

Untersuchungen zur Normierbarkeit von elastomeren Bissregistrationsmaterialien

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Michel D'Amore
aus Laubach

Gießen, 2004

Untersuchungen zur Normierbarkeit von elastomeren Bissregistrationsmaterialien

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Michel D'Amore
aus Laubach

Gießen, 2004

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Direktor: Prof. Dr. med. dent. P. Ferger

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: **Prof. Dr. med. dent. B. Wöstmann**

Gutachter: **Prof. Dr. med. W. Rau**

Tag der Disputation: **13.09.2004**

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
1. Einführung	5
1.1. Normen für zahnärztliche Werkstoffe.....	6
2. Literaturübersicht	9
2.1. Allgemeines.....	9
2.2. Materialeigenschaften von Bissregistrationsmaterialien.....	11
2.2.1. Eigenschaften von A-Silikonem.....	11
2.2.2. Härte (Steifigkeit) und Elastizität	12
2.2.3. Verarbeitungszeit.....	15
2.2.4. Konsistenz (Viskosität).....	17
2.2.5. Weitere Materialeigenschaften.....	18
2.3. Untersuchungen der Materialeigenschaften von Elastomeren im Hinblick auf ihre klinische Verwendbarkeit als Bissregistrations- materialien.....	20
3. Ziele der Untersuchung	22
Versuchsserie 1.....	22
Versuchsserie 2.1.....	22
Versuchsserie 2.2.....	23
Versuchsserie 3.....	23
4. Untersuchungsplanung und Durchführung	24
4.1. Untersuchungsdesign.....	24
4.2. Geprüfte Materialien.....	24
4.3. Durchführung der Versuche.....	25
4.3.1. Versuchsserie 1.....	25
4.3.2. Versuchsserie 2.1.....	29
4.3.3. Versuchsserie 2.2.....	33
4.3.4. Versuchsserie 3.....	35
5. Ergebnisse	38
5.1. Darstellung der Ergebnisse.....	38
5.1.1. Versuchsserie 1.....	38
5.1.2. Versuchsserie 2.1.....	41
5.1.3. Versuchsserie 2.2.....	41
5.1.4. Versuchsserie 3.....	43
6. Diskussion	46
6.1. Versuchsserie 1.....	46
6.2. Versuchsserie 2.....	48
6.3. Versuchsserie 3.....	50
7. Zusammenfassung	52
7.1 Summary	53

8. Literatur.....	54
9. Anhang A.....	59
9.1. Ausmaß der eingetretenen Bissperrung.....	59
9.2. Streudiagramme der bleibenden Deformation nach 250 Newton Belastung.....	63
9.3. Streudiagramme der bleibenden Deformation nach 100 Newton Belastung.....	65
10. Anhang B.....	67
Untersuchungen zu Registrado X-tra hard	
A. Versuchsziele und Planung.....	67
B. Ergebnisse.....	69
B.1. Versuchsserie 1.....	69
B.2. Versuchsserie 2.....	73
B.3. Versuchsserie 3.....	74
B.4. Versuchsserie 4.....	75
C. Diskussion.....	77
Lebenslauf.....	78
Danksagung.....	79

1. Einführung

Die Bedeutung von Bissregistrierungsmaterialien hat in unserer heutigen Zeit ohne Zweifel sowohl in der zahnärztlichen Prothetik als auch in der konservierenden Zahnheilkunde (im Bereich der Patientenversorgung mit Inlays, Onlays und Teilkronen) erheblich zugenommen.

Während früher fast ausschließlich Gipse oder Wachse zur Bissregistrierung dienten, so sind es heute doch vorwiegend elastomere Materialien auf der Basis von Polyethern oder Polysiloxanen, die immer mehr in der Zahnheilkunde Verwendung finden. Grund dafür ist sowohl die leichte Verarbeitbarkeit als auch die immer höhere Zuordnungsgenauigkeit von Oberkiefer zu Unterkiefer, die mit den neuen Materialien erreicht werden kann [7, 14].

Die Aufgabe der Bissregistrierungsmaterialien ist es also die Gebissituation, aus dem Mund des Patienten, auf die nach der Abformung vom Zahntechniker hergestellten Modelle beider Kieferhälften ohne Abweichungen zu übertragen.

Diese Forderung muss an jedes Material gestellt sein, um den Zahntechniker die Herstellung einer einwandfreien Restauration, mit der bei dem Patienten eine funktionierende Okklusion wiederhergestellt werden kann, zu ermöglichen.

Für das Gelingen dieser erwünschten Genauigkeit bei der Übertragung der Situation müssen von den Bissregistrierungsmaterialien eine Vielzahl von Kriterien erfüllt werden [7, 14].

Um eine gewisse Praktikabilität zu erreichen, sollte die Gesamtverarbeitungszeit nicht zu lange sein, damit der Unterkiefer des Patienten nicht zu lange in der zu verschlüsselnden Position fixiert werden muss.

Trotz allem muss eine ausreichend lange Verarbeitungszeit gegeben sein, um den Unterkiefer des Patienten in die gewünschte Verschlüsselungsposition zu manipulieren. Im Rahmen einer Normierung kommt daher der Kontrolle der vom Hersteller angegebenen Werte für die Gesamtverarbeitungs- und Abbindezeit eine erhebliche Bedeutung zu [16, 26, 37].

Außerdem gehört zu den wichtigen Materialeigenschaften der Bissregistrierungsmaterialien, dass Sie nach dem Abbinden möglichst starr sind, damit die mit ihrer Hilfe zusammengesetzten Modelle nicht federn können und dadurch Ungenauigkeiten während des Einartikulierens der Modelle entstehen.

Zu spröde sollten sie allerdings, um die Verarbeitbarkeit unnötig zu erschweren, auch nicht sein [7,14].

Des Weiteren muss das Material nach Beschicken der Zahnreihen auf denselbigen stehen bleiben und erst nach mechanischer Belastung, also bei dem (durch den Zahnarzt) geführten Zusammentreffen der antagonistischen Zahnreihen, fließen. Von dem Material wird also eine gewisse Thixotropie bzw. Strukturviskosität gewünscht. Da der Zahnarzt diesen Parameter bei der Anwendung allerdings unmittelbar selbst erkennen und beurteilen kann und die Beschreibung normierbarer Kriterien zur Charakterisierung der „Standfestigkeit“ von Bissregistrierungsmassen diffizil ist, erscheint es sinnvoll, auf eine normative Beschreibung dieser Größe zu verzichten. Darüber hinaus kommt der Präzision der Bissregistratur (als wichtigste Eigenschaft), messbar in der linearen Maßänderung, der Wiedergabegenauigkeit und in der Genauigkeit der Modellzuordnung, eine große Bedeutung zu [16, 26, 37].

1.1 Normen für zahnärztliche Werkstoffe

In praktisch allen Wissensgebieten ist es notwendig, aus den verschiedensten Gründen zu Vereinheitlichungen zu gelangen.

Unter anderem gehören zu diesen Gründen eine bessere Vergleichbarkeit und eine sichere Anwendbarkeit von Materialien, aber auch Kosteneinsparungen können eine Rolle spielen. Eine Möglichkeit dazu ist mit Hilfe der Normen gegeben.

In Deutschland ist das **DIN (Deutsches Institut für Normung e.V.)** für die Aufstellung von DIN-Normen, und mit dem Zusammenschluss der europäischen Staaten in der Europäischen Union (EU), auch für die Aufstellung von DIN EN-Normen (EN = Europäische Norm), verantwortlich.

An der Normungsarbeit werden, da sie der Allgemeinheit im weiteren Sinne dienen soll, prinzipiell alle Interessenten, wie Hersteller, Verbraucher, Verarbeiter, Anwender, Handel, Behörden und wissenschaftliche Organisationen, beteiligt.

Normen sind dabei nicht als Gesetze, sondern als Regelungen zu verstehen, nach denen sich die Beteiligten absprachegemäß richten. Sie können dem Zahnarzt nicht die Entscheidung über das Behandlungsvorgehen abnehmen, sehr wohl aber bei der Auswahl der Behandlungsmittel hilfreich sein [7].

Normen im zahnärztlichen Bereich erstrecken sich hauptsächlich auf Einrichtungsgegenstände, Geräte, Instrumente und vor allem auf Werkstoffe, die für den Patienten eindeutig von vorrangiger Bedeutung sind.

Zur Zeit gibt es rund 100 DIN-Normen, 50 EN-Normen und 100 ISO-Normen für den zahnärztlichen Bereich.

Die Normung für zahnärztliche Werkstoffe muss einerseits gesetzliche Regelungen, andererseits ärztliche Erfordernisse und auch technische Möglichkeiten beachten [7]. So können diese erst aufgestellt werden, wenn neben den Forderungen an ein ideales Material, die praktisch erfüllbaren Eigenschaften bekannt sind [7].

Kommt zum Beispiel ein neues Produkt einer bekannten Werkstoffgruppe auf den Markt, so ist es durch Zuhilfenahme der Norm der entsprechenden Gruppe möglich, eine sachgerechte Beurteilung des Produkts durchzuführen.

Probleme bereitet es jedoch, nach einer vorhandenen Norm einen völlig neuen Werkstoff aus einer anderen Gruppe korrekt zu beurteilen. In diesem Falle sind dann eine ganze Reihe von Untersuchungen in Labor und Klinik notwendig, um die kritischen Eigenschaften des neuen Werkstoffes zu entdecken.

Inhaltlich gehören die Normen für zahnärztliche Werkstoffe der Gruppe der Prüfungsnormen und Qualitätsnormen an.

Es wird zum Beispiel festgelegt, wie hoch die minimale Festigkeit beim Druck-, Zug- oder Biegeversuch oder wie groß die maximale Löslichkeit sein darf [7].

Sinn und Zweck der Normungen für zahnärztliche Werkstoffe ist es also allgemeingültige Qualitätsanforderungen festzulegen, um:

- 1.) den Patienten vor minderwertigen Produkten zu schützen,
- 2.) Zahnarzt und Zahntechniker anhand von vergleichbaren Ergebnissen über die Qualität der Werkstoffe zu informieren und ihnen so die sachgerechte Auswahl aus der mittlerweile sehr breiten Produktpalette zu ermöglichen,
- 3.) die Dentaldepots in die Lage zu versetzen, aufgrund von vergleichbaren Ergebnissen die Werkstoffe beurteilen und den Verbraucher entsprechend beraten zu können,
- 4.) den Hersteller über seine Produkte zu informieren und um diese beurteilen zu können.

Letztendlich ist es oberstes Gebot der Normprüfungen, eine Einheitlichkeit in der Beurteilung der Prüfergebnisse zu ermöglichen und dadurch eine allgemeine Vergleichbarkeit zu gewährleisten.

Zusätzlich sei erwähnt, dass es bei der Normung von Werkstoffen extrem wichtig ist, sowohl die technische Komponente der Versuchsaufbauten, als auch die Durchführung der Versuche so einfach wie möglich zu gestalten, so dass diese auf der ganzen Welt mit einem nötigem Mindestaufwand durchgeführt werden können.

Im Bereich der zahnärztlichen Normen spielen vor allem die Normierungen der zahnärztlich und zahntechnisch verwendeten Materialien eine wichtige Rolle.

Eine einheitliche Norm für Bissregistrierungsmaterialien liegt bis zum heutigen Zeitpunkt noch nicht vor.

Es ist Ziel dieser Arbeit mit Hilfe der später vorgestellten und durchgeführten Untersuchungen dazu einen Beitrag zu leisten.

2. Literaturübersicht

2.1. Allgemeines

Zum besseren Verständnis der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen wird in folgendem ein Überblick über die wichtigsten Materialeigenschaften von Bissregistrierungsmaterialien gegeben und auf jene genauer eingegangen.

Da es letztendlich die verschiedenen Materialeigenschaften der Bissregistrierungsmaterialien sind, die ihre klinische Verwendbarkeit, sich zusammensetzend aus den verschiedenen klinischen Parametern, allen voran die Übertragungsgenauigkeit als Wichtigstes, ausmachen.

Aus diesem Grunde hat sich auch im Laufe der letzten Jahrzehnte insbesondere die zahnärztliche Werkstoffkunde, die sich mit den Eigenschaften der verschiedenen Materialien beschäftigt, erheblich weiterentwickelt.

Dies trifft unter anderem auch für die Werkstoffe auf Basis elastomerer Massen, aus dessen Werkstoffgruppe die modernen Bissregistrationsmaterialien stammen, zu.

Bis Ende der 40er Jahre wurden zur Bissregistrierung ausschließlich Materialien aus der Gruppe der Wachse, Zink-Oxid-Eugenolpasten und Thermoplastische Kompositmaterialien verwendet. (Untersuchungen zu diesen Materialgruppen, vor allem der Wachse, bezüglich ihrer Verwendung als Bissregistrationsmaterialien tragen grösstenteils den Namen von *Millstein* [17, 20, 21, 6, 8, 12, 13]).

Anfang der 50er Jahre wurden elastomere Abformmassen eingeführt, zunächst die Polysulfide (USA), dann die K-Silikone (BRD) und schließlich die Polyether (ebenfalls in Deutschland). Seit 1976 sind A-Silikone im Handel, aus denen bis zum heutigen Tage, die wichtigsten modernen Bissregistrationsmaterialien bestehen [25, 7].

Die guten Materialeigenschaften der A-Silikone machen es möglich die Relation von Oberkiefer zu Unterkiefer des Patienten höchst präzise, bei natürlich korrekt durchgeführter Kieferrelationsbestimmung, als Relation von Oberkiefer- zu Unterkiefermodell im Artikulator zu übernehmen. Eine Vielzahl von wissenschaftlichen Untersuchungen untermauern dabei die Überlegenheit der Silikone [8, 18, 19, 22, 27, 30, 32, 38].

So sprechen zum Beispiel *Millstein, Ockert-Eriksson und Chai* allen, in ihren Untersuchungen geprüften Materialien auf Polyvinylsiloxanbasis, eine ausgezeichnete Übertragungsgenauigkeit (und Dimensionsstabilität) zu [18, 22, 3, 27].

In den letzten Jahren wurden immer wieder Untersuchungen zur Verbesserung der Bissregistrierungsmaterialien (auf elastomerer Basis) selbst, oder zu deren Handhabung in der täglichen Praxis angestellt [1, 2, 3, 4, 6, 8, 9, 10, 12, 13, 15, 16, 18, 19, 22, 23, 24, 26, 27, 30, 32, 33, 38, 40].

In diesen Untersuchungen traten folgende Materialeigenschaften (als essentiell für eine exakte Übertragungsgenauigkeit) besonders hervor:

1.) **Die Festigkeit**, im abgebundenen Zustand, die man nochmals in Härte und Elastizität unterteilen kann [7]. Eine möglichst starre Konsistenz (Steifigkeit), die kein federn der Gipsmodelle zulässt, ist ebenso wünschenswert, wie gewisse elastische Eigenschaften (jedoch mit einem möglichst hohem Rückstellverhalten), um eine sichere Entnahme und Bearbeitbarkeit des Registrates zu gewährleisten (In diesem Zusammenhang ist der Elastizitätsmodul als Faktor für die Dehnung bzw. Stauchung eines Materials zu erwähnen.)[1, 3, 4, 10,16, 26, 28].

2.) **Die Verarbeitungszeit**, die zu einem lang genug sein sollte, um sowohl eine erwünschte Manipulierbarkeit durch den Zahnarzt zu gewährleisten, als auch ein „Einfrieren“ von endogenen Spannungen im Registrat zu vermeiden und zu anderem aus Gründen der Praktikabilität, nicht zu lang seien sollte [2, 15, 16, 26, 40].

3.) **Die Konsistenz** des Materials, die eine gewisse Thixotropie zeigen sollte und die Wiedergabegenauigkeit, welche jedoch wiederum nicht zu hoch seien sollte, um eine zu genaue Detailabbildung zu vermeiden [2, 16, 26, 40].

Des weiteren spielen natürlich auch noch andere Eigenschaften der Materialien, die letztendlich in die Praktikabilität mit einfließen eine Rolle, wie z.B. Desinfizierbarkeit, dauerhafte Lagerfähigkeit und Dimensionsstabilität [3, 9].

2.2 Materialeigenschaften von Bissregistrationsmaterialien

2.2.1 Eigenschaften von A-Silikon

Da die meisten modernen Bissregistrationsmaterialien aus der Materialgruppe der A-Silikone stammen, scheint es sinnvoll, diese kurz näher zu betrachten.

Die Silikonabformmassen bestehen aus zwei Komponenten, wobei es sich bei den Bissregistrationsmaterialien hauptsächlich um Paste-Paste Systeme handelt, die miteinander zu gleichen Anteilen vermischt werden. Dieser Mischvorgang erfolgt heutzutage hauptsächlich mittels Dispensersysteme, die entweder per Hand (manuelle Dispenser) oder maschinell (Pentamix) betätigt werden.

Bei den additionsvernetzenden Silikon enthält die Basispaste Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen (Polydimethylsiloxane), einen Platinkatalysator (Hexachlorplatinssäure) sowie diverse Füll- und Farbstoffe [7, 14]. Die Reaktorpaste setzt sich aus Organohydrogensiloxanen und ebenfalls verschiedenen Füll- und Farbstoffen zusammen. Nach dem Mischen der beiden Pasten reagieren die Vinylgruppen der Basispaste durch Umlagerung der Bindungen mit den Organohydrogensiloxanen der Katalysatorpaste zu Polymeren.

Im Gegensatz zur Polykondensation (bei K-Silikon) entstehen bei dem Mechanismus der Polyaddition keine niedermolekularen flüchtigen Stoffe, da es sich wie bereits erwähnt nur um eine reine Umlagerung von chemischen Bindungen handelt [7, 14]. Aus diesem Grund schrumpfen additionsvernetzende Silikone beim Polymerisieren weniger als Kondensationsvernetzende und sind darüber hinaus auch wesentlich lagerungsbeständiger [7, 9, 14]. Aufgrund dieser mangelnden Volumenkonstanz finden K-Silikone als moderne Bissregistrationsmaterialien fast keine Verwendung mehr, da sie dadurch, dem Problem der in der Praxis doch häufig recht großen zeitlichen Differenz zwischen Herstellung des Registrates im Mund und Weiterverarbeitung im Dentallabor, keine Rechnung tragen.

Es sei noch ergänzend erwähnt das Mundspül-, Retraktionslösungen (für die Relationsbestimmung uninteressant) und Kontakt des Materials mit Latex-Handschuhen (wird durch die Verwendung moderner Dispenser vermieden) die Abbindereaktion der Silikone beeinträchtigen können [7, 11, 14].

Die guten Materialeigenschaften der A-Silikone machen Sie zum Material der ersten Wahl im Bereich der modernen Bissregistrationsmaterialien.

2.2.2. Härte (Steifigkeit) und Elastizität

Die Elastizität bzw. das Rückstellvermögen der Silikone lässt sich aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung als Makromolekül erklären.

Die Verfestigung der Silikone beruht auf der Verlängerung und insbesondere auch Vernetzung der einzelnen Kettenmoleküle untereinander. Durch diese Verknüpfung wird die vor dem Anmischen mögliche freie Beweglichkeit der Moleküle gegeneinander beeinträchtigt [7, 14].

Der gummielastische Zustand nach Verfestigung findet sich nur bei makromolekularen Substanzen (elastische Polymere = Elastomere). Die Makromoleküle befinden sich im allgemeinen nicht im gestreuten Zustand, sondern weisen eine unregelmäßige „verknäuelte“ Konfiguration auf. Der Abstand zwischen den Molekülen ist dabei deutlich kleiner als die Gesamtlänge des Moleküls. Zur Streckung oder Stauchung der Molekülkette ist daher nach den Gesetzen der Thermodynamik eine Kraft erforderlich, die dieser Verknäuelungstendenz (also letztendlich dem Streben des Materials die nach dem Abbindeprozeß eingenommene Ausgangssituation wieder einzunehmen), der Rückstellkraft, entgegenwirkt [14, 41].

Eine ausreichende Elastizität der Materialien bietet den gewünschten Vorteil, dass jene beim Abziehen aus unter sich gehenden Partien nicht zerreißen (also eine leichte und sichere Entnahme ohne Bruchgefahr gewährleisten) und anschließend wieder in die Ausgangsstellung zurückfedern. Eine möglichst vollständige Relaxation, d.h. keine bleibende Deformation nach Stauchung des Materials, so dass zum Beispiel keine Bisserrhöhung, besser allgemein gesagt keine Fehler bei der Übertragungsgenauigkeit während der Kieferrelationsbestimmung entstehen, wäre wünschenswert.

Alle elastischen Bissregistrationsmaterialien und Abformmassen weisen jedoch zwei gravierende Nachteile auf: 1. Klinisch ist schwer feststellbar wann eine ausreichende Elastizität eingetreten ist 2. Die Elastizität ist nicht vollkommen.

Experimentell können (nach *DIN EN 24823 – DIN 1996* für elastomere Abformmassen) zylindrische Probekörper von 12,5 mm Durchmesser und 20 mm

Höhe um einen bestimmten Betrag von 2, 4 oder 6 mm, entsprechend um 10, 20 oder 30%, zusammengedrückt und dann die Rückstellung als Druckverformungsrest gemessen werden¹ [7, 10, 1, 28]. Die Differenz zwischen der Ausgangslänge und der Länge nach dem Rückstellen wird auch als bleibende Deformation bezeichnet oder, wie in *DIN EN 24823* für elastomere Abformmassen (*DIN 1996*), als Rückstellung nach Verformung, bzw. als Prozentanteil der Endlänge von 100 % der Ausgangslänge [7, 5, 37, 39].

Eine gewisse bleibende Deformation muss also für Silikone in Kauf genommen werden. Dabei wird das Rückstellvermögen der Elastomere als ausreichend bezeichnet, wenn ein für fünf Sekunden auf 70 % seiner Ausgangslänge gestauchter Prüfkörper bereits zwei Minuten nach der Entlastung mindestens 98 % (entsprechend 2 % bleibende Deformation) seiner Ausgangshöhe zurückgewonnen hat [14].

