

Untersuchungen zur Normung von Bissregistrierungsmaterialien

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Thomas Nave
aus Unna

Gießen, 2000

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. Dr. med. dent. H. F. Herget

Tag der Disputation: 14. März 2001

Meinen Großeltern

gilt mein besonderer Dank für ihre

stets liebevolle Begleitung meines Lebenswegs.

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG.....	3
2. LITERATURÜBERSICHT.....	5
3. ZIEL DER ARBEIT.....	8
4. STUDIENPLANUNG UND DURCHFÜHRUNG.....	9
4.1. Studienübersicht und Studienablauf.....	9
4.2. Geprüfte Materialien.....	10
4.3. Durchführung der Untersuchung.....	11
4.3.1 Versuchsserie 1 – Rheometermessung.....	11
4.3.2 Versuchsserie 2 – Oszillationsprüfung.....	13
4.3.3 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte.....	16
4.3.4 Versuchsserie 4 – Condymetermessung.....	19
4.4. Statistische Analyse.....	23
4.4.1 Fallzahlplanung.....	23
4.4.2 Auswertung.....	23
4.4.3 Statistische Methoden.....	24
4.5. Bearbeitung der Daten.....	24
4.5.1 Versuchsserie 1 – Rheometermessung.....	24
4.5.2 Versuchsserie 2 – Oszillationsprüfung.....	25
4.5.3 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte.....	27
4.5.4 Versuchsserie 4 – Condymetermessung.....	28
5. ERGEBNISSE.....	29
5.1. Versuchsserie 1 und 2 – Oszillation Rheometer / Prüfmaschine.....	29
5.2. Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte.....	35
5.3. Versuchsserie 4 – Condymetermessung.....	38
6. DISKUSSION.....	41
6.1. Einzelne Versuchsserien.....	41

6.1.1	<i>Versuchsserien 1 und 2 – Oszillation Rheometer / Prüfmaschine</i>	41
6.1.2	<i>Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte</i>	44
6.1.3	<i>Versuchsserie 4 – Condymetermessung</i>	46
6.2.	Schlußfolgerung	47
7.	ZUSAMMENFASSUNG	49
8.	LITERATUR	51
	ANHANG	55
	Versuchsserie 1 und 2 - Boxplot-Diagramme	55
	Versuchsserie 1 und 2 – 95%-Konfidenzintervalle	63
	DANKSAGUNG	71
	LEBENS LAUF	72

1. Einleitung

Materialien für die Registrierung der habituellen Okklusion haben in der heutigen Zeit sowohl in der zahnärztlichen Prothetik (v.a. Kronen- und Brückentechnik) als auch im Rahmen der konservierenden Versorgung von Zähnen mit Inlays und Teilkronen erheblich an Bedeutung gewonnen. Dabei werden zunehmend elastomere Materialien auf der Basis von z.B. Polyvinylsiloxanen oder Polyethern als Bissregistrierungsmaterialien eingesetzt [27]. In der Praxis dienen Bissregistrare dazu, die Gebissituation aus dem Mund des Patienten auf die nach der Abformung vom Zahntechniker hergestellten Modelle (Oberkiefer und Unterkiefer) und möglichst exakt in einen Artikulator zu übertragen, um die Anfertigung einer einwandfreien Restauration mit Wiederherstellung einer störungsfreien und funktionellen Okklusion im Labor zu gewährleisten.

Für das Gelingen einer genauen Übertragung der Situation müssen von den Bissregistrierungsmaterialien diverse Kriterien erfüllt werden:

Zum einen sollte die Gesamtverarbeitungszeit einer zur Registrierung eingesetzten Masse nicht zu lang sein, damit der Zahnarzt den Patienten nicht unnötig lange in der zu verschlüsselnden Unterkieferposition fixieren muss. Die Verarbeitungszeit muss aber in jedem Falle gewährleisten, dass der Unterkiefer des Patienten in die gewünschte Position manipuliert werden kann [16].

Des weiteren müssen Bissregistrierungsmaterialien nach dem Abbinden möglichst starr sein, damit die mit ihrer Hilfe zusammengesetzten Modelle nicht federn; zu spröde sollten sie aber auch nicht sein, um die Verarbeitbarkeit nicht unnötig negativ zu beeinflussen.

Die Präzision der Bissregistrare (messbar in der linearen Maßänderung, der Wiedergabegenauigkeit und in der Genauigkeit der Modellzuordnung) muss möglichst hoch sein, um Übertragungsfehler zu vermeiden [16].

Bei der Wiedergabe feiner Strukturen (etwa Fissuren) ist eine gewisse Ungenauigkeit („Entprofilierung“) dagegen durchaus wünschenswert, da insbesondere scharfe Kanten mit zunehmender Anzahl von Positiv-Negativ-Wechseln in der Arbeitskette von der Präparation bis zur Modellation zur Abrundung tendieren und so etwa die Adaptation eines Registrates, in dem die Fissuren exakt wiedergegeben sind, auf ein Arbeitsmodell erschwert. Ein Höchstmaß an Genauigkeit hingegen ist bei der Modellzuordnung zu erreichen, da dies der über die klinische Eignung eines Bissregistrierungsmaterials entscheidende Parameter ist.

Als letztes Kriterium muss gewährleistet sein, dass die Masse nach dem Applizieren auf der Zahnreihe ausreichend standfest ist, dabei gleichzeitig aber beim Eintauchen der Zahnreihen leicht fließt und so der Schließmuskulatur des Patienten möglichst keinen Widerstand entgegensetzt, um ein Abgleiten in gezwungene Unterkieferpositionen zu vermeiden. Sie muss also in gewisser Weise thixotrop bzw. strukturviskos sein [29].

2. Literaturübersicht

Die Registrierung interokklusaler Zusammenhänge am Patienten hat schon seit langer Zeit viele Zahnmediziner in den unterschiedlichsten Studien beschäftigt. Während bis zum heutigen Tage intraorale Stützstiftregistrierungen zur Bestimmung der zentralen Relation herangezogen werden, bedient man sich zur Fixierung der habituellen Okklusion bei Fehlen einer ausreichenden maximalen Interkuspitation seit Jahrhunderten sogenannter Durchbissregistrare (*Myers* [19]). Bis zum Ende des 19. Jahrhunderts wurden hierzu vornehmlich „Quetsch-Bisse“ mit einfachem Wachs oder Kompositionsmasse genommen bis *Christensen* 1905 zum erstenmal die Benutzung von „impression-wax“ beschrieb. Seit dem Arbeiten mit Wachsen war man immer weiter bestrebt, andere Materialien zu finden, die der Gruppe der Wachse aufgrund ihrer Materialeigenschaften im Hinblick auf die Relationsbestimmung von Ober- und Unterkiefer überlegen sind. *Greene* benutzte Kompositionsmasse, die er mit Gips korrigierte. Um die Stabilität der Registrare zu erhöhen, wurden Bissregistriererträger entwickelt. Bis zur zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts waren zunächst weiterhin Wachse, Kompositionsmassen, Gipse und Zinkoxid-Eugenol-Pasten gebräuchliche Materialien (*Myers* [19]).

Berman [2] untersuchte 1960 die verschiedenen Materialien und stellte fest, dass die Wachse aufgrund von Nachteilen, die sich aus ihren typischen Materialeigenschaften ergeben, nicht für den kritischen Schritt der Relationsbestimmung geeignet sind. *Berman* zog aufgrund seiner Studie die Zinkoxid-Eugenol-Pasten den Wachsen vor.

Immer wieder wurden die verschiedensten Anforderungen an die für die Registrierung zu verwendenden Materialien gestellt und neu formuliert. Im wesentlichen wurden aber zu jeder Zeit dem Sinn nach die gleichen Ergebnisse erzielt (*Cohn* 1963 [5], *Skurnik* 1969 [21], *Wirth* und *Aplin* 1971 [24]):

Die Materialien müssen vor der Registrierung maximal fließfähig sein, sie dürfen aber – einmal auf die Zahnreihe appliziert – nicht von dieser herunterfließen, der antagonistischen Zahnreihe genauso keinen Widerstand entgegenbringen. Sie müssen die Fähigkeit besitzen, eindeutige Impressionen zu erzeugen, um eine eindeutige

Reposition zu gewährleisten. Zudem müssen Bissregistrierungsmaterialien nach der Entnahme aus dem Mund für die Lagerung bzw. den Transport in das Dentallabor möglichst starr sein, dürfen sich nicht mehr plastisch deformieren lassen. Die Materialien sollten bei all den oben geforderten Eigenschaften möglichst einfach in der Handhabung sein und natürlich keine schädigenden Einflüsse auf beteiligte, umliegende Gewebe haben.

Als 1955 die Silikone und 1964 die Polyether als Abformmassen erschienen (*Wöstmann* 1992 [27]), eröffnete sich der Dentalwelt auch deren Gebrauch für interokklusale Registrierungen. Es bedurfte dann aber noch der Weiterentwicklung dieser Materialien, denn erst als 1975/76 die additionsvernetzenden Silikone auf den Markt gelangten, war bezüglich der Haltbarkeit der Registrare eine geeignete Materialgruppe vorhanden. Heute werden die verschiedenen Siloxane in speziell entwickelten Mischkartuschen für die direkte orale Applikation angeboten.

Bei vergleichenden Studien der einzelnen Materialien und auch der verschiedenen Materialgruppen fällt immer wieder der Name *Millstein* auf. Er untersuchte und verglich im Laufe von mehreren Jahrzehnten die verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien [11, 12, 13, 14, 15]. Zuletzt beschäftigte er sich in seiner Studie von 1994 [16] mit den elastomeren Registriermaterialien (Polyvinylsiloxane und Polyether) und spricht diesen in den Punkten der Dimensionsstabilität, Genauigkeit und Verflüchtigung von Inhaltsstoffen (Gewichtsverlust) ausgezeichnete Eigenschaften zu. Auch *Mullick* [18] erzielte bereits 1981 mit Elastomeren die besten Ergebnisse. Als genauestes Material seiner Studie gab *Fattore* [8] 1984 den Polyether Ramitec[®] an.

Bei all diesen Studien darf nicht außer acht gelassen werden, dass zusätzlich zu den etwaigen Ungenauigkeiten der verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien noch andere Faktoren in der Arbeitskette von der Abformung bis hin zur fertigen Arbeit als mögliche Fehlerquellen stehen.

Um bei dem breiten Spektrum der elastomeren Bissregistrierungsmaterialien eine nicht allzu große Auffächerung der Materialeigenschaften resultieren zu lassen,

wurden erstmals 1998 von *Wöstmann* und *Schweitzer* [29] Untersuchungen zur DIN-Normung von Bissregistrierungsmaterialien durchgeführt, die sich im Februar 1999 in einem ersten Entwurf einer DIN-Norm niederschlugen. Eine Weiterentwicklung der hierin beschriebenen Parameter bzw. eine Vereinfachung des angestrebten Standardisierungsverfahrens sollte die im folgenden beschriebene Studie aufzeigen.

3. Ziel der Arbeit

Mit der im folgenden beschriebenen Studie sollte die Charakteristik von Bissregistrierungsmaterialien unter Zuhilfenahme verschiedener Prüfmethode messbar und vergleichbar dargestellt werden.

Ziel der Studie war es einerseits, verschiedene Messmethoden für die Abbindecharakteristik von Bissregistrierungsmaterialien (Bestimmung von Verarbeitungs- und Abbindezeit) im Hinblick auf einen Entwurf zur Normung dieser Materialien zu prüfen und miteinander zu vergleichen. Dazu wurden die bei einer (Platte/Platte-) Rheometermessung erhaltenen Ergebnisse denen der Oszillationsmessung in einer Universalprüfmaschine gegenüber gestellt.

Zusätzlich wurde die mit ausgewählten Materialien zu erreichende Übertragungsgenauigkeit eines stilisierten Urmodells mit Hilfe eines modifizierten Condymeters geprüft, um die klinische Relevanz der zuvor bestimmten Zeitwerte zu ermitteln.

In einer weiteren Versuchsserie wurde die Eignung der Kugeldruckhärtemessung gemäß dem Normentwurf DIN-ISO 48 in Verbindung mit Elastomeren [6] untersucht und die klinische Relevanz dieser Prüfung durch Vergleich der Ergebnisse mit den zuvor mittels modifiziertem Condymeter (SAM, München) bestimmten Übertragungsgenauigkeiten bestimmt.

4. Studienplanung und Durchführung

Bei der Studie handelte es sich um eine In-vitro-Untersuchung. Zur Erreichung der o.g. Studienziele wurden vier verschiedene Versuchsserien durchgeführt:

4.1. Studienübersicht und Studienablauf

Versuchsserie 1:

Bestimmung der Viskositäts-Zeit-Kurve bei der Abbindung von Bissregistrierungsmaterialien im Oszillationsversuch mit einem Stress-Rheometer (Platte/Platte, *Rheostress RS 80, Haake, Karlsruhe*).

Versuchsserie 2:

Bestimmung der Kraft-Zeit-Kurve bei der Abbindung von Bissregistrierungsmaterialien im Oszillationsversuch in einer Universalprüfmaschine (*1454, Zwick, Ulm*).

Versuchsserie 3:

Härtebestimmung nach dem Deutschen Norm-Entwurf DIN ISO 48 für die Bestimmung der Härte an Elastomeren und thermoplastischen Elastomeren mit ebenen Oberflächen [6].

Versuchsserie 4:

Bestimmung der Kondylenverlagerung mit Hilfe eines modifizierten Condymeters (*SAM, München*), die sich beim Einartikulieren eines standardisierten Modellpaares nach interokklusalem Registrat mit dem zu prüfenden Bissregistrierungsmaterial ergeben würde.

4.2. Geprüfte Materialien

In den Untersuchungsserien 1 - 3 wurden folgende Materialien geprüft:

<i>Bissregistrierungs- materialien</i>	Charge	<i>Abformmaterialien</i>	Charge
Futar D Occlusion * <i>(Kettenbach, Eschenburg)</i>	3399	Aquasil ULV <i>(Dentsply DeTrey, Konstanz)</i>	9907000994
Futar Occlusion <i>(Kettenbach, Eschenburg)</i>	2899	Contrast Monophase <i>(VOCO, Cuxhaven)</i>	79186
Dimension Bite <i>(ESPE, Seefeld)</i>	50388	Impregum Penta <i>(ESPE, Seefeld)</i>	FW0055746
Dimension Bite 60 Sec <i>(ESPE, Seefeld)</i>	FW0057632	Permadyne Garant <i>(ESPE, Seefeld)</i>	FW0056569
Detabite <i>(DETAX, Ettlingen)</i>	990503	Optosil P plus <i>(Heraeus-Kulzer, Dormagen)</i>	090090
Imprint SBR <i>(3M, Borken)</i>	19990715	Panasil putty <i>(Kettenbach, Eschenburg)</i>	7399
Stat-BR <i>(Kerr, Karlsruhe)</i>	8-2209		
Memoreg C.D. * <i>(Heraeus-Kulzer, Dormagen)</i>	120156		
Memosil C.D. * <i>(Heraeus-Kulzer, Dormagen)</i>	115082		
Kristall perfect <i>(Omicron, Lindlar)</i>	50038		
Topas perfect <i>(Omicron, Lindlar)</i>	18069		
Ramitec Penta <i>(ESPE, Seefeld)</i>	FW0054956		
Regisil PB <i>(Dentsply DeTrey, Konstanz)</i>	990417		
Registrado * <i>(VOCO, Cuxhaven)</i>	86096		
Registrado opak <i>(VOCO, Cuxhaven)</i>	96018		
Silagum AV Quick Bite <i>(DMG, Hamburg)</i>	99340200		

Tabelle 1: Geprüfte Materialien in den Serien 1 - 3; Serie 4 lediglich die mit * gekennzeichneten

Die Prüfungen in der Serie 4 (Condymeter) umfassten ausschließlich die in Tabelle 1 mittels „*“ gekennzeichneten Bissregistrierungsmaterialien.

Zusätzlich zu den elastomeren Bissregistrierungsmaterialien wurden die in der Tabelle aufgeführten Abformmassen geprüft, um eine eventuelle Eignung der Verfahren für diese Materialien herauszustellen.

4.3. Durchführung der Untersuchung

4.3.1 Versuchsserie 1 – Rheometermessung

In einem Stress-Rheometer (*Haake RS 80*) wurde ein Sensor mit ebener Fußplatte (PP20, \varnothing 20 mm) gegenüber einem Messteller montiert. Nach der Ermittlung des Nullpunktes (Spalt zwischen Sensorplatte und Messteller = 0 mm) fuhr das Rheometer den Messteller in eine Standby-Position (Beschickungsposition). Der Abstand in dieser Position war auf 8 mm programmiert. Nun konnten ca. 2 ml des zu prüfenden Materials zentral unter die Sensorplatte aufgebracht werden. Nach dem Beladen mit dem Material fuhr der Messteller in Prüfposition an den Sensor heran, so dass die gesamte Fußplatte von der Masse benetzt war, der Messspalt betrug 0,5 mm (Abb. 1).

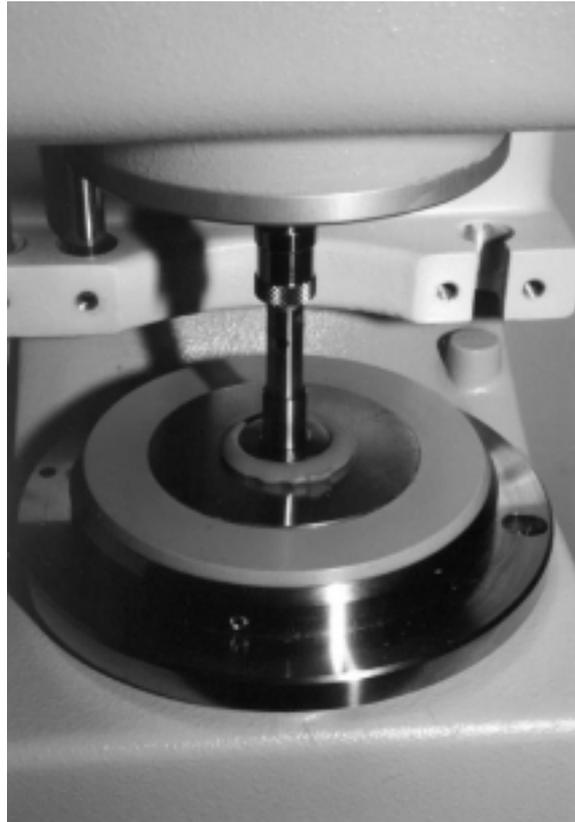


Abb. 1: Haake-Rheometer, Prüfphase

Durch den technischen Aufbau des Haake-Rheometers sowie der zugehörigen Steuerungssoftware (*Haake Rheowin Pro Vers. 2.0*) war es hierbei nicht möglich, die Zeit zwischen dem Beschicken der Messplatte und dem Erreichen der Prüfposition kleiner als ca. 20 Sekunden zu halten.

Die Messung wurde unter einer konstanten Schubspannung τ von 600 Pa bei einer Oszillationsfrequenz von 0,464 Hz durchgeführt. Die Ergebnisse der Messung konnten mit Hilfe der RheoWin-Software in einer Datei abgespeichert werden. Die Zeit t vom Beginn bis zum Ende der Messung wurde für jedes Material so lang gewählt, dass die Kurve für die komplexe Viskosität η^* bzw. für das Speichermodul G' für ca. 120 s keine Veränderung mehr erfuhren. Nach Ablauf der so programmierten Zeit fuhren die Messplatten auseinander und die Messung war beendet.

Um die Rheometermessungen mit denen der Versuchsserie 2 (Universalprüfmaschine) vergleichen zu können, wurde die Temperatureinheit (*Peltier Element*

Haake TC-81) des Rheometers softwaregesteuert auf die Umgebungstemperatur (Raumtemperatur Maschinenraum) von 26°C eingestellt.

4.3.2 Versuchsserie 2 – Oszillationsprüfung

In einer Universalprüfmaschine Zwick 1454 (Kraftaufnehmer 20 kN) wurden zwei ebene Druckplatten in einem Abstand von 3 mm montiert, wobei die obere Druckplatte einen Durchmesser von 30 mm und die untere einen Durchmesser von 135 mm hatte. Zum Beschicken der Prüfungsanordnung wurden die Druckplatten auseinandergefahren und die untere Druckplatte wurde zentral mit ca. 6 ml des angemischten zu prüfenden Materials beschickt (Abb. 2). In dieser Position betrug der Abstand der beiden Platten 25 mm. Dieser geringe Abstand und eine hohe Anfahrgeschwindigkeit der Prüfmaschine (400 mm/min) machten es möglich, dass die Zeit nach dem Einbringen des Materials bis zur Prüfung kurz gehalten werden konnte (Offset ca. 4 s).

Nach dem Anfahren der Prüfposition begann die Messung (Abb. 3). Die Prüfmaschine war so programmiert, dass die untere Platte mit einer Frequenz von 0,3 Hz um eine Gesamtstrecke von 0,2 mm um die Prüfposition oszillierte, der Abstand der beiden Druckplatten in Prüfposition betrug $3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$. An der Kraftmessdose der Universalprüfmaschine wurde die für die Oszillation in der Bissregistrierungsmasse nötige Kraft gemessen und mit Hilfe eines XY-Schreibers gegen die Zeit aufgetragen, so dass als Ergebnis der Prüfung ein Kraft-Zeit-Diagramm entstand. Die Anzahl der Oszillationszyklen wurde jeweils so groß festgelegt, dass die die Kraft-Zeit-Kurve umfassende Hüllkurve in einem Zeitraum von ca. 120 s keine Änderung mehr erfuhr.



