

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Prof. Dr. med. dent. R. Hickel

3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie

in der restaurativen Zahnmedizin –

Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens

als Habilitationsschrift zur Erlangung des akademischen Grades eines habilitierten Doktors
der Zahnheilkunde an der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Dr. med. dent. Dipl.-Phys. Albert Mehl

(1998)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Dreidimensionale Oberflächenmeßverfahren in der Zahnmedizin	3
2.1	Mechanische Vermessungssysteme	4
2.1.1	Profilometrische Systeme	5
2.1.2	Koordinatenmeßmaschinen	6
2.2	Berührungslose Meßverfahren	8
2.2.1	Triangulationsverfahren	9
2.2.1.1	Punkt- und Liniensensoren	9
2.2.1.2	Flächensensoren	10
2.2.1.2.1	Moire-Verfahren	10
2.2.1.2.2	Phasenshift-Verfahren	14
2.2.1.2.3	Gray-Code-Verfahren	16
2.2.1.2.4	Stereophotogrammetrie	16
2.2.2	Parallele Verfahren	19
2.2.2.1	Fokussuche-Verfahren	19
2.2.2.2	Konfokale Mikroskopie	22
2.2.2.3	Laufzeitverfahren	22
2.2.2.3.1	Interferometrie	22
2.2.2.3.2	Laufzeitmessungen mit moduliertem Licht	23
2.2.2.3.3	Holographie	23
2.3	Destruktive Verfahren	26
2.4	Sonstige Verfahren	27
2.5	Diskussion und Bewertung der Verfahren	28
3	Die Entwicklung des 3D-Laserscanners	31
3.1	Anforderungsprofil	31
3.2	Komponenten des 3D-Scanners	32
3.2.1	Beleuchtungseinheit	33
3.2.2	Beobachtungseinheit mit CCD-Kamera	41
3.2.2.1	Triangulationswinkel und Abbildungsmaßstab	42
3.2.2.2	Abbildungsoptik	42
3.2.2.2.1	Scheimpflug-Bedingung	43
3.2.2.2.2	Telezentrie	45
3.2.2.2.2.1	Ergebnisse zur experimentellen doppelten Telezentrie	47
3.2.2.2.2.2	Telezentrie mit korrigierter Optik	48
3.2.2.2.2.3	Ergebnisse	48
3.2.2.2.2.4	Diskussion und Bewertung	50
3.2.2.3	CCD-Chip und Framegrabber	50
3.2.3	Software für die Profilauswertung	55
3.2.3.1	Algorithmen zur Maximumssuche	56
3.2.3.2	Interpolations- und Approximationssoftware	57
3.2.3.2.1	Ergebnisse	60
3.2.3.2.2	Diskussion	61
3.2.4	Positionier- und Steuereinheit	62
3.2.4.1	Lineartische	62
3.2.4.1.1	Ergebnisse	64
3.2.4.1.2	Diskussion	65

3.2.4.2	Positioniereinheit	65
3.2.4.2.1	Ergebnisse	67
3.2.4.2.2	Diskussion	67
3.2.5	Bedienungs- und Steuerungssoftware	68
3.2.6	Mechanischer Aufbau	71
3.3	Eichung des Scanners	72
3.3.1	Ergebnisse	74
3.3.2	Diskussion	75
3.3.3	Weitere Möglichkeiten der linearen Eichung	76
3.3.3.1	Bewertung	77
3.3.4	Fehlerquellen bei der Eichung	77
3.3.5	Zusammenfassung	78
3.4	Matching-Software	78
3.4.1	2.5D-Matching	85
3.4.2	3D-Matching	87
4	Genauigkeit des 3D-Laserscanners	90
4.1	Bestimmung der Genauigkeit und Präzision	90
4.1.1	Material und Methode	92
4.1.2	Ergebnisse	94
4.1.3	Diskussion	95
4.2	Vergleich mit anderen Sensoren	96
4.2.1	Material und Methode	97
4.2.2	Ergebnisse	98
4.2.3	Diskussion	101
5	Anwendungen des 3D-Laserscanners in der Zahnmedizin	103
5.1	Ermittlung des 3D-Abriebs von Füllungswerkstoffen in vitro	103
5.1.1	Material und Methode	103
5.1.2	Ergebnisse	106
5.1.3	Diskussion	107
5.1.4	Zusammenfassung	108
5.2	Ermittlung des 3D-Abriebs von Füllungswerkstoffen in vivo	109
5.2.1	Material und Methode	109
5.2.1.1	Überlagerung von Objekten mit nicht lokalisierbarem Verschleiß	111
5.2.1.2	Auswertung der Differenzbilder	114
5.2.2	Ergebnisse	117
5.2.3	Diskussion	122
5.2.4	Zusammenfassung	124
5.3	Finite-Elemente-Analyse (FEA) von vollständigen 3D-Objekten	125
5.3.1	Material und Methode	128
5.3.2	Ergebnisse	131
5.3.3	Diskussion	134
5.3.4	Zusammenfassung	137
5.4	Vermessung von Kiefermodellen	138
5.4.1	Material und Methode	139
5.4.2	Ergebnisse	141
5.4.3	Diskussion	142
5.4.4	Zusammenfassung	143
5.5	Weitere Anwendungen	144

5.5.1	3D-Vermessung größerer Objekte	144
5.5.2	Dreidimensionale Substanzabtrags-Messungen	144
5.5.3	Messung von Höckerverwindungen	146
5.5.4	Zusammenfassung	148
6	Maschinelle Herstellungsverfahren für Zahnrestaurationen	149
6.1	Historischer Überblick und eingestellte Entwicklungen	152
6.2	Analogsysteme	154
6.2.1	Kopierfräs- oder Kopierschleifsysteme	154
6.2.1.1	Celay-System	154
6.2.1.2	Ceramic und DCP	156
6.2.2	Funken- und Ultraschallerosionssysteme (DFE, Erosonic)	156
6.3	CAD/CAM-Systeme	157
6.3.1	Cerec-System	157
6.3.2	Procera-System	159
6.3.3	DCS-System	161
6.3.4	Cicero System	162
6.3.5	CAC-Verfahren	164
6.4	Formkongruente Verfahren	165
6.5	Sonstige CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin	166
6.6	Bewertung und Diskussion	166
7	Modellationssoftware	169
7.1	Rekonstruktion kleiner Defekte	173
7.1.1	Material und Methode	173
7.1.2	Ergebnisse	175
7.1.3	Diskussion	175
7.2	CAD-Datensätze für größere Versorgungen	176
7.2.1	Material und Methode	176
7.2.2	Ergebnisse	178
7.2.3	Diskussion	178
7.3	Teilautomatische Generierung von CAD-Datensätzen für Kronen und Brücken	180
7.3.1	Material und Methode	181
7.3.2	Ergebnisse	184
7.3.3	Diskussion	185
7.4	Zusammenfassung	187
8	CNC-Fräsbearbeitung von Zahnrestaurationen	188
8.1	Spanende Oberflächenbearbeitung durch CNC-Maschinen	188
8.2	Material und Methode	191
8.3	Ergebnisse	193
8.4	Diskussion	195
8.5	Zusammenfassung	199
9	Zusammenfassung	200
10	Literaturverzeichnis	202

1 Einleitung

Ähnlich wie in der Technik oder Medizin werden Fortschritte und Neuentwicklungen in der Zahnmedizin immer mehr einen interdisziplinären Gedankenaustausch bzw. Zusammenarbeit erfordern, um die vorhandenen Ressourcen möglichst effektiv zu nutzen und Neuerungen aus anderen Fachgebieten nutzbringend in die Zahnmedizin übertragen und einsetzen zu können. Gerade die Entwicklung und Verwendung hochpräziser Meßverfahren zur Erfassung verschiedenster Parameter werden die in der Vergangenheit eher heuristisch durchgeführten Untersuchungen wenn nicht ablösen, so doch entscheidend verringern und die zahnmedizinische Forschung noch weiter auf ein objektives und grundlagenorientiertes Fundament stellen. Auf diesen Erkenntnissen aufbauend können dann Weiterentwicklungen gezielter vorgenommen und dem Patienten schneller zur Verfügung gestellt werden.

Die aufstrebende dreidimensionale Meßtechnik wird in diesem Zusammenhang mit Sicherheit eine zentrale Rolle spielen. Durch die Vermessung ganzer Oberflächen können dabei viele verschiedene Parameter wie z.B. die dreidimensionale Abrasion von Zähnen und Zahnfüllungs- bzw. Zahnersatzmaterialien, die metrische Analyse von Zahnwanderungen und die Veränderungen von Schleimhaut- und Zahnfleisch erfaßt und ausgewertet werden. Die Übergänge von den Fragestellungen in der Forschung zu den diagnostischen Möglichkeiten der 3D-Meßtechnik in der zahnärztlichen Praxis sind dabei fließend, so daß auch hier mit einem Zuwachs an Information und einer verbesserten Kontrolle von Behandlungen zu rechnen ist. Im Rahmen der zunehmenden Vernetzung können dreidimensionale Datensätze von Kiefermodellen auch den Informationsaustausch mit Kliniken und Kollegen bei Behandlungsfragestellungen und diagnostischen Unklarheiten erleichtern und dem Patienten zum Vorteil gereichen.

Da das stomatognathe System kleinste Veränderungen detektieren und unter Umständen empfindlich auf diese Veränderungen reagieren kann, muß auch die Genauigkeit der Vermessung entsprechend hoch sein. Durch die speziellen Freiform-Oberflächenstrukturen und die hohen Genauigkeitsanforderungen in der Zahnmedizin konnten vorhandene Systeme aus technischen Anwendungsbereichen keine befriedigenden Ergebnisse liefern. Vielmehr erschien es sinnvoll, basierend auf den Erkenntnissen in der Technik ein vollständig neues 3D-Meßsystem zu entwickeln, das bestens an die zahnmedizinischen Anforderungen angepaßt ist.

Neben der Erzielung neuer Erkenntnisse im Rahmen der zahnmedizinischen Forschung und den diagnostischen Möglichkeiten, die ein neues Verfahren beinhaltet, darf jedoch gerade in letzter Zeit die Frage nach den Kosten und dem Einsparungspotential nicht außer acht gelassen werden. Auch hier könnte die dreidimensionale Meßtechnik eine entscheidende Rolle zur Reduzierung der steigenden Ausgaben im Gesundheitssystem spielen. Neben der digitalen Speicherung von Kiefermodellen, was zu einer Platz- und Materialeinsparung führt, wird vor allem die computerunterstützte (CAD/CAM) Herstellung von Zahnersatz diskutiert. Nach 3D-Vermessung der Präparation werden am Computer die Außenflächen rekonstruiert und der gesamte Zahnersatz in einer CNC-Fräsmaschine angefertigt. Durch einen hohen Automatisierungsgrad lassen sich die Interaktionszeiten deutlich reduzieren und insgesamt Zeit- und Kosten einsparen. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, Materialien zu verwenden, die im Vergleich zum konventionellen Herstellungsprozeß bessere Eigenschaften aufweisen und im Falle von Keramik und Titan auch noch kostengünstig sind.

Das offensichtliche Zukunftspotential der 3D-Meßtechnik in der Zahnmedizin war der ausschlaggebende Grund, die Entwicklung eines hochpräzisen optischen 3D-Meßsystems durchzuführen. Neben der Untersuchung der Eigenschaften dieses Systems wird im Rahmen dieser Arbeit vor allem auf die Anwendungsmöglichkeiten der dreidimensionalen Oberflächenvermessung in der Zahnmedizin eingegangen. Zusätzlich wurde in Kombination mit dem 3D-Meßverfahren ein CAD/CAM-System entwickelt und installiert, das die Möglichkeit der präzisen Herstellung sowohl von Inlays als auch von Kronen- und Brückenzahnersatz mit gnathologischen Kauflächen bietet.

2 Dreidimensionale Oberflächenmeßverfahren in der Zahnmedizin

Die Vermessung geometrischer Formen mit bildverarbeitenden Systemen ist in der modernen Prozeßautomatisierung und Qualitätskontrolle eine wichtige Aufgabe. Zur dreidimensionalen Vermessung von Gegenständen wurde eine Vielzahl an Verfahren entwickelt. Anwendungsgebiete liegen z. B. in der Automobilindustrie, der Robotik, der Fertigungskontrolle und in der Medizin. Auch in der Zahnmedizin hat in den letzten Jahren ein stürmischer Entwicklungsprozeß eingesetzt, wobei sowohl in der Forschung als auch im Praxis- und zahntechnischen Laborbetrieb Vorteile von der dreidimensionalen Oberflächenvermessung in Kombination mit der digitalen Bildverarbeitung erhofft werden. Dies ist vor allem im Zusammenhang mit der immer weiter fortschreitenden Rationalisierung unter dem Druck der Kosteneinsparung und der steigenden Qualitätsorientierung der Behandlungsverfahren zu sehen. Potentielle Einsatzgebiete der dreidimensionalen Oberflächenvermessung in der Zahnmedizin sind unter anderem:

- Herstellung von computergefertigten Zahnrestorationen (CAD/CAM-Systeme)
- Digitale Speicherung und Aufbewahrung von Kiefermodellen
- Verlaufskontrolle von kieferorthopädischen Behandlungsmaßnahmen
- Verlaufskontrolle von Parodontalbehandlungen
- Vermessung von Gesichtern in der plastischen Chirurgie
- Abrasionsvermessung
- 3D-Dimensionsstabilitätsmessungen von Abform- und Modellmaterialien
- Funktionsdiagnostik
- 3D-Finite-Elemente-Analyse
- Telemedizin
- Qualitätskontrolle

Die dreidimensionalen Meßverfahren kann man in berührungslose, berührende und destruktive (zerstörende) Meßsysteme einteilen. Bei den berührenden Meßverfahren, die auch synonym mit dem Begriff mechanische Abtastsysteme bezeichnet werden, wird in der Regel ein speziell geformter Tastkopf mit der Oberfläche in Kontakt gebracht. Der Tastkopf überträgt die Lageinformation an die Meßeinrichtung. Bei den berührungslosen Meßverfahren werden die Laufzeit- oder Reflexionseigenschaften von Wellen ausgenutzt, deren Information in ent-

sprechenden Detektoren ausgewertet werden kann. Je nach Wellenlänge gibt es röntgenologische, optische, infrarote und mit Mikrowellen arbeitende Systeme. Da die Genauigkeit und die Auflösung immer mit der Wellenlänge zusammenhängen, werden Systeme, die mit größeren Wellenlängen (Mikrowellen, Ultraschall) arbeiten, nur für die grobe Vermessung von größeren Objekten eingesetzt. Für zahnmedizinische Fragestellungen beschränkt man sich wegen der höheren Genauigkeit daher nur auf optische Systeme oder in Spezialanwendungen auf Magnetresonanz- oder röntgenologische Verfahren (Computertomographie). Destruktive Meßsysteme arbeiten vom Prinzip her ähnlich wie tomographische Verfahren. Das Objekt wird in eine gewisse Anzahl von Scheiben mit definierten Abständen geschnitten und jede Schicht als 2D-Aufnahme digitalisiert und gespeichert. Durch Zusammensetzen der Umrisse des Objekts jeder einzelnen Schicht erhält man den gesamten 3D-Datensatz.

Eine weitere sinnvolle Unterteilung der dreidimensionalen Oberflächensysteme kann man nach den in einem Einzelmeßprozeß erfaßten Datenmengen treffen. So differenziert man zwischen Punktsensoren, Liniensensoren und Flächensensoren. Entsprechend der erfaßten Anzahl an Oberflächenmeßpunkten pro Zeiteinheit steigt in dieser Reihenfolge auch die Meßgeschwindigkeit. Beim Punktsensor dauert der Meßvorgang am längsten, während beim Flächensensor die gesamte Oberfläche in sehr kurzer Zeit dreidimensional vermessen werden kann.

Im folgenden sind alle dreidimensionalen Meßverfahren, die in der Zahnmedizin zum Einsatz kommen und in der Literatur erwähnt sind, aufgeführt. Neben der Erklärung des Verfahrens werden die jeweiligen Vor- und Nachteile erläutert, die am Ende des Kapitels zusammengefaßt und diskutiert werden. Zusätzlich wird in einem weiteren Abschnitt kurz auf Meßverfahren eingegangen, die im eigentlichen Sinne keine Oberflächenvermessung darstellen, jedoch die dreidimensionale volumetrische Analyse von Oberflächenveränderungen erlauben.

2.1 Mechanische Vermessungssysteme

Mechanische Systeme können mit schaltenden oder messenden Tastervorrichtungen arbeiten. Messende Taster sind selbst in der Lage, Meßwerte in verschiedenen Raumrichtungen aufzunehmen (Profilometer), während schaltende bei sofortiger Berührung des Werkstücks ein Signal abgeben und die Auslesung der Koordinatenposition der Verschiebeeinheit veranlassen

(Koordinatenmeßmaschine). Alle mechanischen Systeme fallen unter die Gruppe der Punktsensoren.

2.1.1 Profilometrische Systeme

Bei profilometrischen Systemen wird der Tastkopf unter ständigem Kontakt über die Oberfläche bewegt. Die Auslenkungen der Tastnadel werden registriert und in Höhenwerte umgewandelt. Zur Erzeugung eines Profilschnittes kann entweder die Meßeinheit selbst oder das Objekt verfahren werden. Indem das Meßobjekt noch in einer zweiten dazu senkrechten Richtung bewegt wird, kann durch Zusammensetzen mehrerer Profilschnitte die gesamte 3D-Oberfläche rekonstruiert werden. Diese Systeme wurden speziell für die Rauigkeitsmessung und die Oberflächenvermessung von Objekten mit geringen Höhenunterschieden entwickelt. Hierfür weisen sie eine sehr hohe Genauigkeit auf (z.B. 1 μm : Perthometer, Perthen – Mahr, Marburg). Wichtig ist jedoch, daß die Geometrie des Tastkopfes bei der Auswertung berücksichtigt wird. Besonders bei kugelförmigen Tastern kommt es an ansteigenden oder abfallenden Flanken durch den veränderte Lage des Kontaktpunktes zu einer fehlerhaften Höhenbestimmung (Hewlett et al. 1992, Pelka et al. 1995). Dies kann behoben werden, indem nach erfolgter Vermessung in Abhängigkeit der ermittelten lokalen Steigungen die Koordinaten nachträglich korrigiert werden. Diese Kugelradiuskorrektur, die besonders bei Freiformflächen sehr aufwendig ist, kann durch den Einsatz möglichst spitzzulaufender Taster vermieden werden. Gleichzeitig resultiert daraus eine Erhöhung der lateralen Auflösung. Allerdings vergrößert sich dabei auch der Auflagedruck, was zu Schäden oder Verformungen der Oberfläche führen kann (Pelka et al. 1993). Im allgemeinen sind mechanische Sensoren aufgrund der Auflagekraft des Tasters für die Vermessung von weichen oder elastischen Oberflächen nicht geeignet (Pelka et al. 1993).

Für größere Höhenunterschiede werden die Genauigkeiten schlechter, da die Registriervorrichtungen für die Tasterauslenkung nur eine begrenzte Auflösung besitzen. Ein weiteres Problem stellen strukturierte Oberflächen mit Kanten und Spalten dar. Durch den ständigen Kontakt zur Oberfläche kann es beim Vorschub zum Verhaken und zum Verbiegen der Tasternadel kommen, wobei sehr große Meßfehler auftreten können (Hewlett et al. 1992, Pelka et al. 1995). Der begrenzte Höhenmeßbereich und das Auftreten von Fehlern in steilen Oberflächenabschnitten führt bei der Vermessung von Zahnpräparationen und Kavitäten mit profilo-

metrischen Methoden zu einer nicht mehr akzeptablen Genauigkeit. Zusätzlich ergeben sich durch die Einzelpunktmessung bei den mechanischen Sensoren sehr lange Meßzeiten.

Profilometrische Meßmethoden wurden hauptsächlich für die Abrasionsvermessung eingesetzt. So wurden an der Universität Zürich (Meier 1977, Lutz et al. 1979a und b, McDermott 1980, Meier und Lutz 1978, 1979, 1980, Meier et al. 1982, Mörmann et al. 1982, Lutz et al. 1984, Lutz et al. 1985) mit dem Abtastgerät zwei Profile der Zahnoberfläche jeweils dreimal vermessen. Da die Ausgangs- und die Folgesituation verglichen werden müssen, wurden zur eindeutigen Zuordnung drei Referenzmarken in die Zahnoberfläche eingeschliffen (und ein Höcker plangeschliffen) und mit dem Stereomikroskop ausgerichtet. Die Ausrichtung des Tastarmes erfolgte anhand zweier Referenzpunkte, zwischen denen sowohl im Ausgangs- als auch in allen Folgemodellen das Profil vermessen wurde (Hirt et al. 1984). Der Höhenmeßbereich wurde durch Tastarmverlängerung auf 2,4 mm vergrößert. Durch Differenzbildung kann der Abtrag bestimmt werden. Der Gesamtfehler dieses Verfahrens sollte bei 6,5 μm liegen, wobei er sich aus der Ungenauigkeit bei der Modellherstellung mit 4 μm und der Meßanordnung mit 2,5 μm zusammensetzt (McDermott et al. 1981). Aufgrund der aufwendigen Positionierung und der Vermessung eines einzigen Profils ist die angegebene Meßgenauigkeit allerdings mit Vorbehalt zu sehen. Die profilometrische Vermessung von ein oder zwei Linien auf der Zahnoberfläche wurde ebenfalls von Mitchem und Gronas (1981, 1982 und 1985) zur Abrasionsbestimmung beschrieben. Die Beurteilung der Detailwiedergabe von Abform- und Modellmaterialien ist ein weiteres großes Einsatzgebiet für die profilometrische Oberflächenvermessung (z.B. Derrien und Le Menn 1995).

2.1.2 Koordinatenmeßmaschinen

Im Gegensatz zu den Profilometern wird bei den Koordinatenmeßmaschinen jeder Punkt mittels einer dreiachsigen Verfahrvorrichtung einzeln angefahren. Beim ersten Kontakt des Tasters mit der Oberfläche wird die Antastbewegung unterbrochen und die (x,y,z)-Koordinate des Meßpunktes aufgezeichnet. Mit Hilfe einer Steuerungssoftware können so alle gewünschten Meßpunkte der Objektoberfläche angefahren werden. Bei dieser Methode ergeben sich in der Regel ebenfalls sehr hohe Genauigkeiten von bis zu 3 μm (=Antastunsicherheit), z.B. C400, Zeiss, Oberkochen; ZMC 550, Zeiss, Oberkochen (Wichmann et al. 1990). Der Vorteil ist, daß der Meßbereich sehr groß ist und auch Unterschnitte vermessen werden können. Der Nachteil ist allerdings die im Vergleich zu profilometrischen Verfahren noch längere Meßzeit und die Oberflächenberührung, die zu Antastkräften von durchschnittlich 0,1 N füh-

ren kann (Wichmann et al. 1990). Daher ist die Vermessung elastischer und weicher Oberflächen nicht möglich. Neuerdings können Glasfaser-Taster eingesetzt werden, die in Schwingungen versetzt werden. Bei Berührung mit der Oberfläche kommt es zu einer Änderung der Frequenz, die registriert werden kann. Zusätzlich ist die Steifigkeit der Faser sehr gering, so daß insgesamt eine sehr geringe Antastkraft entsteht, die bei ca. $1 \cdot 10^{-6} \text{ N}$ liegt (Zeiss, QMP). Durch die Abmessung der Tastkugel (ca. $100 \mu\text{m}$) ist jedoch ähnlich wie bei den Profilometern die Auflösung begrenzt. Kleinere Strukturen können damit nicht vermessen werden.

An der Universität Zürich wurden speziell für die Abrasionsvermessung Koordinatenmeßmaschinen mit hoher Genauigkeit entwickelt. Bei der ersten Version wurde eine Tastspitze mit einem Spitzenradius von $50 \mu\text{m}$ (nach Angabe: Krejci et al. 1994) bzw. $15 \mu\text{m}$ Durchmesser (nach Angabe: Roulet 1987) eingesetzt, der bei einer Kraft von $0,01 \text{ N}$ einen Meßkontakt auslöste (Roulet et al. 1983, Krejci et al. 1990, Krejci et al. 1993). Die Gesamtgenauigkeit inklusive Abformung, Repositionierung und Messung war kleiner als $10 \mu\text{m}$. Dieses System wurde dann später verbessert, wobei der Spitzenradius $20 \mu\text{m}$ betrug (Krejci et al. 1994). Die Genauigkeit der Vermessung wurde mit $1 \mu\text{m}$ angegeben. Wichmann et al. (1990) setzte eine Koordinatenmeßmaschine (Zeiss, ZMC 550, Oberkochen) zur Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere in Kombination mit der Anfertigung von Gipsmodellen ein. Zur Untersuchung der Zahnoberflächenmorphologie verwendeten Kubota et al. (1994) ebenfalls eine 3D-Koordinatenmeßmaschine, um ausgezeichnete Referenzpunkte dreidimensional zu erfassen. Als *manuell* betriebene Koordinatenmeßmaschine läßt sich die Abtasteinheit des DCS-Systems (DCS-Production, Allschwil, Schweiz) einordnen. Durch den Kontakt des Tastkopfes mit der Oberfläche wird der Meßimpuls ausgelöst. Um Meßfehler durch Verbiegungen zu vermeiden, wird bei höheren Auflagekräften ein Schutzmechanismus aktiviert, der die Datenerfassung unterbricht. Insgesamt kann man so mittels eines vorgewählten Rasters Punkt für Punkt die Oberfläche abtasten.

Ein System, das man in Hinblick auf die Zahnoberflächenvermessung als sehr ausgereift betrachten kann und das eine Kombination aus Koordinatenmeßverfahren und profilometrischer Meßmethode darstellt, ist das an der University of Minnesota (Minneapolis, USA) entwickelte mechanische Abtastgerät (DeLong et al. 1985a, DeLong et al. 1986). Das Meßobjekt wird auf einen in x- und y-Richtung verfahrbaren Tisch positioniert, der auf einer in z-Richtung verschiebbaren servohydraulischen Vorrichtung aufgesetzt ist. Das Meßobjekt kann so in alle drei Dimensionen bewegt werden. Die Abtastnadel ist starr mit einem Dehnungsmeßstreifen

verbunden. Wird nun entsprechend dem programmierten Meßvorgang das Objekt in x- und y-Richtung bewegt, registriert der Dehnungsmeßstreifen die z-Auslenkung der Abtastnadel. Das besondere an diesem System ist, daß bei Überschreitung eines vorgegebenen Meßintervalls gleichzeitig ein Signal an die Servohydraulik gegeben wird, die die Höhenposition des Objekts solange verändert, bis die Abtastnadel und der Dehnungsmeßstreifen wieder in Nullposition zu liegen kommen. Durch dieses Feedback können mit dem Meßgerät Oberflächen, die große Höhenunterschiede aufweisen, vermessen werden. Das prinzipielle Problem mechanischer Profilmeßverfahren, die nur einen begrenzten Höhenmeßbereich erlauben, konnte hier auf elegante Weise gelöst werden. Nach Software-Überlagerung des Baseline- und des Folgemodells mit einer Least-Square-Fit - Methode wurde dieses System zur Vermessung von Abrasionen (DeLong et al. 1985b, Sakaguchi et al. 1986) oder zur Erfassung von Versieglerdicke und -volumen (Pintado et al. 1988, Conry et al. 1990a, Conry et al. 1992) eingesetzt. Allerdings erlaubt dieser Prozeß nur die Überlagerung Profil für Profil, wobei der Abrasionsbereich ausgeschnitten werden muß (DeLong et al. 1985a, DeLong et al. 1989b). Die Genauigkeit des gesamten Systems von der Vermessung bis einschließlich der Überlagerung liegt bei ca. 22 μm (DeLong et al. 1985a), wobei der Wert die Standardabweichung für einen Meßpunkt wiedergibt (RMS/pt: root mean square per point). Es wird auch eine Volumengenauigkeit angegeben, die bei 0.0006 mm^3 liegt. Kleinere Volumendifferenzen können nicht mehr aufgelöst werden (Pintado et al. 1991). Die Vermessungen erfolgten in der Regel mit 100 μm Punktabstand sowohl in x- als auch in y-Richtung (Conry et al. 1990b).

2.2 Berührungslose Meßverfahren

Die Unterteilung der berührungslosen optischen Meßverfahren kann man nach Triangulationsverfahren und Parallelverfahren vornehmen. Bei letzteren sind im Gegensatz zur Triangulationsgeometrie die Beleuchtungs- und Beobachtungsstrahlengänge in einer Achse angeordnet. Dies hat den Vorteil, daß Abschattungen vermieden und sogar Bohrungen bzw. enge Vertiefungen und Spalten vermessen werden können. Die parallelen Verfahren werden nochmals in Laufzeitmeßverfahren und Fokussucheverfahren aufgeteilt. Die Differenzierung zwischen aktiver und passiver Beleuchtung wurde nicht vorgenommen, da nur die konventionelle Form der Stereophotogrammetrie, die in der Zahnmedizin noch eine untergeordnete Rolle spielt, unter die Gruppe der passiven Formen fällt. Alle anderen Verfahren muß man den aktiven Formen zuordnen.

2.2.1 Triangulationsverfahren

2.2.1.1 Punkt- und Liniensensoren

Die einfachste Möglichkeit der Triangulationsanordnung besteht darin, einen Lichtpunkt auf die Oberfläche zu projizieren und diesen Punkt unter einem bestimmten Winkel, den Triangulationswinkel, auf einen lichtempfindlichen Sensor abzubilden. Dies kann eine CCD (Charge Coupled Device)-Zeile, ein CCD-Flächenchip oder eine PSD-Fläche (Position-Sensitive Detector) sein. Durch die Dreiecksanordnung (Triangulation) von Beleuchtungseinheit, Meßobjekt und Beobachtungseinheit wird bei unterschiedlichen Höhen der Objektoberfläche der Spot an unterschiedlichen Positionen des Detektors abgebildet. Durch Kalibrierung läßt sich daraus eindeutig die Höhe zurückrechnen. Zur Vermessung der gesamten Oberfläche wird Punkt für Punkt entweder das Objekt oder die optische Vorrichtung in x- und y-Richtung verfahren. Um sich eine Verfahrachse sparen zu können und gleichzeitig die Meßgeschwindigkeit zu erhöhen, wird oft das Lichtschnittverfahren angewandt. In diesem Fall wird statt eines einzelnen Punktes eine gesamte Lichtlinie auf die Oberfläche projiziert. Die Lichtlinie kann durch Schwingspiegel, Zylinderlinse oder Projektion eines Liniendias oder Schlitzes erzeugt werden. Damit können gleichzeitig mehrere Oberflächenpunkte, deren Anzahl von der Auflösung des CCD-Chips oder des Flächen-PSDs abhängt, ausgewertet werden.

Der Vorteil dieser Punkt- bzw. Liniensensoren ist, daß die Höhenauswertung eindeutig ist und keine aufwendigen Auswerteprogramme benötigt werden. Durch Veränderung der optischen Beleuchtungs- und Beobachtungseinheiten läßt sich der Meßbereich an unterschiedlich große Objekte anpassen und ermöglicht daher prinzipiell sehr genau Oberflächenvermessungen. Beachtet werden muß allerdings, was für alle optischen Sensoren gleichermaßen gilt, daß die Objektoberfläche nicht transparent oder spiegelnd sein darf. Am besten eignet sich für die Vermessung eine diffus reflektierende Oberfläche, die notfalls auch durch entsprechende Beschichtungen erreicht werden kann. Ebenso können mit den Triangulationsverfahren aufgrund der Abschattungen keine Bohrungen oder tiefe schmale Spalten vermessen werden.

In der Zahnmedizin wurde ein Punkttriangulationssensor für die Vermessung von Kiefermodellen beschrieben (Yamamoto et al. 1988, 1991). Die Vermessung erfolgte in Abständen von 0,2 mm, die Genauigkeit wurde mit 50 µm angegeben. Für einen Meßpunkt benötigte man 25 ms, so daß die Meßzeit eines Zahnes selbst mit der geringen Auflösung von 2000 Punkten bei

50 s lag. Ebenso wird ein Triangulationspunktsensor für die Vermessung von zahnlosen Kiefermodellen beschrieben, der im Rahmen einer CAD/CAM-Anlage zur Herstellung von Totalprothesen eingesetzt wird (Maeda et al. 1994). Die Genauigkeit wurde ebenfalls mit 50 μm angegeben. Von Rekow et al. (1990) wurde auch ein Punktsensor zur Datenakquisition von Präparationen für den CAD/CAM-Prozeß vorgeschlagen (Genauigkeit: 8 μm).

Ein Liniensensor zur Vermessung von Gesichtern wird bei McCance et al. (1992) beschrieben. Während der Patient auf einer Rotationsvorrichtung gedreht wird, erfolgt die Vermessung der projizierten Lichtlinie. Durch Zusammenlegen der einzelnen Profilschnitte (alle 1,4° Grad) kann das gesamte Gesicht rekonstruiert werden. Die Messzeit beträgt ca. 15 s. Ein Lichtschnittsensor für die Gesichtsvermessung wird auch von Vannier et al. (1991 und 1993) beschrieben. Kuroda et al. (1996) verwendete für die Vermessung von Kiefermodellen ebenfalls einen Lichtschnittsensor, der mit einer Genauigkeit von 50 μm angegeben wird. Beim Cicero-CAD/CAM-System wird für die dreidimensionale Vermessung von Präparationen ein Lichtschnittsensor eingesetzt, der eine Genauigkeit von 20 μm aufweist (van der Zel 1994a).

2.2.1.2 Flächensensoren

Flächensensoren ermöglichen die Vermessung der gesamten Objektoberfläche mit einer oder wenigen Aufnahmen. Die Meßzeiten sind sehr kurz, so daß sich solche Verfahren z.B. für die intraorale Datenerfassung oder für die Gesichtsvermessung eignen.

2.2.1.2.1 Moire-Verfahren

Bei der Überlagerung zweier nicht deckungsgleicher Gitter entstehen Moirestreifen, die den Interferenzstreifen eng verwandt sind (Abb. 2.1). An den Stellen, an denen die dunklen und die hellen Linien der beiden Gitter jeweils genau übereinander liegen, entspricht der resultierende Grauwert dem Durchschnittsgrauwert des einzelnen Gitters, d.h. es tritt maximale Helligkeit ein. Ist dagegen die Phasenlage zwischen den Gittern so, daß die hellen Streifen des einen Gitters mit den dunklen Streifen des anderen Gitters zusammenfallen, kommt es zur vollständigen Abdunklung. Zwischen diesen Extremwerten gibt es einen nahezu kontinuierlichen Übergang an Grauwerten. Ähnlich wie bei der Schwebung entsteht somit eine periodische Struktur von Moirestreifen, deren Abstand von der Größe und der Differenz der einzelnen Gitterkonstanten g_1 und g_2 abhängt (Schröder 1987).

Der Moire-Effekt kann zur dreidimensionalen Oberflächenvermessung eingesetzt werden, die man deshalb auch als Moire-Topographie bezeichnet. Hierbei wird ein dicht vor der Objektoberfläche angeordnetes Gitter unter einem bestimmten Winkel durch ein Parallelbündel beleuchtet und senkrecht zur Gitterebene betrachtet. Durch den Schattenwurf entsteht ein zweites Gitter auf der Objektoberfläche, dessen lokale Gitterkonstante und Phasenlage in Beobachtungsrichtung von den Höhenunterschieden und den Steigungen an der Oberfläche abhängt. Das für das Meßobjekt charakteristisch deformierte Gittermuster liefert bei Überlagerung mit dem ursprünglichen Gitter Moirestreifen, aus denen Höhenwerte abgelesen werden können (Takasaki 1970).

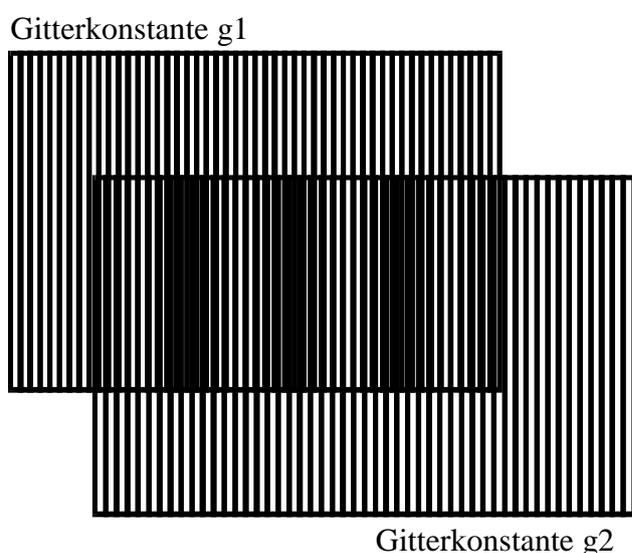


Abb. 2.1: Entstehung von Moire-Streifen bei der Überlagerung zweier Gitter mit leicht unterschiedlichen Gitterkonstanten.

Die Bedeutung und Entstehung der Moirestreifen läßt sich anschaulich erklären. Zu jeder Ebene, die parallel zum Gitter liegt, gibt es eine genau definierte Phasenlage des projizierten Gitters. Dies führt bei Überlagerung des projizierten und des ursprünglichen Gitters zu einem bestimmten Helligkeitswert, der wiederum einen bestimmten Höhenwert charakterisiert. Bei der Vermessung von Objekten weisen

somit alle Punkte mit gleicher Höhe, d.h. gleichem Abstand vom Gitter, den gleichen Grauwert auf; es entstehen Höhenlinien. Interessanterweise ist die Phasenlage und damit das entstehende Höhenlinienbild unabhängig von der Verschiebung des Gitters in Richtung der Gitterebene (Takasaki 1970). Durch schnelles Hin- und Herschwingen des Gitters läßt sich dies zur Verwischung der Gitterlinien ausnutzen. Der Vorteil dabei ist, daß ein Durchschnittsgrauwert entsteht und die Feinstruktur des Gitters die Auswertung nicht mehr beeinflußt. Die Phase des projizierten Gitters kann sich aufgrund der Periodizität in unterschiedlichen Höhenlagen wiederholen, so daß Höhenlinien mit dem gleichen Grauwert in regelmäßigen Abständen auftreten. So ist der z-Höhenunterschied zwischen zwei aufeinanderfolgenden dunklen Moirestreifen abhängig von der Gitterkonstanten und vom Einfallswinkel (Schröder 1987):

$$\Delta z = \frac{g}{\tan \varepsilon}$$

Vorteil dieses Verfahrens ist, daß mit einer einzigen Aufnahme, d.h. in Bruchteilen von Sekunden, die gesamte Objektoberfläche vermessen werden kann. Die Methode bietet sich vor allem für die Vermessung bewegter Objekte an. Die Aufzeichnung des Höhenlinienbildes kann mit einem normalen Fotoapparat, mit einem digitalen Fotoapparat oder mit einer CCD-Kamera erfolgen. Sinnvoll ist, die Daten im Anschluß digital abzuspeichern, um mit Bildverarbeitungs-routinen die Auswertung zum einen zu vereinfachen und zum anderen genauer durchführen zu können.

Voraussetzung für eine genaue Oberflächenvermessung ist die Parallelität der Beleuchtung. Hierzu muß die Lichtquelle einen genügend großen Abstand vom Gitter und Objekt aufweisen. Bei kleineren Abständen kommt es durch die Divergenz des Lichtstrahls zu einer zentrischen Projektion des Gitters, was zu Verzerrungen und zu Veränderungen der Gitterkonstante auf der Objektoberfläche führt. Die Vermessung einer zum Gitter parallelen Ebene würde dann keinen gleichmäßigen Grauwert ergeben, sondern Moirestreifen liefern. Dieser Fehler müßte über aufwendige Justierverfahren und Ausgleichsrechnungen korrigiert werden. Das gleiche gilt auch für die Beobachtungsanordnung. Eine kleine Apertur für einen möglichst parallelen Strahlengang ist weiterhin wichtig für einen großen Tiefenschärfebereich, um eine gleichzeitig scharfe Abbildung des Gitters und der Objektoberfläche zu gewährleisten. Eine zu kleine Apertur führt jedoch auf der anderen Seite dazu, daß die Gitterlinien nicht mehr aufgelöst werden und die Oberflächenvermessung nicht mehr möglich ist. Diese gegenläufigen Tendenzen resultieren in einer Begrenzung der Meßgenauigkeit.

Prinzipiell wäre es möglich, zwischen zwei dunklen Moirestreifen durch Bestimmung der Grauwerte viele Höhenwerte zu unterscheiden. Auf der realen Objektoberfläche kommt es jedoch in Folge der unterschiedlichen Reflektivitäten zu Schwankungen in der Intensität, so daß die Anzahl der effektiv auflösbaren Graustufen sehr begrenzt ist. Man versucht daher, die Abstände der Moirestreifen zu verkleinern, um die Auflösung von unterscheidbaren Höhenwerten zu vergrößern. Auch hier können die Gitterabstände nur bis zu einer gewissen, von der Apertur der Abbildung vorgegebenen Grenze verringert werden. Nachteilig für die Auswertung ist auch die Periodizität der Höhenlinien. Da ein Grauwert mehrere Höhenwerte repräsentieren kann, müssen für die automatische Auswertung des Höhenbildes aufwendige Linienverfolgungsprogramme entwickelt werden, die die einzelnen Höhenschichten voneinander unterscheidbar machen (Phase-Unwrapping). An Kanten oder anderen steilen Strukturen ist es theoretisch sogar unmöglich, die richtige Höhe zu bestimmen, da die Ordnungszahl

des Phasenversatzes *a priori* nicht bekannt ist. Die Moire-Topographie ist daher nur bei Objekten mit weichen und sich wenig ändernden Oberflächen sinnvoll einsetzbar, während stark strukturierte und steilere Oberflächen sich dafür nicht eignen (z.B. Präparationen, Zahnoberflächen mit tiefen Fissuren). Neben dem hier vorgestellten Schattenverfahren gibt es auch das Projektionsverfahren, bei dem ein Gitter auf die Oberfläche projiziert und das deformierte Schattengitter unter dem Triangulationswinkel mit einem zweiten Referenzgitter überlagert wird. Das entstehende Moiremuster kann analog zum Schattenverfahren ausgewertet werden. Der einzige Unterschied in den Eigenschaften zwischen dem Schatten- und dem Projektionsverfahren besteht darin, daß bei letzterem die Invarianz des Moiremusters gegenüber Bewegung eines einzelnen Gitters nicht mehr erfüllt ist.

Das Moire-Verfahren wurde zur Vermessung von Zahnoberflächen eingesetzt, um die Abtragsraten von Füllungsmaterialien dreidimensional zu bestimmen (Meint 1983, Rein 1983, Meint et al. 1984). Hierzu wurde ein Strichgitter mit einer Periode von 133 μm auf das Objekt projiziert. Die Beleuchtung erfolgte aus einem Winkel von 45° Grad. Um Abschattungen zu vermeiden, wurde eine zweite Lichtquelle angebracht, die aus entgegengesetzter Richtung ebenfalls unter einem 45°-Winkel die Oberfläche beleuchtete. Diese Projektoren konnten wahlweise ein- und ausgeschaltet werden. Die Aufnahme des Höhenprofils erfolgte in senkrechter Richtung zur Gitterebene mit einem fest montierten Fotoapparat. Um die Ausgangssituation und Folgesituation vergleichen zu können, wurden die Modelle mittels einer speziellen Apparatur anhand von Referenzpunkten in die exakt gleiche Position gebracht und vermessen. Die beiden Moire-Dias wurden dann mit zwei Diaprojektoren, die vorher so justiert waren, daß die Bilder in den unveränderten Arealen übereinander liegen, auf ein Zeichenbrett geworfen und die Abweichungen an den Abrasionsstellen aufgezeichnet und ausgewertet. Die erreichte Wiederholgenauigkeit sollte bei ca. 10 μm liegen. Holler et al. (1978) beschrieben einen ähnlichen Aufbau für die Vermessung von Zahnoberflächen, Kiefermodellen und Gesichtern.

Von Kanazawa et al. (1983 und 1984) wurde die Moire-Topographie zur Vermessung von Zahnoberflächen verwendet, um die dreidimensionale Morphologie zu studieren. Die Gitterkonstante war 0,2 mm, ebenso der Höhenunterschied der Konturlinien. Nach Anfertigung einer Fotografie wurde der entsprechende z-Wert durch Abzählen der Höhenlinien und die (x,y)-Koordinate mittels eines Digitiergerätes zur Auswertung in den Computer übertragen.

2.2.1.2.2 Phasenshift-Verfahren

Beim Phasenshiftverfahren wird ein Streifenmuster auf die Objektoberfläche projiziert. In der Regel geschieht dies mit einer Strichgitterplatte, die mit Laserlicht beleuchtet wird (z.B. Cerec, Siemens, Bensheim). Der Unterschied zum Moireverfahren besteht darin, daß das Muster *direkt* von der Kamera unter einem Triangulationswinkel aufgenommen wird. Da die Streifen lateral aufgelöst werden müssen, kann man im Gegensatz zum Projektionsgitter, welches beim Moireverfahren eingesetzt wird, hier nur mit einer begrenzten Liniendichte arbeiten. Bei CCD-Kameras mit ca. 580 x 750 Pixeln können dies maximal ca. 250 Linien sein. Die Genauigkeit kann durch die Verschiebung des Gitters (Phasenshift) verbessert werden, wobei gleichzeitig die Auswertung der Streifen erleichtert wird. Grundlage ist die Annahme, daß die projizierte Intensitätsverteilung auf dem Objekt folgendem Zusammenhang genügt:

$$I_i(x, y) = a(x, y)[1 + m(x, y) \cdot \cos(\varphi(x, y) + \varphi_i)]$$

Dabei ist $a(x, y)$ die Hintergrundintensität, $m(x, y)$ der Streifenkontrast und $\varphi(x, y)$ die zu bestimmende Phasenlage der Welle am Punkt (x, y) , aus der dann die Höhe berechnet werden kann. Zur Bestimmung der drei Unbekannten benötigt man also mindestens drei Messungen. In der Regel werden jedoch vier Messungen mit äquidistanten Phasenshifts von $\varphi_i = i \cdot 90^\circ$, $i = 0 \dots 3$, durchgeführt, da in diesem Fall die Berechnung der Phasenlage sehr einfach wird (Breuckmann 1990):

$$\varphi(x, y) = \arctan(-Z/N),$$

wobei $Z = I_2 - I_4$, $N = I_3 - I_1$ ist.

Durch vorheriges Kalibrieren lassen sich die Phasenlagen in entsprechende Höhenwerte umrechnen. Prinzipiell können damit sehr feine Höhenunterschiede detektiert werden. In der Praxis führen jedoch schwacher Streifenkontrast, Positionierungsgenauigkeiten bei der Gitterverschiebung und das Kamera- bzw. A/D-Wandler-Rauschen zu einer Reduzierung der Auflösung auf ca. 25 oder weniger unterscheidbare Phasenlagen (Breuckmann 1990). Beim Cerec-Gerät sind dies ca. 250 (Benz et al. 1995).

Vorteil des Phasenshift-Verfahrens ist, daß weitestgehend unabhängig von der Hintergrundintensität und Reflektivität an jeder Stelle der Oberfläche die relative Verschiebung der Linie ermittelt werden kann. Weiterhin resultiert daraus eine verbesserte Höhenauflösung, als dies

nur bei einer Suche nach Maxima und Minima des Streifenmusters möglich wäre. Zu erwähnen ist, daß im Falle des Moire-Projektionsverfahren die Phasen-Shift-Methode ebenfalls bei der Auswertung des Streifenmusters vorteilhaft eingesetzt werden kann, indem das Projektionsgitter um entsprechende Phasen-Schritte bewegt wird (Breuckmann 1990). Dieses Verfahren wurde von Studer et al. (1997) zur Vermessung von Alveolardefekten vorgeschlagen. An simulierten Modellvertiefungen mit bekannten Volumenwerten wurde die Genauigkeit dieses 3D-Meßsystems evaluiert. Dabei konnten Abweichungen vom wahren Wert und Schwankungen insgesamt von weniger als 2,2% ermittelt werden. Von Lang et al. (1994a) wurde das Schatten-Moire-Verfahren mit Phasenshift als sehr genaue Methode zur Quantifizierung von Verschleiß vorgestellt (4 µm). Dieses Verfahren ist jedoch theoretisch gar nicht möglich, da in diesem Fall das Moire-Muster invariant gegen Verschiebungen ist (Takasaki 1970). Wahrscheinlich handelte es sich ebenfalls um das Moire-Projektionsverfahren.

Aufgrund der schnellen dreidimensionalen Vermessung von Oberflächen wird das Phasenshift-Verfahren bei intraoralen Abtastsystemen (z.B. Cerec, Siemens, Bensheim) eingesetzt. Hier wird ein Streifengitter auf die Objektoberfläche projiziert und unter einem Winkel von 12° mit einer CCD-Kamera aufgenommen. Für die vier um 90° verschobenen Aufnahmen benötigt man bei Cerec I ca. 200 ms und bei Cerec II ca. 135 ms, eine Zeit, in der noch durch ruhiges manuelles Halten Verwacklungen vermieden werden können und keine starre Fixiervorrichtung notwendig ist. Die Genauigkeit wird mit ca. 25 µm angegeben. Durch die 8bit-Auflösung der Intensität sollen ebensoviele Höhenwerte unterscheidbar sein.

Eine interessante Alternative zur Erzeugung eines äquidistanten Streifengitters wird von Atkinson et al. (1982) bzw. Williams et al. (1983) vorgeschlagen. Der parallel gebündelte Strahl eines Lasers wird mit Hilfe eines Strahlteilers in zwei Teilstrahlen aufgeteilt, die sich auf der Objektoberfläche überlagern. Durch die unterschiedlichen Laufzeiten entstehen Interferenzstreifen, die bei genügend großen Abstand der Lichtquelle äquidistant sind. Durch das Justieren des Strahlteilers können die Abstände beliebig eingestellt werden. Unter einem bestimmten Winkel zur Projektionsrichtung wird dann das entstehende Muster aufgenommen und kann dann quantitativ ausgewertet werden, z.B. um einen Vergleich des Abrasionsmodells mit dem Ausgangsmodell durchzuführen. Genauigkeiten wurden nur für Volumenvermessungen angegeben, die zwischen 2% und 10% relativer Abweichung lagen.

2.2.1.2.3 Gray-Code-Verfahren

Sowohl beim Moire-Verfahren als auch beim Phasenshiftverfahren stellt die Bestimmung der Ordnungen der einzelnen Streifen ein Problem dar. Da die Phasenlage nur modulo 2π bestimmt werden kann, müssen durch intelligente Verfahren Phasensprünge erkannt und das Streifenmuster dekodiert werden. Während bei glatten und wenig strukturierten Oberflächen diese Dekodierung noch möglich ist, treten bei größeren Stufen und Spalten prinzipiell Probleme auf, die eine eindeutige Zuordnung verhindern.

Abhilfe kann man durch Projektion eines speziellen Lichtcodes erreichen. Dazu werden zeitlich hintereinander immer feiner werdende Gitter auf die Objektoberfläche abgebildet. Dies geschieht am einfachsten und effektivsten, wenn ausgehend vom 1-Strichgitter, d.h. nur je eine dunkle und eine helle Bildhälfte, das jeweils nachfolgende Gitter ein um den Faktor 2 höhere Linienzahl aufweist, bis man beim feinsten Gitter (normalerweise 256 Linien) angekommen ist. Die einzelnen Aufnahmen werden aufgezeichnet und für jeden Pixel auf der CCD-Kamera die Reihenfolge der Helligkeitswerte (1=hell oder 0=dunkel) abgespeichert. Man kann zeigen, daß nach der letzten Aufnahme mit dem feinsten Gitter jede Linie durch eine spezielle Reihenfolge von Hell-Dunkel-Werten charakterisiert ist, die dem Gray-Code entspricht. Für die Höhenauswertung müssen dann nur noch alle Pixel mit gleichem Graycode gesucht und durch Verbinden die Höhenlinie ausgewertet werden. Auch bei diesem codierten Lichtverfahren läßt sich die Auflösung durch die zusätzliche Anwendung der Phasenshift-Methode steigern. Der Vorteil der eindeutigen Höhenzuordnung wird jedoch erkauft mit dem Nachteil, daß weitere Aufnahmen (ca. 9) notwendig sind und damit die Meßzeit verlängert wird. Obwohl das Gray-Code-Verfahren in der Industrie und Technik schon häufiger eingesetzt wird, ist es in der zahnmedizinischen Literatur noch nicht beschrieben.

2.2.1.2.4 Stereophotogrammetrie

Die Photogrammetrie ist ein indirektes Meßverfahren, mit dem geometrische Maße von räumlichen Objekten durch Auswertung photographischer Bilder gewonnen werden. Bei der Aufnahme eines Bildes wird ein Objektpunkt eindeutig in die Bildebene projiziert. Umgekehrt kann man aber aus einem Bild nur die Richtung zu einem Objektpunkt bestimmen, nicht seine Entfernung. Deshalb erfordert die räumliche Vermessung eines Objektes mindestens zwei verschiedene Bilder (Triangulationsanordnung). Die Abbildungsstrahlen dieser Bilder

werden dann zum Schnitt gebracht, um die dreidimensionalen Koordinaten eines Objektpunktes zu ermitteln. Aus diesem Meßprinzip folgt, daß die Photogrammetrie stets zwei Aufgaben zu lösen hat, nämlich einander entsprechende (homologe) Punkte in mindestens zwei Bildern zu bestimmen und die Abbildungsstrahlen dieser Punkte im Raum zum Schnitt zu bringen (Wester-Ebbinghaus 1987). Die Vorgehensweise ist angelehnt an das binokulare Sehen. Im linken und rechten Auge entstehen leicht verschobene Bilder, aus denen im Gehirn die räumliche Information ermittelt wird.

Zur photogrammetrischen Aufnahme dienen normalerweise spezielle metrische Kameras. Diese Kameras haben eine präzise Bildebene und sind so kalibriert, daß bei der Aufnahme zugleich ein Bildkoordinatensystem definiert wird (d.h. die Abbildungseigenschaften bekannt sind). Aus der Kalibrierung kennt man die innere Orientierung (Lage des Projektionszentrums relativ zu den Rahmenmarken). Auch normale nicht-metrische Kameras können eingesetzt werden, allerdings ist der Kalibrierungsaufwand vor der Vermessung höher (Deacon et al. 1991). In jüngster Zeit bietet sich der Einsatz digitaler Kameras oder Videokameras mit hochauflösenden CCD-Sensoren an, da die Bilddaten direkt in das Auswerteprogramm transferiert werden können und durch den CCD-Chip eine verwindungsstabile Bildebene definiert ist.

Neben konventionellen Stereoprojektoren (Stereokomparatoren) für die manuelle Auswertung besteht inzwischen die Möglichkeit, die räumliche Vermessung am Computer vorzunehmen. Die Software des analytischen Auswerteprogramms benutzt die gemessenen Rahmenmarkenpositionen sowie die Bildkoordinaten von mehreren homologen Referenzpunkten, um die Abbildungsgeometrie rechnerisch mit Hilfe von Matching-Routinen zu modellieren.

Problematisch ist vor allem das Auffinden korrespondierender homologer Punkte auf glatten Objektoberflächen. Ohne Struktur kann hier prinzipiell keine Zuordnung stattfinden. Man muß also über größere Bereiche mitteln, was zu einer drastischen Verringerung der lateralen Auflösung führt. Bei der Zahnoberflächenvermessung kann die Stereophotogrammetrie daher nur Höhenwerte für eine begrenzte Anzahl an speziell markierten Punkten liefern. Eine brauchbare vollständige Oberflächenmessung ist mit einer akzeptablen Genauigkeit nicht möglich. Verbesserung kann erzielt werden, wenn das Objekt bei der Aufnahme strukturiert beleuchtet wird (texture enhanced stereo photogrammetry). Durch das Aufprojizieren von Texturen soll die Zuordnung von homologen Punkten erleichtert und die Auflösung inkl. Genauigkeit verbessert werden (McDonald et al. 1994; Deacon et al. 1991: Zufallstextur). Der

Übergang zu Streifenprojektionsverfahren ist dann fließend (z.B. Rasterstereographie (Gäbel 1993)).

Bei McDonald et al. (1994) und Ayoub et al. (1996) wird die Stereophotogrammetrie mit Texture-Enhancement zur 3D-Gesichtsvermessung eingesetzt. Der große Vorteil ist die äußerst kurze Meßzeit in Bruchteilen von Sekunden (40ms, Deacon et al. 1991), so daß keine Unschärfen durch Bewegung der Muskulatur (z.B. Lidschlag etc.) auftreten können. Die Genauigkeiten liegen im Bereich von 0,5 mm (Deacon et al. 1991). In der Medizin werden photogrammetrische Verfahren ebenfalls zu Körpervermessungen eingesetzt (Gäbel 1993, Genauigkeit ca. 1 mm).

Oberflächenvermessungen von Zähnen, Kiefermodellen und Gesichtern mit stereographischen Methoden wurden schon sehr früh von Savara (1965) und Berkowitz (1971) durchgeführt. Der Aufwand war sehr hoch und die Auswertung äußerst kompliziert und zeitaufwendig. Ein dem Prinzip der Stereophotogrammetrie verwandtes Verfahren wurde von einer anderen Gruppe zur punktuellen Abrasionsvermessung eingeführt (Mettler et al. 1978, Roulet et al. 1978, Roulet et al. 1980a und 1980b, Marolf et al. 1984). Auf einem Dreikoordinatenmeßtisch war in vertikaler Richtung ein Meßmikroskop angebracht. Die Höhe eines Objektpunktes wurde ermittelt, indem das Meßmikroskop solange bewegt wurde, bis sich die zwei Kreuze, die auf die Objektoberfläche projiziert wurden, überlagerten. Die räumliche Zuordnung des Folgemodells zum Ausgangsmodell erfolgte durch Ausrichtung der Referenzebene, die durch drei ausgezeichnete Punkte festgelegt war. Das Objekt konnte dabei mit einem Dreibeintisch justiert werden. Die Genauigkeit des gesamten Meßprozesses inklusive Abformung, Repositionierung und Vermessung betrug 15 µm. Bei Bhatia und Harrison (1987) erfolgte die quantitative Vermessung ausgewählter Punkte auf Kiefermodellen nach einem ähnlichen Verfahren.

Von Mitchell et al. (1989) und Chadwick et al. (1991) wurde ein stereophotogrammetrisches Verfahren angegeben, um die Abrasion einzelner ausgezeichneter Punkte quantitativ zu bestimmen. Repliken von Zahnoberflächen wurden mit einem Stereomikroskop betrachtet und sowohl von der linken als auch von der rechten Strahlengangseite Fotografien erstellt. Der Umriß des linken Baseline-Bildes wurde auf eine Transparentfolie aufgemalt und konnte zur Positionierung auf die anderen Aufnahmen übertragen werden. Gleichzeitig konnte damit die Lage z.B. des Punktes mit maximalem Abtrag eingezeichnet und dessen Position ebenfalls für

alle anderen Bilder referenziert werden. Jedes Paar der Stereophotographien wurde anschließend in einem Auswertegerät analysiert. Durch Kenntnis der Koordinaten von Referenzpunkten lassen sich das Projektionszentrum und die Abbildungseigenschaften zwischen homologen Punkten beschreiben. Aus dieser mathematischen Abbildungsvorschrift können die Höhenwerte der gewünschten markierten Abrasionspunkte ermittelt und miteinander verglichen werden. Die Höhenmeßgenauigkeit bei dieser Vorgehensweise wurde mit 18,1 μm angegeben.

Ogle und Ortman (1985) und Ogle et al. (1985) führten ebenfalls quantitative Oberflächenvermessungen mittels der Stereophotogrammetrie durch. Dabei konnte durch eine spezielle Anordnung der Auswerteeinheit die Betrachtung des aufgenommenen Stereobildes mit einer 8fachen Vergrößerung im Vergleich zur Originalgröße erfolgen. Dies hatte einer Erhöhung der Genauigkeit zur Folge. Die manuelle Auswertung von charakteristischen Punkten der Oberfläche soll eine Genauigkeit von ca. 10 μm liefern. Um die Auswertung zu verbessern, wurden mit einem Spray dunkle Spritzer und Flecken auf die Oberfläche aufgebracht (Zufalls-Textur). Von Eick et al. (1984) wurde ebenfalls die Stereophotogrammetrie zur quantitativen Abrasionsvermessung vorgeschlagen. Die Anwendung der Stereophotogrammetrie am Rasterelektronenmikroskop bei höheren Vergrößerungen, um eine sehr genaue Oberflächenvermessung zu erhalten, wurde von Roberts et al. (1988) beschrieben.

Diane Rekow wollte die Stereophotogrammetrie zur intraoralen Vermessung von Präparationen und Zähnen im Rahmen ihres CAD/CAM-Systems (Minnesota-System, DentiCAD) einsetzen (Rekow et al. 1985, Rekow et al. 1986, Rekow et al. 1992). In einer Veröffentlichung (Rekow et al. 1990) wird zwar eine Genauigkeit von 10 μm angegeben, das Meßsystem konnte jedoch aufgrund der großen, zum Teil auch prinzipiellen Probleme nie in Betrieb genommen (siehe Kap. 6).

2.2.2 Parallele Verfahren

2.2.2.1 Fokussuche-Verfahren

Bei den Fokussuche-Verfahren handelt es sich um Punktmeßverfahren. Im allgemeinen wird dabei das Strahlenbündel einer Lichtquelle durch ein Objektiv auf die Objektoberfläche projiziert. Das entstehende Punktbild auf der Oberfläche wird dann durch das gleiche Objektiv

wieder in die Bildebene abgebildet. Der Strahlengang für die Beleuchtung und die Beobachtung lassen sich durch einen Strahlteiler (z.B. halbdurchlässiger Spiegel) aufspalten, so daß Lichtquelle und Bildebene getrennt voneinander liegen. Die gesamte optische Einheit ist auf einen präzisen Verschiebetisch montiert, der in z-Richtung bewegt werden kann. Für die Höhenvermessung wird die Optik solange verfahren, bis die maximale Scharfstellung des Punktbildes erreicht ist. Dies kann in der Bildebene automatisch kontrolliert werden, indem man entweder die Lichtintensität mit einer oder zwei Fotodioden ermittelt oder direkt die Größe des Punktbildes mittels CCD-Chip oder PSD bestimmt. Erst wenn die maximale Intensität oder die minimale Spotgröße erreicht ist, wird die z-Position übernommen und gespeichert. Dieses Verfahren wurde früher häufig auch manuell durchgeführt, indem mit Hilfe eines Mikroskops die bestmögliche Scharfstellung durch den Betrachter ermittelt und die zugehörige z-Einstellung notiert wurde. Die Vermessung der gesamten Objektoberfläche erfolgt durch Verfahren des Objekts bzw. der optischen Einheit in x- und y-Richtung. An jeder x-y-Position wird dann durch Fokussierung der zugehörige z-Wert bestimmt und gespeichert.

Die Genauigkeit der Höhenbestimmung ist eng an die Tiefenschärfe des Objektivs gekoppelt. Je kleiner der Tiefenschärfebereich, desto geringer wird die Meßgenauigkeit sein, da der optimale Fokusabstand präziser bestimmt werden kann. Für hohe Genauigkeiten wird man daher Objektive mit möglichst großen Aperturen, wie sie auch in der Mikroskopie vorkommen, einsetzen, mit denen sich Tiefenschärfebereiche von weniger als 1 μm erzielen lassen. Gleichzeitig wird dadurch auch die Spotgröße auf ca. 1 μm reduziert, was Voraussetzung für eine hohe laterale Auflösung ist. Mit dem Fokussuche-Verfahren lassen sich insgesamt hohe Genauigkeiten bei der Oberflächenvermessung erzielen, wobei selbst kleinste Oberflächenstrukturen wie Spalten und Riefen aufgelöst werden können.

Dem Vorteil der hohen Genauigkeit steht die lange Meßzeit und der hohe apparative Aufwand an Präzisionstischen entgegen. Zwar kann die Meßzeit durch intelligente Fokussuchestrategien wie Eingrenzung des Suchbereichs und Ausnutzung vorhergehender Höheninformation beschleunigt werden, die Zeitersparnis ist jedoch aufgrund der Punktmessung immer noch zu gering. Dies ist auch der Fall bei einer Alternativmöglichkeit zur reinen Fokussuche, bei der eine Intensitätskennlinie in Abhängigkeit von der Höhe aufgezeichnet und kalibriert wird. Damit lassen sich auch in defokussierten Stellungen die z-Werte ermitteln, wobei allerdings die Höhenunterschiede des Objektes nur äußerst gering sein dürfen. Diese Arbeitsweise kann als optische Profilometrie bezeichnet werden.

Ein weiterer Nachteil ist, daß bei den hohen Aperturen die Brennweiten sehr klein werden und damit zu geringen Arbeitsabständen zwischen Objektiv- und Meßobjektoberfläche führen. Aufgrund der Größe des Objektivs ist es daher oft nicht möglich, größere Einziehungen und steilere Flanken, wie sie bei Präparationen oder tieferen Fissuren auftreten, zu vermessen, da sonst das Objektiv mit der Oberfläche kollidieren würde. Durch Erhöhung des Tiefenschärfebereiches kann man zwar die Vermessung wieder ermöglichen, allerdings erhöht sich damit auch die Meßgenauigkeit.

Christensen und Bangerter (1990) benutzten ein Autofokussystem für die Vermessung von Zahnoberflächen, um Abrasionen zu ermitteln. Für dieses System wurde eine Reproduziergenauigkeit von $3,5\ \mu\text{m}$ angegeben. In einer Stunde konnten 3000 Oberflächenpunkte automatisch vermessen werden. Der Abstand der Meßpunkte in x- und y-Richtung wurde für die Zahnvermessung auf $75\ \mu\text{m}$ festgelegt. Damit benötigte man für eine Zahnoberfläche ca. 8 Stunden Meßzeit. Nach dem Scannen der Ausgangs- und Folgesituation wurden die unveränderten Bereiche der Zahnoberfläche selektiert und durch ein Matchingprogram, das den Simplex-Algorithmus verwendet, automatisch solange überlagert, bis die Transformationsparameter für den besten Fit gefunden waren. Mit diesen Transformationsparametern wurden dann die vollständigen Bilder superpositioniert und das Differenzbild Punkt für Punkt berechnet. Ein ähnliches System wird auch von DeLong et al. (1989a) für die Zahnoberflächenvermessung beschrieben. Anstelle des mechanischen Tasters (siehe Kapitel 2.1.2) wird hier ein Laserspot über ein 10x Mikroskopobjektiv auf die Oberfläche projiziert. Die Genauigkeit der Höhenerfassung wird mit $0,7\ \mu\text{m}$ angegeben, die Spotgröße mit $3,5\ \mu\text{m}$.

Lambrechts (1983) (Lambrechts et al. 1984, Braem et al. 1985, Lambrechts et al. 1989) führte die Abrasionsmessung mit einem Meßmikroskop durch. Dazu wurden zwei Punkte, ein Abrasionspunkt (Kontaktfrei, CFA: contact free area) und ein Attritionspunkt (Kontaktpunkt, OCA: occlusal contact area) ausgewählt. Für die Messung der Höhe dieser Punkte wurde das Objektiv in z-Richtung so lange verschoben, bis die Abbildung scharf war. Anhand eingebauter Wegaufnehmer konnte der z-Wert abgelesen werden. Durch die hohe Apertur von ca. 0,6 hatte man einen Tiefenschärfebereich von ca. $1\ \mu\text{m}$, d.h. eine Meßgenauigkeit für die Positionierung von $1\ \mu\text{m}$. Zusätzlich wurden noch mit Hilfe von x-y-Verschiebetischen die Koordinaten von drei Referenzpunkten bestimmt, die vorher am Zahn eingeschliffen werden mußten und mit denen die Transformation zwischen den verschiedenen Modellen berechnet wer-

den konnte. Mit Hilfe dieser Transformation wurden dann die Koordinaten der Abrasionspunkte in den Folgemodellen berechnet und mittels der x-y-Verschiebetische auf diese Werte eingestellt. Die z-Achse wurde dann solange verfahren, bis das Bild scharf war. Der Verfahrensweg dz kennzeichnete den Höhenverlust zur Baseline. Diese Vorgehensweise kann man als manuelles Fokussucheverfahren bezeichnen. Das manuelle Fokussieren mit dem Stereomikroskop wurde auch bei anderen Autoren zur Höhenvermessung von ausgewählten Abrasionspunkten eingesetzt (Genauigkeit 10-15 μm) (Jørgensen und Asmussen 1978, Jørgensen et al. 1979, Hörsted und Borup 1984).

2.2.2.2 Konfokale Mikroskopie

Die konfokale Mikroskopie ist eng mit dem Fokussuche-Verfahren verwandt. Auch hier wird ein Punktbild auf die Oberfläche projiziert und über die Beobachtungsoptik auf eine Bildebene abgebildet. Der Unterschied besteht in der Art der Detektion des Punktbildes. Während bei den Fokussuche-Verfahren, die im mikroskopischen Bereich auch als Scan-Mikroskopieverfahren bezeichnet werden, ein integrierender Detektor eingesetzt wird, erfolgt die Aufnahme des Punktbildes bei der konfokalen Mikroskopie mittels eines Punktdetektors. Dies führt dazu, daß die Abbildung nun kohärent wird. Man kann in diesem Fall zeigen, daß die Spotgröße verkleinert und damit die Auflösung gesteigert wird (Streibl 1984). Gleichzeitig wird damit der Tiefenschärfebereich reduziert, was zu einer verbesserten Höhenbestimmung führt. Je nach Beleuchtungsrichtung kann man zwischen Reflexions- und Transmissionsmikroskopie unterscheiden (Streibl 1984). In der Zahnmedizin wurde die Reflexionsmikroskopie zur Abrasionsmessung (Adams et al. 1989) bzw. zur Vermessung des Substanzabtrages beim Ätzen (Joseph et al. 1992) eingesetzt. Die Genauigkeiten wurden mit 4-6 μm angegeben.

2.2.2.3 Laufzeitverfahren

2.2.2.3.1 Interferometrie

Bei den interferometrischen Verfahren werden die Laufzeitunterschiede eines Referenzstrahls und eines vom Objekt reflektierten Strahls ausgenutzt. Damit auch größere Höhenunterschiede berücksichtigt werden können, muß die Beleuchtungsquelle kohärent sein, weshalb in der Regel nur Laser eingesetzt werden. Zwischen den einzelnen Interferenzstreifen besteht nur ein

Gangunterschied von einer Wellenlänge. Da man auch zwischen diesen Streifen noch eine Intensitätsunterscheidung durchführen kann, erhält man Meßgenauigkeiten, die Bruchteile der Wellenlänge betragen (z.B. 30 nm). Interferometrische Methoden stellen die genauesten optischen Meßverfahren dar. Dabei kann entweder das Streifenmuster (Michelson Interferometer) oder das Specklemuster (Speckle-Interferometrie) ausgewertet werden. Aufgrund der geringen Streifenabstände sind sie für die direkte Oberflächenvermessung nicht geeignet, da die Ordnungen der Streifen sehr hoch sein können und nicht eindeutig in Höhenwerte zurückgerechnet werden können. Außerdem erfordern interferometrische Verfahren einen äußerst hohen Aufwand. Der Aufbau muß absolut stabil und erschütterungsfrei sein. Verwendung finden diese Verfahren jedoch bei der hochpräzisen Analyse von Verformungen und Deformationen von Objekten bei Temperatur- und mechanischer Belastungseinwirkung. Suliman et al. (1993) konnten so die Verbiegung von Höckern bei der Polymerisationsschrumpfung messen (Michelson-Interferometer) und Lang et al. (1994b und 1995) die 3D-Verwindung und Verbiegung von gefüllten Zähnen bei mechanischer Belastung (Speckle-Interferometrie). Ebenfalls mit Hilfe der Speckle-Interferometrie wurden von Dermaut et al. (1986) und Vanden Bulcke et al. (1987) die Zahnbewegungen bei Krafeinleitung, wie sie im Rahmen kieferorthopädischer Behandlungsmaßnahmen auftreten, vermessen.

2.2.2.3.2 Laufzeitmessungen mit moduliertem Licht

Das Verfahren des Phasenvergleichs zweier modulierter Lichtwellen ist ähnlich der Interferometrie, wobei hier der Phasenvergleich nicht im Bereich einer Lichtwellenlänge, sondern einer dem Lichtstrahl aufgeprägten Modulationswellenlänge stattfindet (Pösel 1992). Damit läßt sich durch entsprechend angepaßte Frequenzen der Eindeutigkeitsbereich vergrößern und die Vermessung der Oberflächen direkt durchführen. Dieses Punktsensorverfahren wird selten eingesetzt und wurde in der zahnmedizinischen Literatur bis dato nicht beschrieben.

2.2.2.3.3 Holographie

Während normale Photographie nur eine Projektion eines räumlichen Objekts darstellt, wird bei der Holographie das vom Objekt ausgehende Wellenfeld konserviert. Hierfür benötigt man einen Referenzstrahl, der sich in der Bildebene mit dem von der Objektoberfläche reflektierten Strahl überlagert und ein Interferenzmuster erzeugt. Voraussetzung für die Ausbildung eines Interferenzmusters ist die konstante Phasenbeziehung zwischen der Objekt- und der

Referenzwelle, d.h. die Kohärenz der Strahlung. Sind die Laufzeitunterschiede gering, so kann auch normales weißes Licht zu Interferenzerscheinungen führen, während bei größeren Laufzeitdifferenzen nur das Laserlicht ausreichende Kohärenz besitzt.