Eine optimal abgestimmte Härte und Steifigkeit der Bissregistrationsmaterialien sind ebenso wie eine ausreichende Elastizität anzustreben. Klinisch soll dadurch eine möglichst einfache Nachverarbeitung (d.h. eine einfache und kontrollierbare Bearbeitbarkeit mittels Skalpell, Schere oder Fräse) gewährleistet sein [7, 14, 11].

Außerdem darf es in der Praxis durch Materialien, mit einer zu hohen bleibenden Deformation nach Belastung, die ein „Federn“ der Modelle bei der Einartikulation zulassen (vor allem klinisch bei Freiendsituationen essentiell), nicht zu Fehlern in der Übertragungsgenauigkeit kommen.

So stellten auch *Breeding und Dixon* in ihrer Untersuchung zum Druckwiderstand (bzw. zur Deformation) von vier Bissregistrationsmaterialien auf Silikonbasis fest, dass eine zu hohe Deformation dahingehend ungünstig ist, da jede Deformation während der Bissnahme und der Modellmontage zu Fehlern der Modellrelation im Artikulator führt (als Grundlage für passungengenauen Zahnersatz).

Sie verwendeten bei ihren Untersuchungen Registrat der zu prüfenden Materialien mit verschiedenen Dicken und belasteten jene mit einer definitiven Kraft von 25 N [1].

Keyf und Altunsoy beschäftigen sich in ihren Untersuchungen ebenfalls mit dieser Problematik. Sie belasteten dabei auch verschieden dicke Registrat mit jedoch unterschiedlichen definitiven Kräften. Sie kamen letztendlich zu dem Ergebnis das interokklusale Registrat mit minimaler Materialdicke und Bissregistrationsmaterialien, deren bleibende Deformation nach Belastung so gering wie möglich

¹ Siehe Versuch 2

sein sollte, durchgeführt werden sollten, um die Übertragungsgenauigkeit so hoch wie möglich zu halten [10].

Des Weiteren sollte auch dem E-Modul als Maß für die Steifigkeit von Materialien Beachtung geschenkt werden.

Der E-Modul der Materialien lässt sich aus dem Zugversuch, dem Druckversuch (als Umkehrung des Zugversuches), aber auch aus dem Biegeversuch (bei kontinuierlicher Bestimmung der Durchbiegung) mit Probekörpern bestimmen [7, 41].

Beim Zugversuch wird zum Beispiel eine stabförmige Probe in einer Zerreißmaschine zügig verlängert, wobei Belastung und Verlängerung kontinuierlich gemessen werden. Trägt man die korrespondierenden Werte von Spannung s (= definiert als Kraft pro Fläche = querschnittsabhängige maximale Tragkraft = Festigkeit) und Dehnung e (= die unter Kraft auftretende Probendeformation definiert als das Verhältnis der Längenänderung ΔL zur ursprünglichen Probenlänge L_0) in einem rechtwinkeligem Koordinatensystem auf, so erhält man die Spannungs-Dehnungs-Kurve² des betreffenden Werkstoffes.

Aufgrund der Aussagekraft des E-Moduls gibt es zahlreiche Autoren, die dessen Ermittlung in ihren Untersuchungen über Materialeigenschaften von Bissregistrationsmaterialien oder Abformmaterialien auf Polyvinylsiloxanbasis mit einbeziehen³. So auch *Chai und Mitarbeiter* in ihren Untersuchungen zu *Klinisch relevanten mechanischen Eigenschaften von Abformmaterialien auf Elastomerbasis* [4].

²Zur Dehnung: Eine Dehnung kann elastisch oder plastisch sein. Die elastische Dehnung ist reversibel: Sie geht nach der Entlastung der Probe völlig zurück und ist der Spannung proportional [7, 41]. Die plastische Dehnung ist irreversibel; Sie resultiert aus Atomverschiebungen innerhalb des Probenmaterials [7,41].

In den Spannungs-Dehnungs-Diagrammen von Elastomeren findet man bis zur Elastizitätsgrenze (=Die kritische Grenzspannung bei der erstmalig eine bleibende Dehnung auftritt) eine Proportionalität zwischen Spannung und Dehnung. Die Proportionalität zeigt sich im Diagramm als geradliniger Kurvenanteil. Es gilt das *Hookesche* Gesetz:

$$s = E e \text{ oder } E = s / e [41].$$

Der Proportionalitätsfaktor E ist dann der Elastizitätsmodul des Materials. Er hat die Einheit einer Spannung (N / mm^2) und ist wie bereits erwähnt ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes [41]. Umso größer der E-Modul eines Materials ist desto höher ist also auch dessen Steifigkeit.

³ Siehe Versuch 3

Zusätzlich sei erwähnt, dass die Härte von Bissregistrationsmaterialien auf Grundlage des ISO 48 „Bestimmung der Härte an Elastomeren mit ebenen Oberflächen“ über die Eindringtiefe einer Stahlkugel bestimmt wird. Die erhaltenen D-Werte (Eindringtiefe der Stahlkugel bei definitiver Kraft) werden dann zur besseren Vergleichbarkeit in IRHD (Internationale Gummihärtegrade) umgerechnet [5, 16, 26, 37, 39].

2.2.3. **Verarbeitungszeit**

Die Verarbeitungszeit von Elastomeren setzt sich aus der Mischzeit, der Einbringzeit und der Abformzeit zusammen. Unmittelbar an die Verarbeitungszeit schließt sich dann die Abbindezeit an [7].



Wie bereits erwähnt, wird zum einem für ein Bissregistrationsmaterial eine mindestens so lange Verarbeitungszeit angestrebt, dass der Zahnarzt den Unterkiefer des Patienten bei der Kieferrelationsbestimmung in die gewünschte Position manipulieren kann (ohne dass im Material bereits endogene Spannungen während der Manipulation, die zu Fehler in der Übertragungsgenauigkeit führen können, eingefroren werden) und zum anderem eine höchstens so lange Verarbeitungszeit angestrebt, die aus praktischen Gründen, letztendlich dafür erforderlich ist. Klinisch ist das Ende der Verarbeitungszeit gerechnet vom Mischbeginn dann erreicht, wenn als Folge des Abbindens die Fließfähigkeit für den Anwendungszweck nicht mehr ausreicht.

Die Abbindezeit beginnt bei Elastomeren dann, wenn ein Abformen (bzw. Bissnehmen) nicht mehr möglich ist, also wenn bei Ihnen erste elastische Eigenschaften auftreten [7, 14]. Es ist daher empfehlenswert die Materialien so zügig

wie möglich zu verarbeiten, da Untersuchungen [16,26] gezeigt haben, dass die geringste Fehlerquote dann erreicht wird, wenn direkt nach der Applikation des Materials das Registrat durchgeführt wird. Je größer das Zeitintervall zwischen Applikation der Masse und dem Registriervorgang ist, desto höher ist der daraus entstehende Fehler⁴ [16, 26].

Die vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeiten sollten auf jeden Fall eingehalten werden, da sie die Frist markieren, innerhalb welcher die theoretisch unvermeidbaren Fehler durch endogene Spannungen klinisch tolerierbar bleiben [14].

Endogene Spannungen im Material entstehen dadurch, da sich (bereits schon kurz nach dem Mischen) kurze Polymerketten bilden, die dann während der Bissnahme im Mund des Patienten deformiert werden. Diese frühzeitigen Kettendeformationen werden dann im Registrat während des Abbindevorgangs als Spannungen fixiert. Nach Entnahme des Registrates lösen sich diese dann wieder und es kommt zu Dimensionsveränderungen im Registrat, die dann wiederum Fehler in der Übertragungsgenauigkeit der Bissrelation zu Folge haben. Um diese endogenen Spannungen zu minimieren versucht man, die Mischzeit zu reduzieren und die anfängliche Verfestigung der Materialien zu verzögern. Eine Reduktion der Mischzeit auf ein nötiges Minimum kann man mit Hand-Mischgeräten (Dispensern) erreichen. Außerdem ermöglichen jene auch ein optimales Durchmischen der beiden Pasten.

Durch eine Kühlung der Materialien vor Gebrauch kann vor allem bei den A-Silikonem die anfängliche Verfestigung so verzögert werden, dass die endogenen Effekte zwar nachweisbar sind, aber bei Beachtung der Verarbeitungszeit (nach Herstellerangaben) ohne praktische Bedeutung bleiben [7]. Eine Lagerung der Materialien im Kühlschrank (bei ca. 8 Grad Celsius) wird in der Literatur empfohlen, da die Viskosität der unangemischten Silikonmassen von der Temperatur praktisch unabhängig ist.

Mit der Bestimmung der Verarbeitungszeit von Materialien auf Elastomerbasis und dem Einfluß verschiedener Faktoren darauf beschäftigten sich *McConnell und Mitarbeiter* in einer ihrer Untersuchungen. Sie verarbeiteten dabei nicht nur Silikone, sondern auch Polysulfide und Polyether nachdem sie diese 24 Stunden bei Raumtemperatur (20 °C), in einem Kühlschrank bei 6 °C und unter Mundtemperatur (35 °C), gelagert hatten. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Silikone unter Raumtemperatur die kürzeste Verarbeitungszeit, jedoch nach Lagerung im Kühl-

⁴ Siehe Versuch 1

schränk, die Längste vorwiesen (Polyether waren nach Lagerung im Kühlschrank unbrauchbar). Nach Lagerung unter Mundtemperatur war natürlich die Verarbeitungszeit aller verwendeten Materialien verkürzt [15].

Die Untersuchung macht deutlich, dass die Silikone im Kühlschrank gelagert werden sollten um die Verarbeitungszeit zu verlängern und damit das Einfrieren von endogenen Spannungen, wie oben im Text bereits erklärt, zu vermeiden.

2.2.4. Konsistenz (Viskosität)

Die Konsistenz von Bissregistrationsmaterialien sollte im gewissen Maße „fließend“ sein. Dies ermöglicht eine leichte Durchmischung im Dispenser und eine letztendlich einfache Applizierbarkeit auf die Zahnreihen des Patienten.

Ein leichtes „Anfließen“ an die Zahnreihen ermöglicht des weiteren eine gute Wiedergabegenauigkeit (Eine hohe Wiedergabegenauigkeit ist sowohl von der Konsistenz des Materials als auch vom Druck, mit dem dieses auf die Zahnreihen gedrückt wird, abhängig) [7].

Eine hohe Wiedergabegenauigkeit ist ebenso ein entscheidender Faktor für eine hohe Präzision bei der Situationsübertragung, jedoch ist eine exakte Wiedergabe jeder Parafissur und jedes Grübchens der Zahnreihen nicht von Nöten, sogar ganz im Gegenteil, eher nicht erwünscht, da eine zu genaue Erfassung aller scharfen Kanten im Bissregistrat eine spätere Modellzuordnung erschweren könnte [7, 14, 16]. Andererseits wird von den Materialien auch eine gewisse Standfestigkeit gefordert.

Diese verhindert ein herunter laufen von der Zahnreihe und ermöglicht ein Auftragen des Materials auch in etwas dickeren Schichten.

Die Standfestigkeit des Materials darf jedoch nicht nur aus oben erwähnten Gründen ein gewisses Maß nicht überschreiten, sondern muss dem Patienten auch ein entspanntes, „normales Zubeissen“ ermöglichen. Ein geringer „Zubeisswiderstand“ verhindert also, dass der Patient unbewusst einen falschen „Biss“ einnimmt.

Die Eigenschaft von Werkstoffen eine gewisse Standfestigkeit zu zeigen und erst nach Krafteinwirkung zu fließen wird auch Thixotropie (Scherverdünnung) genannt [41]. Die Thixotropie der dünnfließenden Silikone ist also eine sehr erwünschte Eigenschaft im Hinblick auf ihre Verwendbarkeit als Bissregistrationsmaterialien.

Die Konsistenz von Elastomeren wird über eine Fließfähigkeitsmessung mittels eines Versuchsaufbaus nach *DIN ISO 4823* ermittelt [5, 16, 37,39]. Die Materialien können danach in vier verschiedene Typen (knetbar bis leicht fließend) unterteilt werden.

Chai und Mitarbeiter nahmen in einer ihrer Untersuchungen die Viskosität von verschiedenen Bissregistrationsmaterialien, von denen der grösste Teil aus Polyvinylsiloxanen bestand, näher ins Augenlicht. 30 Sekunden nach Mischbeginn verglichen sie die Viskosität der verschiedenen Materialproben rheologisch. Mittels des Rheometers setzten sie ihre Messungen soweit fort bis die verschiedenen Materialien eine kritische Viskosität von 5000 Poise erreicht hatten.

Ergebnis ihrer Untersuchungen war die Schlussfolgerung das Untersuchungen zur Viskosität von Bissregistrationsmaterialien hinsichtlich ihrer klinischen Verwendbarkeit eine Rolle spielen sollten, da sich letztendlich alle untersuchten Materialien während der Rheologie unterschiedlich verhielten [2].

Da die kritische Viskosität im direkten Zusammenhang mit dem Ende der Verarbeitungszeit steht gibt es zahlreiche Untersuchungen mittels Rheometer, die diesen klinischen Bezug beider Faktoren zueinander nutzen [2, 16, 26, 34, 36,40].

2.2.5. Weitere Materialeigenschaften

Die Dimensionsstabilität der Elastomere wird allgemein in der Literatur als gut bis hervorragend bezeichnet [3, 18, 22, 27].

Neben den vom Zahnarzt beim Handling beeinflussbaren Faktoren, welche unter anderem die Dimensionsstabilität ausmachen (wie z.B. Reduktion der endogenen Spannungen), gibt es auch Faktoren die nicht durch eine optimale Verarbeitung minimiert werden können.

So unterliegen die Silikone einer linearen Abbindeschumpfung und thermischen Kontraktion beim Abkühlen von Mund auf Raumtemperatur. Beide Faktoren sind jedoch mit 0,15 – 0,5 % als tolerabel einzustufen [7, 14].

Ein weiterer wichtiger Punkt stellt die Desinfizierbarkeit der Materialien dar. Um Keimverschleppungen zu vermeiden, müssen sie, wenn nicht sterilisierbar, dann aber wenigstens desinfizierbar sein. Die Gefahr dass die Materialien im Des-

infektionsbad quellen und die Dimensionsstabilität nicht mehr ausreichend gewahrt ist, besteht bei den Elastomeren so gut wie gar nicht [7].

Eine ausreichende Lagerfähigkeit sollte natürlich auch gegeben sein. Grundsätzlich können alle Werkstoffe, die aufgrund einer chemischen Reaktion aushärten, sich von allein oder durch eine nicht sachgemäße Lagerung verändern. Elastomere sollten laut Eichner innerhalb eines Jahres verbraucht werden, da sich ansonsten ihre Materialeigenschaften zu stark verändern. [7]

Hondrum untersuchte verschiedene Abformmaterialien auf Elastomerbasis hinsichtlich ihrer Lagerungsfähigkeit über einen Zeitraum von bis zu 72 Monaten. Die meisten Eigenschaften der getesteten Materialien blieben konstant oder im akzeptablen Bereich, im Zeitraum der vom Hersteller angegeben Verwendungsdauer, unter den verschiedensten Lagerbedingungen. Als besonders gut hinsichtlich ihrer Lagerungsstabilität ist auch in dieser Untersuchung, die Materialgruppe der A-Silikone zu werten [9].

Die Hersteller der meisten sich auf dem Markt befindlichen A-Silikone geben eine Lagerfähigkeit (sachgemäß trocken und nicht über 25 °C), bei gleich bleibender Dimensionsstabilität, von mindestens zwei Jahren an. Jedoch sollten die Materialien dann, als Empfehlung, nicht länger gelagert werden.

2.3. Untersuchungen der Materialeigenschaften von Elastomeren im Hinblick auf ihre klinische Verwendbarkeit als Bissregistrationsmaterialien

Zahlreiche Untersuchungen verdeutlichen, dass Elastomere, vor allem Polyvinylsiloxane, aufgrund ihrer Materialeigenschaften die geeignetste Materialgruppe für moderne Bissregistrationsmaterialien darstellen [8, 18, 19, 22, 27, 30, 32, 38].

Als ihre entscheidenden Vorteile sind unter anderem, die besten elastischen Eigenschaften mit hohem Rückstellvermögen, die beste Detailwiedergabe und eine gute Dimensionsstabilität zu nennen.

Untersuchungen über die Materialeigenschaften der Elastomere und ihr Handling bei der Verarbeitung untermauern dies auf breiter Basis [1, 2, 3, 4, 6, 8, 9, 10, 12, 13, 15, 16, 18, 19, 22, 23, 24, 26, 27, 30, 32, 33, 38, 40].

Des Weiteren findet man in der Literatur zahlreiche Studien die alle Bissregistrationsmaterialien, vor allem hinsichtlich ihrer Übertragungsgenauigkeit (als übergeordnete wichtigste Eigenschaft), miteinander vergleichen [16, 18, 22, 32, 26, 27].

Fast alle Untersuchungen bescheinigen den Elastomeren und vor allem den Polyvinylsiloxanen eine Überlegenheit gegenüber den anderen Materialien (z.B. Wachs, ZNO-Eugenol Pasten usw.)

Mittlerweile erscheinen immer mehr elastomere Bissregistrationsmaterialien auf dem freien Markt. Es erscheint daher sinnvoll in einer einheitlichen Norm die Materialien nach ihren Eigenschaften verifizieren und klassifizieren zu können, um nicht zuletzt darüber Rückschlüsse auf ihre klinische Verwendbarkeit zu ziehen. Zudem wirkt eine einheitliche Norm einer zu großen Auffächerung der Materialeigenschaften entgegen. Aus diesen Gründen wurden erstmals 1998 von *Wöstmann* und *Schweitzer* [37] Untersuchungen zur Normierbarkeit von Bissregistrationsmaterialien durchgeführt, die sich im Februar 1999 in einem ersten Entwurf einer Normierung niederschlugen. *Nave* [26] und *Meintrup* [16] trugen mit ihren Untersuchungen dazu bei, dass im Mai 2001 die bereits 3. Version [39] des Entwurfs fertiggestellt wurde.

Diese Untersuchungen sind als Fortsetzung der oben Aufgeführten zu sehen und sollen die bereits gewonnenen Erkenntnisse weiterentwickeln und ergänzen. Auch hier besteht das oberste Ziel darin, einfache und möglichst ohne grossen

Geräteaufwand durchführbare, standardisierte Messverfahren aufzuzeigen, die in einer Norm für alle elastomeren Bissregistrationsmaterialien verankert werden können.

3. Ziele der Untersuchung

Ziel der Untersuchung war es, verschiedene Versuche zur Darstellung und Prüfung der physikalisch messbaren Parameter, die vorne im Text beschriebenen Materialeigenschaften von Bissregistrierungsmaterialien, aufzuzeigen, und die Versuche hinsichtlich der Möglichkeit zur Einbeziehung in eine Normierung zu untersuchen.

Zu diesem Zweck wurden die folgenden Prüfmethode getestet und im Hinblick auf ihre Verwendbarkeit als Verfahren für eine einheitliche Norm von Bissregistrierungsmaterialien bewertet. Des Weiteren wurden die ermittelten Eigenschaften der Materialien miteinander verglichen und versucht, daraus Rückschlüsse auf ihre klinische Verwendbarkeit zu ziehen.

In der *Versuchsserie 1* wurde ein Verfahren zur Bestimmung der Verarbeitungszeit der Materialien vorgestellt und auf seine klinische Relevanz geprüft.

Die Messung der Rückstellung nach Verformung (*Versuchsserie 2.1 und 2.2*) und der Verformbarkeit (*Versuchsserie 3*) mittels eines Dreipunkt-Biegeversuches, unter zusätzlicher Ermittlung des Elastizitätsmoduls, wurden als Verfahren zur Prüfung der allgemeinen Materialeigenschaften getestet und in Bezug auf ihre Verwendbarkeit als Verfahren zur Normierung von Bissregistrierungsmaterialien bewertet.

Dazu wurden die oben erwähnten *Versuchsserien* wie folgt durchgeführt:

Versuchsserie 1:

Prüfung der Gesamtverarbeitungszeit mit Hilfe eines an die *ISO EN 48 (Kugeldruckhärte)* angelehnten Versuchsaufbaus und Korrelation der Messergebnisse mit den von *Meintrup [6] "Untersuchungen zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien-Versuchserie 1"* ermittelten Daten.

Versuchsserie 2.1:

Ermittlung der bleibenden Deformation nach Verformung (nach 250 Newton Belastung) der verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien mit Hilfe einer Zwick Universalprüfmaschine 1454.

Versuchserie 2.2:

Ermittlung der bleibenden Deformation nach Verformung (nach 100 Newton Belastung) der verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien mit Hilfe einer Versuchsvorrichtung nach *ISO 4823*.

Versuchserie 3:

Ermittlung der Verformbarkeit (bzw. Biegebarkeit) und des Elastizitätsmoduls der einzelnen Bissregistrierungsmaterialien mittels eines Dreipunkt-Biegeversuches in Anlehnung an *DIN ISO 10477*. Die Versuchsdurchführung erfolgte mit einer ZWICK 1454 Universalprüfmaschine

4. Untersuchungsplanung und Durchführung

4.1 Untersuchungsdesign

Es handelt sich bei der vorliegenden Studie um eine in-vitro-Studie, in der zur Erreichung der Studienziele verschiedene Versuchsserien durchgeführt wurden. Die Versuchserie 2 wurde dabei in zwei weitere Versuchsserien unterteilt.

4.2 Geprüfte Materialien

Folgende Bissregistrierungsmaterialien wurden während der Studie untersucht:

Bissregistrierungsmaterial Hersteller	
Dimension Bite 60seconds	ESPE, Seefeld
Futar D Occlusion	Kettenbach, Eschenburg
Futar Occlusion	Kettenbach, Eschenburg
Imprint SBR	3M, Borken
Memoreg C.D.	Heraeus-Kulzer, Dormagen
Memosil C.D.	Heraeus-Kulzer, Dormagen
Ramitec penta	ESPE, Seefeld
Registrado X-tra hard	VOCO, Cuxhaven

Tabelle 1: Geprüfte Materialien

Sämtliche in der Tabelle 1 angegebenen Bissregistrierungsmaterialien wurden in allen Serien geprüft.