Abb. 2: Zwick-UPM, Beschickungsposition

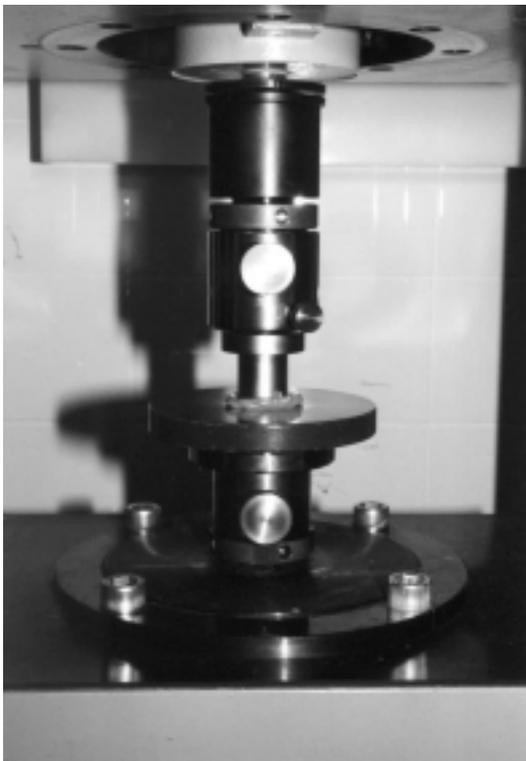


Abb. 3: Zwick-UPM, Prüfposition

Die Messungen erfolgten mit dem Zwick Hystereseprüfprogramm Version 3.2 (09.09.96) auf der Basis des auszugsweise in Tabelle 2 beschriebenen Parametersatzes.

Software		Zwick PC-Software Z1007 Hysterese; DOS-Softwarepaket
Parameter Nr.	Text	Wert
238	Prüfverfahren	4
12	Einspannlänge	33 mm
295	Vorlaufweg	25 mm
201	zulässige Nullpunktabweichung	1 % Sensor
290	Anzahl Zyklen	130 (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)
24	Oberer Umkehrpunkt	0,1 mm
25	Unterer Umkehrpunkt	-0,1 mm
292	Halt bei ob. Umkehrpunkt	0 s
293	Halt bei unt. Umkehrpunkt	0 s
296	Geschwindigkeit Vorlaufweg	400 mm/min
34	Prüfgeschwindigkeit	8 mm/min
288	Entlastungsgeschwindigkeit	8 mm/min
243	LE- Positionierungsgeschwindigkeit	400 mm/min
Graphik Parameter		
13	Graphik Definition	20
70	unterer Kraft Skalenwert	0 mm
71	Oberer Kraft Skalenwert	1000 N (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)
146	unterer Zeitskalenwert	0 s
147	Oberer Zeitskalenwert	480 s (zwingende Eingabe vor jeder Prüfung ⇒ materialimmanent)

Tabelle 2: Wesentliche Parameter des Parametersatzes zur Steuerung des Hystereseversuches an einer **Zwick 1454** Universalprüfmaschine mit neuer Elektronik.

4.3.3 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte

Die Bestimmung der Härte der einzelnen Materialien erfolgte nach dem Verfahren L (Prüfung bei niedriger Härte) des deutschen Norm-Entwurfes DIN ISO 48 zur „Bestimmung der Härte an Elastomeren mit ebenen Oberflächen“ [6].

Für die Prüfung wurden von jedem zu prüfenden Material scheibenförmige Probekörper hergestellt, die eine Dicke von $10 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ und einen mittleren Durchmesser von $37 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ aufwiesen. Die Oberflächen der Probekörper waren planparallel (Abb. 4).

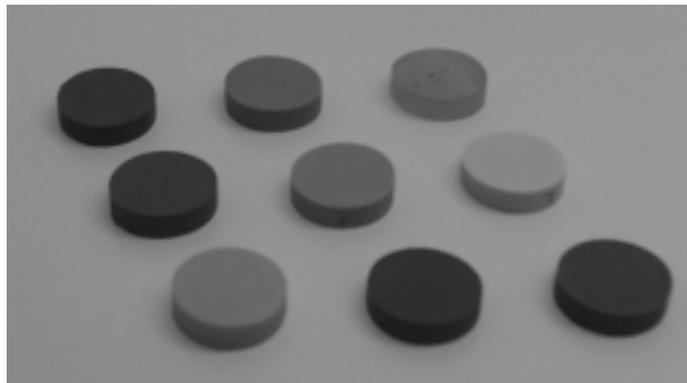


Abb. 4: Kugeldruckhärteprüfung, Probekörper

Da in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik bisher für diesen Versuch keine einschlägige Prüfungsanordnung verfügbar war, wurde die Prüfanordnung wie folgt in einer *Zwick 1454*-Universalprüfmaschine (500 N-Kraftaufnehmer) implementiert: In der *Zwick-UPM* wurden zwei ebene Druckplatten montiert. Dabei fanden die beiden Platten der Versuchsserie 2 Verwendung (obere Platte $\varnothing 30 \text{ mm}$, untere Platte $\varnothing 135 \text{ mm}$).

Für die Prüfung wurde der Probekörper so unter die obere Druckplatte gelegt, dass eine Stahlkugel ($\varnothing 5 \text{ mm}$) an drei voneinander verschiedenen Stellen auf dem Körper abgelegt werden konnte, die in einem Abstand von mindestens 10 mm voneinander und von der Probenkante entfernt lagen (Abb. 5).

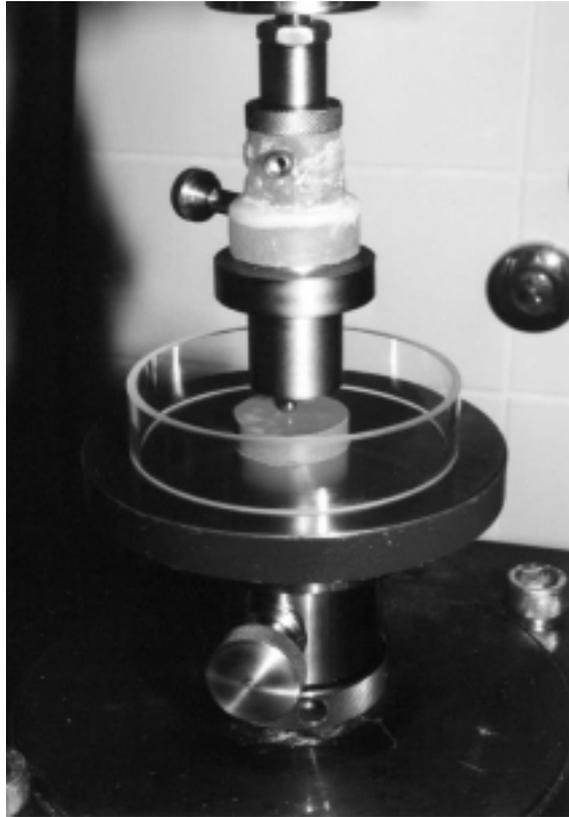


Abb. 5: Kugeldruckhärteprüfung, Vorlaufphase

Der Parametersatz für die Prüfmaschine wurde so programmiert, dass die obere Druckplatte zunächst mit einer Vorkraft von 0,3 N auf die Stahlkugel drückte und diese Kraft für 5 Sekunden gehalten wurde. Nach dem Ende dieser Zeit wurde der Druck um 5,4 N auf 5,7 N erhöht und für 30 Sekunden konstant gehalten (Abb. 6). Die durch die Veränderung der Kraft eingetretene Wegänderung der Stahlkugel wurde von der Software der Prüfmaschine direkt auf dem Bildschirm angezeigt und in einem Kraft-Weg-Diagramm ausgedruckt.

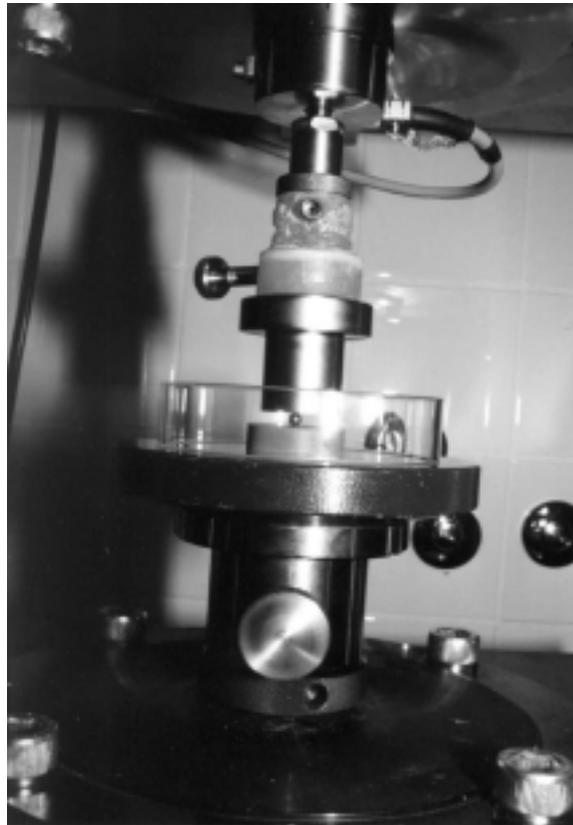


Abb. 6: Kugeldruckhärteprüfung, Prüfphase

4.3.4 Versuchsserie 4 – Condymetermessung

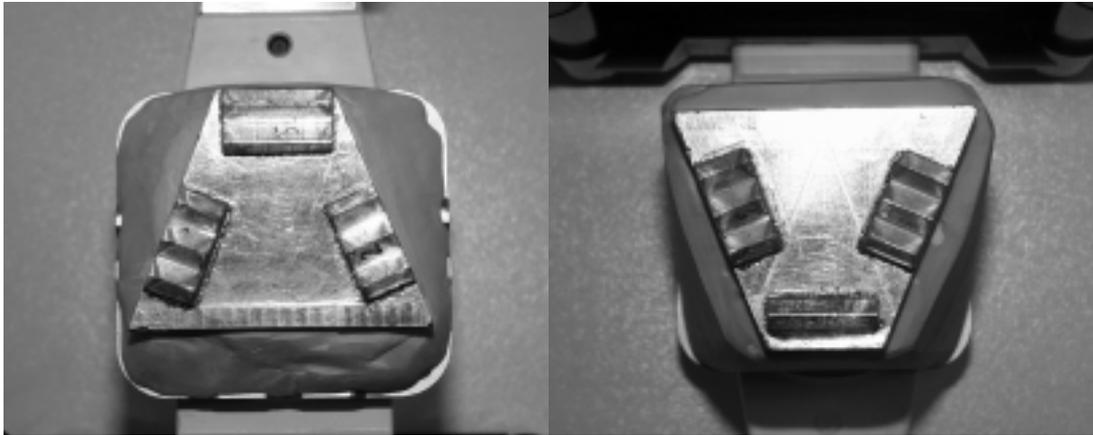


Abb. 7: Standardisiertes Oberkiefermodell (links) und Unterkiefermodell (rechts)

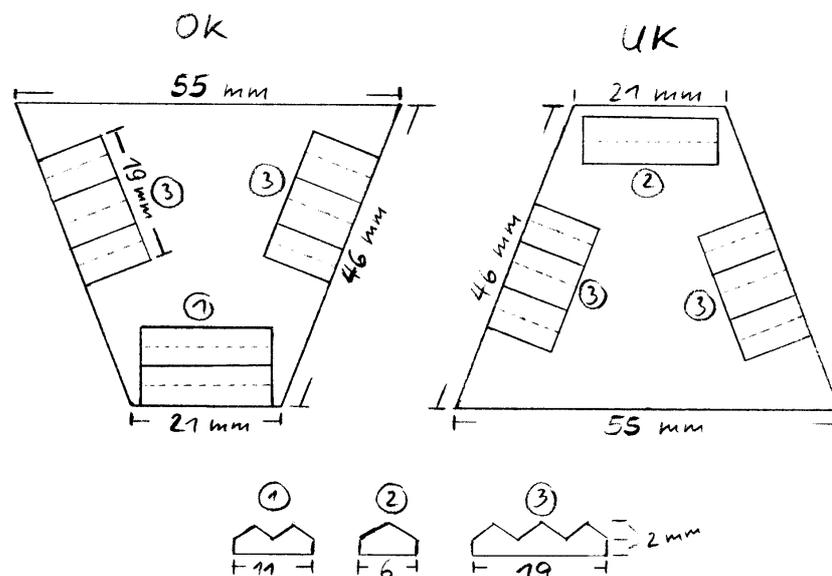


Abb. 8 : Skizze Versuchsmodell Condymetermessung

Ein standardisiertes Modellpaar (Abb. 7 und Skizze Abb. 8) wurde mit einem festgelegten Abstand (Bisschlüssel, 2 mm Sperrung) in einen Artex-Artikulator (Fa. Girrbach, Pforzheim) einartikuliert (Abb. 9).

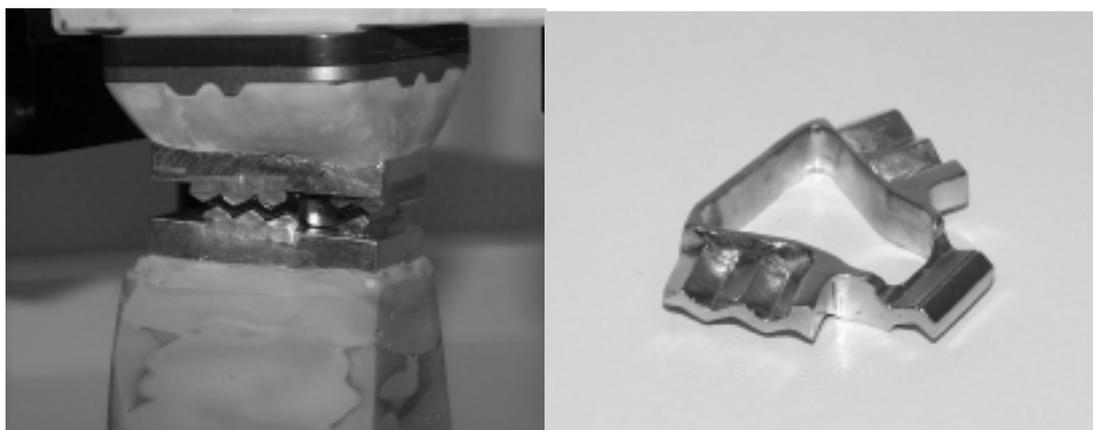


Abb. 9: Standardisiertes Modellpaar, mit Bisschlüssel (rechts) einartikuliert

Als Referenzstellung für den Artikulator und das Condymeter (Übertragung) wurde ein durchgehender Gipsschlüssel hergestellt und der Stützstift wurde in Kontakt zum Führungsteller gebracht.

Nach Nullstellung des Artikulators wurde das standardisierte Modellpaar eingesetzt und mit den zu prüfenden Materialien nach den in Tabelle 3 aufgelisteten Wartezeiten verschlüsselt (Abb. 10).

<i>Material</i>	<i>Wartezeit nach der Applikation der Masse bis zum Schließen des Artikulators (Offset) [s]</i>		
	Sofort	50% vom 5%-Wert (UPM)	Offset Rheometer
Futar D Occlusion <i>(Kettenbach, Eschenburg)</i>	0	28	20
Memoreg C.D. <i>(Heraeus-Kulzer, Dormagen)</i>	0	10 (25% vom 5%-Wert)	20 (=50% vom 5%-Wert)
Memosil C.D. <i>(Heraeus-Kulzer, Dormagen)</i>	0	32	20
Registrado <i>(VOCO, Cuxhaven)</i>	0	59	20

Tabelle 3: Zeitschema für die Registratnahme im Condymeterversuch

Um die klinische Relevanz der in den Serien 1 und 2 ermittelten Kurvenperzentile analysieren und die Genauigkeit der Übertragung abhängig von der Verarbeitungszeit darstellen zu können, wurden im Rahmen der Prüfung die Verschlüsselungen der Modelle (Registrate) nach dem in Tabelle 3 dargestellten Zeitschema vorgenommen.

Da beim Material *Memoreg*[®], Heraeus Kulzer, der Zeitwert für „50% vom 5%-Wert“ mit dem 20-Sekunden-Wert des Rheometers übereinstimmte, wurde statt dessen ein Zeitwert von 25% vom 5%-Wert verwendet (Tabelle 3).

Für die Messung der Kondylenverlagerung nach der Registrierung wurde das Condymeter zunächst mit dem Gipsschlüssel (Eichschlüssel) geeicht, anschließend wurden die einartikulierten Modelle in die Messapparatur übertragen und die Abweichung bestimmt, die sich bei einem Einartikulieren mit dem jeweiligen Bissregistrat ergeben hätten (Abb. 11). Abschließend wurde wiederum eine Kontrolle mit dem Eichschlüssel durchgeführt. Mit Hilfe des Messprogramms *Elektronische Bissregistrierungsmaterialprüfung EBP* (Eigenentwicklung der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig Universität Gießen, Abb. 12) wurde der Gesamtübertragungsfehler - ausgedrückt als mittlere Verlagerung des rechten und linken Kondylus - errechnet.

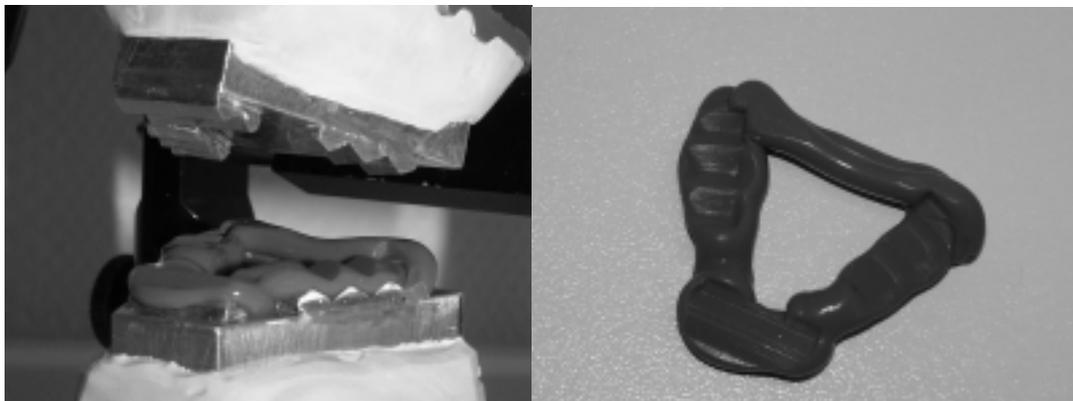


Abb. 10: Registrat im Artikulator, rechts: Registratkörper

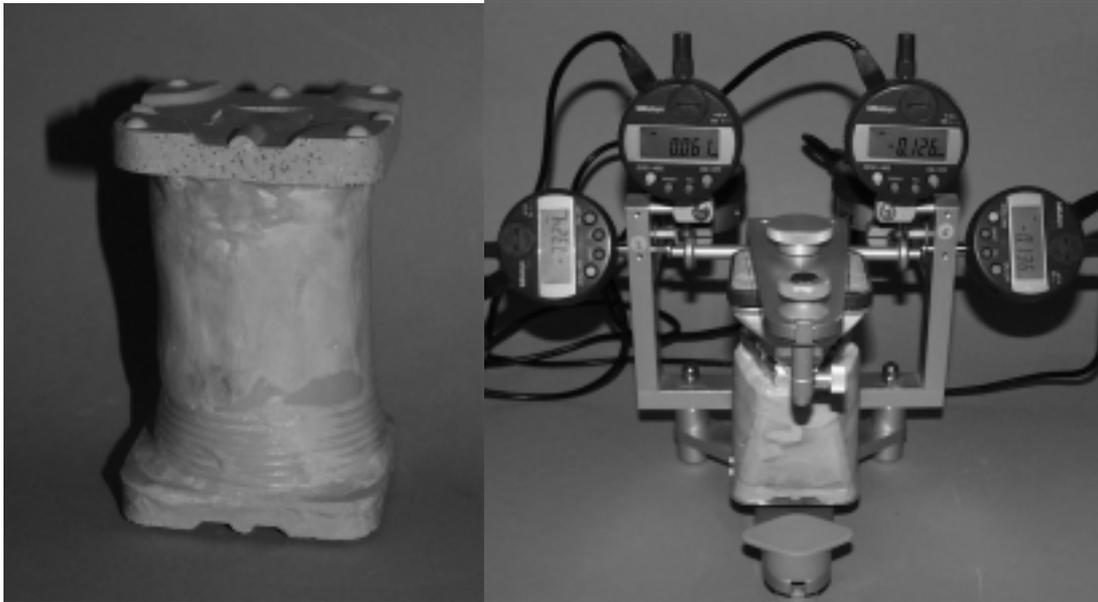


Abb. 11: Eichschlüssel (links), Condymetermessapparatur (rechts)

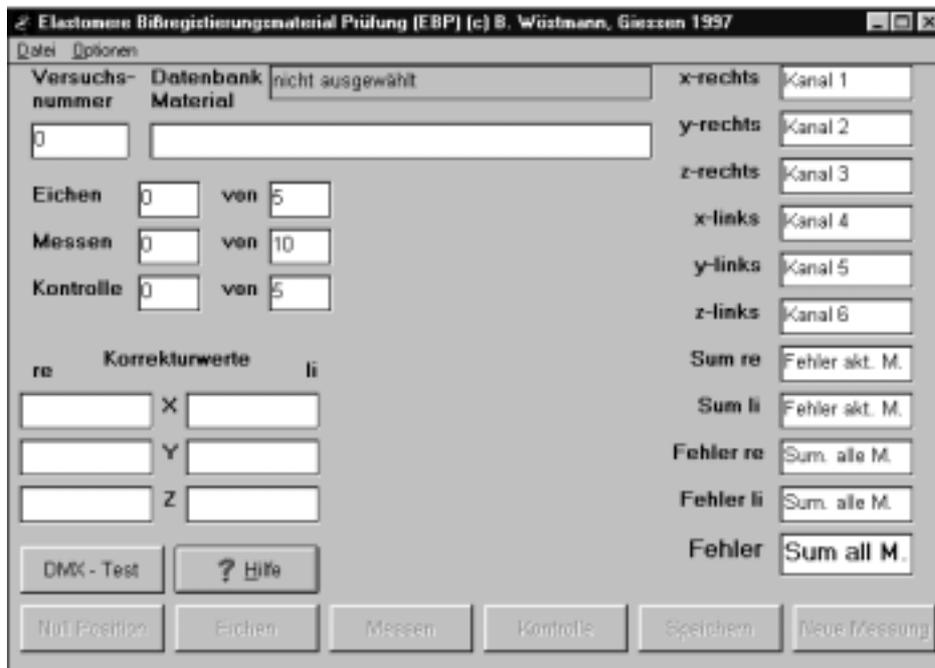


Abb. 12: Prüfprogramm Elastomere Bissregistrierungsmaterialprüfung

4.4. Statistische Analyse

4.4.1 Fallzahlplanung

Da die zur Erkennung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen den Materialien und Verfahren notwendige Anzahl von Prüfkörpern von der Streuung der Messergebnisse und den Unterschieden zwischen den einzelnen Materialien abhängt, wurden in der Versuchsserie 1 (Rheometermessung) zunächst fünf Messungen durchgeführt. Es ließ sich eine gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse erkennen, so dass hier auf weitere Versuche verzichtet wurde. Durch den Aufbau der Versuchsserie 2 (Oszillationsprüfung in einer Universalprüfmaschine) mit seinen – verglichen mit einem Rheometer – weniger sensiblen Messeinheiten wurden hierbei 10 Einzelmessungen mit den jeweiligen Materialien durchgeführt. Da nach Ansicht und Überprüfung der erhaltenen Messwertkurven davon ausgegangen werden konnte, dass eine Erhöhung der Prüfungszahl unter den gleichen Randbedingungen zu keinen prinzipiell anderen Ergebnissen führen würde, wurde auf eine Aufstockung der Probenzahl verzichtet.

