

Aus der
Poliklinik für zahnärztliche Prothetik
(Direktor Prof. Dr. med. dent. A. Roßbach)
des
Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der
Medizinischen Hochschule Hannover

**Vergleichende in-vitro-Untersuchungen über die vertikale
Belastbarkeit konfektionierter Präzisionsgeschiebe in der
zahnärztlichen Prothetik**

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
in der Medizinischen Hochschule Hannover

vorgelegt von
Felix Wiontzek
aus Hannover

Hannover 2003

Angenommen vom Senat der Medizinischen Hochschule Hannover am: 07.04.2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Hochschule Hannover

Rektor	: Prof. Dr. Dieter Bitter-Suermann
Betreuer der Arbeit	: Prof. Dr. Albrecht Roßbach
Referentin	: Priv. Doz. Meike Stiesch-Scholz
Korreferent	: Prof. Dr. Ing. Christoph Hartung

Tag der mündlichen Prüfung: 07.04.2004

Promotionsausschussmitglieder:

Prof. Dr. Hüsamettin Günay
Prof.'in Dr. Anne Jörns
Prof. Dr. Dr. André Eckardt

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	1
1.1 SYSTEMATISCHE EINTEILUNG VON VERANKERUNGSELEMENTEN	1
1.1.1 EINTEILUNG VON VERANKERUNGSELEMENTEN NACH KONSTRUKTIONSFORM ...	2
1.1.2 EINTEILUNG VON VERANKERUNGSELEMENTEN NACH STÜTZFUNKTION	4
1.2 INDIKATION VON VERANKERUNGSELEMENTEN	5
1.3 EINTEILUNG VON GESCHIEBEN.....	6
1.4 INDIKATION VON GESCHIEBEN.....	9
1.5 KAUKRÄFTE	11
1.6 EIGENBEWEGLICHKEIT VON GESCHIEBEN.....	11
1.7 PROTHESENKRÄFTE	13
1.8 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN.....	14
1.8.1 EIGENSCHAFTEN VON METALLEN	16
1.8.2 EIGENSCHAFTEN VON KUNSTSTOFFEN	17
2. PROBLEMSTELLUNG UND ZIEL DER VORLIEGENDEN ARBEIT.....	19
3. MATERIAL UND METHODE	20
3.1 PROBEKÖRPER	20
3.2 VERSUCHSAUFBAU.....	23
3.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	25
3.4 AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE	28

4. ERGEBNISSE	29
4.1 DESKRIPTIVE DARSTELLUNG DER ERGEBNISSE	29
4.2 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER ERGEBNISSE	41
5. DISKUSSION	46
5.1 DISKUSSION DER METHODE.....	46
5.1.1 PROBEKÖRPER	46
5.1.2 VERSUCHSAUFBAU	47
5.1.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	48
5.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE	49
5.2.1 DESKRIPTIVER TEIL	49
5.2.2 STATISTISCHER TEIL	52
6. ZUSAMMENFASSUNG	55
7. LITERATURVERZEICHNIS	57
8. ANHANG	62
9. LEBENS LAUF	69
10. ERKLÄRUNG	70
11. DANKSAGUNG	71

1. Einleitung

Das funktionelle Gleichgewicht des stomatognathen Systems wird durch Zahnverlust erheblich gestört. So können Veränderungen der Gesichtsphysiognomie, Verminderung der Kaufunktion, Schädigungen des Restzahnbestandes, Fehlfunktionen der Kaumuskulatur und Kiefergelenke, sowie Störungen der Lautbildung auftreten (JÜDE, KÜHL u. ROSSBACH 1996). Die Eingliederung von Zahnersatz dient sowohl der Therapie bestehender als auch der Prophylaxe künftiger, negativer Veränderungen (GERNET 1996). Grundsätzlich wird zwischen festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz unterschieden, wobei die Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz in Form von Kronen, Brücken und implantatgetragenen Suprakonstruktionen generell bevorzugt wird. Wenn aber der Umfang und die Topographie des Lückengebisses gegen die Eingliederung eines festsitzenden Zahnersatzes sprechen, ist die Indikation zur Eingliederung einer herausnehmbaren Teilprothese gegeben. Eine partielle Prothese wird mit Hilfe von Verankerungselementen lösbar an den erhaltungswürdigen Restzähnen befestigt (KOECK 1996).

1.1 Systematische Einteilung von Verankerungselementen

In der zahnärztlichen Prothetik werden Verankerungselemente für die reversible Verbindung von partiellem Zahnersatz an vorhandene Restzähne eingesetzt. Der Kopplungsgrad einer Prothese beschreibt, in welchem Umfang diese mit den Restzähnen kraftschlüssig verbunden ist (KÖRBER, K.H. 1974). Generell werden dabei fünf verschiedene Funktionen unterschieden, die von Verankerungselementen übernommen werden können (FREESMEYER 1986):

- **Haltefunktion** (Verankerung der Prothese am Restgebiss bei abziehenden Kräften)
- **Stützfunktion** (Übertragung von vertikalen Kräften auf das Parodontium der Ankerzähne)
- **Schubverteilungsfunktion** (Umlenkung von horizontalen Kräften auf mehrere Restzähne)

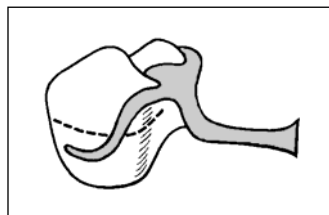
- **Führungsfunktion** (Einsenkung des Sattels entsprechend des Verlaufs des Alveolarkamms)
- **Kippmeiderfunktion** (Vermeidung des Abhebelns der Prothese von ihrer Basis)

Bei der systematischen Einteilung ist darüber hinaus zwischen individuell hergestellten und konfektionierten, industriell gefertigten Verankerungselementen zu unterscheiden. Allein auf dem deutschen Markt wurden Anfang der 80er Jahre etwa 250 unterschiedliche Verankerungselemente von verschiedenen Herstellern angeboten (SCHENK 1986). Im gleichen Zeitraum wurden per annum etwa 1 Mio. davon nach der Abrechnungsposition 93 Bema abgerechnet (KIMMEL 1982). Dies macht deutlich, welchen hohen Stellenwert konfektionierte Verankerungselemente in der modernen Prothetik besitzen.

1.1.1 Einteilung von Verankerungselementen nach Konstruktionsform

Am häufigsten werden die prothetischen Verankerungselemente entsprechend ihrer Konstruktionsform in Klammern, Doppelkronen, Geschiebe, Stege und Anker unterteilt (LEHMANN 1973, ENGELHARDT 1983, PREISKEL 1983, BATTISTUZZI 1991, STÜTTGEN 1996, BIFFAR 1999).

- **Klammern** werden aus federhartem Stahldraht durch Kaltverformung gebogen oder aus einer Kobalt-Basislegierung im Einstückgussverfahren gegossen. Sie

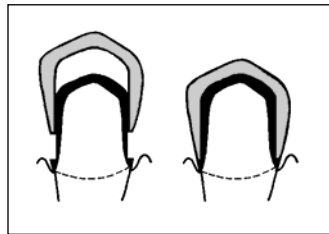


dienen der Lagesicherung der Prothese bei horizontalen Kräften (Schubverteilungsfunktion) und verhindern ein Lösen der Prothese bei abziehenden Kräften (Haltefunktion). Je nach Klammerart übernehmen sie zusätzlich Stütz-,

Führungs- und Kippmeiderfunktion. Klammerverankerte Prothesen sind kostengünstig herzustellen und einfach zu handhaben. Allerdings führen Klammern zu einem erhöhten Kariesrisiko der Ankerzähne (HEINRICH 1980, VOSS 1981). Darüber hinaus bereitet die Sichtbarkeit der Klammerarme im Frontzahnbereich ästhetische Probleme.

- **Doppelkronen** (Teleskope, Konuskronen) bestehen aus Primär- und Sekundärteleskop. Das Primärteleskop wird auf den präparierten Zahnstumpf aufzementiert.

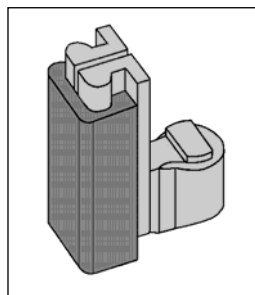
Das Sekundärteleskop ist in die abnehmbare Prothesenkonstruktion integriert. Aufgrund des unterschiedlichen Funktions- und Konstruktionsprinzips werden pa-



rallelwandige Teleskopkronen und Konuskronen unterschieden. Beide Formen gewährleisten alle oben genannten Funktionen eines Verankerungselementes. Konuskronen können jedoch auch ohne Haltefunktion (Stützkoni) und Teleskopkronen ohne

Stützfunktion (Resilienzteleskope) hergestellt werden. Die sekundäre Verblockung der Ankerzähne durch Doppelkronen wird als vorteilhaft angesehen, da auch parodontal vorgeschädigte Zähne mit gegebenenfalls fraglicher Prognose in die Konstruktion einbezogen werden können und durch diese stabilisiert werden. Kommt es während der Tragezeit dennoch zum Verlust eines Ankerzahnes, so lässt sich die Prothese ohne großen Aufwand erweitern. Zusätzlich gelten Prothesen mit Doppelkronen als einfach zu handhaben, wenig reparaturanfällig und durch die einfache Reinigung als parodontalhygienisch. Konstruktionsbedingt kommt es jedoch durch die Verwendung von Doppelkronen häufig zur Überkonturierung der Kronen mit ästhetischen Beeinträchtigungen im sichtbaren Bereich (WUPPER 1986).

- **Geschiebe** bestehen aus zwei formkongruenten parallelwandigen Anteilen, wobei

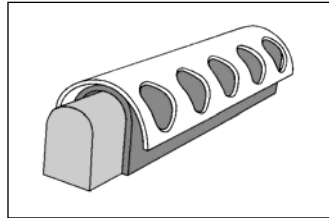


der umschließende Teil als Matrize und der umschlossene Teil als Patrize bezeichnet wird. (SPANG 1973). Geschiebe werden in unterschiedlichsten Formen angeboten. Sie können je nach Konstruktion alle oder nur einige Funktionen eines Verankerungselementes in sich vereinen. Auf die Einteilung und die Indikation von Geschieben wird in

den Kapiteln 1.3 und 1.4 genauer eingegangen.

- **Stege** sind festsitzende Verbindungen zwischen Zähnen, Zahnwurzeln oder Implantaten (primäre Verblockung). Abhängig von ihrem Querschnitt werden Steggeschiebe und Steggelenke unterschieden. Über einen entsprechenden Stegreiter wird die Prothese an dem Steg befestigt. Die Steggeschiebe werden zumeist individuell hergestellt und sind durch die parallelen Flächen den Geschieben in ihrer

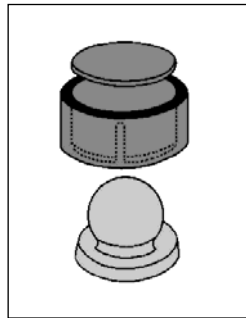
Funktion sehr ähnlich. Für die Steggelenke werden vorgefertigte Elemente mit rundem oder eiförmigem Querschnitt verwendet (zum Beispiel Dolder®-Steg). Die Retention entsteht durch Einrasten der Hülse in unter sich gehende Bereiche. Steg



ge besitzen also Halte-, Führungs- und Schubverteilungsfunktion und je nach Art auch Stütz- und Kippmeiderfunktion. Durch die Verwendung von Stegkonstruktionen entstehen jedoch zumeist schwer zu reinigende

Schmutznischen zwischen Steg und Zahnfleisch, die zu Entzündungen des Parodontiums und zu Hyperplasien der Gingiva führen können. Außerdem ist die Erweiterbarkeit von stegverankertem Zahnersatz stark eingeschränkt.

- **Ankersysteme** besitzen als Patrize zumeist einen geschlitzten Kopf, der nach



dem Druckknopfprinzip in eine ringförmige Matrize einrastet. Sie können entweder auf Wurzelkappen dekapitierter Zähne, auf Implantaten oder distal von Kronen angebracht werden (zum Beispiel Ceka®-Anker). Anker dienen vornehmlich der Retention des Zahnersatzes (Haltefunktion), besitzen aber auch Stützfunktion. Dagegen werden Schubverteilungs-,

Führungs- und Kippmeiderfunktion von den Ankersystemen nicht oder nur in sehr geringem Ausmaß übernommen.

1.1.2 Einteilung von Verankerungselementen nach Stützfunktion

Andere Einteilungen von Verankerungselementen basieren auf deren Funktion. Da jedes Verankerungselement eine Haltefunktion besitzt, ist eine Gliederung abhängig von der Art der Verbindung mit dem Restgebiss (Stützfunktion) üblich. Es werden je nach Freiheitsgrad starre, gelenkige und resiliente Verankerungselemente unterschieden (Abb. 1) (LEHMANN 1970, FREESMEYER 1986). Entsprechend wird die Lagerung des Zahnersatzes als parodontal, parodontal-gingival oder gingival bezeichnet, je nachdem, auf welches Gewebe die Kaukräfte von der Prothese weitergeleitet werden (KÖRBER, E. 1963, ENGELHARDT 1983, BIFFAR 1999).

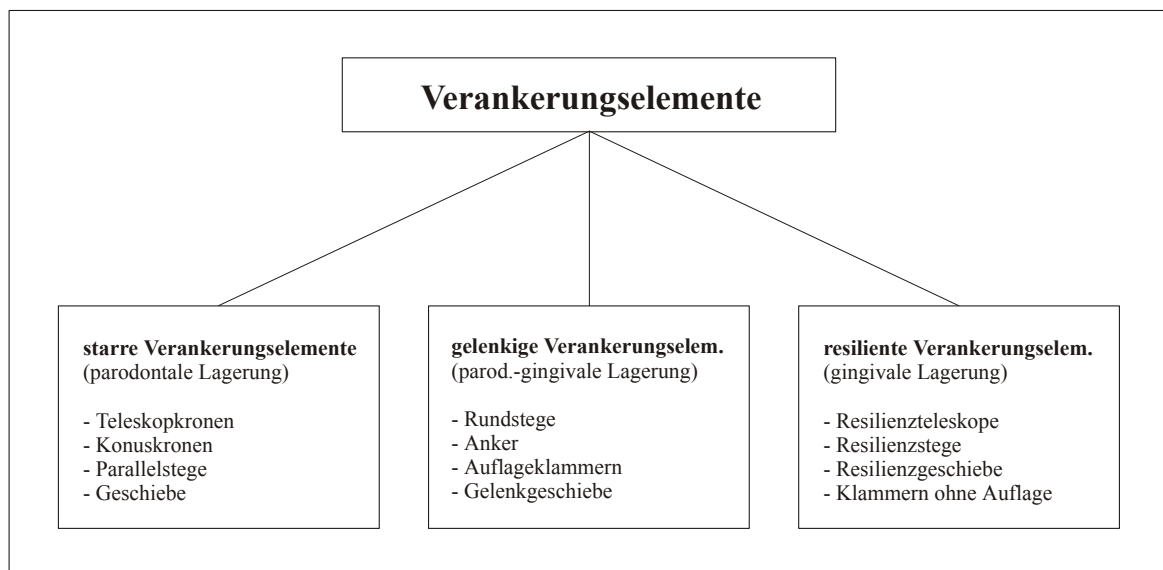


Abb. 1: Einteilung von Verankerungselementen nach Stützfunktion

- **Starre Verankerungselemente** lassen keine Bewegung des Zahnersatzes zu und verbinden ihn kraftschlüssig mit dem Ankerzahn (parodontale Lagerung). Zu ihnen zählen Teleskop- und Konuskronen, Parallelstege sowie die meisten Geschiebe.
- **Gelenkige Verankerungselemente** besitzen eine horizontale Rotationsachse und ermöglichen dadurch ein distales Einsinken des Zahnersatzes (parodontal-gingivale Lagerung). Zu ihnen zählen Klammern mit Auflage, Scharniere, Rundstege und Anker.
- **Resiliente Verankerungselemente** lassen eine vertikale Bewegung des Zahnersatzes entlang einer definierten Einschubrichtung zu (gingivale Lagerung). Meistens handelt es sich hierbei um gebogene oder gegossene Klammern (Halteelemente), aber auch hochwertige Konstruktionselemente sind in Form von Resilienzstegen, Resilienzteleskopen und Resilienzgeschieben erhältlich.

1.2 Indikation von Verankerungselementen

Bei der Planung einer Teilprothese muss die gewünschte Abstützung des Zahnersatzes berücksichtigt und dementsprechend ein passendes Verankerungselement gewählt werden. Die Abstützungsart ist hauptsächlich von der Anzahl, Verteilung und prothetischen Wertigkeit der Restzähne abhängig. Grundsätzlich sollte die Verbindung zwischen

Prothese und Zähnen möglichst starr sein, um das Prothesenlager zu schonen und eine günstige Sattelkinematik zu erreichen (REHM 1962, PREISKEL 1970, KRAUSE 1972, SPANG 1973, KALLIRIS 1978, KOECK 1983, KÖRBER, K. H. 1983, LUDWIG 1983, GEERING 1988, ROTHE 1989, NIEDERMEIER 1996). Mit zunehmend starrer Abstützung steigt jedoch die Belastung der Ankerzähne unter kaufunktioneller Beanspruchung (BRIEDE 1970, KÖRBER, E. 1982, HOFMANN 1988, BIFFAR 1999). Bei ungünstigen Situationen kann es deshalb zur Überbeanspruchung und Lockerung der Ankerzähne kommen (HOFMANN 1967, KÖRBER, E. 1975, LUDWIG 1983). In Nachuntersuchungen konnte gezeigt werden, dass starre Verankerungselemente indiziert sind, wenn die Verteilung der parodontalen Stützbezirke eine Fläche oder eine lange Auflageachse bilden. Bei kurzer Auflageachse oder Einpfeiler-Situation werden von manchen Autoren auch resiliente Verankerungselemente bevorzugt (KÖRBER, E. 1986).

Neben der Abstützung spielen bei der Auswahl des Verankerungselementes zahlreiche weitere Faktoren eine Rolle, wie zum Beispiel Auswirkungen auf die Mundhygienefähigkeit und somit auf das Parodontium, Auswirkungen auf die Kariesaktivität, Erweiterbarkeit der Prothese, ästhetische Aspekte, die Geschicklichkeit des Patienten in Bezug auf die Handhabung des Zahnersatzes und nicht zuletzt die Wirtschaftlichkeit (LEHMANN 1970, KOECK 1983, ROTHE 1989). Häufig ist es aufgrund der vielen Einzelfaktoren und aufgrund der Vielzahl der möglichen Verankerungselemente für den Zahnarzt nicht einfach zu entscheiden, welches Verankerungselement in einer bestimmten Situation am geeignetsten ist (FREESMEYER 1987). Deshalb sollte im Zweifelsfall möglichst einfachen, klaren und robusten Verankerungselementen der Vorzug gegeben werden (SPANG 1973, ENGELHARDT 1983).

1.3 Einteilung von Geschieben

Geschiebe bestehen aus zwei formkongruenten Teilen (Matrize und Patrize), die zu meist parallelwandig gestaltet sind und eine trennbare Verbindung zwischen Zahnersatz und Restgebiss ermöglichen (JENKINS 2000). Diese Anforderungen werden von einer Gruppe von Konstruktionselementen erfüllt, die weiter unterteilt werden nach Stützfunktion, Haltefunktion, Lokalisation und Herstellungsweise (Abb. 2) (RAY 1978, GEIGER 1982, PREISKEL 1983, FREESMEYER 1987).

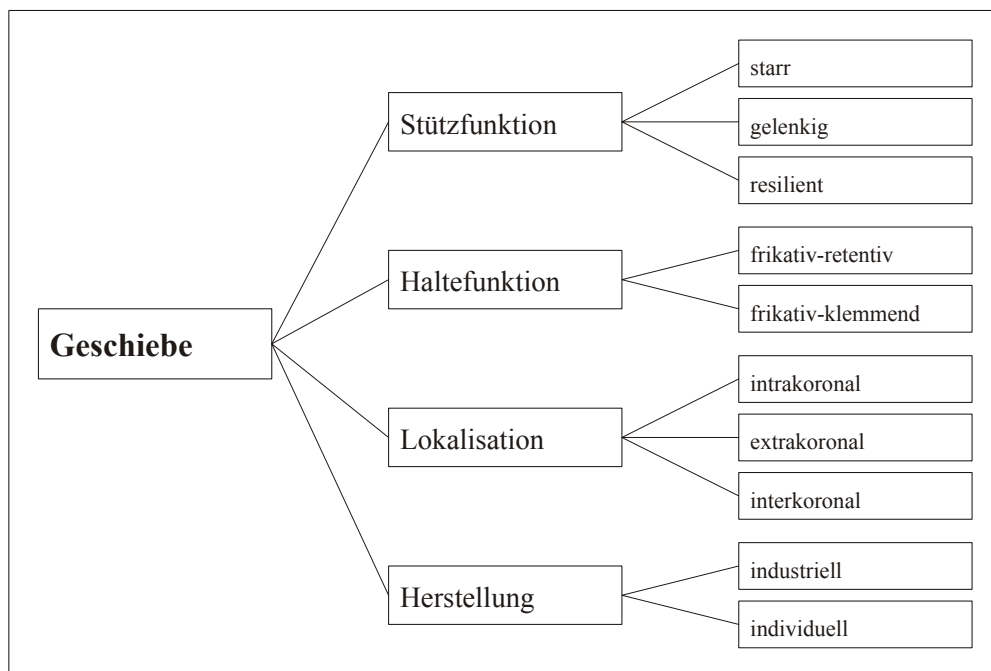


Abb. 2: Einteilung von Geschieben

- Die **Abstützung** des Zahnersatzes durch Geschiebe ist in der Regel starr. Es wurden aber auch gelenkige oder resiliente Geschiebetypen mit mehr Freiheitsgraden entwickelt. Dadurch ist der Zahnarzt in der Lage, die gewünschte Art der Abstützung mit Geschieben zu realisieren.
- Die **Haltefunktion** von Geschieben dient der Lagesicherung der Prothese gegenüber abziehenden Kräften. Es gibt frikativ-retentive und frikativ-klemmende Geschiebe. Die frikativ-retentiven Geschiebe erzielen ihre Haltefunktion mit Hilfe von Federn, Bolzen oder Riegeln. Die frikativ-klemmenden Geschiebe erreichen ihre Haltekraft allein durch die Reibung zwischen den parallelwandigen Flächen (BESIMO 1995). Durch die Kaufunktion und durch das häufige Lösen und Zusammenfügen von Matrize und Patrize kann es zu Verschleißerscheinungen mit einer Abnahme der Haltekraft kommen (SAUER 1976, JUNG 1983, KUNTZE 1998). Um diese Abnahme der Haltekraft ausgleichen zu können, wurden aktivierbare Geschiebe entwickelt. Für die Aktivierung werden unterschiedliche konstruktive Lösungen eingesetzt. So kann beispielsweise durch das Spreizen geschlitzter Patrizen die Haltekraft eines Geschiebes nach längerer Tragezeit wieder erhöht werden. Seit einiger Zeit werden auch Geschiebe angeboten, deren Matrize einen austauschbaren Kunststoffeinsatz enthält. Sie werden auch als Futtergeschiebe

bezeichnet (BIFFAR 1999). Bei nachlassender Friktion kann der Kunststoffeinsatz durch den Zahnarzt ausgetauscht werden. Außerdem kann die Haltekraft durch die Verwendung unterschiedlicher Einsätze individuell angepasst werden. Kunststoffeinsätze besitzen zudem den Vorteil, dass sie einen deutlich geringeren Friktionsverlust durch Verschleiß aufweisen (KUNTZE 1998). Hinzu kommt noch, dass Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen von den Patienten als sehr angenehm empfunden werden, da sie nicht so leicht verkanten und ein sanftes Einsetzen und Herausnehmen des Zahnersatzes ermöglichen (ZIESCHE 1999).

- Bei der **Lokalisation** des Geschiebes wird zwischen intra- und extrakoronale Geschieben unterschieden. Die Matrize der intrakoronale Geschiebe wird in ihrer ganzen Dimension in die Krone des Ankerzahnes eingelassen. Bei der Präparation ist also darauf zu achten, daß an der entsprechenden Stelle ausreichend Zahnhartsubstanz abgetragen wird. Da dies nur in seltenen Fällen erreicht wird, entstehen oft überhängende Partien in der Ankerkrone, die sich negativ auf den freien Gingivarand und die interdentale Papille auswirken können (PREISKEL 1983). Durch den benötigten Platzbedarf ist die Vitalität der Pulpa bei der Verwendung von intrakoronale Geschieben gefährdet (KERSCHBAUM 1986). Extrakoronale Geschiebe werden distal der Ankerkrone angebracht und benötigen daher wenig Platz in der Krone des Ankerzahnes. Sie haben allerdings den Nachteil, daß sich zwischen Geschiebe und Gingiva eine schwer zu reinigende Schmutznische bilden kann. Diese führt häufig zu Irritationen und Entzündungen der Gingiva mit den daraus resultierenden parodontalen Problemen (KERSCHBAUM 1986, FRIEDRICH 1988, BIFFAR 1999). Aus diesem Grunde ist besonders auf eine möglichst parodontalhygienische basale Gestaltung des Geschiebes zu achten. Es besteht auch die Möglichkeit, ein Geschiebe zwischen zwei verblockte Kronen einzufügen. In diesen Fällen wird das Geschiebe als interkoronales Geschiebe bezeichnet.
- Die **Herstellung** der Geschiebe kann industriell oder individuell erfolgen. Die meisten Geschiebe werden heute als industriell hergestellte, konfektionierte Präzisionsgeschiebe in großer Formenvielfalt angeboten (SCHENK 1986, JENKINS 2000, WULFES 2000). Die industrielle Fertigung beinhaltet die Vorteile der Kaltverarbeitung (ziehen, drehen, fräsen, bohren) mit der damit verbundenen hohen Präzision und mechanischen Widerstandsfähigkeit (SPANG 1973, KIMMEL 1982).