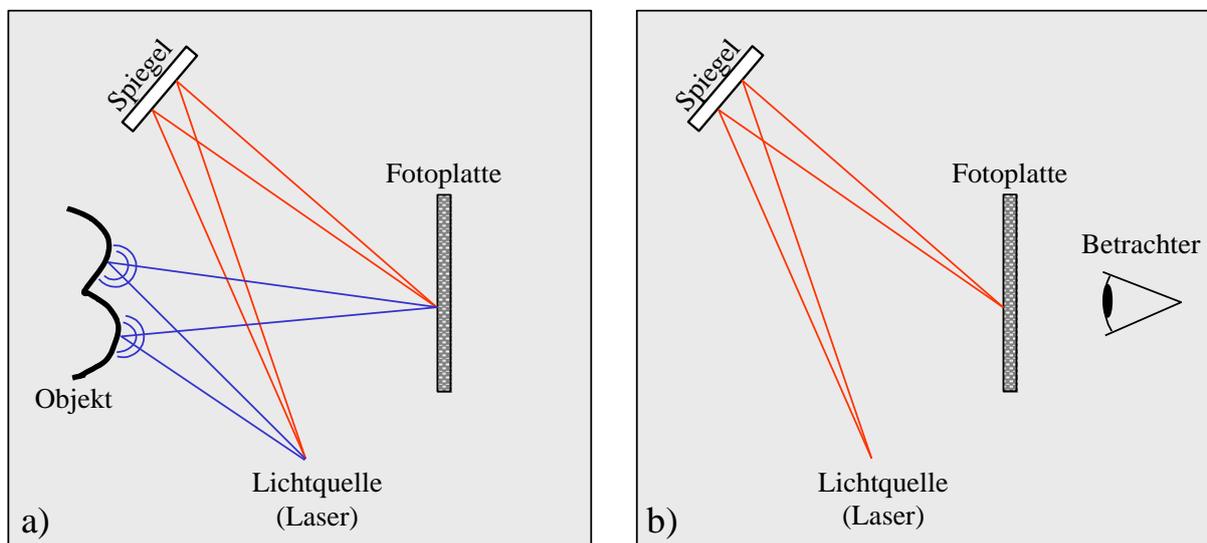


Abb. 2.2: Prinzip der Transmissionsholographie. a) Durch Überlagerung einer Referenzwelle (rot) mit der Objektwelle (blau) entsteht auf der Fotoplatte ein charakteristisches Interferenzmuster. b) Mit der Referenzwelle läßt sich das Objekt durch Beugung an den Interferenz-Strukturen der Fotoplatte wieder rekonstruieren.

Die Entstehung eines Hologramms (belichtete Fotoplatte) läßt sich wie folgt erklären (Abb. 2.2). Ausgehend von einer kohärenten Lichtquelle (Laser) wird der Strahl aufgeweitet und in zwei Anteile aufgeteilt, wobei der eine das Objekt beleuchtet und von dort reflektiert wird und der andere als unveränderter Referenzstrahl direkt (meistens über Spiegel) auf die Fotoplatte gelangt. Die vom Objektpunkt ausgehende Kugelwelle bildet durch Überlagerung mit dem Referenzstrahl ein Fresnel-Interferenzmuster. An Stellen hoher Intensität (hell) erfolgt die Schwärzung, während an Stellen niedriger Intensität (dunkel) die Fotoplatte transparent bleibt. Bei Bestrahlung des Hologramms nach der Entwicklung mit der Referenzwelle wirkt das belichtete Streifenmuster wie ein Beugungsgitter, so daß ein Teil der Lichtenergie genau in Richtung des Objektpunktes abgelenkt wird und diesen Punkt rekonstruiert. Nachdem man sich die Objektoberfläche aus Einzelpunkten zusammengesetzt denken kann, erhält man bei der Aufzeichnung des Hologramms ein für jede Oberfläche spezifisches Streifenmuster, aus dem durch Beugung der Referenzwelle das Originalobjekt als 3D-Modell rekonstruiert werden kann. Bei dieser Vorgehensweise erscheint das Bild hinter dem Film liegend, wobei man auch von Lasertransmissionshologrammen spricht. Der Laser muß bei diesem Hologrammtyp eingesetzt werden, da die Rekonstruktion mit Weißlicht stark verwaschen erscheint. Interessant ist, daß in jedem kleinen Filmareal die gesamte Information des Objektes gespeichert ist.

Aus jedem kleinen Teilstück läßt sich daher das ganze Bild rekonstruieren, wenn auch kontrastärmer.

Eine einfachere Möglichkeit bei der Rekonstruktion stellen Weißlicht-Reflexionshologramme dar (Abb. 2.3). Dieser Hologrammtyp wurde auch in einer Literaturstelle als Möglichkeit zur Speicherung der dreidimensionalen Information von Kiefermodellen beschrieben (Keating et al. 1984). Zur Erstellung des Hologramms tritt hier der aufgeweitete Strahl eines Lasers durch die Fotoplatte hindurch und beleuchtet das Objekt, von dem aus die reflektierten Strahlen wieder mit dem einkommenden Strahl interferieren (Heiß 1988).

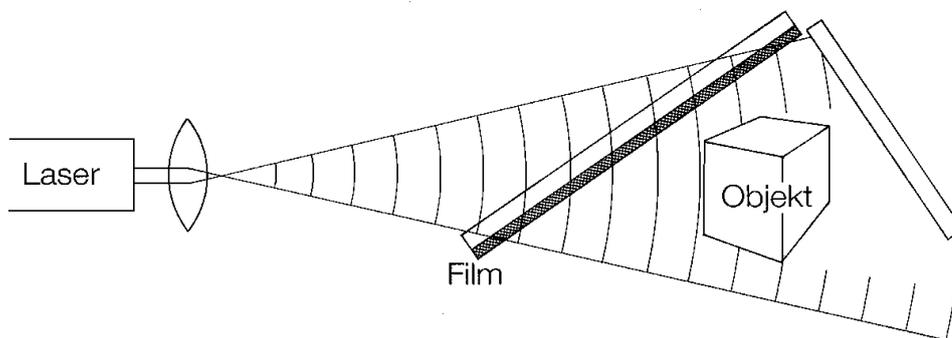


Abb. 2.3: Prinzip der Reflexionsholographie. Durch die zusätzliche Ausleuchtung mit einem Spiegel lassen sich alle Seiten des Objektes darstellen.

Objekt und Beleuchtung befinden sich also auf verschiedenen Seiten des Films. In diesem Fall wird häufig statt dem Amplitudenhologramm ein Phasenhologramm erzeugt, d.h. unterschiedliche Helligkeiten werden in Phasenverschiebungen umgesetzt. Dies kann durch einen speziellen Entwicklungsprozess erfolgen. Der Vorteil dabei ist, daß die volle Lichtintensität zur Rekonstruktion ausgenutzt werden kann und so lichtstärkere 3D-Bilder entstehen. Bei der Rekonstruktion wird ungefähr aus der gleichen Richtung wie der Referenzstrahl mit einer lichtstarken, räumlich gefilterten Weißlichtquelle (z.B. Halogenlampe) das Hologramm beleuchtet. Da die Phasenbeziehungen, die vom Entwicklungsprozeß beeinflußt werden, nur für bestimmte Wellenlängen gelten, wird bei Bestrahlung mit Weißlicht nur eine bestimmte Farbe die Interferenzbedingung erfüllen, während die anderen Farben nicht zur Entstehung des Bildes beitragen. Durch das Herausfiltern nur einer Wellenlänge erhält man wieder die notwendige Kohärenz der Strahlung. Gegenüber der Laserbeleuchtung hat die Weißlichtbestrahlung den Vorteil, daß die Bilddarstellung weitgehend speckelfrei erfolgt.

Bei Keating et al. (1984) wurde die Distanz ausgewählter Punkte sowohl am Hologramm als auch direkt am Kiefermodell (Gips) gemessen und miteinander verglichen. Die Abweichun-

gen waren kleiner als 0,33 mm. Im allgemeinen eignen sich Hologramme besonders zur Archivierung dreidimensionaler Bilder. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, daß während der Aufnahme und Belichtung des Hologramms die Anordnung absolut stabil und bewegungsfrei sein muß. Die räumliche Änderung irgendeiner Komponente um nur eine halbe Wellenlänge (im sichtbaren Bereich ca. 300 nm) würde sofort die Qualität des Bildes reduzieren, wenn nicht sogar zerstören, da dann im ungünstigsten Falle dunkle mit hellen Interferenzstreifen und umgekehrt zusammenfallen würden. Die hohe Genauigkeit ist vor allem für den Film wichtig, der absolut plan sein muß, um eine einwandfreie Rekonstruktion des 3D-Modells zu gewährleisten. Weiterhin erfordert die Aufzeichnung des Interferenzstreifenmusters eine Auflösung des Films, die mindestens $1/20$ der Wellenlänge betragen sollte. Bei sichtbarem Licht oder Weißlichtbestrahlung wäre das in etwa 30 nm. Die Körnung der lichtempfindlichen Fotoschicht muß daher sehr fein sein. Aufgrund des noch hohen Aufwands hat sich die Holographie nur im Bereich der Deformations- und Schwingungsanalyse durchgesetzt, wobei entweder durch Überlagerung des Ausgangs-Hologramms mit dem deformierten Zustand oder durch Doppelbelichtung Interferenzeffekte auftreten, aus denen hochgenau die Veränderungen im Subwellenlängenbereich analysiert werden können. So wurde von Pryputniewicz et al. (1978 und 1979), Burstone et al. (1978, 1980 und 1982) und Vanden Bulcke et al. (1986) die Doppelbelichtungs-Holographie-Interferometrie zur Bestimmung und Analyse der dreidimensionalen Zahnbewegungen für kieferorthopädische Fragestellungen *in vitro* und *in vivo* eingesetzt (0,1 µm Genauigkeit).

2.3 Destruktive Verfahren

Bei den destruktiven Verfahren wird das Objekt in Scheiben geschnitten und der Umriss zweidimensional analysiert. Weber (1980), Nathanson et al. (1984) und Leidal et al. (1985) erstellten Replikas von Zähnen und schnitten sie in oro-vestibulärer Richtung. Im Lichtmikroskop, im Rasterelektronenmikroskop oder mit einer Fotografie konnte anhand der Scheiben die Stufe des Übergangs von Schmelz zur abradierten Füllung oder die Höhe bestimmter Referenzmarken vermessen werden.

Besonders zur Generierung von 3D-Datensätzen für die FE-Analyse wurde diese Vorgehensweise häufig beschrieben. Die Schnitte von Zähnen wurden vermessen und die Koordinaten an den Rechner übergeben (Khera et al. 1988, Goel et al. 1990 und 1992, Anderson et al. 1991). Die Auswertung erfolgte dabei manuell mit Schiebleere oder Meßtaster. Ein elegante-

res Verfahren wurde von Bruckner (Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, LMU München, persönliche Mitteilung 1997) entwickelt. Dazu wird der Abdruck des Zahnes bzw. Kiefermodells mit einer andersfarbigen Masse ausgegossen. Mit Hilfe einer mikrotom-ähnlichen Schneidemaschine wird der Abdruck zusammen mit der ausgegossenen Masse automatisch Schicht für Schicht abgetragen und von jeder Schicht eine Aufnahme mit einer Videokamera gemacht. Anhand der Hell-Dunkel- bzw. Farbkontraste kann dann der Umriß automatisch detektiert und in der CAD-Software Schicht für Schicht wieder zu einem vollständigen 3D-Modell zusammengefaßt werden. Der Vorteil dieses Systems ist, daß sehr komplizierte Oberflächen mit Einbuchtungen und Unterschnitten vollständig dreidimensional erfaßt werden können. Die Genauigkeit hängt von der Schnittweite und der Kameraauflösung ab und kann prinzipiell sehr hoch werden (zur Zeit 30 μm). Ein ähnliches Verfahren mit histologischen Schnitten wurde von Baumann (1995) für die räumliche Darstellung von Wurzelkanälen beschrieben.

Der Vorteil des Schichtverfahrens ist, daß man damit sehr komplizierte Objektoberflächen, die viele Hohlräume, Ausbuchtungen und Löcher aufweisen (z.B. bestimmte Formen von Implantaten), vermessen kann. Gleichzeitig besteht auch die Möglichkeit, das Innenleben des Objekts mit zu berücksichtigen und damit 3D-Volumenmodelle zu erhalten. So wurden bei Hirano et al. (1995) die Schichtdicke des Schmelzes, kariöse Läsionen und das Relief in unmittelbarer Nähe der Fissuren dreidimensional untersucht. Ein Nachteil des Scheibenverfahrens ist, daß das Objekt bei der Vermessung zerstört wird und der apparative Aufwand inklusive Auswertung sehr hoch ist.

2.4 Sonstige Verfahren

Sehr häufig wird bei der Bestimmung des Volumens die Gravimetrie angewandt. Durch einen vorher erstellten Abdruckschlüssel wird der Spalt zur Baseline und zum Folgemodell mit einer Abformmasse aufgefüllt und die Gewichtszunahme bestimmt. Aus der bekannten Dichte des Materials läßt sich das Volumen zurückrechnen (z.B. Dennison et al. 1980; Xantopren: Groeningen und Arends 1981 und 1982; Reprosil: Handelman et al. 1978, Jensen und Perez-Diez 1985). Diese Meßmethode wurde von Vrijhoef et al. (1985) zur direkten *in vivo* Vermessung der Abrasion eingesetzt. Durch das Anpassen einer Zinnfolie mit konstanter Dicke an die Füllung konnte gleichzeitig die Fläche mitberücksichtigt werden. Aus der Volumenände-

rung (Xantopren) und der Fläche wurde der durchschnittliche Höhenverlust bestimmt. Die Genauigkeit belief sich auf 11 μm .

Zu erwähnen sind noch die Computer- (CT) und die Kernspin- bzw. Magnetresonanztomographie (MR), die Schichtaufnahmen des Objektes liefern. Sie sind im eigentlichen Sinne den berührungslosen 3D-Meßverfahren zuzuordnen, auf der anderen Seite auch mit den Schichtverfahren verwandt. Aufgrund des hohen Aufwandes, der Strahlenbelastung (beim CT) und der noch geringen Auflösung (einige Millimeter) sind sie nur für Spezialapplikationen anwendbar. Die Computertomographie wird z.B. eingesetzt zur Erzeugung von 3D-Daten des Unterkiefers (Eufinger et al. 1994), der Gesichtsknochen (Eufinger et al. 1995a) und des Schädels (Wehmöller et al. 1995, Eufinger et al. 1995b), die Ausgangspunkt für die CAD/CAM-Herstellung von individuellen Implantaten und Epithesen in der plastischen rekonstruierenden Chirurgie sind. Interessant sind noch Mikro-MR-Verfahren, mit denen z.B. die Morphologien von Zahnoberflächen inkl. Pulpakavum und Wurzelkanal dreidimensional analysiert werden können (Baumann et al. 1993, Baumann 1995, Beer und Baumann 1997).

2.5 Diskussion und Bewertung der Verfahren

Außer den mechanischen Verfahren und den Fokussuche-Verfahren zeigt die Literaturübersicht, daß die erzielten Genauigkeiten der restlichen 3D-Meßverfahren für präzise Oberflächenanalysen z.B. in der Abrasionsvermessung und für die CNC-Herstellung von Zahnrestaurationen bei dem jetzigen Entwicklungsstand nicht ausreichen. Hinzu kommt in vielen Fällen auch der begrenzte Höhenmeßbereich und der Einfluß der Oberflächenmorphologie und –reflektivität. Da viele der hier vorgestellten Verfahren jedoch nicht ausgereift waren, zum großen Teil nur als experimentelle Prototypen vorlagen und die Genauigkeitsbestimmung sehr unterschiedlich durchgeführt wurde, läßt sich aus den Ergebnissen nicht allein auf das mögliche Potential der einzelnen Verfahren schließen. Zur Beurteilung müssen zusätzlich physikalische und theoretische Grundlagen und Zusammenhänge berücksichtigt und bewertet werden.

Allgemein kann man davon ausgehen, daß die Meßgenauigkeit vom Punktsensor über den Liniensensor bis zum Flächensensor immer größer wird. Dies hängt mit der Wellennatur des Lichtes zusammen, die bei kleinen Spotgrößen (hohen Auflösungen) gleichzeitig keinen großen Tiefenschärfbereich erlaubt (Rayleigh-Kriterium, Abbesche Auflösung). Je höher also die Anzahl von Meßpunkten pro Meßvorgang sein wird, desto größer muß auch das scharf ab-

zubildende Meßareal sein, was unweigerlich zu einer Reduktion der Auflösung führt. Diese Tatsache steht im umgekehrten Verhältnis zur Meßzeit, die in der Reihenfolge Punktsensor, Liniensensor und Flächensensor abnimmt. In der Regel geht damit eine schnellere Datenerfassung auf Kosten der Meßgenauigkeit. Die Auswahl des geeigneten 3D-Meßverfahrens wird daher vom Einsatzzweck abhängen, wobei in den meisten Fällen auch Kompromisse eingegangen werden müssen.

Des weiteren ist die Frage nach einem geeigneten 3D-Meßverfahren abhängig von den zu untersuchenden Meßobjekten. Hierbei spielen Größe des Objekts, Oberflächenmorphologie und die Reflektivität bzw. Transparenz eine entscheidende Rolle. Für die zahnmedizinische Anwendung wäre es wünschenswert mit einem Sensor sowohl Zahnoberflächen als auch ganze Kiefermodelle möglichst genau vermessen zu können. Zusätzlich sollte der Höhenmeßbereich so groß sein, daß auch Präparationen und Kavitäten sehr genau gescannt werden können. Der Wunsch nach einer möglichst kurzen Meßzeit versteht sich von selbst. In Tabelle 2.1 wurde versucht, die Eigenschaften der einzelnen 3D-Meßverfahren im Hinblick auf die Literatur und den physikalischen Grundlagen zusammenzufassen und zu vergleichen. Die Einteilung und Bewertung bezieht sich dabei immer auf die speziellen Objekteigenschaften und Meßbereichsgrößen, wie sie in der Zahnmedizin vorkommen. Für die industrielle Anwendung mit anderen Meßbereichen und Anforderungen kann die Bewertung völlig anders ausfallen. Aufgrund der vergleichenden Aufstellung in Tabelle 2.1 und der eigenen langjährigen Erfahrung mit verschiedenen 3D-Sensorsystemen wurde das Lichtschnittverfahren als der beste Kompromiß zwischen Genauigkeit und Schnelligkeit und als das am besten an die jeweiligen Meßbedingungen in der Zahnmedizin angepaßte Verfahren erachtet.

3D-Meßverfahren	Kategorie	Anzahl der erforderlichen Aufnahmen bzw. Einzelmessprozesse	Objektmorphologie (bei Vermessung mit hoher Genauigkeit)	Oberflächeneigenschaften des Meßobjekts	Höhenmeßbereich	Anpassungsmöglichkeit an unterschiedlich große Objekte	Berechnungsmöglichkeit der Höhe	Apparativer Aufwand	Meßzeit	Genauigkeiten	Potentiell Anwendungsbereiche
Profilometer	mechanisch	Punktsensor (abhängig von Anzahl der Meßpunkte)	flach, ohne steile Flächen und Kanten	hart und nicht elastisch	--	-	eindeutig, einfach	0	-	++	flache Zahnoberflächen
Koordinatenmeßmaschine	mechanisch	Punktsensor (abhängig von Anzahl der Meßpunkte)	sehr variabel, inkl. Unterschnitte und Bohrungen	hart und nicht elastisch	++++	++	eindeutig, einfach	++	--	++	Zähne, Präparationen, Kiefer
Fokussuche	optisch	Punktsensor (abhängig von Anzahl der Meßpunkte)	keine Spalten und Vertiefungen	nur geringe Oberflächenreflektivität, nicht transparent	+++	++	eindeutig, einfach	+	--	++	Zähne
Triangulationspunktsensor	optisch	Punktsensor (abhängig von Anzahl der Meßpunkte)	sehr variabel, keine Unterschnitte und tiefe Bohrungen	wenig diffuse Streuung, nicht transparent	++	+	eindeutig, relativ einfach	-	0	+	Zähne, Präparationen, Kiefer
Lichtschnittsensor	optisch	Linienensor (abhängig von Anzahl der Profile)	sehr variabel, keine Unterschnitte und tiefe Bohrungen	wenig diffuse Streuung, nicht transparent	++	+	eindeutig, relativ einfach	-	+	+	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Moire-Topographie	optisch	Flächensensor (1)	flache und wenig strukturierte Oberflächen	ausreichend diffuse Streuung, nicht transparent	-	0	nicht eindeutig, aufwendig	0	+++	-	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Moire-Topographie mit Phasen-Shift	optisch	Flächensensor (3-4)	flache und wenig strukturierte Oberflächen	ausreichend diffuse Streuung, nicht transparent	0	0	nicht eindeutig, normal	+	++	0	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Phasenshift	optisch	Flächensensor (3-4)	flache und wenig strukturierte Oberflächen	ausreichend diffuse Streuung, nicht transparent	0	0	nicht eindeutig, normal	+	++	0	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Gray-Code-Verfahren	optisch	Flächensensor (8-10)	sehr variabel, keine Unterschnitte und Bohrungen	ausreichend diffuse Streuung, nicht transparent	0	0	eindeutig, normal	0	+	-	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Gray-Code mit Phasen-Shift	optisch	Flächensensor (11-14)	sehr variabel, keine Unterschnitte und Bohrungen	ausreichend diffuse Streuung, nicht transparent	0	0	eindeutig, normal	+	+	0	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Stereophotogrammetrie	optisch	Flächensensor (1)	stark strukturierte Oberflächen	wenig diffuse Streuung	+	+	nicht eindeutig, sehr aufwendig	-	+++	-	Zähne, Präparationen, Kiefer, Gesicht
Interferometrie	optisch	Punktsensor (abhängig von Anzahl der Meßpunkte)	flache und sehr wenig strukturierte Oberflächen, Bohrungen	gute Oberflächenreflektivität	---	-	nicht eindeutig, normal	+++	--	+++	flache Zahnoberflächen
Holographie	optisch	Flächensensor (1-2)	sehr variabel, inkl. Unterschnitte	keine Einschränkung	+	+	?	+++	0	+++	Zähne, Präparationen, Kiefer
Destruktive Verfahren	schneidend + optisch	Abhängig von der Anzahl der Schichten	sehr variabel, inkl. komplizierte Unterschnitte + Hohlräume	keine Einschränkung	+++	++	eindeutig	+++	--	0	Zähne, Präparationen, Kiefer, Hohlräume

Tab. 2.1: Bewertung der verschiedenen 3D-Oberflächenmeßsysteme und ihr mögliches Potential für zahnmedizinische Anwendungen.

3 Die Entwicklung des 3D-Laserscanners

3.1 Anforderungsprofil

Das ursprünglich geplante Einsatzgebiet des 3D-Oberflächenmeßsystems war die metrische Bestimmung der Abrasion von Füllungsmaterialien unter klinischen Bedingungen. Dies erfordert eine hohe Genauigkeit, um Unterschiede nach einer kurzen Trageperiode zwischen verschiedenen Füllungswerkstoffen erkennen und die Materialien einordnen zu können. Das Meßsystem muß also optimal an die Bedingungen der zahnmedizinischen Fragestellungen und den Formeigenschaften der Zähne angepaßt sein. Bei Zähnen handelt es sich im Gegensatz zu industriellen, geometrisch festgelegten Form- und Werkstücken um Freiformoberflächen, die nicht durch wenige Meßpunkte oder Konstruktionslinien bestimmt sind. Aufgrund der individuellen Variabilität der Zähne ist für die exakte Oberflächenvermessung entsprechend dem Abtasttheorem eine hohe Meßpunktdichte notwendig. Schnellere Meßverfahren sind daher wünschenswert, um die Meßzeit noch im akzeptablen Rahmen zu halten. Gleichzeitig soll jedoch eine hohe Genauigkeit erzielt werden, um möglichst kleine Veränderungen detektieren zu können. Ein großer Höhenmeßbereich für die vollständige Erfassung der anatomischen Zahnkrone ist ein weiterer wichtiger Faktor.

Ein solches Meßsystem sollte, wenn möglich, mehrere Einsatzvarianten für zahnmedizinische Anwendungsgebiete bieten und verschiedene Fragestellungen bearbeiten können. Dies wären zum Beispiel die Vermessung von Präparationen für die computerunterstützte Herstellung von Zahnersatz (CAD/CAM), die Vermessung und Archivierung von Kiefermodellen, die dreidimensionale Erfassung von Zahnwanderungen, die Ermittlung von Höckerverbiegungen nach Legen der Füllungen oder bei Belastung etc.. Dazu ist ein modularer Aufbau erforderlich, bei dem durch einfaches Wechseln bestimmter Komponenten das System an die jeweilige Meßaufgabe angepaßt werden kann. Hierzu gehört auch eine einfache Eichung des Meßgerätes, damit dieser Umbau keinen größeren Aufwand erfordert.

Die auf dem Markt befindlichen Scannersysteme waren für die spezifischen Meßanforderungen in der Zahnmedizin nicht geeignet, so daß die Entwicklung eines eigenen Scansystems notwendig wurde. Die limitierenden finanziellen Mittel erforderten ein Stufenkonzept in der Entwicklung und hohe Eigenleistungen. Nach und nach wurden die einzelnen Module für die verschiedenen Aufgabengebiete entwickelt bzw. ergänzt, um die Anforderungen an verschie-

dene Meßaufgaben erfüllen zu können. Die Entwicklung des 3D-Meßplatzes sollte folgende Faktoren berücksichtigen:

- Hohe Genauigkeit zur Detektion kleinster Oberflächendifferenzen
- Hohe Auflösung, um kleinere Oberflächenstrukturen erkennen zu können (z.B. Spalten, enge Fissuren etc.)
- Ausreichender Tiefenmeßbereich (ca. 3-4 cm)
- Relativ schnelle Vermessung, um auch umfangreiche klinische Studien auswerten zu können
- Einfache Handhabung
- Stabilität, um einen wartungsfreien Routinebetrieb zu ermöglichen
- Modulare Ausbaufähigkeit und einfache Meßbereichsvaariation
- Geringe Investitionskosten und geringe Entwicklungskosten

Aufgrund bereits erbrachter eigener Vorarbeiten waren bereits Erfahrungen über verschiedene Systeme vorhanden, wobei der Entwicklungsaufwand und die zu erzielenden Eigenschaften der einzelnen Systeme abgeschätzt werden konnten. Beim Vergleich der verschiedenen 3D-Meßsysteme und –prinzipien fiel die Wahl auf den Triangulationslichtschnittsensor, da dieser die obengenannten Anforderungen mit hoher Wahrscheinlichkeit am besten erfüllte.

3.2 Komponenten des 3D-Scanners

Der Triangulationssensor besteht aus folgenden Komponenten (Abb. 3.1):

- Beleuchtungseinheit
- Beobachtungseinheit mit CCD-Kamera
- Software für die Profilauswertung
- Positionier- und Steuereinheit
- Bedienungs- und Steuerungssoftware
- Mechanischer Aufbau

Da die Entwicklung des Scanners bis zur jetzigen Version über mehrere Prototypen lief, wird im folgenden die aktuellste Version beschrieben, wobei teilweise auf die Erfahrungen aus den Vorgängerversionen zurückgegriffen wird.

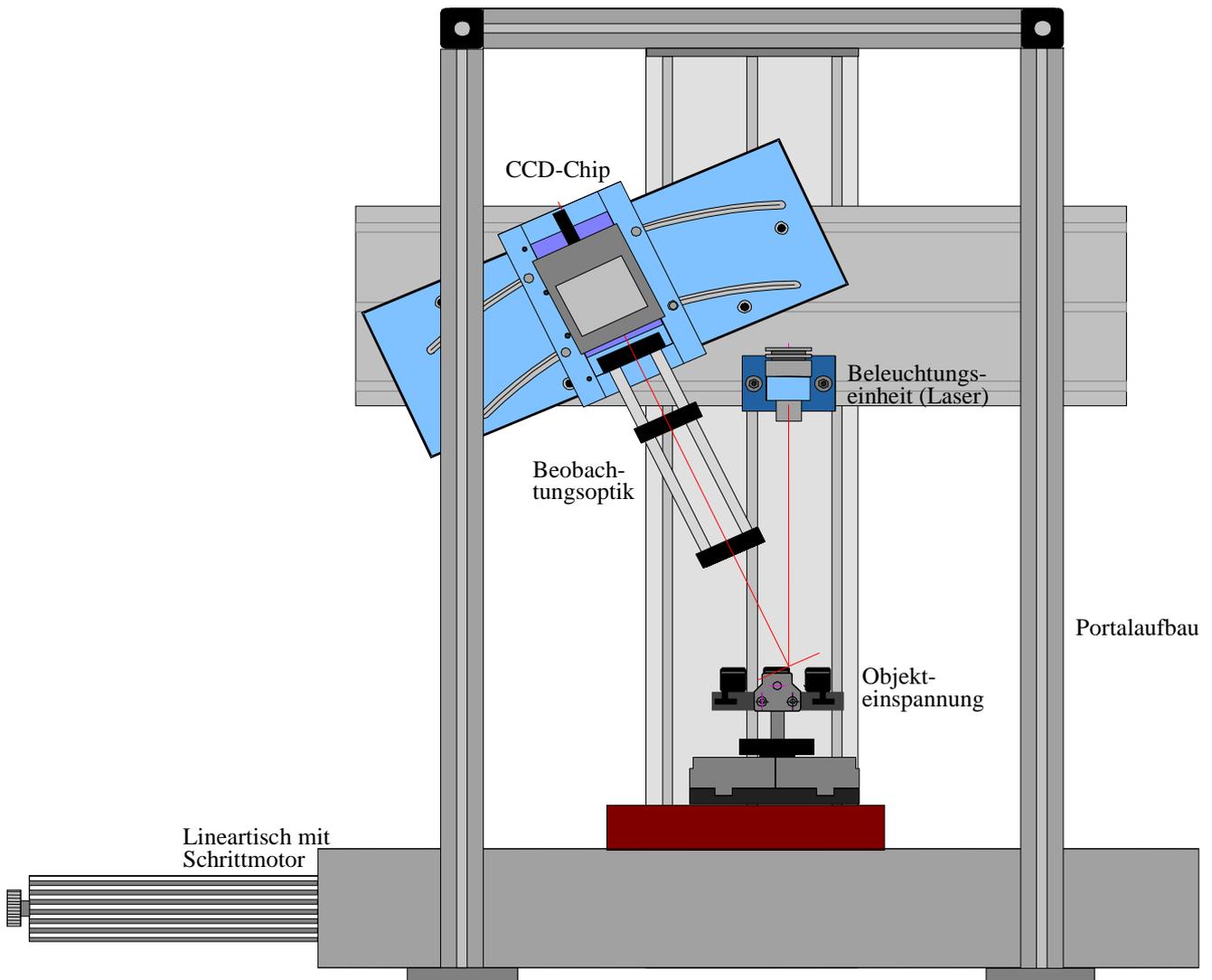


Abb. 3.1: Gesamtaufbau des 3D-Laserscanners mit den einzelnen Komponenten.

3.2.1 Beleuchtungseinheit

In der Beleuchtungseinheit erfolgt die Erzeugung der „Lichtlinie“ und deren Projektion auf das zu vermessende Objekt. Im Gegensatz zu Punktprojektionen bietet die Linienherzeugung den Vorteil, daß gleichzeitig mehrere Oberflächenpunkte vermessen werden können und damit eine wesentliche Verkürzung der Meßzeit erreicht werden kann. Die Linienherzeugung kann entweder durch eine Zylinderlinse oder durch einen Schwingspiegel bzw. Rotationsspiegel erfolgen. Beim Schwingspiegel wird das Punktbild über das Objekt bewegt, wobei eine Lichtlinie entsteht. Da diese Lichtlinie von einem CCD-Chip zeitlich integriert und ausgewertet wird, muß sichergestellt sein, daß jeder Meßpunkt des entstehenden Profils während eines

Videozyklus (40ms) erreicht wird und ungefähr die gleiche Lichtintensität aufweist. Dies setzt die Synchronisation des Schwingspiegels mit dem Videotakt der CCD-Kamera voraus, d.h. das Punktbild sollte während einer Belichtungszeit den gesamten lateralen Meßbereich exakt n -mal überstreichen.

In der Anfangsversion wurde der Triangulationssensor mit einem Schwingspiegel realisiert. Zum Einsatz kam ein Galvanoschwingspiegel, der mit Hilfe einer aufwendigen Elektronik mit dem Videotakt der CCD-Kamera synchronisiert wurde. Das Höhenprofil wurde dabei während der Belichtungszeit eines Vollbildes zweimal überstrichen. Der Vorteil des Spiegels sollte in der Reduktion von Speckle-Effekten liegen, da die zeitliche Kohärenz durch nacheinander projizierte Punktbilder zum großen Teil aufgehoben wird. Zusätzlich garantiert der Spiegel eine gleichmäßige Intensität des Punktbildes über den gesamten Bereich, während die von der Zylinderlinse erzeugte Lichtlinie zu den Enden hin leicht abfallende Intensität aufweist.

Speckle sind Stör- und Rauscheffekte, die von rauhen Oberflächen herrühren. Betrachtet man z.B. den Spot eines Lasers auf einer rauhen Wandoberfläche, so erkennt man keine gleichmäßig gaußverteilte Intensität, wie sie nach der Theorie zu erwarten wäre, sondern einen Spot mit unregelmäßig verteilten dunklen und hellen Stellen. Dies kann durch Interferenzeffekte erklärt werden, die aufgrund der unterschiedlichen Wege und Laufzeiten der einzelnen Strahlen auf der rauhen Oberfläche auftreten (Abb. 3.2). Von Bedeutung ist hierbei die räumliche und zeitliche Kohärenz der Lichtquelle. Kohärenz zwischen zwei Strahlen bzw. Wellenfronten tritt dann auf, wenn die Phasenbeziehung der Wellen, die an einem bestimmten Beobachtungspunkt zusammenlaufen, über längere Zeit konstant bleibt und damit Interferenzeffekte möglich sind (Slevogt 1974). Die Phasenbeziehung kann zum einen dadurch konstant bleiben, daß bei unterschiedlichen Laufzeiten die Lichtquelle über längere Zeit eine Welle mit unveränderlicher Phase aussendet. Diese Eigenschaft ist mit der Monochromasie (Einfarbigkeit) der Lichtquelle verknüpft und wird nur von Lasern sehr gut erfüllt. Man spricht von zeitlicher Kohärenz. Zum anderen kann eine Phasenbeziehung auch dadurch konstant bleiben, daß sich Wellenfronten mit gleichen Laufzeiten, aber unterschiedlichen räumlichen Wegen oder Ausgangspunkten überlagern. Hier spricht man von räumlicher Kohärenz. Dies trifft wiederum auf das Laserlicht zu, allerdings kann unter gewissen Umständen auch bei normalem Weißlicht räumliche Kohärenz auftreten (z.B. Punktlichtquelle).

Die Ausprägung von Speckle-Effekten ist sehr stark von der Kohärenz der Strahlung abhängig. Die Hell-Dunkel-Unterschiede zwischen den einzelnen Flecken sind um so stärker, je kohärenter (sowohl zeitlich als auch räumlich) die Beleuchtung ist (Dainty 1975). Die Intensitätsverteilung des Spots oder der Lichtlinie wird dadurch um so mehr verrauscht, was eine spätere Maximumauswertung des Lichtsignals erschwert und damit die Genauigkeit negativ beeinflusst.

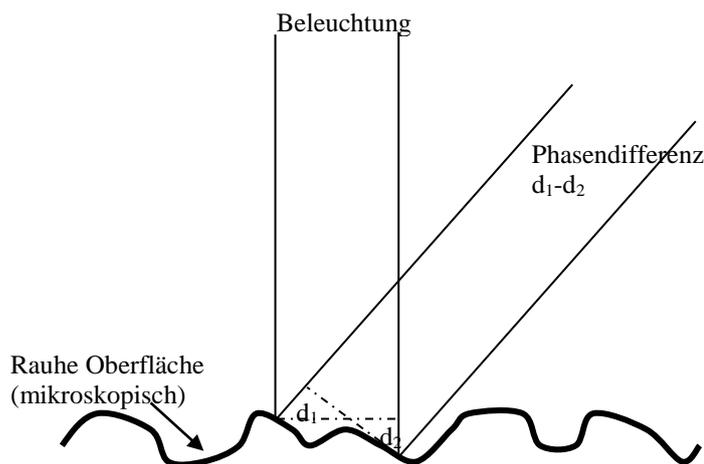


Abb. 3.2: Entstehung von Zufallsinterferenzmustern (Speckles) bei der Bestrahlung einer mikroskopisch rauhen Oberfläche.

Die Hoffnung, mit Hilfe des Schwingspiegels wenigstens die zeitliche Kohärenz und damit das Specklerauschen zu verringern, führte nicht zu einer nachweisbaren Verbesserung der Genauigkeit. Ausgiebige Vergleichsuntersuchungen mit Zylinderlinsensystemen zeigten, daß zwischen beiden Verfahren keine Unterschiede in der Meßgenauigkeit auftraten. Die Verwendung des Schwingspiegels setzt neben der aufwendigen Steuerelektronik und der höheren Kosten eine aufwendige Justierung voraus, da die Schwingachse exakt eingestellt werden muß. Des weiteren sind mechanisch bewegte Bauteile verschleißanfällig und es kann durch die Bewegung des Spiegels zu unerwünschten Schwingungen im Gesamtsystem kommen, die die Meßgenauigkeit beeinflussen. Aufgrund dieser Nachteile wurde beschlossen, die Lichtlinie mittels einer Zylinderlinse zu generieren.

Für die Konstruktion des optischen Aufbaus und die Auswahl der entsprechenden Komponenten war ein ausreichender Höhenmeßbereich und die Erzeugung einer möglichst dünnen Lichtlinie zu berücksichtigen. Sowohl die Spotgröße (oder Linienbreite) als auch die Tiefenschärfe ist von der Beugung an der Austrittspupille (=kleinster Querschnitt des optischen Systems von der Bildseite her betrachtet, entspricht der Blende oder Linsenfassung) abhängig.

Aus der Wellentheorie ist bekannt, daß folgende Beziehung zwischen Linienhalbwertsbreite Δx und Radius a der Austrittspupille besteht (Hecht 1989):

$$\Delta x \approx \frac{\lambda \cdot g}{2 \cdot a} = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin u}$$

mit λ : Wellenlänge; g : Gegenstandsweite (Abstand vom Objektpunkt zur Linse); $\sin u$: Apertur.

Der Tiefenschärfebereich Δz kann über das $\lambda/4$ - Kriterium nach Rayleigh abgeschätzt werden:

$$\Delta z \approx 2 \cdot \frac{\lambda \cdot g^2}{a^2} = 2 \cdot \frac{\lambda}{\sin^2 u}$$

Die beiden Gleichungen besagen, daß Tiefenschärfebereich Δz und Linienbreite Δx verknüpft sind und nicht unabhängig voneinander variiert werden können:

$$\Delta z = \frac{8 \cdot (\Delta x)^2}{\lambda}$$

Eine Zunahme des Tiefenschärfebereichs führt zu einer Erhöhung der Linienbreite, während eine kleine Linienbreite einen reduzierten Höhenmeßbereich zur Folge hat. Die Abhängigkeit dieser Größen von der Apertur bzw. dem Blendenradius und der Brennweite der Fokussierlinse ist in Tab. 3.1 und Tab. 3.2 zu sehen.

Gegenstandsweite zur Fokussierlinse $g = 200$ mm				
Blendenradius (mm)	1,75	2,5	3,25	3,6
Apertur $\sin u$	0,00875	0,0125	0,01625	0,018
Linienbreite Δx (μm)	36,3	25,4	19,54	17,64
Höhenmeßbereich Δz (mm)	16,59	8,13	4,81	3,92

Tab. 3.1: Zusammenhang zwischen Höhenmeßbereich und Linienbreite bei einer Wellenlänge des Lasers von 635 nm (Gegenstandsweite $g = 200$ mm).

Gegenstandsweite zur Fokussierlinse $g = 100$ mm				
Blendenradius (mm)	1,75	2,5	3,25	3,6
Apertur $\sin u$	0,0175	0,025	0,0325	0,036
Linienbreite Δx (μm)	18,2	12,7	9,8	8,8
Höhenmeßbereich Δz (mm)	4,17	2,03	1,21	0,98

Tab. 3.2: Zusammenhang zwischen Höhenmeßbereich und Linienbreite bei einer Wellenlänge des Lasers von 635 nm (Gegenstandsweite $g = 100$ mm).

Die wellentheoretische Grenze für die Schärfentiefe ist dadurch charakterisiert, daß die Intensitätsverteilung im Zentrum kein Maximum mehr aufweist, sondern in ein Plateau (Scheibe) übergeht. Dies erschwert prinzipiell die Auswertung bei der späteren Maximumssuche. Allerdings muß berücksichtigt werden, daß die nachträgliche Verarbeitung mit der Kamera und Bildspeicher eine zusätzliche Tiefpaßfilterung bewirkt und eine Pixelquantisierung der CCD-Kamera vorliegt. Es ist daher möglich, Linien mit größeren Halbwertsbreiten trotz Plateau auszuwerten. Dies ist auch der Grund, warum die experimentell ausnutzbaren Schärfentiefebereiche größer sind als die in Tab. 3.1 und Tab. 3.2 angegebenen Werte. In diesem Fall muß man zusätzlich noch die geometrisch-optische Berechnung der Schärfentiefe berücksichtigen. In Abbildung 3.3 ist der geometrische Schärfentiefebereich, innerhalb dem die Linienbreiten kleiner als $60\ \mu\text{m}$ bzw. $120\ \mu\text{m}$ sind, in Abhängigkeit von der Apertur bzw. Spotgröße im Fokus dargestellt. So ist bei einer Apertur von 0,011 ($\Delta x = 30\ \mu\text{m}$) immer noch ein Höhenbereich von 1,2 cm (Spotgröße an den Meßbereichsgrenzen ca. $60\ \mu\text{m}$) bzw. 2,4 cm (Spotgröße an den Meßbereichsgrenzen ca. $120\ \mu\text{m}$) auswertbar.

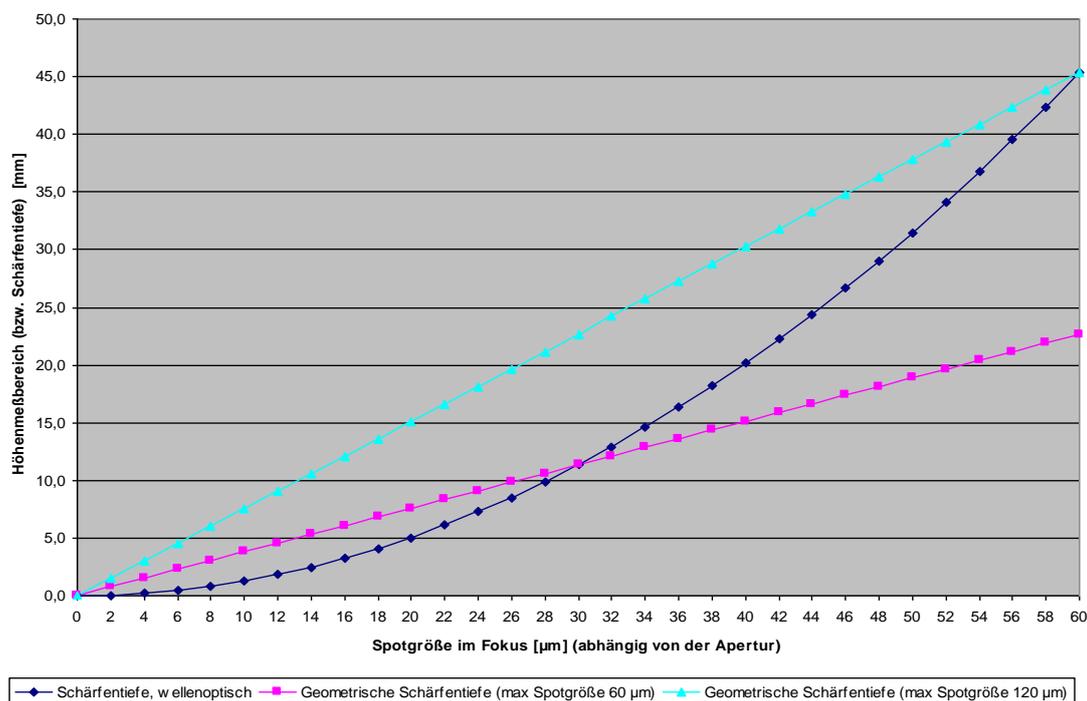


Abb. 3.3: Zusammenhang zwischen Spothalbwertsbreite und Höhenmeßbereich (bzw. Schärfentiefe) sowohl bei wellenoptischer als auch bei geometrisch-optischer Berechnung.

Die Kunst für die Auswahl einer geeigneten optischen Einheit besteht nun darin, die für die jeweilige Meßaufgabe optimale und sinnvolle Apertur zu wählen. Es ist klar, daß für äußerst genaue Zahnoberflächenvermessungen eine größere Apertur zu verwenden ist als z.B. für die

Kiefernmodellvermessung mit größeren Höhenunterschieden. Außerdem muß berücksichtigt werden, daß die theoretischen Linienbreiten und Höhenmeßbereiche nur dann erreicht werden, wenn die Optik vollständig korrigiert ist, d.h. die Seidelschen Bildfehler Astigmatismus, Bildfeldwölbung, Koma, sphärische Aberration und Verzeichnung beseitigt sind (Born 1965). Die Wahl für den optischen Aufbau fiel auf das Light-Pen-System der Firma Rodenstock (München). Dieses System besteht aus einer Kollimatoroptik, auf die die Halte- und Justier- vorrichtung inklusive Kühl lamellen für eine Laserdiode aufgebracht wird. Zusätzlich können Blenden (Blendensatz mit Radien von 1,75 mm, 2,5 mm, 3,25 mm und 3,6 mm, siehe Tab. 3.1 und Tab. 3.2), Fokussierlinsen und Zylinderlinsen in Form eines modularen Baukasten- systems hinzugefügt werden (Abb. 3.4).

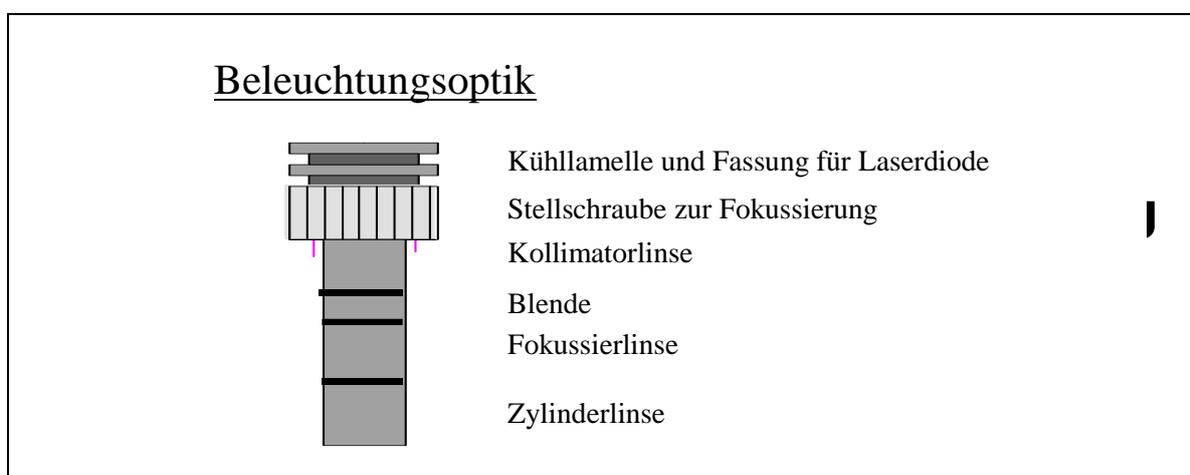


Abb. 3.4: Schematischer Aufbau der Beleuchtungsoptik inkl. Fassung für die Laserdiode.

Der Kollimator sammelt das Licht der Laserdiode und gibt es als paralleles Strahlenbündel wieder aus. Die Brennweite des Kollimators im Light-Pen-System beträgt 9 mm bei einer Apertur von 0,4. Die starke Öffnung von 0,4 gewährleistet, daß der von der Laserdiode abgestrahlte Lichtkegel nahezu vollständig eingefangen wird und damit nur geringe Intensitätsverluste auftreten. Die Fokussierlinse vereinigt das parallele Strahlenbündel im Abstand ihrer Brennweite wieder zu einem Spot. Der Vorteil des Einbaus einer Fokussierlinse besteht in der Reduktion der Bildfehler. Die Wahl der Brennweite sollte den Arbeitsabstand des optischen Aufbaus von der zu vermessenden Objektoberfläche und die erwünschte Apertur berücksichtigen. Da die Erzeugung einer Lichtlinie angestrebt wird, wird noch eine Zylinderlinse eingebaut, die in der einen Achse eine kurze Brennweite von 6,3 mm und in der anderen eine unendliche Brennweite aufweist. Da die unendliche Brennweite keine zusätzliche Fokussierung verursacht, erfolgt die Projektion der Lichtlinie in einem Abstand vom optischen System, der durch die Brennweite der Fokussierlinse festgelegt wird. Durch die kurze Brennweite in der

anderen Achse wird eine eindeutige Trennung der beiden zueinander senkrechten Lichtlinien erreicht. Durch den Einbau verschiedener Blenden läßt sich schließlich noch die Apertur einstellen. Die gesamte Optik ist bezüglich der Bildfehler korrigiert, so daß bei der Abbildung nahezu die theoretisch-physikalischen, nur von der Beugung abhängigen, Spotbreiten entsprechend Tab. 3.1 und 3.2 bzw. Abb. 3.3 erreicht werden.

Aus vielen Untersuchungen und Experimenten konnte ermittelt werden, daß sich für die Zahnoberflächenvermessung eine Fokussierlinse mit $f=100$ mm und eine Blende mit Radius $a=2,5$ mm als am besten erwiesen hat. Der Arbeitsabstand beträgt dabei $g \approx 15$ cm, woraus sich eine Apertur von 0,017 ergibt (Linienhalbwertsbreite $\Delta x=19$ μm) (Tab. 3.2). Für die Kiefermodell- und Präparationsvermessung wurde ein Arbeitsabstand von 20 cm gewählt (Fokussierlinse mit $f=200$ mm) und eine Blende mit dem Radius von 1,75 mm. Die Apertur ergibt sich hieraus zu 0,00875 (Spotbreite $\Delta x=36,5$ μm) (Tab. 3.1).

Als Lichtquelle dient eine Laserdiode mit einer Wellenlänge von 635 nm (Hitachi 5mW, Schäfter und Kirchhoff, Hamburg). Aufgrund der Specklereduktion würde eine inkohärente Beleuchtung zu einer besseren Linienqualität mit weniger Rauschen führen. Allerdings wäre bei solchen Lichtquellen die Intensität bei kleinen Spotgrößen zu gering, um noch eine sinnvolle Messung zu ermöglichen. Dies gilt auch für die sogenannten LEDs (light emission diode). Laserlicht dagegen liefert selbst als Punktquelle, die die Voraussetzung für eine kleine Linienbreite ist, genügend Intensität, um eine ausreichende Ausleuchtung der Lichtlinie zu gewährleisten. Die Verwendung eines He-Ne-Lasers oder anderer qualitativ hochwertiger Lasersysteme würde im Vergleich zur Laserdiode keine zusätzlichen Verbesserungen in der Meßgenauigkeit bringen, da in der Regel solche Systeme eine noch höhere Kohärenz und damit ein stärkeres Specklerauschen aufweisen.

Für die Laserdiode wurde ein Licht mit möglichst kleiner Wellenlänge (635 nm) gewählt. Gemäß der Beziehungen auf Seite 36 führt eine kleine Wellenlänge zu einer feineren Lichtlinie mit entsprechend höherer Auflösung. Laserdioden mit noch kleineren Wellenlängen sind zur Zeit noch nicht auf dem Markt erhältlich, wobei die intensive Entwicklung und auch die Fortschritte in den letzten Jahren schon in Kürze zu marktreifen und robusten grünen bzw. blauen Laserdioden führen könnten. Damit verbunden wäre eine weitere Steigerung der Auflösung.

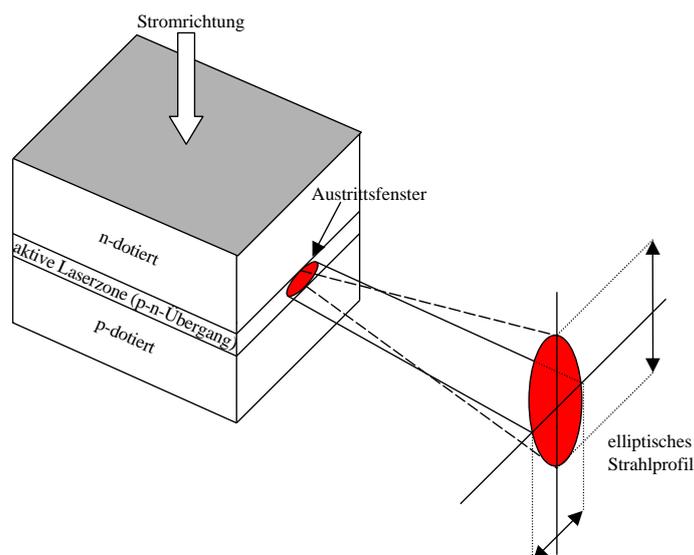


Abb. 3.5: Aufbau einer Laserdiode mit ellipsenförmiger Abstrahlcharakteristik

Die Abstrahlcharakteristik einer Laserdiode wird durch den laseraktiven pn-Übergang beeinflusst, der einen rechteckigen Querschnitt mit einem Seitenverhältnis von 2:1 oder 3:1 aufweist. Aufgrund der Beugung erfolgt die Abstrahlung in Richtung der kürzeren Seite unter einem Öffnungswinkel von ca. 33° , während in Richtung der längeren Seite die Beugung geringer ist und die Abstrahlung unter einem Winkel von ca. 11° erfolgt (Abb. 3.5). Die Fokussierung dieses Strahles würde keinen runden, sondern einen elliptischen Laserspot ergeben. Da mit der Zylinderlinse nur in einer Achse fokussiert wird, ist es wichtig, die Laserdiode relativ zur Zylinderlinse auszurichten. Eine möglichst schmale Linie wird dann erzeugt, wenn die Achse der Zylinderlinse parallel zum pn-Übergang der Laserdiode und damit auch parallel zum kleineren Abstrahlwinkel steht. Die Scharfstellung der Lichtlinie wird durch Drehen des Fokussierendes, der den Abstand zwischen Laserdiode und Kollimatorlinse verändert, ermöglicht. Die Stromversorgung der Laserdiode erfolgt über ein Netzteil, das Spannungsspitzen herausfiltert und eine konstante Spannung gewährleistet (Laser-Diode-Supply, Schäfer u. Kirchhoff, Hamburg).

Zusammenfassend erzeugt die Beleuchtungsoptik aus der angenäherten Punktlichtquelle einer Laserdiode eine Lichtlinie, die nur durch die Beugung begrenzt ist. Im eigentlichen Sinne entsteht aufgrund des Tiefenschärfebereiches um den Fokus herum im Raum keine Lichtlinie, sondern eine Lichtebeine, die eine Profillinie aus der Objektoberfläche ausschneidet. Da an den Enden der Lichtlinie durch die Eigenschaften der Zylinderlinse Intensitätsverluste auftreten, muß darauf geachtet werden, daß das Objekt sich nur im mittleren Anteil der Lichtlinie

befindet. Bei unserem Aufbau beträgt die Länge der Linien mindestens 15 cm, so daß Randeffekte bei Objektgrößen bis zu 10 cm keine Rolle spielen.

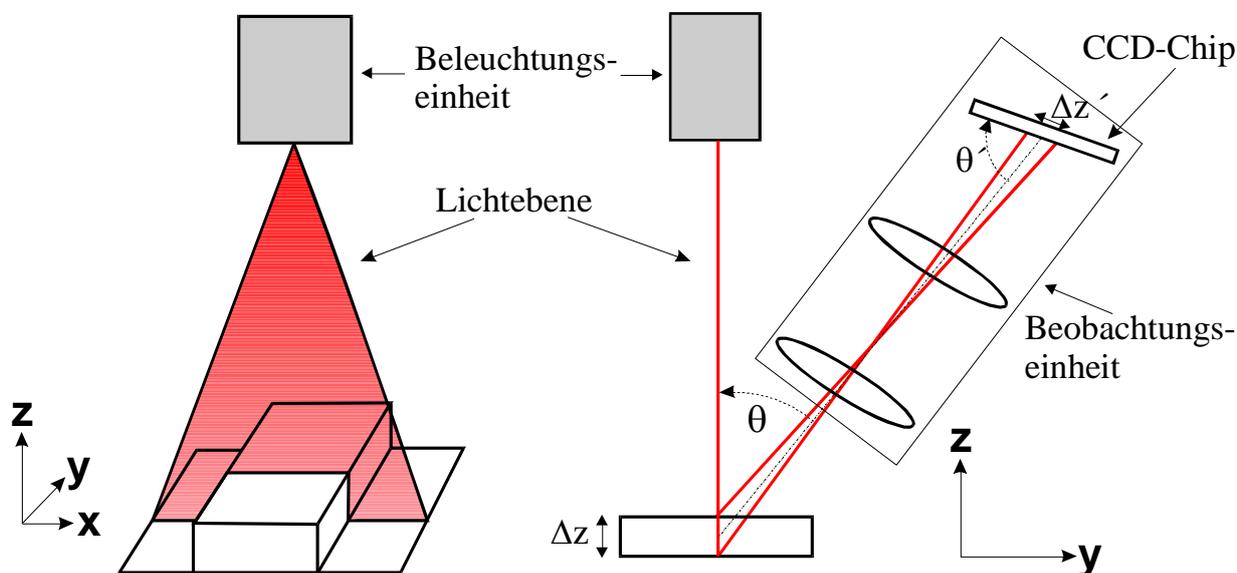


Abb. 3.6: Prinzipskizze des Lichtschnittsensors mit Referenzierung der Achsen im Koordinatensystem. Θ : Triangulationswinkel. Θ' : Neigungswinkel des CCD-Chips zur optischen Achse der Beobachtungseinheit

3.2.2 Beobachtungseinheit mit CCD-Kamera

Die auf die Oberfläche projizierte Lichtlinie wird unter dem Triangulationswinkel Θ durch die Beobachtungsoptik auf einen CCD-Kamerachip abgebildet. Höhenunterschiede des Profils werden dadurch in einen lateralen Versatz überführt. Durch Eichung kann man dann aus der Größe des Versatzes die Höhe im Objektraum zurückrechnen. In Abb. 3.6 und 3.7 ist das Prinzip des Triangulationssensors zu sehen, wobei zusätzlich die Beziehungen und Richtungen der einzelnen Koordinatenachsen, wie sie im Folgenden dieser Arbeit verwendet werden, dargestellt sind.

Allgemein gilt zwischen dem Versatz $\Delta z'$ auf dem CCD-Chip, dem Triangulationswinkel Θ und der Höhe Δz auf dem Objekt folgende Beziehung:

$$\Delta z = \frac{\Delta z'}{\beta \cdot \sin \Theta}$$

wobei β der Abbildungsmaßstab des Systems ist.

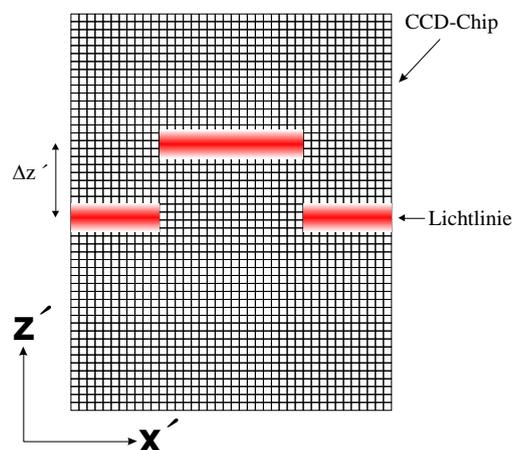


Abb. 3.7: CCD-Chip mit Lichtlinie und Referenzierung zum Koordinatensystem

3.2.2.1 Triangulationswinkel und Abbildungsmaßstab

Da der Versatz $\Delta z'$ nicht beliebig fein aufgelöst werden kann und damit eine untere Grenze existiert, die von Kamerarauschen, Specklerauschen, Fehler der Auswertalgorithmen etc. abhängt, wird die Meßgenauigkeit oder die unterscheidbare Höhendifferenz Δz um so besser (kleiner) sein, je größer der Abbildungsmaßstab β und der Triangulationswinkel Θ ist. Ein größerer Abbildungsmaßstab verkleinert allerdings den Meßbereich mit dem Nachteil, daß das gewünschte Objektprofil nicht vollständig in einer Aufnahme vermessen werden kann. Für das Scannen von Zahnoberflächen oder Präparationen ist es sinnvoll, einen lateralen Meßbereich (in x-Richtung) von ca. 1,5 cm zu wählen. Bei einer lateralen Chipgröße von ca. 6,6 mm (2/3 Zoll, ältere Sensorversion) erhält man somit einen Abbildungsmaßstab von 0,4, bei einer Chipgröße von 4,8 mm (1/2 Zoll, neue Sensorversion) einen Abbildungsmaßstab von 0,3. Bei der vollständigen einzeitigen Profilerfassung von Kiefermodellen (ca. 7 cm Breite) wird ein Abbildungsmaßstab von ca. 0,08 gewählt.

Vom Triangulationswinkel Θ hängt neben der Genauigkeit auch noch die Anzahl und Größe der abgeschatteten Bereiche ab. Neigungen auf der Oberfläche mit einem Winkel von $90^\circ - \Theta$ oder größer, gemessen gegen die Horizontale, sind für die CCD-Kamera nicht mehr einsehbar. Um die vollständige 3D-Oberfläche zu erhalten, erfordert ein größerer Triangulationswinkel ein mehrfaches Scannen aus unterschiedlichen Richtungen. Der Triangulationswinkel sollte also so eingestellt werden, daß ein sinnvolles Verhältnis von Genauigkeit und Anzahl der notwendigen Messungen eingehalten wird, wobei hierauf auch die zu vermessenden Oberflächenstrukturen einen entscheidenden Einfluß nehmen. Für das Scannen von Zahnoberflächen hat sich ein Winkel von ca. 24° als der beste Kompromiß zwischen Gesamtfläche der Abschattungen und Genauigkeit herausgestellt, während bei Präparationen und Kiefermodellen eher ein Winkel von 18° zu bevorzugen ist.

3.2.2.2 Abbildungsoptik

Neben den erwähnten geometrischen Größen ist es weiterhin wichtig, die optischen Eigenschaften des Abbildungssystems so zu gestalten, daß eine möglichst hohe Meßgenauigkeit erzielt werden kann. Ähnlich wie bei der Beleuchtungseinheit sind die Forderungen nach ei-

ner großen Apertur, einem ausreichenden Höhenmeßbereich, Reduktion des Specklerausens und einer fehlerfreien Optik zu stellen.

Für die Entstehung des Specklemusters muß bei der optischen Abbildung neben der Kohärenz der Strahlung auch die Speckle-Größe, d.h. die Größe eines dunklen oder hellen Fleckens, betrachtet werden. Da es sich makroskopisch um einen statistischen Prozeß handelt, der von der Mikrostruktur der Oberfläche abhängt (Abb. 3.2), können nur Mittelwerte angegeben werden. Aufwendige Berechnungen zeigen, daß die mittlere Größe l (Korrelationslänge) eines Speckles mit der Apertur $\sin u$ der Optik zusammenhängt (Dainty 1975, Goodman 1985):

$$l = \frac{\lambda}{2 \cdot \sin u}$$

Kleine Speckles und damit geringes Rauschen erhält man, wenn die Apertur größer wird. Im Gegensatz zur Beleuchtungsoptik, bei der eine große Apertur immer zu einem geringeren Höhenmeßbereich führt, gibt es für die Beobachtungsoptik die Möglichkeit, durch trickreiche Anordnungen diese Einschränkung zu umgehen. Dies bedeutet keine Verletzung der theoretischen Zusammenhänge, da diese sich auf Punktabbildungen beziehen. Bei der Abbildung einer Linie werden dagegen immer mehrere, räumlich getrennte Oberflächenpunkte projiziert.

3.2.2.2.1 Scheimpflug-Bedingung

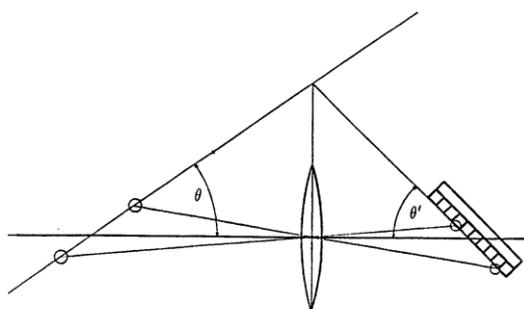


Abb. 3.8: Scheimpflug-Bedingung

Ein typisches Beispiel für die Vergrößerung des Tiefenschärfebereichs bei der Triangulationsanordnung stellt die Scheimpflug-Bedingung dar (Abb. 3.8). Die Lichtebene, in der die Oberflächenpunkte bzw. das Profil liegen, ist gegen die Hauptachse, die durch den Mittelpunkt der Linse geht und senkrecht zur Hauptebene steht, um den

Triangulationswinkel Θ geneigt. Dadurch befinden sich Oberflächenpunkte, die in unterschiedlicher Höhe liegen, in verschiedenen Abständen von der Linse und werden so unterschiedlich scharf abgebildet. Dieses Verhalten ist um so ausgeprägter, je kleiner der Triangulationswinkel ist. Um möglichst alle Punkte der Lichtebene scharf abzubilden, neigt man den CCD-Chip gegen die Hauptachse um den Winkel Θ' gemäß der Beziehung $\tan \Theta' = \tan \Theta / \beta$.

Aufgrund der Herleitung dieser Beziehung gilt der Zusammenhang nicht exakt (Mehl 1992). Allerdings kann man mit dieser Anordnung bereits eine wesentliche Steigerung des effektiven Höhenmeßbereichs erzielen. Der Neigungswinkel des CCD-Chips ist neben dem Triangulationswinkel auch vom Abbildungsmaßstab abhängig. Für diesen Wert wird der Abbildungsmaßstab desjenigen Punktes genommen, der im Schnittpunkt von Hauptachse und Lichtebene liegt. Oberflächenpunkte, die oberhalb oder unterhalb davon liegen, weisen durch den unterschiedlichen Abstand zur Hauptebene des Objektivs einen etwas anderen Abbildungsmaßstab auf. Dies hat zur Folge, daß die Lichtebene verzerrt auf den CCD-Chip abgebildet wird. Deutlich ist das bei der Projektion eines äquidistanten Kreuzgitters zu sehen, das in eine nicht äquidistante Struktur übergeführt wird (Mehl 1992).

Die Scheimpflug-Bedingung wurde bei den ersten Versionen des Laserscanners angewandt. Zwar erwies sich der Höhenmeßbereich als akzeptabel, allerdings bereitete die Eichung des Sensors aufgrund der verzerrten Abbildung Schwierigkeiten. Die Eichungsfunktion, die die realen x - und z -Koordinaten der Lichtebene aus den Pixelkoordinaten der CCD-Ebene berechnet, muß an jeder Stelle sowohl die x' -Koordinate als auch die z' -Koordinate berücksichtigen (Abb. 3.6 und 3.7). Im allgemeinen entsteht dabei ein 3D-Bild, bei dem die x - y -Gitterabstände nicht äquidistant sind. Dies hat gravierende Nachteile bei der weiteren Verarbeitung der Daten in CAD-Programmen oder für Fräsmaschinen. Für diese Anwendungen muß vorher meistens eine Konvertierung in ein äquidistantes Gitter mit entsprechendem Aufwand an Software und auch mit Genauigkeitsverlust stattfinden.

Einen weiteren Nachteil stellt die Abhängigkeit des Abbildungsmaßstabes von der Gegenstandsweite, d.h. dem Abstand des Objektes von der vorderen Hauptebene, dar. Eine kleine Veränderung dieses Abstandes führt zu einer merklichen Veränderung des Abbildungsmaßstabes mit der Folge, daß die Eichparameter nicht mehr stimmen. Kleine Schwankungen im Abstand können z.B. durch thermische Effekte oder Erschütterungen des Systems hervorgerufen werden. Nachdem solche Einflüsse nicht auszuschließen sind, müßte vor jeder Messung eine Eichung durchgeführt werden, um die hohe Genauigkeit zu gewährleisten. Dies würde die Einsatzfähigkeit und die einfache Handhabung des Systems in Frage stellen.

Zusammenfassend sei bemerkt, daß die Scheimpflug-Bedingung kein geeignetes Mittel darstellt, um einen Triangulationssensor mit hoher Genauigkeit, Bedienerfreundlichkeit und Ro-

bustheit zu entwickeln, der für eine große Anzahl an Messungen ohne größere Nachjustierungen auskommt.

3.2.2.2.2 Telezentrie

Um die Probleme, die bei der Scheimpflug-Bedingung auftraten, zu umgehen, wurde nach einer Alternative gesucht (Mehl 1992). Hierfür würden sich prinzipiell telezentrische Abbildungen anbieten. Telezentrie heißt, daß der Abbildungsmaßstab unabhängig von der Gegenstandsweite gleichbleibt. Man unterscheidet dabei die objektseitige und die bildseitige Telezentrie. Von objektseitiger Telezentrie spricht man, wenn die Bildgröße unabhängig von der Lage des Objekts (Gegenstandsweite) immer gleich groß ist. Eine optische Vorrichtung weist dagegen bildseitige Telezentrie auf, wenn unabhängig von der Position der Bildebene zum Objektiv die Bildgröße unverändert bleibt. Der Nachteil dieser Abbildungen ist, daß der Schärfentiefebereich nicht ausreichend ist und gemäß Abb. 3.3 begrenzt wird.

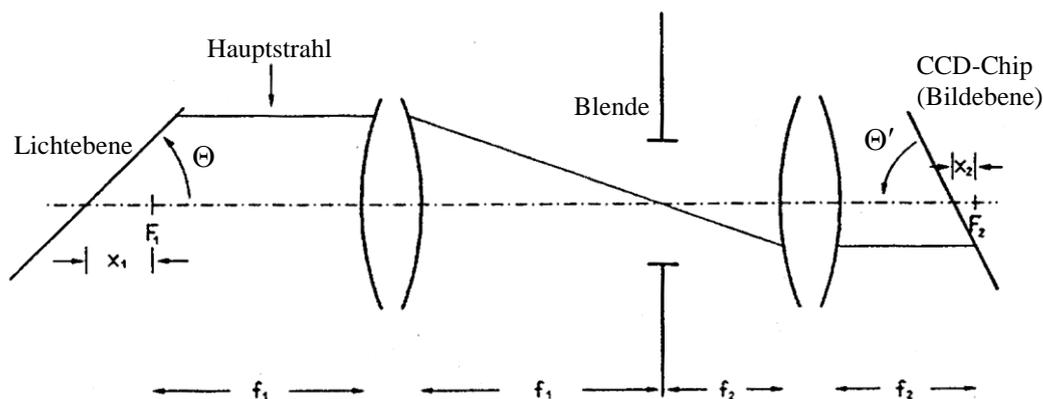


Abb. 3.9: Telezenter-Anordnung für theoretisch unbegrenzte Tiefenschärfe trotz hoher Apertur und linearer Abbildung ohne Verzerrungen.

Durch geschickte Kombination der objektseitigen und bildseitigen Telezentrie und gleichzeitiger Neigung der Bildebene ist es möglich, einen optischen Aufbau zu finden, der den Anforderungen nach einem genauen und einfach zu bedienenden Triangulationssensor gerecht wird. Dieser Aufbau wurde am 5. 11. 94 zum Patentverfahren angemeldet und steht im Augenblick kurz vor der Patenterteilung. Die Anordnung der optischen Komponenten ist in Abb. 3.9 zu sehen. Die Neigung der Bildebene Θ' zur Hauptachse ist vom Triangulationswinkel Θ und vom Abbildungsmaßstab β abhängig:

$$\tan \Theta' = \frac{1}{\beta} \cdot \tan \Theta$$

Trotz anderer Herleitung und Voraussetzung ist diese Beziehung völlig identisch zur Scheimpflug-Bedingung. Der Unterschied besteht jedoch darin, daß die vorliegende Beziehung exakt gilt und keine Näherung darstellt. Im allgemeinen wäre es also möglich, den Tiefenschärfebereich bis ins Unendliche auszudehnen. Ebenso wird jede Strecke in der Objekt-ebene (Lichtebene) mit dem gleichen Abbildungsmaßstab abgebildet, unabhängig vom Abstand der Punkte zur Hauptebene. Voraussetzung für diese Eigenschaft ist allerdings, daß das von jedem Punkt ausgestrahlte Lichtbündel durch die Blende begrenzt wird (Abb. 3.9).

Soll die gesamte Anordnung eine objektseitige Apertur $\sin u$ besitzen, so ist der Radius a der Blende durch den Zusammenhang $a = g \cdot \sin u$ festgelegt, wobei g den Abstand des Objekts von der Hauptebene der ersten Linse darstellt. Damit diese Apertur wirksam wird, darf das vom höchsten bzw. niedrigsten Punkt des Meßbereichs ausgehende Strahlenbündel nicht durch die Linsenfassung begrenzt sein. Für einen erwünschten Höhenmeßbereich von $2h$ muß also der Durchmesser d_{z1} der ersten Linse mindestens $2a + 2h \cdot \sin \Theta$ sein. Für die zweite Linse gilt entsprechend $2a + 2h \cdot \beta \cdot \sin \Theta$.

Diese Forderungen beziehen sich auf den Höhenmeßbereich. Gerade bei kleineren Abbildungsmaßstäben ist auch auf den lateralen Bereich zu achten. Wird ein Objekt der Breite $2b$ abgebildet, so muß der Durchmesser d_{x1} der ersten Linse mindestens $2a + 2b$ und der der zweiten Linse mindestens $2a + 2b \cdot \beta$ sein, damit auch die lateralen Strahlen noch durch die Blende begrenzt werden. Welcher von den beiden Werten d_{z1} oder d_{x1} den größeren Durchmesser besitzt hängt von der Aufgabenstellung und dem zu vermessenden Objekt ab.