Für die Bestimmung der Härte der einzelnen Materialien wurden von jedem Material drei Probekörper hergestellt, mit jedem einzelnen dieser Körper wurden drei voneinander unabhängige Prüfdurchläufe durchgeführt, so dass hierbei eine Gesamtzahl von 9 Prüfungen pro Material resultierte.

Die Kondylenverlagerung im Condymeter wurde mit vier verschiedenen Bissregistrierungsmaterialien und jeweils fünf Registraten nach drei unterschiedlichen Zeitoffsets bestimmt.

4.4.2 Auswertung

Die Auswertung und statistische Bearbeitung der Daten erfolgte ausnahmslos mit dem Programm SPSS Win 8.0 [22].

4.4.3 *Statistische Methoden*

Da es galt, Unterschiede oder Gemeinsamkeiten zwischen den beiden Prüfverfahren (Oszillation im Rheometer \leftrightarrow Oszillation in der Universalprüfmaschine) aufzuzeigen, wurden die Ergebnisse zunächst als Boxplot-Diagramme dargestellt und mit Hilfe des U-Testes auf Gleichheit geprüft [20].

Da sich die erhaltenen Daten als weitgehend normalverteilt darstellten, wurden sie zusätzlich mit Hilfe ihrer 95%-Konfidenzintervalle graphisch wiedergegeben.

4.5. Bearbeitung der Daten

4.5.1 *Versuchsserie 1 – Rheometermessung*

Die in dieser Versuchsserie erhaltenen rheologischen Messwerte wurden direkt in der Haake-RheoWin-Software verarbeitet und konnten als Einzeldateien abgespeichert werden. Anschließend wurden von den einzelnen Prüfdurchläufen Viskosität-Zeit-Kurven ausgedruckt, die wiederum nach den Parametern Komplexe Viskosität η^* und Speichermodul G' anhand der Prüfvorschrift Oszillationsprüfung [25] ausgewertet wurde. Die Werte wurden zunächst manuell in eine Excel-Tabelle erfasst und anschließend in das Statistik-Programm SPSS eingelesen. Zur Auswertung wurde die Zeitdauer beginnend vom Ende des Mischvorgangs bis zum Beginn der Prüfung als Offset hinzugerechnet.

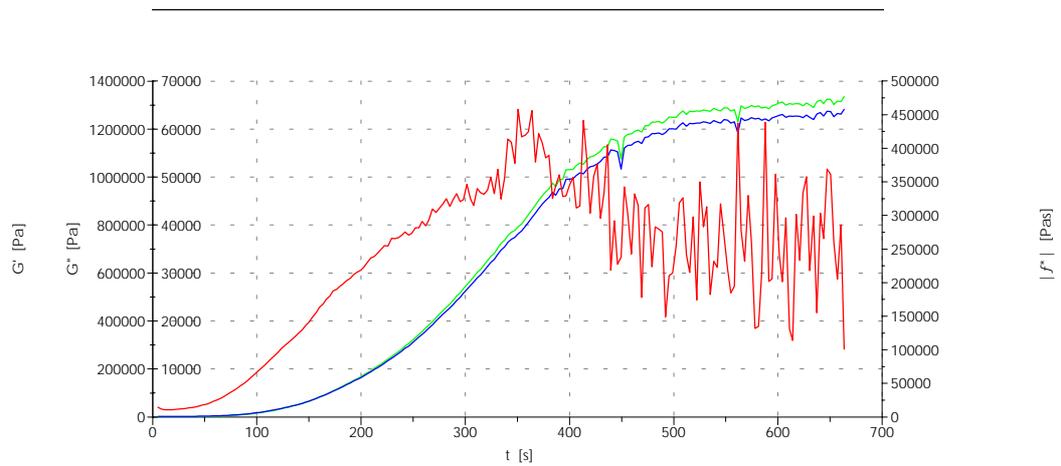


Abb. 13: Rheometermessung Registrado, Ausdruck einer Messwertkurve

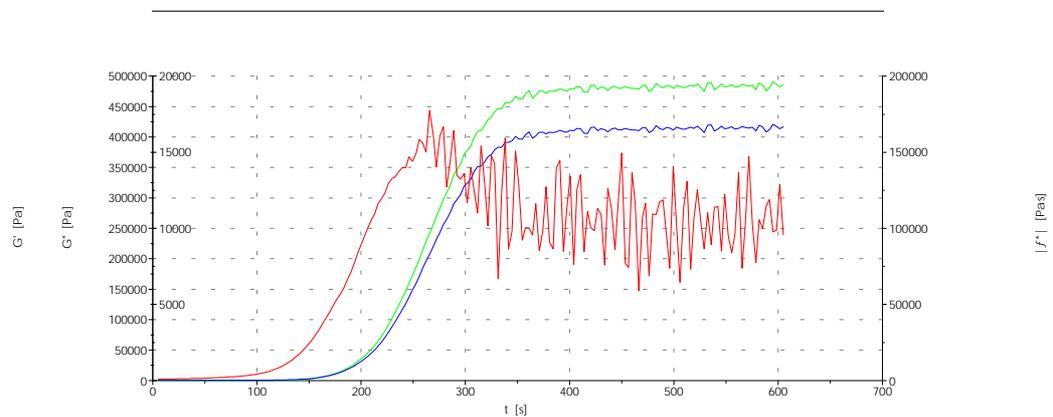


Abb. 14: Rheometermessung Aquasil ULV, Ausdruck einer Messwertkurve

4.5.2 Versuchsserie 2 – Oszillationsprüfung

Die an der Kraftmessdose der Zwick-Universalprüfmaschine gemessenen Werte wurden direkt in die EDV der Maschine eingelesen und verarbeitet, so dass das Programm direkt eine Kraft-Zeit-Kurve auf den Bildschirm aufzeichnen konnte, die nach jedem Probendurchlauf ausgedruckt wurde. Die erhaltenen Kurven wurden anhand der Prüfvorschrift Oszillationsprüfung [25] ausgewertet. Die erhaltenen Daten wurden auch hier zunächst manuell in eine Excel-Tabelle erfasst, die anschließend in das Statistik-Programm SPSS eingelesen werden konnte. Um eine direkte Vergleichsmöglichkeit zur Versuchsserie 1 zu erhalten, wurde wie dort die Zeitdauer

beginnend vom Ende des Mischvorgangs bis zum Beginn der Prüfung als Offset hinzugerechnet.

Die Abb. 15 und die Abb. 16 zeigen exemplarisch zwei Messwertkurven.

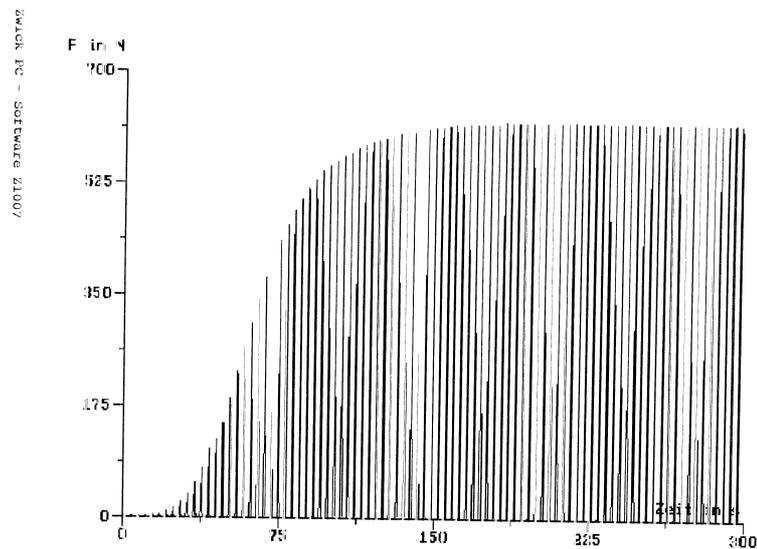


Abb. 15: Oszillationsmessung in der Prüfmaschine, Detabite, Ausdruck einer Messwertkurve

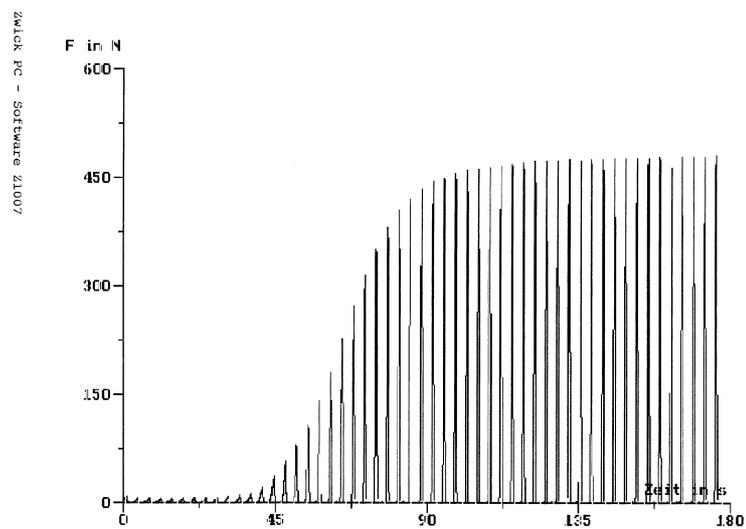


Abb. 16: Oszillationsmessung in der Prüfmaschine, Imprint SBR, Ausdruck einer Messwertkurve

4.5.3 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte

Die Werte der Wegänderung der Stahlkugel wurden hierbei direkt von der Maschine in die Software übertragen, die gemessenen bzw. von dem Programm errechneten Werte konnten nach Ablauf der für die DIN-Vorschrift erforderlichen 30 Sekunden vom Monitor abgelesen werden. Gleichzeitig wurde aber auch eine Kraft-Weg-Kurve aufgezeichnet und ausgedruckt, worauf die abgelesenen Werte nochmals nachgemessen werden konnten. Die Messwerte wurden von einer Excel-Tabelle in das SPSS-Programm übernommen.

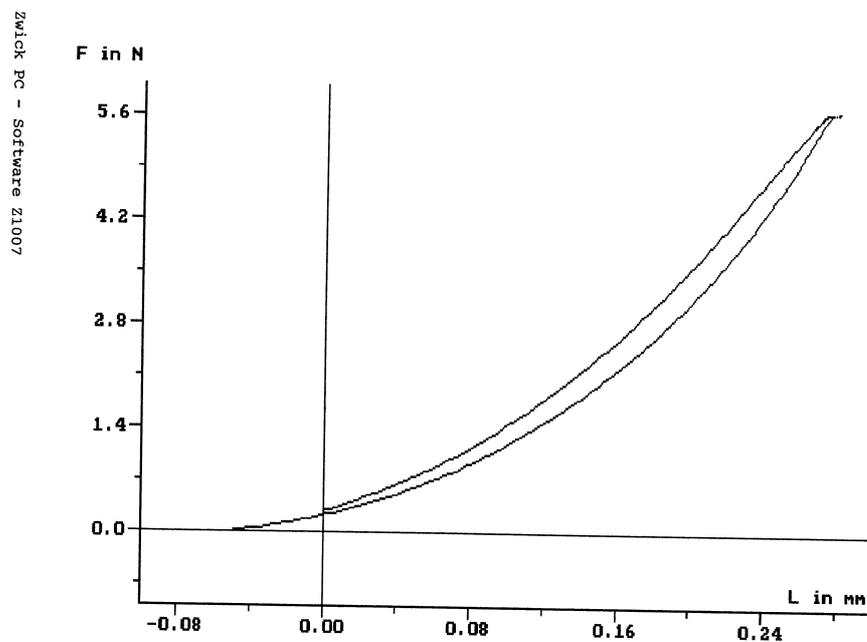


Abb. 17: Kugeldruckhärteprüfung Futar Occlusion, Ausdruck einer Messwertkurve

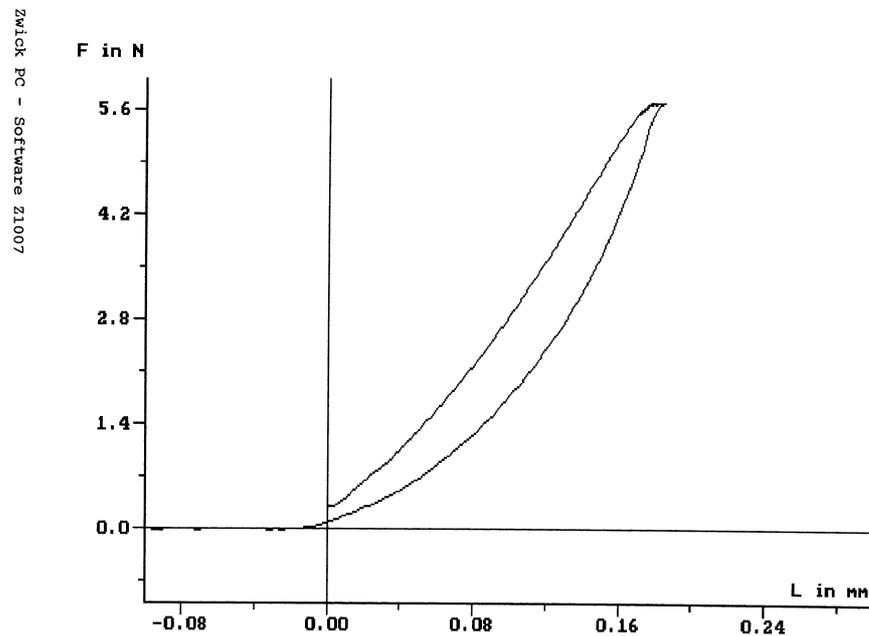


Abb. 18: Kugeldruckhärteprüfung Memoreg C.D., Ausdruck einer Messwertkurve

4.5.4 Versuchsserie 4 – Condymetermessung

Die Messuhren der Condymeter-Messeinheit waren über ein Interface (DMX-8, Mitutoyo) direkt mit der seriellen Schnittstelle der Rechneinheit verbunden, so dass die gemessenen Abweichungen unmittelbar in das Auswertungsprogramm EBP eingelesen werden konnten. Das Auswertungsprogramm errechnete selbsttätig die jeweiligen Fehlerwerte und speicherte sie in einer Paradox-Tabelle ab. Die Tabelle wurde nach Konvertierung in das Dbase III-plus Format anschließend in das Statistik-Programm SPSS übernommen, so dass Übertragungsfehler ausgeschlossen sind.

5. Ergebnisse

5.1. Versuchsserie 1 und 2 – Oszillation Rheometer / Prüfmaschine

Die Bissregistrierungsmaterialien sind aufgrund der Ergebnisse der Versuchsserie 3 (Bestimmung der Kugeldruckhärte) in zwei Gruppen aufgeteilt worden. In der ersten Gruppe sind die Materialien mit der größeren Härte (Futar D Occlusion[®] bis Futar Occlusion[®]) und in der zweiten Gruppe die Materialien mit der geringeren Härte zusammengefasst (Ramitec Penta[®] bis Kristall perfect[®]), eine dritte Gruppe bilden die geprüften Abformmaterialien.

Der besseren Übersicht halber sind aus der Vielzahl der erhaltenen Messwerte an dieser Stelle aus den Versuchsserien 1 und 2 in den Abb. 19 bis Abb. 24 lediglich einige Resultate exemplarisch wiedergegeben. Eine vollständige Auflistung aller Ergebnisse findet sich in den Abb. 27 bis Abb. 32 im Anhang (ab Seite 55). Beim Material *StatBR*[®], Kerr, ließ sich aus nicht eruierbaren Gründen eine reproduzierbare Messung mit Hilfe des Rheometers nicht vornehmen, so dass hier keine Vergleichswerte vorliegen.

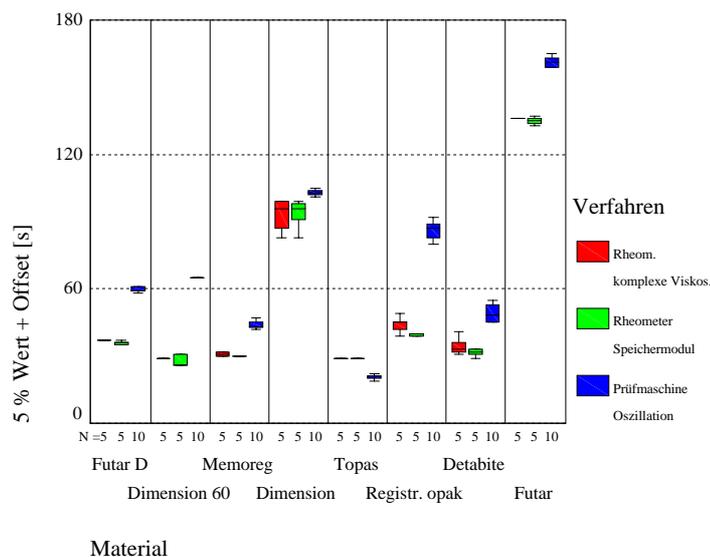
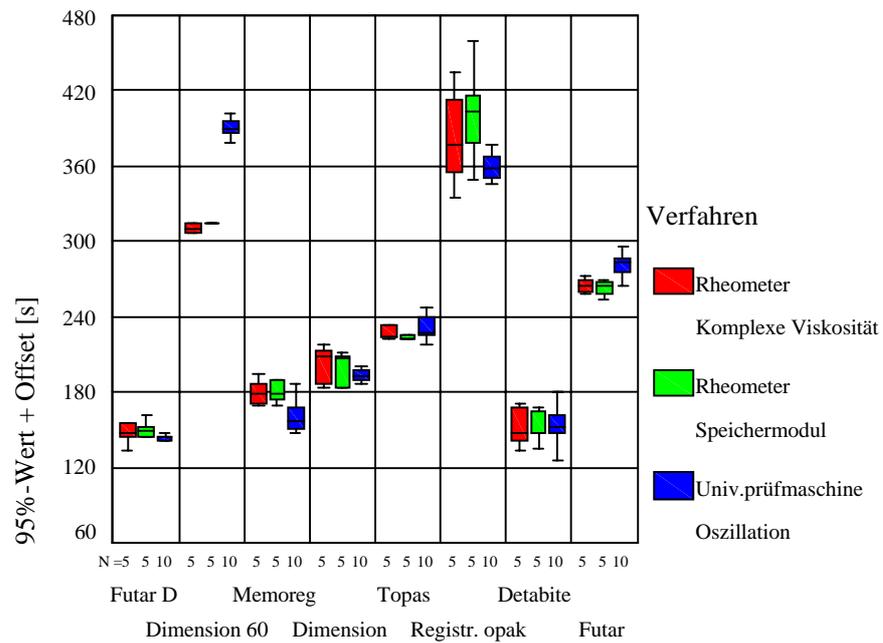
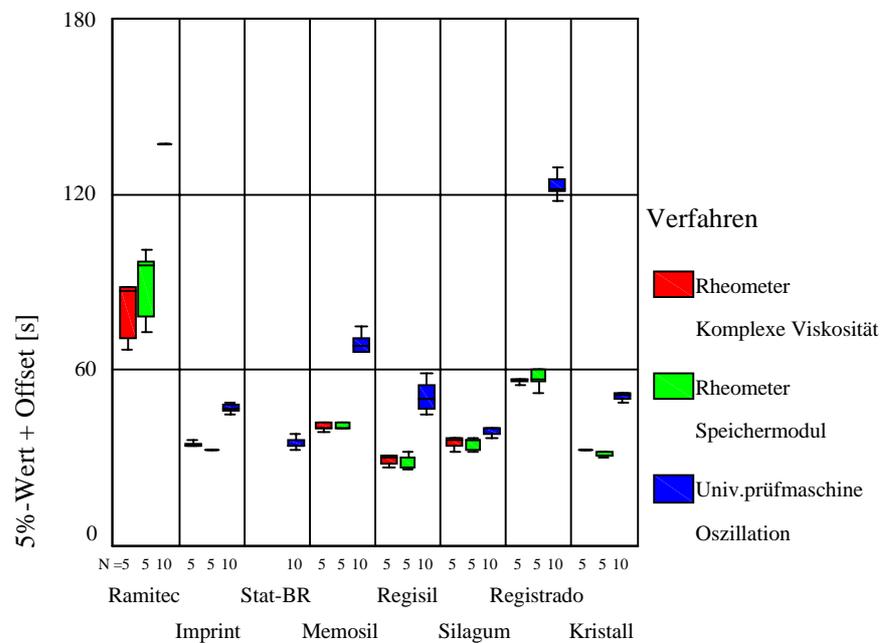