Außerdem ist die Möglichkeit gegeben, einzelne Verschleißteile durch passgenaue Ersatzteile auszutauschen (BESIMO 1987). Die industriell hergestellten Präzisionselemente werden mit der Ankerkrone und der Prothesenkonstruktion durch Löten, Angießen, Schweißen oder Kleben verbunden. Die individuellen Geschiebe können entweder mit Hilfe eines Parallelometers in Wachs geschnitzt werden (zum Beispiel das Rillen-Schulter-Stift-Geschiebe), oder sie werden als vorgefertigte, ausbrennbare Kunststoffteile in die Modellation mit einbezogen und dann gegossen (semipräzise Geschiebe) (PREISKEL 1983). Somit bietet die individuelle Herstellung die Möglichkeit, die Legierungsvielfalt in der Mundhöhle zu minimieren. Besonders bei der Entlastung von konfektionierten Geschieben durch die Kombination mit einem gefrästen Umlaufarm (Synonym: Schubverteilungsarm, Schubverteiler, Entlastungsarm, Führungsarm) spielt die individuelle Herstellung eine wichtige Rolle.

1.4 Indikation von Geschieben

Entsprechend der zahlreichen unterschiedlichen Konstruktionsformen werden in der Literatur für die Verwendung von Geschieben eine Vielzahl von Indikationen angegeben:

- Frendlücken, bilateral oder unilateral, die mit einer starr verankerten Teilprothese versorgt werden sollen (SPANG 1969, BAKER 1981, PREISKEL 1983, KÖRBER, E. 1986, BATTISTUZZI 1991, JENKINS 2000).
- Schalltlücken im Frontzahnbereich, bei denen gleichzeitig auch größere Knochenresorptionen ersetzt werden sollen (BAKER 1981, PREISKEL 1983, JENKINS 2000).
- Teilprothesen, die an kariesfreien Restzähnen ästhetisch hochwertig verankert werden sollen. In diesen Fällen eignet sich die adhäsive Verankerung von Geschieben, die nur einen minimalen Verlust von Zahnhartsubstanz erfordert (BESIMO 1988, KÜPPER 1988, BESIMO 1996, KERN 1998, BESIMO 1999, BLÜMLI 1999).
- Festsitzende Brücken, die aufgrund einer starken Pfeilerdivergenz geteilt werden müssen (BAKER 1981, PREISKEL 1983, SAUER 1986, JENKINS 2000).

- Festsitzende Brücken, deren distaler Pfeiler eine fragliche Prognose hat. Im Falle eines Pfeilverlustes kann der posteriore Anteil entfernt werden, ohne die Hauptkonstruktion zu beschädigen. Die im anterioren Anteil verbleibende Matrize dient dazu, eine Teilprothese mit Hilfe eines Geschiebes am Ankerzahn zu verankern (PREISKEL 1983, SAUER 1986).
- Brückenkonstruktionen zwischen Implantaten und natürlichen Zähnen. Hierbei werden Geschiebe von einigen Autoren als Stressbrecher eingesetzt, um die unterschiedliche Intrudierbarkeit von Implantaten und natürlichen Zähnen auszugleichen (JENKINS 2000).
- Große Brückenkonstruktionen, bei denen Geschiebe als Stressbrecher integriert werden (SHILLINGBURG 1977, WINKLER 1985).

Die klassische Indikation für die Verwendung von Geschieben ist die frontale Restbe-zahnung mit distaler Freundsituation (PREISKEL 1970, SPANG 1973, KALLIRIS 1978, WUPPER 1986). In diesen Fällen werden die Frontzähne mittels einer festsitzenden Brücke polygonal verblockt. Der Ersatz der Seitenzähne erfolgt durch eine herausnehmbare Teilprothese, die über Geschiebe mit den Restzähnen verbunden ist. Dadurch wird eine ästhetisch hochwertige und funktionell anspruchsvolle Rehabilitation erreicht. Diese Indikation überschneidet sich allerdings mit derjenigen von Doppelkronen. Geschiebe besitzen jedoch besonders im Frontzahnbereich Vorteile, da eine ästhetisch ansprechende, physiologische Kronengestaltung möglich ist und da die störende Freilegung der Primäranker bei Entnahme der Prothese entfällt (MARXKORS 1971, ENGELHARDT 1983). SAUER (1986) hat jedoch darauf hingewiesen, dass bei Freundsituationen Doppelkronen den Belastungen eher standhalten als einige grazil gestaltete konfektionierte Geschiebe.

Um die Belastung von Geschieben unter kaufunktioneller Beanspruchung beurteilen zu können, sind zunächst die einwirkenden Kräfte (Kaukräfte), der Kopplungsgrad (Eigenbeweglichkeit) des Verankerungselementes und die weitergeleiteten Kräfte (Prothesenkräfte) von Interesse.

1.5 Kaukräfte

Als Kaukraft wird die Kraft bezeichnet, die im Kauorgan durch die Kaumuskulatur beim Kauen, Schlucken, Sprechen oder durch Parafunktionen entsteht. Die Zähne werden durch diese Kraft zumeist in axialer Richtung belastet. Die von einem Zahn oder Ersatzzahn maximal ertragbare Kaukraft wird als „Belastbarkeit“ bezeichnet. Die für die Nahrungszerkleinerung erforderliche Kaukraft ist abhängig von der Speise und von der Fläche, auf die sie wirkt. Die Kaukraft pro Flächeneinheit wird als „Kaudruck“ bezeichnet. Bei Prothesenträgern ist der Druck abhängig von der Sattelfläche und wird in diesem Zusammenhang als „Auflagedruck“ bezeichnet (SCHWICKERATH 1976). Grundsätzlich ist zwischen der für die Nahrungszerkleinerung notwendigen und der maximal möglichen Kraft zu unterscheiden. Die physiologisch notwendige Kraft zum Kauen von Zwieback, Vollkornbrot und Dauerwurst beträgt nach EICHNER (1963) etwa 20 Newton, bei schwieriger zu zerkleinernden Nahrungsmitteln etwa 35 Newton und beim Schlucken etwa 45 Newton (EICHNER 1964). Diese Werte sind weitestgehend unabhängig von der Art des Zahnersatzes der untersuchten Patienten. Bei den Untersuchungen traten Belastungsspitzen von bis zu 180 Newton auf, was auf große individuelle Schwankungen hindeutet, allerdings wurden nur sehr selten 100 Newton als Maximalwert überschritten.

In einer neueren Literatur-Ergebnisanalyse fand K. H. KÖRBER (1983) heraus, dass die durchschnittliche maximal mögliche Kaukraft für Einzelzähne bei etwa 250 Newton liegt. Für den rein gingival gelagerten Zahnersatz fand er einen durchschnittlichen Auflagedruck von etwa 50 Newton pro cm² und einen Maximalwert von etwa 100 Newton cm². Bei konstantem Auflagedruck verringert sich die benötigte Kaukraft, wenn schmale Kauflächen verwendet werden, weil diese den Speisebolus leichter durchdringen. Genauso kann der Auflagedruck bei gleicher Kaukraft verringert werden, indem die Sattelbasis ausgedehnt und somit die Kraft auf eine größere Fläche verteilt wird (SCHWICKERATH 1976, PREISKEL 1983). Somit können die auf die Prothese einwirkenden Kräfte in geringem Maße durch die Prothesengestaltung beeinflusst werden.

1.6 Eigenbeweglichkeit von Geschieben

Von entscheidender Bedeutung für die Eigenbeweglichkeit von formkongruenten Teilen ist die Passung. Sie ergibt sich aus der Durchmesserdivergenz der zu fügenden Teile.

In der Mechanik werden Spielpassung, Übergangspassung und Presspassung voneinander unterschieden (Abb. 3).

Obwohl bei der „starr“ Verankerung für konfektionierte Geschiebe eine Übergangspassung ohne Spiel gefordert wird, konnte bei neuwertigen Geschieben eine horizontale und vertikale Eigenbeweglichkeit nachgewiesen werden (SAUER 1976, JUNG 1983, BESIMO 1987). Nach BESIMO (1987) kann die Eigenbeweglichkeit unter minimaler Krafteinwirkung von bis zu 5 Newton gemessen werden. Bei größeren Kräften überlagern elastische Verformungen die Eigenbeweglichkeit. Beide Größen, die Eigenbeweglichkeit und die elastische Verformung der Geschiebe, führen dazu, daß die Verbindung nicht als technisch starr angesehen werden darf. „Starr“ bezeichnet in diesem Fall vielmehr das Fehlen eines eingebauten Freiheitsgrades.

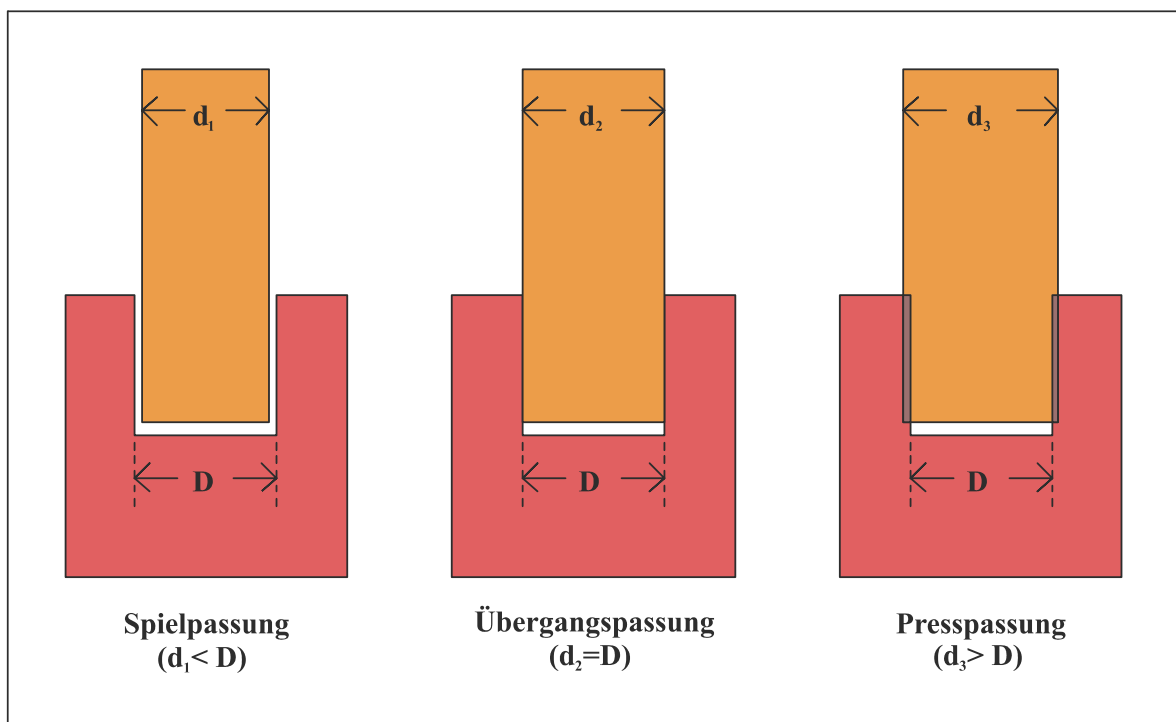


Abb. 3: Schematische Darstellung der drei unterschiedlichen Formen der Passung

Mit Hilfe eines gefrästen Umlaufarmes wird sowohl die Eigenbeweglichkeit als auch die elastische Verformung verringert und somit der Kopplungsgrad erhöht (BESIMO 1987). Zusätzlich führen Umlaufarme zu einer Entlastung der Geschiebe bei Kaufunktion und mindern so die Gefahr einer plastischen Verformung bis hin zum Geschiebebruch. Viele Prothetiker fordern deshalb generell die Kombination von konfektionierten Geschie-

ben mit individuellen Umlaufarmen (JUNG 1983, PREISKEL 1983, WUPPER 1983, FREESMEYER 1987, BESIMO 1995, STÜTTGEN 1996, BIFFAR 1999). Bei der adhäsiven Verankerung von extrakoronaren Geschieben an kariesfreien Zähnen ist die Gestaltung eines Umlaufarmes aus räumlichen Gründen jedoch nicht möglich. Für diesen speziellen Fall wurden Geschiebetypen mit integriertem Schubverteiler entwickelt, die laut Hersteller ohne Umlaufarm eingesetzt werden können.

1.7 Prothesenkräfte

Als Prothesenkräfte werden die Kräfte bezeichnet, die von der Prothese an das Prothesenlager weitergeleitet werden (KÖRBER, K.H. 1974). Bei der starren Abstützung von herausnehmbarem Zahnersatz werden die Kaukräfte zunächst über das Verankerungselement auf die Ankerzähne übertragen (parodontale Lagerung). Dabei handelt es sich nicht um rein vertikale Kräfte, denn durch die Belastung des Prothesensattels wirken extraaxiale Kräfte auf den Ankerzahn. Dadurch wird dieser entsprechend seiner physiologischen Beweglichkeit vertikal und horizontal ausgelenkt und zum Teil selbst elastisch verformt (MÜHLEMANN 1951, REHM 1962, HOFMANN 1967, KÖRBER, K. H. 1983). Die physiologische Zahnbeweglichkeit beträgt in axialer Richtung 10 – 70 µm und in horizontaler Richtung etwa 150 µm (MÜHLEMANN 1951, REHM 1962). Das Parodontium des Ankerzahnes wirkt dadurch wie ein natürliches Gelenk, welches ein distales Einsinken des Prothesensattels in physiologischen Grenzen ermöglicht. Zusammen mit der oben beschriebenen Eigenbeweglichkeit des Geschiebes führt das dazu, dass auch bei so genannter „starrer“ Abstützung der Prothese der Sattel bei Kaubelastung distal einsinkt und auf das Tegument einwirkt. Die befestigte Kieferkammschleimhaut gibt dieser Belastung zum Teil nach, was als „Resilienz“ bezeichnet wird. In der Literatur wird die Resilienz des Teguments mit 0,3 – 1,5 mm und mehr angegeben, wobei es sich um mehr oder weniger punktförmige Messungen handelt (KANTOROWITCZ 1949, REHM 1962). K. H. KÖRBER (1983) konnte jedoch nachweisen, dass die Resilienz von der einwirkenden Kraft pro Fläche und deren Geschwindigkeit abhängt. Demnach ist die integrierte Resilienz, also die Resilienz des Teguments bei flächenhafter, dynamischer Belastung, mit etwa 180 µm wesentlich geringer. Eine geringe Resilienz führt wiederum zu einer vermehrten Kraftaufnahme durch die Schleimhaut. In-vivo-Untersuchungen konnten nachweisen, dass durch starr abgestützte Freiidprothesen bei mittiger Sattelbelastung etwa 50 – 70% der einwirkenden Kraft auf das Tegument übertragen wurde (KÖRBER, K. H. 1983, LUDWIG 1983).

Diese Ergebnisse zeigen, dass Freidendprothesen auch bei starrer Abstützung zumindest bei passgenauer Prothesenbasis parodontal-gingival gelagert sind.

Allerdings führt die latente Anpassungsdeformation des Teguments schon nach einer Tragedauer von 3 Wochen zu einer Langzeitkompression im Bereich von 0,2 – 0,3 mm (NIEDERMEIER 1980). Diese Anpassungsdeformation und die nicht zu verhindernde stetige Atrophie des Alveolarfortsatzes lassen erwarten, dass im Verlauf einer längeren Tragedauer die Kraftaufnahme durch das Tegument abnimmt und gleichzeitig die Belastung des Verankerungselementes und des Ankerzahnes im Sinne einer parodontalen Lagerung zunimmt.

1.8 Physikalische Grundlagen

Die Beanspruchungen der Verankerungselemente in der Mundhöhle sind hauptsächlich mechanischer Natur. Die Kaukräfte stellen äußere Kräfte dar (Belastungskräfte), denen die Unterlage, also Stützzähne und Tegument, entgegenwirkt (Gegenkräfte oder Stützkräfte). Heben sich Belastungskräfte und Stützkräfte in Größe, Richtung und Angriffspunkt gegenseitig auf, so befindet sich der Körper (zum Beispiel die Teilprothese) in Ruhe (SCHWICKERATH 1976). Ist dies nicht der Fall, dann erfährt der Körper durch die einwirkenden Kräfte eine Beschleunigung und wird bewegt.

Eine weitere Wirkung der Kraft ist die Verformung des Körpers auf den sie einwirkt. Es entstehen durch die äußere Krafteinwirkung innere Kräfte, die in Zug-, Druck-, Schub-, Biegungs- und Torsionskräfte eingeteilt werden (SCHWICKERATH 1977). Diese können zu Molekülverschiebungen und somit zu Verformungen führen. Neben der Größe der Krafteinwirkung ist der Widerstand der Moleküle eines Werkstoffes gegen Krafteinflüsse für die Verformung von entscheidender Bedeutung. Dieser Widerstand wird als Festigkeit bezeichnet. Aber auch die Form und der Querschnitt haben Einfluß auf die Festigkeit eines Körpers. Letztendlich erfährt jeder feste Körper durch die kleinste äußere Belastung eine Formveränderung. Geht diese Formveränderung nach der Entlastung wieder vollständig zurück, so wird der Werkstoff als „elastisch“ bezeichnet. Bleibt jedoch die Verformung zumindest teilweise erhalten, so wird er als „plastisch“ bezeichnet. Die meisten Werkstoffe reagieren je nach Grad der Beanspruchung zunächst elastisch und bei größeren Kräften plastisch (plasto-elastisches Verhalten).

Der Zusammenhang zwischen Kräften als Ursache und Verformungen als deren Wirkung lässt sich für die einzelnen Werkstoffe nur versuchsmäßig bestimmen. Hierbei beeinflusst der zeitliche Verlauf der Untersuchung die Festigkeit des Werkstoffes. Es werden deshalb ruhende, schwellende und wechselnde Belastungsversuche durchgeführt. Steigt die Beanspruchung dabei bis zur Zerstörung des Prüfkörpers, so wird die ermittelte Festigkeit als Bruchfestigkeit bezeichnet. Der am häufigsten angewendete Versuch zur Festigkeitsprüfung ist der Zugversuch nach DIN 50145 (FRANZ 1994). Dabei wird ein metallenes Werkstück mit definierter Länge und definiertem Durchmesser auf Zug beansprucht und sowohl die Längenänderung als auch die aufgewendete Kraft gemessen. Die Messwerte werden dann auf die Probenlänge beziehungsweise auf den Probenquerschnitt bezogen, und dadurch ergibt sich ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Der Kurvenverlauf ist im Anfangsbereich linear (Hookesche Gerade, Bereich der elastischen Verformung) und nimmt bei zunehmender Verformung einen immer flacheren Verlauf an (Bereich der plastischen Verformung). Schließlich kommt es zu einem Nachlassen der Spannung durch eine Verringerung des Durchmessers an einer Stelle (Einschnürung) und zum Reißen des Prüfkörpers (Abb. 4).

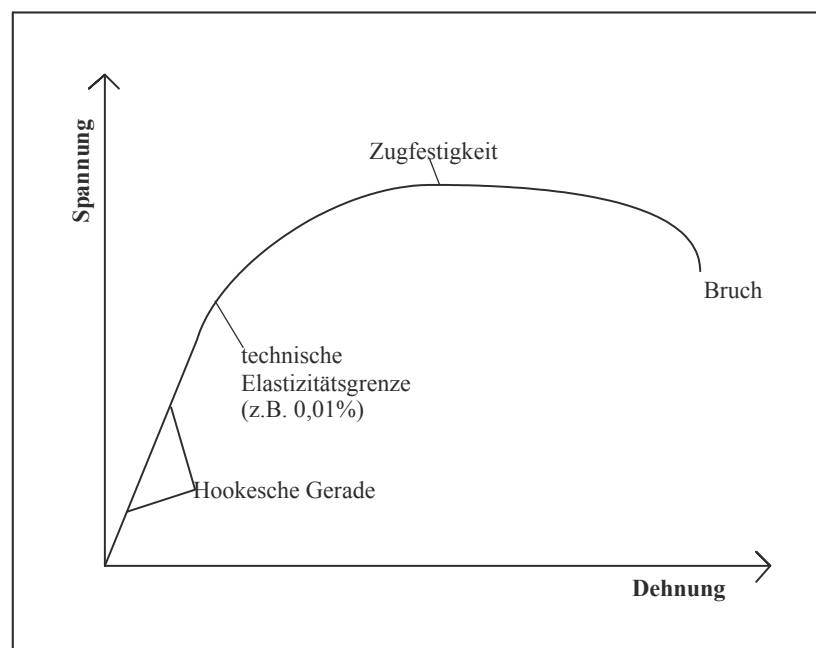


Abb. 4: Schematische Darstellung eines Spannungs-Dehnungs-Diagramms

Aus diesem Spannungs-Dehnungs-Diagramm können die Elastizitätsgrenze, der Elastizitätsmodul, die Zugfestigkeit und die Zerreißfestigkeit ermittelt werden. Der Elastizi-

tätsmodul stellt das Verhältnis zwischen Spannung und elastischer Dehnung dar und entspricht somit der linearen Steigung im Diagramm. Bei Kunststoffen werden häufig Langzeitversuche durchgeführt, um das visko-elastische Verhalten dieser Stoffe zu ermitteln (Entspannungsversuch, Kriechversuch).

Eine weitere Form der Materialbeanspruchung in der Mundhöhle sind Temperaturschwankungen, ausgelöst durch heiße und kalte Speisen oder Getränke. Normalerweise herrscht in der Mundhöhle eine der Körperwärme entsprechende Temperatur von etwa 37° Celsius. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass durch Nahrungsaufnahme kurzzeitig Temperaturen von -5° bis +65° in der Mundhöhle auftreten können (SCHWICKERATH 1977). Diese werden von den entsprechenden Stoffen materialspezifisch weitergeleitet (Wärmeleitfähigkeit λ) und führen zu einer bestimmten Ausdehnung der Stoffe (Wärmeausdehnungskoeffizient α). Bei einigen Stoffen (zum Beispiel bei Kunststoffen) wird durch die Erwärmung auch die Festigkeit beeinflusst (siehe Kapitel 1.8.2). Neben den physikalischen können auch chemische und biologische Prozesse die Materialien in der Mundhöhle belasten und zu Alterungserscheinungen führen.

1.8.1 Eigenschaften von Metallen

Metalle sind Elemente, die häufig durch ihre Eigenschaften (zum Beispiel Kristallstruktur, Wärmeleitfähigkeit, elektrische Leitfähigkeit, Reflexionsvermögen oder plastische Verformbarkeit) definiert werden. Diese Eigenschaften erhalten die Metalle durch ihren atomaren Aufbau. Im Gegensatz zu anderen Stoffen, deren Atome durch ionische oder kovalente Bindungen zusammen gehalten werden, liegen bei Metallen besondere atomare Bindungen vor. Sie werden als „metallische Bindungen“ bezeichnet. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass die einzelnen Atome ihre Valenzelektronen abgeben und als positive Ionen zurückbleiben. Die negativen Elektronen bilden ein Elektronengas, welches die positiven Atomrümpfe bindet. Es liegen also keine gerichteten Anziehungskräfte vor, was dazu führt, dass die Atome Gitterstrukturen mit dichtester Kugelpackung bilden. Die wichtigsten Gittertypen sind kubisch-flächenzentriert und hexagonal. Metallische Werkstücke bestehen jedoch nicht aus einem einzigen Kristall, sondern aus vielen kleinen mechanisch verzahnten Kristalliten. Dieses Kristallgemisch wird Gefüge genannt. Die Größe der Kristallite wird als Korngröße bezeichnet und beeinflusst die mechanischen Eigenschaften und das Korrosionsverhalten der Metalle. Wenn zwei oder mehr metallische Elemente

gemischt werden, dann entsteht eine Legierung. Es bilden sich Einlagerungs- oder Substitutionsmischkristalle, die wiederum die Eigenschaften der Legierung beeinflussen.

Durch mechanische Krafteinwirkung entstehen in dem Metallgitter Spannungen, die im elastischen Bereich proportional der verursachten Verformung sind (Hookesches Gesetz; siehe Abb. 4). In der grafischen Darstellung ergibt sich eine Gerade, deren Steigung als Elastizitätsmodul bezeichnet wird. Neben Härte, Duktilität und Bruchverhalten gilt das Elastizitätsmodul als charakteristischer Festigkeitswert einer Legierung. Steigt die mechanische Beanspruchung, so geht die elastische Verformung über in eine plastische Deformation. Dabei werden die einzelnen Kristallite verformt, zertrümmert und die Trümmer ineinander gezwängt. Diese Veränderung der Kristallgefüge führt zu einer größeren Härte und Festigkeit und zu einer geringeren Dehnbarkeit in Richtung der Krafteinwirkung. In entgegengesetzter Richtung tritt eine Entfestigung ein (Bauschinger-Effekt) (SCHWICKERATH 1977, EICHNER 1996).