4.3. Durchführung der Versuche

4.3.1. Versuchsserie 1

Zur Durchführung der Versuchsserie wurde folgende Messapparatur verwendet (Abb. 1 und 2):

Am Boden eines Wasserbades mit den Maßen 34 x 32 x 16,5 cm (L x B x H) befand sich eine Glasplatte zur Aufnahme des zu prüfenden Materials. In das Wasserbad reichte (in Anlehnung an die Apparatur nach *ISO EN 48*) ein Gewichtstab aus Aluminium (Länge 235 mm, Durchmesser 12 mm, Teller am unteren Ende - Durchmesser 17,32 mm = eine Fläche von 235 mm² und einer Dicke von 3 mm mit einem Gesamtgewicht von 100 g). Ab Tellerunterseite gerechnet, befand sich der Auffangstab für das Zusatzgewicht (500 g) bei 150 mm (Länge des Auffangstabs 27 mm). Die Arretierung des Alu-Gewichtsstabes 5 mm über der Glasplatte erfolgte mit einem Feststeller, der durch eine Bohrung sowohl im Messingrohr als auch im Alustab geführt war (Abb. 1 und 2).

Am oberen Ende des Messingrohrs schaute der Alustab heraus, auf dem der Messteller einer Messuhr auflag (Modell ID-C1258 (Mitotoyu) mit ausgebaute Feder). Nach Lösen des Feststellers konnte die Alustange mit Gewicht auf die darunter liegende Glasplatte herabgelassen werden. Die Position an der der Stempel der Alustange auf der Glasplatte auflag, wurde vor der Messung als Nullposition festgelegt. In der Ausgangsposition betrug der Abstand zwischen Glasplatte und Stempel 4 mm.

In dieser Versuchsserie wurde aus versuchstechnischen Gründen eine Wassertemperatur von 26 Grad Celsius gewählt, um die ermittelten Ergebnisse mit den Ergebnissen von *Meintrup [16]* (*Versuchsserie 1 - Ermittlung der Bissperrung*) vergleichen zu können. Zusätzlich wurden die geprüften Materialien zuvor im Wärmeschrank auf 26 Grad Celsius erwärmt.

Die Glasplatte wurde in der Mitte mit einer kleinen Portion Material beschickt. Daraufhin wurde genau so viel Wasser in die Wanne gefüllt, dass das Material vollständig bedeckt war. In dem jeweils ersten Versuch einer Serie wurde nach 30 Sekunden der Verriegelungsbolzen entfernt und auf das Material herabgelassen.



Abbildung 1: Versuchsaufbau (Versuchsserie 1)

Nach 3 Minuten (Aushärtungszeit) wurde der Wert auf der Messuhr abgelesen und notiert. Die nächsten Durchgänge erfolgten dann jeweils mit einem Offset von 10 Sekunden. Sobald sich der Alustempel nicht mehr vollständig durchdrückte, also die Oberfläche der Glasplatte berührte, wurden noch drei Durchgänge mit einem Offset von +5 Sekunden, + 10 Sekunden und -5 Sekunden ausgehend vom letzten durchgeführt. Die jeweiligen Messwerte wurden ebenfalls nach 3 Minuten Wartezeit abgelesen. Auf gleiche Weise wurden alle Materialien jeweils dreimal geprüft.

Diese Vorgehensweise wurde aus der Intention heraus gewählt, die Messwerte mit den von *Meintrup [16]* ermittelten Werten (*Versuchsserie 1-Ermittlung der Bissperrung*) zu vergleichen.

Der nach der Messung eventuell noch verbliebene Abstand zwischen Alustempel und Glasplatte wurde dabei in Analogie zur „Bissperrung“ interpretiert und wird im folgendem so bezeichnet.



Abbildung 2: Versuchsdurchführung (Versuchsserie 1)

Nachdem bei allen Materialien nach dem beschriebenen Verfahren die jeweilige Sperrung ermittelt war, wurden die erhaltenen Werte in einer Excel-Tabelle ausgewertet und in Form von Liniendiagrammen dargestellt.

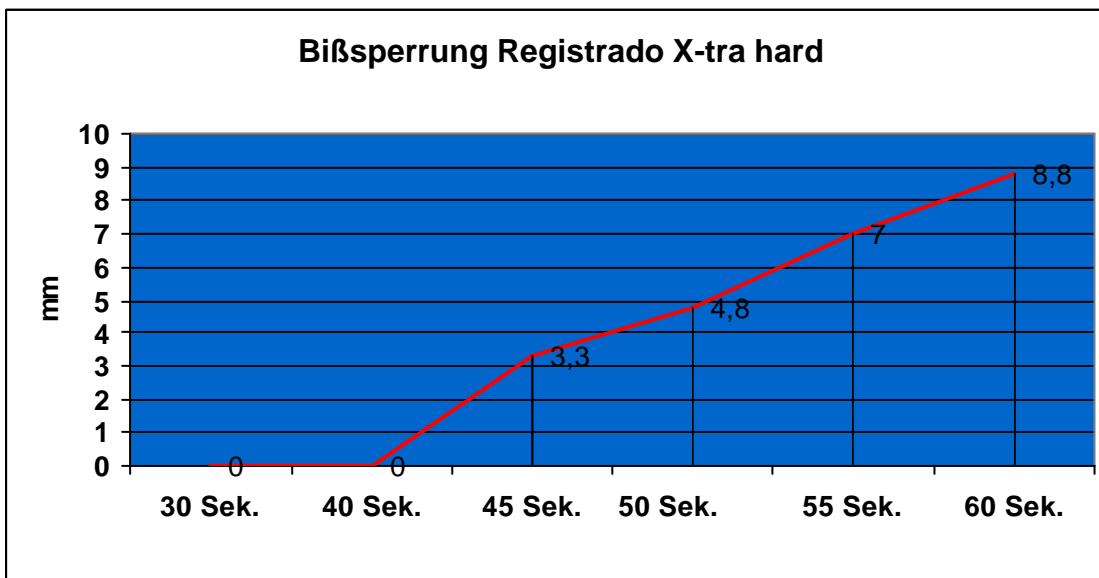


Abbildung 3: Beispiel für die Auswertung

Als nächstes erfolgte nun ein direkter Vergleich der Ergebnisse mit den von *Meintrup [6]* (*Untersuchungen zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien-Versuchsserie 1-Teil 2-Ermittlung der Bissperrung*) ermittelten Werten, wobei sich eine Korrelation zu den dort angegebenen Messwerten, nicht bei allen seinerzeit geprüften Materialien erkennen ließ. Aus diesem Grund wurde mit den Materialien, die eine Abweichung von mehr als 10 Sekunden, zwischen den von *Meintrup [6]* und den in dieser Serie ermittelten Ergebnissen, zeigten, die Vergleichsdaten erneut ermittelt. Zusätzlich erfolgte ebenfalls eine Bestimmung der Vergleichsdaten mit dem in dieser Serie erstmals verwendeten *Registrado Xtra (Voco)*.

4.3.2. Versuchsserie 2.1

In dieser Versuchsserie wurde die Rückstellung nach Verformung der einzelnen Bissregistrierungsmaterialien bestimmt. Dazu wurden zunächst zylindrische Prüfkörper der einzelnen Materialien hergestellt. Diese hatten eine Höhe von 20 mm \pm 2mm und einen Durchmesser von 12,05 \pm 0,05 mm. Zur Anfertigung der Prüfkörper diente eine geteilte Messingform, die oben genannten Dimensionen entsprach. Die Form wurde mit gekühltem Material direkt aus dem Dispenser gefüllt. Nach dem Aushärten des Materials wurde der Probekörper aus der Form genommen. War die Oberfläche nicht blasenfrei, wurde ein neuer Probekörper hergestellt. Insgesamt wurden drei Probekörper pro Material angefertigt. Nach beendeter Herstellung wurden die Prüfkörper 24 Stunden gelagert.

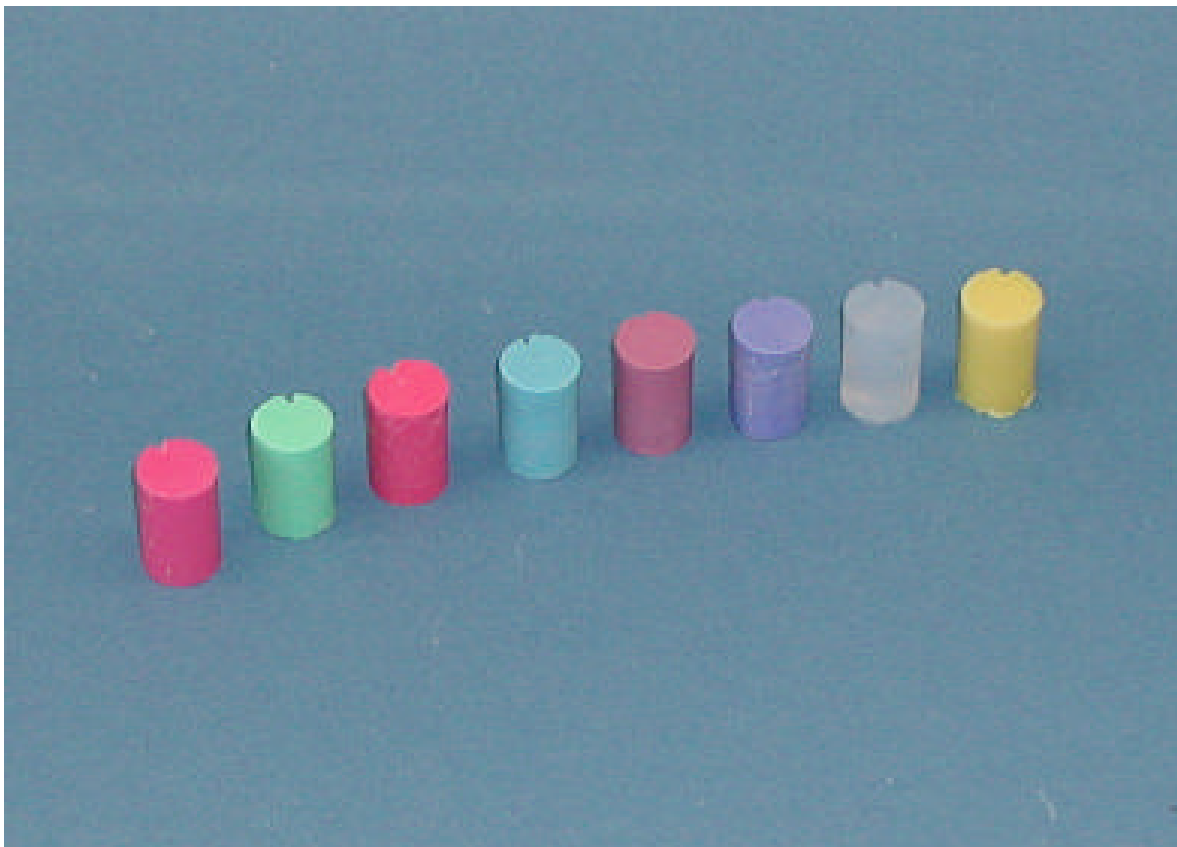


Abbildung 4: Probekörper der Versuchsserie 2

In einem Vorversuch wurde versucht, die Länge der einzelnen Prüfkörper mit einer Mikrometerschraube zu erfassen. Dies erwies sich jedoch als zu ungenau, da durch die Schraube schon ein geringer Druck ausgeübt wurde, und die einzelnen Messwerte dann im Vergleich zu stark variierten. Aus diesem Grunde wurden die Ausgangslänge und die späteren Längenveränderungen der Prüfkörper mit einem Messmakroskop M420 der Firma Leica (Wetzlar) berührungslos vermessen. Dazu wurde an den Prüfkörpern mit einem Skalpell auf jeder Seite eine Markierung angebracht und der Abstand zwischen den beiden Markierungen ermittelt. Jeder Prüfkörper wurde jeweils dreimal vermessen und der Mittelwert der drei Messungen bestimmt.

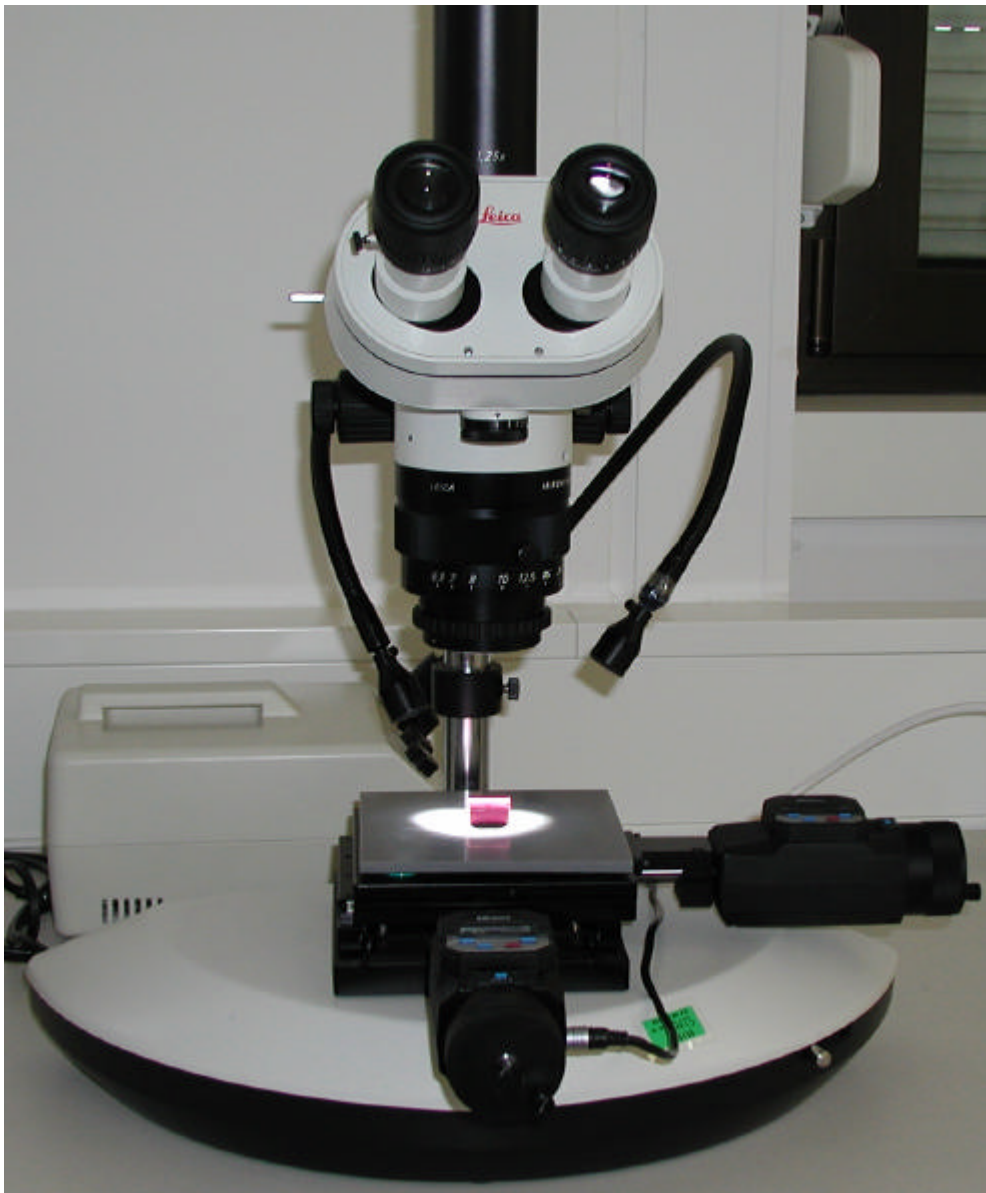


Abbildung 5: Prüfkörper zur Vermessung unter dem Messmakroskop M420 (Leica)

Zur vorgesehenen Belastung der Prüfkörper aus den verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien mit einer Kraft von 250 N für 30 Sekunden, erschien die in der *DIN EN 24823* vorgeschlagene Apparatur als hierfür nicht zweckmäßig, da ein Gewicht von 25,48 kg notwendig gewesen wäre, um eine Kraft von 250 N ausüben zu können. Aus diesem Grund wurde der Versuch mit einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 durchgeführt. In der Universalprüfmaschine wurden dazu zwei ebene Druckplatten (jeweils mit einem Durchmesser von 135 mm) in einem Abstand von ca. 5 cm montiert.

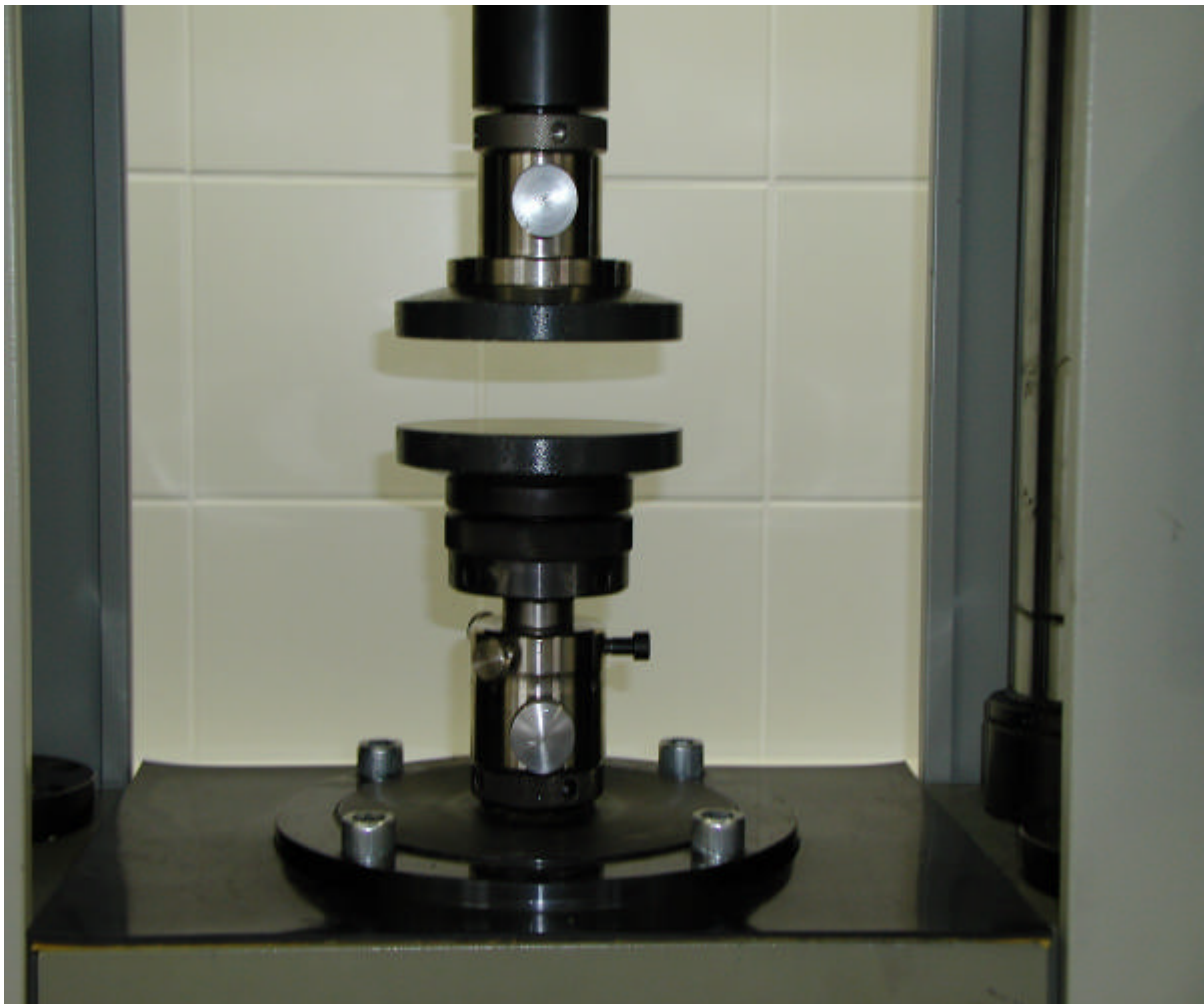


Abbildung 6: Universalprüfmaschine Zwick 1454 mit den zwei montierten Druckplatten

Daraufhin wurde mit dem zu der Maschine gehörenden Hystereseprüfprogramm (Zwick) der Versuchsablauf so programmiert, dass die Maschine die Prüfkörper mit einer Kraft von 250 N unter einer geringen Anfahrgeschwindigkeit (10 mm/min) für genau 30 Sekunden belastete. Nach 30 Sekunden fuhr die Maschine automatisch in ihre Ausgangsposition zurück und entlastete die Prüfkörper. Nach der Entlastung wurde dann die Längenänderung der einzelnen Prüfkörper nach Ablauf von 15 Minuten und einer Stunde bestimmt. Es wurden von jedem Material 3 Prüfkörper hergestellt und geprüft.