Abb. 19: Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 5-% Wert



Material

Abb. 20: Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 95-% Wert



Material

Abb. 21: Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 5-% Wert

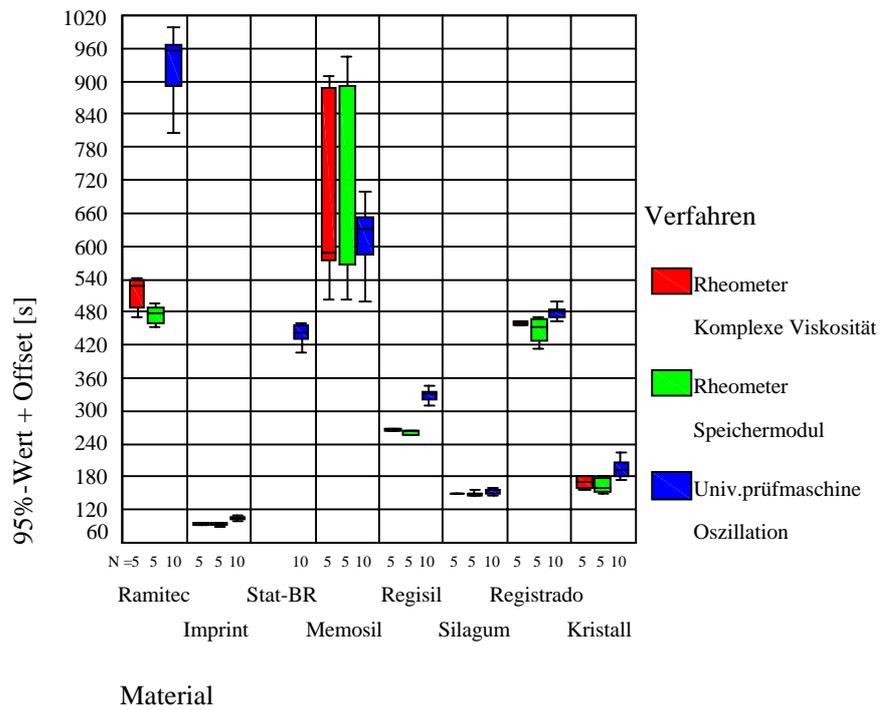


Abb. 22: Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 95-% Wert

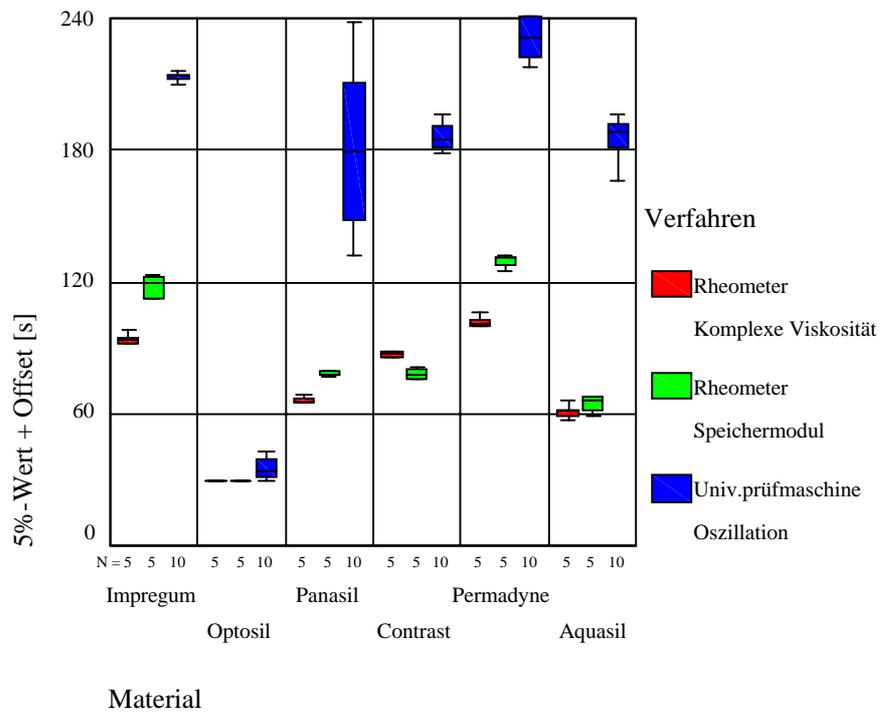


Abb. 23: Abformmaterialien; 5-% Wert

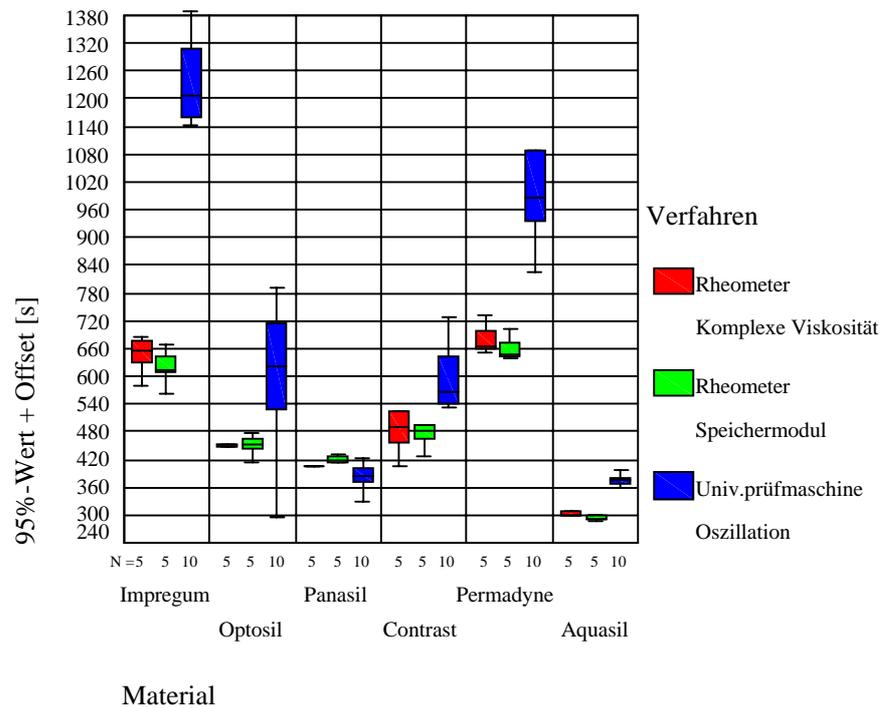


Abb. 24: Abformmaterialien; 95-% Wert

Auf den Boxplot-Diagrammen ist zu erkennen, dass die erhaltenen Messwerte zum größten Teil gut reproduzierbar sind. Einzelne Werte streuen bei einzelnen Materialien. Ebenso ist auffällig, dass, wenn die Werte bei den beiden Rheometermessungen (Komplexe Viskosität und Speichermodul) stärker streuen, auch beim Prüfmaschinen-Oszillationsversuch eine größere Varianz der Ergebnisse zu beobachten ist. Grundsätzlich ist zu sagen, dass bei allen geprüften Materialien das Prüfverfahren (Universalprüfmaschine oder Rheometer) entscheidend auf die Prüfungsergebnisse einwirkt. Bei den höheren Zeitwerten (90%- und 95%-Werte) sind die Mittelwertunterschiede der Verfahren bei den meisten Materialien nicht mehr so gravierend. Das zeigen auch die Tabelle 4 und Tabelle 5 (Vergleich der Messmethoden). Wenn man die Verfahren jeweils gegenüberstellt und die Messweltergebnisse auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht, waren lediglich im höheren Zeitbereich (90%-Wert und 95%-Wert) nicht signifikante Unterschiede ($p \geq 0,050$) festzustellen. Bei allen Materialien waren die Ergebnisse bei den niedrigeren Zeitwerten dagegen signifikant bzw. hoch signifikant verschieden.

Insgesamt sind die Werte für die Bissregistrierungsmaterialien jedoch besser korreliert als die für die Abformmassen.

	Oszillation/ Komplexe Viskosität	5% +	10% +	50% +	90% +	95% +
	Offset	Offset	Offset	Offset	Offset	Offset
Bissregistrierungsmaterialien	Futar D	0,002	0,002	0,008	0,622	0,188
	Dimension Bite 60	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002
	Memoreg C.D.	0,002	0,002	0,002	0,007	0,017
	Dimension Bite	0,002	0,012	0,003	0,540	0,462
	Topas perfect	0,002	0,001	0,002	0,667	0,758
	Registrado opak	0,002	0,002	0,002	0,267	0,356
	Detabite	0,008	0,012	0,019	0,903	0,854
	Futar	0,002	0,002	0,002	0,007	0,006
	Ramitec Penta	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
	Imprint SBR	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002
	Memosil C.D.	0,002	0,002	0,002	0,902	0,951
	Regisil PB	0,002	0,002	0,003	0,003	0,002
	Silagum AV Quick Bite	0,013	0,006	0,002	0,002	0,027
	Registrado	0,002	0,002	0,002	0,002	0,007
	Kristall perfect	0,002	0,002	0,002	0,002	0,008
	Abformmaterialien	Impregum Penta	0,002	0,002	0,002	0,002
Optosil P plus		0,004	0,002	0,002	0,014	0,066
Panasil putty		0,002	0,002	0,002	0,326	0,269
Contrast Monophase		0,002	0,002	0,037	0,002	0,002
Permadyne Garant		0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
Aquasil ULV		0,002	0,002	0,002	0,002	0,002

Tabelle 4: p-Werte Mann-Whitney-U-Test, Vergleich Oszillation mit komplexer Viskosität

	Oszillation/ Speichermodul	5% +	10% +	50% +	90% +	95% +
		Offset	Offset	Offset	Offset	Offset
Bisregistrierungsmaterialien	Futar D	0,002	0,002	0,008	0,498	0,168
	Dimension Bite 60	0,001	0,002	0,002	0,002	0,002
	Memoreg C.D.	0,002	0,002	0,002	0,007	0,010
	Dimension Bite	0,002	0,002	0,002	0,540	0,539
	Topas perfect	0,002	0,002	0,002	0,580	0,325
	Registrado opak	0,002	0,002	0,002	0,036	0,049
	Detabite	0,006	0,005	0,014	0,951	1,000
	Futar	0,002	0,002	0,002	0,005	0,005
	Ramitec Penta	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
	Inprint SBR	0,002	0,002	0,004	0,002	0,002
	Memosil C.D.	0,002	0,002	0,002	0,806	0,806
	Regisil PB	0,002	0,002	0,003	0,002	0,002
	Silagum AV Quick Bite	0,011	0,005	0,002	0,003	0,085
	Registrado	0,002	0,002	0,002	0,002	0,005
	Kristall perfect	0,002	0,002	0,002	0,002	0,005
	Abformmaterialien	Impregum Penta	0,002	0,002	0,002	0,002
Optosil P plus		0,004	0,002	0,002	0,014	0,066
Panasil putty		0,002	0,002	0,002	0,111	0,086
Contrast Monophase		0,002	0,002	0,002	0,002	0,003
Permadyne Garant		0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
Aquasil ULV		0,002	0,002	0,002	0,002	0,002

Tabelle 5: p-Werte Mann-Whitney-U-Test, Vergleich Oszillation mit dem Speichermodul

5.2. Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte

Die Ergebnisse der Versuchsserie 3 sind in der Tabelle 6 dargestellt. Die erhaltenen Wegänderungen der Stahlkugel wurden in Fortrechnung der Tabelle 5 des Normentwurfs zur Bestimmung der Härte vom Februar 1998 unter der DIN ISO 48 [6] (Umrechnung der D-Werte in internationale Gummihärtegrade (IRHD) zum Gebrauch bei Verfahren L) in internationale Gummihärtegrade (IRHD) umgerechnet (Tabelle 7).

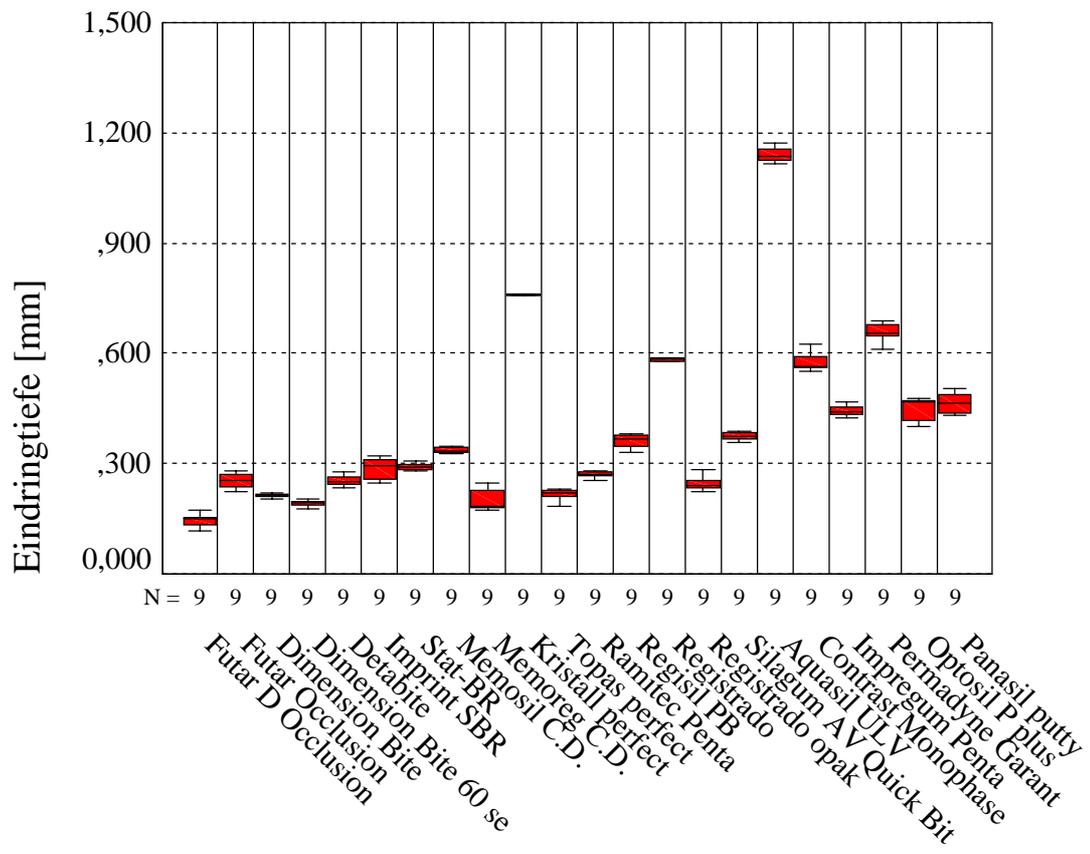
Material	D-Wert	IRHD	Material	D-Wert	IRHD
Futar D Occlusion	0,14644	65,5	Ramitec Penta	0,27044	59,1
Futar Occlusion	0,25489	59,9	Regisil	0,36444	55,8
Dimension Bite	0,21411	61,6	Registrado	0,58033	48,2
Dimension Bite 60 seconds	0,19267	62,4	Registrado opak	0,24567	60,8
Detabite	0,25289	59,9	Silagum AV Quick Bite	0,37478	55,0
Imprint SBR	0,28778	59,1	Aquasil ULV	1,14089	33,9
Stat-BR	0,29322	58,3	Contrast Monophase	0,57667	48,2
Memosil C.D.	0,33633	56,7	Impregum Penta	0,44356	52,8
Memoreg C.D.	0,20011	62,4	Permadyne Garant	0,65911	45,6
Kristall perfect	0,76111	42,7	Optosil P plus	0,44922	52,8
Topas perfect	0,21478	61,6	Panasil putty	0,46544	52,1

Tabelle 6: Ergebnisse der Kugeldruckhärteprüfung der untersuchten Materialien (IRHD-Werte erhalten nach der fortgerechneten Tabelle (sh. auch Tabelle 7))

Die D-Werte entsprechen den gemessenen Eindringtiefen der Stahlkugel in 1/100 mm (die farblich hervorgehobenen IRHD-Werte sind in Fortrechnung der Originaltabelle bestimmt worden)

D	IRHD	D	IRHD	D	IRHD	D	IRHD	D	IRHD
2	71,6	66	45,6	130	30,0	194	19,6	258	13,5
4	70,6	68	45,0	132	29,6	196	19,4	260	13,4
6	69,6	70	44,3	134	29,2	198	19,2	262	13,3
8	68,6	72	43,7	136	28,8	200	18,9	264	13,1
10	67,5	74	43,3	138	28,4	202	18,7	266	13,0
12	66,5	76	42,7	140	28,0	204	18,5	268	12,8
14	65,5	78	42,3	142	27,6	206	18,3	270	12,7
16	64,5	80	41,7	144	27,2	208	18,0	272	12,6
18	63,4	82	41,3	146	26,8	210	17,8	274	12,5
20	62,4	84	40,6	148	26,4	212	17,6	276	12,3
22	61,6	86	40,2	150	26,1	214	17,4	278	12,2
24	60,8	88	39,8	152	25,7	216	17,2	280	12,1
26	59,9	90	39,4	154	25,4	218	17,0	282	12,0
28	59,1	92	38,8	156	25,0	220	16,8	284	11,8
30	58,3	94	38,4	158	24,7	222	16,6	286	11,7
32	57,5	96	38,0	160	24,4	224	16,4	288	11,6
34	56,7	98	37,6	162	24,1	226	16,2	290	11,5
36	55,8	100	37,0	164	23,8	228	16,0	292	11,4
38	55,0	102	36,5	166	23,5	230	15,8	294	11,3
40	54,2	104	36,1	168	23,1	232	15,6	296	11,2
42	53,6	106	35,7	170	22,8	234	15,4	298	11,1
44	52,8	108	35,3	172	22,5	236	15,3	300	11,0
46	52,1	110	34,9	174	22,2	238	15,1	302	10,9
48	51,3	112	34,4	176	21,9	240	14,9	304	10,8
50	50,7	114	33,9	178	21,6	242	14,8	306	10,6
52	50,1	116	33,4	180	21,3	244	14,6	308	10,5
54	49,5	118	32,9	182	21,1	246	14,4	310	10,4
56	48,9	120	32,4	184	20,8	248	14,3	312	10,3
58	48,2	122	31,9	186	20,6	250	14,1	314	10,2
60	47,4	124	31,4	188	20,3	252	14,0	316	10,1
62	46,8	126	30,9	190	20,1	254	13,8	318	9,9
64	46,2	128	30,4	192	19,8	256	13,7		

Tabelle 7: Umrechnung der D-Werte in internationale Gummihärtegrade (IRHD) zum Gebrauch bei Verfahren L



Material

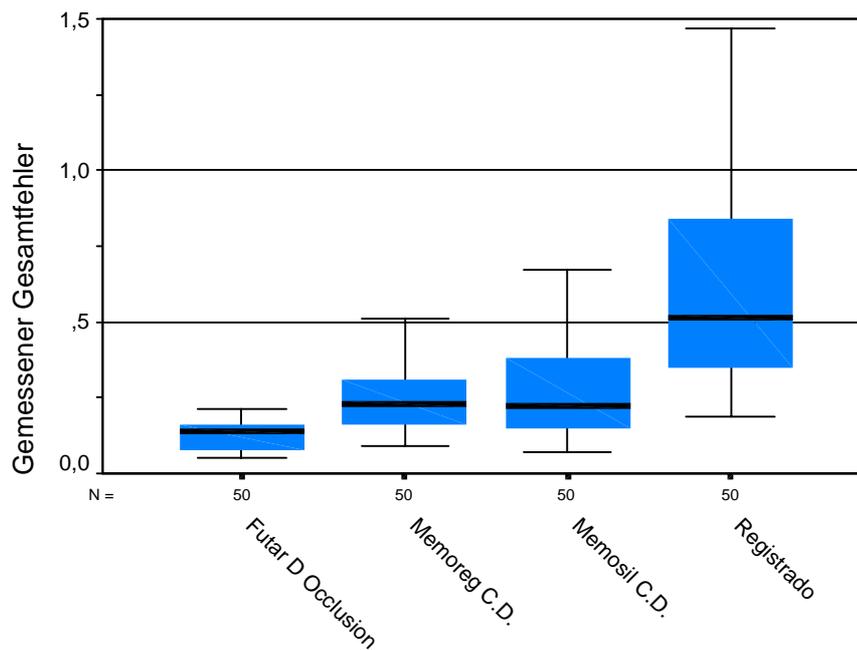
Abb. 25: Ergebnisse der Kugeldruckhärteprüfung: gemessene Eindringtiefe

Die Ergebnisse der Eindringtiefenmessung waren sehr gut reproduzierbar. Messwertausreißer waren nicht vorhanden. Auffällig ist, dass die geringste Streuung der Messwerte bei den drei transparenten Bissregistrierungsmaterialien Kristall perfect[®], Memosil C.D.[®] und Registrado[®] zu beobachten ist. Die Abb. 25 gibt eine Übersicht.

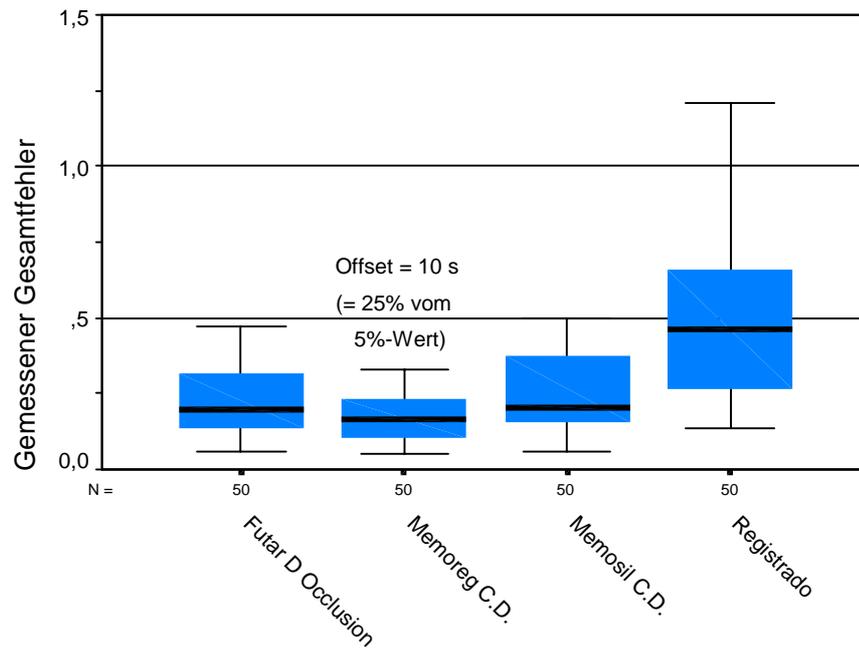
5.3. Versuchsserie 4 – Condymetermessung

In den Ergebnissen der Condymeter-Versuchsreihe spiegeln sich die Resultate der Kugeldruckhärteprüfung wider. Man erkennt, dass bei allen durchgeführten Registrierungen (Zeitoffsets s. Tabelle 3, Seite 20) der gemessene Gesamtfehler bei den härteren Materialien kleiner ausgefallen ist als bei den weicheren (Abb. 26 d)). Die gemessenen Gesamtfehler sind in den Abb. 26 a) bis d) als Boxplot-Diagramme dargestellt.

