

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

**Klinische Verschleißanalyse mittels Lasertriangulation am
Beispiel von Visio Gem® Inlays**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Florian Teuffel
aus München

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Dekan: Prof. Dr.med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 26.07.2005

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	5
2.1 Verschleißmechanismen dentaler Füllungsmaterialien	5
2.2 Abrasion in und außerhalb okklusaler Kontakte	9
2.3 Messverfahren zur Verschleißbestimmung von Seitenzahnfüllungen	10
2.3.1 Direkte klinische Erhebungen	10
2.3.2 Indirekte klinische Erhebungen	14
2.3.3 Mechanische Messverfahren	17
2.3.3.1 Künstliche Referenz	17
2.3.3.2 Natürliche Referenz	26
2.3.4 Berührungsfreie Messverfahren, Volumetrie	28
2.3.5 Optische Messverfahren	34
2.4 Übersicht über quantitative in vivo Abrasionsstudien okklusaler zahnfarbener Seitenzahnfüllungen	45
3. Entwicklung, Validierung und Einsatz des 3D-Sensors	51
3.1 3D-Lasersensor	52
3.1.1 Aufbau des 3D Lichtschnittsensors	52
3.1.2 Prinzip des Lichtschnittsensor	54
3.2 Matching-Algorithmus	56

3.3 Entwicklung eines Objektträgers	61
3.3.1 Material und Methode	62
3.3.2 Ergebnisse	68
3.4 Evolution des Lasersensors	73
3.5 Überprüfen von Einflussparametern auf das Messergebnis	79
3.5.1 Material und Methode	79
3.5.2 Ergebnisse	81
3.5.3 Diskussion	93
3.6 Klinische Anwendung am Beispiel von Visio Gem®-Inlays	96
3.6.1 Material und Methode	97
3.6.2 Ergebnisse	102
3.6.3 Diskussion	107
4 Zusammenfassung	115
5 Tabellarischer Anhang	117
5.1 Bilder der Visio Gem®-Studie	117
5.2 Statistik Visio Gem®-Studie	151
5.3 Literaturverzeichnis	172
Danksagung	
Lebenslauf	

1 Einleitung

Der Gebrauch von Kompositmaterialien für Versorgungen im Seitenzahngebiet hat rapide zugenommen (LEINFELDER, 1987b). Die Langlebigkeit von Zahnrestorationen ist von vielen Faktoren abhängig, hauptsächlich von den verwendeten Materialien, dem Behandler und dem Patienten. Die Hauptursachen für den Verlust von Restaurationen sind Sekundärkaries, Frakturen des Füllungskörpers oder des Zahnes, Undichtigkeiten der Ränder und Abrasion (MANHART et al. 2002). Neben Biokompatibilität und Randschluss stellt das Verschleißverhalten den wichtigsten Aspekt für den klinischen Langzeiterfolg von Füllungen dar. Verschleiß kann man in vivo und in vitro untersuchen (KUNZELMANN, 1998).

Solange nicht bessere In-vitro- und In-vivo-Messtechniken und -Testmethoden verfügbar sind, speziell für die Analyse von Verschleißmechanismen, ist zudem zu befürchten, daß der Fortschritt in der Seitenzahn-Kompositforschung langsam und schwierig bleiben wird." (PHILLIPS et al. 1983)

Die große Anzahl an Füllungsmaterialien, die in immer kürzeren Zeitabständen auf den Markt kommen, setzt eine schnelle Beurteilung der unterschiedlichen Werkstoffeigenschaften voraus. So möchte man bereits nach kurzer klinischer Gebrauchsperiode eine Bewertung der Qualität und ein Ranking der einzelnen Materialien vorliegen haben, um den Praktikern

und auch für die weitere Forschung die entsprechenden Empfehlungen geben zu können (MEHL 1998 S.109).

Im Seitenzahnbereich haben die Komposite im Allgemeinen das Amalgam hinsichtlich der klinischen Verweildauer noch nicht übertroffen. Die Gründe hierfür sind in der schwierigen, präzisen Handhabung des Materials durch den Behandler, in den physikalisch-chemischen Eigenschaften der Komposite, insbesondere der Polymerisationsschrumpfung und in der geringen Abrasionsfestigkeit zu suchen (AMERONGEN & VAN KREULEN, 1991).

Die Komposite für den Seitenzahnbereich wiesen nach den meisten Untersuchungen (KUSY & LEINFELDER 1977; PHILLIPS et al. 1973; ROULET 1988) inakzeptabel hohe Verschleißraten auf. Allerdings hat in den letzten zehn Jahren die Verschleißfestigkeit der Seitenzahnkomposite enorm zugenommen (KAWAI & LEINFELDER, 1995). Nach KREJCI (1992) ist im Idealfall eine schmelzähnliche, oder zumindest eine amalgamähnliche Verschleißfestigkeit zu fordern. 1993 kam KREJCI in einer In-vitro-Studie zu der Überzeugung, daß moderne Feinhybridkompositkonstruktionen in Bezug auf die Verschleißfestigkeit im okklusalen Kontaktpunktbereich mit Amalgam auch langfristig konkurrieren können. Die Kompositinlays waren gegenüber den Schmelzantagonisten weniger abrasiv als die Amalgamkontrolle.

Die ADA (American Dental Association) stellte Richtlinien für die Tauglichkeit von Kompositen für den Einsatz im Seitenzahnggebiet auf. Der Verschleiß durfte danach nicht mehr als 250µm in fünf Jahren betragen (ADA 1984). 1989 wurden die Richtlinien überarbeitet und eine Einteilung der Komposite in die Klassen A und B vorgenommen. Klasse A bezeichnet die uneingeschränkte Nutzung bei Klasse II Füllungen. Die Anforderungen sind eine Verschleißrate von weniger als 50µm in einer Zwei-Jahres-Periode und weniger als 100µm in einer Vier-Jahres-Periode wobei die Messung sechs Monate nach Legen der Füllung beginnt. Die entsprechenden Abrasionsraten der Klasse B Komposite sind 125µm und 175µm. Sie eignen sich für kleine, nicht okklusionstragende Füllungen (ADA 1989).

Für diese Einteilung der Komposite wurden direkte und indirekte subjektive Messverfahren herangezogen.

Die subjektiven Bewertungsverfahren haben nur ein geringes Differenzierungsvermögen. Lokalisierte Verschleißvorgänge außerhalb des Füllungsrandbereiches können nicht quantifiziert werden und die Techniken sind auf scharfkantige Präparationen limitiert (SÖDERHOLM 1992).

Das Konzept, Verschleiß über die Stufe am Füllungsrand zu bestimmen, war zu Beginn der Seitenzahnkompositentwicklung valide. Entsprechend der zunehmenden Verschleißbeständigkeit sind feinere objektive Messtechniken erforderlich (KUNZELMANN , 1998). KUNZELMANN et al. (1999) und

PERRY et al. (2000) konnten die Vorteile einer objektiven Messung gegenüber einer subjektiven Erhebung nach der Leinfelder Skala belegen.

Mögliche Verwendung von Komposits im Seitenzahnbereich:

Die möglichen Indikationen für plastische Füllungen auf Kompositbasis sind sehr vielseitig:

- Im Milchgebiss als Amalgamersatz um den rechtlichen Vorschriften zu genügen.
- Präventive, wenig belastete Anwendung
(Fissurenversiegelung, erweiterte Fissurenversiegelung)
- Funktionell, okklusionstragend als
 - ästhetisches Füllungsmaterial
 - echter Amalgamersatz auf Kunststoffbasis

2 Literaturübersicht

2.1 Verschleißmechanismen dentaler zahnfarbener

Füllungsmaterialien

Das Deutsche Institut für Normung e.V. definiert den Begriff *Verschleiß* folgendermaßen (DIN 50320): fortschreitender Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers, hervorgerufen durch mechanische Ursachen, d.h. Kontakt und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers.

Folgende Verschleißmechanismen werden unterschieden (POWELL et al. 1975, ROULET 1987, SULONG & AZIZ 1990):

- Verschleiß durch Adhäsion wird durch das unmittelbare Aufeinandergleiten von zwei glatten Oberflächen verursacht. Durch den engen Kontakt der beiden Flächen treten adhäsive Kräfte auf, die zu Abtragungen der Oberflächenrauigkeiten führen (Zwei-Körper-Abrieb).
- Verschleiß durch Abrasion, d.h. Schädigung einer Oberfläche, die zu einem Materialabtrag führt. Dieser wird hervorgerufen durch den direkten Kontakt zweier rauer Körper (Zwei-Körper-Abrieb) oder durch ein Medium, wie Nahrung, Zahnpasta, Staub (Drei-Körper-Abrieb).

- Verschleiß durch Erosion, d.h. Auswaschungen auf der Oberfläche durch Flüssigkeiten oder Feststoffen (bei Zähnen meist durch Säuren verursachte Substanzverluste).
- Verschleiß durch Ermüdung, d.h. durch andauernde Krafteinwirkungen kann es zu Rissbildungen und Abplatzungen kommen.
- Verschleiß durch Korrosion wird bedingt durch chemische Veränderungen an der Oberfläche des Körpers (in der Zahnmedizin zu vernachlässigen).
- Unter Attrition versteht man den Verschleiß auf den *OCA*s (occlusal contact area) (LAMBRECHTS et al. 1989)

Einteilung des Substanzverlustes von Zähnen nach Form und Ursache (HICKEL 1989):

Abnutzung / Verschleiß (wear)			
Attrition = direkter Zahnkontakt		Abrasion = Abrieb durch Partikel	
Sprechen/Schlucken (physiologisch)	Parafunktionen (unphysiologisch)	Demastikation (Nahrung)	Exogene Ursache z.B.: Sand oder Staub bei beruflicher Exposition

KUNZELMANN (1998) unterscheidet nach zahnmedizinischen Verschleißbegriffen:

- Abrasion:** Abrieb durch Partikel aus Nahrung oder Umwelt
- Demastikation:** Abrieb durch Nahrung infolge Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile
- Attrition:** Physiologischer Zahnhartsubstanzverlust, der durch alleinigen, direkten Kontakt der Antagonisten unter physiologischen Bedingungen (Schlucken, Sprechen, kurzzeitige Kontaktreibung beim Kauen) zustande kommt. Abnutzung durch alleinigen, unphysiologischen Zahnkontakt bei Pressen und Knirschen (Parafunktionen).
- Erosion:** Großflächiger Substanzverlust durch Säureeinwirkung ohne Kavitation (z.B. palatinal bei Reflux oder Bulimie, bukkal bei beruflicher Säureexposition durch Säuredämpfe oder Pipettieren, generalisiert bei exzessiven Genuss säurehaltiger Nahrungsmittel wie Zitrusfrüchte oder Getränke mit niedrigem pH-Wert). Die Säuren sind keine Abbauprodukte von Bakterien.
- Stauchungsfraktur:** Zervikal lokalisierte Substanzverluste, die auf Zerrüttung durch zyklische Überlastung bei Kaubelastung oder Parafunktionen zurückgeführt werden (engl.: abfraction).
- Abrosion:** Iatrogen, beabsichtigter Substanzverlust durch abrasive Suspensionen mit niedrigem pH-Wert. Ziel ist, Verfärbungen der Zähne mechanisch zu entfernen und chemisch durch Oxidation mit der zugesetzten Säure zu bleichen. Abrosion ist das Akronym aus „**abrasion**“ und „**erosion**“.

Unabhängig von der Verschleißart kann der Substanzverlust auch nach seinem zeitlichen Verlauf beurteilt werden:

In einem Vergleich der Ergebnisse verschiedener In-vitro-Studien kamen laut WINKLER et al. (1991) die Untersucher zu unterschiedlichen Ergebnissen, was den Verlauf der Abnutzung betrifft (vgl. Tabelle 2.1). In Untersuchungen nach den *USPHS*-Kriterien wurde ein geringer Verschleiß zu Beginn, mit einer Zunahme nach einiger Zeit Liegedauer festgestellt. Andere Untersucher (LEINFELDER et al., 1986; LAMBRECHTS et al., 1984) kamen zu einem gegenteiligen Ergebnis. Der größte Verschleiß erfolgt in den ersten sechs Monaten (LEINFELDER et al. 1986, STURDEVANT et al. 1986).

Linearer Verschleiß	Nicht linearer Verschleiß
Lugassy & Greener 1972	Lutz et al. 1979
Smith & McCabe 1981	Mitchem & Gronas 1984, 1985
Satou et al. 1986	Sturdevant et al. 1986
	Leinfelder et al. 1986

Tabelle 2.1 **Verschleiß** (nicht) linear

SAKAGUCHI et al. (1986) kamen zu dem Schluss, dass der *OCA*-Verschleiß nicht linear verläuft. Dies hat natürlich Auswirkungen auf die Beurteilung der Eignung von Komposit als Seitenzahnfüllungsmaterial.

2.2 Abrasion innerhalb und außerhalb okklusaler Kontakte

Die meisten veröffentlichten Daten klinischer Abrasionsuntersuchungen von Kompositseitenzahnrestaurationen (BRUNSON et al. 1989; MAIR. 1990; TYAS & WASSENAAR 1991; FREILICH et al. 1992) konzentrierten sich auf den allgemeinen (*CFA*) Materialverlust (KAWAI & LEINFELDER, 1995).

Einige Studien (LUTZ 1980; LUTZ et al. 1984; LAMBRECHTS et al. 1984; VRIJHOFF et al. 1985) unterschieden kontaktfreie Okklusionsbereiche *CFA* (contact free area) und Bereiche okklusaler Kontakte *OCA* (occlusal contact area). Damit konnten die Verschleißerscheinungen auf den Zahnflächen besser differenziert werden. In der *CFA* findet hauptsächlich der Drei-Körper-Abrieb statt, in den *OCA* dürfte der Zwei-Körper-Abrieb überwiegen. KAWAI & LEINFELDER (1995) kamen in ihrer Untersuchung des Verschleißes in *OCA* zu dem Ergebnis, dass sich das Abrasionsverhalten der Komposite unter diesen zwei verschiedenen Bedingungen (*OCA* und *CFA*) unterscheidet. LAMBRECHTS et al. (1985) und LUTZ et al. (1984) geben die *OCA*-Verschleißrate mit zwei- bis dreimal so hoch an wie in der *CFA*.

2.3 Messverfahren zur Bestimmung des Verschleißes von Komposit-Seitenzahnfüllungen

2.3.1 Direkte klinische Erhebungen

CVAR & RYGE (1971) stellten die *USPHS*-Kriterien (U.S. Public Health Service) zur klinischen Bewertung von dentalen Füllungsmaterialien auf. Nach diesen werden dentale Füllungen in die vier Klassen *Alpha*, *Bravo*, *Charlie* und *Delta* eingeteilt. Für die Verschleißbeurteilung sollten Faktoren wie Randständigkeit, anatomische Form, Approximalkontakt und Farbänderungen herangezogen werden. Wegen der Schwierigkeit bei der Beurteilung von Änderungen der letzten beiden Faktoren erfolgt die Auswertung anhand der Beurteilung der Randständigkeit. Als Hilfsmittel dienen Lampe, Spiegel und zahnärztliche Sonde (RYGE 1980). Die Untersuchungen sollten in regelmäßigen Intervallen stattfinden:

Kategorie	Gesamt-Interpretation aller Kriterien
Alpha	Die Füllung ist von ausgezeichneter Qualität und der Schutz von Zahn und umgebenden Gewebe ist gewährleistet.
Beta	Die Füllung ist von akzeptabler Qualität, weist jedoch eine oder mehrere Detailabweichungen vom Ideal auf.
Charlie	Die Qualität der Füllung ist nicht akzeptabel und zukünftige Schäden von Zahn oder umgebendem Gewebe sind mit großer Wahrscheinlichkeit abzusehen.
Delta	Die Qualität der Füllung ist nicht akzeptabel – Schäden von Zahn und umgebendem Gewebe sind objektivierbar.

Bewertungsschema nach RYGE (1973) in der Übersetzung von PIEPER (1988):

Da nur die Kriterien „Anatomische Form“ und „Oberflächenzustand“ für die Beurteilung des Verschleißes herangezogen werden können, wurde noch eine Operationalisierung dieser Kriterien aufgestellt:

Kriterium	Anatomische Form	Oberflächenzustand
A	Kontur der Füllung stimmt mit der anatomischen Kontur des Zahnes gut überein und die Füllung zeigt Höcker, Facetten, Randleisten und funktionelle okklusale Kontakte	Oberfläche glatt, keine Irritation der angrenzenden Gewebe
B	<ul style="list-style-type: none"> • Leicht unterkonturiert • Höcker und Facetten stimmen nicht ganz mit der natürlichen Form überein • Okklusionshöhe stellenweise ungenügend • Randleisten unterkonturiert • Kontaktflächen (korrigierbar) • Füllung facial bzw. lingual/palatinal zu flach • Zerviko-approximal etwas unterkonturiert • Füllung etwas unterkonturiert (korrigierbar) 	Oberfläche ist leicht uneben oder rau, kann aber poliert werden
C	<ul style="list-style-type: none"> • Füllung unterkonturiert • Dentin ist exponiert • Gestörte Okklusion • Kontakte fehlen (unkorrigierbar) • Zervikal unterkonturiert (Weichgewebsschäden vermutlich vorhanden) • Füllung überkonturiert (nicht korrigierbar) • Marginale Überschüsse 	Oberfläche ist stark rau (Gruben und Furchen, die durch Modellieren nicht korrigierbar sind)
D	<ul style="list-style-type: none"> • Traumatische Okklusion • Füllung verursacht Schmerzen im Zahn und/oder am umliegenden Gewebe 	Oberfläche frakturiert, Abschlüßungen bei Kunststofffüllungen

Operationalisierung der Kriterien „Anatomische Form“ und „Oberflächenzustand“ nach RYGE (1973) in der Übersetzung von PIEPER (1988)

Nach RYGE (1980) wird die Untersuchung von zwei unabhängig kalibrierten Untersuchern klinisch mit Spiegel und Sonde durchgeführt. In vorgeschalteten Kalibrierungssitzungen werden die Untersucher geschult, eine möglichst hohe Übereinstimmung zu erzielen. Die Beurteilung wird durch dichotome Entscheidungen in ja/nein-Kategorien erleichtert. Die Übereinstimmung muss mindestens 85% betragen. Die USPHS-Kriterien wurden ursprünglich für Zementfüllungen entwickelt und mussten zur Beurteilung aktueller Restaurationsmaterialien mehrfach modifiziert werden (McCOMB 1985, PELKA 1994). Die Modifikationen versuchen, die Handhabung durch Angabe (willkürlicher) metrischer Daten zu verbessern und die Kriterien an die Untersuchung von Adhäsivinlayversorgungen anzupassen (KUNZELMANN 1998).

Die klinische Unterscheidungsgrenze zwischen Alpha und Bravo wurde mit $192 \pm 60 \mu\text{m}$ (TAYLOR et al. 1989) angenommen. Ein Substanzverlust unterhalb dieses Wertes ist also nicht erfassbar. PHILLIPS et al. (1971) kamen mit dieser Methode nach einer einjährigen Abrasionsuntersuchung zu dem Ergebnis, dass die Komposite mit Amalgam vergleichbar sind. DONLY et al. (1999) kam zu dem gleichen Ergebnis in einem Vergleich mit Goldeinlagefüllungen. Andere Untersucher (BINON et al. 1976, PHILLIPS et al. 1972, PHILLIPS et al. 1973, OSBORNE et al. 1973, LEINFELDER et al. 1973, NELSON et al. 1980) kamen mit dieser Methode zu dem Ergebnis,

dass konventionelle selbsthärtende Komposits eine geringere Abrasionfestigkeit als Amalgam aufweisen, vor allem bei längerer Liegedauer. WASSELL et al. (2000) konnte keinen Unterschied im Verschleiß zwischen Komposit-Inlays und konventionellen Kompositfüllungen feststellen. Beide Restaurationsarten entsprachen den Spezifikationen der ADA.

Die unterschiedlichen Ergebnisse sind nach LEINFELDER (1988) eine Folge der begrenzten Unterscheidungsmöglichkeit dieser Methode.

BRYANT et al. (1994) führten eine vergleichende Studie verschiedener Komposittypen mit Amalgam als Referenz durch. Für die klinische Bewertung wurden modifizierte Kriterien basierend auf den *USPHS*-Kriterien (Tabelle 2.1) verwendet.

Nach AMERONGEN & VAN KREULEN (1991) ist bei diesen qualitativen Methoden eine gute Eichung und eine Übereinstimmung bei den verschiedenen Untersuchern sowie auch die Vermeidung von individuellen Beurteilungsunterschieden eines Untersuchers von größter Wichtigkeit. Für Komposite der heutigen Generation ist eine Unterscheidungsmöglichkeit dieser Größenordnung nicht gut genug.

Category	Description	
1	Loss of anatomical form (wear)	
	A	Restauration is continuation of existing anatomical form
	B1	Restauration is NOT continuous with existing form - along less than 50% of the margin
	B2	Restauration is NOT continuous with existing form - along more than 50% of the margin
2	Marginal adaptation	
	A1	No visible evidence of a crevice Sharp probe (explorer) does not catch when drawn across the margin
	A2	No visible evidence of a crevice Less than 50% of the margin is detectable as a crevice with a sharp probe
	A3	No visible evidence of a crevice More than 50% of the margin is detectable as a crevice with a sharp probe
	B1	Crevice - visible (and penetrable) along less than 50% of the margin
	B2	Crevice - visible (and penetrable) along more than 50% of the margin
3	Marginal discoloration	
	A	No discoloration anywhere at the margin
	B	Discoloration present at the margin
	C	Discoloration has penetrated at the margin in a pulpal direction
4	Surface texture	
	A	Smooth surface, essentially free of pits, scratches
	B	Smooth surface except for minor finishing scratches or unpolished fissures
	C	Rough surface due to irregular scratches
	D	Coarse surface (associated with the type of material) essentially free of pits, scratches
	E	Coarse surface with pitting/voids/deep scratches

Tabelle 2.1: **USPHS modifiziert**

2.3.2 Indirekte klinische Methoden

Die geringe Sensitivität hinsichtlich der Verschleißbeurteilung war der Hauptkritikpunkt an den USPHS-Kriterien und führte zur Entwicklung verbesserter Beurteilungsskalen (KUNZELMANN 1998):

1. Methode: Übertragung der *USPHS*-Kriterien von RYGE auf Modelle (BISHOP 1985, MC COMB 1985).
2. Methode: Vergleich zwischen aufeinanderfolgenden Modellen (SANTUCCI et al. 1979)
3. Methode: Vergleich von Modellen, die nach gleicher Verweildauer der Füllungen im Mund gewonnen wurden, untereinander und Einteilung in Abnutzungsgrade ("ranking"-Methode) (GOLDBERG et al. 1984).
4. Methode: Vergleich von Modellen von gefüllten Zähnen mit einer unter Standardbedingungen geeichten Serie von Referenzmodellen aus Superhartgips. Beurteilt wurde die Höhe zwischen okklusaler Kompositfüllung und dem verbliebenen Schmelz (=Kavitätenrand) im Laufe der Zeit mittels eines Mikroskops. Eingeteilt wurde die Abnutzung von "keine Abnutzung" bis "umfassende Abnutzung" in vier Klassen (GOLDBERG et al. 1984).

Basierend auf dieser Methode haben andere Untersucherguppen eine genauere Erhebungsmethode entwickelt. Sie fertigten Silikonabdrücke der zu untersuchenden gefüllten Zähne an, die sie an drei Stellen in bucco-lingualer

Richtung durchschnitten. Die Höhe der Kavitätenwand wurde an den drei Sektionen vermessen und mit Referenzmodellen verglichen. Die sechs Referenzmodelle wurden in 100µm Schritten gefertigt (0µm bis 500µm). (WILDER et al. 1985, LEINFELDER et al. 1986, HEYMANN et al. 1986, STURDEVANT et al. 1986, VANN et al. 1988, KOHLER et al. 2000). Eine Abschätzung im Bereich von 25µm sollte, ausgehend von den Referenzen, bei dieser Methode möglich sein (LEINFELDER et al. 1988).

MOFFA und LUGASSY (1986) verfeinerten diese Methode durch Verwendung einer Standardreferenzserie (ML-Methode). Diese Referenzzylinder wiesen an einem Ende künstliche Abnützungen von 25µm Unterschied zueinander auf. Dadurch ist eine genauere Einteilung des Verschleißes möglich (LEINFELDER et al. 1987b). Dieses Verfahren wurde auch von FREILICH et al. (1992) und Winkler et al. (1996) angewendet.

Wie bei direkten klinischen Erhebungen treten hier, wenn auch in kleinerem Maßstab, die gleichen Probleme der Eichung und Übereinstimmung auf. Mehrere Autoren sind der Meinung, dass die Genauigkeit nicht ausreicht (TAYLOR et al. 1984, TAYLOR et al. 1990, STURDEVANT et al. 1988, CRUMPLER et al. 1989, SLUDER et al. 1989). Außerdem ist mit diesen Verfahren nur der qualitative Verschleiß messbar. Die Lokalisation und die Quantität werden nicht erfasst (EICK 1985, AMERONGEN & VAN KREULEN 1991, KREJCI et al. 1994).

KUNZELMANN et al. (1999) bemängelte das geringe Differenzierungsvermögen unterschiedlicher Verschleißhöhen, beurteilt mit Hilfe der Vivadent-Skala (BRYANT 1990). Aufgrund der fehlenden Übereinstimmung der Auswertung des Volumenverschleißes durch zwei Untersucher stellt er die Validität dieser subjektiven Methode in Frage.

Auch WINKLER et al. (1996) kommt in einer Vergleichsstudie zwischen Abrasionsmessungen mit einem Profilometer und einer subjektiven Erhebung zu dem Ergebnis, dass die Übereinstimmung der subjektiven mit der objektiven Erhebung (Profilometer) für den klinischen Einsatz nicht ausreicht.

Eine einfache Methode der Abrasionmessung wurde von DOGON und VAN LEEUWEN (1983) und von DOGON (1985) beschrieben. Bei *in vivo* Abrasionsstudien von Kompositfüllungen bei Affen wurde sie angewandt. In einen Polymerabdruck wurden in der Vertikalen bewegliche Stifte auf der Okklusalfäche positioniert. Somit konnte die Abnutzung an vorab definierten Punkten bestimmt werden. Der Abstand eines jeden *Pins* zur Okklusalfäche des Nachuntersuchungsmodells wurde ausgemessen.

Der große Vorteil dieser Methode sind die geringen Kosten, die einfache Handhabung und der geringe Zeitaufwand, die für eine Messung benötigt

wird. Nachteilig ist die ungenaue Repositionierung und die geringe Aussagekraft (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

2.3.3 Mechanische Messverfahren

2.3.3.1 Künstliche Referenzen

Profilometrie

MEIER (1977) beschrieb ein Messverfahren bei dem zwischen *OCR* und *CFA* unterschieden wurde. Kupferverstärkte Modelle gefüllter Zähne wurden mit einem modifizierten Oberflächenrauigkeitstester (Extensometer) abgetastet. Der Tastarm wurde horizontal mit einer bekannten Geschwindigkeit verschoben. Die vertikale Auslenkung wurde über einen x-y-Recorder aufgezeichnet. Um eine exakte Positionierung der Modelle zu ermöglichen wurden Referenzen in den Schmelz geschliffen, die eine Ebene parallel zur Okklusalebene bildeten (MEIER 1977, MEIER & LUTZ 1978). Später wurden natürliche Referenzen zur Repositionierung herangezogen (AMEYE 1982, MEIER et al. 1982). Die horizontalen Begrenzungen der Datenerfassung wurden durch zwei bis drei in den Schmelz präparierte Vertiefungen festgelegt. Die Erfassung dieser Gruben erfolgte mit einem Stereomikroskop. Jede Zahnoberfläche wurde zweimal vermessen, für die *OCA* und die *CFA*. Die Überlagerung der Kurven und Messung der vertikalen Unterschiede erbringt die Abrasion. HIRT et al. (1984) verwendeten eine modifizierte Untersuchungsmethode für eine vergleichende

Abrasionsstudie (Amalgam versus Komposit). Hierbei präparierten sie nur einen Start- und einen Endpunkt in den Schmelz, jeweils für eine *OCA*-Strecke und eine *CFA*-Strecke. Auch eine exakte Repositionierung in der Ebene war nicht nötig, da bei einer geringen Abweichung (Kippung) eine parallele Linie abgetastet wurde.

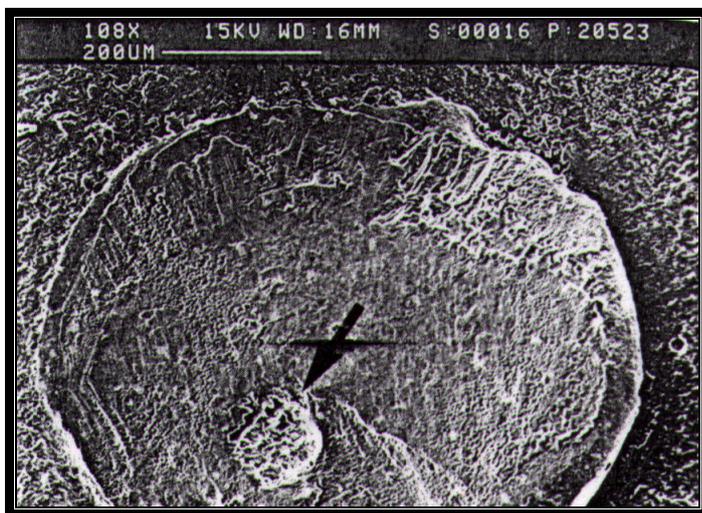
Die umfangreiche Vorbereitung des Schmelzes nur für eine derartige Erhebung stellt ein ethisches Problem dar. Es wurden nur einige wenige Stellen vermessen, benachbarte Bereiche wurden nicht erfasst. Die Festlegung der *OCA* und *CFA* erfolgte willkürlich (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

Andere Untersucher (WASSELL et al. 1991) verwendeten ein Profilometer (Surfometer Typ SF 101) für In-vitro-Zwei-Körper-Abrasionsuntersuchungen.

Koordinatenmessung, Kontakt-Scanning

ROULET (1987) verwendete ein Messverfahren (Abbildung 2.2), bei dem das Modell auf einem Schrittmotor fixiert wurde. Die Abtastung erfolgte mit einem Stift mit $15\mu\text{m}$ (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991) bzw. $50\mu\text{m}$ Radius (KREJCI 1994) und einem Anpressdruck von $1,0\text{p}$. Die z-Koordinate (Höhe) wurde beim Oberflächenkontakt der Abtastnadel aufgezeichnet. x- und y-Koordinate ließen sich über den Schrittmotor berechnen. Im Gegensatz

zu MEIER (1977) wurde bei dieser Maschine das zu vermessende Modell bewegt und nicht der Abtastzirkel. Alle 100µm erfolgte eine Messung. An einem angeschlossenen Computer wurde aus den 3.000 bis 5.000 Messpunkten ein Modell erstellt. Die maximale Messfläche betrug 10mm x 10mm (10.000 Messpunkte). An den Zähnen waren zur Repositionierung an den bukkalen und lingualen Flächen *Brackets* aus der Kieferorthopädie mit Referenzpunkten angebracht worden (Abbildung 2.1).



Der Pfeil gibt die Lage des Referenzpunktes an.

Abbildung 2.1: **Roulet** 1987

Die Repositionierung im Scanner erfolgte unter Kontrolle eines Mikroskops. Die Feinabstimmung erfolgte mit der Abtastnadel und dem Schrittmotor. Diese Methode der Repositionierung gewährleistet die genaue Auffindung eines jeden Messpunktes auf den Modellen. Dadurch ist die vertikale Veränderung sehr exakt zu bestimmen. Zur Absicherung wurde mittels der Referenzpunkte eine Referenzebene gebildet. Kleine Fehler in der z-Richtung, z.B. durch Rotation der Modelle, konnten somit minimiert werden. Die Software gab den Ort und die Höhe der maximalen Abnutzung an.

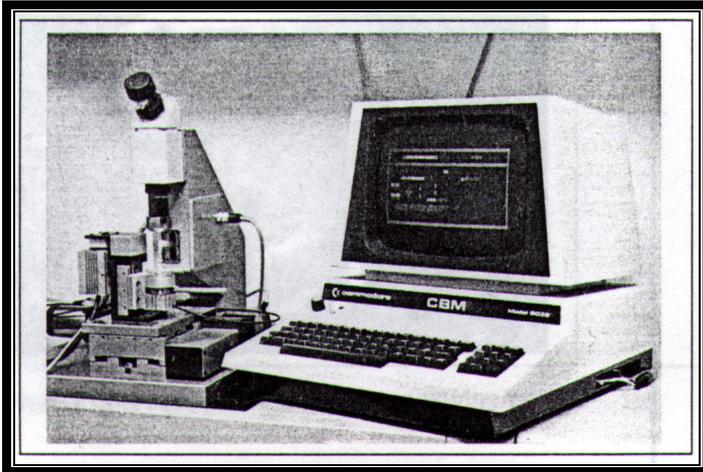


Abbildung 2.2: **Roulet** 1987

Der Nachteil dieser Methode ist die notwendigerweise lange Verweildauer der *Brackets* im Mund, mit dem entsprechenden Risiko für die Zahnhartsubstanz und die parodontalen Verhältnisse. Hinzu kommen noch die ästhetischen Probleme im anterioren Seitenzahnggebiet. Die Untersuchung erfordert einen erheblichen technischen Aufwand, so dass keine größeren Zahlen an Zähnen vermessen werden können (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

Die Hauptursachen für Messprobleme waren laut KREJCI (1994) der große Radius, der relativ hohe Anpressdruck und die nicht absolut spielfreie Aufhängung der Tastnadel.

Unter Leitung der Firma Johnson & Johnson (POTTS et al. 1976 und SANTUCCI & RACZ 1982) wurden Modelle unter einem Drei-Achsen-Mikrometer vermessen, ähnlich dem Verfahren, dass ROULET (1987) angewandt hat. Kleine Abweichungen bei der Repositionierung wurden über

eine Software korrigiert. Die Technik der Positionierung war nicht beschrieben (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

Einige Untersucher nutzten die Technik der Profilometrie für *in vitro* Studien, um Aussagen über die Materialeigenschaften einzelner Komposite treffen zu können (SÖDERHOLM et al. 1992), zum Teil auch in Kombination mit der SEM-Technik (MATSUMURA & LEINFELDER 1993, 1994).

Dreikoordinatenmeßsystem

KREJCI (1994) beschrieb eine Neuentwicklung (Abbildung 2.3 & 2.4) basierend auf den Erfahrungen mit dem Meßsystem, das ROULET (1987) für die Abrasionsmessungen verwendet hat. Die zu untersuchenden Zähne wurden in Spezialprobenträgern (je sechs Stück) auf einem Arbeitstisch fixiert. Der Tisch konnte mittels Schrittmotoren in x-, y- und z-Richtung verfahren werden. Die Positionierung erfolgte in den Präzisionsprobenträgern unter optischer Kontrolle bei 30-facher Vergrößerung mit einem Spezialmikroskop. Durch die bewegliche Gestaltung des Probentisches und die starre Verankerung der Abtastnadel konnte ein großer Messbereich erreicht werden: in x- y- Richtung 100.000µm, in z- Richtung 30.000µm. Der Messpunkt Abstand betrug 100µm bis 10µm und konnte dynamisch eingestellt werden. Die Abtastnadel wies eine diamantierte Spitze auf und hatte einen Radius von 20µm. Gelagert war sie in speziellen Lagern, um eine absolut

spielfreie Verankerung sicherzustellen. Zur Auswertung standen Mess-, Überlagerungs- und Darstellungs-Software zur Verfügung. Die Überlagerung von baseline und Nachuntersuchungsmodell (Zahn) erfolgte anhand dreier Referenzpunkte, ein vierter Referenzpunkt diente zur Kontrolle der Messgenauigkeit.

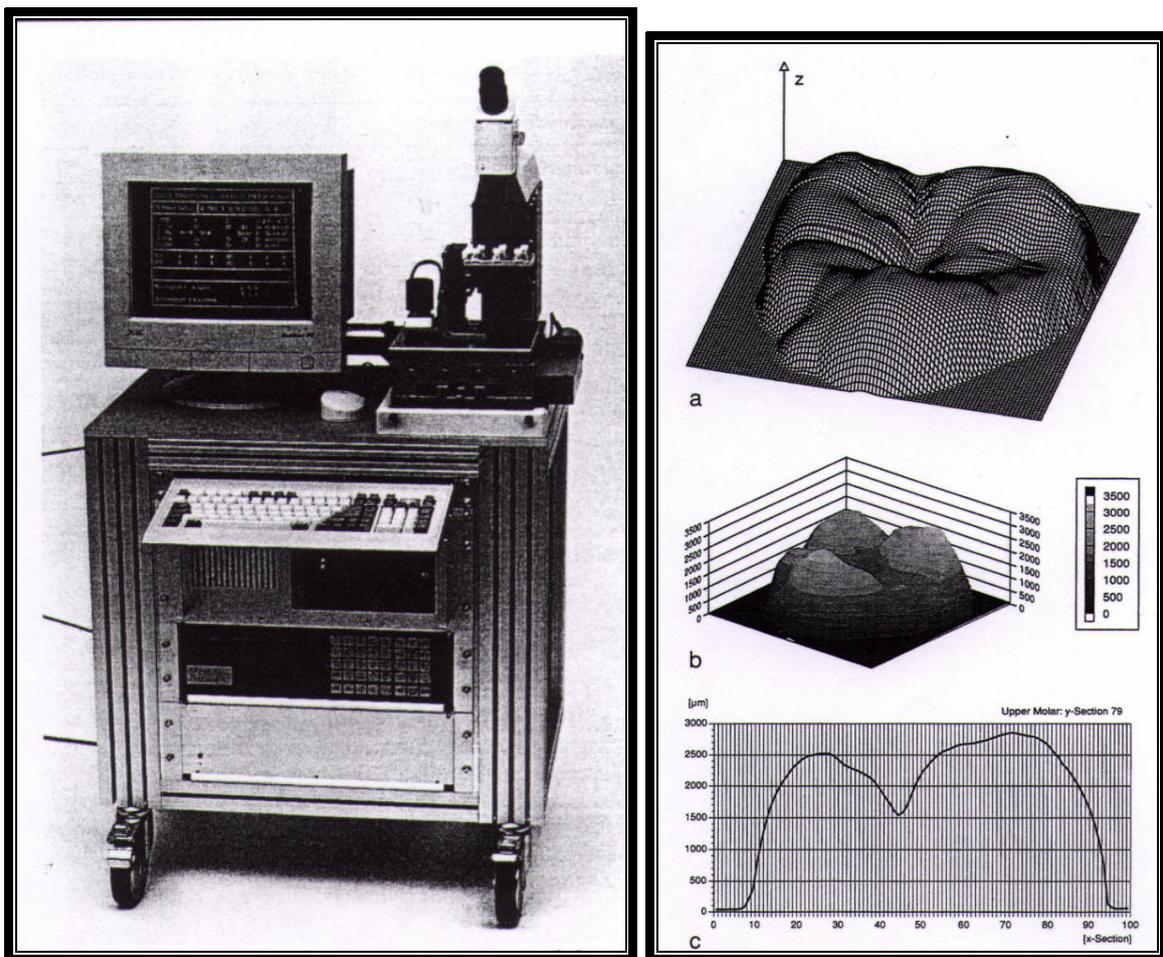
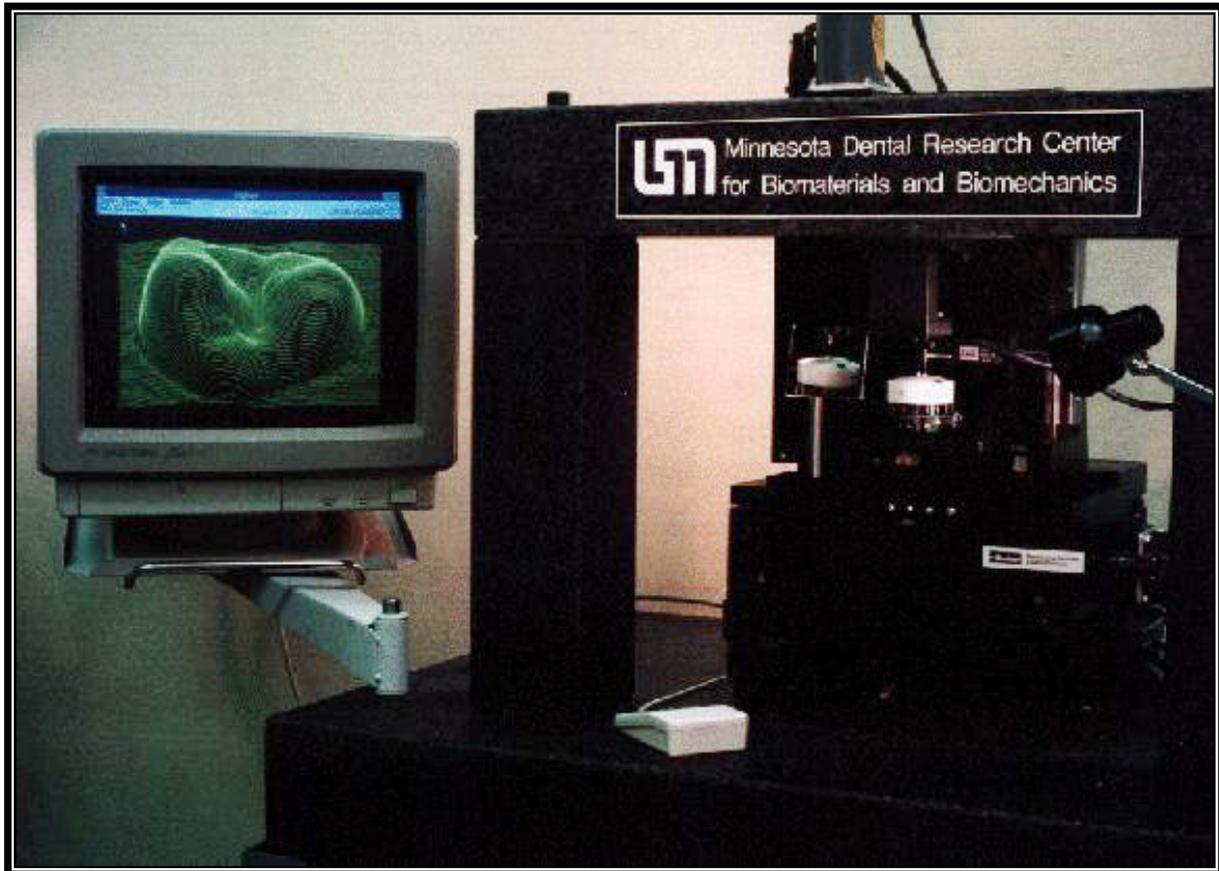


Abbildung 2.3 & 2.4: Dreikoordinatenmeßsystem (KREJCI, 1994)

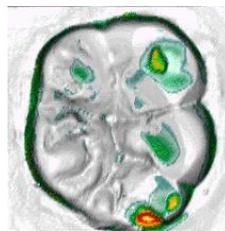
Folgende Angaben wurden zu diesem System gemacht:

Messauflösung in z- Richtung:	1 µm
Reproduzierbarkeit:	1 µm
Max. Winkel an Steilhängen, der noch abgetastet werden kann:	59°
Methodenfehler:	< 1 µm

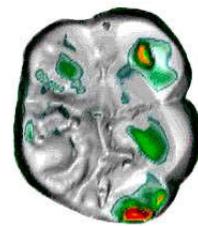
Das MDRCBB (*Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics, University of Minnesota, USA*) verwendete für Abrasionsmessungen ein Abtastsystem, den *MTS-Profiler* (Abbildung 2.5).



Baseline



nach 8 Jahren



nach 11 Jahren

Die gelben und roten Bereiche zeigen die höchste Abrasion an.

Abbildung 2.5: **MTS-Profiler, MDRCBB**

Die x-, y- und z- Koordinaten wurden aufgezeichnet. Die Abtastnadel wurde für Datenaufzeichnungen mit einer Genauigkeit von $\pm 0,5\mu\text{m}$ ausgelegt. Über eine Software (*AnSur*©) wurden die Daten verrechnet und der Verschleiß (Höhe, Gebiet und Volumen) bestimmt. (*MDRCBB Home Page*: <http://web.dent.umn.edu/>)

2.3.3.2 Natürliche Referenzen

Profilometrie

Mehrere Untersuchungen befassen sich mit Oberflächenvermessungen mittels eines Extensometers. Die vertikalen Werte werden von einem Tastzirkel erfasst. Die horizontale Beweglichkeit wird über Schrittmotoren erreicht. (DE LONG & DOUGLAS 1983a; DE LONG et al. 1985a, 1985b, 1985c; PINTADO et al. 1988; CONRY et al. 1990; LEINFELDER & SMALL 1998). Der Anpressdruck des Tasters wird von einer Servohydraulik kontrolliert (DE LONG & DOUGLAS 1983 b). Mit diesem Verfahren werden Oberflächenprofile von Epoxymodellen vermessen. Die gewonnenen Daten werden interaktiv zu einer 3D-Oberflächengraphik, einer Gittergraphik („wire frame“), verarbeitet. Die zwei Konturmodelle werden auf Passgenauigkeit (*exactness of fit*) getestet. Dies erfolgt durch Gleichsetzen unverwechselbarer Konturbereiche mittels Extrapolation. Zur Kontrolle wurden die beiden Konturmodelle am Bildschirm übereinanderprojiziert.

Abrasionsareale können so leicht bestimmt und mit dem Cursor gekennzeichnet werden. Interaktiv ist eine Berechnung der Volumenänderung problemlos möglich (PINTADO et al. 1988). Referenzpunkte am In-vivo-Objekt (Zahn) sind bei dieser Methode nicht notwendig. MC DOWELL et al. (1988) verwendeten beim "Michigan computer-graphic measuring system" das gleiche Prinzip. Der Unterschied besteht vor allem darin, dass sie den Abtaster horizontal verfahrbar konstruierten. Messungen erfolgten alle $10\mu\text{m}$, so dass eine "Pixel"-Fläche entstand.

ZUCCOTTI et al. (1991) verwendete für die Datenerfassung der Okklusalfächen von Primaten einen elektromagnetischen Abtaster (3Draw Pro; Polhemus Corp.), der 70 Messpunkte pro Minute erfasste.

Dieses Verfahren ist nicht einsetzbar für kleinere Menschenaffen Zähne, weil die Auflösung nur $0,13\text{mm}$ beträgt. Auch der MicroScribe-3D (Immersion Corp.) unterliegt mit einer beschriebenen Genauigkeit von $0,38\text{mm}$ einer ähnlichen Einschränkung (NHM 2000; national history museum [UK]).

Die Verfahren der Profilometrie mit natürlichen Referenzpunkten haben mehrere Vorteile. Der Schmelz wird nicht verletzt, ein Anbringen von Referenzprackets ist nicht erforderlich, es erfolgt keine Beschränkung auf bestimmte Oberflächenareale - die Abrasionsbereiche werden erst nachher festgelegt. Die Art der Datenerfassung birgt aber auch Fehlermöglichkeiten.

Die Form des Tasters (Durchmesser und Rundung der Spitze) führt zu fehlerhaften Messungen in steilen Arealen, weil der Taster nicht mit der Spitze, sondern seitlich davon, auf dem Modell aufsitzt. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991).

SHINKAI et al. (1997) verwendeten ein Profilometer für In-vitro-Abrasionsuntersuchungen.

Basierend auf dem In-vitro-Testverfahren von LEINFELDER (1991) verwendeten KAWAI & LEINFELDER (1995) die Profilometrie und das REM für die Verschleißanalyse in *OCA*s. Die Abtastnadel wies dabei einen Durchmesser von 2,5µm auf, und alle 10µm wurde eine Messung durchgeführt. Die Genauigkeit wurde mit 0,2µm angegeben. Die REM-Untersuchungen dienen nur der Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit, nicht der Abrasionsmessung .

2.3.4 Berührungsfreie Messverfahren / Volumetrie

Elektronenmikroskopische Messungen

Aufnahmen mit Elektronenmikroskopen (SEM) wurden hauptsächlich zur Untersuchung von Materialoberflächen verwendet (HOWELL et BOYDE 1984). ABELL et al. (1981,1983), PILLAR et al. (1984) und MAROLF et al. (1984) verwendeten diese Technik zur Bestimmung des Verschleißes. Mit der SEM-Technik wurde die Oberfläche einer alten Kompositfüllung

untersucht. Anhand eines Makrofüllkörpers ($\varnothing 50\mu\text{m}$), der als Folge der Abrasion aus seiner umgebenden Matrix herausragte, wurde der Verschleiß errechnet. Die errechnete Abnutzung ist auf diesen lokalen Bereich begrenzt. Bei einer erwarteten Abrasion von ein paar Zehntel Mikrometer pro Tag sollten Messungen des selben Partikels in gleicher optischer Achse in kurzen Zeitintervallen von wenigen Wochen stattfinden (ABELL et al. 1981).

Dieses Verfahren ist für größere Untersuchungen unpraktisch und für Komposite mit kleineren Füllkörpern schwierig anzuwenden. Die Abrasion des Füllkörpers selbst wird nicht berücksichtigt (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991).

Diese Technik, kombiniert mit der Stereophotogrammetrie, ermöglicht eine kartographische Erfassung einer Zahnoberfläche. Zwei Methoden sind zu unterscheiden. Die Shift-only-Methode (reine Translation des Objektisches), wie sie RUSS et al. (1986) zur Abrasionsmessung von seitlichen Wurzeloberflächen nach Politur eingesetzt haben, und die Tilt-only-Methode (ROBERTS & SÖDERHOLM 1989) bei der der Objektträger eine rein rotierende Bewegung ausführt. Zur Herstellung der SEM-Stereophotos wird das gleiche Prinzip wie bei "normalen" Stereopaaren mittels eines Stereoplotters angewandt. Als Referenzpunkte werden kleine Schmelzrinnen etc. ausgewählt. Eine Abrasion der Referenzpunkte wird ausgeschlossen. Durch Berechnung von nummerierten Punkten können Konturlinien mit

einem Abstand von 2,5µm geschaffen werden. Folgende Probleme der SEM-Photogrammetrie können auftreten (ROBERTS & SÖDERHOLM 1989): Die Technik ist zeitaufwendig und schwierig in der Anwendung. Aufgrund der Vergrößerung und der notwendigen Überlappung der Photos sind zahlreiche Belichtungen für eine okklusale Zahnoberfläche (ca. 1cm²) anzufertigen. Eine Winkelabweichung bei der Tilt-only-Methode vergrößert den Fehler im Ergebnis. Bei der Shift-only-Methode führt eine geringe Abweichung von der Parallelität zu einer Verzerrung.