Der Abbildungsmaßstab β der Anordnung wird durch das Verhältnis der Brennweiten beider Linsen bzw. Linsensysteme festgelegt:

$$\beta = \frac{f_2}{f_1}$$

Für die Vermessung von Zahnoberflächen hat sich ein Abbildungsmaßstab von 0,4 bewährt. In der optischen Anordnung der ersten Sensorversionen (experimenteller doppelter Telezentriaufbau) wurde hierfür die erste Linse mit einer Brennweite von 100 mm und die zweite mit einer Brennweite von 40 mm eingebaut. Bei den Linsen handelte es sich um Achromaten mit einem Durchmesser von 3 cm der Firma Spindler und Hoyer (Göttingen), die zusätzlich

noch teilweise sphärisch korrigiert waren. Die Blende besaß einen Durchmesser von 8 mm, entsprechend einer Apertur $\sin u$ von 0,4.

3.2.2.2.1 Ergebnisse zur experimentellen doppelten Telezentrie

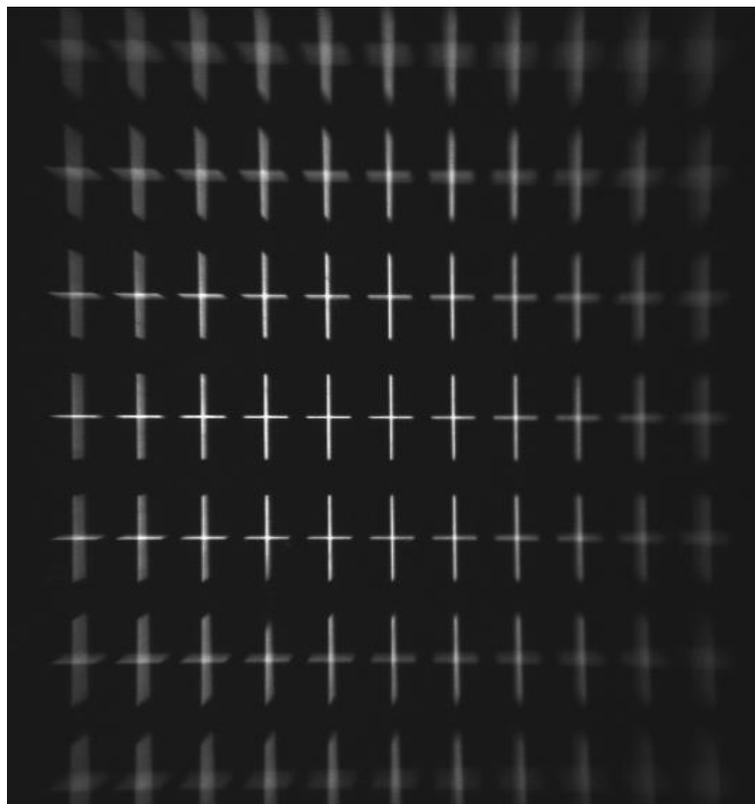


Abb. 3.10: Aufnahme eines äquidistanten Kreuzgitters mit der experimentellen doppelten Telezentrie-Anordnung. Der Abstand zwischen den Kreuzmittelpunkten beträgt 2,4 mm. Durch den Triangulationswinkel erscheint der Abstand in z' -Richtung geringer (horizontal in der Aufnahme) als in lateraler x' -Richtung (vertikal in der Aufnahme)

Kreuzgitters entsteht (Abb. 3.10). Die quadratischen Verzerrungsfaktoren sind sehr klein und im wesentlichen vernachlässigbar, so daß nur lineare Faktoren bei der Eichung berücksichtigt werden müssen und damit die Eichung einfacher und genauer durchzuführen ist (Tab. 3.7 und 3.8, S.74 u. 75). Der ausnutzbare Meßbereich, in dem die Abbildung genügend scharf erfolgt, liegt im zentralen Anteil des Bildes innerhalb eines Rechteckes von ca. 1,2 cm in x -Richtung und 1,5 cm in z -Richtung.

Um die Qualität der Abbildung zu beurteilen, wurde ein äquidistantes Kreuzgitter mit einem Abstand der Mittelpunkte nach allen Seiten von exakt 2,400 mm abgebildet. Die Abbildung wurde sowohl qualitativ als auch quantitativ ausgewertet. Die quantitative Auswertung erfolgte mit einem Programm, das anhand der automatisch detektierten Positionen der Kreuzmittelpunkte die Berechnung von Verzerrungsfaktoren gestattete (siehe Kapitel 3.3).

Die Ergebnisse zeigen, daß mit dieser Vorrichtung ein nahezu äquidistantes Abbild des

3.2.2.2.2 Telezentrie mit korrigierter Optik

Da die erste Version dieses Aufbaus mit handelsüblichen, für den speziellen Einsatz nicht ausreichend optisch korrigierten Linsensystemen durchgeführt wurde, läßt sich erklären, daß zwar ein genügend großer, aber nicht theoretisch möglicher Ausschnitt scharf und verzerrungsfrei abgebildet wurde (Abb. 3.10). Anhand der theoretischen Überlegungen wäre zu erwarten, daß selbst an den Bildrändern eine scharfe Abbildung und damit eine Erweiterung des Meßbereichs möglich ist. Dies führte zu dem Entschluß, den vorhandenen optischen Aufbau durchrechnen und korrigieren zu lassen. Dabei sollten die spezifischen Eigenschaften des Aufbaus erhalten bleiben und die Linsenoberflächen bzw. –systeme so verändert und angepaßt werden, daß die Abbildungsgüte über den ganzen Bildfeldbereich gleichmäßig gut wird. Die Anforderungen an das System waren:

- Abbildungsmaßstab $\beta = 0.3$
- Objektseitige Apertur $\sin u = 0.04$
- Triangulationswinkel zwischen 15° und 25°

3.2.2.2.3 Ergebnisse

Mit der Durchrechnung und der optischen Problemlösung wurde die Firma Rodenstock (München) beauftragt. Das zur Zeit mit aufwendigste Berechnungsprogramm berücksichtigte sowohl die geometrischen (Seidelschen) Bildfehler als auch die Beugungs- und Welleneffekte des Lichtstrahls an jeder Bildfeldkoordinate. Die verschiedenen Lösungsvorschläge wurden anhand der Kriterien Spotgröße, Intensitätsverteilung (Symmetrie) des Spotbildes, Gleichmäßigkeit der Abbildungsgüte über den gesamten Bildfeldbereich, möglichst geringe Verzeichnung und möglichst kleine Baulänge miteinander verglichen und ausgewählt. Das Ergebnis der Durchrechnung für die Spotgrößen in unterschiedlichen Abständen vom Bildzentrum ist in Abb. 3.11 zu sehen. Im Vergleich dazu sind noch mal die Projektionseigenschaften der unkorrigierten experimentellen Telezentrie dargestellt, die eindeutig schlechter sind (man beachte vor allem die Skalierung). Die ausgewählte Lösung wurde von der Firma Rodenstock (München) gefertigt und von uns in den 3D-Scanner integriert. Die Objektschnittweite beträgt 80 mm, die Bildschnittweite 23,3 mm und die Objektivlänge 227 mm (Objekt-Bild Abstand: 330,3 mm).

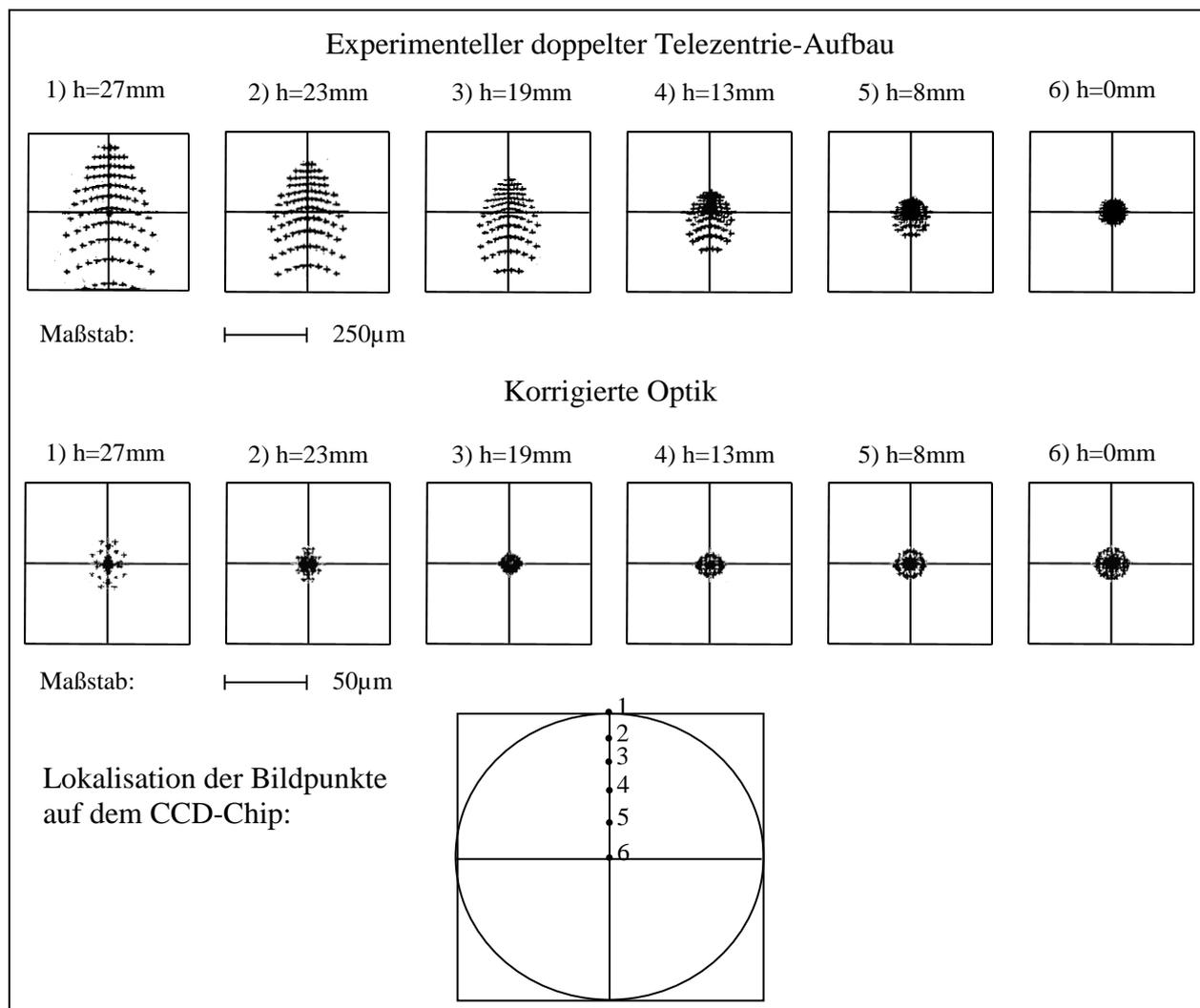


Abb. 3.11: Punktbilder bei der Projektion aus unterschiedlichen Höhenbereichen. Die korrigierte Optik weist über einen großen Höhenbereich sehr kleine Spotbilder auf (ca. $15\ \mu\text{m}$ Halbwertsbreiten), während mit konventionellen Linsen die Bildfehler am Rande so groß werden, daß eine sinnvolle Auswertung nicht mehr möglich ist.

Die Abbildung des Kreuzgitters mit dem korrigierten Rodenstock-Objektiv ist in Abb. 3.12 zu sehen. Eindeutig erkennt man die Verbesserungen im Vergleich zu der vorhergehenden Anordnung (Abb. 3.10). Der Schärfenbereich und damit der Meßbereich ist wesentlich größer und die Verzerrungen scheinen geringer zu sein. Bestätigt wird dies durch die Berechnung der Abbildungsfunktion (Kap. 3.3, Tab. 3.7 und 3.8, S. 74 u. 75). Hier sind die quadratischen Koeffizienten wesentlich geringer als in der experimentellen doppelten Telezentrie-Anordnung. Die Bildfehler sind damit über den gesamten Meßbereich vernachlässigbar. Der mit hoher Genauigkeit ausnutzbare Meßbereich liegt trotz großer Apertur von 0,04 bei 1,6 cm Breite und mindestens 3 (!) cm Höhe.

3.2.2.2.4 Diskussion und Bewertung

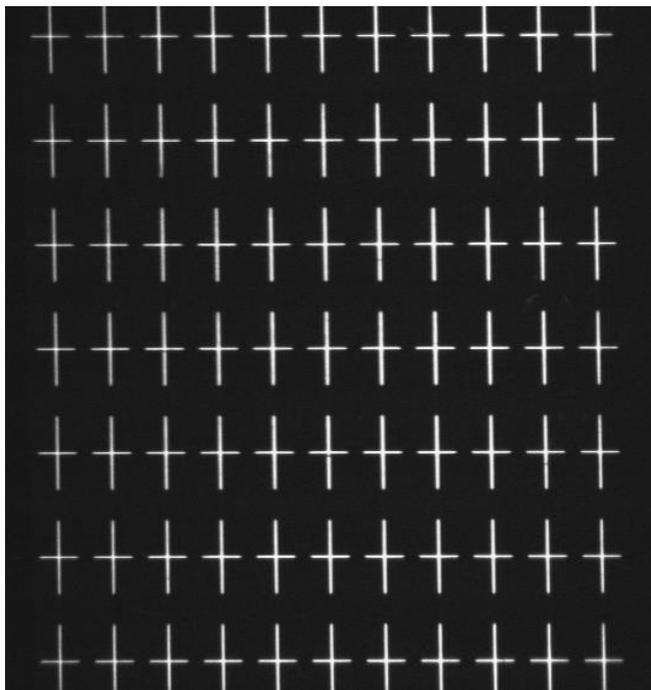


Abb. 3.12: Aufnahme des gleichen Kreuzgitters wie in Abb. 3.10 mit der korrigierten Optik. Deutlich sind die Verbesserungen auch am Rand des Meßbereichs zu erkennen

Aufgrund der Begrenzung der finanziellen Mittel konnte die korrigierte Optik erst vor kurzem angeschafft werden. Die meisten Messungen und auch die vorgestellten Genauigkeitsuntersuchungen wurden daher mit dem experimentellen Aufbau (Spindler&Hoyer-System) der doppelten Telezentrie durchgeführt. Mit der neuen Anordnung haben erste Messungen bereits gezeigt, daß eine weitere Genauigkeitssteigerung möglich ist. Der große Vorteil dieser korrigierten Optik liegt vor allem darin, daß auch Objekte mit sehr großen Höhenunterschieden (wie z.B. Kiefermodelle und Präparationen) mit

hoher Genauigkeit vermessen werden können. Durch den gegenüber der Vorläuferversion erhöhten Meßbereich ist es weiterhin nicht mehr notwendig, jedes Objekt vor der Vermessung in einem engbegrenzten Höhenbereich (z-Richtung) zu positionieren. Dies führt zu einer Vereinfachung in der Handhabung des Sensors und zu einer Verringerung von Fehlerquellen während der Messung.

3.2.2.3 CCD-Chip und Framegrabber

Das auf die Bildebene abgebildete Lichtprofil muß weiter ausgewertet werden. Hierzu dient ein CCD-Chip. CCD ist die Abkürzung für Charge Coupled Device. Man kann sich den CCD-Chip vereinfacht als Aneinanderreihung kleiner Photodioden vorstellen, die die ankommende Lichtintensität in Form von aktivierten Ladungsträgern speichern und bei entsprechenden Kontrollsignalen wieder abtransportieren. Jede einzelne Photodiode stellt einen Bildpunkt dar, so daß das Bild entsprechend der Baugröße der Photodioden quantisiert wird. Bei den einzelnen Bildpunkten spricht man auch von Pixel bzw. Pixelquantisierung. Die Auslesung der auf dem CCD-Chip gespeicherten Information erfolgt nach der europäischen Videonorm (CCIR-

Norm: für Schwarz-Weiß-Bilder, im Gegensatz zur US-Norm RS 170). Die Ladung der einzelnen Photodioden auf dem Chip werden der Reihe nach horizontal von links nach rechts mit einer konstanten Frequenz von 14,75 MHz ausgelesen und in Spannungswerte umgewandelt. Die horizontale Auslesefrequenz (H-Sync) beträgt dabei 15,63 kHz ($64\mu\text{s}$) und die vertikale Frequenz (V-Sync) für das Auslesen eines Halbbildes 50 Hz (20ms). Da zwei Halbbilder bei voller Ausnutzung der Pixelfläche für die Erstellung eines Vollbildes (40 ms) notwendig sind, können in der Sekunde maximal 25 Vollbilder aufgezeichnet und übertragen werden. Zwischen dem Auslesen zweier Halbbilder sind für die Synchronisation Abtastlücken von 1,536 ms vorhanden, in denen keine Datenübertragung stattfindet. Ebenso sind zwischen den einzelnen Zeilensignalen Synchronisationsimpulse von $11,52\mu\text{s}$ eingebaut.

Die Vorgehensweise, bei der ein Videovollbild (Frame) in zwei Halbbilder (Fields) aufgeteilt und zeilenversetzt ausgegeben wird, bezeichnet man als Interlaced-Verfahren. Im Gegensatz dazu wurden in neuerer Zeit Full-Frame-Kameras entwickelt, bei denen das komplette Bild zu einem einzigen Zeitpunkt belichtet und ausgewertet wird. Damit umgeht man den Nachteil des Zeitversatzes, der bei schnell bewegten Objekten im Halbbildmodus auftritt. Das Videosignal kann bei Full-Frame-Kameras wiederum so aufbereitet werden, daß es der CCIR-Norm entspricht.

Entsprechend der Anordnung und Aufbau der einzelnen Pixel unterscheidet man Interline-Transfer-Sensoren und Frame-Transfer-Sensoren. Beim Interline-Transfer-Sensor sind die Belichtungs- und (abgedunkelten) Speicherbereiche linienförmig abwechselnd nebeneinander angebracht, während beim Frame-Transfer-Prinzip die gesamte Bildinformation auf einmal vom oberen Belichtungsblock in den unteren abgedunkelten Speicherblock transportiert wird. Während beim Interline-Prinzip durch die enge räumliche Nachbarschaft die Ladungsträger vom belichteten in den abgedunkelten Bereich innerhalb von $2,5\mu\text{s}$ transferiert werden können, benötigt man beim Frame-Prinzip für das gesamte Bild ca. $500\mu\text{s}$. Während dieser Zeit wird die einfallende Intensität noch aufintegriert und kann zu fehlerhaften Intensitätswerten führen.

In der Belichtungszeit erfolgt die Integration der Intensität des einfallenden Lichtes. Man kann die CCD-Kamera wiederum in zwei Modi betreiben, im Field-Integrations- und im Frame-Integrationsmodus. Im Field-Integrationsmodus erfolgt die Belichtung der lichtempfindlichen Sensoren während der Auslesezeit des vorangegangenen Halbbildes (max. 20 ms), im

Frame-Integrationsmodus (der nur bei Interline-Typen möglich ist) erfolgt die Belichtung dagegen über zwei vorangehende Halbbilder (max. 40 ms). Letzteres führt zu einer höheren Lichtempfindlichkeit und zu einer höheren vertikalen Auflösung verglichen mit dem Field-Integrationsmodus. Im Falle der CCD-Kamera XC-75CE (Sony, Nothvogel & Voswinkel, Ismaning), die in den neuesten Sensorversionen eingesetzt wird, ist das eine Steigerung von 400 effektiven vertikalen Linien (Field) auf 575 Linien (Frame). Neben dem Interlaced-Verfahren besteht die Möglichkeit, die CCD-Kamera auch non-interlaced zu betreiben. In diesem Fall findet kein Zeilenversatz zwischen den Halbbildern statt, so daß zwar mit doppelter Bildfrequenz gearbeitet werden kann, jedoch nur die halbe Auflösung möglich ist.

Weitere Faktoren, die bei der Kamera betrachtet werden müssen, sind die Empfindlichkeit und die richtige Intensitätsaussteuerung. Da die spektrale Empfindlichkeit von CCD-Kameras im allgemeinen ein Maximum im roten Wellenlängenbereich aufweist, ist der Einsatz von Halbleiterlaserdioden mit $\lambda = 635$ nm vorteilhaft, um eine möglichst große Energieausbeute zu erreichen. Die Empfindlichkeitskennlinie in Abhängigkeit von der eingestrahnten Lichtenergie (Produkt aus Intensität, Belichtungszeit und Integrationsfläche) ist charakterisiert durch drei Bereiche: (1) Unempfindlichkeitsbereich bei zu geringen Energien, der nur reines Rauschen liefert, (2) einen linearen Bereich bei mittleren Energien und (3) einen Sättigungsbereich, bei dem eine Erhöhung der Energie zu keiner Vergrößerung der Ladung bzw. elektrischen Spannung führt. Aus Gründen eines genügend hohen Signal zu Rausch-Verhältnisses sollte die Aussteuerung zum einen möglichst groß sein. Für die Auswertung der Lichtlinie ist es zum anderen besonders wichtig, im linearen Bereich zu arbeiten. Dies führt zur Empfehlung, die Aussteuerung der Kamera bzw. Intensität der Lichtlinie (Laserdiode) so zu wählen, daß das Maximum der Intensität etwas unterhalb der Sättigung im oberen Drittel des linearen Bereiches liegen soll. Desgleichen ist es sinnvoll, die Gamma-Kennlinie, die das Verhältnis der dargestellten zur gemessenen Lichtintensität regelt, unverändert zu lassen (Off = 1.0, d.h. linear).

CCD-Kameras bieten die Möglichkeit, die Einstellung der Empfindlichkeit entweder manuell vorzunehmen oder automatisch mit der AGC (automatic gain control) erfolgen zu lassen. Bei der AGC-Einstellung wird die mittlere Helligkeit des gesamten Bildes für die Nachregelung herangezogen. Im Falle des Laserscanners bestehen die Bilder nur aus wenigen hellen Pixeln, die von der Lichtlinie beleuchtet werden, und vielen dunklen Pixeln aus dem Hintergrund. Die Folge ist, daß bei automatischer Helligkeitsanpassung der Hintergrund insgesamt heller und

die Lichtlinie übersteuert wird. Daher ist für die Anforderungen des Scannens die manuelle Einstellung die Methode der Wahl. Die richtige Intensitätseinstellung kann am Monitor im Scan-Programm durch Anzeigen der Linienquerschnitte kontrolliert werden.

Da Full-Frame-Kameras noch sehr teuer sind und das Objekt während der Aufnahme eines Lichtprofils ruht, wurde eine Kamera gewählt, die nach dem Interlaced-Verfahren arbeitet und einen Interline-Transfer-Chip aufweist. Die Kamera wurde aufgrund der höheren Auflösung im Frame-Integrationsmodus betrieben. Die Größe des Chips beträgt beim alten Sensor 2/3-Zoll (8,8 mm (H) x 6,6 mm (V)) und beim neuen Sensor 1/2-Zoll (6,4 mm (H) x 4,8 mm (V)) entsprechend einer Pixelzahl von 752(H) x 582(V) (älterer Sensor: SWK-31 Sony, Sticksel, Aichhalden; neuerer Sensor: Sony XC-75 CE, Nothvogel & Voswinkel, Ismaning). Der CCD-Chip wurde in die Beobachtungseinheit gedreht eingebaut, d.h. die Horizontale (H) des CCD-Chips weist in Richtung der z' -Achse und die Vertikale (V) in Richtung der x' -Achse (Abb. 3.7). Der Grund dafür ist, daß beim Auslesen in jeder Video-Zeile der vollständige Querschnitt der Lichtlinie enthalten ist.

Die Bildinformation, die in Form elektrischer Signale übertragen wird, muß für die Datenauswertung aufbereitet werden. Dies geschieht mit Bildspeichersystemen bzw. Frame-Grapper. Zentraler Teil dieser Frame-Grapper ist der Analog-Digital (AD)-Wandler, der die ankommende analoge Bildinformation in Digitalwerte umwandelt, und ein Speicherbaustein, der die Digitalwerte speichert und bei Bedarf an den Computer-Bus übergibt. Die Intensitätswerte werden bei den meisten Framegrappern mit 8 bit (256 unterscheidbare Werte) aufgelöst. Eine höhere Auflösung ist bei den gängigen Kamerasystemen nicht sinnvoll, da das Rauschen keine weitere Unterscheidung mehr ermöglicht. Damit die Daten in der gleichen zeitlichen und damit örtlichen Reihenfolge wie auf dem CCD-Chip ausgewertet werden, wird mit Beginn jeder neuen Video-Zeile der AD-Wandler mit dem einkommenden Signal synchronisiert (H-Sync) und das Profil innerhalb dieser horizontalen Zeile mit einer internen Frequenz, die bei den meisten Framegrappern in Stufen einstellbar ist und für die normalerweise 15 MHz gewählt wird, abgetastet. Für spezielle Zwecke besteht bei manchen Framegrappern noch die Möglichkeit, den Pixel-Clock der Kamera (14,75 MHz) als externes Triggersignal für die Synchronisation des AD-Wandlers zu nutzen.

Aufgrund der Annahme, daß für eine genaue Oberflächenvermessung eine möglichst fehlerfreie Bildauswertung Voraussetzung ist, wurde in der ersten Version die Frame-Grapper-

Karte mit dem externen Pixel-Clock der Kamera synchronisiert. Wahlweise konnte zwischen externer (Pixel-Clock) und interner (15 MHz) Frequenz umgeschaltet werden. Die Versuchsergebnisse zeigten jedoch keinen merklichen Unterschied zwischen diesen beiden Modi sowohl in der Qualität des Bildes als auch in der Genauigkeit. Dieses doch überraschende Ergebnis läßt sich zum einen dadurch erklären, daß das Signal bei der hohen Übertragungsfrequenz tiefpaß-gefiltert wird, wobei die einzelnen Pixelinformationen nicht mehr getrennt aufgelöst werden können, zum anderen darin, daß kleinere Schwankungen in der Intensität, die durch Falschabtastung auftreten können, keinen größeren Einfluß auf die weitere Signalauswertung haben.

Entscheidend ist weiterhin die Schnelligkeit der Auswertung des Vollbildes. Für die weitere Verarbeitung benötigt man nicht die gesamte Information von 582x752 Pixeln, sondern pro Zeile von der Lichtlinie nur das Intensitätsmaximum inklusive Position zusammen mit einer festgelegten Anzahl an benachbarten Intensitätswerten. Bei den ersten Versionen des Sensors mußte die vollständige Datenmenge vom Framegrapper in den Arbeitsspeicher des Computers transferiert und dort ausgewertet werden. Wegen den damals noch niedrigen Taktfrequenzen dauerte der Datentransport und die Berechnung relativ lange. Die Meßzeit lag für eine Zahnoberfläche im Bereich von ca. 10 min. Erste Verbesserungen konnten erzielt werden, als Framegrapper angeboten wurden, die zusätzlich sogenannte DSP's (Digitale Signalprozessoren) eingebaut hatten. Diese DSP's konnten mit hoher Taktfrequenz kleinere Programme abarbeiten und erlaubten damit eine sofortige Vorauswertung des ankommenden Videobildes. An den Computer-Bus mußte dann nicht mehr die vollständige Bildinformation übertragen werden, sondern eine erheblich reduzierte Pixelanzahl. Ein solcher Framegrapper (Snofru, Cheops, Schongau) wurde für die älteren Versionen des Laser-Scanners verwendet. Die Meßzeit reduzierte sich dabei von 10 min für eine Zahnoberfläche auf ca. 40s.

Die Computertechnik hat sich inzwischen soweit verbessert, daß die Übertragung von Videodaten ohne Zeitverlust vom Framegrapper in den Arbeitsspeicher des Computers möglich ist, wo dann ebenfalls mit hoher Geschwindigkeit die Auswertung des Videobildes erfolgt. Für die neueste Version des Scanners wurde dieses Konzept mit einer Indy-Station der Firma Silicon Graphics (USA) verwirklicht. Die bereits in den Rechner integrierte Bildspeicherkarte nimmt das Videosignal auf und gibt die gewandelten Daten an den Prozessor weiter, in dem dann die Auswertung erfolgt. Die Verwendung einer Workstation mit integriertem Framegrapper wurde aus Kompatibilitätsgründen beschlossen, da sich herausstellte, daß die PC-

Lösungen teilweise nicht stabil genug waren und immer wieder zu kleineren Problemen führten.

Neuere Entwicklungen wie Digitalkameras und Hochgeschwindigkeitskameras, die bis zu 2000 Halbbilder pro Sekunde aufnehmen und bearbeiten können, lassen eine weitere Verbesserung in der Genauigkeit und Reduktion der Meßzeit erwarten. Im Augenblick sind diese Systeme zum Teil noch nicht ausgereift und vor allem aufgrund ihrer geringen Verbreitung noch sehr teuer, wobei nicht zuletzt auch spezielle Bildspeicherkarten für die weitere Bearbeitung benötigt werden, die ebenfalls nicht billig sind.

3.2.3 Software für die Profilauswertung

Der vertikale Versatz des auf den CCD-Chip abgebildeten Lichtprofils enthält die Information über die Höhe. Auf dem CCD-Chip wird dieser Versatz in Form von Pixelkoordinaten gemessen, die dann durch die Eichparameter in Objektkoordinaten umgerechnet werden müssen. Da der Querschnitt des Lichtprofils eine bestimmte Ausdehnung (Halbwertsbreite) aufweist (Abb. 3.13), wird der Mittelpunkt bzw. das Maximum der Intensität als Referenz für die exakte Lage des Lichtprofils herangezogen.

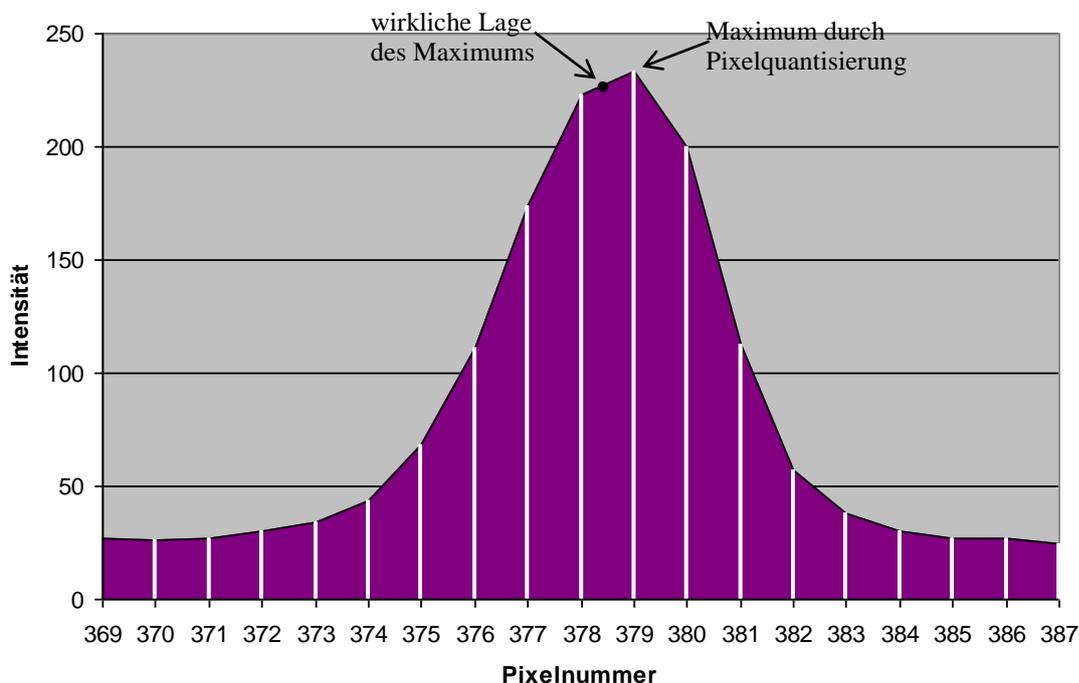


Abb. 3.13: Intensitätsverteilung der Lichtlinie auf dem CCD-Chip im Querschnitt. Um die exakte Lage des Maximums zu bekommen, werden die Nachbarpunkte links und rechts des Maximums zur Approximation herangezogen.

Die Bestimmung dieses Mittelpunktes erfolgt durch eine zeilenweise Suche nach dem Intensitätsmaximum, wobei durch die Pixelquantisierung nur ca. 782 verschiedene Höhenwerte unterschieden werden können. Für genauere Oberflächenvermessungen ist diese Auflösung zu gering. Eine Verbesserung der Maximumbestimmung läßt sich durch Interpolation oder Approximation (Fitten) spezieller Funktionen an die Intensitätsverteilung des Lichtlinienquerschnitts erzielen.

3.2.3.1 Algorithmen zur Maximumssuche

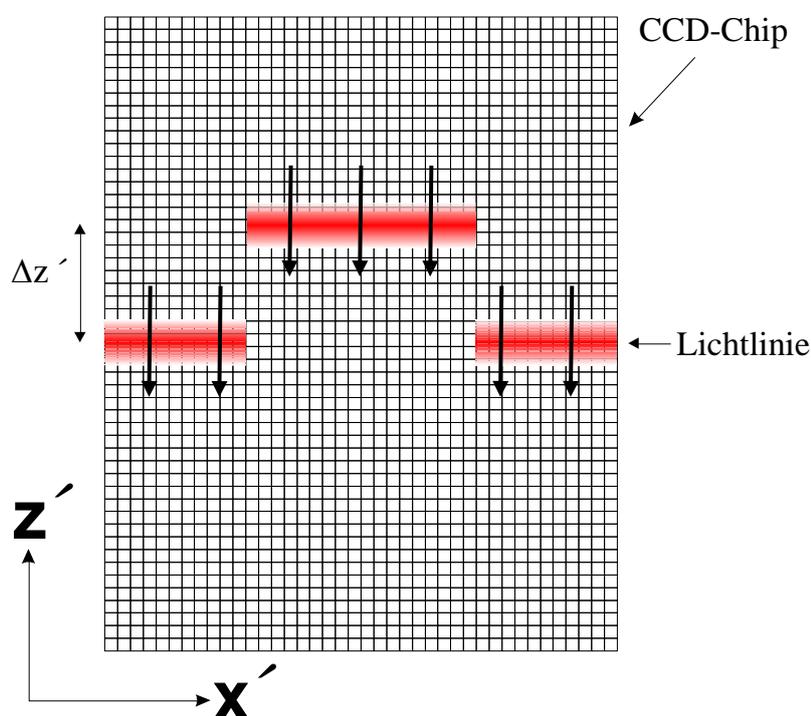


Abb. 3.14: Auswertung der Lichtlinie durch Maximumssuche in vertikaler Richtung.

Der erste Schritt bei der Auswertung der Lichtlinie besteht in der zeilenweisen Ermittlung des Intensitätsmaximums (Abb. 3.14). Das einfachste Verfahren ist, das Bild in der jeweiligen Zeile von der ersten Spalte bis zur letzten Spalte nach dem Maximum der Lichtintensität zu durchsuchen und diesen Wert zusammen mit der Pixelposition zu speichern. Diese Vorgehensweise erfordert pro Profilschnitt 582×782 Abfrageoperationen. Um die

Anzahl der Rechenoperationen zu reduzieren, kann man die A-Priori-Information ausnutzen, daß bei den zu vermessenden Oberflächen die Lichtlinie normalerweise stetig ist und nur an wenigen Stellen Unstetigkeiten (z.B. Kanten) aufweist. Hat man in einer Zeile das Maximum gefunden, kann man davon ausgehen, daß sich die Position des Maximums der Lichtlinie in der nächsten Zeile in der Nähe der Maximumsposition der vorhergehenden Zeile befindet. Es genügt also nur im Bereich von z.B. ± 10 Pixeln vom vorhergehenden Positionswert zu suchen. Wird in diesem Bereich kein Maximumwert gefunden, durchsucht der Algorithmus automatisch wieder die ganze Zeile. Da Unstetigkeitsstellen eher selten sind, benötigt man bei dieser Vorgehensweise idealerweise nur 582×20 Abfrageoperationen, d.h. die Auswertung

des Bildes wird durch den verbesserten Maximumssuche-Algorithmus ungefähr um den Faktor 30 beschleunigt.

Im Bereich von Abschattungen würde der Suchalgorithmus ebenfalls Maxima finden, die vom Hintergrundrauschen herrühren. Um solche Fehlmessungen auszuschließen und um zu gewährleisten, daß nur die Lichtlinie detektiert wird, werden ausschließlich Intensitätswerte akzeptiert, die oberhalb einer bestimmten Schwelle liegen. Der Wert für diese Schwelle sollte so gewählt werden, daß selbst an steileren Stellen der Oberfläche, an denen die Rückstreuung der Lichtlinie nur mit geringer Intensität erfolgt, Maxima detektiert werden können, auf der anderen Seite jedoch ein genügend hoher Abstand zum Hintergrundrauschen existiert, um Fehlmessungen zu vermeiden.

Neben dem Intensitätswert und der Pixelkoordinate des Maximums werden in jeder Zeile für die weitere Berechnung auch eine festgelegte Anzahl, dem Maximum benachbarter, Intensitätswerte gespeichert (Abb. 3.13). Je nach Interpolations- oder Approximationsalgorithmen kann es sich um 2 bis 6 zusätzliche Werte handeln. Die Anzahl kann im Programm eingestellt werden.

3.2.3.2 Interpolations- und Approximationssoftware

Die Pixelquantisierung des Maximums erlaubt keine ausreichende Höhengenaugkeit. Daher wurde nach Möglichkeiten gesucht, die Bestimmung des Maximums mit Subpixelgenauigkeit durchzuführen. Dies kann durch Interpolation oder Approximation erzielt werden. Während bei der Interpolation die Funktion exakt durch die Stützstellen hindurchgeht, wird bei der Approximation versucht, die Funktion mit möglichst wenig Abweichung an die vorhandenen Meßpunkte anzupassen.

Wichtig bei der Subpixelinterpolation ist die Ausnutzung des A-Priori-Wissens über den Intensitätsverlauf der Lichtlinie, da ohne Vorinformation nach dem Abtasttheorem eine genauere Auflösung als die Pixelabstände gar nicht möglich wäre. Die auf die Objektoberfläche projizierte Lichtlinie besitzt einen Querschnitt, der ungefähr einer Besselfunktion entspricht (Hecht 1989). Durch die weitere optische Abbildung, durch das Auslesen des CCD-Chips, durch den Datentransfer und durch die Aufbereitung im Framegrapper wird das optische Signal tiefpaßgefiltert. Nach dem Grenzwerttheorem nähert sich dabei jede ursprüngliche Vertei-

lung der Gaußverteilung an, in diesem Falle um so mehr, da die Besselfunktion dem Verlauf der Gaußfunktion sehr ähnlich ist. Eine Möglichkeit der Subpixelauflösung ist also die Bestimmung des Maximums der interpolierten Gaußfunktion:

$$G(x) = C \cdot e^{-\frac{(x-A)^2}{B}} = \max$$

Da die Gaußfunktion durch die drei Konstanten A, B und C eindeutig festgelegt ist, benötigt man für die Interpolation genau drei Stützstellen. Normalerweise nimmt man den maximalen Intensitätswert und die beiden benachbarten Intensitätswerte. Werden für die Berechnung mehr als drei Stützstellen herangezogen, muß die Gaußfunktion approximiert werden. Dies kann z.B. durch die Bedingung erfolgen, daß die approximierte Gaußfunktion minimale Abstände von den Stützstellen aufweisen soll.

Die Lösung dieses Minimierungsproblems erfolgt durch rekursive Näherungsverfahren. Als günstig für die Approximation der Gaußkurve hat sich hierbei die Levenberg-Marquardt-Methode herausgestellt, die in wenigen Rekursionsschritten eine ausreichend gute Lösung dieses Problems liefern kann (Press et al. 1992). Eine andere Möglichkeit der subpixelgenauen Bestimmung der Höhe ist die Ausnutzung der Tatsache, daß der Querschnitt der Lichtlinie eine symmetrische Intensitätsverteilung aufweist. Damit fällt das Maximum der Verteilung x_{\max} mit der Lage des Schwerpunktes zusammen:

$$x_{\max} = \sum_{-\frac{n}{2} \leq i \leq \frac{n}{2}} \frac{(p_{\max} - i) \cdot I_{p_{\max} - i}}{n + 1}$$

mit I_k : Intensität beim k-ten Pixel, und p_{\max} : Position des Pixels mit maximaler Intensität.

Die Anzahl der Stützpunkte ist nicht sehr hoch, so daß es sinnvoll ist, die Schwerpunktsbestimmung durch Wichtung der einzelnen Stützstellen noch zu verbessern:

$$x_{\max} = \sum_{-\frac{n}{2} \leq i \leq \frac{n}{2}} \frac{w_i \cdot (p_{\max} - i) \cdot I_{p_{\max} - i}}{n + 1} \quad \text{mit } w_i : \text{Wichtungsfaktor.}$$

Bei allen genannten Verfahren zur Subpixelinterpolation ist darauf zu achten, daß keine stärkeren Verzerrungen der Intensitätswerte wie Übersteuerungen und Nichtlinearitäten auftreten. Dies erfordert eine möglichst gute Anpassung der Lichtlinienintensität an die Belichtungseigenschaften der CCD-Kamera und an den Arbeitsbereich des AD-Wandlers auf dem Framegrapper. Intensitätswerte, die im oder nahe dem Sättigungsbereich liegen, können zu Fehlern in der Berechnung der Maximumsposition führen und müssen daher bei der Auswertung aus-

geschlossen werden. Durch die richtige Einstellung der Intensität der Laserdiode kann dies zum Teil erreicht werden. Das Maximum der Lichtintensität sollte dabei, wie bereits erwähnt, im oberen Drittel des Linearitätsbereiches liegen. Allerdings kann es sich dabei nur um eine Durchschnittseinstellung für das ganze zu vermessende Objekt handeln. Aufgrund der unterschiedlichen Oberflächenreflektivität kann es trotzdem Bereiche geben, die zu einer Übersteuerung des Kamerasignals führen. Außerdem möchte man vermeiden, daß während einer Meßserie vor der Vermessung jedes Objektes die Intensität der Laserdiode neu eingestellt werden muß.

Um Fehler durch übersteuerte Signale auszuschließen, werden automatisch alle Stützstellen, deren Intensitätswerte größer als ein bestimmter Schwellenwert (in der Regel 250) ist, von der Berechnung ausgeschlossen. Statt dessen werden die als nächstes benachbarten Stützstellen, deren Intensitätswerte kleiner als 250 sind, genommen.

Im Rahmen der Entwicklung des Sensors wurde versucht, eine möglichst effektive Subpixelinterpolation zu finden. Dazu wurden die verschiedenen Verfahren (Gaußinterpolation, Gaußapproximation, Schwerpunktsberechnung und gewichtete Schwerpunktsberechnung) getestet und miteinander verglichen. Für die Gaußinterpolation wurden 3 Stützstellen des Lichtlinienquerschnitts (Maximum, rechter und linker Nachbarwert) herangezogen, für die Gaußapproximation und die beiden Schwerpunktsberechnungen wurden je 3 Stützstellen auf beiden Seiten des Maximums berücksichtigt, ohne den Maximumswert selbst einzubeziehen. Als Grundlage für die Bewertung der einzelnen Verfahren wurden zum einen mehrere leicht geneigte Ebenen vermessen und der Abstand der gemessenen und interpolierten Werte von der Regressionsgeraden ermittelt. Zum anderen wurde auch die Rechenzeit für die Auswertung bestimmt und der Gesamteindruck bei der Vermessung von Zahnoberflächen beurteilt.

Berechnungsverfahren zur Subpixelauflösung	Genauigkeit	Auswertezeit für ein Profil
Gaußinterpolation	4,1 μm	15 ms
Gaußapproximation	3,1 μm	250 ms
Schwerpunktsbestimmung	6,9 μm	10 ms
Gewichtete Schwerpunktsbestimmung	3,3 μm	10 ms

Tab. 3.3: Vergleich der verschiedenen Berechnungsverfahren zur Subpixelauflösung.

3.2.3.2.1 Ergebnisse

Die beste Subpixelauflösung erhält man im Falle der Gaußapproximation und der gewichteten Schwerpunktsbestimmung (Abb. 3.15, Tab. 3.3). Die gemessene Linie zeigt nur geringe Quantisierungssprünge, was zu einer guten Übereinstimmung mit der Regressionsgeraden führt (geringer RMS-Wert). Auf der anderen Seite zeigt sich, daß bei der normalen Schwerpunktsbestimmung noch die größten Quantisierungsstufen vorhanden sind und damit eine ungenügende Subpixelauflösung vorliegt (Abb. 3.16). Die Gaußinterpolation liegt im Mittelfeld und liefert etwas schlechtere Resultate als die gewichtete Schwerpunktsbestimmung. Die Ergebnisse bei der geneigten Ebene konnten auch bei der Vermessung von Zahnoberflächen bestätigt werden. Im Falle der Schwerpunktsbestimmung und der Gaußinterpolation waren vor allem an den steileren Stellen (Höckerabhängen) Höhenlinien zu sehen, die auf eine Quantisierung der Höhenwerte zurückzuführen sind, während bei der Gaußapproximation und der gewichteten Schwerpunktsbestimmung ein glatter kontinuierlicher Höhenverlauf sichtbar war.

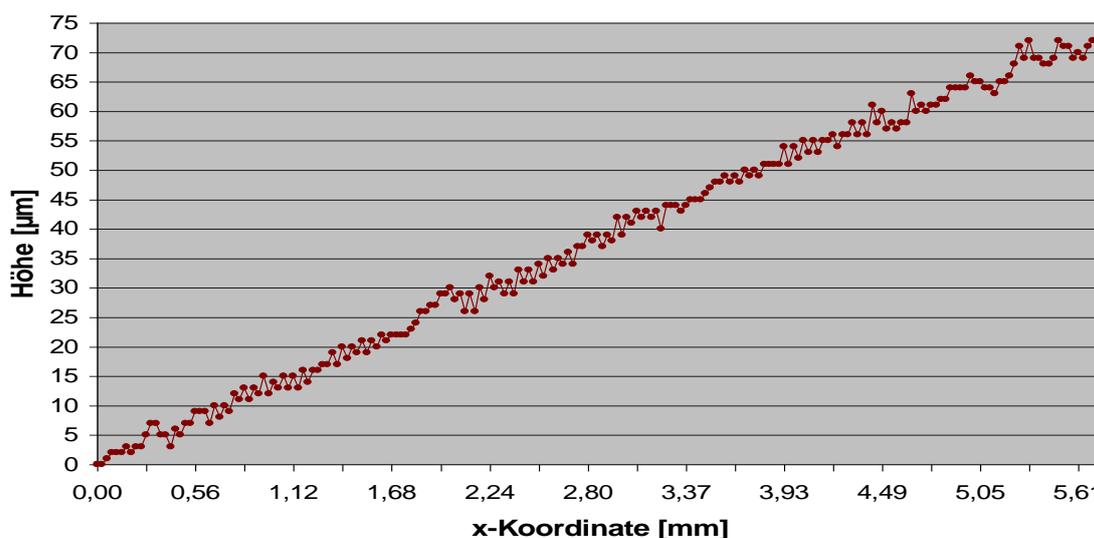


Abb. 3.15: Subpixelauflösung mit der Gaußapproximation. Ein ähnlicher Verlauf ergibt sich auch bei der gewichteten Schwerpunktsbestimmung. Eindeutig kann man den linearen Anstieg des Profils sehen. Eine Pixelquantisierung würde in diesem Falle Stufen von 51 µm Höhe liefern.

Die Zeitanalysen zeigen, daß die drei Verfahren Gaußinterpolation, Schwerpunktsbestimmung und gewichtete Schwerpunktsbestimmung ungefähr die gleiche Rechenzeit benötigen und zusammen mit der Maximumsverfolgung nahezu in Echtzeit, d.h. während der Auslesung eines Videobildes, durchgeführt werden können (10 – 15 ms für das vollständige Videobild). Im Gegensatz dazu steht die Approximation der Gaußkurve, die durch die aufwendige Berechnung und große Anzahl an Rechenschritten eine wesentlich längere Auswertungszeit er-

fordert. Für die Berechnung von ca. 150.000 Oberflächenpunkten (gesamte Zahnoberfläche oder Präparation) benötigt man auf einer Indigo2-Workstation (Silicon Graphics, USA) ca. 2 min.

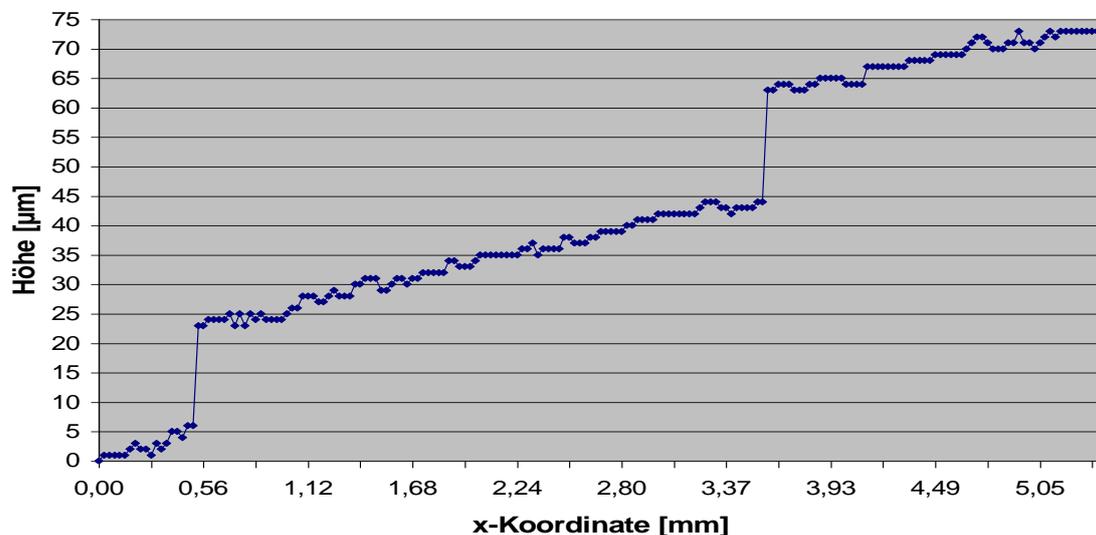


Abb. 3.16: Subpixelauflösung mit der Schwerpunktsbestimmung. Es sind zwar lineare Bereiche zu erkennen, dazwischen treten jedoch Sprünge von ca. 20 µm (entspricht in etwa der halben Pixelhöhe) auf. Diese Art der Subpixelinterpolation eignet sich nicht für eine hochgenaue Oberflächenvermessung.

3.2.3.2.2 Diskussion

Die Ergebnisse lassen es sinnvoll erscheinen, zwei Strategien zu verfolgen. Stellt die Auswertzeit einen entscheidenden Faktor dar, so wird man die gewichtete Schwerpunktsbestimmung durchführen. Dieses Verfahren kann im Auswerteprogramm des Laserscanners unter dem Menüpunkt DIREKT (Abb. 3.18) aktiviert werden. Mit Beendigung der Messung liegt dann gleichzeitig auch der vollständig ausgewertete 3D-Datensatz vor, der in nachfolgenden Programmen sofort betrachtet und weiterverarbeitet werden kann. Diese Datensätze sind gekennzeichnet durch die Endung „.xv“.

Ist dagegen eine möglichst hohe Genauigkeit gefragt, so wird man die Gaußapproximation durchführen. Hierzu deaktiviert man den Menüpunkt DIREKT im Auswerteprogramm (Abb. 3.18). Während der Messung erfolgt nur die Maximumssuche und das Abspeichern der Stützstellen (3 auf jeder Seite des Maximums). Der am Ende der Messung vorliegende Datensatz mit den abgespeicherten Stützstellen, der durch die Endung „.xvs“ charakterisiert ist, muß dann noch ausgewertet und in das endgültige Datenformat umgewandelt werden. Dies erfolgt

durch Aufruf eines eigenständigen Konvertierungsprogramms mit dem Namen „xvs2xv“, das die Stützstellen approximiert und das fertige 3D-Datenformat „.xv“ liefert.

Da es sich gezeigt hat, daß der Unterschied in der Genauigkeit zwischen den beiden Auswerterroutinen nicht allzu groß ist, kann man aufgrund der langjährigen Erfahrung und großen Anzahl an Ergebnissen die Empfehlung aussprechen, für alle Routineanwendungen wie z.B. Abrasionsmessungen, Präparationsvermessungen und Kiefermodellvermessungen die direkte Methode zu verwenden. Nur im Falle spezieller Applikationen wie Vermessung von Höckerverbiegungen bei Belastung etc., bei denen es auf sehr hohe Genauigkeiten ankommt, wird man den indirekten Modus wählen. Bei allen in dieser Arbeit vorgestellten Genauigkeitsuntersuchungen und Applikationen wurde der direkte Modus angewandt, sofern nicht explizit der indirekte Modus erwähnt wurde.

3.2.4 Positionier- und Steuereinheit

3.2.4.1 Lineartische

Die gesamte Objektoberfläche kann durch Zusammenfügen mehrerer Profilschnitte vermessen werden. Vorstellbar wäre dabei entweder eine Rotations- oder eine Linearbewegung der einzelnen Profilschnitte. Der Vorteil der Rotationsbewegung (360-Grad-Drehung) wäre die Vermeidung von Abschattungen, da ein Punkt auf der Objektoberfläche, solange er sich im Meßbereich befindet und sich auch während der Rotation nicht aus dem Meßbereich herausdreht, immer aus zwei unterschiedlichen Richtungen aufgenommen wird. Bei der Linearbewegung sind hierfür zwei Aufnahmen aus entgegengesetzten Richtungen notwendig.

Der Nachteil bei der Rotationsbewegung ist, daß der Datensatz kein äquidistantes Gitter besitzt und die Position und Ausrichtung der Drehachse exakt zum optischen Aufbau referenziert sein muß. Dies erfordert eine aufwendige Eichung und stellt gleichzeitig eine stör anfällige Fehlerquelle dar, die die Genauigkeit reduziert. Aus diesem Grunde wurde die Linearbewegung favorisiert. Für das Scannen des Objektes gibt es in diesem Falle zwei Möglichkeiten: die Bewegung des Objektes oder die Bewegung des optischen Aufbaus mit Beleuchtungs- und Beobachtungseinheit. Bei letzterer Variante müßte im Vergleich zum Objekt eine viel größere Masse bewegt werden, was bei den geforderten Genauigkeiten hohe Ansprüche an den Verfahrtsch stellen würde. Gleichzeitig können während des Verfahrenvorganges, insbesondere während Beschleunigungs- und Bremsphasen, Schwingungen im System auftreten,

die die Messung verfälschen. Da es gerade im optischen Aufbau auf möglichst hohe Verwindungssteifheit, Starrheit und Positionsstabilität von Beleuchtungs- und Beobachtungseinheit ankommt, wurde die Meßvorrichtung so konstruiert, daß ausschließlich das Meßobjekt verfahren wird.

Für die Verfahreinheit werden Schrittmotoren verwendet. Diese werden durch kurze (digitale) Stromimpulse angesteuert und drehen sich bei einem Einzelimpuls um einen kleinen Winkel. Die Bewegung erfolgt durch die wechselnde Polarität vieler kleiner Spulen, die um das Rotationsteil, dem magnetischen Rotor, angeordnet sind (Schörlin 1996). Im Stillstand wird von diesen Spulen im Stator ein Haltemoment ausgeübt, welches den Rotor fixiert und die Position des Motors stabilisiert (Schörlin 1996).

Für die Translationsbewegungen werden Lineartische verwendet. Da die Meßanforderungen sehr hoch sind, sollten Tische mit sehr geringen Fehlern verwendet werden. Prinzipiell lassen sich Fehler unterschiedlicher Ordnungen unterscheiden. So versteht man unter Fehlern 1. Ordnung Krümmungsabweichungen von der Geradheit mit nicht wechselnden Vorzeichen (über die gesamte Strecke). Bei Fehler 2. Ordnung weist die Geradheitsabweichung Krümmungen mit wechselndem Vorzeichen auf (ungleichmäßige niederfrequente Welligkeiten). Als Fehler 3. Ordnung bezeichnet man Abweichungen, die Welligkeiten mit kürzeren Perioden (1 bis 10 mm) aufweisen. Präzisionsschlitten können entsprechend ihrer Herstellung in drei Genauigkeitsklassen aufgeteilt werden. Die Genauigkeitsklasse Q10 steht für Abweichungen (gilt für alle Fehlerordnungen) von höchstens 10 μm auf 1000 mm, Q5 für Abweichungen von 5 μm und für höchste Anforderungen Q2 mit 2 μm (Efenberger 1996). Zu beachten ist jedoch, daß auch die Anlageteile im entsprechenden Genauigkeitsbereich liegen sollten (Efenberger 1996).

Die Drehbewegung des Schrittmotors wird über eine Spindel in eine Linearbewegung umgesetzt, wobei der Spindelhub die minimale Schrittweite, d.h. den linearen Abstand zwischen zwei benachbarten Stellungen des Schrittmotors, festlegt. Die Ansteuerung des Schrittmotors erfolgt über entsprechende Steuermodule, die über die serielle Schnittstelle vom Rechner aus angesprochen werden können. Zwischen den einzelnen Profillinien wird der Schlitten und das Objekt verfahren, während der Aufnahme des Profils mit der CCD-Kamera ruht das Objekt. Der Verfahrensvorgang besteht genau genommen aus einer Beschleunigungsphase, einer Phase mit konstanter Geschwindigkeit und einer Abbremsphase. Nach dem Bremsvorgang kann es

noch zu einem Ausschwingen kommen, was allerdings durch mechanische Dämpfungsglieder oder bei neueren Motoransteuerungen durch entsprechende Rückkopplungsimpulse stark reduziert wurde (Schörlin 1996). Die gewünschte Anzahl an gemessenen Profilschnitten und der Abstand zwischen den Profilschnitten kann über die Menüpunkte der Scanner-Software eingegeben werden (Abb. 3.18). Für die Linearbewegung in x-Richtung wurden für die verschiedenen Scannerversionen unterschiedliche Tische und Steuerungsmodule angewandt und getestet (Tab. 3.4).

Linearschlitten/ Firma	Motor/Firma	Steuerungsmodul/Firma	Bedienung	Minimale Schrittweite	Verfahrlänge	Genauigkeitsklasse
ISEL	ISEL	ISEL	Cursor-Taste	6,25 μm	10 cm	Q10
CLEVELAND	ISEL	ISEL	Maus + Taste	10,0 μm	20 cm	Q2
UHL	UHL	LANG	Joystick + Taste	6,25 μm	10 cm	Q5

Tab. 3.4: Getestete und im 3D-Scanner verwendete Lineartische unterschiedlicher Genauigkeitsklassen mit Schrittmotoren.

Es wurde vor allem auch die Frage gestellt, ob der Einbau hochgenauer Schlitten (z.B. NE07, Cleveland, Löffingen) zu einer meßbaren Genauigkeitssteigerung führt. Dazu wurden 10 Zahnoberflächen aus Gips genommen und jede zweimal hintereinander sowohl in der gleichen Position als auch aus entgegengesetzter Richtung vermessen (500 Linien, 25 μm (Uhl, Hanau; Isel, Eiterfeld; Lang, Hüttenberg) bzw. 30 μm (Cleveland) Abstand zwischen den Linien). Das Differenzbild zwischen korrespondierenden Vermessungen wurde gebildet und die Standardabweichung berechnet.

3.2.4.1.1 Ergebnisse

Die Ergebnisse sind in Tabelle 3.5 zu sehen. Zwischen den Werten des Cleveland und Isel-Tisches sind im Rahmen der Meßgenauigkeiten keine Unterschiede zu erkennen, während der Uhl-Tisch die besten Resultate liefert.

Linearschlitten	Vermessung in der gleichen Position	Vermessung aus entgegengesetzte Richtung
ISEL	3,1 μm	10,2 μm
CLEVELAND	3,0 μm	10,2 μm
UHL	2,7 μm	8,9 μm

Tab. 3.5: Auswirkung der unterschiedlichen Qualitätsklassen der Linearschlitten auf die Genauigkeit der Zahnoberflächenvermessung.

3.2.4.1.2 Diskussion

Bei der Vermessung der Zahnoberflächen in der gleichen Position lassen sich Schrittverluste und Schwingungsphänomene der Tische und Schrittmotoren nachweisen. Die Überlagerung von Zahnoberflächen, die aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen wurden, ermöglicht zusätzlich die Erfassung von Linearitätsabweichungen, d.h. Fehler der ersten bis dritten Art. Da die optischen Aufbauten beim ISEL- und Cleveland-Tisch annähernd gleich waren und die Meßgenauigkeiten trotz unterschiedlicher Qualitätsklassen keinen merkbaren Unterschied zeigten, läßt sich vermuten, daß die Präzision der verwendeten Schlitten einen untergeordneten Einfluß hat und die Meßgenauigkeit vor allem durch die optischen und elektronischen Komponenten begrenzt wird. Die Verwendung des teureren Q2-Schlittens ist daher nicht zu empfehlen. Die besten Ergebnisse wurden mit der Uhl-Einheit erzielt. Allerdings muß beim Vergleich berücksichtigt werden, daß zusätzlich bei dieser Scanner-Version die optische Anordnung verbessert wurde. Zu welchem Anteil der Schlitten zur Genauigkeitssteigerung beiträgt, läßt sich aufgrund der vorhandenen Daten nicht ermitteln. Allerdings stellt die Uhl-Einheit aufgrund des überzeugenden Preis-Leistungs-Verhältnisses, der hohen Verfahrensgeschwindigkeit, der einfachen Ansteuerung und der äußerst ruhigen und leisen Bewegung eine Lösung dar, die alle Voraussetzungen für einen hochgenauen Laserscanner am besten erfüllt.

3.2.4.2 Positioniereinheit

Neben der Scanbewegung in y-Richtung zur Vermessung der Objektoberfläche muß die Möglichkeit bestehen, vor dem Scannen das Objekt im Meßbereich positionieren zu können. Dazu wurde für die erste Version des 3D-Sensors eine Aufspannvorrichtung konstruiert, die in einem Kugelgelenk gelagert wurde und manuell in allen drei Richtungen bis zu einer Neigung von 20° gegen die Horizontale gedreht werden konnte. Zusätzlich konnte mit Hilfe eines Li-

nearschlittens manuell das Objekt in x-Richtung verfahren werden. Durch entsprechende Befestigung des Meßobjektes mit den drei Spannbacken läßt sich die gewünschte Höhe (z-Richtung) einstellen.

Der Wunsch nach Bedienerfreundlichkeit und Zeitersparnis setzt einen möglichst automatisierten Meßvorgang voraus. So soll z.B. die Vermessung von Oberflächen automatisch ohne Interaktionen des Benutzers aus mehreren Richtungen erfolgen, um Abschattungen zu vermeiden, oder im Falle großer Objekte (z.B. Kiefermodell) das Vermessen und Zusammenfügen einzelner Teilansichten vollständig automatisch ablaufen. Dies erfordert die Ansteuerung und Kontrolle der zusätzlichen Bewegungsachsen in x- und z-Richtung sowie bestimmter Rotationsachsen durch den Computer. Hier ist es wiederum sinnvoll, Schrittmotoren in Kombination mit Linear- und Rotationstischen zu nehmen, wobei aber im Gegensatz zur y-Achse die Positioniergenauigkeit nicht so exakt sein muß. Da die Überlagerung der verschiedenen Ansichten durch die Matching-Software verfeinert wird, benötigt man nur einen ungefähren Startwert. Wichtig ist allerdings, daß während der Messung keine Schwingungen in der gesamten Positioniereinheit auftreten, d.h. daß die Stabilität der Tische und das Haltemoment der Schrittmotoren ausreichend ist.

Im Rahmen einer Diplomarbeit (Efenberger 1996) wurde die Aufgabe gestellt, eine für die gewünschten Meßaufgaben angepaßte und kostengünstige Positioniereinheit zu entwickeln, die die Einstellung möglichst aller Ansichten des Objektes erlaubt. Bei der Realisation der Konstruktionslösung handelt es sich um einen Rotationsteller, der auf einer Schaukelvorrichtung montiert ist. Diese beiden Drehachsen erlauben die vollständige Vermessung der Aufsicht und aller Seitenansichten des Meßobjekts. Dies läßt sich z.B. verdeutlichen, indem man das Objekt mit der Schaukel um 45° dreht und anschließend mit dem Rotationsteller in 60° - 90° Gradschritten die jeweiligen Ansichten einstellt und scannt. Für die richtige Justierung im Meßfeld ist das Objekt zusätzlich noch in x-Richtung verfahrbar und die optische Einheit in z-Richtung (Vier-Achs-Aufbau). Die einzelnen Cursor- oder Maus-Befehle für die Rotations- und Linearbewegungen, die die eine Ansicht in die nachfolgende überführen, werden von der Steuersoftware aufgezeichnet und dienen für das nachfolgende Matchingprogramm als Ausgangswert für die relative Positionierung.

In jüngster Zeit wurde aufgrund der Erfahrungen mit dem vorgestellten Aktuator eine reduzierte Drei-Achsen-Version implementiert, wobei die Schaukelbewegung weggelassen und

nur ein Rotationsteller verwendet wurde. Dieser kann direkt, d.h. mit der Drehachse in Richtung der z-Achse, oder über verschiedene Keile, die unterschiedliche Neigungen aufweisen, auf den x-y-Tisch montiert werden.

Die Frage war auch hier, inwieweit die einzelnen Positioniereinheiten die Meßgenauigkeit durch eventuell auftretende Schwingungs- oder Instabilitätsphänomene beeinflussen würden. Dazu wurden jeweils 10 Zähne dreimal in derselben Position vermessen, die korrespondierenden Differenzbilder ermittelt und die Standardabweichung berechnet. Die Positioniereinheiten wurden alle im neuen Laserscanner getestet. Im Falle der Drei-Achsen-Version wurde ein zusätzlicher Keil mit 30° Neigung eingebaut.

3.2.4.2.1 Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen in etwa gleich gute Werte für die mechanisch fixierte Einheit und für die Drei-Achsen-Positioniereinheit (Tab. 3.6). Im Falle des Vier-Achsen-Aufbaus waren die Genauigkeiten etwas schlechter.

Positioniereinheit	verfahrbare Achsen	Wiederholgenauigkeit
Mechanische Aufspanvorrichtung	y-Achse	3,1 µm
Drei-Achs-Anordnung	x- und y-Achse, Rotation um eine ausgezeichnete Achse	3,1 µm
Vier-Achs-Anordnung	x- und y-Achse, Rotation um y-Achse, Rotation um eine Achse in der x-z-Ebene	6,7 µm

Tab. 3.6: Genauigkeiten bei der Vermessung von Zahnoberflächen in der gleichen Position (Wiederholgenauigkeiten) im Falle unterschiedlicher Positioniereinheiten.

3.2.4.2.2 Diskussion

Probleme beim Vier-Achs-Aufbau bereitet vor allem die Rotationsachse, die die Schaukelbewegung durchführt. Trotz des Riemenantriebes und dem zusätzlichen Einsatz einer Magnetbremse übt der Rotationsteller zusammen mit dem Meßobjekt durch den langen Hebelarm ein hohes Drehmoment auf die Drehachse aus, was während der Beschleunigungs- und Bremsphasen beim Vermessen zu unerwünschten Schwingungen führen kann. Dieses Problem kann bei der gewünschten Flexibilität, d.h. Neigungen bis zu 90°, nur vermieden werden, wenn

aufwendige und teure Tischkonstruktionen zum Einsatz kommen. Da sich gezeigt hat, daß für die meisten Routineanwendungen die Drei-Achsen-Variante mit den Keilen ausreichend ist, wird derzeit die Vier-Achs-Variante nicht mehr weiterverfolgt. Ein weiterer Vorteil des Drei-Achs-Aufbaus ist, daß für die Vermessung aus verschiedenen Richtungen weder die x- noch die z-Achse verändert werden muß, um das gedrehte Objekt wieder in den Meßbereich zurück zu bekommen.

Die automatische Durchführung von Vermessungen aus verschiedenen Ansichten kann durch die Software erfolgen. Im Menü lassen sich dazu verschiedene Verfahrensmöglichkeiten einstellen. Beispiele hierzu sind in den Kapiteln zur Anwendung des Laserscanners beschrieben.

3.2.5 Bedienungs- und Steuerungssoftware

Wichtig bei der Vermessung ist das genaue zeitliche Zusammenspiel der einzelnen Komponenten. In der Abb. 3.17 ist das Flußdiagramm der Meßsoftware mit zeitlicher Einordnung der einzelnen Prozesse zu sehen. Für die Belichtung benötigt man 60 ms im Framemodus. Während dieser Zeit muß das Objekt ruhen. Vom Beginn der Belichtung bis zum vollständigen Auslesen eines Bildes benötigt man 80 ms. Da die Verfahrzeit des Schrittmotors inkl. Start- und Stoppsignal um die 20 ms liegt, könnte im bestmöglichen Falle jedes 2. Videobild ausgelesen werden, d.h. es könnten 12,5 Profilschnitte in der Sekunde vermessen werden. Wird nicht über die gesamte Zeit von 40 ms integriert, sondern mit einem elektronischem Shutter an der Kamera die Belichtungszeit verkürzt, so lassen sich noch kürzere Taktzeiten erzielen.

Um möglichst kurze Meßzeiten zu erhalten, ist es notwendig, den Schrittmotor 20 ms, bevor jedes 2. Vollbild vom Framegrapper zur Auswertung weitergegeben wird, zu verfahren. In unserem Falle wird das Startsignal erst dann an den Schrittmotor übergeben, wenn der Framegrapper das $(k+1)$ te Vollbild digitalisiert hat; k ist der Skipfaktor (=Anzeigefrequenz, Abb. 3.18) und gibt die Anzahl der Bilder wieder, die nicht berücksichtigt werden sollen. Bei dieser Vorgehensweise dauert ein Zyklus für die Vermessung des Profilschnitts 100 ms, bestehend aus Belichtung, Bildauslesen und Verfahren des Schlittens. Daher kann nur mindestens jedes 3. Vollbild zur Auswertung gelangen, d.h. alle 120 ms (Skipfaktor: $k=2$) kann ein Linienprofil vermessen werden.