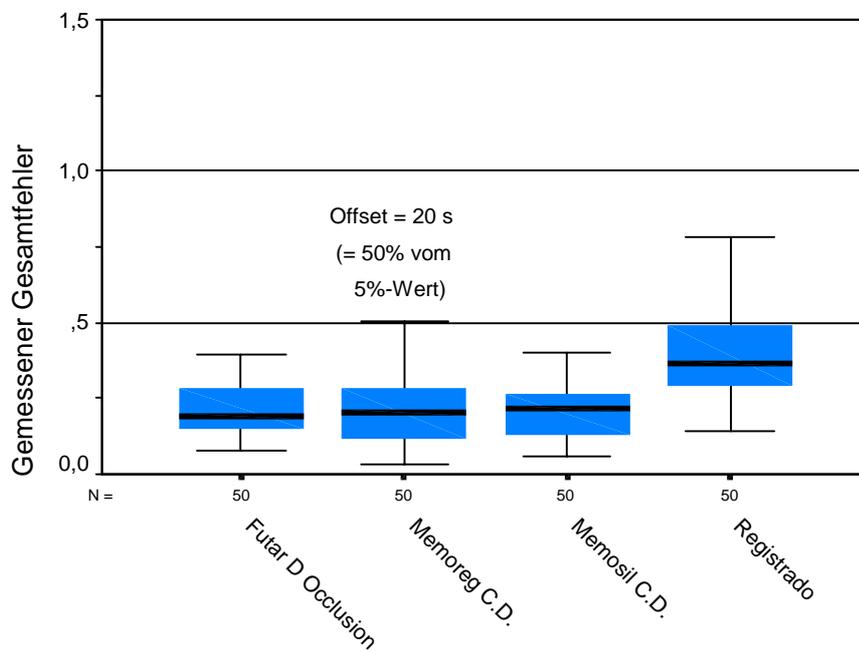
Abb. 26 a) bis d): Gemessene Gesamtfehler nach Registrierung im Condymeterversuch



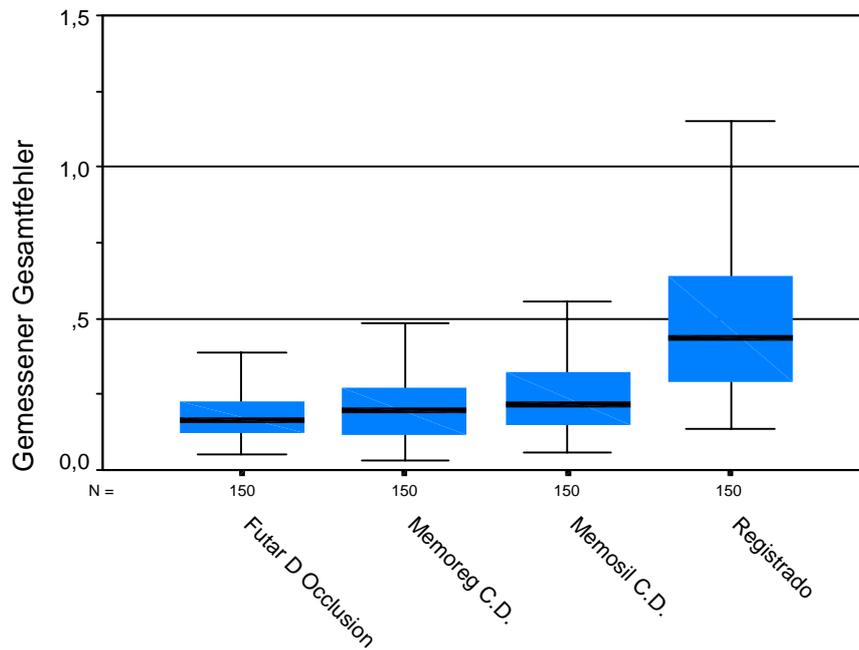
a) Direkte Registrierung



b) Offset 50% vom 5%-Wert (Zwick-UPM)



c) Offset 20 s (Rheometer-Offset)



d) Messungen gesamt (alle Offsets)

Die erhaltenen Resultate weisen eindringlich darauf hin, dass jede Verzögerung bei der Registrierung, in der bereits eine Vorvernetzung der Materialien eingetreten ist, zu mitunter nicht unerheblichen Fehlern führt. Eine Ausnahme hiervon bildet das Material Registrado® (weichstes Material), bei dem der gemessene Gesamtfehler bei den zugewarteten Registraten sogar etwas geringer wurde.

6. Diskussion

6.1. Einzelne Versuchsserien

6.1.1 Versuchsserien 1 und 2 – Oszillation Rheometer / Prüfmaschine

Bei der Bewertung der Ergebnisse ist zunächst zu berücksichtigen, dass eine vollständige Übereinstimmung der mit den beiden verglichenen Methoden erzielten Ergebnisse kaum erwartet werden konnte, da an beiden Prüfungseinrichtungen (Universalprüfmaschine, Rheometer) prinzipiell unterschiedliche physikalische Parameter gemessen wurden. So wurden am Rheometer direkt die viskösen bzw. elastischen Eigenschaften der Materialien ermittelt, an der Prüfmaschine war das nur indirekt der Fall, indem hier nur die Änderung der Kraft gemessen wurde, die bei der Abbindung der Materialien aufgebracht werden musste, die Messplatte noch im Material oszillieren zu lassen. Dabei muss der gegen den oszillierenden Stempel wirkende Widerstand als Resultat der Einwirkung visköser und elastischer Anteile angesehen werden. Da das Rheometer verfahrenstechnisch eine viel sensiblere Messeinheit besitzt, spielen hier die Rahmenbedingungen für die Ergebnisermittlung eine ganz entscheidende Rolle. Es ist erkennbar, dass am Ende der Abbindephase, graphisch gesehen wenn die Kurven in die Nähe des Plateaus kommen, die signifikanten Unterschiede, die sich zu Beginn der Messungen abgezeichnet haben, bei einigen Materialien nicht mehr so gravierend sind. Hier steht zu fragen, inwieweit die gewählte Oszillationsfrequenz im Rheometer und somit die Geschwindigkeit des Messtellers auf die Ergebnisse einwirkt. Auch die Temperatur, bei der die Messung erfolgte, spielt letztendlich eine nicht untergeordnete Rolle. Durch die Temperiereinheit des Rheometers waren die Materialien während der Messungen einer konstanten Temperatur ausgesetzt, die der Umgebungstemperatur angeglichen wurde. Da die Raumtemperatur im Maschinenraum der prothetischen Abteilung der Zahnklinik der JLU Gießen konstant 26°C betrug, beinhaltet dies bereits eine potentielle Fehlerquelle. Durch die Möglichkeit der Temperierung war die Trägerplatte des Rheometers immer auf einer konstanten Temperatur, während die Trägerplatte der Zwick-

Universalprüfmaschine jedoch Temperaturschwankungen, z.B. Zugluft, ausgesetzt war. Vielleicht ist dies mit ein Grund für die im Durchschnitt größere Streuung der Messergebnisse in der UPM. Zusätzlich sind Artefakte durch Übersteuerung der letztlich nur durch Wegfortrechnung aus den Umdrehungen des Antriebsschrittmotors ermittelten Wegstrecken zu diskutieren.

Allerdings würde wohl auch die Wahl eines anderen Rheometers (z.B. McCabe-Rheometer, Brabender-Rheometer) aller Voraussicht nach andere Ergebnisse produzieren, da jedes Messverfahren seine besonderen Spezifika aufweist. Da das Platte/Platte-Rheometer primär zur Bestimmung der Viskosität von Flüssigkeiten ausgelegt ist und nach dem Abbinden des zu prüfenden Elastomers die messtechnisch notwendigen Randbedingungen des Gerätes nicht mehr erfüllt sind, werden verfahrensbedingt die 90 % und 95 %-Werte tendenziell zu niedrig bestimmt. Die für das Abbindeende des Elastomers mittels Prüfmaschine ermittelten Werte dürften daher der Realität näher kommen. Auf der anderen Seite reicht die Empfindlichkeit der Prüfmaschine nicht aus, um die in der initialen Phase der Vernetzungsreaktion eintretenden minimalen Viskositätsänderungen zu erfassen, was zwanglos den späteren Anstieg der Messkurve erklärt. Das erklärt auch, dass bei Materialien, die tendenziell schneller abbinden, die das Abbindeplateau also eher erreichen, die Zeitunterschiede der beiden Messverfahren sehr gering sind (s. z.B. Imprint SBR[®], Abbindezeit ca. 100 s).

Ein wichtiges Ziel dieser Untersuchung war es, messtechnisch greifbare Werte zu erhalten, die wünschenswerter Weise nicht nur messtechnische Zahlen repräsentieren, sondern überdies auch einen klinisch relevanten Bezug aufweisen. Hier liegt ein Vorteil auf der Seite des Prüfmaschinen-„Oszillationsrheometers“ gegenüber den bisher in den einschlägigen DIN/ISO-Normen verwendeten Verfahren, nämlich seine Nähe zur klinischen Beanspruchung einer elastomeren Bissregistriermasse. Diese darf sich bei der Applikation auf die Zahnreihe und bei dem anschließenden Eintauchen der Zahnreihe des anderen Kiefers in die Masse idealerweise ausschließlich plastisch verformen lassen, um die Entstehung endogener Spannungen im Registrat zu vermeiden. Bei der Entnahme aus der Mundhöhle nach dem Abbinden sollte das Elastomer nur noch elastisch deformierbar sein. Diesen Sachverhalt spiegelt die

Prüfmaschinen-Messkurve exakt wider. Solange das Eintauchen der Druckplatte in die unabhundene Masse zu keiner messbaren Kraftänderung führt (kein Anstieg der Kurve), kann angenommen werden, dass auch ein Eintauchen der Zähne in das Material nicht zu elastischen Deformationen führen würde. Auch nach dem Abbinden der zu prüfenden Masse, wenn die Messkurve ihr höchstes Plateau erreicht hat und dementsprechend keine plastischen Veränderungen in dem Material mehr beschreibt, spiegelt diese Situation die klinische Anforderung wider, denn ein aus der Mundhöhle entferntes Elastomer, sei es zur Abformung oder zur Bissregistrierung, sollte sich ebenfalls ausschließlich elastisch deformieren lassen.

Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Werte ist die Prüfmaschinen-Oszillation – zumindest bei den geprüften Materialien – durchaus mit dem Platte/Platte-System vergleichbar. Inwieweit über die Reproduzierbarkeit auf der von uns verwendeten Maschine hinaus eine ausreichende intermaschinelle Reproduzierbarkeit besteht, konnte von uns nicht überprüft werden.

Zwar erreichen durch die sensiblere Messeinheit des Haake-Rheometers die Ergebnisse der rheologischen Messungen gerade bei noch fließfähigen Materialien eine höhere Genauigkeit und sie erlauben auch eine Differenzierung der Daten in die verschiedenen Eigenschaften (elastisch – plastisch) des Materials, aber dennoch bleibt die Frage offen, ob ein Rheometer, nicht zuletzt aufgrund seiner schlechten Affinität gegenüber Festkörpern und seines extrem hohen Preises, der je nach Ausführung nicht unter € 25.000,- (≈ US\$ 25.000,-) beträgt, ein sinnvolles Routineinstrument für solche Prüfungen ist. Die Aufnahme des Rheometers als Messinstrument für eine solche Norm wurde bereits von der ISO-Vollversammlung Dentalmaterialien (bzw. den entsprechenden ISO-Gremien) wegen der zu hohen Kosten abgelehnt. Diese Gremien halten den finanziellen Aufwand insbesondere für kleinere Dentalmaterialhersteller für nicht vertretbar [26]. Für die Wiedergabe rheologischer Eigenschaften, die in dem Fließverhalten der elastomeren Materialien deutlich werden, ist sicherlich das Stress-Rheometer der Universalprüfmaschine vorzuziehen, es ist nur die Frage, inwieweit diese Ergebnisse für die Ziele der hier durchgeführten Studie relevant sind.

Die Prüfmaschine dagegen ist ein universeller einsetzbares Messsystem, welches bereits in zahlreichen Normen vertreten ist, und deshalb sinnvoller anzuschaffen ist. Insgesamt bietet das Oszillationsverfahren zahlreiche interessante Aspekte, die es prinzipiell als echte Alternative zur Bestimmung relevanter Kenngrößen von Elastomeren geeignet erscheinen lassen.

Die Kenngrößen der Prüfung werden ggf. noch einmal kritisch zu betrachten sein. So ist zu überlegen, ob bei der Wahl der Prüfparameter für die Oszillationsprüfung in der Zwick-Universalprüfmaschine statt der alternierenden Stempelbewegung der Prüfplatte in das zu untersuchende Material eine der klinischen Beanspruchung näher kommende Bewegung (z.B. einmaliger Stempelweg mit anschließendem Halten einer definierten Kraft am Messpunkt der Maschine) Vorrang eingeräumt werden sollte. Als andere Möglichkeit muss diskutiert werden, ob gemessen werden kann, welche Kraft im Verlauf der Abbindephase der zu untersuchenden Bissregistriermasse aufgebracht werden muss, um den Prüfstempel nach vorherigem Eintauchen in diese Masse an eben dieser Position zu halten.

6.1.2 Versuchsserie 3 – Bestimmung der Kugeldruckhärte

Die Versuchsserie 3 (Kugeldruckhärteprüfung) wurde in das Design mit aufgenommen, um eine Evaluation dieses Messverfahrens im Hinblick auf die vorgesehene Norm für Bissregistrierungsmassen zu ermöglichen. Da Shore-Härte-Messungen (insbesondere Shore-D) wegen der fast unvermeidlichen Verletzung der Materialoberfläche, die automatisch zu einer ungültigen Prüfung führt, an Elastomeren außerordentlich problematisch sind und die alternativ zur Beschreibung der Härte eines Materials diskutierte Bestimmung des E-Moduls extrem von den äußeren Rahmenbedingungen abhängig ist, erschien die Kugeldruckhärteprüfung eine sinnvolle Alternative. Das Verfahren ist einfach anzuwenden und die Reproduzierbarkeit der von ihm gelieferten Ergebnisse ist gut, so dass das Verfahren auch in dieser Hinsicht Vorteile aufweist. Allerdings musste die im Vorschlag des DIN-Entwurfs zur DIN ISO 48 vom Februar 1998 [6] vorhandene Tabelle zur Auswertung bzw. Umrechnung der gemessenen Werte fortgerechnet werden, um die gewünschten Gummihärtegrade erhalten zu können. Es stellte sich heraus, dass die dem Norment-

wurf der DIN ISO 48 [6] angehängte Tabelle zur Umrechnung der Wegänderung (D-Werte) in Internationale Gummihärtegrade (IRHD) nicht ausreichend war für die Bestimmung der IRHD-Werte bei elastomeren Abformmassen bzw. Bissregistrierungsmaterialien. Die für die geprüften Materialien erhaltenen Werte waren bis auf eine Ausnahme (Aquasil ULV[®], sehr weich) nicht in der Tabelle wiederzufinden, so dass die Wertefolge in Richtung kleinerer D-Werte (Wegänderung), also größerer IRHD-Werte, fortgerechnet werden musste, um die Härtegrade für die getesteten Materialien bestimmen zu können. Hierfür wurden zunächst die vorhandenen IRHD-Werte in Zehner-Logarithmen umgerechnet und graphisch in einem Diagramm dargestellt. Dabei wurde festgestellt, dass die logarithmischen Werte annäherungsweise eine Gerade beschreiben, so dass aus einer Fortrechnung in eben diesen Geradenverlauf eine realistische Verlängerung der Wertefolge resultieren würde. Für die Fortrechnung wurde nun also die Steigung der Geraden bestimmt – die Summe der jeweils aufeinanderfolgenden Werte. Die ursprüngliche Tabelle umfasste D-Werte von 110 bis 318 (angegeben in Hundertstel Millimeter, 2/100stel-Schritte), es mussten demnach für die Wegänderung 2/100 mm bis 108/100 mm die IRHD-Werte errechnet werden. Die Einzelsummen der ersten 54 logarithmischen IRHD-Schritte wurden nun vor die Ursprungstabelle geschrieben und daraus die Logarithmen zurückgerechnet. Anschließend wurden alle errechneten Ergebnisse wieder entlogarithmiert, das Ergebnis war die fortgerechnete Tabelle (Tabelle 7). Mit Hilfe dieser Daten konnten auch die IRHD-Werte für alle übrigen Materialien einfach abgelesen werden.

Ergänzend muss nur angemerkt werden, dass die fortgerechnete Tabelle und die daraus abgelesenen Werte in keiner Weise mit IRHD-Werten anderer Studien verglichen werden können, da diese Tabellen auf den verschiedenen Prüfverfahren mit z.T. unterschiedlichen Kugeldurchmessern beruhen. Eine einfache Fortrechnung der gegebenen Werte kann keine mit den Tabellen der übrigen Prüfverfahren vergleichbaren Ergebnisse erzeugen, denn der Weg, den eine Kugel mit einem Durchmesser von 5 mm zurücklegt, ist nicht der gleiche, den z.B. eine 2,5 mm-Kugel bei gleichem Kraftaufwand in den Probekörper eindringt. Für die Kugeldruckhärteprüfung der hier untersuchten Materialien, die – bezogen auf die Härte – ein sehr breites Spektrum aufweisen, sollte der gewählte Normentwurf möglicherweise

nochmals überarbeitet werden, damit eine globale Reproduzierbarkeit gewährleistet werden kann. Ob hierfür eventuell die einzelnen Prüfverfahren (L, H, N) [6] miteinander kombiniert werden oder nur die Auswertemedien ausgeweitet werden sollten (s. Fortrechnung der Tabelle 7), bleibt zu diskutieren.

Erwartungsgemäß bildet die Kugeldruckhärte die mit einem spezifischen Material erreichbare Übertragungsgenauigkeit unter klinischen Bedingungen (Versuchsserie 4) sehr gut ab. Damit könnte dieses Verfahren eine sehr gute Alternative zur Aufnahme eines direkt die Übertragungsgenauigkeit prüfenden Verfahrens in die neu zu erstellende Norm für Bissregistrierungsmaterialien darstellen.

6.1.3 Versuchsserie 4 – Condymetermessung

Beim Vergleich der Ergebnisse der zu erwartenden Kondylenverlagerung mit der Sortierreihenfolge nach der Kugeldruckhärte fällt auf, dass die härteren Materialien den geringeren Gesamtfehler aufweisen. Diese Resultate lassen sich damit erklären, dass bei Materialien mit einer hohen Endhärte die Deformierbarkeit nicht sehr groß ist, und somit ein eher starres als ein elastisches Verhalten zu erkennen ist. Die Möglichkeit des Federns beim Zusammensetzen der Modelle mit Hilfe des Registrates ist sehr gering, was eine exakte Modellzuordnung stark vereinfacht. Der Umstand aber, dass der Versuch auch bei den härteren Materialien Abweichungen der Kondylen aufgezeigt hat, lässt unmittelbar klar werden, dass kein auf dem Markt befindliches elastomeres Bissregistrierungsmaterial eine absolut fehlerfreie Übertragung der Gebissituation vom Patienten auf die einzuartikulierenden Modelle beim Techniker gewährleistet.

Den erhaltenen Ergebnissen kann entnommen werden, dass die geringsten Fehler bei der Registrierung direkt nach der Applikation des Materials auf die Zahnreihe entstehen. Sowohl eine Wartezeit, die dem Offset des Rheometers von der Applikation des Materials bis zum Messbeginn entsprach, als auch ein dem halben 5-% Zeitwert der Universalprüfmaschinenoszillation entsprechender Zeitverzug bis zur Registrierung ließ eine erhebliche Vergrößerung des beim Einartikulieren zu erwartenden Fehlers erkennen. Dieser Sachverhalt weist ebenfalls darauf hin, dass

die im Oszillationsversuch erreichbare Messempfindlichkeit ausreichend ist, um die störenden Vorvernetzungseffekte erkennen zu können. Lediglich Registrado[®], das in dieser Versuchsserie das Material mit der geringsten Härte war, zeigte sich von einer Vergrößerung des Zeitoffsets nicht beeindruckt. Der gemessene Gesamtfehler nahm sogar im Vergleich zu der direkten Registrierung leicht ab. Diese Tatsache lässt sich nur annähernd mit der von vornherein größeren Verarbeitungszeit dieses Materials erklären. Hierbei beginnt eine Vorvernetzung der Vinylketten erst zu einem erheblich späteren Zeitpunkt als bei den übrigen Materialien. Vielleicht kommt es zu einer größeren Genauigkeit, wenn sich das Elastomer nach Applikation auf die Zahnreihe etwas gesetzt hat.

Im Hinblick auf die geplante Norm wäre das in der Versuchsserie 4 beschriebene Messverfahren zwar ein ideales Verfahren, um vor allem klinisch relevante Veränderungen der Kondylenposition erkennen zu können. Aufgrund des erheblichen mit ihm verbundenen technischen Aufwandes und der wahrscheinlich gegebenen Möglichkeit, die mit diesem Messverfahren erhaltenen Ergebnisse mit Hilfe der Kugeldruckhärteprüfung abbilden zu können, dürfte es möglich sein, auf eine Aufnahme dieses zwar aus wissenschaftstheoretischer sowie auch klinisch-praktischer Sicht eleganten Verfahrens zu verzichten. Dieses gilt umso mehr vor dem Hintergrund, dass – nach Einführung als DIN-Norm in Deutschland – ein weltweiter (ISO)-Normentwurf angestrebt werden soll.