HARRISON et al. (1984) und GLENTWORTH et al. (1984) verwendeten für ihre SEM-Untersuchungen ein ¹⁴⁷Pm β-Partikel-Gerät, bei dem der Elektronenstrahl nicht über Scanspulen gelenkt wird, sondern einen festen Ort im Raum einnimmt. Ein preisgünstiges elektromagnetisches Lensensystem konnte daher verwendet werden. Verfahren wird der Objektträger. Die Elektronen werden beim Auftreffen auf die Oberfläche des Objektes reflektiert. Es entsteht ein Oberflächenprofil. Diese Methode wurde bisher für In-vivo-Abrasionmessungen nicht erwähnt (HARRISON et al. 1984). Die Genauigkeit der Aufnahme ist abhängig von der Oberflächenbeschaffenheit. Flache, glatte Oberflächen sind genauer zu erfassen als raue und tiefe (GLENTWORTH et al. 1984). Als Elektronenquelle wurde statt eines Wolframdrahtes eine ¹⁴⁷Pm-Quelle eingesetzt. Wahrscheinlich deswegen,

weil dieses eine Quelle mit gleichförmiger Energie liefert. Dies erniedrigt den Rauschpegel bei der Messung. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991)

MOORES et al. (1983) verwendeten für ihre Kompositverschleißanalyse eine ^{90}Sr - β -Partikel-Quelle.

Durch die hochenergetische Elektronenemission entsteht sehr viel Lärm. Die Umwandlung der digitalen elektromagnetischen Daten in analoge Daten erfordert einen hohen mathematischen Aufwand (D/A-Wandler). Über Referenzpunkte wurden keine Angaben gemacht. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991).

HIRT et al. (1984) verglich den Verschleiß von Kompositen mit Amalgam (Klasse II-Füllungen) an Replikamodellen mit einem modifizierten Oberflächenrauigkeitstest (SEM-Photograph). Nach sechs Monaten stellte er einen doppelt so hohen Verschleiß der Komposite gegenüber Amalgam fest.

SATOU et al. (1992) und Williams et al. (1993) nutzten die Technik der SEM-Stereophotogrammetrie für ihre Kompositabrasionsstudien.

Einen ganz anderen Ansatz bei der In-vivo-Verschleißbestimmung beschritten OKAMATO et al. (1993). In Au-Pd-Kronen wurden im *OCA*-Bereich in Kavitäten von 2mm Durchmesser die zu untersuchenden Komposite eingebracht. Die Auswertung erfolgte monatlich mit Hilfe des SEM. Im Unterschied zu den vorangegangenen Untersuchungsmethoden

wurden in diesem Fall keine Replika in der Maschine justiert, sondern die Kronen selbst. So war ein direkter Vergleich zwischen den verschiedenen Kompositen möglich. Die exakte Repositionierung dürfte bei dieser Methode auch kein Problem darstellen.

Abschnittsmessung

BODGIN & NATHANSON (1982) fertigten Profilschnitte von Modellen an um den Verschleiß zu bestimmen. Ein Abdruck vom *baseline*-Modell diente als Repositionierungs-„jig“ (Referenz) für die Nachuntersuchungsmodelle. Somit konnten sie in einer sogenannten „Isomet thin section maschine“ an den gleichen Positionen bukkio-linguale Schnitte anfertigen. Mit 100-facher Vergrößerung wurden die Profilschnitte ausgewertet. Der Verschleiß konnte direkt abgelesen werden.

Das Problem dieser Methode ist die Repositionierung anhand eines Abdruckes. Veränderungen durch Verschmutzung oder Verwindungen in Modell oder Abdruck können die exakte Lagefindung verhindern. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991)

Volumetrische Erhebung von Abdrücken

Bei dieser Methode von HANDELMAN et al.(1978) wurde vor und nach der Präparation des Zahnes zur Aufnahme einer Füllung ein Abdruck genommen

und ein Epoxidharzmodell angefertigt. Von dem Pre-Präparations-Modell des gefüllten Zahnes wurde ein Abdruck genommen. In dieses Negativ wurde ein dünnfließendes Abformmaterial eingebracht und das Post-Präparations-Modell hineingesetzt. Die Masse (Masse1) des im Zwischenraum verbliebenen Materials wurde bestimmt, ihr Volumen entsprach dem Füllungsvolumen. Mit Abdrücken von Modellen, die zu einem späteren Zeitpunkt gewonnen wurden, wurde ebenso verfahren (Masse2). Über den Gewichtsunterschied zwischen den im Spalt verbliebenen Materialien ließ sich der Volumenverlust und damit auch die durchschnittliche Abrasion bestimmen (Masse1 - Masse2). Die Technik wurde von DENNISON et al. (1980) und von VAN GROENINGEN & ARENDS (1981) verfeinert. URQUIOLA & CHARBENEAU (1981) modifizierten die Vorgehensweise durch Verwendung von Quecksilber. HENDRIKS (1985) und VRIJHOEF et al. (1985) setzten diese Technik für In-vivo-Untersuchungen ein.

Diese Technik ist preiswert und schnell durchzuführen. Sie unterscheidet aber nicht zwischen OCR und *CFA*. Die geringe Masse des Abdruckmaterials bedarf genauerster Messungen und führt zu erheblichen Schwankungen. Das Zurücksetzen der Duplikate birgt eine hohe Fehlerquote, vor allem bei Schmelzabrasionen und bei Verunreinigungen (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

2.3.5 Optische Messverfahren

Messung der Höhe der freiliegenden Kavitätenwand

Ein anderer Weg, den Verschleiß von Seitenzahnkompositfüllungen zu bestimmen, wurde über die Messung der Höhe der freiliegenden Kavitätenwand mit Hilfe eines Stereomikroskops an Superhartgipsmodellen versucht (JØRGENSON et al. 1979, HØRSTED & BORUP 1984, JØRGENSON & ASMUSSEN 1978). Der zu vermessende Kavitätenrand wurde senkrecht zur optischen Achse ausgerichtet, bzw. tangential dazu (KNUDSEN & JØRGENSON 1983). KAWAI & TSUCHITANI (1994) bestimmten die Höhe des freiliegenden Zahnschmelzes anhand von Replikas mit einem tragbaren Mikroskop.

Rückschlüsse auf den gesamten Verschleiß anhand einiger weniger Messpunkte am Füllungsrand erscheinen problematisch. Eine quantifizierte Auswertung war auch hier nicht möglich (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991).

Laser - Interferometrie

Beim Zusammentreffen zweier unterschiedlicher Lichtstrahlen, erzeugt von der gleichen Laserquelle, kann ein Störungsmuster, vergleichbar mit den Mustern bei den Interferenzttests von YOUNG (1807) und FRESNEL (1823), entstehen. Besitzen die verschiedenen Lichtstrahlen unterschiedliche Frequenzen (normale Lichtquellen) entstehen keine klaren Störungsmuster.

Eine Zwei-Quellen-Laser-(Kontur)-Technik wurde von ATKINSON et al. (1982), ATKINSON et al. (1979) und WILLIAMS et al. (1983) angewendet:

Das Licht eines Lasers wird durch ein Prisma in zwei Lichtstrahlen gespalten, die in 50 bis 100 cm Entfernung vom Prisma entfernt wieder aufeinandertreffen. Das zu vermessende Objekt muss in der Störungszone im Lichtstrahl platziert werden. Die Kamera, die die Störungsmuster auf dem Objekt aufzeichnet, steht mit ihrer optischen Achse senkrecht auf der Objektoberfläche. Zahnmodelle, mittels eines *jigs* in dem Messapparat positioniert, wurden vermessen und die Abrasion in Volumeneinheiten angegeben. Der Abstand zwischen den Konturlinien beträgt 100 bis 200 μm . Die Repositionierung über den *jig* kann Probleme machen (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991).

Moiré Topographie

Moiré-Randtechnik

Über das zu vermessende Objekt wird ein Gitter mit parallelen Stäben positioniert. Die Schlitze sind so ausgelegt, dass keine lichtbrechenden Phänomene dahinter auftreten. Eine Lichtquelle (am besten paralleler Lichtstrahl) und ein Photo werden im gleichem Abstand zum Gitter angebracht, so dass sich beide auf der objektabgewandten Seite des Gitters befinden. Die Schatten des Gitters ergeben auf dem Objekt Konturlinien. Die Streifen spiegeln nur die genauen Konturlinien wieder, wenn der Abstand der Lichtquelle und des Beobachtungspunktes vom Gitter gleich weit ist (BOONE 1987). Die Abweichung von der parallelen (Gitter-)Form zu Konturlinien ergibt photographisch messbare Oberflächenstrukturen. (MEADOWS et al. 1970, TAKASAKI 1970, KARARA 1979, WINDISCHBAUER 1982, LANE 1983, OZAKI et al. 1987).

MEINT et al. (1983 u. 1984) benutzte diese Technik für In-vivo-Abrasionmessungen an Seitenzähnen, die mit Kompositfüllungen der Klasse I/II versorgt worden sind. Vermessen wurden Modelle, die mit Hilfe von Positionierungs-*jigs* vor dem Belichtungsapparat aufgebaut wurden. Vermessen wurden Modelle eines Zahnes, die nach unterschiedlicher Verweildauer der Kompositfüllung im Mund gewonnen worden waren. Unverwechselbare Konturlinien weisen auf Areale hin, die keiner Abrasion

ausgesetzt sind. Interaktiv werden von den Konturlinien Oberflächenprofile erstellt. Bei exakter interaktiver Positionierung der aufeinanderfolgenden Profillinien kann die Abrasion bestimmt werden. MEINT et al. (1984) verwendete zwei Lichtquellen, die in einem 90°-Winkel zueinander stehen, damit die Anzahl der Schatten reduziert und Spiegelungen am Gitter vermieden werden. Die Kamera ist vertikal über dem Gitter zwischen den Lichtquellen positioniert.

Auch hier stellt die notwendige exakte Positionierung mittels eines *jig* eine mögliche Fehlerquelle dar (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991).

Die Moiré-Projektion von zwei Seiten (Laser-Prisma-Spiegel-Gitter (Moiré)-Objekt) wurde von JONGSMA et al. (1983 und 1985) eingesetzt:

Das Interferenzmuster besteht aus zwei Phasen, der *In* -Phase (Licht) und der *Out of* -Phase (kein Licht). Dadurch entsteht eine Linienstruktur. Die Gitterstäbchen müssen äußerst grazil gestaltet sein. Die Aufzeichnungen erfolgten mit Photos.

LANG et al. (1994) konnte die Methode der (rechnergestützten) Schatten-Moiré-Technik in einem *in vitro* Test validieren.

Photogrammetrie

GRUNAR et al. (1967) übernahm dieses System aus der Kartographie. Angelehnt an das Prinzip des menschlichen Sehens wurden zwei Photos eines Objektes aus unterschiedlichen Blickwinkeln gewonnen, wobei der Winkel bekannt sein muss. Der Abstand zwischen Kamera und Objekt muss aus beiden Blickrichtungen bekannt und gleich groß sein. In einem modifizierten Stereobetrachter kann ein dreidimensionales Bild kreiert werden. Es können Entfernungen gemessen und Karten mit Konturlinien erstellt werden. (BERGSTRÖM 1981, STRAKA et al. 1981, OGLE et ORTMANN 1985)

Für *in vivo* Verschleißanalysen wurde von EICK et al. (1973), EICK (1985) das *Buffalo*-System eingesetzt. Es bestand aus zwei Kameras, Spiegeln und einem individuellen Biss. Alles war an einem Gerüst befestigt. Über ein Loch im Bissregistrator konnte ein Stereobild aufgenommen werden. Am Rand des Loches waren Referenzpunkte angebracht.

Der Vorteil des Systems liegt darin, dass die Daten *in vivo* erfasst werden und somit Fehler durch Abdrucknahme und Modellherstellung ausbleiben. Voraussetzung für eine genaue Messung ist aber die exakte Fixierung des Bisses an dem Rahmen. Fehler können auftreten durch Verformung des Registrates oder Änderungen in der Dimension der Zahnreihe. Die Auswertung ist schwierig. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991)

CHADWICK et al. (1991) kombinierte die Photogrammetrie mit modifizierten *USPHS*-Kriterien.

Optische Koordinatenmessmaschine

METTLER et al. (1978) verwendete eine optische Koordinatenmessmaschine ähnlich der eines Stereomikroskops. Der in der Vertikalen zu messende Punkt wurde durch Bewegen der Objektive mit einem Fadenkreuz angepeilt bis sich beide Kreuze überlagern. Als Referenzpunkte für die Fixierung unter dem Mikroskop wurden die Höckerspitzen herangezogen. Der bukkale Höcker des zu vermessenden Zahnes und zwei bukkale Höckerspitzen auf der contralateralen Seite des Zahnbogens bestimmten die Referenzebene. Die Abrasion der Referenzhöckerspitzen wurde über die Messung des Abstandes des lingualen Höckers des zu untersuchenden Zahnes zur Referenzebene ausgeglichen. Auf die Okklusalfäche wurde ein Koordinatennetz projiziert, wobei die x-Achse durch den Referenzpunkt des Zahnes und einen Referenzpunkt auf der contralateralen Seite verläuft. Die x-y-Werte eines Punktes auf der Kaufläche konnten errechnet und der dazu entsprechende z-Wert an der Maschine abgelesen werden.

Wenn eine genaue Repositionierung der Referenzpunkte trotz des in mehreren Freiheitsgraden justierbaren Arbeitstisches nicht möglich war, wurden die Referenzpunkte von *baseline*- und Nachuntersuchungs-Modell

mit einem Matrix-Verfahren (Transponation) verglichen. Die x-y-Werte der Messpunkte konnten dadurch mit der gleichen Matrix errechnet und die Messmaschine entsprechend geeicht werden. Die z-Werte gewann man mit der Messmaschine und verglich sie mit den ursprünglichen z-Werten mittels des geänderten Matrix-Verfahrens.

Das Hauptproblem liegt in der Definition der Referenzebene und darin die höchsten Punkte der Höckerspitzen zu finden. Dies kann zu Ungenauigkeiten in horizontaler und vertikaler Richtung führen. Auch Änderungen in der Translation und Rotation sind möglich. In diesem Fall ist auch die Kontrolle über die linguale Höckerspitze nicht sehr hilfreich. Eine Verschiebung der Zähne kann die Referenz erheblich stören. Es handelt sich bei diesem Verfahren um eine sehr aufwendige Methode, vor allem wenn viele Zähne vermessen werden sollen. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991)

Mikroskop - Messungen

LAMBRECHTS (1983) und LAMBRECHTS & VANHERLE (1984) führten Abrasionsmessungen mittels eines optischen Mikroskops durch. Vier in den Schmelz präparierte Referenzvertiefungen (außerhalb der *OCA*) dienten der genauen Positionierung unter dem Mikroskop. Die durch diese Punkte festgelegte Ebene von der *Baseline* und dem Endmodell werden interaktiv überlagert. Durch die geringe Tiefenschärfe (1–2 μ m) läuft das Objekt bei

Vorliegen von Abrasion aus dem Fokus des Mikroskops. Der Wechsel in der z-Achse bringt das Objekt in den Fokus zurück und entspricht der Abrasion.

Die Justierung des Nachuntersuchungsmodells erfolgte über einen Silikon-*jig*, der vom *baseline*-Modell angefertigt worden war. Auf dem *baseline*-Modell wurden die vier Referenzpunkte und je ein *OCA*- und *CFA*-Punkt mit ihren x-, y-, z- Werten bestimmt und in den Computer eingegeben. Die Koordinaten der Referenzpunkte des Nachsorgemodells wurden ebenfalls erfasst. Abweichungen in den Referenzebenen zwischen diesem Modell und dem *baseline*-Modell wurden durch eine mathematische Matrix-Rechnung auf dem Computer ausgeglichen. Mit dem gleichen Verfahren wurden im Anschluss die Koordinaten der Messpunkte bestimmt und der Verschleiß errechnet.

REED (1997) erfasste Daten mit einem Reflex-Mikroskop (Reflex Measurement Ltd.). Aber dieses Verfahren ist ein unpraktikables Werkzeug für die Analyse einer Zahnoberfläche, weil jeder Punkt einer Vermessung identifiziert werden muss. Dies ist extrem zeitaufwendig und ermüdend, wenn Hunderte oder sogar Hunderttausende von Punkten für die Charakterisierung einer Zahnoberfläche benötigt werden (NHM 2000).

JERNVALL & SELÄNNE (1999) setzen für die Abtastung von Zahnoberflächen ein confocales Mikroskop ein (Axiovert 135M mit BioRad MRC-1024 confocal system, Fa. Zeiss). Die meisten analytischen Methoden

verlassen sich auf Messungen ausgehend von unterscheidbaren Landmarken (natürliche Referenzen) und die Messungen sind abhängig von den Thesen, den technischen Möglichkeiten und den Vorgaben des Untersuchers. Eine neue Methode der Analyse von Daten der Zahnoberflächen ist die Verarbeitung analog zu geographischen Daten (REED 1997; ZUCCOTTI 1998; JERNVALL & SELÄNNE 1999). Eingesetzt wurde das GIS (geographic information system; Abbildung 2.6). Der maximal vermessbare Höhenbereich wurde mit 1mm angegeben, und ist damit kleiner als mancher Menschen(affen)zahn (NHM 2000; national history museum).

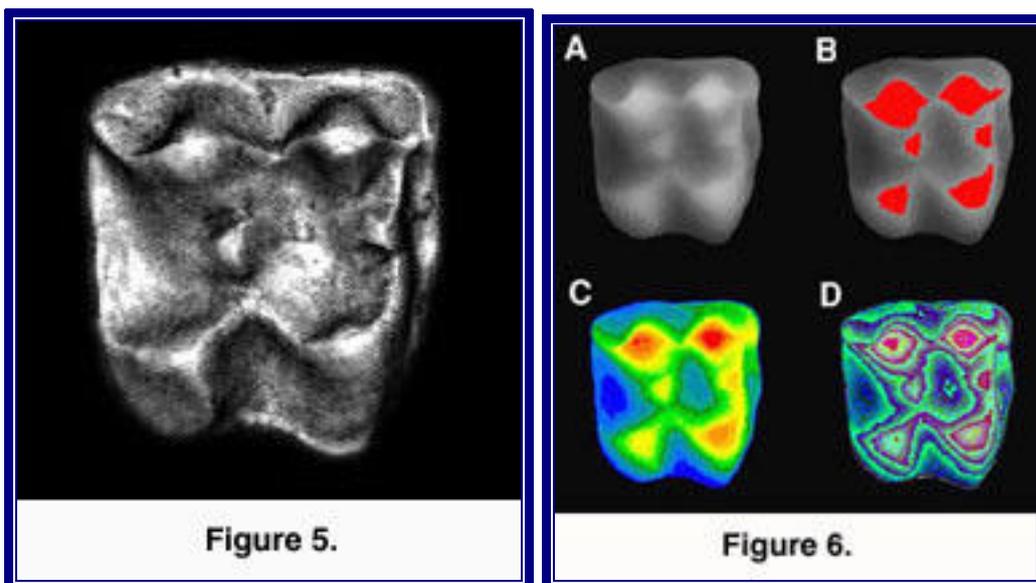


Abbildung 2.6: von JERNVALL & SELÄNNE 1999

ETMAN et al. (2002) verwendete für Abrasionsuntersuchungen ebenfalls die confocale Mikroskopie (Microfocus Measurement System; UBM Messtechnik). Verarbeitet wurden die Bilder mit der Software *3D Scan-Surf* (3DD Corp., USA).

Ein ethisches Problem stellt auch hier das Präparieren gesunden Schmelzes für die Referenzpunkte dar. Eine exakte Positionierung ist kompliziert, aber möglich. Die Brennpunktsuche ist schwierig, weil das Auge kleine Abweichungen toleriert. Die Messung ist äußerst aufwendig. (AMERONGEN & VAN KREULEN 1991)

Laserscanner

DE LONG et al. (1989a, 1989b) verwendete für Abrasionsuntersuchungen eine Laserscannermethode. Der Laserstrahl mit einem ungefähren Durchmesser von $7\mu\text{m}$ wird dabei über ein Modell des zu vermessenden Zahnes, ähnlich der Messung mit einem Abtaster, verfahren. Die Aufnahme der Oberfläche wird in einen Computer eingespeist, der aus den Daten ein Gittermodell erstellt. Wahrscheinlich wurde bei der Messung die *flight of time* -Technik angewendet. Dabei wurde die Höhe über die Zeit, die der ausgesandte Laserstrahl bis zum Auftreffen auf die Kamera benötigt, errechnet. Phasendifferenzen zwischen ausgestrahltem und vom Objekt reflektiertem Laserstrahl ermöglichten die Anwendung der interferometrischen Prinzipien zur Messung ähnlich der Längenmessung mit einem Michelson-Interferometer (WILLER & STEINBICHLER 1988).

Das NHM (2000) nahm Messungen an Menschenaffenähnen zur Verschleißbestimmung mit einem Laser-Scanner (Surveyor 500 with RPS

450 Laser; Laser design Inc.; Abbildung 2.7) vor. Gleichzeitig wurde diese Methode mit der Reflex-Mikroskopie (REED 1997) und einem Profilometer (ZUCCOTTI 1998) verglichen. Die Auswertung der referenzpunktfrei gewonnenen Messdaten erfolgte mit dem Standardalgorithmus des GIS (geographical information system; Abbildung 2.8).



Abbildung 2.7: NHM 2000

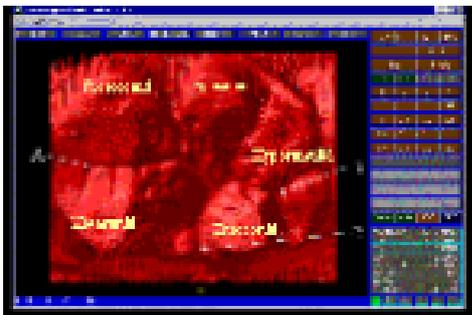


Figure 3.

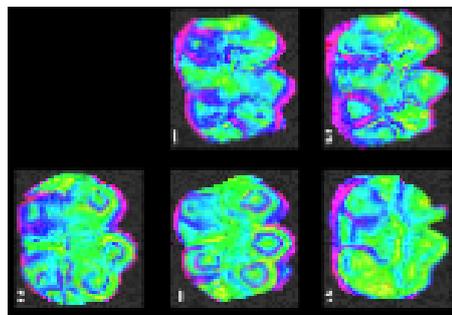


Figure 4.

Abbildung 2.8: NHM 2000

LU (2000) setzte einen 3D Laserscanner für eine In-vitro-Vergleichsstudie verschiedener Komposite ein.

Mehl (1992, 1997, 1998), Mehl et al. (1996), Teuffel et al. (1995) und Kunzelmann (1998) beschrieben einen Lichtschnittsensor. Die Messungen erfolgten referenzpunktfrei mittels Lasertriangulation. Eine genauere Beschreibung und Photos des Meßsystems finden sich in Kapitel 3.

Ein Vorteil bei dieser Art der Messung gegenüber einer mechanischen Abtastung mit einer Abtastnadel liegt in der wesentlich geringeren Größe des Messinstrumentes. Damit sollte auch die Erfassung von stark zerklüfteten Oberflächen möglich sein. Nachteilig sind die hohen Kosten einer solchen Messanlage (KREULEN & VAN AMERONGEN 1991)

Aufgrund der detaillierten Verschleißanalyse über die gesamte Oberfläche eines restaurierten Zahnes hinweg, sowie der hohen Präzision und Reproduzierbarkeit, sollte für zukünftige Verschleißmessungen die 3D-Vermessung den subjektiven Skalen auf der Grundlage der Leinfelder-Skala vorgezogen werden (KUNZELMANN et al. 1999).

2.4 Übersicht über quantitative Verschleißverfahren für zahnärztliche Restaurationen

Zur Vervollständigung der Literaturübersicht wird auf den folgenden Seiten eine Übersicht über die Veröffentlichungen zu den eingesetzten Verfahren gegeben.

Direkte klinische Verfahren

<i>USPHS – Kriterien:</i>	CVAR & RYGE (1971)
	PHILLIPS et al. (1971, 1972, 1973)
	LEINFELDER et al. (1973, 1988)
	BINON et al. (1976)
	RYGE (1980)
	NELSON (1980)
	TAYLOR et al. (1989)
	DONLY et al. (1999)
	LUNDIN & KOCH (1999)
	PETERS et al. (1999)
	WASSELL et al. (2000)
	Perry et al. (2000)
	FRANKENBERGER et al. (2000)
	TURKUN & AKTENER (2001)
	GAENGLER et al. (2001)
	BRAUN et al. (2001)
	ETMAN et al. (2002).
<i>USPHS – Kriterien, modifiziert</i>	BRYANT et al. (1994)
	SCHOCH et al. (1999)
	LUO et al. (2000)
	KOHLER et al. (2000)
	BARATIERI & RITTER (2001)

Indirekte klinische Verfahren

SANTUCCI et al. (1979)
GOLDBERG et al. (1984)
BISHOP (1985)
McCOMB (1985)
WILDER et al. (1985)
LEINFELDER et al. (1986)
HEYMANN et al. (1986)
STURDEVANT et al. (1986)
VANN et al. (1988)
MOFFA & LUGASSY (1986)
DOGON & VAN LEEUWEN (1983).

Mechanische Verfahren

<i>Profilometrie:</i>	MEIER (1977)
	MEIER & LUTZ (1978)
	LUTZ et al. (1979a, 1979b, 1984, 1985)
	LUTZ (1980)
	MEIER & LUTZ (1979, 1980)
	MC DERMOTT (1980)
	LAURSEN (1980)
	MITCHEM & GRONAS (1981, 1982, 1985)
	MC DERMOTT et al. (1981)
	AMEYE (1982)
	MEIER et al. (1982)
	HIRT et al. (1982)
	HOLTZ (1982)
	LUTZ & MÖRMANN (1982)
	MÖRMANN et al. (1982)
	HIRT et al. (1984) AMEYE et al. (1984)
	WASSEL et al. (1984)
	SCHMID (1984)
	SÖDERHOLM et al. (1992)
	MATSUMURA & LEINFELDER (1994)
	WINKLER et al. (1996)

	KUNZELMANN (1998)
	LEINFEDER & SMALL (1998)
	KRAMER & FRANKENBERGER (2000)
	AZZOPARDI et al. (2001, in-vitro)
	YAP et al. (2001, in vitro).
<i>3-Achsen-Mikrometrie:</i>	POTTS et al. (1976)
	SANTUCCI et al. (1979, 1980)
	SANTUCCI & RACZ (1982).
<i>MTS-Extensometer:</i>	DE LONG & DOUGLAS (1983b, 1984)
	DE LONG et al. (1985a, 1985b, 1985c, 1986, 1989a)
	SAKAGUCHI et al. (1986)
	PINTADO et al. (1988)
	CONRY et al. (1990)
	PETERS et al. (1999).
<i>Michigan Computer-Graphic</i>	McDOWELL et al. (1988)
<i>3D-Scanner:</i>	ROULET et al. (1983,1987)
	MAROLF (1984)
	MAROLF et al. (1984)
	LUTZ et al. (1986)
	ZWICKY et al. (1987)
	BECK (1988)
	KREJCI et al. (1990, 1993)
	KREJCI (1992, 1994)
	LUTZ & KREJCI (1993).

Volumetrische Verfahren

<i>Volumetrie:</i>	JENSEN et al. (1978, 1984, 1985)
	HANDELMANN et al. (1978)
	DENNISON et al. (1980)
	VAN GROENINGEN & ARENDS (1981, 1982)
	URQUIOLA & CHARBENEAU (1981)
	HENDRIKS (1985)
	VRIJHOEF et al. (1985)
	LANG et al. (1994).

Rasterelektronische Messverfahren

	HOWELL & BOYDE 1984
	KING et al. 1999
Stereophotogrammetrie	MOORES et al. 1983
	GLENTWORTH et al. 1984
	HARRISON et al. 1984
	HIRT et al. 1984
	RUSS et al. 1986
	ROBERTS et al. 1988
	ROBERTS & SÖDERHOLM 1989
	SATOU et al. 1992
	OKAMATO et al. 1993
	WILLIAMS et al. 1993
Füllerhöhe	KUSY & LEINFELDER 1977
	ABELL et al. 1981, 1983
Kavitätenwandhöhe	LEIDAL et al. 1985
	FUTATSUKI & NAKATA 1990 (in vitro)

Optische Messverfahren

Laserinterferometrie	ATKINSON et al. 1979, 1982
	WILLIAMS et al. 1983
Holographie	KEATING et al. 1984
Stereophotogrammetrie	NYQUIST & THAM 1951
	GRUNAR et al. 1967
	BERGSTRÖM 1981
	STRAKA et al. 1981
	EICK et al. 1979, 1984
	EICK 1985
	OGLE & ORTMANN 1985
	OGLE et al. 1985
	ADAMS et al. 1989
	CHADWIG et al. 1991
Reflex-Mikroskopie	ADAMS et al. 1989
Moiré-Topographie	MEADOWS et al. 1970
	TAKASAKI 1970

	HOLLER et al. 1978
	KARARA 1979
	RIETHE et al. 1982
	WINDISCHBAUER 1982
	LANE 1983
	REIN 1983
	MEINT et al. 1983, 1984
	KANAZAWA et al. 1984
	BOONE 1987
	OZAKI et al. 1987
	JONGSMA et al. 1983, 1985
	LANG et al. 1994
Replikaschnitte	JENSEN et al. 1978
	WEBER 1980
	BODGIN & NATHANSON 1982
	NATHANSON et al. 1984
Stereomikroskopie	JØRGENSEN & ASMUSSEN 1978
	JØRGENSEN et al. 1979
	KNUDSEN & JØRGENSEN 1983
	HØRSTED & BORUP 1984
	KAWAI & TSUCHITANI 1994
3-Koordinaten-Tisch	METTLER et al. 1978
	ROULET et al. 1978, 1980a, 1980b
3D-Mikroskopie	LAMBRECHTS 1983
	LAMBRECHTS & VANHERLE 1984
	BRAEM et al. 1986
	LAMBRECHTS et al. 1987, 1989
	SÖDERHOLM et al. 2001
	ETMAN et al. 2002
Confocale Mikroskopie	REED et al. 1997
	JERNVALL & SELÄNNE 1999
	WATSON et al. 2000 (keine Abrasionsstudie)
Occlusal mapping	CHRISTENSEN et al. 1988
Laserscanning	WILLER & STEINBICHLER 1988
	DE LONG et al. 1989a, 1989b
	FUTATSUKI & NAKATA 1990
	LU 2000 (in vitro)

	National History Museum (NHM) 2000
	SÖDERHOLM et al. 2001
Lasertriangulation	MEHL et al. 1992, 1994, 1996
	TEUFFEL et al. 1995
	WEBER 1995
	KÜPPERS 1995
	KUNZELMANN 1997, 1998
	MEHL 1998
	MAHNHART 2000 (in vitro)

3 Entwicklung, Validierung und Einsatz des 3D-Sensors

Durch den Beginn der Dissertation in einer frühen Phase des Sensors, stellten sich folgende Hauptprobleme:

Der Sensor bestand nur in Grundzügen (Abbildung 3.1). Es fehlten noch einiges an Hardware und die Software zur Überlagerung der gewonnenen Daten war noch nicht für den routinemäßigen Einsatz optimiert. Die Verwendung des Sensors war noch nicht in den Ablauf klinischer Studien integriert. Daher ergaben sich folgende Aufgabenstellung:

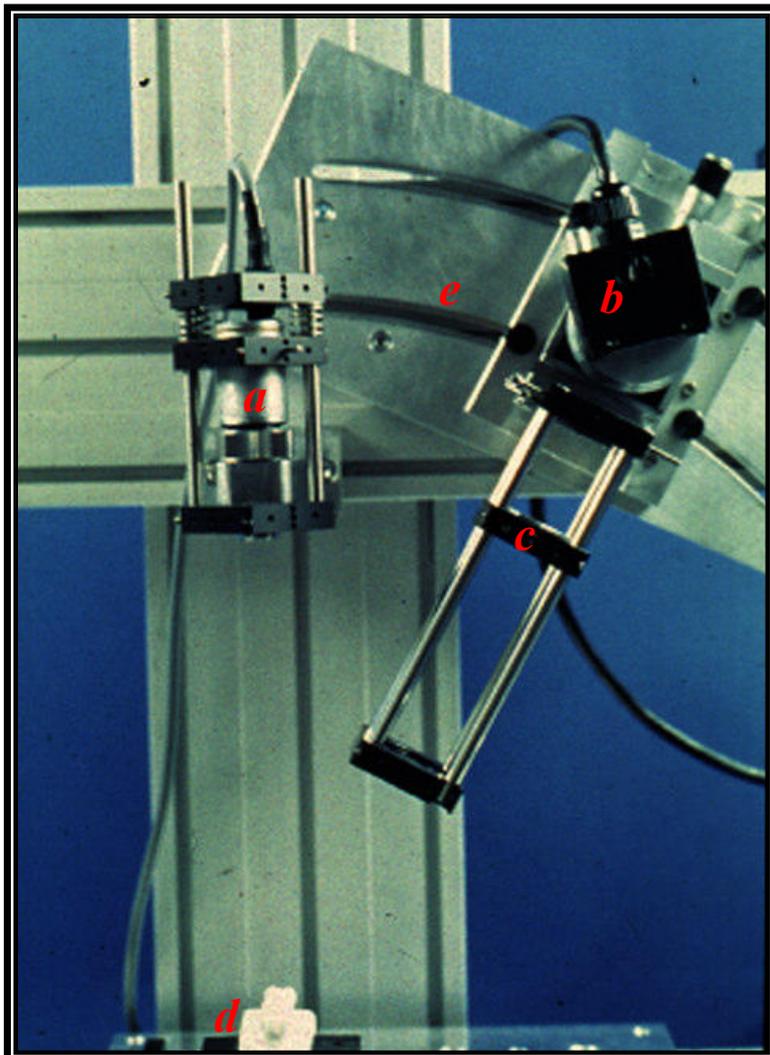
- Entwicklung eines geeigneten Objektträgers.
- Entwicklung einer Messroutine.
- Validierung des Gesamtsystems.
- Analysen zur Genauigkeit.
- Anwendung an klinische Daten.

Große Teile der hier vorliegenden Dissertation waren Entwicklungsarbeit.

3.1 3D-Lasersensor

3.1.1 Aufbau des 3D-Lichtschnittsensors

Der Lichtschnittsensor besteht aus einer Lichtquelle (Halbleiter-Laserdiode), einer Kamera, bestehend aus der Kameraoptik und einem CCD-Chip (Abbildung 3.1), einem Spezienschraubstock auf einem Schrittmotorschritten für die Aufnahme des zu vermessenden Objektes (Abbildung 3.8), einer Hardware zur Datenverarbeitung und einem Computer für die Steuerung des Schrittmotors und der Bildspeicherung. (Abbildung 3.2) Die Auswertung der erfaßten Daten erfolgte auf einer *Workstation* (SUN [Sun Microsystems GmbH, Sonnenallee 1, 85551 Kirchheim-Heimstetten] bzw. Indigo [Silicon Graphics GmbH, Am Hochacker 3, 85630 Grasbrunn] unter Linux).



- a*: Laser mit Prisma
- b*: CCD-Chip
- c*: Objektiv
- d*: Objekt (noch ohne neuen Objektträger!)
- e*: Vorrichtung zur Verstellung des Triangulationswinkels

Abbildung 3.1: **Sensor 1 Prototyp 2** mit Kameraoptik, CCD-Chip, Laser.

Die Eingaben für den Abtastvorgang erfolgten am Monitor des angeschlossenen Rechners. Auf der *Abbildung 3.2* ist auf der linken Seite die Okklusalfäche eines oberen Molaren mit der Laserlinie deutlich zu erkennen. Parameter wie Positionierweite, Schnittanzahl, Schnittabstände, Dateinamen und Scan-Anzahl sind über die Tasten „F6“ bis „F9“ vorzuwählen. Die Feinpositionierung erfolgt in x- Richtung über die Pfeiltasten (<-,>). Über „F1“ kann der ausgewählte Abtastbereich getestet und über „F10“ der Vorgang gestartet werden. Für die Justierung und Eichung stehen Funktionen über die Tasten „F2“ bis „F5“ zur Verfügung.

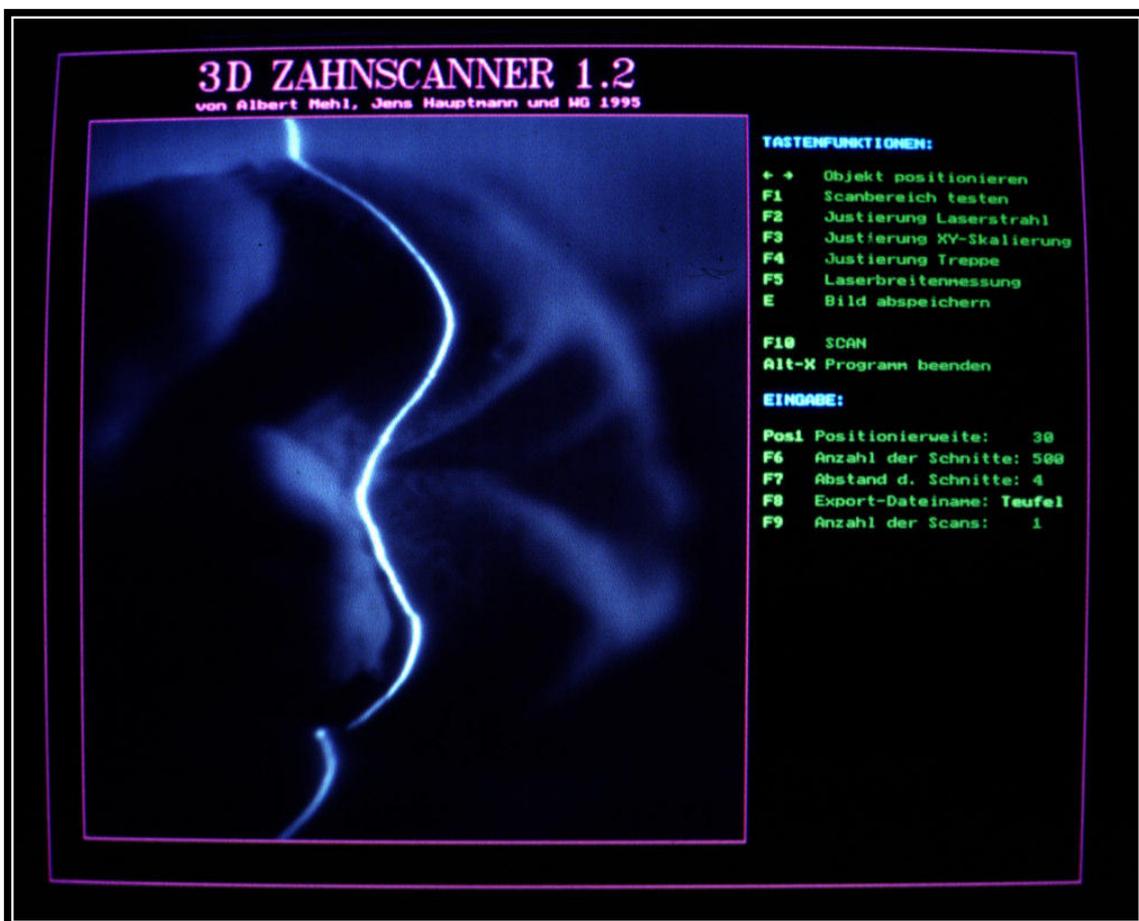


Abbildung 3.2: Monitorbild des Scan-Computers

3.1.2 Prinzip des Lichtschnittsensors

Prinzip des Triangulationsverfahrens: Das zu vermessende Objekt wird von einer Lichtquelle beschienen. Die Sichtrichtung (Kameraoptik) steht in einem bekannten Winkel (TA) zur Lichtquelle. Auf Grund dieser geometrischen Anordnung läßt sich die Entfernung (Höhe) des Lichtpunktes (Spots) auf dem Objekt über diesen Winkel TA berechnen.

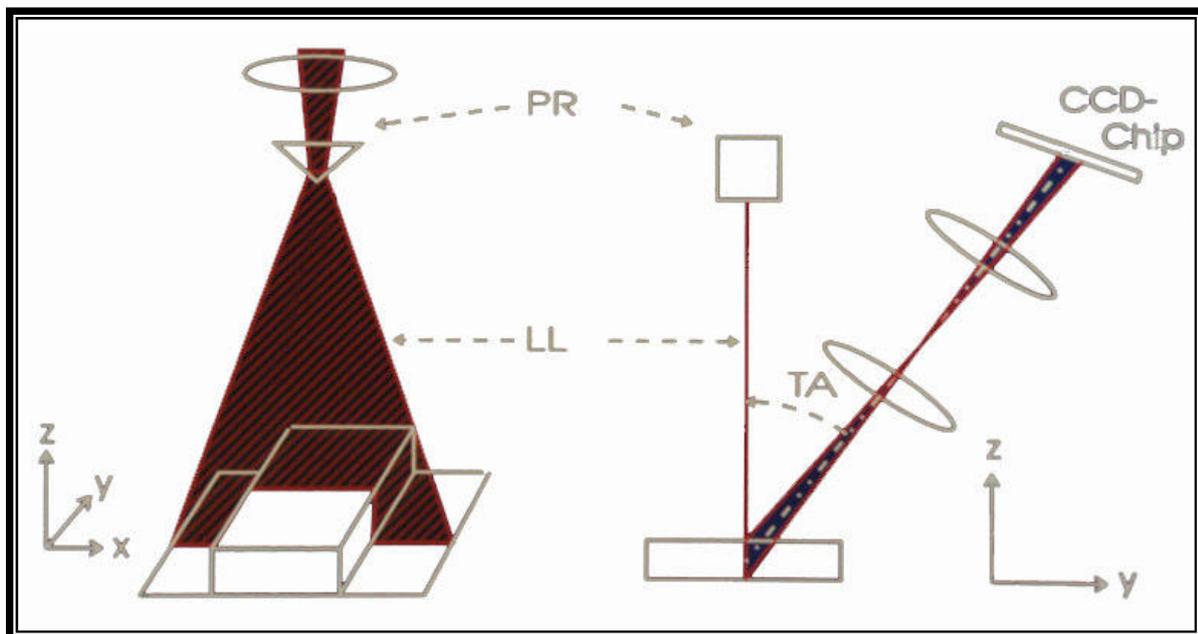


Abbildung 3.3: Prinzip des Lichtschnittsensors

Beim Lichtschnittsensor wird der Laserstrahl (punktförmige Lichtquelle) mittels einer Vorrichtung (PR) als Lichtlinie (LL) auf dem zu vermessenden Objekt abgebildet. Diese Linie wird mittels der Kameraoptik unter dem Triangulationswinkel (TA) auf den CCD-Chip (zweidimensionaler Detektor) abgebildet. Der CCD-Chip besteht aus 512 x 512 Pixel. Unterschiedliche Höhen werden als seitliche Verschiebungen auf dem Kameratarget

abgebildet, d.h. der geometrische Versatz beinhaltet die Information über die Höhe. Je größer man den Triangulationswinkel wählt, desto genauer wird die Höhenauflösung (Abbildung 3.3).

Über den CCD-Chip kann nun eine pixel-quantisierte Auswertung erfolgen. Weil die Genauigkeit der Auswertung durch die Pixelgröße limitiert ist, wird sie durch Subpixelinterpolation erhöht (Abbildung 3.4).

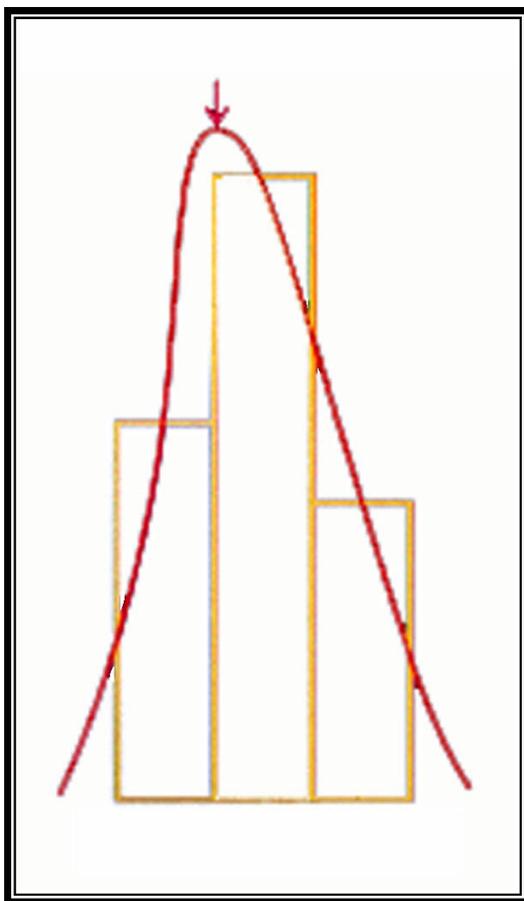


Abbildung 3.4: Subpixelinterpolation

Dabei wird das Linienmaximum (Zentrum größter Lichtintensität) rechnerisch (nach Gauß) ermittelt. Das somit erreichte Ergebnis ist eine zwanzig-fache Subpixelauflösung in z-Richtung (vertikal). Die gewonnenen Werte einer Linie werden durch die Sensorhardware (Digitaler Signalprozessor DSP) in Echtzeit ausgewertet und an den Rechner weitergegeben. Man erhält somit einen Profilschnitt des Objektes. Der

Schrittmotor mit frei wählbarer Schrittgröße und -Anzahl erlaubt die Vermessung der kompletten Oberfläche eines Objektes. Über die Steuersoftware konnte der Schrittmotor für die Positionierung des Objekts

direkt angesteuert werden. Außerdem konnte die Schärfe der Lichtlinie (LL) eingestellt werden. Auch die Eichung des Lichtschnittsensors erfolgte mit Hilfe der Steuersoftware in regelmäßigen Abständen über sog. *High-Resolution-Plates*.

3.2 Matching-Algorithmus

Die Matching-Software hat ihren Ursprung in der Diplomarbeit von NEUGEBAUER (1991) und wurde von GLOGER (1993) weiterentwickelt. Die 3D-Daten der Untersuchungen wurden für die Berechnung des Verschleißes überlagert. Im Gegensatz zu den meisten anderen Systemen waren für die Auswertung keine Referenzpunkte, wie Brackets oder Schmelzbohrungen, auf den aufgenommenen Objekten (Zähnen) notwendig. Da die 3D-Daten in Translation und Rotation Unterschiede aufwiesen, suchte das Programm für die Überlagerung nach korrespondierenden Flächen und orientierte sich daran. Die Gleichung zur Überlagerung der Daten ist durch die Unterschiede zwischen den Datensätzen natürlich nicht lösbar. Als Gütekriterium, wie exakt die Bilder überlagerbar waren, wurde der quadratische Restfehler herangezogen. Zur Minimierung dieses Fehlers wurden die Daten in mehreren Schritten (Iterationen) übereinandergelegt, bis eine optimale Deckung erreicht wurde. Die Berechnung wurde bei Erreichen der im Vorfeld festgelegten Anzahl der Iterationen abgebrochen oder

automatisch beendet, wenn keine wesentlichen Verbesserungen mehr erreicht werden konnten. Der Matching-Algorithmus wurde von KUNZELMANN (1998; Seite 30-35) genau beschrieben.

Bei einer guten Vorjustierung war die Übereinstimmung zu Beginn der Minimierung am besten und führte schneller zum Ergebnis. Bei diesem System erfolgte die Vorjustierung nicht mechanisch, sondern interaktiv über die Software. Da sich die Zähne sehr ähnlich waren, zeigte sich, daß eine Vorjustierung über drei in etwa korrespondierende Punktepaare sicher und schnell zum Ergebnis führte. Meist wurden die Höckerspitzen oder ähnliche markante Punkte dafür ausgesucht (Abbildung 3.5).