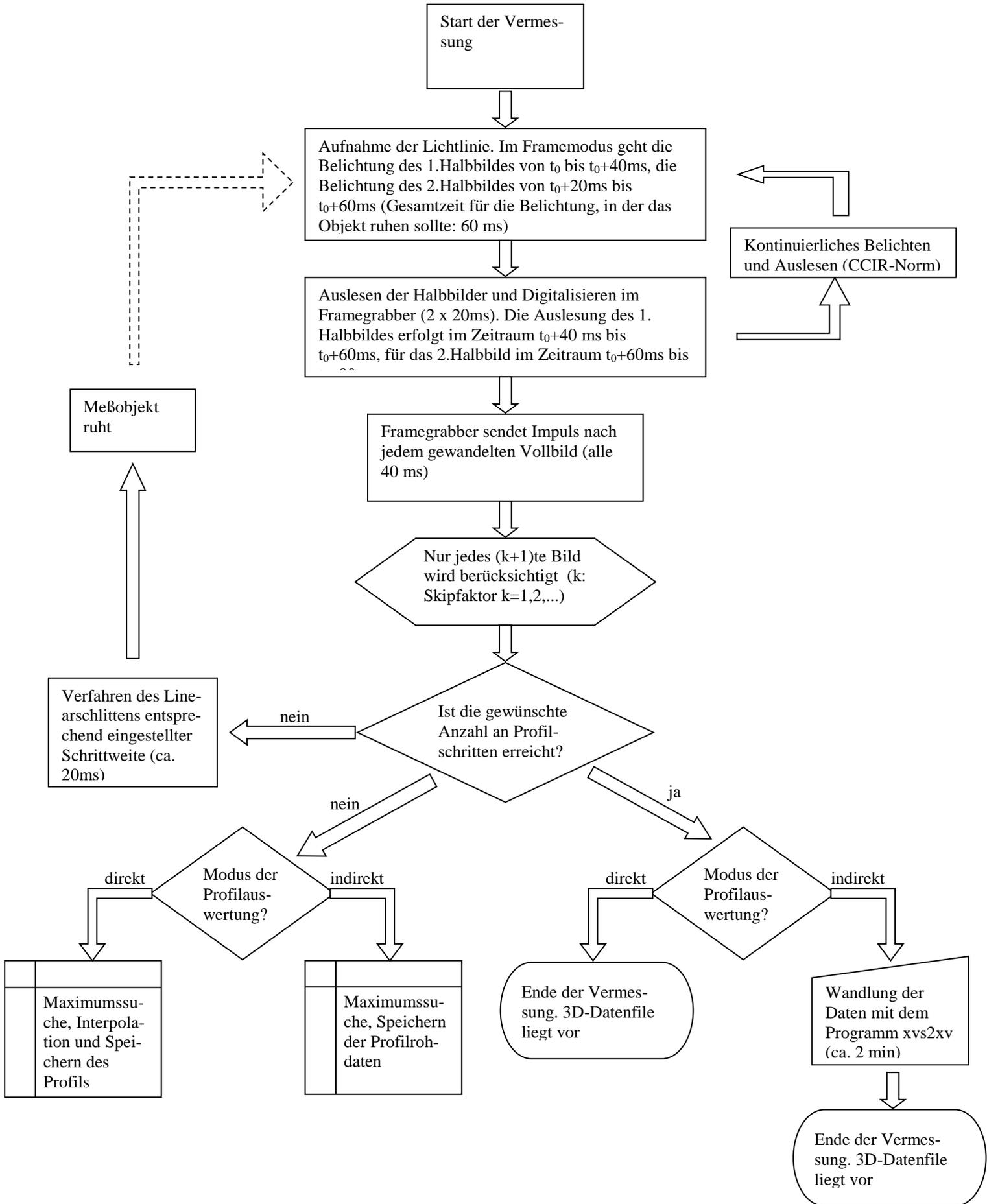


Abb. 3.17: Programmablauf zur Steuerung des Meßprozesses und Zeitanalysen der einzelnen Komponenten

Neben dem Nachteil einer längeren Meßzeit hat dies jedoch auch den Vorteil, daß zu Beginn der Belichtung etwaige Schwingungen, die durch den Bremsvorgang des Lineartisches auftreten, vollständig gedämpft sind und das Objekt mit Sicherheit ruht. Im Gegensatz zum Frame-Modus beträgt die Belichtungszeit für ein Halbbild im Field-Modus nur 20 ms, wodurch ein Zyklus von 80 ms (Skipfaktor: $k=1$) auch mit der vorhandenen Software möglich ist. Allerdings erlaubt der Field-Modus nur eine reduzierte Auflösung (siehe Kapitel 3.2.2.3). Die Auswertung des Bildes mit Maximumssuche und direkter Interpolation erfolgt gleichzeitig mit der Belichtung des nächsten Profils. Die Auswertzeit beträgt ungefähr 10ms (Pentium 133) bis 15 ms (Indy) für ein Linienprofil und läßt sich damit während eines Meßzyklus

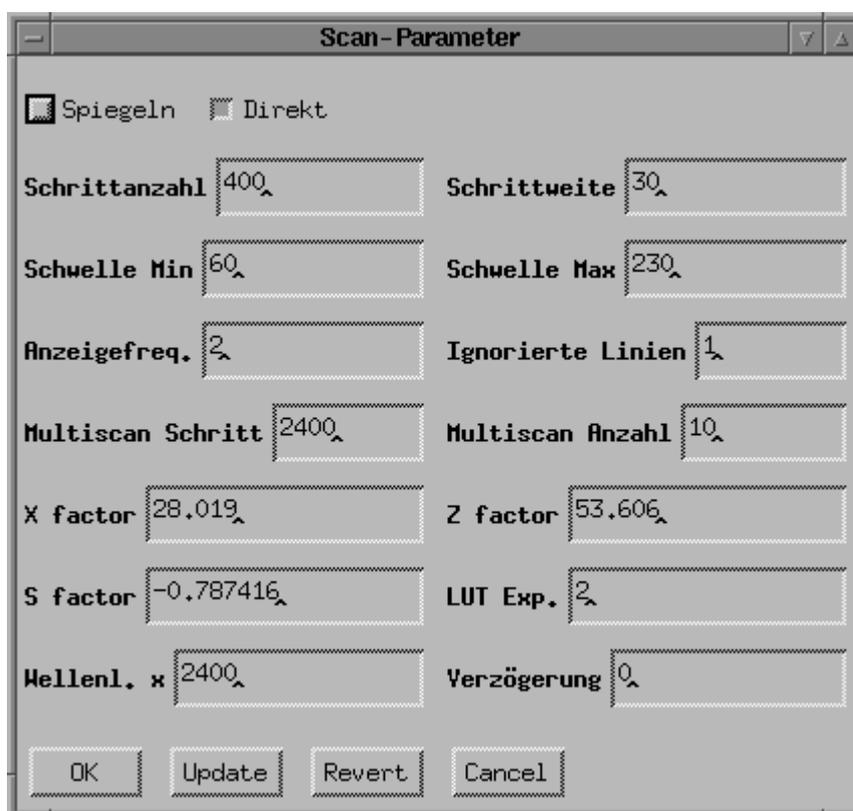


Abb. 3.18: Ausschnitt aus der Menu-Oberfläche des Scan3d-Programms zur Einstellung der Meßparameter. Die typischen Werte bei der Vermessung einer Zahnoberfläche sind zu sehen. Spiegeln: Umschalten zwischen der linken und rechten Beobachtungsoptik. Direkt: Auswahl zwischen direkter und indirekter Subpixel-Höhenbestimmung. Schrittzahl: Anzahl der Profilschnitte. Schrittweite: Abstand zwischen den einzelnen Profilschnitten [μm]. Schwelle Min.: Minimale Intensitätsschwelle, über der das Maximum des Lichtlinienquerschnitts liegen muß, um für die Auswertung berücksichtigt zu werden. Schwelle Max.: Maximale Intensitätsschwelle für die bei der Subpixelberechnung berücksichtigten Stützstellen. Anzeigefreq.: Frequenz zum Refresh des Live-Bildes am Monitor. Ignorierte Linien: Anzahl der Pixel, die am Anfang und Ende jeder Videozeile verworfen werden. Multiscan Schritt: Abstand zwischen zwei Streifenmessungen in x-Richtung [μm] bei der automatischen Vermessung von größeren Objekten. Multiscan Anzahl: Anzahl der Streifenmessungen, die zur vollständigen Vermessung der Objekt Oberfläche notwendig sind. X factor, Z factor, S factor: Lineare Eichparameter. LUT Exp.: Einstellungsfaktor für die Wichtung bei der direkten Subpixelinterpolation (abhängig von der Linienbreite). Wellenl. x: Abstand der Kreuze oder einer periodischen Struktur [μm] bei der automatischen Eichung. Verzögerung: Anzahl der Vollbilder, die vor einer weiteren Bildauswertung abgewartet werden, nachdem der Stillstand des Schrittmotors erfolgt ist.

(mindestens 80 ms) ohne Probleme durchführen. Im indirekten Modus sind die Auswertezeiten noch kürzer, jedoch benötigt man für die anschließende Konvertierung eines Profilschnittes ca. 250 ms.

Das Scannerprogramm wurde in der Programmiersprache C++ geschrieben und läßt sich sowohl auf den Silicon-Graphics-Workstations als auch auf PCs unter Linux- (oder verwandte) Betriebssysteme implementieren. Die Programmoberfläche und die Erklärung der einzelnen Menüpunkte sind in Abb. 3.18 zu sehen.

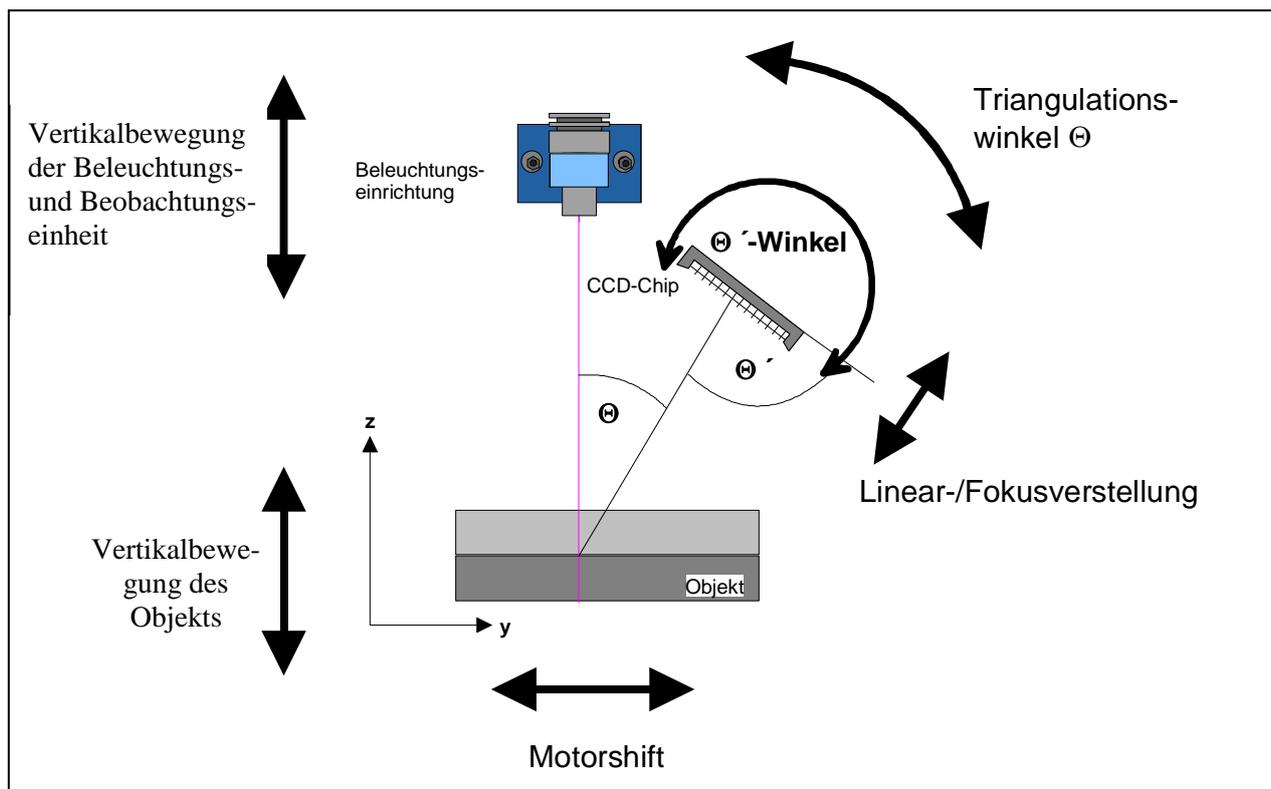


Abb. 3.19: Berücksichtigung verschiedener, teilweise hochpräziser Verschiebungs- und Rotationsachsen bei der Konstruktion für die genaue Einstellung und Justage des 3D-Laserscanners.

3.2.6 Mechanischer Aufbau

Bei der Konstruktion des Scanners muß berücksichtigt werden, daß Schwingungen und Verbiegungen, die während des Meßvorganges oder von außen durch Erschütterungen auftreten können, nicht zu einer Beeinträchtigung der Genauigkeit und der Eichung führen. Neben der Stabilität des Aufbaus war es auch wichtig, die einfache Justage verschiedener Parameter wie Triangulationswinkel, Neigungswinkel des CCD-Chips, Fokussierung der optischen Einheiten etc. zu gewährleisten (Abb. 3.19). Die durchgeführte Lösung für diese Konstruktionsanforde-

rungen ist in Abb. 3.1 zu sehen. Die gesamte Belichtungs- und Beobachtungseinheit mit Kamera wurde auf ein stabiles Stativ montiert, das zusammen mit der Positioniereinheit und den Schrittmotoren auf einer massiven Granitplatte befestigt wurde (Weber 1995). Die große Masse dient zur effektiven Dämpfung eventuell auftretender Schwingungen im System. Das Gehäuse schützt die optischen und elektronischen Komponenten vor Staub und schließt Fremdlichteinfluß während der Messung aus. Temperaturschwankungen haben bei diesem Aufbau in einem Bereich von ± 10 K nahezu keinen Einfluß auf die Messung, so daß ein klimatisierter Raum für den 3D-Scanner nicht vonnöten ist.

3.3 Eichung des Scanners

Mit der Qualität der Eichung steht und fällt die Genauigkeit des Scanners. Die Eichung stellte einen zentralen Faktor bei der Entwicklung des Systems dar. Die theoretischen Grundlagen der Eichung im Falle von Triangulationssensoren wurden bereits 1992 beschrieben (Mehl 1992). Für den Eichprozeß wurde ein Eichgitter angefertigt, das aus regelmäßig angeordneten Kreuzen bestand, die einen exakt definierten Abstand voneinander hatten. Die Kreuze wurden mit einem hochgenauen Laserplotter stark vergrößert auf Papier gedruckt und dann mit dem Verfahren der Reprofotographie auf eine fotobeschichtete Glasplatte (High-resolution plate) in gewünschter Größe aufbelichtet. Die Genauigkeit bei diesem Herstellungsprozeß liegt unterhalb von $0,5 \mu\text{m}$. Bei der Eichung wird die Glasplatte exakt in der Lichtebeine an der Stelle, an der der Meßbereich liegen soll, positioniert. Durch Beleuchtung werden die lichtdurchlässigen Kreuzstrukturen auf den CCD-Chip abgebildet. Aus den Positionen der Kreuze auf dem CCD-Chip und der Kenntnis über die realen Abstände läßt sich das Meßsystem eichen. Da bei der Auswertung der Lichtlinie eine Subpixelinterpolation durchgeführt wird, muß auch die Lage der Kreuze mit Subpixelauflösung bestimmt werden. Dies geschieht, indem man den Mittelpunkt des Kreuzes aus dem Schnittpunkt der beiden Kreuzlinien errechnet. Die genaue Lage der Linien wird genauso wie bei der Auswertung der Lichtlinie durch Interpolation ermittelt. Um möglichst übereinstimmende Resultate zu bekommen, sollte der Querschnitt der Kreuzlinien in der gleichen Größenordnung wie der der Lichtlinien liegen. Bei der Kreuzplatte wurde für den Querschnitt der Linien in z-Richtung $30 \mu\text{m}$ und für die Linien in x-Richtung $60 \mu\text{m}$ gewählt. Durch den Triangulationswinkel erscheint der Querschnitt von $60 \mu\text{m}$ bei der Projektion effektiv auf einen Querschnitt von ungefähr $30 \mu\text{m}$ verkleinert, so daß in beiden Richtungen auf dem CCD-Chip in etwa gleich große Linienbreiten vorliegen. Die interpolierten Bildkoordinaten der Kreuzmittelpunkte (x', z') sind mit den entsprechenden realen Ob-

jektkoordinaten (x, z) der Kreuzmittelpunkte über die Abbildungsfunktion $\vec{A}(x', z')$ verknüpft, deren Kenntnis das optische System vollständig beschreibt.

Aus der numerischen Mathematik ist bekannt, daß sich jede Funktion durch eine Taylorentwicklung (Polynomentwicklung) beschreiben läßt. Für eine gute Näherung genügt es, sich auf die ersten Polynomgrade zu beschränken. So liefert die Entwicklung bis zum 2. Grad (quadratische Glieder) folgenden Term:

$$\vec{A}(x', z') = \begin{pmatrix} x \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i,j=0; i+j \leq 2}^2 a_{ij} \cdot x'^i \cdot z'^j \\ \sum_{i,j=0; i+j \leq 2}^2 b_{ij} \cdot x'^i \cdot z'^j \end{pmatrix}$$

Für jedes der n Koordinatenpaare (x', z') ist das zugehörige Paar (x, z) bekannt. Dies ergibt sowohl für x als auch für z n Beziehungen, aus denen jeweils die 6 Koeffizienten a_{ij} und die 6 Koeffizienten b_{ij} berechnet werden können. Die Anzahl n der Referenzpunkte und damit die Anzahl der Gleichungen ist normalerweise um einiges größer als die Anzahl der gesuchten Koeffizienten. Die Lösung solch überbestimmter Gleichungssysteme erfordert die Einbeziehung einer zusätzlichen Bedingung, die minimiert werden soll. In der Regel werden die Koeffizienten so gewählt, daß die Abstände der berechneten Werte von den realen Werten minimal wird (Least-Square-Problem):

$$\sigma_x^2 = \sum_{k=1}^n \frac{(x_k - x(x'_k, z'_k))^2}{n} = \min \quad \text{bzw.} \quad \sigma_z^2 = \sum_{k=1}^n \frac{(z_k - z(x'_k, z'_k))^2}{n} = \min$$

mit σ_x bzw. σ_z als Gütefunktion (Standardabweichung). Für die Lösung dieses Problems wurde die Levenberg-Marquardt-Methode angewandt (Press et al. 1992). Als Ergebnis der Berechnung werden die Koeffizienten a_{ij} bzw. b_{ij} und der Wert der Gütefunktion ausgegeben. Mit den Koeffizienten ist die Abbildungsfunktion $\vec{A}(x', z')$ eindeutig beschrieben und die Eichung abgeschlossen. Zusätzlich läßt sich aus der Größe der Koeffizienten der Einfluß quadratischer Effekte wie Verzerrungen oder Nichtlinearitäten bestimmen. Die Qualität oder Genauigkeit der Eichung kann durch die Werte der Gütefunktion σ_x und σ_z charakterisiert werden, die den mittleren Fehler wiedergeben.

Die Eichung mit dem Kreuzgitter wurde sowohl mit der konventionellen als auch mit der korrigierten telezentrischen Optik durchgeführt (siehe auch Kap. 3.2.2.2.2). Die Werte der berechneten Koeffizienten und die Qualität der Eichung wurden ermittelt. Zusätzlich wurde die

lineare Eichung simuliert, indem die quadratischen Terme weggelassen wurden und die Abbildungsfunktion nur mittels der linearen (und konstanten) Terme optimiert wurde. Die Genauigkeit der linearen Eichung wurde mit der Genauigkeit der quadratischen Eichung verglichen.

3.3.1 Ergebnisse

Die berechneten Koeffizienten der Abbildungsfunktion sind im Falle der quadratischen Approximation (Tab. 3.7) und der linearen Approximation (Tab. 3.8) dargestellt. Es zeigt sich, daß durch die doppelte Telezentrie die quadratischen Anteile, die für die Verzerrung verantwortlich sind, zur Abbildungsfunktion nur einen geringen Anteil beitragen und damit kein wesentlicher Unterschied zur linearen Eichung besteht. Die Genauigkeit der linearen Eichung konnte durch die Korrektur der Abbildungsoptik (Rodenstock-Optik, siehe Kap. 3.2.2.2.2) entscheidend verbessert werden (mittlerer Fehler über einen Meßbereich von 1,6cm (x) x 3cm (z) kleiner als 2,8 μm (x-Richtung) bzw. 5,8 μm (z-Richtung), Tab. 3.8).

Quadratische Eichung							
Optik (Meßbereich)	Richtung	lineare Koeffizienten [$\mu\text{m}/\text{Pixel}$]		quadratische Koeffizienten [$\mu\text{m}/\text{Pixel}^2$]			mittlerer Fehler [μm]
Experimentelle Telezentrie (1,2 x 1,5 cm)	x-Achse	a_{10}	a_{01}	a_{11}	a_{20}	a_{02}	σ_x
		27.339	-0.322	0.000138	0.000307	0.000725	11.96
	z-Achse	b_{10}	b_{01}	b_{11}	b_{20}	b_{02}	σ_z
		-0.836	52.530	0.002021	0.000229	0.001120	22.72
Korrigierte Optik (1,6 x 3,0 cm)	x-Achse	a_{10}	a_{01}	a_{11}	a_{20}	a_{02}	σ_x
		27.677	0.1109	0.000003	0.000002	-0.000134	1.56
	z-Achse	b_{10}	b_{01}	b_{11}	b_{20}	b_{02}	σ_z
		-0.851	53.536	-0.000140	0.000069	-0.000141	4.53

Tab. 3.7: Koeffizienten und mittlere Fehler bei quadratischer Eichung mit dem Kreuzgitter. Trotz des größeren Meßbereichs konnte mit der neuen korrigierten Optik eine entscheidende Reduktion des mittleren Fehlers erzielt werden, was wiederum zu einer Genauigkeitssteigerung bei der Vermessung von Oberflächen führt.

Lineare Eichung							
Optik (Meßbereich)	Richtung	lineare Koeffizienten [$\mu\text{m}/\text{Pixel}$]		quadratische Koeffizienten [$\mu\text{m}/\text{Pixel}^2$]			mittlerer Fehler [μm]
Experimentelle Telezentrie (1,2 x 1,5 cm)	x-Achse	a_{10}	a_{01}	a_{11}	a_{20}	a_{02}	σ_x
		27.649	-0.075	0.00	0.00	0.00	14.67
	z-Achse	b_{10}	b_{01}	b_{11}	b_{20}	b_{02}	σ_z
		-0.480	53.737	0.00	0.00	0.00	31.16
Korrigierte Optik (1,6 x 3,0 cm)	x-Achse	a_{10}	a_{01}	a_{11}	a_{20}	a_{02}	σ_x
		27.643	0.084	0.00	0.00	0.00	2.82
	z-Achse	b_{10}	b_{01}	b_{11}	b_{20}	b_{02}	σ_z
		-0.858	53.432	0.00	0.00	0.00	5.84

Tab. 3.8: Genauigkeit der linearen Eichung mit dem Kreuzgitter. Der Vergleich zwischen linearer und quadratischer Eichung zeigt keinen großen Unterschied.

3.3.2 Diskussion

Wie schon im Kapitel 3.2.2.2.2 über die doppelte Telezentrie beschrieben, sind die Werte der quadratischen Koeffizienten vernachlässigbar klein. Dies zeigt sich auch im geringen Unterschied der Genauigkeit zwischen linearer und quadratischer Eichung, was bedeutet, daß die Abweichungen der Abbildungsfunktion von der Linearität äußerst gering sind. Im Vergleich zur älteren Version der doppelten Telezentrie ist die Genauigkeit bei der korrigierten Optik um einiges besser. Die hohen Genauigkeiten von $3 \mu\text{m}$ beweisen auch, daß die Algorithmen für die Subpixelauflösung sehr effektiv arbeiten. Bei Pixelquantisierung wäre in x-Richtung nur ca. $28 \mu\text{m}$ und in y-Richtung nur ca. $54 \mu\text{m}$ Genauigkeit möglich. Die relativen Fehler, die bei der Vereinfachung von der quadratischen zur linearen Eichung auftreten, liegen weit unterhalb der gewünschten Meßgenauigkeit und haben keinen Einfluß auf die Messung.

Bei der linearen Eichung benötigt man im allgemeinen vier Koeffizienten, die noch die Rotation des Kreuzgitters gegen den CCD-Chip beschreiben. Es ist bekannt, daß sich bei einer solchen Abbildung die vier Koeffizienten durch geschickte Koordinatentransformation auf drei unabhängige Koeffizienten reduzieren lassen. Mathematisch läßt sich das folgendermaßen schreiben:

$$\begin{pmatrix} x \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{10} & a_{01} \\ b_{10} & b_{01} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_f & 0 \\ s_f & z_f \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \tilde{x}' \\ \tilde{z}' \end{pmatrix}$$

mit x_f : X-Faktor; z_f : Z-Faktor und s_f : S-Faktor (Scherfaktor, siehe Abb. 3.18).

Der große Vorteil dieser Transformation mit dem Scherfaktor ist, daß die Äquidistanz der x-Koordinate bei der Vermessung trotz Drehung des CCD-Chips bzw. des Kreuzgitters erhalten bleibt. Dies vereinfacht sowohl die Justierung der Beobachtungseinheit als auch die weitere Datenverarbeitung.

3.3.3 Weitere Möglichkeiten der linearen Eichung

Nachdem nur die linearen Faktoren bei der Eichung benötigt werden, bietet sich neben der Levenberg-Marquardt-Methode das Verfahren der Autokorrelation an. Es handelt sich hier um eine Korrelation (Faltung) der Aufnahme des Kreuzgitters mit sich selbst. Als Ergebnis erhält man im Frequenzraum die Periodizität der Struktur und damit die Abstände der Kreuze. Dieses Verfahren arbeitet sehr stabil, ist störunanfällig und liefert sehr genaue Werte. Quadratische Anteile wie Verzerrungen können damit jedoch nicht berechnet werden.

Die genaue Positionierung des Kreuzgitters in der Lichtebeine des Laserstrahls ist Voraussetzung für eine genaue Eichung. Dazu wurde ein Aufbau konstruiert, der die Rotation des Gitters in allen Raumrichtungen ermöglicht. Zusätzlich wurden am Rand der Glasplatte Markierungen angebracht, die den Laserstrahl gut sichtbar machen und so die richtige Positionierung kontrollieren helfen. Trotz dieser Maßnahmen ist es weiterhin schwierig, die Glasplatte exakt in der Lichtebeine zu positionieren. Kleinere Abweichungen in der Neigung, die zu Fehlern bei der Skalierung führen, können die Folge sein.

Der neue Sensoraufbau bietet die Möglichkeit, die optische Meßeinheit relativ zum Objekt in z-Richtung mittels Lineartisch und Schrittmotor zu verfahren. Damit läßt sich eine weitere Variante der Eichung durchführen. Eine regelmäßige, in den Abständen genau definierte Struktur wird von der Lichtlinie bestrahlt. Dies kann z.B. ein Strichgitter mit periodischen weißen und schwarzen Linien sein, die stark unterschiedliche Reflektivität besitzen, oder ein Eichobjekt mit periodisch abwechselnden Erhöhungen und Vertiefungen bzw. Stufen. Durch schrittweises Verfahren der optischen Einheit in z-Richtung über den gesamten Meßbereich und jeweilige Aufnahme des Profils erhält man ein Gesamtbild mit periodischen Strukturen, aus dem ebenso mit Hilfe der Autokorrelation die linearen Skalierungsfaktoren ermittelt wer-

den können. Der Vorteil bei diesem Verfahren ist, daß die Lichtlinie selbst zur Eichung herangezogen wird und so im Gegensatz zur Kreuzplatte keine Positionierungsprobleme mehr auftreten.

3.3.3.1 Bewertung

Aufgrund der einfacheren Durchführbarkeit, der geringeren Fehleranfälligkeit und der guten Erfahrungen wird die Eichung mit dem z-Achsentisch in Kombination mit der Autokorrelation favorisiert. Zur Zeit findet hierfür ein Schwarz-Weiß-Strichgitter Anwendung, die Eichung mit einem hochpräzisen Stufenendmaß ist angedacht. Das Kreuzgitter zusammen mit der Auswertung nach der Levenberg-Marquardt-Methode dient zur Bestimmung der Größenordnung quadratischer Fehlerquellen und zur Qualitätsbeurteilung der justierten optischen Systeme.

3.3.4 Fehlerquellen bei der Eichung

Neben den relativen Fehlerquellen wie Verzerrungen, Rauschen der Kamera etc. können auch noch systematische Fehler, die durch falsche Skalierungsfaktoren (lineare Eichkoeffizienten) charakterisiert sind, auftreten. Dafür verantwortlich sind zum einen nicht zueinander senkrechte Koordinatenachsen, was den Scanneraufbau betrifft, und zum anderen falsche Neigungen der Kreuzplatte oder des Strichgitters, was mit der Eichung zusammenhängt.

Wichtig für die gesamte Eichung ist die Annahme, das ein kartesisches Koordinatensystem vorliegt. Wenn das Objekt auf dem Lineartisch zur Vermessung in y-Richtung verfahren wird, muß diese Verfahrachse exakt senkrecht zur Lichtebeine sein, in der die x- und die z-Achse liegt. Kleinere Abweichungen von dieser Bedingung führen zu einer Verzerrung des Objekts, was sich sehr eindrucksvoll durch eine weitere Messung des Objekts aus einer 90°- oder 180°-Richtung mit anschließender Überlagerung demonstrieren läßt. Die Differenzen zwischen den Abbildungen weisen in solchen Fällen große Abweichungen auf.

Die Rechtwinkligkeit der x- und z-Achse wird durch den Eichprozeß bestimmt. Beim Kreuzgitter ist die x- und z-Richtung durch die Anordnung der Kreuze festgelegt, deren Genauigkeit beim Herstellungsprozeß kontrolliert wird und sehr hoch ist. Beim Eichverfahren mit dem Strichgitter wird sinnvollerweise der z-Verschiebetisch senkrecht zum y-Verschiebetisch und

senkrecht zur x-Richtung (ebene Marmorplatte) ausgerichtet. Dies stellt bei Präzisionsaufbauten und Präzisionstischen kein großes Problem dar. Die auftretenden Abweichungen können äußerst gering gehalten werden. Das Strichgitter muß dann genau in x-Richtung ausgerichtet werden. Prinzipiell stellt die Rechtwinkligkeit zwischen x- und z-Achse kein großes Problem dar. Leichte Verdrehungen und Neigungen des CCD-Chips relativ zum x-y-z-Koordinatensystem können aufgrund des telezentrischen Aufbaus aus der linearen Eichung mittels des Scherfaktors herausgerechnet werden.

3.3.5 Zusammenfassung

Abschließend sei noch einmal darauf hingewiesen, daß die exakte Eichung Voraussetzung für einen hochgenauen Meßprozeß ist. Dies bezieht sich nicht nur auf die Durchführung der Eichung, die korrekte Ausrichtung der beteiligten Komponenten und die präzise Bestimmung der Eichparameter, sondern vor allem auch auf die Gebrauchsphase. Der Aufbau muß einerseits sehr stabil sein, damit sich die Position der einzelnen Komponenten durch das ständige Bewegen der Tische und Schrittmotoren und durch eventuelle Stöße nicht verändert. Gleichzeitig sollten kleinere Veränderungen, wie sie z.B. bei Temperaturschwankungen und stärkeren Stößen auftreten können, keinen merkbaren Einfluß auf die Eichung nehmen. Dies ist nur dann möglich, wenn die Eichung linear ist. Bei sehr hohen quadratischen Termen führen kleinste Veränderungen sofort zu gravierenden Fehlern im Meßprozeß. Die dauerhafte Stabilität der Eichung während der Gebrauchsphase ist ein entscheidendes Auswahlkriterium qualitativ hochwertiger 3D-Sensoren und läßt sich nur mit entsprechendem Aufwand realisieren. Dies gilt prinzipiell für alle 3D-Meßsysteme. Der hohe Aufwand bei der Konstruktion des stabilen Aufbaus und die Berücksichtigung der in diesem Kapitel beschriebenen Einflußfaktoren sind unabdingbare Voraussetzungen für einen anwendungsreifen hochgenauen 3D-Sensor. Bei kommerziellen Sensoren mit Billigaufbauten oder mit nichtlinearen Eichprozeduren (was die Regel ist) muß bezweifelt werden, ob die angegebenen Genauigkeiten über längere Zeit eingehalten oder überhaupt jemals erreicht werden können.

3.4 Matching-Software

Die Überlagerung von 3D-Aufnahmen dient zum einen der Vervollständigung von abgeschatteten oder untersichgehenden Bereichen. Das Ziel hierbei ist das Zusammenlegen der einzelnen Ansichten zu einer vollständigen Gesamtansicht. Zum anderen wird die Überlagerung von 3D-Aufnahmen zur Erfassung von Veränderungen zwischen einer Ausgangs- und einer

Folgesituation verwendet. Dabei ist das Differenzbild zwischen den einzelnen Aufnahmen von Bedeutung.

Der Vorteil einer automatischen Überlagerung durch ein Software-Modul ist, daß man auf präzise und teure Positioniereinheiten, die das Objekt von der einen Ansicht in eine andere Ansicht bewegen und dabei die exakten Rotations- und Translationsparameter aufzeichnen, verzichten kann. Zusätzlich ist bei dieser Art der Referenzierung eine absolute Eichung notwendig, da die Position des Meßobjektes im Raum exakt zur Richtung und Lage der Rotationsachse(n) der Positioniereinheit bekannt sein muß. Diese Eichung kann viele Fehler beinhalten und ist sehr aufwendig durchzuführen. Bei der Überlagerung von Ausgangs- mit Folgesituationen ist es in vielen Fällen oft überhaupt nicht möglich, die Meßobjekte in der gleichen Position in der Meßapparatur zu vermessen. Ein Beispiel ist die klinische In-vivo-Bestimmung von Verschleiß, bei der die Modelle zu unterschiedlichen Zeitpunkten erstellt werden. Hier kann die Referenzierung von Ausgangs- und Folgemodell nur durch entsprechende Software erfolgen.

Für die oben genannten Aufgaben ist es wichtig, daß die Überlagerung keine künstlichen Referenzmarkierungen benötigt, sondern allein die Struktur der Oberfläche zur Referenzierung unterschiedlicher Ansichten ausnutzt. Des weiteren sollte der gesamte Prozeß möglichst automatisch ablaufen, um den Zeitfaktor und die einfache Handhabung zu berücksichtigen und um externe Fehler durch den Benutzer auszuschließen. Entsprechend diesem Anforderungsprofil und Aufgabenbereich wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung eine Matching-Software entwickelt.

Ausgangspunkt sind die Datensätze der dreidimensional vermessenen Zahnoberflächen, deren z -Koordinaten bzw. Ortsvektoren in Abhängigkeit der x - und y -Koordinaten vorliegen:

$$\{\vec{r}_n\}, \quad \vec{r}_n = \vec{r}_n(x_n, y_n), \quad n = 1, \dots, N$$

Da die Lage der beiden Oberflächen zueinander normalerweise nicht bekannt ist, können die Oberflächen gegeneinander rotiert und verschoben sein. Im dreidimensionalen Raum sind dies die drei Freiheitsgrade der Rotation und die drei Freiheitsgrade der Translation, wobei sich jede beliebige Positionsänderung durch folgende Transformation beschreiben läßt:

$$\vec{r}' = R(\alpha, \beta, \gamma) \cdot \vec{r} + \vec{t}$$

mit $R(\alpha, \beta, \gamma) : 3 \times 3$ -Rotationsmatrix und \vec{t} : Translationsvektor.

Die Aufgabe der Matching-Software besteht nun darin, die Rotations- und Translationsparameter so zu bestimmen, daß sich korrespondierende Anteile der verschiedenen Ansichten möglichst gut überlagern. Der Begriff „möglichst gut“ soll zum Ausdruck bringen, daß die Bilder durch Rauschen, Meßfehler, Abdruck- und Modellvariationen, unterschiedliche Lage der Gitterpunkte und Verschleiß nicht perfekt übereinstimmen. Ähnlich wie bei der Eichung (siehe Kapitel 3.3) beschrieben, muß hierfür eine geeignete Gütefunktion E definiert werden. Das überbestimmte Gleichungssystem soll dann so gelöst werden, daß die gefundenen 6 Rotations- und Translationsparameter die Gütefunktion minimieren.

Nach eingehenden Überlegungen wurde für die Gütefunktion (Fehlerfunktion) E die Summe der quadratischen Abstände zwischen den transformierten Punkten der einen Ansicht und der korrespondierenden Punkte der zweiten Ansicht gewählt:

$$E(\alpha, \beta, \gamma, t_1, t_2, t_3) = \sum_{\substack{x_1, y_1, x_2, y_2 \\ \text{korrespondierend}}} |\vec{r}'_1(x_1, y_1) - \vec{r}_2(x_2, y_2)|^2 = \min$$

Wichtig ist, in diesem Zusammenhang darauf hinzuweisen, daß die Abstände nicht einfach über die Differenz der z-Werte, sondern vielmehr über den euklidischen Abstand berechnet werden (Abb. 3.20 und 3.21). Da die Punkte aus den verschiedenen Ansichten nicht koinzidieren, wird der Abstand zwischen dem Punkt \vec{r}_n auf der Oberfläche des Ausgangsmodells und der nächstliegenden, durch vier Punkte \vec{r}_{n_i} bilinear interpolierten Fläche des Folgemodells berechnet (Abb. 3.20). Für flache Objekte ist zwischen der z-Differenzbildung und der Berechnung des euklidischen Abstandes kein großer Unterschied zu erwarten. In steilen Bereichen, z.B. Höckerabhänge oder Zahnaußenkonturen, würde aber durch alleinige z-Differenzbildung eine Überbewertung dieser steilen Bereiche erfolgen und damit die Referenzierung der Aufnahmen verfälschen.

Die Gleichungen und damit die Lösungsstrategie sind völlig analog zur Kreuzgittereichung (Kapitel 3.3). Da es sich jedoch um eine größere Anzahl an Punkten handelt und der Zeitfaktor eine entscheidende Rolle spielt, müssen die Lösungsverfahren vor allem auf ihre Geschwindigkeit hin beurteilt werden. Prinzipiell stehen mehrere verschiedene Strategien für die Lösung des Minimierungsproblems zur Verfügung (Neugebauer 1991, Gloger 1993):

- (1) Gradienten-Verfahren
- (2) Newton-Verfahren

- (3) Levenberg-Marquardt-Methode
- (4) Gradienten-Verfahren mit adaptiver Schrittweite (Backpropagation of error)
- (5) Konjugierter Gradientenabstieg

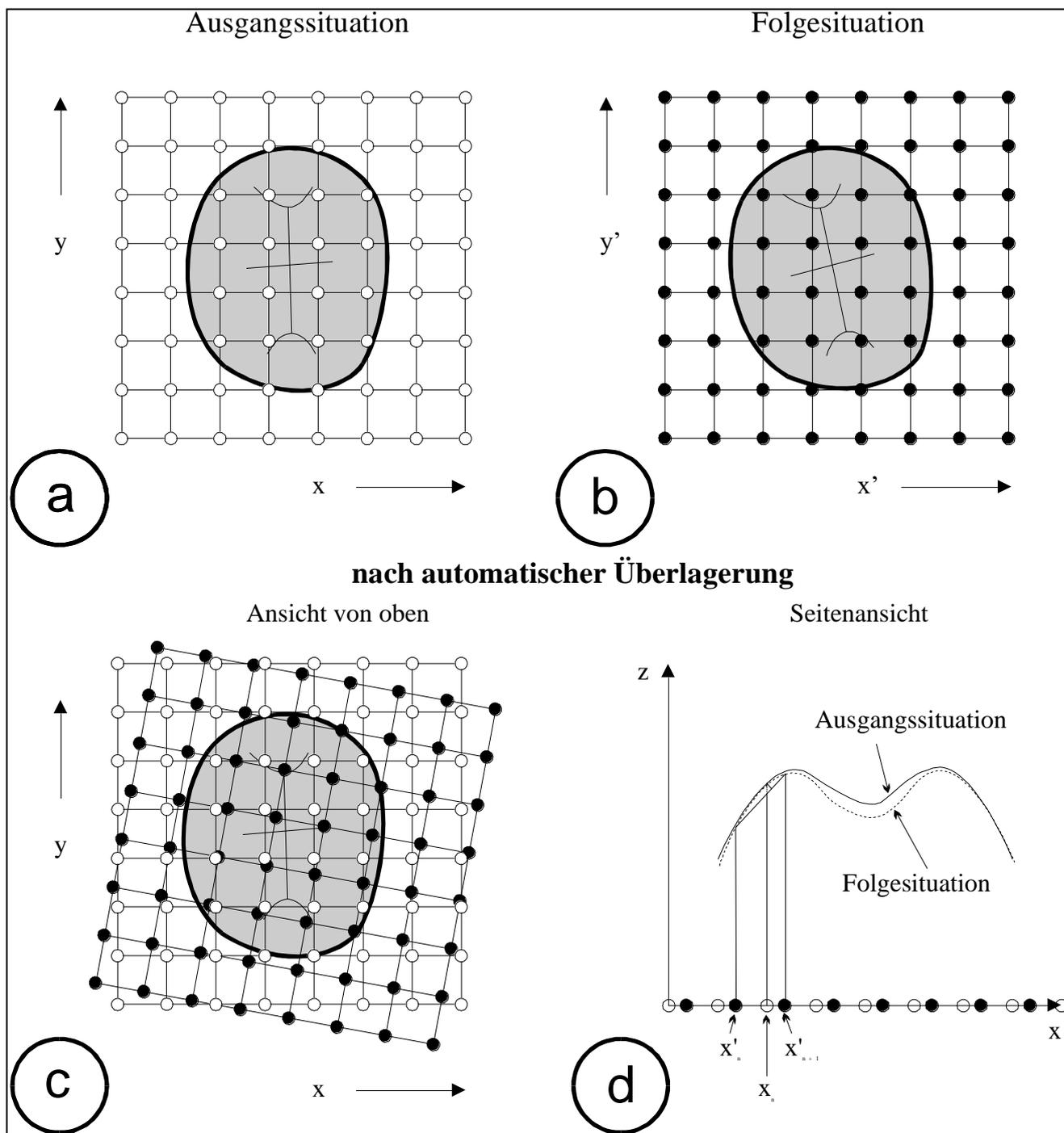


Abb. 3.20: Bei der Überlagerung zweier unterschiedlicher Ansichten stimmen im allgemeinen die Gitterpunkte nicht überein. Es ist daher notwendig, durch entsprechende Interpolation die Lage des transformierten Meßpunktes in Bezug auf das Ausgangsgitter zu bestimmen.

Der Vergleich zwischen den verschiedenen Algorithmen am Beispiel von Zahnoberflächen zeigte, daß die Verfahren (3) und (4) die Ergebnisse am schnellsten und stabilsten lieferten. Verfahren (4) hat den Vorteil, daß das globale Minimum sicherer gefunden wird und daß die Gefahr, sich in einem lokalen Minimum festzusetzen, geringer ist als bei Verfahren (3). Die Methode (3) hat allerdings dann Vorzüge, wenn die anfänglichen Positionen der Oberflächen bereits sehr gut übereinstimmen.

Für alle oben genannten Verfahren benötigt man mehr oder weniger genaue Startparameter, von denen ausgehend das Programm die beste Lösung sucht. Allgemein gilt, daß je besser die Übereinstimmung zwischen den zu überlagernden Aufnahmen zu Beginn der Minimierung ist, desto schneller und zuverlässiger wird das globale Minimum der Gütefunktion gefunden. Die grobe Referenzierung kann zum einen mechanisch durch Positioniereinheiten oder durch reproduzierbare Einspannvorrichtungen oder eleganter auf Softwareebene erfolgen. Hierzu wurden in der Matching-Software mehrere Alternativen implementiert:

- (1) Schwerpunktsberechnung (Software-Menu: Center Of Mass)
- (2) Manuelles Markieren weniger Referenzpunkte (Software-Menu: From Points)
- (3) Übernahme der Rotations- und Translationswerte von der Positioniereinheit (Software-Menu: From Attitude)

Im Falle von Alternative (1) wird der Schwerpunkt (Höhenmittelpunkt) für jede Aufnahme berechnet und die Translation so durchgeführt, daß die Schwerpunkte sich überlagern. Dies ist vor allem dann eine gute Anfangsnäherung, wenn die Ansichten nicht zu sehr gegeneinander rotiert sind. Bei Alternative (2) werden in den Aufnahmen mindestens drei korrespondierende Oberflächenpunkte mit der Maus angeklickt und anhand dieser Punkte die Startparameter für die Translation und Rotation berechnet. Dieses Verfahren erweist sich als am universellsten einsetzbar, hat allerdings den (zu vernachlässigenden) Nachteil der manuellen Interaktion. Alternative (3) beinhaltet prinzipiell die Möglichkeit eines vollständig automatischen Überlagerungsprozesses, da die Startparameter direkt aus den zwischen den einzelnen Aufnahmen durchgeführten Rotationen und Translationen der Positioniereinheit übernommen werden können. Der erhöhte Mehraufwand für eine Positioniereinheit wird aufgewogen durch den enormen Zeitvorteil, der vor allem bei größeren Studien zu einer wesentlichen Zeitreduktion führt.

Von den Startwerten ausgehend versuchen die oben erwähnten Lösungsstrategien die Rotations- und Translationsparameter so lange zu variieren, bis die beste Minimierung der Gütefunktion erreicht ist. Dieser Prozeß läuft rekursiv ab. In Sonderfällen kann es zu geringfügigen Schwingungsphänomenen um das Minimum herum kommen, so daß sich keine stabile Lösung einstellt, die einen Abbruch der Berechnung einleiten könnte. Aus diesem Grunde wurden als Abbruchkriterien für den Optimierungsprozeß drei Möglichkeiten berücksichtigt:

- (1) Das Verfahren wird abgebrochen, wenn keine signifikante Lösungsverbesserung innerhalb einer bestimmten Anzahl von Iterationen gefunden wird.
- (2) Das Verfahren wird abgebrochen, wenn die Maximalzahl der erlaubten Iterationen, die im Menü eingegeben werden kann, überschritten wird.
- (3) Das Verfahren wird abgebrochen, wenn eine Mindestanzahl an definierten Pixeln, die ebenfalls im Matching-Menü angegeben wird, unterschritten wird.

Nachdem alle Möglichkeiten während des Programmlaufs gleichzeitig kontrolliert werden, wird die rekursive Optimierung höchstens so lange ablaufen, bis die Maximalzahl an Iterationen erreicht ist. Wird in diesem Zeitraum das Minimum nicht gefunden, kann der Matching-Prozeß mit den berechneten Parametern als Anfangswert nochmals gestartet werden, um die Lösung zu verbessern.

Beim Minimierungsprozeß werden nicht alle Oberflächenpunkte der einzelnen Aufnahmen, sondern eine reduzierte Anzahl an Punkten verwendet. Die minimale Anzahl dieser Punkte läßt sich im Menü der Matching-Software eingeben. Sie wird meistens mit Werten um die 1000 gewählt. Die räumliche Verteilung dieser Punkte erfolgt so, daß ein gleichmäßiges Netz über das gesamte Bild gelegt und so lange verfeinert wird, bis die gewünschte Anzahl an Punkten, die in den nicht abgeschatteten definierten Bereichen liegen, überschritten ist. Dies gewährleistet die gleichmäßige Einbeziehung aller Oberflächenareale des vermessenen Objektes. Die Reduktion der Daten während des Minimierungsprozesses führt zu einer entscheidenden Zeitersparnis, die die Voraussetzung für einen effektiven Einsatz eines automatischen Matching-Prozesses schafft.

Der Abstand zwischen korrespondierenden Oberflächenpunkten geht quadratisch in die Gütefunktion ein. Sind z.B. Meßfehler in Form von Ausreißern oder Fehler in Form von Blasen

und Perlen vorhanden, so werden diese größeren Abweichungen in der Gütefunktion überbewertet, was zu falschen Rotations- und Translationsparametern führen kann. Um dies zu vermeiden, werden für die Gütefunktion nur diejenigen Punkte berücksichtigt, deren Abstände in einem bestimmten Intervall, z.B. n -mal Standardabweichung der Differenzen, liegen. Das Intervall ist dabei nicht statisch, sondern wird von Iteration zu Iteration neu bewertet, d.h. Bereiche, die anfangs mit einbezogen werden, können später in der Berechnung ausgeschlossen werden und umgekehrt. Die vorgegebene minimale Anzahl an Punkten wird aber immer kontrolliert und eingehalten. Diese dynamische Maskierung gewährleistet eine vollautomatische intelligente Auswahl von Oberflächenpunkten, die sinnvollerweise im Minimierungsprozeß berücksichtigt werden sollten. Mit dieser Möglichkeit können auch abradierte Bereiche im Folgemodell bei der Berechnung der 3D-Transformation automatisch erkannt und ausgeschlossen werden, sofern immer noch genügend Bereiche vorhanden sind, in denen kein Abrieb stattfand und die gut mit der Ausgangssituation übereinstimmen.

Als Ergebnis des Matching-Prozesses liegen die Translations- und Rotationsparameter vor. Anhand dieser Parameter können die einzelnen Ansichten aufeinander abgebildet werden. Durch Differenzbildung können Unterschiede in den Bildern dargestellt werden. Andererseits können auch verschiedene Aufnahmen zu einem Gesamtbild ohne Abschattungen und Einbeziehung untersichgehender Areale zusammengesetzt werden. Jede einzelne 3D-Aufnahme des Scanners besitzt *a priori* ein regelmäßiges Gitter, wobei zu jeder (x, y) -Koordinate höchstens ein z -Wert existiert. Durch 3D-Transformation der verschiedenen Ansichten kann es jedoch vorkommen, daß im neuen Koordinatensystem zu dem entsprechenden (x', y') -Gitterpunkt zwei oder mehr z' -Werte existieren. Die Einbeziehung dieser untersichgehenden Stellen in die Gesamtansicht erfordert eine vollständig neue Datenstruktur und eine Abkehr vom regulären äquidistantem Gitter. Interessiert man sich für die vollständige Ansicht nur aus einer Richtung, so werden zum Ausgangsbild unter Beibehaltung des äquidistanten Gitters die anderen Aufnahmen hinzugefügt, wobei die untersichgehenden Bereiche weggelassen werden. Das gleiche gilt auch für das Differenzbild. Diese Vorgehensweise kann man als 2.5D-Matching bezeichnen und hat den Vorteil, daß für die Abspeicherung der Daten nur ein geordnetes Array von z -Werten und der Gitterabstand in x - und y -Richtung berücksichtigt werden muß. Die zu einem beliebigen Oberflächenpunkt als nächstes benachbarten Meßpunkte, deren Kenntnis für die bilineare Interpolation notwendig ist, lassen sich einfach anhand der Gitterkoordinaten ermitteln.

Bezieht man untersichgehende Bereiche in die Vervollständigung mit ein, wird die Datenstruktur aufwendiger, da man vom äquidistanten Gitter abweichen muß. Neben dem vollständigen Datentriplett (x, y, z) eines Meßpunktes müssen in diesem Fall zusätzlich die Nachbarschaftsbeziehungen, die aus einer wechselnden Anzahl an benachbarten Meßpunkten bestehen können und eine Approximation der bilinearen Fläche notwendig macht, berücksichtigt werden. Weiterhin erfordert dieses 3D-Matching einen erhöhten Aufwand bezüglich Repräsentation und Darstellung der Datensätze.

3.4.1 2.5D-Matching

Zur Erzeugung des Differenzbildes im Falle des 2.5D-Matchings wird von jedem Meßpunkt des Ausgangsbildes der Abstand in z -Richtung zur korrespondierenden, bilinear interpolierten Fläche des Folgemodells berechnet (Abb. 3.21). Im Gegensatz zu Verfahren, die den vollständigen 3D-Abstand bestimmen (wie auch der Matching-Prozeß selbst), werden mit der z -Differenz die Abstände in den steilen Bereichen verfälscht und zwar stark vergrößert wiedergegeben. Der Volumenwert, der sich bei der z -Differenzbildung aus dem Produkt des z -Abstandes und der Pixelfläche errechnet, führt jedoch aufgrund des Satzes von Cavalieri zum gleichen Ergebnis wie die Produktbildung aus euklidischem Abstand und dem dazu senkrechten Flächenanteil pro Pixel (Bartsch 1986). Der Vorteil der z -Differenz besteht in der einfacheren und fehlertoleranteren Berechnung, da der euklidische 3D-Abstand in Bereichen mit starken Krümmungen und Kanten schwer zu ermitteln ist und zu Fehlern führen kann. Bei der Beurteilung von Differenzbildern sollte allerdings immer an die größeren Abweichungen, die in den steilen Bereichen durch die Berechnung des z -Abstandes auftreten, gedacht werden.

Bei der Vervollständigung werden Bereiche, die im Ausgangsbild abgeschattet sind, durch die Meßergebnisse einer weiteren Ansicht ergänzt. Dazu wird an jedem Gitterpunkt (x, y) der abgeschatteten Areale des Basisbildes kontrolliert, ob in der transformierten Aufnahme in der Umgebung dieser Stelle Meßwerte vorliegen. Ist dies der Fall, so wird der bilinear interpolierte z -Wert der transformierten Ansicht ergänzt. Aufgrund der linearen Eichung läßt sich das Gitter im abgeschatteten Bereich äquidistant fortsetzen, mit dem Vorteil, daß die Gitterpunkte (x, y) eindeutig definiert sind. Ist dagegen im Ausgangsbild ein z -Wert vorhanden und im korrespondierenden Bild eine Abschattung, so bleibt der z -Wert des Ausgangsbildes unverändert. In Bereichen, in denen von beiden Ansichten Meßwerte vorliegen, findet eine gewichtete Mittelwertbildung statt. Fällt die (x, y) -Koordinate des Basisbildes mit der (x', y') -Koordinate

des transformierten zweiten Bildes zusammen, errechnet sich der neue z_{neu} -Wert aus dem Mittelwert der beiden korrespondierenden z bzw. z' -Werte. Je größer der Abstand zwischen der (x', y') - und der (x, y) -Koordinate, desto weniger wird der z' -Wert gewichtet und desto stärker ist der Einfluß des z -Wertes. Der z_{neu} -Wert wird immer an die Stelle der entsprechenden (x, y) -Koordinate geschrieben. Mit dieser Vorgehensweise lassen sich nach und nach weitere Ansichten zu einer bereits vervollständigten Aufnahme hinzufügen.

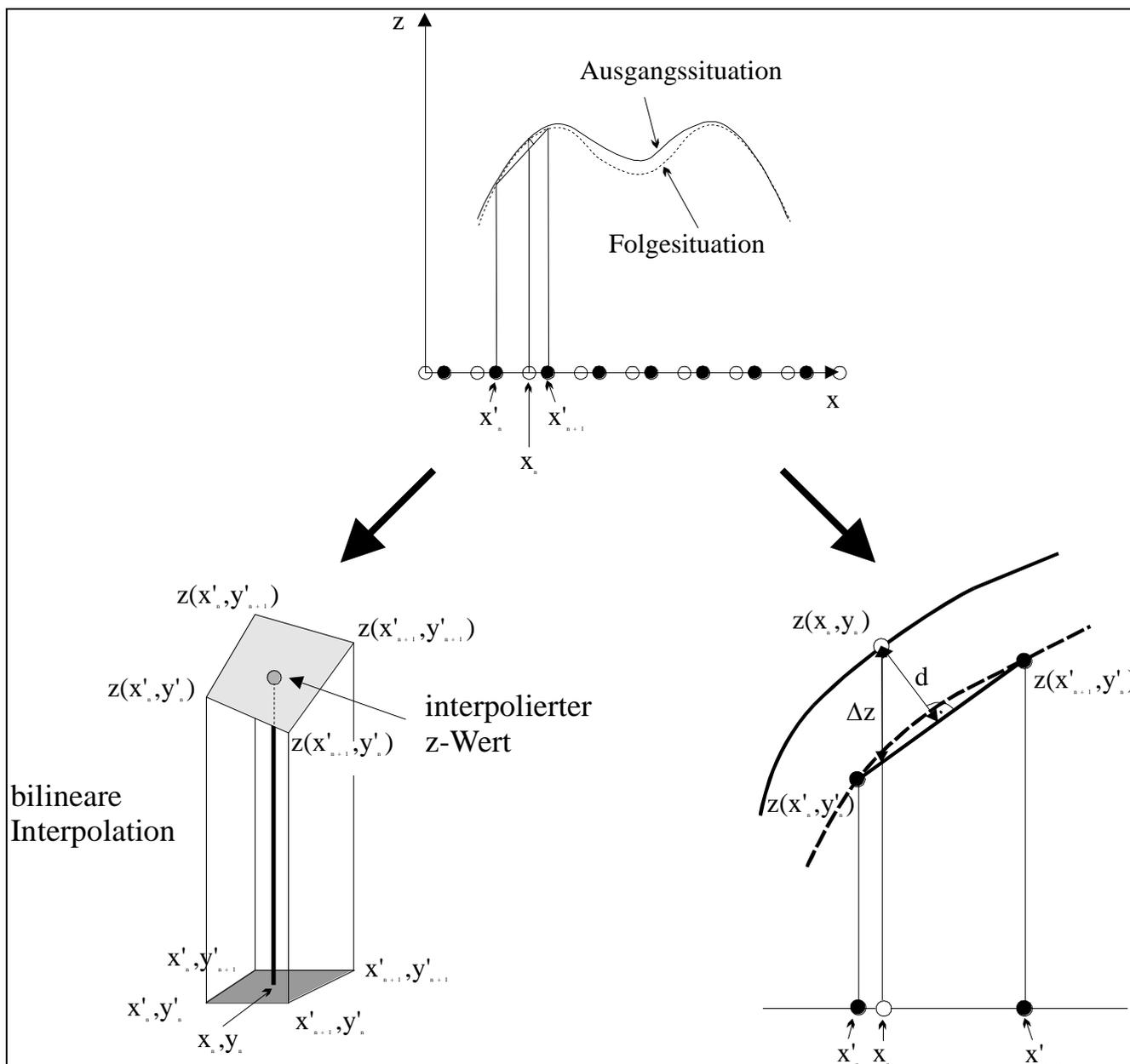


Abb. 3.21: Interpolation und Differenzbildung beim Matching. Die Berechnung des neuen transformierten z -Koordinatenwertes im Ausgangskordinatensystem erfolgt durch bilineare Interpolation der Fläche, die durch die vier benachbarten Meßpunkte aufgespannt wird. Während der automatischen Überlagerung wird der Abstand zwischen den beiden Flächen (d) minimiert. Das Differenzbild zwischen der Ausgangs- und Folgesituation wird durch Subtraktion der korrespondierenden z -Werte (Δz) berechnet.

3.4.2 3D-Matching

Das Zusammenlegen verschiedener Ansichten zu einer vollständigen 3D-Ansicht, die auch untersichgehende Bereiche einschließt, kann auf zwei unterschiedliche Arten erfolgen. Die eine Möglichkeit besteht darin, zu jeder vorhandenen Ansicht die entsprechenden Rotations- und Translationsparameter der 3D-Transformation zu bestimmen, die die gemessenen Oberflächen in eine ausgezeichnete, als Basisansicht bezeichnete, Aufnahme überführen. Der Minimierungsprozeß arbeitet dabei noch auf dem äquidistanten Gitter. Beim schrittweisen Zusammenlegen der einzelnen Teilaufnahmen entsprechend den Transformationsparametern wird jedoch das äquidistante Gitter verlassen und eine Triangulation der Oberflächen durchgeführt. Durch die Aufteilung der Oberfläche in einzelne Dreiecke läßt sich jeder Meßpunkt erfassen, wobei gleichzeitig eine eindeutige Referenzierung von Nachbarschaftspunkten gewährleistet wird. Die Beschreibung des Gesamtbildes in Form von triangulierten Oberflächen erlaubt den Import des Datensatzes in CAD-Programmen und den Einsatz von 3D-Visualisierungsmodulen zur Darstellung des Datensatzes.

Voraussetzung für die beschriebene Vorgehensweise ist, daß alle vorhandenen Aufnahmen mehr oder weniger große Überlappungsbereiche mit der Basisansicht aufweisen, die für eine Bestimmung der Transformationsparameter herangezogen werden können. Ist dies nicht mehr der Fall, z.B. bei der Erzeugung von geschlossenen 3D-Flächen mit Ober- und Unterseite, so kann die zweite Variante durchgeführt werden. Dabei wird bereits zu Beginn des Matching-Prozesses von triangulierten Oberflächen ausgegangen. Das Minimierungsverfahren läuft dann nicht mehr auf dem äquidistanten Gitter, sondern berücksichtigt die besonderen Gegebenheiten der triangulierten Datenstruktur. Der wesentliche Unterschied besteht in der anderen Art der Nachbarschaftsreferenzierung und, da die Anzahl der Nachbarpunkte variieren kann, in der Approximation einer Spline-Fläche zur Bestimmung des interpolierten z' -Wertes anstelle der bilinearen Interpolation. Das Verfahren zur Lösung der Gütefunktion $E(\alpha, \beta, \gamma, t_1, t_2, t_3)$ und die Berechnung der Abstände zwischen korrespondierenden Meßpunkten bleibt jedoch unverändert. Als Ergebnis erhält man ein vervollständigtes Gesamtbild mit einer neu triangulierten Oberfläche.

Die Vereinigung von triangulierten Oberflächen zu einer Gesamtansicht sollte nicht einfach ein Zusammenlegen von Meßpunkten und anschließende Neuvernetzung sein, sondern auch die spezifischen A-Priori-Informationen der Einzelaufnahmen berücksichtigen. Da z.B. eine

Abhängigkeit der Meßgenauigkeit von der Steilheit der Oberfläche besteht, werden in unterschiedlichen Teilansichten gleiche Oberflächenanteile mit unterschiedlichen Genauigkeiten wiedergegeben. Ebenso ist es wichtig, daß feine Oberflächenstrukturen der einzelnen Teilansichten erhalten bleiben und nicht geglättet werden. Bevor ein Zusammenfügen zu einer Gesamtansicht erfolgt, muß also eine Differenzierung einzelner Oberflächenareale in verschiedene Genauigkeitsklassen erfolgen. Es ist nicht sinnvoll, alle Meßpunkte gleich stark zu bewerten.

Die Entscheidungsstrategie für die Differenzierung in unterschiedliche Genauigkeitsklassen beruht auf der Tatsache, daß die Meßgenauigkeit um so schlechter wird, je steiler das Oberflächenareal ist. Da der 3D-Sensor ein äquidistantes x-y-Gitter liefert, sind steilere Strukturen eindeutig durch größere Abstände zwischen benachbarten Punkten charakterisiert. Bei der Superposition zweier Aufnahmen wird dann dem Gitterpunkt der Vorzug gegeben, der die geringeren durchschnittlichen Abstände zu den benachbarten Punkten aufweist, d.h., das dichtere Gitter wird erhalten und das weitmaschigere Gitter verworfen. Diese Strategie läßt sich vollautomatisch durch entsprechende Abfrageroutinen in der Software durchführen. Damit wird gewährleistet, daß keine unnötige Verfeinerung der Oberfläche auftritt, gleichzeitig aber ungenauere Bereiche durch genauere Messungen ersetzt werden. Der Algorithmus liegt mit seinem neuen Modell immer sehr nahe an der Realität der Ausgangsdaten und es kommt nicht zu unerwünschtem Schließen von Löchern (Abschattungen) oder Glättung von Strukturen.

Die Bestimmung von 3D-Differenzen zwischen einem triangulierten Ausgangs- und einem triangulierten Folgemodell ist bei untersichgehenden Bereichen nicht mehr so einfach wie im Falle des 2.5D-Matchings mit äquidistantem Gitter durchzuführen. Prinzipiell könnten Unterschiede zwischen den triangulierten Oberflächen durch Berechnung des euklidischen Abstandes ermittelt werden. Diese Berechnung bereitet jedoch, wie bereits vorher erwähnt, Schwierigkeiten im Bereich von Kanten und Strukturen mit starker Krümmung (z.B. Spalten etc.). Zusätzlich erfordert es einen hohen Aufwand, die auf diese Art ermittelten Abstände im dreidimensionalen Raum zu visualisieren. In unserem Falle wird daher eine perspektivische Differenzbildung durchgeführt. Zuerst legt man die Projektionsrichtung durch Angabe von zwei Winkeln fest. In Richtung diese Projektionsachse werden dann die Differenzen zwischen Ausgangs- und Folgebild berechnet, wobei untersichgehende Bereiche nicht berücksichtigt werden. Da die Meßpunkte im triangulierten 3D-Bild in der Regel nicht mehr äquidistant sind, wird ein äquidistantes Gitter, das senkrecht zur Projektionsachse steht, auf die Oberflä-

che des Objektes projiziert. Der Wert des Abstandes wird genau an den Stellen ermittelt, an denen die Gitterpunkte auf der Objektoberfläche zu liegen kommen. Im Differenzbild wird dann die Gitterebene als x-y-Ebene gewählt und die Abstände in z-Richtung aufgetragen. Mit dieser Vorgehensweise können aus jeder beliebigen Richtung die Abstände zwischen dem Ausgangs- und Folgebild berechnet und dargestellt werden.

4 Genauigkeit des 3D-Laserscanners

4.1 Bestimmung der Genauigkeit und Präzision

Die allgemeinen Grundlagen und Begriffe zur Genauigkeit von Meßverfahren und Meßergebnissen werden im Entwurf zur deutschen und internationalen Norm DIN-ISO 5725 Teil 1: 1996 festgelegt. Die Genauigkeit (accuracy) eines Meßverfahrens wird dadurch beschrieben, daß sowohl die Richtigkeit (trueness) als auch die Präzision (precision) angegeben werden. Unter Präzision versteht man die Streuung voneinander unabhängiger Ermittlungsergebnisse bei mehrfacher Anwendung eines vereinheitlichten Meßprozesses unter (vermutlich) identischen Bedingungen. Die Streuung wird normalerweise als Standardabweichung aus den Meßwerten errechnet und bezieht sich ausschließlich auf Zufallsabweichungen und –einflüsse während des Meßvorganges. Solche im allgemeinen nicht beherrschbaren, zufälligen Abweichungen können durch mehrere Faktoren hervorgerufen werden. Dazu gehören zum einen intrinsische Schwankungen des einzelnen Meßgerätes selbst, zum anderen Schwankungen, die durch den Bearbeiter, die Umgebung (Temperatur, Feuchte, etc.), den Zeitabstand zwischen den Messungen, die Kalibrierung und durch Verwendung baugleicher, jedoch nicht identischer Meßgeräte auftreten können.

Werden alle erwähnten Einflußfaktoren bei der Ermittlung der Präzision berücksichtigt, wie z.B. bei Ringversuchen unter Beteiligung mehrerer Labors, so spricht man von der Präzision unter Vergleichsbedingung oder Vergleichspräzision (reproducibility). Dagegen erhält man die Präzision unter Wiederholungsbedingung oder Wiederholpräzision (repeatability), wenn nur die intrinsischen Streuungen des Meßgerätes betrachtet werden und die anderen erwähnten Einflußfaktoren konstant gehalten werden. Wiederhol- und Vergleichspräzision stellen zwei Extreme der Präzision dar: die erste beschreibt das Minimum und die zweite das Maximum der Ergebnisstreuung. Je nachdem, welche Faktoren konstant oder nicht konstant gehalten werden, sind auch andere Zwischenbedingungen der Präzision vorstellbar.

Die Richtigkeit des Meßverfahrens beschreibt das Ausmaß der Übereinstimmung zwischen dem Mittelwert mehrerer Messungen und dem wahren Bezugswert. Die Differenz zwischen diesen Werten wird als systematische Abweichungskomponente bezeichnet. Da sich die Genauigkeit aus der Richtigkeit und der Präzision zusammensetzt, beschreibt sie das Ausmaß der Übereinstimmung *eines* Meßergebnisses mit dem wahren Bezugswert. Die Varianz der Ge-

naugigkeiten ist dabei die Summe der Varianzen der systematischen Abweichung und der Varianz der Präzision.

Da es sich bei den vorhandenen Definitionen um allgemeingültige Aussagen handelt, müssen für die jeweilige Anwendung auf verschiedenen Meßverfahren noch weitere Anhaltspunkte für eine einheitliche Vorgehensweise unter Einbeziehung geräte- und prozeßspezifischer Merkmale definiert werden. Während für andere optische Meßsysteme (Koordinatenmeßsysteme, geodätische Meßsysteme) bereits DIN-Normen oder VDI-Richtlinien existieren, gibt es noch keine verbindliche DIN-Norm oder VDI-Richtlinie für die Genauigkeitsbestimmung von optischen 3D-Oberflächenmeßverfahren. Kürzlich hat sich eine Kommission gebildet, die in den nächsten Jahren zu diesem Thema eine VDI-Richtlinie erarbeiten soll. Auch für die spezielle zahnmedizinische Applikation gibt es in der Literatur keine einheitlichen Anhaltspunkte für eine sinnvolle Genauigkeitsbestimmung von 3D-Oberflächenmeßsystemen. Zum großen Teil wird diese Vorgehensweise überhaupt nicht beschrieben (siehe Kapitel 2).

Die Genauigkeit von 3D-Oberflächenmeßsystemen ist immer im Zusammenhang mit der spezifischen Meßaufgabe und dem Meßobjekt zu sehen. So werden Oberflächenvermessungen an technischen Objekten mit klar definierten Kanten und Strukturen andere Anforderungen stellen und Meßergebnisse liefern als Vermessungen von Freiformoberflächen wie Zähne oder Zahnpräparationen. Hier müssen nicht nur Strecken und Längen präzise bestimmt werden, sondern jeder einzelne Meßpunkt der Oberfläche muß exakt wiedergeben werden, um eine hohe Detailauflösung zu gewährleisten. Weiterhin muß auch die Genauigkeitsbestimmung über den gesamten ausnutzbaren Meßbereich erfolgen, um so Aussagen über verschieden hohe und große Objekte machen zu können.

Aufgrund fehlender Richtlinien und Vorschriften wurde die Genauigkeit des 3D-Triangulationssensors anhand eigens definierter Vorgehensweisen bestimmt. In Anlehnung an die erwähnten DIN-Normen und den Angaben von DeLong (eigene Unterlagen) erfolgte eine sinnvolle Auswahl an Genauigkeiten, Richtigkeiten und Präzisionen, die die besonderen Belange der optischen 3D-Vermessung im Rahmen der zahnmedizinischen Aufgabenstellung berücksichtigen sollen. Gleichzeitig wurde auch ein Vergleich mit einem mechanischen und einem weiteren optischen Sensor durchgeführt.

4.1.1 Material und Methode

Die Werte der Vergleichspräzision konnten nicht ermittelt werden, da es sich bei dem vorhandenen 3D-Sensor um ein einzigartiges Gerät handelte und Laborvergleiche nicht möglich waren. Desgleichen zeigte sich, daß der Einfluß des Bearbeiters auf die Meßergebnisse vernachlässigbar war, so daß nur die Wiederholpräzisionen und die Genauigkeiten bestimmt wurden. Im folgenden sind die durchgeführten Untersuchungen aufgelistet. Alle Messungen mit dem 3D-Scanner erfolgten mit einer Schrittweite von 25 μm in y-Richtung und einer Auflösung von 28 μm in x-Richtung.

Präzision der 3D-Datenerfassung in Abhängigkeit von der Oberflächenneigung: Eine vollständige plane Oberfläche (Ebene) aus Gips (Fuji-Rock white, GC, Japan) wurde in unterschiedlichen Neigungen zur Horizontalen vermessen. Die Neigung erfolgte durch Drehung der Oberfläche um die y-Achse. In jeder Neigung wurde die Oberfläche 6 mal in der gleichen Position mit einer Anzahl von ca. 70.000 Meßpunkten vermessen. Von jeder Kombination zweier Aufnahmen mit der gleichen Neigung wurde dann ein Differenzbild erstellt, indem Punkt für Punkt die Meßwerte subtrahiert und in das neue Bild übertragen wurden. Anschließend wurde die Standardabweichung unter Einbeziehung aller Werte über das gesamte Differenzbild berechnet. Diese Standardabweichung stellt ein Maß für die Präzision des Verfahrens in Bezug auf jeden einzelnen Meßpunkt dar (RMS/pt = root mean square/ point). Durch Mittelung der einzelnen Standardabweichungen pro Kombination erhält man die gewünschte Wiederholpräzision.

Genauigkeit der 3D-Datenerfassung in Abhängigkeit von der Oberflächenneigung: Ähnlich wie zuvor wurde die Gipsebene in den unterschiedlichen Neigungen 6 mal vermessen. Zu jeder Aufnahme wurde die Regressionsebene berechnet und die Standardabweichung der einzelnen Meßwerte zu dieser idealen Ebene (realer Bezugswert) ermittelt (Abb. 4.1). Diese Standardabweichung stellt ein Maß für die Genauigkeit des Verfahrens bezogen auf jeden einzelnen Meßpunkt dar (RMS/pt).

Präzision der 3D-Datenerfassung bei Zahnoberflächen und Zahnpräparationen (P3D-Wert): Von 15 kariesfreien Zähnen wurden Gipsmodelle (Fuji-Rock white) angefertigt. Ebenso wurden sowohl 15 mod-Präparationen als auch 15 Kronenpräparationen ausgewählt. Jede Zahnoberfläche oder Präparation wurde 6 mal in der gleichen Position vermessen und von jedem korrespondierenden Paar das Differenzbild erzeugt. Die Standardabweichungen für jedes Dif-

ferenzbild wurden berechnet und der Mittelwert dieser Standardabweichungen bestimmt (RMS/pt). Dieser Wert beschreibt die Präzision des Scanners im Falle von Zahnoberflächen und Präparationen.

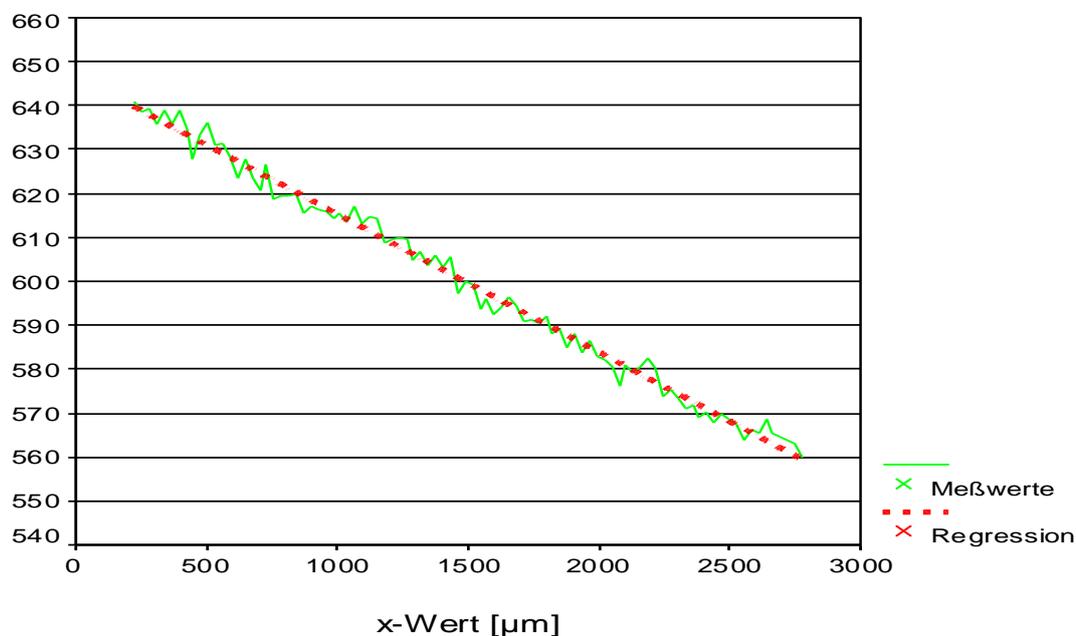


Abb. 4.1: Regressionsebene durch die gemessenen Daten (Querschnitt). Die Standardabweichung der Meßdaten von der Regressionsebene beschreiben die Genauigkeit der 3D-Datenerfassung.

Präzision des Matchingprozesses (PM-Wert): Datensätze von 10 gescannten Zahnoberflächen wurden mittels Software in verschiedenen Richtungen gedreht und verschoben (Tab. 4.1). Die so rotierten Datensätze, deren neue Gitterpunkte interpoliert werden mußten, wurden mit dem unveränderten Ausgangsbild automatisch überlagert und anschließend das Differenzbild erzeugt. Die Standardabweichungen für jedes Differenzbild wurden berechnet und gemittelt (PM-Wert).

Genauigkeit der 3D-Datenerfassung in Kombination mit der automatischen Überlagerung (G3D-Wert): Jedes Gipsmodell der vorher erwähnten Zahnoberflächen (n=15) sowie Präparationen (mod: n=15 und Krone: n=15) wurde gescannt. Nach der ersten Vermessung wurde das Modell ungefähr entsprechend der in Tab. 4.1 angegebenen Werte manuell rotiert und translatiert. In dieser Position erfolgte die zweite Messung. Diese Folgesituation wurde mit der Ausgangssituation automatisch überlagert und anschließend die Standardabweichung über das gesamte Differenzbild berechnet. Durch die Überlagerung unterschiedlicher Ansichten der gleichen Objekt Oberfläche lassen sich im Differenzbild Fehler in der Eichung, Effekte bedingt durch unterschiedliche Neigungen der Oberflächen, Unterschiede in der Detailauflösung,

Subsamplingeffekte etc. nachweisen. Die Durchführung dieser Prozedur für sehr viele verschiedene Ansichten und Modelle läßt eine Bewertung der Genauigkeit zu, da die Differenzen (bzw. deren Standardabweichungen) um so kleiner werden, je genauer die einzelnen Scans die wahre Realität wiedergeben.