6.2. Schlußfolgerung

Bei der Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit führten die geprüften Messmethoden zu zwar miteinander vergleichbaren, gleichwohl aber unterschiedlichen Ergebnissen. Trotz der Limitationen der Oszillationstechnik mittels Prüfmaschine erscheint dieses Verfahren aber prinzipiell geeignet zu sein, die geforderten Größen Verarbeitungszeit und Abbindezeit abzubilden. Eine weitere Optimierung der Randbedingungen (Parametersatz) steht zur Diskussion. Unter den verfügbaren Verfahren (Kegel/Platte- bzw. Platte/Platte-System, Brabender-Rheometer, McCabe-Rheometer, bisherige Prüfung nach DIN 24823) erscheint das Oszillationsverfahren einen sinnvollen Kompromiss zwischen internationaler Durchsetzbarkeit (aufgrund

der Hardwareanforderungen für Rotations-Systeme) und der Aussagefähigkeit darzustellen.

Die Bestimmung der Kugeldruckhärte erscheint eine sinnvolle und einfach anzuwendende Methodik zur Beschreibung der Härte eines Elastomers zu sein. Auch im Hinblick auf die Übertragungsgenauigkeit der Bissregistrierungsmaterialien – abgebildet im Condymeterversuch – erscheint dieses Messverfahren außerordentlich sinnvoll. Eine weitergehende Abklärung steht jedoch noch aus, wie z.B. die Anpassung des Prüfverfahrens an die durch die Härte der Materialien gegebenen Anforderungen. Andersherum wäre in der angestrebten Norm eine Festlegung der geforderten Kugeldruckhärte eines elastomeren Bissregistrierungsmaterials in ein nicht allzu breit gefächertes Spektrum eine Möglichkeit, die Vergleichbarkeit der einzelnen Materialien zu erhöhen.

Die Condymetermessung liefert zwar klinisch äußerst interessante Ergebnisse, ihre komplizierte Normierbarkeit steht der Aufnahme in eine einschlägige deutsche oder gar weltweite Norm allerdings entgegen. Das Ergebnis dieser Versuchsserie, dass eine absolut fehlerfreie Übertragung mit keinem auf dem Markt befindlichen Bissregistrierungsmaterial erreicht werden kann, bestätigt die Studienergebnisse von Millstein 1973 [58], Mullick 1981 [68], Balthazar-Hart 1981 [3], Lassila 1985/86 [47, 48], Eeckmann 1988 [18], Müller 1988/90 [64, 65, 66, 67] und Breeding 1992/94 [10, 11].

7. Zusammenfassung

Der Vergleich von Bissregistrierungsmaterialien hat über Jahre hinweg viele Zahnmediziner in unterschiedlichen Studien beschäftigt. Seit jüngerer Zeit hat die Materialgruppe der Elastomere Einzug gefunden in die Vielfalt der Stoffgruppen für die Registrierung interokklusaler Zusammenhänge und hat bisweilen eine nicht unbeträchtliche Anzahl an Einzelmaterialien erreicht. Eine definierte Einteilung oder Klassifizierung der gewünschten Eigenschaften der verschiedenen Materialien hat aber bisher nie stattgefunden. Aus diesem Grunde wäre eine Normung der Eigenschaften dieser elastomeren Bissregistrierungsmaterialien wünschenswert.

Diese Studie beschäftigt sich mit den Möglichkeiten der Normierbarkeit der verschiedenen Parameter Verarbeitungszeit, Härte, Übertragungsgenauigkeit und Dimensionsstabilität.

Dazu wurden folgende Versuchsreihen durchgeführt:

- Bestimmung der Verarbeitungszeit mit einem Stress-Rheometer (*Haake RS 80 mit Peltier-Element TC-81*, Karlsruhe)
- Bestimmung der Verarbeitungszeit mit einer Universalprüfmaschine (*Zwick 1454*, Kraftaufnehmer 20kN, Ulm). Da die rheologische Untersuchung mit einem Stress-Rheometer einerseits als Standard angesehen werden kann, andererseits die Hardware für diese Messungen aber besonders kostenintensiv ist, wurde als mögliche Alternative die Nachbildung eines „Oszillations-Rheometers“ in einer Universalprüfmaschine untersucht.
- Messung der Übertragungsgenauigkeit mit einem Condymeter (*SAM*, München). Messgröße ist die bei einem Einartikulieren mit Hilfe des zu prüfenden Registrates zu erwartende Kondylenverlagerung.
- Bestimmung der Kugeldruckhärte mit Hilfe einer Universalprüfmaschine (*Zwick 1454*, Kraftaufnehmer 500 N, Ulm).

Der Vergleich der Rheometermessung mit dem Oszillationsversuch in der Prüfmaschine zeigte, dass beide Verfahren Daten liefern, die zwar alle auch miteinander vergleichbar aber nicht untereinander austauschbar sind. Die Reproduzierbarkeit der Messungen war mit beiden Geräten vergleichbar, wobei die mittels Prüfmaschine bestimmten Verarbeitungs- und Abbindezeiten tendenziell über den mit dem Rheometer bestimmten Werten lagen. Gleichwohl stellt der Versuchsaufbau in der Prüfmaschine eine echte Alternative zur Ermittlung relevanter Kenngrößen von Elastomeren dar, wie der Vergleich mit den mittels Condymeter bestimmten Werten für die Übertragungsgenauigkeit der Materialien nach definierter Vorvernetzungsphase zeigte.

Der Condymeterversuch kommt der klinischen Situation zwar sehr nahe, es ist aber fraglich, inwieweit die möglichen Rahmenbedingungen insbesondere vor dem Hintergrund einer weltweiten Normierung als praktikabel angesehen werden können. Darüber hinaus erwies sich die Bestimmung der Kugeldruckhärte als praktisch gut durchführbar und bildete die im Condymeterversuch analysierte Genauigkeit der elastomeren Bissregistrierungsmaterialien sehr gut ab.

8. Literatur

1. *Balthazar-Hart, Y.; Sandrik, J.L.; Malone, W.F.P.; Mazur, B.; Hart, T.*
Accuracy and dimensional stability of four interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 45 (1981) 586-591
2. *Berman, M.H.*
Accurate interocclusal records
J Prosthet Dent 10 (1960) 620-630
3. *Breeding, L.C.; Dixon, D.L.*
Compression resistance of four interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 68 (1992) 876-878
4. *Breeding, L.C.; Dixon, D.L.; Kinderknecht, K.E.*
Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast
J Prosthet Dent 71 (1994) 265-270
5. *Cohn, L.A.*
Two techniques of interocclusal records
J Prosthet Dent 13 (1963) 439-443
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) 549-552

8. *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
9. *Lassila, V.; McCabe, J.F.*
Properties of interocclusal registration materials
J Prosthet Dent 53 (1985) 100-104
10. *Lassila, V.*
Comparison of five interocclusal recording materials
J Prosthet Dent 55 (1986) 215-218
11. *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
12. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.; Myerson, R.L.*
Differential accuracy of silicone-body interocclusal records and associated weight loss due to volatiles
J Prosthet Dent 33 (1975) 649-654
13. *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
14. *Millstein, P.L.; Clark, R.E.*
Determination of the accuracy of laminated wax interocclusal wafers
J Prosthet Dent 50 (1983) 327-331

15. *Millstein, P.L.*
Accuracy of laminated wax interocclusal wafers
J Prosthet Dent 54 (1985) 574-577

16. *Millstein, P.L.; Hsu, C.C.*
Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change
J Prosthet Dent 71 (1994) 400-403

17. *Müller, J.; Götz, G.; Kraft, E.*
Werkstoffkundliche Untersuchungen zur dreidimensionalen Veränderung der Kieferrelation durch verschiedene Registratmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 43 (1988) 1112-1115

18. *Mullick, S.C.; Stackhouse, J.A.; Gordon, R.V.*
A study of interocclusal record materials
J Prosthet Dent 43 (1981) 304-307

19. *Myers, M.L.*
Centric relation records – Historical review
J Prosthet Dent 47 (1982) 141-145

20. *Sachs, L.*
Statistische Methoden: Planung und Auswertung.
Springer, Heidelberg (1988)

21. *Skurnik, H.*
Accurate interocclusal records
J Prosthet Dent 21 (1969) 154-165

22. *Spss Inc.*
SPSS/WIN 8.0, Chicago (1998)

23. *Vehring, Anna*
Die Genauigkeit der Kieferrelationsübertragung durch verschiedene Registriermaterialien beim bezahnten und unbezahnten Patienten
Med. Diss. Münster (1997)

24. *Wirth, C.G.; Aplin, A.W.*
An improved interocclusal record of centric relation
J Prosthet Dent 25 (1971) 279-285

25. *Wöstmann, B.*
DIN-Entwurf Bissregistrierungsmaterialien – Prüfvorschrift Oszillationsprüfung
(1999)

26. *Wöstmann, B.*
Persönliche Mitteilung (März 2000)

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

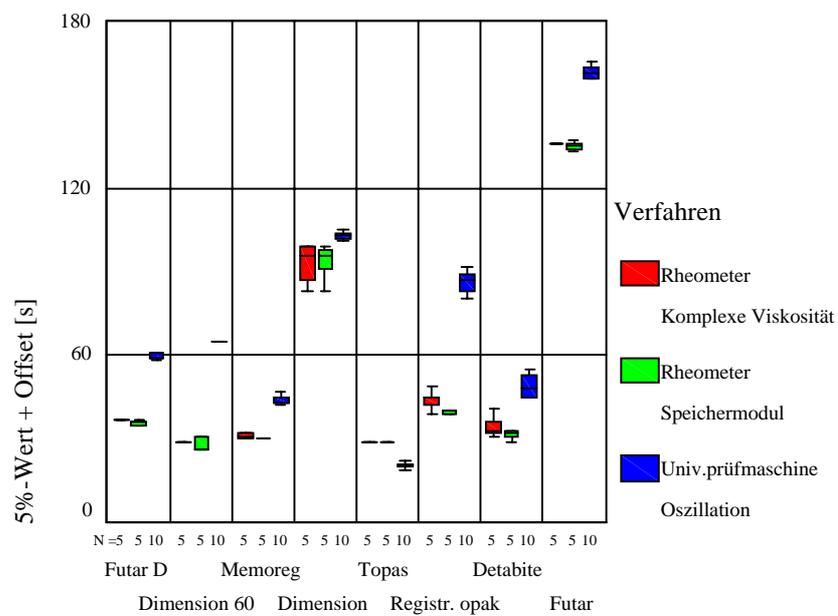
28. *Wöstmann, B.; Nave, Th.; Ferger, P.*
Bestimmung der Verarbeitungs- und Abbindezeit elastomerer Massen mit Hilfe eines „Oszillations-Rheometers“
Dtsch Zahnärztl Z 55 (2000)

29. *Wöstmann, B.; Schweitzer, O.*
Entwurf DIN-Norm Bissregistrierungsmaterialien (10.02.1999)

Anhang

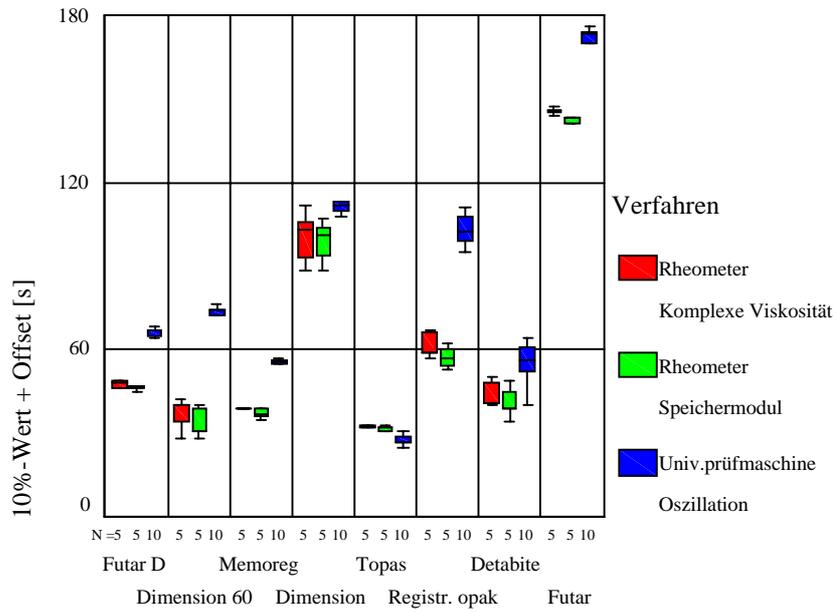
Versuchsserie 1 und 2 - Boxplot-Diagramme

Abb. 27 a) bis e): Boxplot-Darstellung der Messwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Bissregistrierungsmaterialien 1. Gruppe.



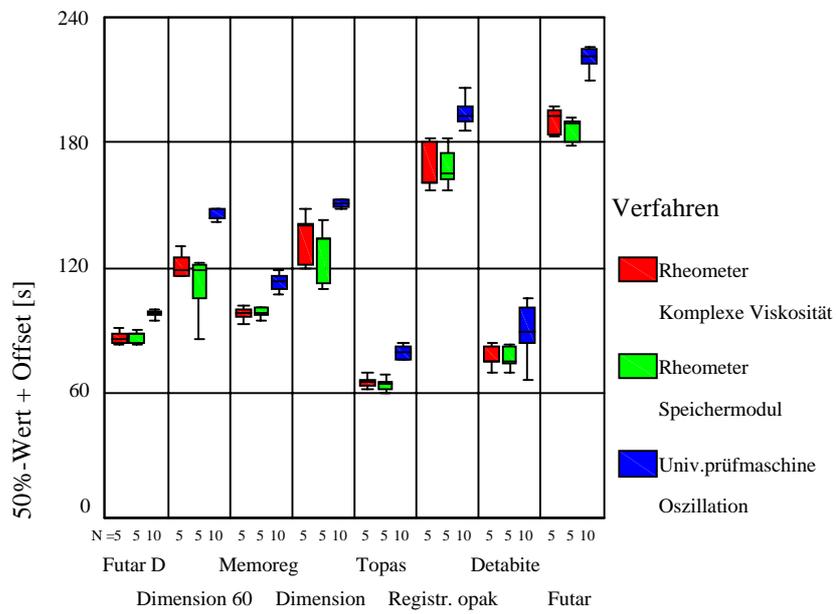
Material

a) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 5-% Wert



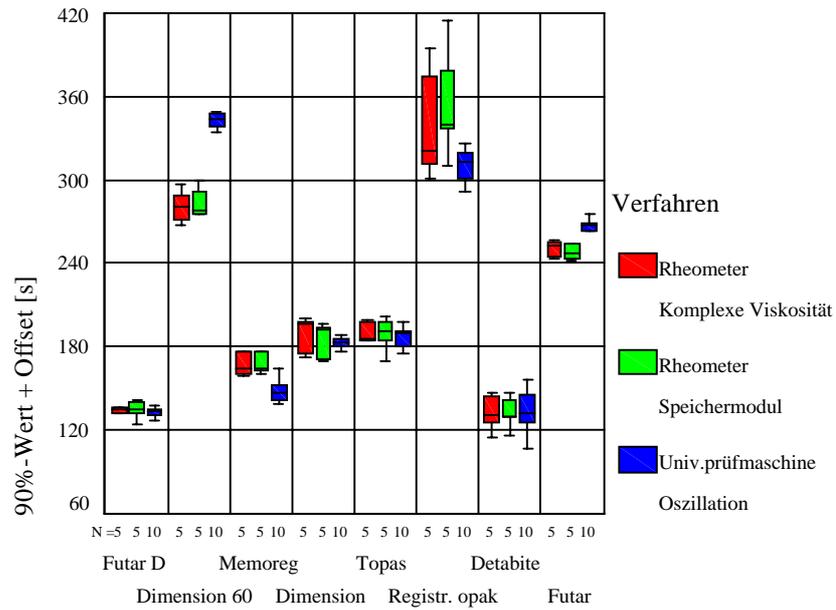
Material

b) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 10-% Wert



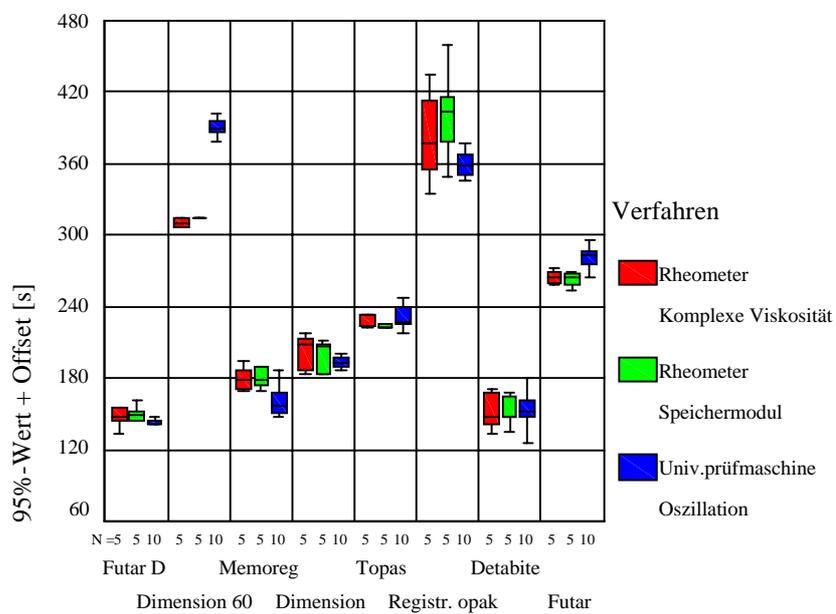
Material

c) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 50-% Wert



Material

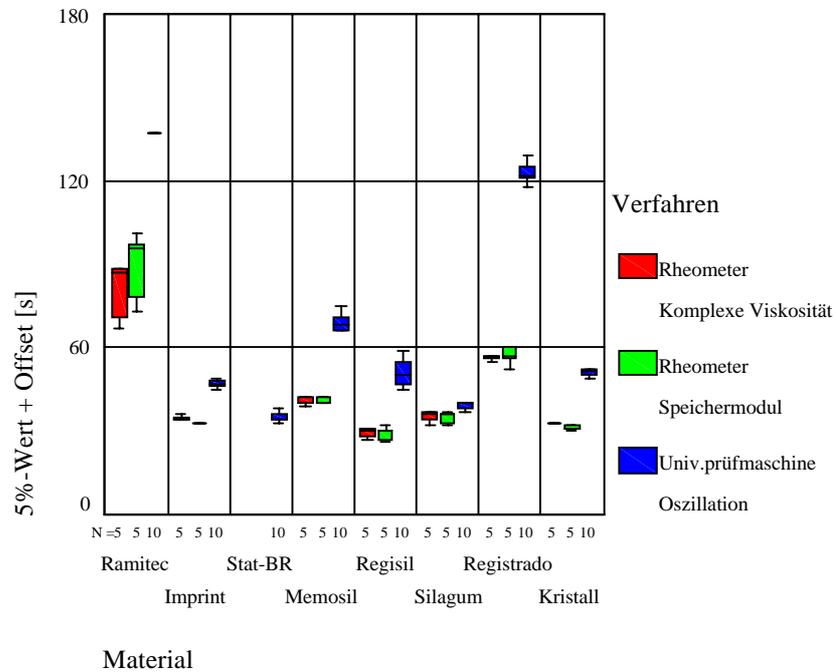
d) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 90-% Wert



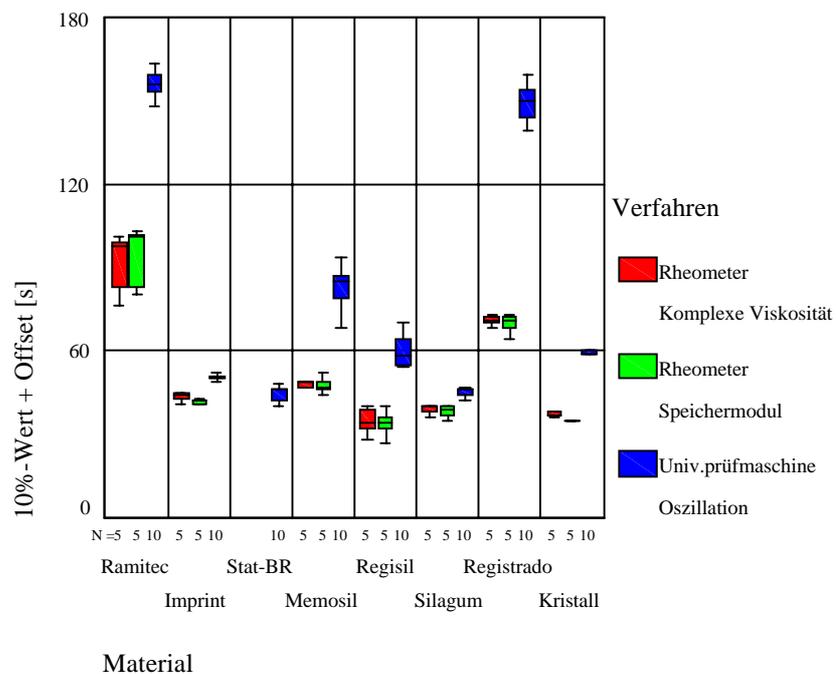
Material

e) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 95-% Wert

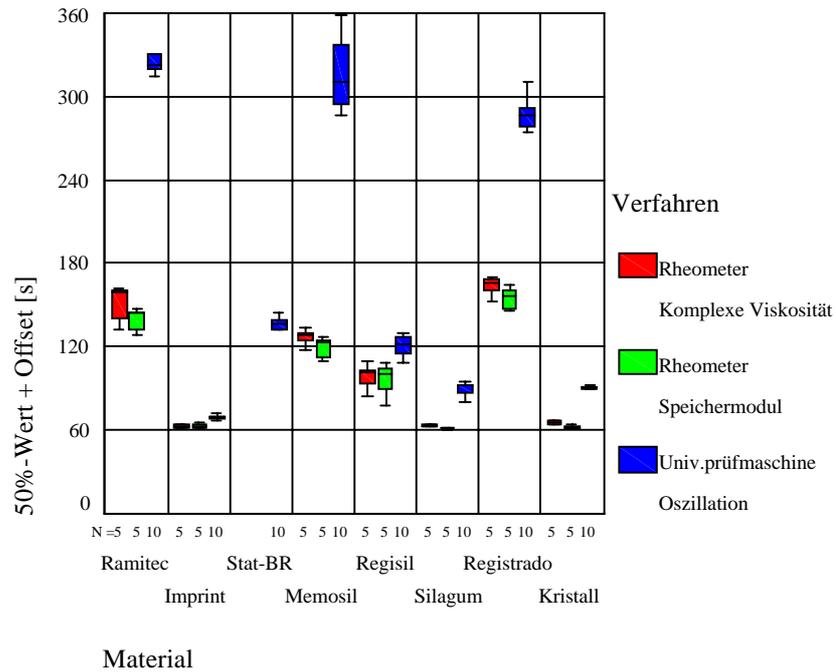
Abb. 28 a) bis e): Boxplot-Darstellung der Messwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Bissregistrierungsmaterialien 2. Gruppe.