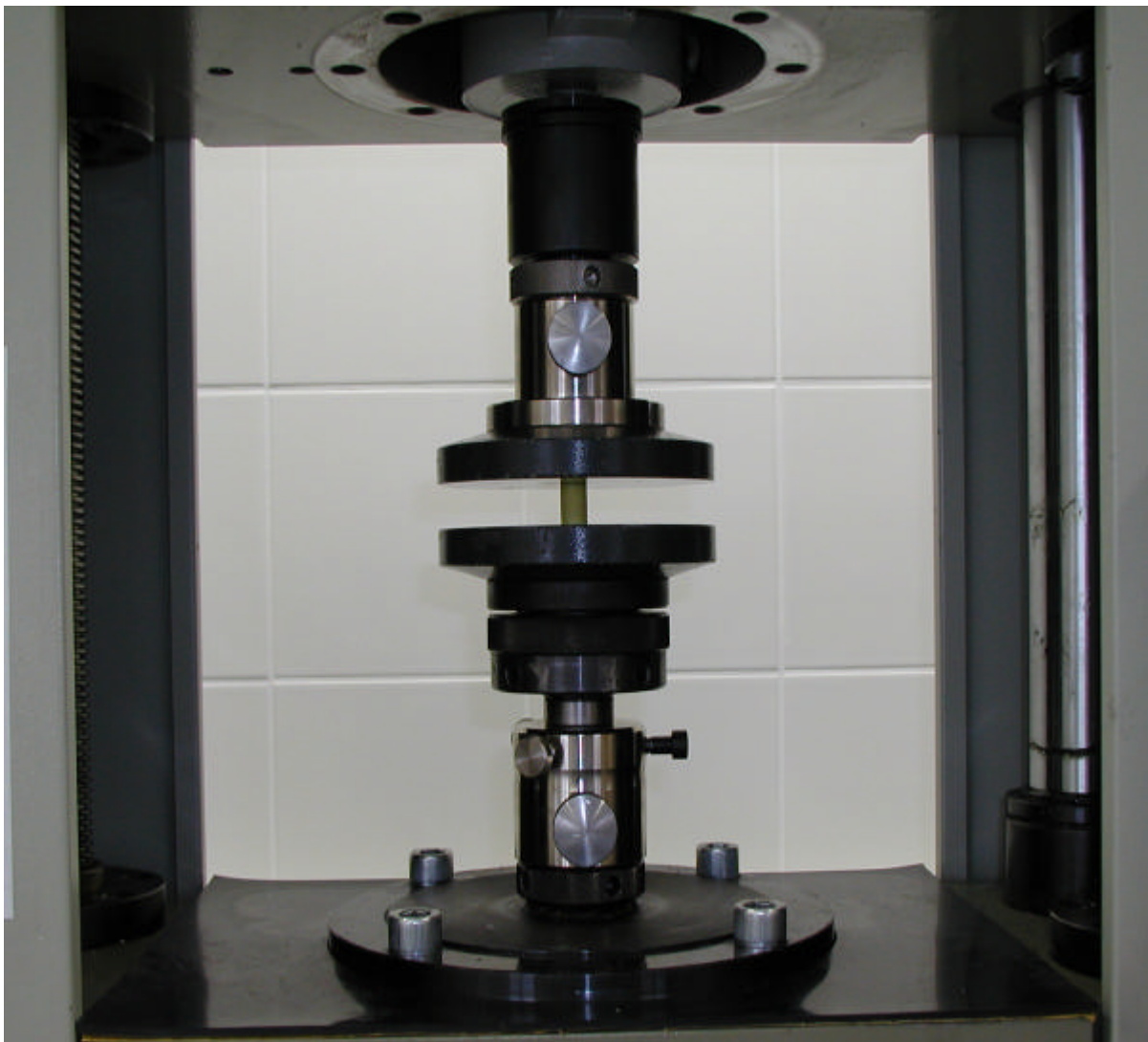


Abbildung 7: Universalprüfmaschine ZWICK 1454 während Prüfphase

4.3.3. Versuchsserie 2.2

Da es aus Gründen der Praktikabilität und Versuchsdurchführung ratsam erschien, den Versuchsaufbau möglichst einfach zu gestalten, wurde eine erneute Prüfung nunmehr mittels einer an die *DIN EN 24823* angelehnten Versuchsapparatur vorgenommen (Abbildung 8). Es wurde zur Belastung der Probekörper lediglich ein Gewicht von 10,19 kg (100 N) verwendet. Zunächst wurden Prüfkörper in den gleichen Dimensionen und nach dem gleichen Verfahren wie in *Versuchsserie 2.1* (Abbildung 4) beschrieben hergestellt und vermessen. Die Prüfkörper wurden dann jeweils zentral in die Mitte des planen unteren Tellers der Apparatur gestellt.



Abbildung 8: Versuchsaufbau *Versuchsserie 2.2* ohne Gewicht

Daraufhin wurde die Arretierung der Apparatur gelöst und ein Zusatzgewicht aufgebracht, so dass eine Gesamtbelastung von 100 N resultierte. Die Prüfkörper wurden ebenfalls, wie in *Versuchsserie 2.1* beschrieben, für 30 Sekunden belastet.



Abbildung 9: Versuchsdurchführung der *Versuchsserie 2.2*

Nach der Entlastung wurde ebenfalls die eingetretene Längenänderung nach 15 Minuten und nach einer Stunde mit dem Messmakroskop ermittelt. Es wurden jeweils wiederum 3 Probekörper pro Material geprüft.

Die Messergebnisse beider Versuchsserien wurden exakt erfasst, manuell in eine Excel-Tabelle übertragen und sowohl graphisch als auch statistisch ausgewertet.

4.3.4. Versuchsserie 3

Zur Ermittlung der Verformbarkeit (bzw. Biegebarkeit) und des Elastizitätsmoduls der einzelnen Bissregistrierungsmaterialien wurde ein Dreipunkt-Biegeversuch in Anlehnung an die *ISO 10477* in einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 (Kraftaufnehmer 20 kN) durchgeführt.

Dazu wurden zunächst Prüfkörper mit den Maßen 10mm Breite x 5mm Dicke x 50mm Länge in einer individuell angefertigten Form hergestellt. Um die Verarbeitungszeit zu verlängern und eine nicht erwünschte Blasenbildung zu vermeiden wurden auch hier die zu verwendeten Materialien vorher im Kühlschrank gelagert. Das Material wurde dann direkt aus dem Dispenser mit etwas Überschuss in die Form gespritzt und mittels einer aufgedrückten Glasplatte um das überflüssige Material verdrängt. Dies gewährleistete zum einem, dass die Form vollständig mit dem Material ausfloss, ein gerader Abschluss erreicht und zum anderem eine porenfreie Oberfläche geschaffen wurde. Nach Einhaltung der vom Hersteller angegebenen Aushärtungszeiten wurden die Prüfkörper dann vorsichtig aus der Form herausgenommen. Nach der Herstellung wurde jeder Prüfkörper 60 Minuten gelagert. Insgesamt wurden drei Prüfkörper pro Material hergestellt.



Abbildung 10: Probekörper der Versuchsserie 3

Die Messungen wurden wiederum in einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 auf einer Biegebank mit einer Stützweite von 30 mm durchgeführt (Crossheadspeed 10 mm/min). Die Prüfung wurde beendet sofern der Probekörper brach, bzw. bis eine maximale Durchbiegung von 10 mm erreicht wurde.

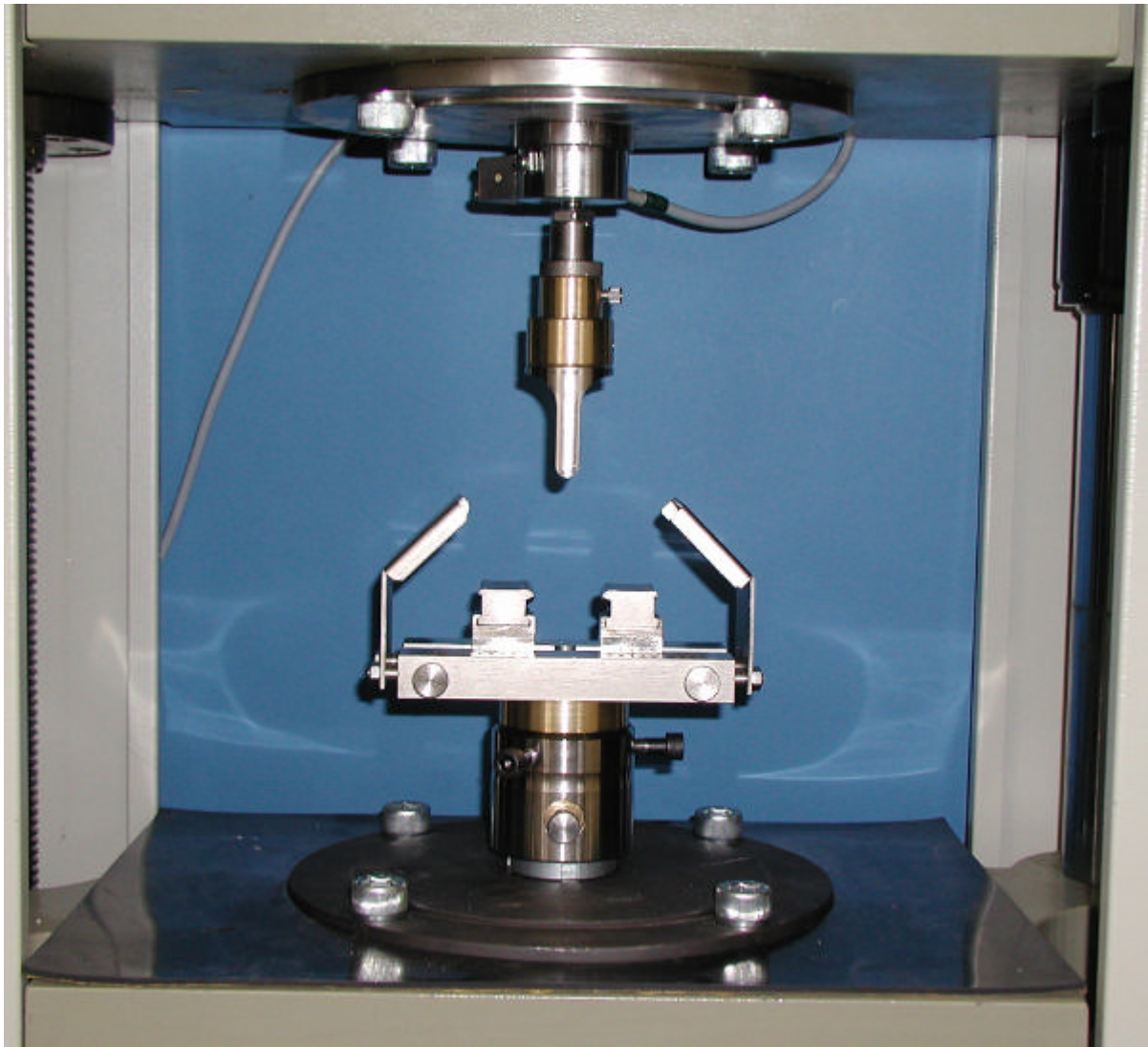


Abbildung 11: Versuchsaufbau Versuchsserie 3

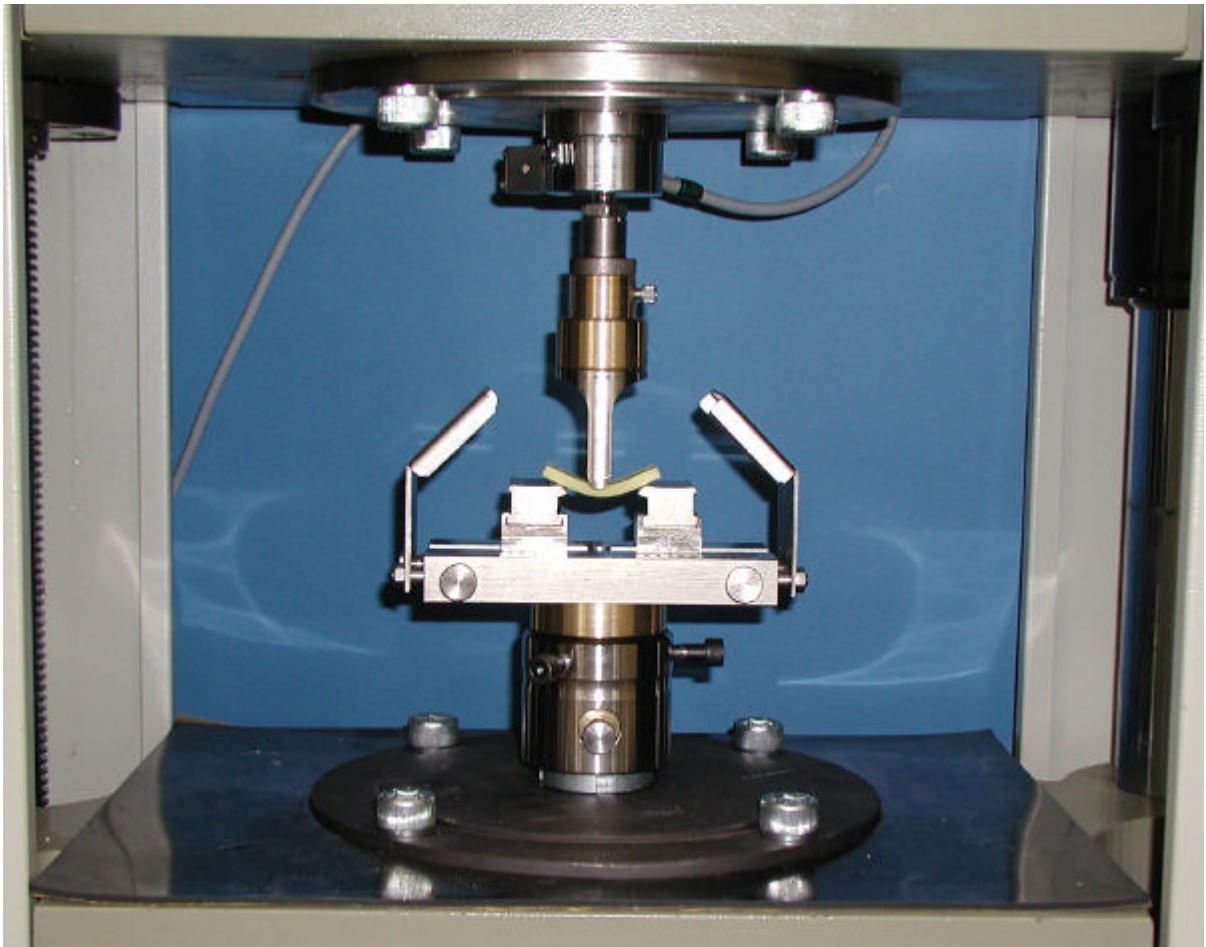


Abbildung 12: Versuchsdurchführung Versuchserie 3 (Durchbiegung eines Prüfkörpers)

5. Ergebnisse

5.1. Darstellung der Ergebnisse

5.1.1. Versuchsserie 1

Die Zeiten bei denen bei den verschiedenen Materialien eine Bissperrung eintrat, variierten von Material zu Material beträchtlich. Grundsätzlich scheinen die Hersteller die härteren Materialien (z.B. *Futar D Occlusion*, *Registrado X-tra hard*) mit einer kürzeren Verarbeitungszeit eingestellt zu haben als die Materialien mit einer geringeren Endhärte (z.B. *Memosil*, *Ramitec penta*). Bei allen Materialien war ein eindeutiger Anstieg der Bissperrung zu erkennen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind an dieser Stelle lediglich exemplarisch die Zeitverläufe für ein hartes Material (*Futar D Occlusion*) und ein weiches Material (*Ramitec Penta*) aufgeführt. Die Daten aller anderen Materialien finden sich im Anhang.

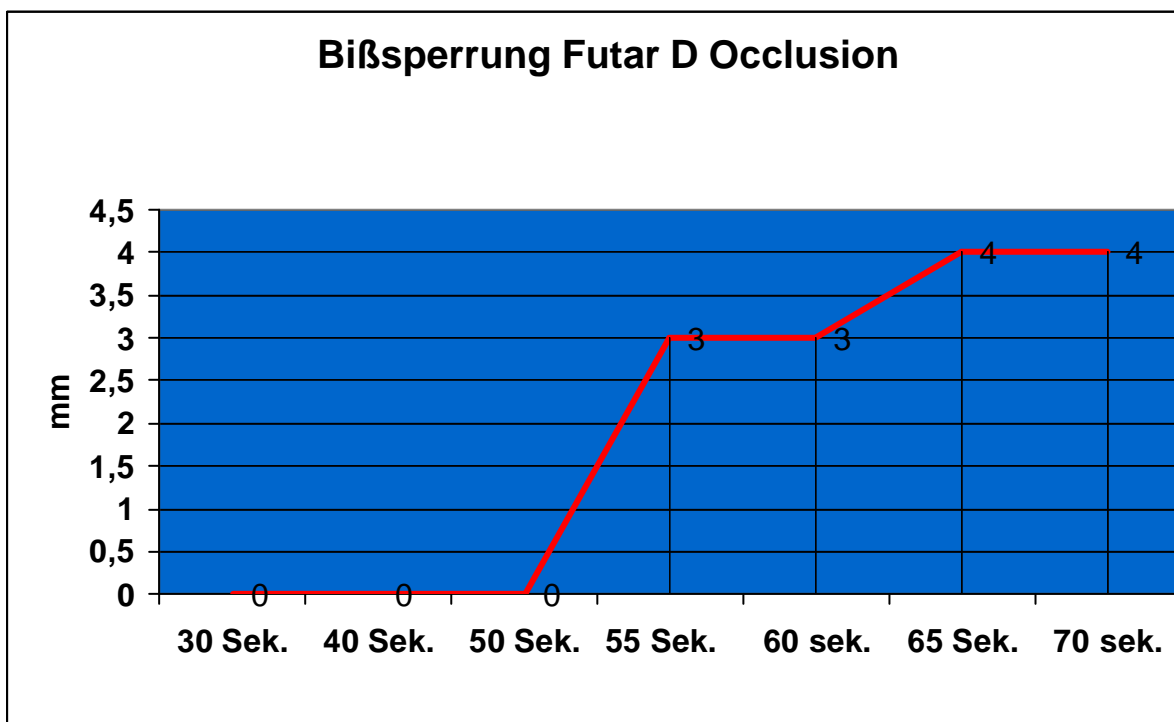


Abbildung 13: „Bissperrung“ *Futar D Occlusion* in Abhängigkeit von der Zeit

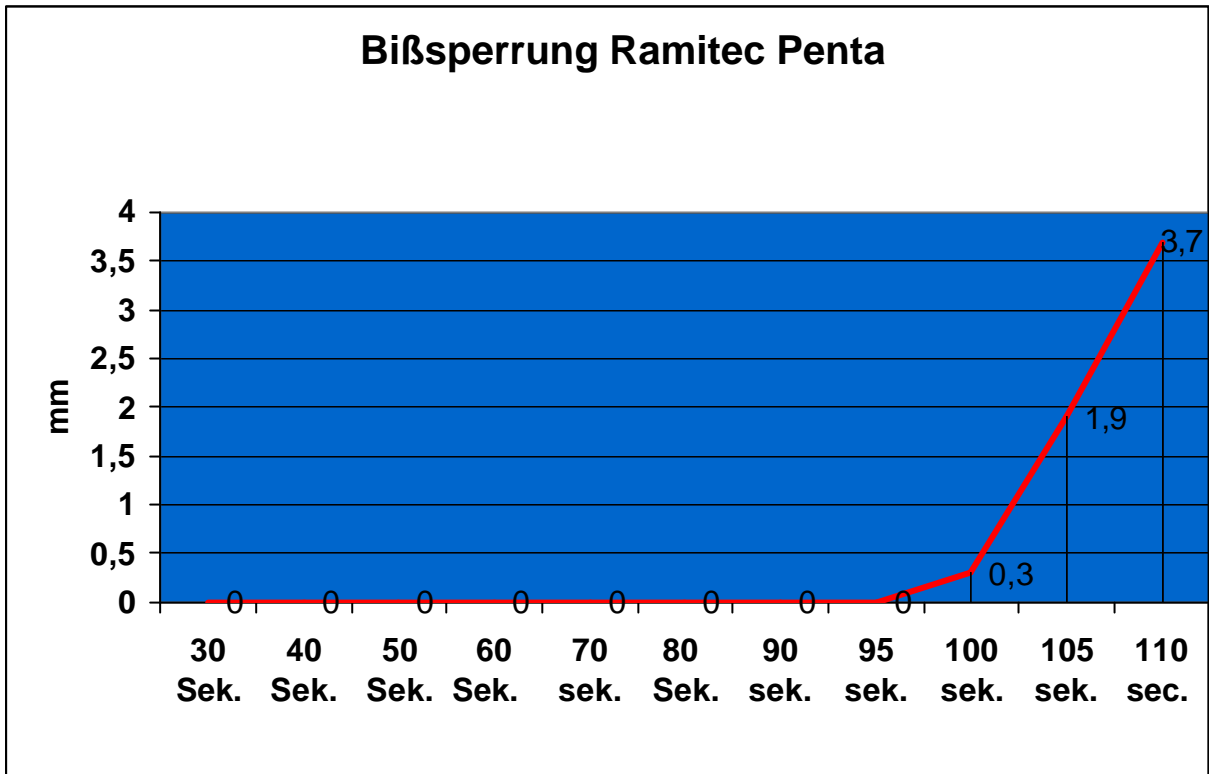


Abbildung 14: „Bißsperrung“ *Ramitec Penta* in Abhängigkeit von der Zeit

Die ermittelten Zeiten, zu denen bei den jeweiligen Materialien erstmalig eine vertikale Bißsperrung auftrat, sind in Tabelle 2 aufgeführt. Die Tabelle enthält ebenfalls die Vergleichswerte aus der Arbeit *Meintrup [16]*, sowie die in dieser Serie nach dem in *[16]* beschriebenen Verfahren neu bestimmten Vergleichswerte (Neumessung).

Dabei fanden sich bei allen neu bestimmten Materialien erhebliche Abweichungen zu den Referenzwerten aus *[16]*. Insgesamt zeigte sich aber mit den neu bestimmten Werten eine gute Übereinstimmung der Zeiten, zu denen erstmals eine „Bißsperrung“ auftrat, zwischen denen mittels Kondymeterverfahren und denen mittels oben beschriebenen Versuchsaufbau bestimmten.