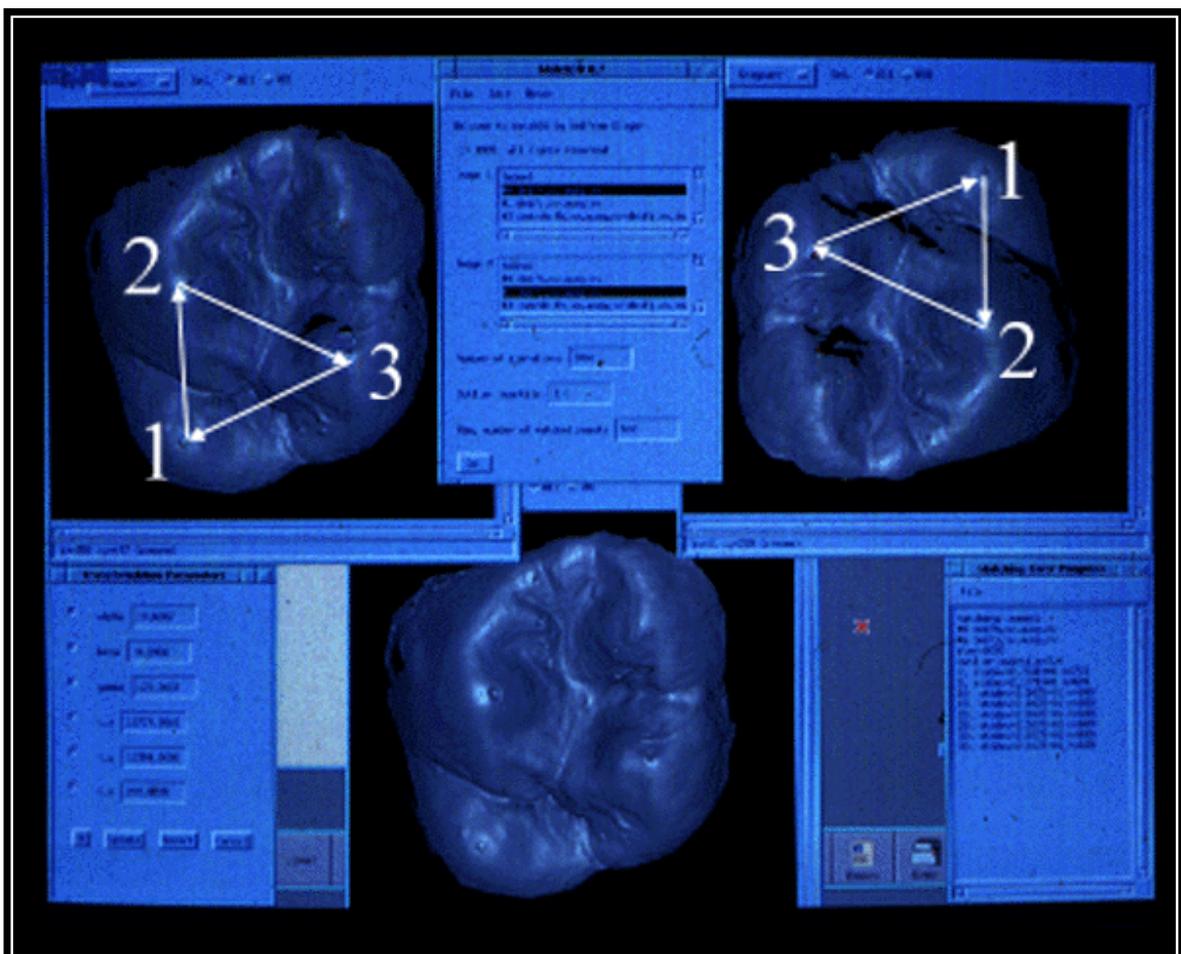


Abbildung 3.5: Algorithmus

Die Lageparameter (Unterschiede) in Translation und Rotation wurden vom Programm genau ausgegeben. Um die Rechenzeit weiter zu reduzieren, wurden bei der Berechnung nicht alle Punkte mit einbezogen. In jeder Iteration wurden die Punkte neu bewertet. Bei der Gesamtberechnung wurden aber wieder möglichst viele Punkte miteinbezogen. Das produzierte Differenzbild konnte dann weiter bearbeitet werden. An die Grenze seiner Möglichkeiten stieß das Programm, wenn sich gravierende Änderungen auf der gesamten Oberfläche ereignet haben. Allerdings konnte in solchen Fällen davon ausgegangen werden, daß ganze Füllungsteile herausgebrochen waren und eine Abrasionsmessung daher wenig Sinn machte.

Eine sehr genaue Erklärung der Überlagerungsstrategien bei der Auswertung von Objekten mit nicht lokalisierbaren Verschleiß findet sich bei KUNZELMANN (1998 S.36) und MEHL (1998 S.111) und sind in Abbildung 3.6 skizziert. Die Abbildung 3.7 zeigt das Vorgehen beim Automatching.

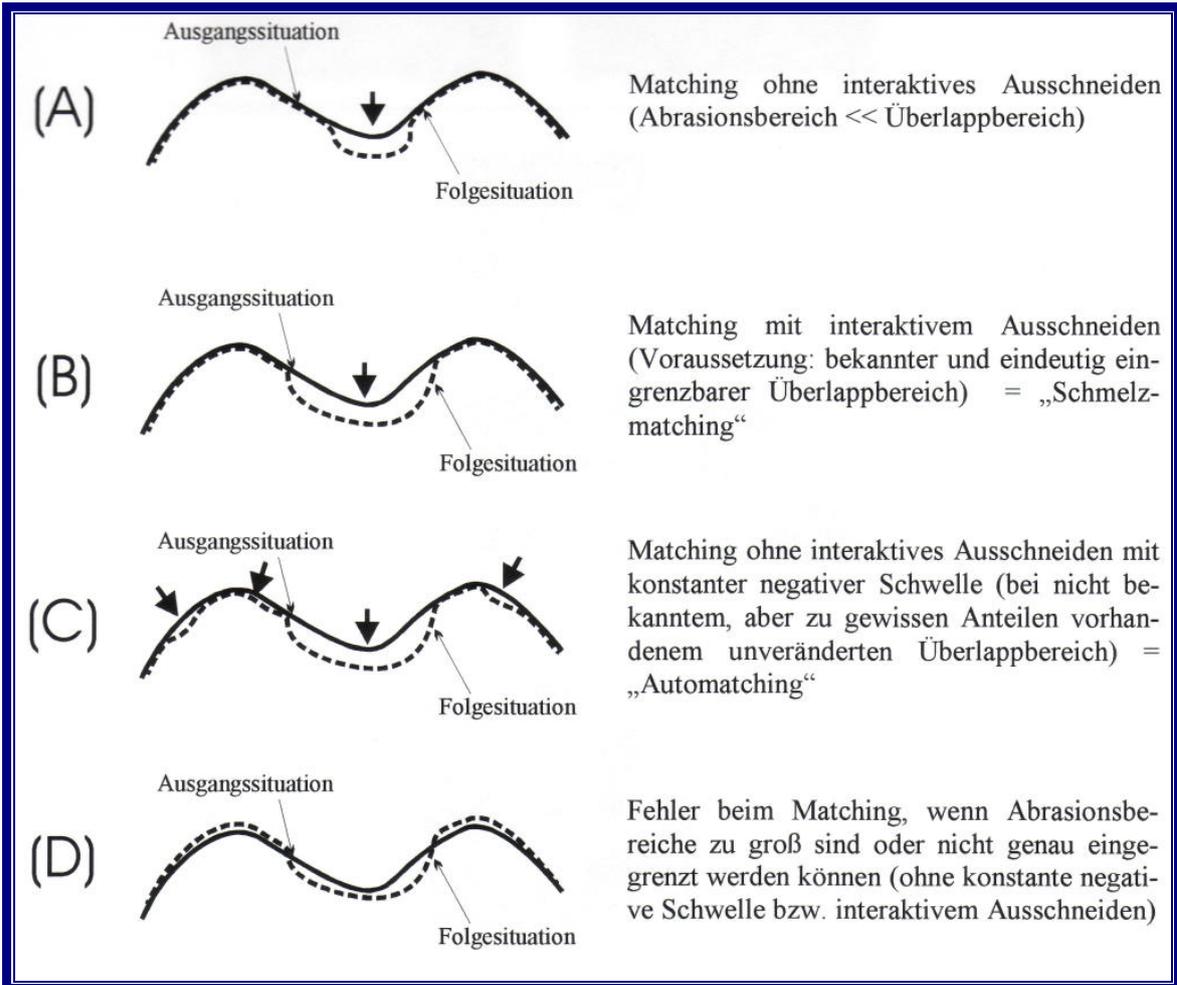


Abbildung 3.6: Vergleich und Voraussetzungen für die verschiedenen Überlagerungsstrategien zur Bestimmung des Abriebs oder anderer Veränderungen. Die dicken Pfeile kennzeichnen die Areale, in denen sich die Folgesituation von der Anfangssituation unterscheidet. (MEHL 1998 nach KUNZELMANN 1998)

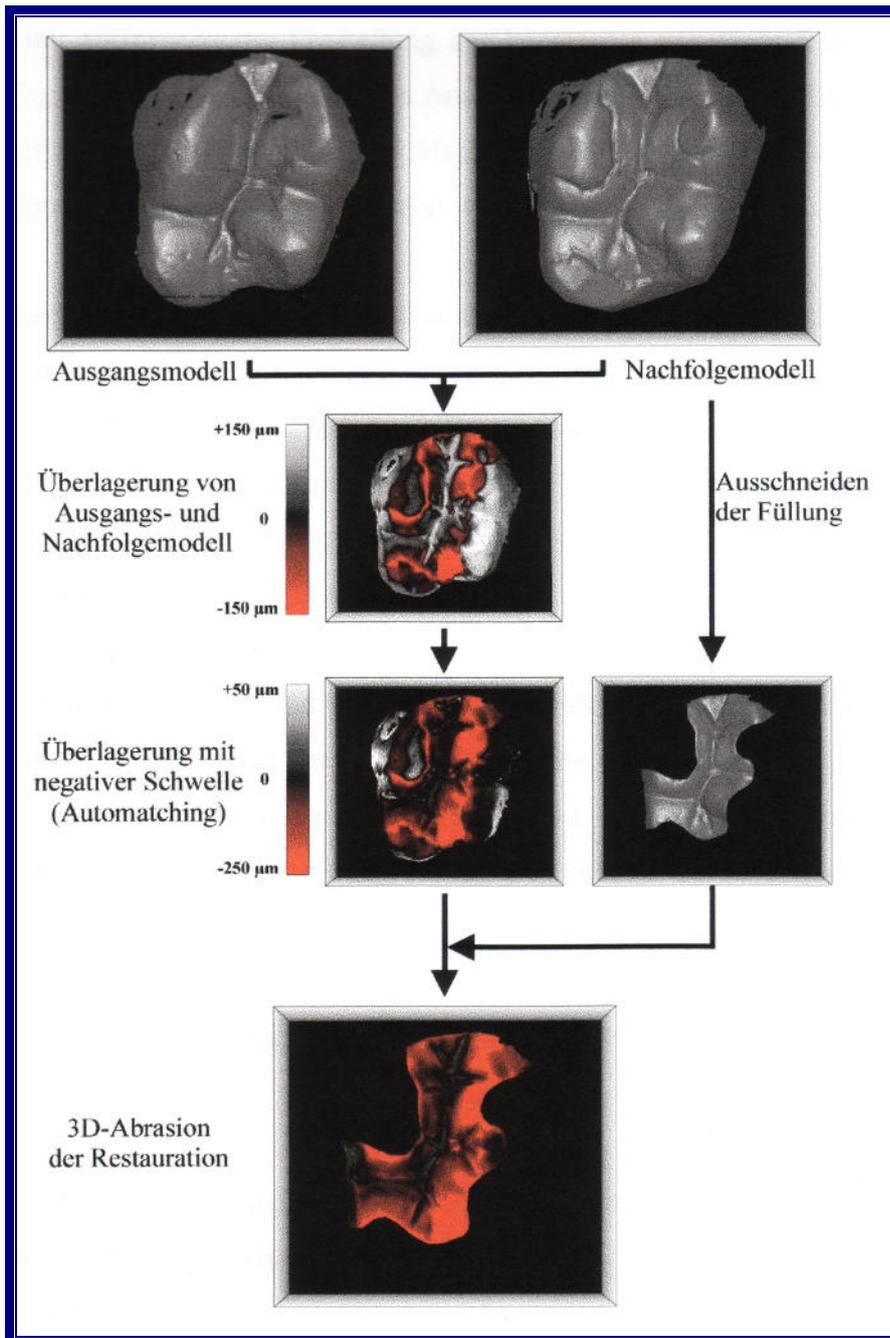


Abbildung 3.7: Vorgehensweise bei der Bestimmung des Abrasion mit dem Automatching (negative Schwelle); (MEHL 1998 nach KUNZELMANN 1998).

3.3 Entwicklung eines Objektträgers

Zu Beginn der Untersuchungen stand kein Objektträger zur Verfügung (Abbildung 3.1). Das Ziel war eine Lösung, die es erlaubte in sehr kurzer Zeit das Objekt im Fokus der Kamera zu fixieren. Da in der Regel mehrere Zähne einer abgeformten Zahnreihe vermessen werden mussten, lag mir daran eine Halterung zu bekommen, die in x- und y- Richtung verschieb- und rotierbar ist, und ein ganzes Kiefermodell aufnehmen kann. Die Bauhöhe sollte nicht zu hoch ausfallen, damit sich keine Schwingungen ausgehend vom Schrittmotor aufbauen. Folgende Anforderungen wurden an die Vorrichtung gestellt:

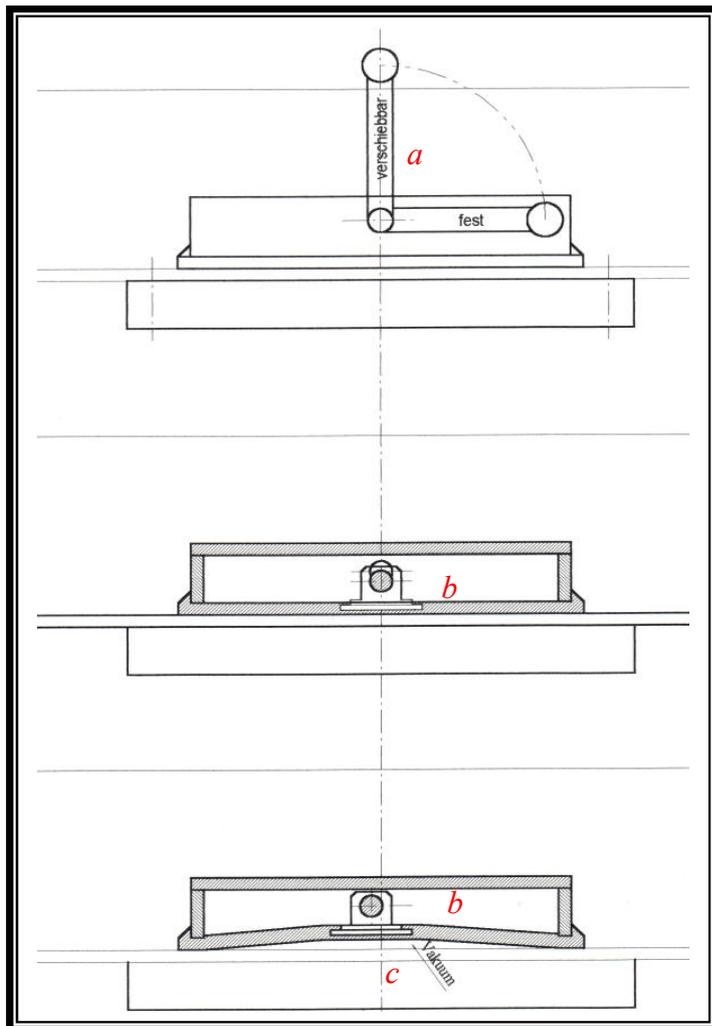
- Neigungsverstellung
- Drehmöglichkeit
- feste Haftung auf der Sockelplatte (keine Positionsänderung während des Messvorgangs)
- möglichst kompakte Bauweise
- Einfache und schnelle Bedienbarkeit
- Spanneinheit für das Messobjekt

3.3.1 Material und Methode

Aufgrund der Anforderungen kamen für den Sockel drei Varianten in Frage:

Befestigung auf dem Messtisch durch

a) eine Saummembran



- a*: Justierhebel
- b*: Saummembran
- c*: Vakuum

Abbildung 3.8: Objektträger mit Saugmechanismus

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> ▪ einfach und Platz sparend ▪ hohe Haftung ▪ billig ▪ problemloses Abheben des Trägers vom Messtisch ▪ niedrige Bauhöhe 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ schlechtes rutschen ▪ vibrations- bzw. schwingungsanfällig ▪ verschleißanfällig

b) magnetische Anziehung

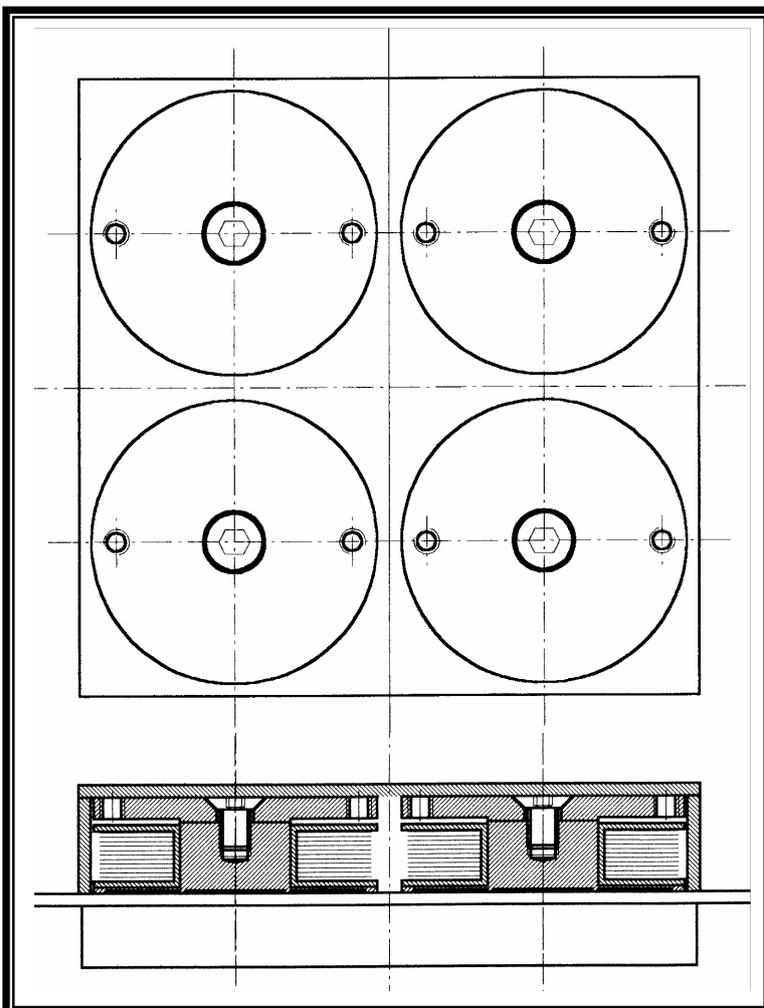


Abbildung 3.9: 4 elektrisch betriebene Magnetanker

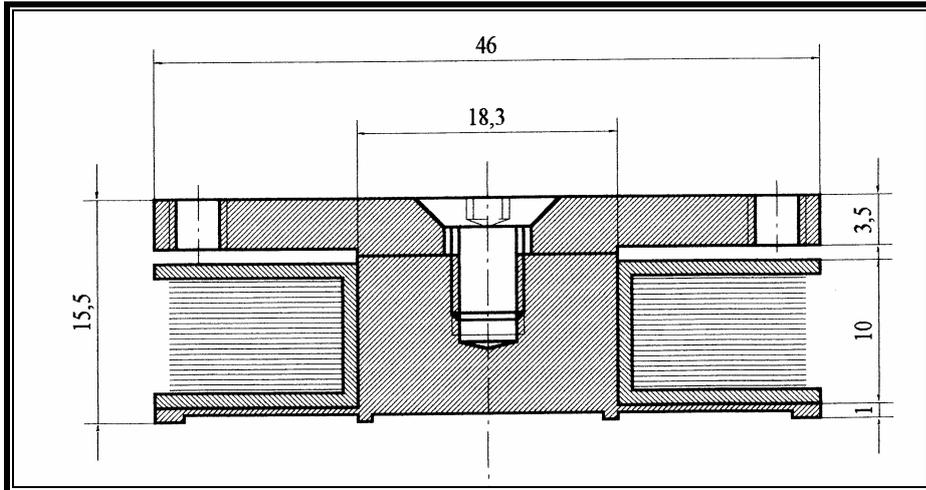
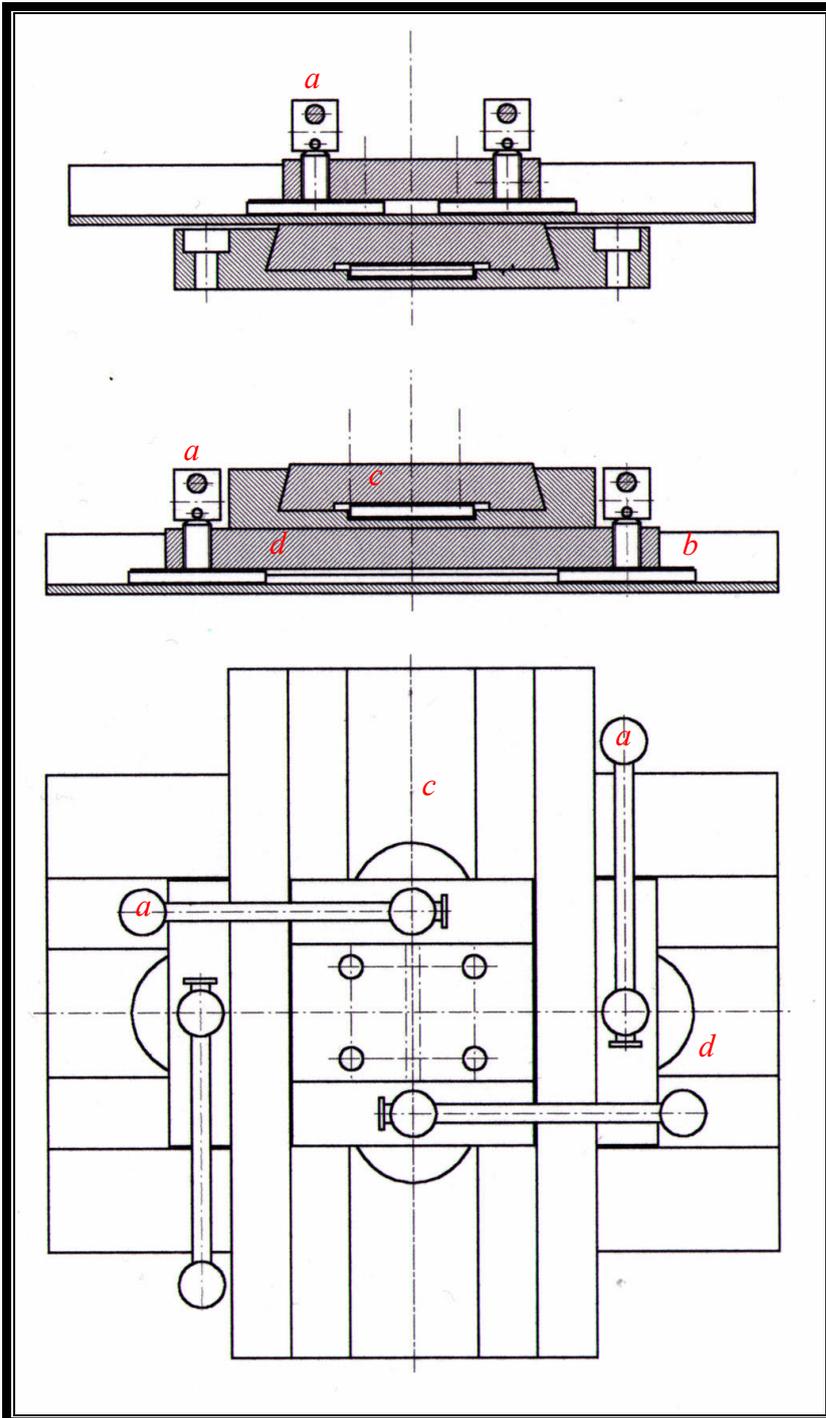


Abbildung 3.10: Einzelner Magnetanker Maßstab 2:1

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> ▪ leichte Verstellmöglichkeit bei max. Verfahrweg ▪ hohe Haftung ▪ einfache Handhabung ▪ problemloses Abheben des Trägers vom Messtisch 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ hoher Fertigungsaufwand für die Magnetanker ▪ Netzgerät erforderlich ▪ verschleißanfällig ▪ hohes Gewicht ▪ aufgrund der Kabel keine freie Rotation ▪ hohe Bauhöhe

c) Verschraubungen eines Verschiebemechanismus mit zwei Schlitten



a: Hebel zur Fixierung über

b: Exzentrerscheiben

c: oberer Schlitten

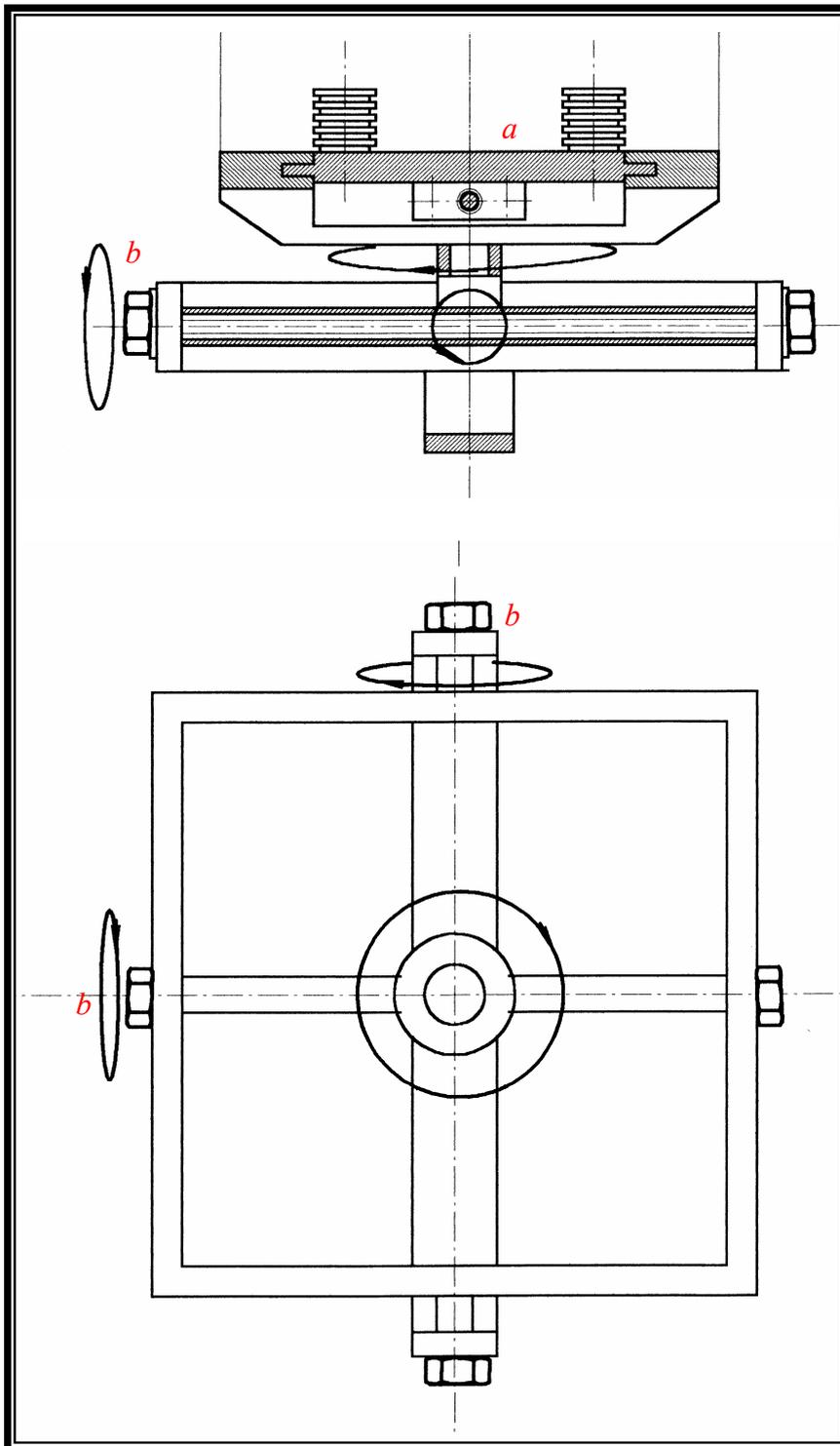
d: unterer Schlitten

Abbildung 3.11: Schlittenkonstruktion

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> ▪ definiertes Verfahren möglich ▪ optimale Fixierung und Haftung durch Formschluss (bei Feststellung ist ein Verschieben ausgeschlossen) ▪ exakte Positionierung ▪ niedrige Bauhöhe 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ hoher Fertigungsaufwand ▪ kein Abheben möglich ▪ verschleißanfällig ▪ Übung für Handhabung notwendig

Für die optimale Ausrichtung des Objektes im Messbereich musste noch die Problematik der Neigungsverstellung und Drehmöglichkeit gelöst werden. Grundsätzlich gibt es bei vorgegebener Anforderung der kompakten Bauweise zwei Möglichkeiten:

1. definierte Verstellung durch eine Kreiselkonstruktion (Abbildung 3.12)
2. undefinierte Verstellung durch ein Kugelgelenk



a: Objektträger
b: Drehrad mit
 Gradeinteilung

Abbildung 3.12: **Kreiselkonstruktion**

3.3.2 Ergebnisse

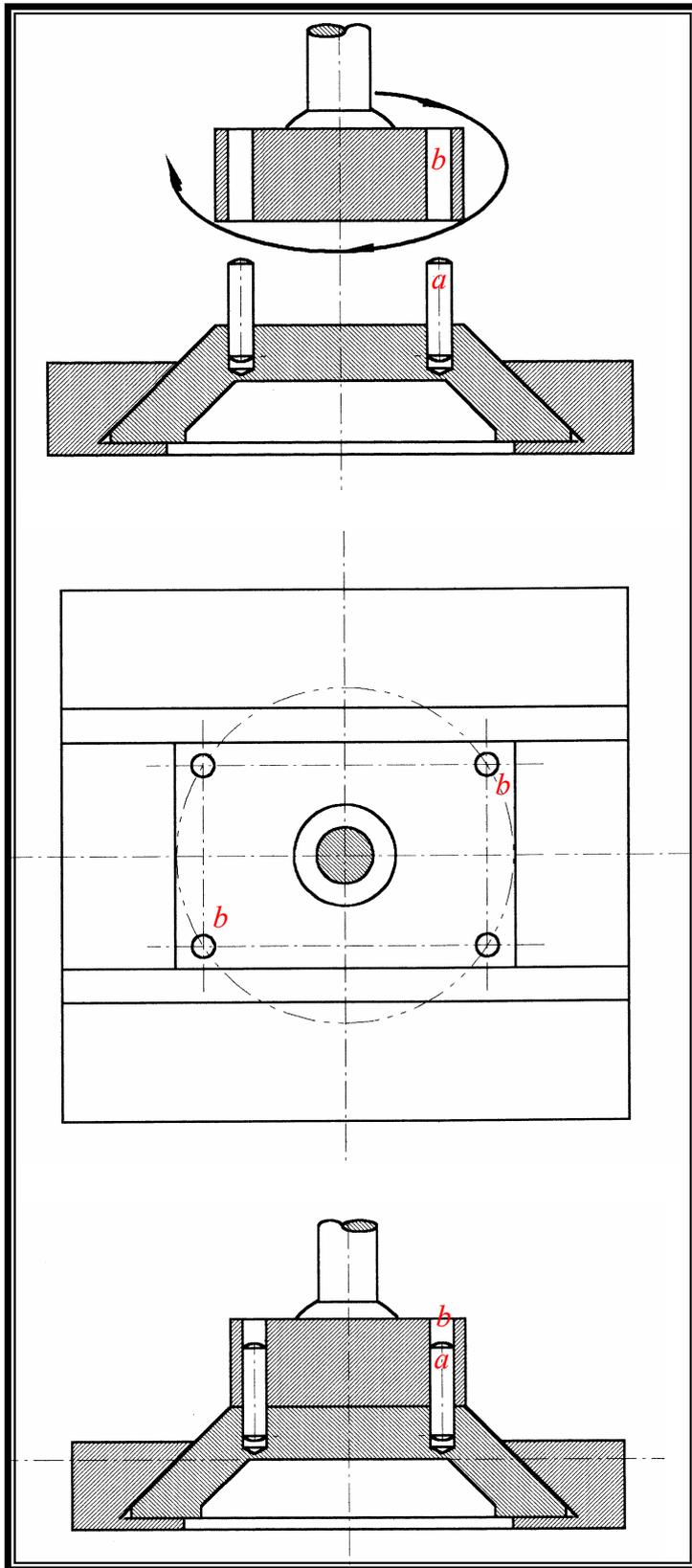
Aufgrund der Schwingungsinstabilität wurde die Lösung *a)* verworfen. Die Verankerung mit Magneten ist sehr aufwendig, wobei die Funktionalität nicht dauerhaft garantiert ist. Die Entscheidung fiel auf die Lösung *c)* mit einem verschraubten Fuß und einem auf zwei verschiebbaren Schlitten montierten Schraubstock, da diese die höchste Messsicherheit bietet. Auch ergeben sich kaum Möglichkeiten für Verschleiß. (Abbildung 3.11)

Die zwei hochpräzisen Geschiebe wurden in x- y- Richtung auf dem Schrittmotorsockel angebracht. Über jeweils zwei Exzenter kann die Verankerung der Geschiebe gelöst und das Objekt in den Messbereich verschoben werden.

Die Verstellung durch einen Kreisel erschien nicht sinnvoll, da der konstruktive Aufwand und das Bauvolumen im Verhältnis zu den gestellten Anforderungen zu hoch waren. Das Kugelgelenk lässt sich mit einem Handgriff verstellen und erreicht bei minimalem Bauvolumen maximale Bewegungsfreiheit. Fixiert wird das Kugelgelenk über einen Klemmmechanismus. Der Aufbau ist über das Kugelgelenk in seiner Neigung bis ca. 45° zu verstellen und zu rotieren. Somit kann die Kaufläche immer parallel zur Messebene ausgerichtet werden. (Abbildung 3.14)

Für die Untersuchung von exakt um 180° gedrehten Zähnen war eine undefinierte Rotation natürlich zu ungenau. Diese Vorgabe wurde durch die

Fixierung des Objektträgers auf den Präzisionsschlitten über vier Passstifte realisiert. Um zu wenden wird die Einheit abgenommen und andersherum aufgesteckt. Die Genauigkeit der Messung wird durch das Wenden nur sehr gering beeinflusst, da die Verankerung mittels geschliffener Passstifte und geriebener Bohrung mit einer Genauigkeit von mehreren Tausendstel Millimeter erfolgt (Abbildung 3.13).



a: Passstifte
b: geriebene Bohrung

Abbildung 3.13: Konstruktion zur definierten Drehung des Messobjektes um 180°

Als Spannvorrichtung diente eine Konstruktion mit drei austauschbaren Spannbacken, wie sie für die Aufnahme von Kiefermodellen in der Zahntechnik schon lange bekannt ist. Dimensioniert ist die Einspannvorrichtung für die Aufnahme eines kompletten Kiefermodells. (Abbildung 3.14)

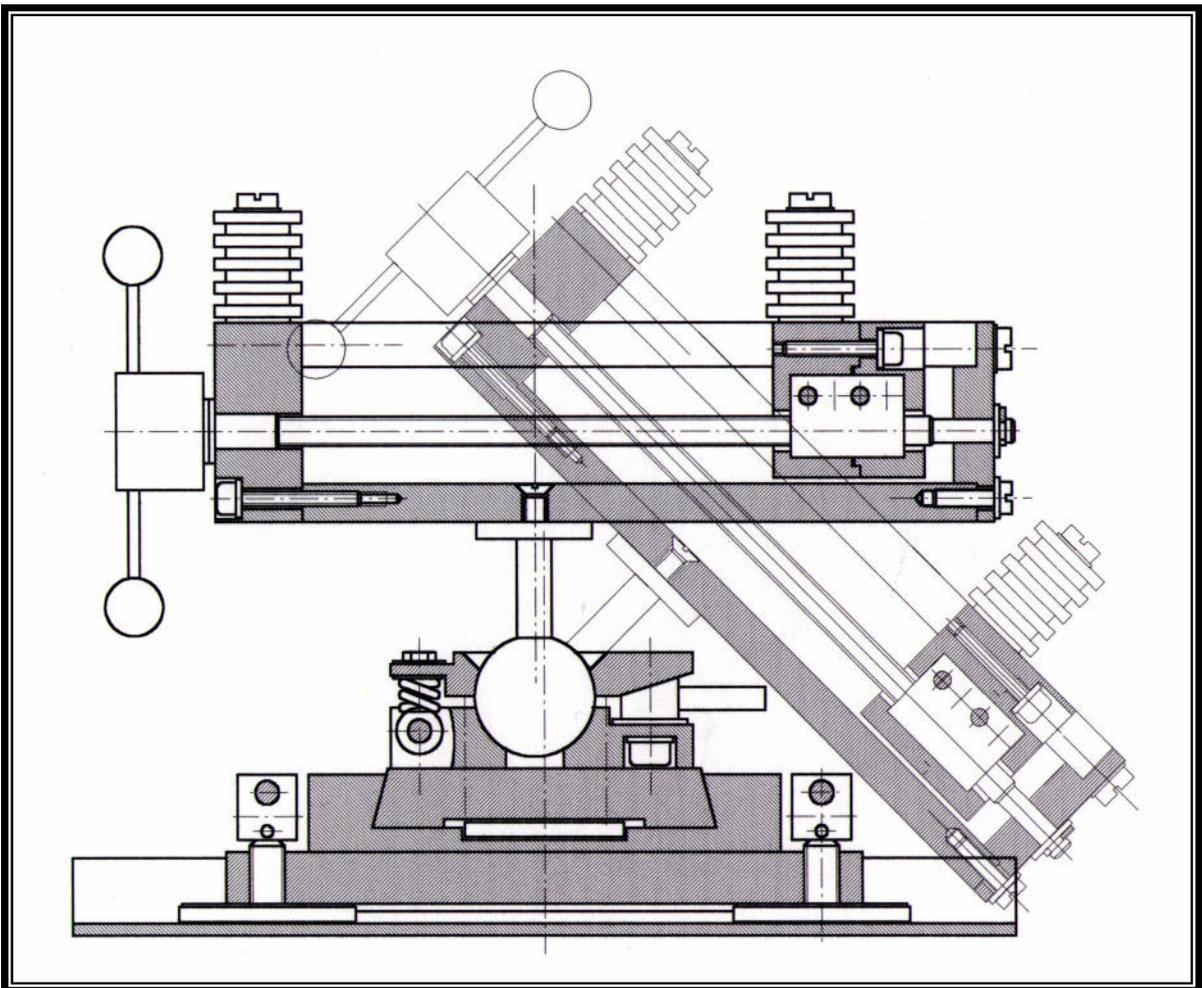


Abbildung 3.14: Schraubstockkonstruktion

Der Spezialschraubstock wurde zur Dämpfung zusätzlich auf einer Sockelplatte aus Marmor montiert. Somit liegt bei dieser entwickelten Vorrichtung Bewegungsfreiheit in zwei Richtungen plus Neigung (max. 45°)

und Rotation vor. Durch die geringe Bauhöhe konnte das Auftreten von Schwingungen verhindert werden. (Abbildung 3.15) Das Justieren erfolgt schnell und problemlos. (Abbildung 3.2)

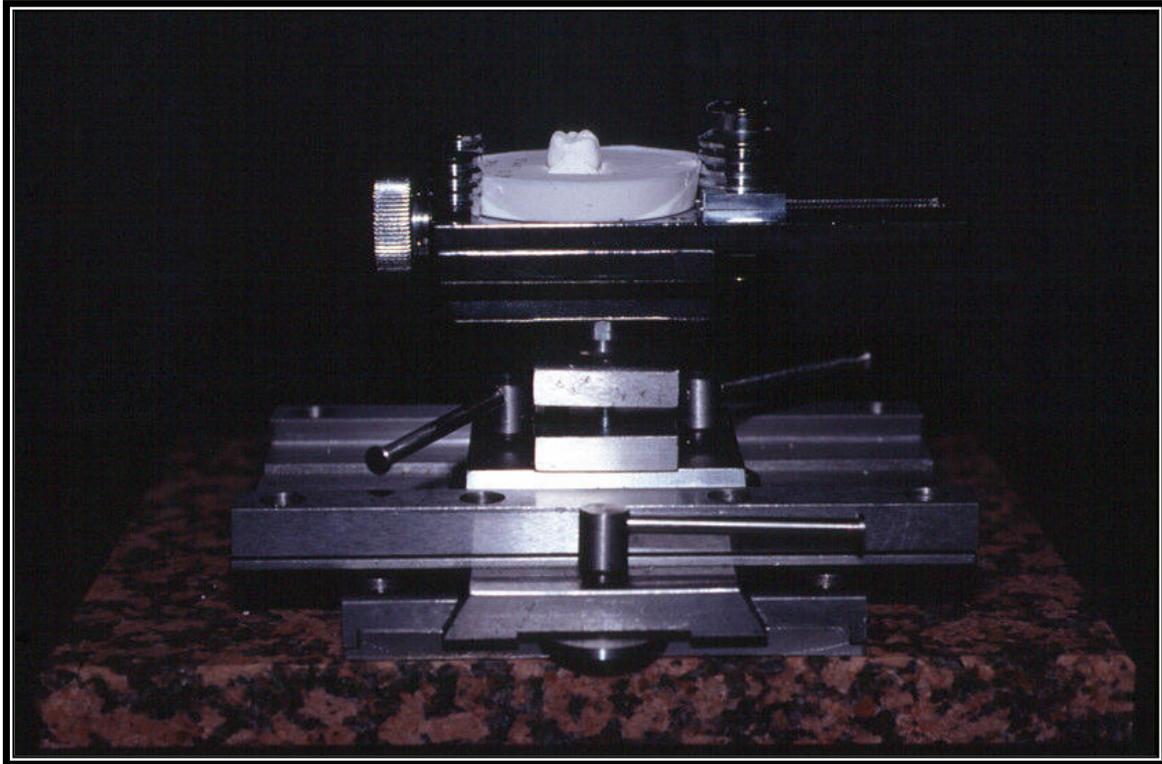


Abbildung 3.15: **Spezialschraubstock** auf Marmorplatte (Sensor1 und Sensor2)

3.4 Evolution des Lasersensors

Im Verlauf der Untersuchungen wurden viele Verbesserungen am Sensor vorgenommen. Der Sensor der ersten Generation, also der Prototyp, besaß einen Schwingspiegel, der den Laserstrahl (punktförmige Lichtquelle) als Linie auf das Messobjekt projizierte. Der Laser erhielt bald im Austausch für den Schwingspiegel eine wartungs- und verschleißfreie Zylinderlinse vorgeschaltet. (Abbildung 3.1)

Aufgebaut war die Apparatur in einer kleinen Kammer. Zu jeder Messung musste das Zimmer verdunkelt werden, damit kein Fremdlicht das Ergebnis verfälschte. Des weiteren war der Computer nicht mit dem Netzwerk verbunden, so dass jede Messung (Zahnabtastung) auf Diskette gespeichert werden musste. Für die weitere Bildbearbeitung wurden die Daten auf den Disketten an einem Netzwerkrechner (SUN) wieder eingelesen.

Der Sensor der zweiten Generation (Laserscan 3D; Abbildung 3.11) erhielt ein Gehäuse, um die Arbeit am Sensor angenehmer zu gestalten. Dies bedeutete, daß nicht vor jeder Messung das Licht ausgeschaltet werden mußte. Des weiteren erhielt der Sensorrechner eine Anbindung an das Linux-Netzwerk. Die Disketten wurden überflüssig, und größere Datenmengen konnten am Stück übermittelt werden, z.B.: eine ganze Zahnreihe.



Abbildung 3.16: Sensor 2

Die dritte Generation erhielt eine zweite Kameraoptik, um das zu vermessende Objekt mit seinen Schatten zeitgleich von beiden Seiten abtasten zu können. Damit entfiel die Wiederholung der Messung mit den um 180° gedrehten Objekten (Abbildung 3.17 und 3.18). Die Messzeit wurde dadurch nahezu halbiert. Der Hauptaufwand besteht nun darin möglichst schnell die Proben zu wechseln.

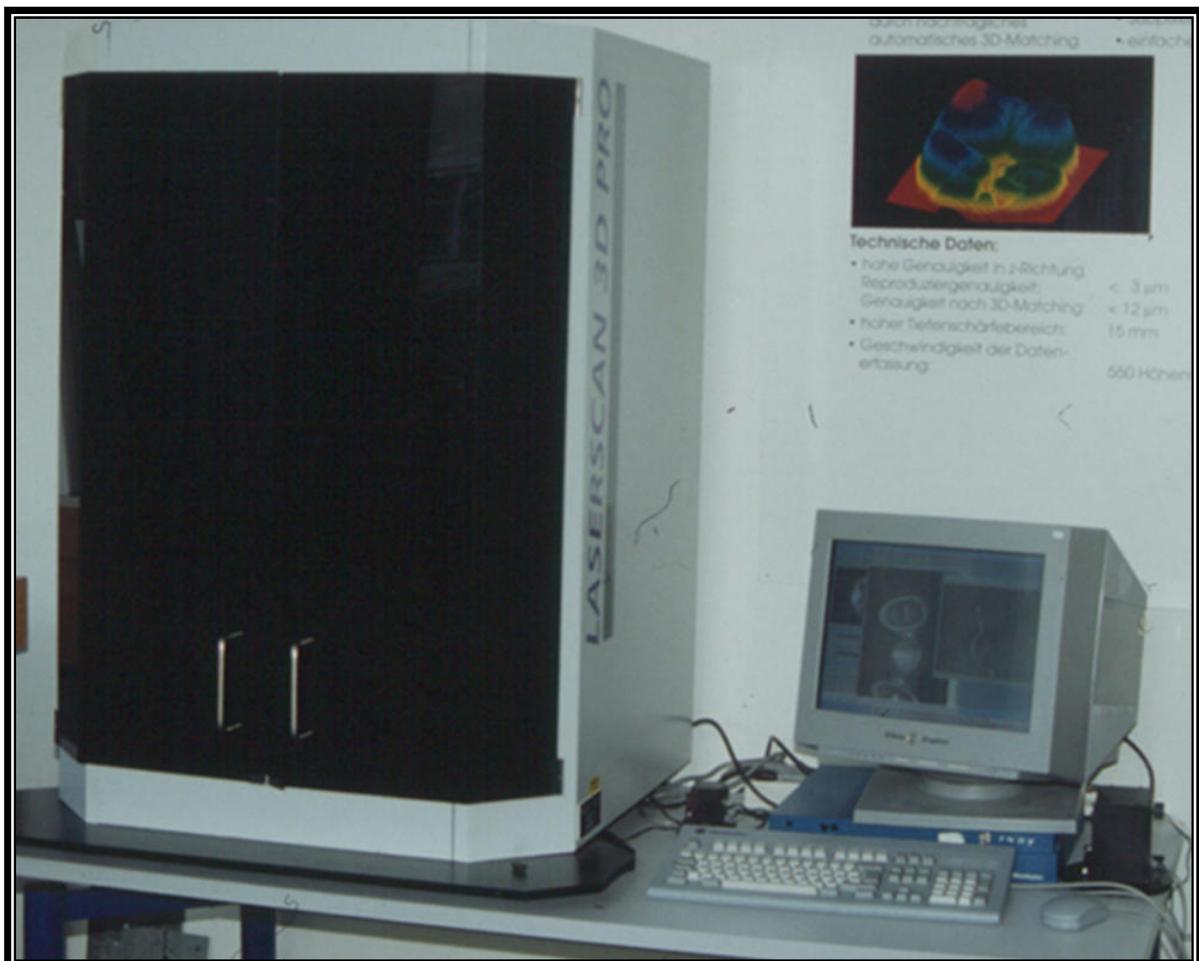
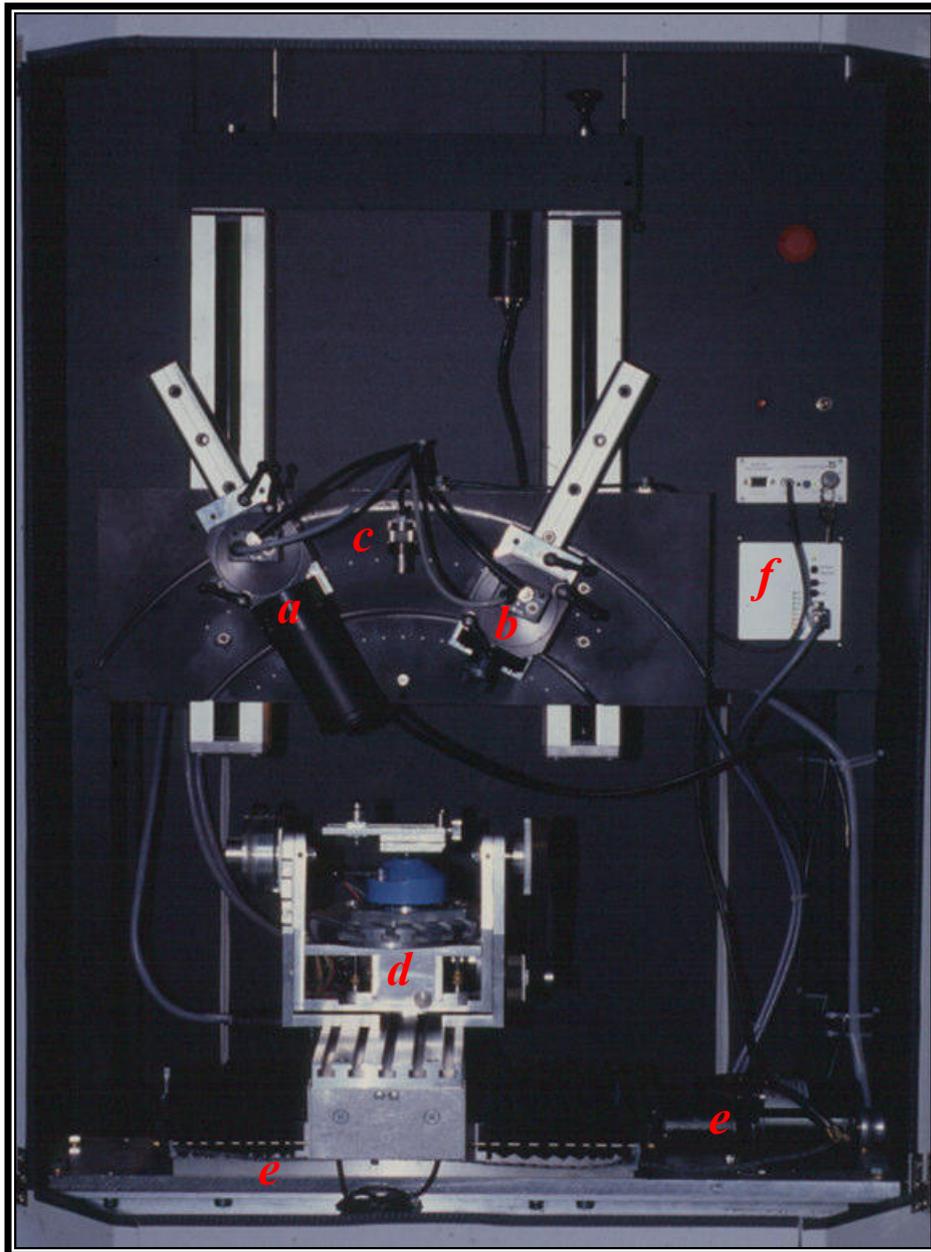


Abbildung 3.17: Sensor 3



- a*: 1.CCD-Chip mit Kameraoptik
- b*: 2.CCD-Chip mit Optik
- c*: Laserdiode
- d*: Objekthalter (Weiterentwicklung)
- e*: Schrittmotor
- f*: Steuerungselektronik

Abbildung 3.18: Sensor 3

Die eigentliche Messung einer Okklusalfäche dauerte nur wenige Sekunden: 250.000 Meßpunkte werden in 20 –40 Sekunden erfaßt, ausreichend für einen Zahn. Mehr Zeit mußte für die Fixierung des Objektes auf dem Meßtisch aufgebracht werden. Die zu zeit- und arbeitsintensive

Bildbearbeitung stand jedoch in keinem Verhältnis zur Schnelligkeit des Lasersensors.

