser um 90° gebogene Winkeldraht wurde in die Bukkalröhrchen eingeführt, um einen Abstand messen zu können, der die Attachmentlokalisierung beschreibt. Jedes zusätzliche Hilfsmittel birgt die Gefahr von fehlerhaften Messungen. Da dieser mögliche

Fehler auf alle Bänder in gleicher Weise zutrifft, ist ein Vergleich zwischen den Messwerten der Hersteller bzw. Bändertypen möglich. Ein Normwert wurde durch die Hersteller nicht angegeben; somit charakterisiert die Streuung der Messwerte um den Mittelwert die Qualität der Position des Attachments auf dem Band. Besonders große Streuungen traten bei den Herstellern Ormco (Bandtyp: 726-02-xx; Streuung 788 μm) und Dentaurum (Bandtyp: 879-024-22; Streuung 344 μm) auf. Firmen mit einer geringen Streuung der Messwerte um den Mittelwert sind die Firmen Unitek und American Orthodontics. Des Weiteren weisen die Firmen Ortho Organizers, RMO, Smile Dental und Leone eine geringe Streuung der Messwerte auf. Im Vergleich zu Unitek und American Orthodontics waren die Messserien hier jedoch auf $n = 10$ begrenzt, während Unitek ($n = 40$) und American Orthodontics ($n = 30$) größere Bändermengen bereitstellten. Somit sind die Messreihen im Vergleich nur bedingt repräsentativ. In negativer Hinsicht zu erwähnen ist die Firma RMO, da hier eine Messung nur bei sieben der zehn Bänder möglich war: Durch die Punktschweißung versprengte Metallfahnen blockierten das Einführen des passgenauen Winkeldrahtes, das für die Messung notwendig war. Hier wurde die Spritzergrenze während des Herstellungsprozesses überschritten und somit die Band-Attachment-Verbindung für die Anwendung in der kieferorthopädischen Therapie unbrauchbar.

Die ermittelten Werte des Abrissversuchs der industriell punktgeschweißten Bänder lassen auf einen relativ hohen industriellen und fertigungstechnischen Standard aller Hersteller schließen. Alle industriell punktgeschweißten Verbindungen übertrafen die von der Wissenschaft geforderten 320 N Belastungsvermögen (Körper und Ludwig, 1983; Uhlig, 1953). Dieser Wert bezieht sich auf die praktisch möglichen Kaukräfte, die bei maximaler Anstrengung entstehen können. Dabei lagen die Mittelwerte von sechs Herstellern bei einem Belastungsniveau von über 600 N. Dies waren: Smile Dental (768 N), Dentaurum (684 N), American Orthodontics (651 N), Unitek (639 N), Leone (629 N) und Forestadent (610 N). Unter diesen Herstellern traten die geringsten Streuungen der Messwerte bei den Firmen Dentaurum und Smile Dental auf, gefolgt von Unitek, American Orthodontics und Forestadent. Im Vergleich der Hersteller erreichten Ortho Organizers (428 N) und Ormco (455 N) signifikant geringere Werte der Abrisskraft. In einer neueren Arbeit (Straelen, 1997) sind mit 750 N wesentlich höhere Werte für die maximal praktisch mögliche Kaukraft angegeben. Bezogen auf diesen Wert würden nur die Bänder der Firma Smile Dental dem Belastungsniveau der Kaukräfte standhalten. Führt man sich jedoch vor Augen, dass alle zahnärztlichen und kieferorthopädischen Materialien, die in das Kausystem eingebracht werden, vor allem durch Kräfte während der Nahrungszerkleinerung beansprucht werden, liegen die Abrisswerte bei allen Herstellern und allen Herstellungsverfahren signifikant höher.

Denn diese Kräfte betragen durchschnittlich nur 40 N (EICHNER, 1964; JÄGER et al., 1964; DE BOEVER et al., 1978).

In Bezug auf die qualitative Bestimmung der industriell hergestellten Attachments und Bänder-Attachment-Verbindungen ist negativ anzumerken, dass keine industriellen Normwerte vorliegen. Obgleich die Patienten in der Kieferorthopädie an Qualität und Behandler hohe Ansprüche stellen, legt die Industrie auf eine Qualitätsbestimmung bei den hergestellten Materialien offensichtlich nur bedingt Wert. Wünschenswert wären mehr Transparenz auf Seiten der Industrie und ein Qualitätsmanagement auch wenn keine explizite Prüfvorschrift nach DIN vorliegt. Auch MAJDANI (2006) forderte eine gleichbleibende Qualität der Materialien und eine klare, standardisierte Produktbeschreibung mit Angabe der wichtigsten mechanischen Eigenschaften durch die Industrie. Die Autorin untersuchte die mechanischen Eigenschaften lasergeschweißter Nickel-Titan-Drähte und stellte dabei ähnliche Probleme bezüglich eines konstanten Qualitätsniveaus, seitens der Industrie, fest.

6.2.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse bezüglich der Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft

Auf Grund seiner Ergebnisse bezüglich der Trennkräfte sprach sich LÖBLEIN (2002), der die mechanischen Eigenschaften verschiedener Lötverfahren im Vergleich zur Laserschweißung an kieferorthopädischen Drähten untersuchte, für die Fügung durch Laserschweißung aus. Er kam zu diesem Schluss, da die nötigen Trennkräfte, nach Materialalterung der Proben in einem Korrosionsmedium, bei lasergeschweißten Proben signifikant höher waren als bei gelöteten. Als Ursache nahm er an, dass die Lötnaht einen „locus minor resistenciae“ darstellt. Indirekt übertragen auf die hier vorliegende Arbeit, kann der Autor diesem Schluss nur eingeschränkt zustimmen. In Bezug auf die Festigkeit der Laserschweißverbindung stimmen die Ergebnisse überein. Die Fügung durch Laserschweißung bedingt jedoch eine Steigerung der Härte im Metallgefüge der Schweißnaht. Dies entspricht ebenfalls einem „locus minor resistenciae“, was die Tatsache belegt, dass bei allen Serien der Laserschweißproben (Laser 1–5) mit 70–100% Abrisshäufigkeit die Schweißnaht Lokalisation der Abscherung war. Um diesem sich negativ auf die Schweißnaht auswirkenden Materialeffekt zu begegnen, muss die Länge der Schweißnaht maximal extendiert werden. Für diese These sprechen die Ergebnisse des Abrissversuches dieser Arbeit, die für Bänder mit mehr als sechs Schweißpunkten entlang der gesamten Stoßkante

signifikant höhere Abrisskräfte ($> 1000 \text{ N}$) ergaben als alle in Vergleich gesetzten Schweißmethoden.

Die Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft, die in dieser Arbeit untersucht wurden, waren der Schweißpunktdurchmesser, die Schweißpunktanzahl und die Spaltbreite zwischen Attachment und kieferorthopädischem Band. Der Schweißpunktdurchmesser wurde als Mittelwert pro Band errechnet, wobei eine Streuung der Werte von bis zu 40% zutage trat. Die Verfeinerung der Analyse wurde in Abbildung 30 graphisch dargestellt. Der Scatterplot zeigt die Punkteverteilung zwischen den Mittelwerten der Schweißpunktdurchmesser der einzelnen Bänder; die errechnete Regressionsgerade verläuft nahezu parallel zur X-Achse und der Regressionskoeffizient geht gegen null. Da hier eine Steigung der Gerade fehlt und sich die Punktwolke gleichmäßig verteilt, ist davon auszugehen, dass kein Zusammenhang zwischen Schweißpunktdurchmesser und Abrisskraft besteht. In der Literatur ist dieser Zusammenhang nicht beschrieben. Dies sollte Aufgabe weiterführender Arbeiten sein.

Die Erkennung der Schweißpunktanzahl wurde makroskopisch mit einer handelsüblichen Lupe vorgenommen; dabei lag der Häufigkeitsgipfel zwischen 4 und 8 Schweißpunkten pro Band (siehe Tab. 12 und Abb. 31). Bezüglich der Abrisskraft zeigt sich eine große Streuung der Werte, da die Abrisskraft nicht allein durch die Schweißpunktanzahl, sondern auch durch die Schweißnahtqualität bestimmt wird. Trotzdem ist aus Abbildung 31 ersichtlich, dass die Abrisskraft mit steigender Schweißpunktanzahl steigt. Somit ist festzustellen, dass mit einer Erhöhung der Schweißpunktanzahl eine stabilere Schweißverbindung erzielt werden kann. Diese Steigerung des Widerstandes gegen Abrisskräfte ist allerdings nur gering ausgeprägt. Sie kann jedoch zur Maximierung der Schweißnahtqualität gegen Abrisskräfte herangezogen werden.

Die Größe des Spaltes zwischen Attachment und kieferorthopädischem Band wurde wiederum für alle Bänder bestimmt. Dabei zeigt sich, dass die Herstellung lasergeschweißter Bänder unter Verwendung eines selbst hergestellten Fixiergerätes (siehe Abb. 19 a, b) keine signifikante Abweichung der Größe des Spaltes im Vergleich zu industriell produzierten Bändern provoziert. Der Vergleich zwischen Spaltgröße und Abrisskraft ergab eine allgemein negative Korrelation, sichtbar in Abbildung 33. Die negative Steigung der linearen Regressionsgerade ist ein Beleg dafür. Der Scatterplot (Abb. 33) entspricht jedoch der Gesamtverteilung der Werte; die feinere Analyse ergibt sich hier aus dem Boxplot (Abb. 32). Hier ist ersichtlich, dass die Abrisskräfte bis zu einer Spaltgröße von ca. $70 \mu\text{m}$ zunehmen, um dann bis zu einer Spaltgröße von ca. $150 \mu\text{m}$ auf konstant hohem Niveau zu bleiben. Bei

weiterer Verbreiterung des Spaltes zwischen Band und Attachment sinkt die Abrisskraft rapide. Zu fordern sind somit Spaltgrößen zwischen 60 und 100 μm , um die Abrisskraft zu maximieren. Dieses Ergebnis wird durch die nichtlineare Regressionsgerade des Scatterplots (Abb. 33) verdeutlicht und gestützt.

Auch der Zusammenhang zwischen Spaltgröße und notwendiger Abrisskraft ist in der Literatur nicht beschrieben. Wünschenswert wären weitere wissenschaftliche Untersuchungen zu diesem Zusammenhang, um der Industrie zukünftig Qualitätsmerkmale auf wissenschaftlicher Basis zur Verfügung stellen zu können. Dies würde sich letztendlich positiv für alle Beteiligten der Produktions- und Anwenderkette auswirken und dem Ziel einer besseren und gleichbleibenden Qualität einer Attachment-Band-Verbindung Rechnung tragen.

6.2.3 Diskussion der Ergebnisse der Laser- und Punktschweißung

Die Auswertung des Vergleiches zwischen laser- und punktgeschweißten kieferorthopädischen Bändern erfolgte einerseits auf makroskopischem Weg, wobei die Abrissstelle lokalisiert und nach der Häufigkeitsverteilung aufgeschlüsselt wurde. Zum anderen wurden die nötigen Abrisskräfte beider Herstellungsverfahren in einem Abscherversuch untersucht.