1.8.2 Eigenschaften von Kunststoffen

Als Kunststoffe oder Plaste werden Materialien bezeichnet, die aus Makromolekülen (Polymeren) bestehen und künstlich durch Verknüpfung von kleinsten sich wiederholenden Molekülen (Monomeren) hergestellt werden. Entsprechend den Reaktionsmechanismen werden bei der Herstellung der Makromoleküle Polymerisation, Polykondensation und Polyaddition unterschieden. Meist besitzen die Polymere ein Kohlenstoff-Gerüst in der Hauptkette und haben folglich organischen Charakter. Die unterschiedlichen Eigenschaften der verschiedenen Kunststoffe sind abhängig von der Art und Verknüpfung der Monomere (Primärstruktur) und von der räumlichen Anordnung und molekularen Wechselwirkung der Polymere (Sekundärstruktur). Zusätzlich können die Eigenschaften der Kunststoffe durch Zusätze wie Füllstoffe, Pigmente, Stabilisatoren oder Weichmacher modifiziert werden.

Entsprechend ihrer Sekundärstruktur und den damit verbundenen Eigenschaften werden die Kunststoffe in Thermoplaste, Elastomere und Duromere eingeteilt, wobei der Übergang zwischen den einzelnen Formen fließend ist.

Thermoplaste (zum Beispiel Prothesenkunststoffe) bestehen aus hochmolekularen Fadenmolekülen, die über Nebenvalenzen starke Wechselwirkungen eingehen und somit

in einer knäueförmigen und zum Teil auch kristallinen Anordnung vorliegen. Unterhalb eines bestimmten Temperaturbereiches, dem Glasübergangsbereich, sind die Molekülbewegungen eingefroren und das Material ist hart und spröde. Durch Temperaturerhöhung werden Nebenvalenzen gelöst und die Moleküle werden gegeneinander beweglich. Aufgrund der unterschiedlichen Molekülgröße besitzen Thermoplaste ein Schmelzintervall und werden bei Erwärmung zunehmend plastisch, bis sie in eine mehr oder weniger visköse Schmelze übergehen. Alle Thermoplaste sind gut quellbar und zum Teil in Lösungsmitteln löslich.

Elastomere (zum Beispiel Silikone) sind amorph und besitzen nur schwach ausgeprägte Nebenvalenzen. Die Polymere sind jedoch chemisch miteinander vernetzt, was dazu führt, daß Elastomere bei Raumtemperatur ein gummielastisches Verhalten zeigen. Elastomere sind in der Regel nicht schmelzbar und lassen sich häufig mit Lösungsmitteln anquellen, aber nicht lösen.

Duromere oder Duroplaste werden durch die Verwendung von Monomeren mit mehreren funktionellen Gruppen hergestellt. Dadurch entstehen stark vernetzte Polymere, deren Glasübergangsbereich bei sehr hohen Temperaturen liegt. Duromere sind deshalb sehr hart, spröde und nahezu nicht quellbar (SCHWICKERATH 1977, EICHNER 1996).

2. Problemstellung und Ziel der vorliegenden Arbeit

Herausnehmbarer Zahnersatz sollte bei geeigneter Topographie des Lückengebisses möglichst starr an den vorhandenen Restzähnen abgestützt werden, um den größten Teil der Kaukräfte über die Parodontien der Restzähne auf den Kieferknochen zu übertragen. Dafür stehen verschiedene Verankerungselemente zur Verfügung. Unter funktionellen und insbesondere ästhetischen Gesichtspunkten sind präfabrizierte, konfektionierte Geschiebe für die Verankerung von Zahnersatz besonders geeignet. Die Form der starren Abstützung führt jedoch bei uni- oder bilateralen Freundsituationen zu einer hohen mechanischen Beanspruchung des Verankerungselementes während der Kaufunktion. Im Hinblick auf eine lange klinische Funktionsdauer müssen deshalb insbesondere die grazil gestalteten Geschiebe einen möglichst hohen Widerstand gegen elastische und plastische Verformung aufweisen.

In der vorliegenden Arbeit wurde das mechanische Verhalten unter Belastung von drei unterschiedlichen konfektionierten Präzisionsgeschieben untersucht. Dabei sollten vier Teilaspekte unter folgenden Fragestellungen genauer betrachtet werden:

- Sind Geschiebe dazu geeignet, die zum Teil erheblichen Kräfte in der Mundhöhle aufzufangen und entsprechend auf den Ankerzahn zu übertragen?
- Wird die mechanische Belastbarkeit von Geschieben durch eine Kunststoffeinlage in der Matrize im Vergleich zu den reinen Metallgeschieben verringert?
- In welchem Ausmaß beeinflusst ein gefräster Umlaufarm die mechanischen Eigenschaften eines Geschiebes?
- Kann ein so genannter „integrierter Schubverteiler“ - wie vom Hersteller Cendres & Métaux SA angegeben - tatsächlich den allgemein geforderten Umlaufarm ersetzen?

3. Material und Methode

3.1 Probekörper

Die Untersuchungen wurden mit drei unterschiedlichen Geschiebetypen (CM-Box[®]-Geschiebe, Mini-SG[®]-F-Geschiebe und SG[®]-Geschiebe) durchgeführt.

- Das **CM-Box[®]-Geschiebe** (Firma Cendres & Métaux SA, Biel, Schweiz) ist ein friktiv-klemmendes, aktivierbares, intrakoronales Geschiebe (Abmessungen: Höhe: 7mm, Breite: 3,2 mm, Tiefe: 5,4 mm). Die Matrize besteht aus Ceramicor[®], einer nicht oxidierbaren Edelmetalllegierung, die zum Anlöten oder Angießen an Edelmetalllegierungen geeignet ist. Die Patrize besteht aus Doral[®], einer Edelmetalllegierung mit hoher mechanischer Festigkeit. Sie besitzt eine Schraubvorrichtung zur individuellen und stufenlosen Anpassung der Friktion. Die Patrize kann laut Hersteller in die Prothesenbasis eingeklebt werden. Das CM-Box[®]-Geschiebe stellt ein Standard-H-Geschiebe dar und besitzt keinen Kunststoffeinsatz. Dieses Geschiebe diente als Referenzgeschiebe (Abb. 5).



Abb. 5: CM-Box[®]-Geschiebe

- Das **Mini-SG[®]-F-Geschiebe** (Firma Cendres & Métaux SA, Biel, Schweiz) ist ein frikativ-klemmendes, aktivierbares, extrakoronales Geschiebe (Abmessungen: Höhe: 4 mm, Breite: 3,5 mm, Tiefe: 4,5 mm). Die Patrize besteht aus Ceramicor[®], einer nicht oxidierbaren Edelmetalllegierung, die zum Anlöten oder Angießen an Edelmetalllegierungen geeignet ist. Sie besitzt zwei parallele Führungsrillen, die von der Matrize in Metall umschlossen werden und dadurch einen integrierten Schubverteiler bilden. Diese Konstruktion soll laut Hersteller so stabil sein, dass auf die Herstellung eines individuellen Umlaufarmes verzichtet werden kann. Die Matrize besteht aus Doral[®] und kann im Prothesengerüst angelötet oder einpolymerisiert werden. Sie enthält im Kern einen Kunststoffeinsatz aus Galak[®], der den Zapfen der Patrize passgenau umschließt. Das Material ist biokompatibel, mundbeständig und als Aktivator in drei verschiedenen Stärken erhältlich (Abb. 6).

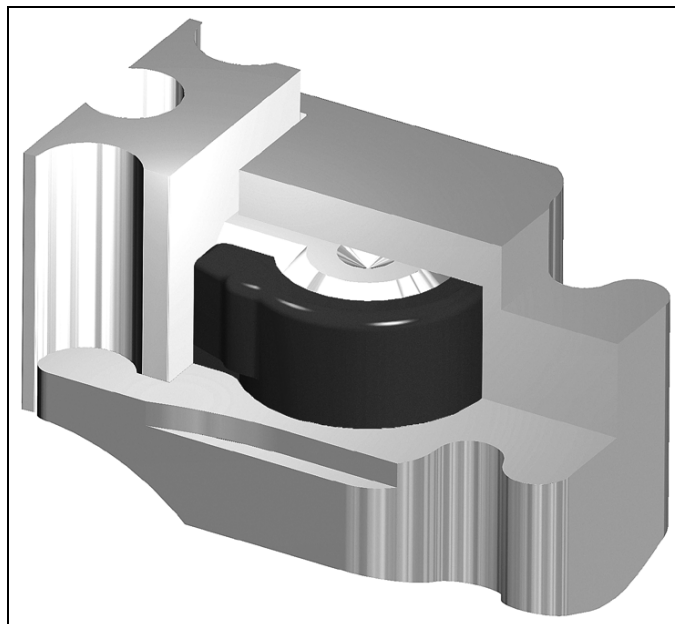


Abb. 6: Mini-SG[®]-F-Geschiebe

- Das **SG[®]-Geschiebe** (Firma Cendres & Métaux SA, Biel, Schweiz) ist ein friktiv-klemmendes, aktivierbares, extrakoronales Geschiebe (Abmessungen: Höhe: 5mm, Breite: 3,5 mm, Tiefe: 8,4 mm). Die Patrize besteht aus Ceramicor[®], einer nicht oxidierbaren Edelmetalllegierung, die zum Anlöten oder Angießen an Edelmetalllegierungen geeignet ist. Sie besitzt ebenfalls zwei parallele Führungsrillen, die allerdings nicht von der Geschiebe-Matrize selbst, sondern von dem Metallgerüst der Prothesenbasis umschlossen werden soll. Diese Konstruktion soll dann laut Hersteller ebenfalls wie ein integrierter Schubverteiler wirken und einen individuellen Umlaufarm überflüssig machen. Die Matrize besteht aus Doral[®], einer Edelmetalllegierung mit hoher mechanischer Festigkeit, und soll in die Prothesenbasis eingeklebt werden. Sie enthält ebenfalls eine Kunststoffeinlage aus Galak[®]. Zusätzlich besitzt das SG[®]-Geschiebe eine Schraubvorrichtung, mit deren Hilfe eine feine Justierung der Retention möglich ist (Abb. 7).

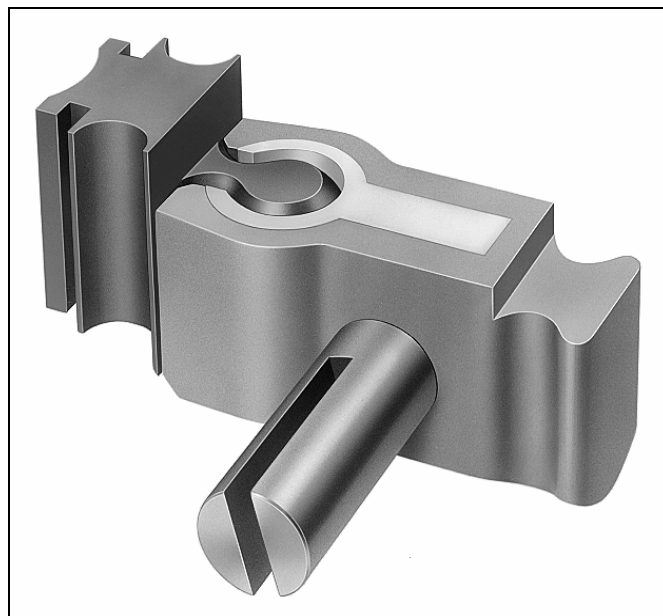


Abb. 7: SG[®]-Geschiebe

3.2 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist schematisch in Abbildung 8 dargestellt.

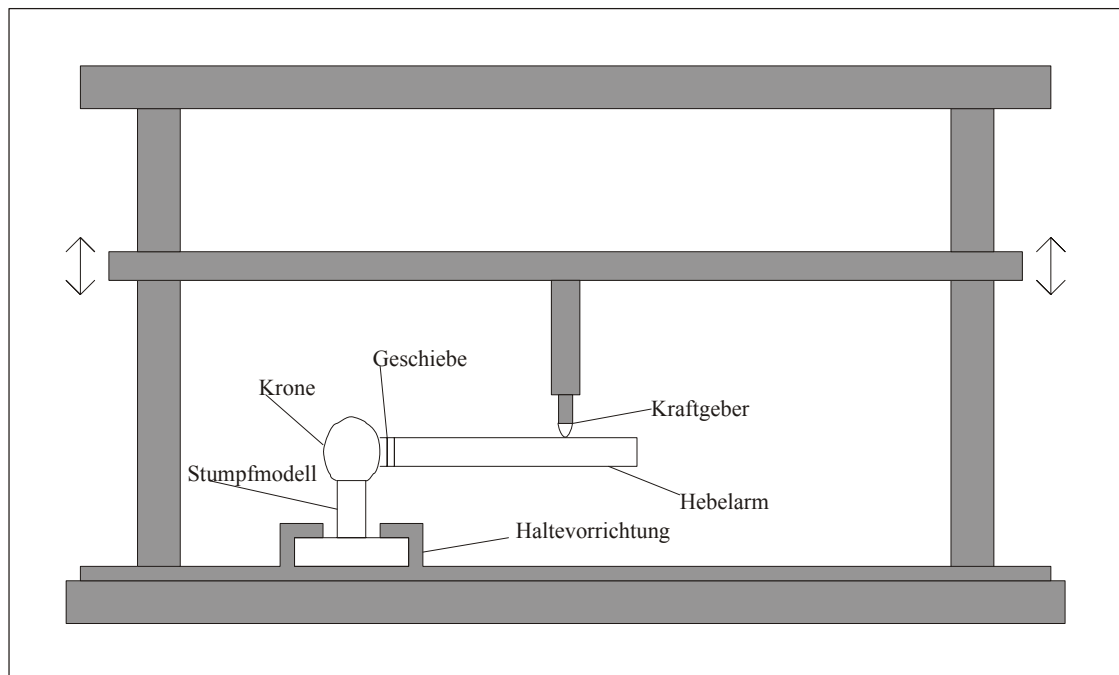


Abb. 8: Schematischer Aufbau der Universal-Prüfmaschine

Das Stumpfmodell entspricht dem präparierten Zahnstumpf eines Prämolaren und wurde aus einer Kobalt-Basislegierung hergestellt. Dieses Stumpfmodell konnte direkt in eine Universal-Prüfmaschine (Typ 20 K, Firma UTS, Ulm, Deutschland) eingespannt werden und diente der Aufnahme einer Krone aus einer hochgoldhaltigen Legierung (Degulor[®], Firma Degussa, Düsseldorf, Deutschland). An diese Krone wurde die Matrize (bzw. Patrize) mit einem entsprechendem Lot (Degulor[®] Lot 1, Firma Degussa, Düsseldorf, Deutschland) angelötet (Abb. 9). Anschließend wurde die Krone mit einem Zweikomponenten-Komposit-Zement (Nimetic[®]-Cem, Firma Espe, Seefeld, Deutschland) auf dem Stumpfmodell befestigt.



*Abb. 9: Krone mit
angelöteter Matrize des
CM-Box[®]-Geschiebes und
mit paralleler Umlauffräsung*

Der korrespondierende Teil des Geschiebes wurde mit Korund der Körnung 250 µm sandgestrahlt (Abb. 10) und in einen ebenfalls sandgestrahlten Hebelarm aus Kobalt-Basislegierung mit einem Zweikomponenten-Komposit-Zement (Nimetic[®]-Cem, Firma Espe, Seefeld, Deutschland) eingeklebt.

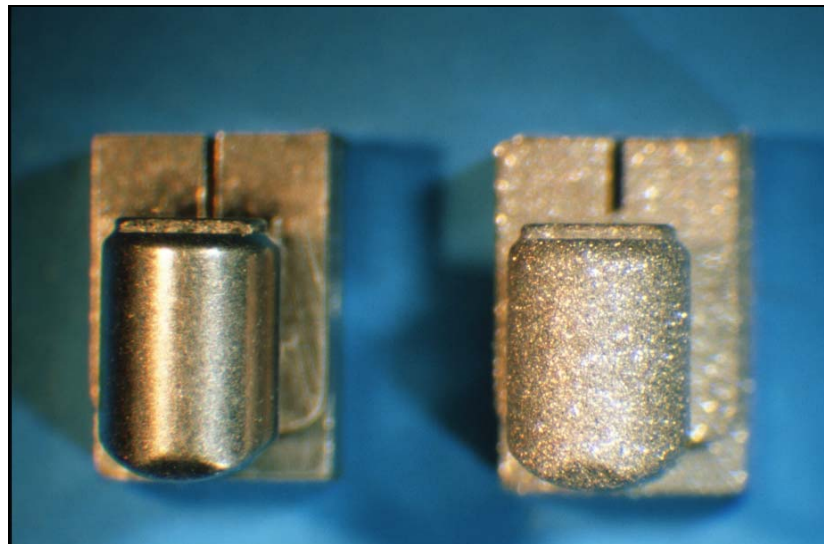


Abb. 10: Aufgeraute Oberfläche des CM-Box[®]-Geschiebes nach dem Sandstrahlen

Dieser Hebelarm simulierte einen frei endenden Prothesensattel und hatte einen runden Querschnitt von 5 mm Durchmesser. Bis zur kompletten Aushärtung des Klebers wurde der Probekörper eine Stunde lang nicht manipuliert (Abb. 11).



Abb. 11: Mini-SG[®]-F-Geschiebe: Die Patrize ist an die Krone angelötet und die Matrize ist in den Hebelarm eingeklebt

Anschließend konnte das Geschiebe zusammengefügt und der Probekörper in die Universalprüfmaschine eingespannt werden. Der Hebelarm wurde 2 cm von der Zahnachse entfernt mit zunehmender Kraft über eine Druckfinne vertikal belastet (Abb. 8). An dieser Stelle wurde zuvor der rundliche Hebelarm eingeebnet, um ein seitliches Abrutschen der Druckfinne zu verhindern. Die vertikale Auslenkung des Hebelarmes und die dafür aufgewendete Kraft wurden von der Universalprüfmaschine aufgezeichnet und in einem Kraft-Weg-Diagramm dargestellt (Verformungskennlinie).

3.3 Versuchsdurchführung

Die Versuche wurden in 2 Versuchsreihen unterteilt: In der ersten Versuchsreihe wurden für jeden Geschiebetyp von jeweils 6 Probekörpern ohne Umlaufarm ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Anschließend wurden in einer zweiten Versuchsreihe für jeden Geschiebetyp 6 Probekörper mit Umlaufarm angefertigt, von denen ebenfalls ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet wurde. Jeder Geschiebetyp wurde somit 12 mal untersucht, was insgesamt 36 Versuchen entspricht.

In der ersten Versuchsreihe wurde auf einen Umlaufarm verzichtet, um die Geschiebe direkt zu belasten. Für jeden Geschiebetyp wurden 6 Einzelversuche durchgeführt, um einen statistischen Vergleich zu ermöglichen. Für die 6 Einzelversuche desselben Geschiebetyps wurden jeweils eine Krone und ein Hebelarm hergestellt. An die Krone wurde das passende Geschiebeteil angelötet und nach dem Versuch durch Schmelzen der Lotstelle wieder entfernt. Auf diese Weise konnte anschließend das nächste Geschiebe angelötet werden. In den Hebelarm wurde das entsprechende Geschiebeteil mit einem Zweikomponenten-Komposit-Zement eingeklebt und nach dem Versuch durch Ausbrennen des Klebers wieder entfernt. So konnte anschließend das nächste Geschiebe in den Hebelarm eingeklebt werden.

In der zweiten Versuchsreihe wurden Hebelarme mit einem gefrästen Umlaufarm verwendet und die Geschiebe dadurch entlastet. Es wurden wiederum für jeden Geschiebetyp 6 Einzelversuche durchgeführt, um eine statistische Auswertung zu ermöglichen. Für die 6 Einzelversuche eines Geschiebetyps wurde jeweils eine Krone mit einer oralen Umlauffräsung und einer mesialen Führungsrille angefertigt (Abb. 12).

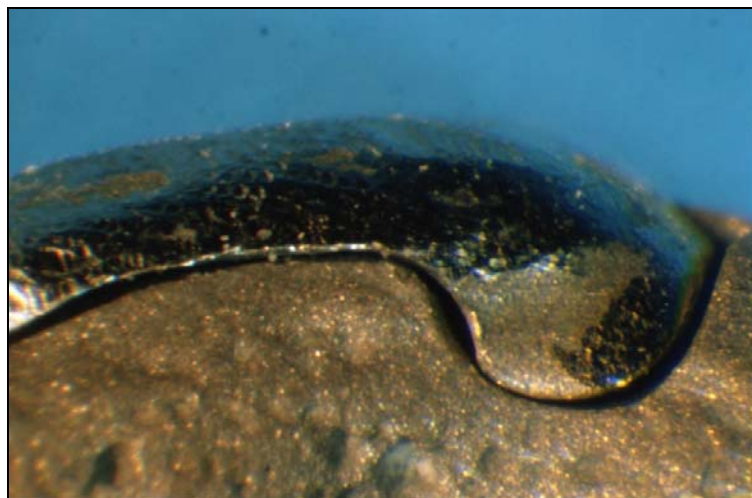


Abb. 12: Detailaufnahme des Umlaufarmes mit mesialer Führungsrille

An diese Krone wurde das passende Geschiebeteil angelötet und nach dem Versuch durch Schmelzen der Lotstelle wieder entfernt. Auf diese Weise konnte anschließend das nächste Geschiebe angelötet werden. Zusätzlich wurde für jeden Einzelversuch ein Hebelarm mit passgenauem Umlaufarm hergestellt, in den das entsprechende Geschiebeteil eingeklebt wurde. Im zweiten Versuchsdurchlauf wurde somit für jeden Versuch ein neuer

Hebelarm verwendet. Durch dieses Vorgehen konnte eine zunehmende plastische Verformung des Umlaufarmes ausgeschlossen werden.

Um eine vergleichbare klinische Situation zu simulieren, wurde das CM-Box[®]-Geschiebe auf eine Höhe von 5 mm gekürzt. Dieses Vorgehen ist nach Herstellerangaben möglich, um auch bei kurzen klinischen Kronen das Geschiebe einsetzen zu können. Bei der Verarbeitung der Geschiebe wurden die Herstellerangaben berücksichtigt. Eine Ausnahme bildet jedoch das SG[®]-Geschiebe. Laut Hersteller soll mit der Modellgussbasis ein integrierter Schubverteiler angefertigt werden. In der ersten Versuchsreihe wurde jedoch auf diesen integrierten Schubverteiler verzichtet, um allein die Festigkeit des Kunststoff-einsatzes testen zu können. In der zweiten Versuchsreihe wurden 6 Hebelarme mit einem Umlaufarm verwendet, der in Form und Ausdehnung den Hebelarmen der anderen Versuche entsprach. Dieses Vorgehen wurde gewählt, um die Ergebnisse der einzelnen Versuche untereinander vergleichen zu können.

Jeder Einzelversuch wurde unter identischen Bedingungen durchgeführt. Das Stumpfmodel mit dem Probekörper wurde fest in die Universal-Prüfmaschine eingespannt. Anschließend wurde der Hebelarm über die Druckfinne bis zu einer Verformung von maximal 5 mm kontinuierlich vertikal ausgelenkt. Die Traversengeschwindigkeit betrug 1 mm pro Minute. Während der Auslenkung des Hebelarmes wurde die dazu benötigte Kraft von der Prüfmaschine gemessen und aufgezeichnet. Stieg im Verlauf einer Prüfung die benötigte Kraft über einen Maximalwert von 200 Newton an, so wurde der Versuch automatisch gestoppt. Kam es durch einen Riss oder Bruch im Geschiebe während einer Prüfung zu einer Abnahme der Kraftausübung um mehr als 10 Newton, so wurde der Versuch ebenfalls automatisch gestoppt. Die Versuche wurden bei Zimmertemperatur (21° C) und im trockenen Milieu durchgeführt. Die verwendeten Geschiebe waren neuwertig und wurden vor Versuchsbeginn nicht aktiviert.

Vor Durchführung der Hauptversuche wurde mittels eines speziellen Hebelarmes, der direkt auf dem Stumpfmodel befestigt wurde, eine Nullkennlinie ermittelt. Sie zeigte eine Eigenverformung der Maschine, des Hebelarmes und des Stumpfmodells von etwa 0,5 mm bei einer Belastung von 200 Newton (siehe Anhang). Diese Nullkennlinie wurde automatisch von den Messergebnissen abgezogen.

3.4 Auswertung der Ergebnisse

Die Messwerte der einzelnen Versuche wurden von der Universal-Prüfmaschine aufgezeichnet. Für jeden Versuch ergaben sich somit zwischen 1312 und 3437 Wertepaare, die anschließend mit dem Softwareprogramm EXCEL 2000 für Windows® in ein Streudiagramm eingefügt wurden. Da die Messwerte der Universalprüfmaschine diskontinuierlich waren und weder die Kraft, noch die Auslenkung des Hebelarmes in definierten Abständen gemessen wurden, war eine mathematische Berechnung einer Mittelwertkurve aus allen Messwerten nicht möglich. Deshalb wurden für einzelne Messpunkte im Abstand von 0,02 mm Auslenkung des Hebelarmes Mittelwerte errechnet und in das Streudiagramm als Mittelwertkurve eingefügt (siehe Kapitel 4.1). Die Mittelwertkurven konnten nur für eine Verformung bis 0,88 mm berechnet werden, weil der Einzelversuch mit der geringsten Verformung an dieser Stelle abgebrochen wurde (Mini-SG®-F-Geschiebe mit Umlauf Nr. 3, siehe Abb. 17 in Kapitel 4.1).