Natürlich beansprucht die Bildbearbeitung bei allen Meßverfahren einen erheblichen Anteil der Zeit. Um die enorme Geschwindigkeit der Datenerfassung des 3D-Sensors effektiv zu nutzen, und um wie geplant hohe Stückzahlen routinemäßig und einfach erfassen zu können, mußte hier eine Vereinfachung erfolgen. Dies geschah in mehreren Schritten.

Zu Beginn war eine aufwendige vorausgehende Bildbearbeitung zur Gewinnung der Enddaten notwendig. Die mit dem Prototyp kreierte Daten der Zahnoberflächen wurden von Disketten auf einen Rechner des Linux-Netzwerkes eingelesen. Die Daten einer Okklusalfäche eines Molaren nehmen ca. 1,2 MB Speicherplatz ein. Es war also für jeden Zahn eine eigene Diskette notwendig. Die Bilder wurden auf dem Linux-Rechner unter dem freien Programm khoros® (University of New Mexico, 87131 Albuquerque, USA) in mehreren Arbeitsschritten für das Matching-Programm vorbereitet:

Bevor die Daten von khoros® bearbeitet werden konnten, musste das Dateiformat durch ein kleines Programm geändert werden. Die Namen der Dateien wurden am Scanner vergeben. Mit jedem Arbeitsschritt wurde diesen Namen eine weitere Endung angehängt. Artefakte, wie Blasen o.ä., und die Areale um die Okklusalfäche, die für die Beurteilung nicht relevant waren, wie Zahnfleisch oder Anschnitte benachbarter Zähne, wurden manuell am

Monitor entfernt. Die Zahndaten wurden mit einem Skalierprogramm vorbereitet. Mit khoros® wurden die Daten in einen verwertbaren Zustand gesetzt. Nach Eliminierung von Messfehlern, Anpassung der Bildergrößen und Angleichen der Ebenen wurde das Matching (s. 3.2) durchgeführt und der endgültige Dateiname vergeben. Um ein Abbild einer Okklussalfläche ohne Verschattungen aus zwei „base-line“ – Bildern zu erhalten mussten ca. 55 Minuten veranschlagt werden.

Die freie Bildbearbeitungssoftware khoros® mit dem implementierten Matchingprogramm wurde durch ein eigens für diese Verwendung programmiertes Programm „match 3D“ ersetzt und laufend in Qualität und Anwenderfreundlichkeit optimiert. Dadurch wurden die vielen einzelnen Arbeitsschritte, die unter khoros® abgearbeitet werden mußten, zusammengefaßt und automatisiert. Eine Vorbereitung der gewonnenen Bilddaten für das Programm war nicht mehr notwendig. Die Verarbeitung erfolgte nun nach Angabe einiger Parameter in einem Schritt. Somit konnte der gesamte Ablauf auf wenige Minuten verringert werden. Die ersten Voruntersuchungen wurden noch mit khoros® und ohne Spezielschraubstock durchgeführt. Die klinische Untersuchung der Visio-Gem® -Inlays (Espe, 82229 Seefeld, Germany; 3M Espe, St. Paul, USA) erfolgte bereits mit der verbesserten Software und dem neu entwickelten Objektträger. Die Entwicklung einer Messroutine war damit abgeschlossen.

3.5 Überprüfen von Einflussparametern auf das Messergebnis

Einen erheblichen Anteil der gesamten Arbeit nahmen die Ausarbeitung einer Auswertroutine und das Testen des Laserscanners in Anspruch. Der Sensor sollte für den Alltag brauchbar gemacht werden, um in Zukunft schnell zu guten Resultaten zu gelangen. Da die Messvorrichtung noch nicht für derartige Untersuchungen herangezogen worden war, ergaben sich verschiedene Fragen, die vor der Anwendung an klinischen Daten (Visio Gem®-Studie) geklärt werden mussten:

- Liegt ein Sensorrauschen vor (Kamera / A/D-Wandler) bzw. führen Mittelwertbilder eines Zahnes zu besseren Ergebnissen?
- Ist die Qualität der Ergebnisse bei gedrehten Zähnen vom Winkel abhängig? (wichtig um Abschattungen der Einzelaufnahmen auszugleichen)
- Wie genau ist das Gesamtsystem überhaupt?

3.5.1 Material und Methode

Für die Untersuchungen zur Qualitätssicherung wurde ein Musterzahn aus Superhartgips (New Fuji Rock®; GC Europe N.V., Interleuvenlaan 13 B - 3001 Leuven) verwendet, der von einem Frasaco®-Zahn (Hans Sachs & Co GmbH, Oberhofstraße 18, 88069 Tettnang, Germany) gewonnen wurde.

Abgeformt wurde der Frasco®-Zahn mit Impregum® (Espe, 82229 Seefeld, Germany; 3M Espe, St. Paul, USA).

3.5.1.1 Untersuchung zur Optimierung des Zahnbildes durch

Mittelwertbildung wiederholter Abtastungen

Hintergrund zu dieser Fragestellung war, dass ein gewisses "Rauschen" bei der Datenerfassung auftritt. Bei jedem optischen Gerät und einem A/D-Wandler ist ein Rauschen zu erwarten. Wenn wir n Bilder mitteln sollte sich das Rauschen statistisch eliminieren. Es galt herauszufinden, aus wie vielen einzelnen Messaufnahmen eines Objektes der Mittelwert zu ermitteln ist, um das "Rauschen" möglichst gering halten. Die Hypothese lautete, dass die Qualität der Daten mit der Wurzel der Anzahl der Abtastungen besser wird:

$$\text{Standardabweichung} = \frac{\text{Maximalfehler eines Einzelwertes}}{\sqrt{\text{Anzahl der Einzelwerte}}}$$

Wenn die Hypothese stimmt, sollten die Ergebnisse mit steigender Einzelbildanzahl immer besser werden. Bei einer Aufnahme, errechnet aus 64 Einzelaufnahmen, müsste die Qualität des Bildes um den Faktor 8 besser sein. Um diese Behauptung zu beweisen, wurde ein Zahn 64-mal hintereinander in identischer Position abgetastet. Es lagen also 64 Einzelaufnahmen vor, die über die Bildbearbeitungssoftware zu Mittelwertbildern verrechnet wurden. Als Maß wurde die Standardabweichung herangezogen, da sie sich durch die identische

Oberfläche und die identische Position des Objektes gut eignet. Als Referenz diente das Mittelwertbild aus 64 Abtastungen. Nun wurden die Mittelwertbilder aus 2, 4, 8, 16, 32 und 64 Einzelaufnahmen mit dem Mittelwert aus 64 Aufnahmen (Referenz) überlagert.

3.5.1.2 Untersuchung zur Optimierung des Zahnbildes durch

Mittelwertbildung 2. Teil

Um eine Aussage über die Validität des Meßsystems und deren Vorhersagbarkeit treffen zu können, wurde die Versuchsdurchführung mit Mittelwerten des um 180° gedrehten Messobjektes nochmals wiederholt. Das Kontrollbild wurde nur aus 16 Abtastungen generiert, weil sich in der ersten Durchführung gezeigt hatte, dass ein Mittelwertbild aus 16 Einzelabtastungen schon einen sehr guten Wert liefert.

3.5.1.3 Untersuchungen zur Optimierung des Matchingergebnisses durch

Variation des Winkels zwischen den abgetasteten Bildern

Bei der Vervollständigung einer Okklusalfäche eines Zahnes sollten nun ähnlich hohe Genauigkeiten erzielt werden. Dieser Untersuchungsblock erfolgte in mehreren Versuchsreihen:

1. Teil: Zur Überprüfung wurde der Zahn der b-Serie um ca. 180° gedreht, eingescannt und mit dem erodierten Mittelwertbild aus 64 Abtastungen (b-Serie) verrechnet. Die Einstellung der 180° erfolgte nur näherungsweise mit der Hand. Der Objektträger war zu diesem Zeitpunkt noch in Entwicklung.

Weil das erste Ergebnis sehr schlecht war (26,7 μm gegenüber 2 μm Abb. 3.16), wurde das gedrehte Messobjekt mehrmals gescannt und danach wurden weitere Mittelwertbilder aus 2, 4, 8 und 16 Abtastungen (c-Serie) generiert.

2. Teil: Der folgenden Versuchsreihe lag zum einen die Idee zugrunde, dass die Genauigkeit bei der Vervollständigung des Zahnes aus Einzelbildern womöglich vom Rotationswinkel des Objektes abhängig ist. Es galt herauszufinden, mit welchem Winkel die Elimination der Abschattungen am effektivsten zu erreichen ist. Als Grundlage diente wieder der Musterzahn und sein erodiertes Mittelwertbild aus 64 Aufnahmen. Die Winkeleinstellung erfolgte mit der Hand. Die gewünschten Winkel wurden dadurch nur annähernd erreicht. Einzelabtastungen und Mittelwertbilder aus acht Aufnahmen wurden mit dem 64er Bild gematcht. In ca. 20°-Schritten wurde der Winkel verändert. Da das Matchingprogramm nach der Überlagerung den entsprechenden Winkel ausgibt, konnten für die Erstellung des Graphen genauere Winkelwerte angegeben werden. (Abbildung 3.25)

3. Teil: Zur Verifizierung der im 2. Teil gewonnenen Ergebnisse wurde das 20°-Bild mit dem -160°-Bild gematcht.

4. Teil: Zur Überprüfung der These, dass ein Fehler in der Zuordnung der Pixelwerte vorliegt, wurde ein Gipszylinder von ca. 3mm Höhe abgetastet. Der Zylinder wurde mit Hilfe einer Metallform hergestellt.

3.5.2 Ergebnisse

3.5.2.1 Untersuchung zur Optimierung des Zahnbildes durch Mittelwertbildung wiederholter Abtastungen

Auf der Abbildung 3.19 sind die Mittelwertbilder (Anzahl der Einzelbilder) gegen unseren gemittelten Referenzzahn aufgetragen.

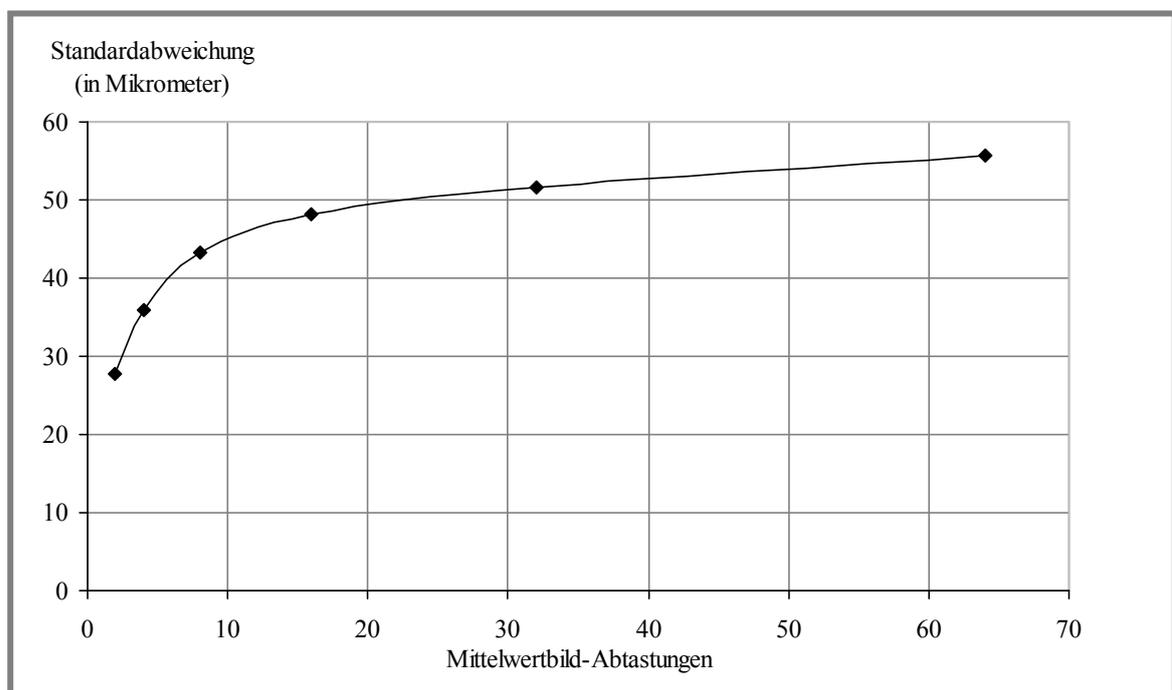


Abbildung 3.19: Optimierung durch Mittelwertbildung 1 (gegen Referenz aus 64 Abtastungen)

Mit steigender Einzelbildzahl wurde das Ergebnis immer schlechter. Eine Verschlechterung bedeutet, dass sich durch die Mittelwertbildung ein Rechenfehler abhängig von der Anzahl der Einzelabtastungen erhöhte. Die Daten wurden daraufhin einer genauen Analyse unterzogen: Dazu wurden ausgewählte willkürliche Punkte der Zahnoberfläche auf Plausibilität kontrolliert. Bei der Überprüfung der z-Werte der einzelnen Messpunkte fiel

auf, dass bei der "Addition" der Einzelaufnahmen in den Randbereichen und am Rand von Abschattungen starke Abweichungen zwischen den Bildern auftraten. Die Erklärung für dieses Phänomen an den Rändern der Abtastungen ergab sich aus dem Vorgehen bei der Bildbearbeitung. Es wurden immer die mit aufgenommenen Zahnfleischareale entfernt, um das Ergebnis nicht zu verfälschen. Als Bild verblieb nur noch die Zahnkrone bzw. Okklusalfäche in der Aufsicht vor einem Hintergrund, dessen Höhenwerte gleich null gesetzt wurden. Bei der "Addition" der Einzelaufnahmen wurde in den betroffenen Gebieten ein Messpunkt, der auf der einen Aufnahme eine Höhenangabe ungleich null hatte, mit einer Höhenangabe des Wertes null der anderen Aufnahme verrechnet. Dies führte zu den Fehlern in den Randbereichen. Mit steigender Bildzahl erhöhte sich der Fehler, die Höhenangaben in den Randbereichen näherten sich dem Wert null an. Nun folgten Versuche dieses Problem zu beseitigen. Eine einfache und effektive Lösung ist die Entfernung der betroffenen Bereiche. Mittels eines Erosionsprogramms, eingebettet in die khoros® -Auswertroutine, konnten diese Areale entfernt werden.

Erosion ist einer der grundlegenden Operatoren der morphologischen Bildbearbeitung. Mit diesem Operator werden die Kanten eines Bildes wegerodiert. Flächen mit Vordergrundpixel werden kleiner, die mit Hintergrund werden größer (WENGER et al. 2003).

Im Prinzip wurde in den Randbereichen der sichtbaren Kaufläche ein kleiner Anteil des Bildes entfernt. Nachteilig war, dass es dadurch unweigerlich zu einer Vergrößerung der Verschattungen kam.

Da als Referenz immer das Mittelwertbild aus 64 Abtastungen verwendet wurde, genügte es, dieses Bild durch das Erosionsprogramm laufen zu lassen.

Um den gesamten betroffenen Bereich zu erfassen, der von der Anzahl der Einzelaufnahmen abhängig war, wurde das 64er Bild siebenmal erodiert. Mit dem erodierten Referenzbild wurden nochmals die Mittelwertbilder analog zu Abbildung 3.19 überlagert (Abbildung 3.20). Die Hypothese konnte nicht belegt werden. Bei logarithmischer Auftragung der Messergebnisse müsste der Graph eine Gerade (Funktion: $y = 1/x + a$) ergeben (Abbildung 3.21). Allerdings trat dennoch eine Verbesserung auf, wenn auch nicht in dem erwarteten Rahmen.

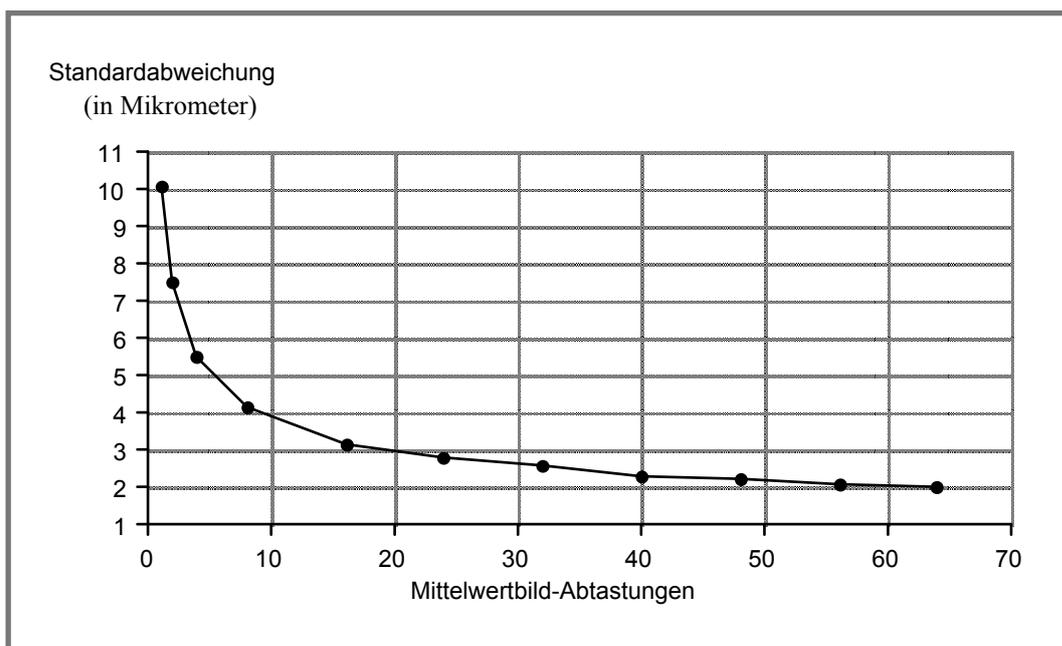


Abbildung 3.20: Optimierung durch Mittelwertbildung 2 (gegen Referenz aus 64 Abtastungen)

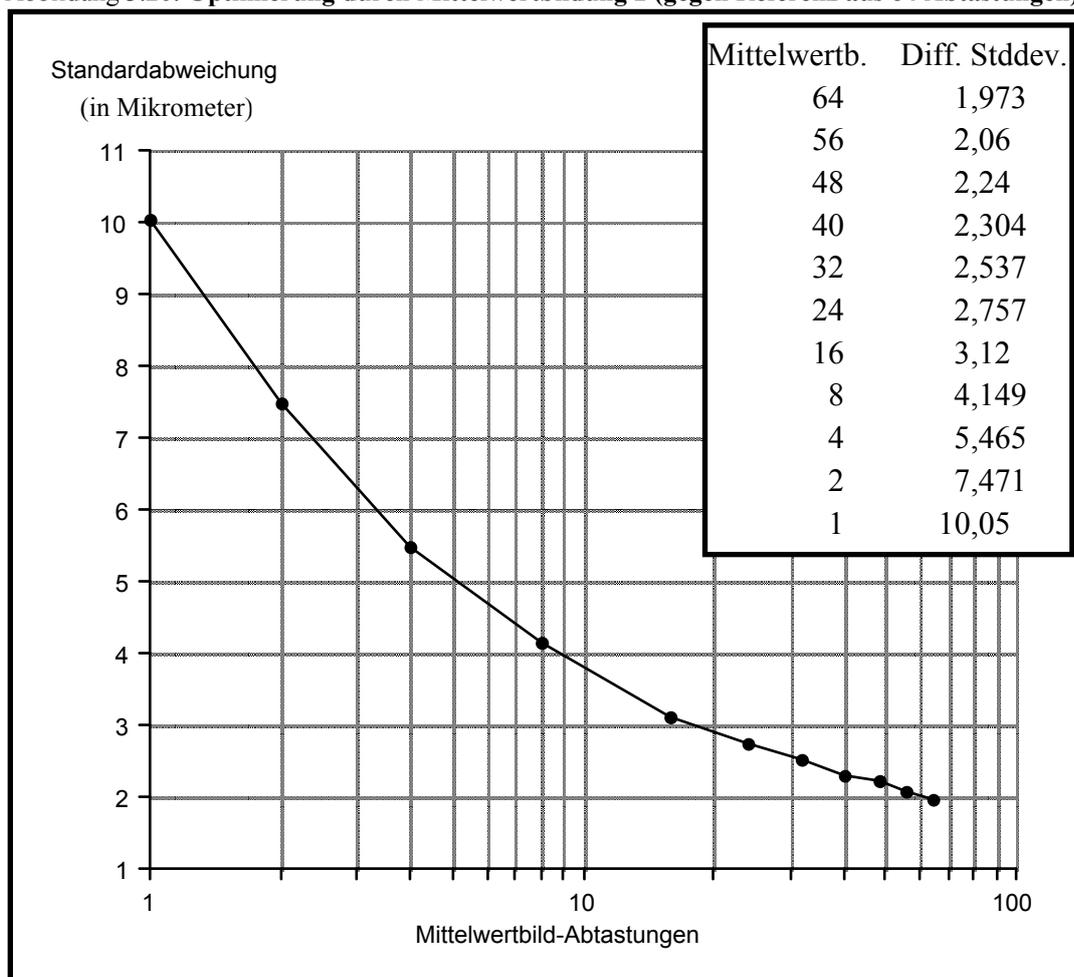


Abbildung 3.21: Optimierung durch Mittelwertbildung 3 (logarithmische Darstellung von 3.15)

3.5.1.2 Untersuchung zur Optimierung des Zahnbildes durch Mittelwertbildung 2. Teil

Die Kontrolluntersuchung mit um 180° gedrehten Aufnahmen unseres Musterzahnnes ergab ähnliche Werte Abbildung 3.22 und 3.23).

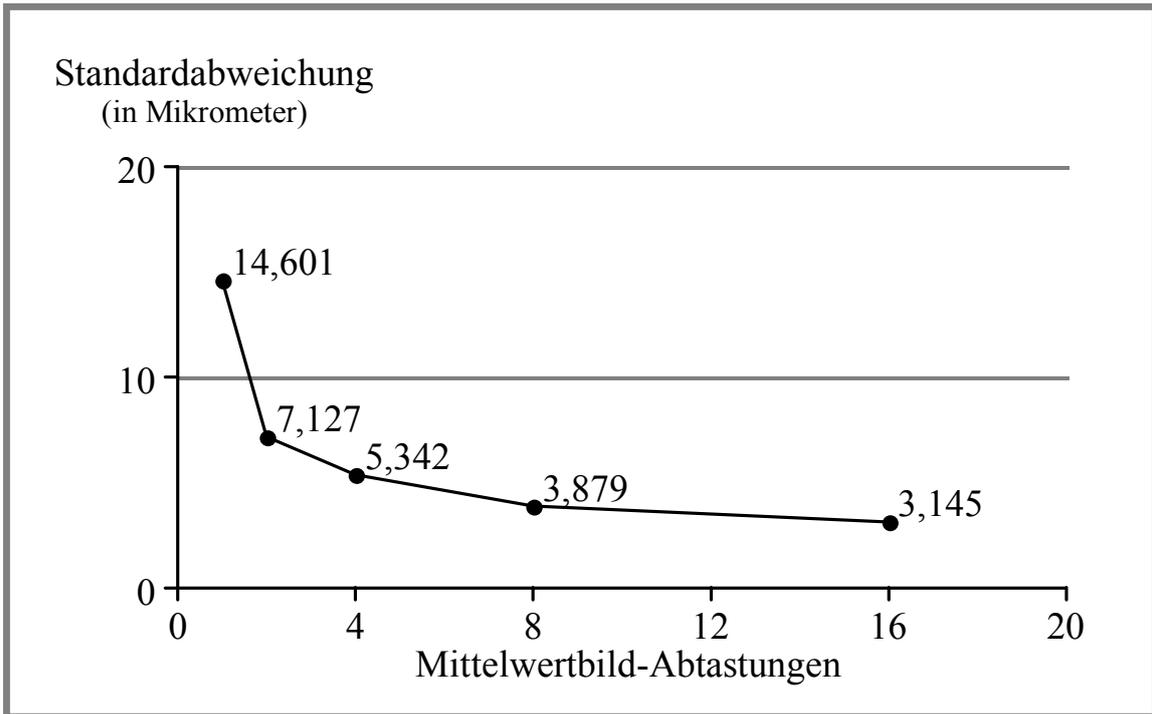


Abbildung 3.22: Kontrolle Mittelwerte 1 (gegen Referenz aus 16 Abtastungen)

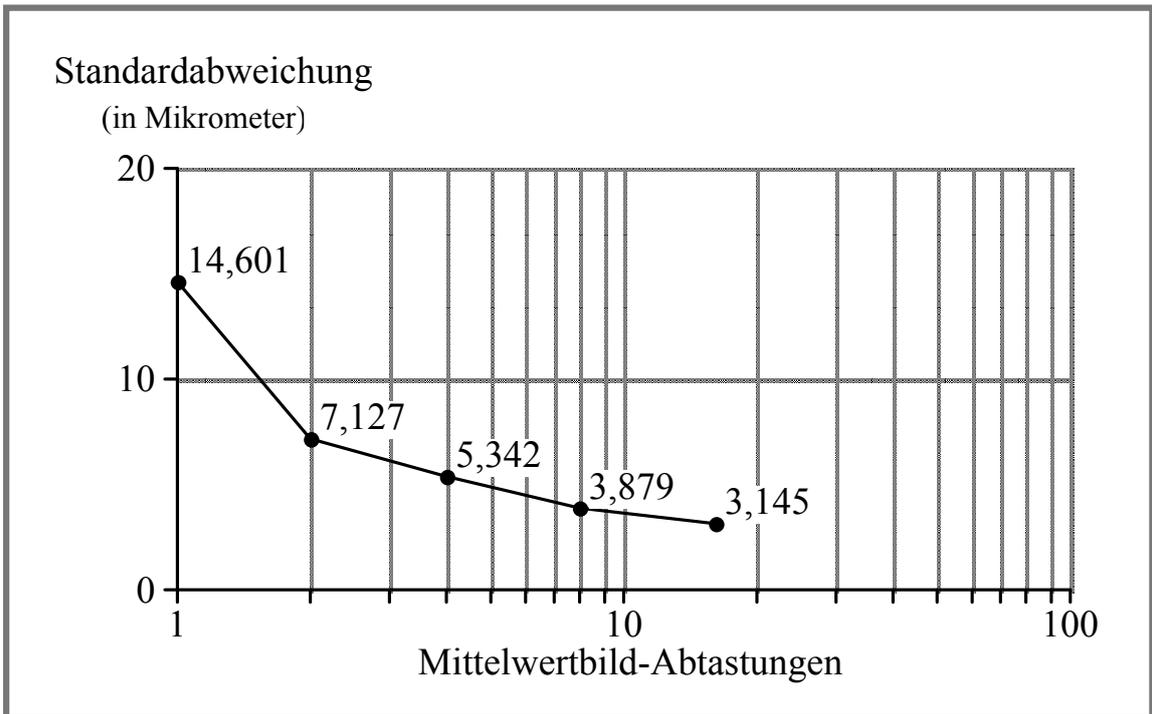


Abbildung 3.23: Kontrolle Mittelwerte 2 (gegen Referenz aus 16 Abtastungen; logarithmische Darstellung)

3.5.2.3 Untersuchung zur Optimierung des Matchingergebnisses durch

Variation des Winkels zwischen den abgetasteten Bildern

1. Teil: Das Ergebnis lag um 25,5 μm (Abbildung 3.24). Gegenüber den einstelligen Werten, die bei der Überlagerung wiederholter Abtastungen aus dem selben Winkel erreicht wurden, ein sehr schlechter Wert. Weil das Matchingprogramm als Rotationswinkel ca. 173° angab, wurden zwei Matchingdurchläufe mit geänderten Eingaben (170° anstatt 180°) nochmals wiederholt (doppelte Werte).

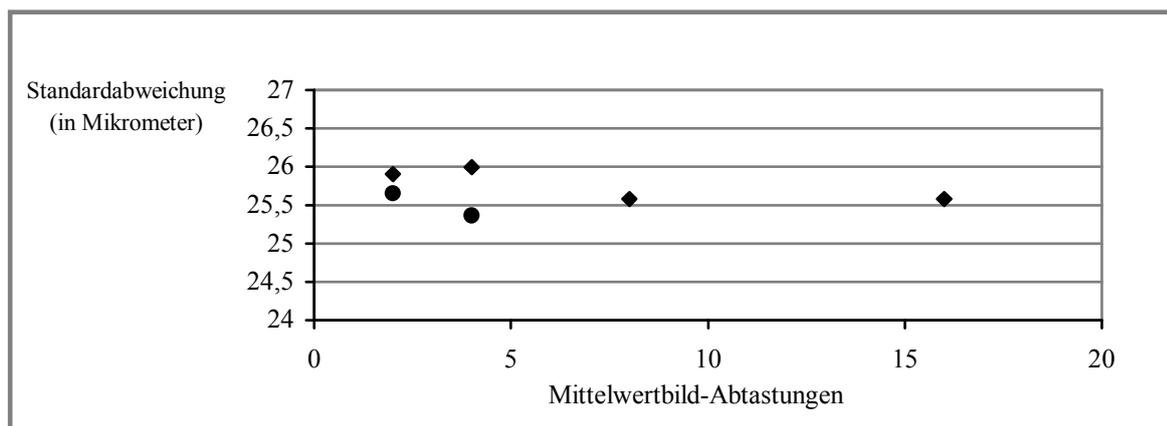


Abbildung 3.24: Variation des Winkels 1 (gegen Referenz aus 64 Abtastungen)

2. Teil: Der Graph (Abbildung 3.25) verdeutlicht, dass die Abtastungen in 0° und 180° alleine in einem akzeptablen Bereich lagen. Alle anderen Werte liegen weit über den 25 μm . aus der vorangegangenen Versuchsreihe. (Abbildung 3.24).

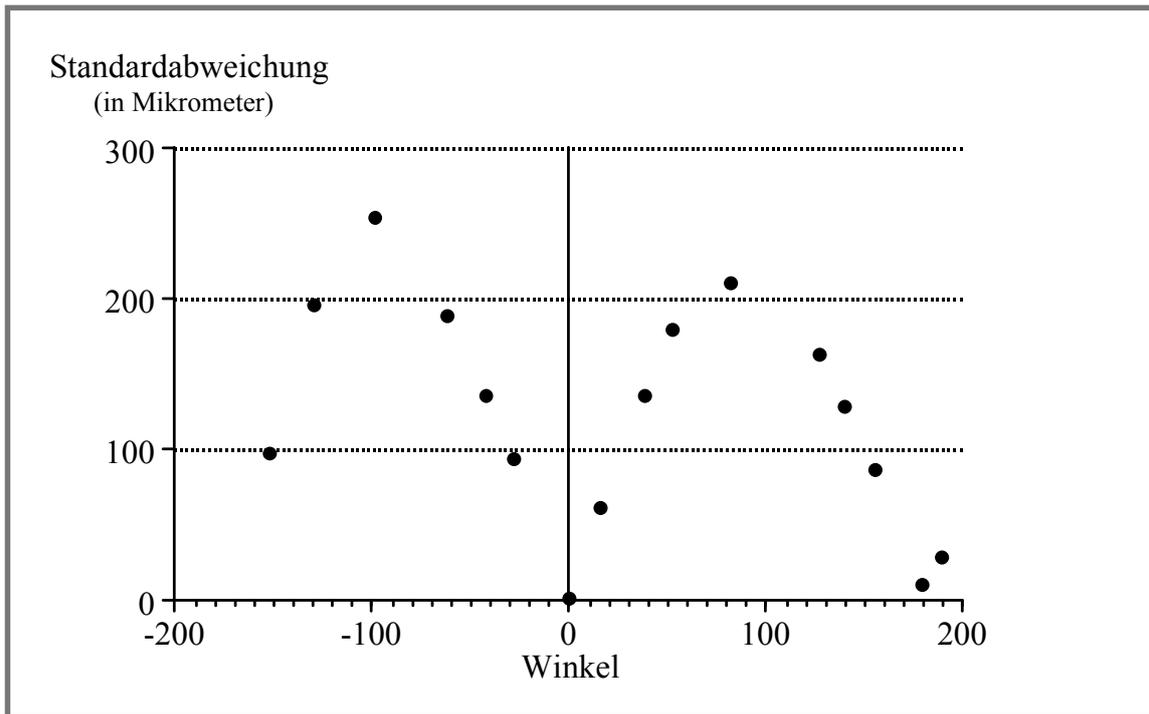


Abbildung 3.25: Variation des Winkels 2 (Mittelwertbilder aus 8 Abtastungen gegen Referenz aus 64 Abtastungen)

3. Teil: Der erwartete Wert der Standardabweichung des Differenzbildes hätte nach der graphischen Darstellung (Abbildung 3.25) bei ca. 4 μm liegen müssen, lag aber bei 30,64 μm . Bei weiteren Verrechnungen derartiger "gespiegelter" Aufnahmen lagen die Werte sogar noch erheblich darüber. Als Erklärung dafür wurde folgende Hypothese formuliert: Die Zuordnung der Werte bei der Bilderzeugung in der x- oder y-Richtung wurde falsch definiert, d.h. das gespeicherte Bild wurde in einer dieser Achsen verzerrt. Dies erklärt die guten Ergebnisse bei 0°- mit 180°- Verrechnungen und die wesentlich schlechteren bei den anderen „Spiegelpaaren“. Dies führte zur Durchführung der 4. Versuchsreihe.

Durch die Aufnahme aus zwei Richtungen konnten die Abschattungen beseitigt und eine vollständige Okklusalfäche erzeugt werden. Alle Abschattungen konnten eliminiert werden ab einer Winkeldifferenz von 120°.

4. *Teil:* Schon auf der Bildschirmdarstellung fiel die ellipsoide Form des Kreisabbildes auf. Bei den Aufnahmen der Okklusalfäche war keine optische Verzerrung am Monitor zu erkennen. Es wurden alle Parameter und Einstellungen überprüft. Eine unkorrekte Wertangabe für die Pixelbreite (x-Achse) des CCD-Chips konnte in den Parametereinstellungen der Bildbearbeitungssoftware festgestellt werden. Eine erneute Versuchsdurchführung mit Abtastungen des rotierten Objektes nach Berichtigung des Zuordnungsfehlers brachte erheblich bessere Ergebnisse mit einer Standardabweichung um 10µm.

Eine stark negative Beeinflussung der Messdaten durch Rauschen des Sensors konnte nicht belegt werden.

Nach der Validierung des Meßsystems konnten vor Beginn der klinischen Studie folgende technische Daten des Laser-Sensors ermittelt werden (Tabelle 3.1.):

Der obere Abschnitt der Tabelle enthält die theoretischen Sensordaten, der untere Bereich die ermittelten Werte für das Gesamtsystem.

Die Reproduziergenauigkeit, ermittelt durch den Vergleich zweier Datensätze eines Objektes, die durch zwei Aufnahmen ohne Veränderungen am Sensor oder an der Objektposition gewonnen wurden (3.5.1.1) , gibt Schwingungen und Genauigkeit des Schrittmotors, das Kamerarauschen und das Rauschen des A/D-Wandlers wieder. Die Genauigkeit nach automatischer Softwarereposition, ermittelt durch zwei Aufnahmen eines Objektes nach Veränderung der Objektposition, gibt die Gesamtgenauigkeit des Systems wieder (3.5.1.2) Das Maß für die Genauigkeit des Gesamtsystems ist die Standardabweichung aus allen z-Werten.

Auflösung in der x-Achse (seitlich; CCD-Chip)	25 μm
Auflösung in der y-Achse (längs der Abtastrichtung; Schrittmotor)	> 2 μm
Auflösung in der z-Achse (Höhe)	5 μm
Messzeit	:40 ms/Linie (512 Messpunkte) 5.000 – 10.000 Oberflächenpunkte / sec.
Tiefenmessbereich	15 mm
Reproduziergenauigkeit	1 $\mu\text{m} \pm 1$
Gesamtgenauigkeit	10 $\mu\text{m} \pm 3$

Tabelle 3.1: **Sensordaten**

3.5.3 Diskussion

Ein Laserscanner ist ein guter Kompromiss zwischen Arbeitsaufwand und Genauigkeit (NHM 2000). WINKLER et al. (1996) kam in einer vergleichenden Studie zwischen einer optischen indirekten Verschleißbestimmung und einer Erhebung mittels Profilometer zu dem Ergebnis, dass die Genauigkeit der subjektiven optischen Erhebung für klinische Studien nicht ausreicht. Es wurde herausgefunden, dass die Messung von Abrasion und Randeinbrüchen mit einem Lasermessgerät dreidimensional mit hoher Präzision und in kürzerer Zeit erfasst werden kann (FUTATSUKI & NAKATA 1990). Bei Vergleichen zwischen der Methode nach Leinfelder und dem 3D-Laser-Scanner zeigte sich deutlich die höhere Genauigkeit der dreidimensionalen Laserabtastung (PERRY et al. 1996, 2000; KUNZELMANN et al. 1999). Die bisher durchgeführten Untersuchungen mit zum Teil subjektiven Messmethoden müssen anhand dieser neuen Methode überarbeitet und reevaluiert werden (MEHL 1998 S.123).

Das Verfahren, das der Lichtschnittsensor anwendet, hat sich sehr bewährt. Durch die hohe Präzision (Reproduzierbarkeit 1µm) und die enorme Geschwindigkeit (ca. 30s für 250.000 Messpunkte) ist dieses System den anderen eingesetzten Messverfahren weit überlegen (MEHL et al. 1994). Mit

dem 3D-Sensor ist es erstmals möglich die immer wieder geforderten in-vivo Untersuchungen in großer Stückzahl durchzuführen [Laborsimulationen können die Parametervielfalt klinischer Studien nur unzureichend nachbilden, so dass klinische Studien immer als Bewährungsprobe eines Materials zu betrachten sind (KUNZELMANN et al. 1997)].

Durch die referenzpunktfreie Abtastung fällt nahezu keine Vorarbeit an. Die Anbringung von Referenzbrackets oder Vertiefungen im Schmelz, bekannt von anderen Messverfahren, ist mit dieser Methode nicht notwendig. Der Patient erleidet keine Schädigung der Zahnhartsubstanz und unterliegt keinen Einschränkungen im täglichen Leben. Ferner bietet sich der Einsatz des Lichtschnittsensors in CAD/CAM-Verfahren an, an dessen Ende die Fertigung einer Einlagefüllung aus industriell hergestellten Werkstoffen (Keramiken (auch Zirkonoxid), Titan) steht. Ein kommerzieller Nachfolger der aufgeführten Sensoren liegt bereits mit dem Scanner *esI*® der Firma etkon AG (Lochhamer Schlag 6, 82166 Gräfelfing, Germany) vor (Abbildung 3.26 und 3.27). Dieser Scanner wurde zur IDS 2001 auf dem Markt eingeführt.

Als Matching-Basis sollten wegen des geringen Abriebs und der guten Überlagerbarkeit Schmelzareale außerhalb der okklusalen Kontakte herangezogen werden, wenn möglich sogar bukkale und linguale Flächen (TEUFFEL et al. 1995).



Abbildung 3.26: **Scanner es1** der Firma **etkon** (www.etkon.de)



Abbildung 3.27: **Scanner es1** der Firma **etkon AG** (www.etkon.de)

Gegenüber den mechanischen Messverfahren bestehen weitere Vorteile. Die Modelle können beliebig oft eingescannt werden. Bei mechanischen Abtastsystemen kommt es zu Oberflächenveränderungen. Spalten und tiefe Fissuren werden aufgrund des Tasterdurchmessers nicht erfasst, durch den

Vorschub kann es zu Verzerrungen kommen (HEWLETT et al. 1992, PELKA et al. 1993). Durch den speziellen optischen Vorbau ist es gelungen die Nachteile der optischen Sensoren, hohe Messgenauigkeit bei geringem Höhenmessbereich und umgekehrt, zu Gunsten eines ausreichend hohen Messbereichs (15mm) bei hoher Messgenauigkeit auszugleichen (MEHL et al. 1996, MEHL 1992). Die weltweit einzigartig hohe Genauigkeit und Schnelligkeit des Gesamtsystems ermöglicht erstmalig die Durchführung und Auswertung größerer klinischer Studien und wird damit sicherlich zu einer Neubewertung des In-vivo-Abrasionsverhaltens der einzelnen Materialien führen (MEHL 1998 S.124).

Probleme des Scanners konnten durch die durchgeführten Untersuchungen und Weiterentwicklungen eliminiert werden. Das einzig verbleibende Problem dieser Messmethode stellt die hohe Investition für die Einrichtung eines Messplatzes mit angebundener Auswertroutine dar.

3.6 Klinische Anwendung am Beispiel von Visio Gem®-Inlays

Die Präparationen und das Einbringen der Komposit-Inlays im Seitenzahnbereich erfolgten an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Als Kompositmaterial für die Inlaytechnik wurde das Kronen- und Brückenverblendmaterial Visio Gem® der Firma Espe verwendet. Nach dem Legen der Füllungen wurden Abdrücke genommen und mit Epoxidharz ausgegossen. Ebenso verhält es sich mit den Replika, die nach mehreren, unterschiedlichen Jahren klinischer Verweildauer, gewonnen wurden. Diese Replika aus Epoxy-Die® lagen in Form von (Teil-) Modellen zur Auswertung vor.

3.6.1 Material und Methode

Für eine optimale optische Messung muss ein Material folgende Eigenschaften aufweisen:

1. Licht diffus reflektieren;
2. eine möglichst geringe Eindringtiefe für Licht aufweisen;
3. dimensionsstabil sein.

Da die Epoxidharzreplika diesen Eigenschaften (Punkt 1 und 2) nicht ausreichend gerecht wurden, mussten die Modelle zuerst mit Silikon (Alpasil®, Alpa®) dupliziert werden.

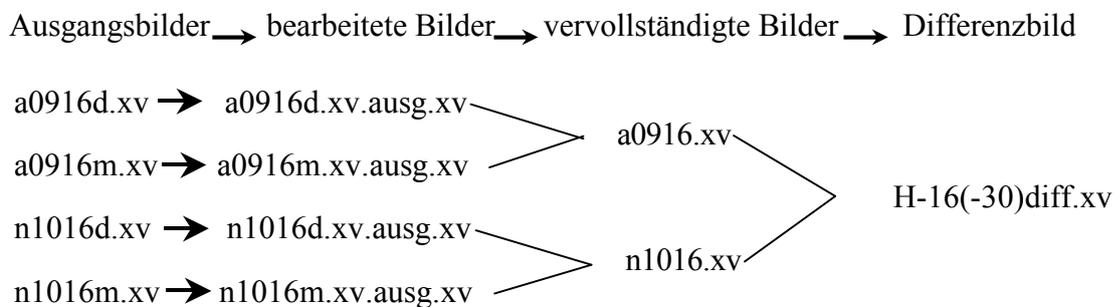
Als Werkstoff hat sich weißer Superhartgips am besten bewährt. Die Herstellung der Zahnmodelle erfolgte mit dem Gips New Fuji Rock® (GC, München).

Für die verschiedenen Problemstellungen waren auch unterschiedliche Codes für die Bildbearbeitung notwendig.

Alle Replika waren mit einer Nummer versehen. Durch diese Nummer sollte jedes Replika einem Patienten und dem Tag der Erstellung (Abdruck) zugeordnet werden können. Des Weiteren waren auf den Replika die Zähne vermerkt, die mit einem Visio Gem®-Inlay versorgt wurden. Leider waren die Angaben unvollständig und in einigen wenigen Fällen stimmte die Zuordnung der *baseline*-Modelle zu den *follow-up*-Modellen nicht überein.

Alle *baseline*-Bilder beginnen mit dem Kürzel "a", alle "Endmodell"-Bilder mit "n". Es folgen Modellnummer, Zahnangabe, eventuell Sichtrichtung, ein Bearbeitungshinweis oder der Bearbeitungsstand. Bei den Bearbeitungshinweisen handelt es sich um Kürzel, die von dem Bildbearbeitungsprogramm automatisch beim Durchlaufen der einzelnen Arbeitsschritte an den Dateinamen angehängt wurden. Sie dienen nur der Kontrolle dahingehend, dass diese Arbeitsschritte auch tatsächlich durchgeführt wurden. Beispielweise bedeutet a0916d.xv.ausg :

baseline-Modell 9, Zahn 16 von distal abgetastet, ausgeschnitten und vollständig bearbeitet. Das vervollständigte Bild dieses Zahnes 16 (verrechnet mit der Ansicht von mesial) wird derart angegeben: a0916v.xv
Dementsprechend wird das Differenzbild wie folgt benannt: H-16(-30)diff.xv, wobei der Großbuchstabe für den Namen des Patienten steht, um eine spätere Zuordnung zu erleichtern. Zur genaueren Verdeutlichung des Zahlencodes nochmals ein vereinfachtes Beispiel:



Aufgrund der gravierenden Verbesserungen in der Qualität der Messungen und beim Matching, wurden bei der Untersuchung der Abrasion an mit Visio Gem® versorgten Seitenzähnen keine Mittelwertbilder verwendet (siehe 3.5.3). Alle Zähne wurden aus einer „mesialen und distalen“ Aufnahmerichtung erfasst und zu einem abschattungsfreien Bild vereinigt. Bei einigen wenigen Aufnahmen (Prämolaren) war die Vervollständigung aus zwei Aufnahmerichtungen nicht notwendig, weil eines der beiden Bilder ohne Abschattungen vorlag. Wenn vom *baseline*-Modell und dem Nachuntersuchungsmodell jeweils die vervollständigten Aufnahmen

vorlagen, erzeugte das Programm Match 3d ein Überlagerungsbild (Differenzbild).

In den Abbildungen 3.28 und 3.29 ist das Prinzip der Generierung einer vervollständigten Okklusalansicht aus zwei eingescannten Einzelbildern mit Abschattungen dargestellt.

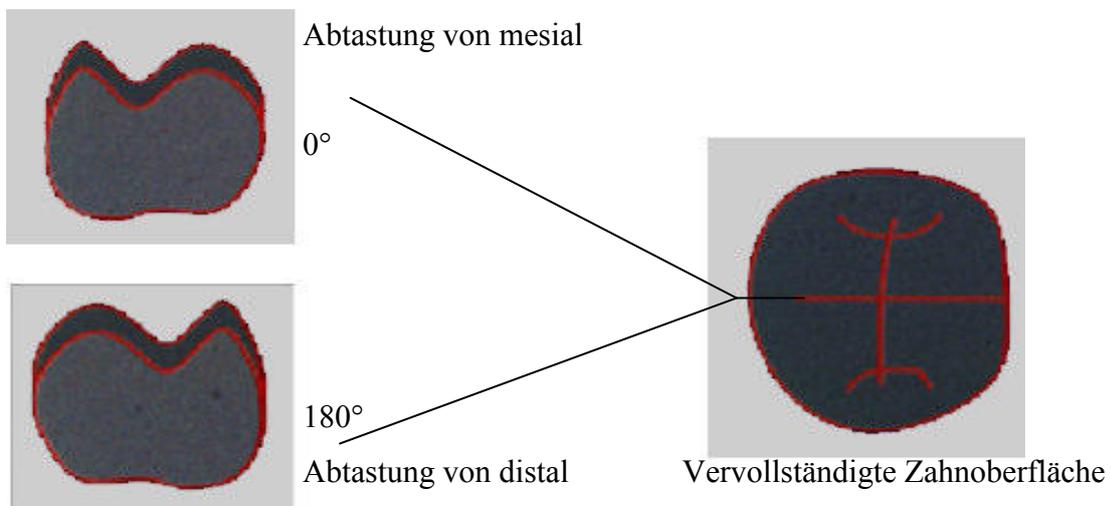


Abbildung 3.28: Skizze zur Differenzbilderzeugung

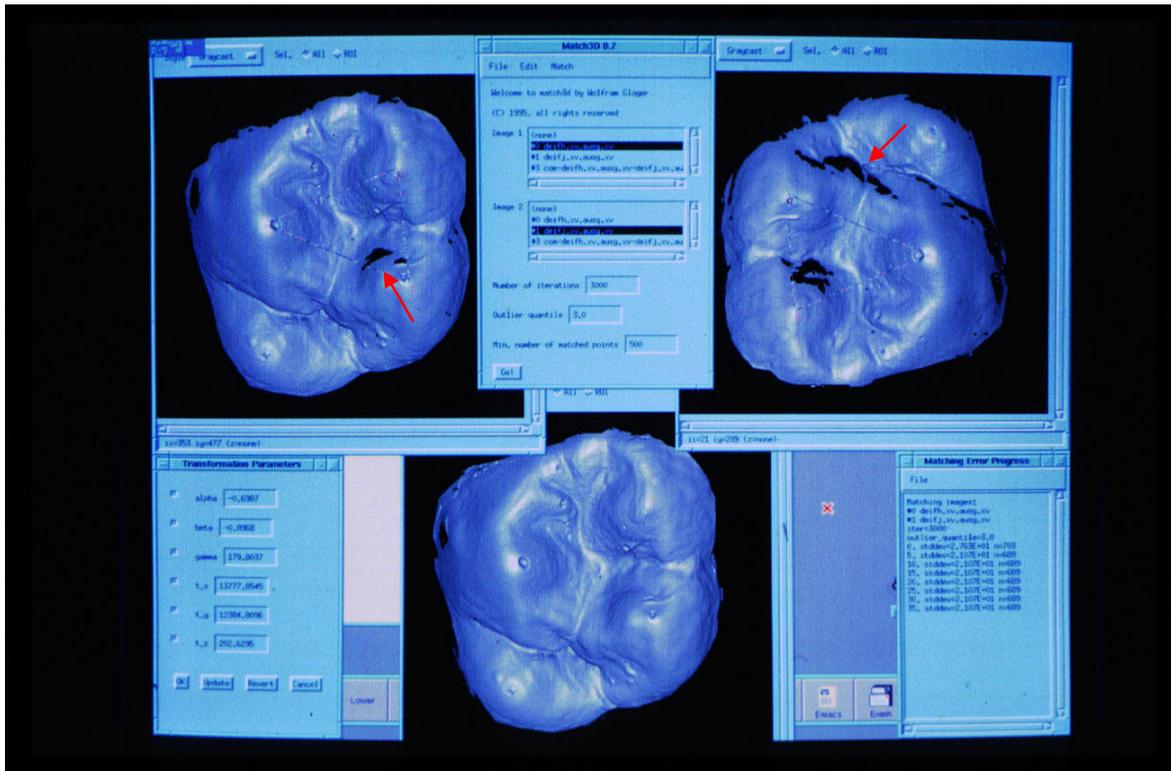


Abbildung 3.29: Eliminierung der Verschattungen  in den Einzelbildern durch Bildung eines Differenzbildes

Der Entwicklungsstand des Lasersensors, mit dem die klinischen Daten erhoben wurden, entsprach dem Prototyp 2 (ähnlich Abbildung 3.11). Der Sensor war fest mit dem Linux-Netzwerk verbunden. Die Aufbereitung der Daten erfolgte mit dem eigens programmierten Softwareprogramm „match 3d“. Dieses Programm beinhaltet bereits den größten Teil der Auswertroutine wie Generierung eines Vollbildes aus zwei Einzelbildern und das eigentliche „matching“. Arbeitsschritte unter der freien Software khoros® waren nicht mehr notwendig.