Anzahl Zähne	Rotationsachse	Drehwinkel [°]	Translationsachse	Verschiebung [mm]
3	z	60	y	2
3	z	120	y	1,5
3	z	180	y	3
3	x	45	y	2
3	y	45	z	1

Tab. 4.1: Rotations- und Translationswerte bei der Bestimmung der Genauigkeit von Zahnoberflächen, mod-Kavitäten und Kronenpräparationen.

4.1.2 Ergebnisse

Die Präzision und Genauigkeit des 3D-Scanners in Abhängigkeit von der Oberflächenneigung sind in Abb. 4.2 zu sehen. Bis zu einer Steigung von 60° liegt die Genauigkeit unter 6 µm,

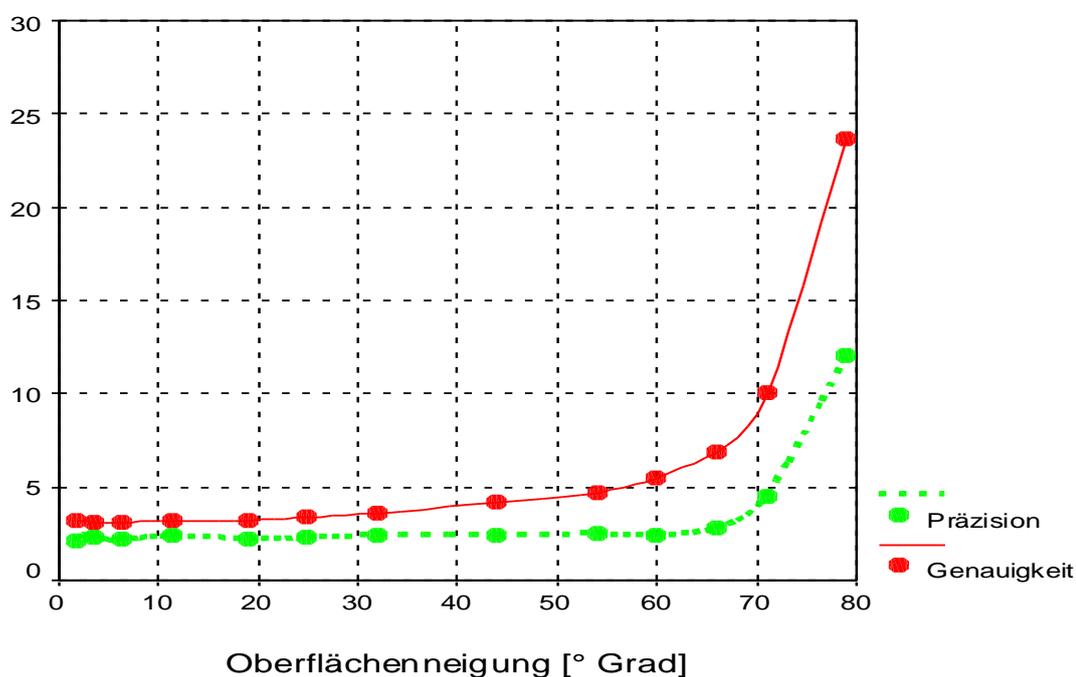


Abb. 4.2: Genauigkeit und Präzision des 3D-Scanners in Abhängigkeit von der Oberflächenneigung.

während bei Neigungen von über 70° eine starke Zunahme der Meßunsicherheit zu beobachten ist. Das entsprechende gilt für die Präzision, die bis zu einer Steigung von 60° Werte von weniger als 3 µm aufweist. Die Ergebnisse der Genauigkeiten und Präzisionen im Falle der

Zahnoberflächen- und Präparationsvermessung und des Matching-Programms sind in Tab. 4.2 zu sehen.

Präzision des Matchingprogramms	0,2 +/-0.05 μm
Präzision der Zahnoberflächenvermessung	2,2 +/-0,5 μm
Genauigkeit Zahnoberfläche (nach Matching)	10,1 +/-2,0 μm
Genauigkeit mod-Kavität (nach Matching)	12,1 +/-1,9 μm
Genauigkeit Kronenpräparation (nach Matching)	10,9 +/-1,9 μm

Tab. 4.2: Ergebnisse für die Genauigkeit und Präzision des 3D-Scanners.

4.1.3 Diskussion

Die intrinsischen Fehler des Meßsystems, die durch Positionierungenauigkeiten der Schrittmotoren, durch das Kamerarauschen, durch das Videosignal, durch den AD-Wandler etc. hervorgerufen werden, werden durch die Angabe der Präzision beschrieben. Die Bestimmung der Genauigkeit im Falle der planen Oberfläche umfaßt zusätzlich noch Fehler, die von der Oberfläche des Meßobjektes herrühren und den Einfluß von Rauigkeiten, Speckle-Effekten, Eindringen des Lichtstrahls in die Oberfläche und unterschiedliche Oberflächenreflektivitäten berücksichtigen. Daher ist es auch einsichtig, daß die Präzision immer kleinere Abweichungen aufweist als die Genauigkeit. Die Zunahme beider Werte bei steigender Oberflächenneigung läßt sich zum einen aus der Tatsache erklären, daß der unterschiedlich große Höhenmeßbereich Einfluß auf die Messung nimmt. Zum anderen wird die Rückstreuung des Lichtes auf steilen Oberflächen immer mehr von der mikroskopischen Struktur beeinflusst, was ebenfalls zu einer ungenaueren Messung führt. Winkel oberhalb von 70° sollten bei der Auswertung der Meßergebnisse ausgeschlossen werden.

Die Präzision bei der Zahnoberflächenvermessung umfaßt den Einfluß der unterschiedlichen Neigungen innerhalb einer einzigen Aufnahme. Ein Wert von 3 μm deutet darauf hin, daß Oberflächenneigungen über 60° im Falle von Zahnoberflächen sehr selten sind und damit keinen Einfluß auf das Meßergebnis nehmen.

Die Präzision des Matchingprogramms liegt bei Werten unterhalb von 0,5 μm , d.h. die Fehler, die durch die Matchingsoftware auftreten, sind sehr gering und können vernachlässigt werden. Gleichzeitig beweist die hohe Präzision, daß bei der automatischen Überlagerung eine sehr feine Subpixelauflösung erzielt wird. Dies ist bei interaktiven Positionier- bzw. Überlage-

rungsprogrammen nicht möglich. Das interaktive Anklicken von Referenzpunkten kann immer nur auf einem pixelquantisierten Gitter erfolgen und wird demnach bei der Überlagerung zweier Aufnahmen zu keiner Transformation, die genauer als der Pixelabstand ist, führen. Nur durch das automatische Matching läßt sich ein hochpräziser Überlagerungsprozeß mit Subpixelauflösung erzielen.

Die Genauigkeit der 3D-Datenerfassung in Kombination mit automatischem Matching beschreibt neben den intrinsischen Fehlern des Meßsystems und den Oberflächeneigenschaften des Meßobjektes auch Fehler, die durch Eichung, unterschiedliche Oberflächenneigungen, Verzerrungen, Subsampling und durch die unterschiedliche Auflösung von Oberflächendetails hervorgerufen werden. Letzteres führt vor allem dann zu großen Abweichungen, wenn eine starke Filterung zur Glättung von verrauschten Meßwerten eingesetzt wird. Je nach Aufnahme-richtung wird die Filterung zu unterschiedlichen Glättungseffekten der Oberflächendetails führen, die sich bei der Überlagerung in größeren Abweichungen bemerkbar machen. Handelt es sich um ein geometrisches Meßobjekt mit einer sehr glatten Oberfläche ohne kleinere Details, so führt eine starke Filterung für den Betrachter zu guten Resultaten. Erst im Falle von Oberflächen mit feinen Details und Strukturen, wie bei Zahnoberflächen, erkennt man die negativen Effekte der Filterung und Glättung. Dies ist beim Vergleich von Meßsystemen zu beachten. Der G3D-Wert bei genügend hoher Anzahl an Meßproben ist also ein aussagekräftiger Wert, der die Eigenschaft des 3D-Systems, die reale Freiformoberfläche möglichst genau und realitätsgetreu zu vermessen, sehr gut beschreibt.

Die Unterschiede zwischen Zahnoberflächen, mod-Kavitäten und Kronenpräparationen lassen sich durch die unterschiedlichen Höhenmeßbereiche und den unterschiedlichen Anteil an steileren Stellen erklären. Insgesamt läßt sich jedoch festhalten, daß auch bei größeren Höhenmeßbereichen eine hohe Gesamtgenauigkeit (G3D-Wert) erzielt wird, die unterhalb von 12 μm liegt.

4.2 Vergleich mit anderen Sensoren

In der Zahnmedizin werden für hohe Anforderungen an die Genauigkeit nahezu ausschließlich mechanische Meßsysteme für die dreidimensionale Formerrfassung eingesetzt (Kapitel 2). Die Frage ist nun, in welchen Einsatzgebieten der optische Triangulationssensor und in wel-

chen der mechanische Sensor Vorteile bietet. Zusätzlich wurde ein Vergleich des Triangulationssensors mit einem optischen Phasenshift-Sensor durchgeführt.

4.2.1 Material und Methode

Bei dem mechanischen Sensor handelt es sich um das Perthometer - FRW750 der Firma Mahr/Perthen (Marburg), das nach dem Profilschnittverfahren arbeitet. Der Tastkopf wird dabei über die Objektoberfläche bewegt und die Auslenkung des Tastarms gemessen. Durch Verschieben des Objektes mit Schrittmotor und Lineartisch können ähnlich wie beim Triangulationssensor mehrere Profile zu einer 3D-Oberfläche zusammengelegt werden. Für Rauheitsmessungen und Konturvermessungen kommen unterschiedliche Tastköpfe zum Einsatz. Aufgrund der höheren Genauigkeit wurde der kleinste Höhenmeßbereich von 1,5 mm gewählt. Die Oberflächenabtastung erfolgte in allen Fällen mit einer Auflösung von $25\mu\text{m}$ x $25\mu\text{m}$ in x- und y-Richtung.

Der Vergleich des mechanischen Sensors mit dem Triangulationsscanner erfolgte an mehreren Meßobjekten, um den Einfluß unterschiedlicher Oberflächenmorphologien zu untersuchen. Zuerst erfolgte die Messung an Stahlkugeln (SKF, Schweinfurt), die eine Rundheitsabweichung von weniger als $0,6\mu\text{m}$ über die gesamte Oberfläche aufwiesen (Güteklasse II). Die Durchmesser der Kugeln betragen 5 mm, 8 mm, 10 mm und 14 mm. Während beim mechanischen System die Kugeln direkt vermessen wurden, mußten die Kugeln vor der optischen Messung mit einem speziellen Puder, das ungefähr eine Schichtstärke von $10\mu\text{m}$ aufweist, beschichtet werden (Met-L-Check Developer, Helling, Hamburg). Die Messungen wurden mit einem idealen, synthetisch erzeugten Kugeldatensatz mit entsprechendem Durchmesser im Matchingprogramm überlagert und das Differenzbild berechnet. Beim Triangulationssensor wurde der Durchmesser für den synthetischen Datensatz jeweils um $10\mu\text{m}$ (Schichtstärke des Puders) vergrößert.

Um den Einfluß von Oberflächenneigungen auf das Meßverhalten des mechanischen Sensors zu überprüfen, wurde das Gipsreplika (Fuji-Rock white, GC, Japan) eines Eichmaßes von DeLong verwendet. Es handelte sich um einen stilisierten Zahn, der genau definierte Abmessungen, Vertiefungen und Oberflächensteigungen aufweist (Abb. 4.3). Weiterhin wurde das Gipsreplika einer Metallplatte vermessen, in die unterschiedlich große Halbkugeln eingefräst waren. Anschließend wurden die mit den beiden Sensoren gemessenen Volumina verglichen.

Die Rauigkeitsmessungen erfolgten an einer ebenen Epoxy-Die-Oberfläche (Epoxy-Die, Ivoclar, Liechtenstein) (Pelka et al. 1993).

Als Sensor mit Phasenshift-Verfahren wurde die optische Vermessungseinheit sowohl des Cerec-I- als auch des Cerec-II-Systems (Siemens, Bensheim) herangezogen. Da sich optische Sensoren im Falle verschiedener Oberflächenmorphologien im Verhalten vom Prinzip her nur wenig unterscheiden, wurde nur die Präzision (P3D-Wert) und die Genauigkeit nach Matching (G3D-Wert) an den vorher erwähnten Zahnmodellen bestimmt (Tab. 4.1). Die gemessenen Datensätze der Cerec-Systeme konnten in das Matchingprogramm importiert und ausgewertet werden.

4.2.2 Ergebnisse

Während die Vermessung der geneigten Oberfläche im Falle des Triangulationssensors keine Probleme bereitet, kommt es beim mechanischen Sensor zu einem Versatz zwischen der horizontalen und der geneigten Fläche (Abb. 4.3). Dies führt zu einem Meßfehler, der in z-Richtung Werte bis zu 100 μm aufweisen kann (Abb. 4.3).

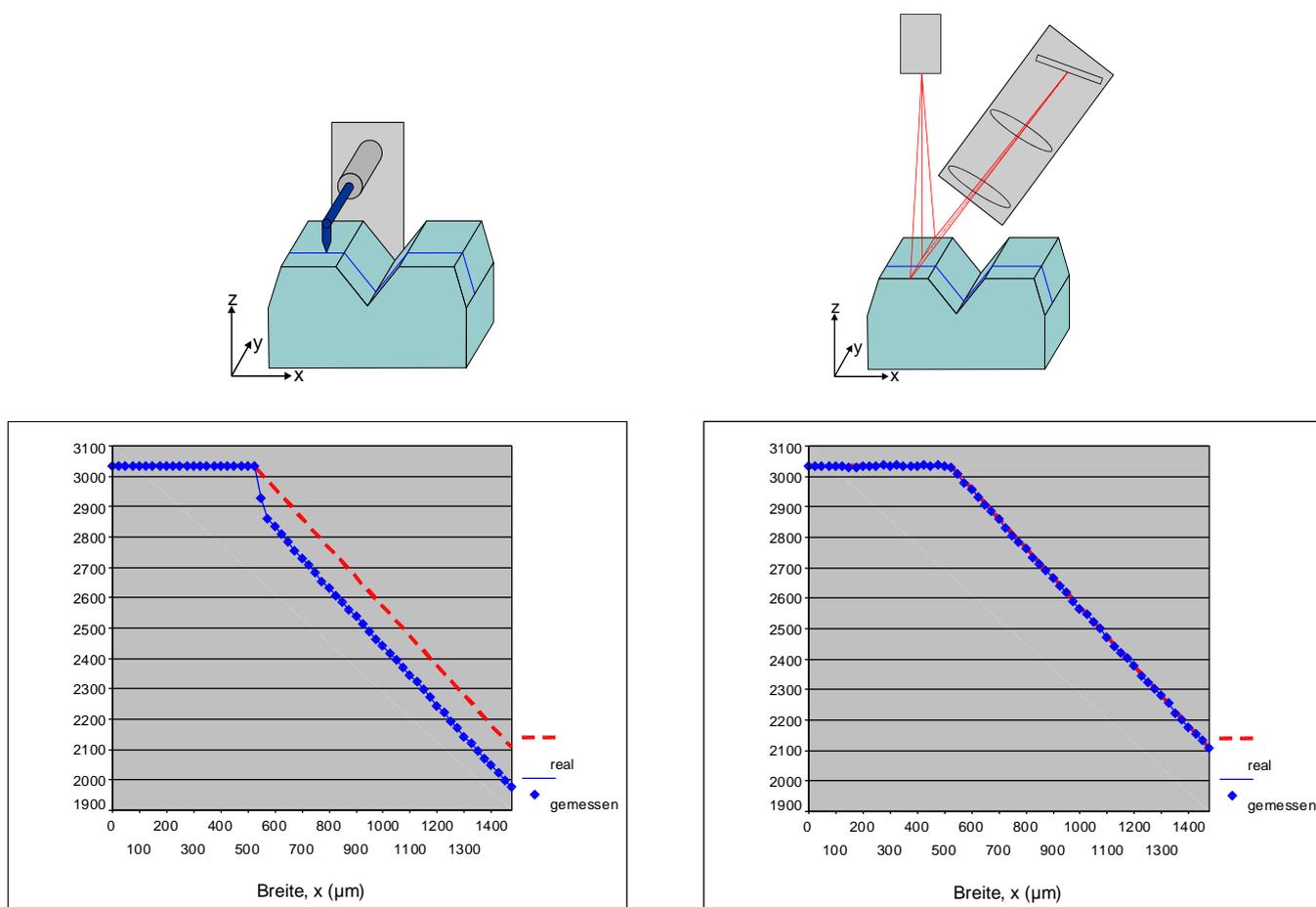


Abb. 4.3: Vermessung der geneigten Oberfläche eines Eichstandards. Beim mechanischen Sensor tritt ein Versatz zwischen gemessener und wahrer Oberfläche auf, während beim 3D-Scanner die gemessenen Werte mit der Realität übereinstimmen.

Die Vermessung der Kugeloberflächen führt zu ähnlichen Resultaten. Die Abweichungen im Differenzbild zwischen der idealen und der gemessenen Kugeloberfläche sind um so größer, je steiler die Neigung der Oberfläche ist. Dieser Effekt trifft zwar auch auf den 3D-Scanner zu, jedoch sind die Abweichungen hier wesentlich geringer. Im Histogramm der Abb. 4.4 sind die Häufigkeiten der einzelnen Differenzwerte aufgetragen. Während beim 3D-Scanner die Werte in der Nähe des Nullpunktes liegen, ist beim mechanischen Sensor eine größere Anzahl an Abweichungen mit höheren Werten zu beobachten.

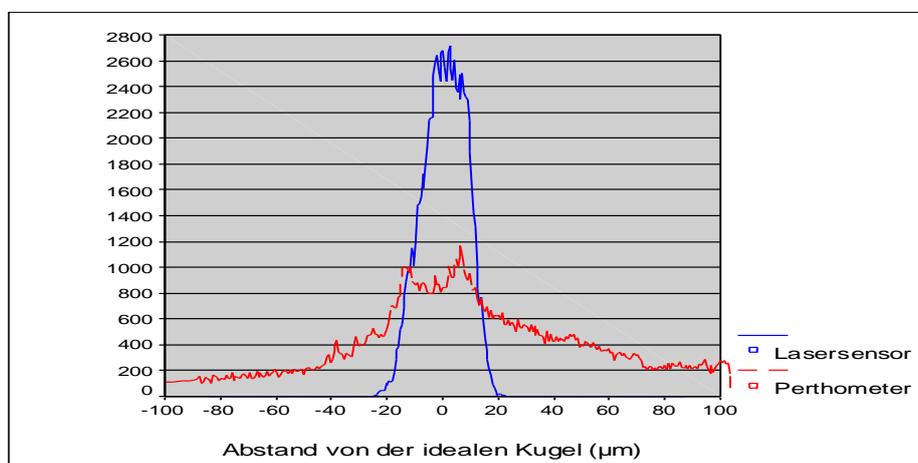
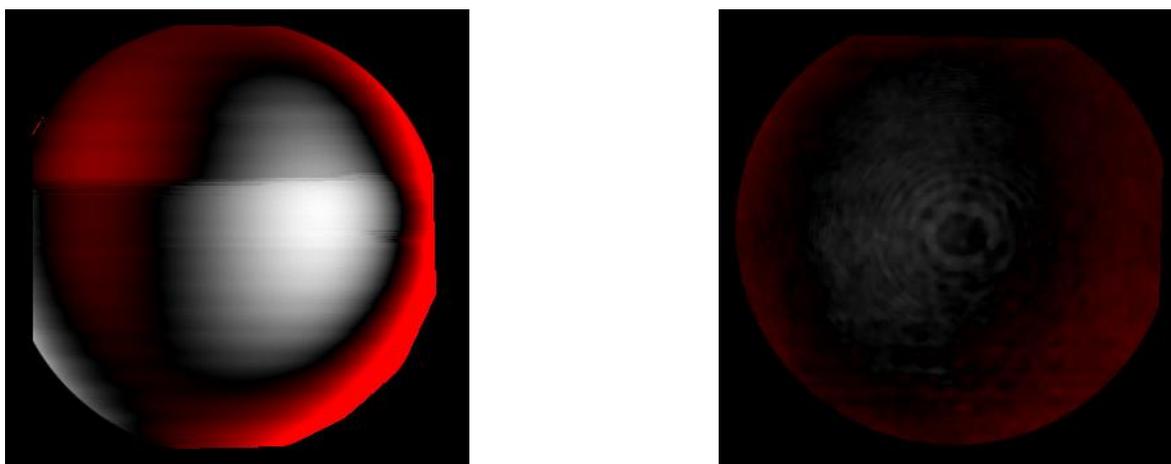


Abb. 4.4: Differenzbilder zwischen der idealen und der gemessenen Kugeloberfläche. Im Histogramm sind die Häufigkeiten der jeweiligen Differenzwerte aufgetragen.

Der beschriebene Versatz des mechanischen Sensors führt im Falle der Vermessung der Halbkugeln zu einem systematischen Fehler. Durch das Ableiten des Tasters werden zu hohe z-Werte gemessen, was sich in einem größeren Volumenwert im Vergleich zum optischen Sensor äußert (Abb. 4.5). Die Resultate der Rauigkeitsvermessung der Ebene sind in Abb.

4.6 zu sehen. Das Rauschen des Perthometers liegt bei ca. $1 \mu\text{m}$ und das Rauschen des Triangulationssensors bei ca. $2 \mu\text{m}$.

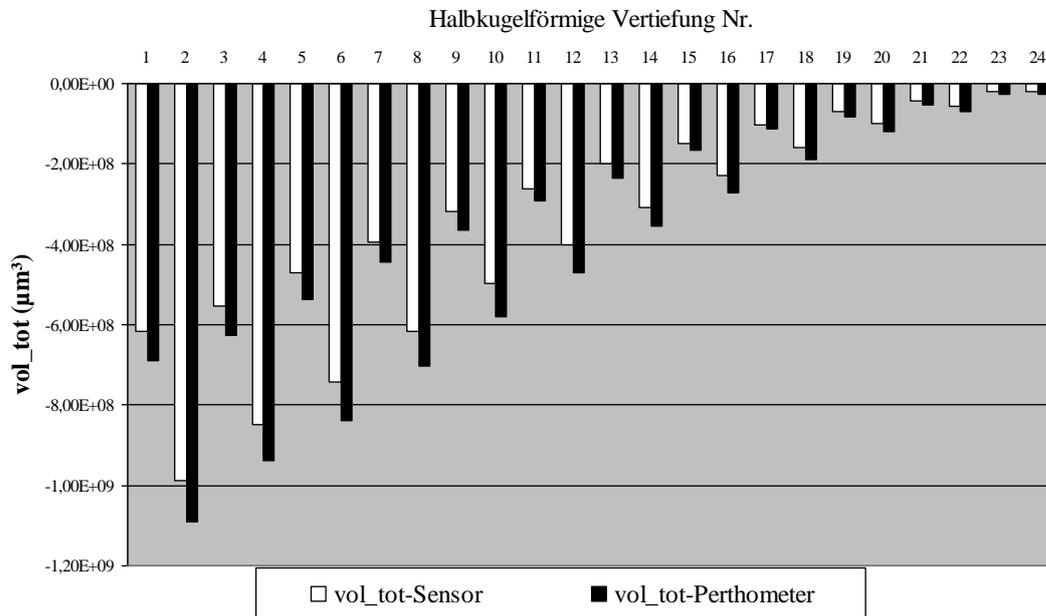


Abb. 4.5: Volumenvermessung der halbkugelförmigen Vertiefungen (Vol_tot: Gesamtes Volumen).

Die Präzision der Cerec-II-Kamera liegt im Falle der Zahnoberflächenvermessung bei $9 \mu\text{m}$, die der älteren Cerec-I-Kamera bei $43 \mu\text{m}$ (Tab. 4.3). Die Genauigkeiten der 3D-Datenerfassung in Kombination mit dem Matching sind im Vergleich zum Triangulationsscanner ($10 \mu\text{m}$) um einiges schlechter. Beim Cerec-I-System liegen sie bei $80 \mu\text{m}$ und bei der verbesserten Cerec-II-Optik immerhin noch bei $53 \mu\text{m}$.

	Präzision	Genauigkeit nach Matching
Triangulationssensor	$2,2 \mu\text{m}$	$10,1 \mu\text{m}$
CEREC-I-Kamera	$43,6 \mu\text{m}$	$80,6 \mu\text{m}$
CEREC-II-Kamera	$9,4 \mu\text{m}$	$52,6 \mu\text{m}$

Tab. 4.3: Ergebnisse der Genauigkeits- und Präzisionsuntersuchung der Cerec-Kameras und des Triangulationssensors.

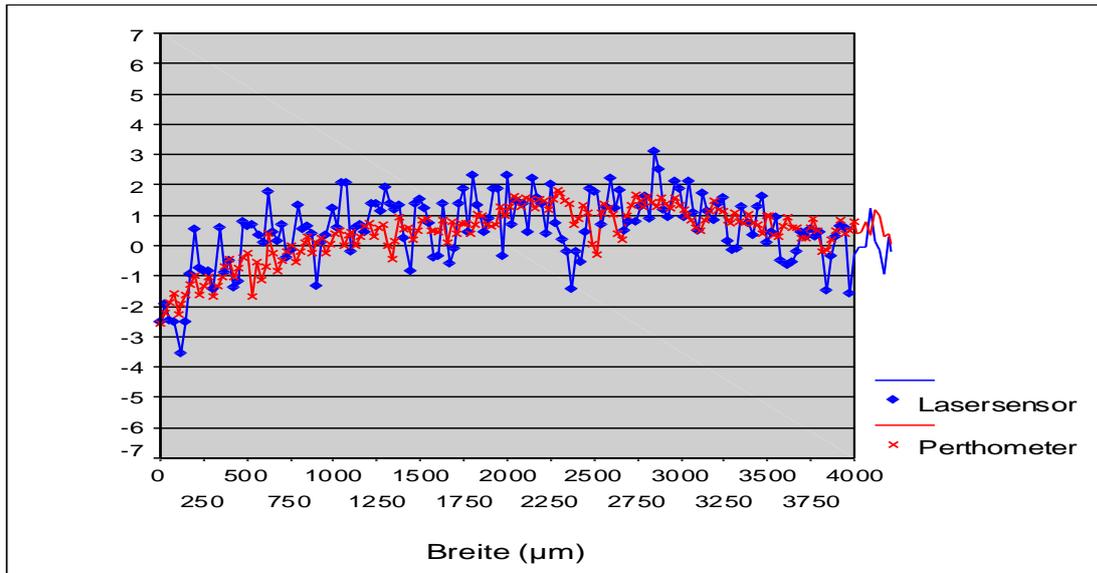


Abb. 4.6: Rauschen der Meßwerte bei der Vermessung einer planen Oberfläche.

4.2.3 Diskussion

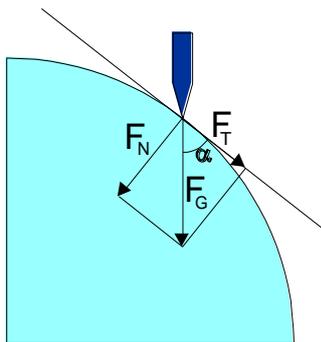


Abb. 4.7: Kräfteverteilung beim Vermessen einer geneigten Oberfläche.

Der Meßfehler des mechanischen Sensors, der bei Oberflächen mit stärkerer Neigung auftritt, kann durch geringfügiges Verschieben des Tastkopfes erklärt werden. Durch die Gewichtskraft kommt es zu einer Hangabtriebskraft, die zum Abgleiten des Tasters führt (Abb. 4.7). Dem wirken die elastischen Verformungsspannungen der Verbiegung und der Verdrillung entgegen. Insgesamt resultiert eine Kraft, die mehr oder weniger zu einer falschen Positionierung des Tastkopfes und damit zu Meßfehlern führt (Pelka et al. 1995). Hinzu kommt, daß der Tastkopf nicht

spitz zuläuft, sondern immer etwas abgerundet ist, um Kratzer oder Verletzungen der Oberfläche zu vermeiden. Die kugelförmige Abrundung führt jedoch an steilen Stellen dazu, daß der Kontakt mit der Oberfläche des Objekts nicht mehr an der tiefsten Stelle des Meßkopfes liegt, sondern etwas seitlich versetzt. Dies führt zu einem falschen Höhenmeßwert (Hewlett et al. 1992, Pelka et al. 1995). Die Fehler, die in unserer Untersuchung bei der Vermessung von Kugeln und Vertiefungen auftraten, zeigen, daß sich der mechanische Sensor für die Vermessung von Zahnoberflächen oder präparierten Zähnen nicht eignet.

Der Nachteil des mechanischen Sensors ist weiterhin der eingeschränkte Höhenmeßbereich und die Zeitdauer des Meßvorganges. Während mit dem 3D-Scanner die Kugeloberfläche in ca. 15 s vermessen werden konnte, benötigte der mechanische Abtastvorgang bei gleicher

Auflösung ca. 2 h. Die Vermessung einer planen Oberfläche zeigt dagegen, daß der mechanische Sensor geringeres Rauschen aufweist als der optische Sensor. Daraus läßt sich folgern, daß für die Auswertung sehr geringer Höhenunterschiede auf flachen Proben das mechanische System höhere Genauigkeiten liefert. Da das Rauschen des optischen Sensors größer ist, kann für die Bestimmung der Oberflächenrauigkeit weiterhin nur die mechanische Abtastung verwendet werden.

Der Unterschied zwischen der Präzision (P3D-Wert) und der Genauigkeit nach 3D-Matching (G3D-Wert) bei den Cerec-Systemen kann auf die starke Filterung der Daten zurückgeführt werden. Man erhält zwar glatte Oberflächen, es ist jedoch fraglich, inwieweit die wahre Oberfläche durch Filterung verfälscht wird. Der hier vorgestellte 3D-Triangulationsscanner weist eine um mehr als den Faktor 5 höhere Genauigkeit auf. Obwohl für die intraorale Vermessung die Cerec-II-Kamera unumstritten das beste System darstellt, ist für Vermessungen von höheren Anforderungen der Triangulationssensor das einzige System, das den beiden Kriterien Genauigkeit und Schnelligkeit im Rahmen zahnmedizinischer Aufgabenstellungen gerecht wird.

5 Anwendungen des 3D-Laserscanners in der Zahnmedizin

5.1 Ermittlung des 3D-Abriebs von Füllungswerkstoffen *in vitro*

Die Ermittlung des Füllungsabriebs verschiedener Materialien *in vitro* erfolgt vorwiegend mit mechanischen 3D-Meßsystemen. Die Proben werden, nachdem sie in Kausimulatoren, Acta-Maschinen oder ähnlichen Verschleißsimulatoren belastet wurden, dreidimensional vermessen und sowohl das abgetragene Volumen als auch der lineare Höhenverlust des Abriebs bestimmt. Es handelt sich dabei vorwiegend um die Vermessung planer oder im Fall der Acta-Maschine rotationssymmetrischer Oberflächen, auf denen sich Abrasionsspuren befinden. Aufgrund der geringen Höhenunterschiede sind die mechanischen Sensoren für diese Meßaufgabe gut geeignet. Ein weiterer Vorteil ist die direkte Vermessung der Materialoberfläche. Dem steht der Nachteil gegenüber, daß die Vermessung mit einer hohen örtlichen Auflösung sehr viel Zeit in Anspruch nimmt und damit der Durchsatz an Materialproben im Labor limitiert ist.

Der enorme Zeitvorteil des 3D-Sensors und die einfache Handhabung könnten hier zu einer Verbesserung führen. Nachteilig ist jedoch, daß die Materialoberflächen von Kompositen, Kompomeren und z.T. auch Glasionomerezementen aufgrund ihrer Transparenz nicht für die direkte optische Messung geeignet sind. Ähnliches gilt für Metalloberflächen, die wegen ihrer Reflektivität Probleme bereiten. Für die optische Vermessung muß daher entweder ein Gipsreplika angefertigt oder eine spezielle Beschichtung der Oberfläche durchgeführt werden. Die Beschichtung sollte dabei nur in einer sehr dünnen Lage erfolgen und günstigstenfalls wieder einfach von der Oberfläche zu entfernen sein. Anhand verschiedener Proben aus dem Kausimulator und der Acta-Maschine wurde der Frage nachgegangen, ob durch Replikatechnik und/ oder Beschichtung bei der Vermessung mit dem optischen 3D-Scanner Unterschiede im Vergleich zum konventionellen Verfahren mit dem mechanischen Sensor auftreten.

5.1.1 Material und Methode

Plane Proben von Dyract und drei weiteren experimentellen Kompomeren (DeTrey/Dentsply, Konstanz) wurden im Kausimulator mit einer horizontalen Gleitbewegung ($F = 55 \text{ N}$; Gleitstrecke = 8 mm) belastet. Als Antagonist fand eine Steatitkugel von 2,5 mm Durchmesser Verwendung. Pro Material wurden zwei Proben untersucht. Die Proben wurden jeweils nach

500, 1.000, 1.500, 2.500, 4.000, 6.000, 13.000, 31.000 und 51.000 Zyklen vermessen. Zusätzlich wurden 10 Kunststoffproben (je zweimal Tetric (Vivadent), Charisma, Solitaire (Kulzer), Metafil P, Metafil P-O (Sun Medical, Japan)) nach 5000 Zyklen mit sehr geringem Abrieb untersucht. Die Vermessung erfolgte im Falle des mechanischen Sensors (Perthometer - FRW 750, Mahr/Perthen, Marburg) direkt auf der Oberfläche, während für den optischen 3D-Sensor Gipsreplikas angefertigt wurden (New Fuji Rock white, GC; Abdruckmaterial: Perma-dyne, Espe). Um die Bedingungen für die Auswertung konstant zu halten, wurde der Startpunkt für die jeweiligen Vermessungen durch eine Referenzmarke auf der Probe markiert. Von dieser Startmarke ausgehend wurde ein Streifen von 5 mm Länge gescannt. Die Auflösung beim mechanischen Sensor betrug $100\ \mu\text{m}$ in x- und y-Richtung, beim Laserscanner $25\ \mu\text{m}$ in x- und y-Richtung.

In einem zweiten Schritt wurde der Einfluß unterschiedlicher Beschichtungen von Oberflächen auf die Auswertungsergebnisse untersucht. Hierzu wurden ebenfalls von verschiedenen Kompositen 8 Abrasionsspuren im Gipsmodell mit dem Laserscanner wie oben beschrieben vermessen. Anschließend wurden diese Proben mit drei unterschiedlichen Beschichtungen (Cerec-Powder, Vita, Bad Säckingen; Met-L-Chek Developer, Helling, Hamburg; PTFE-Spray 650, Starnberger Beschichtungen, Starnberg) überzogen und wieder vermessen.

Die Auswertung der Daten erfolgte im Matchingprogramm. Zuerst wurde die abradierte Bahn ausgeschnitten und in den Hintergrund geschoben. Durch die vorhandene Restfläche wurde dann eine Regressionsebene gefittet. Bei der Herstellung der Proben wurde auf eine vollständig plane Oberfläche geachtet, so daß sich durch Differenzbildung des vermessenen Streifens und der Regressionsebene das absolute Verschleißvolumen bestimmen läßt. Da die Abrasionsbahn am Rand nicht abrupt, sondern kontinuierlich in den von der Abrasion unberührten planen Bereich übergeht, wurde die Grenze bei einer Schwelle von $-10\ \mu\text{m}$ Differenz festgelegt. Die Meßgenauigkeit des 3D-Scanners beträgt bei planen Oberflächen ca. $3,5\ \mu\text{m}$ (Kapitel 4), so daß bei einer Schwelle von $10\ \mu\text{m}$ der Großteil des Rauschens (99%) ausgeschlossen ist. Durch den z-Clip bei $-10\ \mu\text{m}$ werden also nur noch Areale vorhanden sein, die einen Abtrag von mehr als $10\ \mu\text{m}$ aufweisen und gleichzeitig nicht vom Meßrauschen herrühren. Nach dem z-Clip kann die Abrasionsbahn bequem großzügig ausgeschnitten und selektiert werden, um eventuelle Fehler durch Blasen oder Defekte auf der restlichen Oberfläche von der Auswertung auszuschließen. Das berechnete Verschleißvolumen der beiden Sensoren wurde miteinander korreliert (linearer Pearson-Bravais-Korrelationskoeffizient, $p=0,05$). Zusätzlich

erfolgte eine statistische Analyse mittels t-Test für abhängige Stichproben ($p=0,05$) (SPSS 7.5/ Windows NT).

Der Einfluß der Beschichtungen bei Zahnoberflächenvermessung wurde ebenfalls untersucht. Gipsmodelle (Fuji-Rock, golden-brown, GC, Japan) von 5 Molaren und 3 Prämolaren wurden im Laserscanner vermessen. Nach dieser Referenzmessung wurden die Oberflächen solange beschichtet, bis ein hauchdünner gleichmäßiger weißer Überzug vorhanden war und vom gelben Gips nichts mehr zu sehen war. In der gleichen Position wie die Referenzmessung erfolgte dann die 3D-Vermessung der beschichteten Oberfläche. Durch Differenzbildung zwischen den entsprechenden Aufnahmen konnte die mittlere Schichtstärke und Standardabweichung über die gesamte Oberfläche oder in den einzelnen Oberflächenarealen ermittelt werden.

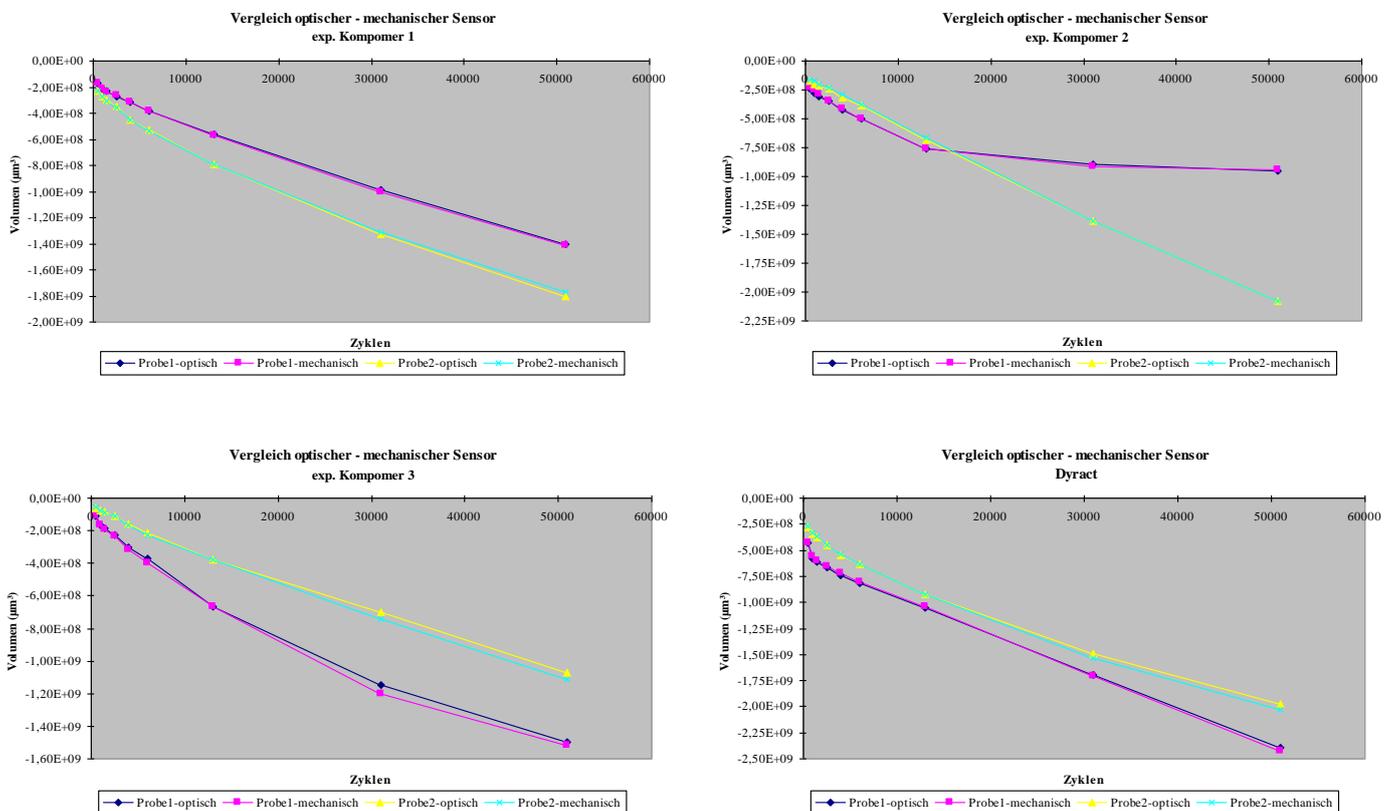


Abb. 5.1: Vergleich des mechanischen und optischen Sensors anhand verschiedener Abrasionsspuren von Komperen, die im Kausimulator *in vitro* erzeugt wurden. Sogar bei 500 Zyklen läßt sich kein Unterschied trotz der äußerst geringen Abrasionstiefen zwischen den beiden Sensoren erkennen.

5.1.2 Ergebnisse

Die Vermessungszeiten betragen im Falle des mechanischen Systems für 5.000 Meßpunkte ca. 15 min, im Falle des 3D-Laserscanners für 80.000 Meßpunkte ca. 15 s. Die Ergebnisse der Volumenvermessung sind in Abb. 5.1 für die Kompomergruppe und in Abb. 5.2 für die Kompositgruppe zu sehen. Es wurden keine signifikanten Unterschiede selbst bei sehr geringen Abtragsraten zwischen der Vorgehensweise mit dem Laserscanner und der des Perthometers gefunden. Der Korrelationskoeffizient beträgt $r=0,9996$ ($p < 0,001$). Auch Mittelwerte und Maximalwerte weisen keine signifikanten Unterschiede auf (Abb. 5.2).

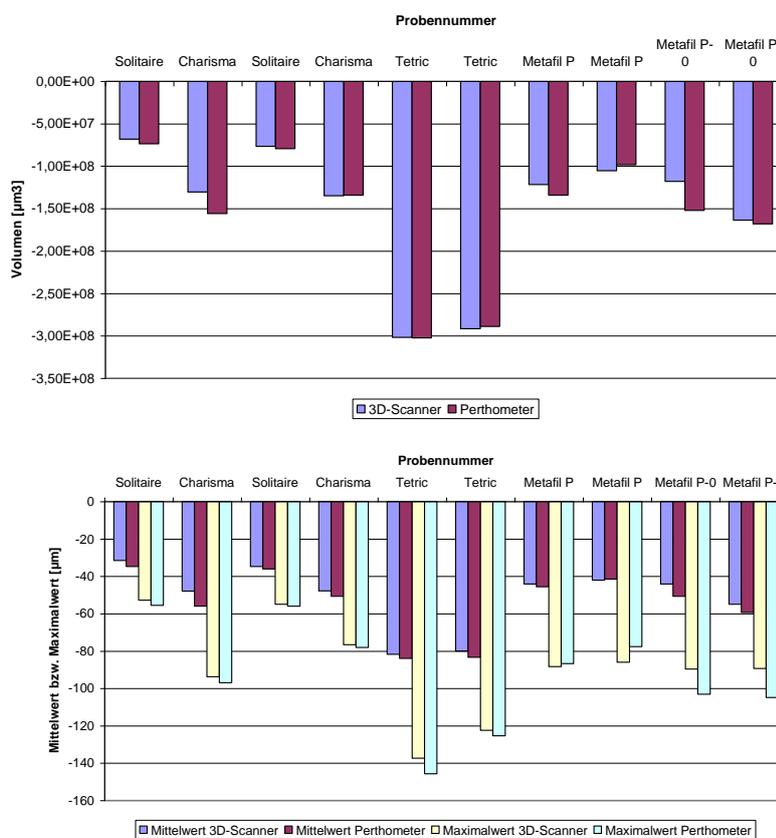


Abb. 5.2: Vergleich von mechanischem und optischem Sensor bei der Vermessung von Komposit-Abrasionsspuren nach 5.000 Zyklen im Kausimulator. Die Maximalwerte, die Mittelwerte und das Abrasionvolumen weisen selbst bei kaum sichtbaren Abrasionsspuren keine signifikanten Unterschiede auf.

Die Ergebnisse der Vermessung von Abrasionsspuren nach Beschichtung sind in Abb. 5.3 zu sehen. Auch hier lassen sich keine Unterschiede zur unbeschichteten Probe nachweisen ($r > 0,99$ für alle drei Beschichtungen, $p < 0,01$), obwohl die Abtragsraten äußerst gering waren (Maximalwerte $< 85 \mu\text{m}$). Die Durchschnittsdicken der Beschichtungen bei Zahnoberflächen sind in Tab. 5.1 dargestellt. Die glatteste Oberflächenbeschichtung erhielt man beim Met-L-Chek-Verfahren, während das Cerec-Pulver eine "grießelige" Oberfläche aufwies. Allerdings ist zu berücksichtigen, daß es in Fissuren und Einziehungen in allen Fällen zu einer Anhäu-

fung von Beschichtungsmittel kam und die Dicke bis auf 100 μm ansteigen konnte (Abb. 5.4). Es hat sich dabei herausgestellt, daß ein gleichmäßig dünner Überzug kritisch von der vorsichtigen Handhabung des Sprays oder Pulvers abhängt.

Beschichtung von Zahnoberflächen	Cerec-Powder	Met-L-Chek Develop	PTFE-Spray 650
Schichtdicke (Mittelwert [μm])	27,2 (+/- 7,4)	12,4 (+/-2,1)	9,3 (+/-2,5)

Tab. 5.1: Mittlere Schichtdicke bei der Beschichtung von Zahnoberflächen. Voraussetzung für die Ermittlung der Werte war ein gleichmäßiger vollständiger Überzug der Oberfläche.

5.1.3 Diskussion

Die Untersuchungen zeigen, daß für die Abrasionsvermessung die Auswertung mit dem Lasersensor die gleichen Resultate liefert wie mit dem Perthometer. Speziell kam es durch die angewandte Replikatechnik zu keinen zusätzlichen Ungenauigkeiten. Auch die Parameter Mittelwert und Maximum des Abtrages zeigen keine Unterschiede, so daß bei der Auswertung von Abrasionsspuren beide Verfahren als gleichwertig eingestuft werden können.

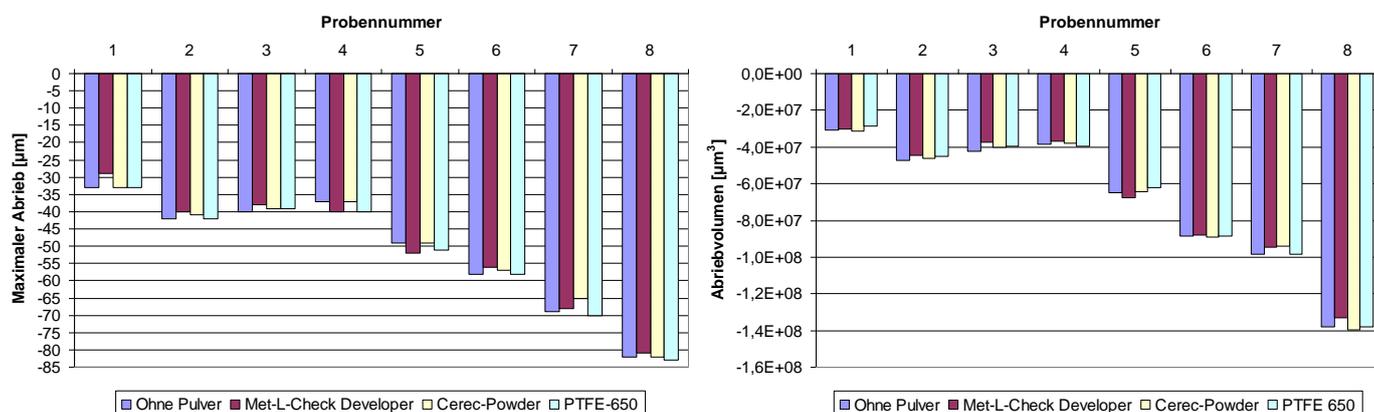


Abb. 5.3: Einfluß unterschiedlicher Beschichtungen auf das Ergebnis bei der *in vitro* Abrasionsvermessung von Kompositen. Das Abrasionsvolumen und die Maximalwerte der Abrasionsspuren sind dargestellt.

Bei den Beschichtungen lassen sich im Falle der Vermessung von Abrasionsspuren keine Unterschiede zwischen den Volumenwerten einerseits und den Maximalwerten andererseits erkennen. Der Auftrag dürfte in diesen Anwendungsbeispielen zu einer gleichmäßig dicken Schichtstärke führen, wobei alle relevanten Größen der Abrasion unverändert bleiben. Dieses Verfahren kann alternativ zur Replika-Technik angewandt werden und bietet vor allem bei

der Vermessung von Rädern aus der Acta-Maschine Vorteile. Werden dagegen stärker strukturierte Oberflächen wie z.B. Kauflächen von Zähnen beschichtet, so kommt es im Bereich starker Einziehungen und Fissuren zu einer Anhäufung von Material und damit zu unterschiedlichen Schichtstärken, die dann die Meßergebnisse beeinflussen können (Abb. 5.4). Durch vorsichtiges und kontrolliertes Aufbringen des Materials lassen sich jedoch diese Fehler verringern und, da es sich im Vergleich zum gesamten Areal nur um einen äußerst kleinen Bereich handelt, diese Fehler bei der Auswertung vernachlässigen. Aufgrund der geringeren Schichtstärken sind für die Beschichtung von Zahnoberflächen das Met-L-Check Developer und das PTFE 650-Spray besser geeignet als das Cerec-Powder. Diese Aussagen beziehen sich natürlich nur auf In-vitro-Untersuchungen.

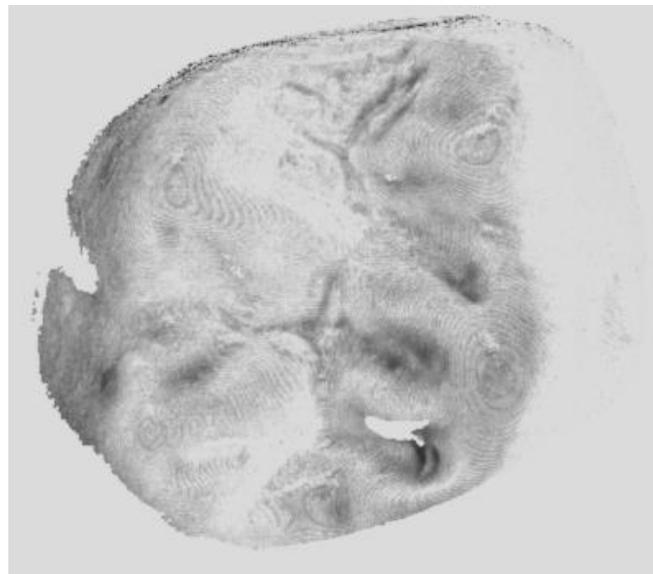


Abb. 5.4: Differenzbild zwischen unbeschichteter und beschichteter Zahnoberfläche. In den Fissuren und Vertiefungen kommt es zu einer Anhäufung von Material, was zu größeren Schichtstärken führt (Grauwertbild: dunkle Bereiche – große Differenzen, helle Bereiche – geringe Differenzen).

5.1.4 Zusammenfassung

- Die Meßzeiten beim 3D-Scanner sind trotz der 16fach höheren Auflösung um den Faktor 60 kürzer als beim mechanischen Sensor.
- Die Meßergebnisse sind selbst bei sehr kleinen Verschleißraten bei beiden Sensoren völlig identisch.
- Die Anfertigung von Gipsreplikas oder die direkte Beschichtung der Probenoberflächen führt bei den verwendeten Materialien zu keinem zusätzlichen Fehler.

5.2 Ermittlung des 3D-Abriebs von Füllungswerkstoffen *in vivo*

Die ursprüngliche Intention bei der Entwicklung des Laserscanners war mit dem Wunsch verbunden, Abrieb von Füllungswerkstoffen *in vivo* zu bestimmen. 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 dem Praktiker und auch für die weitere Forschung die entsprechenden Empfehlungen geben zu können. Mit dem vorhandenen 3D-Sensor steht erstmalig ein Gerät zur Verfügung, mit dem prinzipiell hochgenau Verschleißunterschiede zwischen Ausgangs- und Folgesituationen bestimmt werden können. Zusätzlich ermöglicht der automatische Überlagerungsvorgang ein referenzpunktfreies und für den Patienten wenig belastendes Vorgehen.

Die verschiedenen Einflußfaktoren auf die Abrasion und die unterschiedlichen Mechanismen des Verschleißes wurden bereits ausführlich von Kunzelmann (1996) beschrieben. Gegenstand dieses Abschnittes soll daher sein, die Vorgehensweise und die Eigenschaften des Scanners bei der Abrasionsmessung darzustellen und in diesem Zusammenhang herauszufinden, welche Parameter der generierten Daten sich für die Beschreibung des Verschleißes eignen. Im Falle einer an der Poliklinik für Zahnerhaltung laufenden klinischen Studie wurde der unterschiedliche Abrieb von Keramikinlays (Empress, Ivoclar, Liechtenstein) und Kompositinlays (Tetric, Vivadent, Liechtenstein, TPH Spectrum, Detrey/Dentsply, Konstanz) bei ausgedehnten mod-Präparationen (okklusale Isthmusweite $> 2/3$ Höckerabstand) nach 1 und 2 Jahren Trageperiode ermittelt. Zusätzlich wurden 1- und 2-Jahres-Ergebnisse von kleineren Kompositinlays und Kompositfüllungen des gleichen Materials (Tetric) erhoben (okklusale Isthmusweite $< 1/2$ Höckerabstand).

5.2.1 Material und Methode

72 ausgedehnte, für die Versorgung mit Inlays vorgesehene, mod-Präparationen wurden für diese Studie ausgewählt. Dabei handelte es sich um 49 Prämolaren und 23 Molaren bei 51 Patienten. Es wurden nur mod-Kavitäten berücksichtigt, deren okklusale Isthmusweite größer als $2/3$ des orovestibulären Höckerabstandes war. Diese Kavitäten wurden zum einen mit Kompositinlays (Tetric, $n= 24$; TPH, $n= 17$), zum anderen mit Keramikinlays (Empress, $n=$

31) versorgt. Die Kompositinlays wurden im Labor in der indirekten Technik hergestellt und im Lichtofen (Unilux AC, Kulzer) nachvergütet. Für die Erstellung der Keramikinlays wurde das Lost-wax-Verfahren angewandt.

Vor dem Einsetzen der Inlays wurde nach Legen des Kofferdams der Schmelzrand der Kavität mit 37,5%iger Phosphorsäure (Esticid, Kulzer) für 40 s angeätzt. Das Dentinbonding erfolgte mit Syntac Primer, Adhesiv und Bond (Syntac, Vivadent) entsprechend den Herstellerangaben, wobei die Bondingschicht vor dem Einbringen der Inlays nicht ausgehärtet wurde. Die Innenseite der Inlays wurde mit 5%iger-Flußsäure (VitaEtch, Vita, Bad Säckingen) (Keramikinlays: 60-90 s, Kompositinlays: 15 s) angeätzt und silanisiert (Monobond-S, Vivadent). Die Inlays wurden entsprechend der USI (ultra sonic insertion) - Technik mit dem Befestigungskomposit Variolink Ultra (Vivadent) eingesetzt. Nach Entfernung der Überschüsse erfolgte die Lichtaushärtung von allen Seiten.

In einer weiteren Studie wurden für die Versorgung 42 kleinerer Kavitäten (okklusale Isthmusweite $< 1/2$ Höckerabstand), die einflächig, zweiflächig oder dreiflächig waren, 21 Kompositfüllungen gelegt und 21 Kompositinlays angefertigt (beide Tetric, Vivadent). Davon waren 26 Prämolaren und 16 Molaren, wobei die Aufteilung von Kompositfüllungen und -inlays annähernd gleich war. Während die Kompositinlays wie oben beschrieben angefertigt wurden, wurde bei den Füllungen nach Legen des Kofferdams und einer durchsichtigen Matrize das Material in Mehrschichttechnik eingebracht und ausgehärtet. Zuvor erfolgte noch die Konditionierung für das Dentinbonding (Syntac).

Nach ungefähr einer Woche wurden von den Inlays Abdrücke (Impregum, Espe) genommen und die Situation inklusive Okklusions- und Artikulationskontakten mit Fotoaufnahmen dokumentiert. Nach einer Trageperiode von 1 bzw. 2 Jahren erfolgte eine weitere Dokumentation der Situation mit Abformung und Fotoaufnahme. Während bei den ausgedehnten Präparationen die 1- und 2 - Jahressituationen unterschiedlichen Fällen entsprachen, konnte bei den kleineren Füllungen und Inlays am gleichen Fall sowohl die 1-Jahres- als auch die 2-Jahressituation dokumentiert werden. Die Abdrücke wurden anschließend mit weißem Superhartgips (Fuji-Rock white, GC, Japan) für die Vermessung mit dem Laserscanner ausgegossen. Jede Zahnoberfläche wurde zweimal aus entgegengesetzten Richtungen (0°-Grad und 180°-Grad Position) vermessen, um Abschattungen zu vermeiden.

5.2.1.1 Überlagerung von Objekten mit nicht lokalisierbarem Verschleiß

Die Verschleißbestimmung ohne Referenzpunkte setzt A-priori-Wissen über die möglichen Veränderungen auf der Oberfläche voraus. Dies kann zum einen die Erfahrung sein, welche Bereiche einem Verschleiß und welche wahrscheinlich keinem oder nur einem geringen Verschleiß unterliegen. Nehmen Areale, die keinen meßbaren Verschleiß aufweisen, im Verhältnis zur Gesamtoberfläche den größten Anteil ein, so kann das Matching-Programm ohne weitere Interaktion allein durch die dynamische Maskierung mittels Ausreißerquantil Bereiche eliminieren, die einen merkbaren Verschleiß aufweisen (Abb. 5.5a). Die Referenzierung erfolgt dabei automatisch nur mit Flächen, die keiner Veränderung unterworfen waren. Das Differenzbild zwischen der Ausgangs- und Folgesituation gibt dann die richtigen realen Abrasionswerte wieder. Diese Vorgehensweise eignet sich nur für die Abrasionsbestimmung kleinerer Füllungen und zum Ausschluß von Blasen, Gipsperlen und Artefakten.

In vielen Situationen wird jedoch der Anteil an Verschleißregionen in der Größenordnung der unveränderten Regionen oder darüber sein. Da in solchen Fällen bei der Überlagerung ein großer Anteil der Punkte in Abrasionsarealen liegt, können diese nicht mehr mit Hilfe des Ausreißerquantils detektiert und ausgeschlossen werden. Die Überlagerung führt zu einer falschen Referenzierung der Ausgangs- und Folgesituation mit dem Effekt, daß es im Differenzbild Bereiche gibt, die eine Volumenzunahme aufweisen (Abb. 5.5d). In solchen Situationen ist es erforderlich, Areale, die keinem Verschleiß unterliegen, interaktiv zu markieren und als Matchingbasis zu nutzen. Solche Areale können z.B. bei gefüllten Zähnen die noch vorhandene Schmelzoberfläche sein (*Schmelzmatching*, Abb. 5.5b). Die Bereiche müssen nicht notwendigerweise eine hohe Anzahl an Punkten enthalten. Es sollte allerdings darauf geachtet werden, daß mindestens drei Bereiche markiert werden, die über die gesamte Oberfläche verteilt sind und einen möglichst großen Abstand voneinander aufweisen. Wird nur ein kleines Areal zum Matchen verwendet, können kleinere Fehler bei der Bestimmung der Rotationsparameter zu großen Fehlern in weiter entfernten Bereichen führen.

Voraussetzung des Schmelzmatchings ist, daß es Bereiche gibt, in denen kein oder nur ein vernachlässigbarer Abrieb stattfand, *und* daß man die Bereiche eindeutig kennt und identifizieren kann. Gerade in der realen klinischen Situation werden auch größere Anteile der Schmelzoberfläche der Abrasion unterliegen, wobei von vornherein die Lokalisation dieser Anteile im allgemeinen nicht bekannt ist. Neben kleineren verschleißfreien Schmelzarealen werden sich auch immer Areale finden, in denen Abtrag stattfand. Die Übergänge sind flie-

ßend und nicht eindeutig abtrennbar. Wird nun in solchen Fällen bei der Überlagerung der Schmelz als Matchingbasis verwendet, kommt es neben kleineren Abweichungen in den Rotationsparametern vor allem zu einem z-Shift des Folgemodells gegenüber dem Ausgangsmodell, was zu einer falschen Bewertung des Abriebs führt (Abb. 5.5d).

Die Lösung dieses Problems kann durch Ausnutzung der Tatsache erfolgen, daß sich Ausgangs- und Folgemodell prinzipiell nur durch einen Materialverlust aufgrund von Verschleiß unterscheiden. Eine Volumenzunahme im Folgemodell durch Wasserquellung und Creep kann als vernachlässigbar ausgeschlossen werden. Die Veränderungen im Folgemodell finden daher immer nur in einer Richtung statt, und zwar nach der üblichen Konvention in negativer z-Richtung. Dieses A-Priori-Wissen kann zu einem Bestandteil der Überlagerungsstrategie gemacht werden. Bei der automatischen Auswahl der Punkte für den Matchingprozeß wird dabei nicht nur das dynamische Ausreißerquantil geprüft, sondern zusätzlich alle Punkte von der Bewertung ausgeschlossen, deren Abstände in negativer Richtung oberhalb einer Schwelle liegen und sich damit mit Sicherheit in einem Verschleißareal befinden. Es werden also nur Punkte, die positive Abweichungen besitzen oder über der negativen Schwelle liegen, beim Überlagerungsprozeß berücksichtigt. Durch diese Vorgaben wird die Folgemodelloberfläche relativ zur Ausgangssituation solange gedreht werden, bis die Größen der positiven und der zulässigen negativen Abweichungen gleich groß sind, denn nur dann kann der Matchingprozeß ein Minimum der Gütefunktion gefunden haben. Nachdem positive Abweichungen nur durch Rauschen bei der Datenerfassung und durch Fehler bei der Modellherstellung auftreten können, werden die Maximalabweichungen ungefähr bei der 3fachen Standardabweichung der Meßgenauigkeit liegen, d.h. bei einer Genauigkeit von 10 µm bei ca. 30 µm. Eine geeignete negative Schwelle muß aufgrund der Symmetrie negativer und positiver Abweichungen in der gleichen Größenordnung (-30 µm) wie die positiven Maximalabweichungen liegen. Mit der Einführung einer konstanten negativen Ausreißerschwelle zusätzlich zur dynamischen Maskierung wird eine intelligente Auswahl an Punkten gewährleistet, so daß automatisch nur Areale im Matchingprozeß zur Referenzierung herangezogen werden, die keinem oder nur einem sehr geringen Verschleiß unterworfen waren (Abb. 5.5c).

Dieses auch als *Automatching* bezeichnete Verfahren setzt zum einen die Kenntnis der Meßunsicherheit des Systems voraus, da sich nach dieser der Wert der negativen Schwelle richten muß. Zum anderen muß es weiterhin Bereiche im Folgemodell geben, die keinen oder einen nicht relevanten Abrieb aufweisen und die als Matchingbasis genommen werden können.

Diese Areale sollten über die Oberfläche verteilt sein und größere Abstände für ein sichereres Matchingergebnis aufweisen. Die Kenntnis über die Lokalisation dieser Bereiche ist nicht notwendig, da das Programm diese Bereiche automatisch identifiziert. Wenn die gesamte Oberfläche abradiert ist, gibt es keine Möglichkeit mehr, eine exakte Referenzierung zwischen Ausgangs- und Folgemodell herzustellen und damit den wahren Verschleiß zu bestimmen. In solchen Situationen ist nur noch eine relative Differenzierung zwischen verschleißstärkeren und verschleißärmeren Regionen möglich.

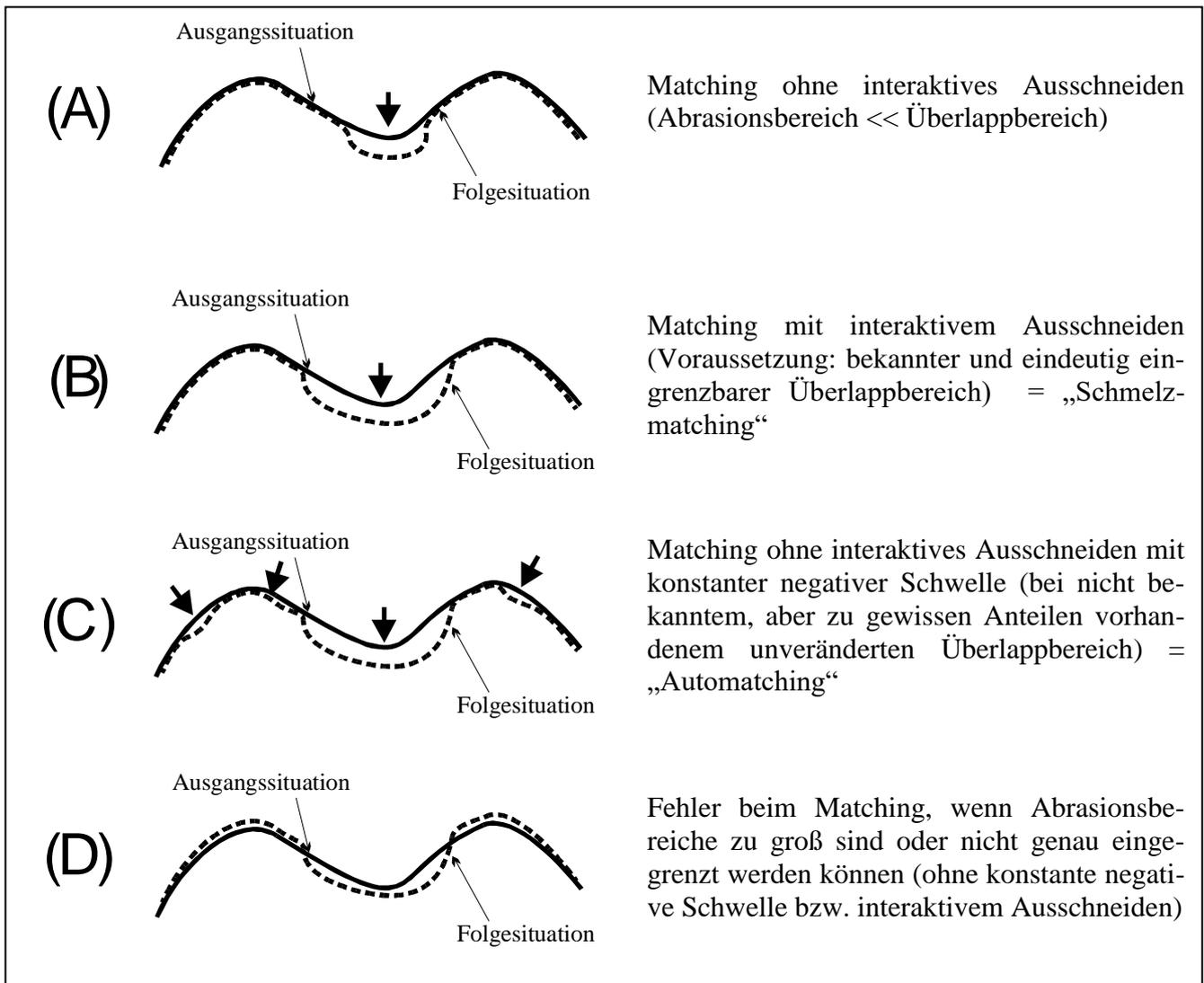


Abb. 5.5: Vergleich und Voraussetzungen für die verschiedenen Überlagerungsstrategien zur Bestimmung des Abriebs oder anderer Veränderungen. Die dicken Pfeile kennzeichnen Areale, in denen sich die Folgesituation von der Ausgangssituation unterscheidet

Die Beschreibung der verschiedenen Verfahren zeigt deutlich, daß mit dem Automatching theoretisch eine bessere und sicherere Abrasionsbestimmung als mit dem Schmelzmatching möglich sein sollte. Dies wurde auch in Untersuchungen von Kunzelmann (1996) am Beispiel von Visiogem-Inlays experimentell bestätigt. Für unsere klinische Studie wurde daher aus-

schließlich das Automatching zur Überlagerung der Zahnoberflächen eingesetzt. Die negative Schwelle wies dabei einen Wert von $-30\ \mu\text{m}$ auf.

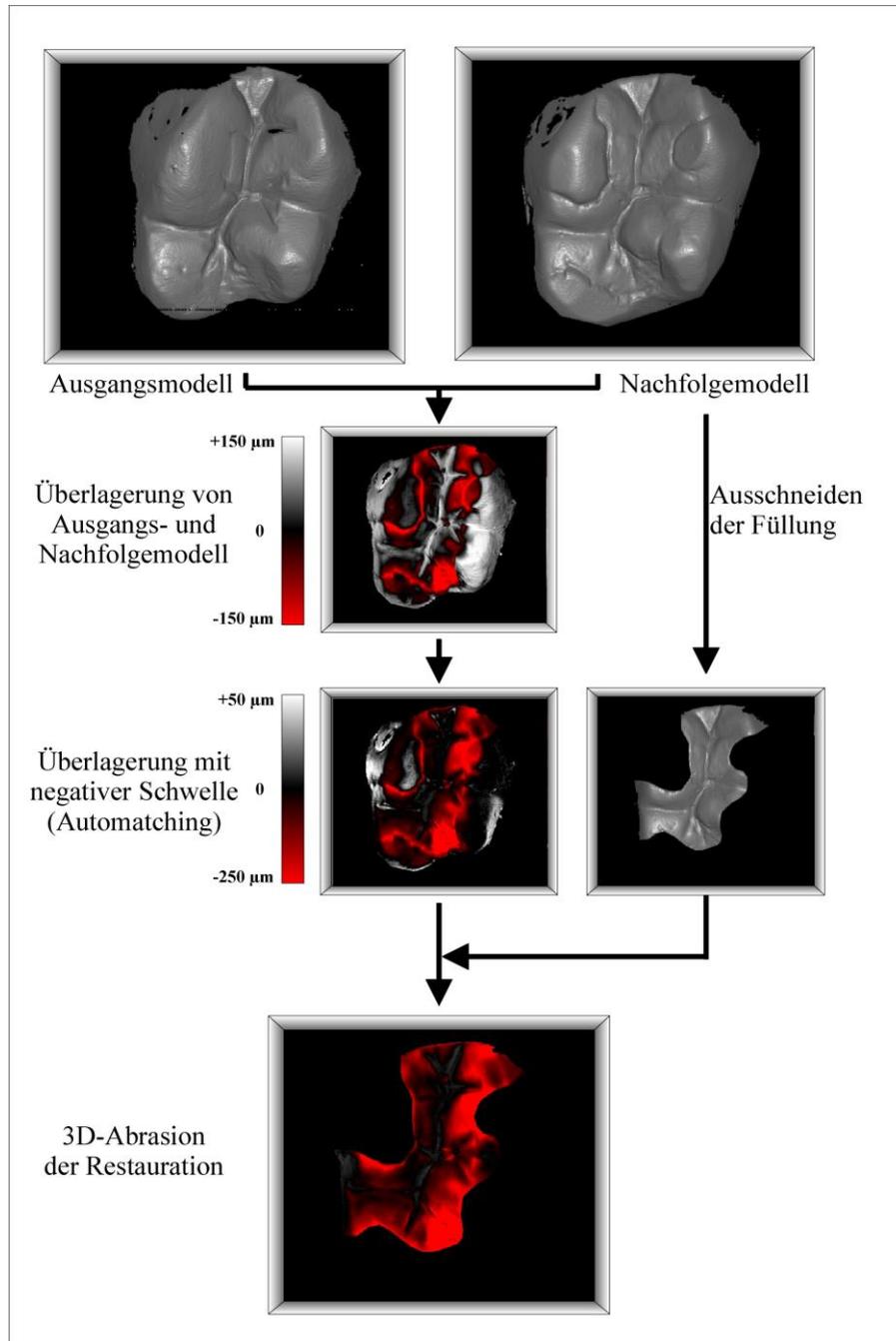


Abb. 5.6: Vorgehensweise bei der Bestimmung der Abrasion mit dem Automatching (negative Schwelle).

5.2.1.2 Auswertung der Differenzbilder

Bei den Versuchen hat sich gezeigt, daß das Ergebnis beim Automatching sehr empfindlich von der Anfangspositionierung abhängt. Die Gefahr, in einem Nebenminimum statt in dem globalen Minimum zu landen, ist groß. Daher muß in allen Fällen eine Vorpositionierung der

Ausgangs- und Folgesituation stattfinden (Abb. 5.6). Dies geschieht, in dem zuerst der normale Matchingprozeß mit dynamischer Ausreißermaskierung durchlaufen wird. Von dieser Vorpositionierung ausgehend kann dann die Feinjustierung unter Anwendung des Automatchings mit entsprechender Einstellung der konstanten negativen Schwelle erfolgen. Bei allen Überlagerungsprozessen wurde die Anzahl der minimalen Matchingpunkte auf 800 gesetzt und für das Ausreißerquantil die 3,5fache Standardabweichung gewählt. Die Maximalanzahl an durchlaufenen Adaptationszyklen war 1000.