Material	Erstes Eintreten einer vertikalen Sperrung [s]		
	Meintrup	Neumessung	Versuchserie 1
Ramitec penta	100		95
Memosil	80		75
Futar D Occlusion	55		50
Futar Occlusion	145	105	100
Dimension bite 60sec	105	40	35
3M Imprint SBR	90	55	55
Memoreg	50	35	30
Registrado X-tra			40

Tabelle 2: Zeiten, bei denen erstmals eine Bissperrung auftrat (*Meintrup*: Werte aus [16]; *Neumessung*: Neubestimmung dieser Werte nach der in [16] beschriebenen Methode)

5.1.2. Versuchsserie 2.1

Die folgende Tabelle gibt die bleibende Deformation der Materialien nach einer Belastung von 250 N wieder. Es sind jeweils die Mittelwerte aus den drei Messungen angegeben. Die Streuungen der Werte sind den Darstellungen der Einzelergebnisse im Anhang zu entnehmen.

Material	Bleibende Deformation	
	15 Minuten	60 Minuten (in %)
Ramitec Penta	0,19	0,10
Memosil	0,00	0,00
Futar D Occlusion	0,09	0,05
Futar Occlusion	0,10	0,06
Dimension Bite 60sec	0,07	0,04
3M Imprint SBR	0,11	0,04
Memoreg	0,12	0,04
Registrado X-tra	0,05	0,01

Tabelle 3: Bleibende Deformation (%) nach 250 Newton Belastung

5.1.3. Versuchsserie 2.2

Die Messergebnisse von *Versuchsserie 2.2* sind nachfolgend in gleicher Art und Weise wie in *Versuchsserie 2.1* wiedergegeben, da es sich hier um das gleiche Versuchsprinzip (jedoch nur Belastung der Probekörper mit 100 Newton an Stelle 250 Newton) handelt:

Material	Bleibende Deformation	
	15 Minuten	60 Minuten (in %)
Ramitec penta	0,15	0,10
Memosil	0,00	0,00
Futar D Occlusion	0,01	0,00
Futar Occlusion	0,136	0,08
Dimension bite 60sec	0,11	0,08
3M Imprint SBR	0,09	0,03
Memoreg	0,11	0,02
Registrado X-tra	0,05	0,01

Tabelle 4: Bleibende Deformation (%) nach 100 Newton Belastung

Bei beiden Versuchsserien ist zu erkennen, dass sich Materialien mit größerer Härte (bzw. höherem Elastizitätsmodul -siehe *Versuchsergebnisse Versuchsserie 3*-) weniger stark deformieren lassen. Eine Korrelation zwischen der jeweiligen Rückstellung der Materialien aus der Deformation und ihrer Härte lässt sich nicht nachweisen. Bei beiden Versuchsserien sind sehr ähnliche Versuchsergebnisse zu erzielen. Die Streuungen der Werte sind wiederum den Darstellungen der Einzelergebnisse im Anhang zu entnehmen.

Nach einer Krafteinwirkung von 100 Newton ließ sich zwar bei den sehr harten Materialien (wie *Futar D Occlusion* und *Registrado X-tra hard*) nur eine sehr geringe Deformation, die jedoch mit dem Messmakroskop noch gut zu erfassen war, erreichen, trotzdem war eine Rückstellung noch messbar.

Ergänzend sei erwähnt, dass bei dem Bissregistrierungsmaterial *Memosil* eine vollständige Rückstellung vorlag und damit auch keine bleibende Deformation messbar war.

5.1.4. Versuchsserie 3

Die Deformationen der einzelnen Bissregistrationsmaterialien im Dreipunktbiegeversuch wurden in Form von Spannungs-Dehnungsdiagrammen (Ordinate: Spannung; Abszisse: Dehnung = Durchbiegung) aufgezeichnet und dargestellt. Nachfolgend ist eine solche Grafik als Beispiel aufgeführt:

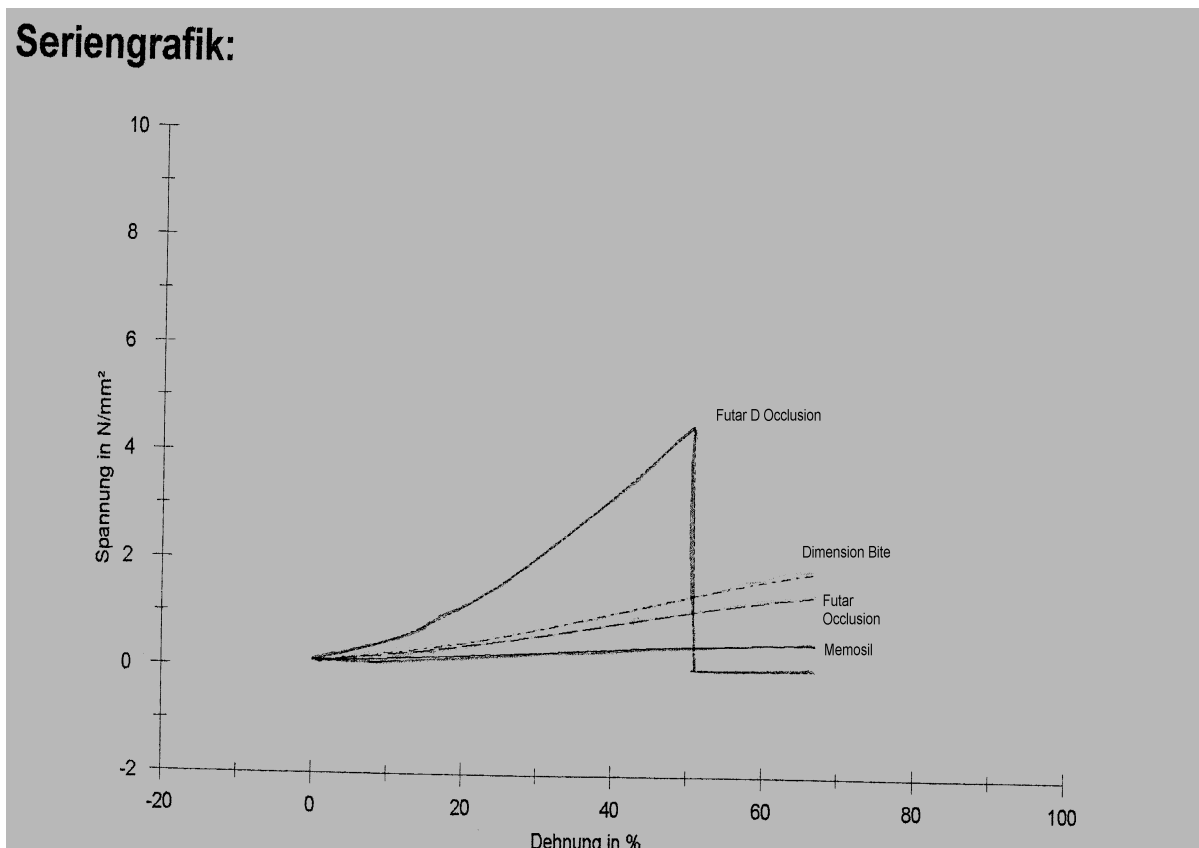


Abbildung 15: Beispieldiagramm- Versuchsserie 3 (Dehnung = Durchbiegung)

Man erkennt eindeutig, dass bei Materialien mit größerer Härte und Elastizitätsmodul auch grössere Spannungen entstehen. Die sehr harten Materialien (*Futar D Occlusion* und *Registrado X-tra hard*) liessen sich nicht zentral bis 10 mm durchbiegen, sondern brachen zuvor, so wie es die in Abbildung 15 dargestellte Messkurve für das *Futar D Occlusion* zeigt.

In nachfolgender Tabelle ist die jeweilige Spannung und Durchbiegung (Mittelwerte aus allen Messungen) aufgeführt, bei der die Probekörper dieser beiden Materialien brachen:

Material	Spannung (N/mm²)	Durchbiegung (%)
Futar D Occlusion	3,5	42
Registrado X-tra hard	2,6	41

Tabelle 5: Spannungen bzw. Durchbiegungen bei denen die aufgeführten Materialien brachen

Zusätzlich wurden während der Materialprüfung die Elastizitätsmoduli der verschiedenen Bissregistrationsmaterialien bestimmt. Die E-Moduli (Mittelwerte aus allen Messungen) sind in folgender Tabelle aufgeführt:

Material	Elastizitätsmodul (N/mm²)
Ramitec penta	1,453
Memosil	0,536
Futar D Occlusion	3,706
Futar Occlusion	1,506
Dimension bite 60sec	1,696
3M Imprint SBR	0,63
Memoreg	1,48
Registrado X-tra	2,713

Tabelle 6: Elastizitätsmoduli der geprüften Materialien

Wie aus Tabelle 6 ersichtlich, sind die Materialien *Memoreg*, *Ramitec penta*, *Futar Occlusion* und *Dimension Bite* bezüglich ihres E-Moduls vergleichbar. Eine hohe und annähernd gleiche Flexibilität zeigten die Materialien *3M Imprint SBR* und *Memosil*. Die höchsten E-Moduli fanden sich beim *Registrado X-tra hard* und *Futar D Occlusion*.

6. Diskussion

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, Messverfahren und Untersuchungsmöglichkeiten zu analysieren, mit deren Hilfe sich klinisch relevante Parameter von elastomeren Bissregistrierungsmaterialien mit möglichst einfachen Mitteln beschreiben lassen.

Zwar stehen heute vielfältige technische Möglichkeiten (z.B. Kegel Platte Rheometer, Versuchsaufbauten mittels Universalprüfmaschine) zur Verfügung, die sich aber letztlich aufgrund ihres hohen Aufwandes für normative Anwendungen nur bedingt eignen. Deshalb ist es das Bestreben dieser Untersuchung, Möglichkeiten aufzuzeigen, die auch ohne grossen labortechnischen Aufwand durchgeführt werden können und mit denen man ebenfalls zu aussagekräftigen und klinisch verwertbaren Ergebnissen gelangen kann.

Die in den Versuchserien 1-3 durchgeführten Untersuchungen dieser Arbeit wurden hinsichtlich ihrer Aussagefähigkeit in Bezug auf die gestellte Problematik durchleuchtet.

Übergeordnetes Ziel ist es letztendlich, dass diese Verfahren anschließend in einer Norm zur Verarbeitung von Bissregistrierungsmaterialien aufgenommen und diskutiert werden können.

6.1. Versuchsserie 1

Der in der Versuchsserie 1 vorgestellte Versuchsaufbau scheint als einfaches Verfahren geeignet zu sein, auf klinisch relevante Weise die Angaben der Hersteller zur Verarbeitungszeit zu prüfen, da sich ein sehr guter Zusammenhang zwischen denen mittels diesem Versuchsaufbau gemessenen Werten und der klinisch relevanten Kondymetermessung [16] zeigte.

Die Kondymetermessung besitzt dahingehend klinische Relevanz, da sich mittels ihrer ein direkter Bezug zur Übertragungsgenauigkeit (über die Messung der Kondylenverlagerung) der Bissregistratur, als eines der entscheidenden Parameter überhaupt, finden lässt [16,18, 22, 3, 27].

Offen muss allerdings die Frage bleiben, weshalb die in der Vorserie [16] bei einigen Materialien ermittelten Werte im erheblichem Maße (es wurden bei diesen Materialien von *Meintrup* grundsätzlich längere Zeiten gemessen), von den hier bestimmten Werten, abweichen.

Bei den Materialien handelt es sich um *Futar Occlusion, Dimension Bite 60 sec., 3M Imprint SBR und Memoreg*.

Hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften lässt sich kein Grund finden, warum diese Materialien eventuell besonders sensibel auf geringfügige Messunterschiede reagieren könnten. So sind sich zum Beispiel *3M Imprint SBR*, als eher weiches Material [16], mit geringem Elastizitätsmodul⁵ und *Memoreg* mit relativ hoher Härte und E-Modul, hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften doch sehr verschieden.

Dass die Ursachen in durch den Hersteller bedingten Chargenschwankungen liegen könnten, erscheint jedoch, aufgrund der doch recht hohen Differenzen zwischen Messungen der Vorserie [16] und Neumessungen, ebenfalls als sehr unwahrscheinlich. Näher liegender wäre es, die Gründe in geringfügigen Temperaturschwankungen zu suchen (Der grosse Einfluß der Temperatur auf die Verarbeitungszeit von Polyvinsiloxanen wurde zum Beispiel von *McConnell und Mitarbeiter* in ihren Untersuchungen [15] belegt und auch von anderen Autoren in zahlreichen Untersuchungen wissenschaftlich untermauert.)

In diesem Fall wäre der Temperaturführung und vor allem der Temperaturkonstanzhaltung in dem beschriebenen Versuchsaufbau [16] sicher weitere Beachtung zu schenken. Vor der Einbeziehung des Versuches in eine Norm sollte dieser Fragestellung in einem Round Robin Test unbedingt Beachtung geschenkt und nachgegangen werden.

Bei den anderen geprüften Bissregistrierungsmaterialien fanden sich teilweise nur kleine Differenzen (+/- 5 Sekunden) zwischen Alt- [16] und Neumessungen.

Diese lassen sich zwanglos aufgrund der Tatsache erklären, dass die *Versuchsserie 1*, im Gegensatz zu der von *Meintrup* [16] beschriebenen Kondymetermessung, im Wasserbad durchgeführt wurde.

Die Durchführung der Versuchsserie im feuchten Milieu (der wesentliche Aspekt ist dabei: temperiert in einem Medium mit hoher Wärmekapazität) ist allein schon deshalb sinnvoll, da das Material im Mund des Patienten ja auch unter feuchten

⁵ Siehe Versuchsserie 3

Bedingungen aushärtet. So trägt man einer noch größeren Annäherung an die klinischen Gegebenheiten Rechnung.

Meintrup [16] stellte in seinen Untersuchungen fest, dass die Messung der Bissperrung mittels eines Kondymeters letztendlich die gleiche klinische Relevanz aufweist, wie die kompliziertere Messung der Kondylenverlagerung mittels des Kondymeters, da es schließlich in der Praxis nur von Bedeutung ist, wie lange das Material noch mit guten Bissnahmeergebnissen verwendet werden kann (Das Ende der Verarbeitungszeit ist also der entscheidende Punkt). Er gab aus Gründen der Einfachheit der Messung der Bissperrung hinsichtlich einer möglichen Übernahme in eine Norm den Vorzug.

Letztendlich kann also die Schlussfolgerung gezogen werden, dass die Bestimmung des Zeitpunktes zu dem am Patienten eine Bissperrung zu erwarten ist, ein einfaches und ausreichendes Messverfahren darstellt, um den Zeitpunkt zu ermitteln, der eine nicht akzeptable Fehlerquote bei den Bissregistraten darstellt.

Da mit dem Versuchsaufbau der *Versuchsserie 1* vergleichbare Ergebnisse wie im Kondymeterversuch [16] zu erzielen sind und er in Aufbau und Durchführung nochmals eine Vereinfachung darstellt und zusätzlich den klinischen Bedingungen noch näher kommt (feuchtes Milieu), wäre es sinnvoller diesen Aufbau, im Hinblick auf eine mögliche Aufnahme in einer Norm, den Vorzug zu geben.

6.2. Versuchsserie 2

Die Prüfung der Rückstellung nach Verformung (bzw der Ermittlung der bleibenden Deformation nach Belastung) ist eine brauchbare Prüfung, die in eine Norm von Bissregistrierungsmaterialien mit aufgenommen werden könnte.

Folgende Überlegungen erklären die klinische Relevanz der Untersuchung:

Keyf und Altunsoy kamen in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die bleibende Deformation von interokklusalen Bissregistraten nach Belastung so gering wie möglich sein sollte, um die Übertragungsgenauigkeit so hoch wie möglich so halten [1].

Breeding und Dixon fanden heraus das eine zu hohe Deformation von Bissregistraten dahingehend ungünstig ist, da jede Deformation während der Bissnahme

und der Modellmontage zu Fehlern der Modellrelation im Artikulator führt [10]. Grund dafür ist natürlich das stärkere Deformationen der Massen, je nach Rückstellungsvermögen jener, zu größeren bleibenden Deformationen der selbigen führen und diese dann wiederum die klinische Qualität der Registrare, über eine schlechtere Übertragungsgenauigkeit, mindern.

Die Prüfung würde es nun erlauben, Massen mit einer zu geringen Rückstellung, also einer zu hohen bleibenden Deformation nach Belastung, aus oben erwähnten Gründen, zu eliminieren.

Grundsätzlich konnte während der Untersuchung bei allen Materialien (mit Ausnahme vom *Memosil*, bei der 100 Newton Messung auch *Futar D Occlusion*) sowohl bei einer Belastung mit 250 Newton als auch mit 100 Newton eine bleibende Deformation, auch noch 60 Minuten nach Belastung, gemessen werden.

Bei der Messung mit 100 Newton Belastung war die bleibende Deformation jedoch bei den sehr harten Materialien, mit hohem Elastizitätsmodul, wie *Registrado X-tra* und *Futar D Occlusion* (15 Minuten nach Belastung), sehr gering, konnte aber noch mittels Messmakroskop bestimmt werden. Alle bestimmten Werte für die bleibende Deformation liegen jedoch in einem Bereich, der klinisch nicht mehr von Relevanz ist. Es ist zwar davon auszugehen, dass die härteren Materialien, durch die auf sie einwirkenden Kräfte initial weniger stark deformiert werden als die weicheren Materialien, ein Zusammenhang zwischen der jeweiligen Rückstellung der Materialien aus der Deformation und ihrer Härte (bzw. E-Modul), was eventuell denkbar gewesen wäre, lässt sich aber mit Hilfe des Versuches nicht nachweisen. Bei dem Material *Memosil* ließ sich keine bleibende Deformation feststellen, da es sich sofort nach Belastung gänzlich zurückstellte. Da es sich hier um das geprüfte Material mit der geringsten Härte und dem niedrigsten E-Modul handelt läge die Vermutung nahe, doch die oben diskutierte Korrelation zwischen Rückstellung aus der Deformation und Härte (bzw. E-Modul) zu sehen, indem man generell Materialien mit niedriger Härte und E-Modul ein gutes Rückstellvermögen zuweisen würde.

Diese Vermutung lässt sich jedoch nicht bestätigen wenn man das geprüfte Material mit der zweitniedrigsten Härte nämlich *3M Imprint SBR* hinsichtlich dieser Problematik betrachtet. Man erkennt dabei schnell, dass das Material in den Messungen bezüglich Rückstellvermögen schlechter abschneidet als das zum Beispiel wesentlich härtere *Memoreg*. Man kommt zu den bereits oben erwähnten

Ergebnis: Ein Zusammenhang zwischen Härte und Rückstellvermögen bzw. bleibender Deformation der Materialien nach Belastung lässt sich nicht finden.

Da die Messergebnisse der Rückstellung nach 250 Newton Belastung mit der nach 100 Newton Belastung gut vergleichbar sind, ist es, aufgrund des geringeren technischen Aufwands, sinnvoller letzteren Versuchsaufbau als Verfahren für eine Norm vorzuschlagen.

6.3. Versuchsserie 3

Grundsätzlich lässt sich an den Messergebnissen erkennen, dass sich Materialien mit größerer Härte auch weniger stark durchbiegen lassen.

Sie setzen also, der während der Durchbiegung auf sie einwirkenden Kräfte, einen sehr grossen Widerstand entgegen, was sich natürlich durch die gemessenen Spannungswerte ablesen lässt. Nur die zwei härtesten Materialien brachen während des Biegeversuchs, nämlich *Futar D Occlusion* und *Registrado X-tra hard*.

Dies geschah jedoch erst bei einer Durchbiegung von 42 % bzw. 41 %. Zwar ist klinisch

ein Brechen des Materials nicht erwünscht, aufgrund der doch relativen hohen Werte ist dieser Tatsache, im Bezug auf die klinische Verwendbarkeit der zwei Materialien, keine Bedeutung zuzuschreiben.

Trotz allem stellt der aus dieser Prüfung im Rahmen der zu entwickelnden Norm vorrangig relevante Parameter trotzdem die mögliche Deformierbarkeit eines Materials dar: Ein zu sprödes Material, welches bei der geringsten Manipulation bereits bricht (dies war bei allen getesteten Materialien nicht der Fall) ist bei der Modellzuordnung wenig hilfreich.

Um allein diese Deformierbarkeit zu prüfen, reicht bereits eine simple „mechanische“ Biegebank aus und ein komplizierter Versuchsaufbau mit Universalprüfmaschine wäre nicht erforderlich. Es ist zu erwägen, ob im Rahmen der Norm dabei eine feste Probekörperdimension und Stützweite vorgegeben wird oder ob die Norm sich lediglich – wie in dieser Versuchsserie gehandhabt – auf eine minimal erforderliche Dehnung zurückziehen sollte. Vorteil der ausschließlichen Angabe einer minimal erforderlichen Durchbiegung bei einem rechteckigen Probekörper wäre, dass jeder

Prüfer in der Gestaltung seiner Probekörper und Versuchsanordnung frei ist und in der Norm ggf. beispielhaft ein Versuchsaufbau aufgezeigt werden könnte.

Bei der Messung mit der Universalprüfmaschine konnten auch noch zusätzlich die Elastizitätsmoduli der geprüften Materialien bestimmt werden, was mit einer simplen „mechanischen“ Biegebank nicht möglich wäre.

Es stellt sich jedoch die Frage ob die Ermittlung der E-Moduli unbedingt erforderlich ist, da die an den Materialien bestimmten E-Moduli sich sehr gut mit deren Kugeldruckhärte korrelieren lassen (Vgl. [16]).

Der Versuchsaufbau zur Ermittlung der Kugeldruckhärte nach DIN ISO 48 ist aufgrund seiner Einfachheit zur Normung gut geeignet.

Aus diesem Grund erscheint es aus versuchstechnischen Gründen sinnvoll, auf die doch recht aufwendige Prüfung mittels einer Universalprüfmaschine zu verzichten, wenn es um eine mögliche Aufnahme in eine Norm geht.

7. Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen hinsichtlich dieser Problematik in aller Deutlichkeit, dass die Bestimmung klinisch so relevanter Größen wie der Gesamtverarbeitungs- und Abbindezeit als auch anderer interessanter Materialeigenschaften eines Bissregistrierungsmaterials, wie zum Beispiel die Rückstellung oder Verformbarkeit, auf erhebliche Schwierigkeiten stößt, wenn es darum geht, Verfahren zu definieren, die in einer Norm Anwendung finden könnten. Dabei sind es Fragen der Praktikabilität, der Durchführung eines Versuches, seiner Reproduzierbarkeit bzw. seiner klinischen Relevanz. Es erscheint daher ratsam, auf differenzierte Versuchsaufbauten zu verzichten und vielmehr **extrem** einfache Aufbauten zu wählen, um das gewünschte Ziel zu erreichen. Zusammengefasst lassen sich die Ergebnisse der einzelnen Versuchsserien wie folgt beschreiben:

- Die Prüfung der vom Hersteller angegebenen Verarbeitungszeit mit dem beschriebenen Versuchsaufbau scheint ein geeignetes Verfahren zu sein, um die Gesamtverarbeitungszeit der einzelnen Materialien (unter ähnlichen Bedingungen wie in der Mundhöhle des Patienten) zu bestimmen. Dies umso mehr, da eine hohe Korrelation der mit diesem Verfahren bestimmten Werte zu denen mittels der klinisch relevanten Kondymetermessung Ermittelten, bestand.
- Die Bestimmung der bleibenden Deformation zeigte, dass alle geprüften Materialien sehr geringe bleibende Deformationen aufwiesen, die klinisch nicht mehr relevant sein dürften. Dabei waren die erhaltenen Werte der Messung mit 250 Newton Belastung mit denen von 100 Newton Belastung vergleichbar. Somit wäre aufgrund des wesentlich einfacheren Versuchsaufbaus letzterer Methode (100 Newton Belastung), als ein im Sinne der Normung praktikables Verfahren, der Vorzug zu geben.
- Die definierte Verformung der Probekörper unter gleichzeitiger Bestimmung des E-Moduls erwies sich als ein sehr gut reproduzierbares Verfahren zur Charakterisierung der Bissregistrationsmaterialien. Allerdings ist in der Komplexität des Versuchsaufbaus der große Nachteil des Verfahrens zu sehen, so dass möglicherweise der alleinigen Prüfung einer minimal erforderlichen Deformation der Vorzug gegeben werden sollte.

7.1. Summary

The results show a definite correlation with other experiments regarding this problem. The relevant clinical measurements and binding time, as well as the qualities of the other bite registration materials were determined. For example, the repositioning or deformation of material will meet with considerable difficulties when trying to define the standards within which the techniques will be used. At the same time there are questions about the practicality and implementation of the experiments, its reproducibility, and also its clinical relevance. It appears advisable to dispense with sophisticated test set-ups, but rather to choose **very simple** test set-ups to reach the desired objective. In summary, results of the individual experiments are described as follows:

- Testing the manufacturer's specified processing time following the description of the test set-up appears to be a suitable procedure for determining the total processing time of the individual materials under similar conditions as in the oral cavity of the patient. A high correlation exists between this method of determined values and the results of the relevant clinical condylar metric calculations.
- The determination of the remaining deformation shows that all tested materials exhibited minimal permanent deformation that would probably not be considered clinically relevant. At the same time, the obtained values gauging 250 Newton stress are comparable to 100 Newton stress. For this reason, preference should be given to the considerably easier set-up procedures of the latter method (100 Newton stress) than in terms of the standardisation and its reasonable procedure.
- At the same time as the defined deformation of the trial sample took place, simultaneous testing of the E-Modules values proved to be an excellent reproducible method to characterize the bite registration material. But, of course, because of the complexity of the set-up of the experiment, there is a great disadvantage in this procedure, and the possibility of giving preference to the exclusive inspection of a minimal essential deformation should be given first priority.

8. Literatur

1. *Breeding, LC.; Dixon, DL.*

Compressive resistance of four interocclusal registration materials
J Prosthet Dent 68 (1992) 876-878

2. *Bühl, A.; Zöfel, P.*

SPSS Version 10
Addison-Wesley, München (2000)

3. *Chai, J.; Leong, DK.; Pang, IC.*

An investigation of the rheological properties of several interocclusal registration materials
J Prosthodont 3 (1994) 134-137

4. *Chai, J.; Tan, E.; Pang, IC.*

A study of the surface hardness and dimensional stability of several intermaxillary registration materials
J Prosthodont 7 (1994) 538-542

5. *Chai, J.; Takahashi, Y.; Lautenschläger, EP.*

Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials
I J Prosthodont 11 (1998) 219-223

6. *Deutsche Norm (Entwurf vom Februar 1998)*

Elastomere und Thermoplastische Elastomere – Bestimmung der Härte (Härte zwischen 10 IRHD und 100 IRHD), DIN ISO 48 (1994)

7. *Eeckman, J.; De Boever, J.A.*

Clinical accuracy of functionally generated interocclusal registration waxes
J Prosthet Dent 60 (1988) 549-555

8. *Eichner, K.; Kappert, H.*

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1
Hüthig, Heidelberg (1996)

9. *Fattore, L.; Malone, W.F.; Sandrik, J.L.; Mazur, B.; Hart, T.*

Clinical evaluation of the accuracy of interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 51 (1984) 152-157

10. *Hondrum, SO.*

Changes in properties of nonaqueous elastomeric impression materials after storage of components
J Proshet Dent 85 (2001) 73-81
11. *Keyf, F.; Altunsoy, S*

Compressive strength of interocclusal registration materials
J Braz Dent 12 (2001) 43-46
12. *Koeck, B.*

Kronen und Brückenprothetik
Praxis der Zahnheilkunde Bd. 5, Urban & Fischer, München (1999)
13. *Lassila, V.; McCabe, J.F.*

Properties of interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 53 (1985) 100-104
14. *Lassila, V.*

Comparison of five interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 55 (1986) 215-218
15. *Marxkors, R.; Meiners, H.*

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln-München (2001)
16. *McConnell, R.J.; Johnson, LN.; Gratton, DR.*

Working time of synthetic elastomeric impression materials
J Can Dent Assoc. 60 (1994) 49-50, 53-54
17. *Meintrup, D.; Wöstmann, B.*

Untersuchungen zur DIN-Normung von Bissregistrationsmaterialien
Abschlußbericht, Giessen (2001)
18. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.; Kronman, J.H.*

Determination of the accuracy of wax interocclusal registrations. Part II
J Prosthet Dent 29 (1973) 40-45
19. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.; Myerson, R.L.*

Differential accuracy of silicon-body interocclusal records and associated weight loss due to volatiles
J Prosthet Dent 33 (1975) 649-654

20. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.*

Differential accuracy of silicone-body and self-curing resin interocclusal records and associated weight loss
J Prosthet Dent 46 (1981) 380-384

21. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.*

Determination of the accuracy of laminated wax interocclusal wafers
J Prosthet Dent 50 (1983) 327-331

22. *Millstein, P.L.*

Accuracy of laminated wax interocclusal wafers
J Prosthet Dent 54 (1985) 574-577

23. *Millstein, P.L.; Hsu, C.C.*

Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change
J Prosthet Dent 71 (1994) 400-403

24. *Müller, J.; Götz, G.; Kraft, E.*

Werkstoffkundliche Untersuchungen zur dreidimensionalen Veränderung der Kieferrelation durch verschiedene Registriermaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988) 1112-1115

25. *Mullick, S.C.; Stackhouse, J.A.; Gordon, R.V.*

A study of interocclusal record materials
J Prosthet Dent 43 (1981) 304-307

26. *Myers, M.L.*

Centric relation records – Historical review
J Prosthet Dent 47 (1982) 141-145

27. *Nave, Th.*

Untersuchungen zur Normung von Bissregistrationsmaterialien
Med.Diss., Giessen (2000)

28. *Ockert-Eriksson, G.; Eriksson, A.; Lockowandt, P.; Eriksson, O.*

Materials for interocclusal records and their ability to reproduce a three-dimensional jaw relationship
I J Prosthodont 13 (2000) 152-158

29. *Omori, K.; Arikawa, H.; Inoue, K.*

An evaluation of elastomeric impression materials based on surface compressive strength
J Oral. Rehabil. 28 (2001) 320-327

30. *Sachs, L.*

Statistische Methoden: Planung und Auswertung
Springer, Heidelberg (1988)

31. *Seibt, W.*

Physik für Mediziner
Chapman/Hall, Weinheim (1995)

32. *Skurnik, H.*

Accurate interocclusal records
J Prosthet Dent 21 (1969) 154-165

33. *Vehring, A.*

Die Genauigkeit der Kieferrelationsbestimmung durch verschiedene Registriermaterialien beim bezahnten und unbezahnten Patienten
Med. Diss., Münster (1997)

34. *Wirth, C.G.; Aplin, A.W.*

An improved interocclusal record of centric relation
J Prosthet Dent 25 (1971) 279-285

35. *Wöstmann, B.*

DIN-Entwurf Bissregistrierungsmaterialien – Prüfvorschrift Oszillationsprüfung
Giessen (1999)

36. *Wöstmann, B.*

Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde
Med. Habil.-Schr., Münster (1992)

37. *Wöstmann, B.; Nave, Th.; Ferger, P.*

Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit elastomerer Massen mit Hilfe eines "Oszillations-Rheometers"
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000)

38. *Wöstmann, B.; Schweitzer, O.*

Entwurf DIN-Norm Bissregistrierungsmaterialien
Giessen (1999)

39. *Wöstmann, B., Vehring, A.*

Zur Genauigkeit der Übertragung der Kieferrelation durch verschiedene Interokklusale Registrare in den Artikulator
Dtsch Zahnärztl Z 49 (1994) 554 – 557

40. *Wöstmann, B., Meintrup D., Nave Th.*

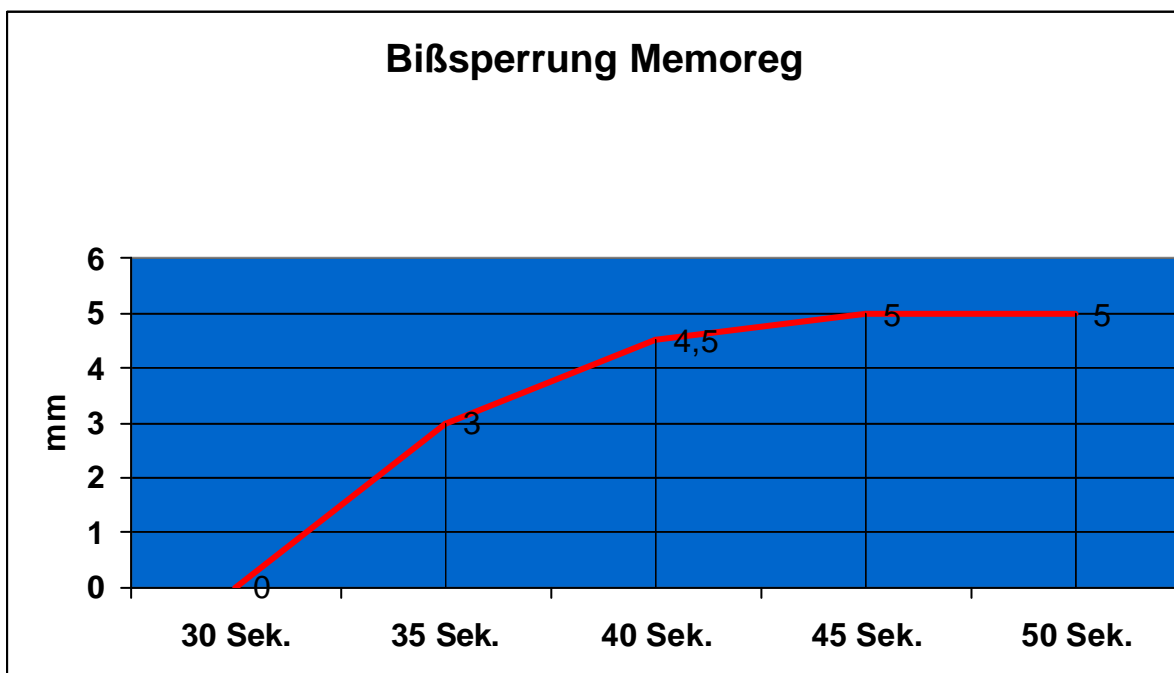
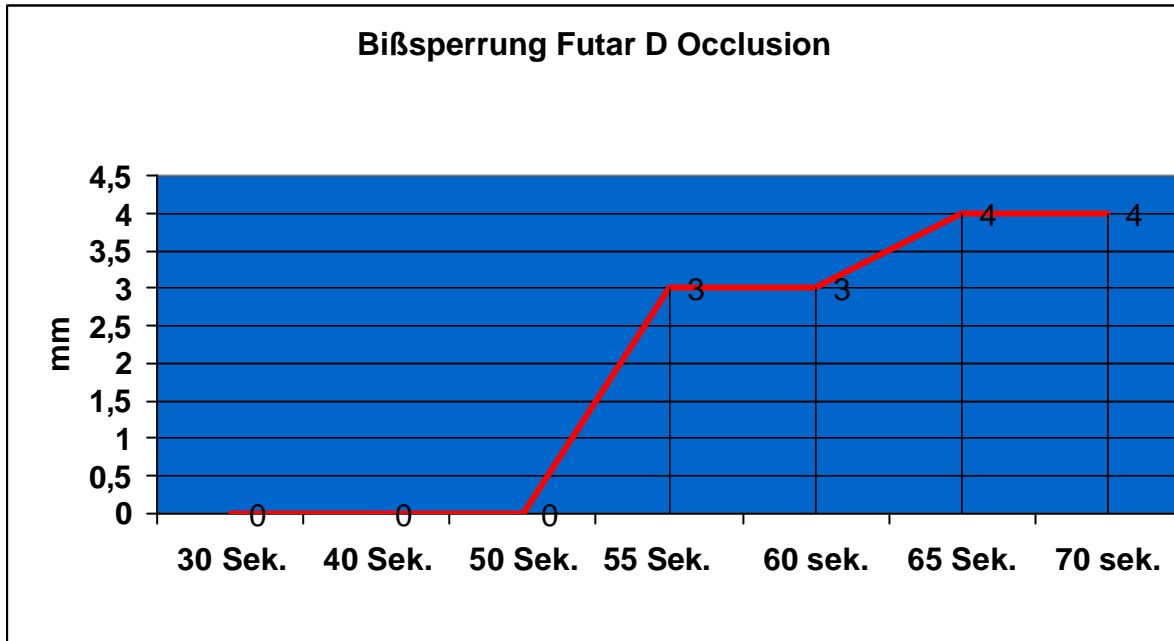
Entwurf DIN-NORM Bissregistrierungsmaterialien Version 3.0
Giessen (2001)

41. *Zech, J., Reusch, B.*

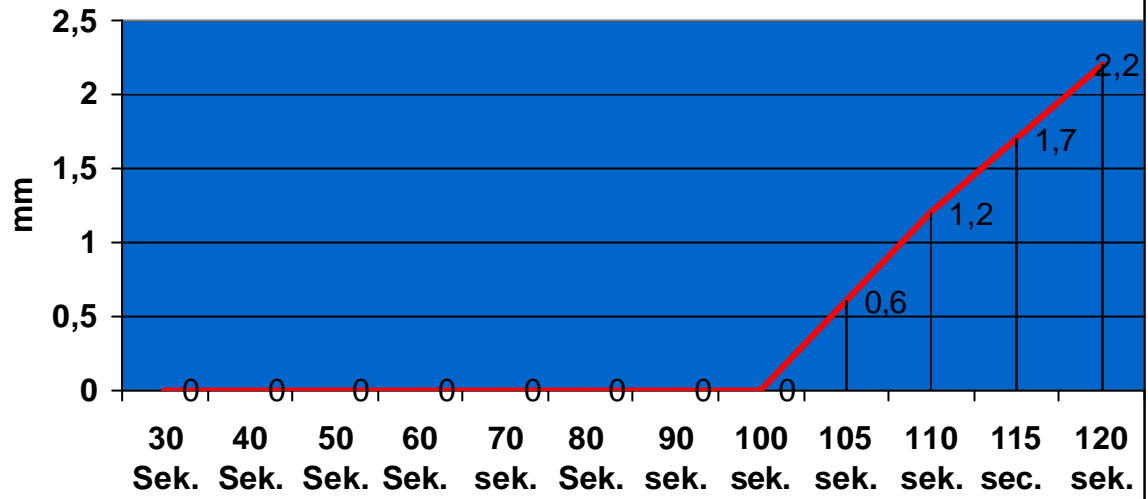
Rheological properties of different Type 3 PVS Impression materials
J Dent Res 78 (1999) 317

9. Anhang A

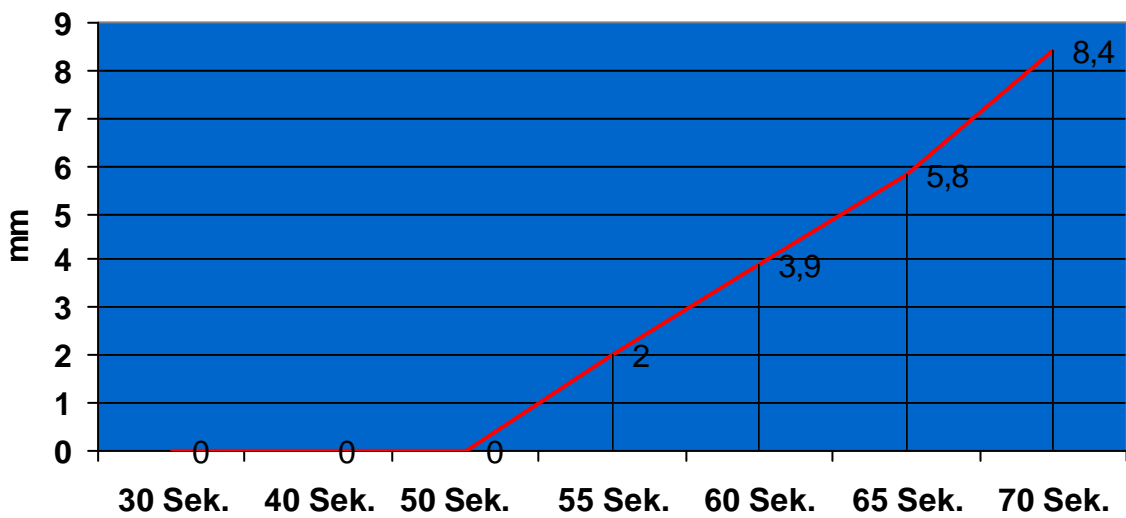
9.1. Ausmaß der eingetretenen Bißsperrung

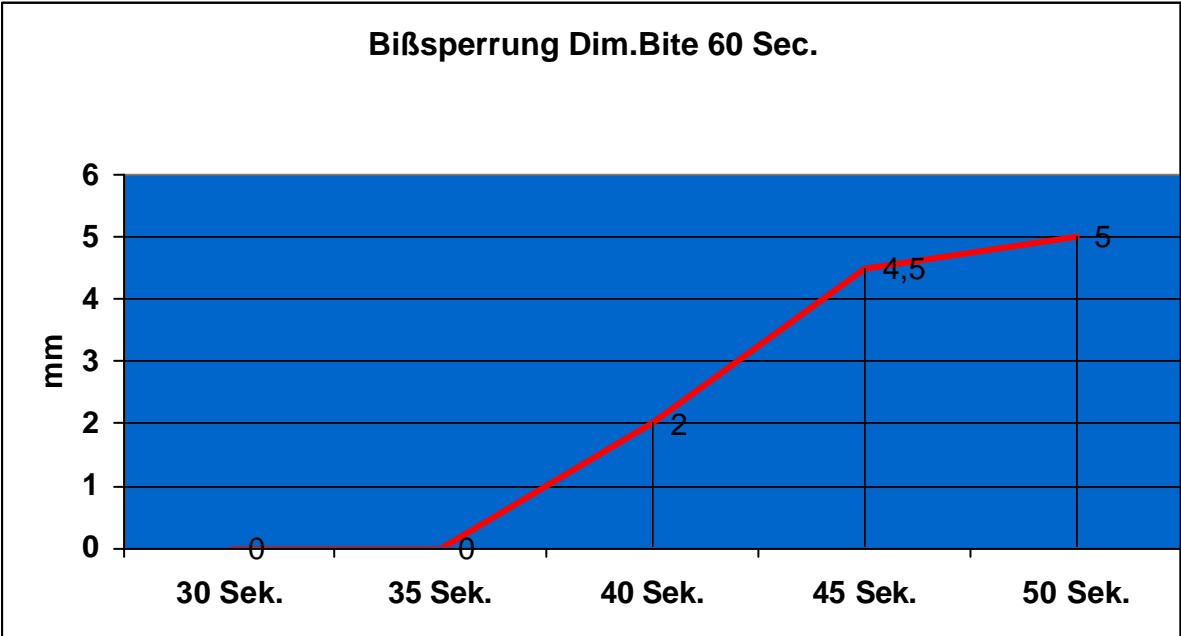
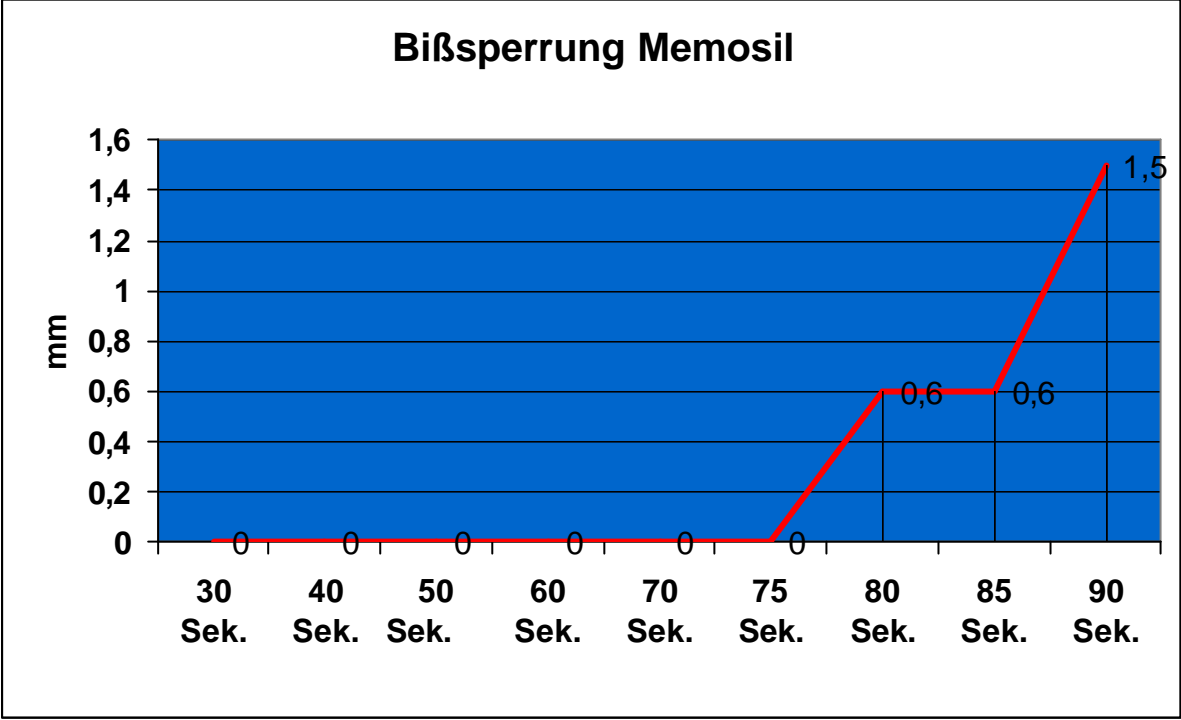