Die makroskopisch sichtbare Abrissstelle wurde in 4 Kategorien eingeteilt:

- 1.) Band gerissen
- 2.) Schweißnaht gerissen
- 3.) Attachment gerissen
- 4.) Kombinationen

Dabei entfielen von allen Bänderproben ($n = 280$) 41,4% auf die Lokalisation Band, 42,2% auf die Lokalisation Schweißnaht und 0,9% auf die Lokalisation Attachment; bei den restlichen Bändern ($n_{\text{Rest}} = 43$) erfolgte der Abriss in Kombination: Schweißnaht + Attachment (5%), Schweißnaht + Band (10,1%) und Band + Attachment (0,4%). Dies zeigt, dass die Schweißnahtqualität signifikante Unterschiede aufweist. Reißt das Band, ist die Schweißnahtqualität höher als der Verbund des metallischen Gefüges des kieferorthopädischen Bandes an sich. Reißt die Schweißnaht, wurde das Kristallgitter an der Stelle der Schweißnaht durch den Schweißprozess geschwächt und, wie oben beschrieben, in eine Sollbruchstelle umgewandelt. Im Rahmen dieser Untersuchung war die Anzahl der

gerissenen Attachments so gering, dass sie nicht in die Auswertung einbezogen werden. Auffällig ist, dass bei industriell punktgeschweißten Bändern die Abrissstelle meist das Band selber ist. Die Verteilung zwischen den Abrissstellen Band und Schweißnaht liegt bei industriell punktgeschweißten Bändern bei ca. 3 zu 1, bei lasergeschweißten Bändern bei ca. 1 zu 14. Daraus lässt sich schließen, dass durch die Laserschweißung die Qualität des Metallgefüges im Bereich der Schweißnaht nachhaltig verändert wird.

In anderen Arbeiten ist das Ausmaß der Anlauffarbe als Qualitätskriterium der Schweißnaht beschrieben, die nach FINKE (1998) auch unter Verwendung von Schutzgas nicht vollständig vermeidbar ist. Die Anlauffarben entstehen durch Adsorption von Restsauerstoff an der Schweißnaht. Je nach Ausmaß dieser Oxidationsschicht kann ein Rückschluss auf die eingewirkte Temperatur und die damit verbundene Gefügeänderung der Werkstücke gezogen werden. Eine lokal sehr hohe Temperatur führt zu ausgedehnteren und deutlicher sichtbaren Farben in den Anlaufarealen. Des Weiteren ist zu befürchten, dass durch Überhitzung des Metalls eine Verdampfungszone entstanden ist, in der sich Material verflüchtigt hat. Dabei entstehen Mikroporositäten, die den Metallverbund nachhaltig schwächen und die Qualität der Schweißnaht reduzieren. Zu diesem Ergebnis kam VAN BENTHEM et al. (1978). WEGENER (2002) und ZIMMERMANN (2005) bestätigten die Qualitätsbeschreibung der Schweißnaht durch die Anlauffarben. Auch die vorliegende Arbeit kann dies bestätigen. Als Nebenprodukt der 4-Punkt-Laserschweißung ohne Zusatz des Schutzgases Argon (siehe Tab. 15) traten vermehrt Anlaufareale auf, und die Abrisswerte dieser Bänderserie lagen im unterdurchschnittlichen Bereich (siehe Abb. 34).

Beim Vergleich der Abrisskräfte punktgeschweißter mit lasergeschweißten Bändern zeigten sich signifikante Unterschiede. Obwohl sich die selbst hergestellten punktgeschweißten Bänder von den mit 4 Punkten lasergeschweißten Bändern ohne Verwendung des Schutzgases Argon nicht signifikant unterschieden, waren die Abrissmittelwerte mit 348 N bzw. 302 N unterdurchschnittlich. Ähnliches gilt für die lasergeschweißten Bänder mit 4 bzw. 6 Schweißpunkten unter Verwendung des Schutzgases Argon und die industriell punktgeschweißten Bänder, die sich ebenfalls nicht signifikant voneinander unterschieden. Hier lagen die durchschnittlichen Abrissmittelwerte mit 504 N–617 N jedoch deutlich höher und erlangten ein für die Anforderungen akzeptables Niveau. Einzig die Laserschweißung mit mehr als 6 Punkten entlang der gesamten Stoßkante des Attachments zeigte einen überdurchschnittlichen Mittelwert von 1036 N und unterschied sich somit signifikant von allen anderen Schweißmethoden. Das Ergebnis dieser Untersuchung lässt den Schluss zu, dass lasergeschweißte Bänder mit mehr als 6 entlang der gesamten Stoßlinie zwischen Band und

Attachment gesetzten Schweißpunkten im Vergleich zu industriell punktgeschweißten Verbindungen und anderen Laserschweißmethoden eine bis zu 40%-ige Erhöhung der Schweißnahtqualität gegen Abrisskräfte aufweisen. Dies deutet auf ein grundlegendes Potenzial der Laserschweißung in der zahnmedizinischen bzw. kieferorthopädischen Technik hin.