Nach Berechnung der Transformationsparameter wurde zur Bestimmung des Verschleißes das Differenzbild erzeugt. Um nur den Abrieb der Restaurationsmaterialien zu erhalten, wurde vor der Differenzbildung der Anteil der Füllungs- oder Inlayoberfläche im Folgemodell entlang der Präparationsgrenzen ausgeschnitten (ROI = region of interest) und der komplementäre Anteil, d.h. Schmelz und Hintergrund, gelöscht (Abb. 5.6). Das Folgemodell bietet sich für das Ausschneiden der Zahnrestauration an, da durch den bereits eingetretenen Substanzverlust und durch das Abplatzen von eventuellen Überschüssen der Füllungsrand gut zu erkennen ist. Bei der anschließenden Berechnung des Differenzbildes werden durch das Ausschneiden nur die Punkte einbezogen, die auf der Füllungsoberfläche liegen. Damit ist gewährleistet, daß in die Auswertung keine Anteile der Schmelzoberfläche oder des Hintergrundes mit eingehen. Nachdem die Ausreißermaskierung nur für die Berechnung der Rotations- und Translationsparameter greift, bei der Berechnung des Differenzbildes jedoch nicht mehr eingesetzt wird, ist es notwendig, das Differenzbild auf etwaige Artefakte wie Gipsperlen oder Blasen, die bei der Modellherstellung aufgetreten sein können, zu untersuchen und diese Bereiche interaktiv auszuschließen.

Das Differenzbild ist die Grundlage für die weitere statistische Auswertung des Verschleißes. Integriert in der Matchingsoftware kann mit Hilfe statistischer Berechnungen das totale Verschleißvolumen, der Mittelwert, der Median, die 0,5%-, 1%-, 2%-, 10%-, 20%-, 80%-, 90%-Quantile, der maximale bzw. minimale vertikale Abrasionsverlust und die Anzahl der Pixel (projizierte Fläche) ermittelt werden. Das gleiche läßt sich auch für einzelne Bereiche der Füllungsoberfläche wie z.B. Kontaktareale (OCA= occlusal contact areas) oder kontaktfreie Zonen (CFA= contact free areas) durchführen, indem man die gewünschten Regionen markiert und ausschneidet.

Die Frage, welcher Wert für die Quantifizierung des Verschleißes und für den Vergleich unterschiedlicher Materialien valide ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Dies liegt nicht zuletzt auch an der geringen Anzahl an klinischen Studien und den unterschiedlichen, zum Teil nicht ausgereiften Meßverfahren. So gibt Roulet (1987) für die Kontaktareale (OCA) den maximalen vertikalen Verschleißwert an, während die CFA-Areale durch den Mittelwert der Differenzen innerhalb eines zufällig positionierten Quadrates mit 1,1 mm Kantenlänge, in dem keine Kontaktpunkte liegen, beschrieben wird. Der Vorteil der Angabe von linearen Werten ist, daß sie im Gegensatz zu Volumenwerten nicht von der Größe der Restaurationsoberfläche abhängen (Roulet 1985). Dagegen führt Pintado et al. (1994) an, daß lineare z-Differenzen sehr stark von der Oberflächenneigung abhängen und daß die Abrasion nicht gleichmäßig über die Oberfläche verteilt ist, wobei der Mittelwert von der Restauraionsgröße beeinflusst wird. Das totale Volumen soll daher die entscheidende Größe für die Abrasion sein. Lang et al. (1992) führten einen Wert ein, der sich aus dem Verhältnis zwischen dem gesamten Volumen und der Restaurationsoberfläche errechnet und normalisiertes Volumen genannt wird. Dieser Wert ist unabhängig von der Oberflächenneigung und gewährleistet die Vergleichbarkeit der Materialien auch bei unterschiedlich großen Füllungen. Eine ähnliche Vorgehensweise wurde von Christensen und Bangerter (1990) beschrieben.

Die Berechnung des normierten Volumens *ad definitionem* ist schwer zu verwirklichen, da man die genaue Größe der Restaurationsoberfläche nur unter großem Aufwand ermitteln kann. Das Differenzbild im Matchingprogramm liefert nur die projizierte Füllungsoberfläche, die immer kleiner sein wird als die reale Füllungsoberfläche. Daher wird der Mittelwert, der sich aus dem Verhältnis zwischen Gesamtvolumen und projizierter Fläche errechnet, immer größer sein als der Wert für das normalisierte Volumen. Aufgrund der hohen Datendichte und der nicht allzu starken Oberflächenneigungen dürfte der Mittelwert nicht so sehr vom normalisierten Volumen abweichen. Außerdem konnte Kunzelmann (1996) zeigen, daß auch bei unterschiedlichen Füllungsgrößen der Mittelwert für ein bestimmtes Material ungefähr den gleichen Wert aufweist und damit als Referenzmaß für die Abrasionsbestimmung geeignet ist.

Der maximale lineare Wert des Abriebs beschreibt nach Roulet (1987) das Verhalten des Füllungsmaterials in okklusalen Kontaktbereichen (OCA). Die Bestimmung des Maximalwertes bereitet prinzipiell keine Schwierigkeiten. Da es sich aber nur um einen einzigen Wert aus bis zu 100.000 Oberflächenpunkten handelt, muß vorausgesetzt werden, daß Ausreißer bereits eliminiert wurden und Fehler, die bei der Berechnung der z-Differenz an steilen Stufen auftre-

ten können, nicht vorkommen. Dazu wird vor der statistischen Auswertung das Differenzbild mit einem 3x3 Medianfilter geglättet. Dieser schwache Filter eliminiert nur einzelne Ausreißer, verändert jedoch keine Strukturen. Die Anwendung des Medianfilters bereits auf die Ausgangs- und Folgesituation würde zwar die Ausreißer eliminieren, hätte jedoch keinen Effekt auf die Fehler, die aufgrund einer falschen z-Differenzbildung in steilen Bereichen auftreten. Die Frage ist allerdings, inwieweit mit dieser Filterung alle Fehler beseitigt werden können. Eine Möglichkeit besteht darin zu verifizieren, ob der angegebene maximale vertikale Höhenverlust wirklich in einem Kontaktareal liegt. Die zweite Möglichkeit könnte in der Berechnung z.B. des 1%-Quantils liegen, da durch Poolen der höchsten Werte die Fehlerfaktoren verringert werden können.

Bei der Auswertung der klinischen Studie wurden folgende Größen berechnet und miteinander verglichen: 1. maximaler (negativer) vertikaler Höhenverlust (im folgenden Minimum des Abriebs genannt), 2. 0,5%-Quantil, 3. 1%-Quantil, 4. 2%-Quantil, 5. mittlerer Höhenverlust, 6. projizierte Füllungsgröße und 7. totaler Volumenverlust.

Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS 7.5 für Windows NT. Es wurde der t-Test für unabhängige Stichproben, die einfaktorielle Varianzanalyse (post hoc Test: Scheffe) und die lineare Regressionsanalyse mit dem Pearson-Bravais-Korrelationskoeffizienten durchgeführt ($p = 0,05$).

5.2.2 Ergebnisse

Zur Klärung der Fragestellung, inwieweit das Minimum repräsentativ für die am stärksten abradierten Areale (OCA) ist, wurde sowohl für die ausgedehnten Präparationen mit den großen Inlays als auch für die kleineren Inlays inkl. Füllungen eine Korrelation mit den 0,5%-, 1%-, und 2%-Quantilen durchgeführt (Abb. 5.7 und 5.8). Während die Korrelation der 0,5%- und 1%-Quantile untereinander sehr hoch ist ($R^2 > 0,98$), erwies sich die Korrelation dieser Quantile mit dem Minimum eher als schwach. Im Falle der ausgedehnten Inlayversorgungen liegt R^2 sogar unterhalb von 0,52 (Abb. 5.7).

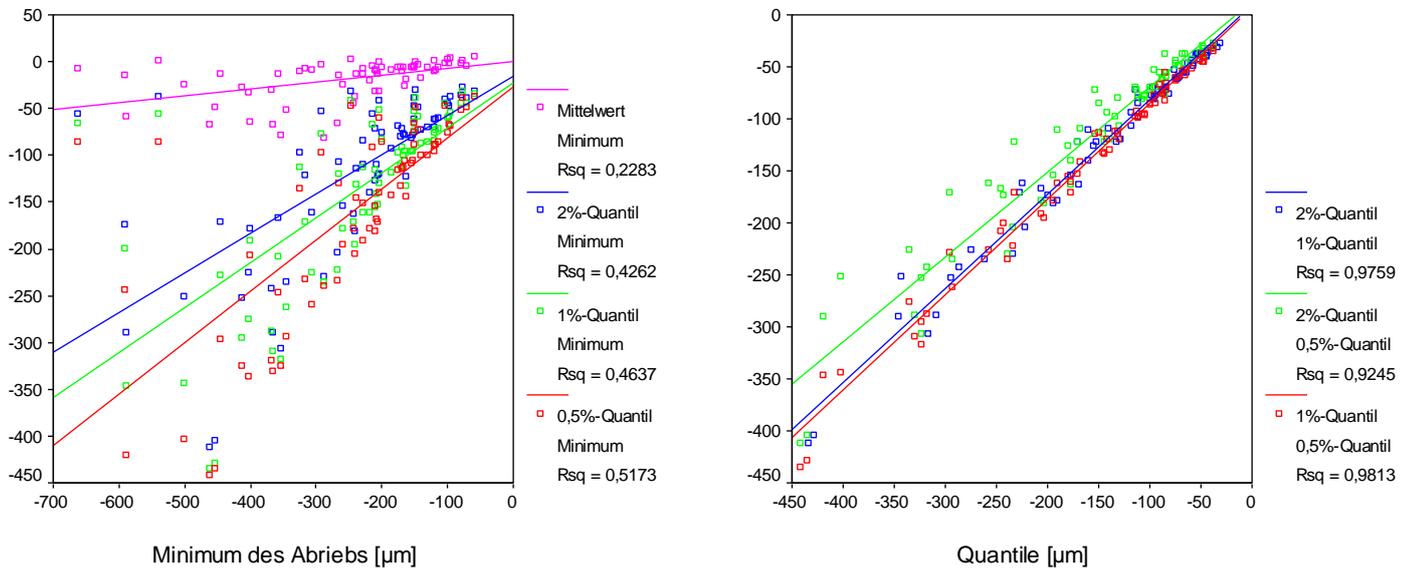


Abb. 5.7: Inlayversorgungen mit ausgedehnten Präparationen: In der linken Abbildung sind die Zusammenhänge zwischen dem Minimum des Abriebs einerseits und den Quantilen und Mittelwert andererseits zu sehen, während in der rechten Abbildung die Korrelationen der Quantile untereinander dargestellt sind ($\text{Rsq} = R^2$: Pearson-Bravais-Korrelationskoeffizient).

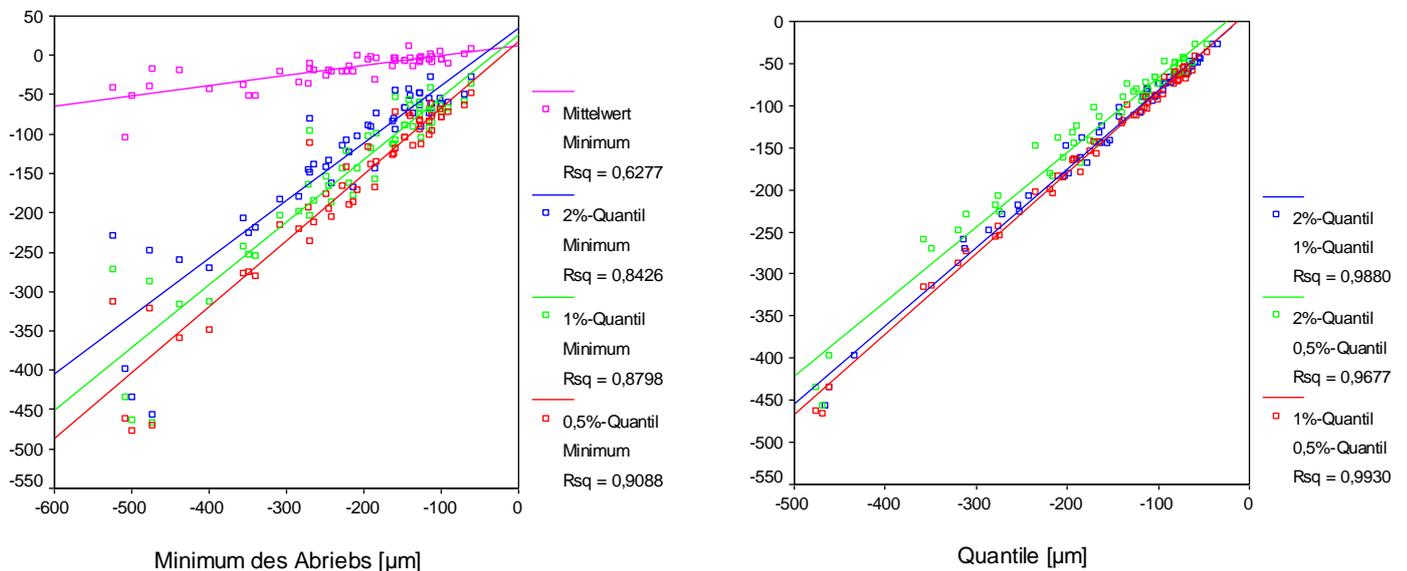


Abb. 5.8: Kleinere Kompositinlays und -füllungen: In der linken Abbildung sind die Zusammenhänge zwischen dem Minimum des Abriebs einerseits und den Quantilen und Mittelwert andererseits zu sehen, während in der rechten Abbildung die Korrelationen der Quantile untereinander dargestellt sind ($\text{Rsq} = R^2$: Pearson-Bravais-Korrelationskoeffizient).

Die Ergebnisse der Abrasionsvermessung im Falle der ausgedehnten Inlayversorgungen sind in Abb. 5.9 unterteilt nach Inlaymaterial und Trageperiode im Mund dargestellt. Die Mittelwerte und 0,5%-Quantile zeigen für die beiden Kompositmaterialien TPH und Tetric keine signifikanten Unterschiede, während Empress-Inlays signifikant weniger Verschleiß aufweisen. Die Zunahme des mittleren Abriebs von einem Jahr auf 2 Jahre ist bei den Kompositinlays Tetric und TPH signifikant, während bei den 0,5%-Quantilen keine signifikante Zunahme nachzuweisen ist. Die Zunahme des Gesamtvolumens ist nur im Falle von TPH signifikant.

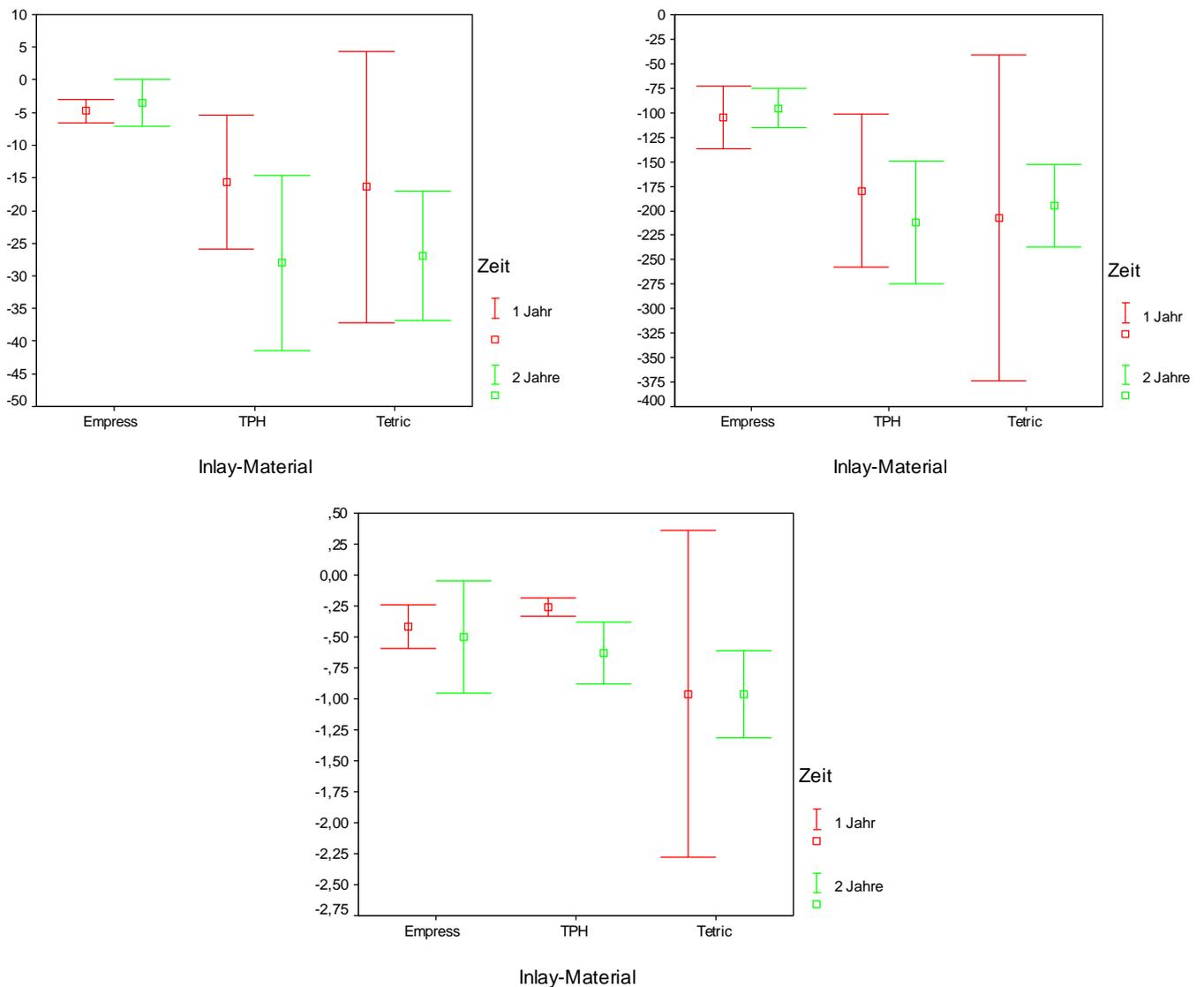


Abb. 5.9: Inlayversorgungen mit ausgedehnten Präparationen: 1- und 2-Jahresergebnisse von Keramik-(Empress) bzw. Kompositinlays (TPH und Tetric). Dargestellt ist der mittlere Abrieb, das 0,5%-Quantil der größten Abriebsverluste und das gesamte Abriebsvolumen der okklusalen Inlayfläche (mit Standardabweichungen).

Der Zusammenhang zwischen der okklusalen Inlayfläche und den Quantilen bzw. Mittelwerten ist sowohl für die Keramikinlays als auch für die Kompositinlays (Tetric zusammen mit TPH) in Abb. 5.10 zu sehen. In beiden Fällen zeigt sich, daß die Mittelwerte und die 0,5%-

bzw. 1%-Quantile keine Korrelation mit der Füllungsgröße aufweisen ($R^2 < 0,023$). Damit sind diese Größen auch unabhängig vom Zahntyp, d.h. Molar oder Prämolare.

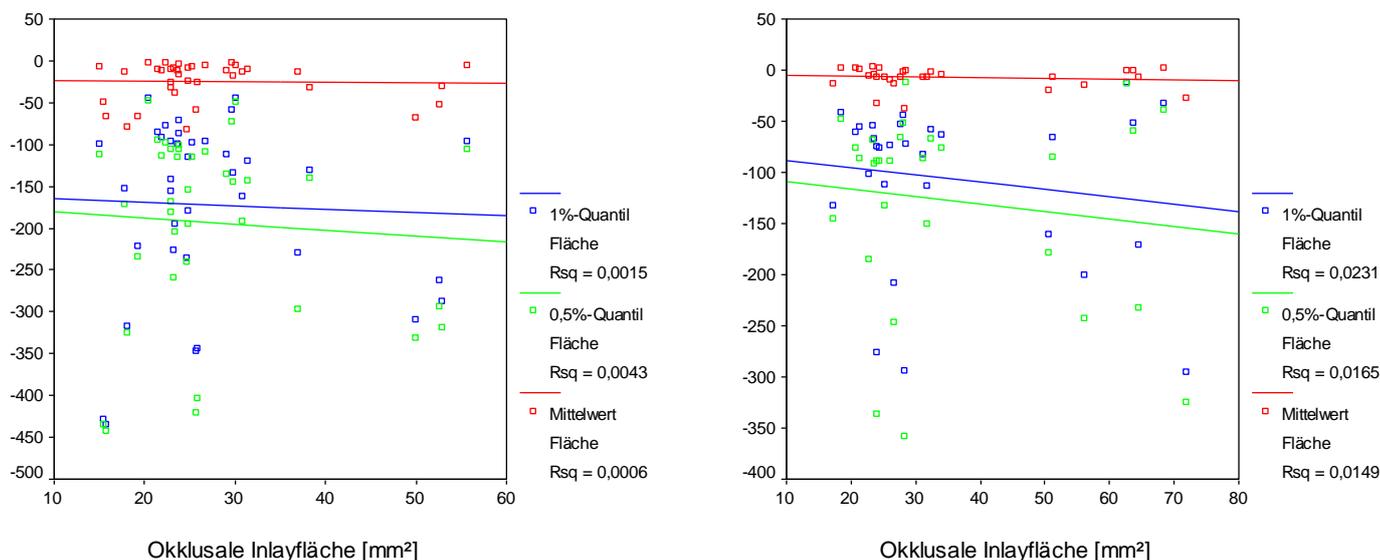


Abb. 5.10: Inlayversorgungen bei ausgedehnten Präparationen. Dargestellt ist der Zusammenhang zwischen okklusaler Inlayfläche und den Quantilen bzw. Mittelwerten der Abrasion im Falle von Kompositinlays (links) und Keramikinlays (rechts) nach 2 Jahren ($Rsq = R^2$: Pearson-Bravais-Korrelationskoeffizient). Die Grenze zwischen Prämolaren- und Molarenversorgungen liegt etwa bei 35 mm².

Für die Auswertung der bisher beschriebenen Inlays wurden nur Präparationen genommen, die dreiflächig waren und deren okklusale Isthmusweite mindestens $2/3$ des Höckerabstandes betrug. Man kann davon ausgehen, daß der prozentuale Anteil der Inlayversorgung an der gesamten Kaufläche ungefähr konstant war. Anders ist dies bei den kleineren Kompositinlays und Kompositfüllungen. Hier wurden ein-, zwei- und dreiflächige Versorgungen gleichermaßen durchgeführt. *A priori* läßt sich dabei keine Unabhängigkeit der Verschleißparameter von der Füllungsgröße erwarten. Die Ergebnisse der Vermessung sind daher getrennt nach Art bzw. Größe der Versorgung und der Gebrauchsperioden eingeteilt (Abb. 5.11 und 5.12). Insgesamt läßt sich die Tendenz erkennen, daß mit zunehmender Versorgungsgröße auch die Verschleißparameter zunehmen. So weisen dreiflächige Kompositfüllungen signifikant höhere mittlere Abriebsraten, 1%-Quantile und Abriebvolumina auf als einflächige Füllungen. Im Vergleich zu den Kompositinlays sind diese Werte insgesamt tendenziell höher (Abb. 5.11 und 5.12).

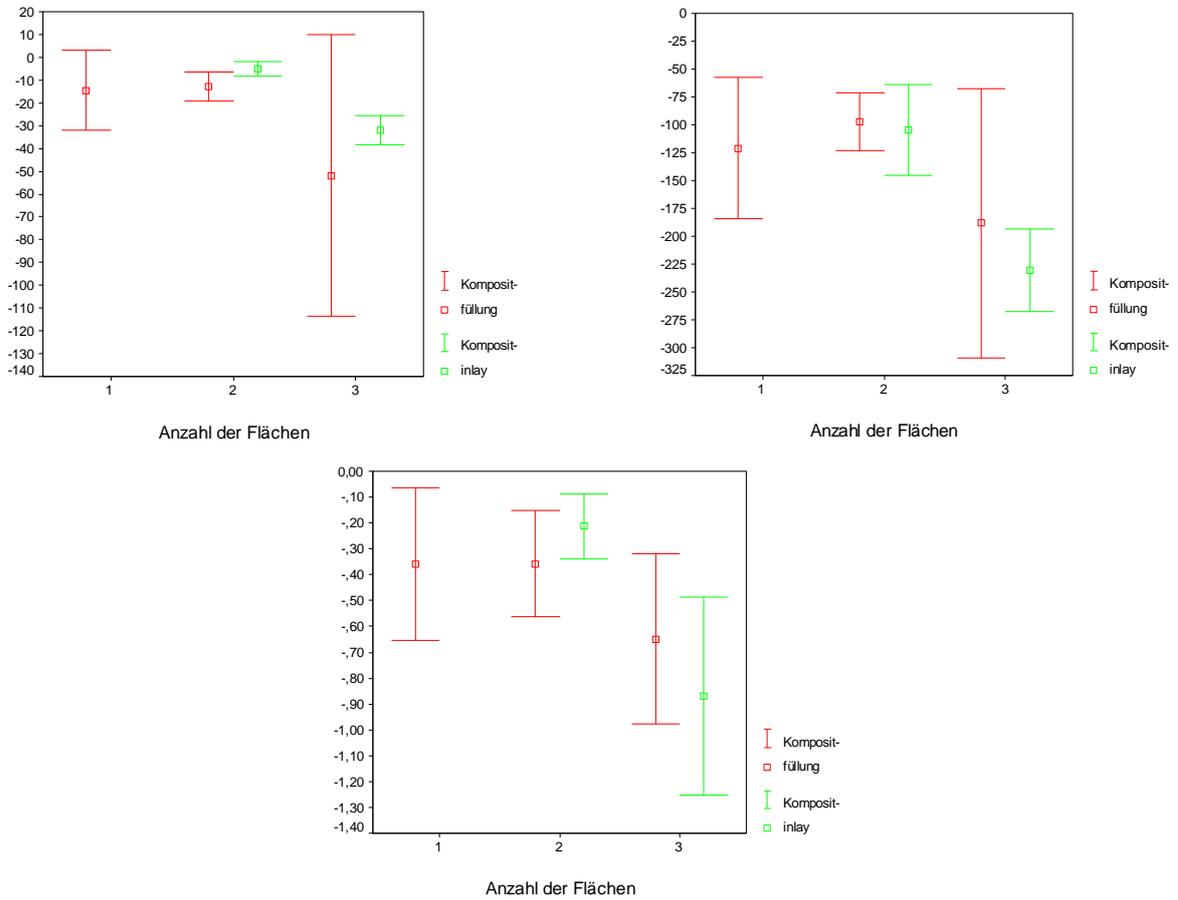


Abb. 5.11: Kompositinlays und –füllungen für kleinere Kavitäten. Dargestellt sind die 1-Jahres-Ergebnisse von mittleren vertikalen Höhenverlust, 1%-Quantil und Abriebsvolumen in Abhängigkeit von der Fläche der Versorgung (mit Standardabweichungen).

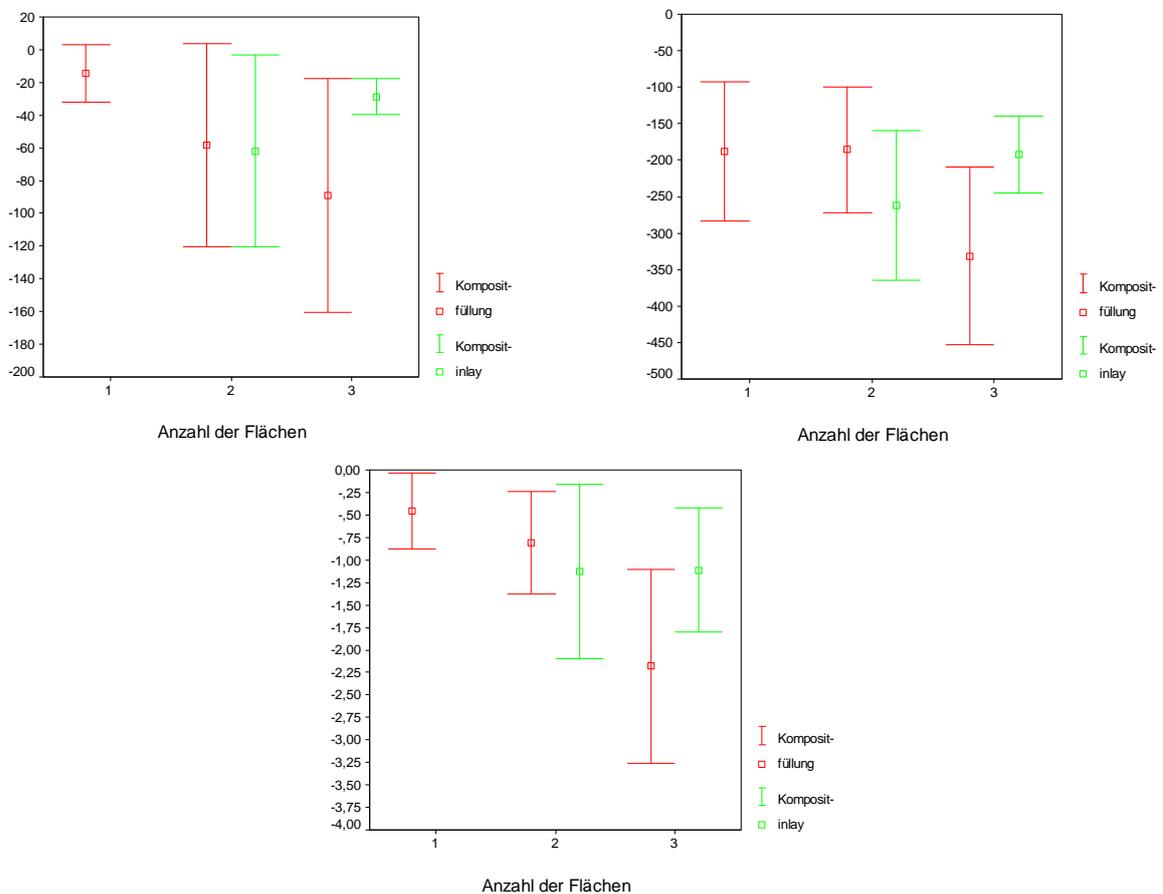


Abb. 5.12: Kompositinlays und –füllungen für kleinere Kavitäten. Dargestellt sind die 2-Jahres-Ergebnisse von mittleren vertikalen Höhenverlust, 1%-Quantil und Abriebsvolumen in Abhängigkeit von der Fläche der Versorgung (mit Standardabweichungen).

5.2.3 Diskussion

Für den maximalen vertikalen Höhenverlust wurde bisher immer das globale Minimum des Abriebs der gesamten Füllungsoberfläche genommen. Um zufällige Meßfehler bei der hohen Datendichte zu eliminieren, wurde vor der Auswertung eine Medianfilterung durchgeführt. Da diese vom Sensor bedingten Meßfehler statistisch verteilt sind und nur punktuell auftreten, gewährleistet die Filterung eine vollständige Reduktion dieser Artefakte. Anders ist dies bei Fehlern, die durch Differenzbildung in der Software auftreten. Hier können zusammenhängende Areale und Strukturen entstehen, die sich durch eine einfache Medianfilterung nicht mehr eliminieren lassen. Als Beispiel seien hierzu zwei nur geringfügig gegeneinander verschobene Kanten erwähnt. Aufgrund der hohen Datendichte ist dieser Effekt bei der Berechnung des Volumens oder statistischer Größen vollständig zu vernachlässigen, bei der Bestimmung und der Auswahl nur eines Datenpunktes jedoch kann dies zu Fehlern führen. Es ist daher besser, die maximalen Abriebswerte zu poolen und in Form von Quantilen zu charakterisieren. Die vorgestellte Untersuchung bestätigt diese Aussagen. Die geringe bzw. schwache Korrelation sogar zwischen 0,5%-Quantil und Minimalwert der Abrasion zeigt, daß die Bestimmung nur eines einzelnen Punktes mit Unsicherheiten behaftet ist. Inlayoberflächen stellen Freiformoberflächen dar, die hauptsächlich fließende und weiche Übergänge aufweisen. Aus diesem Grunde würde man erwarten, daß Quantile, die nur einen sehr kleinen Anteil der Oberfläche beschreiben, eng miteinander korreliert sind und sich nicht stark unterscheiden. Bestätigt wird diese Tatsache ebenfalls durch die Ergebnisse der Untersuchung, bei der eine hohe Korrelationen zwischen den 0,5%-Quantilen, 1%-Quantilen und 2%-Quantilen nachgewiesen werden konnte. Im Zusammenhang mit den Verschleißmessungen ist es sinnvoll, diese Quantile als Maß für den maximalen Abrieb im okklusalen Kontaktbereich (OCA) heranzuziehen.

Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung zeigen, daß der mittlere Höhenverlust durch Abrasion in der Reihenfolge Keramikinlays (Empress), Kompositinlays und Kompositfüllungen zunimmt. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch andere Untersuchungen (z.B. Flessa et al. 1997a und 1997b). Interessant ist jedoch in diesem Zusammenhang, daß auch ausgedehnte Kompositinlayversorgungen, die bis jetzt in der Literatur noch nicht berücksichtigt und untersucht wurden, nach zwei Jahren nur einen mittleren Höhenverlust von ca. 30 µm aufweisen, während für dreiflächige Kompositfüllungen nach zwei Jahren die Werte bei ca. 80 µm liegen. Diese Werte stellen eine Mittelung über die gesamte okklusale Inlayfläche dar. Beschränkt man sich jedoch nur auf die okklusalen Kontaktareale, so liegen die Werte deutlich

höher. Die 0,5%-Quantile sind für Keramikinlays ca. 100 μm , für große Kompositinlays ca. 200 μm und für die dreiflächigen Kompositfüllungen sogar über 300 μm . Da durch die Kontaktareale die Abstützung des Gegenkiefers beeinflusst wird, sind diese Bereiche für die Beurteilung und die Veränderung der vertikalen Kieferrelation von Bedeutung. Auffallend ist, daß im Gegensatz zum mittleren Abrieb beim 0,5%-Quantil zwischen den 1-Jahres- und 2-Jahresergebnissen keine signifikante Zunahme mehr auftritt. Dies könnte durch vermehrte Abstützung des Gegenkiefers auf Schmelzkontakten beruhen, die einen geringeren Verschleiß aufweisen und einem weiteren direkten Zweikörperabrieb auf dem Inlay entgegenwirken. Die Forderung der ADA, die für Füllmaterialien pro Jahr eine obere lineare Grenze an Abtrag von 50 μm vorschreibt (ADA 1989), muß aufgrund dieser Ergebnisse genauer differenziert und unter Umständen überarbeitet werden. Durch die hohe Meßpunktauflösung und die exakte dreidimensionale Erfassung der Oberflächen mit dem Sensor kann der Verschleiß in unterschiedlichen Arealen exakt und objektiv quantifiziert werden. Die bisher durchgeführten Untersuchungen mit zum Teil subjektiven Meßmethoden müssen anhand dieser neuen Methode überarbeitet und reevaluiert werden.

Das Gesamtvolumen des Abriebs kann nur bedingt als Kriterium für den Vergleich und die Beurteilung des Abriebverhalten verschiedener Materialien genommen werden. Die Abhängigkeit von der beurteilten Fläche führt z.B. dazu, daß aufgrund der höheren Anzahl an versorgten Prämolaren der volumetrische Abrieb von TPH im Vergleich zu Tetric signifikant geringer ist (Abb. 5.9). Die Mittelwerte und die 0,5%- bzw. 1%-Quantile des Abriebs zeigen jedoch keine Abhängigkeit von der absoluten okklusalen Inlaygröße (und ob es sich um eine Versorgung im Molaren oder Prämolarenbereich handelt), solange das prozentuale Verhältnis zur Gesamtkaufläche ungefähr gleich ist (effektive Füllungs- bzw. Inlayfläche). Im Falle der ausgedehnten Präparationen war dies in unserer Studie gewährleistet. Dieses Verhalten, daß Versorgungen unabhängig von der absoluten Fläche bei gleicher effektiver (prozentualer) Inlayfläche das gleiche Abrasionsverhalten aufweisen, wurde auch von Kunzelmann (1996) bestätigt. Verändert sich jedoch die effektive Inlay- oder Füllungsgröße, so verändert sich in gleicher Weise auch das Abriebverhalten.

5.2.4 Zusammenfassung

- Die 3D-Vermessung zusammen mit dem Automatching gestattet eine exakte Quantifizierung des Verschleißes *in vivo*.
- Der Meßpunktabstand von 25 µm führt zu einer hohen örtlichen Auflösung, die eine sehr feine Unterscheidung verschiedener Verschleißeffekte ermöglicht. Für besondere Aufgabenstellungen läßt sich der Meßpunktabstand noch verringern.
- Zahnoberflächen sogar mit ausgedehnten Restaurationen lassen sich noch gut auswerten, vorausgesetzt, die noch vorhandenen kleineren Schmelzareale unterlagen keiner allzu großen Abrasion. Die vorhandenen, nicht abradierten Schmelzareale sollten jedoch einen größeren Abstand aufweisen, um eine ausreichend genaue Überlagerung zu ermöglichen.
- Der maximale vertikale Höhenverlust für die Beschreibung von OCA-Arealen kann durch das fehlerunanfälligere 0,5% oder 1%-Quantil ersetzt werden.
- Nach 2 Jahren wiesen Keramikinlays den geringsten Abrieb auf, während Kompositinlays stärker abradierten. Die höchste Verschleißrate zeigten Kompositfüllungen. Der mittlere Abrieb bewegt sich nach 2 Jahren im Bereich von 30 µm bis 80 µm. Im Gegensatz dazu lieferte der Verschleiß im Kontaktbereich (OCA) höhere Werte, die bei den Keramikinlays um die 100 µm, bei den Kompositinlays um die 200 µm und bei den Kompositfüllungen um die 300 µm lagen.
- 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.

5.3 Finite-Elemente-Analyse (FEA) von vollständigen 3D-Objekten

In der Industrie geht man immer mehr dazu über, das Verhalten neuer Bau- und Konstruktionsteile unter den verschiedensten Belastungsfällen am Computer mittels Finite-Elemente-Programme zu simulieren. Schwachstellen und Konstruktionsfehler sollen dabei möglichst früh erkannt und analysiert werden, ohne daß dazu aufwendige und teure Versuche mit Prototypen durchgeführt werden müssen. Die Finite-Elemente-Analyse ist inzwischen soweit fortgeschritten, daß z.B. gesamte Autocrash-Tests oder Herstellungsprozesse von Spritzgußteilen am Computer simuliert werden können. Gleichzeitig besteht die Möglichkeit, automatisch die Form verschiedenster Bauteile so optimieren zu lassen, daß bei maximaler Belastbarkeit ein Minimum an Rohmaterial benötigt bzw. ein Optimum an Festigkeit erreicht wird. Dies kann bei höheren Stückzahlen zu einer enormen Einsparung an Materialkosten und zu einer Erhöhung der Festigkeit und Sicherheit des Bauteils führen.

Bei der Finite-Elemente-Analyse wird ein kontinuierlicher Körper in eine Vielzahl kleiner Elemente zerlegt, die über Knoten (meistens an den End- oder Eckpunkten lokalisiert) miteinander verbunden sind. Das entstehende Netzwerk leitet die äußere Belastung Knoten für Knoten fort, so daß die gesamte Spannungsverteilung und Verformung des Körpers ermittelt werden kann. Das Verhalten jedes einzelnen Elementes wird durch die Materialeigenschaften wie z.B. E-Modul, Poisson-Verhältnis, Temperaturexpansionskoeffizient etc. beschrieben. Je nach verwendetem Modell existieren 1D-, 2D- und 3D-Elemente. Die Annäherung an die Realität wird um so besser sein, je kleiner die Elemente bzw. je feiner das Netzwerk gewählt wird und je genauer die Kenntnisse der Materialparameter sein werden.

Frühere Methoden der Verformungs- und Spannungsanalyse im Bereich der zahnmedizinischen Forschung waren das Aufbringen von speziellen spröden Lackschichten (DeForest et al. 1942, Matthews und Wain 1956), die je nach Verformung der Oberfläche eine unterschiedliche Anzahl an Rissen aufweist, und die Verwendung von Dehnungsmeßstreifen. Aus der Größe der Verformung konnte bei bekanntem E-Modul die im Körper auftretende Spannung berechnet werden. Während die Quantifizierung der Rißbildung in der Lackschicht eher ungenau ist, kann bei Verwendung des Dehnungsmeßstreifens nur das Verhalten einer begrenzten Anzahl an Oberflächenpunkten ermittelt werden. Eine weitere oft benutzte Möglichkeit für die Spannungsanalyse war und ist die Spannungsoptik (Noonan 1949, Haskins et al. 1954, Granath 1964, Fisher et al. 1975, Ernst et al. 1997). Das spannungsoptische Material (in der

Regel Plexiglas) weist bei Belastung unterschiedliches Brechungsverhalten auf, wobei die Änderung des Brechungsindex proportional zu den Hauptachsenspannungen (principal stress) erfolgt. Durch die unterschiedlichen Ausbreitungsgeschwindigkeiten von Licht kommt es zu Interferenzerscheinungen, die abhängig von der Stärke und Art der Belastung sind. Obwohl die spannungsoptische Analyse auch für dreidimensionale Modelle beschrieben wurde, ist die Auswertung sehr schwierig und bei etwas komplexeren Geometrien nicht mehr durchführbar (Morin et al. 1988a, Darbar et al. 1994). Ein weiterer Nachteil ist, daß ein inelastisches oder orthotropes Verhalten mit dieser Methode nicht simuliert werden kann (Morin et al. 1988a). Diese Nachteile können durch den Einsatz der FE-Analyse beseitigt werden. Zusätzlich bietet die FE-Analyse im Gegensatz zu den anderen Verfahren die Möglichkeit, nicht nur an der Oberfläche, sondern auch im Inneren des Körpers (z.B. am Interface Zahn-Füllung) mit feiner lokaler Auflösung die Spannungen zu analysieren und durch einfache Variation der Materialparameter in kurzer Zeit verschiedene Einflußfaktoren zu untersuchen.

Die Vorteile der FE-Analyse führten dazu, daß sie inzwischen in der Zahnmedizin vermehrt zur Spannungs-, Verformungs- und Bruchanalyse eingesetzt wird. Man versucht, mit Hilfe von Simulationen zum einen Charakteristika von Versuchsaufbauten wie Scherversuche, Bruchversuche, Kausimulatoren etc. (van Noort et al. 1991, Ban et al. 1992, DeHoff et al. 1995) zu evaluieren, zum anderen Vorhersagen über das Verhalten des Zahnes bzw. Gesamtsystems Zahn-Restauration unter den verschiedensten Belastungsfällen zu machen. Gerade für letztere Anwendungen sind die Modelle, die hierfür zum großen Teil verwendet wurden, zweidimensional. Belastungsuntersuchungen befaßten sich z.B. mit gesunden bzw. gefüllten Zähnen (de Vree et al. 1984, Morin et al. 1988b, Derand 1991, Sakaguchi 1991, Hickel et al. 1994), Schrumpfungsverhalten von Kompositen (Rees und Jacobsen 1992, Katona und Winkler 1994), Veneers (Reeh und Ross 1994), Kronenversorgungen (Anusavice und Hojjatie 1992, Peters et al. 1993), Stiftsystemen (Cailleateau et al. 1992, Ko et al. 1992), Brücken (Kelly et al. 1995) und Totalprothesen (Darbar et al. 1994). Dreidimensionale Modelle, die zur Simulation der Wirklichkeit besser geeignet erscheinen (Goel et al. 1990, Peters et al. 1993, Darbar et al. 1994), wurden nur sehr selten validiert. Die übliche Vorgehensweise für die Erstellung eines 3D-Modells war bzw. ist, daß der gewünschte Zahn in Scheiben geschnitten, jede Schicht vermessen oder abphotographiert wird und anschließend die Koordinaten für jeden einzelnen Knoten in das CAD-Modell übertragen werden (Khera et al. 1988, Goel et al. 1990, Goel et al. 1992, Andersen et al. 1991, siehe auch destruktive Verfahren Kap. 2.3). Andere Möglichkeiten stellen die Vermessung der Zahnoberfläche mit einer Koordinatenmeß-

maschine dar, die Schichtweise die Oberfläche abtastet (Goldhofer 1992, Pospiech et al. 1996) oder die Verwendung von in der Literatur beschriebenen Durchschnittswerten für die Zahnmorphologie (Huysmans und Van der Varst 1993). Diese Prozesse sind sehr aufwendig, vor allem wenn man mehrere Modellvariationen und –designs testen möchte. In der Literatur sind daher nur wenige Untersuchungen mit 3D-Modellen beschrieben, die zusätzlich eine sehr geringe Auflösung mit einer geringen Anzahl an Elementen und einer sehr vereinfachten äußeren Kontur aufweisen (Goel et al. 1990: 264 Elemente für einen Zahn; Goel et al. 1991: 491 Elemente; Andersen et al. 1991: Scheibenschnitt, 1386 Elemente für Unterkiefer inkl. 4 Zähne; Huysmans und Van der Varst 1993: Stiftsystem: ca. 900 Elemente; Implantate: Clelland et al. 1991, McGuinness et al. 1991).

In unserer Arbeitsgruppe wurde in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Werkstoffe im Maschinenbau an der TU München und der Poliklinik für Prothetik an der LMU München weltweit erstmalig eine Verarbeitungskette realisiert, die ausgehend von der 3D-Vermessung der Zahnoberfläche bis zur Erzeugung eines feinvernetzten CAD-Modells fast vollständig automatisch in relativ kurzer Zeit abläuft. Voraussetzung hierfür waren Entwicklungen, die zum Teil erst seit kurzem zur Verfügung standen:

- Schnelle optische 3D-Meßeinheit in Form des Laserscanners
- Automatisches Zusammenlegen der einzelnen Ansichten zu einem vollständigen 3D-Modell inkl. Unterschnitte
- Repräsentation der Oberfläche durch Dreiecksflächen (Triangulation)
- Automatische Volumen-Vernetzungsprogramme
- Leistungsstarke und schnelle Computersysteme für die Berechnung von Modellen mit einer hohen Anzahl an Elementen

Anhand einer ausgedehnten mod-Kavität mit Inlayversorgung wird im folgenden der Prozeß für die Erstellung des 3D-FEA-Modells beschrieben. Zusätzlich wurde das unterschiedliche Verhalten von Komposit- und Keramikinlays bei mechanischer und thermischer Belastung am Verbund des Inlays zum Zahn mittels der FE-Analyse untersucht. Die FEA-Ergebnisse des 3D-Modells wurden sowohl mit denen des 2D-Modells als auch mit den Ergebnissen von In-vitro-Studien verglichen.

5.3.1 Material und Methode

An einem extrahierten oberen Prämolaren wurde die Präparation einer ausgedehnten mod-Kavität durchgeführt. Die approximalen Kästen gingen bis an die Schmelz-Dentin-Grenze. Die okklusale Ausdehnung war ungefähr $\frac{3}{4}$ der Distanz zwischen den Höckerspitzen, die Tiefe im Isthmus betrug 4 mm. Die präparierte Kavität wurde mit feinem weißen Puder (Cerec-Powder, Vita, Bad Säckingen) beschichtet und dann im 3D-Laserscanner aus sechs verschiedenen Ansichten vermessen. Zwei Ansichten erfolgten von oben (top views) jeweils aus entgegengesetzter Richtung, die weiteren vier Ansichten von der Seite im Winkelabstand von 90° Grad. Diese Ansichten wurden im Matchingprogramm überlagert und zu einer vollständigen 3D-Ansicht mit triangulierter Oberfläche zusammengelegt (siehe Kapitel 3.4.2).

Die Außenkontur des Inlays wurde durch Wachsmodellation rekonstruiert. Nach Beschichtung mit weißem Puder (Cerec-Powder) wurde das Inlay zusammen mit der Zahnoberfläche ebenfalls aus sechs verschiedenen Ansichten vermessen und im Matchingprogramm die vollständige 3D-Ansicht generiert. Um im FE-Programm dem Inlay spezielle Materialeigenschaften zuweisen zu können, muß ein separater Datensatz der Inlayoberfläche vorliegen. Dieser kann durch Differenzbildung zwischen der Gesamt-3D-Ansicht des Zahnes mit Restauration und der 3D-Ansicht der Kavität ermittelt werden. Die Ausgangsbasis für das FEA-Modell stellt zum einen der vollständige triangulierte Datensatz der Kavität und zum anderen der triangulierte Datensatz der Inlayaußenfläche dar, wobei die Datensätze zueinander bezüglich Translation und Rotation referenziert sind.

Für die Übertragung der Daten in das FE-Programm "Patran" (Version 1-6.2, MSC, USA) wurde eine C++-Konvertierungsroutine geschrieben, die die Punkte als Knoten und die Dreiecksflächen als Elemente im Patran-Format interpretiert. Vor der Volumenvernetzung müssen allerdings die Oberfläche noch geschlossen und Fehlstellen beseitigt werden. Der Datensatz der Kavität war apikal offen, hier wurde im Patran-Preprozessor eine Ebene mit kugelsegmentförmiger Ausbuchtung angesetzt und mit der restlichen Fläche verknüpft. Das Kugelsegment sollte den Pulpahohlraum des Prämolaren repräsentieren. Ebenso wurde der Rand des Inlaydatensatzes mit der Präparationsgrenze verknüpft. Vorhandene Fehlstellen konnten durch manuelle Ergänzung von Dreiecksflächen geschlossen werden.

Um die Einspannungsbedingungen (Randbedingungen) möglichst nah an die Realität anzupassen und möglichst wenig Fehler in das Modell einzubringen, erschien es sinnvoll, bei der

Berechnung noch zusätzlich die Eigenschaften des Zahnhalteapparates mit einzubeziehen. Aus diesem Grunde wurde eine konische rotationssymmetrische Wurzel mit innenliegendem Hohlraum (Wurzelkanal) konstruiert. Prinzipiell wäre auch eine direkte Vermessung der natürlichen Wurzeloberfläche möglich gewesen. Dieser zusätzliche Aufwand wurde jedoch vermieden, da von vornherein zu erwarten war, daß die genaue Oberflächengeometrie keinen großen Einfluß auf das Verhalten des Inlays und der Zahnkrone hat (Goel et al. 1992). Die Aufhängung des Zahnes über die Sharpeyschen Fasern wurde mit Hilfe eindimensionaler Rod-Elemente simuliert, die nur in Richtung der Stabachse Kräfte übertragen. Diese Elemente wurden entsprechend der natürlichen Ausrichtung der Fasern radial und kreuzweise verlaufend angeordnet, wobei das eine Ende der Faser für die Randbedingung fixiert und das andere mit der Wurzeloberfläche verknüpft wurde (Kröll 1997). Insgesamt entstand ein Modell aus 380 Fasern, die jeweils eine Querschnittsfläche von 1 mm^2 und eine Länge von $300 \text{ }\mu\text{m}$ zugewiesen bekamen. Über die Wahl des E-Moduls lassen sich dann die Dehnungseigenschaften festlegen. Ziel war es, die Parameter der Rod-Elemente so einzustellen, daß das hochgradig nichtlineare Auslenkungsverhalten des natürlichen Zahnes bei Belastung simuliert wird. Am Lehrstuhl für Werkstoffe im Maschinenbau der TU München konnte durch Berechnungen ein Materialgesetz für die Rod-Elemente gefunden werden. Es wird durch 10 Stützpunkte im Spannungs-Dehnungs-Diagramm beschrieben, wobei in jedem Abschnitt zwischen den Stützpunkten ein anderes E-Modul vorgegeben wird (Markert 1997, Kröll 1997). Insgesamt kann damit durch nichtlineare Rechnung das simulierte Auslenkungsverhalten der Zähne sehr gut an die in der Literatur beschriebenen natürlichen Zahnauslenkungen angenähert werden (Körber 1962, Hofmann 1963, Mühlemann 1967, Schulte et al. 1983, Niedermeier 1987).

Die Wurzel inklusive Fasern wurde an das CAD-Modell der Zahnoberfläche mit Inlay angesetzt, so daß ein gesamtes Zahnmodell einschließlich Pulpahohlraum und Wurzelkanal vorlag. Anschließend erfolgte die automatische Volumenvernetzung der einzelnen Komponenten mit den jeweiligen Materialeigenschaften. Dem Wurzelanteil wurde die Materialeigenschaft Dentin zugewiesen, der Zahnkrone die Eigenschaft Schmelz und dem Inlay entweder Keramik- oder Compositeigenschaften (Tab. 5.2). Der Pulpaanteil und der Wurzelkanal blieben unvernetzt und wurden als Hohlraum behandelt. Die Unterteilung der Zahnkrone in einen äußeren Schmelz- und einen inneren Dentinanteil wurde nicht durchgeführt, da zum einen durch die ausgedehnte mod-Präparation die dünnen Wände zum großen Teil nur noch aus Schmelz bestanden und zum anderen der Schmelz durch die Ummantelung der Zahnkrone maßgeblich das Belastungsverhalten am Füllungsrand beeinflusst.

	Dentin	Schmelz	Komposit	Keramik
E-Modul [GPa]	14.000	84.000	12.000	100.000
Poisson-Verhältnis	0,3	0,3	0,3	0,19
Wärmeausdehnungs- koeffizient [K ⁻¹]	$8,3 \cdot 10^{-6}$	$11,4 \cdot 10^{-6}$	$40,0 \cdot 10^{-6}$	$8,0 \cdot 10^{-6}$

Tab. 5.2: Verwendete Materialien mit physikalischen Eigenschaften für die FE-Analyse (Souder und Pfaffenbarger 1942, Craig et al. 1961, Grenoble et al. 1972, Powers et al. 1979, Kase et al. 1985, Farah et al. 1989, Seghi et al. 1992, Willems et al. 1992, Craig 1993, Eldiwany et al. 1993, Sano et al. 1994, Gehre 1996).

Die Vernetzung des Volumens erfolgte mit Tetraeder-Elementen. Dies hatte zwei Gründe: zum einen bestand das Oberflächennetz bereits aus Dreiecken und zum anderen ist eine automatische Vernetzung komplizierter Geometrien mit Tetraeder-Elementen am sichersten und fehlerfreisten durchzuführen. Für eine gute Simulation ist Voraussetzung, daß die Vernetzung zu möglichst gleichmäßig großen und wenig verzerrten Elementen führt. Dies bedeutet, daß die Kantenlängen der Tetraeder ungefähr gleich lang sein sollten. Diese globale Kantenlänge kann prinzipiell als Vernetzungsparameter frei gewählt werden und bestimmt damit die Feinheit des Gitters. Die importierte triangulierte Oberfläche gibt jedoch bereits einen Knotenabstand vor, in dessen Größenordnung die globale Kantenlänge liegen sollte, um eine Verzerrung der Elemente zu vermeiden. Daher ist bereits beim Matchen und Triangulieren der Oberfläche auf den gewünschten Punkteabstand zu achten. Eine zu hohe Anzahl an Meßpunkten verbunden mit einer hohen Anzahl an Elementen würde die Berechenbarkeit des Modells selbst auf den leistungsstärksten Rechnern nicht mehr ermöglichen, während eine zu geringe Meßpunktauflösung zu Ungenauigkeiten in der FE-Analyse führen würde. In unserem Beispiel wurde die ursprüngliche Datendichte der einzelnen, mit dem Laserscanner vermessenen, Ansichten um den Faktor 6 in x- und y-Richtung reduziert und anschließend zusammengelegt. Dies entspricht im Durchschnitt einem Abstand von 150 µm zwischen den Oberflächenpunkten. Dieser Wert wurde bei der Vernetzung ebenfalls für die durchschnittliche Kantenlänge der Tetraeder zugrunde gelegt. Insgesamt erhielt man ein Modell, daß aus 37.200 einzelnen Elementen zusammengesetzt war. Davon entfielen auf den Inlaykörper 13.792 Elemente, auf die Restzahnschubstanz (klinische Krone) 17.274 Elemente und auf die Wurzel 5.983 Elemente.

Für das Pre- und Postprocessing kam das FE-Programm Patran Version 1-6.2 der Firma MSC zum Einsatz, das auf einer DEC-AXP 3000 Workstation betrieben wurde. Als FE-Solver diente die Software Nastran (entwickelt von der NASA = **NASA Structural Analysis**). Diese

Software ist auf dem sehr leistungsstarken SP2-Parallelrechner der Firma IBM am Leibniz-Rechenzentrum installiert. Mit dieser Rechnerarchitektur war es erst möglich, das Zahnmodell mit seiner relativ hohen Anzahl an Elementen in angemessener Zeit zu berechnen.

Für die Spannungsanalyse wurden 4 Belastungssituationen simuliert: (1) mechanische Belastung zentral auf das Inlay (2 x 50 N), (2) mechanische Belastung auf den bukkalen Höcker (100 N, 45°), (3) mechanische Belastung auf den oralen Höcker (100 N, 45°), (4) thermische Belastung bei Temperaturwechsel ($\Delta T = 50$ K). Um Spitzenspannungen zu vermeiden, erfolgte die mechanische Krafteinleitung nicht punktförmig, sondern wurde auf 9 benachbarte Knoten mit jeweils 11 N verteilt. Die thermische Belastung von $\Delta T = 50$ K wurde verwendet, um das Thermocycling der In-vitro-Versuche zu simulieren. Die Krafteinleitung von 100 N stellt einen Wert dar, der etwas unterhalb der Werte für die durchschnittlichen Maximalkaukräfte liegt, die nach Haraldson und Carlsen (1977) und Lundgren und Laurell (1986) bis zu 145 N bzw. 200 N betragen können.

Die vier Belastungsfälle wurden sowohl für die Versorgung mit Kompositinlay als auch für die Versorgung mit Keramikinlay durchgerechnet. Im Postprozessor wurden die Ergebnisse analysiert. Da vor allem die Zugspannungen am Interface Inlay-Zahn von Interesse waren, wurde zum Vergleich der verschiedenen Belastungssituationen die maximale Hauptachsenspannung (Major Stress bzw. Major Principal Stress) herangezogen.

Die Erstellung des Modells für die 2D-Spannungsanalyse richtete sich nach den Abmessungen der vorher erwähnten Inlaypräparation. Dazu wurde in oro-vestibulärer Richtung die Dicke der beiden Höcker und in der Mitte der Kavität die Isthmusbreite und -tiefe ermittelt. Aus diesen Daten wurde ein einfaches geometrisches Modell konstruiert, das sich aus dem Inlay und dem präparierten Zahn, bestehend aus Schmelz, zusammensetzt. Die physikalischen Eigenschaften der Materialien entsprechen den Werten in Tab. 5.2. Auch hier wurde für die Analyse die maximale Hauptachsenspannung (Major Stress) berechnet.

5.3.2 Ergebnisse

Die maximalen Hauptachsenspannungen wurden farbcodiert dargestellt und in allen Ansichten aufgrund der Vergleichsmöglichkeit identisch skaliert. Positive Werte stehen für Zugspannungen, während negative Werte Druckspannungen charakterisieren. Zur besseren Beur-

teilung der Spannungen am Interface war es möglich, den Inlaykörper im Postprozessor unsichtbar zu machen und so einen direkten Einblick zu bekommen (Abb. 5.13 und 5.14). Da in der Nähe der mechanischen Krafteinleitung durch die begrenzte Anzahl an Elementen Quantisierungseffekte und damit verbunden Berechnungsfehler auftreten können, sollte dieser Übergangsbereich mit Vorsicht interpretiert werden. Im unmittelbar angrenzenden Anteil des Interfaces läßt sich jedoch die Tendenz feststellen, daß die Belastung im Fall des Keramikinlays etwas höher ist als beim Kompositinlay (Abb. 5.15).

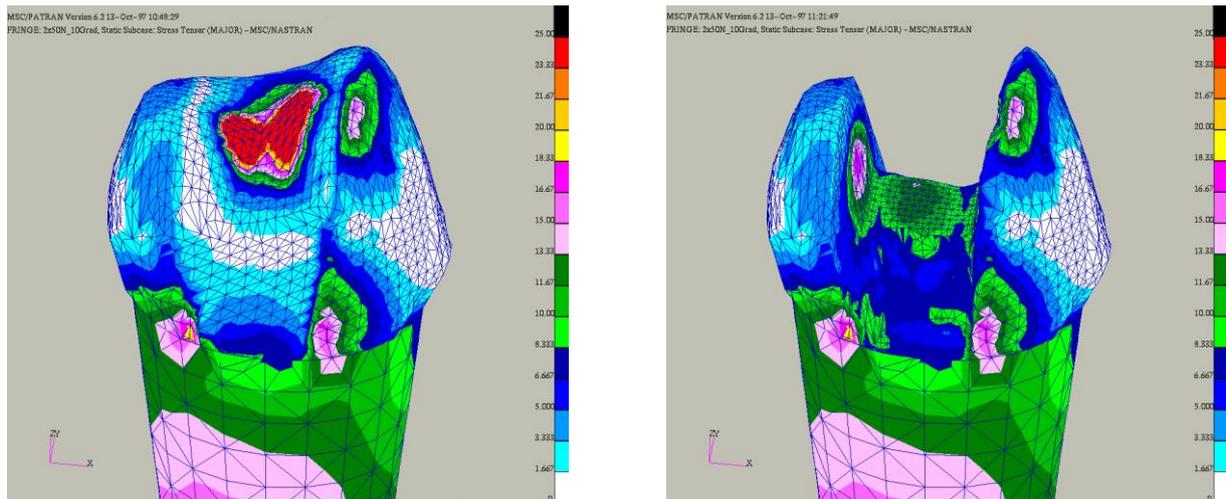


Abb. 5.13: Kompositinlay: Spannungen bei zentraler Belastung des Inlays (2x50N). Links ist das gesamte FEM-3D-Modell mit Inlay zu sehen. Um auch die Spannungen am Interface beurteilen zu können, wurde in der rechten Abbildung das Inlay unsichtbar gemacht. Am rechten Bildrand ist die Farbskala für die maximalen Hauptachsen-Spannungen (in MPa) zu sehen.

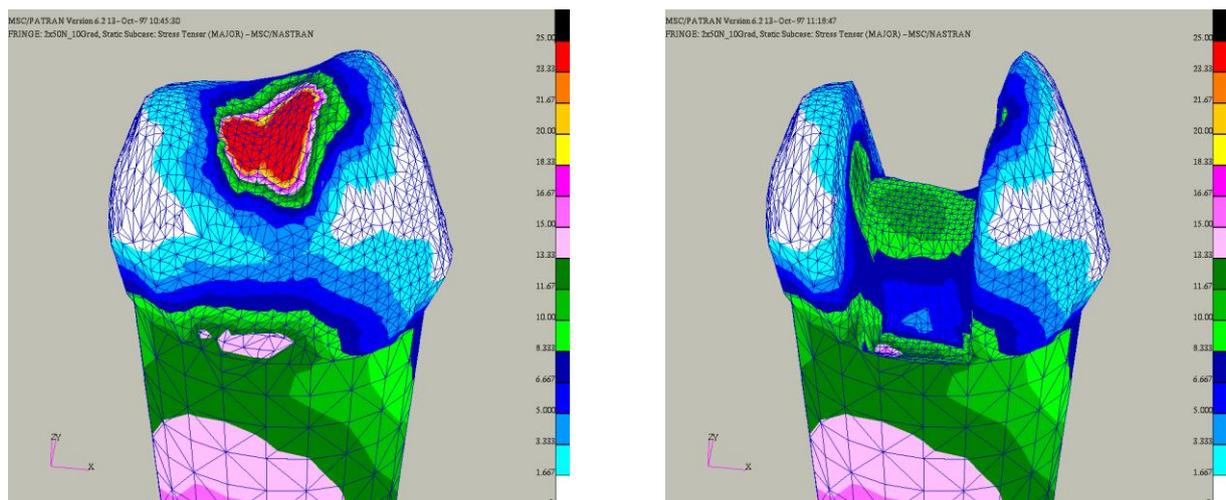


Abb. 5.14: Keramikinlay: Spannungen bei zentraler Belastung des Inlays (2x50N). Links: gesamtes FEM-3D-Modell mit Inlay. Rechts: Spannungen in der Restzahnschubstanz und am Interface (Inlay unsichtbar gemacht). Am rechten Bildrand ist die Farbskala für die maximalen Hauptachsen-Spannungen (in MPa) zu sehen.

Bei Belastung auf die Höckerspitzen ist unter anderem auch der Übergangsbereich der okklusalen Kastenwand in den okklusalen Boden von Interesse (Abb. 5.15). Hier kommt es zu höheren Spannungskonzentrationen, was vor allem die Frakturanfälligkeit der Höcker beeinflusst. Während beim Keramikinlay die maximalen Werte bei 8 MPa liegen, können beim Kompositinlay Spannungen bis 23 MPa auftreten. Unterschiede sind auch am approximalen Präparationsrand zu sehen. Die Spannungen beim Kompositinlay sind über den gesamten Bereich relativ hoch (bis zu 20 MPa), während bei den Keramikinlays nur am Übergang Kastenboden-Kastenwand höhere Spannungen auftreten (14 MPa). Interessant ist hierbei, daß die Spannungswerte bei der vorgegebenen Belastung von 100 N bereits Werte aufweisen können, die in der Größenordnung der Haftfestigkeit von Dentinbonding-Materialien (z.B. Dental Ad-visor 1995, Mason et al. 1996) liegen.

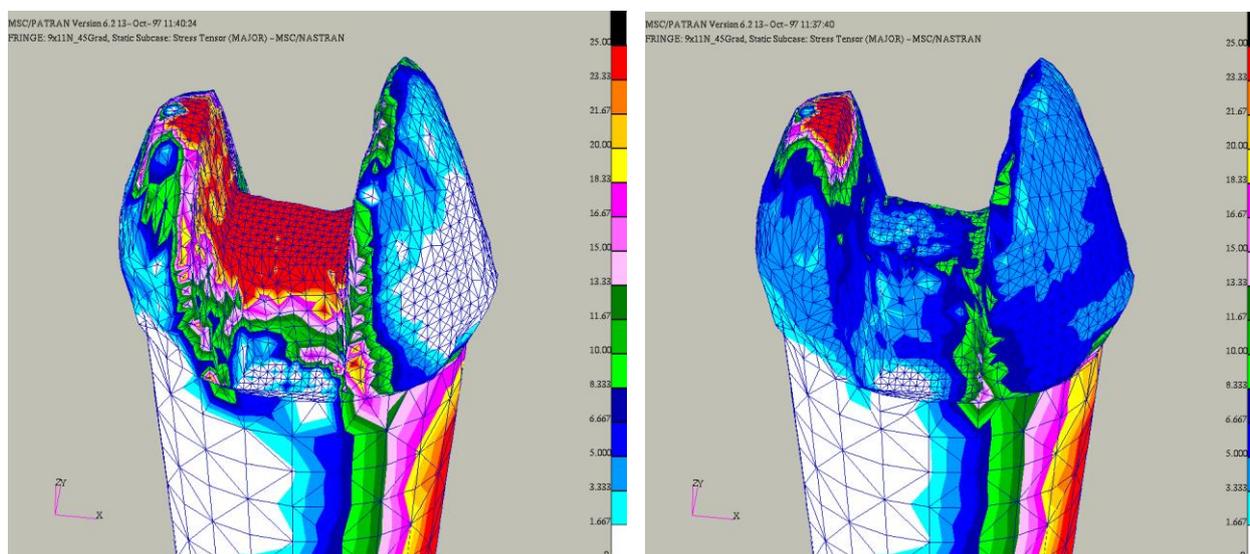


Abb. 5.15: Belastung auf die Höckerspitze (100N, 45°). Links: Spannungsverteilung am Interface beim Kompositinlay. Rechts: Spannungsverteilung am Interface beim Keramikinlay.

Auch die thermische Belastung führt im Falle von Kompositen am Interface zu höheren Werten als im Falle von Keramikinlays, was auf den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten zurückzuführen ist (Abb. 5.16). Kein wesentlicher Unterschied zwischen den beiden Inlayversorgungen läßt sich bei der direkten mechanischen Belastung auf das Inlay feststellen (Abb. 5.13 und 5.14). Hier sind die Spannungen am Interface in beiden Fällen relativ gering.

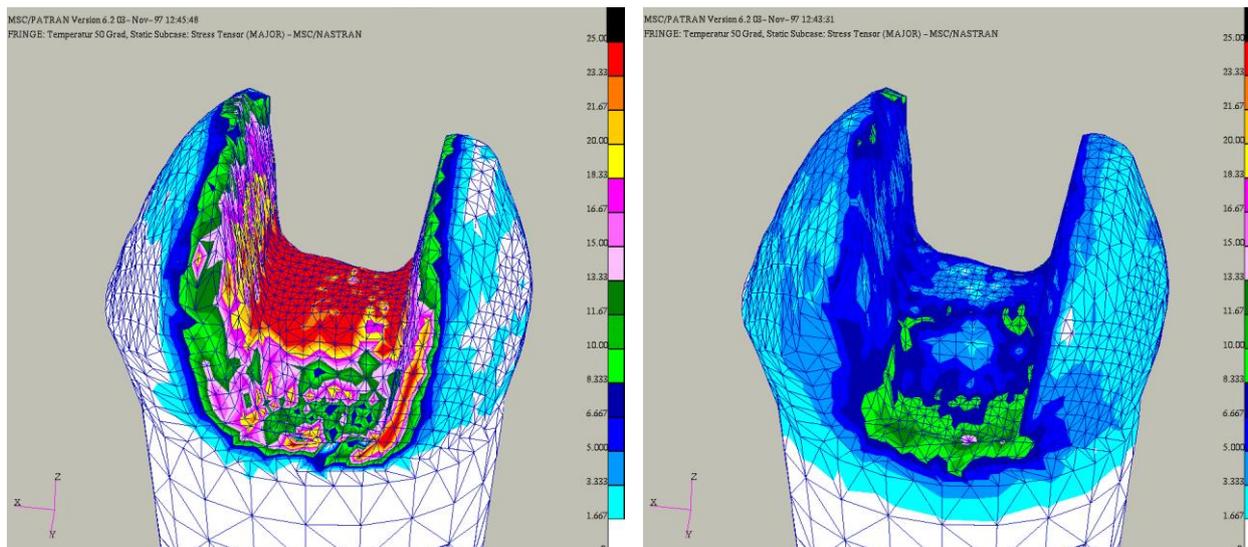


Abb. 5.16: Spannungen bei Temperaturerhöhung um $\Delta T = 50\text{ K}$. Links: Spannungen am Interface beim Kompositinlay. Rechts: Spannungen am Interface beim Keramikinlay. Die Spannungen sind farbcodiert (in MPa).

5.3.3 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen, daß selbst im Falle dieser ausgeprägten mod-Präparation die Spannungen in den Höckern verglichen mit den Festigkeiten von Schmelz bzw. Dentin, (Scherfestigkeit: ca. 80-100 MPa (Smith und Cooper 1971, Carter et al. 1983, Watanabe et al. 1996)) relativ gering sind. Insbesondere wird der Bereich am Übergang Kavitätenwand-okklusaler Kavitätenboden als kritisch für die Höckerfraktur angesehen (Goel et al. 1992). Hier liegen die Werte bei Höckerbelastung im Falle des Kompositinlays bei 20 MPa und im Falle des Keramikinlays bei 8 MPa. Eine erhöhte Frakturgefahr von Höckern läßt sich daher sowohl bei der Versorgung mit Kompositinlay als auch bei der Versorgung mit Keramikinlay unter den klinischen Belastungsbedingungen nicht ableiten. Dieses Verhalten ist allerdings nur dann gewährleistet, wenn der Verbund zum Zahn ideal ist. Die eingeleitete Kraft konzentriert sich dann nicht nur auf den belasteten Höcker, sondern wird über die Inlayversorgung aufgenommen und an die Restzahnsubstanz weitergeleitet. Dieser Kraftschluß wirkt um so effektiver, je steifer das verwendete Inlaymaterial und damit das E-Modul ist. Die erhöhte Versteifung führt zu zwei unterschiedlichen Effekten. In der Nähe der Krafteinleitung kommt es durch die bessere Ankopplung zu einer verstärkten Belastung des Verbundes Zahn-Inlay, wie es beim Keramikinlay (Abb. 5.15) zu beobachten ist (van Noort et al. 1988, Spears et al. 1993). Auf der anderen Seite wird die eingeleitete Kraft auf ein größeres Volumen verteilt, so daß in Regio-

nen, welche von der Belastungsstelle weiter entfernt sind, weniger Spannungen beobachtet werden.

Die durch die geringere Stabilisierung verursachten höheren Spannungswerte bei den Kompositen am Übergang von der oralen bzw. vestibulären Kavitätenwand zum okklusalen Kavitätenboden weisen jedoch auf eine geringere Festigkeit solcher Versorgungen bei Bruchversuchen hin. Eine an der Klinik hierzu durchgeführte Studie bestätigt diese Aussage. Während die Bruchkräfte bei Zähnen, die mit Kompositinlays versorgt waren, im Durchschnitt bei 900 N lagen, wurden im Falle von Keramikinlay-Versorgungen Kräfte von 1300 N bei der Fraktur gemessen. Auch in einer Untersuchung von Haller et al. (1997) wird diese Tendenz beschrieben. Dies bestätigt die Tatsache, daß durch das höhere E-Modul der Keramik eine bessere Stabilisierung und Versteifung der Einheit Inlay-Zahn erreicht werden kann und damit Spannungsspitzen besser verteilt werden können.

Die unterschiedliche Verwindungssteifigkeit aufgrund des E-Moduls wirkt sich auch auf den approximalen Rand aus, weshalb beim Kompositinlay der adhäsive Verbund unter größerer Spannung steht. Ein ähnliches Verhalten läßt sich bei der thermischen Belastung wegen des unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten beobachten. Insgesamt führen sowohl mechanische als auch thermische Belastung bei den Kompositinlays zu höheren Zugspannungen am Interface, während bei den Keramikinlays die auftretenden Kräfte geringer sind. In einer In-vitro-Studie wurden zum Vergleich ausgedehnte mod-Präparationen, die mit Komposit- und Keramikinlays versorgt waren, im Kausimulator mechanischer und thermischer Wechselbelastung unterworfen und anschließend die Randspaltentwicklung quantitativ im REM untersucht (Mehl et al. 1996b, Mehl et al. 1998b). Es zeigte sich, daß bei Kompositinlays in Übereinstimmung mit der FE-Analyse ein prozentual höherer Randspaltanteil auftrat als bei Keramikinlays (Mehl et al. 1996b, Mehl et al. 1998b). Bemerkenswert war auch im Falle der Kompositinlays das lokalisierte Auftreten von Randspalten am Übergang vom okklusalen Anteil in den approximalen Anteil. An dieser Stelle können in der FE-Analyse ebenfalls höhere Spannungen nachgewiesen werden. Während die Ergebnisse des 3D-Modells mit der Realität gute Übereinstimmung zeigen, können mit der 2D-Analyse nur sehr begrenzt Aussagen getroffen werden. Hier liegen die berechneten Spannungen vor allem im approximalen-apikalen Randanteil um einiges niedriger als bei der 3D-Simulation (ca. 10 MPa: van Noort et al. 1988, Manhart et al. 1996a und 1996b). Dies dürfte vor allem damit zusammenhängen, daß spezielle Randeffekte und der Einfluß von Oberflächenmorphologien bei den 2D-

Modellen nicht berücksichtigt werden können. Für eine genauere Quantifizierung von Spannungs- und Verformungseffekten ist also, wie bereits auch schon von anderen Autoren angemerkt wurde, eine Analyse von 3D-Modellen unerlässlich.