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit dem Softwareprogramm SPSS für Windows® (Version 11.5.1). Zunächst wurden die Messwerte für eine Belastung von 10 Newton, 20 Newton und 30 Newton bestimmt und anschließend in einem Box-Plot-Diagramm dargestellt. Anschließend wurden mittels T-Test signifikante Unterschiede zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm berechnet. Im zweiten Teil der statistischen Auswertung wurden für den Bereich zwischen 0,2 mm und 0,8 mm Verformung für jeden Einzelversuch eine lineare Regression berechnet und anschließend die Steigung dieser Regression bestimmt. Schließlich wurden mittels univariater Varianzanalyse statistische Unterschiede zwischen den drei Geschiebetypen und zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm aufgezeigt (BÜHL 2002).

4. Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse wird in einen deskriptiven und einen statistischen Teil unterteilt, wobei zunächst die Versuchsreihe ohne Umlaufarm und anschließend die Versuchsreihe mit Umlaufarm betrachtet wird.

4.1 Deskriptive Darstellung der Ergebnisse

Die Messwerte der einzelnen Versuche wurden von der Universal-Prüfmaschine aufgezeichnet und mit dem Softwareprogramm EXCEL 2000 für Windows® in ein Streudiagramm eingefügt. Die Abbildungen 13 - 18 zeigen die Streudiagramme der beiden Versuchsreihen, wobei jeweils die 6 Einzelversuche eines Geschiebes in einem Diagramm dargestellt sind (blau). Zusätzlich wurde aus den Messwerten der Einzelversuche eine Mittelwertkurve berechnet und dargestellt. Die Abszissenachse bezeichnet den zurückgelegten Weg des Hebelarmes am Belastungspunkt in Millimeter und die Ordinatenachse bezeichnet die dafür aufgewendete Kraft in Newton. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurde für alle 6 Abbildungen jeweils die gleiche Skaleneinteilung gewählt. In der Tabelle 1 sind die Auslenkungen des Hebelarmes am Belastungspunkt bei einer Belastung von 30 Newton zusammengefasst.

	1. Versuchsreihe (ohne Umlaufarm)			2. Versuchsreihe (mit Umlaufarm)		
	CM-Box® - Geschiebe	Mini-SG® -F- Geschiebe	SG® - Geschiebe	CM-Box® - Geschiebe	Mini-SG® -F- Geschiebe	SG® - Geschiebe
Nr. 1	0,56	0,20	1,00	0,06	0,23	0,29
Nr. 2	0,29	0,34	0,57	0,08	0,29	0,29
Nr. 3	0,58	0,21	0,69	0,24	0,17	0,27
Nr. 4	0,51	0,15	0,34	0,08	0,09	0,31
Nr. 5	0,75	0,29	0,25	0,11	0,09	0,42
Nr. 6	0,66	0,33	1,27	0,16	0,10	0,23
Gesamt	0,56	0,25	0,69	0,12	0,16	0,30

Tab. 1: Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 30 Newton

CM-Box[®]-Geschiebe ohne Umlaufarm

In der Abbildung 13 sind die Messwerte der Versuche des CM-Box[®]-Geschiebes ohne Umlaufarm dargestellt.

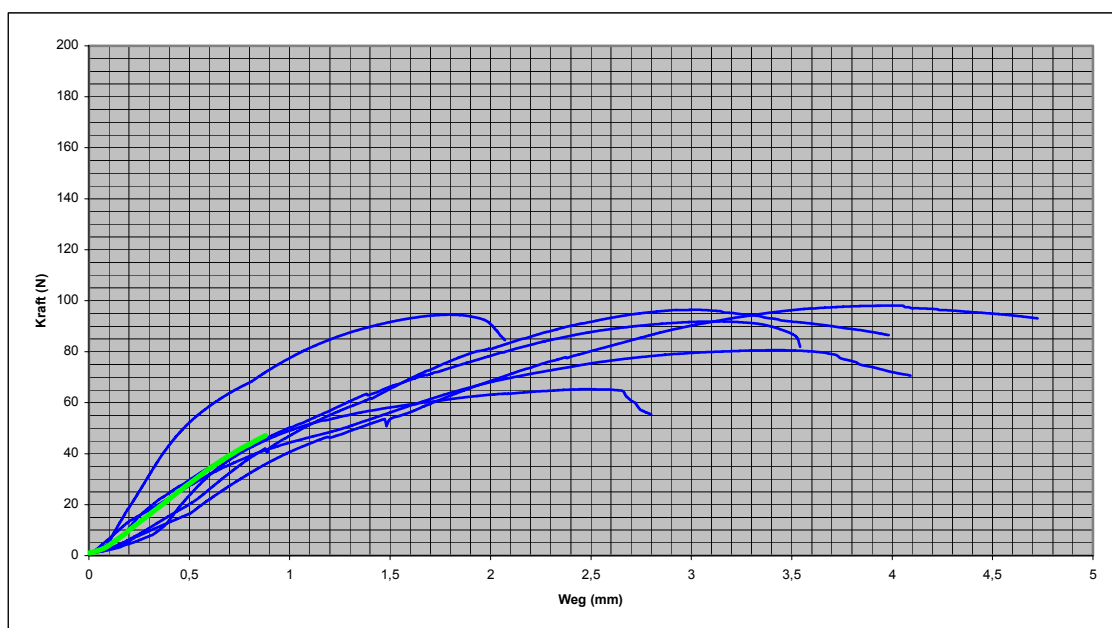


Abb. 13: CM-Box[®]-Geschiebe ohne Umlaufarm (hellgrün: Mittelwertkurve)

Die Kurven zeigen im Anfangsbereich bis etwa 10 Newton eine mehr oder weniger ausgeprägte, zunehmende Steigung. Nach einem kurzen, fast geradlinigen Anstieg verringert sich die Steigung der Kurven im weiteren Verlauf zunehmend. Bei 65 bis 100 Newton erreichen alle Kurven ein Kraftmaximum und fallen danach bei zunehmender Verformung wieder ab. Die Versuche wurden entsprechend der Versuchsanordnung gestoppt, wenn die benötigte Kraft um mehr als 10 Newton nachließ. Kein Geschiebe hielt einer Belastung von mehr als 100 Newton stand. Kein Geschiebe war so weit plastisch verformbar, dass es nach einer Auslenkung des Hebelarmes von 4 mm noch einen zunehmenden Widerstand leisten konnte. Schon Belastungen von 30 Newton führten 2 cm von der Zahnachse entfernt zu einem beachtlichen Nachgeben des Hebelarmes von 0,29 bis 0,75 mm (siehe Tab. 1). Zwei der Kurven weisen in ihrem Verlauf kleine Zacken auf. Insgesamt zeigen die Kurven für diese Versuchsreihe eine geringe Streuung, nur eine Kurve hebt sich durch einen etwas steileren Verlauf von den anderen Kurven ab. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist hellgrün dargestellt.

Mini-SG[®]-F-Geschiebe ohne Umlaufarm

In der Abbildung 14 sind die Messwerte der Versuche des Mini-SG[®]-F-Geschiebes ohne Umlaufarm dargestellt.

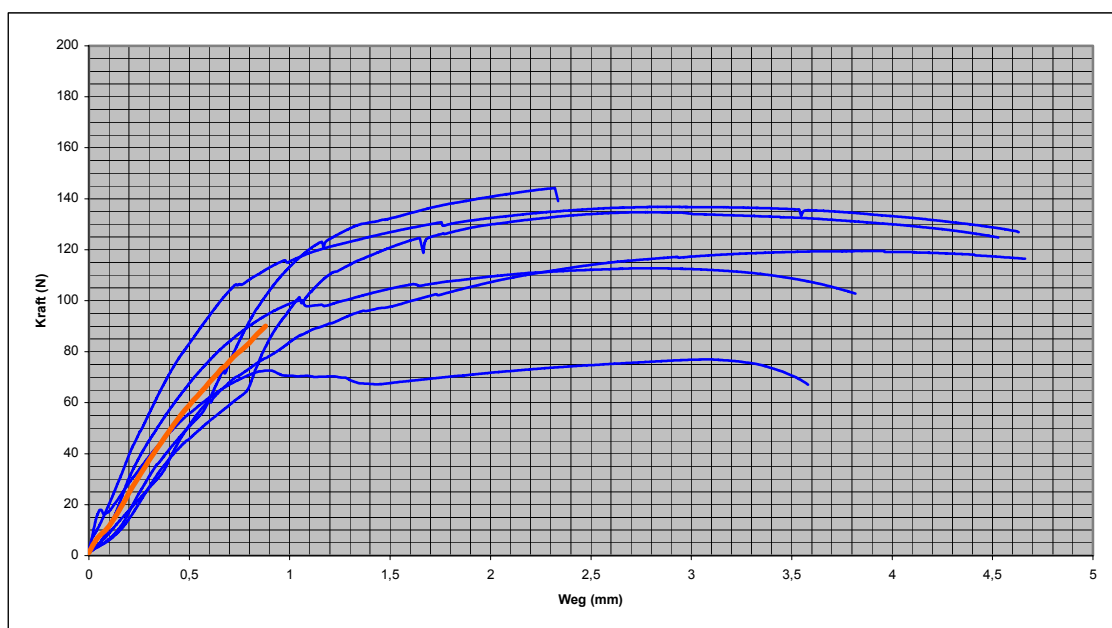


Abb. 14: Mini-SG[®]-F-Geschiebe ohne Umlaufarm (orange: Mittelwertkurve)

Nach anfänglicher Zunahme der Steigung folgt ein recht langer und steiler, fast geradliniger Verlauf der Kurven. Dies zeigt einen relativ großen Bereich elastischer Verformung mit hoher Widerstandskraft. Erst bei einer Belastung zwischen 70 und 110 Newton verringert sich die Steigung erheblich und die Kurven nehmen einen nahezu horizontalen Verlauf ein. Auch in dieser Versuchsreihe wurden alle Versuche aufgrund des Nachlassens der Kraft von mehr als 10 Newton gestoppt. Die maximale Kraftereinwirkung lag zwischen 75 und 145 Newton, wobei sich die Kurve mit dem geringsten Kraftmaximum deutlich von den anderen Kurven abhebt. Von dieser Ausnahme abgesehen ist die Streuung in diesem Versuchsdurchlauf vergleichsweise gering. Die zurückgelegte Wegstrecke des Hebelarmes bei einer Belastung von 30 Newton lag nur bei 0,15 bis 0,34 mm (siehe Tab. 1). Die Kurven dieser Versuchsreihe zeigen mehrere Unregelmäßigkeiten in Form von kleinen Zacken oder Dellen. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist in dieser Abbildung orange dargestellt.

SG[®]-Geschiebe ohne Umlaufarm

In der Abbildung 15 sind die Messwerte der Versuche des SG[®]-Geschiebes ohne Umlaufarm dargestellt.

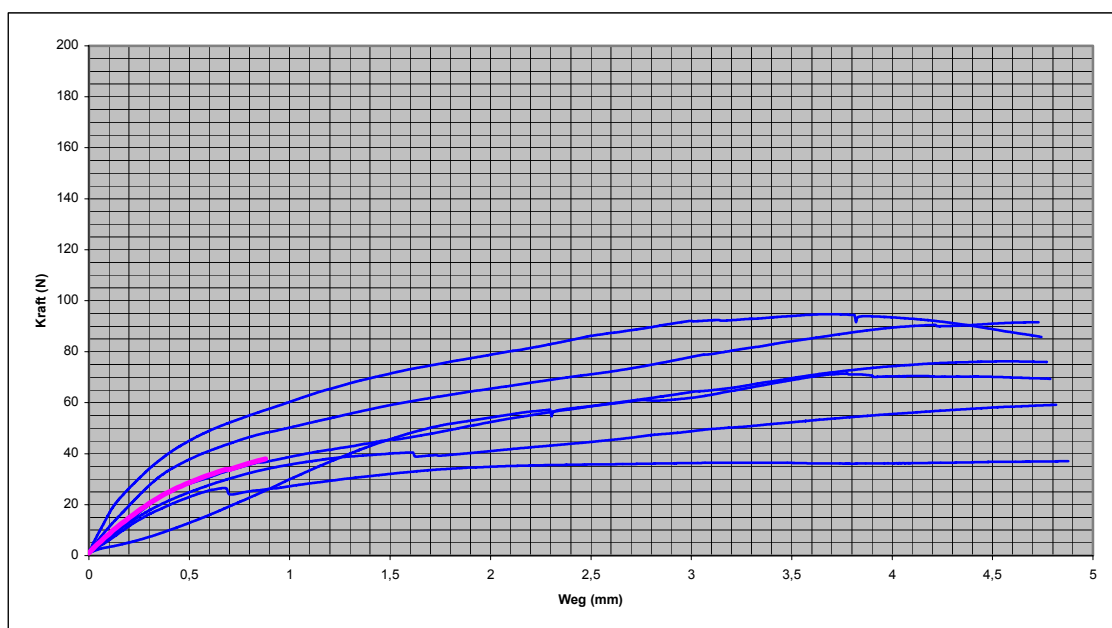


Abb. 15: SG[®]-Geschiebe ohne Umlaufarm (rosa: Mittelwertkurve)

Die Kurven zeigen bis auf eine Ausnahme zu Beginn einen linearen Anstieg, der jedoch sehr schnell bei etwa 15 Newton einen zunehmend flacheren Verlauf einnimmt. Die aufgewendete Kraft ließ jedoch nur in einem Fall geringfügig nach, so dass alle Versuche gestoppt wurden, weil der zulässige Grenzwert von 5 mm Auslenkung des Hebelarmes überschritten wurde. Die maximale Kraftereinwirkung von 35 bis 95 Newton bei erheblicher Verformung zeigt die vergleichsweise große Streuung und die geringe Widerstandskraft des Kunststoffeinsatzes. Bei einer Belastung von 30 Newton wurde der Hebelarm um 0,25 bis 1,27 mm ausgelenkt (siehe Tab. 1). Die Kurven dieser Versuchsreihe weisen nur kleine Zacken oder Unregelmäßigkeiten in ihrem Verlauf auf. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist in dieser Abbildung rosa dargestellt.

CM-Box[®]-Geschiebe mit Umlaufarm

In der Abbildung 16 sind die Messwerte der Versuche des CM-Box[®]-Geschiebes mit Umlaufarm dargestellt.

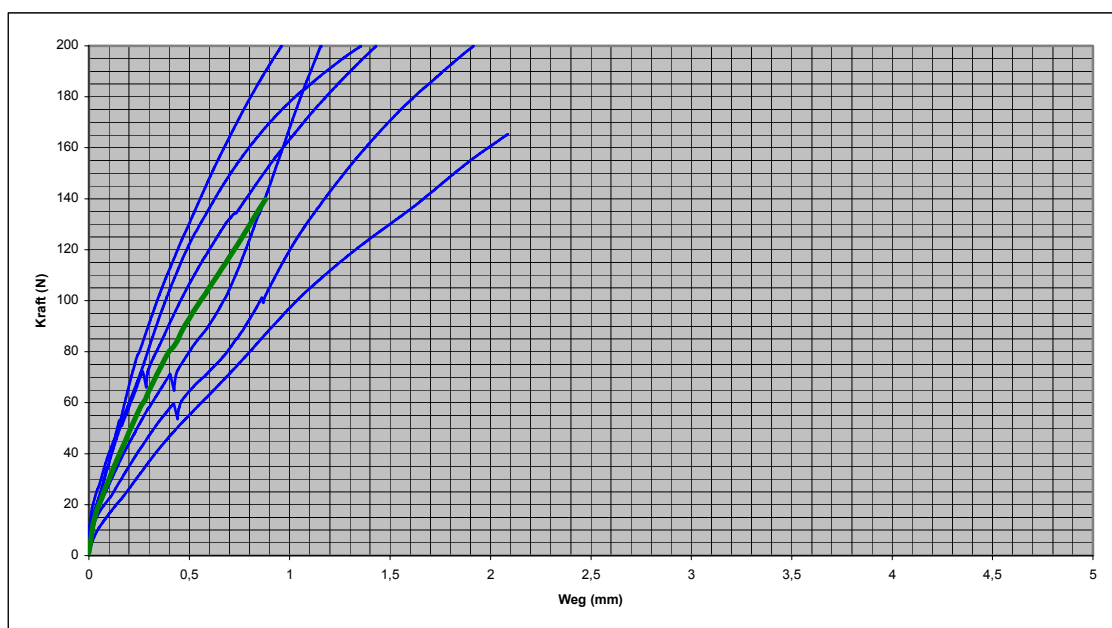


Abb. 16: CM-Box[®]-Geschiebe mit Umlaufarm (dunkelgrün: Mittelwertkurve)

Auffällig ist in dieser Abbildung, dass die Kurven besonders im Anfangsbereich bis 10 Newton sehr steil verlaufen. Auch im weiteren Verlauf nimmt die Steigung der Kurven nur geringfügig ab. Fast alle Versuche wurden gestoppt, weil der Grenzwert von 200 Newton Krafteinwirkung überschritten wurde. Nur ein Versuch wurde ohne erkennbaren Grund schon vorher von der Prüfmaschine abgebrochen. Die Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 30 Newton lag nur zwischen 0,06 und 0,24 mm (siehe Tab. 1). Die Streuung bei dieser Versuchsreihe ist ebenfalls vergleichsweise groß, einige Unregelmäßigkeiten im Kurvenverlauf sind auch hier zu erkennen. Eine Kurve zeigt nach etwa 80 Newton Belastung einen zunehmend steileren Kurvenverlauf. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist in dieser Abbildung dunkelgrün dargestellt.

Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit Umlaufarm

In der Abbildung 17 sind die Messwerte der Versuche des Mini-SG[®]-F-Geschiebes mit Umlaufarm dargestellt.

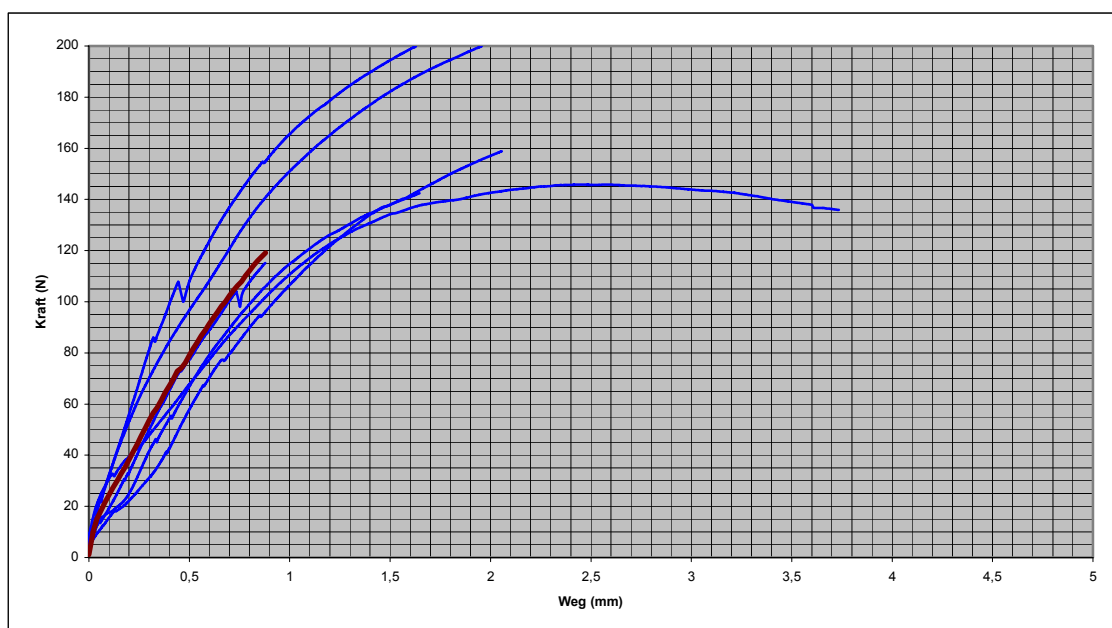


Abb. 17: Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit Umlaufarm (dunkelrot: Mittelwertkurve)

Die Kurven sind im Anfangsbereich wiederum recht steil, driften bei etwa 20 Newton etwas auseinander und zeigen dann einen steilen Verlauf, der sich jedoch bei hoher Belastung deutlich abflacht. Bei 2 Versuchen wurde die 200-Newton-Grenze überschritten, ein Versuch wurde wegen nachlassender Kraft bei etwa 140 Newton gestoppt und 3 Versuche wurden aus unbekanntem Gründen von der Prüfmaschine unterbrochen. Bei einer Belastung von 30 Newton lag die gemessene Wegstrecke am Belastungsort zwischen 0,09 und 0,29 mm (siehe Tab. 1). Trotz einiger kleiner Unregelmäßigkeiten sind sich die Kurven recht ähnlich, die Streuung ist besonders im Anfangsbereich vergleichsweise gering. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist in dieser Abbildung dunkelrot dargestellt.

SG[®]-Geschiebe mit Umlaufarm

In der Abbildung 18 sind die Messwerte der Versuche des SG[®]-Geschiebes mit Umlaufarm dargestellt.

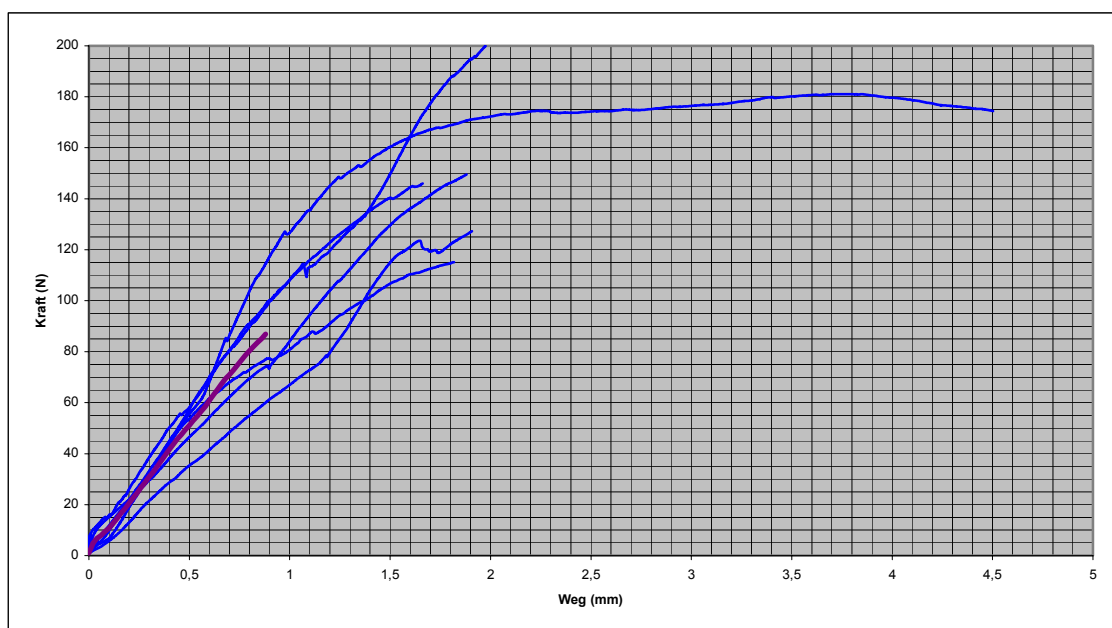


Abb. 18: SG[®]-Geschiebe mit Umlaufarm (violett: Mittelwertkurve)

Bei diesen Versuchen sind die unterschiedlichen Kurvenverläufe im Anfangsbereich bis etwa 20 Newton besonders auffällig. Danach steigen die Kurven nahezu gleichmäßig, bis sie bei Belastungen von über 80 Newton wieder einen uneinheitlichen Verlauf annehmen. Drei Kurven weisen schließlich wieder eine zunehmende Steigung auf. Bei einem Versuch wurde die 200-Newton-Grenze erreicht, in einem anderen Fall wurde bei 5 mm Auslenkung des Hebelarmes abgebrochen und bei den restlichen 4 Versuchen erfolgte aus unbekannter Ursache von der Prüfmaschine ein Abbruch. Bei einer Belastung von 30 Newton traten immerhin Auslenkungen des Hebelarmes von 0,23 bis 0,42 mm auf (siehe Tab. 1). Die Streubreite der Kurven ist bis zum Abbruch einiger Versuche vergleichsweise gering. Die Mittelwertkurve der 6 Einzelversuche für den Bereich von 0 – 0,88 mm ist in dieser Abbildung violett dargestellt.

Vergleich der Versuche ohne Umlaufarm

Um den Vergleich der Versuche ohne Umlaufarm zu vereinfachen, sind in Abbildung 19 nur die jeweiligen Mittelwertkurven aus den 6 Einzelversuchen gegenübergestellt. Zu beachten ist dabei die von den vorherigen Abbildungen abweichende Skaleneinteilung, da die Mittelwertkurven nur bis zu einer Verformung von 0,88 mm berechenbar waren.