Eine Nachkontrolle der Schweißpunktlokalisierung der industriell hergestellten Bänder ergab, dass die Attachments von lediglich drei Firmen Schweißpunkte an der koronalen Seite aufwiesen; bei den Produkten aller anderen Hersteller waren nur Schweißpunkte an den Attachmentflügeln zu finden. Diese drei Hersteller waren Forestadent, Ortho Organizers und Ormco. Erstaunlich ist, dass die Abrissmittelwerte der Hersteller Ortho Organizers (428 N) und Ormco (455 N) im Vergleich zu anderen eher im unteren Drittel angesiedelt sind, während sie bei der Firma Forestadent mit 610 N im oberen Drittel liegen. Bei der Herstellung der lasergeschweißten Bänder mit mehr als 6 Schweißpunkten wurden Letztere entlang der gesamten Stoßlinie zwischen Attachment und Band verteilt; dies ist der einzige Unterschied zu den industriell punktgeschweißten Bändern. Zusammenfassend ist letztlich zu sagen, dass die Qualität einer Laserschweißnaht mit der normalen, von der Industrie bevorzugten Verteilung der Schweißpunkte sich nicht signifikant von der Punktschweißtechnik unterscheidet, wohl aber, wenn die Anzahl der Schweißpunkte erhöht und die Schweißpunktverteilung erweitert wird. Somit kann die Forderung von ZIMMERMANN (2005), die Laserparameter so zu wählen, dass die Laserschweißnaht gleichmäßig strukturiert, eine blanke Oberfläche und keine Anlauffarbe aufweist, erweitert werden: Zusätzlich sollte die Schweißnahtlänge maximal über die gesamte Stoßkante extendiert werden, was die Festigkeit der Verbindung signifikant beeinflusst. Eine Frage, die noch zu klären wäre, ist, ob der Abrisswiderstand einer Punktschweißung mit erweiterter Verteilung der Schweißpunkte entlang der Attachment-Band-Stoßgrenze im gleichen Maße steigt wie bei der Laserschweißung mit mehr als 6 Schweißpunkten und ob dies fertigungstechnisch möglich ist. Dies sollte in künftigen Arbeiten erörtert werden. Zurzeit liegen keine vergleichbaren Studien vor, die eine Diskussion zulassen.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die Qualität von industriell punktgeschweißten kieferorthopädischen Bändern zu bewerten und das Verfahren der Widerstandspunktschweißung mit der neuen dentalen Technologie des Laserschweißens zu vergleichen. Des Weiteren sollten Faktoren bestimmt werden, die die Qualität der Schweißverbindung beeinflussen. Zu diesem Zweck wurden Bänder mit ihren Attachments von namhaften Dentalherstellern untersucht und vermessen. Zehn Unternehmen stellten zweiundzwanzig verschiedene Bändertypen zur Verfügung; die Herstellernamen mit den Seriennummern der Bändertypen sind in Tabelle 4 (S. 24) aufgeführt. Die Bänder, die in eigener Herstellung mit ihren Attachments lasergeschweißt wurden, stellte die Firma Forestadent zur Verfügung. Dabei wurde die konstante Fügung der Attachments mit den kieferorthopädischen Bändern durch einen eigens hergestellten Fixator erreicht (siehe Abb. 19). Die Laserschweißung wurde mit dem Laserschweißgerät Desktop Compact Laser der Firma Dentaurum vorgenommen (Abb. 18). Für jeden Bändertyp bzw. Schweißtyp standen zehn einzelne Bänder zur Verfügung, die untersucht werden konnten. An ihnen wurden mikroskopische und makroskopische Bewertungen vorgenommen, und jede Band-Attachment-Verbindung wurde in einem Abscherversuch geprüft. Die mikroskopischen Messwertbestimmungen wurden mit dem Video-Mess- und Inspektionssystem VMZM/40 der Firma Jena Engineering durchgeführt. Dabei wurden der Durchmesser der Headgear- und der Bukkalröhrchen, die Spaltgröße zwischen Band und Attachment, der Schweißpunktdurchmesser und die Attachmentlokalisation vermessen. Jeder Messwert entspricht einem Mittelwert aus fünf Einzelmessungen.

Ergebnis der ersten Untersuchung war, dass die Hersteller mit der geringsten Streuung der Messwerte der Headgear- und Bukkalröhrchendurchmesser um den Mittelwert die konstanteste Qualität aufwiesen. Des Weiteren wurden die Messwerte in Bezug zu den Werten laut Hersteller gesetzt und mit diesen verglichen. Hier erzielten die Hersteller mit den geringsten Schwankungsbreiten der Messwerte um den Mittelwert und der geringsten Divergenz zwischen Mittelwert und Durchmesser laut Hersteller die höchste Qualität. Zu nennen sind hier die Firmen Forestadent, GAC und American Orthodontics, die alle Kriterien am besten erfüllten. Zum ersten Abschnitt der Untersuchung zählte auch die Messung der Attachmentlokalisation. Hierfür wurde ein um 90° gebogener Kantdraht als Hilfsmittel verwendet. Dieser wurde passgenau in die Bukkalröhrchen eingeschoben und der kurze Arm in Kontakt mit der Seitenfläche des Bandes gebracht, so dass eine Streckenmessung

möglich war. Bei der Attachmentlokalisation zeigten die Hersteller Unitek und American Orthodontics die konstantesten Ergebnisse.

Die Scherkraftuntersuchung wurde mit der Universalprüfmaschine Zwick 005 der Firma Zwick durchgeführt. Dafür wurde ein Haltekörper für die kieferorthopädischen Bänder modelliert und im Schleudergussverfahren aus Remanium® 400 hergestellt. Die kieferorthopädischen Bänder passten formgenau auf diesen Träger, mit dem sie in der Universalprüfmaschine eingespannt wurden (Abb. 23, 24, 25). Im Anschluss wurde der Abscherversuch mit konstanter Druckbelastung durch den Stempel auf das Attachment durchgeführt und über die zugehörige Software testXpert 1.1 aufgezeichnet und ausgewertet. Bei der Abrissbewertung der industriell punktgeschweißten Bänder ergab sich eine Dreiteilung der Ergebnisse: Abrisswerte über 600 N bei den Firmen Smile Dental, Unitek, American Orthodontics, Forestadent und Dentaurum, Abrisswerte zwischen 500 und 600 N bei den Firmen GAC und RMO und Abrisswerte zwischen 400 und 500 N bei den Firmen Ortho Organizers und Ormco. Werte über 500 N sind als gut bis sehr gut einzustufen, da auf Grund von Kaukraftuntersuchungen Werte von 320 N Standfestigkeit für dentale Materialien gefordert werden. Abrisswerte zwischen 400 und 500 N sind dagegen als grenzwertig zu bezeichnen.