Mit der Möglichkeit, aus der Vermessung von Oberflächen mit dem Laserscanner 3D-Modelle für die FE-Analyse zu generieren, können realitätsnahe Simulationen auch sehr komplexer Strukturen (Abb. 5.17, Pospiech 1996, Kröll 1997) in relativ kurzer Zeit und geringem Aufwand durchgeführt werden. Vor dem Beginn größerer Experimente können damit schon Tendenzen aufgezeigt und spezielle Effekte analysiert werden, die wiederum zu einer zielorientierteren Planung des Versuchsdesigns führen. Entwicklungszeiten und –kosten können eingespart und die Forschung effektiver gestaltet werden.

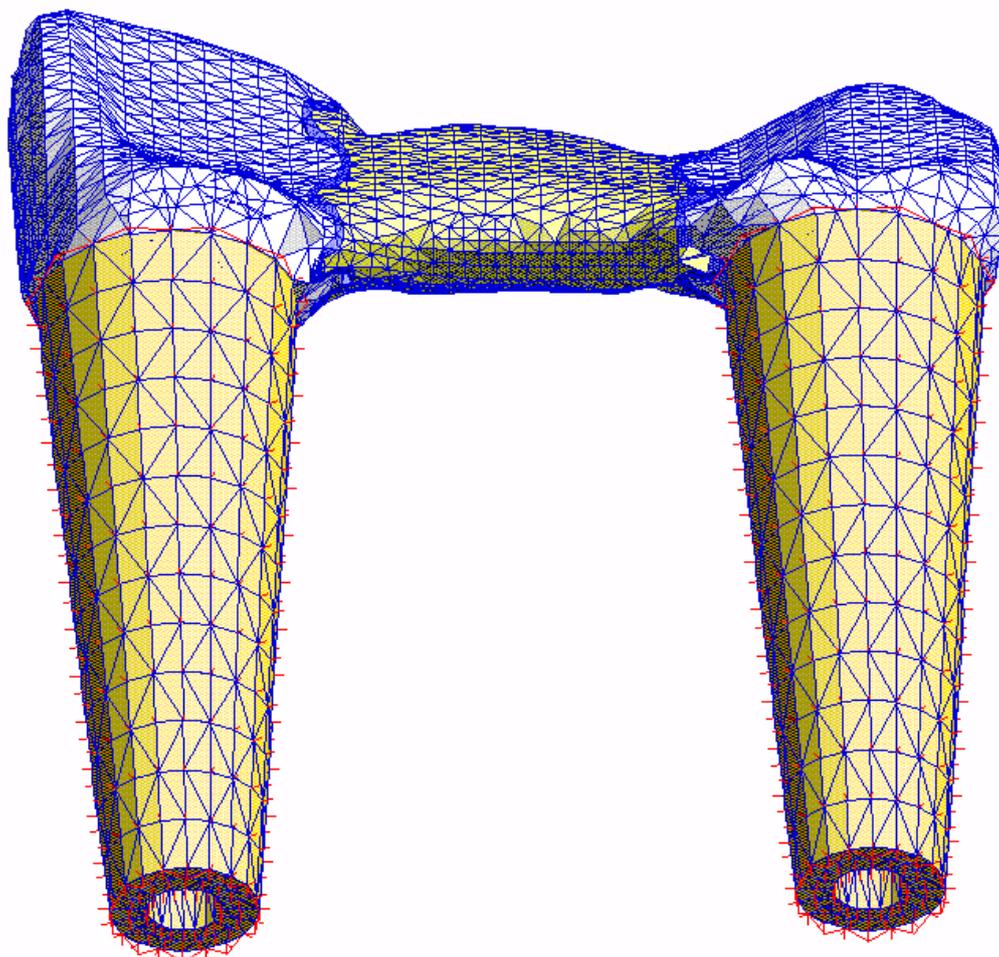


Abb. 5.17: 3D-Modell einer Keramiklebebrücke. Die Vermessung und die Überlagerung der einzelnen Ansichten erfolgte mit dem 3D-Scanner und dem Matchingprogramm. Durch die automatische Volumenvernetzung lassen sich auch komplexe Strukturen mit relativ hoher Anzahl an Elementen für FE-Analyse aufbereiten. Die Anzahl der Oberflächenpunkte ließe sich noch um ein Vielfaches erhöhen, jedoch stößt man dann an die Grenzen der derzeitigen Rechnersysteme.

5.3.4 Zusammenfassung

- Mit dem Laserscanner lassen sich 3D-Ansichten selbst komplexer Oberflächen erzeugen, die direkt in die Finite-Elemente-Programme übertragen werden können.
- Der 3D-Meß- und Überlagerungsprozeß erlaubt ohne größeren Zeitaufwand eine sehr feine Gittervernetzung mit einer hohen Anzahl an Elementen.
- In der FE-Analyse können 3D-Modelle eine genauere Beschreibung der wirklichen Verhältnisse liefern als 2D-Modelle.
- Die Übereinstimmung des hier vorgestellten Zahnmodells mit den Ergebnissen der *in vitro* durchgeführten Versuche ist sehr gut.

5.4 Vermessung von Kiefermodellen

Bei der Konzeption des Scanners wurde bereits die Möglichkeit berücksichtigt, ohne größere Umbaumaßnahmen unterschiedlich große Objekte vermessen zu können. Dieser Vorteil wird sowohl durch das Lichtschnittverfahren ermöglicht, indem die Anzahl an Profilschnitten frei vorgegeben werden kann, als auch durch das automatische Matching, das die einzelnen Meßareale durch Überlagerung zu einer gesamten Ansicht vereinigen kann. Durch einfache Veränderung der Optik, die einen kleineren Abbildungsmaßstab aufweist, kann auch durch einen einzigen Meßvorgang die vollständige Datenerfassung erfolgen.

Die Modellanalyse nimmt in der kieferorthopädischen Diagnostik eine zentrale Stellung ein. Durch Vermessung bestimmter Referenzstrecken wie die Summe der Inzisivbreiten (SI), Zahnbogenbreiten (M-M, P-P) und -längen (Lu, Lo), Abstände von der Raphe palatina mediana, Lage der Raphe-Papillen-Transversale (RPT) etc. lassen sich ungefähre Vorhersagen über die Gebißentwicklung und den Platzbedarf für die Zähne machen und damit die kieferorthopädischen Behandlungsmaßnahmen planen (Schmuth 1983). Desweiteren dient das Modell zur Dokumentation des Ausgangsbefundes und zur Verlaufskontrolle während und nach der Behandlung. Für diese Modelle besteht je nach Land eine gesetzliche Aufbewahrungspflicht von 10 bis 15 Jahren. Gerade in stark frequentierten Praxen oder Kliniken kann es damit nicht nur zu einem Raumproblem kommen, sondern auch ein Organisationsproblem auftreten, wenn für die einbestellten Patienten die zugehörigen Modelle herausgesucht werden müssen (Schmuth 1983, McGuinness et al. 1992). Von einigen Forschergruppen wurde daher schon der Versuch unternommen, die Oberfläche von Kiefermodellen durch dreidimensionale Vermessung zu digitalisieren und als Datensatz zu speichern (siehe Kap. 2). Diese Datensätze könnten dann sehr einfach metrisch analysiert und zu jedem beliebigen Zeitpunkt schnell wieder verfügbar gemacht werden. Man könnte z.B. diese Datensätze ähnlich wie bei den digitalen Röntgenbildern zusammen mit der Patientenkartei verknüpfen und abspeichern. Durch Überlagerung und Differenzbildung mit den Folgemodellen kann der Fortschritt der Behandlung quantitativ dreidimensional erfaßt und mittels Bildverarbeitungsprogrammen dem Patienten eindrucksvoll demonstriert werden (z.B. Morphing). Zur Abklärung von unklaren Befunden und Behandlungsschritten ließe sich dieser Datensatz über Netzwerkverbindungen oder ISDN auch sofort zu einem Kollegen transferieren, der dann anhand des 3D-Modells konsiliarisch tätig sein kann.

Ähnlich vorteilhaft ließe sich die dreidimensionale Kiefermodellvermessung auch für prothetische und parodontologische Fragestellungen einsetzen. Gerade bei letzterer würde eine Dokumentation der dreidimensionalen Veränderung am marginalen Zahnfleischrand während und nach der Therapie eine interessante Ergänzung zum konventionellen PA-Befundbogen bzw. –Status darstellen.

Die Erfahrungen und die Ergebnisse der in der Literatur vorgestellten Systeme zeigen jedoch, daß noch Probleme auftreten und diese Systeme in dem vorliegenden Stadium noch nicht für eine präzise und vollständige dreidimensionale Kiefermodellvermessung geeignet sind (McGuinness et al. 1992, siehe auch Kapitel 2). Ziel war es, den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten 3D-Laserscanner auf seine Eignung für die Kiefermodellvermessung zu untersuchen.

5.4.1 Material und Methode

Für die Kiefermodellvermessung wurden zwei verschiedene Möglichkeiten getestet. Im ersten Fall erfolgte der Einbau einer neuen Optik, die einen Abbildungsmaßstab von 1:12 aufwies. Es handelte es sich hierbei um ein kommerzielles Videoobjektiv mit einer Brennweite von 25 mm (Sticksel, Aichhalden). Eine telezentrische Anordnung wurde nicht implementiert, da bei diesen Abbildungsmaßstäben und Objektgrößen bautechnische Probleme auftreten und die zu erwartende Verbesserung der Genauigkeit in diesem Fall eher gering sein dürfte. Die Auflösung in lateraler (x-Richtung) betrug ca. 130 μm .

Um höhere Auflösungen und eine bessere Genauigkeit erzielen zu können, wurde eine zweite Möglichkeit getestet. Die telezentrische Optik für die Zahnoberflächen- und Präparationsvermessung blieb unverändert. Statt dessen wurde das Kiefermodell sowohl in x- als auch in y-Richtung verfahren und die einzelnen Scan-Ansichten zusammengesetzt (Abb. 5.18). Zur Automatisierung des Meßprozesses wurde eine spezielle Software entwickelt, die das Vermessen und Zusammenlegen der einzelnen Streifen ohne Interaktionen ermöglicht. In der Menüoberfläche für die Scannersteuerung (Abb. 3.18, S. 70) wird dabei die Verfahrstrecke des Streifens in y-Richtung durch Abstand und Anzahl der Linien (Schrittweite und Schrittzahl) und in x-Richtung durch Abstand und Anzahl der Streifen (Multiscan Schritt und Multiscan Anzahl) angegeben (Abb. 3.18 und Abb. 5.18A).

Oftmals wird nicht die Vermessung des gesamten Kiefermodells mit Gaumen erwünscht sein, sondern nur die des Zahnbogens oder mehrerer bestimmter Zähne. Dazu läßt sich ein Grob-scan des Kiefermodells mit geringerer Auflösung, d.h. großem Linienabstand, und ohne Matching durchführen und diese Aufnahme als Vorschau am Monitor anzeigen. Durch Eingabe des gewünschten Meßweges und der Meßbereiche in Form von Polygonstrecken kann dann die genauere dreidimensionale Vermessung gestartet und vollständig automatisch durchgeführt werden (Abb. 5.18B und 5.18C). Dies eröffnet die Möglichkeit, für sehr umfangreiche Studien den Justier- und Meßprozeß zu vereinfachen und die Auswertung zu beschleunigen.

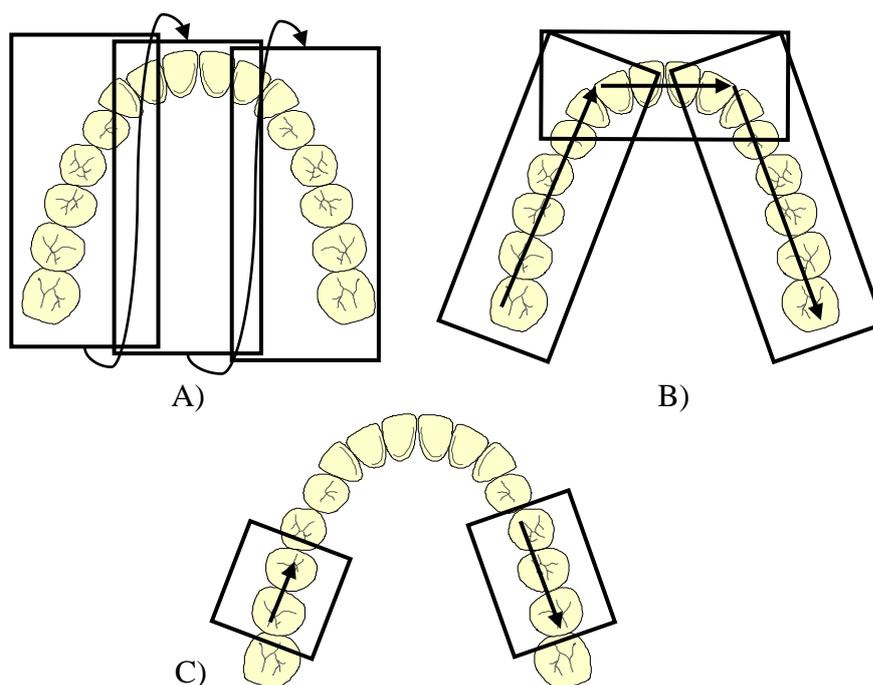


Abb. 5.18: Möglichkeiten der automatischen Vermessung von Kiefermodellen. (A) Streifenförmige Vermessung durch Angabe der Streifenbreite und -länge, (B) Vermessung eines beliebig wählbaren Polygonzuges, der im Pre-Scan eingezeichnet werden kann. (C) Vermessung von frei wählbaren Teilausschnitten.

Zur Bestimmung der Genauigkeit wurden jeweils 10 Kiefermodelle sowohl mit der Streifenmethode (Abb. 5.18A) als auch mit der veränderten Optik vermessen. Als Maß für die Genauigkeit wurde wie bei den Zahnoberflächen und den Präparationen die Standardabweichung des Differenzbildes, das nach Überlagerung jeweils korrespondierender um ca. 180°-gedrehter Ansichten des Gesamtmodells berechnet wurde, herangezogen (G3D-Wert, Kap. 4.1.1). Bei der Streifenmethode wurden für jede Gesamtansicht des Modells jeweils 7 Scans (Multiscan Anzahl: 7) mit einem Abstand von 1,1 cm (Multiscan Schritt: 11.000) durchgeführt (Abb. 3.18, S. 70). Die Schrittweite war 30 µm für die höhere Auflösung und 120 µm für die geringere Auflösung. Zusätzlich wurde untersucht, ob und inwieweit mit verschiedenen Komprimierungsmethoden (Verlustfreie Methoden: BZIP, GZIP; Methoden mit geringem

Informationsverlust: JPEG (Gütegrad 95% und 75%)) der hohe Speicherbedarf für die Kiefermodelldaten reduziert werden kann.

5.4.2 Ergebnisse

Die Genauigkeit bei der Kiefermodellvermessung ergab sich mit der telezentrischen korrigierten Optik (Rodenstock-Optik, Kap. 3.2.2.2) und der Streifenmethode zu $25,4 \mu\text{m}$ ($\pm 5,3 \mu\text{m}$) und mit der Videoptik (Abbildungsmaßstab 1:12) zu $156,2 \mu\text{m}$ ($\pm 21,9 \mu\text{m}$). Der Speicherplatzbedarf für die mit der Streifenmethode vermessenen Kiefermodelle lag bei 12 MByte. Durch die verschiedenen Komprimierungsprogramme konnte die Datenmenge effektiv reduziert werden: JPEG (95%): 1,3 MByte, JPEG (75%): 0,6 MByte, BZIP: 6,2 MByte, GZIP: 6,4 MByte. Beispiele für die vermessenen Kiefermodelle sind in 3D-Gitterdarstellung (Abb. 5.19) und mit gerenderter Oberfläche (Abb. 5.20) zu sehen. In letztgenannter Abbildung ist die Möglichkeit zur Vermessung von Strecken und Winkeln angedeutet.

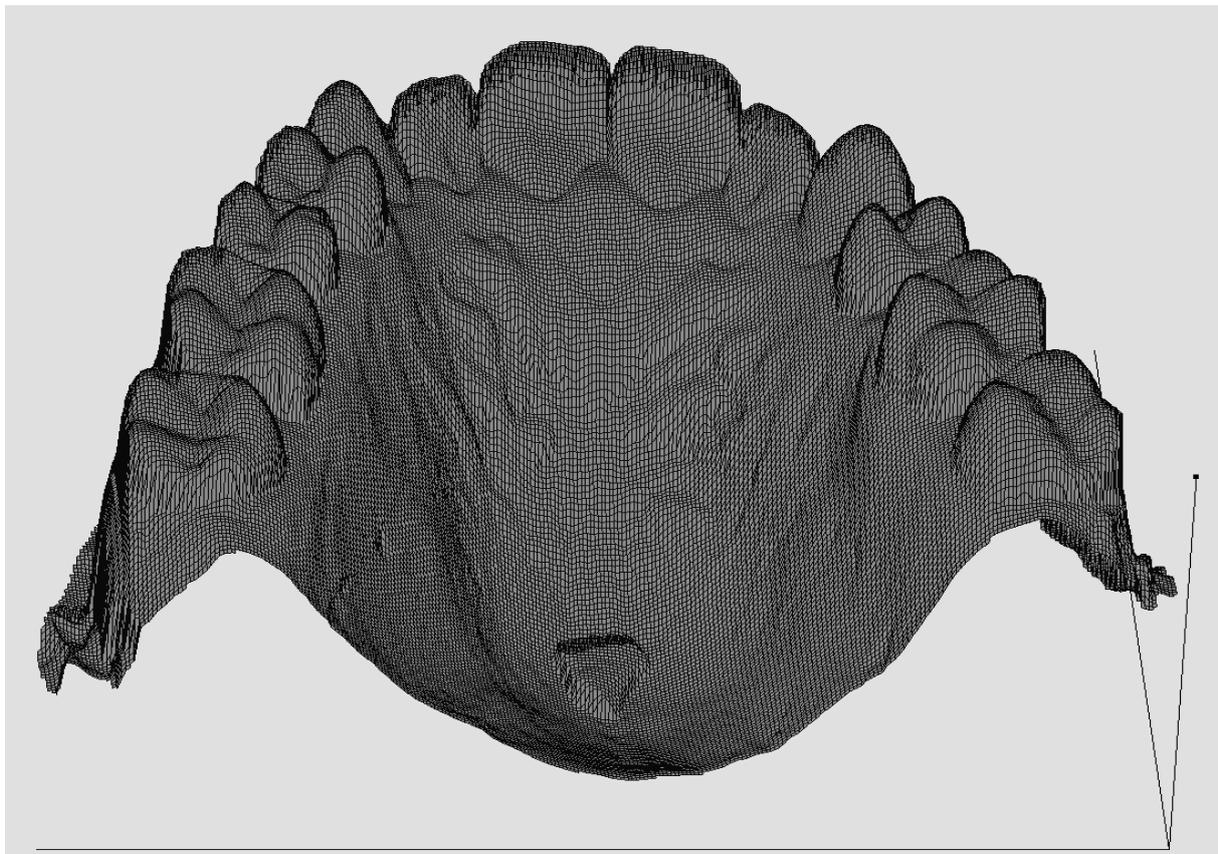


Abb. 5.19: 3D-Gitterdarstellung eines nach der Streifenmethode vermessenen Kiefermodells. Zur besseren Darstellung und Übersicht wurde nur jeder 36. Meßpunkt berücksichtigt.

5.4.3 Diskussion

Obwohl bei der Streifenmethode die unveränderte telezentrische Optik für die Vermessung verwendet wurde, liegt die Genauigkeit etwas niedriger als bei der Zahn- oder Präparationsvermessung. Gründe hierfür könnten Fehler sein, die beim Zusammenlegen der einzelnen Scans und durch den größeren Höhenmeßbereich, der bei Kiefermodellen bis zu 4 cm betragen kann, auftreten. Trotz dieser Tatsache ist eine Genauigkeit von 25 μm als absolut ausreichend zu betrachten und bis jetzt von keinem anderen 3D-Meßsystem für Objekte dieser Größenordnung erreicht worden (siehe Kap. 2). Die großen Datenmengen für ein Kiefermodell können durch entsprechende Komprimierungsmethoden reduziert werden, so daß z.B. ca. 100 Kiefermodelle bei voller Auflösung (verlustfreie Methoden) bzw. über 500 Modelle (Komprimierungsmethoden mit geringem Verlust z.B. JPEG) auf einer CD gespeichert werden könnten.

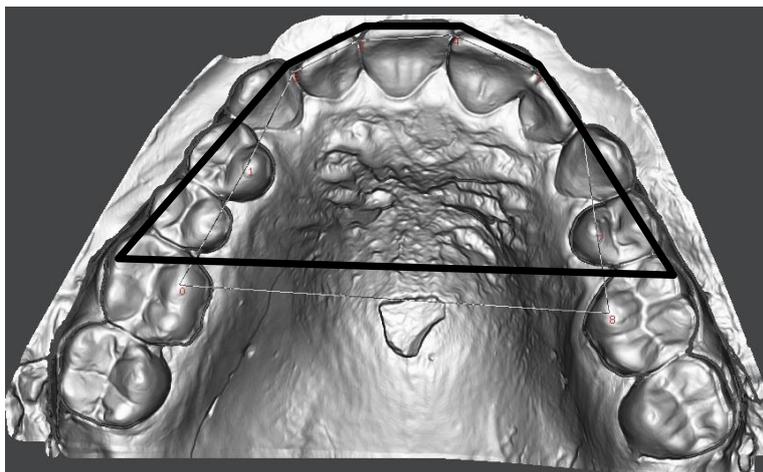


Abb. 5.20: Gerendertes Kiefermodell mit einer Auflösung von 50 x 50 μm . Durch Markieren ausgewählter Punkte können Strecken und Winkel auf dem Kiefermodell vermessen werden.

Die Vermessung mit dem Videoobjektiv bietet zwar den Vorteil, daß mit zwei Scans in kürzerer Zeit aus unterschiedlichen Richtungen das gesamte Kiefermodell vermessen werden kann, auf der anderen Seite jedoch die Genauigkeit nur bei 156 μm liegt. Dies hängt zum einen mit der ungenügenden Anpassung des kommerziellen Objektivs an die speziellen Meßanforderungen des 3D-Sensors zusammen und zum anderen mit dem kleinen Abbildungsmaßstab, der aufgrund der Pixelquantisierung keine ausreichende Auflösung des Lichtsignals auf dem CCD-Chip zuläßt. Mit dieser Methode kann jedoch eine Vorschau (Preview) des Kiefermodells erzeugt werden, die wiederum als Teach-in für genauere Scans von frei wählbaren Ausschnitten dient (z.B. Abb. 5.18B und 5.18C).

Die Vermessung von Winkeln und Strecken auf dem Kiefermodell erfolgt durch einfaches Markieren der gewünschten Punkte am Monitor. Als Ausgabe erhält man die dreidimensionalen (x,y,z)-Koordinaten der Punkte, den jeweiligen Abstand zum vorhergehenden markierten Punkt und den Winkel zwischen der folgenden und der vorhergehenden Strecke. Die Daten können gespeichert und analysiert werden. Damit lassen sich kieferorthopädische und prothetische Diagnose- und Fragestellungen schnell und sehr genau bearbeiten.

5.4.4 Zusammenfassung

- Die Vermessung des Kiefermodells ist mit einer Genauigkeit von 25 μm bei einer Auflösung von 25 μm x 25 μm möglich.
- Ein Scan mit geringerer Auflösung kann als Teach-In für die genauere Vermessung bestimmter Areale dienen.
- Anstelle des Aufbewahrens von Gipsmodellen kann die Speicherung in der platzsparenden digitalen Form erfolgen.
- Auf dem digitalisierten 3D-Modell ist eine exaktere und einfachere Vermessung von Strecken und Winkeln möglich.
- Ein exaktes Duplizieren des 3D-Datensatzes ist zu jedem späteren Zeitpunkt möglich.
- Die quantitative Analyse des Behandlungsfortschritts ist durch Überlagerung der Ausgangs- und Folge Modelle möglich.
- Die visuelle Aufbereitung und die dreidimensional animierte Dokumentation der Veränderungen während der kieferorthopädischen oder parodontalen Behandlung könnten die Motivation des Patienten verbessern.

5.5 Weitere Anwendungen

Mit der Möglichkeit der exakten dreidimensionalen Vermessung von Oberflächen lassen sich eine Reihe weiterer Fragestellungen in der Zahnmedizin untersuchen und Einsatzgebiete im zahnmedizinischen Praxisalltag andenken. Im folgenden soll eine Auswahl weiterer Meßaufgaben und Einsatzgebiete exemplarisch erörtert werden, die mit dem optischen 3D-Sensor und der Matchingsoftware an unserer Klinik bereits erfolgreich bearbeitet werden konnten.

5.5.1 3D-Vermessung größerer Objekte

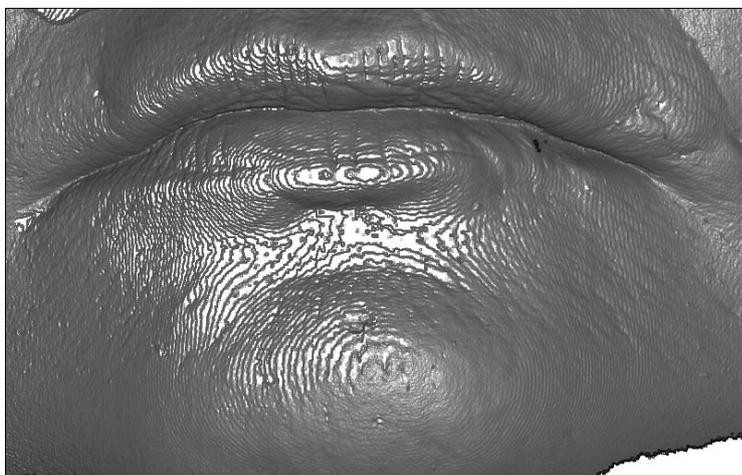


Abb. 5.21: 3D-Vermessung eines Gesichtsmodells (gerenderte Darstellung).

Durch Auswahl eines Videoobjektivs, das zu einem Abbildungsmaßstab von 1:16 führt, lassen sich noch größere Objekte als Kiefermodelle wie z.B. Gesichtsabformungen vermessen (Abb. 5.21). In diesem Fall beträgt die Genauigkeit ca. 300 μm , was jedoch in Anbetracht der Abformungsfehler und Größe des

Meßbereichs im akzeptablen Rahmen liegt. Eine direkte dreidimensionale Vermessung des Gesichtes mit dem 3D-Laserscanner wäre aufgrund der relativ langen Meßzeit prinzipiell nur möglich, wenn der Patient mit entsprechenden Hilfsmitteln fixiert würde. Für eine direkte Gesichtsvermessung sind daher Stereophotogrammetrie-, Liniencodierte- und Phasen-shift-Methoden besser geeignet und dem Triangulationsverfahren vorzuziehen.

5.5.2 Dreidimensionale Substanzabtrags-Messungen

Ähnlich wie bei den Abrasionsmessungen kann mit dem 3D-Meßverfahren auch der Substanzabtrag volumetrisch quantifiziert werden. Im Vergleich zur herkömmlichen zweidimensionalen Vermessung können mit der dreidimensionalen Vermessung die bearbeiteten Oberflächen vollständig erfaßt und Abtragseffekte durch gleichzeitige Bestimmung verschiedener

Parameter (Quantile, Volumen, Fläche, Mittelwerte und Minima bzw. Maxima) analysiert werden (Abb. 5.22). Durch computergesteuerte 3-Achs-Präparationsvorrichtungen (CNC-Steuerungen) können damit z.B. der Einfluß unterschiedlicher Einstellungen und Bedingungen auf die effektiven Abtragsleistungen dentaler Hardlaser und KCP (Kinetic-Cavity-Preparation)-Geräte miteinander verglichen und beurteilt werden (Mehl et al. 1996e, Mehl et al. 1998a, Manhart et al. 1997). Entsprechend lassen sich auch unerwünschte Nebenwirkungen verschiedener Instrumente für die Oberflächenbearbeitung quantifizieren. Im Rahmen einer gemeinsamen Studie mit der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Würzburg wurden die Einflüsse der Neigung, Bearbeitungszeit und Auflagekraft von Ultraschallscalern auf die potentiellen Hartschadigungen bei der Wurzeloberflächenbearbeitung (Scaling) untersucht (Flemmig et al. 1997, 1998a und 1998b). Durch Überlagerung der unbearbeiteten und bearbeiteten vermessenen Oberflächen können die Veränderungen im Differenzbild ausgewertet werden (Abb. 5.23).

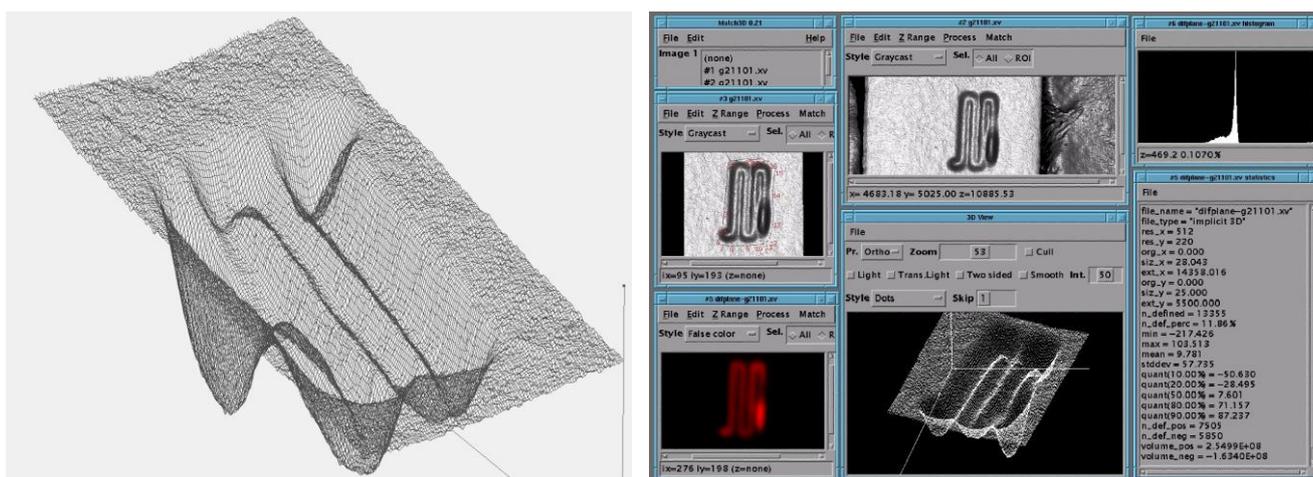


Abb. 5.22: Beispiel für die dreidimensionale Vermessung der Abtragsleistung eines KCP-Gerätes. Die Präparation wurde durch computergesteuertes Verfahren der Düse standardisiert. Da die Oberfläche vor der Bearbeitung plan geschliffen wurde, kann durch Differenzbildung zwischen der gefetteten Ebene und der bearbeiteten Oberfläche der Abtrag errechnet werden. Links ist eine 3D-Gitterdarstellung des Abtrags zu sehen, rechts das Monitorbild mit Ergebnissen (Statistik und Histogramm) nach erfolgter Berechnung.

Im Rahmen von Untersuchungen, die sich mit den potentiellen Einsatzmöglichkeiten von dentalen Hardlasern für die Aufbereitung von Wurzelkanälen befassen, wurde der optische Sensor für die dreidimensionale Abtragsmessung eingesetzt. Die Zähne wurden vor der Bearbeitung im Wurzelbereich mit einer Trennscheibe angeritzt und frakturiert. Die beiden freiliegenden Wurzelkanalhälften wurden abgeformt und das Gipsreplika mit dem Sensor vermessen. Anschließend wurden die Hälften mit einer Schraubzwinde wieder zusammengefügt und die Aufbereitung des Wurzelkanals mit den dentalen Lasern durchgeführt. Nach Bearbeitung

wurden wiederum die beiden Wurzelhälften getrennt und nach Abformung im Scanner vermessen. Durch Überlagerung der Folgesituationen mit den Ausgangssituationen kann über den gesamten Wurzelkanalbereich die effektive Abtragsleistung dreidimensional ermittelt werden. Studien mit dem Excimer-Laser (Medolas, Amberg) wurden bereits durchgeführt (Haffner et al. 1997), während mit dem neuen Endo-Aufsatz für den KEY-II Er:YAG-Laser (KaVo, Biberach) zur Zeit Untersuchungen laufen.

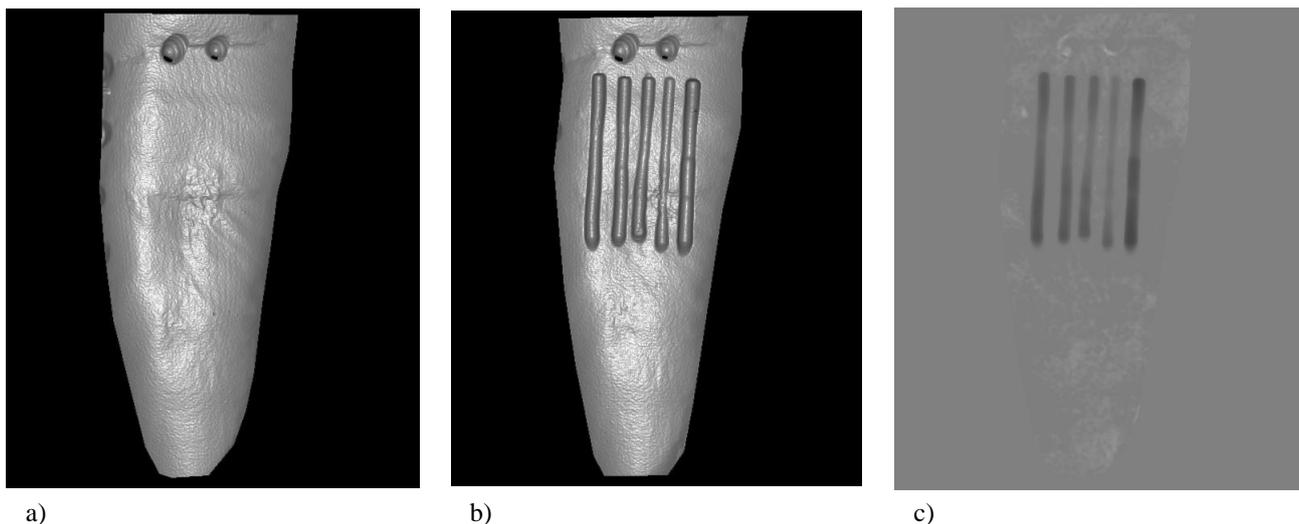


Abb. 5.23: Bestimmung des Substanzabtrages bei der Konkrement- bzw. Zahnsteinentfernung mit Ultraschallinstrumenten. Die Situationen der Wurzeloberfläche vor (a) und nach (b) Bearbeitung werden vermessen und das Differenzbild nach erfolgter Überlagerung berechnet (c).

5.5.3 Messung von Höckerverwindungen

Ein völlig anderes Anwendungsgebiet des 3D-Sensors besteht in der hochgenauen Ermittlung der Höckerverwindungen von mit Komposit gefüllten Zähnen aufgrund der Polymerisations-schrumpfung. Da von vornherein nur ein sehr kleiner Effekt zu erwarten ist und die laterale Auflösung durch Pixelquantisierung beschränkt ist, muß die Vorgehensweise für eine exakte Erfassung der Verformung ein wenig abgewandelt werden. Ein mit einer Kavität versehener Zahn wird mit Komposit gefüllt und die gesamte Zahnoberfläche im Sensor vermessen (Abb. 5.24 a). Nach Lichtpolymerisation und dem Abwarten entsprechender Zeiten wird der Zahn exakt reponiert und wiederum dreidimensional vermessen (Abb. 5.24 b). Zur Bestimmung der Höckerverformung wird der gewünschte Höckerbereich ausgeschnitten und mit der Anfangssituation überlagert (Abb. 5.24 c), wobei mittels des Matchingprogramms die Transformations- und Rotationsparameter berechnet werden. Zu beachten ist, daß diese Parameter nicht die Bewegung bzw. Veränderung *eines* Punktes auf der Oberfläche beschreiben, sondern die

durchschnittliche Gesamtbewegung des *ausgeschnittenen und gewählten* Höckerbereiches. Da es sich hierbei um eine hohe Anzahl an Daten handelt, ist die Berechnung der drei Rotations- und Translationsparameter für diesen Gesamtbereich sehr genau und exakt möglich. Empfehlenswert für eine exakte Bestimmung der Verformung ist außerdem, die Höcker geringfügig anzuschrägen, da im Falle von Kanten und geneigten Ebenen die Verschiebungsposition besser gefunden werden kann als im Falle abgerundeter Oberflächen. Aus den ermittelten Translations- und Rotationsparametern läßt sich dann der Verschiebungsvektor \vec{d}_1 bzw. \vec{d}_2 für die gewünschten Höcker berechnen (Abb. 5.24 c und 5.24 d). Im Gegensatz zu mikroskopischen Meßverfahren erhält man die Verformung nicht nur in einer Raumrichtung, sondern durch die Bestimmung des Verschiebungsvektors in allen drei Raumrichtungen gleichzeitig.

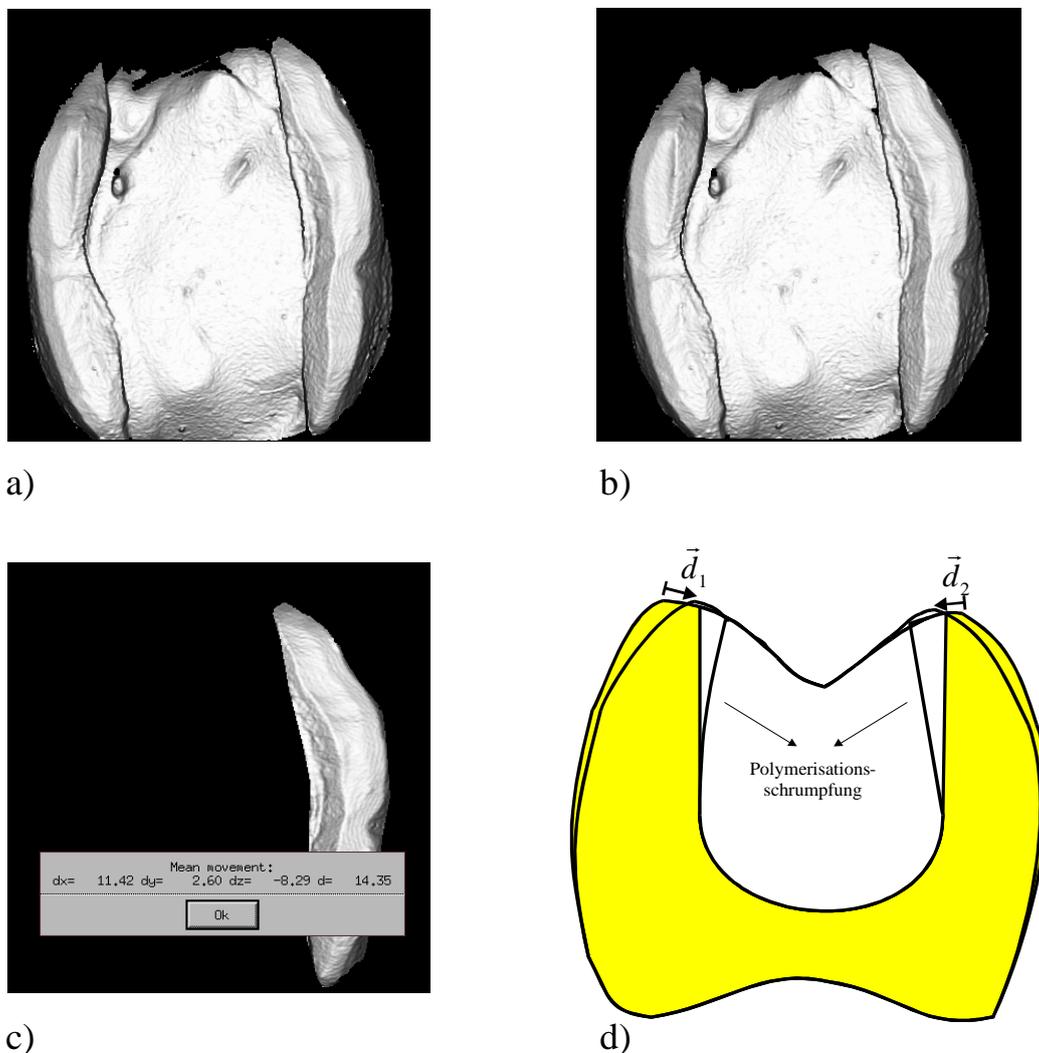


Abb. 5.24: Vermessung der Höckerverbiegungen bei der Polymerisationsschrumpfung von Kompositfüllungen. a) Situation vor Aushärtung der Füllung, b) Situation nach Aushärtung der Füllung, c) Markieren des gewünschten Höckerbereichs und Berechnung des Verschiebungsvektors (Koordinaten in μm), d) durch Bestimmung der Translations- und Rotationsparameter lassen sich die beiden Verschiebungsvektoren \vec{d}_1 und \vec{d}_2 berechnen.

Eine Fragestellung, die in diesem Zusammenhang zur Zeit an unserem Institut bearbeitet wird, ist der Vergleich von Polymerisationskontraktionen im Falle der Mehrschicht-, Einschicht- und Softstartfüllungstechnik. Die Genauigkeit dieses Meßprozesses liegt im Bereich von 2-3 μm (Vergleich mit Meßmikroskop). Die exakte Reponierung des Zahnes vor und nach Polymerisation bietet den Vorteil, daß die Verformung der oralen und vestibulären Höcker getrennt und unabhängig voneinander bestimmt werden kann und die Auswertung erleichtert wird. Erfolgt die Reponierung nicht exakt, so können immer noch die Verformungen der Höcker relativ zueinander durch vektorielle Differenzbildung zwischen den Verschiebungen \vec{d}_1 und \vec{d}_2 errechnet werden.

Im Gegensatz zur Bestimmung von Veränderungen einzelner Meßpunkte kann das Poolen von Daten durch Auswahl eines größeren Bereiches, dessen *gesamte* (durchschnittliche) Veränderung wie bei der Höckerverbiegung von Interesse ist, allgemein zu einer erheblichen Genauigkeitssteigerung führen. So können auch Höhenveränderungen eines ausgewählten Bereiches durch Mittelungen sehr exakt bestimmt werden, sofern man voraussetzen kann, daß alle Punkte in dem selektierten Bereich genau der gleichen Veränderung unterliegen. Im Falle z.B. der Abrasionsmessungen trifft diese Tatsache nicht zu, da hier *a priori* keine einheitliche Veränderung zu erwarten ist. Bei Verformungsanalysen kann dagegen diese Annahme angenähert als erfüllt betrachtet werden. Das Poolen der Daten zur genaueren Bestimmung einer Veränderung basiert auf der aus der Statistik bekannten Unterscheidung, bei der man entweder die Standardabweichung für den Mittelwert einer Meßreihe oder die Standardabweichung eines einzelnen Meßwertes ermitteln möchte.

5.5.4 Zusammenfassung

- Durch Veränderung der Meßoptik lassen sich auch große Objekte wie Gesichtsmodelle vermessen.
- Der 3D-Sensor kann für jegliche Art der dreidimensionalen Abtragsvermessung eingesetzt werden.
- Die Bestimmung durchschnittlicher (mittlerer) Veränderungen größerer Oberflächenareale läßt sich aufgrund der hohen Meßpunktanzahl sehr exakt durchführen (1 – 3 μm). So können z.B. Höckerverwindungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung von Kompositen hervorgerufen werden, dreidimensional analysiert werden.

6 Maschinelle Herstellungsverfahren für Zahnrestorationen

Die industrielle Revolution war gekennzeichnet durch das Aufkommen von Maschinen, die nach und nach wiederholende, einfache und eintönige Tätigkeiten aus dem Arbeitsleben verdrängten. Dieser Vorteil wurde anfangs von den negativen sozialökonomischen Folgen überschattet. Mit fortschreitender Entwicklung rückte der anfängliche Wunsch nach dem Rationalisierungseffekt eher in den Hintergrund. Der automatische Produktionsprozeß wurde nun vermehrt für die Herstellung qualitativ hochwertiger Industriegüter entdeckt, die auf konventionellem Wege nicht produziert werden konnten. Im Zusammenhang mit der Reproduzierbarkeit der Qualität des Werkstücks bei der Automatisierung, die nicht von der Tagesform oder dem Geschick eines einzelnen Arbeiters abhängt, kam auch der Gedanke nach Qualitätssicherung auf, welche ein Mindestmaß an vorher festgelegten Standards und Eigenschaften des produzierten Werkstückes garantiert.

Die fortschreitende Entwicklung und die großen Erfolge in der Industrie ließen auch in der Zahnmedizin die Idee aufkommen, Zahnersatz im automatisierten Produktionsprozeß herzustellen. Im Jahre 1971 wurde von Duret zum ersten Mal ein solches System erwähnt (nach eigenen Angaben von Duret et al. 1988). In den 80ern erfolgte eine rasante Entwicklung der Computertechnologien, die die Bedienung und die Steuerung der Produktionsanlagen wesentlich erleichterten und flexibler machten. Die CAD/CAM/CIM –Technologien (CAD: Computer aided design; CAM: Computer aided manufacturing; CIM: Computer integrated manufacturing) waren geboren und zu eigenen Berufszweigen geworden. Eine große Anzahl an Forschergruppen beschäftigte sich mit der Umsetzung dieser Technologien in der Zahnmedizin. Ende der 80er und Anfang der 90er, nicht zuletzt im Zusammenhang mit dem Erfolg des Cerec-Systems, war nahezu eine richtige Euphorie zu verzeichnen und es gab fast keinen bedeutenden Hersteller im zahnmedizinischen Sektor, der sich nicht mit der Entwicklung eines solchen CAD/CAM- oder ähnlichen maschinenbetriebenen Systems zur Herstellung von Zahnersatz beschäftigt hätte. Im Gegensatz zu früher war jedoch die primäre Indikation einer solchen Anlage nicht mehr allein die Rationalisierung des Arbeitsprozesses und die Umgehung des zahntechnischen Labors, sondern vielmehr die Möglichkeit, neue und bessere Materialien verarbeiten zu können. Eine nicht geringe Anzahl an Verfahren und Lösungsstrategien wurden diskutiert und Anstrengungen unternommen, diese Prozesse umzusetzen. Die Ernüchterung kam jedoch bald, als man feststellte, daß sich die hohen Anforderungen in der Zahnmedizin nicht so einfach mit den industriellen Systemen lösen ließen. Ein Haupt-

grund für die Überschätzung dürfte vor allem darin gelegen sein, daß der industrielle Herstellungsprozeß immer von einer höheren Stückzahl ausgeht und die Justierung der Maschine nur einmal zu erfolgen hat. Im Gegensatz dazu ist in der Zahnmedizin jede Präparation und jede Versorgung ein Unikat, das im CAD/CAM-Prozeß immer wieder neu berechnet und mit wechselnden individuellen Formen angefertigt werden muß. Die automatisierte Produktion von Zahnrestaurationen war damit auch ein Problem, das von der technologischen Seite her unterschätzt wurde. Schnellere Rechner, bessere und genauere CNC-Maschinen und verschleißfestere Werkzeuge, wie sie in den letzten Jahren entwickelt wurden, lassen für die nahe Zukunft jedoch den Durchbruch von CAD/CAM-Systemen auf dem Dentalmarkt mit hoher Wahrscheinlichkeit erwarten. In den letzten beiden Jahren sind auch bei vielen Firmen wieder verstärkt Aktivitäten in diesem Bereich zu beobachten.

Maschinelle Herstellungsverfahren von Zahnersatz sind allgemein durch den subtraktiven Arbeitsprozeß charakterisiert. Während bei den konventionellen Verfahren wie Lost-Wax- oder Sintertechniken die Erstellung der Zahnrestauration additiv (modellierend-aufbauend) erfolgt, wird beim subtraktiven Prozeß die gewünschte Zahnrestauration aus einem Materialblock herausgearbeitet. Die maschinellen Herstellungsmethoden können dabei je nach Bearbeitungsstrategie entweder in computerunterstützte Verfahren oder in analoge Verfahren unterteilt werden. Beispiele für analoge Systeme sind manuelle Kopierfräsverfahren (z.B. Celay) oder Erodierverfahren (z.B. Erosonic, DFE), bei denen in der Regel erst eine Vorform der gewünschten Zahnrestauration (Prorestauration) für den Bearbeitungsvorgang angefertigt werden muß. Bei der computerunterstützten Fertigung erfolgt eine weitergehende Automatisierung des Herstellungsprozesses durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und -weiterverarbeitung. Im Idealfall wird von der Datenerfassung der Präparation bis zum Fräsen der Zahnrestauration der vollständige Produktionsprozeß automatisch ablaufen. Solche CAD/CAM-Systeme bestehen im wesentlichen aus drei Komponenten:

- 3D-Datenerfassung der Präparation
- Generierung des Datensatzes für die vollständige Zahnrestauration (unter Berücksichtigung aller funktioneller Gesichtspunkte)
- Aufbereiten und Fräsen des Datensatzes in der CNC-Fräsmaschine

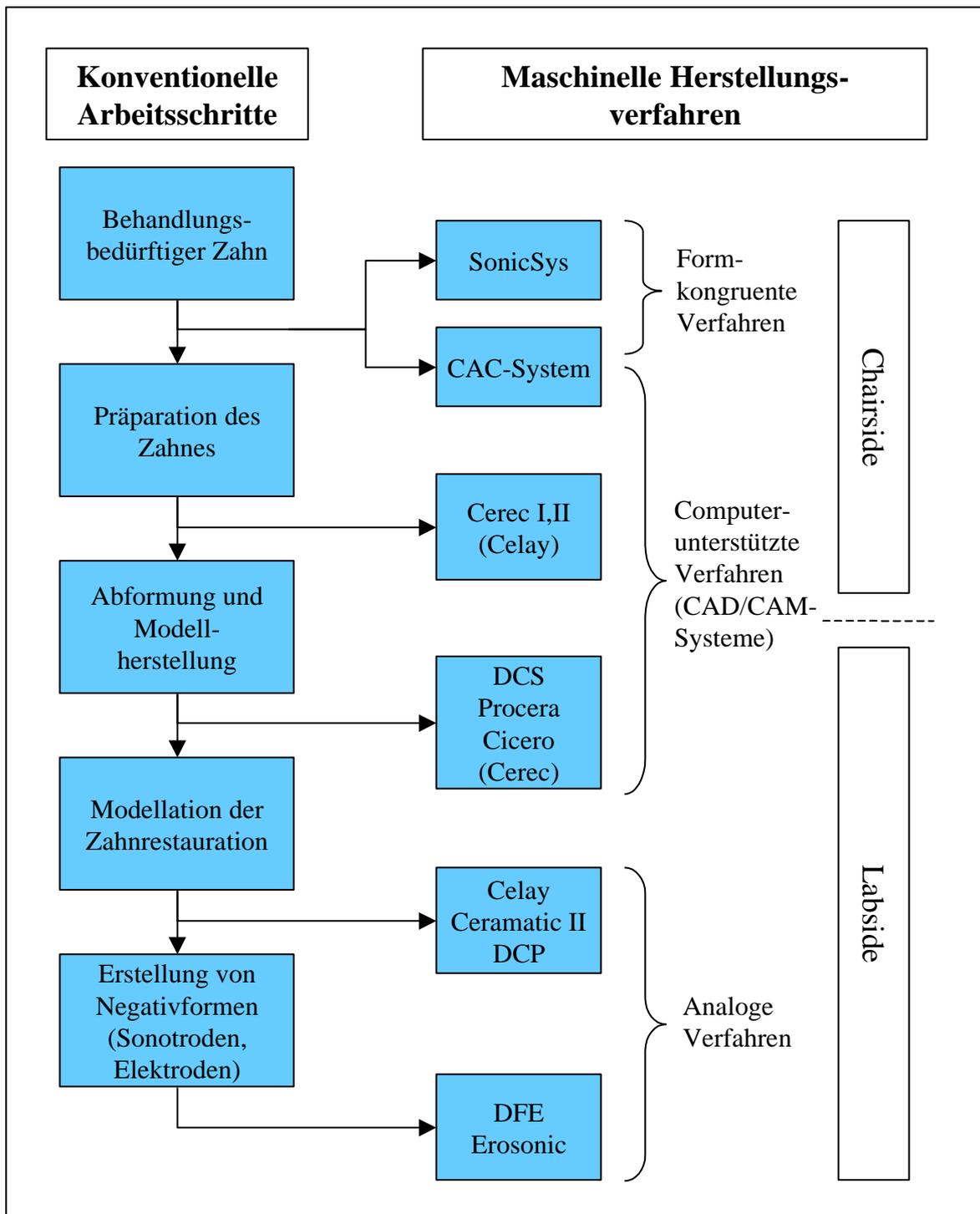


Abb. 6.1: Einteilung der bekannten maschinellen Herstellungsverfahren für Zahnrestaurationen entsprechend ihrem Ausgangspunkt bei der konventionellen Vorgehensweise. Da von oben nach unten die Anzahl der Vorbereitungsschritte zunimmt, wird auch die potentielle Zeitersparnis der einzelnen Systeme geringer werden. Die Einteilung der Geräte erfolgte nach deren Hauptanwendungsmöglichkeiten. Alternative Einsatzoptionen, die zu Überlappungen im obigen Schema führen könnten, sind nur teilweise berücksichtigt.

Neben den analogen und computerunterstützten Systemen werden neuerdings auch Verfahren entwickelt, die schon bei der Bearbeitung des Zahnes ansetzen und damit die Abformung oder die 3D-Datenerfassung der Präparation umgehen. Dies kann zum einen dadurch erfolgen, daß mit einem genormten Bearbeitungsinstrument, welches in unterschiedlichen Größen wählbar ist, ein Präparationsdefekt gesetzt wird, der mit einem bereits vorgefertigten, formkongruenten Inlay versorgt werden kann (z.B. SonicSys approx, KaVo; SonicSys Inlays, Vivadent). Obwohl diese Methode nicht zu den maschinellen Herstellungsverfahren im herkömmlichen Sinne gezählt wird, handelt es sich hierbei auch um eine subtraktive Methode, da der Inlaykörper industriell hergestellt wird und als möglichst paßgenauer Block vorliegt. Die andere Alternative besteht in der computergesteuerten Präparation durch eine "Mini"-CNC-Maschine, deren Bewegungsbahnen eine zweite CNC-Maschine, die zur Herstellung der Zahnrestauration dient, steuert (z.B. CAC-System). Während die zweite Variante zu den computerunterstützten Systemen gezählt werden kann, läßt sich die erste Variante nicht in die oben erwähnten Systeme einordnen. Es empfiehlt sich, eine dritte Gruppe einzuführen, die man als formkongruente Verfahren bezeichnen könnte.

In Abbildung 6.1 wurde versucht, die gängigsten maschinellen Systeme, die zur Zeit auf dem Markt sind oder sich gerade in Entwicklung befinden, in die einzelnen Gruppen einzuteilen und zu klassifizieren. Im folgenden werden die einzelnen Systeme beschrieben. Vorab wird jedoch noch ein kurzer historischer Überblick über begonnene und bereits wieder eingestellte Entwicklungen gegeben.

6.1 Historischer Überblick und eingestellte Entwicklungen

Erste Ideen zur automatischen Herstellung von Zahnrestaurationen wurden 1971 bereits von Francois Duret geäußert (nach eigenen Angaben von Duret (Duret et al. 1988)), der als Begründer der CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin angesehen wird (Kimmel 1992). 1985 wurde mit großem Aufwand die erste Krone gefräst (Duret et al. 1988). Das Duret-System (unterstützt von Henson International, Los Angeles und später Sopa Bioconcept, Los Angeles und Frankreich (Duret et al. 1988, Calamia 1994)) bestand aus einer optischen Datenerfassung (Streifenprojektion, Moire-Prinzip, genaueres nicht bekannt (Duret et al. 1988, Stachniss und Stoll 1991)), CAD-Kronensoftware und einer CNC-Fräsmaschine (Stoll und Stachniss 1990, Hohmann 1987, Kimmel 1992). Bis 1992 wurde versucht, Verbesserungen durchzuführen und das Sopa-CAD/CAM-System in den Markt zu bringen. Die Entwicklung wurde inzwischen eingestellt. Ebenso wurde

1973 von Altschuler ein optisches Abdruckverfahren, basierend auf der Holographie, für die CAD/CAM-Technik vorgestellt (Altschuler 1973, Young und Altschuler 1977). Neben Mörmann und Brandestini, die 1980 mit der Entwicklung einer Chairside- CAD/CAM-Anlage begannen (Mörmann und Brandestini 1981), was später im Cerec-System mündete, wurde Mitte der 80er Jahre von mehreren Gruppen ebenfalls mit der Entwicklung computerunterstützter Systeme zur Herstellung von Zahnersatz begonnen, darunter die Aoki-Gruppe (Fujita et al. 1985) in Japan, Diane Rekow in Minnesota (Rekow et al. 1985, 1986, 1990) und Reggie Caudill an der Universität von Alabama (Duret et al. 1988). Nur das System von Diane Rekow wurde von einer Firma (Fa. Bego, Bremen) unter dem Namen DentiCAD oder Minnesota-System weiterentwickelt (Rekow 1991, 1992a, 1992b, Calamia 1994). Die Besonderheit bei diesem System sollte die intraorale 3D-Oberflächenvermessung mittels Stereophotogrammetrie darstellen (Rekow et al. 1985, Crawford 1988, Rekow et al. 1990), was sich jedoch im weiteren als sehr aufwendig und problematisch herausstellte. Später wurde auf die mechanische Abtastung übergegangen. Seit 1994 wird an der Weiterentwicklung des Systems nicht mehr gearbeitet.

In Japan wurde 1988 um die Gruppe von Kimura, Watanabe und Sohmura (Kimura et al. 1988, 1989a, 1989b) mit der Entwicklung eines CAD/CAM-Systems begonnen (Stoll und Stachniss 1990, Stachniss und Stoll 1991). Die Meßeinheit bestand aus einem Punktriangulationssensor (Kimura et al. 1990), dessen 3D-Daten an eine CAD-Modellationssoftware übergeben werden konnte. Durch zusätzliche Aufnahme des Bißregistrates und FGPs (function generated path) läßt sich die Kaufläche rekonstruieren (Kimura und Sohmura 1991, Kimura et al. 1992, Sohmura und Takahashi 1993, 1995, Akao et al. 1993). Der vollständige Datensatz wird an eine Fräseinheit übergeben. Das System befindet sich noch in Entwicklung.

Auch bei vielen der *im folgenden beschriebenen* Systeme wurde die Entwicklung Ende der 80er bzw. Anfang der 90er begonnen. Einige davon sind bereits auf dem Markt, während bei anderen Systemen der Entwicklungsprozeß schon weit fortgeschritten ist und sie kurz vor der Markteinführung stehen. Systeme, deren Entwicklung bereits eingestellt wurde (z.B. Mikroidenta, früher Dens; Inlac, Ritter) oder die noch mitten in der Entwicklung stehen (z.B. Automill, Alldent), wurden bei der Darstellung nicht berücksichtigt.

6.2 Analogsysteme

6.2.1 Kopierfräs- oder Kopierschleifsysteme

6.2.1.1 Celay-System

Der bekannteste Vertreter für Analogsysteme ist das Celay-System. Dieses Gerät wurde von dem Schweizer Maschinenbauer und Zahnarzt Eidenbenz (Eidenbenz 1992) in Zusammenarbeit mit der Firma Mikrona (Spreitenbach, Schweiz) entwickelt (Groß und Baumann 1996) und 1991 auf dem Markt eingeführt. Bei diesem Verfahren erfolgt zuerst die Modellation der gewünschten Zahnrestauration aus Kompositmaterial. Die Modellation wird anschließend in einer speziellen Aufspannvorrichtung befestigt und manuell abgetastet. Im Zusammenhang mit dem Celay-Verfahren bezeichnet man die Kompositmodellation als „Pro-Restauration“, z.B. "Pro-Inlay" oder "Pro-Krone". Durch Pudern der „Pro-Restauration“ mit weißem Pulver lassen sich die bereits abgetasteten von den nicht abgetasteten Regionen unterscheiden, so daß eine vollständige Oberflächenbearbeitung gewährleistet wird (Eidenbenz et al. 1994, Eidenbenz und Schärer 1994). Der manuelle Abtastvorgang wird synchron mit Hilfe eines starren Gestänges 1:1 auf ein rotierendes Schleifinstrument übertragen, das die gewünschte Form aus einem Block herausfräst (Pröbster et al. 1994). Das Abtastinstrument und das korrespondierende Schleifinstrument sind aufeinander abgestimmt und besitzen die gleiche Form (Groten et al. 1997). Dies können scheiben-, zylinder-, konus- und kugelförmige Instrumente sein (Pöschke 1993). Die Bearbeitungszeit liegt z.B. für ein Koping bei 15 Minuten (Rinke et al. 1994). Das Konzept von Celay ließ von Anfang an offen, ob man das System in der Chairside- oder in der Labside-Methode anwendet (Eidenbenz und Schärer 1994). Der Vorteil der chairside-Variante wird in der höheren Präzision gesehen, da Laborschritte umgangen werden können (Pöschke 1993). Dagegen gestaltet sich die Herstellung der Modellation im Mund des Patienten schwierig und ist als nachteilig zu werten. Aus diesem Grunde wird in der Regel das Gerät in der Labside-Version eingesetzt.

Die Palette an möglichen Zahnrestorationen aus Vollkeramik reicht von Inlays, Onlays, Kronen bis hin zur Frontzahnbrücke. Für die Inlay- und Onlaytechnik kommen hauptsächlich industriell hergestellte Feldspatkeramiken zum Einsatz, die in Blöcken mit unterschiedlichen Farbnuancen vorliegen. Die Herstellung von Vollkeramikronen und sogar –frontzahnbrücken wurde durch die InCeram-Technik (Vita, Bad Säckingen) ermöglicht. Im Kopierverfahren wird dabei aus einem

industriell vorgefertigten Aluminiumoxidblock (Alumina-Blanks) ein Kronen- oder Brückengerüst gewonnen. Anschließend wird zur Erreichung der Endfestigkeit das Gerüst mit einer Glasmasse beschickt und durch 30-40minütiges Brennen infiltriert (Groß und Baumann 1996). Die äußere Form der Zahnrestauration wird auf konventionelle Weise mittels einer Aufbrennkeramik funktionell und ästhetisch ergänzt.

Beim konventionellen InCeram-Verfahren ohne Celay wird auf einem feuerfesten Stumpf das Gerüst aus Aluminiumoxidschlacker geformt und anschließend in einem Spezialofen (Inceramat) 10 Stunden lang gesintert. Die Glasinfiltration erfolgt in einem weiteren Brennprozeß von 4 bis 6 Stunden. Für die Maschinenbearbeitung im Celay-Verfahren wird eine vorgesinterte Aluminiumoxidkeramik verwendet. Das 10stündige Brennen im Spezialofen entfällt, die Anschaffung eines solchen Ofens ist also nicht notwendig und auch die Glasinfiltration kann durch die günstigen Materialvoraussetzungen auf 30 bis 40 min verkürzt werden (Pröbster et al. 1994). Neben dem enormen Zeitvorteil kann bei der industriellen Fertigung der Aluminiumoxidkeramik die Kristallgröße verringert, Lufteinschlüsse vermieden und der gesamte Sinterprozeß optimiert werden, was zu einer besseren Materialqualität mit z.B. höheren Biegefestigkeiten etc. führt (Rinke et al. 1995, Groß und Baumann 1996, Groten et al. 1997).

Weiterhin stehen für das Celay-System neben den Alumina-Blanks auch Spinell-Blanks (Magnesium-Aluminiumoxid) zur Verfügung, die nach der Glasinfiltration eine höhere Transluzenz aufweisen als die Aluminiumoxidkeramik. Damit kann eine bessere farbliche Anpassung an die Umgebung und damit eine bessere ästhetische Wirkung erzielt werden. Nachteilig ist die geringere Biegefestigkeit im Vergleich zur Aluminiumoxidkeramik, so daß sich das Einsatzgebiet auf Frontzahnkronen und Inlays beschränkt (Seghi und Sorensen 1995). Beiden Materialien ist gemein, daß sie mit Flußsäure nicht angeätzt werden können und Silanisierung keinen zusätzlichen Verbund bringt (Hüls 1995). Für den Einsatz der Materialien im Rahmen der Adhäsivtechnik wird empfohlen, die Oberfläche mit Hilfe des Rocatec-Verfahrens zu konditionieren oder einen MDP- (Posphatmonomer)-haltigen Komposit (Panavia EX, Kuraray) zu verwenden (Edelhoff und Marx 1995, Kern und Thompson 1996, Hickel und Kunzelmann 1997). Die Paßgenauigkeit wird mit ca. 40 – 50 µm bei Inceram-Kronen (Rinke et al. 1994, 1995, Pröbster et al. 1995) und mit 75 µm bei Inlays (Siervo et al. 1994a) angegeben.

Der große Vorteil des Celay-Verfahrens ist, daß Keramikrestaurationen prinzipiell für alle Präparationsarten und -formen hergestellt werden können. Die Anfertigungszeit der meisten restaurativen Arbeiten liegt unter 1,5 Stunden (Futterknecht und Jinoian 1994).

6.2.1.2 Ceramic und DCP

Im Gegensatz zu dem Celay-System gestatten Ceramic II (Askim Corp., Schweden) und DCP (Vivadent, Liechtenstein) eine automatische mechanische Abtastung der Pro-Restauration (Hickel et al. 1997). Damit könnte prinzipiell der Zeitvorteil bei diesen Systemen mit der Flexibilität des Celay-Kopiersystems verknüpft werden.

6.2.2 Funken- und Ultraschallerosionssysteme (DFE, Erosonic)

Bei dem DFE-System (Austenal Medizintechnik, früher Krupp, vorgeschlagen von Walter et al. 1985) und Erosonic (Espe, vorgeschlagen von Hahn) wird das Prinzip der Ultraschallerosion zur Bearbeitung von Keramikblöcken angewandt (Hahn und Löst 1992b, 1993, Hickel et al. 1997). Hierzu müssen spezielle individuelle Sonotroden angefertigt werden, die die Negativform der Außenkontur und die Positivform des Stumpfes aufweisen. Diese Sonotroden werden in Ultraschallschwingung versetzt und auf den Keramikblock zu bewegt. Zwischen dem Keramikblock und der Sonotrode wird zusätzlich eine abrasive Suspension mit extrem harten Partikeln (z.B. Borkarbid) eingespritzt. Durch die Ultraschallschwingung der Sonotrode kommt es zu einer hohen Beschleunigung der Partikel, die dadurch das Material abtragen (Hahn und Löst 1992b). Der Nachteil ist, daß die Sonotroden ebenfalls abradieren und für eine exakte Oberflächenausarbeitung mehrere Sonotroden angefertigt und während des Erosionsvorganges mehrmals ersetzt werden müssen. Dem hohen Aufwand steht jedoch der Vorteil gegenüber, daß sich mit der Ultraschallerosion sehr zähe und bruchfeste "Hochleistungskeramiken" bearbeiten lassen (Hahn und Löst 1992a).

Ähnlich wie beim Procera-Verfahren besteht zusätzlich beim DFE-System die Möglichkeit, Titan mittels Funkenerosion zu bearbeiten (Körper et al. 1986, Lindemann 1991, Kimmel 1992, Duret 1993). Die Paßgenauigkeiten von Kronen liegen je nach Präparation bei 40 – 100 µm (Antal und Lindemann 1990).

6.3 CAD/CAM-Systeme

6.3.1 Cerec-System

Das Cerec-System ist das bekannteste und mit weltweit 5000 verkauften Systemen das verbreitetste Verfahren im Bereich der zahnmedizinischen CAD/CAM-Technologien. Der Prototyp des Systems wurde von Mörmann und Brandestini bereits von 1980 bis 1987 entwickelt (Cerec-System, Brains, Schweiz) (Mörmann und Brandestini 1981, Mörmann et al. 1987, 1989), wobei 1985 zum erstenmal am Patienten in einer Sitzung ein computergefertigtes Inlay eingesetzt wurde (Mörmann 1988). 1988 wurde dieses System von der Firma Siemens übernommen und erstmals auf den Markt gebracht (Cerec I) (Becker und Heidemann 1993). Nach einigen Softwareerweiterungen erfolgte 1994 die Vorstellung des neuen Cerec-II-Systems mit verbesserter 3D-Kamera (höhere Meßgenauigkeit) und erweiterter Schleifeinheit. Inzwischen ist es möglich, neben Inlays, Onlays und Veneers auch Vollkeramikronen zu generieren. Durch die vorhandenen Möglichkeiten und die geniale Vereinfachung der Fräseinheit ist es gelungen, ein kompaktes und vielseitiges System zu erhalten. Durch die Integration der Fräseinheit wird von Mörmann daher auch der Begriff CAD/CIM (CIM: Computer integrated manufacturing) verwendet (Becker 1996b).

Das Cerec-System stellt einen typischen Vertreter des chairside-Konzeptes dar. Die 3D-Datenerfassung der Präparation erfolgt berührungslos und optisch mit Hilfe einer intraoralen Kamera. Das zugrundeliegende Meßprinzip ist das Phasen-Shift-Verfahren (siehe Kap. 2). Da hierbei nur vier Kameraaufnahmen für die vollständige Oberflächenmessung benötigt werden (insgesamt ca. 130 ms), kann die intraorale Kamera von Hand gehalten werden und benötigt keine weiteren Fixiervorrichtungen, um Verwacklungen zu vermeiden. Der Meßbereich bei der neuen Cerec-II-Kamera beträgt 17mm (L) x 14mm (B) x 10mm (H), das pro Pixel integrierte Feld 25µm (L) x 25µm (B) x 29µm (H). Die Genauigkeit von optischen Vermessungen hängt empfindlich von der Reflektivität und der Streuung der zu vermessenden Oberfläche ab. Da die Zahnoberfläche transparent ist, muß zur exakten 3D-Vermessung vorher trockengelegt und mit weißem Pulver gepudert werden. Dies führt zu einer zusätzlichen Ungenauigkeit von ca. 20 – 40 µm (Hemmer 1995).

Nach der Vermessung der Präparation erfolgt die Berechnung der Außenkontur. Hierfür kann zum einen der Extrapolations-Modus gewählt werden, bei dem die Kaufläche durch Fortführung der Höckerabhänge weitgehend automatisch ermittelt wird, zum anderen eine zweite optische Vermessung (Korrelations-Modus) durchgeführt werden (Mattiola et al. 1995). Die zweite Vermessung kann sowohl die Kaufläche vor der Präparation als auch eine individuell mit Wachs oder Kunststoff modellierte Kaufläche sein. Durch Anklicken von Referenzpunkten an den Nachbarzähnen kann die Präparations- und die Kauflächenmessung zueinander positioniert und die vollständige Restauration ergänzt werden. Im Extrapolationsmodus erfolgt die Kauflächengestaltung nach einigen interaktiven Zwischenschritten zum großen Teil automatisch. Diese Zwischenschritte beinhalten bei Inlays oder Onlays (Hürzeler et al. 1990, Mattiola et al. 1995) das Einzeichnen der Bodenlinie der Präparation und die Fissurenlinie, bei Kronen zusätzlich die Position der Höckerspitzen und die Konturlinie der Nachbarzähne. Die anderen Konstruktionslinien wie Randleiste, Äquator und okklusale bzw. approximale Präparationsgrenze werden vom Programm als Vorschlag automatisch erarbeitet und können bei etwaigen Abweichungen und Fehlern über eine spezielle Editorfunktion am Monitor korrigiert werden (Neukirchen 1994).

Die CAD-Daten der Restauration werden für den Schleifprozeß aufbereitet. Die Schleifeinheit von Cerec-II ermöglicht eine Bearbeitung in sechs Achsen. Die Schleifscheibe läßt sich in zwei Raumrichtungen bewegen, die Rotationsbewegung des eingespannten Keramikblockes erfolgt durch eine dritte Achse (Kunzelmann und Hickel 1990, Feher et al. 1991) und der zylinderförmige Diamant wird durch weitere drei Achsen in die gewünschte Position gebracht (Mörmann und Bindl 1996). Durch die Ansteuerung der einzelnen Achsen kann eine gleichzeitige Bearbeitung der Keramikoberfläche mit dem zylinderförmigen Schleifer und der Schleifscheibe durchgeführt werden. Die im Vergleich zu Cerec-I zusätzliche Option, bei Cerec-II den Zylinderdiamanten für die Oberflächenbearbeitung zu nutzen (Extended Machining), ermöglicht eine Erweiterung der Indikation auf Präparationsformen, die komplizierte Strukturen wie Höckerüberkappungen, unterschiedliche Höhen am Präparationsboden, bukkale und orale Ausleger etc. umfassen (Mörmann und Bindl 1996, Karapetian 1996). Weiterhin wird die Herstellung von Kronen und Veneers mit Schneidekantenfassung möglich. Einschränkungen durch die begrenzte Konvexität (Radius) der Schleifscheibe werden damit weitgehend umgangen. Allerdings beträgt der Durchmesser des Zylinderdiamanten in der vorläufigen Version 2 mm, so daß feine Oberflächendetails weiterhin Schwierigkeiten bereiten. Dies muß bei der Präparation berücksichtigt werden. Die Schleifinstrumente werden von einem Elektromotor angetrieben, der die Schnittgeschwindigkeit trotz un-

terschiedlicher Eintauchtiefen nahezu konstant hält (Furrer und Mörmann 1993). Das Schleifen mit dem Zylinderdiamanten (Korngröße 64 μm) erfolgt mit einer Drehzahl von 77.000 U/min und einer Schnittgeschwindigkeit von 8 m/s. Die Schleifscheibe (Korngröße 64 μm) weist eine Drehzahl von 18.000 U/min und eine Schnittgeschwindigkeit von 38 m/s auf (Mörmann 1996). Die Schleifzeiten für Inlays, Onlays und Kronen liegen je nach Bearbeitungs-Mode und Größe im Bereich von 5 min bis 30 min.