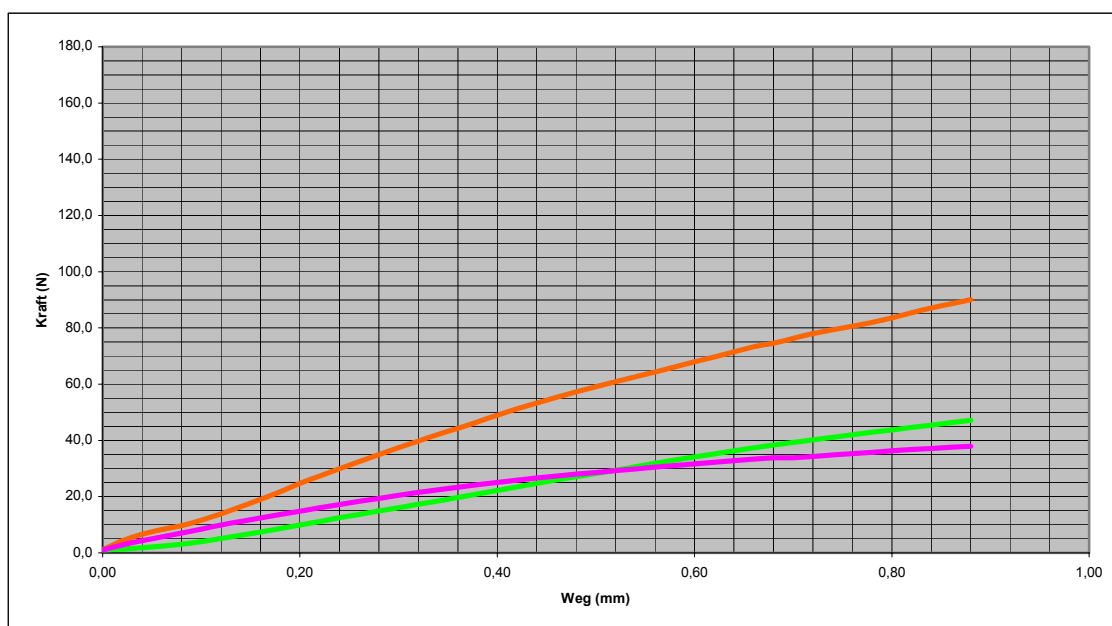


Abb. 19: Vergleich der Versuche ohne Umlaufarm (CM-Box®-Geschiebe: hellgrün, Mini-SG®-F-Geschiebe: orange, SG®-Geschiebe: rosa)

Im Vergleich zum Referenzgeschiebe CM-Box® zeigt sich beim Mini-SG®-F-Geschiebe insgesamt ein deutlich steilerer Kurvenverlauf. Ansonsten sind sich beide Kurven in ihrem Verlauf sehr ähnlich und zeigen nach einem flachen Anfangsbereich mit leicht zunehmender Steigung einen nahezu linearen Anstieg. Bei der Betrachtung des SG®-Geschiebes fällt im Vergleich zum CM-Box®-Geschiebe auf, dass das SG®-Geschiebe anfangs ebenfalls einen steileren Kurvenverlauf besitzt. Dies ändert sich jedoch schon bei Kräften von etwa 30 Newton, weil die Kurve des SG®-Geschiebes schneller abflacht als diejenige des CM-Box®-Geschiebes. Für die Auslenkung des Hebelarmes um 0,88 mm sind beim Mini-SG®-F-Geschiebe im Mittel etwa 90 Newton notwendig, während es beim CM-Box®-Geschiebe nur knapp 50 Newton und beim SG®-Geschiebe nur knapp 40 Newton sind.

Vergleich der Versuche mit Umlaufarm

Auch beim Vergleich der Versuche mit Umlaufarm wurden nur die Mittelwertkurven der jeweils 6 Einzelversuche gegenübergestellt (Abb. 20). Die Skaleneinteilung entspricht derjenigen von Abbildung 19.

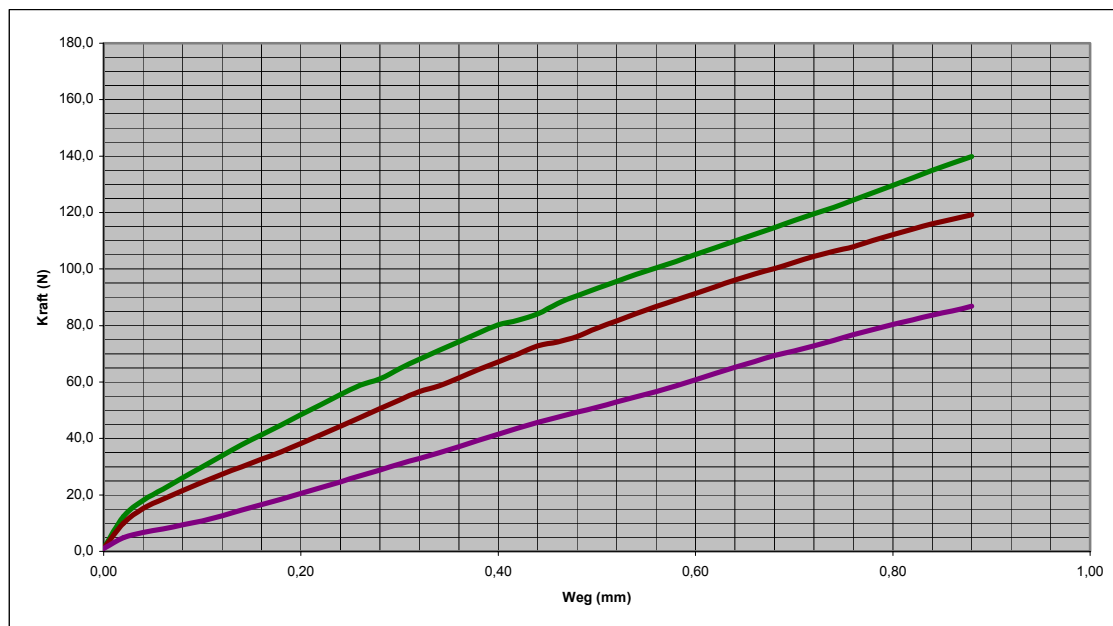


Abb. 20: Vergleich der Versuche mit Umlaufarm (CM-Box®-Geschiebe: dunkelgrün, Mini-SG®-F-Geschiebe: dunkelrot, SG®-Geschiebe: violett)

In dieser Versuchsreihe sind die Unterschiede zwischen den 3 Geschieben nicht so deutlich wie dies ohne Umlaufarm der Fall war. Der Umlaufarm hat also zu einer Angleichung der Belastbarkeit der drei Geschiebetypen geführt. Beim Betrachten der Steigungen fällt jedoch auf, dass die Steigung des CM-Box®-Geschiebes im Gegensatz zur Versuchsreihe ohne Umlaufarm etwas größer ist als die des Mini-SG®-F-Geschiebes. Die Steigung des SG®-Geschiebes ist wiederum geringer als die vom CM-Box®-Geschiebe und die vom Mini-SG®-F-Geschiebe. Für eine Auslenkung des Hebelarmes um 0,88 mm wurden für das CM-Box®-Geschiebe im Mittel etwa 140 Newton, für das Mini-SG®-F-Geschiebe etwa 120 Newton und für das SG®-Geschiebe nur etwa 85 Newton benötigt.

Vergleich der Versuche des CM-Box[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm

Beim direkten Vergleich der Versuche des CM-Box[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm wird der stabilisierende Effekt des Umlaufarmes besonders deutlich (Abb. 21).

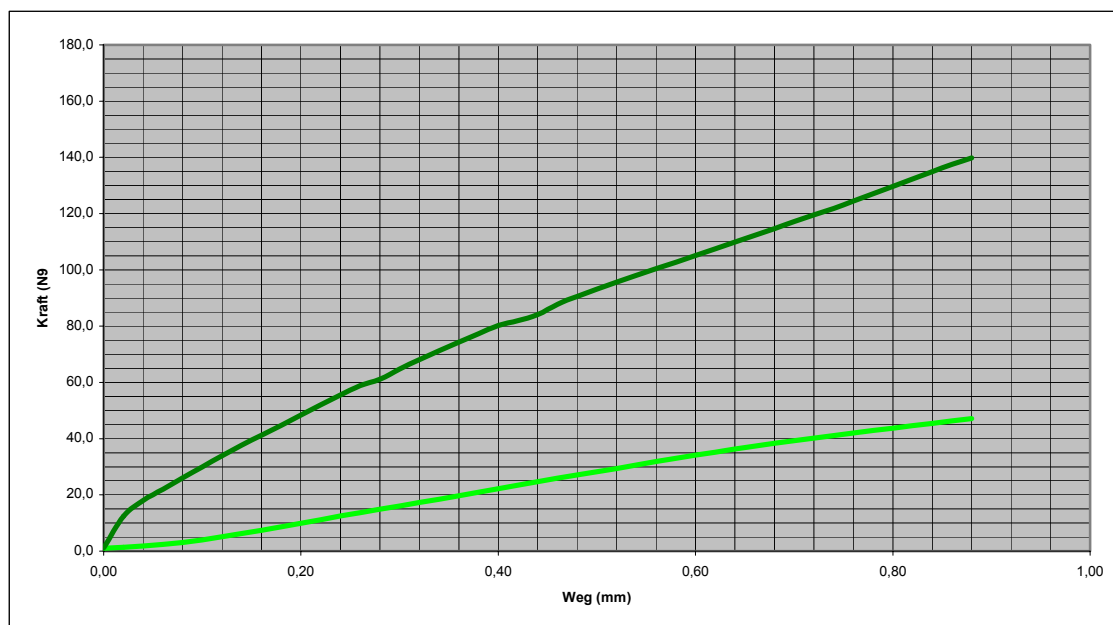


Abb. 21: CM-Box[®]-Geschiebe mit Umlaufarm (dunkelgrün) und ohne Umlaufarm (hellgrün)

Beide Mittelwertkurven weisen einen nahezu linearen Verlauf auf. Sie unterscheiden sich jedoch erheblich im Anfangsbereich und in ihrer Steigung. Während der Kurvenverlauf des CM-Box[®]-Geschiebes ohne Umlaufarm im Anfangsbereich eher flach ist und nur leicht ansteigt, ist der Kurvenverlauf mit Umlaufarm besonders am Anfang ausgeprägt steil und flacht erst bei einer Belastung von etwa 15 Newton ab. Für eine Auslenkung des Hebelarmes um 0,88 mm wurden ohne Umlaufarm im Mittel knapp 50 Newton, mit Umlaufarm jedoch etwa 140 Newton benötigt. Durch die Anlage des Umlaufarmes wurde bei einer Belastung von 30 Newton die Auslenkung des Hebelarmes um 78,6 % verringert.

Vergleich der Versuche des Mini-SG[®]-F-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm

Auch beim direkten Vergleich der Versuche des Mini-SG[®]-F-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm ist der stabilisierende Effekt durch den Umlaufarm erkennbar (Abb. 22).

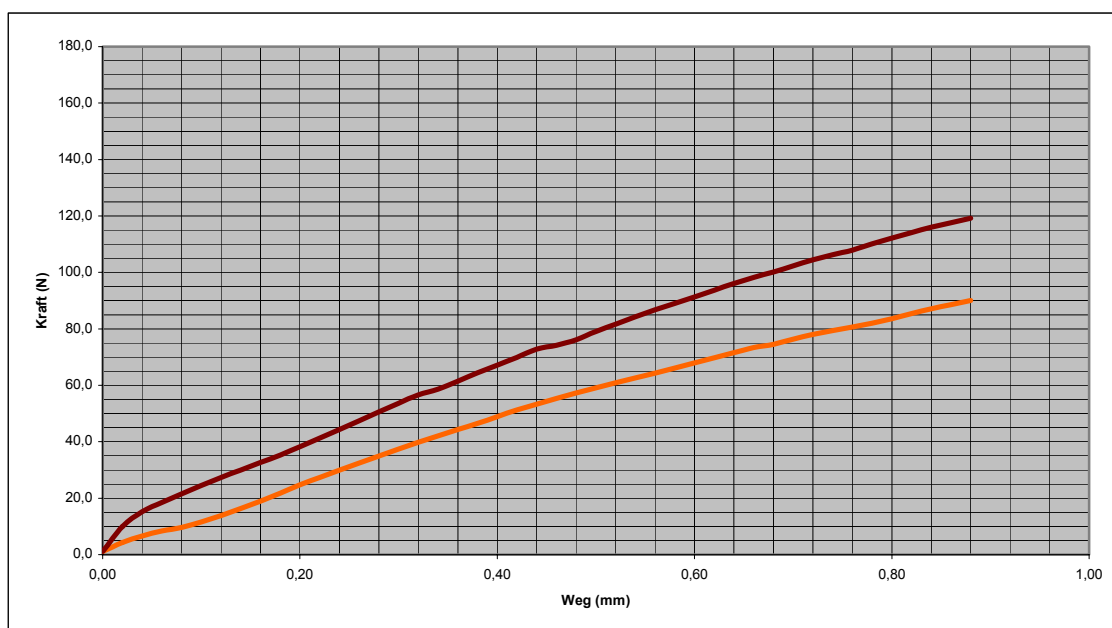


Abb. 22: Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit Umlaufarm (dunkelrot) und ohne Umlaufarm (orange)

In diesem Fall ist er aber wesentlich geringer ausgeprägt als zum Beispiel beim CM-Box[®]-Geschiebe. Besonders im Anfangsbereich bis etwa 15 Newton ist die Kurve der Versuche mit Umlaufarm steiler als die ohne Umlaufarm. Im mittleren Kurvenabschnitt hingegen sind die Steigungen der beiden Versuche nahezu identisch. Bei den Versuchen ohne Umlaufarm flacht die Kurve jedoch schneller wieder ab, so dass für die Auslenkung des Hebelarmes um 0,88 mm ohne Umlaufarm im Mittel etwa 90 Newton und mit Umlaufarm etwa 120 Newton benötigt wurden. Die Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 30 Newton konnte durch die Anlage eines Umlaufarmes um 36 % verringert werden.

Vergleich der Versuche des SG[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm

Der direkte Vergleich der Versuchsreihen des SG[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm zeigt wiederum deutliche Unterschiede (Abb. 23).

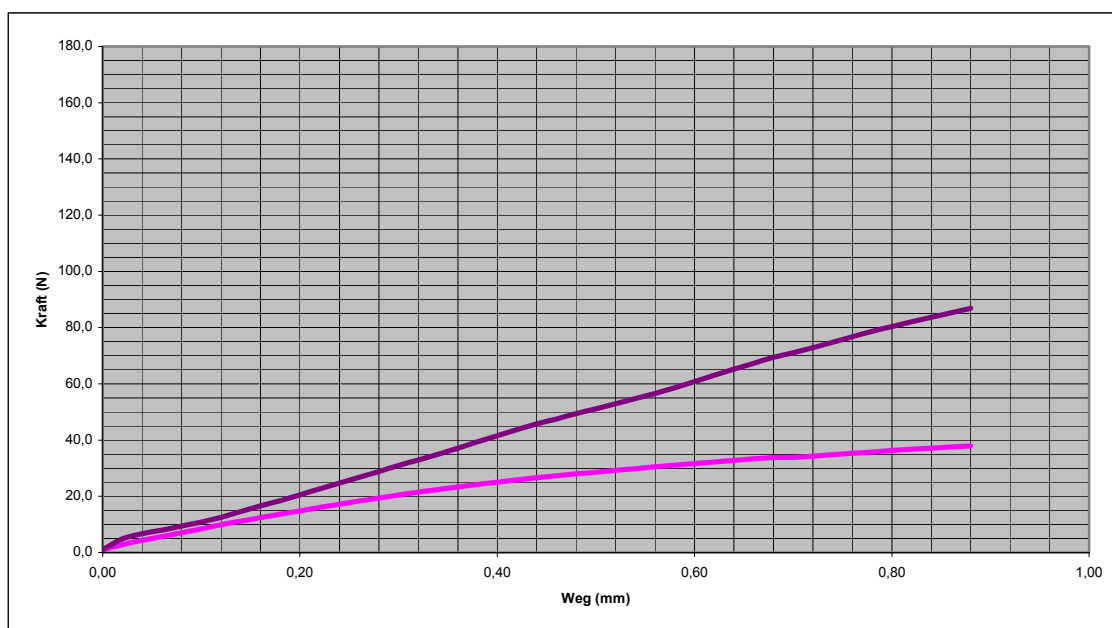


Abb. 23: SG[®]-Geschiebe mit Umlaufarm (violett) und ohne Umlaufarm (rosa)

Die Mittelwertkurve der Versuche mit Umlaufarm zeigt bis zu einer aufgewandten Kraft von etwa 85 Newton einen nahezu linearen Verlauf, während sich die Mittelwertkurve der Versuche ohne Umlauf in ihrem Verlauf deutlich abflacht. Interessanterweise hat die Stabilisierung des Geschiebes durch einen Umlaufarm im Anfangsbereich bis etwa 15 Newton beim SG[®]-Geschiebe nahezu überhaupt keinen Effekt, da sich hier die Kurven nur minimal unterscheiden. Bei einer Belastung von 30 Newton konnte jedoch durch das Anlegen eines Umlaufarmes die Auslenkung des Hebelarmes deutlich um 56,5 % verringert werden.

4.2 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Wie schon die deskriptive Darstellung gezeigt hat, bestehen deutliche Unterschiede zwischen der Belastbarkeit der drei verwendeten Geschiebetypen untereinander und zwischen der Belastbarkeit mit und ohne Umlaufarm. Diese Unterschiede sollen im Folgenden auch quantitativ und statistisch erfasst werden.

Zunächst sollen dabei die Auslenkungen des Hebelarmes bei einer definierten Belastung genauer betrachtet werden. Dafür wurden die Messwerte für die Belastung mit 10 Newton, 20 Newton und 30 Newton bestimmt und anschließend mit dem Programm SPSS für Windows® statistisch ausgewertet. Zur Veranschaulichung dienen die Box-Plot-Diagramme in den Abbildungen 24 – 26. Alle drei Grafiken weisen aufgrund der besseren Vergleichbarkeit die gleiche Skaleneinteilung auf.

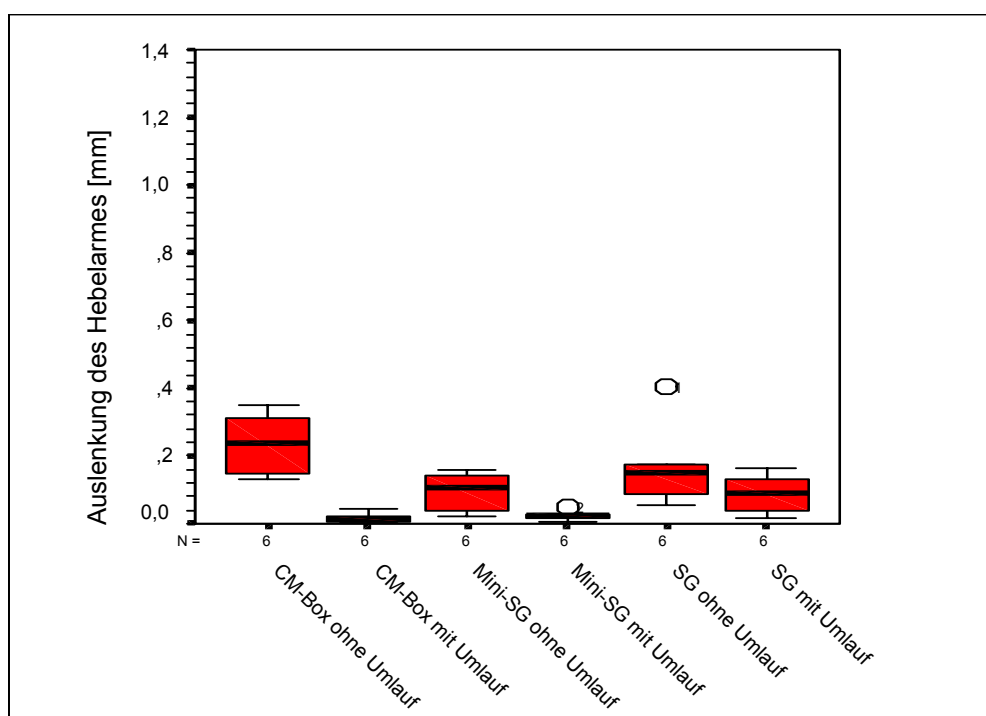


Abb. 24: Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 10 Newton (Box-Plot-Darstellung)

Auch der Aufbau der Box-Plot-Darstellungen ist in jeder Abbildung der gleiche: Von den 6 identischen Einzelversuchen ist jeweils der höchste und niedrigste Messwert dargestellt. Innerhalb des rot unterlegten Kastens liegen 50 % der Messwerte und der

schwarze Balken innerhalb des Kastens gibt den Median-Wert der Einzelversuche an. Wird ein Messwert im Box-Plot als Kreis dargestellt, so befindet sich dieser weiter als anderthalb Kastenlängen von dem nächsten Messwert entfernt. Die Zahl neben dem Kreis gibt Auskunft darüber, um welchen Messwert der 6 Einzelversuche es sich handelt. Diese Messwerte können bei der statistischen Berechnung als Ausreißer interpretiert werden. Eine Überprüfung ergab jedoch in keinem Fall einen Unterschied der Signifikanz, egal ob die in Frage kommenden Werte als Ausreißer gewertet wurden oder nicht.

Bei der Belastung mit 10 Newton (Abb. 24) fällt besonders der große Unterschied zwischen den Versuchen des CM-Box[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm auf. Der Median-Wert liegt ohne Umlaufarm bei 0,24mm und mit Umlaufarm bei 0,02 mm. Dieser Unterschied ist signifikant (T-Test, $p < 0,05$). Ewas weniger deutlich aber immer noch signifikant ist der Unterschied bei den Versuchen des Mini-SG[®]-F-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm (T-Test, $p < 0,05$). Nur das SG[®]-Geschiebe weist bei einer Belastung von 10 Newton keinen signifikanten Unterschied zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm auf (T-Test, $p > 0,05$). Der Median-Wert von 0,15 mm ohne Umlaufarm liegt nur geringfügig über dem Median-Wert der Versuche mit Umlaufarm (0,09 mm).

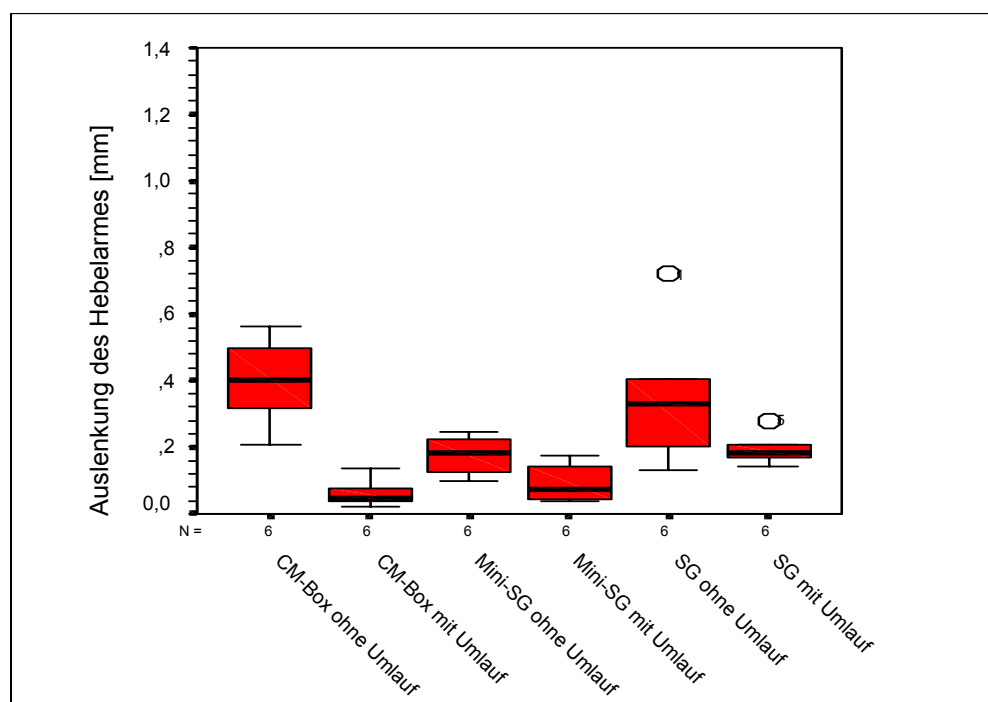


Abb. 25: Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 20 Newton (Box-Plot-Darstellung)

Bei der Belastung mit 20 Newton (Abb. 25) ist der Unterschied zwischen den Versuchen des CM-Box[®]-Geschiebes mit und ohne Umlaufarm immer noch auffällig und statistisch signifikant (T-Test, $p < 0,05$). Der Unterschied zwischen Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit Umlaufarm und Mini-SG[®]-F-Geschiebe ohne Umlaufarm scheint geringer auszufallen als bei einer Belastung von 10 Newton, bleibt aber statistisch signifikant (T-Test, $p < 0,05$). Beim SG[®]-Geschiebe hingegen vergrößert sich der Unterschied zwischen den beiden Versuchsreihen, signifikant ist er aber weiterhin nicht (T-Test, $p > 0,05$).