Bißsperrung Futar Occlusion

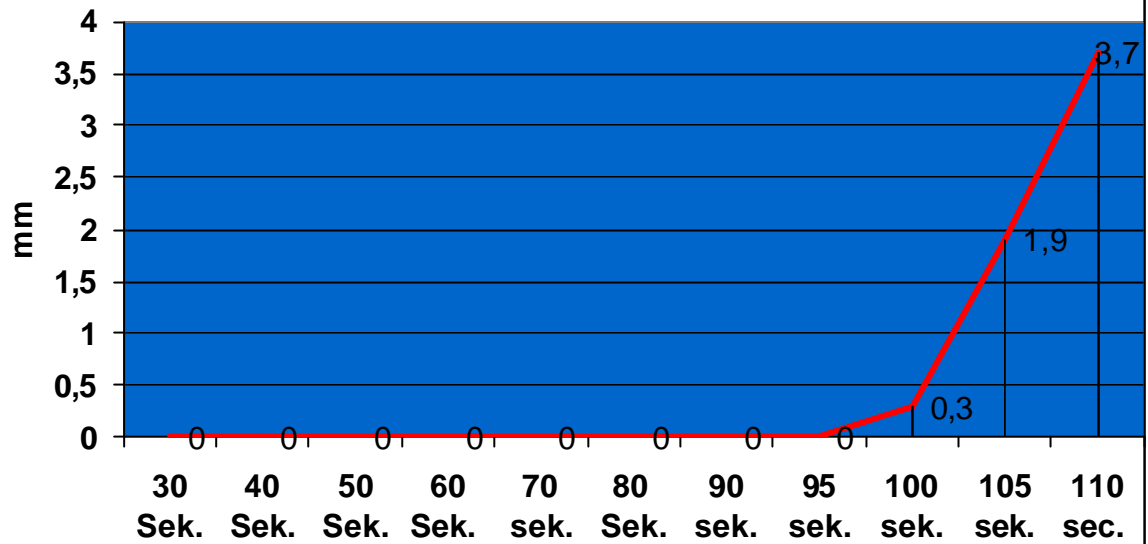


Bißsperrung 3M

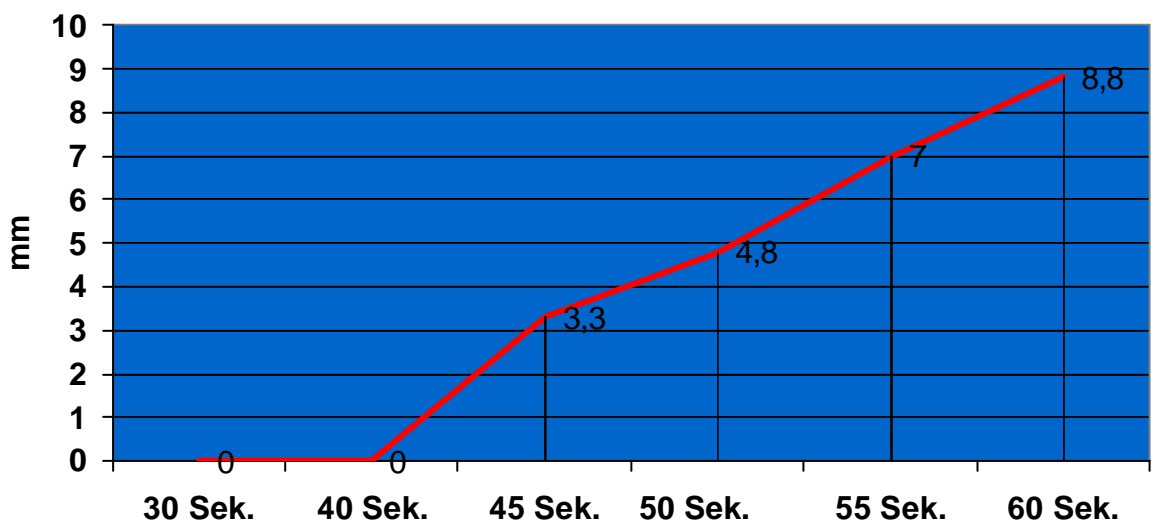




Bißsperrung Ramitec Penta

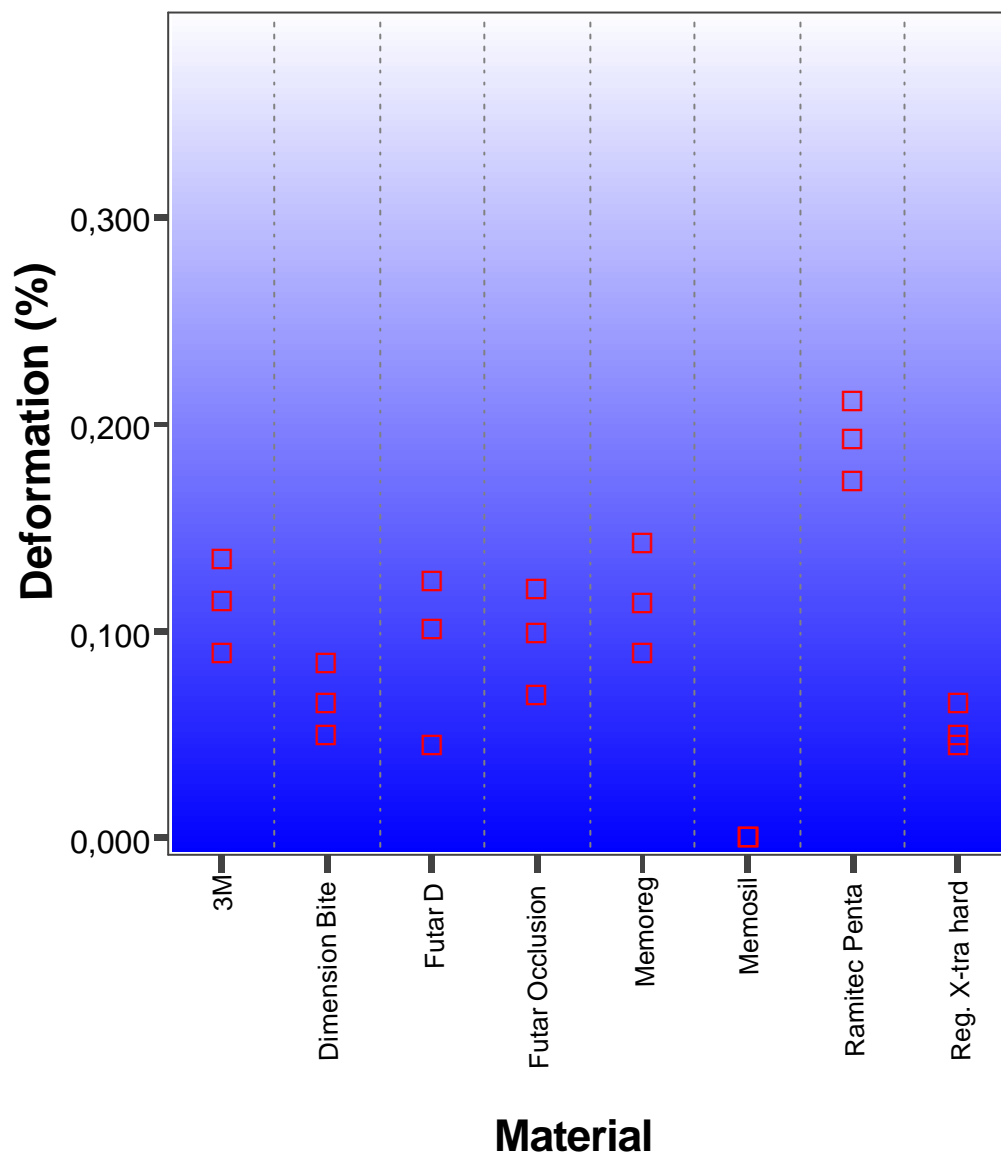


Bißsperrung Registrado X-tra

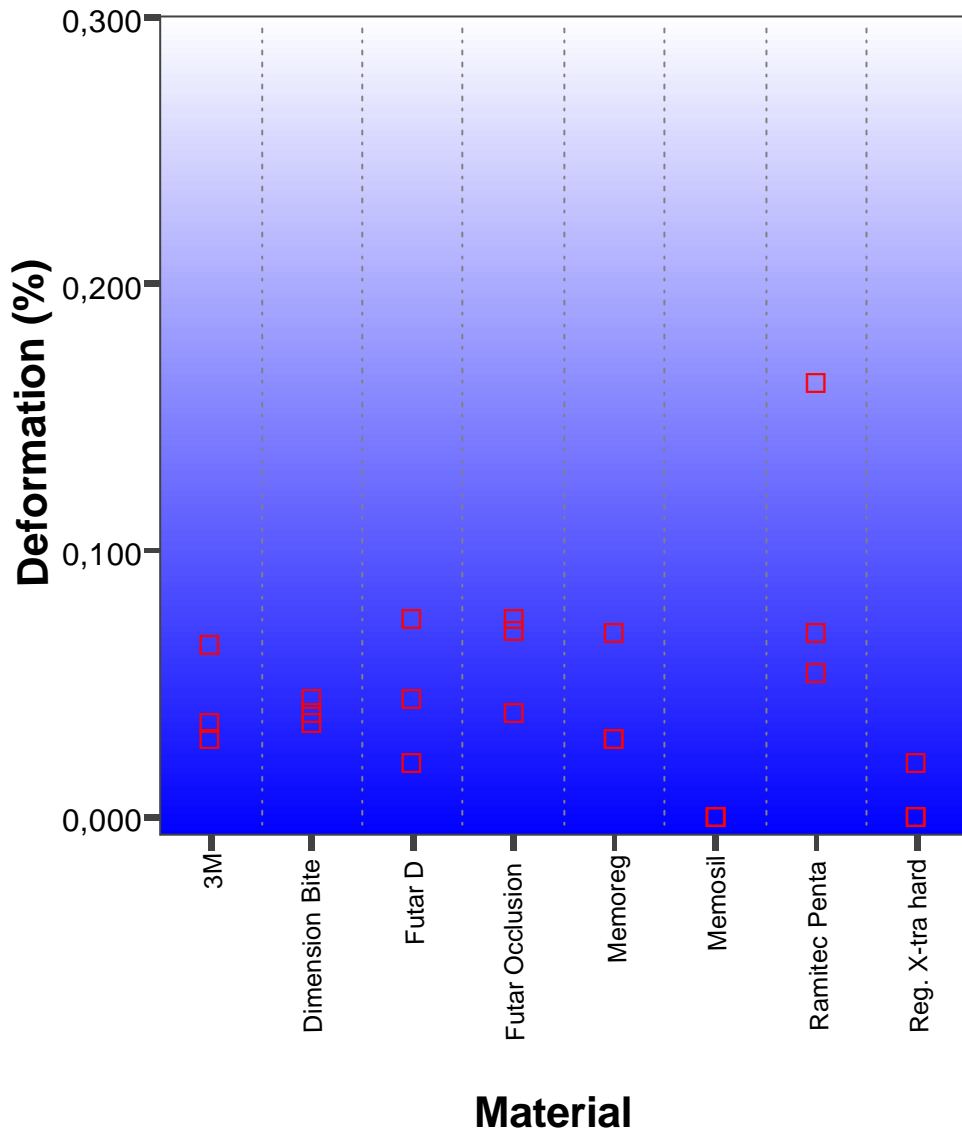


9.2. Streudiagramme der bleibenden Deformation nach 250 N Belastung

Deformation nach 15 min. (250 N)

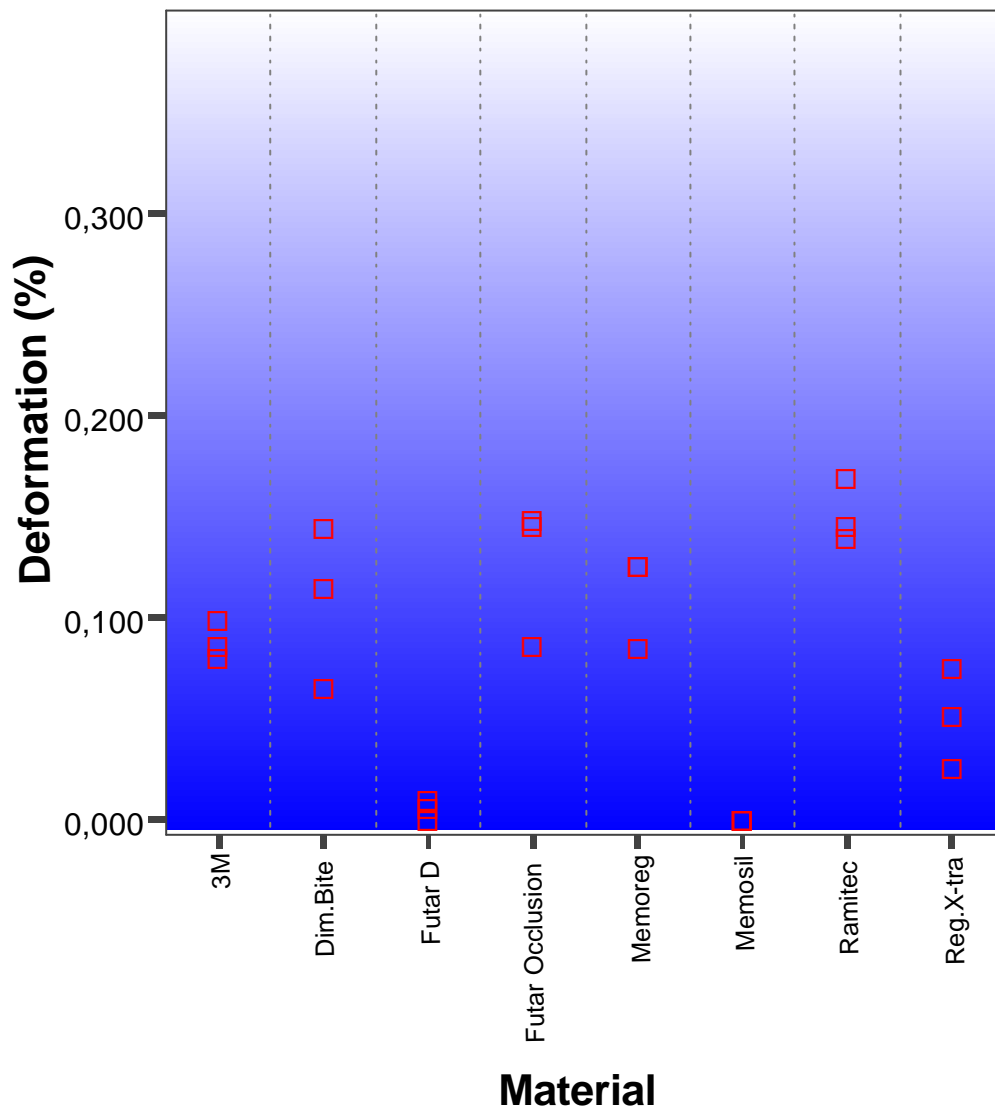


Deformation nach 60 min. (250 N)

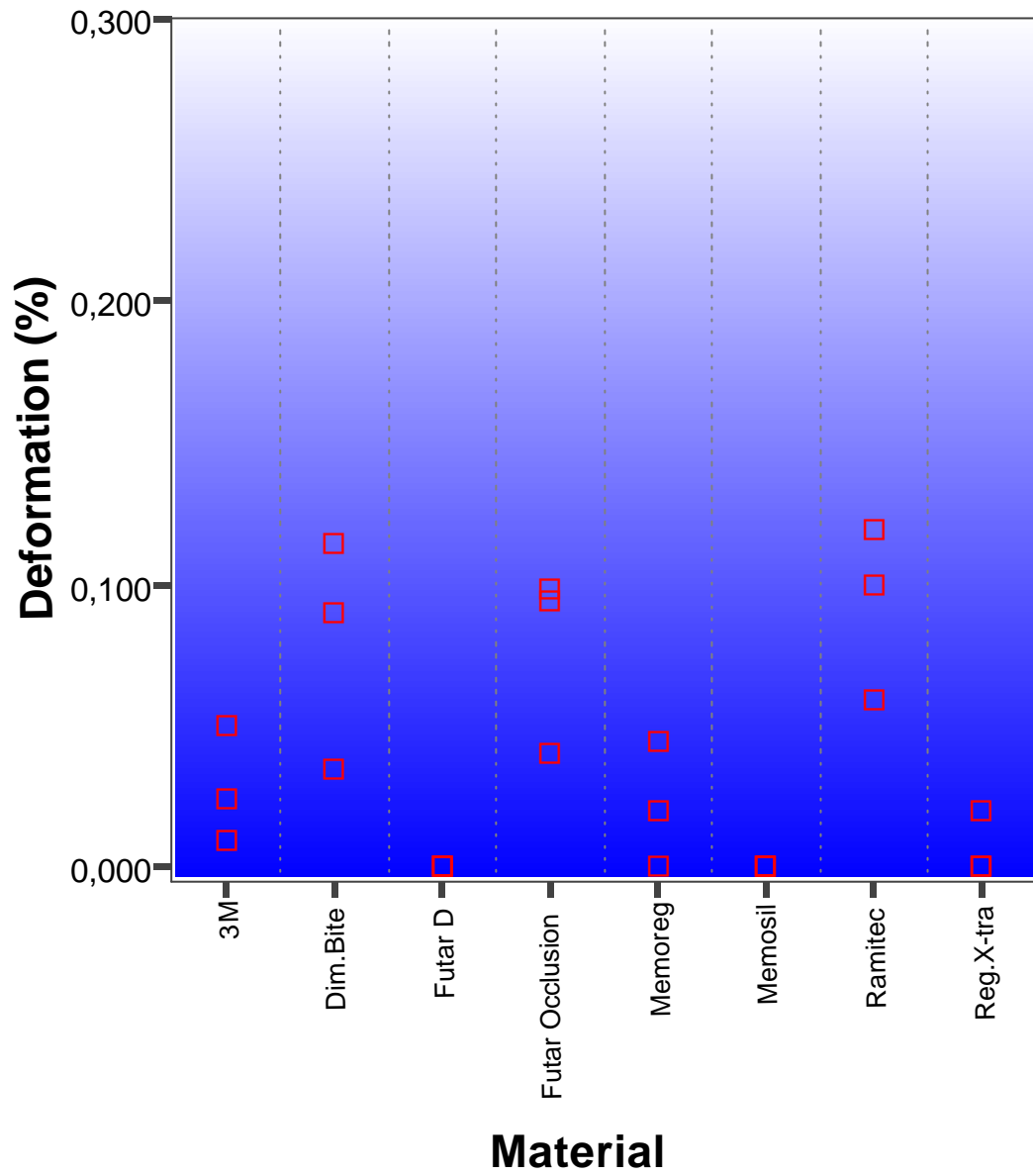


9.3. Streudiagramme der bleibenden Deformation nach 100 N Belastung

Deformation nach 15 min. (100 N)



Deformation nach 60 min. (100 N)



10. Anhang B

Untersuchungen zum Registrado X-tra hard (Voco)

A. Versuchsziele und Planung

Die von *Meintrup* (*Untersuchung zur DIN-Normung von Bissregistrationsmaterialien*) [16] durchgeführten Versuche wurden mit dem neuen Bissregistrationsmaterial *Registrado X-tra hard* der Firma *Voco* in gleicher Art und Weise wiederholt, um dieses mit den anderen bereits geprüften Materialien vergleichen und hinsichtlich seiner Materialeigenschaften einordnen zu können.

Versuchsserie 1:

Messung der Verlagerung der Kondylen mit Hilfe eines modifizierten Kondymeters (*SAM, München*), die sich nach dem Einartikulieren mit *Registrado X-tra hard* unterschiedlicher Herstellungszeit ergeben würde. Zusätzlich Messung der Bissperrung, die mit den hergestellten Bissregistraten zu erfassen ist.

Versuchsserie 2:

Bestimmung der Härte von *Registrado X-tra hard* mittels eines Versuchsaufbaus nach dem Deutschen Norm-Entwurf DIN ISO 48 (*Bestimmung der Härte von Elastomeren und thermoplastischen Elastomeren mit ebenen Oberflächen*)

Versuchsserie 3:

Bestimmung der Fließfähigkeit von *Registrado X-tra hard*.

Versuchsserie 4:

Bestimmung der Viskositätszeitkurve bei der Abbindung von *Registrado X-tra hard* im Oszillationsversuch mit einem Stress-Rheometer (Platte/Platte, *Rheostress RS-80*, *Haake Karlsruhe*).

Der genaue Aufbau der Versuchsaapparaturen sowie die Versuchsdurchführung sind *Meintrups* Arbeit zu entnehmen [16].