Als Faktoren mit Einfluss auf die Abrisskraft wurden der Schweißpunktdurchmesser, die Schweißpunktanzahl und die Spaltgröße zwischen Spalt und Attachment charakterisiert. Dabei trat kein Zusammenhang zwischen Schweißpunktgröße und Abrisskraft auf. Mit steigender Schweißpunktanzahl erhöhten sich die Abrisswerte nur geringfügig, was den Erwartungen nicht entsprach. Bei der Aufschlüsselung der Werte der Spaltgröße trat Erstaunliches zutage: Bis zu einer Spaltgröße von ca. 70 µm fand eine Erhöhung der nötigen Abrisskräfte statt, die dann bis zu einer Spaltgröße von ca. 150 µm relativ konstant blieben, um bei noch größeren Spalten zwischen Attachment und Band abzufallen.

Die makroskopische Untersuchung erfolgte mit einer handelsüblichen Lupe. Dabei wurde die Schweißpunktanzahl bestimmt und nach dem Scherkraftversuch die Abrissstelle des Attachments lokalisiert und untereinander verglichen. Die Erhöhung der Schweißpunktanzahl hatte eine nur gering positiv ausgeprägte Korrelation zur Folge. Die Abrisslokalisation lag bei industriell punktgeschweißten Bändern vor allem am Band selbst. Die Häufigkeitsverteilung lag bei 44,1%, gefolgt von der Abrisslokalisation Schweißnaht mit 30%. Die makroskopische Betrachtung der Abrissstelle der Laserschweißung zeigte, dass hier mit einer Häufigkeit von über 90% die Schweißnaht selbst die Abrissstelle darstellte.

Der letzte Punkt der Untersuchung galt dem Vergleich der Abrisskräfte zwischen den industriell punktgeschweißten und den selbst hergestellten Proben, wobei verschiedene Laserschweißarten und eine eigene Serie von punktgeschweißten Bändern zu vergleichen waren. Dabei zeigte sich, dass bei den selbst hergestellten punktgeschweißten Bändern und 4-Punkt-lasergeschweißten Bändern ohne Zusatz des Schutzgases Argon die Abrisswerte zwischen 300 und 350 N lagen. Diese Fügeverfahren sind somit für den Einsatz im stomatognathen System nur bedingt bzw. nicht empfehlenswert. Keinen signifikanten Unterschied ergab hingegen der Vergleich zwischen industrieller Punktschweißung, 4-Punkt-Laserschweißung mit Argon und lateraler 6-Punkt-Laserschweißung. Die durchschnittlichen Abrisswerte lagen hier zwischen 500 und 620 N, was einer Steigerung des Abrisswiderstandes um fast 100% entspricht. Damit sind diese Fügeverfahren für die Anwendung zu empfehlen. Einzig die Laserschweißung mit mehr als 6 Punkten und entlang der gesamten Stoßkante ergab einen überdurchschnittlich guten Durchschnittswert von 1036 N und war somit allen anderen Fügeverfahren überlegen. Durch diesen signifikanten Unterschied wird dieses Fügeverfahren als empfehlenswert und zukunftsweisend eingestuft.

Die Ergebnisse dieser Studie lassen folgende Schlüsse zu:

- 1.) Die Auswertung der Messergebnisse für die Messgrößen Durchmesser der Headgearröhrchen, Durchmesser der Bukkalröhrchen und Attachmentlokalisation auf dem jeweiligen kieferorthopädischen Band verdeutlichen, dass signifikante Unterschiede zwischen den industriellen Herstellern bestehen. Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse zum Teil deutliche Unterschiede innerhalb einer Prüfkörpergruppe ein und desselben Herstellers. Folglich ist die Qualität industriell punktgeschweißter Band-Attachment-Verbindungen nicht konstant.
- 2.) Die Abrisskräfte aller Bänder, die industriell hergestellt wurden, lagen im Durchschnitt über der Minimalanforderung von 320 N, die als durchschnittliche praktische Kaukraftgrenze gilt. Jedoch wiesen die Abrisswerte je nach Hersteller große Schwankungen auf und unterschieden sich somit signifikant voneinander. Somit ist die Schweißnahtqualität stark abhängig von der Herstellerfirma und deren Produktionsprozess.
- 3.) Der Vergleich zwischen industriell punktgeschweißten Bändern und lasergeschweißten Bändern zeigte, dass die nötige Abrisskraft bei einer Laserschweißung maximiert werden kann. Dies ist möglich, wenn die Schweißpunktanzahl über 6 Schweißpunkten pro Band-Attachment-Verbindung liegt und die Schweißpunkte entlang der gesamten Stoßkante verteilt werden. Die

Ergebnisse zeigten hier eine signifikante Erhöhung der Abrisskräfte gegenüber allen anderen untersuchten Prüfkörpergruppen.

- 4.) Des Weiteren wurde die Abrisskraft bei Spaltbreiten von 60–100 µm maximiert, was punkt- und lasergeschweißte Bänder gleichermaßen betraf.

Abschließend und als Ausblick lässt sich sagen, dass die Qualität industriell hergestellter Bänder vom jeweiligen Dentalhersteller abhängt. Es bedarf Überlegungen, ISO-Größen festzulegen und einzuführen, um eine gleichbleibende Qualität bei allen Herstellern zu gewährleisten, was letztendlich dem Patienten zugutekommen wird. Die Qualität der Schweißnaht lässt sich durch Verfeinerung der Schweißpunktlokalisierung und Erhöhung der Schweißpunktanzahl durchaus verbessern. Dies könnte durch die Einführung der Laserschweißtechnik für kieferorthopädische Band-Attachment-Verbindungen in der Dentalindustrie gewährleistet werden. Vorteil der Laserschweißung ist die genaue Fokussierbarkeit und damit die Möglichkeit, auch an Stellen zu schweißen, die für die Elektroden der Punktschweißgeräte ob ihrer Größe nicht zugänglich sind. In beiden Schweißarten steckt dennoch Potenzial zur Weiterentwicklung. Welche Technik sich in Zukunft durchsetzen wird, bleibt abzuwarten.