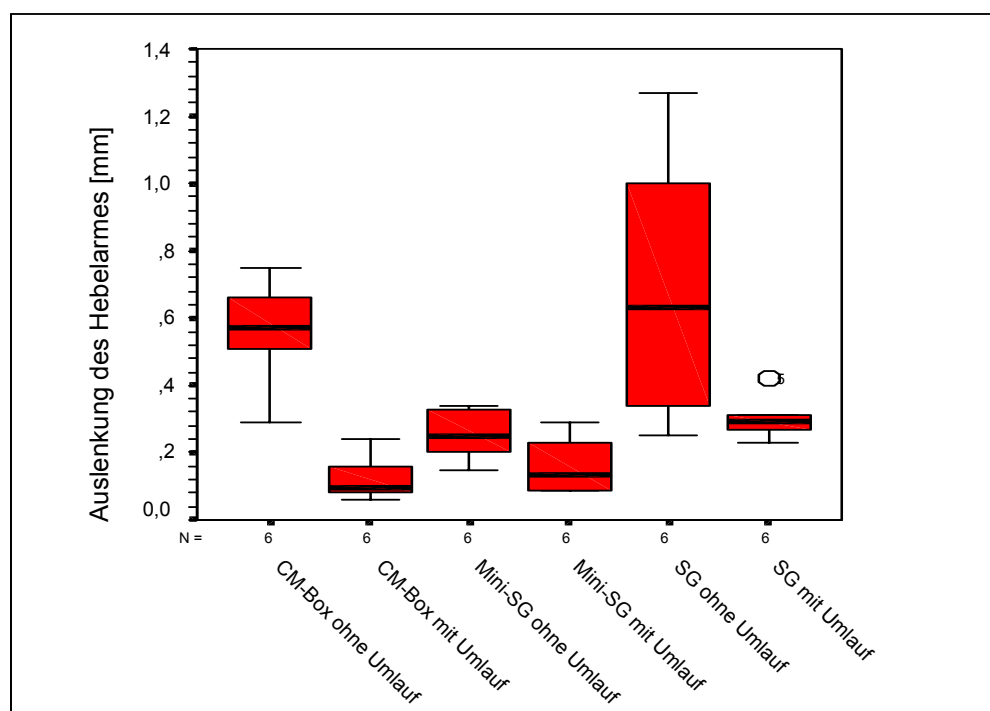


Abb. 26: Auslenkung des Hebelarmes bei einer Belastung von 30 Newton (Box-Plot-Darstellung)

Die Messwerte für die Belastung mit 30 Newton sind schon in Tabelle 1 aufgeführt. Die Darstellung im Box-Plot (Abb. 26) verdeutlicht noch einmal den signifikanten Unterschied beim CM-Box[®]-Geschiebe zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm. Der Unterschied beim Mini-SG[®]-F-Geschiebe ist noch geringer als bei 20 Newton Belastung und nicht mehr signifikant (T-Test, $p > 0,05$). Der Median-Wert für die Versuche des Mini-SG[®]-F-Geschiebes ohne Umlaufarm liegt jedoch sogar noch knapp unter dem Median-Wert der Versuche des SG[®]-Geschiebes mit Umlaufarm. Auch bei einer Belastung von 30 Newton ist beim SG[®]-Geschiebe der Unterschied mit und ohne Umlaufarm nach dem T-Test nicht signifikant ($p > 0,05$).

Da es sich bei dieser Betrachtung jeweils nur um einen bestimmten Punkt auf der Belastungskurve der einzelnen Versuche handelt, soll nun im Anschluss auch der Kurvenverlauf in den Vergleich der Geschiebe mit einbezogen werden.

Der aussagekräftigste Teil im Kurvenverlauf ist der Abschnitt, in dem die Kurve nahezu linear ansteigt. Die Steigung in diesem Abschnitt gibt Auskunft über die elastische Verformbarkeit des Prüfkörpers und den Widerstand, den der Prüfkörper dieser Verformung entgegensetzt. Analog zum Elastizitätsmodul im Zugversuch ist folglich die Steigung des Kurvenverlaufes für die Beurteilung der Festigkeit von besonderer Bedeutung.

Bei der Auswertung der Kurven fällt jedoch auf, dass besonders im Anfangsbereich häufig ein unregelmäßiger und gekrümmter Kurvenverlauf vorliegt, der erst nach einer leichten Auslenkung des Hebelarmes in einen nahezu linearen Kurvenverlauf übergeht. Dieses Phänomen kann mit der Spielpassung der Geschiebe erklärt werden (siehe Kapitel 1.6) Einige Kurven sind so abgerundet, dass es graphisch nicht möglich wäre, eine exakte Steigung zu bestimmen.

Um dennoch eine statistische Auswertung zu ermöglichen, wurde für jeden Einzelversuch aus dem Kurvenabschnitt zwischen 0,2 und 0,8 mm Auslenkung des Hebelarmes die mittlere Steigung mit Hilfe der linearen Regression berechnet (siehe Anhang). Der Kurvenabschnitt wurde so gewählt, dass für alle Einzelversuche ein möglichst linearer Kurvenabschnitt in die Berechnungen mit einbezogen werden konnte. Anschließend wurden die Steigungen der Einzelversuche mit dem Softwareprogramm SPSS für Windows® (Version 11.5.1) ausgewertet (Tab. 2).

Es konnte festgestellt werden, dass es signifikante Unterschiede sowohl zwischen den drei untersuchten Geschiebetypen als auch zwischen den Versuchsreihen mit und ohne Umlaufarm gibt (univariate Varianzanalyse nach der Methode des allgemeinen linearen Modells, jeweils $p < 0,01$). Den höchsten Mittelwert für die Steigung erreichte das CM-Box®-Geschiebe mit Umlaufarm (133,3), gefolgt von dem Mini-SG®-F-Geschiebe mit Umlaufarm (123,3) und dem SG®-Geschiebe mit Umlaufarm (100,3). Nur unwesentlich kleiner als der Mittelwert des SG®-Geschiebes mit Umlaufarm war derjenige des Mini-SG®-F-Geschiebes ohne Umlaufarm (99,5). Das CM-Box®-Geschiebe ohne Umlaufarm (58,5) und das SG®-Geschiebe ohne Umlaufarm (35,2) hingegen wiesen deutlich geringere Mittelwerte für die Steigung auf. Zu beachten ist jedoch die recht hohe Standardabweichung,

die zwischen 41,1 für das CM-Box[®]-Geschiebe mit Umlaufarm und 8,9 für das SG[®]-Geschiebe ohne Umlaufarm lag.

Probekörper	Umlaufarm	Steigung	Standardabw.	Versuchsanzahl
CM-Box[®]-Geschiebe	ohne Umlauf	58,55	16,37	6
	mit Umlauf	133,34	41,12	6
	Gesamt	95,94	49,15	12
Mini-SG[®]-F-Geschiebe	ohne Umlauf	99,53	18,98	6
	mit Umlauf	123,27	16,34	6
	Gesamt	111,40	20,95	12
SG[®]-Geschiebe	ohne Umlauf	35,23	8,86	6
	mit Umlauf	100,31	25,78	6
	Gesamt	67,77	38,64	12
Gesamt	ohne Umlauf	64,43	30,92	18
	mit Umlauf	118,97	31,20	18
	Gesamt	91,70	41,26	36

Tab. 2: Steigung der Kurven nach linearer Regression

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung unterstreichen somit die Aussagen, die bereits bei der deskriptiven Darstellung getroffen wurden.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

5.1.1 Probekörper

Für die Untersuchungen wurden drei Geschiebe aus der großen Vielfalt der auf dem Markt befindlichen Konstruktionselemente ausgewählt. Es handelt sich bei allen drei um friktiv-klemmende, aktivierbare und starre Verankerungselemente. Matrize und Patrize sind jeweils aus den gleichen Edelmetalllegierungen hergestellt.

Das CM-Box[®]-Geschiebe stellt ein konventionelles, intrakoronales H-Geschiebe dar. Dieses sowie bauartgleiche Geschiebe werden seit vielen Jahren erfolgreich in der zahnärztlichen Prothetik verwendet. Das CM-Box[®]-Geschiebe diente deshalb als Referenzgeschiebe. In diesem Zusammenhang ist jedoch die Kürzung des Geschiebes von 7 mm auf 5 mm zu beachten. Eine Kürzung in dieser Größenordnung ist laut Hersteller zulässig, sie muss jedoch unweigerlich eine nachteilige Auswirkung auf die Belastbarkeit des Geschiebes haben. Die Kürzung des CM-Box[®]-Geschiebes wurde dennoch durchgeführt, um für alle drei Geschiebe dieselbe vertikale Kronenausdehnung zu simulieren. Darüber hinaus entspricht sie der klinischen Situation, in der Geschiebe selten länger als 5 mm gestaltet werden können.

Das Mini-SG[®]-F-Geschiebe ist ein extrakoronales Verankerungselement, das sich erst seit einigen Jahren auf dem Markt befindet. Es besitzt neben einem Kunststoffeinsatz einen integrierten Schubverteiler. Laut Herstellerangaben kann durch diesen Schubverteiler auf einen gefrästen, individuellen Umlaufarm verzichtet werden, was den adhäsiven Einsatz der Geschiebe an kariesfreien Pfeilerzähnen ermöglichen soll und wirtschaftliche Vorteile mit sich bringen würde.

Das SG[®]-Geschiebe ist ebenfalls ein extrakoronales Verankerungselement und besitzt einen Kunststoffeinsatz und einen integrierten Schubverteiler. Dieser wird jedoch - anders als beim Mini-SG[®]-F-Geschiebe - nicht von der Matrize, sondern von dem Metallgerüst

der Prothesenbasis umschlossen. Auch diese Konstruktion soll laut Hersteller dazu führen, dass das Geschiebe ohne Umlaufarm eingesetzt werden kann.

Das Mini-SG[®]-F-Geschiebe und das SG[®]-Geschiebe wurden folglich ausgewählt, um zu überprüfen, inwiefern ein integrierter Schubverteiler den geforderten Umlaufarm ersetzen kann. Zusätzlich konnte die Belastbarkeit von reinen Metallgeschieben und von Geschieben mit Kunststoffeinsatz verglichen werden.

5.1.2 Versuchsaufbau

Die Belastbarkeit der Geschiebe wurde *in vitro* mittels einer Universal-Prüfmaschine gemessen. Die Versuchsanordnung erlaubte nur eine vertikale Belastung des Hebelarmes. Horizontale Kräfte, die bei Kaufunktion oder beim Einsetzen und Herausnehmen des Zahnersatzes ebenfalls auftreten, konnten nicht simuliert werden. Außerdem handelte es sich bei den durchgeführten Belastungen um einmalige, langsam ansteigende Maximalbelastungen. Ermüdungserscheinungen, wie sie in der Mundhöhle durch die tägliche Kauaktivität auftreten, konnten ebenfalls nicht untersucht werden. Hinzu kommt, dass die Kaubelastungen *in vivo* durch die Kraftaufnahme des Teguments gemindert werden. Diese Entlastung ist aber wiederum abhängig von der Sattelausdehnung, der Beschaffenheit der Schleimhaut, der Geschwindigkeit der Kraffteinwirkung und der Prothesenpassgenauigkeit (siehe Kapitel 1.7). Sie ist folglich nicht reproduzierbar. Da bei dieser Untersuchung das mechanische Belastungsverhalten der Geschiebe isoliert untersucht werden sollte, wurde auf die Unterstützung des stilisierten Prothesensattels durch eine dem Tegument ähnliche Basis bewusst verzichtet.

Die Befestigung der Geschiebe mittels Lötung an der Ankerkrone entspricht einem seit langer Zeit bewährten und häufig angewandten Verfahren im zahntechnischen Labor. Die Befestigung des korrespondierenden Geschiebeteils mittels Klebung in dem Hebelarm ist eine neuere, aber dennoch gut untersuchte Methode (BUSCH 1988, WOLTER 1997) und wird ebenfalls vom Hersteller angegeben. Das Sandstrahlen der zu klebenden Teile erhöht die Rauigkeit der Oberflächen und führt so zu höheren Haftwerten. In keinem Fall konnten nach der Belastung Risse in der Lötnaht oder im Komposit-Zement festgestellt werden.

Der Belastungspunkt der Hebelarme 20 mm von der Zahnachse entfernt wurde gewählt, weil dieser Punkt in etwa einer zentralen Sattelbelastung entspricht, wenn ein Prämolare und zwei Molaren aufgestellt und der Sattel bis in den retromolaren Bereich ausgedehnt werden. Der Ort der höchsten Sattelbelastung ist jedoch in starkem Maße abhängig von der anatomischen Situation und der Lückenausdehnung, so dass dieser Wert nur einen von vielen möglichen Kraftangriffspunkten wiedergibt. Da jedoch der Abstand der Krafteinwirkung als Kraftarm entscheidend für die Belastung ist, wurde der Abstand durch einen Anschlag am Fuß des Zahnstumpfmodells für jeden Versuch sicher reproduzierbar gemacht.

5.1.3 Versuchsdurchführung

Die Verarbeitung der Geschiebe erfolgte entsprechend den Herstellerangaben. Bei jedem Einzelversuch wurde die gleiche Vorgehensweise eingehalten und auf eine saubere Verarbeitung geachtet. Abweichend von den Herstellerangaben wurde das SG[®]-Geschiebe, wie in Kapitel 3.3 beschrieben, ohne integrierten Schubverteiler belastet, um die mechanische Widerstandskraft des Kunststoffeinsatzes im Geschiebe isoliert beurteilen zu können. Alle Ergebnisse des SG[®]-Geschiebes können deshalb nicht vorbehaltlos auf die klinische Situation übertragen werden, sondern sind im Vergleich zu den anderen untersuchten Geschieben zu sehen.

Auf die Berieselung mit künstlichem Speichel wurde verzichtet, da die Flüssigkeit keinen Einfluss auf die Versuchsergebnisse gehabt hätte. Auch die in der Mundhöhle herrschende Körpertemperatur konnte bei der Versuchsdurchführung nicht berücksichtigt werden. Es bestand somit zu den in-vivo-Bedingungen eine Temperaturdifferenz von ca. 16° Celsius, die sich theoretisch auf die Verformbarkeit des Kunststoffes auswirken könnte. Eine Auskunft über die Zusammensetzung oder Temperaturbeständigkeit des verwendeten Kunststoffes wollte der Hersteller nicht geben. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass der Hersteller einen Kunststoff verwendet, der in diesem Temperaturbereich weitestgehend konstante mechanische Eigenschaften aufweist.

Die Prüfmaschine zeichnete die Auslenkung des Hebelarmes mit einer Genauigkeit von einem tausendstel Millimeter und die dafür benötigte Kraft mit einer Genauigkeit von einem tausendstel Newton auf. Durch die in Kapitel 3.3 beschriebene Nullkennlinie wurden die Verformungen der Prüfmaschine, des Stumpfmodells und des Hebelarmes auto-

matisch von den Messergebnissen abgezogen. Allein die Verformung des Komposit-Zementes zwischen Geschiebe und Hebelarm konnte nicht durch die Nullkennlinie eliminiert werden. Da der Klebspalt aber bei allen Versuchen gleichermaßen auftrat und zudem durch die passgenaue Herstellung der Hebelarme sehr schmal war, kann die Verformung des Komposit-Zementes bei der vergleichenden Beurteilung vernachlässigt werden.

Zusammenfassend muss festgestellt werden, dass nicht alle Gegebenheiten der Mundhöhle auf einen Laborversuch übertragbar waren, sondern dass nur Teilaspekte der auftretenden Belastungen berücksichtigt werden konnten. Allerdings ändert dies nichts an der grundlegenden Aussage der Ergebnisse. Es bleibt jedoch den in-vivo-Untersuchungen vorbehalten, die Ergebnisse dieser Untersuchung im klinischen Einsatz zu überprüfen und zu ergänzen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Deskriptiver Teil

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der ersten Versuchsreihe ist jeweils ein ähnlicher Kurvenverlauf zu erkennen, der sich in die folgenden drei Abschnitte unterteilen lässt (siehe Kapitel 4.1, Abb. 13 – 18): Im ersten Abschnitt nimmt die Steigung bis zu einer Belastung von etwa 10 Newton leicht zu. Es folgt dann ein unterschiedlich ausgeprägter, nahezu linearer Kurvenabschnitt. Am Ende schließlich verringert sich die Steigung stetig, bis sie zum Teil sogar einen negativen Wert erreicht.

Die Zunahme der Steigung im initialen Belastungsbereich entsteht durch die Spielpassung der Geschiebe. Wie schon BESIMO (1987) nachweisen konnte, besitzen die konfektionierten Geschiebe trotz ihrer präzisen, industriellen Herstellung diese Eigenbeweglichkeit (siehe Kapitel 1.6). Sie führt dazu, dass die Geschiebe der einwirkenden Kraft erst allmählich einen maximalen Widerstand entgegensetzen. Da die Geschiebe vor Versuchsbeginn nicht aktiviert wurden, ist der erste Abschnitt bei den einzelnen Versuchen unterschiedlich ausgeprägt. Interessanterweise konnte die Spielpassung beim SG[®]-Geschiebe nur in einem Fall nachgewiesen werden. Dies deutet darauf hin, dass durch

den Kunststoffeinsatz eher eine Übergangspassung oder eine Presspassung erreicht wird, als dies bei Metall-Geschieben möglich erscheint.

Der lineare Kurvenverlauf im zweiten Abschnitt zeigt ähnlich dem Zugversuch (siehe Kapitel 1.8, Abb. 4) die elastische Verformung der Geschiebe bei zunehmender Belastung. In diesem Bereich unterscheiden sich die drei untersuchten Geschiebe im ersten Versuchsdurchlauf deutlich voneinander, wobei die Kurven des Mini-SG[®]-F-Geschiebes eine wesentlich größere Steigung besitzen als die Kurven des CM-Box[®]-Geschiebes. Dies bedeutet, dass das Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit seinem integrierten Schubverteiler mechanisch widerstandsfähiger als ein gewöhnliches H-Geschiebe von gleicher vertikaler Ausdehnung ist. Die Kurven des SG[®]-Geschiebes zeigen nahezu überhaupt keinen linearen Verlauf. Dafür kommen zwei Ursachen in Frage, die sich in ihrer Wirkung vermutlich ergänzen: Zum einen wurde bei diesem Versuch der Kunststoff direkt belastet. Er weist folglich eine geringere Belastbarkeit als Metall auf und wird eher plastisch verformt. Zum anderen unterscheidet sich das SG[®]-Geschiebe durch seine Konstruktion von den anderen beiden Geschieben: Da dieses Geschiebe nach oben und nach unten hin offen ist (siehe Kapitel 3.1, Abb. 7), bildet es kein geschlossenes Gehäuse, sondern zwei Branchen, die die Patrizie umfassen. Bei Belastung können diese Branchen durch die Hebelwirkung leicht aufgebogen werden, wenn sie nicht durch eine passgenaue, massive Sekundärstruktur eingeschlossen werden. Aber selbst wenn das Geschiebe und das individuell gefertigte Sekundärteil eine hohe Passung aufweisen, so bleibt immer noch mehr Spiel als bei einer kastenförmigen, aus einem Teil gefertigten Konstruktion des Geschiebes.

Der letzte Kurvenabschnitt entspricht dem Übergang von der elastischen zur plastischen Verformung (siehe Kapitel 1.8). Nimmt die Steigung der Kurve dabei einen negativen Wert an, so deutet dies auf einen Riss oder Bruch im Geschiebe hin. Tatsächlich konnten entsprechende Veränderungen nach den Versuchen an den Geschieben mit bloßem Augen festgestellt werden (Abb. 27).

Sowohl beim CM-Box[®]-Geschiebe als auch beim Mini-SG[®]-F-Geschiebe wurden in der ersten Versuchsreihe alle Versuche gestoppt, weil die aufgewandte Kraft im Kurvenverlauf nachließ. Nur beim SG[®]-Geschiebe wurde die 5-mm-Verformungsgrenze bei jedem Versuch erreicht, und nur ein Versuch zeigte überhaupt ein Nachlassen der aufgewandten Kraft. Im Gegensatz zu den anderen beiden Geschiebetypen führten die Belastungen beim SG[®]-Geschiebe offensichtlich nicht zu einem Bruch der metallischen Struktu-

ren, sondern zu einer zunehmenden Verformung des Kunststoffeinsatzes und zu einem Aufbiegen der Metallbranchen.

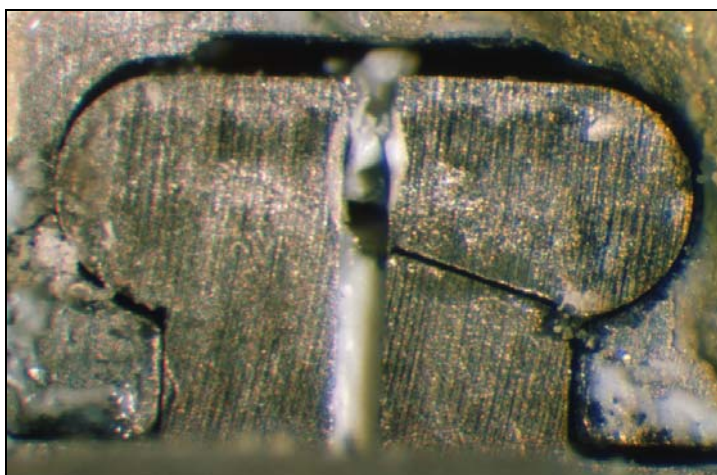


Abb. 27: Detailaufnahme eines CM-Box®-Geschiebes nach der Belastung. Ein Bruch des rechten Teils der Patrize ist deutlich sichtbar

Bei allen Versuchen sind vereinzelt kleine negative Zacken im Kurvenverlauf erkennbar. Diese könnten durch ein Rutschen der Druckfinne auf dem absinkenden Hebelarm entstanden sein. Die Streuung bei standardisierten Versuchsbedingungen deutet darauf hin, dass sogar industriell hergestellte Geschiebe bei gleicher Bauart eine geringfügig unterschiedliche Belastbarkeit aufweisen. Minimale Abweichungen von der axialen Ausrichtung der Geschiebe beim Lötvorgang oder die manuelle Kürzung des CM-Box®-Geschiebes auf 5mm könnten die Streuung ebenfalls beeinflusst haben.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der zweiten Versuchsreihe ist ebenfalls ein jeweils ähnlicher Kurvenverlauf zu erkennen. Im Gegensatz zur ersten Versuchsreihe fehlt jedoch die initiale Zunahme der Steigung bei nahezu allen Kurvenverläufen. Diese Tatsache deutet darauf hin, dass durch den verwendeten Umlaufarm die Eigenbeweglichkeit der Geschiebe eliminiert und praktisch eine Übergangs- oder Presspassung erreicht wurde.

Der zweite Kurvenabschnitt ist in der zweiten Versuchsreihe bei allen untersuchten Geschieben wesentlich deutlicher ausgeprägt als in der ersten Versuchsreihe. Der lineare

Kurvenverlauf erreicht wesentlich höhere Belastungswerte und der Unterschied zwischen den einzelnen Geschiebetypen fällt weniger deutlich aus. Trotzdem ist erkennbar, dass in der zweiten Versuchsreihe das CM-Box[®]-Geschiebe eine größere Steigung als das Mini-SG[®]-F-Geschiebe besitzt. Eine mögliche Erklärung für diese Umkehrung im Vergleich zur ersten Versuchsreihe liegt in der individuellen Herstellung der Hebelarme. Schließlich ist die Festigkeit der Umlaufarme abhängig von ihrem Durchmesser und die Friktion abhängig von der Größe der parallelen Flächen. Beide Einflussfaktoren konnten im Herstellungsverfahren nicht standardisiert werden und könnten somit zu entsprechenden Abweichungen bei den Versuchen mit Umlaufarm geführt haben. Auch in der zweiten Versuchsreihe weisen die Kurven des SG[®]-Geschiebes die geringste Steigung auf. Einige Kurven zeigen in ihrem Verlauf eine untypische Zunahme der Steigung, was durch ein Verkanten des Umlaufarmes verursacht worden sein könnte. Insgesamt hat die Verwendung eines Umlaufarmes den Bereich der elastischen Verformung stark vergrößert und somit zur gewünschten Stabilisierung und Entlastung der Geschiebe geführt.

Der dritte Kurvenabschnitt kann bei der zweiten Versuchsreihe nur eingeschränkt interpretiert werden, da 8 von 18 Versuchen aus ungeklärter Ursache von der Maschine gestoppt wurden. Bei 8 weiteren Versuchen wurde jedoch die maximale Kraftereinwirkung von 200 Newton überschritten, so dass der Umlaufarm einen Riss oder Bruch der Geschiebe sogar bei extremen Belastungen verhinderte. Nur bei 2 Versuchen konnte in diesem Versuchsdurchlauf ein Nachlassen der aufgewendeten Kraft gemessen werden.

Bei einigen Versuchen der zweiten Versuchsreihe sind ebenso wie in der ersten Versuchsreihe vereinzelt kleine negative Zacken im Kurvenverlauf erkennbar. Diese könnten wiederum durch ein Rutschen der Druckfinne auf dem absinkenden Hebelarm entstanden sein. Die Streuung innerhalb der einzelnen Versuchen scheint mit Umlaufarm etwas größer zu sein als ohne. Dies kann ebenfalls auf die manuelle Herstellung der Umlaufarme mit unterschiedlicher Passgenauigkeit zurückgeführt werden.