Für das Matching wurde die Überlagerungsstrategie „Automatching“ mit folgenden Parametern ausgewählt:

- Genaue Vorpositionierung durch die Angabe dreier markanter Punkte auf der Zahnoberfläche (Abbildung 3.5)
- Konstante negative Schwelle: $-30\mu\text{m}$
- Minimale Anzahl an Matchingpunkten: 1000
- Ausreißerquantil: 3,5-fache Standardabweichung
- Maximale Anzahl der Iterationen (Adaptionszyklen): 1000
- (• Schrittweite des Schrittmotors des Sensors: $25\mu\text{m}$)

Die konstante negative Schwelle bewirkt, dass bei der Überlagerung keine Bereiche mit positiven z-Werten auftreten. Positive Werte in der z-Achse bedeuten eine Zunahme (Ablagerung) auf der Zahnoberfläche.

Die in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg angefertigten Modelle für 53 Füllungen der Inlays verteilten sich auf 13 Patienten.

Einige Modelle konnten nicht zugeordnet werden,. Andere mussten aufgrund ihrer schlechten Qualität (z.B.: okklusale Blasen und raue Oberflächen) im Vorfeld aussortiert werden. Auswertbar waren nur noch 33 Visio Gem®-Inlays von sieben Patienten. Die durchschnittliche Verweildauer betrug 48 Monate.

3.6.2 Ergebnisse

Die schlechte Qualität der zu untersuchenden Modelle ließ nur die Auswertung von 32 von ursprünglich 52 Zähnen zu. Die durchschnittliche Verweildauer betrug 48,8 Monate, bei den Prämolaren allein 47,4 Monate und bei den Molaren allein 49,8 Monate. Bei 13 Zähnen war eine Ausmessung der Inlaygrösse möglich. Sie betrug im Durchschnitt 45% der sichtbaren Fläche, bei den Prämolaren 51%, bei den Molaren 39%.

Auf einigen Darstellungen wird deutlich, dass beim Legen der Befestigungskomposit und das Bondingmaterial großzügig eingesetzt wurden. Dies bedingt starke Veränderungen durch Abplatzungen und überdurchschnittlich schnelle Abnutzung im Bereich des nicht konditionierten Schmelzes (Abbildung 3.33).

Zur besseren Unterscheidung wurden die Bilder an Hand ihrer Darstellung benotet, um eine getrennte Auswertung durchführen zu können. Es wurden somit zwei Gruppen ausgewertet. Zum einen die Gesamtgruppe aus 32 Zähnen, zum anderen eine Auswahl der besten, bestehend aus sechs Molaren und 3 Prämolaren.

Untersucht wurde die Standardabweichung der Differenzbilder. Sie gilt als Maß für die Differenz zwischen den beiden Bildern (baseline – Nachuntersuchung) und kann in μm angegeben werden. Der Mittelwert der Standardabweichungen betrug 158 [μm] (Note1: 88 [μm]). Des weiteren

wurde eine Unterteilung in Prämolaren und Molaren vorgenommen: Prämolaren 110 [μm] (Note1: 85 [μm]), Molaren 196 [μm] (Note1: 91 [μm]). Die Anforderungen der ADA (1989) für Seitenzahnfüllungen der Klasse II erfüllen die Visio Gem®-Inlays somit nicht. Die Abbildungen 3.30 bis 3.33 zeigen ausgewählte Beispiele der Visualisierung der Abrasion.

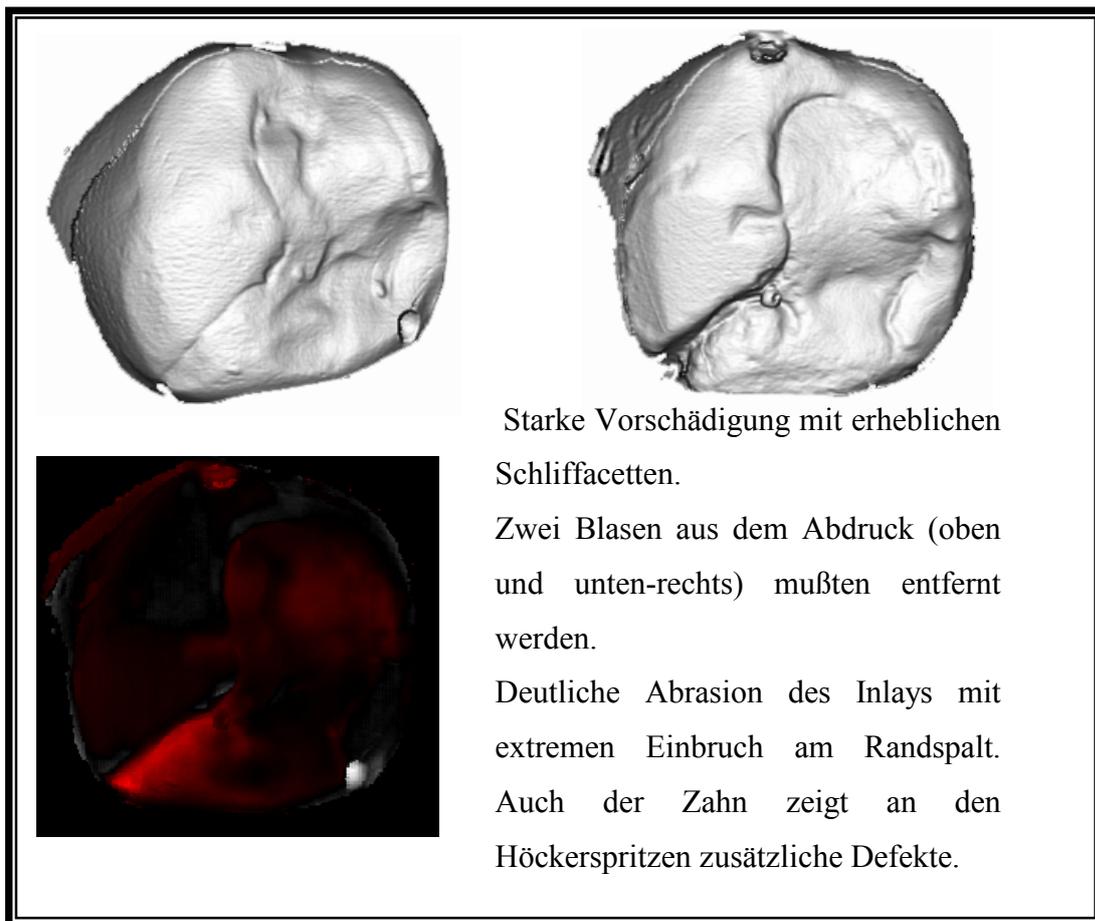
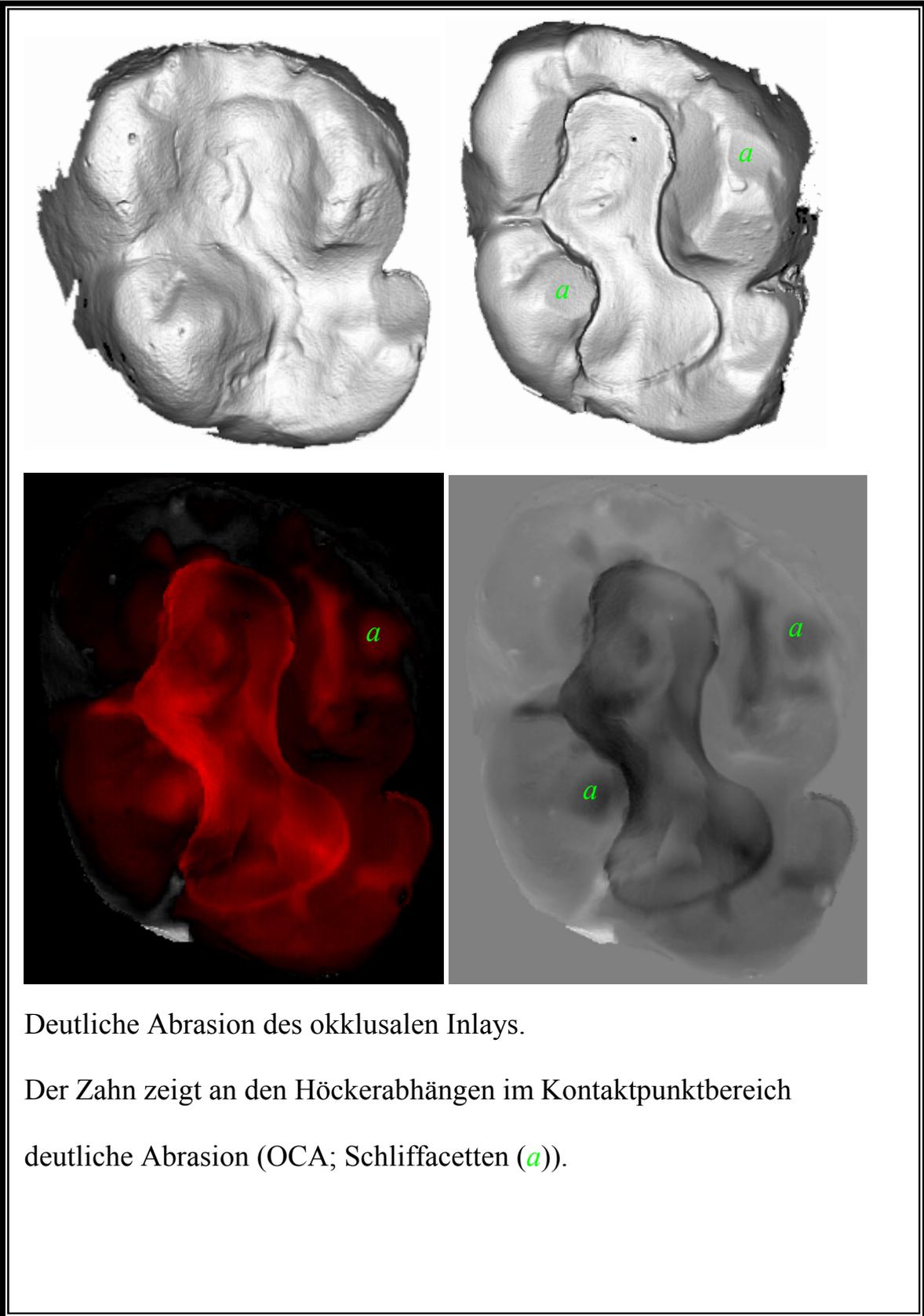


Abbildung 3.30: Abrasionsdarstellung 1



Deutliche Abrasion des okklusalen Inlays.

Der Zahn zeigt an den Höckerabhängigen im Kontaktpunktbereich deutliche Abrasion (OCA; Schliffacetten (a)).

Abbildung 3.31: Abrasionsdarstellung 2

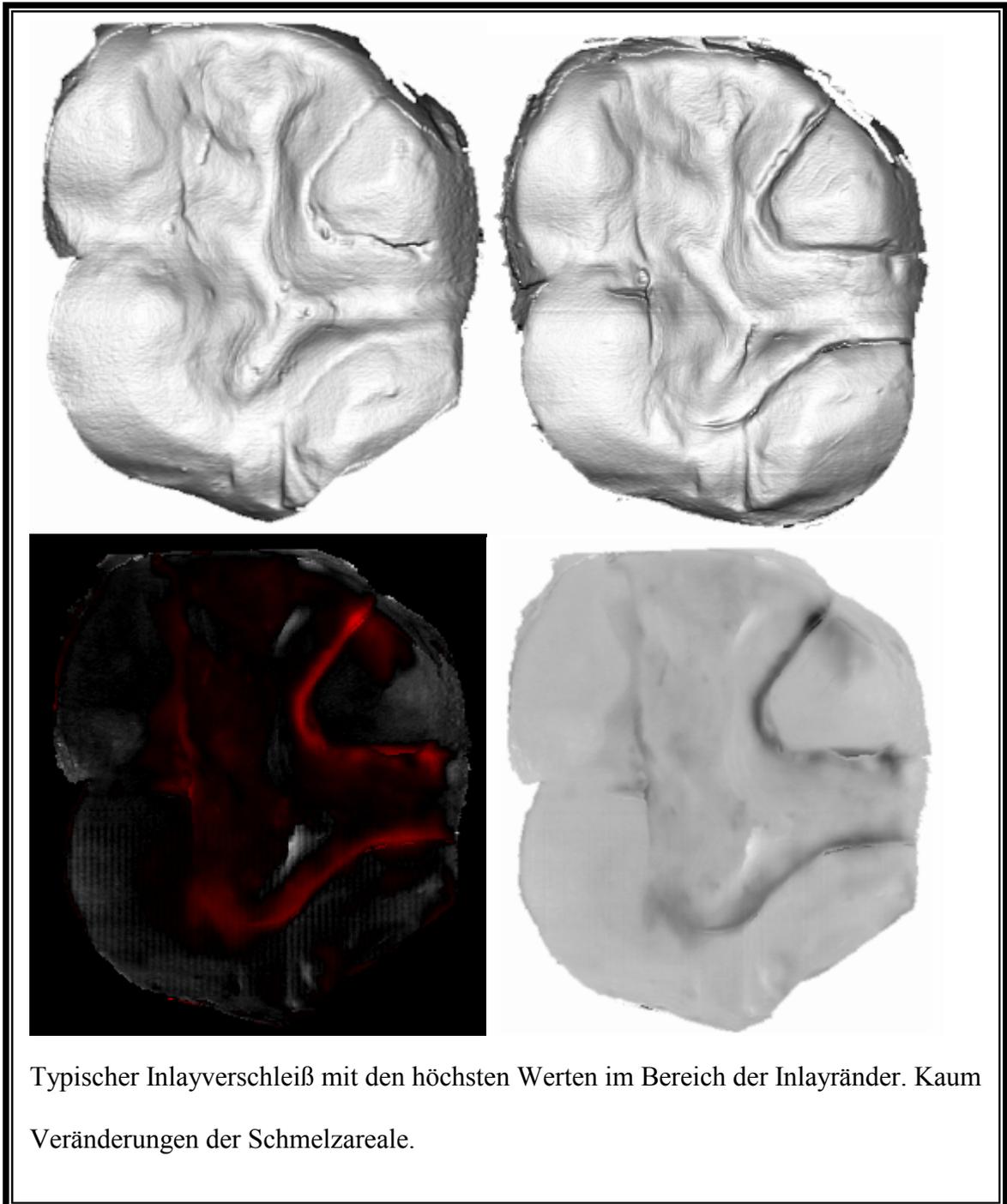


Abbildung 3.32: Abrasionsdarstellung 3

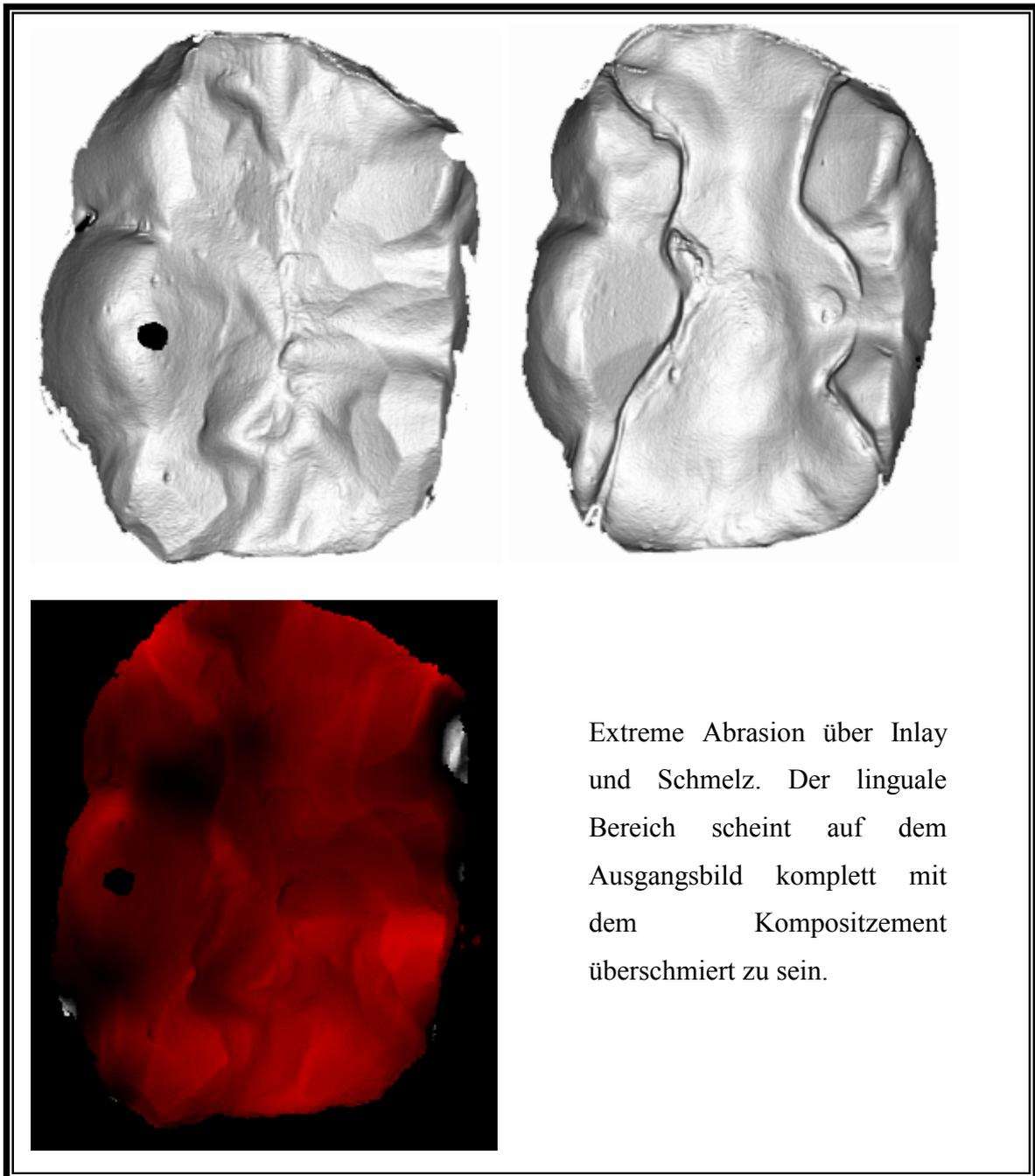


Abbildung 3.33: Darstellung der Unvollständige Entfernung des Befestigungskomposits

3.6.3 Diskussion

Die baseline-Modelle wurden alle aus Abdrücken gewonnen, die unmittelbar nach dem Legen der Füllungen angefertigt wurden. Dadurch kann sicher nicht gewährleistet werden, dass alles überschüssige Bonding- und Zementmaterial entfernt worden ist.

Im Gegensatz dazu wirft die zu großzügige Entfernung mit gleichzeitiger Reduktion des Zahnschmelzes im Füllungsrandbereich die Frage auf, ob die Verschleißrate, gerechnet auf die Lebenserwartung einer derartigen Füllung, verglichen mit dem Substanzabtrag durch den Behandler, ins Gewicht fällt (Abbildung 3.34).

Bei der Auswertung der klinischen Daten stellten sich die geringen Informationen als Manko dar. Es fehlten jegliche Angaben zu Anamnese und Befund der Patienten. Besonders interessant wäre das jeweils vorliegende gnathologische Prinzip und die Situation der Antagonisten und Nachbarzähne. Auch Angaben zu Ernährungsgewohnheiten, Habits und Bruxismen ist für die Beurteilung des Verschleißes wichtig.

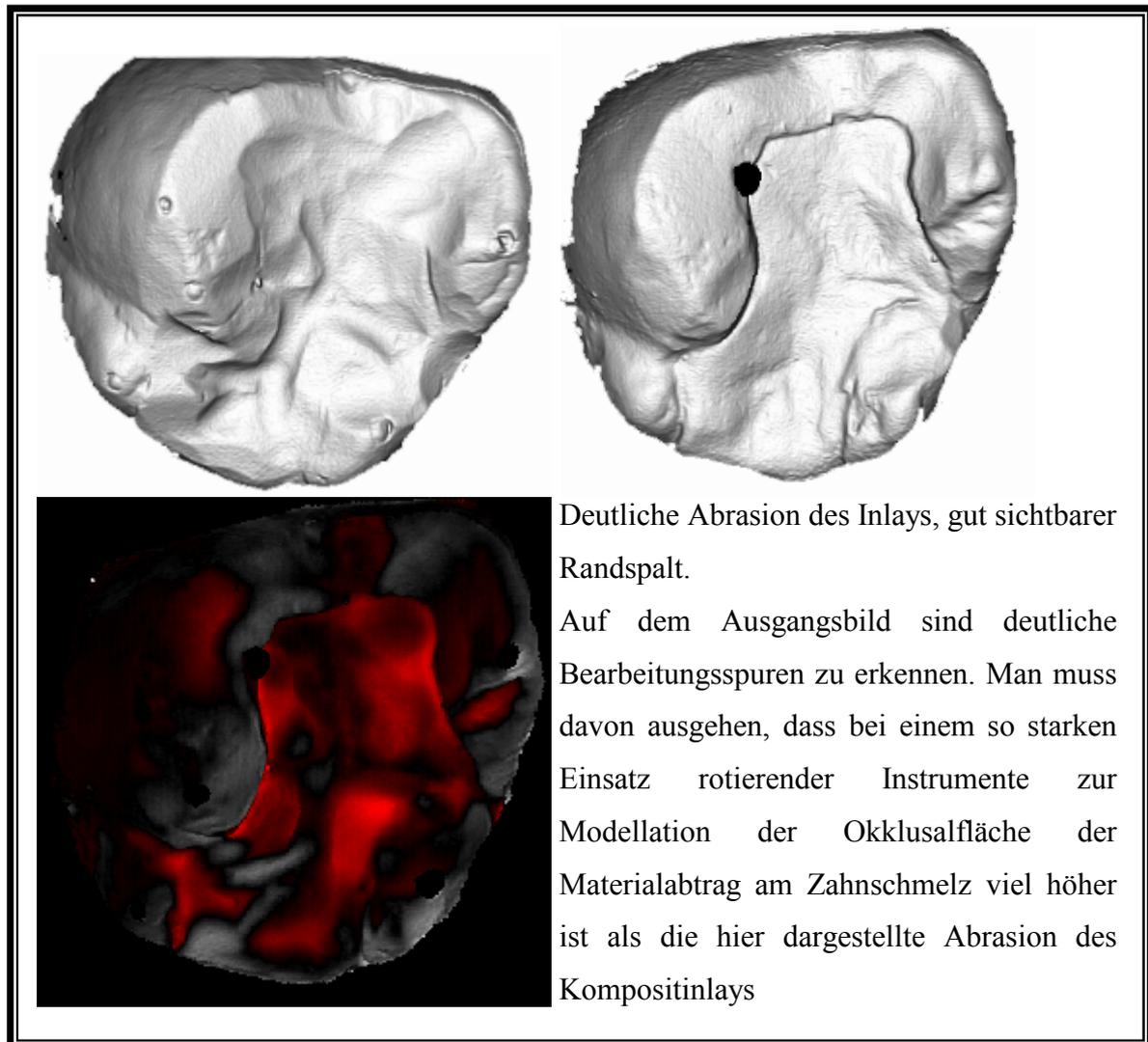


Abbildung 3.34: Darstellung der Eingriffe des Behandlers in okklusale Form

Bei einer einzelnen Füllung in einem sonst karies- und füllungs-freien Gebiss, bleibt zu diskutieren, ob der Verschleiß gleiche Ausmaße wie in einem mit multiplen Füllungen versorgten Gebiss annimmt. Zu erwarten ist ein geringerer Verschleiß, weil die Füllung durch die benachbarten Zähne in einer „geschützten“ Okklusion liegt. Wurde der Patient dagegen quadrantenweise mit Kompositinlays o.ä. versorgt dürfte der Verschleiß größere Ausmaße annehmen, weil ein erheblicher Anteil der OCAs im Bereich der ersetzten Bereiche liegen dürfte.

MEHL (1998) konnte belegen, dass die Verschleißparameter von Kompositinlays mit zunehmender Versorgungsgröße zunehmen. Da durch die Kontaktareale die Abstützung des Gegenkiefers beeinflusst wird, sind diese Bereiche für die Beurteilung und die Veränderung der vertikalen Kieferrelation von Bedeutung (MEHL 1998 S.123).

Die Reduktion der zur Verfügung stehenden Daten durch postoperative Beschwerden, Materialermüdung und Ausscheiden der Probanden ist bei allen klinischen Studien ein methodisches Problem. Die hohe Verlustrate der Visio Gem® -Inlays führten zu einer geringen Anzahl auswertbarer Daten. Von ursprünglich 153 gelegten Restaurationen standen nach im Mittel 53 Monaten noch 64 (54%) zur Nachuntersuchung zur Verfügung. 49 Restaurationen waren klinisch noch akzeptabel und wurden dokumentiert (KUNZELMANN 1998).

Es lässt sich nur schwer eine Aussage über die Abrasionsneigung des Werkstoffes folgern, da davon ausgegangen werden muss, dass durch die große Anzahl von Inlayverlusten, meist durch Materialermüdung, eine Selektion stattgefunden hat.

Aus diesen Sachverhalten ergeben sich für zukünftige Studien zur dreidimensionalen Verschleißanalyse folgende Forderungen zum Vorgehen:

- Die Baseline-Modelle sollten erst nach einigen Wochen Tragedauer gewonnen werden. Damit würden die Unterschiede der einzelnen Behandler nicht mehr so stark in Erscheinung treten. Der überschüssige Befestigungskomposit kann exakter entfernt werden bzw. kann es durch die Kaufunktion zu einer Selbstreinigung kommen. Die Schmelzbereiche wären zuverlässiger frei von Bondingresten etc. Für die referenzpunktfreie Überlagerungstechnik eine enorme Verbesserung der Ausgangssituation mit nachfolgenden exakteren Ergebnissen, da die Auswertsoftware sich an gleichen Flächen orientiert (Referenzareale) (KUNZELMANN1998; Seite 36ff).
- Für die Abdrücke muss ein hochpräzises Material verwendet werden, dass nach Möglichkeit mehrmals ausgegossen werden kann und eine gute Lagerstabilität aufweist (z.B.: Silikon). Bei der Modellherstellung ist auf ein blasenfreies Ausgießen mit Gips zu achten.

- Derjenige, der mit der Herstellung der Zahngrenze bzw. Kiefermodelle betraut wird, muss genau instruiert und auf die relevanten Zähne hingewiesen werden.
- Das Entfernen von Bonding- und Kompositzementresten muss gründlich aber schonend erfolgen.
- In der Dokumentation sollten Daten aus dem allgemeinen Befund aufgenommen werden:
 - Situation der Antagonisten (füllungsfrei, Füllungsmaterial und Ausdehnung; Anzahl der antagonistischen Prämolarenkontakte)
 - Situation der benachbarten Zähne
 - Situation des gesamten Gebisses
 - Ernährungsgewohnheiten
 - Habits / Bruxismen
 - Vorliegendes gnathologisches Prinzip (Front-Eck-Zahnführung; Gruppenführung)
- Berechnung des Verschleißes:
 - über das Volumen.
 - im Verhältnis zur effektiven Füllungsgröße.
 - in Unterscheidung zwischen OCA und CFA.

Für zukünftige klinische Untersuchungen müssen Füllungen in ausreichend großer Anzahl gefordert werden, damit für die Auswertung eine

aussagekräftige Restanzahl verbleibt. Nur bei einer großen Anzahl an Daten ist eine Unterscheidung nach den oben angedachten Kriterien bzw. Unterscheidungen sinnvoll und möglich.

4 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es ein neuartiges optisches Meßsystem zu testen und für eine klinische Verschleißanalyse von Kompositinlays (Visio Gem® Fa Espe®) einzusetzen.

Im Rahmen einer ausführlichen Literaturstudie entstand eine detaillierte Übersicht über die verschiedenen Verfahren für In-vivo-Verschleißanalysen. Auf die Vor- und Nachteile der einzelnen Meßsysteme wird eingegangen.

Bei dem eingesetzten 3D Meßsystem handelt es sich um einen Lichtschnittsensor, der nach dem Triangulationsverfahren arbeitet. Ein Laserstrahl wird als Lichtlinie auf das Messobjekt abgebildet. Mit einem CCD-Chip wird diese Linie erfasst. Der seitliche Versatz der Linie beinhaltet in Abhängigkeit vom Triangulationswinkel die Höheninformation.

Zu Beginn existierte nur ein Prototyp des optischen 3D-Sensors. Durch größere Umbauten und durch Automatisierung wurde der Sensor bis zur Serienreife weiterentwickelt. Die Überlagerung der zu vermessenden Bilder erfolgt referenzpunktfrei mittels einer eigens entwickelten Matching-Software.

Die Probenbefestigung im Prototyp des Sensors stellte ein erhebliches Problem dar, weil zur Vermessung die unterschiedlichsten Formen und

Größen positioniert werden mussten. Zur Datenerhebung standen Einzelzahn-, Quadranten- und ganze Kiefer- Modelle an. Die ersten Sensoren besaßen obendrein nur eine Kamera-Optik-Einheit. Alle Abtastungen, die Verschattungen aufwiesen, mussten daher von zwei Seiten aufgenommen werden, um abschattungsfreie Okklusalfächen generieren zu können. Daher wurde ein geeigneter Objektträger mit einem Aufsatz, der um 180° umzusetzen ist, entwickelt. Der industriell gefertigte Träger kann alle Objektgrößen (Einzelzahn-, Quadranten-, Kiefer- Modelle) aufnehmen.

Testreihen zur Qualitätssicherung deckten einige Probleme der Software auf. Durch Korrektur einiger Parameter bzw. Implementierung neuer Programmteile in die Auswertungssoftware konnten diese beseitigt werden. Aus der Validierung des Gesamtsystems konnten die folgenden technischen Daten für den 3D-Laserscanner ermittelt werden:

Auflösung in der x-Achse (seitlich; CCD-Chip)	25 µm
Auflösung in der y-Achse (längs der Abtastrichtung; Schrittmotor)	> 2 µm
Auflösung in der z-Achse (Höhe)	5 µm
Messzeit	:40 ms/Linie (512 Messpunkte) 5.000 – 10.000 Oberflächenpunkte / sec.
Tiefenmessbereich	15 mm

Reproduziergenauigkeit	1µm ±1
Gesamtgenauigkeit	10µm ±3

Der Prototyp konnte durch die Weiterentwicklung (ab Sensor 2) für die Erhebung größerer Datenmengen eingesetzt werden. Durch die Verbesserung der Software bzw. die Entwicklung eines eigenen „matching“-Programms (match 3d) durch Gloger (1993) (KUNZELMANN 1998; S. 30-35) kann die Auswertung der gewonnenen Daten schnell und komfortabel erfolgen.

Erstmals wurde der Laser-Scanner für die Auswertung klinischer Daten verwendet. Die Auswertung des Verschleißes von Kompositinlays aus Visio Gem® erfolgte an Gipsmodellen (New Fuji Rock®). Für die Untersuchung standen 32 Zähne bzw. Inlays zur Verfügung, 14 Prämolaren und 18 Molaren. Die durchschnittliche Verweildauer betrug 48,8 Monate, bei den Prämolaren allein 47,4 Monate und bei den Molaren allein 49,8 Monate. Bei 13 Zähnen war eine Ausmessung der Inlaygrösse möglich. Sie betrug im Durchschnitt 45% der sichtbaren Fläche, bei den Prämolaren 51%, bei den Molaren 39%.

Die Bilddaten wurden in zwei Gruppen ausgewertet. Zum einen die Gesamtgruppe aus 32 Zähnen, zum anderen eine Auswahl der besten, bestehend aus sechs Molaren und 3 Prämolaren.

Der Mittelwert der Standardabweichungen betrug 158 [μm] (Gruppe2: 88 [μm]). Genauer: Prämolaren 110 [μm] (Gruppe2: 85 [μm]), Molaren 196 [μm] (Gruppe2: 91 [μm]).

Die Anforderungen der ADA (1989) für Seitenzahnfüllungen der Klasse II erfüllen die Visio Gem®-Inlays nicht.

5.2 Statistik (Visio Gem®-Inlays)

file_name	"B-35(-30)diff.xv"	"B-37(-30)diff.xv"	"B-45(-30)diff.xv"	"B-47(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	300	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	29,400	29,400	27,950	27,950
ext_x	15.052,800	15.052,800	14.310,400	14.310,400
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	7.488	12.480
n_defined	58954	104747	53357	121820
n_def_perc	38,38%	40,92%	34,74%	47,59%
min	-913,222	-2.396,486	-4.289,811	-413,093
max	414,286	133,993	712,079	707,879
mean	-84,034	-895,953	37,255	15,983
stddev	115,375	454,786	134,326	85,936
quant(10.00%)	-200,490	-1.482,599	-135,104	-96,340
quant(20.00%)	-140,824	-1.311,222	-50,115	-56,726
quant(50.00%)	-63,019	-877,929	51,874	29,273
quant(80.00%)	-2,016	-472,285	140,877	85,903
quant(90.00%)	13,247	-296,717	196,938	112,719
n_def_pos	11.063	267	36.009	76.988
n_def_neg	47.891	104.480	17.348	44.832
volume_pos	2,017E+08	4,969E+06	2,724E+09	3,694E+09
volume_neg	-3,837E+09	-6,887E+10	-1,337E+09	-2,335E+09
volume_tot	-3,636E+09	-6,887E+10	1,387E+09	1,358E+09
	p	m	p	m
n_defined (Inlay)	24663	39343	37303	34226
Inlayanteil	42%	38%	70%	28%
Verweildauer	36	36	36	36
Note	1	6	3	1

file_name	"E-26(-30)diff.xv"	"E-25(-30)diff.xv"	" H-47(-30)diff.xv"	" H-45(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	300	500	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	7.488	12.480	7.488
n_defined	136237	73399	117909	57411
n_def_perc	53,22%	47,79%	46,06%	37,38%
min	-1.321,379	-1.098,378	-2.158,024	-1.200,470
max	1.774,481	912,744	206,840	77,465
mean	-32,618	-106,859	-902,937	-405,734
stddev	68,616	162,310	455,719	234,473
quant(10.00%)	-99,920	-308,218	-1.482,450	-684,300
quant(20.00%)	-63,999	-197,715	-1.341,169	-610,827
quant(50.00%)	-20,721	-75,166	-935,567	-436,438
quant(80.00%)	2,660	8,613	-443,495	-150,442
quant(90.00%)	12,883	42,942	-280,128	-75,395
n_def_pos	31.416	17.050	753	1.369
n_def_neg	104.821	56.349	117.156	56.042
volume_pos	6,548E+08	6,351E+08	6,992E+06	1,383E+07
volume_neg	-3,755E+09	-6,106E+09	-7,427E+10	-1,626E+10
volume_tot	-3,100E+09	-5,471E+09	-7,426E+10	-1,625E+10
	m	p	m	p
n_defined (Inlay)				27318
Inlayanteil				48%
Verweildauer	53	53	58	58
Note	1	2	3	3

file_name	" H-25(-30)diff.xv"	" H-26(-30)diff.xv"	" H-27(-30)diff.xv"	" H-35(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	500	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	12.480	7.488
n_defined	63144	130653	111131	50289
n_def_perc	41,11%	51,04%	43,41%	32,74%
min	-227,012	-1.360,928	-349,146	-685,548
max	674,490	161,608	368,731	417,253
mean	122,862	-451,518	-27,233	-178,353
stddev	108,304	285,013	79,549	149,709
quant(10.00%)	-20,087	-840,318	-136,783	-383,365
quant(20.00%)	22,154	-717,234	-82,477	-317,028
quant(50.00%)	123,601	-452,062	-18,634	-170,142
quant(80.00%)	214,249	-164,556	34,631	-46,126
quant(90.00%)	264,020	-69,383	64,896	-7,707
n_def_pos	53.661	3.265	40.352	4.301
n_def_neg	9.483	127.388	70.779	45.988
volume_pos	5,683E+09	6,733E+07	1,330E+09	2,091E+08
volume_neg	-2,715E+08	-4,122E+10	-3,441E+09	-6,465E+09
volume_tot	5,411E+09	-4,115E+10	-2,111E+09	-6,256E+09
	p	m	m	p
n_defined (Inlay)	23710	64368	48324	
Inlayanteil	38%	49%	43%	
Verweildauer	58	58	58	58
Note	2	3	1	2

file_name	" H-36(-30)diff.xv"	" H-37(-30)diff.xv"	" H-16(-30)diff.xv"	"O-37(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	500	500	514
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	12.480	12.480	12.829
n_defined	113211	126278	123926	112748
n_def_perc	44,22%	49,33%	48,41%	42,84%
min	-2.274,974	-1.477,443	-567,200	-2.292,559
max	173,795	689,359	359,279	128,308
mean	-832,668	-545,721	-119,579	-835,289
stddev	373,406	259,866	110,088	438,493
quant(10.00%)	-1.313,409	-855,428	-269,799	-1.399,424
quant(20.00%)	-1.155,657	-758,417	-214,933	-1.192,316
quant(50.00%)	-820,161	-536,437	-107,469	-814,821
quant(80.00%)	-535,144	-337,704	-12,149	-446,563
quant(90.00%)	-341,535	-205,511	8,335	-273,078
n_def_pos	1.167	1.616	17.695	854
n_def_neg	112.044	124.662	106.231	111.894
volume_pos	4,673E+07	1,247E+08	2,596E+08	1,508E+07
volume_neg	-6,580E+10	-4,819E+10	-1,060E+10	-6,571E+10
volume_tot	-6,575E+10	-4,807E+10	-1,034E+10	-6,569E+10
	m	m	m	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	58	58	58	47
Note	2	3	1	3

file_name	"O-34(-30)diff.xv"	"O-25(-30)diff.xv"	"O-24(-30)diff.xv"	"O-14(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	330	300	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,950	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.310,400	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	8.237	7.488	7.488
n_defined	46982	71505	63959	71995
n_def_perc	30,59%	42,32%	41,64%	46,87%
min	-603,560	-453,501	-531,501	-656,240
max	628,488	158,673	391,600	414,656
mean	-13,017	-44,395	-99,060	-39,459
stddev	110,434	69,729	77,808	111,087
quant(10.00%)	-134,647	-125,502	-208,118	-185,230
quant(20.00%)	-81,159	-80,539	-163,027	-111,509
quant(50.00%)	-3,395	-29,930	-93,082	-21,401
quant(80.00%)	54,302	5,018	-24,861	53,227
quant(90.00%)	97,380	18,877	-0,122	77,767
n_def_pos	22.745	17.373	6.360	29.552
n_def_neg	24.237	54.132	57.599	42.443
volume_pos	1,060E+09	2,595E+08	6,688E+07	1,138E+09
volume_neg	-1,487E+09	-2,474E+09	-4,487E+09	-3,119E+09
volume_tot	-4,266E+08	-2,214E+09	-4,420E+09	-1,982E+09
	p	p	p	p
n_defined (Inlay)	30393		39864	38046
Inlayanteil	65%		62%	53%
Verweildauer	47	47	47	47
Note	6	2	3	2

file_name	"P-47(-30)diff.xv"	"P-38(-30)diff.xv"	"P-37(-30)diff.xv"	"P-17(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	500	500	405
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	-125
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	12.480	12.480	10.109
n_defined	112506	121558	119118	117584
n_def_perc	43,95%	47,48%	46,53%	56,71%
min	-492,598	-467,055	-1.293,406	-1.244,670
max	208,824	321,804	443,237	1.301,332
mean	-122,968	-22,969	-30,648	-64,285
stddev	94,017	58,576	53,204	66,638
quant(10.00%)	-256,992	-84,085	-101,505	-154,359
quant(20.00%)	-206,232	-48,300	-61,891	-117,394
quant(50.00%)	-117,201	-12,336	-16,651	-56,139
quant(80.00%)	-33,591	9,885	8,968	-4,866
quant(90.00%)	-4,486	23,270	18,376	11,838
n_def_pos	9.244	37.955	37.240	19.924
n_def_neg	103.262	83.603	81.878	97.660
volume_pos	1,106E+08	6,756E+08	3,868E+08	2,552E+08
volume_neg	-9,761E+09	-2,623E+09	-2,933E+09	-5,528E+09
volume_tot	-9,650E+09	-1,948E+09	-2,547E+09	-5,273E+09
	m	m	m	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	48	48	48	48
Note	3	3	2	3

file_name	"P-16(-30)diff.xv"	"S-15(-30)diff.xv"	"S-14(-30)diff.xv"	"Z-38(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	300	307	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	-175	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	7.488	7.663	12.480
n_defined	131404	71458	65595	101704
n_def_perc	51,33%	46,52%	41,73%	39,73%
min	-1.767,198	-467,984	-1.760,976	-2.505,753
max	305,356	169,911	1.679,648	364,001
mean	-489,594	-52,882	-56,884	-975,028
stddev	333,072	67,763	78,707	528,260
quant(10.00%)	-956,344	-136,438	-144,463	-1.677,425
quant(20.00%)	-762,398	-101,419	-106,789	-1.475,215
quant(50.00%)	-436,935	-36,911	-42,525	-938,502
quant(80.00%)	-201,543	-0,446	2,383	-482,115
quant(90.00%)	-110,188	13,037	12,551	-305,072
n_def_pos	3.458	14.034	14.530	1.060
n_def_neg	127.946	57.424	51.065	100.644
volume_pos	1,614E+08	1,749E+08	2,028E+08	3,818E+07
volume_neg	-4,504E+10	-2,811E+09	-2,806E+09	-6,921E+10
volume_tot	-4,488E+10	-2,636E+09	-2,603E+09	-6,917E+10
	m	p	p	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	48	?	?	43
Note	3	2	2	3

file_name	"Z-34(-30)diff.xv"	"Z-26diff.xv"	"Z-25(-30)diff.xv"	"Z-17(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	300	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,950
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.310,400
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	7.488	12.480
n_defined	54517	123730	62779	113641
n_def_perc	35,49%	48,33%	40,87%	44,39%
min	-441,667	-2.441,579	-1.058,485	-589,594
max	346,852	640,063	1.791,381	447,293
mean	-69,010	-40,491	-73,369	-4,968
stddev	89,222	152,368	89,173	38,546
quant(10.00%)	-201,086	-103,627	-185,797	-38,794
quant(20.00%)	-162,209	-72,806	-136,641	-22,308
quant(50.00%)	-35,765	-15,258	-49,572	-1,419
quant(80.00%)	3,666	8,472	-0,721	17,627
quant(90.00%)	15,913	18,378	12,230	29,564
n_def_pos	13.271	37.886	12.191	53.977
n_def_neg	41.246	85.844	50.588	59.664
volume_pos	2,127E+08	4,702E+08	1,314E+08	7,585E+08
volume_neg	-2,837E+09	-3,965E+09	-3,344E+09	-1,152E+09
volume_tot	-2,624E+09	-3,495E+09	-3,213E+09	-3,938E+08
	p	m	p	m
n_defined (Inlay)		57301		33485
Inlayanteil		46%		29%
Verweildauer	43	43	43	43
Note	1	1	2	3

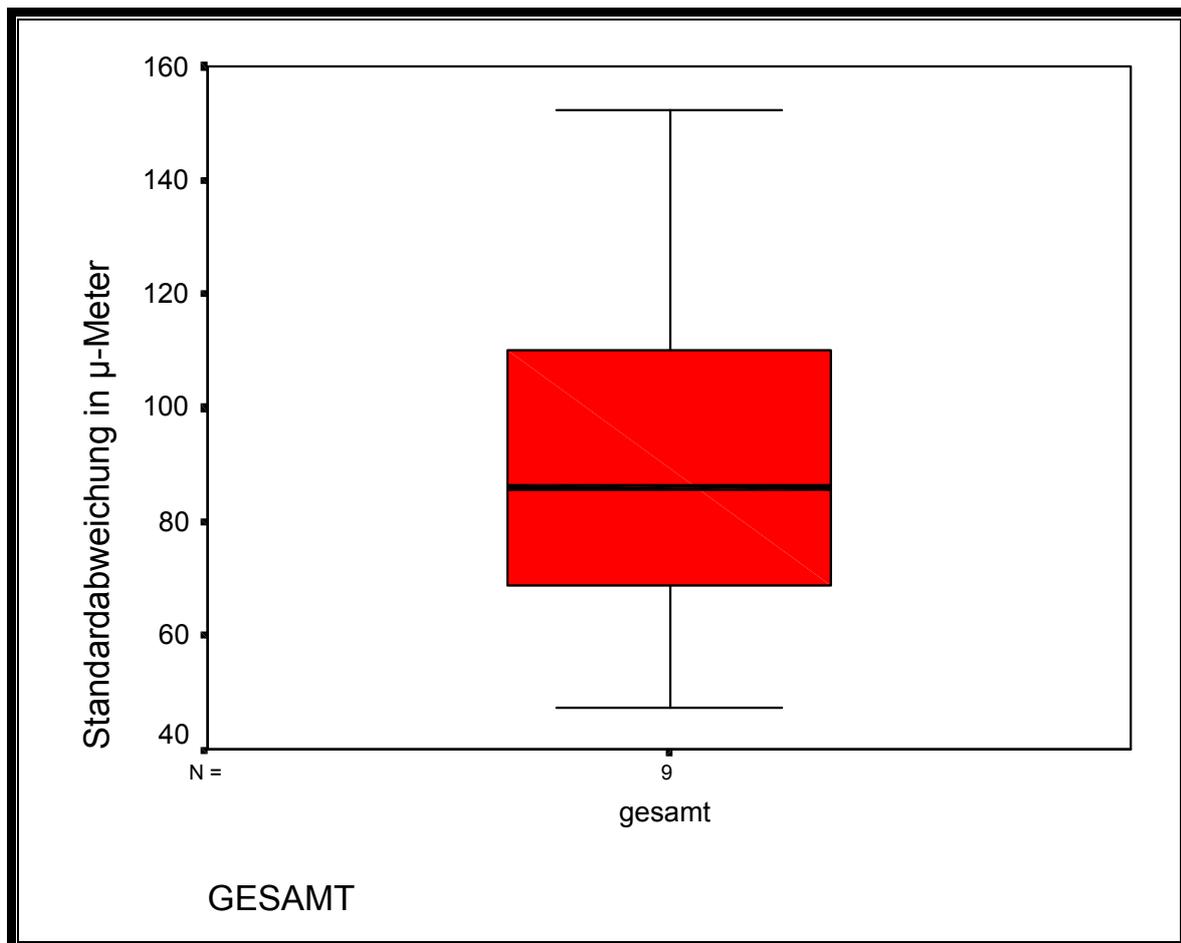
file_name	"Z-16(-30)diff.xv"	"Z-14(-30)diff.xv"	Mittelwerte	file_name
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"		file_type
res_x	512	512		res_x
res_y	500	300		res_y
org_x	0	0		org_x
siz_x	27,950	27,950		siz_x
ext_x	14.310,400	14.310,400		ext_x
org_y	0	0		org_y
siz_y	24,960	24,960		siz_y
ext_y	12.480	7.488		ext_y
n_defined	122756	60253		n_defined
n_def_perc	47,95%	39,23%		n_def_perc
min	-500,051	-422,895		min
max	200,592	455,757		max
mean	-17,887	-14,061	-219,805	mean
stddev	47,229	49,409	165,624	stddev
quant(10.00%)	-69,892	-67,924	-427,655	quant(10.00%)
quant(20.00%)	-39,802	-35,851	-352,176	quant(20.00%)
quant(50.00%)	-6,719	-9,025	-207,252	quant(50.00%)
quant(80.00%)	13,176	11,527	-78,925	quant(80.00%)
quant(90.00%)	23,790	22,522	-25,231	quant(90.00%)
n_def_pos	49.513	21.720		n_def_pos
n_def_neg	73.243	38.533		n_def_neg
volume_pos	5,857E+08	3,670E+08		volume_pos
volume_neg	-2,118E+09	-9,580E+08		volume_neg
volume_tot	-1,532E+09	-5,911E+08		volume_tot
	m	p		
n_defined (Inlay)	48905	26986		n_defined (Inlay)
Inlayanteil	40%	45%	46%	Inlayanteil
Verweildauer	43	43	45,8	Verweildauer
Note	1	1		Note

Boxplot, Note 1, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung gesamt in μ -Meter	9	100,0%	0	,0%	9	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter

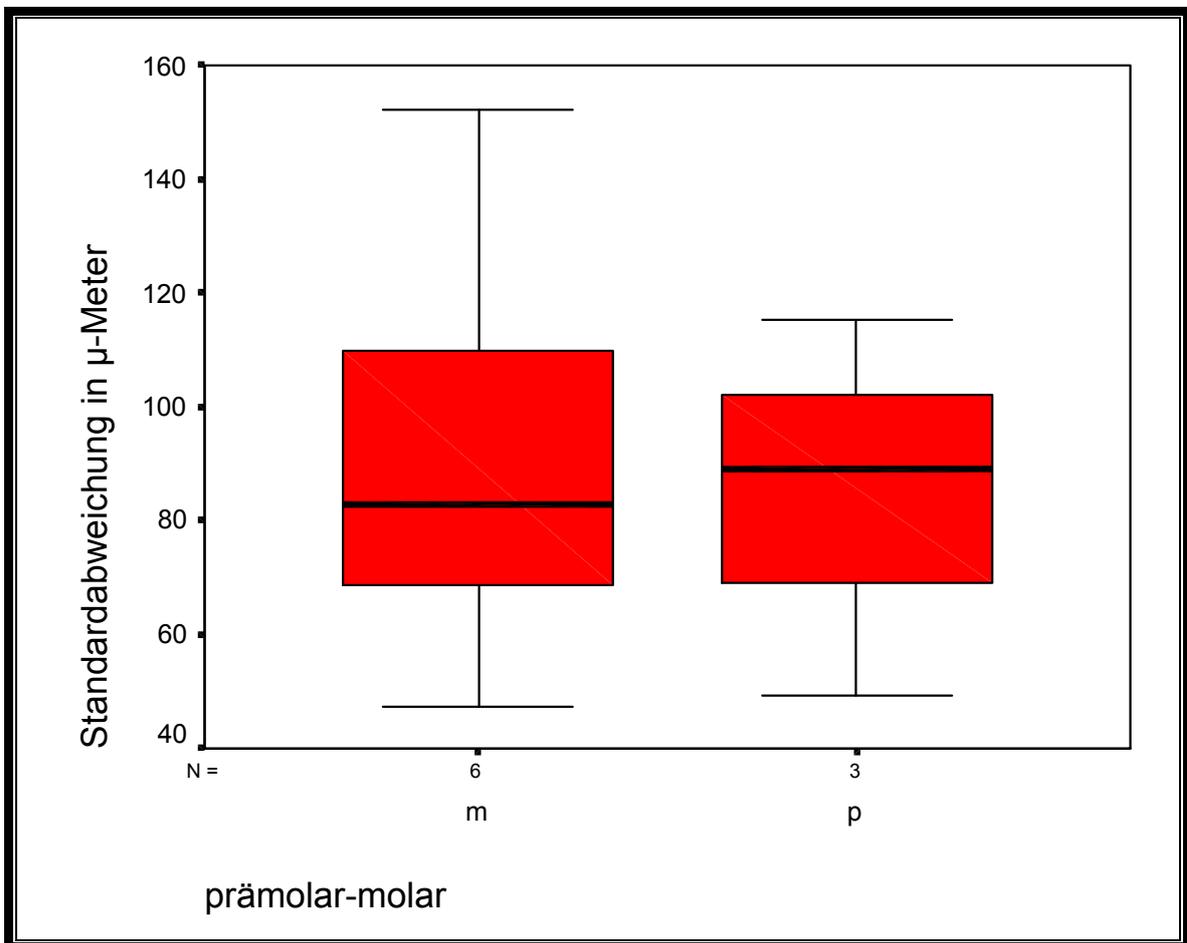


Boxplot, Note 1, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung m	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
Standardabweichung p	3	100,0%	0	,0%	3	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter



Note 1, gesamt**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	9
	Fehlend	0
Mittelwert		88,64356
Median		85,93600
Standardabweichung		33,50603
Varianz		1122,654
Spannweite		105,139
Minimum		47,229
Maximum		152,368

Note 1, Molar**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	6
	Fehlend	0
Mittelwert		90,63100
Median		82,74250
Standardabweichung		36,61497
Varianz		1340,656
Spannweite		105,139
Minimum		47,229
Maximum		152,368

Note 1, Prämolare**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

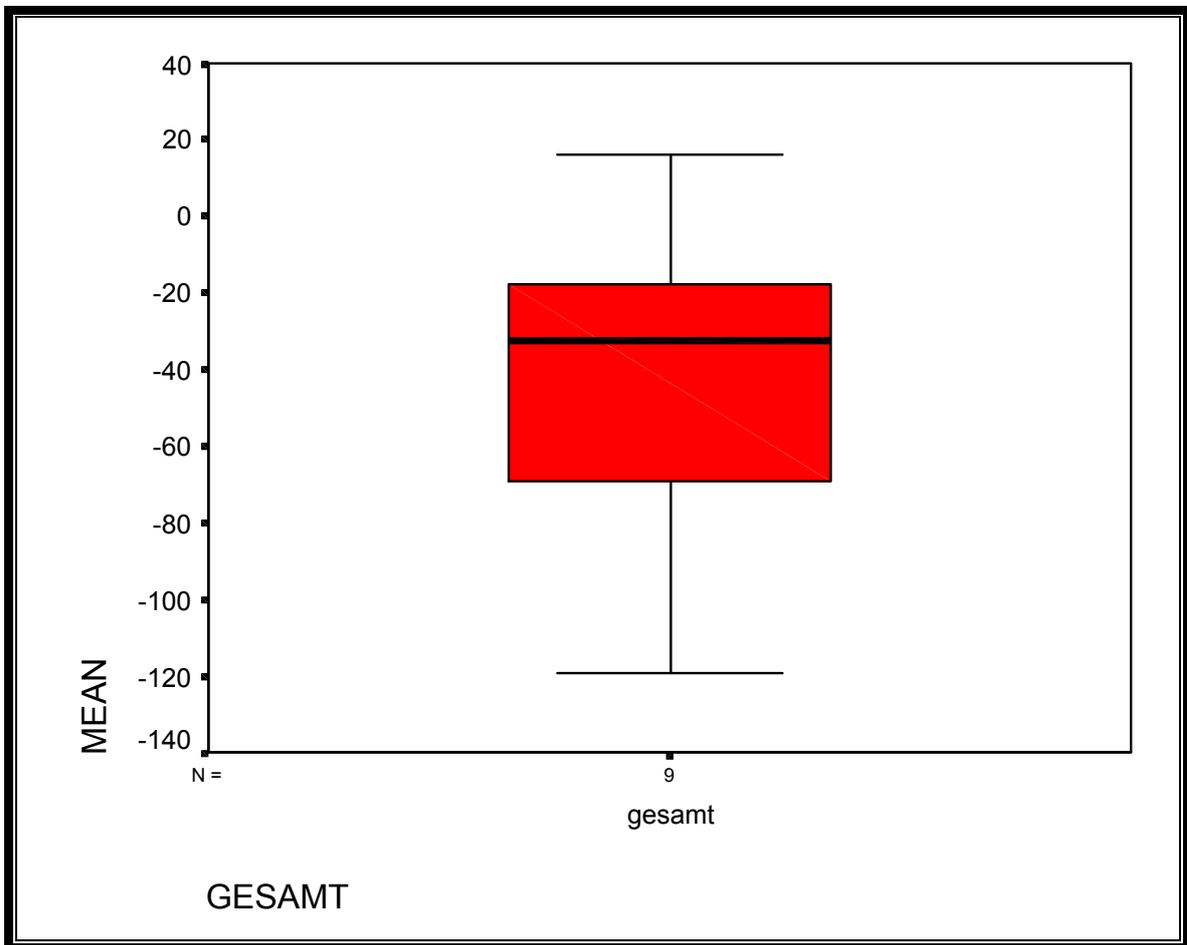
N	Gültig	3
	Fehlend	0
Mittelwert		84,66867
Median		89,22200
Standardabweichung		33,21789
Varianz		1103,428
Spannweite		65,966
Minimum		49,409
Maximum		115,375

Boxplot, Note 1, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
GESAMT						
MEAN gesamt	9	100,0%	0	,0%	9	100,0%

MEAN [μm]

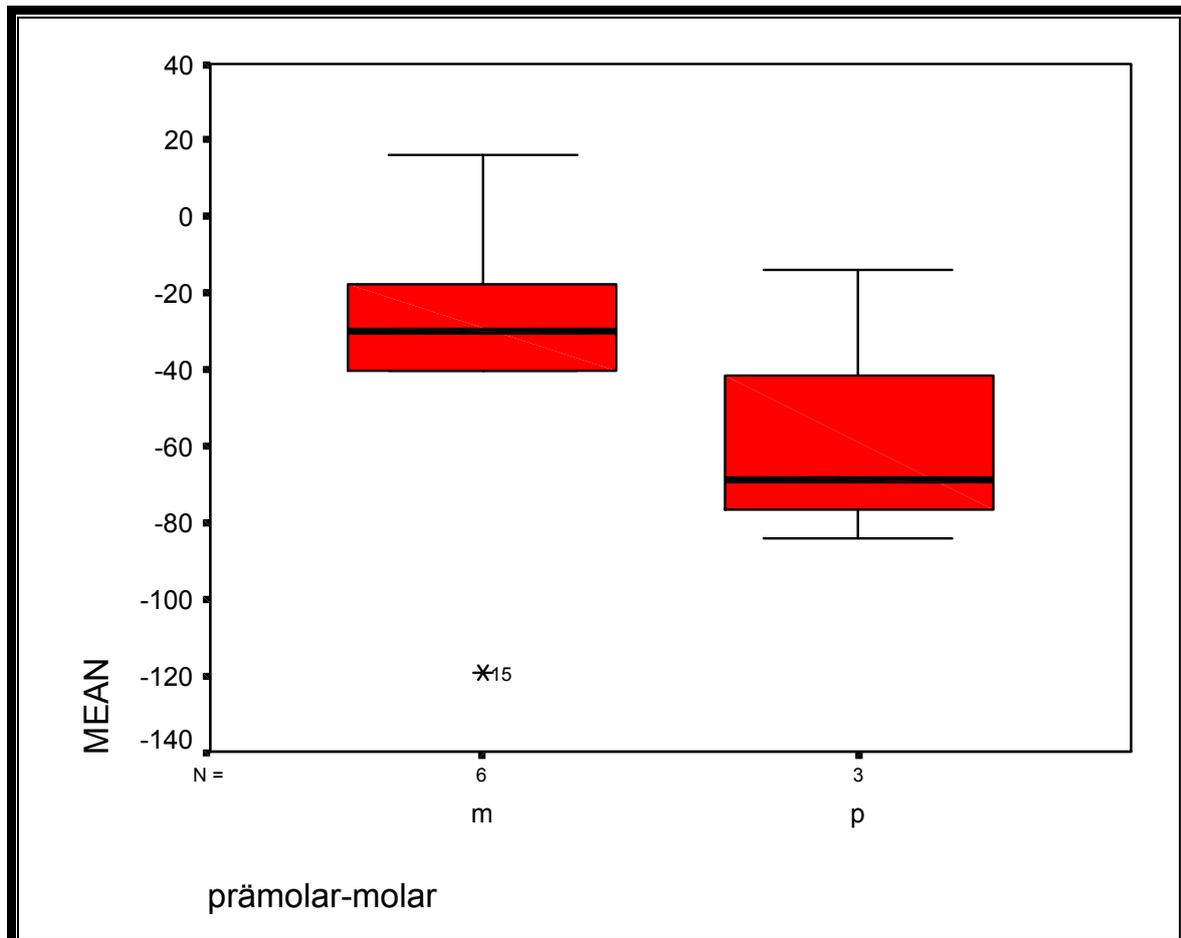


Boxplot, Note 1, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
prämolarmolar	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
MEAN m	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
p	3	100,0%	0	,0%	3	100,0%

MEAN [μm]



Note 1, gesamt**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	9
	Fehlend	0
Mittelwert		-43,21444
Median		-32,61800
Standardabweichung		41,13095
Varianz		1691,755
Spannweite		135,562
Minimum		-119,579
Maximum		15,983

Note 1, Molar**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	6
	Fehlend	0
Mittelwert		-36,97083
Median		-29,92550
Standardabweichung		44,98572
Varianz		2023,715
Spannweite		135,562
Minimum		-119,579
Maximum		15,983

Note 1, Prämolare**Statistiken**

MEAN

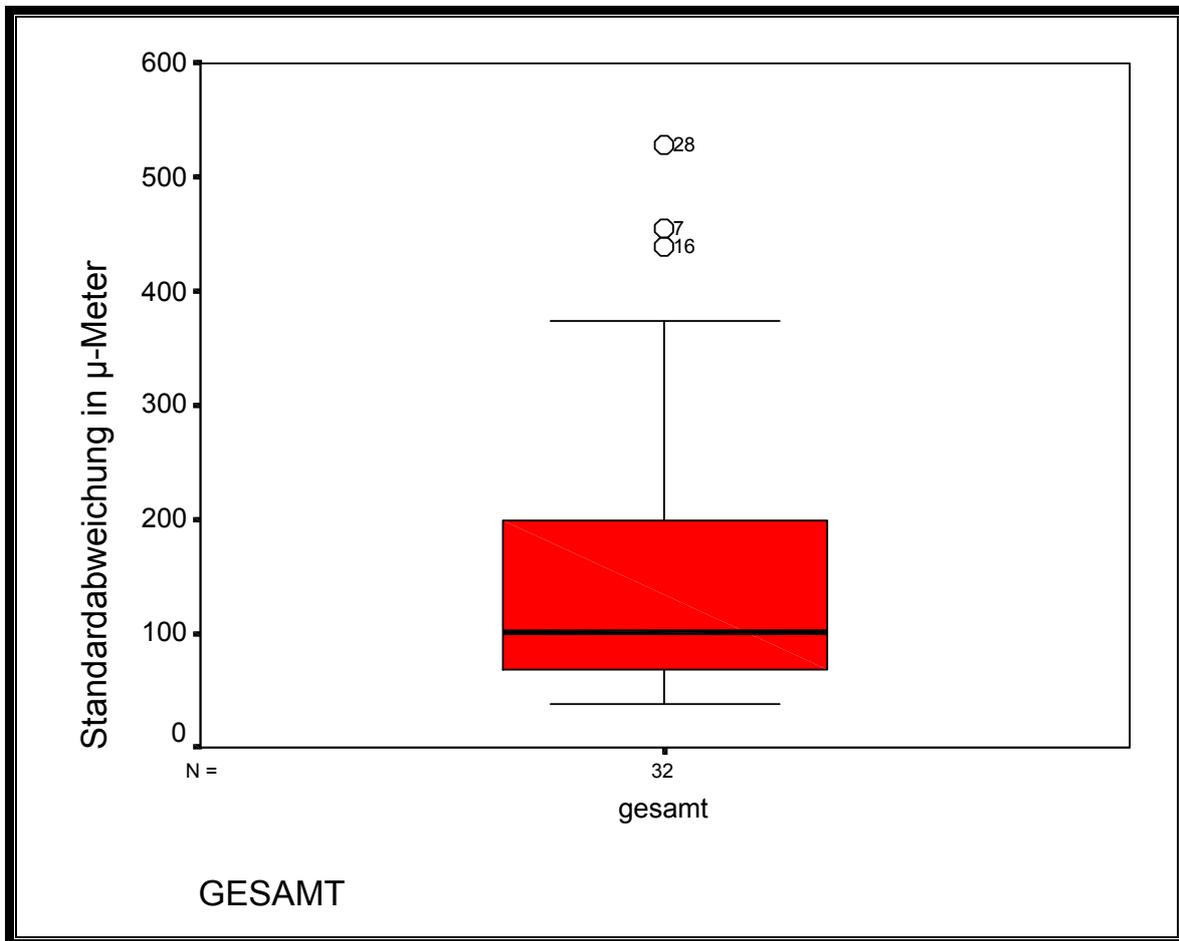
N	Gültig	3
	Fehlend	0
Mittelwert		-55,70167
Median		-69,01000
Standardabweichung		36,83597
Varianz		1356,889
Spannweite		69,973
Minimum		-84,034
Maximum		-14,061

Boxplot, Note 1-3, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
GESAMT						
Standardabweichun: gesamt in μ -Meter	32	100,0%	0	,0%	32	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter

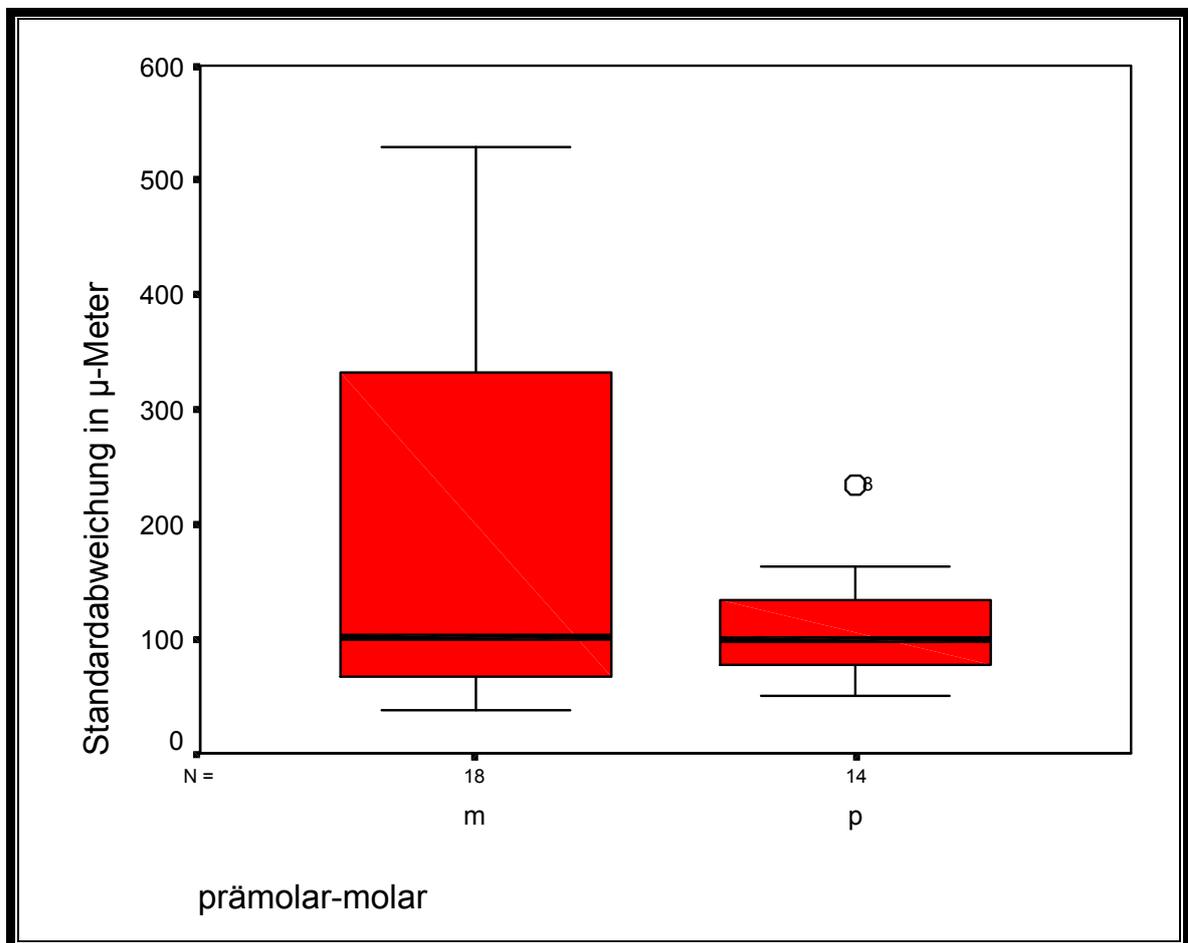


Boxplot, stddev, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung m	18	100,0%	0	,0%	18	100,0%
in μ -Meter p	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter



Note 1-3, gesamt**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	32
	Fehlend	0
Mittelwert		158,31222
Median		101,16050
Standardabweichung		133,48540
Varianz		17818,35
Spannweite		489,714
Minimum		38,546
Maximum		528,260

Note 1-3, Molar**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	18
	Fehlend	0
Mittelwert		196,03311
Median		102,05250
Standardabweichung		165,10945
Varianz		27261,13
Spannweite		489,714
Minimum		38,546
Maximum		528,260

Note 1-3, Prämolare**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

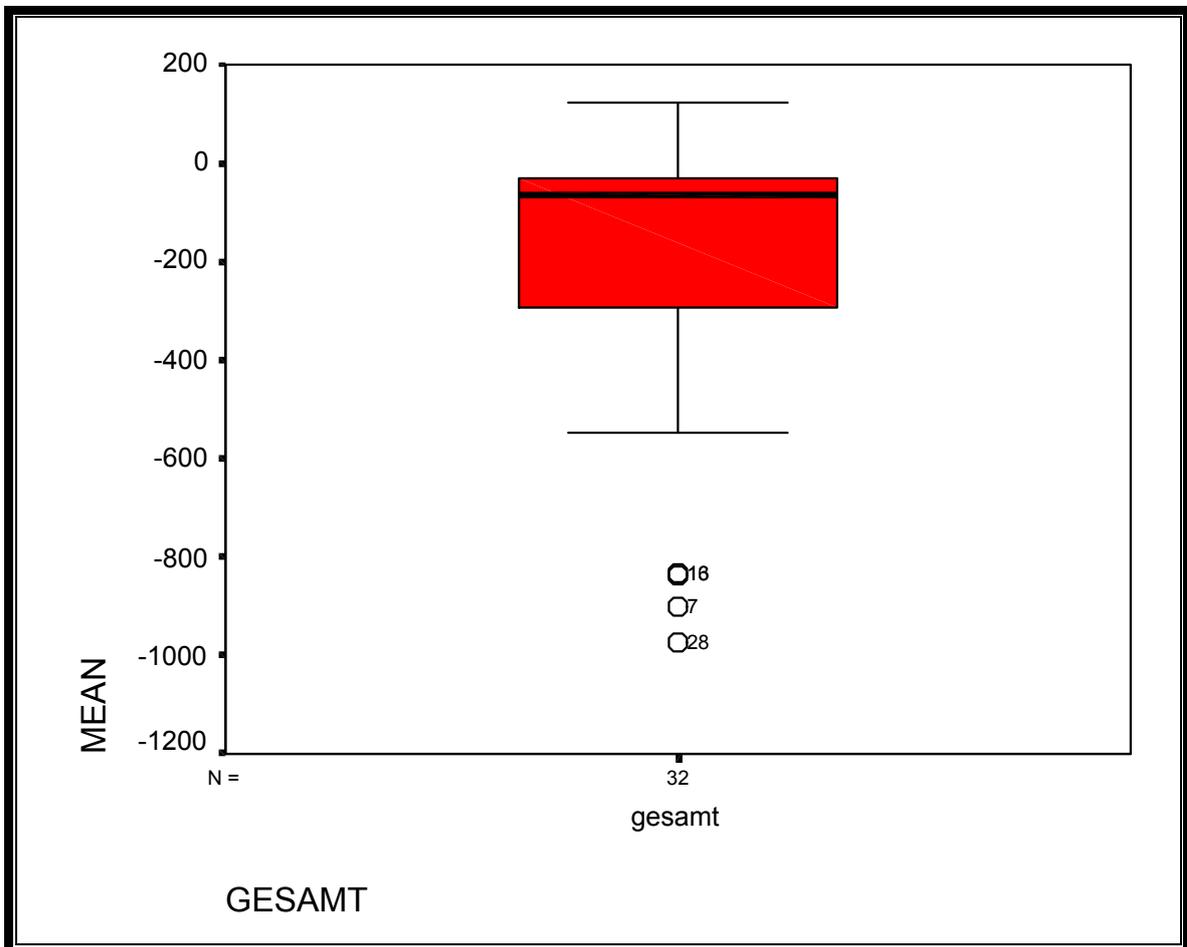
N	Gültig	14
	Fehlend	0
Mittelwert		109,81393
Median		98,76300
Standardabweichung		48,34884
Varianz		2337,611
Spannweite		185,064
Minimum		49,409
Maximum		234,473

Boxplot, Note 1-3, gesamt

Verarbeitete Fälle

GESAMT	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
MEAN gesamt	32	100,0%	0	,0%	32	100,0%

MEAN [μm]

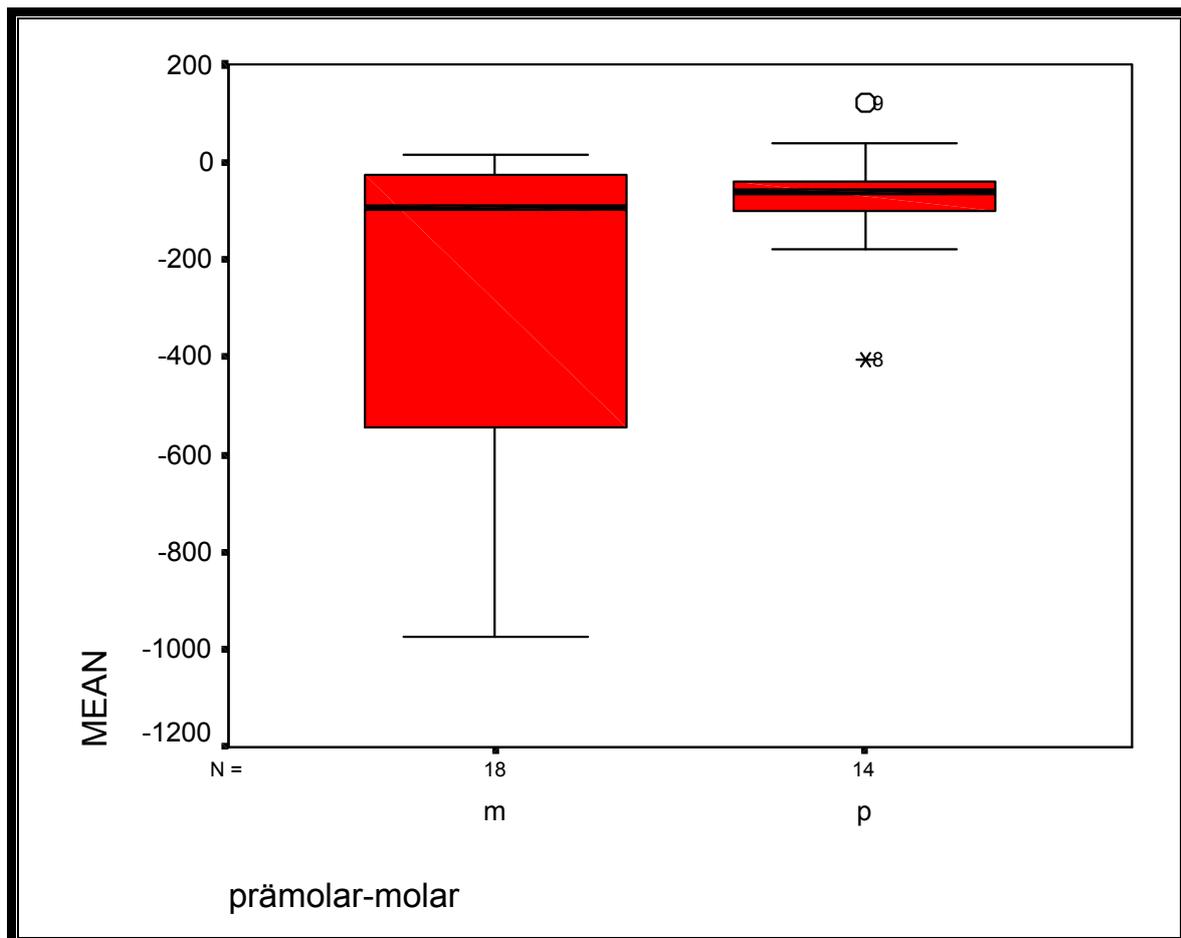


Boxplot, Note 1-3, Prämolar-Molar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
prämolar-mola						
MEAN m	18	100,0%	0	,0%	18	100,0%
p	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%

MEAN [μm]



Note 1-3, gesamt**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	32
	Fehlend	0
Mittelwert		-205,138
Median		-66,64750
Standardabweichung		303,31344
Varianz		91999,04
Spannweite		1097,890
Minimum		-975,028
Maximum		122,862

Note 1-3, Molar**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	18
	Fehlend	0
Mittelwert		-305,579
Median		-91,93200
Standardabweichung		364,34103
Varianz		132744,4
Spannweite		991,011
Minimum		-975,028
Maximum		15,983

Note 1-3, Prämolare**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	14
	Fehlend	0
Mittelwert		-75,99879
Median		-62,94700
Standardabweichung		117,75079
Varianz		13865,25
Spannweite		528,596
Minimum		-405,734
Maximum		122,862

5.3 Literaturverzeichnis

1. Abell, A.K.; Leinfelder, K.F.; Turner, D.T.: *Accelerated microscopical evaluation of the clinical wear of composites*. J Dent Res, 60:323, IADR abstr 52, 1981.
2. Abell, A.K.; Leinfelder, K.F.; Turner, D.T.: *Microscopic observations of the wear of a tooth restorative composite in vivo*. J Biomed Mater Res, 17:501-507, 1983.
3. *ADA council on dental materials, instruments, and equipment. Acceptance programm for composite resin materials for occlusal class I and class II restorations*. Chicago: American Dental Association, 1984.
4. *ADA council on dental materials, instruments, and equipment. Guidelines for submission for composite resin materials for posterior restorations*. Chicago: American Dental Association, 1989.
5. Adams L.P., Jooste C.H. Thomas C.J.: *An indirect in vivo method for quantification of wear of denture teeth*. Dent Mater 5:31-34, 1989.
6. Ameye C., Roulet J.F., Lutz F.: *P-10 acceptable as a posterior composite?* J Dent Res 63:199, Abstr. 254, 1984.
7. Ameye, C.: *Vergleichende in vivo- und in vitro- Untersuchungen von verschieden aufgebauten Kompositkonstruktionen*. Tübingen, Germany: Universität Tübingen, Thesis, 1982.

8. Atkinson, J.T.; Groves D.; Lalor, M.J.; et al.: *The measurement of wear in dental restorations using laser dual-source contouring*. *Wear*. 76:91-104, 1982
9. Atkinson, J.T.; Lalor, M.J.; Cantwell, J.B. et al: *Comparative wear studies of dental amalgam using two novel techniques, laser fringe contouring and surfometry*. In: Transactions of the 11th International Biomaterials Symposium, 3:78, 1979.
10. Azzopardi; A.; Bartlett, D.W.; Watson, T.F.; Sheriff, M.: *The measurement and prevention of erosion and abrasion*. *J Dent*; Aug.; 29(6): 395-400; 2001.
11. Baratieri, L.N. and Ritter; A.V.: *Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique*. *Journal of esthetic and restorative dentistry*; 13; 1; 50-7; 2001.
12. Beck P.: *In-vivo-Untersuchung eines superdirekt hergestellten Komposit-Inlays*. Med Diss, Zürich, 1988.
13. Bergström, J.: *Photogrammetric registration of dental plaque accumulation in vivo*. *Acta Odontol Scand*, 39:275-284, 1981.
14. Bishop, B.: *1 year review Heliomolar restorations – preliminary report*. Schaan, Liechtenstein: Vivadent Ind., June 1985.

15. Bodgin, J.L. and Nathanson, D.: *Quantitative analysis of restorative material wear in vivo*. J Dent Res, 63:302, IADR abstr 1117, 1982.
16. Boone, P.;M.: *Optical methods to measure shape and size*. Adv Dent Res, 1:27-38, October 1987.
17. Braem M., Lambrechts P., Van Doren V., Vanherle G.: *In vivo evaluation of posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior*. Dent Mater 2:106-113, 1986.
18. Braun, A.R.; Frankenberger, R.; Kramer, N.: *Clinical performance and margin analysis of ariston pHe versus Solitaire I an posterior restorations after 1 year*. Clin Oral Investig; Sept.; 5(3): 139-47; 2001.
19. Brunson, W.D.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Roberson, T.M.; Wilder, A.D.; Taylor, D.F.: *Three-year clinical evaluation of self-cured posterior composite resin*. Dent Mater; 5:127-132, 1989.
20. Bryant, R.W. & Hodge, K.-L.V.: *A clinical evaluation of posterior composite resin restorations*. Aust Dent J; 39(2): 77-81, 1994.
21. Bryant, R.W.: *Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations*.Dent Mater 6, 60, 1990.
22. Burke, F.J.T.; Watts, D.C.; Wilson, N.H.F.; Wilson, M.A.: *Current status and rationale for composite inlays and onlays*. Br Dent J; 170: 269-273, 1991

23. Chadwick, R.G.; McCabe, J.F., Walls, W.G.; Mitchell, H.L.; Storer, R.: *Comparison of a novel photogrammetric technique and modified USPHS criteria to monitor the wear of restorations.* J Dent; 19:39-45, 1991.
24. Christensen, R.; Bangerter, V.; Christensen, G.: *6 visual wear measurement methods compared to occlusal mapping.* J Dent Res; 67:219, Abstr. 849, 1988.
25. Conry, J.P.; Pintado, M.R.; Douglas, W.h.: *Measurement of fissure sealant area by computer.* Quint Int, 21:27-33, 1990.
26. Crumbler, D.C.; Taylor, D.F.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.; Brunson, W.D.; Bayne, S.C.: *Sources of variation in indirect composite wear analysis.* J Dent Res; 68: 206, Abstr200, 1989.
27. Cvar, J.F. and Ryge, G.: *Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials.* San Francisco: National Institute of Health, USPHS Publication 790-244, 1971.
28. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *A methodology für the measurement of occlusal wear, using computer graphics.* J Dent Res, 62:220, IADR Abstr 456, 1983a.
29. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *Accuracy of computer technology in measurements of occlusal wear.* J Dent Res; 63:335, Abstr. 1481, 1984.

30. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res, 62:32-36, January 1983b.
31. DeLong, R.; Douglas, W.H.; Sakaguchi, R.L.; Pintado, M.R.: *The wear of dental porcelain in an artificial mouth*. Dent Mater; 2:214-219, 1986.
32. DeLong, R.; Peterson, R.; Douglas, W.H.: *A laser profiling system for measuring wear of dental materials*. J Dent Res, 68:907, IADR abstr 328, 1989a.
33. DeLong, R.; Pintado, M.R.; Douglas, W.H.: *Measurement of change in surface contour by computer graphics*. Dent Mater, 1:27-30, February 1985a.
34. DeLong, R.; Sakaguchi, R.L.; Douglas, W.H.: *Occlusal wear of posterior materials in an artificial mouth – a comparative study*. J Dent Res; 64:731, Abstr. 1765, 1985c.
35. DeLong, R.; Sakaguchi, R.L.; Douglas, W.H.; Pintado, M.R.: *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater; 1:238-242, 1985b.
36. DeLong, R.; Sasik, C.; Pintado, M.R.; Douglas, W.H.: *The wear of enamel when opposed by ceramic systems*. Dent Mater; 5:266-271, 1989b.

37. Dennison, J.B.; Powers, J.M.; Charbeneau, G.T.: *Measurement of in vivo wear on posterior composite restorations*. J Dent Res, 59:318, IADR abstr 202, 1980.
38. Dickinson, G.L.; Gerbo, L.R.; Leinfelder, K.F.: *Clinical evaluation of highly wear resistant composite*. Am J Dent; 6:85-87, 1993.
39. Dogon, I.L. and van Leeuwen, M.J.: *Two year evaluation of posterior restorative materials using M. Fascicularis as the experimental model*. J Dent Res, 62:253, IADR abstr 759, 1983.
40. Dogon, I.L.: *Current status of posterior composite resins in North America*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D. C. eds. The Netherlands: P. Szulc, pp 163-171, 1985
41. Donly, K.J.; Jensen, M.E.; Triolo, P.; Chan, D.: *A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years*. Quintessence International; 30; 3; 163-8; 1999.
42. Eick, J.D.: *In vivo wear measurement of composite resins*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D. C. eds. The Netherlands: P. Szulec, pp 351-364, 1985.
43. Eick, J.D.; Mc Garrah, H.E.; Lamb, R.D.; Cardone, M.: *Application of stereo-photogrammetry to measure wear of posterior composites*. J Dent Res; 63:335, Abstr. 1482, 1984.

44. Eick, J.D.; Ortman, L.F.; Allen, T.B. et al : *General clinical application of a stereo-camera system*. J Dent Res, 52:219, IADR abstr 642, 1973.
45. Etman, M.K.; Watson, T.F.; Woolford, M.J.: *Clinical evaluations of ceramic & resin-reinforced Restorations*. Vortrag anlässlich der IADR Tagung in San Diego, USA, 8. März 2002.
46. Fang, H.: *Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen*. Inauguraldissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1993.
47. Frankenberger, R.; Petschelt, A.; Kramer, N.: *Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior*. Oper Dent; Nov.-dec.; 25(6): 459-65; 2000.
48. Freilich, M.A.; Goldberg, A.J.; Gilpatrick, R.O.; Simonsen, R.J.: *Three-year occlusal wear of posterior composite restorations*. Dent Mater; 8:224-228, 1992.
49. Futatsuki, M. and Nakata, M.: *An in vitro study of wear and marginal fracture of posterior composite resins*. Shoni Shikagaku Zasshi; 28(4): 937-48; 1990.
50. Gaengler, P.; Hoyer, I.; Montag, R.: *Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report*. J Adhes Dent; Summer; 3(2): 185-94; 2001.

51. Glentworth, P.; Harrison, A.; Moores, G.E.: *Measurement of changes in surface profile due to wear using a^{147} Pm β particle backscatter technique. II: Application to the simulated wear of dental composite resin and amalgam restorations.* Wear, 93:53-62, 1984.
52. Gloger, W., Häusler, G.: *Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures.* Int J Opt Comp 2, 425. 1993.
53. Goldberg, A.J.; Rydinge, E.; Santucci, E.A. et al: *Clinical evaluation methods for posterior composite restorations.* J. Dent Res, 63:1387–1391, December 1984.
54. Gruner, J.; Zulquar-Nain, J.; Zander, H.A.: *A short-range system for dental surgery. Photogrammetric.* Eng, 33:1240-1245, June 1967.
55. HArsted, P. and Borup, J.: *In vivo abrasion of profile and Adaptive composite resins.* Scand J Dent Res, 92:249-252, 1984.
56. Handelman, S.L.; Jensen, O.E., Pameijer, C.H.: *Quantitative assessment of sealant wear in vivo.* J Prosthet Dent, 40:531-533, November 1978.
57. Harrison, A.; Moores, G.E.; Glentworth, P.: *Measurement of changes in surface profile due to wear using a^{147} Pm β particle backscatter technique. I: Instrument development and application to controlled changes in surface profile.* Wear, 93:37-52, 1984.

58. Hendriks, F.H.J.: *Posterior composite restorations – An experimental clinical study*. Proefschrift, Nijmegen, Thesis, 1985.
59. Hewlett, E.R.; Orro, M.E.; Clark, G.T.: *Accuracy testing of threedimensional digitizing systems*. Dent Mater, 8,49, 1992.
60. Heymann, H.O.; Wilder, Jr., A.D.; May, Jr., K.N. et al: *Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth*. Dent Mater, 2:37-41, 1986.
61. Hickel, R.: *Forschungsbericht Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern*. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaft, Sankt Augustin, 1989.
62. Hickel, R.; Manhart, J.; Garcia-Godoy, F.: *Clinical results and new developments of direct posterior restorations (In Process Citation)*. Am J Dent; Nov.; 13(Spec No): 41D-54D; 2000.
63. Hirt, T.: *Klinisch-experimentelle Evaluation von Mikrofüller-Komposits mit kugelförmigen Vorpolymerisatpartikeln*. Med Diss, Zürich, 1982.
64. Hirt, T.; Lutz, F.; Roulet, J.F.: *In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam*. J Oral Rehabil; Nov; 11(6):511-20, 1984.

65. Holler, W., Windischbauer G., Cabaj G., Keck G.: *Moiré-Topographie zur Darstellung von Zahnoberflächen*. Biomed Tech; 23:213-214, 1978.
66. Holtz, B.: *Der Verschleiß zweier Kompositsysteme in vivo nach einer Tragzeit von sechs Monaten*. Med Diss, Zürich, 1982.
67. Hörstedt, P. & Borup, J.: *In vivo abrasion of profile and adaptic composite resins*. Scand J Dent Res; 92:249-252, 1984.
68. Howell, P.G.T. and Boyde, A.: *Three-dimensional analysis of surfaces*. In: *Analysis of organic and biological surfaces*. Echlin, P. ed. New York: John Wiley & Sons, pp 325-349, 1984.
69. JArgensen, K.D. and Asmussen, E.: *Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler – an initial study*. Quint Int, 9:73-78, report 1646, June 1978.
70. JArgensen, K.D.; Horsted, P.; Janum, O. et al: *Abrasion of Class I restorative resins*. Scand J Dent Res, 87:140-145, 1979.
71. Jensen, M.E.; Handelsmann, S.L.; Pameijer, C.H.: *Assessment of sealant wear in vivo*. J Dent Res; 57:358, Abstr. 1133, 1978.
72. Jensen, M.E.; Handelsmann, S.L.; Perez-Diez, F.: *Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years*. Pediatr Dent; 7:23-29, 1985.

73. Jensen, M.E.; Handelmann, S.L.; Perez-Diez, F.: *Quantitative assesement of wear of four sealants over 2 years*. J Dent res; 63:215, Abstr. 398, 1984.
74. Jernvall, J.and Selänne, L.: *Laser confocal microscopy and geographic information systems in the study of dental morphology*. Paleontologica Electronica; 2(1): 18p; http://www-odp.tamu.edu/paleo/1999_1/confocal/issue1_99.htm. 1999.
75. Jongsma, F.H.M.; Janssen, H.L.M.M.; Lambrechts, P. et al: *A different contour-mapping system for the measurement of wear in dental restorations*. SPIE Biostereometrics `85, 602:85-90, 1985.
76. Jongsma, F.H.M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.: *Contouring of tooth imprints by means of a fluorescence technique adapted to a spatially filtered moire illumination*. In: SPIE Biostereometrics `82, 361:76-80, Herron, R.E. ed., 1983
77. Kanazawa, E.; Sekikawa, M.; Ozaki, T.: *Three-dimensional measurements of the occlusal surfaces of upper molars in a dutch population*. J Dent Res; 63:1298-1301, 1984.
78. Karara, H.M.: *Handbook of non-topographic photogrammetry*. 1st ed. U.S.A.: Everybodys Press (American Society of Photogrammetry), 1979.

79. Kawai, K.; Leinfelder, K.F.: *In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites*. Dent Mater, Jul; 11(4): 246-51, 1995
80. Kawai, K.; Tsuchitani, Y.: *In vitro quantitative assessment of generalized wear of dental composites*. J Osaka Univ Dent Sch; Dec; 34:9-18, 1994.
81. Keating, P.J.; Parker, R.A.; Keane, D.; Wright, L.: *The holographic storage of study models*. Br J Orthodont; 11:119-125, 1984.
82. King, T.; Aiello, L.C.; Andrews, P.: *Dental microwear of Griphopithecus alpani*. J Hum Evol; Jan.; 36(1): 3-31; 1999.
83. Knudsen, M.B. and Jorgensen, K.D.: *Abrasion of microfill restorative resins in Class I cavities*. Scand J Dent Res, 91:159-161, 1983.
84. Kohler, B.; Rasmusson, C.G.; Odman, P.: *A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations*. J Dent; Feb.; 28(2): 111-6; 2000.
85. Kramer, N.; Frankenberger, R.: *Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites*. Oper Dent; Nov.-Dec.; 25(6): 466-72; 2000.
86. Krejci, I.: *Standortbestimmung in der konservierenden Zahnmedizin*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 103:614-619, 1993.
87. Krejci, I.: *Zahnfarbene Restaurationen*. Hanser, München, 1992.

88. Krejci, I.; Glauser, R.; Sägesser, D.; Lutz, F.: *Marginale Adaptation und Verschleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 103: 973-978, 1993.
89. Krejci, I.; Krejci, D.; Lutz, F.: *P-30: In-vivo-Untersuchung eines Seitenzahnkomposits während 2,5 Jahren*. Dtsch Zahnärztl Z; 45: 773-778, 1990.
90. Krejci, I.; Lutz, F.; Krejci, D.: *Zahnfarbene Seitenzahnrestorationen – Merkmale und klinisches Konzept*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 101: 1163-1168, 1991.
91. Krejci, I.; Lutz, F.; Zedler, C.: *Effect of contact area size on enamel and composite wear*. J Dent Res; 71: 1413-1416, 1992.
92. Krejci, I.; Reich, T.; Bucher, W.; Lutz, F.: *Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung*. Schweizer Monatsschr Zahnmed, Vol. 104: 2/ 1994.
93. Kreulen, C.M. & van Amerongen, W.E.: *Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region*. A review. ASDC J Dent Child; Mar-Apr; 58(2): 109-23, 1991.
94. Kunzelmann, K.-H.: *Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro*. Habil.-Schr., Shaker Verlag, Aachen, (Seiten 30-35), 1998.

95. Kunzelmann, K.-H.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Plastische Keramik als Zahnfüllung? – Entwicklung neuer Amalgamalternativen*. Biowissenschaften Medizin. S. 10-13, 1997.
96. Kunzelmann, K.-H.; Perry, R.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß?* Dtsch Zahnärztl Z; 54; 575-580, 1999.
97. Küppers, S.: *Generierung eines 3D-Zahnmodelles aus 2.5D-Sensordaten*. Diplomarbeit im Fach Informatik. Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung). Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1995.
98. Kusy, R.P. & Leinfelder, K.F.: *Pattern of wear in posterior composite restorations (annotation)*. J Dent Res 56:544, 1977.
99. Lambrechts, P. & Vanherle, G.: *Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique*. J Dent R; 12:252-267, 1984.
100. Lambrechts, P., Braem M., Vanherle G.: *Accomplishments and expectations with posterior composite resins*. In: Vanherle G. and Smith D.C., eds.: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Amsterdam: Peter Szulc Publishing Co., 521-540, 1985.

101. Lambrechts, P.: *Basic properties of dental composites and their impact on clinical performance*. Thesis, Leuven, pp 50-55, 1983.
102. Lambrechts, P.; Braem, M.; Vanherle, G.: *Quantitative in vivo wear of human enamel as acceptance standard for posterior composites*. J Dent Res; 66:182, Abstr. 605, 1987.
103. Lambrechts, P.; Braem, M.; Vuylsteke-Wauters, M.; Vanherle, G.: *Quantitative in vivo wear of human enamel*. J dent Res; Dec; 68(12): 1752-4, 1989.
104. Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Vuylsteke, M.; Davidson, C.L.: *Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: A new three-dimensional measuring technique*. J Dent; 12:252-267, 1984.
105. Lane III, H.B.: *Photogrammetry in medicine*. Photogram Eng Remote sens, 49:1453-1456, October 1983.
106. Lang, H.; Schwan, R.; Burwinkel, M.; Soltész, U.; Nolden, R.: *Zur Messung des Verschleißes an Füllungsmaterialien mit optoelektronischem Verfahren*. Dtsch Zahnärztl Z; 3; 1994.
107. Laursen, L.: *Vergleichende In-vivo- und in-vitro- Untersuchungen von neuen Kompositrestorationen*. Med Diss; Zürich, 1980.

108. Leidal, T.I.; Solem, H.; Rykke, M.: *A clinical and scanning electron microscopic study of a new restorative material for use in posterior teeth*. Acta Odontol Scand; 43:1-8, 1985.
109. Leinfelder, K.F.: *Current developments in posterior composite resins*. Adv Dent Res, 2:115-121, August 1988.
110. Leinfelder, K.F.: *Evaluation of criteria used für assessing the clinical performance of composite resins in posterior teeth*. Quint Int, 18:531-536, August 1987b.
111. Leinfelder, K.F.: *Using composite resin as a posterior restorative material*. J Am Dent Assoc 122:65-70, 1991.
112. Leinfelder, K.F.: *Wear pattern and rates of posterior composite resins*. Int Dent J; Sept; 37(3): 152-7, 1987a.
113. Leinfelder, K.F.; Sluder, T.B.; Sockwell, C.L. et al : *Clinical evaluation of a composite resin vs amalgam*. J Prosthet Dent, 30:795-800, November 1973.
114. Leinfelder, K.F.; Small, B.: *Influence of occlusion on the degradation of posterior composite resins*. Dent Today; Nov.; 17(11); 44-50; 1998.
115. Leinfelder, K.F.; Taylor, D.F.; Barkmeier, W.W. et al: *Quantitative wear measurement of posterior composite resins*. Dent Mater, 2:198-201, 1986.

116. Leinfelder, K.F; Wilder, A.D., Jr.; Teixeira, L.C.: *Wear rates of posterior composite resins*. J Am dent Assoc; 112:829-833, 1986.
117. Lu, X.: *Wear study of dental restoration materials with a new study-system in vitro*. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi; Sept.; 35(5): 388-90; (nur Abstrakt, Sprache: Chinesisch) 2000.
118. Lugassy, A.A. & Greener, E.H.: *An abrasion resistance study of some dental resins*. J Dent Res; 51:967-972, 1972.
119. Lundin, S.A. and Koch, G.: *Class I and II posterior resin restorations after 5 and 10 years*. Swed Dent J; 23(5-6): 165-71; 1999.
120. Luo, Y.; Lo, E.C.; Fang, D.T.; Wie, S.H.: *Clinical evaluation of polyacid-modified resin composite posterior restorations: one-year results*. Quintessence Int; Oct.; 31(9); 630-6; 2000.
121. Lutz, F.: *Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkomposits*. KAR PAR PZM, Zürich, 1980.
122. Lutz, F.; Imfeld, T.; Meier, C.H.; Firestone, A.R.: *Composites versus amalgam – comparative measurements of in vivo wear resistance: 1-year report*. Quint Int; 3:77-87, 1979.
123. Lutz, F.; Phillips, R.W.; Roulet, J.F.; Setcos, J.C.: *In vivo and in vitro wear of potential posterior composites*. J Dent Res 63, 914, 1984.
124. Mair, L.H.: *The measurement and analysis of clinical abrasion – a modified approach*. Dent Mater; 6:271-275, 1990.