B. Ergebnisse

B.1. Versuchsserie 1

Der mittlere Gesamtfehler der Kondylenabweichung in Abhängigkeit von der Zeit für das Material *Registrado X-tra hard* ist in folgendem Diagramm beschrieben:

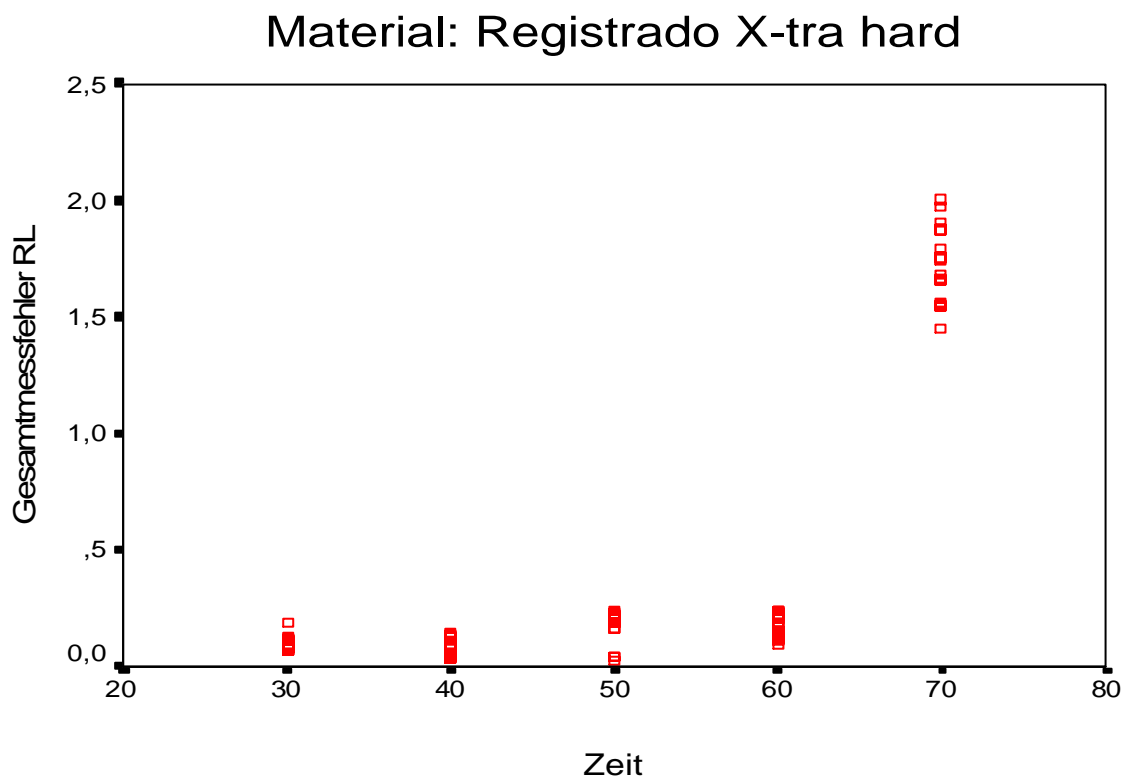


Abbildung A: Mittlerer Gesamtfehler Kondylenverlagerung in Abhängigkeit von der Zeit

Der Fehler zu Beginn der Serie (30 s Wert) liegt in einer mit den in der Vorserie geprüften Materialien vergleichbaren Größenordnung:

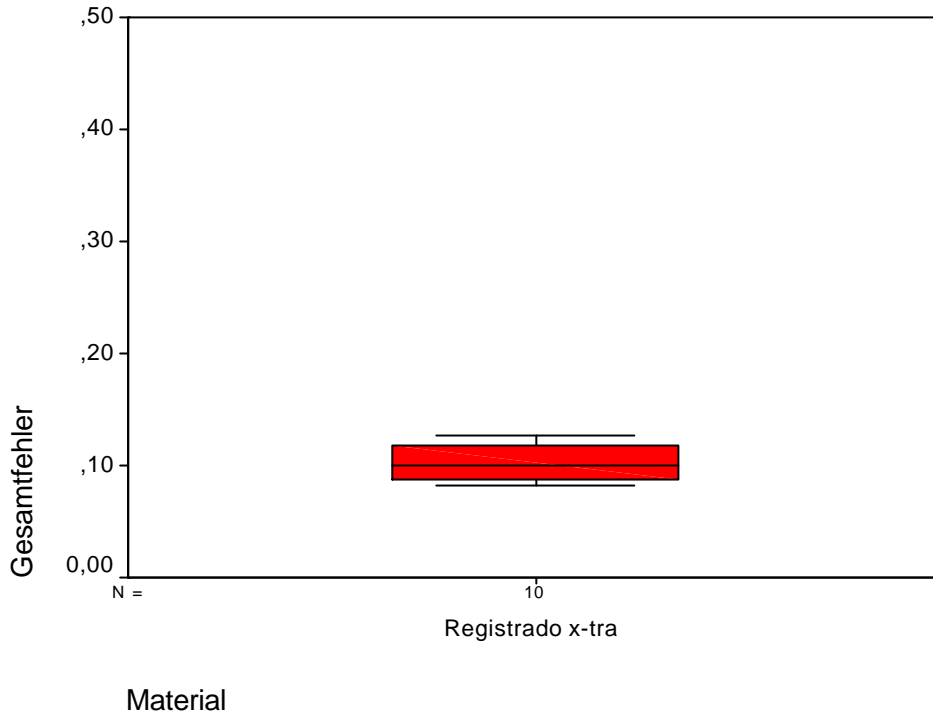


Abbildung B: Gesamtfehler Kondylenverlagerung bei Registrado x-tra hard nach 30 s

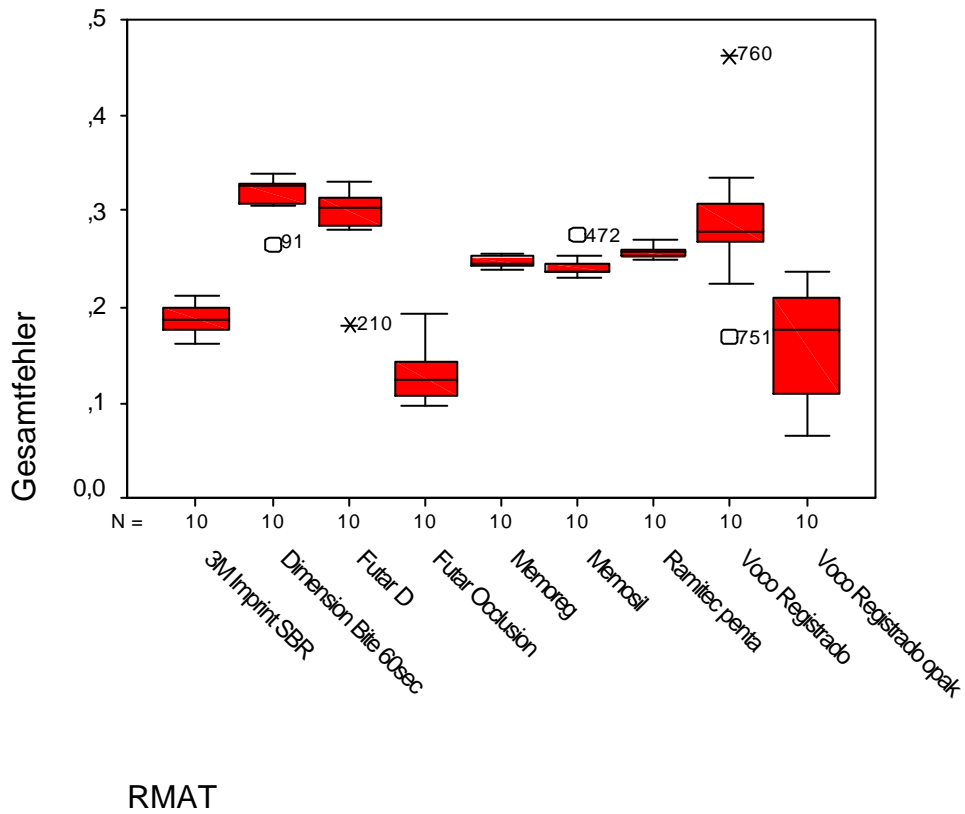


Abbildung C: Boxplot der 30 s Werte aus [16]

Wie bei den anderen harten, von *Meintrup* [16] geprüften Materialien, vollzieht sich der Kurvenverlauf zunächst nahezu auf einer Linie nahe der Nulllinie bis zu einem Zeitpunkt von 60 Sekunden. Ab diesem Moment beschreibt die Kurve dann einen raschen Anstieg. Nachfolgende Tabelle zeigt die Zeitpunkte an ab denen der Gesamtmessfehler rasch anstieg, bei *Registrado X-tra* und zum Vergleich auch bei den anderen Bissregistrierungsmaterialien:

Material	Anstieg des Ausmaßes der Kondylenverlagerung [s]
Ramitec penta	105
Memosil	85
Futar D Occlusion	50
Futar Occlusion	140
Dimension bite 60sec	105
3M Imprint SBR	80
Memoreg	50
Registrado X-tra	60

Tabelle A: Anstieg des Ausmaßes der Kondylenverlagerung in Abhängigkeit von der Zeit (zum Vergleich: übrige Daten aus [16].

Folgendes Diagramm gibt die gemessene Bissperrung im Kondymeter wieder:

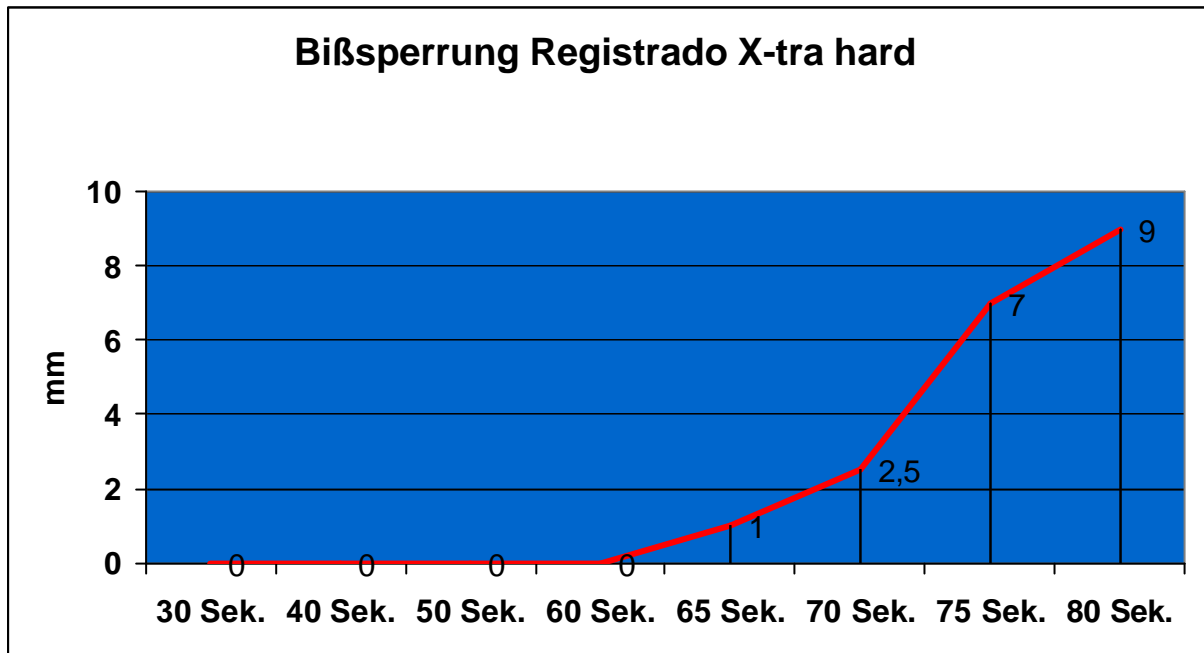


Abbildung D: Bissperrung *Registrado X-tra hard* in Abhängigkeit von der Zeit

Die folgende Tabelle zeigt die Verarbeitungszeiten bei denen bei *Registrado X-tra hard* und den anderen Materialien erstmals eine vertikale Bissperrung auftrat. Auch hier sind zum Vergleich die von *Meintrup [16]* gemessenen Werte der anderen Bissregistrationsmaterialien mit aufgeführt:

Material	Erstes Eintreten einer vertikalen Sperrung [s]
Ramitec penta	100
Memosil	80
Futar D Occlusion	55
Futar Occlusion	145
Dimension bite 60sec	105
3M Imprint SBR	90
Memoreg	50
Registrado X-tra	65

Tabelle B: Zeit [s] bei der erstmals eine Bissperrung eintrat

B.2. Versuchsserie 2

Die folgende Tabelle zeigt das Ergebnis von *Versuchsserie .2*. Neben den Werten von *Registrado X-tra hard* sind zum Vergleich auch die von *Meintrup [16]* ermittelten Messergebnisse der anderen Bissregistrierungsmaterialien mit aufgeführt:

Material	D-Wert	IRHD
3M Imprint SBR	0,239	15,07
Dimension bite 60sec	0,157	25,05
Futar Occlusion	0,144	27,23
Futar D	0,127	30,75
Voco Registrado X-tra hard	0,121	32,15
Voco Registrado opak	0,194	19,58
Ramitec penta	0,254	13,8
Memoreg	0,199	19,035
Memosil	0,323	

Tabelle C: Ergebnisse – Kugeldruckhärteprüfung

Die Streuung der Einzelmesswerte bei *Registrado X-tra hard* kann aus folgendem Boxplot-Diagramm entnommen werden.

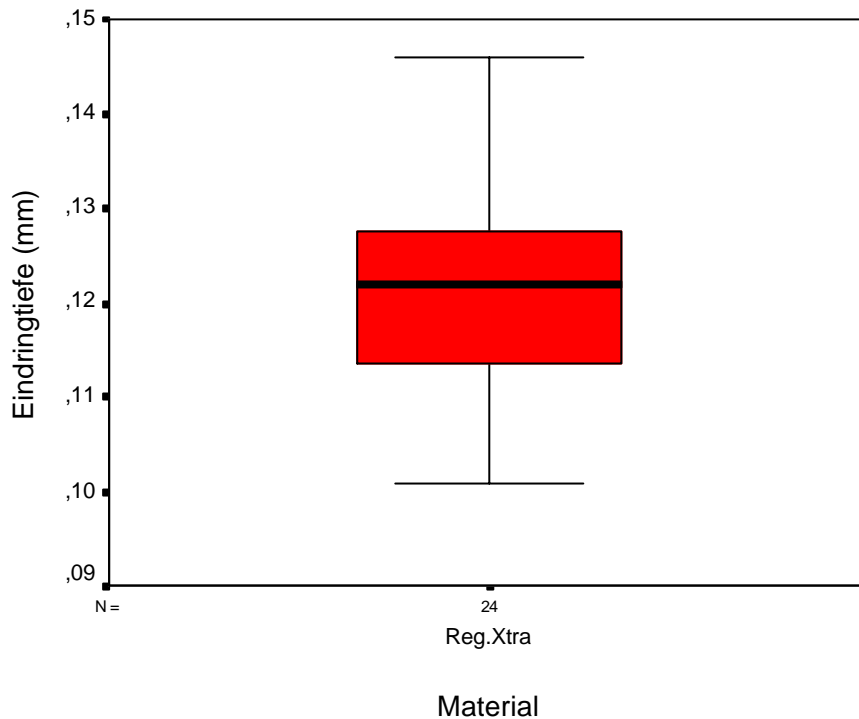


Abbildung E: Eindringtiefen Kugeldruckhärtemessung (mm)- *Registrado X-tra hard*

B.3. Versuchserie 3

Anhand der Ergebnisse der Fließfähigkeitsprüfung nach *ISO 24823* lässt sich *Registrado X-tra hard* zum Material **Typ 1** (hohe Konsistenz-schwerfließend) zuordnen. Zum Vergleich sind wiederum die Ergebnisse der Voruntersuchung [16] aufgeführt:

Typ 0 – sehr hohe Konsistenz – knetbar wurde keinem der getesteten Materialien zugewiesen.

Typ 1 – hohe Konsistenz – schwerfließend: *Voco Registrado opak*, *Memosil*, *Dimension bite 60sec*, *3M Imprint SBR*, *Memoreg* und *Futar D*.

Typ 2 – mittlere Konsistenz – mittelfließend: ***Futar Occlusion***

Typ 3 – niedrige Konsistenz – leichtfließend: ***Ramitec penta***.

Folgende Tabelle gibt eine Übersicht über die erhaltenen Messwerte (zum Vergleich auch [16]):

Material	<i>Wert1</i>	<i>Wert2</i>	<i>Wert3</i>	<i>Wert4</i>	<i>Wert5</i>	<i>Wert6</i>	Mittelwert
Registrado opak	27	27	30	29	28	29	28,3
Registrado X-tra hard	29	28	28	31	26	26	28,1
Memosil	25	24	23	24	23	24	23,8
Futar Occlusion	33	34	35	33	35	34	34,0
Dimension bite	32	33	30	29	30	30	30,7
3M Imprint SBR	28	28	28	28	28	29	28,2
Memoreg	29	30	31	31	28	29	29,7
Futar D	27	27	26	25	27	28	26,7
Ramitec penta	37	36	36	36	36	37	36,3

Tabelle D: Ergebnisse der Fließfähigkeitsprüfung (Scheibendurchmesser in Millimeter). Die Werte 1-2, 3-4 und 5-6 geben jeweils die Werte an, die im rechten Winkel zueinander stehen.

B.4. Versuchsserie 4

Zur Analyse der Vergleichbarkeit der von *Meintrup* geprüften Materialchargen mit denen in dieser Untersuchung verwendeten Chargen wurden mit *Registrado X-tra hard* drei Abbindezyklen im *RS-80 Rheometer* gefahren.

Aus den Kurven wurde der Mittelwert der Zeit (einschl. Offset) bestimmt, an dem die komplexe Viskosität 90% ihres Maximalwertes erreicht hat (90 %-Wert + Offset). Die erhaltenen Messdaten von *Registrado X-tra hard* und zum Vergleich, die von *Meintrup* nach dem gleichen Verfahren ermittelten Werte der anderen Bissregistrierungsmaterialien, sind in folgender Tabelle protokolliert:

Material	90% + Offset (Meintrup) [s]
Voco Registrado opak	339-390
Voco Registrado X-tra hard	113-148
Ramitec penta	361-371
Memosil	510-543
Futar D	158-170
Futar Occlusion	222-245
Dimension bite 60sec	265-271
3M Imprint SBR	97-102
Memoreg	159-175

Tabelle E: Ergebnisse Rheologie

C. Diskussion

Die durchgeführten Versuche zeigen, dass die Weiterentwicklung des Materials *Registrado* zu einer erheblichen Verbesserung desselbigen geführt hat. Hinsichtlich der Übertragungsgenauigkeit steht *Registrado X-tra hard* anderen Bissregistrationsmaterialien nicht mehr nach, sondern ist bei den 30 s Werten – also direkt nach Applikation, die der Praxis am nächsten kommen – durchaus mit *Futar D* vergleichbar. Sofern das Material noch nicht im vorvernetztem Zustand verarbeitet wird, liegt die Kondylenverlagerung in einem Bereich von kleiner als 200 µm, dürfte also klinisch nicht mehr von Relevanz sein. Dies dürfte vor allem durch die vergleichsweise hohe Endhärte des Materials bedingt sein, die in einer gleichen Größenordnung wie die von *Futar D* liegt.

Auch die Verarbeitungszeit von ca. 60 Sekunden in der es zu keinen größeren Fehlern hinsichtlich der zu erwartenden Kondylenverlagerung kommt, ist mit Der anderer Massen vergleichbar und dürfte für klinische Zwecke als ausreichend angesehen werden.

Anhand der Fließfähigkeitsprüfung lässt sich *Registrado X-tra hard* nach ISO 24823, wie die meisten Bissregistrierungsmaterialien, zum Material Typ 1 (hohe Konsistenzschwerfließend) zuordnen.

Vor allem die hohe Übertragungsgenauigkeit und Endhärte von *Registrado x-tra hard* werden zum jetzigen Zeitpunkt nur von wenigen Bissregistrierungsmaterialien auf elastomerer Basis übertroffen.

Lebenslauf

Name	Michel D'Amore
Geburtsdatum	08.03.1975
Geburtsort	Laubach
Anschrift	Elisabethenstrasse 11 61348 Bad Homburg
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig

Schul Ausbildung

Grundschule Laubach	1981 - 1985
Förderstufe der Gesamtschule Laubach	1985 - 1987
Gymnasialzweig der Gesamtschule Laubach	1987 - 1991
Laubach Kolleg (Abitur)	1991 - 1994
Bundeswehr	1994 - 1995
Studium der Zahnheilkunde an der Justus-Liebig-Universität Gießen	1995 - 2001
Zahnärztliche Prüfung und Erlangung der Approbation	2001
Zahnärztliche Tätigkeit als Assistenz- Zahnarzt in Friedberg	2002
Zahnärztliche Tätigkeit als Assistenz- Zahnarzt in Bad Homburg v.d.H.	2002 - 2004
Promotion	2001 - 2004

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlichst bedanken bei:

Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die Bereitstellung und Überlassung des Themas, für seine zahlreichen Hilfestellungen und die stets freundliche Unterstützung bei der Bearbeitung,

Herrn Heun für seine sehr grosse Hilfe bei der Durchführung der praktischen Arbeiten,

Meiner Verlobten Nadja, für ihren Ansporn die Arbeit zu Ende zu bringen und für die tagtägliche Liebe, die sie mir gibt.

Meinen Eltern und vor allem meiner Oma für ihre jahrelange Unterstützung während meiner gesamten Studienzeit und darüber hinaus.

Meiner zukünftigen Schwiegermutter, für ihre zusätzliche Unterstützung während der Doktorarbeit und ihrer Hilfe in allen Lebenslagen.

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

Bad Homburg, 14.02.2004

(Michel D'Amore)