5.2.2 Statistischer Teil

Für die statistische Auswertung wurden zunächst drei Belastungspunkte gewählt, die im Bereich der tatsächlichen Kaukraft liegen (10, 20 und 30 Newton, siehe Kapitel 1.5). Bei diesen Belastungen unterscheiden sich die drei Geschiebetypen mit Umlaufarm nur geringfügig voneinander. Wird auf die Stabilisierung durch einen Umlaufarm verzichtet,

dann werden die Unterschiede zwischen den Geschieben deutlicher. Der Unterschied zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm ist nur beim SG[®]-Geschiebe nicht signifikant.

Da für die statistische Auswertung aber nicht nur eine punktuelle Belastung, sondern vielmehr der Kurvenverlauf von besonderem Interesse war, wurde nach einer Möglichkeit gesucht, eben diesen Verlauf quantitativ zu erfassen. Ein statistischer Vergleich von nicht-linearen Regressionen und deren Parametern erwies sich jedoch aufgrund der breiten Streuung und den zum Teil unterschiedlichen Kurvenverläufen als nicht sinnvoll. Deshalb wurde ein kleines Intervall von 0,2 bis 0,8 mm Verformung gewählt und in diesem Bereich die Steigung mittels linearer Regression berechnet (siehe Anhang). Die ermittelten Werte für die Steigung konnten dann einer univariaten Varianzanalyse unterzogen werden und wiesen signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Geschiebetypen und zwischen den Versuchen mit und ohne Umlaufarm auf. Die im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Versuche unterscheiden sich vom standardisierten Zugversuch jedoch erheblich. Es wurden Prüfkörper mit komplexen geometrischen Formen, unterschiedlichen Abmessungen und zum Teil bestehend aus zwei unterschiedlichen Materialien verwendet. Außerdem wurde bei diesen Versuchen keine Zugbelastung, sondern eine Biegebeanspruchung durchgeführt. Dabei traten in dem Probekörper neben Zugkräften auch Druck-, Schub-, Biegungs- und eventuell Torsionskräfte auf. Wie die entstandenen Deformationen und Rissbildungen jedoch nahe legen, scheinen für die Verformung der Probekörper die Zugspannungen verantwortlich zu sein. Auf jeden Fall bleibt die Steigung ein eindeutiger Parameter für die mechanische Widerstandskraft des jeweiligen Prüfkörpers.

Wie schon in Kapitel 5.1.2 und 5.1.3 festgestellt wurde, konnten bei den in-vitro-Untersuchungen nicht alle Einflussfaktoren, die im klinischen Gebrauch von Geschieben vorliegen, simuliert werden. Schließlich wurde nur eine einmalige, axiale Belastung und deren Auswirkung auf die Verformung von drei unterschiedlich konstruierten Geschiebetypen untersucht. Da es sich aber um standardisierte Prüfungsbedingungen handelte, konnten vergleichbare Belastungsdaten gewonnen werden, die als Bezugsgrößen für die klinische Anwendung herangezogen werden können. So scheinen Geschiebe grundsätzlich dazu in der Lage zu sein, die in der Mundhöhle auftretenden Kräfte auf den Ankerzahn zu übertragen. Sie zeigen zum Teil selbst bei hohen Kräften von weit über 100 Newton eine nahezu lineare elastische Verformung, wobei die durchschnittlich benötigte Kraft für die Nahrungszerkleinerung zwischen 20 und 35 Newton liegt. Jedoch muss hierbei

beachtet werden, dass auch bei diesen Kaukräften eine nicht unerhebliche Verformung der Geschiebe auftritt. Zusammen mit der physiologischen Zahnbeweglichkeit führt dies bei einer Freiendsituation dazu, dass auch der zahnlose Alveolarfortsatz für die einwirkenden Prothesenkräfte als Lager herangezogen wird. Es handelt sich dann nur noch bedingt um eine starre, parodontale Lagerung der Prothese. Dies gilt gleichermaßen für reine Metallgeschiebe wie auch für Geschiebe mit Kunststoffeinsatz. Generell ist eine Stabilisierung der Geschiebe-Verankerung mittels eines individuellen, gefrästen Umlaufarmes zu fordern. Nur in den Situationen, wo durch die Adhäsivverankerung die Herstellung eines Umlaufarmes nicht möglich ist, scheint ein Geschiebe mit integriertem Schubverteiler eine mögliche Alternative zur Überkronung eines gesunden Zahnes zu sein.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden drei unterschiedliche konfektionierte Geschiebetypen auf ihre vertikale Belastbarkeit hin untersucht. Zwei der untersuchten Geschiebe (Mini-SG[®]-F-Geschiebe und SG[®]-Geschiebe) zeichnen sich durch einen in die Matrize eingelassenen Kunststoffeinsatz und durch einen integrierten Schubverteiler aus. Das SG[®]-Geschiebe wurde so verarbeitet, dass der integrierte Schubverteiler nicht beansprucht wurde. Das dritte Geschiebe (CM-Box[®]-Geschiebe) stellt ein konventionelles H-Geschiebe aus einer Edelmetalllegierung dar. Es wurde für die Versuche auf 5 mm gekürzt, entsprechend der vertikalen Ausdehnung der anderen beiden Geschiebe.

Für die Untersuchungen wurde die Matrize (oder Patrize) der Geschiebe jeweils an eine Krone aus hochgoldhaltiger Legierung angelötet und diese Krone mittels eines Zweikomponenten-Komposit-Zementes auf einem passenden Stumpfmodell aus einer Kobaltbasislegierung befestigt. Die korrespondierende Patrize (oder Matrize) des entsprechenden Geschiebetyps wurde in einen Hebelarm mit dem gleichen Zweikomponenten-Komposit-Zement eingeklebt. Dieser Hebelarm bestand ebenfalls aus einer Kobaltbasislegierung und simulierte den Sattel einer Freundprothese. In einer Entfernung von 20 mm von der Achse des Stumpfmodells wurde der Hebelarm mittels einer Universalprüfmaschine vertikal belastet.

Für jeden Geschiebetyp wurde die Belastung sechs mal mit einem Hebelarm ohne Umlaufarm und sechs mal mit einem jeweils neuen Hebelarm mit Umlaufarm durchgeführt. Das ergibt bei drei unterschiedlichen Geschiebetypen insgesamt 36 Einzelversuche. Die bei der Belastung auftretende Auslenkung des Hebelarmes und die dafür aufgewendete Kraft wurden von einer empfindlichen Messeinheit der Universalprüfmaschine aufgezeichnet und mit einer vorher ermittelten Nullkennlinie verrechnet.

Die gewonnenen Ergebnisse zeigen einen deutlichen Unterschied sowohl zwischen den drei Geschiebetypen als auch zwischen den Versuchsreihen mit und ohne Umlaufarm desselben Geschiebetyps. So zeigte sich bei einer der durchschnittlich benötigten Kaukraft entsprechenden Belastung von 30 Newton eine mittlere Auslenkung des Hebelarmes am Belastungspunkt von 0,56 mm beim CM-Box[®]-Geschiebe, 0,25 mm beim Mini-SG[®]-F-Geschiebe und 0,69 mm beim SG[®]-Geschiebe (jeweils ohne Umlaufarm). Bei der gleichen Belastung zeigten sich für alle drei Geschiebe mit Umlaufarm deutlich geringere

Auslenkungen des Hebelarmes, nämlich 0,12 mm beim CM-Box[®]-Geschiebe, 0,16 mm beim Mini-SG[®]-F-Geschiebe und 0,30 mm beim SG[®]-Geschiebe.

Noch deutlicher wird die Forderung nach einem individuellen Umlaufarm bei Belastungen von über 100 Newton, die ebenfalls in der Mundhöhle bei der Nahrungszerkleinerung auftreten können. Bei diesen hohen Belastungen kam es ohne Umlaufarm bei allen drei Geschiebetypen zu plastischen Verformungen bis hin zum Geschiebebruch. Der Hebelarm wurde dabei am Messpunkt um bis zu 5 mm ausgelenkt. Mit Umlaufarm hingegen konnten die Geschiebetypen CM-Box[®] und Mini-SG[®] einer Belastung von 200 Newton zum Teil standhalten. Dabei wurde der Hebelarm um etwa 1 – 2 mm ausgelenkt. Da die Auslenkung des Prothesensattels in vivo durch das Tegument beschränkt ist, wirken die auftretenden Kaukräfte niemals allein auf das Geschiebe. Durch den Umlauf werden jedoch deutlich mehr Kräfte auf das Parodontium der Pfeilerzähne übertragen, was im Sinne der parodontalen Lagerung einer partiellen Prothese wünschenswert ist.

Die Ergebnisse unterstreichen somit die Forderung nach einer Stabilisierung von Geschieben durch einen individuellen Umlaufarm. Dadurch sind Geschiebe in der Lage, den mechanischen Belastungen in der Mundhöhle standzuhalten, und der Kopplungsgrad der Prothese wird erhöht. Dies gilt gleichermaßen für Geschiebe mit Kunststoffeinsatz wie für reine Metallgeschiebe. Die Ergebnisse zeigen auch, dass ein integrierter Schubverteiler die Belastbarkeit von Geschieben so weit erhöht, dass ihr Einsatz in der Adhäsivtechnik auch ohne individuellen Umlaufarm gerechtfertigt erscheint. Die Anwendung ohne Umlaufarm sollte jedoch auf diese Ausnahmesituationen, in denen die Herstellung eines Umlaufarmes nicht möglich ist, beschränkt bleiben.

7. Literaturverzeichnis

Baker JL, Goodkind RJ. Theory and practice of precision attachment removable partial dentures. St. Louis: The C. V. Mosby Company; 1981.

Battistuzzi PG, Käyser AF, Keltjens HM, Plasmans PJ. Teilprothesen – Planung, Therapie, Nachsorge. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1991.

Besimo C, Bichweiler UM. Experimentelle Untersuchung über die Eigenbeweglichkeit konfektionierter intrakoronaler Profilgeschiebe. Z Stomatol 1987; 84: 391-404.

Besimo C, Blümli M. Extrakoronale Geschiebe in der Teilprothetik. Quintessenz 1999; 50: 1159-64.

Besimo C, Egli B, Sener A, Graber G, Gysin R, Fischer J. Konfektionsgeschiebe in der Teilprothetik – Änderung der Haltekraft extra- und parakoronar angelegter Geschiebe im Lastwechselfersuch. Phillip J 1995; 12: 591-6.

Besimo C, Gächter M, Jahn M. Klinische Erfahrungen mit extrakoronalen Adhäsivverankerungen partieller Prothesen. Stomatologie 1996; 93: 443-9.

Besimo C, Mindszenty E. Klinische und konstruktive Aspekte der extrakoronalen Adhäsivverankerungen in der Modellgussprothetik. ZWR 1988; 97: 522-32.

Biffar R, Körber E. Die prothetische Versorgung des Lückengebisses: Befunderhebung und Planung. 4. Auflage. Köln: Deutscher Zahnärzte-Verlag; 1999.

Blümli M, Guenat JM, Züger M. Anwendung von Geschieben mit integriertem Schubverteiler. Dent Labor 1999; 47: 227-31.

Briede C, Klötzli A, Körber E. Untersuchungen zur Prothesendynamik an totalen und partiellen Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1970; 25: 793-800.

Bühl A, Zöfel P. SPSS 11 – Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. 8. Auflage. München: Pearson Studium; 2002.

Busch M. Die Befestigung von Edelmetall-Präzisionsgeschieben an Arbeiten aus NEM-Legierungen. Quintessenz Zahntech 1988; 14: 1079-88.

Eichner K. Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen. Dtsch Zahnärztl Z 1964; 19: 415-26.

Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963; 18: 915-23.

Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. 6. Auflage. Heidelberg: Hüthig; 1996.

Engelhardt JP. Verbindungsmöglichkeiten der Teilprothese mit dem Restzahnbestand – Indikation und Abgrenzung. In: Drücke W, Klemm B, Hrsg. Konzepte in der Teilprothetik. Berlin: Quintessenz; 1983.

Franz G. Zahnärztliche Werkstoffkunde. In: Schwenzer N, Hrsg. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Band 3: Prothetik und Werkstoffkunde. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme; 1994.

Freesmeyer WB. Indikation von Verbindungselementen in der Teilprothetik. ZWR 1986; 95: 10-7.

Freesmeyer WB. Neue konfektionierte Verbindungselemente in der zahnärztlichen Prothetik. Dent Labor 1987; 35: 1537-43.

Friedrich R, Kerschbaum T, Petraitis D. Der Parodontalzustand von Halte- und Stützzähnen nach Anwendung intra- und extrakoronaler Verbindungselemente für Freundprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 542-6.

Geering AH, Bourqui M, Cléménçon R. Die Verbindung des Friendsattels in der Gerüstprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988; 98: 953-8.

Geiger G. Geschiebetechnik – Anfertigung und Verarbeitung individueller und konfektionierter Geschiebe. München: Neuer Merkur; 1982.

Gernet W. Befunderhebung und Planung. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 6: Teilprothesen. 3. Auflage. München: Urban & Schwarzenberg; 1996.

Heinrich H, Kerschbaum T. Das Karies- und Verlustrisiko bei unterschiedlichen Halte- und Stützelementkonstruktionen. ZWR 1980; 89: 55-60.

Hofmann M. Pfeilerkinematik und Abstützung. Dtsch Zahnärztl Z 1967; 22: 1315-23.

Hofmann M, Seiler E. Führungseigenschaften verschiedener Verbindungselemente im Hinblick auf die Kinematik von Friendsätteln. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 497-503.

Jenkins G. Geschiebe – Ein erfolgreicher Weg zum Zahnersatz. Berlin: Quintessenz; 2000.

Jüde HD, Kühl W, Roßbach A. Einführung in die zahnärztliche Prothetik. 5. Auflage. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag; 1996.

Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie über mechanische Eigenschaften von Präzisionsverbindungen. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 986-9.

Kalliris P. Starre oder gelenkige Abstützung bei der partiellen Prothese? In: Schön F, Singer F, Hrsg. Europäische Prothetik heute. Berlin: Quintessenz; 1978.

Kantorowicz A. Zur Statik der partiellen Prothese. Dtsch Zahnärztl Z 1949; 4: 141-62.

Kern M. Adhäsivattachments zur Verankerung von abnehmbarem Zahnersatz – siebenjährige Bewährung bei einer jugendlichen Patientin. Quintessenz 1998; 49: 7-12

Kerschbaum T. Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 142-9.

Kimmel KH. Geschiebetechnik – Luxus oder Optimum? ZWR 1982; 91: 25-30.

Koeck B. Auswahl von Verbindungselementen – Prophylaktische Gesichtspunkte. Zahnärztl Mitt 1983; 73: 1976-80.

Koeck B. Differentialdiagnose festsitzender – abnehmbarer Zahnersatz. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 6: Teilprothesen. 3. Auflage. München: Urban & Schwarzenberg; 1996.

Körber E. Der Einfluss einiger Konstruktionselemente auf den Erfolg und Misserfolg partieller Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1963; 18: 992-6.

Körber E, Freesmeyer WB. Langzeitergebnisse bei Zahnersatz mit unterschiedlichen Verbindungselementen. Freie Zahnarzt 1986; 30: 179-87.

Körber E, Lehmann K, Pangidis C. Kontrolluntersuchungen an parodontal und parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1975; 30: 77-84.

Körber E, Lindemann W. Belastungen von Alveolarkamm und Zahn bei Freundprothesen (Modellversuch). Dtsch Zahnärztl Z 1982; 37: 964-8.

Körber KH. Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 975-85.

Körber KH. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor 1983; 31: 55-60.

Körber KH. Pfeilerintegration – Parodontalphysiologische Grundlagen der Verblockung im Lückengebiss. Freie Zahnarzt 1974; 18: 538-44.

Krause W. Federn – gelenkig oder starr? Dent Labor 1972; 20: 42-3.

Kuntze W. Vergleichende in-vitro-Untersuchungen zum Verschleiß konfektionierter Geschiebe [Dissertation]. Hannover: Medizinische Hochschule; 1998.

Küpper H, Spiekermann H. Klinische Untersuchung von extrakoronale Adhäsivattachments mit Umlauffräsung zur starren Verankerung von Teilprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 1084-6.

Lehmann K. Die Verbindungselemente der Teilprothese. DDZ 1970; 24: 161-8.

Lehmann K. Verbindungselemente. Zahnärztl Mitt 1973; 24: 1231-4.

Ludwig P. Grundlagen zur Abstützung von herausnehmbarem Zahnersatz im Lückengebiss. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 967-74.

Marxkors R. Bewertung der verschiedenen Verankerungselemente für partielle Prothesen. ZWR 1971; 80: 183-91.

Mühlemann HR. Die physiologische und die pathologische Zahnbeweglichkeit. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1951; 61: 1-67.

Niedermeier W. Prothesenkinematik. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 6: Teilprothesen. 3. Auflage. München: Urban & Schwarzenberg; 1996.

Niedermeier W. Zum Einlagerungsverhalten starr abgestützter Freiidprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 394-6.

Preiskel HW. Präzisionsattachments für Freidsattel-Prothesen. Quintessenz 1970; 21: 63-5.

Preiskel HW. Präzisionsverankerungen in der zahnärztlichen Prothetik. Band 1. Berlin: Quintessenz; 1983.

Ray GE. Precision attachments. 2nd ed. Dorchester: John Wright & Sons; 1978.

Rehm H, Körber E, Körber KH. Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiidprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1962; 17: 963-75.

Rothe G. Erhebung zur Anwendung von Verbindungselementen in der zahnärztlichen Prothetik [Dissertation]. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität; 1989.

Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. ZWR 1986; 95: 100-3.

Sauer G. Vergleichende Untersuchung der gebräuchlichsten prothetischen Hilfsteile. Dtsch Zahnärztl Z 1976; 31: 542-6.

Schenk O. Präzisionsverbindungselemente – eine Umfrage bei 146 Zahntechnikern [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 1986.

Schwickerath H. Kaukraft – Kaudruck – Belastbarkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1976; 31: 870-873.

Schwickerath H. Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessenz; 1977.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Berlin: Quintessenz; 1977.

Spang H. Beitrag zur starren Verankerung dental-gingival gelagerter partieller Prothesen mittels eines extrakoronales Geschiebes. Quintessenz 1969; 20: 73-7.

Spang H. Die Quintessenz der prothetischen Hilfsteile – zur Verbindung abnehmbarer Zahnersatzelemente mit dem Restgebiss. Berlin: Quintessenz; 1973.

Stüttgen U, Hupfau L. Kombiniert festsitzend-abnehmbarer Zahnersatz. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 6: Teilprothesen. 3. Auflage. München: Urban & Schwarzenberg; 1996.

Voß R, Kerschbaum T. Neue Gesichtspunkte bei der Versorgung mit herausnehmbarem Teilersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1981; 36: 1-7.

Winkler S, Monasky GE, Abott FB. A Review of Extracoronaral and Intracoronaral Retainer Systems. Dent Clin North Am 1985; 29: 57-66.

Wolter S. Untersuchungen zur Festigkeit von Klebeverbindungen zwischen gegossenen Edelmetallgerüsten und vorgefertigten Goldhülsen [Dissertation]. Hannover: Medizinische Hochschule; 1997.

Wulfes H. Das große Angebot an konfektionierten Geschieben lässt individuelle Lösungen zu. DZW-ZahnTechnik 2000; 33-40.

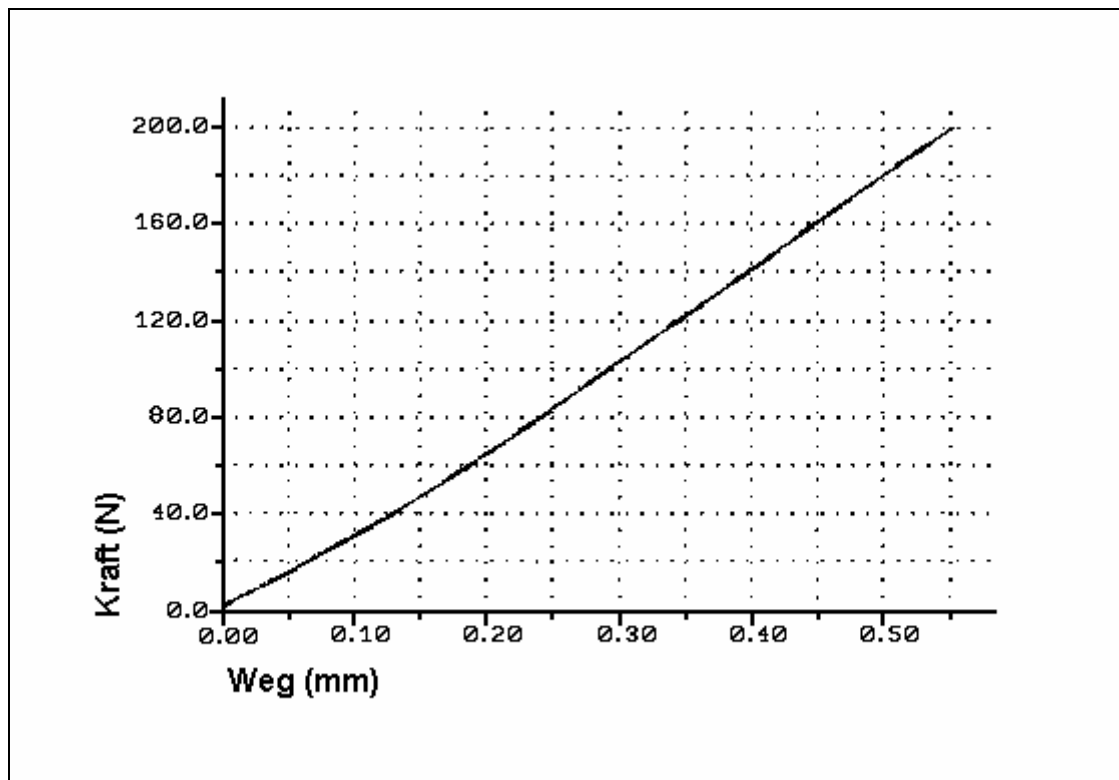
Wupper H. Planungsfehler bei Geschiebe-Prothesen. Dent Labor 1983; 31: 1095-9.

Wupper H. Zur Biomechanik verschiedener Verankerungssysteme. ZWR 1986; 95: 36-48.

Ziesche U, Ackermann J, Welz T. Das Mini-SG-System – eine Innovation auf dem Geschiebemarkt. Quintessenz 1999; 50: 293-301.

8. Anhang

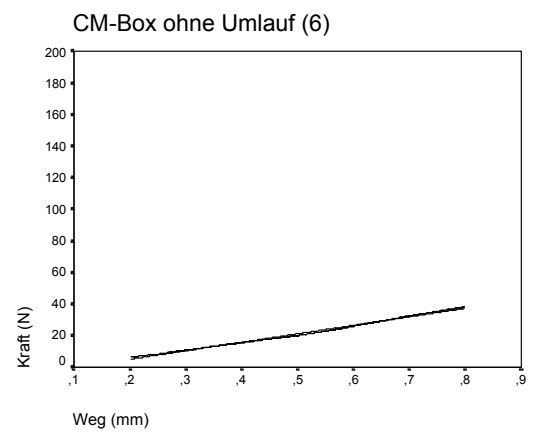
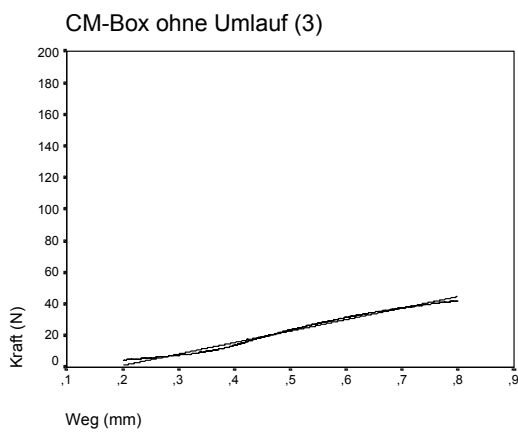
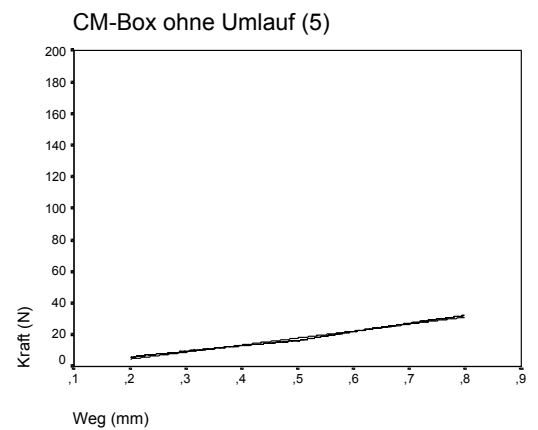
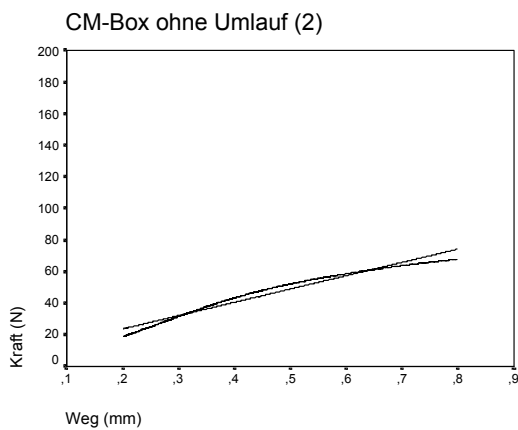
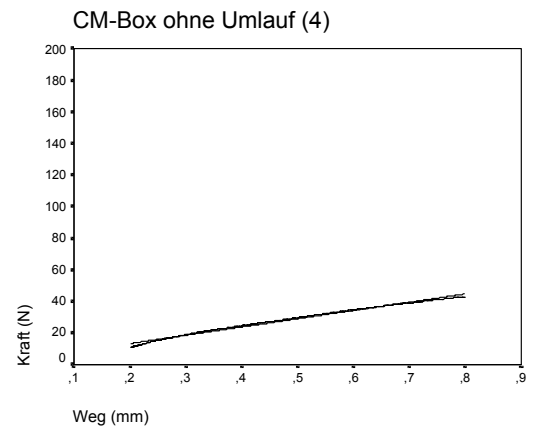
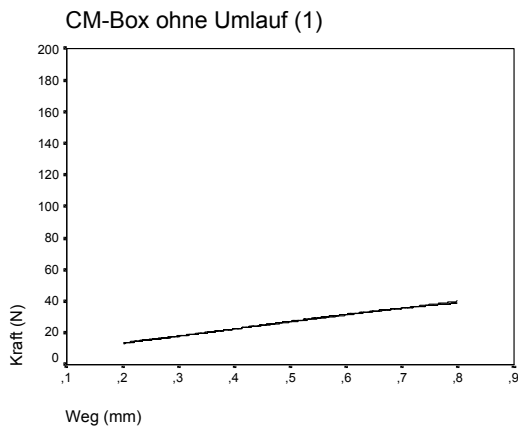
Darstellung der Nullkennlinie



Die Nullkennlinie wurde entsprechend Kapitel 3.3 mit einem speziellen Prüfkörper ermittelt und stellt die Eigenverformung der Maschine, des Stumpfaufbaus und des Hebelarmes dar. Diese Kennlinie wurde automatisch mit allen Messergebnissen verrechnet.