125. Manhart, J.; García-Godoy, F.; Hickel, R.: *Direct posterior restorations: clinical results and new developments*. Dental clinics of North America; 46; 2; 303-39; 2002.
126. Marolf, R.; Roulet, J.-F.; Mörmann, W.H.; Lutz, F.: *Kompositinlays – Randqualität und Verschleiß nach 6 Monaten*. Schweiz Monatsschr Zahnmed;94, Nr. 12; 1215-1224, 1984.
127. Matsumura, H. & Leinfelder, K.F.: *Localized three-body wear of six types of composite resin veneering materials*. J Prosthet Dent; Sep, 70(3):207-13, 1993.
128. Matsumura, H. & Leinfelder, K.F.: *Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials*. Quintessence Int; 25:425-430, 1994.
129. McComb, D.: *Evaluation of clinical wear of posterior composite resins*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D.C. eds. The Netherlands: P. Szulc, pp 511-517, 1985.
130. McDowell, G.C.; Bloem, T.J.; Lang, B.R. et al: *In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system*. J Prosthet Dent, 60:112-120, July 1988.
131. MDRCBB Home Page: *Quantifikation and visualization of dental wear*. <http://web.dent.umn.edu/> Kontaktadresse: Dr. William H Douglas (1998)

132. Meadows, D.M.; Johnson, W.o.; Allen, J.B.: *Generation of surface contours by moire patterns*. Appl optics, 9:942-947, 1970.
133. Mehl, A.: *3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin – Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens*. Habilitationsschrift; LMU; 1998.
134. Mehl, A.: *Methoden der 3D-Informationsgewinnung mit dem Lichtschnittsensor*. Dipl.-Arbeit, Lehrstuhl für angewandte Optik, Uni. Erl.-Nürnb. 1992.
135. Mehl, A.; Gloger, W.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: *Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung*. Dtsch Zahnärztl Z, 51,1, 1996.
136. Mehl, A; Teuffel, F.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: *Untersuchungen zur Genauigkeit eines hochpräzisen 3D-Lichtschnittsensors*. Autoreferat anl. D. 118.Jahrestagung d. Dtsch. Ges. f. ZMK-Heilkunde, Travemünde, 1994.
137. Meier, Ch. and Lutz, F.: *Verschleissmessungen in vivo an okklusalen komposit- und Amalgamfüllungen*. Dtsch Zahnärztl Z, 33:617-622, 1978.
138. Meier, Ch.: *Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo*. Zürich, Szitzerland: Universität Zürich,. Thesis, 1977.

139. Meier, D.; Fringeli, G.; Lutz, F.: *Einjährige In Vivo-Verschleissuntersuchungen eines Mikrofüllerkomposits im Seitenzahnggebiet*. Schweiz Mschr Zahnheilk, 92:1099-1108, December 1982.
140. Meint, R.; Rein, H.; Riethe, P.: *Verschleissfestigkeitsmessungen mittels Moire-Topographie an okklusionstragenden Kompositfüllungen der Klasse I/II*. Dtsch Zahnärztl Z, 39:110-113, 1984.
141. Mettler, P.; Friedrich, U.; Roulet, J.F.: *Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich*. Schweiz Mschr Zahnheilk, 88:324-344, 1978.
142. Mitchem, J.C. & Gronas, D.G.: *The continued in vivo evaluation of wear of restorative resins*. J Dent Res; 63(Spec Iss):337, Abst. No. 1498, 1984.
143. Mitchem, J.C. & Gronas, D.G.: *The continued in vivo evaluation of wear of restorative resins*. J Am Dent Assoc; 111:961-964, 1985.
144. Moffa, J.P. & Lugassy, A.: *A calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale*. J Dent Res; 65:302, Abstr1197, 1986.
145. Moores, G.E.; Glentworth, P.; Harrison, A.: *Measurement of the rate of wear of dental composite resins by a ⁹⁰Sr beta particle transmission gauge*. J Biomed Mater Res; Vol. 17, 843-853, 1983.
146. National History Museum (NHM): *Exploring the effects of tooth wear on functional morphology: A preliminary study using dental*

- topographic analysis*. www.nhm.ac.uk/hosted_sites/pe/2000_1/gorilla/material.htm ; 2000.
147. Nelson, C.V.; Osborne, J.W.; Gale, E.N. et al: *A three-year clinical evaluation of composite resin and a high copper amalgam in posterior primary teeth*. J Dent Child, 47:414-418, November-December 1980.
148. Neugebauer, P.: *Feinjustierung von tiefenbildern zur Vermessung von kleinen Verformungen*. Diplomarbeit im Fach Informatik. Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung). Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1991.
149. Ogle, R.E. and Ortman, L.F.: *Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: Part I*. J Prosthet Dent, 53:807-812, June 1985.
150. Okamoto, A.; Sekiya, K.; Fukushima, M.; Kota, K.; Iwaku, M.: *Direct observation of in vivo wear of composite resins*. Dent Mater J; Jun; 12(1): 54-61, 1993.
151. Osborne, J.W.; Gale, E.N.; Ferguson, G.W.: *One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs amalgam*. J Prosthet Dent, 30:795-800, November 1973.
152. Ozaki, T.; Kanazawa, E.; Sekikawa, M. et al: *Three-dimensional measurements of the occlusal surfaces of the upper molars in Australian Aboriginals*. Austr Dent J, 32:263-269, 1987.

153. Pelka, M.; Dettenhofer, G.; Reinelt, C.; Krämer, N.; Petschelt, A.: *Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme*. Dtsch Zahnärztl Z 49, 921. 1994.
154. Pelka, M.; Krämer, N.; Kunzelmann, K.-H.: *Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie*. Dtsch Zahnärztl Z, 48,488, 1993.
155. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Estafan, D.: *Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer*. J Am Dent Assoc, Oct; 131(10): 1472-7, 2000.
156. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Estafan, D.: *Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer*. J Am Dent Assoc; Oct.; 131(10): 1472-7; 2000.
157. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Mehl, A.; Hickel, R.: *A comparative study of wear analysis methods of in vivo posterior composite restorations*. Vortrag anlässlich der IADR, USA; 1996.
158. Phillips, R.W., Lutz, F.; Roulet, J.F.: *Seitenzahn-Komposits – eine Standortbestimmung*. Schweiz Mschr Zahnheilk; 93, Nr. 8, 1983.

159. Phillips, R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *One-year observations on a composite resin for Class II restorations*. J Prosthet Dent, 26:68-77, July 1971.
160. Phillips, R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *Observations on a composite resin for Class II restorations: two-year report*. J Prosthet Dent, 28:164-169, August 1972.
161. Phillips; R.W. & Lutz, F.: *Status report on posterior composites*. J Dent Ass, 107, 74, 1983.
162. Phillips; R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report*. J Prosthet Dent, 30:891-897, December 1973.
163. Pieper, K.: *Qualitätssicherung in der Zahnmedizin – Definitionsphase. Kriterien für die Zahnerhaltungskunde*. IDZ Studienhandbuch der Arbeitsgruppe: Qualitätssicherung in der Zahnmedizin, 61. 1988.
164. Pilliar, R.M.; Smith, D.C.; Maric, B.: *Oscillatory wear tests of dental composites*. J Dent Res; Sep; 63(9): 1166-72, .1984.
165. Pintado, M.R.; Conry, J.P.; Douglas, W.H.: *Measurement of sealant volume in vivo using image-processing technology*. Quint Int, 19:613-617, September 1988.

166. Potts, R.M.; Racz, W.B.; Farrington, A.P.: *The quantitative measurement of wear of occlusal restorations in the clinical situation.* J Dent Res, 55:B93, IADR abstr 128, 1976.
167. Powell, J.M.; Phillips, R.W.; Norman, R.D.: *In vitro wear response of composite resin, amalgam and enamel.* J Dent res 54, 1183 – 1195, 1975.
168. Reed, D.N.O.: *Contour mapping as a new method for interpreting diet from tooth morphology.* American Journal of Physical Anthropology; 31: 517-535; 1977
169. Roberts, M.J. and Soderholm, K.J.M.: *Comparison of three Techniques for measuring wear of dental restorations.* Acta Odontol Scand, 47:367-374, 1989.
170. Roulet, J.F.: *Degradation of dental polymers.* Basel-New York: Karger, 1987.
171. Roulet, J.F.: *The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites.* J Dent 16:101-113, 1988.
172. Roulet, J.R.; Mettler, P.; Friedrich, U.: *Studie über die Abrasion von Komposits im Seitenzahnbereich – Resultate nach 3 Jahren.* Dtsch Zahnärztl Z, 35:493-497, 1980.

173. Russ, J.C.; Hare, T.M.; Christensen, R.P. et al: *SEM low magnification stereoscopic technique for mapping surface contours: application to measurement of volume differences in human teeth due to polishing.* J Microsc, 144:329-338, December 1986.
174. Ryge, G.: *Clinical criteria.* Int Dent J, 30:347-358, 1980.
175. Ryge, G.; Snyder, M.: *Evaluation the clinical quality of restaurations.* J Am Dent Assoc 87, 369. 1973.
176. Santucci, E.A. and Racz, W. B.: *One year evaluation of posterior restorations in a primate model.* J Dent Res, 61:247, IADR abstr 618, 1982.
177. Santucci, E.A.; Racz, W.B.; Norman, R.D.: *A new method for evaluating posterior composite restorations.* J Dent Res, 58:328A, IADR abstr 945, 1979.
178. Satou, N.; Khan, A.M.; Satou, K.; Satou, J.; Shintani, H.; Wakasa, K.; Yamaki, M.: *In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins.* J Oral Rehabil; Jan, 19(1):31-7, 1992.
179. Satou, N.; Yuuki, A.; Satou, J.; Kai, M.; Shintani, H.; Inoue, T.: *Wear test of composite restorative materials by a polishing machine.* Dent Mat J; 5:110-116, 1986.

180. Schoch, M.; Kramer, N.; Frankenberger, R.; Petschelt, A.: *Direct posterior composite restorations with a new adhesive system: one-year results*. J Adhes Dent; Summer; 1(2); 167-73; 1999.
181. Sluder, T.B.; Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Wilder, A.D.; Sturdevant, J.R.; Brunson, W.D.: *Inter-evaluator agreement for wear analysis with Leinfelder methods*. J Dent Res; 68:207, Abstr202, 1989.
182. Smith, B.H. & McCabe, J.F.: *Three laboratory methods for evaluating wear of restorative materials*. J Dent Res; 60(Spec Iss A):478, Abst. No. 675, 1981.
183. Söderholm, K.-J.M.; Roberts, M.J.; Antonson, D.E.; Anusavice, K.J.; Mauderli, A.P.; Sarrett, D.S.; Warren, J.W.: *Visual and profilometric wear measurements*. Oslo; Acta Odontol Scand; 50:121-127, 1992.
184. Straka, L.; Kriz, V.; Stepanek, B.: *Die Fotogrammetrie in der Stomatologie*. Stomatol DDR, 31:50-56, 1981.
185. Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F.; Sluder, Jr., T. B. et al: *Five-year study of two light-cured posterior composite resins*. Dent Mater, 4:105-110, 1988.
186. Sturdevant, J.R.; Lundeen, T.F.; Sluder, Jr., T.B. et al: *Three-year study of two light-cured posterior composite resins*. Dent Mater, 2:263-268;1986

187. Sulong, M.Z.A.M.; Aziz, R.A.: *Wear of materials used in dentistry: A review of the literature*. J Prosthet Dent 63, 342 – 349, 1990.
188. Takasaki, H.: *Moire topography*. Appl Optics, 9:1467-1472, 1970.
189. Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.: *Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations*. Dent Mater; 5: 157-160, 1989.
190. Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.: *Correlation of M-L, Leinfelder and USPHS clinical evaluation techniques for wear*. Dent Mater; 6: 151-153, 1990.
191. Taylor, D.F.; Turnbull, C.D.; Leinfelder, K.F.: *Comparative evaluation of casts for the measurement of composite wear*. J Dent Res, 63:293, IADR Abstr 1104, 1984.
192. Teuffel, F., Kunzelmann, K.-H.; Gloger, W.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Verschleißmessung zahnärztlicher Füllungswerkstoffe mit einem 3D-Laser-Meßplatz und einer referenzpunktfreien Auswertroutine*. Vortrag anl. Der 29. Jahrest. D. Dtsch. Ges. f. Biomed. Tech. e.V., Würzburg, Sept., 1995.
193. Turkun, L.S. and Aktener, B.O.: *Twenty-four-month clinical evaluation of different posterior composite resin materials*. J Am Dent; Feb.; 132(2): 196-203; quiz 224-5; Assoc; 2001.

194. Tyas, M.L. & Wassenaar, P.: *Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five-year results.* Aust Dent J; 36:369-373, 1991.
195. Urquiola, N.J. and Charbeneau, G.T.: *Quantitative evaluation of clinical wear of posterior composite resin restorations.* J Dent Res, 60:583, IADR abstr 1093, 1981.
196. Van Groeningen, G. and Arends, J.: *In vivo-abrasion of composites: a quantitative investigation.* Quint Int, 12:1101-1106, report 2039, October 1981.
197. Vann, Jr., W.F.; Barkmeijer, W.W.; Mahler, D.B.: *Assessing composite resin wear in primary molars, four-year findings.* J Dent Res, 67:876-879, May 1988.
198. Vrijhoef, M.M.A.; Letzel, H.; Hendriks, F.H.J.: *A method to determine the loss of substance of dental restorations.* J Oral Rehabil, 12:9-16, January 1985.
199. Wassell, R.W.; McCabe, J.F.; Walls, A.W.G.: *A two-body frictional wear test.* J Dent Res 73(9):1546-1553, September 1994.
200. Wassell, R.W.; Walls, A.W.; McCabe, J.F.: *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up.* J Dent; Aug.; 28(6): 375-82; 2000.

201. Watson, T.F.; Azzopardi, A.; Etman, M.; Cheng, P.C.; Sidhu, S.K.: *Confocal and multi-photon microscopi of dental hard tissues and biomaterials*. Am J Dent; Nov.; 13(Spec No): 19D-24D; 2000.
202. Weber, G.: *Entwicklung von neuen und verbesserten Komponenten eines Lichtschnittsensors zur Vermessung im zahnärztlichen Bereich*. Diplomarbeit. Fachbereich 06 Feinwerk- und Mikrotechnik/Automatisierung, Fachhochschule München, 1995.
203. Wenger, S.; Seeberger, M.; Horvath, P.; Jörg, D.; Staub, T.: *Praktikum Bildanalyse, thinning Algorithms*. http://www.iam.unibe.ch/~fki/bapraktikum/WS_2002/p07_thinning.pdf, 2003.
204. Wilder, A.D.; May, K.N.; Leinfelder, K.F.: *Kinische 5-Jahres-Studie von UV-lichtgehärtenden composites im Seitenzahnbereich*. Phillip J, 2:259-263, September 1985.
205. Willer, J. und Steinbichler, H.: *Abdruckloses, optisches Verfahren zur Erfassung und Wiedergabe präparierter Zahnformen*. ZWR Dtsch Zahnärztebl, 97:240-242, March 1988.
206. Williams, D.F.; Cunningham, J.; Lalor, M.J. et al: *Laser techniques for the evaluation of wear in Class II restorations*. J Oral Rehabil, 10:407-414, 1983.

207. Williams, G.; Lambrechts, P.; Lesaffre, E.; Braem, M.; Vanherle, G.: *Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear*. J Dent; Apr, 21(2):79-86; 1993.
208. Windischbauer, G.: *Survey on applications of moire- techniques in medicine and biology*. In: Optics in biomedical sciences von Bally, G. and Gressus, P. eds. (Proc. of the International Conference). Berlin: Springer Verlag, 244-249, 1982.
209. Winkler, M.M.; Greener, E.H.; Lautenschlager, E.P.: *Non-linear in vitro wear of posterior composites with time*. Dent Mater; October 7:258-262, 1991.
210. Winkler, M.M.; Lautenschlager, E.P.; Boghosian, A.; Greener, E.H.: *Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin*. J Oral Rehabil; Jul.; 23(7); 494-500; 1996.
211. www.iam.unibe.ch/~fki/bapraktikum/WS_2002/p07_thinning.pdf
212. Yap, A.U.; Wee, K.E.; Teoh, S.H.; Chew, C.L.: *Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives*. Oper Dent; Jul.-Aug.; 26(4): 349-56; 2001.

5.2 Statistik (Visio Gem®-Inlays)

file_name	"B-35(-30)diff.xv"	"B-37(-30)diff.xv"	"B-45(-30)diff.xv"	"B-47(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	300	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	29,400	29,400	27,950	27,950
ext_x	15.052,800	15.052,800	14.310,400	14.310,400
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	7.488	12.480
n_defined	58954	104747	53357	121820
n_def_perc	38,38%	40,92%	34,74%	47,59%
min	-913,222	-2.396,486	-4.289,811	-413,093
max	414,286	133,993	712,079	707,879
mean	-84,034	-895,953	37,255	15,983
stddev	115,375	454,786	134,326	85,936
quant(10.00%)	-200,490	-1.482,599	-135,104	-96,340
quant(20.00%)	-140,824	-1.311,222	-50,115	-56,726
quant(50.00%)	-63,019	-877,929	51,874	29,273
quant(80.00%)	-2,016	-472,285	140,877	85,903
quant(90.00%)	13,247	-296,717	196,938	112,719
n_def_pos	11.063	267	36.009	76.988
n_def_neg	47.891	104.480	17.348	44.832
volume_pos	2,017E+08	4,969E+06	2,724E+09	3,694E+09
volume_neg	-3,837E+09	-6,887E+10	-1,337E+09	-2,335E+09
volume_tot	-3,636E+09	-6,887E+10	1,387E+09	1,358E+09
	p	m	p	m
n_defined (Inlay)	24663	39343	37303	34226
Inlayanteil	42%	38%	70%	28%
Verweildauer	36	36	36	36
Note	1	6	3	1

file_name	"E-26(-30)diff.xv"	"E-25(-30)diff.xv"	" H-47(-30)diff.xv"	" H-45(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	300	500	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	7.488	12.480	7.488
n_defined	136237	73399	117909	57411
n_def_perc	53,22%	47,79%	46,06%	37,38%
min	-1.321,379	-1.098,378	-2.158,024	-1.200,470
max	1.774,481	912,744	206,840	77,465
mean	-32,618	-106,859	-902,937	-405,734
stddev	68,616	162,310	455,719	234,473
quant(10.00%)	-99,920	-308,218	-1.482,450	-684,300
quant(20.00%)	-63,999	-197,715	-1.341,169	-610,827
quant(50.00%)	-20,721	-75,166	-935,567	-436,438
quant(80.00%)	2,660	8,613	-443,495	-150,442
quant(90.00%)	12,883	42,942	-280,128	-75,395
n_def_pos	31.416	17.050	753	1.369
n_def_neg	104.821	56.349	117.156	56.042
volume_pos	6,548E+08	6,351E+08	6,992E+06	1,383E+07
volume_neg	-3,755E+09	-6,106E+09	-7,427E+10	-1,626E+10
volume_tot	-3,100E+09	-5,471E+09	-7,426E+10	-1,625E+10
	m	p	m	p
n_defined (Inlay)				27318
Inlayanteil				48%
Verweildauer	53	53	58	58
Note	1	2	3	3

file_name	" H-25(-30)diff.xv"	" H-26(-30)diff.xv"	" H-27(-30)diff.xv"	" H-35(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	500	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	12.480	7.488
n_defined	63144	130653	111131	50289
n_def_perc	41,11%	51,04%	43,41%	32,74%
min	-227,012	-1.360,928	-349,146	-685,548
max	674,490	161,608	368,731	417,253
mean	122,862	-451,518	-27,233	-178,353
stddev	108,304	285,013	79,549	149,709
quant(10.00%)	-20,087	-840,318	-136,783	-383,365
quant(20.00%)	22,154	-717,234	-82,477	-317,028
quant(50.00%)	123,601	-452,062	-18,634	-170,142
quant(80.00%)	214,249	-164,556	34,631	-46,126
quant(90.00%)	264,020	-69,383	64,896	-7,707
n_def_pos	53.661	3.265	40.352	4.301
n_def_neg	9.483	127.388	70.779	45.988
volume_pos	5,683E+09	6,733E+07	1,330E+09	2,091E+08
volume_neg	-2,715E+08	-4,122E+10	-3,441E+09	-6,465E+09
volume_tot	5,411E+09	-4,115E+10	-2,111E+09	-6,256E+09
	p	m	m	p
n_defined (Inlay)	23710	64368	48324	
Inlayanteil	38%	49%	43%	
Verweildauer	58	58	58	58
Note	2	3	1	2

file_name	" H-36(-30)diff.xv"	" H-37(-30)diff.xv"	" H-16(-30)diff.xv"	"O-37(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	500	500	514
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	12.480	12.480	12.829
n_defined	113211	126278	123926	112748
n_def_perc	44,22%	49,33%	48,41%	42,84%
min	-2.274,974	-1.477,443	-567,200	-2.292,559
max	173,795	689,359	359,279	128,308
mean	-832,668	-545,721	-119,579	-835,289
stddev	373,406	259,866	110,088	438,493
quant(10.00%)	-1.313,409	-855,428	-269,799	-1.399,424
quant(20.00%)	-1.155,657	-758,417	-214,933	-1.192,316
quant(50.00%)	-820,161	-536,437	-107,469	-814,821
quant(80.00%)	-535,144	-337,704	-12,149	-446,563
quant(90.00%)	-341,535	-205,511	8,335	-273,078
n_def_pos	1.167	1.616	17.695	854
n_def_neg	112.044	124.662	106.231	111.894
volume_pos	4,673E+07	1,247E+08	2,596E+08	1,508E+07
volume_neg	-6,580E+10	-4,819E+10	-1,060E+10	-6,571E+10
volume_tot	-6,575E+10	-4,807E+10	-1,034E+10	-6,569E+10
	m	m	m	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	58	58	58	47
Note	2	3	1	3

file_name	"O-34(-30)diff.xv"	"O-25(-30)diff.xv"	"O-24(-30)diff.xv"	"O-14(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	330	300	300
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,950	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.310,400	14.308,352
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	8.237	7.488	7.488
n_defined	46982	71505	63959	71995
n_def_perc	30,59%	42,32%	41,64%	46,87%
min	-603,560	-453,501	-531,501	-656,240
max	628,488	158,673	391,600	414,656
mean	-13,017	-44,395	-99,060	-39,459
stddev	110,434	69,729	77,808	111,087
quant(10.00%)	-134,647	-125,502	-208,118	-185,230
quant(20.00%)	-81,159	-80,539	-163,027	-111,509
quant(50.00%)	-3,395	-29,930	-93,082	-21,401
quant(80.00%)	54,302	5,018	-24,861	53,227
quant(90.00%)	97,380	18,877	-0,122	77,767
n_def_pos	22.745	17.373	6.360	29.552
n_def_neg	24.237	54.132	57.599	42.443
volume_pos	1,060E+09	2,595E+08	6,688E+07	1,138E+09
volume_neg	-1,487E+09	-2,474E+09	-4,487E+09	-3,119E+09
volume_tot	-4,266E+08	-2,214E+09	-4,420E+09	-1,982E+09
	p	p	p	p
n_defined (Inlay)	30393		39864	38046
Inlayanteil	65%		62%	53%
Verweildauer	47	47	47	47
Note	6	2	3	2

file_name	"P-47(-30)diff.xv"	"P-38(-30)diff.xv"	"P-37(-30)diff.xv"	"P-17(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	500	500	405
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	0	-125
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	12.480	12.480	10.109
n_defined	112506	121558	119118	117584
n_def_perc	43,95%	47,48%	46,53%	56,71%
min	-492,598	-467,055	-1.293,406	-1.244,670
max	208,824	321,804	443,237	1.301,332
mean	-122,968	-22,969	-30,648	-64,285
stddev	94,017	58,576	53,204	66,638
quant(10.00%)	-256,992	-84,085	-101,505	-154,359
quant(20.00%)	-206,232	-48,300	-61,891	-117,394
quant(50.00%)	-117,201	-12,336	-16,651	-56,139
quant(80.00%)	-33,591	9,885	8,968	-4,866
quant(90.00%)	-4,486	23,270	18,376	11,838
n_def_pos	9.244	37.955	37.240	19.924
n_def_neg	103.262	83.603	81.878	97.660
volume_pos	1,106E+08	6,756E+08	3,868E+08	2,552E+08
volume_neg	-9,761E+09	-2,623E+09	-2,933E+09	-5,528E+09
volume_tot	-9,650E+09	-1,948E+09	-2,547E+09	-5,273E+09
	m	m	m	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	48	48	48	48
Note	3	3	2	3

file_name	"P-16(-30)diff.xv"	"S-15(-30)diff.xv"	"S-14(-30)diff.xv"	"Z-38(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	500	300	307	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,946
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.308,352
org_y	0	0	-175	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	12.480	7.488	7.663	12.480
n_defined	131404	71458	65595	101704
n_def_perc	51,33%	46,52%	41,73%	39,73%
min	-1.767,198	-467,984	-1.760,976	-2.505,753
max	305,356	169,911	1.679,648	364,001
mean	-489,594	-52,882	-56,884	-975,028
stddev	333,072	67,763	78,707	528,260
quant(10.00%)	-956,344	-136,438	-144,463	-1.677,425
quant(20.00%)	-762,398	-101,419	-106,789	-1.475,215
quant(50.00%)	-436,935	-36,911	-42,525	-938,502
quant(80.00%)	-201,543	-0,446	2,383	-482,115
quant(90.00%)	-110,188	13,037	12,551	-305,072
n_def_pos	3.458	14.034	14.530	1.060
n_def_neg	127.946	57.424	51.065	100.644
volume_pos	1,614E+08	1,749E+08	2,028E+08	3,818E+07
volume_neg	-4,504E+10	-2,811E+09	-2,806E+09	-6,921E+10
volume_tot	-4,488E+10	-2,636E+09	-2,603E+09	-6,917E+10
	m	p	p	m
n_defined (Inlay)				
Inlayanteil				
Verweildauer	48	?	?	43
Note	3	2	2	3

file_name	"Z-34(-30)diff.xv"	"Z-26diff.xv"	"Z-25(-30)diff.xv"	"Z-17(-30)diff.xv"
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"	"implicit 3D"
res_x	512	512	512	512
res_y	300	500	300	500
org_x	0	0	0	0
siz_x	27,946	27,946	27,946	27,950
ext_x	14.308,352	14.308,352	14.308,352	14.310,400
org_y	0	0	0	0
siz_y	24,960	24,960	24,960	24,960
ext_y	7.488	12.480	7.488	12.480
n_defined	54517	123730	62779	113641
n_def_perc	35,49%	48,33%	40,87%	44,39%
min	-441,667	-2.441,579	-1.058,485	-589,594
max	346,852	640,063	1.791,381	447,293
mean	-69,010	-40,491	-73,369	-4,968
stddev	89,222	152,368	89,173	38,546
quant(10.00%)	-201,086	-103,627	-185,797	-38,794
quant(20.00%)	-162,209	-72,806	-136,641	-22,308
quant(50.00%)	-35,765	-15,258	-49,572	-1,419
quant(80.00%)	3,666	8,472	-0,721	17,627
quant(90.00%)	15,913	18,378	12,230	29,564
n_def_pos	13.271	37.886	12.191	53.977
n_def_neg	41.246	85.844	50.588	59.664
volume_pos	2,127E+08	4,702E+08	1,314E+08	7,585E+08
volume_neg	-2,837E+09	-3,965E+09	-3,344E+09	-1,152E+09
volume_tot	-2,624E+09	-3,495E+09	-3,213E+09	-3,938E+08
	p	m	p	m
n_defined (Inlay)		57301		33485
Inlayanteil		46%		29%
Verweildauer	43	43	43	43
Note	1	1	2	3

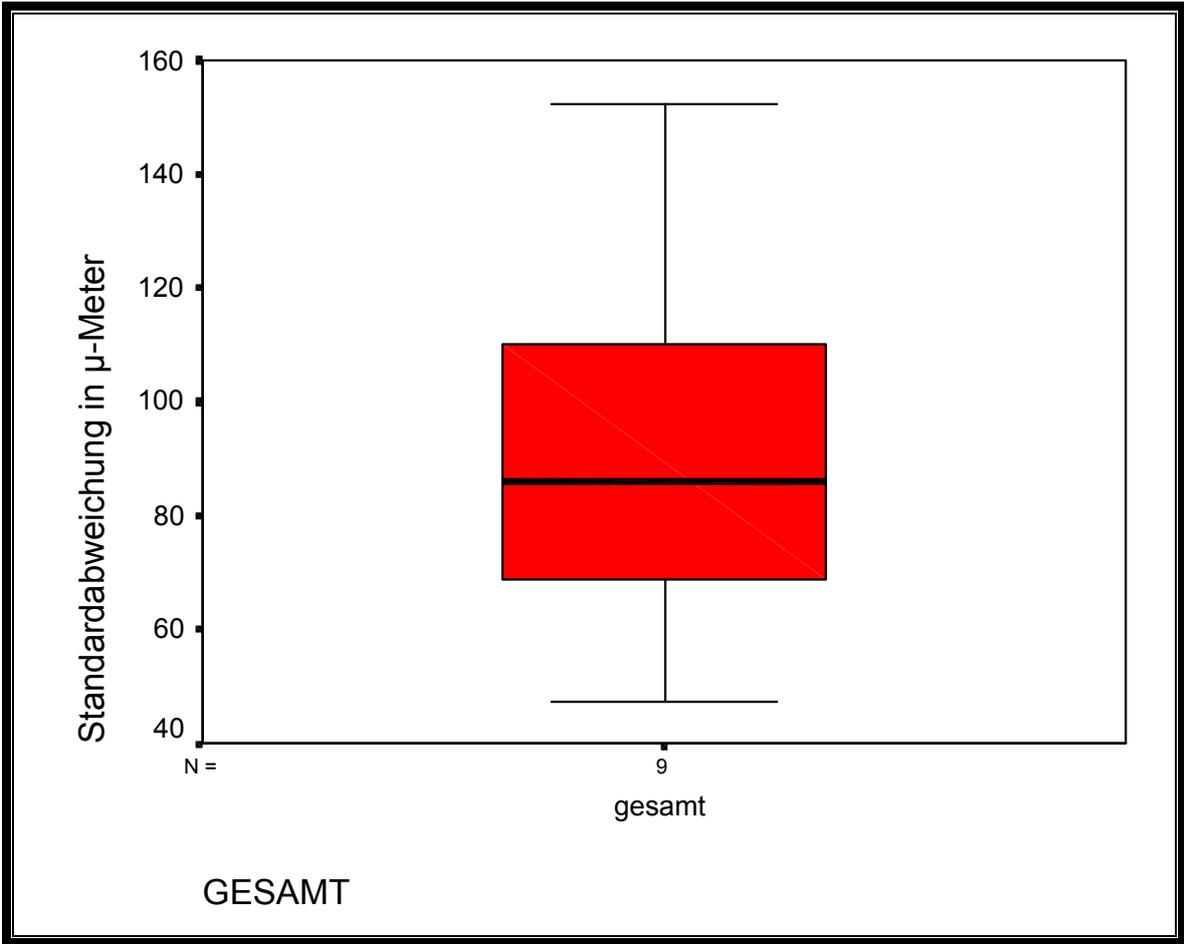
file_name	"Z-16(-30)diff.xv"	"Z-14(-30)diff.xv"	Mittelwerte	file_name
file_type	"implicit 3D"	"implicit 3D"		file_type
res_x	512	512		res_x
res_y	500	300		res_y
org_x	0	0		org_x
siz_x	27,950	27,950		siz_x
ext_x	14.310,400	14.310,400		ext_x
org_y	0	0		org_y
siz_y	24,960	24,960		siz_y
ext_y	12.480	7.488		ext_y
n_defined	122756	60253		n_defined
n_def_perc	47,95%	39,23%		n_def_perc
min	-500,051	-422,895		min
max	200,592	455,757		max
mean	-17,887	-14,061	-219,805	mean
stddev	47,229	49,409	165,624	stddev
quant(10.00%)	-69,892	-67,924	-427,655	quant(10.00%)
quant(20.00%)	-39,802	-35,851	-352,176	quant(20.00%)
quant(50.00%)	-6,719	-9,025	-207,252	quant(50.00%)
quant(80.00%)	13,176	11,527	-78,925	quant(80.00%)
quant(90.00%)	23,790	22,522	-25,231	quant(90.00%)
n_def_pos	49.513	21.720		n_def_pos
n_def_neg	73.243	38.533		n_def_neg
volume_pos	5,857E+08	3,670E+08		volume_pos
volume_neg	-2,118E+09	-9,580E+08		volume_neg
volume_tot	-1,532E+09	-5,911E+08		volume_tot
	m	p		
n_defined (Inlay)	48905	26986		n_defined (Inlay)
Inlayanteil	40%	45%	46%	Inlayanteil
Verweildauer	43	43	45,8	Verweildauer
Note	1	1		Note

Boxplot, Note 1, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung gesamt in μ -Meter	9	100,0%	0	,0%	9	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter

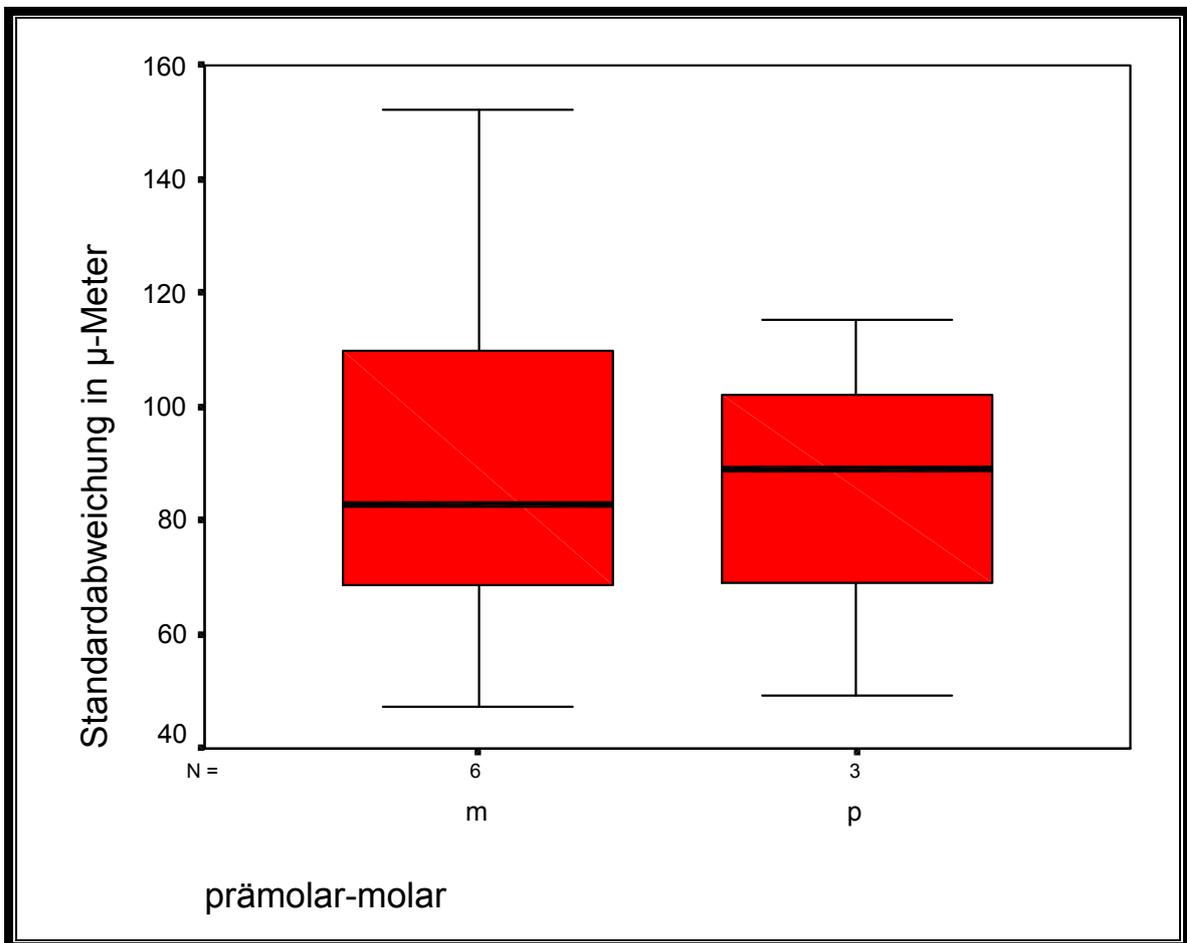


Boxplot, Note 1, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung m	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
Standardabweichung p	3	100,0%	0	,0%	3	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter



Note 1, gesamt**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	9
	Fehlend	0
Mittelwert		88,64356
Median		85,93600
Standardabweichung		33,50603
Varianz		1122,654
Spannweite		105,139
Minimum		47,229
Maximum		152,368

Note 1, Molar**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	6
	Fehlend	0
Mittelwert		90,63100
Median		82,74250
Standardabweichung		36,61497
Varianz		1340,656
Spannweite		105,139
Minimum		47,229
Maximum		152,368

Note 1, Prämolare**Statistiken**Standardabweichung in μ -Meter

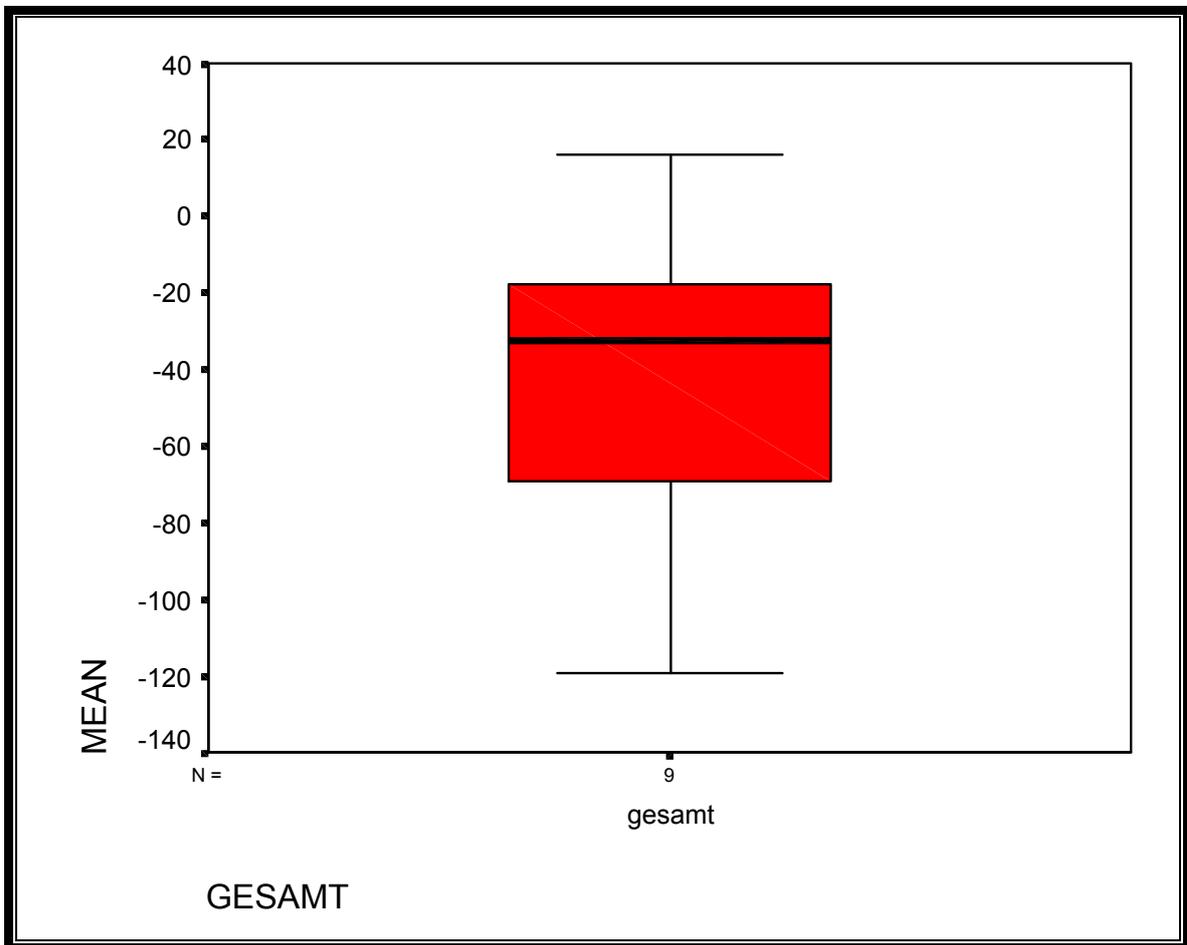
N	Gültig	3
	Fehlend	0
Mittelwert		84,66867
Median		89,22200
Standardabweichung		33,21789
Varianz		1103,428
Spannweite		65,966
Minimum		49,409
Maximum		115,375

Boxplot, Note 1, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
GESAMT						
MEAN gesamt	9	100,0%	0	,0%	9	100,0%

MEAN [μm]

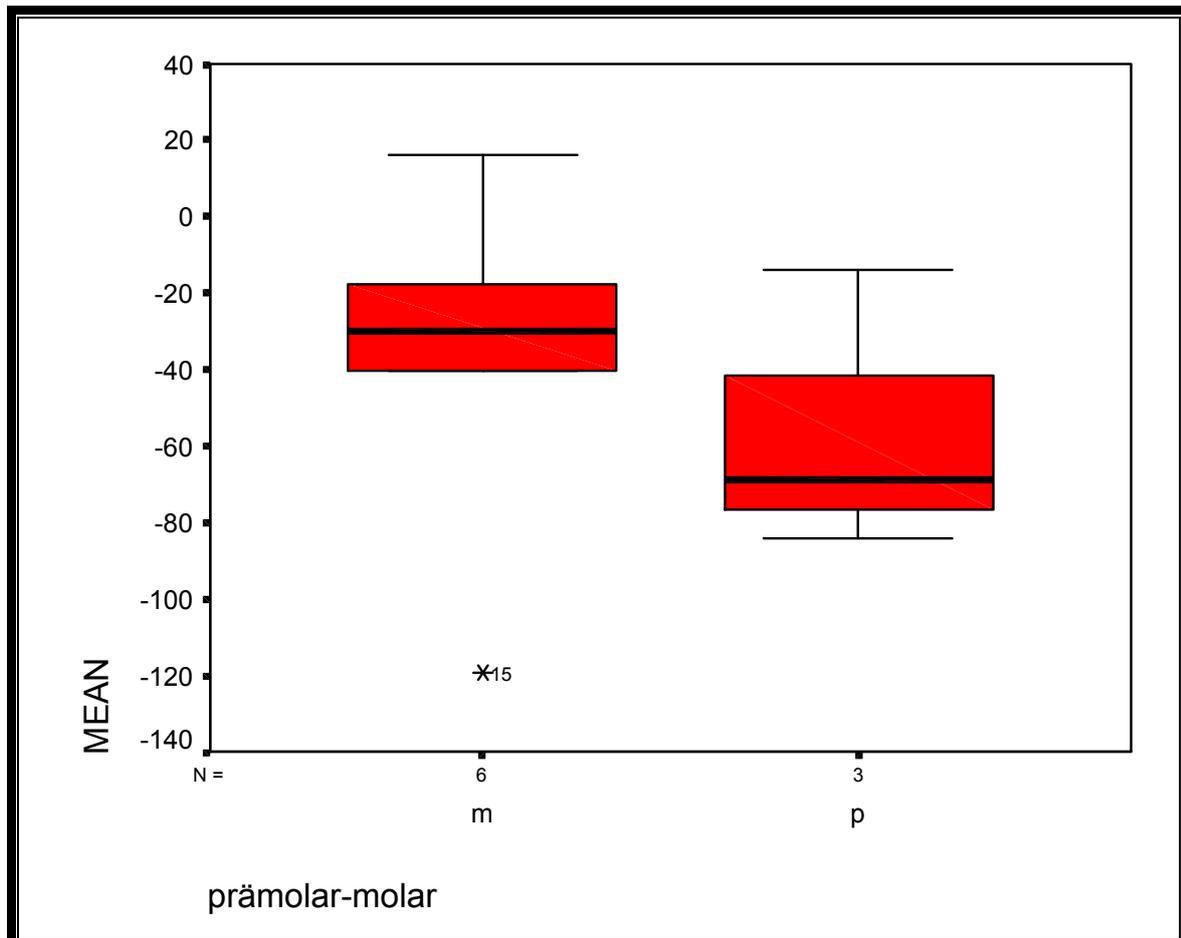


Boxplot, Note 1, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
prämolarmolar	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
MEAN m	6	100,0%	0	,0%	6	100,0%
p	3	100,0%	0	,0%	3	100,0%

MEAN [μm]



Note 1, gesamt**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	9
	Fehlend	0
Mittelwert		-43,21444
Median		-32,61800
Standardabweichung		41,13095
Varianz		1691,755
Spannweite		135,562
Minimum		-119,579
Maximum		15,983

Note 1, Molar**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	6
	Fehlend	0
Mittelwert		-36,97083
Median		-29,92550
Standardabweichung		44,98572
Varianz		2023,715
Spannweite		135,562
Minimum		-119,579
Maximum		15,983

Note 1, Prämolare**Statistiken**

MEAN

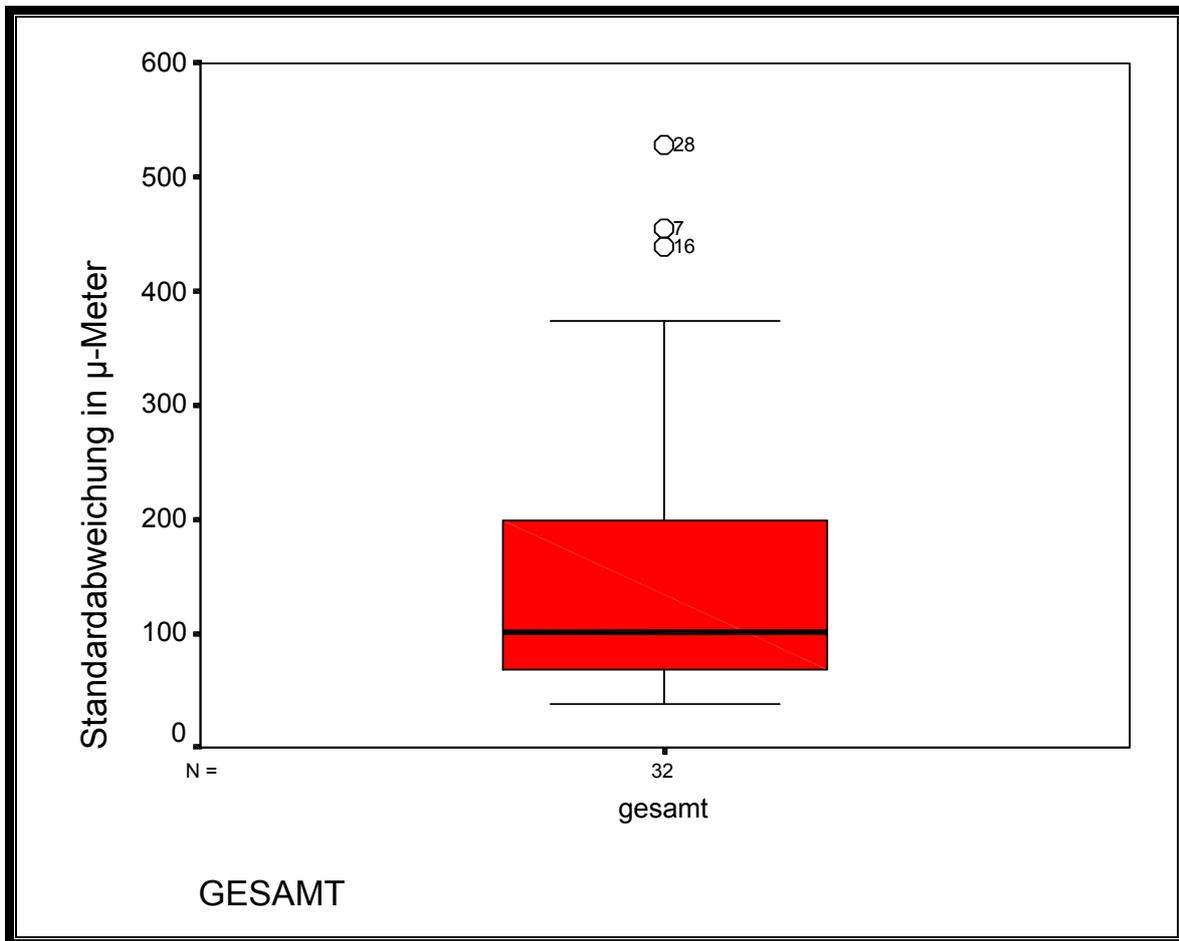
N	Gültig	3
	Fehlend	0
Mittelwert		-55,70167
Median		-69,01000
Standardabweichung		36,83597
Varianz		1356,889
Spannweite		69,973
Minimum		-84,034
Maximum		-14,061

Boxplot, Note 1-3, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
GESAMT						
Standardabweichun: gesamt in μ -Meter	32	100,0%	0	,0%	32	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter

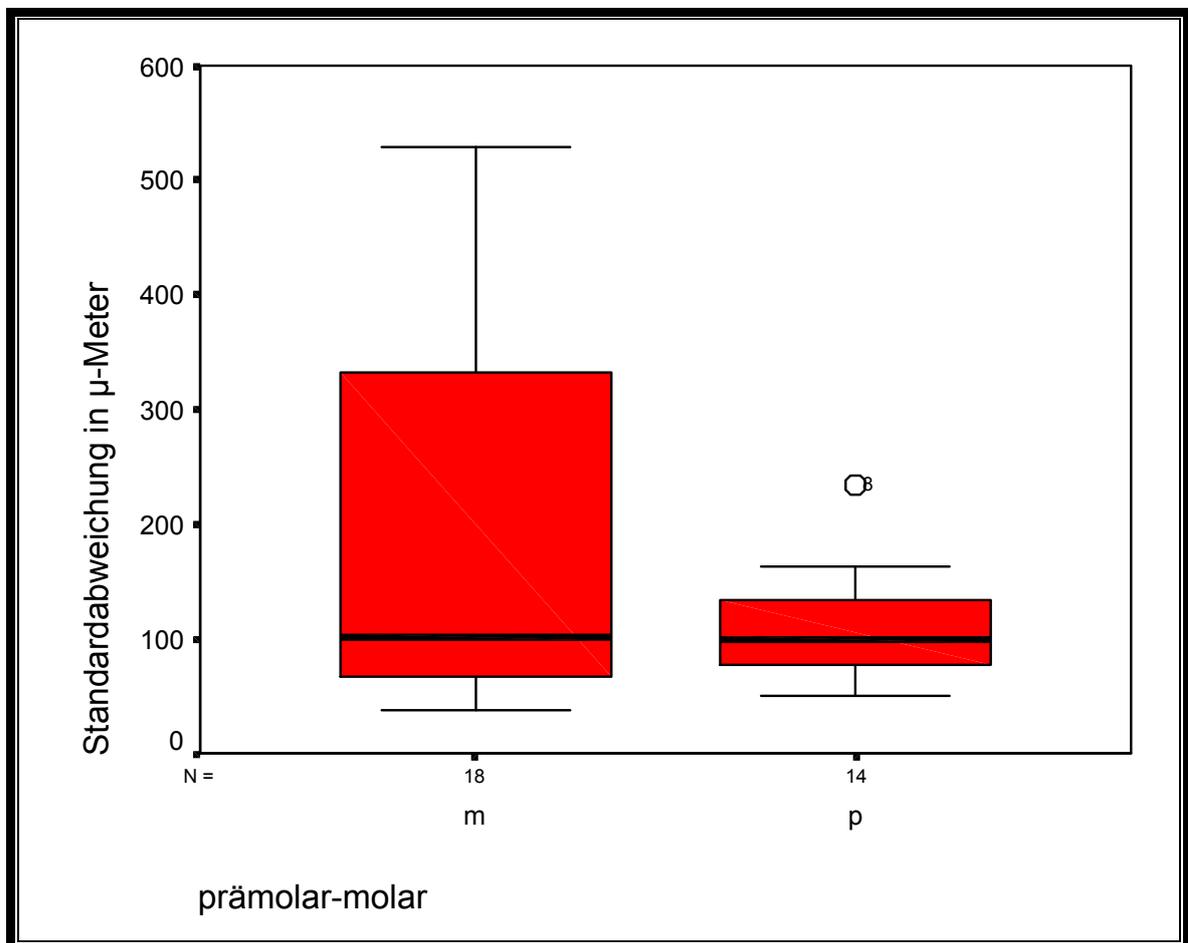


Boxplot, stddev, Prämolarmolar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Standardabweichung m	18	100,0%	0	,0%	18	100,0%
in μ -Meter p	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%