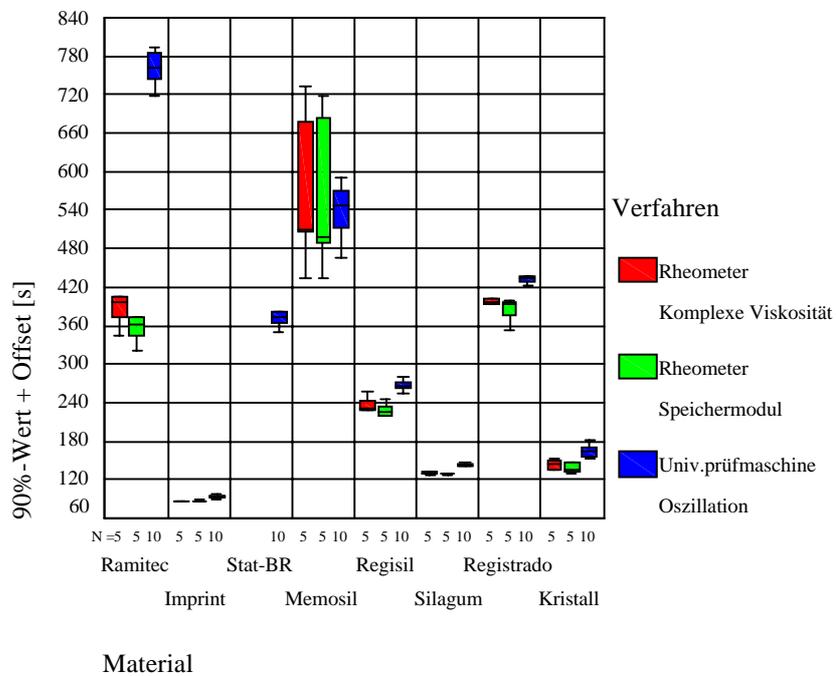
a) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 5-% Wert



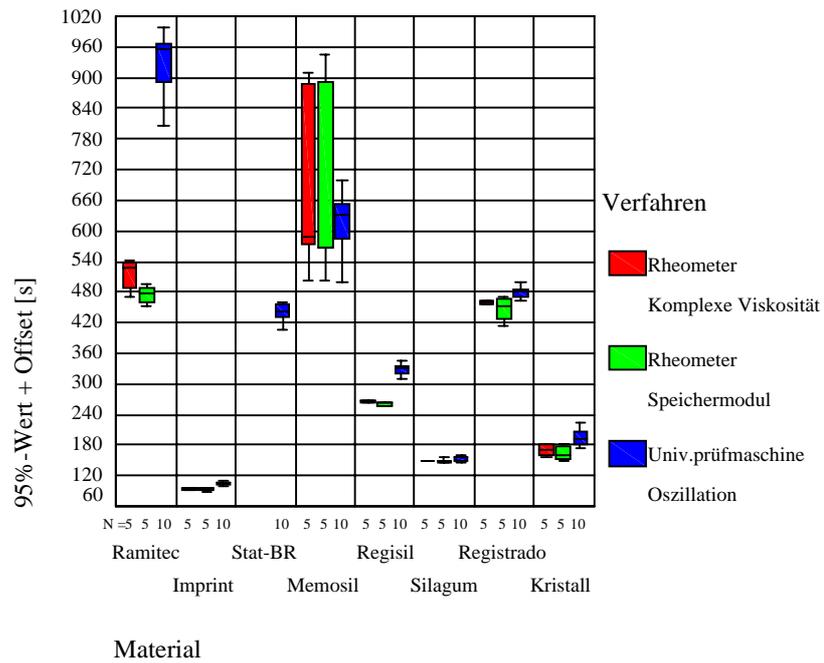
b) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 10-% Wert



c) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 50-% Wert

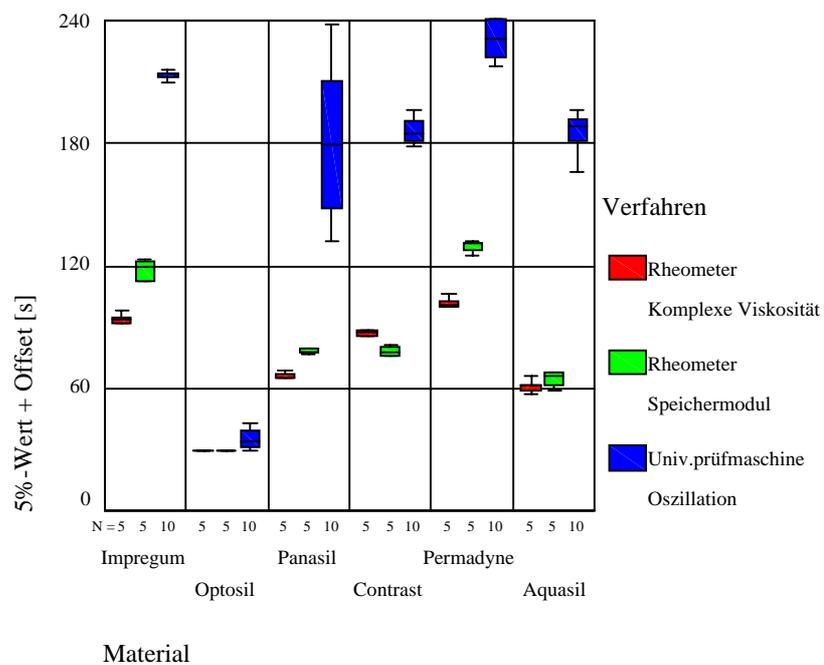


d) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 90-% Wert

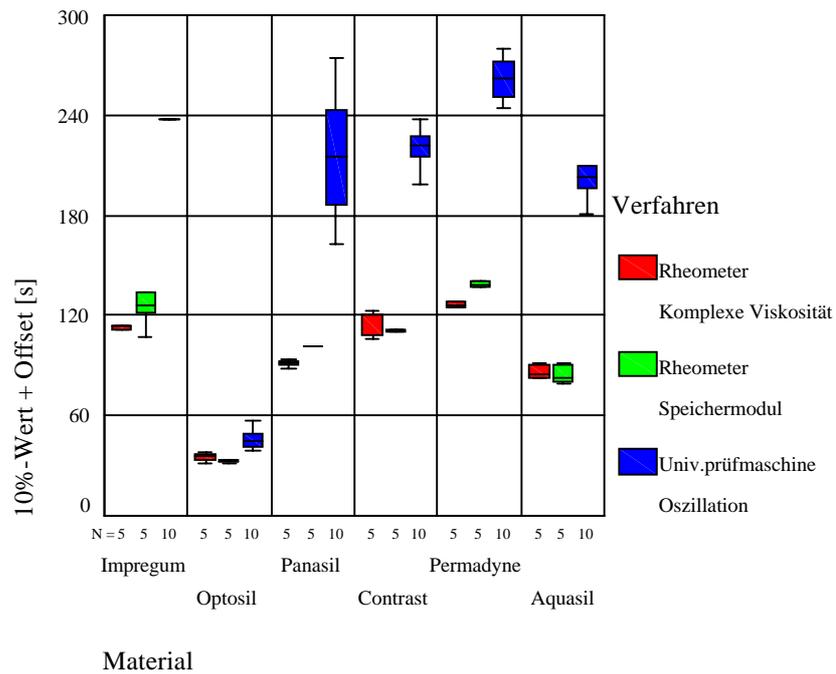


e) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 95-% Wert

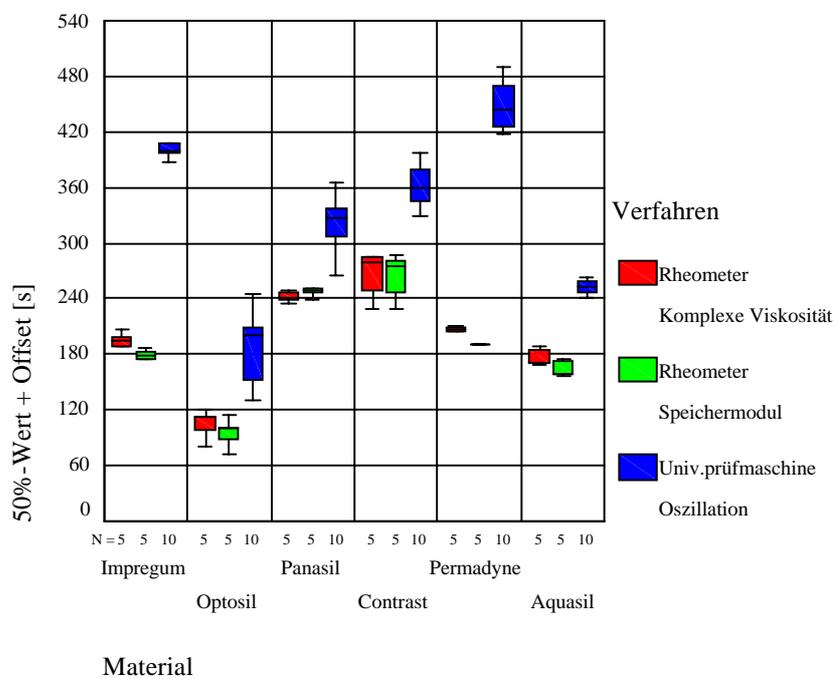
Abb. 29 a) bis e): Boxplot-Darstellung der Messwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Abformmaterialien.



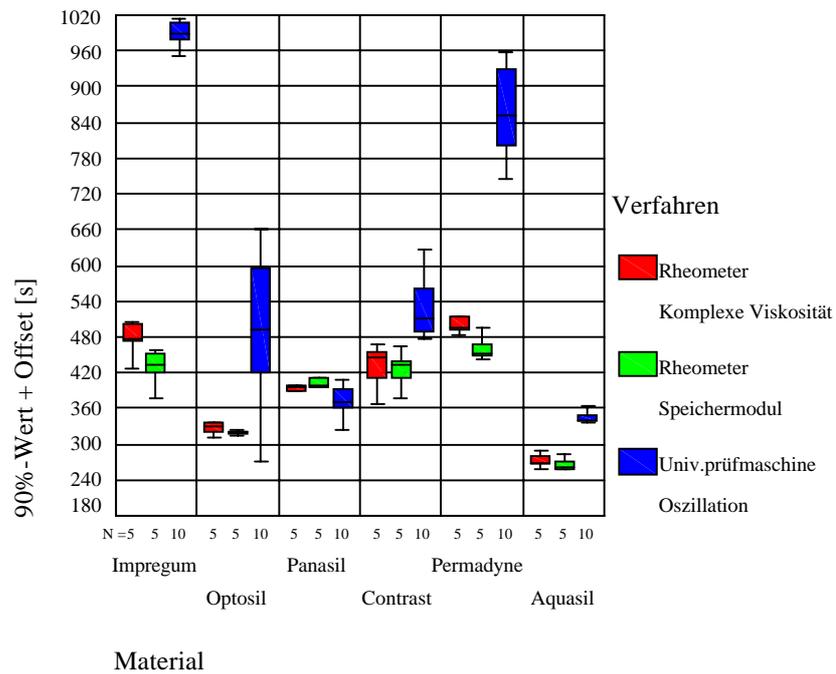
a) Abformmaterialien; 5-% Wert



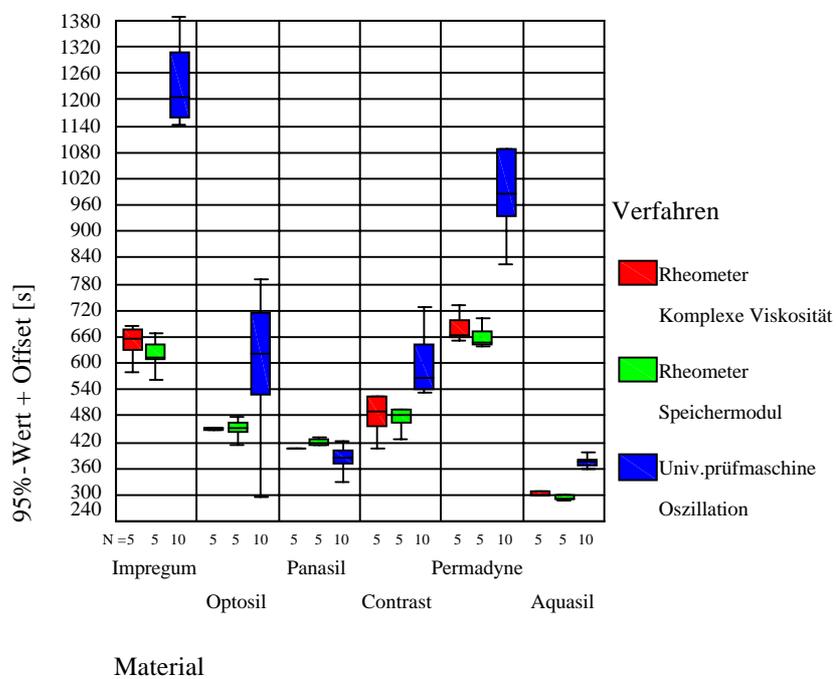
b) Abformmaterialien; 10-% Wert



c) Abformmaterialien; 50-% Wert



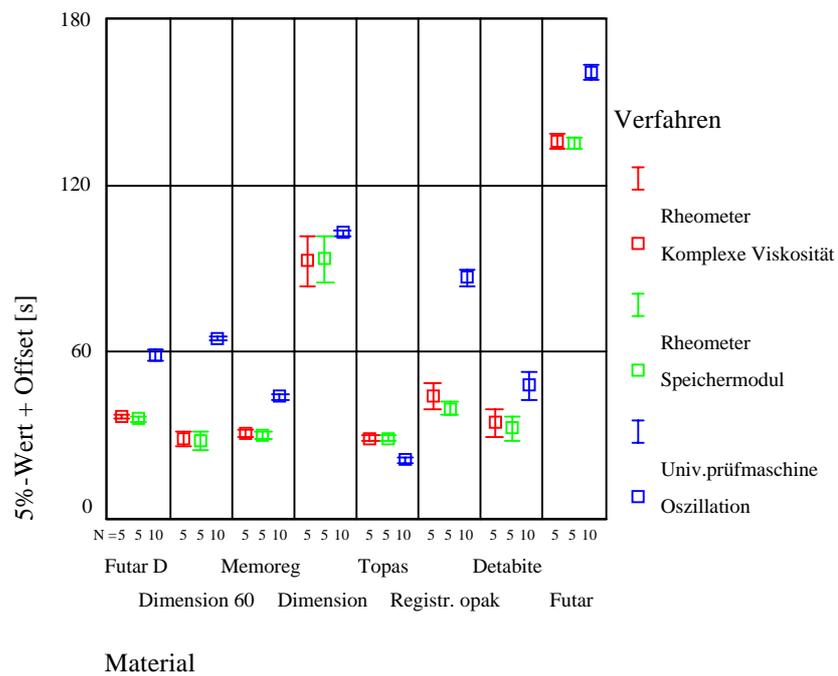
d) Abformmaterialien; 90-% Wert



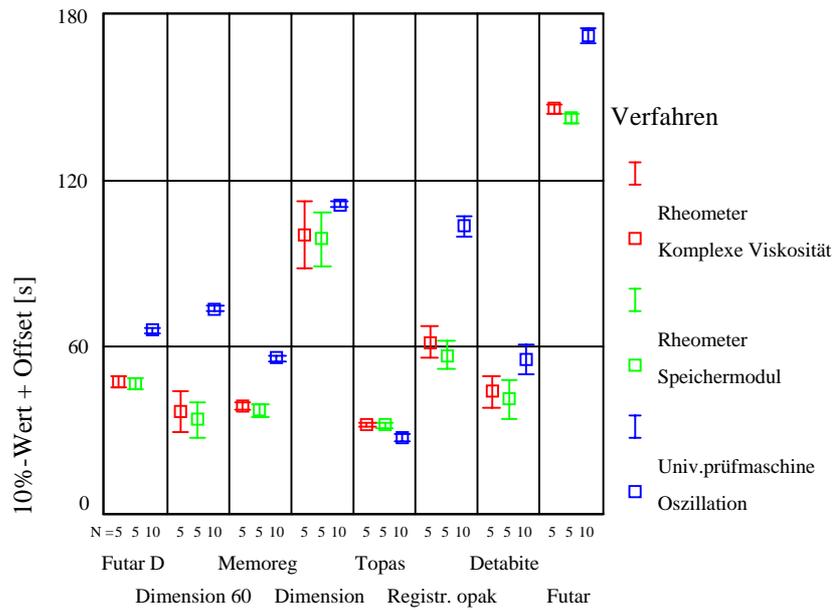
e) Abformmaterialien; 95-% Wert

Versuchsserie 1 und 2 – 95%-Konfidenzintervalle

Abb. 30 a) bis e): 95%-Konfidenzintervalle der Mittelwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Bissregistrierungsmaterialien 1. Gruppe.

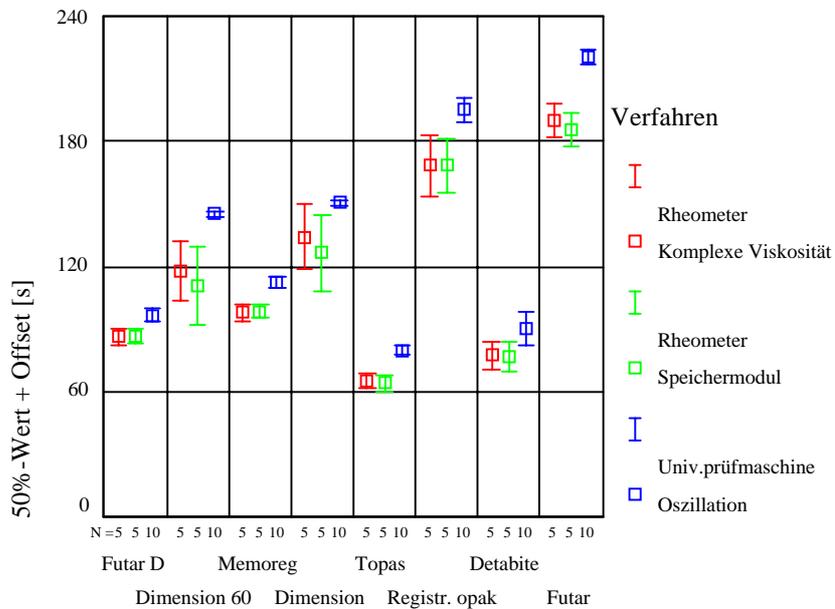


a) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 5%- Wert



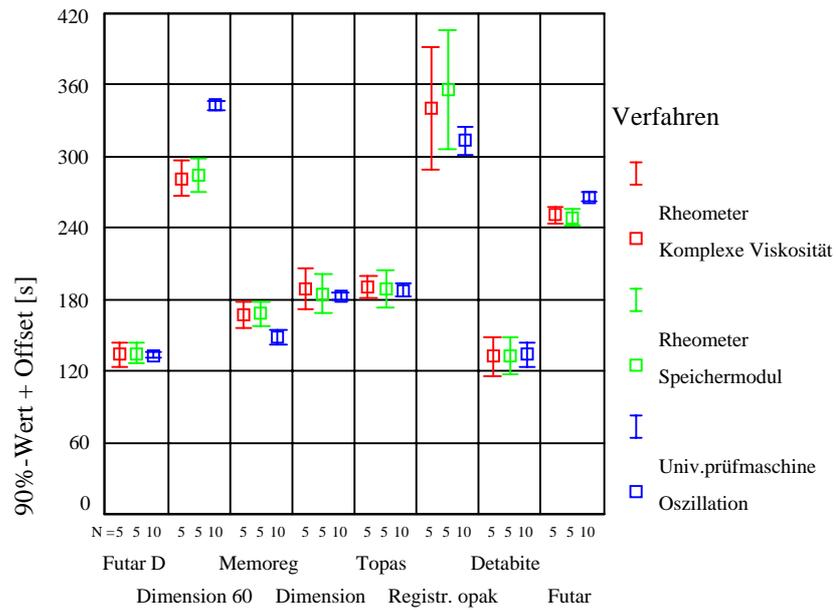
Material

b) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 10-% Wert



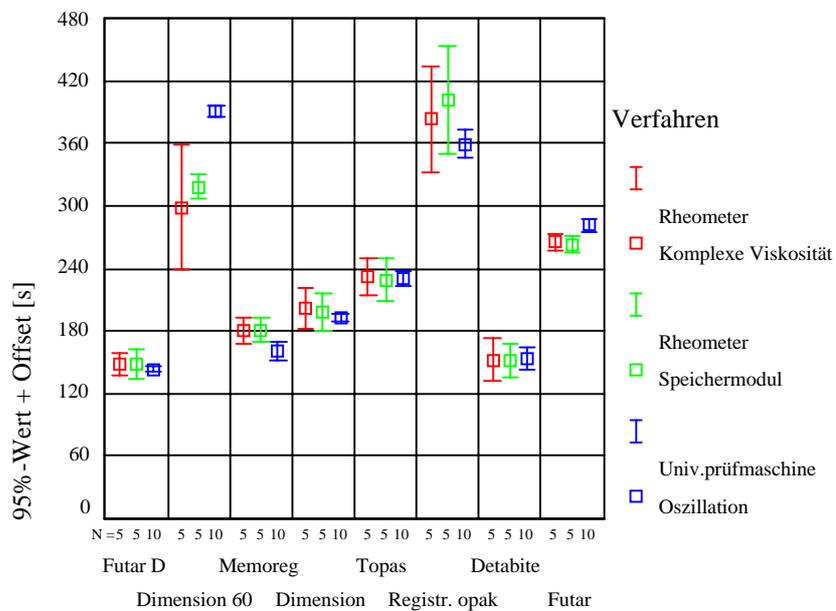
Material

c) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 50-% Wert



Material

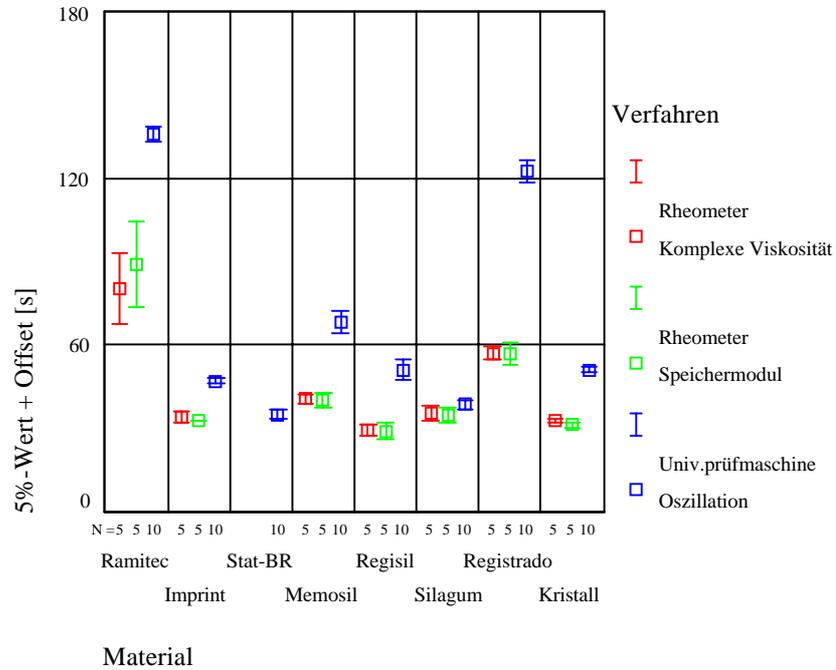
d) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 90-% Wert