8 Literaturverzeichnis

Baltzer A, Kaufmann V (2002/10) Beurteilung von Kaukräften. Quintessenz Zahntechnik S. 1-18.

Beaglehole R, Bonita R, Kjellström T : Einführung in die Epidemiologie Verlag Hans Huber Bern/Göttingen/Toronto/Seattle, 1997, S. 89-90.

Beckert M: Grundlagen der Schweißtechnik - Schweißverfahren Verlag Technik Berlin, 1993, S. 45-83.

Benthem H van(1999) Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK 12/99.

Benthem H van, Vahl J (1978) Untersuchungen zur Zerreißfestigkeit lasergeschweißter Dentallegierungen. Dtsch. Zahnärztl. Z 33:262–266.

Benthem H van, Vahl J (1978) Vorteile des Laserschweißens von Dentallegierungen – Ein neuer Weg in der dentalen Technologie. Dtsch. Zahnärztl. Z 33:486–488.

Benthem H van, Predel B, Vahl J (1978) Zum Verdampfungsverhalten von Metallen bei Laserbestrahlung. Z Metallkunde 69:121–125.

Bullinger HJ :Technologieführer - Grundlagen, Anwendungen, Trends Springer Verlag Berlin/Heidelberg, 2007, S. 104-110.

Dahlberg G: Statistical methods for medical and biological students Interscience Publications New York, 1940, pp. 122–132.

Dahlern S von (geb. Dorow) (2006) Vergleichende elektrochemische Untersuchung von unterschiedlich miteinander verbundenen kieferorthopädischen Legierungen, Med. Diss. Freie Universität Berlin.

De Boever JA, Mc Call WD, Holden S, Ash MM (1978) Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. J Prosthet Dent 40:326–333.

Deutsches Institut für Normung e.V. (1973) DIN 8528-1 Schweißbarkeit metallischer Werkstoffe Beuth Verlag Berlin (Aktualisierung durch ISO/ TR 581, 2005).

Deutsches Institut für Normung e.V.(1979) DIN 8505: Löten
Beuth Verlag Berlin (Aktualisierung durch DIN 1900, 2010).

Deutsches Institut für Normung e.V. (1983) DIN 1910: Schweißen
Beuth Verlag Berlin (Aktualisierung durch DIN 1910-100, 2008).

Deutsches Institut für Normung e.V.(1992): DIN EN 29333 Dentallote
Beuth Verlag Berlin (Aktualisierung durch DIN EN ISO 9333, 2006).

Deutsches Institut für Normung e.V. (2001) DIN EN 10002-1Metallische Werkstoffe –
Zugversuch. Beuth Verlag Berlin, 2001 (Aktualisierung durch DIN EN ISO 6892-1, 2009).

Deutsches Institut für Normung e.V. (2008) DIN EN ISO 5182 Widerstandsschweißen –
Werkstoffe für Elektroden und Hilfseinrichtungen, Beuth Verlag Berlin.

Deutsches Institut für Normung e.V.(2009) DIN EN ISO 5821 Widerstandsschweißen –
Punktschweiß-Elektrodenkappen; Deutsche Fassung EN ISO 5821:2009
Beuth Verlag Berlin.

Dilthey U: Schweißtechnische Fertigungsverfahren 1, Bd. 1: Schweiß- und
Schneidtechnologien, 3. Aufl., VDI-Verlag Düsseldorf, 2006, S. 137-154, 173-199.

Dilthey U: Schweißtechnische Fertigungsverfahren 2, Bd. 2: Verhalten der Werkstoffe
beim Schweißen, 3. Aufl., VDI-Verlag Düsseldorf, 2005 , S. 43-78.

Dillinger J: Fachkunde Metall, Europa Fachbuchreihe für metallische Berufe,
Verlag für Europa-Lehrmittel Haan-Gruiten, 2010, S. 204-229.

Dorn L, Grutzeck H, Jafari S: Schweißen und Löten mit Festkörperlasern
Springer Verlag Berlin/Heidelberg, 1992.

Eichner K (1963) Messung von Kauvorgängen Dtsch. Zahnärztliche Z 18: 915-924.

Eichner K (1964) Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische
Kaukraftmessung. Dtsch. Zahnärztl Z 19:415–426.

Eichler J, Seiler T: Lasertechnik in der Medizin: Grundlagen, Systeme, Anwendungen
Springer Verlag Berlin/Heidelberg, 1991, S. 5-48.

Fahrenwaldt HJ: Schweißtechnik, Verfahren und Werkstoffe
2. Aufl., Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH Braunschweig/Wiesbaden, 1992,
S. 79-85.

Fahrmeir F, Künstler R, Pigeot I, Tutz G: Statistik – Der Weg zur Datenanalyse
6. Aufl., Springer Verlag Berlin/Heidelberg/New York, 2007, S. 49-79, 517-531.

Fick R: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
In: Bardeleben, K. von (Hrsg.): Handbuch der Anatomie des Menschen,
2. Band, 1. Abteilung, 3. Teil, Gustav Fischer Verlag Jena, 1911, S. 29.

Finke KM (1998) Einfluß thermisch erzeugter Deckschichten auf die
Korrosionsbeständigkeit geschweißter Cr-Ni-Stähle. Diss. Techn. Univ. Braunschweig.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK (1986)
Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 56:226–229.

Gordon TE, Smith DL (1970) A laser in the dental lab. Laser Focus 6.