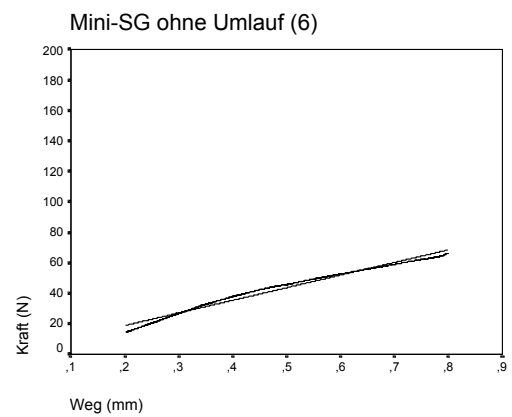
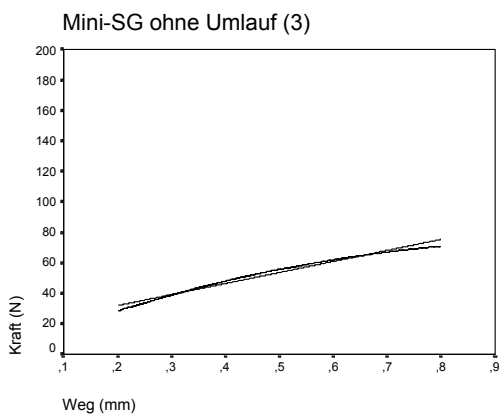
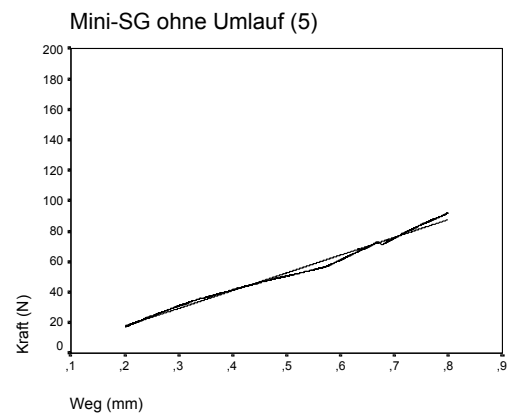
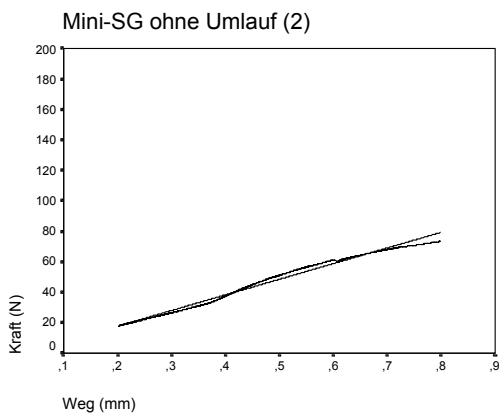
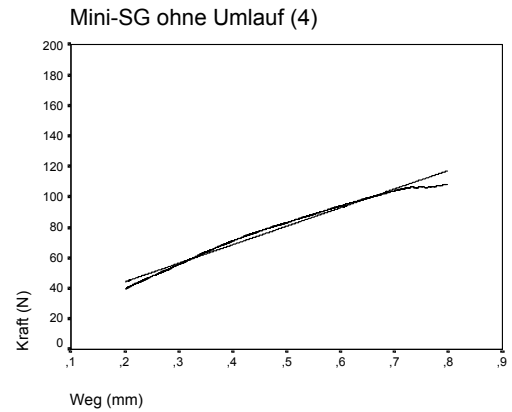
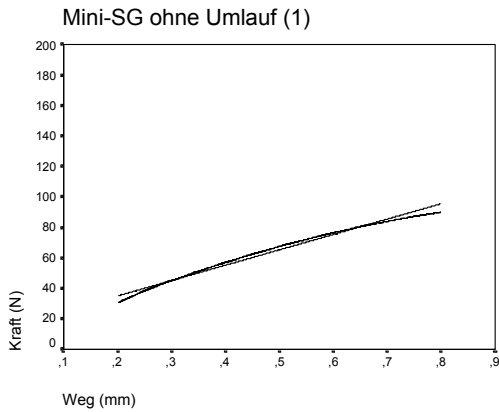
Darstellung der linearen Regression

1. Versuchsreihe: CM-Box[®]-Geschiebe ohne Umlauf



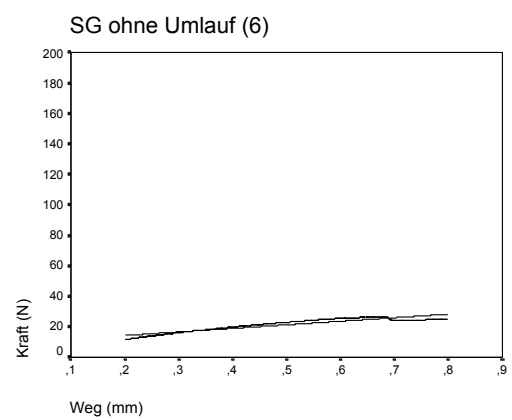
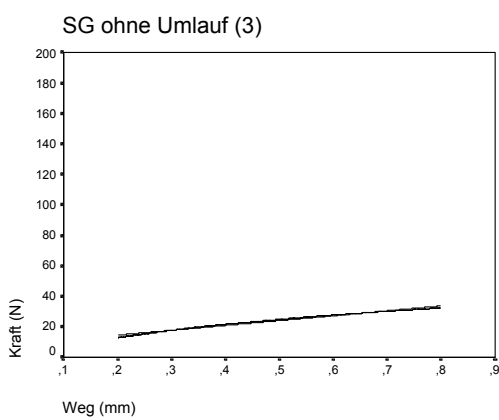
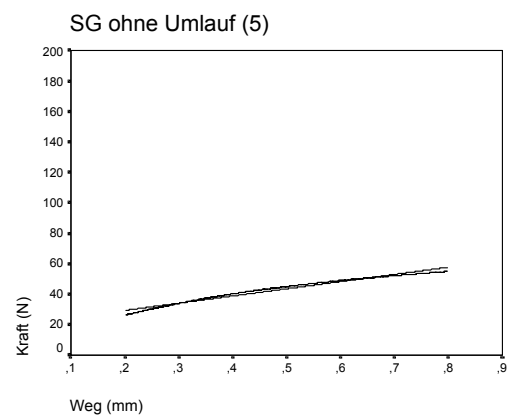
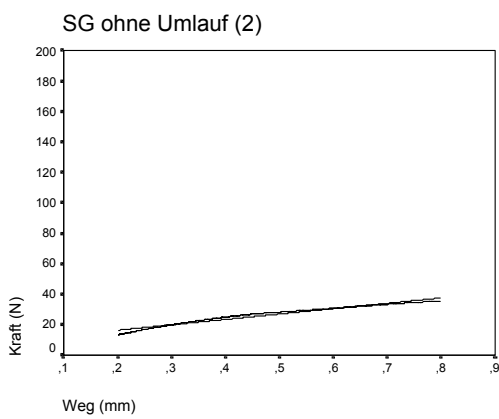
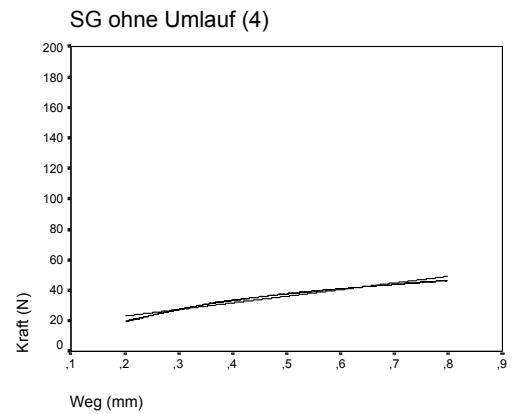
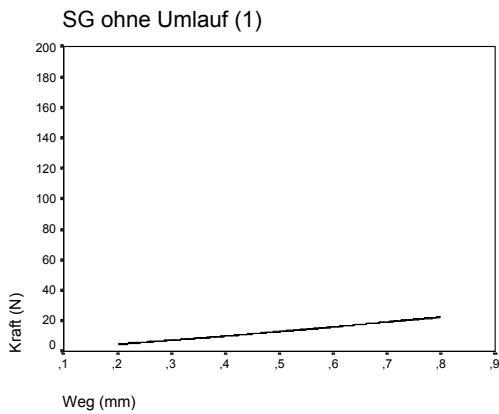
Darstellung der linearen Regression

1. Versuchsreihe: Mini-SG[®]-F-Geschiebe ohne Umlauf



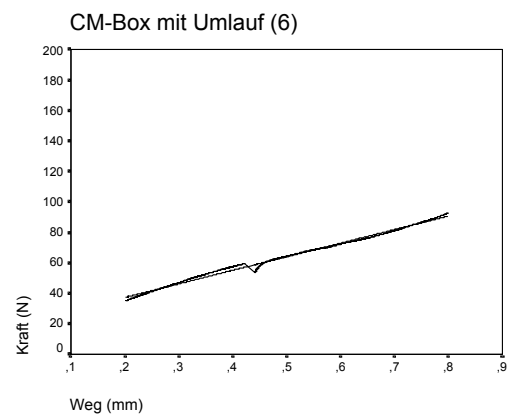
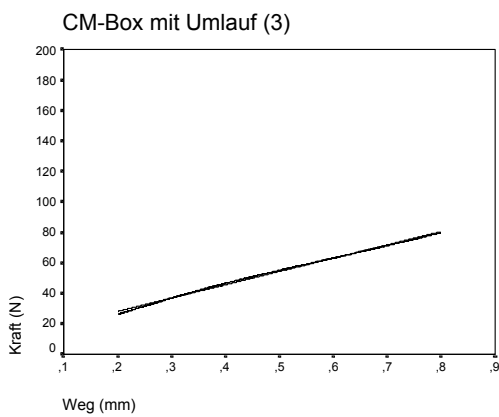
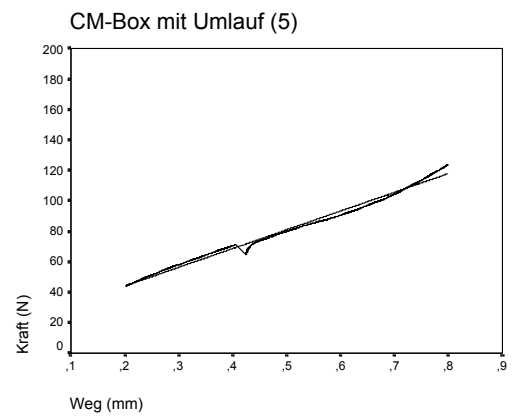
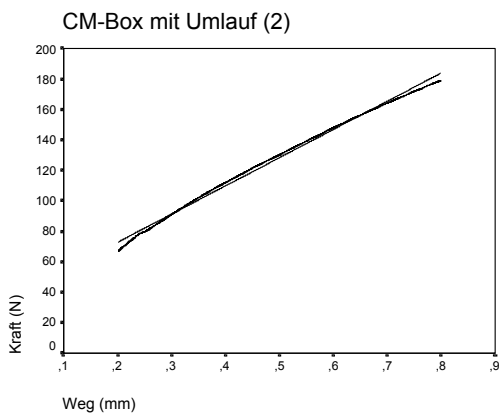
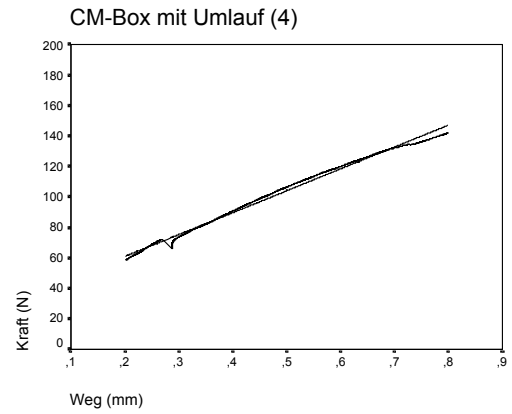
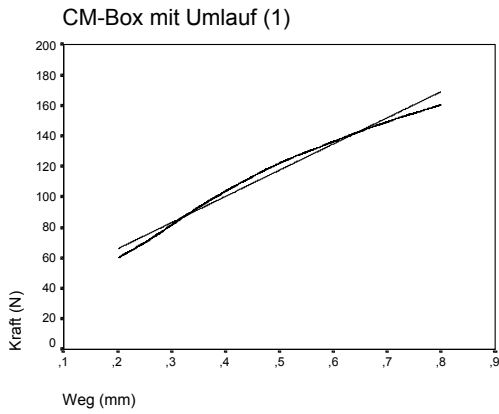
Darstellung der linearen Regression

1. Versuchsreihe: SG[®]-Geschlebe ohne Umlauf



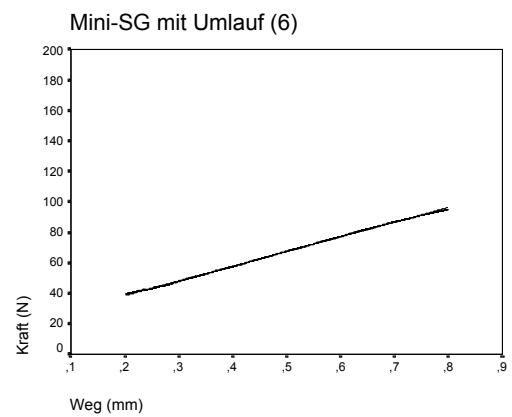
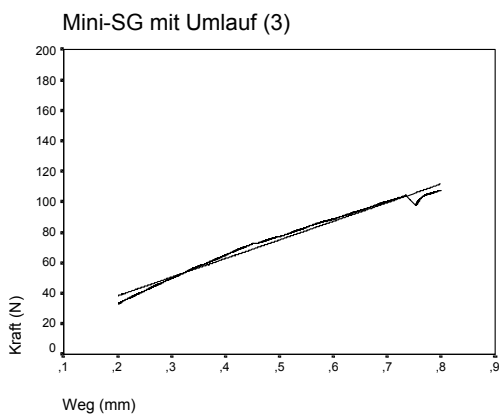
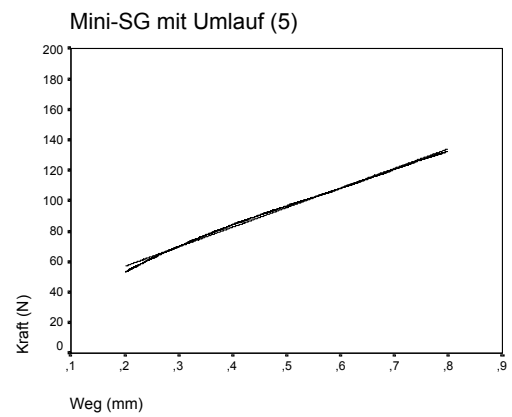
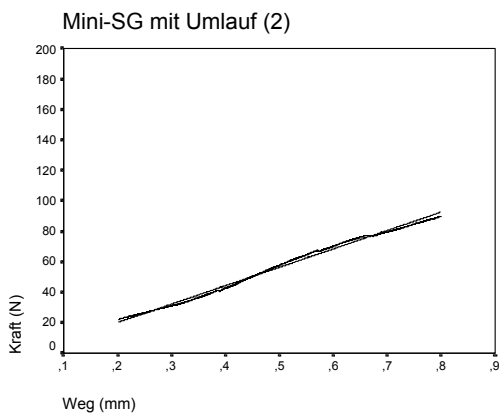
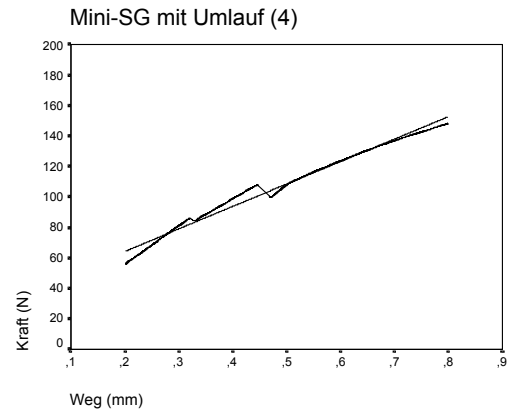
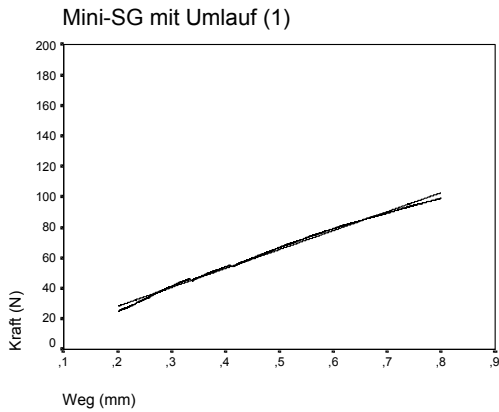
Darstellung der linearen Regression

2. Versuchsreihe: CM-Box[®]-Geschiebe mit Umlauf



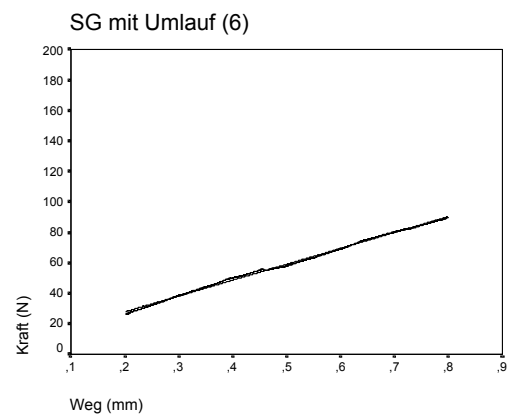
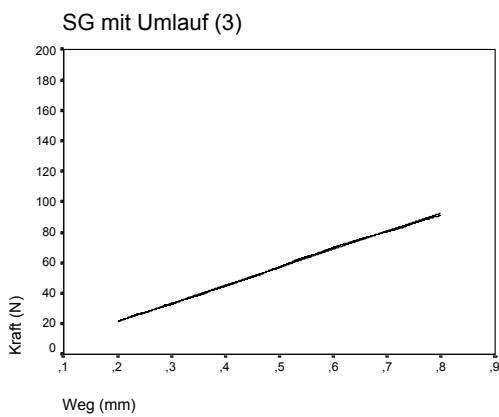
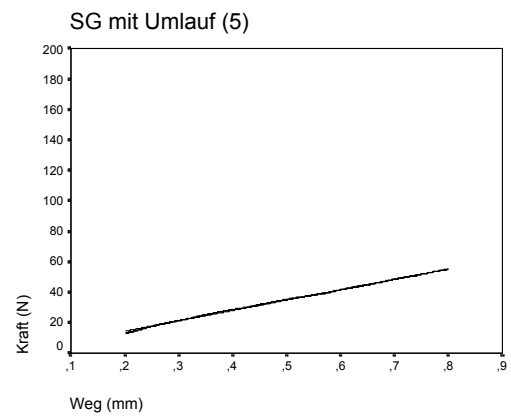
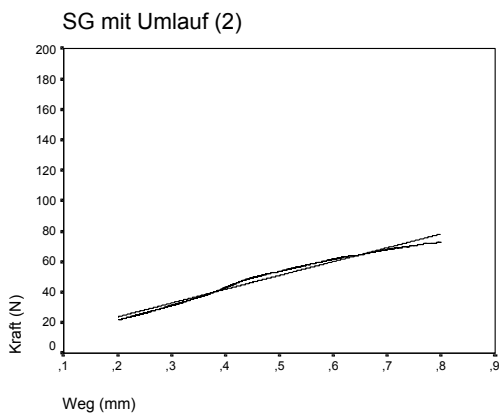
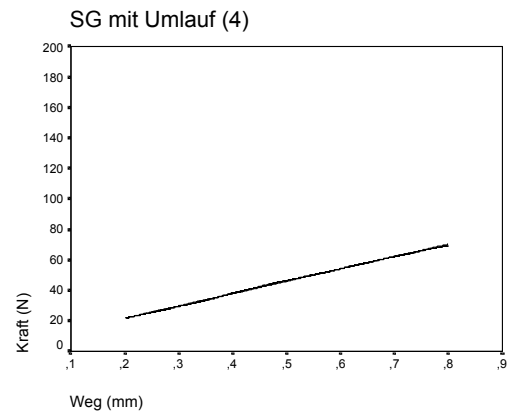
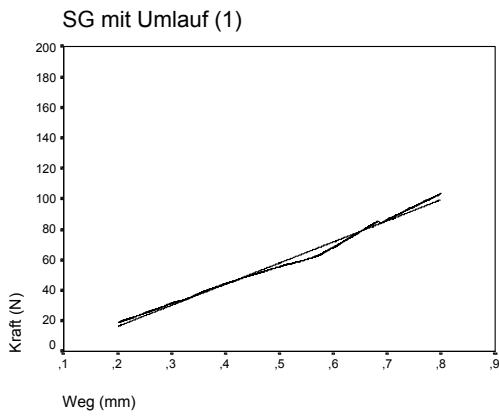
Darstellung der linearen Regression

2. Versuchsreihe: Mini-SG[®]-F-Geschiebe mit Umlauf



Darstellung der linearen Regression

2. Versuchsreihe: SG[®]-Geschlebe mit Umlauf



9. Lebenslauf

- 06.12.1974 Als 2. Kind von Magdalene Wiontzek (Geb. Jacobs) und Dr. Hans-Jürgen Wiontzek in Hannover geboren.
- 1981 – 1985 Grundschule Lehrte – Süd
- 1985 – 1987 Orientierungsstufe Lehrte – Süd
- 1987 – 1994 Gymnasium Lehrte mit Abschluss Abitur
- 1994 – 1995 Zivildienst im Kreiskrankenhaus Lehrte
- 1995 – 2001 Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover
- 07.03.2001 Approbation als Zahnarzt
- 2001 – 2003 Assistenz Zahnarzt bei Lothar Schoebel in Hannover
- seit Juli 2003 Assistenz Zahnarzt bei Dr. Hans-Jürgen Wiontzek in Lehrte

(Felix Wiontzek)

10. Erklärung

(nach §2 Abs. 2 Nrn. 5 und 6 der Promotionsordnung)

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Hochschule Hannover zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

**Vergleichende in-vitro-Untersuchungen über die vertikale Belastbarkeit
konfektionierter Präzisionsgeschiebe in der zahnärztlichen Prothetik**

in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. A. Roßbach) des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover unter der Betreuung von Prof. Dr. M. Wichmann ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Weiterhin versichere ich, dass ich den beantragten Titel bisher noch nicht erworben habe.

Hannover, den 28.08.2003

(Felix Wiontzek)

11. Danksagung

Herrn Prof. Dr. M. Wichmann danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas, die Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten und die hervorragende Betreuung bei der Durchführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. A. Roßbach und seiner Abteilung danke ich für die freundliche Unterstützung und für die Überlassung der benötigten Räumlichkeiten und Geräte.

Weiterhin danke ich den Firmen Cendres & Métaux (Biel, Schweiz) und Degussa (Hanau, Deutschland) für die großzügige Unterstützung der Arbeit durch die Bereitstellung der benötigten Geschiebekomponenten und Legierungen sowie dem Dentallabor Kroely (Hannover, Deutschland) für die fachkundige Beratung bei der Durchführung der zahn-technischen Arbeiten.