Standardabweichung in μ -Meter



Note 1-3, gesamt**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	32
	Fehlend	0
Mittelwert		158,31222
Median		101,16050
Standardabweichung		133,48540
Varianz		17818,35
Spannweite		489,714
Minimum		38,546
Maximum		528,260

Note 1-3, Molar**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

N	Gültig	18
	Fehlend	0
Mittelwert		196,03311
Median		102,05250
Standardabweichung		165,10945
Varianz		27261,13
Spannweite		489,714
Minimum		38,546
Maximum		528,260

Note 1-3, Prämolare**Statistiken**

Standardabweichung in μ -Meter

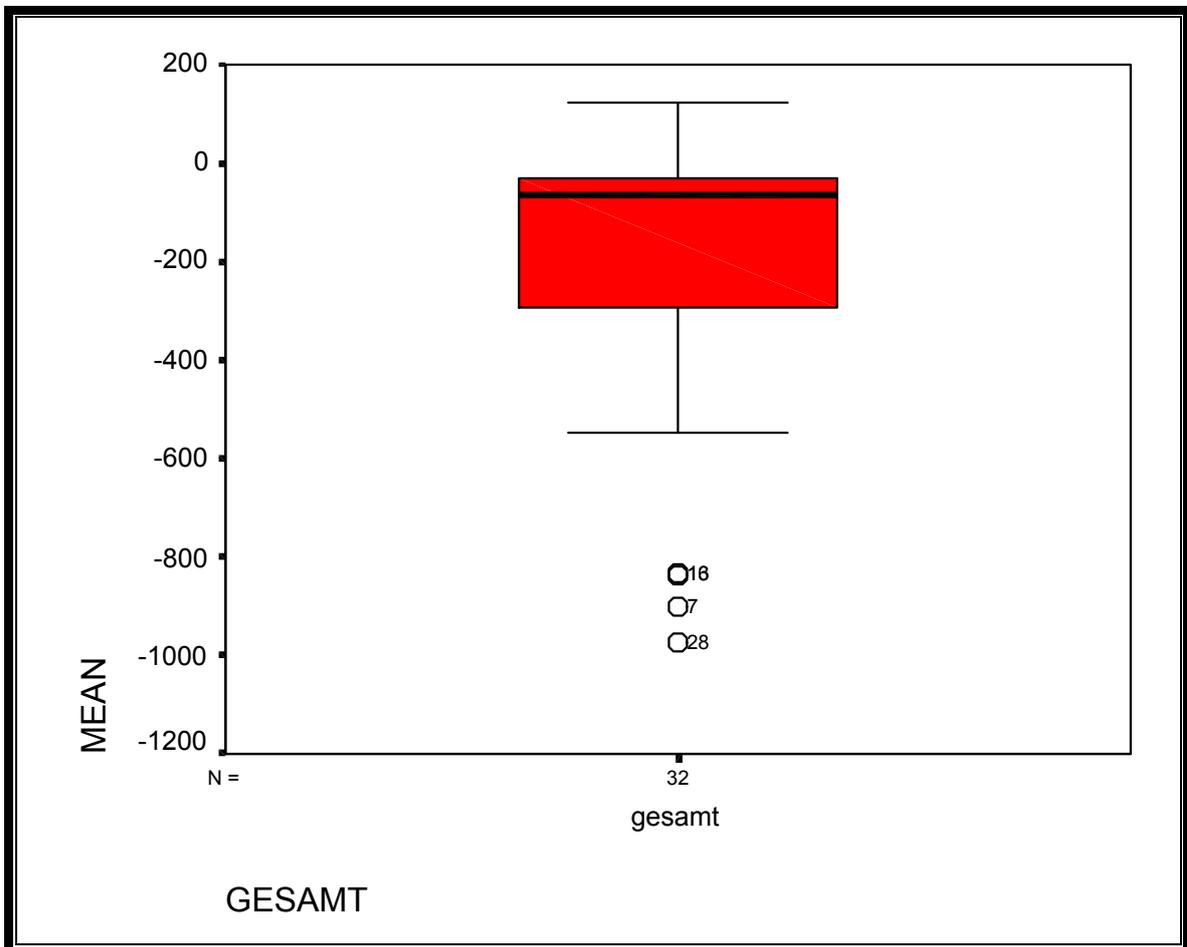
N	Gültig	14
	Fehlend	0
Mittelwert		109,81393
Median		98,76300
Standardabweichung		48,34884
Varianz		2337,611
Spannweite		185,064
Minimum		49,409
Maximum		234,473

Boxplot, Note 1-3, gesamt

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
GESAMT						
MEAN gesamt	32	100,0%	0	,0%	32	100,0%

MEAN [μm]

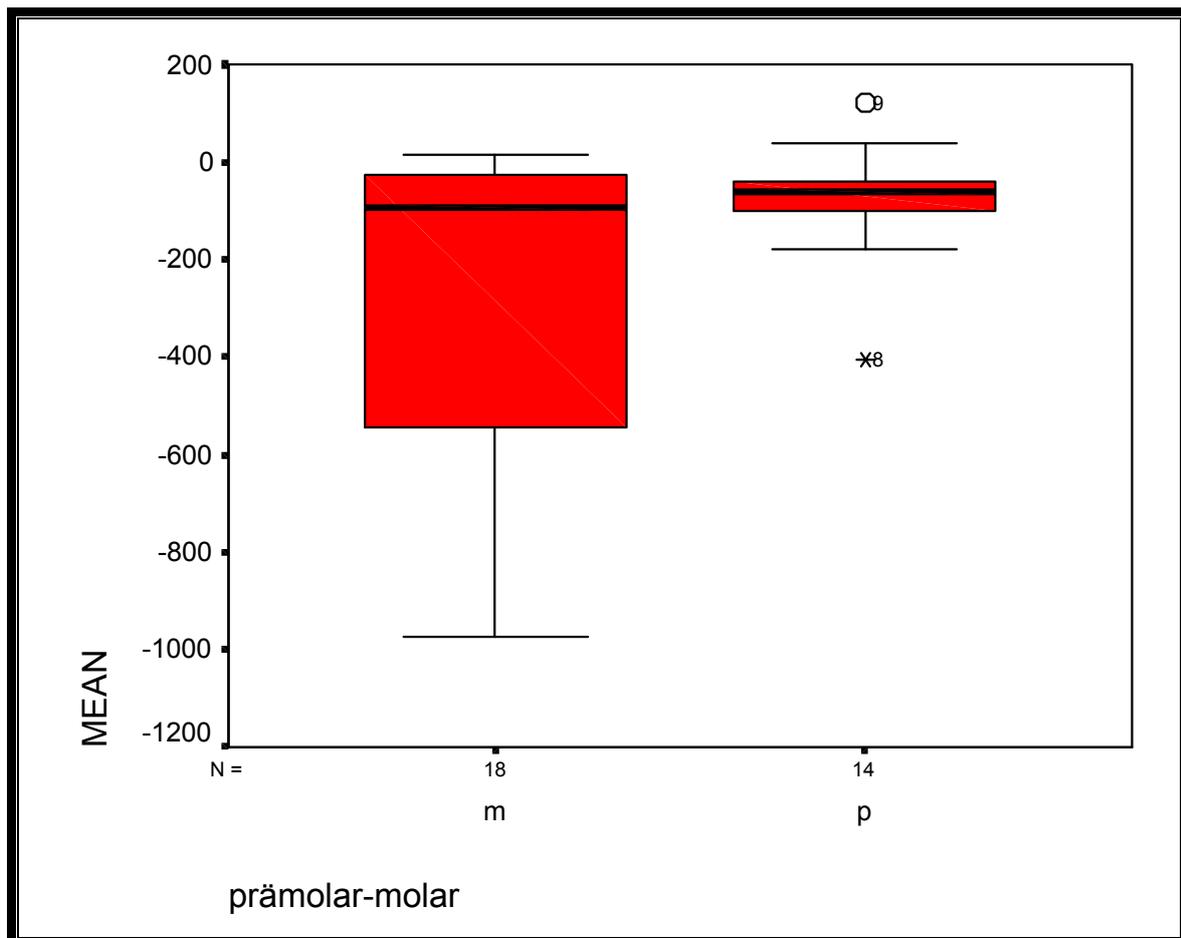


Boxplot, Note 1-3, Prämolar-Molar

Verarbeitete Fälle

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
prämolar-mola						
MEAN m	18	100,0%	0	,0%	18	100,0%
p	14	100,0%	0	,0%	14	100,0%

MEAN [μm]



Note 1-3, gesamt**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	32
	Fehlend	0
Mittelwert		-205,138
Median		-66,64750
Standardabweichung		303,31344
Varianz		91999,04
Spannweite		1097,890
Minimum		-975,028
Maximum		122,862

Note 1-3, Molar**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	18
	Fehlend	0
Mittelwert		-305,579
Median		-91,93200
Standardabweichung		364,34103
Varianz		132744,4
Spannweite		991,011
Minimum		-975,028
Maximum		15,983

Note 1-3, Prämolare**Statistiken**

MEAN

N	Gültig	14
	Fehlend	0
Mittelwert		-75,99879
Median		-62,94700
Standardabweichung		117,75079
Varianz		13865,25
Spannweite		528,596
Minimum		-405,734
Maximum		122,862

5.3 Literaturverzeichnis

1. Abell, A.K.; Leinfelder, K.F.; Turner, D.T.: *Accelerated microscopical evaluation of the clinical wear of composites*. J Dent Res, 60:323, IADR abstr 52, 1981.
2. Abell, A.K.; Leinfelder, K.F.; Turner, D.T.: *Microscopic observations of the wear of a tooth restorative composite in vivo*. J Biomed Mater Res, 17:501-507, 1983.
3. *ADA council on dental materials, instruments, and equipment. Acceptance programm for composite resin materials for occlusal class I and class II restorations*. Chicago: American Dental Association, 1984.
4. *ADA council on dental materials, instruments, and equipment. Guidelines for submission for composite resin materials for posterior restorations*. Chicago: American Dental Association, 1989.
5. Adams L.P., Jooste C.H. Thomas C.J.: *An indirect in vivo method for quantification of wear of denture teeth*. Dent Mater 5:31-34, 1989.
6. Ameye C., Roulet J.F., Lutz F.: *P-10 acceptable as a posterior composite?* J Dent Res 63:199, Abstr. 254, 1984.
7. Ameye, C.: *Vergleichende in vivo- und in vitro- Untersuchungen von verschieden aufgebauten Kompositkonstruktionen*. Tübingen, Germany: Universität Tübingen, Thesis, 1982.

8. Atkinson, J.T.; Groves D.; Lalor, M.J.; et al.: *The measurement of wear in dental restorations using laser dual-source contouring*. *Wear*. 76:91-104, 1982
9. Atkinson, J.T.; Lalor, M.J.; Cantwell, J.B. et al: *Comparative wear studies of dental amalgam using two novel techniques, laser fringe contouring and surfometry*. In: Transactions of the 11th International Biomaterials Symposium, 3:78, 1979.
10. Azzopardi; A.; Bartlett, D.W.; Watson, T.F.; Sheriff, M.: *The measurement and prevention of erosion and abrasion*. *J Dent*; Aug.; 29(6): 395-400; 2001.
11. Baratieri, L.N. and Ritter; A.V.: *Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique*. *Journal of esthetic and restorative dentistry*; 13; 1; 50-7; 2001.
12. Beck P.: *In-vivo-Untersuchung eines superdirekt hergestellten Komposit-Inlays*. Med Diss, Zürich, 1988.
13. Bergström, J.: *Photogrammetric registration of dental plaque accumulation in vivo*. *Acta Odontol Scand*, 39:275-284, 1981.
14. Bishop, B.: *1 year review Heliomolar restorations – preliminary report*. Schaan, Liechtenstein: Vivadent Ind., June 1985.

15. Bodgin, J.L. and Nathanson, D.: *Quantitative analysis of restorative material wear in vivo*. J Dent Tes, 63:302, IADR abstr 1117, 1982.
16. Boone, P.;M.: *Optical methods to measure shape and size*. Adv Dent Res, 1:27-38, October 1987.
17. Braem M., Lambrechts P., Van Doren V., Vanherle G.: *In vivo evaluation of posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior*. Dent Mater 2:106-113, 1986.
18. Braun, A.R.; Frankenberger, R.; Kramer, N.: *Clinical performance and margin analysis of ariston pHe versus Solitaire I an posterior restorations after 1 year*. Clin Oral Investig; Sept.; 5(3): 139-47; 2001.
19. Brunson, W.D.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Roberson, T.M.; Wilder, A.D.; Taylor, D.F.: *Three-year clinical evaluation of self-cured posterior composite resin*. Dent Mater; 5:127-132, 1989.
20. Bryant, R.W. & Hodge, K.-L.V.: *A clinical evaluation of posterior composite resin restorations*. Aust Dent J; 39(2): 77-81, 1994.
21. Bryant, R.W.: *Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations*.Dent Mater 6, 60, 1990.
22. Burke, F.J.T.; Watts, D.C.; Wilson, N.H.F.; Wilson, M.A.: *Current status and rationale for composite inlays and onlays*. Br Dent J; 170: 269-273, 1991

23. Chadwick, R.G.; McCabe, J.F., Walls, W.G.; Mitchell, H.L.; Storer, R.: *Comparison of a novel photogrammetric technique and modified USPHS criteria to monitor the wear of restorations.* J Dent; 19:39-45, 1991.
24. Christensen, R.; Bangerter, V.; Christensen, G.: *6 visual wear measurement methods compared to occlusal mapping.* J Dent Res; 67:219, Abstr. 849, 1988.
25. Conry, J.P.; Pintado, M.R.; Douglas, W.h.: *Measurement of fissure sealant area by computer.* Quint Int, 21:27-33, 1990.
26. Crumbler, D.C.; Taylor, D.F.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.; Brunson, W.D.; Bayne, S.C.: *Sources of variation in indirect composite wear analysis.* J Dent Res; 68: 206, Abstr200, 1989.
27. Cvar, J.F. and Ryge, G.: *Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials.* San Francisco: National Institute of Health, USPHS Publication 790-244, 1971.
28. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *A methodology für the measurement of occlusal wear, using computer graphics.* J Dent Res, 62:220, IADR Abstr 456, 1983a.
29. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *Accuracy of computer technology in measurements of occlusal wear.* J Dent Res; 63:335, Abstr. 1481, 1984.

30. DeLong, R. and Douglas, W.H.: *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res, 62:32-36, January 1983b.
31. DeLong, R.; Douglas, W.H.; Sakaguchi, R.L.; Pintado, M.R.: *The wear of dental porcelain in an artificial mouth*. Dent Mater; 2:214-219, 1986.
32. DeLong, R.; Peterson, R.; Douglas, W.H.: *A laser profiling system for measuring wear of dental materials*. J Dent Res, 68:907, IADR abstr 328, 1989a.
33. DeLong, R.; Pintado, M.R.; Douglas, W.H.: *Measurement of change in surface contour by computer graphics*. Dent Mater, 1:27-30, February 1985a.
34. DeLong, R.; Sakaguchi, R.L.; Douglas, W.H.: *Occlusal wear of posterior materials in an artificial mouth – a comparative study*. J Dent Res; 64:731, Abstr. 1765, 1985c.
35. DeLong, R.; Sakaguchi, R.L.; Douglas, W.H.; Pintado, M.R.: *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater; 1:238-242, 1985b.
36. DeLong, R.; Sasik, C.; Pintado, M.R.; Douglas, W.H.: *The wear of enamel when opposed by ceramic systems*. Dent Mater; 5:266-271, 1989b.

37. Dennison, J.B.; Powers, J.M.; Charbeneau, G.T.: *Measurement of in vivo wear on posterior composite restorations*. J Dent Res, 59:318, IADR abstr 202, 1980.
38. Dickinson, G.L.; Gerbo, L.R.; Leinfelder, K.F.: *Clinical evaluation of highly wear resistant composite*. Am J Dent; 6:85-87, 1993.
39. Dogon, I.L. and van Leeuwen, M.J.: *Two year evaluation of posterior restorative materials using M. Fascicularis as the experimental model*. J Dent Res, 62:253, IADR abstr 759, 1983.
40. Dogon, I.L.: *Current status of posterior composite resins in North America*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D. C. eds. The Netherlands: P. Szulc, pp 163-171, 1985
41. Donly, K.J.; Jensen, M.E.; Triolo, P.; Chan, D.: *A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years*. Quintessence International; 30; 3; 163-8; 1999.
42. Eick, J.D.: *In vivo wear measurement of composite resins*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D. C. eds. The Netherlands: P. Szulec, pp 351-364, 1985.
43. Eick, J.D.; Mc Garrah, H.E.; Lamb, R.D.; Cardone, M.: *Application of stereo-photogrammetry to measure wear of posterior composites*. J Dent Res; 63:335, Abstr. 1482, 1984.

44. Eick, J.D.; Ortman, L.F.; Allen, T.B. et al : *General clinical application of a stereo-camera system*. J Dent Res, 52:219, IADR abstr 642, 1973.
45. Etman, M.K.; Watson, T.F.; Woolford, M.J.: *Clinical evaluations of ceramic & resin-reinforced Restorations*. Vortrag anlässlich der IADR Tagung in San Diego, USA, 8. März 2002.
46. Fang, H.: *Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen*. Inauguraldissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1993.
47. Frankenberger, R.; Petschelt, A.; Kramer, N.: *Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior*. Oper Dent; Nov.-dec.; 25(6): 459-65; 2000.
48. Freilich, M.A.; Goldberg, A.J.; Gilpatrick, R.O.; Simonsen, R.J.: *Three-year occlusal wear of posterior composite restorations*. Dent Mater; 8:224-228, 1992.
49. Futatsuki, M. and Nakata, M.: *An in vitro study of wear and marginal fracture of posterior composite resins*. Shoni Shikagaku Zasshi; 28(4): 937-48; 1990.
50. Gaengler, P.; Hoyer, I.; Montag, R.: *Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report*. J Adhes Dent; Summer; 3(2): 185-94; 2001.

51. Glentworth, P.; Harrison, A.; Moores, G.E.: *Measurement of changes in surface profile due to wear using a^{147} Pm β particle backscatter technique. II: Application to the simulated wear of dental composite resin and amalgam restorations.* Wear, 93:53-62, 1984.
52. Gloger, W., Häusler, G.: *Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures.* Int J Opt Comp 2, 425. 1993.
53. Goldberg, A.J.; Rydinge, E.; Santucci, E.A. et al: *Clinical evaluation methods for posterior composite restorations.* J. Dent Res, 63:1387–1391, December 1984.
54. Gruner, J.; Zulquar-Nain, J.; Zander, H.A.: *A short-range system for dental surgery. Photogrammetric.* Eng, 33:1240-1245, June 1967.
55. HArsted, P. and Borup, J.: *In vivo abrasion of profile and Adaptic composite resins.* Scand J Dent Res, 92:249-252, 1984.
56. Handelman, S.L.; Jensen, O.E., Pameijer, C.H.: *Quantitative assessment of sealant wear in vivo.* J Prosthet Dent, 40:531-533, November 1978.
57. Harrison, A.; Moores, G.E.; Glentworth, P.: *Measurement of changes in surface profile due to wear using a^{147} Pm β particle backscatter technique. I: Instrument development and application to controlled changes in surface profile.* Wear, 93:37-52, 1984.

58. Hendriks, F.H.J.: *Posterior composite restorations – An experimental clinical study*. Proefschrift, Nijmegen, Thesis, 1985.
59. Hewlett, E.R.; Orro, M.E.; Clark, G.T.: *Accuracy testing of threedimensional digitizing systems*. Dent Mater, 8,49, 1992.
60. Heymann, H.O.; Wilder, Jr., A.D.; May, Jr., K.N. et al: *Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth*. Dent Mater, 2:37-41, 1986.
61. Hickel, R.: *Forschungsbericht Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern*. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaft, Sankt Augustin, 1989.
62. Hickel, R.; Manhart, J.; Garcia-Godoy, F.: *Clinical results and new developments of direct posterior restorations (In Process Citation)*. Am J Dent; Nov.; 13(Spec No): 41D-54D; 2000.
63. Hirt, T.: *Klinisch-experimentelle Evaluation von Mikrofüller-Komposits mit kugelförmigen Vorpolymerisatpartikeln*. Med Diss, Zürich, 1982.
64. Hirt, T.; Lutz, F.; Roulet, J.F.: *In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam*. J Oral Rehabil; Nov; 11(6):511-20, 1984.

65. Holler, W., Windischbauer G., Cabaj G., Keck G.: *Moiré-Topographie zur Darstellung von Zahnoberflächen*. Biomed Tech; 23:213-214, 1978.
66. Holtz, B.: *Der Verschleiß zweier Kompositsysteme in vivo nach einer Tragzeit von sechs Monaten*. Med Diss, Zürich, 1982.
67. Hörstedt, P. & Borup, J.: *In vivo abrasion of profile and adaptic composite resins*. Scand J Dent Res; 92:249-252, 1984.
68. Howell, P.G.T. and Boyde, A.: *Three-dimensional analysis of surfaces*. In: *Analysis of organic and biological surfaces*. Echlin, P. ed. New York: John Wiley & Sons, pp 325-349, 1984.
69. JArgensen, K.D. and Asmussen, E.: *Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler – an initial study*. Quint Int, 9:73-78, report 1646, June 1978.
70. JArgensen, K.D.; Horsted, P.; Janum, O. et al: *Abrasion of Class I restorative resins*. Scand J Dent Res, 87:140-145, 1979.
71. Jensen, M.E.; Handelsmann, S.L.; Pameijer, C.H.: *Assessment of sealant wear in vivo*. J Dent Res; 57:358, Abstr. 1133, 1978.
72. Jensen, M.E.; Handelsmann, S.L.; Perez-Diez, F.: *Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years*. Pediatr Dent; 7:23-29, 1985.

73. Jensen, M.E.; Handelsmann, S.L.; Perez-Diez, F.: *Quantitative assesement of wear of four sealants over 2 years*. J Dent res; 63:215, Abstr. 398, 1984.
74. Jernvall, J. and Selänne, L.: *Laser confocal microscopy and geographic information systems in the study of dental morphology*. Paleontologica Electronica; 2(1): 18p; http://www-odp.tamu.edu/paleo/1999_1/confocal/issue1_99.htm. 1999.
75. Jongsma, F.H.M.; Janssen, H.L.M.M.; Lambrechts, P. et al: *A different contour-mapping system for the measurement of wear in dental restorations*. SPIE Biostereometrics '85, 602:85-90, 1985.
76. Jongsma, F.H.M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.: *Contouring of tooth imprints by means of a fluorescence technique adapted to a spatially filtered moire illumination*. In: SPIE Biostereometrics '82, 361:76-80, Herron, R.E. ed., 1983
77. Kanazawa, E.; Sekikawa, M.; Ozaki, T.: *Three-dimensional measurements of the occlusal surfaces of upper molars in a dutch population*. J Dent Res; 63:1298-1301, 1984.
78. Karara, H.M.: *Handbook of non-topographic photogrammetry*. 1st ed. U.S.A.: Everybodys Press (American Society of Photogrammetry), 1979.

79. Kawai, K.; Leinfelder, K.F.: *In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites*. Dent Mater, Jul; 11(4): 246-51, 1995
80. Kawai, K.; Tsuchitani, Y.: *In vitro quantitative assessment of generalized wear of dental composites*. J Osaka Univ Dent Sch; Dec; 34:9-18, 1994.
81. Keating, P.J.; Parker, R.A.; Keane, D.; Wright, L.: *The holographic storage of study models*. Br J Orthodont; 11:119-125, 1984.
82. King, T.; Aiello, L.C.; Andrews, P.: *Dental microwear of Griphopithecus alpani*. J Hum Evol; Jan.; 36(1): 3-31; 1999.
83. Knudsen, M.B. and Jorgensen, K.D.: *Abrasion of microfill restorative resins in Class I cavities*. Scand J Dent Res, 91:159-161, 1983.
84. Kohler, B.; Rasmusson, C.G.; Odman, P.: *A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations*. J Dent; Feb.; 28(2): 111-6; 2000.
85. Kramer, N.; Frankenberger, R.: *Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites*. Oper Dent; Nov.-Dec.; 25(6): 466-72; 2000.
86. Krejci, I.: *Standortbestimmung in der konservierenden Zahnmedizin*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 103:614-619, 1993.
87. Krejci, I.: *Zahnfarbene Restaurationen*. Hanser, München, 1992.

88. Krejci, I.; Glauser, R.; Sägesser, D.; Lutz, F.: *Marginale Adaptation und Verschleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 103: 973-978, 1993.
89. Krejci, I.; Krejci, D.; Lutz, F.: *P-30: In-vivo-Untersuchung eines Seitenzahnkomposits während 2,5 Jahren*. Dtsch Zahnärztl Z; 45: 773-778, 1990.
90. Krejci, I.; Lutz, F.; Krejci, D.: *Zahnfarbene Seitenzahnrestorationen – Merkmale und klinisches Konzept*. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 101: 1163-1168, 1991.
91. Krejci, I.; Lutz, F.; Zedler, C.: *Effect of contact area size on enamel and composite wear*. J Dent Res; 71: 1413-1416, 1992.
92. Krejci, I.; Reich, T.; Bucher, W.; Lutz, F.: *Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung*. Schweizer Monatsschr Zahnmed, Vol. 104: 2/ 1994.
93. Kreulen, C.M. & van Amerongen, W.E.: *Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region*. A review. ASDC J Dent Child; Mar-Apr; 58(2): 109-23, 1991.
94. Kunzelmann, K.-H.: *Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro*. Habil.-Schr., Shaker Verlag, Aachen, (Seiten 30-35), 1998.

95. Kunzelmann, K.-H.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Plastische Keramik als Zahnfüllung? – Entwicklung neuer Amalgamalternativen*. Biowissenschaften Medizin. S. 10-13, 1997.
96. Kunzelmann, K.-H.; Perry, R.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß?* Dtsch Zahnärztl Z; 54; 575-580, 1999.
97. Küppers, S.: *Generierung eines 3D-Zahnmodelles aus 2.5D-Sensordaten*. Diplomarbeit im Fach Informatik. Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung). Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1995.
98. Kusy, R.P. & Leinfelder, K.F.: *Pattern of wear in posterior composite restorations (annotation)*. J Dent Res 56:544, 1977.
99. Lambrechts, P. & Vanherle, G.: *Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique*. J Dent R; 12:252-267, 1984.
100. Lambrechts, P., Braem M., Vanherle G.: *Accomplishments and expectations with posterior composite resins*. In: Vanherle G. and Smith D.C., eds.: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Amsterdam: Peter Szulc Publishing Co., 521-540, 1985.

101. Lambrechts, P.: *Basic properties of dental composites and their impact on clinical performance*. Thesis, Leuven, pp 50-55, 1983.
102. Lambrechts, P.; Braem, M.; Vanherle, G.: *Quantitative in vivo wear of human enamel as acceptance standard for posterior composites*. J Dent Res; 66:182, Abstr. 605, 1987.
103. Lambrechts, P.; Braem, M.; Vuylsteke-Wauters, M.; Vanherle, G.: *Quantitative in vivo wear of human enamel*. J dent Res; Dec; 68(12): 1752-4, 1989.
104. Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Vuylsteke, M.; Davidson, C.L.: *Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: A new three-dimensional measuring technique*. J Dent; 12:252-267, 1984.
105. Lane III, H.B.: *Photogrammetry in medicine*. Photogram Eng Remote sens, 49:1453-1456, October 1983.
106. Lang, H.; Schwan, R.; Burwinkel, M.; Soltész, U.; Nolden, R.: *Zur Messung des Verschleißes an Füllungsmaterialien mit optoelektronischem Verfahren*. Dtsch Zahnärztl Z; 3; 1994.
107. Laursen, L.: *Vergleichende In-vivo- und in-vitro- Untersuchungen von neuen Kompositrestorationen*. Med Diss; Zürich, 1980.

108. Leidal, T.I.; Solem, H.; Rykke, M.: *A clinical and scanning electron microscopic study of a new restorative material for use in posterior teeth*. Acta Odontol Scand; 43:1-8, 1985.
109. Leinfelder, K.F.: *Current developments in posterior composite resins*. Adv Dent Res, 2:115-121, August 1988.
110. Leinfelder, K.F.: *Evaluation of criteria used für assessing the clinical performance of composite resins in posterior teeth*. Quint Int, 18:531-536, August 1987b.
111. Leinfelder, K.F.: *Using composite resin as a posterior restorative material*. J Am Dent Assoc 122:65-70, 1991.
112. Leinfelder, K.F.: *Wear pattern and rates of posterior composite resins*. Int Dent J; Sept; 37(3): 152-7, 1987a.
113. Leinfelder, K.F.; Sluder, T.B.; Sockwell, C.L. et al : *Clinical evaluation of a composite resin vs amalgam*. J Prosthet Dent, 30:795-800, November 1973.
114. Leinfelder, K.F.; Small, B.: *Influence of occlusion on the degradation of posterior composite resins*. Dent Today; Nov.; 17(11); 44-50; 1998.
115. Leinfelder, K.F.; Taylor, D.F.; Barkmeier, W.W. et al: *Quantitative wear measurement of posterior composite resins*. Dent Mater, 2:198-201, 1986.

116. Leinfelder, K.F; Wilder, A.D.,Jr.; Teixeira, L.C.: *Wear rates of posterior composite resins*. J Am dent Assoc; 112:829-833, 1986.
117. Lu, X.: *Wear study of dental restoration materials with a new study-system in vitro*. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi; Sept.; 35(5): 388-90; (nur Abstrakt, Sprache: Chinesisch) 2000.
118. Lugassy, A.A. & Greener, E.H.: *An abrasion resistance study of some dental resins*. J Dent Res; 51:967-972, 1972.
119. Lundin, S.A. and Koch, G.: *Class I and II posterior resin restorations after 5 and 10 years*. Swed Dent J; 23(5-6): 165-71; 1999.
120. Luo, Y.; Lo, E.C.; Fang, D.T.; Wie, S.H.: *Clinical evaluation of polyacid-modified resin composite posterior restorations: one-year results*. Quintessence Int; Oct.; 31(9); 630-6; 2000.
121. Lutz, F.: *Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkomposits*. KAR PAR PZM, Zürich, 1980.
122. Lutz, F.; Imfeld, T.; Meier, C.H.; Firestone, A.R.: *Composites versus amalgam – comparative measurements of in vivo wear resistance: 1-year report*. Quint Int; 3:77-87, 1979.
123. Lutz, F.; Phillips, R.W.; Roulet, J.F.; Setcos, J.C.: *In vivo and in vitro wear of potential posterior composites*. J Dent Res 63, 914, 1984.
124. Mair, L.H.: *The measurement and analysis of clinical abrasion – a modified approach*. Dent Mater; 6:271-275, 1990.

125. Manhart, J.; García-Godoy, F.; Hickel, R.: *Direct posterior restorations: clinical results and new developments*. Dental clinics of North America; 46; 2; 303-39; 2002.
126. Marolf, R.; Roulet, J.-F.; Mörmann, W.H.; Lutz, F.: *Kompositinlays – Randqualität und Verschleiß nach 6 Monaten*. Schweiz Monatsschr Zahnmed;94, Nr. 12; 1215-1224, 1984.
127. Matsumura, H. & Leinfelder, K.F.: *Localized three-body wear of six types of composite resin veneering materials*. J Prosthet Dent; Sep, 70(3):207-13, 1993.
128. Matsumura, H. & Leinfelder, K.F.: *Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials*. Quintessence Int; 25:425-430, 1994.
129. McComb, D.: *Evaluation of clinical wear of posterior composite resins*. In: *Posterior composite resin dental restorative materials*. Vanherle, G. and Smith, D.C. eds. The Netherlands: P. Szulc, pp 511-517, 1985.
130. McDowell, G.C.; Bloem, T.J.; Lang, B.R. et al: *In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system*. J Prosthet Dent, 60:112-120, July 1988.
131. MDRCBB Home Page: *Quantifikation and visualization of dental wear*. <http://web.dent.umn.edu>/Kontaktadresse: Dr. William H Douglas (1998)

132. Meadows, D.M.; Johnson, W.o.; Allen, J.B.: *Generation of surface contours by moire patterns*. Appl optics, 9:942-947, 1970.
133. Mehl, A.: *3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin – Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens*. Habilitationsschrift; LMU; 1998.
134. Mehl, A.: *Methoden der 3D-Informationsgewinnung mit dem Lichtschnittsensor*. Dipl.-Arbeit, Lehrstuhl für angewandte Optik, Uni. Erl.-Nürnb. 1992.
135. Mehl, A.; Gloger, W.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: *Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung*. Dtsch Zahnärztl Z, 51,1, 1996.
136. Mehl, A; Teuffel, F.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: *Untersuchungen zur Genauigkeit eines hochpräzisen 3D-Lichtschnittsensors*. Autoreferat anl. D. 118.Jahrestagung d. Dtsch. Ges. f. ZMK-Heilkunde, Travemünde, 1994.
137. Meier, Ch. and Lutz, F.: *Verschleissmessungen in vivo an okklusalen komposit- und Amalgamfüllungen*. Dtsch Zahnärztl Z, 33:617-622, 1978.
138. Meier, Ch.: *Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo*. Zürich, Szitzerland: Universität Zürich,. Thesis, 1977.

139. Meier, D.; Fringeli, G.; Lutz, F.: *Einjährige In Vivo-Verschleissuntersuchungen eines Mikrofüllerkomposits im Seitenzahngbiet*. Schweiz Mschr Zahnheilk, 92:1099-1108, December 1982.
140. Meint, R.; Rein, H.; Riethe, P.: *Verschleissfestigkeitsmessungen mittels Moire-Topographie an okklusionstragenden Kompositfüllungen der Klasse I/II*. Dtsch Zahnärztl Z, 39:110-113, 1984.
141. Mettler, P.; Friedrich, U.; Roulet, J.F.: *Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich*. Schweiz Mschr Zahnheilk, 88:324-344, 1978.
142. Mitchem, J.C. & Gronas, D.G.: *The continued in vivo evaluation of wear of restorative resins*. J Dent Res; 63(Spec Iss):337, Abst. No. 1498, 1984.
143. Mitchem, J.C. & Gronas, D.G.: *The continued in vivo evaluation of wear of restorative resins*. J Am Dent Assoc; 111:961-964, 1985.
144. Moffa, J.P. & Lugassy, A.: *A calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale*. J Dent Res; 65:302, Abstr1197, 1986.
145. Moores, G.E.; Glentworth, P.; Harrison, A.: *Measurement of the rate of wear of dental composite resins by a ⁹⁰Sr beta particle transmission gauge*. J Biomed Mater Res; Vol. 17, 843-853, 1983.
146. National History Museum (NHM): *Exploring the effects of tooth wear on functional morphology: A preliminary study using dental*

topographic analysis. www.nhm.ac.uk/hosted_sites/pe/2000_1/gorilla/material.htm ; 2000.

147. Nelson, C.V.; Osborne, J.W.; Gale, E.N. et al: *A three-year clinical evaluation of composite resin and a high copper amalgam in posterior primary teeth.* J Dent Child, 47:414-418, November-December 1980.
148. Neugebauer, P.: *Feinjustierung von tiefenbildern zur Vermessung von kleinen Verformungen.* Diplomarbeit im fach Informatik. Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung). Institut für Mathematische Maschinen und Datenverarbeitung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. 1991.
149. Ogle, R.E. and Ortman, L.F.: *Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: Part I.* J Prosthet Dent, 53:807-812, June 1985.
150. Okamoto, A.; Sekiya, K.; Fukushima, M.; Kota, K.; Iwaku, M.: *Direct observation of in vivo wear of composite resins.* Dent Mater J; Jun; 12(1): 54-61, 1993.
151. Osborne, J.W.; Gale, E.N.; Ferguson, G.W.: *One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs amalgam.* J Prosthet Dent, 30:795-800, November 1973.
152. Ozaki, T.; Kanazawa, E.; Sekikawa, M. et al: *Three-dimensional measurements of the occlusal surfaces of the upper molars in Australian Aborigines.* Austr Dent J, 32:263-269, 1987.

153. Pelka, M.; Dettenhofer, G.; Reinelt, C.; Krämer, N.; Petschelt, A.: *Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme*. Dtsch Zahnärztl Z 49, 921. 1994.
154. Pelka, M.; Krämer, N.; Kunzelmann, K.-H.: *Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie*. Dtsch Zahnärztl Z, 48,488, 1993.
155. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Estafan, D.: *Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer*. J Am Dent Assoc, Oct; 131(10): 1472-7, 2000.
156. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Estafan, D.: *Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer*. J Am Dent Assoc; Oct.; 131(10): 1472-7; 2000.
157. Perry, R.; Kugel, G.; Kunzelmann, K.-H.; Flessa, H.-P.; Mehl, A.; Hickel, R.: *A comparative study of wear analysis methods of in vivo posterior composite restorations*. Vortrag anlässlich der IADR, USA; 1996.
158. Phillips, R.W., Lutz, F.; Roulet, J.F.: *Seitenzahn-Komposits – eine Standortbestimmung*. Schweiz Mschr Zahnheilk; 93, Nr. 8, 1983.

159. Phillips, R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *One-year observations on a composite resin for Class II restorations*. J Prosthet Dent, 26:68-77, July 1971.
160. Phillips, R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *Observations on a composite resin for Class II restorations: two-year report*. J Prosthet Dent, 28:164-169, August 1972.
161. Phillips, R.W. & Lutz, F.: *Status report on posterior composites*. J Dent Ass, 107, 74, 1983.
162. Phillips, R.W.; Avery, D.R.; Mekra, R. et al: *Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report*. J Prosthet Dent, 30:891-897, December 1973.
163. Pieper, K.: *Qualitätssicherung in der Zahnmedizin – Definitionsphase. Kriterien für die Zahnerhaltungskunde*. IDZ Studienhandbuch der Arbeitsgruppe: Qualitätssicherung in der Zahnmedizin, 61. 1988.
164. Pilliar, R.M.; Smith, D.C.; Maric, B.: *Oscillatory wear tests of dental composites*. J Dent Res; Sep; 63(9): 1166-72, .1984.
165. Pintado, M.R.; Conry, J.P.; Douglas, W.H.: *Measurement of sealant volume in vivo using image-processing technology*. Quint Int, 19:613-617, September 1988.

166. Potts, R.M.; Racz, W.B.; Farrington, A.P.: *The quantitative measurement of wear of occlusal restorations in the clinical situation.* J Dent Res, 55:B93, IADR abstr 128, 1976.
167. Powell, J.M.; Phillips, R.W.; Norman, R.D.: *In vitro wear response of composite resin, amalgam and enamel.* J Dent res 54, 1183 – 1195, 1975.
168. Reed, D.N.O.: *Contour mapping as a new method for interpreting diet from tooth morphology.* American Journal of Physical Anthropology; 31: 517-535; 1997
169. Roberts, M.J. and Soderholm, K.J.M.: *Comparison of three Techniques for measuring wear of dental restorations.* Acta Odontol Scand, 47:367-374, 1989.
170. Roulet, J.F.: *Degradation of dental polymers.* Basel-New York: Karger, 1987.
171. Roulet, J.F.: *The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites.* J Dent 16:101-113, 1988.
172. Roulet, J.R.; Mettler, P.; Friedrich, U.: *Studie über die Abrasion von Kompositen im Seitenzahnbereich – Resultate nach 3 Jahren.* Dtsch Zahnärztl Z, 35:493-497, 1980.

173. Russ, J.C.; Hare, T.M.; Christensen, R.P. et al: *SEM low magnification stereoscopic technique for mapping surface contours: application to measurement of volume differences in human teeth due to polishing.* J Microsc, 144:329-338, December 1986.
174. Ryge, G.: *Clinical criteria.* Int Dent J, 30:347-358, 1980.
175. Ryge, G.; Snyder, M.: *Evaluation the clinical quality of restaurations.* J Am Dent Assoc 87, 369. 1973.
176. Santucci, E.A. and Racz, W. B.: *One year evaluation of posterior restorations in a primate model.* J Dent Res, 61:247, IADR abstr 618, 1982.
177. Santucci, E.A.; Racz, W.B.; Norman, R.D.: *A new method for evaluating posterior composite restorations.* J Dent Res, 58:328A, IADR abstr 945, 1979.
178. Satou, N.; Khan, A.M.; Satou, K.; Satou, J.; Shintani, H.; Wakasa, K.; Yamaki, M.: *In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins.* J Oral Rehabil; Jan, 19(1):31-7, 1992.
179. Satou, N.; Yuuki, A.; Satou, J.; Kai, M.; Shintani, H.; Inoue, T.: *Wear test of composite restorative materials by a polishingmaschine.* Dent Mat J; 5:110-116, 1986.

180. Schoch, M.; Kramer, N.; Frankenberger, R.; Petschelt, A.: *Direct posterior composite restorations with a new adhesive system: one-year results*. J Adhes Dent; Summer; 1(2); 167-73; 1999.
181. Sluder, T.B.; Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Wilder, A.D.; Sturdevant, J.R.; Brunson, W.D.: *Inter-evaluator agreement for wear analysis with Leinfelder methods*. J Dent Res; 68:207, Abstr202, 1989.
182. Smith, B.H. & McCabe, J.F.: *Three laboratory methods for evaluating wear of restorative materials*. J Dent Res; 60(Spec Iss A):478, Abst. No. 675, 1981.
183. Söderholm, K.-J.M.; Roberts, M.J.; Antonson, D.E.; Anusavice, K.J.; Mauderli, A.P.; Sarrett, D.S.; Warren, J.W.: *Visual and profilometric wear measurements*. Oslo; Acta Odontol Scand; 50:121-127, 1992.
184. Straka, L.; Kriz, V.; Stepanek, B.: *Die Fotogrammetrie in der Stomatologie*. Stomatol DDR, 31:50-56, 1981.
185. Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F.; Sluder, Jr., T. B. et al: *Five-year study of two light-cured posterior composite resins*. Dent Mater, 4:105-110, 1988.
186. Sturdevant, J.R.; Lundeen, T.F.; Sluder, Jr., T.B. et al: *Three-year study of two light-cured posterior composite resins*. Dent Mater, 2:263-268;1986

187. Sulong, M.Z.A.M.; Aziz, R.A.: *Wear of materials used in dentistry: A review of the literature*. J Prosthet Dent 63, 342 – 349, 1990.
188. Takasaki, H.: *Moire topography*. Appl Optics, 9:1467-1472, 1970.
189. Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.: *Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations*. Dent Mater; 5: 157-160, 1989.
190. Taylor, D.F.; Bayne, S.C.; Sturdevant, J.R.; Wilder, A.D.: *Correlation of M-L, Leinfelder and USPHS clinical evaluation techniques for wear*. Dent Mater; 6: 151-153, 1990.
191. Taylor, D.F.; Turnbull, C.D.; Leinfelder, K.F.: *Comparative evaluation of casts for the measurement of composite wear*. J Dent Res, 63:293, IADR Abstr 1104, 1984.
192. Teuffel, F., Kunzelmann, K.-H.; Gloger, W.; Mehl, A.; Hickel, R.: *Verschleißmessung zahnärztlicher Füllungswerkstoffe mit einem 3D-Laser-Meßplatz und einer referenzpunktfreien Auswertroutine*. Vortrag anl. Der 29. Jahrest. D. Dtsch. Ges. f. Biomed. Tech. e.V., Würzburg, Sept., 1995.
193. Turkun, L.S. and Aktener, B.O.: *Twenty-four-month clinical evaluation of different posterior composite resin materials*. J Am Dent; Feb.; 132(2): 196-203; quiz 224-5; Assoc; 2001.

194. Tyas, M.L. & Wassenaar, P.: *Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five-year results.* Aust Dent J; 36:369-373, 1991.
195. Urquiola, N.J. and Charbeneau, G.T.: *Quantitative evaluation of clinical wear of posterior composite resin restorations.* J Dent Res, 60:583, IADR abstr 1093, 1981.
196. Van Groeningen, G. and Arends, J.: *In vivo-abrasion of composites: a quantitative investigation.* Quint Int, 12:1101-1106, report 2039, October 1981.
197. Vann, Jr., W.F.; Barkmeijer, W.W.; Mahler, D.B.: *Assessing composite resin wear in primary molars, four-year findings.* J Dent Res, 67:876-879, May 1988.
198. Vrijhoef, M.M.A.; Letzel, H.; Hendriks, F.H.J.: *A method to determine the loss of substance of dental restorations.* J Oral Rehabil, 12:9-16, January 1985.
199. Wassell, R.W.; McCabe, J.F.; Walls, A.W.G.: *A two-body frictional wear test.* J Dent Res 73(9):1546-1553, September 1994.
200. Wassell, R.W.; Walls, A.W.; McCabe, J.F.: *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up.* J Dent; Aug.; 28(6): 375-82; 2000.

201. Watson, T.F.; Azzopardi, A.; Etman, M.; Cheng, P.C.; Sidhu, S.K.: *Confocal and multi-photon microscopi of dental hard tissues and biomaterials*. Am J Dent; Nov.; 13(Spec No): 19D-24D; 2000.
202. Weber, G.: *Entwicklung von neuen und verbesserten Komponenten eines Lichtschnittsensors zur Vermessung im zahnärztlichen Bereich*. Diplomarbeit. Fachbereich 06 Feinwerk- und Mikrotechnik/Automatisierung, Fachhochschule München, 1995.
203. Wenger, S.; Seeberger, M.; Horvath, P.; Jörg, D.; Staub, T.: *Praktikum Bildanalyse, thinning Algorithms*. http://www.iam.unibe.ch/~fki/bapraktikum/WS_2002/p07_thinning.pdf, 2003.
204. Wilder, A.D.; May, K.N.; Leinfelder, K.F.: *Kinische 5-Jahres-Studie von UV-lichtgehärtenden composites im Seitenzahnbereich*. Phillip J, 2:259-263, September 1985.
205. Willer, J. und Steinbichler, H.: *Abdruckloses, optisches Verfahren zur Erfassung und Wiedergabe präparierter Zahnformen*. ZWR Dtsch Zahnärztebl, 97:240-242, March 1988.
206. Williams, D.F.; Cunningham, J.; Lalor, M.J. et al: *Laser techniques for the evaluation of wear in Class II restorations*. J Oral Rehabil, 10:407-414, 1983.

207. Williams, G.; Lambrechts, P.; Lesaffre, E.; Braem, M.; Vanherle, G.: *Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear*. J Dent; Apr, 21(2):79-86; 1993.
208. Windischbauer, G.: *Survey on applications of moire- techniques in medicine and biology*. In: Optics in biomedical sciences von Bally, G. and Gressus, P. eds. (Proc. of the International Conference). Berlin: Springer Verlag, 244-249, 1982.
209. Winkler, M.M.; Greener, E.H.; Lautenschlager, E.P.: *Non-linear in vitro wear of posterior composites with time*. Dent Mater; October 7:258-262, 1991.
210. Winkler, M.M.; Lautenschlager, E.P.; Boghosian, A.; Greener, E.H.: *Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin*. J Oral Rehabil; Jul.; 23(7); 494-500; 1996.
211. www.iam.unibe.ch/~fki/bapraktikum/WS_2002/p07_thinning.pdf
212. Yap, A.U.; Wee, K.E.; Teoh, S.H.; Chew, C.L.: *Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives*. Oper Dent; Jul.-Aug.; 26(4): 349-56; 2001.

5.4 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn OA Dr. K.-H. Kunzelmann für die Überlassung des Dissertationsthemas, der jederzeit gewährten Beratung und Unterstützung und für seine Geduld.

Mein Dank gehört auch Herrn OA Dr. A. Mehl für die stets gewährte Beratung und Unterstützung beim Umgang mit dem Lasersensor.

Herrn Dipl.-Ing. (FH) T. Obermeier danke ich für seine herzliche und unermüdliche Unterstützung, seine Betreuung in Computerfragen und seine aufbauenden Worte.

Für die Unterstützung bei der Erstellung der Statistik bedanke ich mich bei Frau Gundula Straub.

Und nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinen Eltern, die mir mein Studium erst ermöglichten und mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

5.5 Lebenslauf

Name: Florian, Peter, Robert, Curt Teuffel

Adresse: Ringbergstraße 2
82054 Sauerlach

Geburtsdatum: 07.02.1968

Geburtsort: München

Eltern: Lore Teuffe l, geb Holzhauser
Dr.med.dent. Günther Teuffel

Schulbildung:

1974-1979	Grundschule Sauerlach
1979-1985	Gymnasium Kloster Schäftlarn
1985-1989	Gymnasium Unterhaching
Abschluß:	Abitur 1989

Wehrdienst: 1989-1990 in Giebelstadt, Erding und am Amberg

Studium: 1990-1996 Studium der Zahnheilkunde an der
Ludwig-Maximilians-Universität München

02.08.1996	Zahnärztliche Prüfung
19.08.1996	Erteilung der Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit: 10.96 Assistent bei Dr. Günther Teuffel, München

11.96 - 3.99 Assistent bei Dr. Gustl Trimpl, Grassau

11.98 – 01.00 Assistent bei Dr. Wolfgang Thiele, Sauerlach

seit 02.00 niedergelassen als freier Zahnarzt in Sauerlach