Graber TM, Vanarsdall RL: Kieferorthopädie – Grundlagen und moderne
Therapiekonzepte Urban & Fischer Verlag München/Jena, 1999, S. 20-34.

Gutknecht N: Lasertherapie in der zahnärztlichen Praxis
Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 1999.

Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik
Band 3; Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 2003.

Houston WJB (1983) The analysis of errors in orthodontic measurements.
Am JOrthod 83:382–390.

Jäger K, Graber G, Schrott L (1989) Aufbau und Test einer Messkette zur
Kaukraftmessung. Schweiz Monatsschr. Zahnmed. 99:670–675.

Jepsen A (1963) Root surface measurement and a method for X-ray determination of root surface area. *Acta Odontologica Scandinavica*, pp. 21, 35-46.

Kahl-Nicke B: Einführung in die Kieferorthopädie

2. Aufl.; Urban & Fischer Verlag München/Jena, 2001, S. 168, 202-207.

Kappert HF (1991) Schweißtechnik mit Plasma und Laser.

Quintessenz Zahntech 17:977–998.

Körber KH, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie

Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1982, S. 61,316.

Körber KH, Ludwig K (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 31:55–60.

Körber KH: Zahnärztliche Prothetik

4. Aufl.; Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1995, S. 61.

Lehmann KM, Hellwig E: Zahnärztliche Propädeutik

9. Aufl.; Urban & Fischer Verlag München/Jena, 2002, S. 6-10.

Lenz P (1974) Der Einsatz von Laserstrahlen in der Zahnheilkunde.

ZM 3:115–117.

Löblein JM (2002) Mechanische Eigenschaften verschiedener Lötverfahren im Vergleich zur Laserschweißung kieferorthopädischer Drähte. *Med. Diss. Univ. Würzburg*.

Maiman TH (1960) Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, August, pp. 493-494.

Majdani A (2006) Untersuchung der mechanischen Eigenschaften lasergeschweißter Nickel-Titan-Drähte. *Med. Diss. Freie Universität Berlin*.

Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde

5. Aufl.; Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser Köln/Münster, 2001, S.251-291.

Meiers H, Lehman KM: Klinische Materialkunde für Zahnärzte

Carl Hanser Verlag München/Wien, 1998.

Mohr W (1991) Vergleichende korrosionschemische und Mikrohärteuntersuchungen an gelöteten und lasergeschweißten Nichtelegierungen Med. Diss. Univ. Leipzig.

Müller WD (2008) Vorlesungsmaterial Zahnärztliche Werkstoffkunde und Biomaterialforschung. www.charite.de/zwbmf.

Pancherz H, Ruf S: The Herbst Appliance – Research based Clinical Management Quintessence Publishing Berlin, 2008, pp. 11-27.

Pfeiffer L: Fachkunde des Widerstandsschweißens Verlag W. Girardet Essen, 1969.

Reitan K (1957) Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 43:32–45

Reitan K (1969) Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse. American Journal of Orthodontics 55:776–790

Rusch HJ: Reparaturschweißen. 1. Aufl.; Vogel Buchverlag Würzburg, 2005, S.26, 103-181.

Rugh JD, Solberg WK: Psychological implications in temporomandibular pain and dysfunction In: Zarb G, Carlsson G (Hrsg.): Temporomandibular Joint-Function and Dysfunction. Mosby, St Louis, 1979, pp. 239-268.

Schmuth G: Kieferorthopädie – Grundzüge und Probleme Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1973.

Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie Bd. 2: festsitzende Apparaturen; kieferorthopädische Therapie; interdisziplinäre Aspekte 1.Aufl.; Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, 2000.

Schulze PM: Beschreibende Statistik, 3. Aufl.; R.Oldenburger Verlag München/Wien, 1998, S. 134-155.

Schwarz A (1992) Korrosionsuntersuchungen an lasergeschweißten Dentallegierungen im Vergleich zur Lötung. Med. Diss. Humboldt-Univ. Berlin.

Sergl HG: Festsitzenden Apparaturen in der Kieferorthopädie unter besonderer Berücksichtigung der Edgewise-Technik, Carl Hanser Verlag München/Wien, 1990, S. 65-80.

Speckmann EJ, Hescheler J, Deetjen P: Physiologie, 4. Aufl.; Elsevier GmbH München, Imprint Urban & Fischer Verlag München/Jena, 2005, S. 214-220.

Straelen F von (1997) Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von drei Metall-Keramik-Verbundkombinationen in Abhängigkeit von den Lagerbedingungen und Brennyklen. Zahnmed. Diss. FU Berlin.

Treiber H: Laser in der Fertigungstechnik
Hoppenstedt Technik Tabellen Verlag Darmstadt, 1990, S. 135-147.

Uhlig H (1953) Die Kaukraft. Dtsch. Zahnärztl. Z 8:30–45

Vahl J, Benthem H van: Laser in der Zahnmedizin
Quintessenz Verlag-GmbH Berlin 1992.

Viazis AD: Farbatlas der Kieferorthopädie – Prinzipien und klinische Anwendung
Deutscher Ärzte-Verlag GmbH Köln, 1978.

Weber T: Memorix Zahnmedizin. 2. Aufl.; Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2003, S. 122-152.

Wegener O (2002) Untersuchungen zum Einfluß des Laserschweißens auf die Haftfestigkeit von Metall-Keramik-Verbundsystemen, Med. Diss. Univ. Halle.

Wildmann A.J (1972) Round table – The Edgeloock Bracket. J Clin Orthod 6:613-623

Zimmermann U (2005) Untersuchungen zum Einfluss ausgewählter Parameter auf die Zugfestigkeit lasergeschweißter Edelstahldrähte, Med. Diss. Univ. Halle.