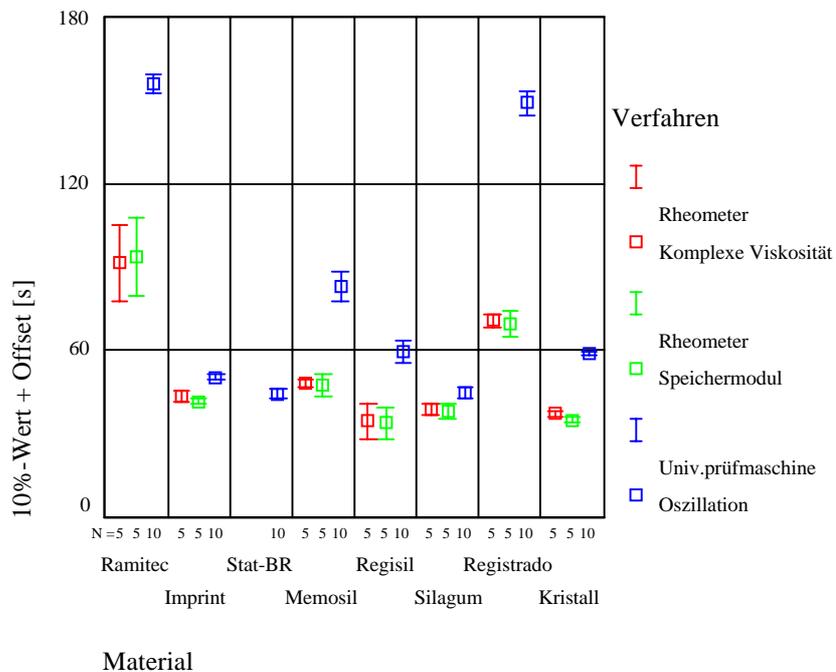
Material

e) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 1; 95-% Wert

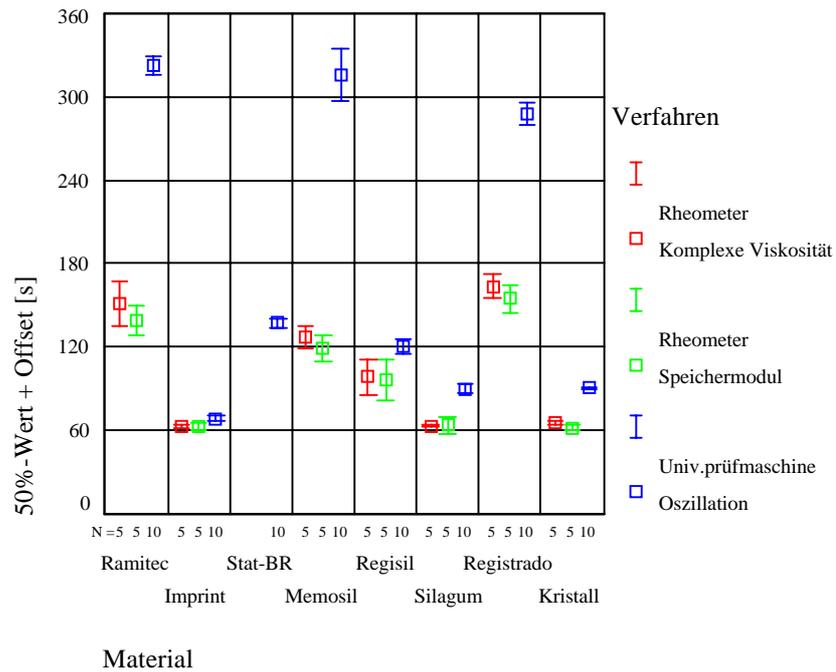
Abb. 31 a) bis e): 95%-Konfidenzintervalle der Mittelwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Bissregistrierungsmaterialien 2. Gruppe.



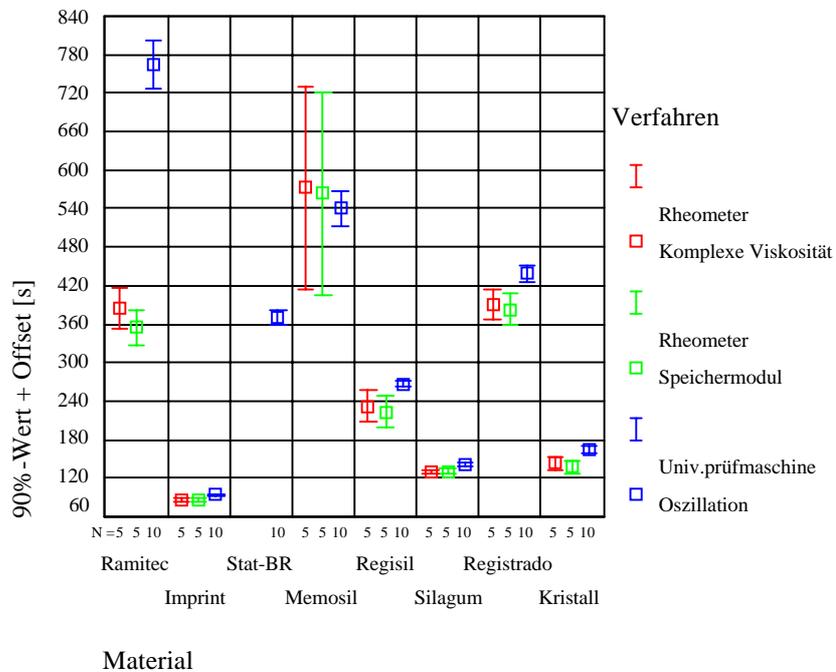
a) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 5-% Wert



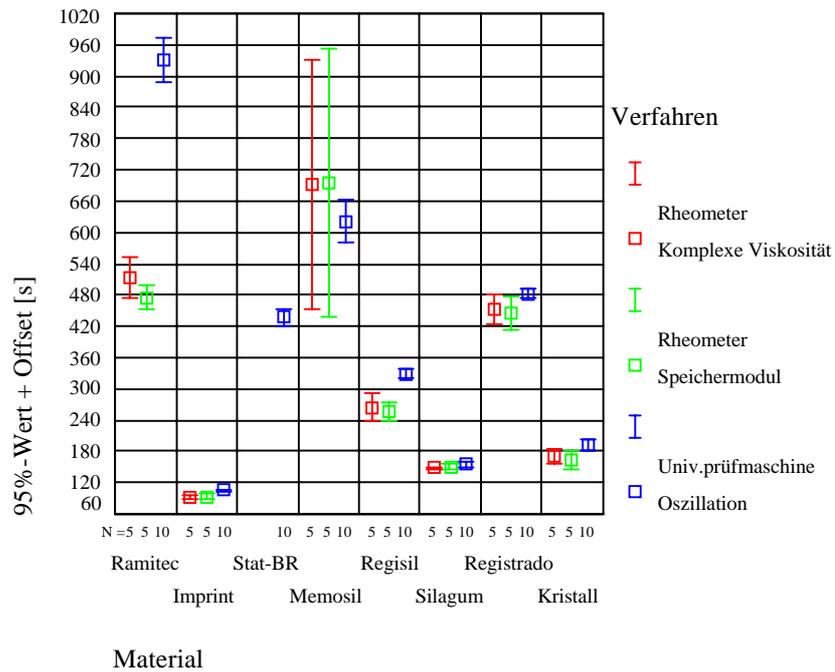
b) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 10-% Wert



c) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 50-% Wert

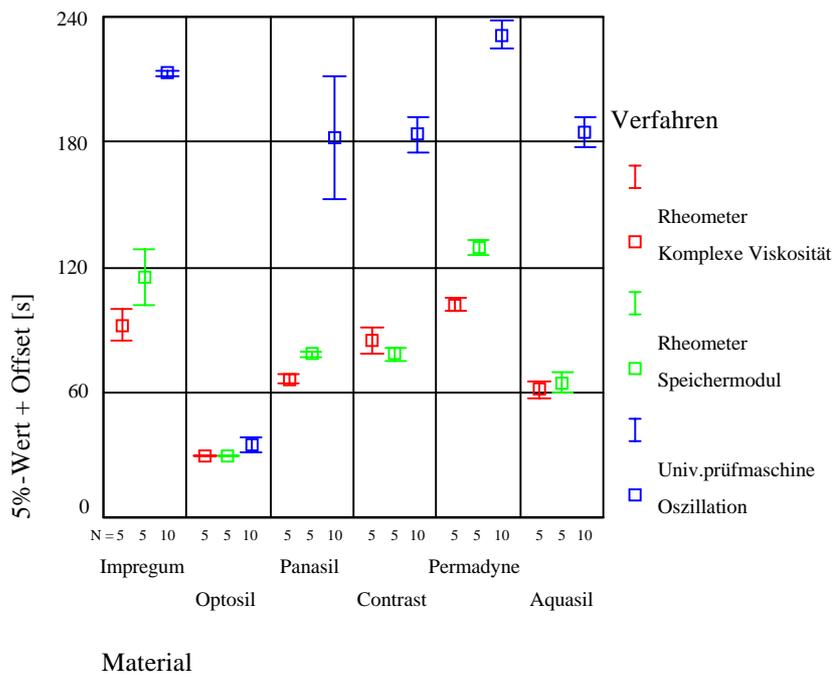


d) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 90-% Wert

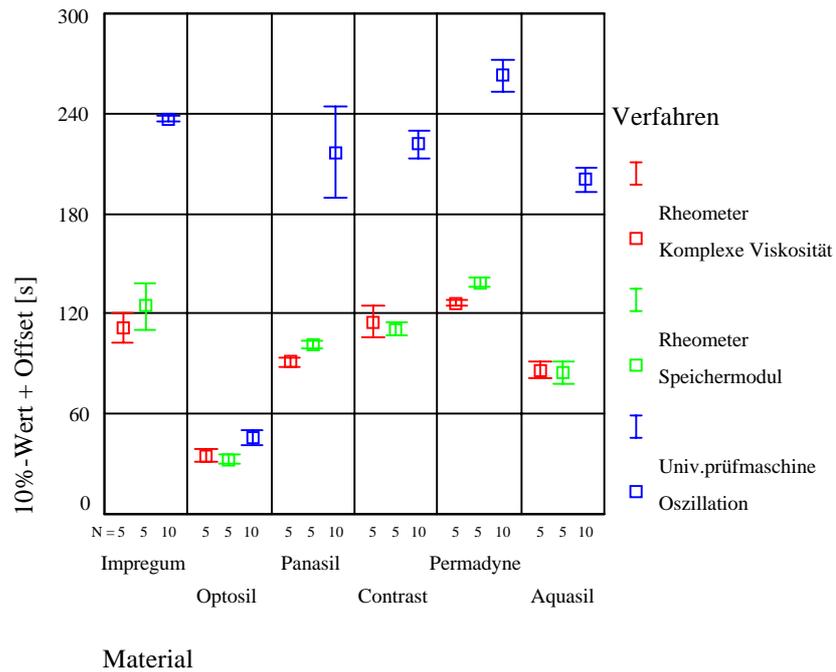


e) Bissregistrierungsmaterialien Gruppe 2; 95-% Wert

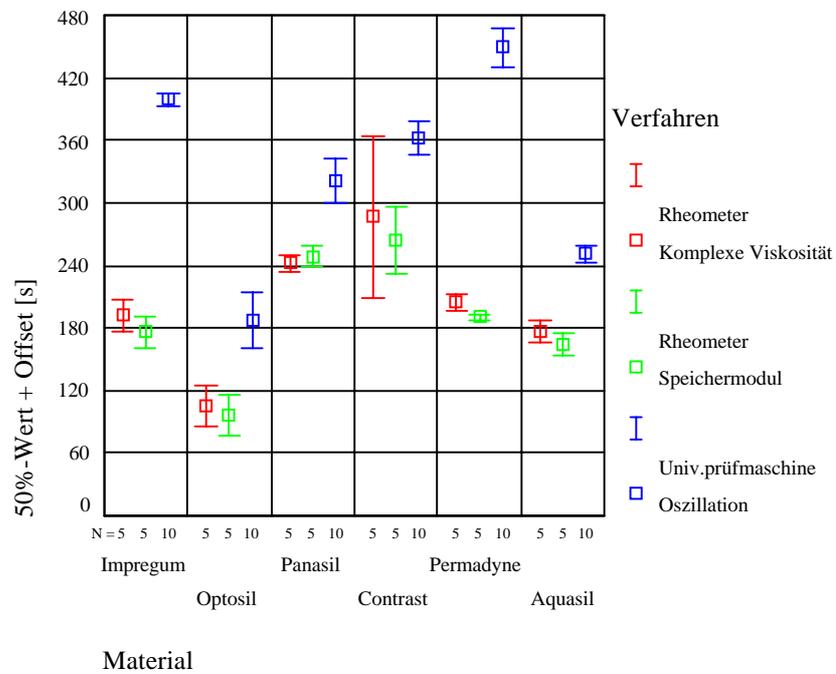
Abb. 32 a) bis e): 95%-Konfidenzintervalle der Mittelwerte der Oszillations- und Rheometerprüfung im Vergleich, Abformmaterialien.



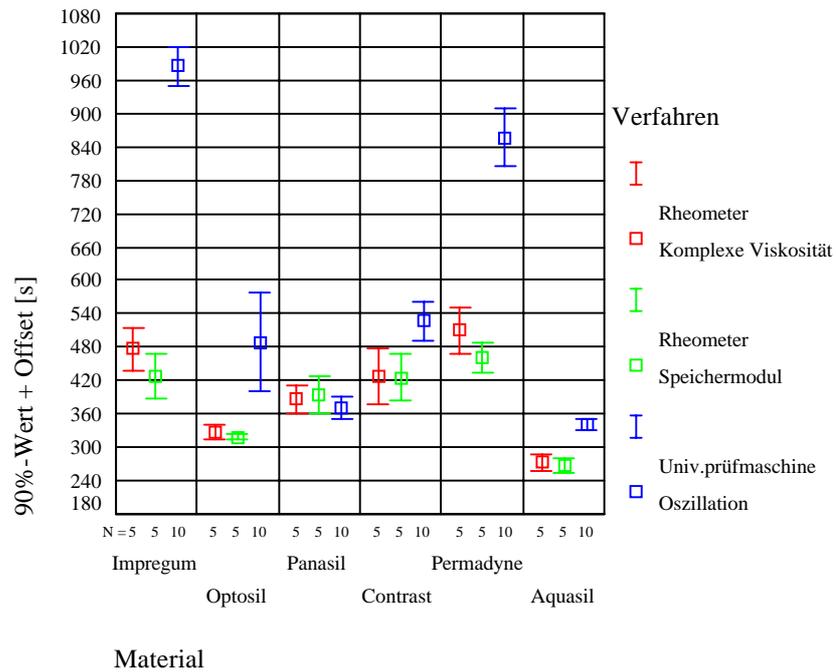
a) Abformmaterialien; 5-% Wert



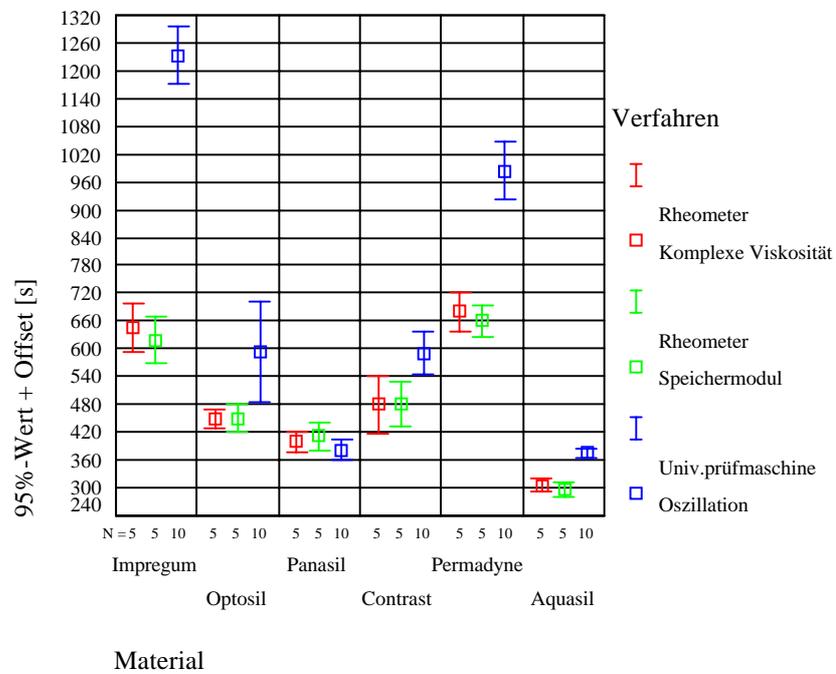
b) Abformmaterialien; 10-% Wert



c) Abformmaterialien; 50-% Wert



d) Abformmaterialien; 90-% Wert



e) Abformmaterialien; 95-% Wert

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Wöstmann, nicht nur für die freundliche Überlassung des Themas, sondern auch für die zu jeder Zeit hilfsbereite Betreuung im Laufe der Entstehung dieser Dissertation. Durch seine Anregungen und Hilfestellungen bei meiner wissenschaftlichen Arbeit wurde sie in dieser Form erst möglich.

Neben Herrn Prof. Dr. Wöstmann möchte ich aber auch seinem Assistententeam in der Poliklinik für Prothetik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde in Gießen danken. Auch hier fand ich bei kleineren und größeren Fragen und Problemen immer Gehör.

Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern, Schwiegereltern und natürlich meiner lieben Frau, die mir in dieser Zeit den Rücken freigehalten haben von den sonstigen Dingen des Alltags. Ohne diese Hilfe wäre ein intensives, wissenschaftliches Arbeiten in diesem Ausmaß gar nicht durchführbar gewesen.

Lebenslauf

Name	Thomas Nave
geb. am	25. Juni 1968
geb. in	Unna / NRW
Wohnort	59174 Kamen-Heeren, Roseneck 18
Familienstand	verheiratet, seit 31. Mai 1996, mit Sabine B. Nave, geb. Kretschmer
Eltern	Rudolf Nave, geb. am 02. Februar 1939, Dipl.-Bauingenieur Marianne Nave, geb. am 30. Oktober 1946, Hausfrau
Schulbildung	Brüder-Grimm-Schule Kamen-Heeren 1974 – 1978 Geschwister-Scholl-Gymnasium Unna 1978 – 1987
Allgemeine Hochschulreife	27. Mai 1987, am Geschwister-Scholl-Gymnasium in Unna
Grundwehrdienst	vom 01. Oktober 1987 bis zum 31. Dezember 1988 als Radartiefflugmelder in der Marseille-Kaserne in Appen / Pinneberg
Studium der Zahnmedizin	Westfälische-Wilhelms-Universität Münster, Beginn im Wintersemester 1988 / 89
Examen	28. Februar 1995 in Münster
Approbation	03. März 1995, erteilt vom Regierungspräsidium Münster

Tätigkeit als Ausbildungsassistent
vom 01. Mai 1995 bis zum 31. Mai 1996 bei
Dr. Kurt J. Gerritz, Voshalsfeld 63, 46562 Voerde / Niederrhein
vom 01. Juni 1996 bis zum 30. April 1997 bei
Dres. Priinte / Grundmann, Bergpfad 9, 59423 Unna

seit 04. Juni 1997 niedergelassen in eigener zahnärztlicher Praxis
in Kamen-Heeren, Rosenstr. 69,
seit 01. Januar 1998 in Gemeinschaftspraxis mit Sabine B. Nave