9 Thesen

1. Brackets aus Metall finden seit langem in kieferorthopädischen Behandlungen Anwendung. Es bestehen qualitative Unterschiede zwischen den Erzeugnissen verschiedener industrieller Hersteller.
2. Es bestehen signifikante Unterschiede der Abmessungen von Attachments zwischen verschiedenen Herstellern.
3. Bei individuell lasergeschweißten Bänder besteht, bezogen auf die Abrisskraft, eine signifikante Beeinflussung durch die Schweißnahtkonfiguration.
4. Es bestehen Qualitätsmerkmale für Band-Attachment-Verbindungen, die beim Kauf berücksichtigt werden können.
Diese wären:
 - Schweißpunktanzahl: Sollte 6 Schweißpunkte nicht unterschreiten
 - Schweißpunktverteilung: Sollte entlang der gesamten Stoßkante verlaufen
 - Spaltgröße: Sollte 70 – 150 µm betragen.
5. Qualitativ hochwertige Punktschweißverbindungen weisen keine Anlauffarbe und keine Schweißfahnen bzw. -spritzer auf.
6. Die Größe der Schweißpunktdurchmesser hat keine Aussagekraft in Bezug auf Qualität und Festigkeit der Schweißverbindung.
7. Festsitzende kieferorthopädische Therapievarianten benötigen auch heute noch Brackets aus Metall, die durch Composittechnik oder in Verbindung mit kieferorthopädischen Bändern, an der Zahnhartsubstanz befestigt werden. Eine gleichbleibende Qualität muss durch den Herstellungsprozess gewährleistet sein.
8. Trotz innovativer Behandlungsmethoden in der Kieferorthopädie sind kieferorthopädische Bänder in Verbindung mit ihren Attachments in bestimmten Behandlungssituationen Mittel der ersten Wahl. Auf Grund der therapeutisch starken Beanspruchung in der Mundhöhle müssen hohe Qualitätsanforderungen an Herstellungsprozesse gestellt werden.

9. Langjährige orthodontische Therapien und die Belastungen in der Mundhöhle stellen einen hohen qualitativen Anspruch an die Schweißverbindung zwischen Band und Attachment. Es bestehen je nach industriellem Hersteller qualitative Unterschiede der Schweißnaht.
10. Mit der Laserschweißtechnik steht dem industriellen Punktschweißen eine alternative Füge­technik gegenüber. Die Laserschweißtechnik wird bei der Schweißverbindung Attachment-Band seitens der Industrie heutzutage nicht routinemäßig angewendet.
11. Durch das Schweißen ohne Schutzgas wird immer eine Schweißnaht minderer Qualität produziert, was sich in geringeren Abrisswerten (303 N) verdeutlicht.
12. Im Abrissversuch zeigt sich die Laserschweißnaht (1036 N) mit mehr als 6 Schweißpunkten, verteilt entlang der gesamten Stoßkante zwischen Attachment und Band, gegenüber der industriellen Punktschweißung (617 N) überlegen.
13. Bei beiden Fügeverfahren, Punktschweißen und Laserschweißen, besteht Potenzial zur Weiterentwicklung.
14. Für industrielle Punktschweißung bezogen auf kieferorthopädische Attachment-Band-Verbindungen fehlen Qualitätsmerkmale und DIN ISO-Normen. Diese müssen in Zukunft festgelegt werden, um eine gleichbleibend hohe Qualität der Attachments und ihrer Schweißverbindung garantieren zu können.

10 Anlagen

LEBENS LAUF

Name: Tobias Hans Helmut Alfred Konopik

Geburtsdatum:	25.07.1978	
Geburtsort:	Naila	
Familienstand:	Ledig	
Schulische Ausbildung:	1983-1989	Grund-/Hauptschule Bad Steben/Lichtenberg
	1989-1999	Johann-Christian-Reinhardt Gymnasium Hof a.d. Saale Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
Studium:	2000-2002	Studium der Betriebswirtschaftslehre an der Johannes Gutenberg-Universität Mainz Kein Abschluss
	2002-2008	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg Abschluss: Staatsexamen Zahnmedizin
Beruf:	01.12.08- 31.01.09	Assistenz Zahnarzt in der ZA Praxis Konopik, Bad Steben
	01.02.09- 31.04.11	Assistenz Zahnarzt im Implantatzentrum Bad Wörishofen – Unterschleißheim – Penzberg Drs. Masur, Kraus, Märkle und Ruppin
	01.05.11- andauernd	Assistenz Zahnarzt bei Zahnarztzentrum.ch in St.Gallen, Schweiz

Gams, den

Tobias Konopik

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit „Qualitative Beurteilung verschiedener kieferorthopädischer Band-Attachment-Verbindungen“ selbständig und unter ausschließlicher Nutzung der in der Arbeit aufgeführten Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Die eingereichte Dissertation wurde von mir bisher keiner anderen Fakultät oder Universität vorgelegt.

Frühere Promotionsversuche sind nicht erfolgt.

Eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades liegt nicht vor.

Gams, den

Tobias Konopik

DANKSAGUNG

Prof. Dr. Dr. Fuhrmann danke ich für die Überlassung des Themas dieser Dr. Arbeit

Herrn OA Dr. med. dent. J. J. Bock, danke ich für die Betreuung und die Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn Zahntechnikermeister Frank Wanjura danke ich für die Unterstützung in allen zahntechnischen Fragen und die Erstellung der lasergeschweißten Bänder.

Der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik danke ich für die kollegiale Genehmigung für Benutzung des Lichtmikroskops, zur Vermessung der Bänderserien und die Möglichkeit, die Abrissversuche durchzuführen.

Hierbei sei auch Dank an die freundlichen Mitarbeiter der Abteilung gerichtet, die sich für die Erklärung der Geräte Zeit nahmen.

Herrn PD Dr. phil. habil. René Schwesig danke ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse und dem Erstellen sämtlicher Diagramme.