Neben dem Chairside-Konzept wird in letzter Zeit vermehrt auch die Anwendung des Cerec-Systems im zahntechnischen Labor diskutiert. Die 3D-Vermessung erfolgt am Gipsmodell und die weitgehend automatische Modellation liefert in relativ kurzer Zeit eine Keramikrestauration (Nathanson et al. 1994). Weiterhin ist es gerade bei Kronenpräparationen schwierig, intraoral optimale Verhältnisse wie Trockenheit und vollständige Erfassung der Präparationsgrenze für die genaue 3D-Vermessung zu gewährleisten. Während bei Inlay-, Onlay- und Veneerrestorationen industriell hergestellte Glaskeramiken (Vita Mark II, Dicor MGC-F, Dicor MGC; unterschiedliche Farben und Größen der Blöcke (Bronwasser et al. 1991, Thompson et al. 1996)) angeboten werden, ist trotz der vorhandenen Kronensoftware bis jetzt kein Material für die Kronenrestauration im Chairside-Verfahren zugelassen. Im Labor bietet sich dagegen wie beim Celay-Verfahren die Verwendung der InCeram-Technik an, mit der hochwertige Versorgung aus Vollkeramik angefertigt werden können (Bindl und Mörmann 1996). Für die Präzisionen von Cerec-I-Zahnrestorationen werden In-vitro-Werte von 50-140 μm (Hickel und Kunzelmann 1990, Benz und Schwarz 1991), 50 – 200 μm (Inokoshi et al. 1992), 170-200 μm (Siervo et al. 1994b) und In-vivo-Werte von ca. 140 μm (Bieniek und Brauner 1992) angegeben. Für das Cerec-II-Verfahren liegen die In-vitro-Genauigkeiten im Mittel bei 50 – 75 μm (Schug et al. 1995, Benz et al. 1996, Peters et al. 1996, Mörmann und Schug 1997).

6.3.2 Procera-System

Das Procera-System wurde vom schwedischen Zahnarzt Matts Andersson in Zusammenarbeit mit der Firma Nobelpharma (Schweden) entwickelt und anfangs als Kopierfräsverfahren für die Herstellung von Kopings aus Reintitan eingesetzt (Borgstedt 1991). Die Entwicklung des Systems begann bereits 1983. Neuerdings wird das Procera-System von den Firmen Ducera Dental GmbH & CoKG (Rosbach) und Nobel Biocare AB (Schweden) vertrieben und weiterentwickelt. Inzwischen ist auch die Anfertigung von Aluminiumoxid-Käppchen (All-Ceram-System, Ducera)

möglich. Eine Besonderheit der Procera-Methode ist die räumliche Trennung der 3D-Stumpfmessung im zahntechnischen Labor und der Fräseinheit bzw. dem Funkenerosionsgerät in der Zentrale in Schweden. Die Zentralisierung der Kappchenherstellung hat den Vorteil der geringeren Investitionskosten für das Dentallabor.

Der Procera-Scanner besteht aus einer mechanischen Tastvorrichtung. Zur Vermessung wird der präparierte Stumpf auf einen Drehtisch aufgebracht und um die eigene Achse rotiert. Gleichzeitig erfolgt eine lineare Absenkbewegung in Richtung der Rotationsachse. Der mechanische Taster wird in einem Winkel von 45° Grad zur Rotationsachse apikal der Präparationsgrenze angelegt (Persson et al. 1995). Die Kombination aus der linearen Bewegung und der Rotation des Stumpfes resultiert in einer spiralförmigen Abtastbahn, die die vollständige Vermessung von präparierten Kronenstümpfen in einem Meßvorgang ermöglicht. Die gemessenen Daten können entweder per Modem oder Speichermedium an die Zentrale in Schweden zur Weiterverarbeitung gesendet werden. Mit der Procera-Methode ist die Herstellung sowohl von Titan- als auch Aluminiumoxidkeramik-Kappchen (Andersson und Oden 1993) möglich, wobei sich die Bearbeitungsverfahren bei den beiden Materialien unterscheiden. Im Falle des Keramikappchens wird aus den gemessenen Stumpfdaten nach entsprechender Skalierung zuerst ein feuerfester Stumpf gefräst, auf dem anschließend manuell stark verdichtetes Aluminiumoxid aufgebracht und gesintert wird (AllCeram-System). Die Skalierung für den gefrästen Stumpf erfolgt dabei so, daß die Schrumpfung des Aluminiumoxid-Kappchens während des Sintervorganges bereits vorausberechnet und einkalkuliert wird.

Die Herstellung des Titankappchens erfolgt in einer Kombination aus Fräsen und Funkenerosion. Die äußere Form wird gefräst, während für die innere Form drei Graphitelektroden hergestellt werden (Andersson et al. 1989, Walter et al. 1994). Diese Graphitelektroden, die selbst im Fräsvorgang angefertigt werden, formen das Titan mittels Funkenerosion (Borgstedt 1991). Drei bis vier Graphitelektroden werden benötigt, da jede Elektrode beim Funkenerodieren einem gewissen Abbrand unterliegt (Andersson et al. 1996). Erst mit der dritten bzw. vierten Elektrode kann die erforderliche Präzision erreicht werden. Die äußere Form des Titankappchens kann entweder durch Vergrößerung der gemessenen Stumpfdaten oder durch Abtastung der modellierten Außenkontur erzeugt werden. Ebenso ist es möglich, durch das Vermessen der vollständigen Modellation der Krone die Außenkontur für eine Volltitanrestauration zu bearbeiten. Der Nachteil bei dem mechanischen 3D-Scanverfahren ist die geringe okklusale Auflösung aufgrund des großen

Durchmessers des Tasters, was eine manuelle Nachbearbeitung der Okklusalfäche erforderlich macht (Borgstedt 1991), und die Unmöglichkeit der Vermessung von Inlay-, Onlay- und Teilkronenpräparationen. Während bei Keramik die Herstellung einer Brückenkonstruktion ebenfalls nicht möglich ist, werden im Falle des Titans zuerst die einzelnen Pfeiler getrennt vermessen und die zugehörigen Restaurationen angefertigt (Lövgren et al. 1997). Nach Vermessen oder Auswahl entsprechender Zwischenglieder können die einzelnen Teile der Brückenkonstruktion auf dem Ausgangsmodell reponiert und mit Hilfe eines speziellen Stereolasers verschweißt werden (Chai et al. 1997). Ebenso lassen sich Suprastrukturen für Implantate aus Titan anfertigen (Jemt und Liden 1992).

Die fertigen Gerüstkonstruktionen und Kopings werden an das Dentallabor zurückgesandt und entsprechend ästhetischer und funktioneller Gesichtspunkte verblendet. Für das Aluminiumoxid-Käppchen steht das AllCeram-System zur Verfügung, während für die Titanverblendung das All-Titan-System verwendet wird. Die Reproduziergenauigkeiten für die 3D-Vermessung mit dem Procera-Scanner werden mit 10 μm angegeben (Persson et al. 1995), für die Fräsbearbeitung mit ca. 7 μm und für die Funkenerosion mit 10 μm (Andersson et al. 1996), wobei zusätzlich noch eine Zementfuge von durchschnittlich ca. 50 μm eingerechnet wird. Daraus resultiert eine Paßgenauigkeit, die unterhalb von 100 μm liegt (Andersson et al. 1996).

6.3.3 DCS-System

Das DCS-Precident-System (Digitizing Computer System; früher DUX-System (Rekow 1991, Hickel et al. 1997); DCS Research and Development, Raanana, Israel und DCS Production AG, Allschwil, Schweiz) besteht aus mechanischem Taster, Software für die Erstellung von Kopings und einer dreiachsigen CNC-Fräsmaschine mit Werkstückwender (Schlegel et al. 1991). Zur 3D-Digitalisierung des Stumpfes wird die Tastnadel manuell über die Oberfläche des Gips- oder Kunststoffmodells geführt und entsprechend der Auslenkung die x-,y- und z-Werte gemessen. Durch Umfahren der größten Zirkumferenz, d.h. der Präparationsgrenze, wird der Meßbereich festgelegt. Am Monitor kann kontrolliert werden, ob die Präparation vollständig erfaßt wurde. Für den Meßvorgang wird eine Zeit von ca. 3 min bis 8 min, für die CAD-Konstruktion 8 bis 12 Minuten und für die Fräsbearbeitung 20 bis 25 Minuten angegeben (Samet et al. 1995). Um Verbiegungen und Torsionen der Tastnadel zu vermeiden, werden bei zu hohem manuellen Druck auf die Oberfläche die Meßwerte nicht berücksichtigt.

Die Software erlaubt die Berechnung von Kronen- und Brückengerüsten (Kopings, Infrastrukturen). Dabei können Dicke des Zementspaltes, Dicke des Kopings und die zervikale Girlande definiert werden (Luthardt und Musil 1997). Die CNC-Fräsmaschine setzt die CAD-Daten in die entsprechende Restauration um. Der Fräsvorgang verläuft in drei Stufen: (1) grobe Innenbearbeitung, um möglichst effektiv Material zu entfernen, (2) feine Innenbearbeitung zur Verbesserung der Paßgenauigkeit und (3) grobe Außenbearbeitung (Samet et al. 1995). Ursprünglich wurde nur die Bearbeitung von Reintitan (DCS-Bio-Titan) durchgeführt. Inzwischen ist die Bearbeitung auch für InCeram (Vita) und Zirkondioxid-Keramik (DCS) vorgesehen (Luthardt und Musil 1997). Interessant ist die Möglichkeit, einen Mehrfachrohling-Halter zu implementieren. Damit können bis zu 8 Kronenkopings im gleichen Arbeitsschritt vollautomatisch bearbeitet werden. Die erzielbaren Genauigkeiten am Präparationsrand werden mit 111-270 µm angegeben (Samet et al. 1995, Luthardt und Musil 1997).

6.3.4 Cicero System

Cicero ist das Akronym für „computer-integrated crown reconstruction“. Dieses System wurde von van der Zel (Fa. Elephants Ceramic, Hoorn, Niederlande) entwickelt und dient der Herstellung von Metallkeramik- oder Vollkeramik-Restauration in der Sintertechnik (van der Zel 1993, 1994a, 1994b, 1996). Im Gegensatz zu anderen Verfahren, bei denen die Restauration aus einem Block gefräst oder geschliffen wird, erfolgt die Fertigung des Zahnersatzes beim Cicero-System in verschiedenen Schichten (wie z.B. Schultermasse, Dentinmasse, Schmelzmasse etc.) und soll auf diese Weise ästhetisch hochwertige Ergebnisse liefern. Weiterhin wird im CAD-Modul automatisch die Okklusion, Artikulation und Protrusion durch simulierte Bewegungen der Antagonisten berücksichtigt. Die funktionell gestaltete Kaufläche der Restauration soll den Einschleifprozeß im Mund des Patienten vermeiden und so zum einen Zeit sparen, zum anderen die Güte und damit die Lebensdauer des Zahnersatzes erhöhen.

Die optische 3D-Datenerfassung des im zahntechnischen Labor angefertigten Gipsmodells erfolgt mit einem Lichtschnitt-Triangulationssensor. Die Reproduziergenauigkeit wird mit einem Fehler von 20 µm angegeben. Zuerst wird das gesamte Kiefermodell grob abgetastet. Durch Anklicken des gewünschten Meßbereiches berechnet nun die Software nach einem speziellen Programm die notwendigen Ansichten für die einzelnen Scans, um einen vollständigen 3D-Datensatz der Präpa-

ration ohne Abschattungen zu erhalten. Die Präparationsgrenze wird detektiert, indem nicht zu vermessende Areale mit schwarzer Farbe angemalt werden. Durch Einstellen einer Intensitätsschwelle, ab der die reflektierte Lichtintensität noch ausgewertet wird, läßt sich eine einfache Unterscheidung zwischen dem schwarz bemalten Hintergrund und dem gewünschten zu vermessenden Bereich (weißer unbemalter Gips) erreichen. Das CAD-Programm erarbeitet anhand einer Zahnbibliothek einen Vorschlag für die Kaufläche der Restauration. Das Konzept für die Auswahl der geeigneten Kaufläche und die Strategie bei der Anlage der Zahnbibliothek sind noch nicht geklärt. Im jetzigen Stadium der Entwicklung wird die Kaufläche eines Durchschnittszahnes (Fräsacozahn) herangezogen und nur für Kronenrestorationen angewendet. Software für Inlays, Onlays und Brücken wird es erst in der Zukunft geben. Die zusätzliche 3D-Abtastung des Checkbisses liefert die Kaufläche der Antagonisten. Die Werte der funktionellen Registrierung (sagittale Gelenkbahnneigung, Bennett-Winkel etc.) werden in das CAD-Modul übergeben. Mit Hilfe dieser Werte sollen die beiden Kiefer wie in einem Artikulator gegeneinander bewegt werden und Störkontakte automatisch eliminiert werden. Die so veränderte Oberfläche kann in einem Modelling-Programm mit der Hand (Maus) noch nachbearbeitet werden, um zahnähnliche Formen zu garantieren.

Der computergenerierte Datensatz für die Zahnrestauration wird von einer CNC-Maschine weiterverarbeitet. Dazu wird im ersten Schritt die Präparation aus einer feuerfesten Stumpfmasse herausgefräst. Dieser Stumpf wird aus der CNC-Maschine genommen und mit Sintergoldlegierung oder mit Keramikernmassen beschickt. Anschließend erfolgt der Brennvorgang. Dentin- und Schulkernmassen aus Keramik werden ebenfalls manuell aufgebracht und gebrannt. Der Stumpf mit den aufgebrannten Massen wird wieder in die CNC-Maschine zurückgesetzt. Die Oberfläche wird nachgearbeitet und Überschüsse entfernt. Die Oberflächenbearbeitung folgt den im CAD-Modell berechneten Flächen entsprechend der konventionellen Schichttechnik. Ebenso läßt sich anschließend die Schneide- oder Transparenzmasse im Überschuß aufbringen und in der CNC-Maschine die Okklusion nachschleifen. Der Vorteil dieser Vorgehensweise im Vergleich zu der konventionellen Schichtmethode ist, daß die Materialien im Überschuß aufgebracht werden können und Schrumpfungseffekte durch exakte Nachbearbeitung der Oberfläche in der CNC-Maschine keinen Einfluß mehr auf die Okklusion haben. Zur endgültigen Fertigstellung der Restauration kann dann noch der Glanzbrand und das Aufbringen von Malfarben (Schmelzrisse, Verfärbungen, etc.) erfolgen. Das Ergebnis sollte eine ästhetisch hochwertige und paßgenaue Zahnrestauration sein.

Untersuchungen zur Paßgenauigkeit und klinischen Anwendung liegen derzeit nicht vor. Das System befindet sich in Entwicklung und ist noch nicht auf dem Markt erhältlich.

6.3.5 CAC-Verfahren

In der Literatur wird eine Möglichkeit der maschinellen Erzeugung von Zahnrestaurationen beschrieben, die bereits bei der intraoralen Präparation des Zahnes ansetzt (CAC-System: Computer aided cavity, Becker 1996a). Eine NC-Fräseinheit soll dabei am Patienten verwindungssteif angebracht werden und mittels eines Computerprogrammes die Kavitätenpräparation durchführen. Die Umrisse der gewünschten Präparation werden zuvor in eine Zahnaufnahme eingezeichnet, die mittels einer intraoralen Kamera erstellt wurde. Mit Hilfe mathematischer Algorithmen kann der Präparationsrand geglättet und somit an die Erfordernisse einer optimalen Fräsbearbeitung der gewünschten Zahnrestauration angepaßt werden. Um Verletzungen des Nachbarzahnes zu vermeiden und die richtige Ausdehnung der Präparation zu gewährleisten, muß die Kamera präzise geeicht und zum Koordinatensystem der Fräsmaschine exakt referenziert sein.

Die Tiefe der Präparation wird okklusal nach den Materialerfordernissen des verwendeten Ersatzkörpers metrisch unter einem Sicherheitsabstand zur Pulpa festgelegt, approximal wird entsprechend der Defekttiefe präpariert. Voraussetzung hierfür ist eine laufende Kontrolle des Fräasers während der Zahnbearbeitung oder eine vorherige dreidimensionale Vermessung der Kavität, um die tiefsten Stellen zu bestimmen. Unterminierende Bereiche müssen vor der Präparation ausgeblockt werden. Für das Beschleifen im Approximalbereich ist ein Werkzeugwechsel mit feineren Instrumenten vorgesehen, um den Nachbarzahn nicht zu verletzen.

Die für die Erstellung der Kavität durchgeführten Bewegungsbahnen können mathematisch aufbereitet und für die anschließende Herstellung der entsprechenden Zahnrestauration verwendet werden, wobei prinzipiell die intraorale Fräsvorrichtung auch den Materialblock bearbeiten sollte. Die Anschaffung einer zweiten Fräsmaschine kann damit vermieden werden. Alle beschriebenen Bearbeitungsschritte erlauben nur die Rekonstruktion der Innenseiten der Restaurationen. Die Außenkonturen (z.B. approximal beim Inlay; approximal, vestibulär, oral bei der Krone) und speziell die Okklusalfäche können auf diese Weise nicht generiert werden. Hier muß eine manuelle Nachbearbeitung erfolgen, die sehr viel Aufwand erfordert. Angedacht ist, ähnlich zu den anderen Systemen, die automatische Generierung einer Außenkontur im CAD-Modul.

Der Vorteil des CAC-Verfahrens soll in der hohen Genauigkeit liegen, da die 3D-Datenerfassung der Kavität entfällt und die Präparation den Herstellungserfordernissen des Zahnersatzkörpers angepaßt werden kann (Becker 1996b). In einem In-vitro-Versuch wurde eine Paßgenauigkeit von ca. 15 µm für den maschinen-hergestellten Zahnersatz beschrieben, was in der Größenordnung der Körnung des eingesetzten Diamantwerkzeuges (Körnung 15 µm) lag (Becker 1996a). Solch hohe Genauigkeiten lassen sich nur dann gewährleisten, wenn sehr aufwendige Fräsmaschinen mit hoher Stabilität gegen Schwingungen und Verwindungen zum Einsatz kommen. Weiterhin muß beim intraoralen Einsatz auch der Patient und bei den angegebenen Genauigkeiten auch der zu präparierende Zahn (Eigenbeweglichkeit bis zu 30 µm) absolut starr fixiert werden. Neben der fraglichen Akzeptanz durch den Patienten, dürfte bei diesen Anforderungen eine Miniaturisierung der intraoralen Fräsmaschine noch einigen Forschungsaufwand erfordern. Das System gibt es derzeit nur als In-vitro-Prototyp an der Universität Frankfurt und wird zur Zeit noch von keiner Firma weiterentwickelt.

6.4 Formkongruente Verfahren

Eine noch relativ neue Entwicklung basierend auf der Ultraschallbearbeitung von Oberflächen wurde von B. Hugo initiiert und wird zur Zeit von der Firma KaVo (Biberach) unter dem Namen SonicSys vertrieben (Hugo et al. 1996a und 1996b). Speziell geformte, mit Diamant beschichtete Instrumente werden in Ultraschallschwingungen versetzt (Hugo 1996c und 1996d). Durch die schnellen Beschleunigungen der Diamantkörner kommt es trotz der sehr kurzen Bewegungstrecken zu hohen Geschwindigkeiten, die zum Abtrag von Schmelz und Dentin führen. Die besondere Art des Abtrages ermöglicht den Einsatz spezieller Formkörper, die einen definierten Defekt in der Zahnhartsubstanz setzen (SonicSys approx, KaVo, Biberach). Dieser kann dann durch entsprechend vorgeformte Keramik-Inserts (SonicSys Inlays, Vivadent, Liechtenstein) versorgt werden.

Während kleine kariöse Defekte mit dieser Methode bereits sehr gut bearbeitet werden können, ist für größere Kavitäten eine Vorpräparation mit konventionellen Bohrern erforderlich (Krejci et al. 1995). Dieses geniale Verfahren besitzt sicherlich noch genügend Entwicklungspotential und wird für kleinere Inlayversorgungen eine ernstzunehmende und vor allem billige Alternative für CAD/CAM-Systeme darstellen. Für größere Versorgungen ist jedoch die Kauflächengestaltung

ein Problem, so daß hier CAD/CAM-Systeme unersetzlich sind. Interessant ist allerdings der Gedanke, durch definiertes Vorpräparieren dem CAD/CAM-System gewisse Informationen über die Präparation zu liefern, die die automatische Kantendetektion und die Vermessung vereinfachen.

6.5 Sonstige CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin

Re-Implant-System: Dieses CAD/CAM-System wurde Anfang der neunziger Jahre entwickelt und dient ausschließlich der Herstellung von Sofortimplantaten aus Titan (Kohal et al. 1996). Nach der Extraktion wird entweder die Wurzel des Zahnes oder die entsprechende Abformung der Alveole dreidimensional mit einem Triangulationspunktsensor abgetastet. Bei der Abtastung wird die Wurzel um ihre Achse rotiert und gleichzeitig horizontal bewegt (Schraubenlinie). Die Meßwerte werden an eine Steuerungseinheit übergeben, die eine geringfügige Vergrößerung der Ausgangsdaten vornimmt, um eine bessere Passung zu gewährleisten. In der Fräseinheit erfolgt die Bearbeitung der Titanrohlinge.

ENDOPLAN-System: Aus CT-Daten können 3D-Modell-Daten errechnet werden, die an eine Fräsmaschine übertragen werden. Dabei können Anschauungsmodelle z.B. von Gesichtsskeletten, Unterkiefern und Kiefergelenkköpfchen für die Diagnostik und die operative Planung angefertigt werden (Santler et al. 1996).

6.6 Bewertung und Diskussion

In Tabelle 6.1 sind nochmals die Varianten an Zahnrestorationen, die mit den einzelnen Systemen angefertigt werden können, dargestellt. Auf eine Zusammenfassung der Genauigkeiten wurde verzichtet, da die Meßwertbestimmungen sehr unterschiedlich und zum Teil auch nicht nachvollziehbar waren. Allgemein läßt sich jedoch bei den analogen Verfahren in der Regel eine höhere Genauigkeit und ein breiteres Einsatzspektrum feststellen. Dies dürfte mit dem noch nicht ausgereiften technologischen Stand der CAD/CAM-Systeme in Verbindung zu bringen sein. Da der wesentliche Unterschied zwischen analogen und computerunterstützten Systemen die 3D-Datenerfassung und die CAD-Einheit ist, scheint bei diesen Komponenten die Schwachstelle zu liegen.

System	Firma	Typ	Inlay	Onlay	Veneer	Krone	Brücke
Celay	Mikrona	analog	+	+	+	+	+
DFE	Austenal	analog	+	+	+	+	+
Cerec	Sirona	CAD/CAM	+	+	+	+	-
Procera	Nobel Biocare	CAD/CAM	-	-	-	+	(+) ¹
DCS	DCS	CAD/CAM	-	-	-	+ ²	+ ²

Tab. 6.1: Einsatzmöglichkeiten der zur Zeit auf dem Markt eingeführten maschinellen Systeme. 1: Brückenglieder und -pfeiler werden durch Laserschweißen zusammengefügt. 2: nur Kopings.

Für die zukünftige Einschätzung der maschinellen Verfahren ist es jedoch wahrscheinlich, daß die analogen Systeme nur eine Übergangserscheinung darstellen und durch weitere Entwicklungen Schritt für Schritt zunehmend automatisiert werden. Die Zukunft wird aufgrund der immensen Potentiale und Möglichkeiten von den CAD/CAM-Systemen beherrscht werden. Die Vorteile subtraktiver CAD/CAM-Bearbeitung können z.B. sein:

- Bearbeitung und Einsatz hochwertiger Materialien
- Kostenersparnis beim Zahnersatz
- Zeitersparnis
- On-Line Qualitätskontrolle durch Überprüfung verschiedener Parameter wie Schichtdicke, Präparationsform etc.
- Produktion von Zahnrestorationen mit gleichbleibender Qualität

Anzumerken ist, daß derzeitig und auch in naher Zukunft intraorale Meßsysteme prinzipielle Nachteile aufweisen werden. Zwar liefert die Vermessung der meisten Inlaypräparationen zufriedenstellende Resultate, jedoch treten bei der Vermessung von Kavitäten und Kronenpräparationen, die bis oder unter den marginalen Gingivarand reichen, Probleme auf. Voraussetzung für einen guten optischen Abdruck ist die Trockenheit, absolute Blutstillung und die gute Übersicht, alles Bedingungen, die bei tiefen Präparationen z.T. nur schwer zu erfüllen sind und schon beim herkömmlichen Abdruck Schwierigkeiten bereiten. Als besonders problematisch und zum großen Teil auch nicht realistisch ist die ausreichend genaue Detektion des Präparationsrandes im optischen Abdruck einzustufen. Des weiteren ist auch nicht an eine intraorale 3D-Datenerfassung von größeren prothetischen Arbeiten wie Brücken oder Teleskopversorgungen zu denken. Für begrenzte Indikationen stellt die intraorale Vermessung sicherlich eine vielversprechende Methode dar. Eine höhere Genauigkeit und Flexibilität jedoch wird in der näheren Zukunft nur durch ein

indirektes 3D-Vermessungssystem (Laborsystem) ermöglicht werden können.

Aufgrund des Zukunftspotentials und der offenkundigen Schwachstellen gängiger Systeme bei der 3D-Vermessung wurde beschlossen, mit den positiven Eigenschaften unseres Laserscanners ein CAD/CAM-Laborsystem an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie zu implementieren und die prinzipielle Funktionsfähigkeit der gesamten Kette nachzuweisen.

7 Modellationssoftware

Die Aufgabe der CAD-Modellationssoftware muß sein, anhand der vorhandenen 3D-Daten der Präparation eine äußere Hülle der gewünschten Zahnrestauration, d.h. Okklusal-, Approximal-, Vestibulär-, Oral- und bei Brücken auch Apikalflächen, zu generieren. Im Idealfall soll dabei eine nach allen Richtlinien der Gnathologie konstruierte und paßgenaue Zahnrestauration vorliegen. Dies umfaßt für Vollrestaurationen im einzelnen die in Abb. 7.1 aufgeführten Kriterien, sofern man die farbliche Gestaltung nicht mit einbezieht (hierzu siehe z.B. Ubassy 1990, Korson 1995).

Bei der konventionellen Aufwachstechnik kann der geübte Zahntechniker ohne größeren Aufwand alle diese Anforderungen erfüllen. Vom Zahnarzt werden diese Kriterien beim Eingliedern der Zahnrestauration überprüft und eventuelle kleinere Änderungen vorgenommen. Damit es nicht zu Funktionsstörungen und Erkrankungen des Kauapparates kommt, steht die zentrale Bedeutung einer gnathologisch gestalteten Außenkontur und Kaufläche nach wissenschaftlichen Erkenntnissen außer Zweifel (z.B. Motsch 1978, Motsch 1980, Lotzmann 1981, Caesar 1985, Klineberger 1991, Freesmeyer 1993, Ash und Ramfjord 1995, Siebert 1995).

Die in Abb. 7.1 aufgelisteten Forderungen sind auch für Zahnrestaurationen obligat, die mit CAD/CAM-Systemen angefertigt werden. Mittels der Modellationssoftware (CAD-Modul) muß demnach eine Rekonstruktion der Oberfläche stattfinden, die diese Faktoren berücksichtigt und die idealerweise vollautomatisch oder nur mit wenig Interaktionen abläuft. Hierzu sind fundamentale Kenntnisse und Beschreibungsmöglichkeiten okklusaler Strukturen Voraussetzung, die sich in mathematische Formulierungen umsetzen lassen. Die Analyse und Klassifizierung von Zahnoberflächen nach speziellen Merkmalen und Gemeinsamkeiten wurde zwar immer wieder durchgeführt (Palomina 1978, Siebert 1983, Eismann und Marzotko 1983, Kanazawa et al. 1984, Haeussler et al. 1989), lieferte bis jetzt jedoch keine verwertbaren Ergebnisse, die sich in eine allgemeine mathematische Beschreibung niederschlagen könnten. In einigen Untersuchungen wird aufgrund der morphologischen Ergebnisse die Möglichkeit eines gemeinsamen odontogenetischen Bauplanes bei der Okklusalgestaltung vermutet, der nach bestimmten Gesetzmäßigkeiten abläuft (Kubein-Meesenburg et al. 1986). Die Oberfläche der Zähne setzen sich demnach aus immer gleichen oder ähnlichen wiederkehrenden Grundstrukturen zusammen, die in ihrem Aussehen auch in Beziehung zur Gelenkbahnneigung (bzw. Kiefergelenksbewegungen) stehen (Kubein-Meesenburg et al. 1986,

Anforderungen an eine hochwertige Zahnrestauration

Approximalfläche:

- Kontaktpunkt zu den Nachbarzähnen muß vorhanden sein
- richtige Kontaktpunkthöhe (2:1 Teilung)
- harmonische Gestaltung
- exakte Zwischenraumgestaltung im apikalen Anteil (Platz für Papille, Reinigungsmöglichkeit)

Vestibulär- und Oralflächen:

- Berücksichtigung der Kronenflucht (UK)
- harmonische Krümmungen zum Schutz der Gingiva mit girlandenförmiger Verlauf des Äquators
- Berücksichtigung von Fissuren und akzessorischen Höckern

Präparationsgrenze:

- glatter Übergang von der Restzahnschubstanz zur Restauration ohne Knick und Stufe
- optimale Passung der Restauration am Präparationsrand

Innenfläche:

- Genügend Friktion für einen sicheren Halt

Okklusalfäche:

- Berücksichtigung aller statischer, funktioneller und dynamischer Gestaltungspunkte
- Verzahnung entsprechend der verschiedenen Okklusionskonzepte, abhängig von individueller Situation (z.B. Höckerspitzen-Fossa-Kontakt, Höcker-Fossa-Randleisten-Kontakt, reine Höcker-Fossa-Kontakte, Tri-, Dipodisierung, point centric, long centric: in Ausnahmefällen = Punkt-Fläche-Abstützung, habituelle bzw. retrale Position)
- Lage der Okklusionskontakte (Techniken nach Celenza, Lundeen und Payne, Polz, Schulz, Thomas etc.), punktförmige Kontakte
- harmonische Gestaltung der Randleiste und der angrenzenden Dreiecksgruben
- Laterotrusionskontakte sollten bei möglicher reiner Eckzahnführung nicht vorhanden sein (teilweise können Kontakte vorhanden sein, dürfen jedoch nicht zur Disartikulation der Frontzähne führen)
- Mediotrusionskontakte und Protrusionskontakte sollten nicht vorhanden sein
- Die Okklusalfäche sollte einer natürlichen Zahnform mit funktionellen Fissuren und Höckern entsprechen, angepaßt an die anatomische Form der Nachbarzähne (z.B. Abrasionsgebiß, jugendliches Gebiß, etc.).

Speziell für Brücken:

- Funktionelle und ästhetische Gestaltung des Brückenzwischenstückes
- Drucklose Auflage des Basisstückes auf die Schleimhaut
- Approximalraum beim Brückenstück soll entsprechende Reinigungsmöglichkeiten bei ausreichender Festigkeit der Konstruktion bieten

Abb. 7.1: Anforderungen, die erfüllt sein sollten, um eine nach allen Regeln der Gnathologie modellierte Kaufläche zu erhalten. Die einzelnen Merkmale und Forderungen sind folgender Literatur entnommen: Thomas 1967, Ehrlich 1972, Lundeen 1972, Ford 1974, Gründler 1975, Motsch 1978, Celenza und Nasedkin 1979, Schärer et al. 1979, Motsch 1980, Lotzmann 1981, Childers 1983, Caesar 1985, Kaplan 1986, Riethe 1988, Katona 1989, Klineberg 1991, Siebert 1995, Weiner 1995, Braun und Legan 1997.

Helfgen et al. 1990). Diese Ansätze sind jedoch stark vereinfacht und konnten in anderen Untersuchungen nicht bestätigt werden (Fuchs und Gerhard-Zimmermann 1990, Lückerath et al. 1990, Reiber 1992). Eine vollautomatische Rekonstruktion von Okklusalflächen aufgrund morphologischer Regeln ist derzeit nicht möglich und bedarf noch weiterer Grundlagenforschung zu diesem Themenkomplex.

Eine andere Möglichkeit der automatischen Okklusalgestaltung im CAD-Modul wäre das Nachahmen der schematischen Aufwachstechniken z.B. von Celenza, Lundeen, Lundeen und Payne, Polz, Schulz, Thomas, um nur einige zu nennen (Thomas 1967, Lundeen 1972, Celenza und Nasedkin 1979, Schulz und Winzen 1995 und 1997). Die prinzipielle Möglichkeit, diese Vorgänge mathematisch zu beschreiben, erfordert jedoch einen äußerst hohen Programmieraufwand und kommt zum Teil auch nicht ohne grundlegende morphologische Kenntnisse aus, die der Zahntechniker durch langjährige Erfahrung erworben hat und die sich nicht ohne weiteres in ein Softwareprogramm fassen lassen. Zusätzlich müssen auch noch die Zusammenhänge zwischen der Okklusalfläche und den Kiefergelenksbewegungen berücksichtigt werden (Schulte et al. 1985, Price et al. 1991), was einen weiteren hohen Aufwand erfordert.

Bei der Entwicklung einer Modellationssoftware für CAD/CAM-Systeme müssen daher Kompromisse zwischen dem Automatisierungsgrad und dem Entwicklungsaufwand gemacht werden (Abb. 7.2). Dies kann zum einen über Problemreduktion erfolgen, indem man sich nur auf eine Art der Versorgung beschränkt bzw. bestimmte funktionelle Gesichtspunkte nicht berücksichtigt, oder zum anderen über vermehrte Interaktionen seitens des Zahnarztes oder – technikers bei der Konstruktion der Restauration. Allerdings ist es fraglich, ob eine vollständige Modellation am Bildschirm für den Zahntechniker einfacher ist als die gewohnte Wachsmodellation am Gipsstumpf, die sich auch noch viel einfacher und besser dreidimensional betrachten und bearbeiten läßt. Sinnvoller ist es daher, möglichst viele einfache Arbeitsschritte zu automatisieren und die Interaktionen am Computer auf nur wenige notwendige Konstruktionsschritte zu beschränken. In den meisten Fällen wird dann eine umfangreichere manuelle Nachbearbeitung der Außenkonturen notwendig sein, was zu einem erhöhten Zeitaufwand führen wird. Die hohen Anschaffungskosten eines CAD/CAM-Systems können in naher Zukunft nur dann die nachteilige Einschränkung auf bestimmte Versorgungsarten bzw. den ungenügenden Zeitvorteil verglichen mit herkömmlichen Methoden ausgleichen, wenn spezielle, nur im subtraktiven Prozeß ökonomisch bearbeitbare, hochwertige Materialien ein-

gesetzt werden. Langfristig wird jedoch Schritt für Schritt die Automatisierung zunehmen und sich das Anwendungsspektrum der CAD/CAM-Systeme erweitern, wobei gleichzeitig die Rentabilität steigt.

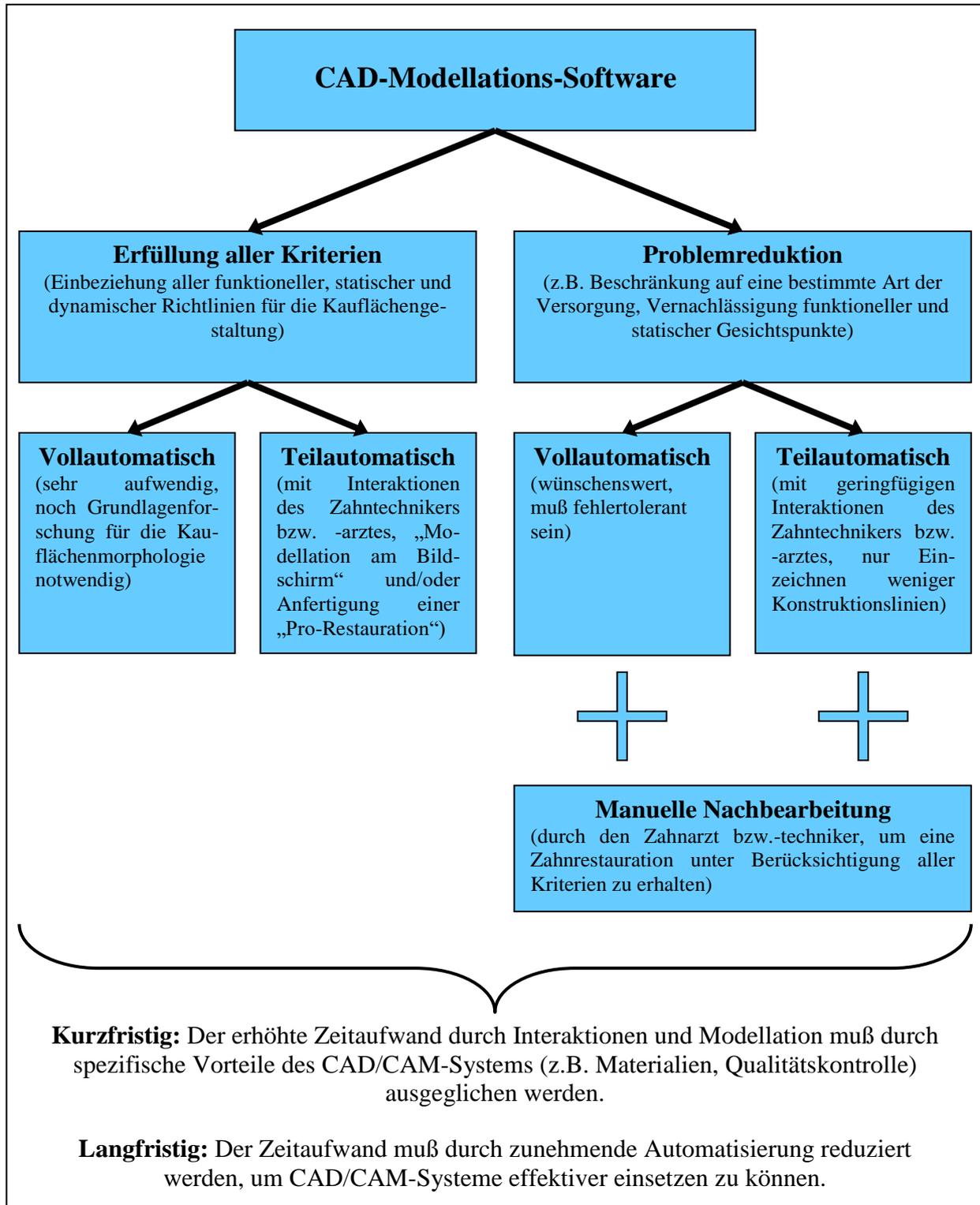


Abb. 7.2: Mögliche Varianten und Wege bei der Entwicklung einer CAD-Software für die Konstruktion und Erzeugung von Zahnrestorationen. Die vollautomatische Version unter Einbeziehung aller gnathologischer Richtlinien wäre die wünschenswerteste Variante. Der Aufwand hierfür ist jedoch sehr hoch und teilweise sind auch keine Lösungsansätze in Sicht. Daher muß bei der Entwicklung und Problembearbeitung für die nähere Zukunft auf andere Lösungen zurückgegriffen werden, die das Wissen des Zahnarztes oder Zahntechnikers mit einbeziehen, allerdings auch einen höheren Zeitaufwand erfordern.

Die Komplexität der Kauflächengestaltung hat einige Hersteller dazu übergehen lassen, ihre CAD/CAM-Systeme nur für die "relativ" einfache Anfertigung von Kopings einzusetzen (z.B. DCS, Procera). Für Kopings reicht meistens ein vergrößertes Abbild der Stumpfoberfläche aus, wobei die Schichtdicke, die Steilheit und Größe der eventuell vorhandenen zervikalen Girlande frei gewählt und vorgegeben werden kann. Ebenso wie die Kaufläche ist auch die automatische Detektion der Präparationsgrenze ein großes Problem, so daß in fast allen Fällen diese Linie interaktiv eingezeichnet wird.

Auf der anderen Seite bietet die Modellationssoftware enorme Vorteile gegenüber konventionellen Herstellungsverfahren. So kann zum Beispiel durch Anfertigung und 3D-Vermessung eines FGP-Registrats (function generated path), das durch Bewegung des Unterkiefers direkt im Mund erstellt wird und damit sehr genau ist (Käyser et al. 1985, Shillingburg et al. 1986), die konstruierte Okklusalfäche auf etwaige Interferenzen mit den Bewegungsbahnen und der Oberfläche der Antagonisten überprüft und korrigiert werden. Da sich zwei Oberflächen am Bildschirm durchdringen können, kann die Analyse eventueller Störungen wesentlich einfacher als am Modell durchgeführt werden. Gleichzeitig entfällt die Anfertigung des Funktionsindex oder im anderen Falle die Registrierung der Gelenkbewegungen und die Einartikulation der Modelle.

Im Rahmen der Entwicklung unseres CAD/CAM-Systems wurde versucht, verschiedene Ansätze für die CAD-Modellierung zu verfolgen und zu implementieren und die jeweiligen Vorteile und Probleme zu analysieren. Dabei sollten im Rahmen der Forschung Wege und Möglichkeiten aufgezeichnet werden, die auch für andere CAD/CAM-Einheiten von Vorteil sein könnten.

7.1 Rekonstruktion kleiner Defekte

7.1.1 Material und Methode

Ist noch genügend Restzahnfläche bzw. Höckersubstanz vorhanden, so kann man sich vorstellen, daß man ähnlich wie bei der Amalgamschnitttechnik, bei der man ein speziell geformtes Instrument am Füllungsrand entlangführt, die Neigungen der Höckerabhänge fortsetzt und damit den Defekt schließt. Mathematisch ist diese Forderung identisch mit einem *glatten* Übergang zwischen der neuen und der vorhandenen Restfläche, d.h., daß am Übergang min-

destens die ersten Ableitungen übereinstimmen müssen. Diese Eigenschaft läßt sich sehr gut von Spline-Flächen erfüllen, die in sehr unterschiedlichen Varianten vorkommen und je nach spezifischer Anforderung ausgewählt werden. Darunter fallen unter anderem B-Splines, Hermite-Splines, Bezier-Splines, rationale Splines und NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*). Die potenteste Gruppe stellen die NURBS dar, mit denen anfangs auch bei uns experimentiert wurde. Aufgrund der einfacheren Anwendung und Programmierung wurde jedoch beschlossen, für die Rekonstruktion der Kaufläche Hermite-Splines zu implementieren.

Für die Rekonstruktion wurden okklusal-begrenzte Präparationen mit steilen Kavitätenwänden ausgewählt. Durch einen z-Clip konnte der Kavitätenboden ausgeschnitten werden, so daß der Präparationsrand eindeutig erkennbar und der Defekt durch einen bestimmten Wert maskiert werden konnte. In bestimmten Abständen, die beliebig eingestellt werden konnten, wurden an den Meßpunkten des Präparationsrandes die Steigungen (Gradienten) der angrenzenden Strukturen ermittelt. Da die Berechnung von Gradienten an einzelnen Punkten sehr fehleranfällig ist, wurde die mittlere Steigung der angrenzenden 5x5 Punkte errechnet und verwendet. Anhand dieser Steigungen wurden die Hermiteflächen in den Defekt hinein fortgesetzt. Die Größe der Flächen konnte frei gewählt werden. In unseren Versuchen erwies sich eine Länge von ca. 100 μm als ausreichend. Indem nun alle Flächen am Präparationsrand angefügt wurden, erfolgte die Ermittlung und Berechnung der neuen Konturlinie. Von dieser wurden wiederum Hermiteflächen in der gleichen Art und Weise in den Defekt hinein fortgesetzt. Dieser rekursive Prozeß, den man auch als Wachstumsprozeß bezeichnen könnte, wurde solange durchgeführt, bis die gesamte Oberfläche geschlossen war. Von jeder neuen Konturlinie ausgehend wurde die neue Steigung im Vergleich zu der an dieser Stelle zuvor vorhandenen Steigung etwas erhöht, um die Krümmung der Flächen bis zur Fissurenlinie nach und nach zu verstärken. Der Steigungsfaktor wurde in Abhängigkeit von der Defektgröße, d.h. dem Abstand bis zur gegenüberliegenden Präparationsgrenze, und der minimalen Schichtdicke der gewünschten Versorgung berechnet. Die Einführung dieses Faktors führt zu gekrümmten Oberflächen, deren Profil man mit der Flugbahn eines Balles vergleichen kann, der mit definierter Geschwindigkeit und unterschiedlichen Anfangswinkeln (entspricht Neigungen der Höcker) abgeworfen wird. Insgesamt erhält man mit diesem Vorgehen Höckerabhänge, die zur Fissur hin stärker abfallen.

7.1.2 Ergebnisse

Das Ergebnis der vollautomatischen Kauflächenrekonstruktion ist in Abb. 7.3 zu sehen. Die rekonstruierte Oberfläche zeigt Fissurenlinien und Höckerabhänge, die der natürlichen Zahnstruktur sehr nahe kommen. Der Antagonist wurde jedoch bei diesem Verfahren nicht berücksichtigt, so daß beim Einsetzen der Versorgung eventuell kleinere Korrekturen notwendig wären. Versuche mit größeren Kavitäten wiesen Schwierigkeiten auf und führten teilweise zu sehr tief eingeschnittenen Fissuren, teilweise aber auch zu sehr flachen Höckerabhängen, da der rekursive Wachstumsprozeß kritisch von den Anfangsbedingungen, d.h. den Steigungen, abhängt. Durch entsprechende Abfragen und Vorgaben von Sicherheitsintervallen, in denen die Werte der Steigung nur liegen dürfen, könnten diese Probleme behoben werden.

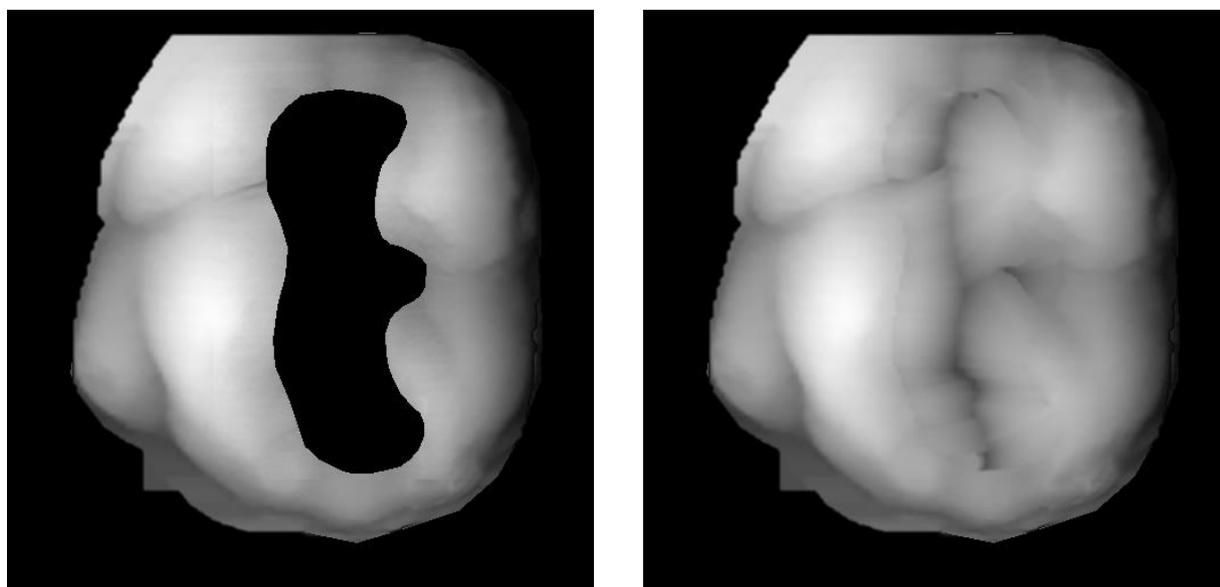


Abb. 7.3: Linkes Bild: Okklusale Präparation mit ausgeschnittenem Kavitätenboden. Rechtes Bild: Ergebnis der automatischen Kauflächenrekonstruktion, bei der keine zusätzlichen Stützpunkte benötigt werden. Die Kaufläche entsteht allein durch rekursives Fortsetzen der Höckerabhänge in den Defekt hinein (Wachstumsprozeß). In beiden Darstellungen sind die Höhenwerte durch unterschiedliche Grauwerte dargestellt.

7.1.3 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren liefert nur dann sinnvolle Ergebnisse, wenn rein okklusal begrenzte Kavitäten vorliegen. Sind zusätzlich proximale Kästen präpariert, ist eine Rekonstruktion a prima vista nicht mehr möglich. Kennt man jedoch den Verlauf der Randleistenlinie und die zugehörigen Steigungen, so reduziert sich das Problem wieder auf eine okklusale Ergänzung. Dieser Ansatz bietet also auch die Möglichkeit, die Kauflächen von mod-Kavitäten, die noch genügend Höckersubstanz aufweisen, automatisch zu rekonstruieren.

Das Cerec-II-Gerät (Siemens), das als einziges CAD/CAM-System eine Inlayherstellung erlaubt, bietet eine ähnliche Lösungsmöglichkeit für Inlayversorgungen an. Dabei werden vom Präparationsrand ausgehend Hermitespline-Flächen zur Rekonstruktion der Kaufläche verwendet. Der Unterschied zur unserer Vorgehensweise, die bereits vor der Markteinführung des Cerec-II-Gerätes implementiert war, liegt zum einen darin, daß sich bei Cerec die einzelnen Flächen vom Präparationsrand bis zur Fissurenlinie erstrecken und sich damit nur sehr grobe Oberflächenstrukturen mit geringen Änderungen der Höckerneigung ergeben. Ein weiterer Unterschied ist, daß die Fissurenlinie vorgeschlagen werden muß und sich aus dem Ergänzungsprozeß nicht von selbst ergibt. Dem steht der Vorteil gegenüber, daß das Cerec-Verfahren auch bei größeren Kavitäten und geschwächten Höckern fehlerfrei funktioniert. Eine andere Methode, die Interpolationsmethode nach Shepard, wurde ebenfalls an der Poliklinik für Zahnerhaltung zur Kauflächenrekonstruktion implementiert und die Ergebnisse bereits veröffentlicht (Kunzelmann et al. 1993). Bei diesem interessanten Verfahren wird eine Fläche durch beliebig verteilte Stützpunkte, die normalerweise in der Nähe der Präparationsgrenze lokalisiert sind, interpoliert. Ähnlich wie bei Cerec-II ist dieses Verfahren im Vergleich zum rekursiven Wachstumsprozeß stabil im Falle ausgedehnter Präparationen, liefert jedoch nur sehr flache Konturen und Fissuren.

Die Ergebnisse des hier vorgestellten rekursiven Wachstumsprozesses zeigen, daß eine automatische Rekonstruktion von Kauflächen für kleinere Defekte möglich erscheint. Die Berücksichtigung der Okklusions- und Artikulationskontakte könnte dann in einem zweiten Schritt durch den Vergleich der rekonstruierten Kaufläche mit der vermessenen Oberfläche des FGP-Registrates erfolgen. Diese Methode in Kombination mit verfeinerten Algorithmen und vermehrten Sicherheitsabfragen könnte einen Weg für die vollautomatische Rekonstruktion von kleineren Inlaykauflächen aufzeigen.

7.2 CAD-Datensätze für größere Versorgungen

7.2.1 Material und Methode

Die Komplexität der automatischen Kauflächengestaltung größerer Defekte hat uns bewogen, eine Lösungsstrategie zu finden, die die Vorzüge der CAD/CAM-Technik mit dem Wissen und der Erfahrung des Zahntechnikers kombiniert und die Erstellung von gnathologisch

gestalteten CAD-Zahnrestorationen unterschiedlichster Art erlaubt. Nach der Abformung der Präparation und der Anfertigung des Gipsmodells erfolgt hierzu die Modellation des gewünschten Zahnersatzes. Sowohl die Präparation als auch die Modellation werden anschließend dreidimensional im Laserscanner aus unterschiedlichen Ansichten vermessen und mit der Matchingsoftware jeweils zu einer triangulierten Gesamtansicht zusammengelegt (siehe Kapitel 5.3). Bei der Vermessung ist darauf zu achten, daß die Oberflächen der Präparation und der Modellation einschließlich des Bereichs der Präparationsgrenze vollständig erfaßt werden und zusätzlich in beiden 3D-Gesamtansichten noch Überlappbereiche außerhalb des Präparationsbereiches vorhanden sind, die für die dreidimensionale Referenzierung von Modellation und Präparation dienen. Das Einstellen der einzelnen Ansichten läßt sich mit Hilfe der Positioniereinheiten des 3D-Laserscanners automatisieren und durch Speichern der Verfahrenswege das anschließende Matching ohne Interaktionen durchführen.

Nachdem die vollständigen triangulierten 3D-Daten der rekonstruierten Zahnoberfläche und des präparierten Zahnes vorliegen und referenziert sind, wird die „3D-Differenz“ gebildet, um den Datensatz für die gewünschte Zahnrestoration zu erhalten. Mit einer Abstandsfunktion wird für jeden Punkt der einen 3D-Fläche die Distanz zur anderen 3D-Fläche berechnet. Bereiche, in denen der Abstand kleiner als ein bestimmter Schwellenwert ist (abhängig vom Rauschen und der Gitterkonstante), werden eliminiert, während Bereiche, in denen der Abstand größer als der Schwellenwert ist, beibehalten werden. Auf diese Weise erhält man sowohl die Innenseite als auch die Außenseite der Restauration. Der Schwellenwert lag bei unseren Untersuchungen bei 30 µm, was ungefähr der Gitterkonstante entsprach. Da auch in Bereichen, die außerhalb der Restauration liegen, durch Meßfehler bedingt 3D-Differenzen auftreten können, werden durch einen nachgeschalteten Suchalgorithmus alle vorhandenen kleineren Flächenareale oder einzelne Punkte eliminiert.

Die Methode wurde an einer zufälligen Auswahl an mod-Inlaypräparationen ($n = 3$), an Onlaypräparationen ($n = 2$) und an Kronenpräparationen (Hohlkehle, $n = 3$; Stufe, $n = 2$) untersucht. Für jede Modellation bzw. Präparation wurden sechs verschiedene Ansichten vermessen. Die Genauigkeit der 3D-Datensatzerzeugung von Präparation und Modellation wurde bestimmt, indem nach Vermessung und automatischer Überlagerung verschiedener Teilansichten die Differenz zwischen den einzelnen Teilansichten berechnet wurde. Die Standardabweichung der Werte im Differenzbild, die im Überlappungsbereich liegen, diente als Maß für die Genauigkeit. Im Überlappbereich zwischen je zwei aneinander angrenzenden Teilan-

sichten befanden sich mindestens jeweils 30.000 Oberflächenpunkte, die für die Berechnung der Standardabweichung herangezogen wurden. Die Berechnung der 3D-Differenz zwischen vollständig modellierter Zahnoberfläche und Präparation ist nur am Übergang von der Außenseite zur Innenseite der Restauration, d.h. entlang der Präparationsgrenze, interessant, da in den anderen Bereichen die Oberflächenwerte unverändert beibehalten werden. Nachdem der exakte Verlauf des Präparationsrandes *a priori* nicht bekannt ist, kann die Genauigkeit der 3D-Differenz in diesem Fall nur durch den Abstand zwischen den Begrenzungen der Außen- und Innenseite der Restauration charakterisiert werden.

7.2.2 Ergebnisse

Die Vermessung der Präparationen ergab folgende Mittelwerte für die Genauigkeiten: 9,1 μm (\pm 1,6 μm) für mod-Kavitäten, 8,4 μm (\pm 2,1 μm) für Onlaypräparationen und 13,6 μm (\pm 3,6 μm) für Kronenpräparationen. Für die Modellationen erhielt man folgende Genauigkeiten: 13,1 μm (\pm 2,6 μm) für mod-Modellationen, 14,0 μm (\pm 2,1 μm) für Onlay-Modellationen und 14,3 μm (\pm 3,9 μm) für Kronen-Modellationen

Die Genauigkeit der 3D-Differenzbildung lag für Inlays im Mittel bei 17,1 μm (\pm 5,7 μm), für Onlays bei 18,5 μm (\pm 5,5) und für Kronen bei 25,4 μm (\pm 8,1 μm). In der Abbildung 7.4 ist der 3D-Datensatz einer mod-Kavität bzw. die zugehörige Modellation zu sehen. Die Datendichte (Gitterabstände) der einzelnen Meßpunkte ist sowohl in den steileren Flanken als auch in den flacheren Bereichen in etwa gleich. Damit liefert die 3D-Differenz am gesamten Präparationsrand in etwa die gleiche Genauigkeit. Das Ergebnis der 3D-Differenz ist ebenfalls in der Abb. 7.4 zu sehen.

7.2.3 Diskussion

Das Verfahren zur Berechnung der 3D-Differenz führt zu einem Fehler, der eindeutig vom Gitterabstand abhängt, sofern die Meßgenauigkeit durch den Scanner kleiner als der Gitterabstand ist. Da bei der Krone der Gitterabstand im Bereich der Präparationsgrenze, bedingt durch eine steilere Scanposition, größer ist, ist auch der Fehler größer. Durch Hinzunahme weiterer Scans mit besserer (senkrechter) Aufsicht auf die Präparationsgrenze könnte auch hier prinzipiell die Genauigkeit gesteigert werden. Die Frage, wie gut die wirkliche Präparationsgrenze gefunden werden kann, ist schwierig zu beantworten. Gerade bei dünn auslaufen-

den Rändern (Tangentialpräparation, Federrand) kann die 3D-Differenz Probleme bereiten. Der Fehler kann für den allgemeinen Fall erst dann eindeutig ermittelt werden, wenn die gefräste oder geschliffene Restauration auf den Stumpf aufgepaßt wird.

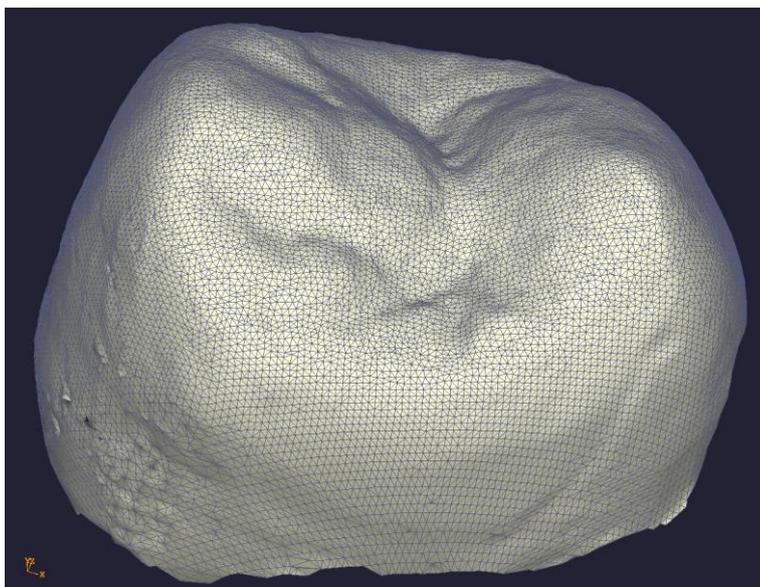
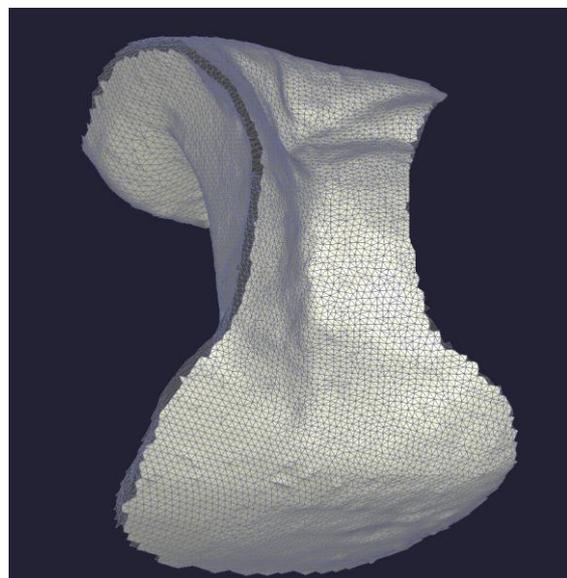
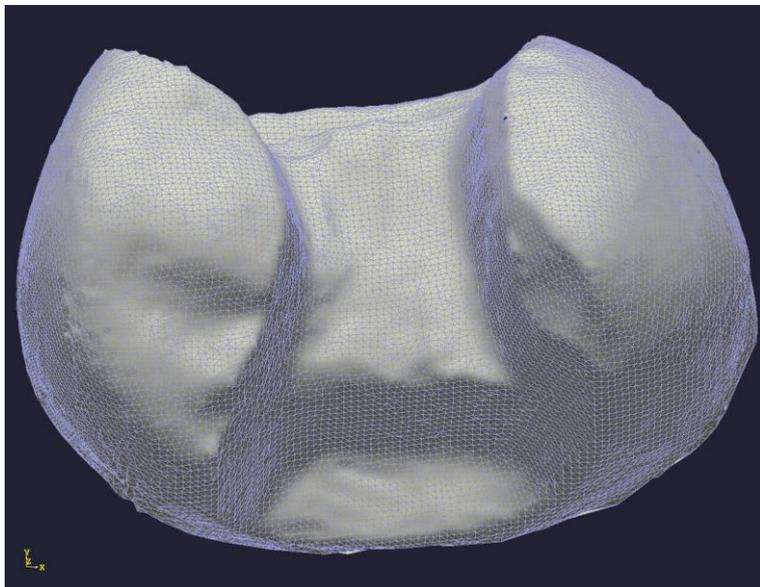


Abb. 7.4: Generierung des 3D-Datensatzes mit Boden und Außenfläche durch 3D-Differenzbildung zwischen dem 3D-Datensatz der Kavität und des Zahnes mit modellierter Inlayrestauration. Wegen der hohen Datendichte wurde hier nur jeder 9. Meßpunkt dargestellt. Berücksichtigt man jeden Meßpunkt, so wird der Randbereich des Inlays noch glatter und genauer. Die Kavität und die gesamte 3D-Zahnoberfläche wurden durch Zusammenfügen von je 6 Einzelaufnahmen erzeugt.

Das hier vorgestellte Verfahren erlaubt die Generierung eines 3D-Datensatzes für prinzipiell jede beliebig präparierte Restauration. Das Spektrum erstreckt sich vom einfachen Inlay über das Onlay, Teilkrone, Krone bis hin zur Brücke. Allerdings benötigt man eine Wachsmodellation der gewünschten Restauration und mehrere Aufnahmen der Oberfläche. Diese Vorgehensweise ist ähnlich wie beim Celay-Verfahren, bei der eine Prorestauration aus einem speziellen Kunststoff angefertigt werden muß. Die optische Abtastung erlaubt jedoch eine einfachere und schnellere Bearbeitung. Gleichzeitig läßt sich mit dem vorhandenen CAD-Datensatz der Restauration die Fräs- oder Schleifmaschine optimal ansteuern und es können Probleme durch ungleichmäßige Einstich- und Schnittgeschwindigkeiten, die bei der manuellen Bedienung des Celay-Gerätes auftreten können, vermieden werden, was zu einer verbesserten Oberflächenqualität mit weniger Rissen führt (Spur 1989).

Die automatische Berechnung der 3D-Differenz bereitet am Präparationsrand aufgrund von Meßfehlern und Ausreißern Probleme. Zusätzlich ist für eine hohe Genauigkeit, wie bereits erwähnt, auch eine hohe Auflösung Voraussetzung, was bei der großen Anzahl an Punkten zu Schwierigkeiten bei der visuellen Darstellung und zu langen Berechnungszeiten führt. Allerdings kann das Ergebnis der 3D-Differenz Ausgangspunkt für eine verbesserte automatische Randfindung sein. Da der Bereich der Präparationsgrenze in der Nähe der Begrenzung der 3D-Differenz verlaufen muß, kann eine nachgeschaltete Kantendetektion mit empfindlichen Filtern (z.B. Canny-Operator, Nevatia-Babu-Operator etc. (Kunzelmann et al. 1993)) eine exakte Bestimmung der Präparationsgrenze ermöglichen. Eine 3D-Differenz-Berechnung bei größerer Auflösung der Gesamtansichten und eine zusätzliche Kantendetektion in der feiner aufgelösten Ansicht der Präparation könnte zu CAD-Datensätzen führen, die für fast alle Präparationsarten ohne Interaktionen am Computer zu sehr genau passenden Zahnrestorationen mit funktionellen Kauflächen führen.

7.3 Teilautomatische Generierung von CAD-Datensätzen für Kronen und Brücken

Die Vermessung von Bereichen unterhalb des Äquators bis zur Präparationsgrenze und darüber hinaus erfordert bei der eben erwähnten 3D-Differenz-Methode eine große Anzahl an einzelnen Scans. Ebenso führt die Einbeziehung von Unterschnitten zu einer komplexen Datenstruktur mit entsprechend erhöhten Aufwand an Rechenzeit und zu aufwendigeren und

damit auch fehleranfälligeren Programmen. Das Ziel war nun, im Falle von Kronen und Brückenpfeilern sowohl die modellierte Kaufläche als auch die Präparation mit nur wenigen Aufnahmen zu vermessen und die Bereiche unterhalb des Äquators bis zur Präparationsgrenze automatisch zu ergänzen.

7.3.1 Material und Methode

Nach Abformung der Präparation und Erstellung eines Sägemodells wird die Präparationsgrenze am Gipsstumpf, wie allgemein üblich, mit einem kugelförmigen Instrument (z.B. Rosenbohrer) herausgearbeitet. Der dabei entstehende Unterschnitt erleichtert nicht nur die Modellation in diesem Bereich, sondern führt auch zu einer wesentlichen Vereinfachung bei der späteren Detektion des Präparationsrandes mittels der Software. Vom Zahntechniker wird anschließend die Wachsmodellation entsprechend gnathologischer Gesichtspunkte angefertigt. Vor der Vermessung wird zuerst die Präparation im Laserscanner so ausgerichtet, daß die Einschubrichtung in Richtung der z-Achse zeigt. Dies läßt sich durch Blickkontrolle einfach und schnell durchführen. Dann wird die Modellation aufgesetzt und die Kaufläche vermessen. Nach vorsichtigem Entfernen der Modellation erfolgt die Messung der Präparation in der exakt gleichen Position. Auf diese Art und Weise sind Kaufläche und Präparation zueinander referenziert. Je nach Steilheit der Präparation werden noch ein oder zwei Aufnahmen aus entgegengesetzten Richtungen notwendig sein. Da die aufgewachsenen Kauflächen nur relativ geringe Vertiefungen aufweisen, genügt in der Regel die Vermessung aus einer Richtung (Abb. 7.5).

Nach Überlagerung der zwei oder drei Präparationsansichten mit dem 2,5-D Matching-Programm und Eliminierung kleinerer Abschattungsbereiche im Kauflächendatensatz durch entsprechende Filter (z.B. bilineare Ergänzung) erfolgt die Bestimmung der Präparationsgrenze. Hierzu muß nur ein Punkt der Stumpfoberfläche angeklickt werden, um die Lage der Präparation vorzugeben. Ausgehend von diesem Punkt kann durch automatische Suche der Präparationsrand, der aufgrund der Unterschnittbildung mit dem kugelförmigen Instrument einen abrupten steilen Übergang zur Umgebung aufweist, einfach und eindeutig gefunden werden (Abb. 7.5). Auf die gleiche Art und Weise erfolgt die Bestimmung der Umrißlinie der Kaufläche.

Die Ergänzung der fehlenden Außenkonturen erfolgt durch Hermite-Spline-Flächen. Ähnlich wie bei der Rekonstruktion kleiner Defekte werden zuerst die Steigungen in bestimmten Abständen an der Präparationsgrenze und an der Umrißlinie ermittelt. Bei der Umrißlinie wird der Mittelwert der benachbarten 5x5 Werte herangezogen. Da die Präparationsgrenze nur eine

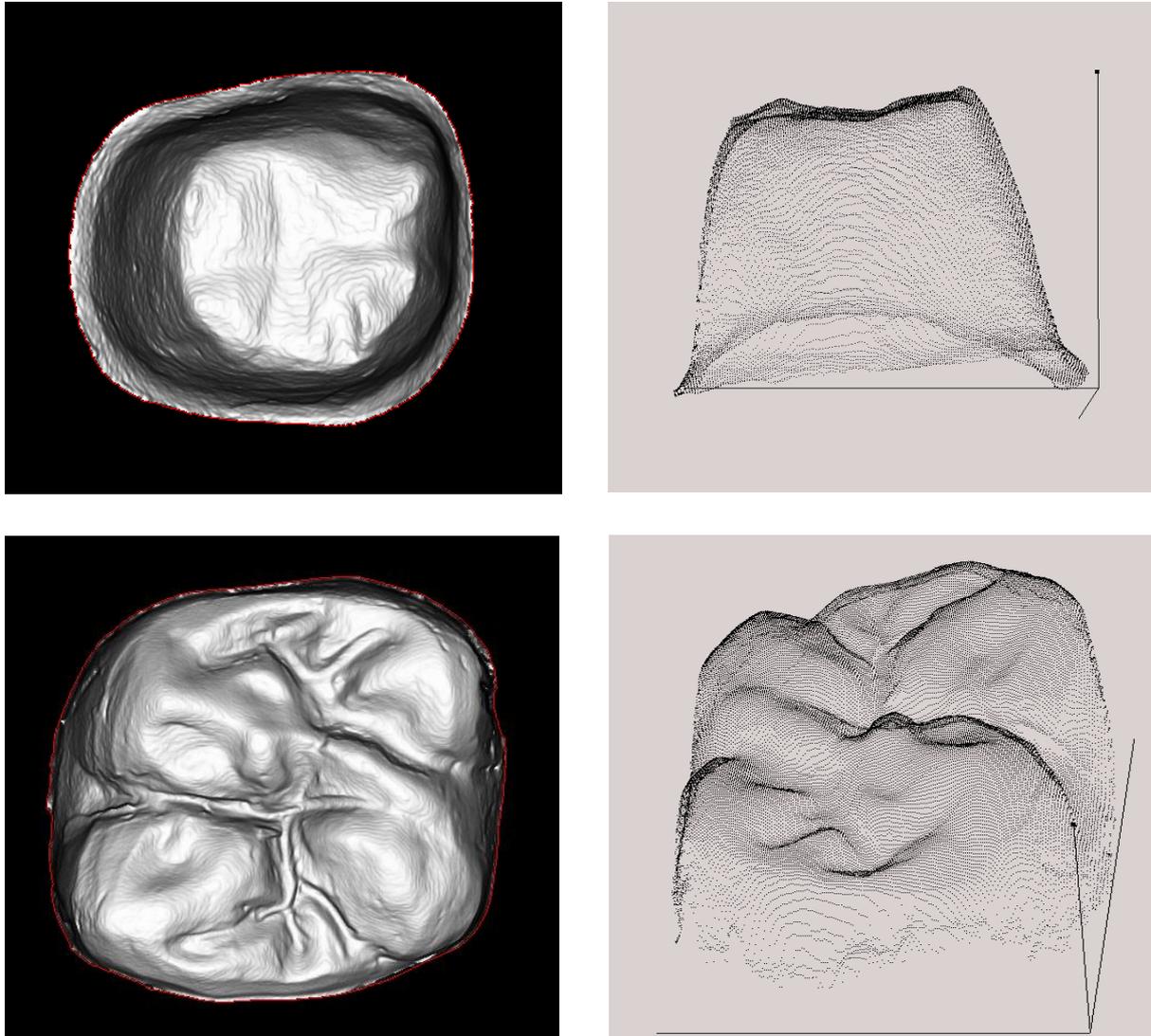


Abb. 7.5: Vermessung des Präparationsstumpfes und der in Wachs modellierten Kaufläche. Für die 3D-Datenerfassung des Stumpfes wurden zwei Scans aus unterschiedlichen Richtungen durchgeführt, während für die Kaufläche nur ein Scan notwendig war. Die rote Linie kennzeichnet die automatisch gefundene Präparationsgrenze bzw. die Umrißlinie der Kaufläche. Dargestellt sind jeweils die gerenderten Oberflächen (links) und die 3D-Punktwolke (rechts), wobei bei letzteren aufgrund der hohen Datendichte nur jeder 4. Meßpunkt wiedergegeben wurde.

Linie darstellt, wird die horizontale Steigung in Richtung der Konturlinie berechnet, während die vertikale Steigung vorgegeben werden muß. Diese vertikale Steigung entspricht dem Kronenrandwinkel und wurde im Rahmen der Versuche auf ca. 75° gesetzt. Aus der gewählten Unterteilung (Punkteabstand) der Präparationsgrenze kann automatisch eine entsprechende Unterteilung der Umrißlinie der Kaufläche errechnet werden, so daß die Hermiteflächen zwi-

schen korrespondierenden Punkten der Präparations- und Umrißlinie ergänzt werden können. Durch Aneinanderreihen der so ermittelten Hermitestreifen läßt sich die fehlende Außenfläche auffüllen und rekonstruieren (Abb. 7.6).

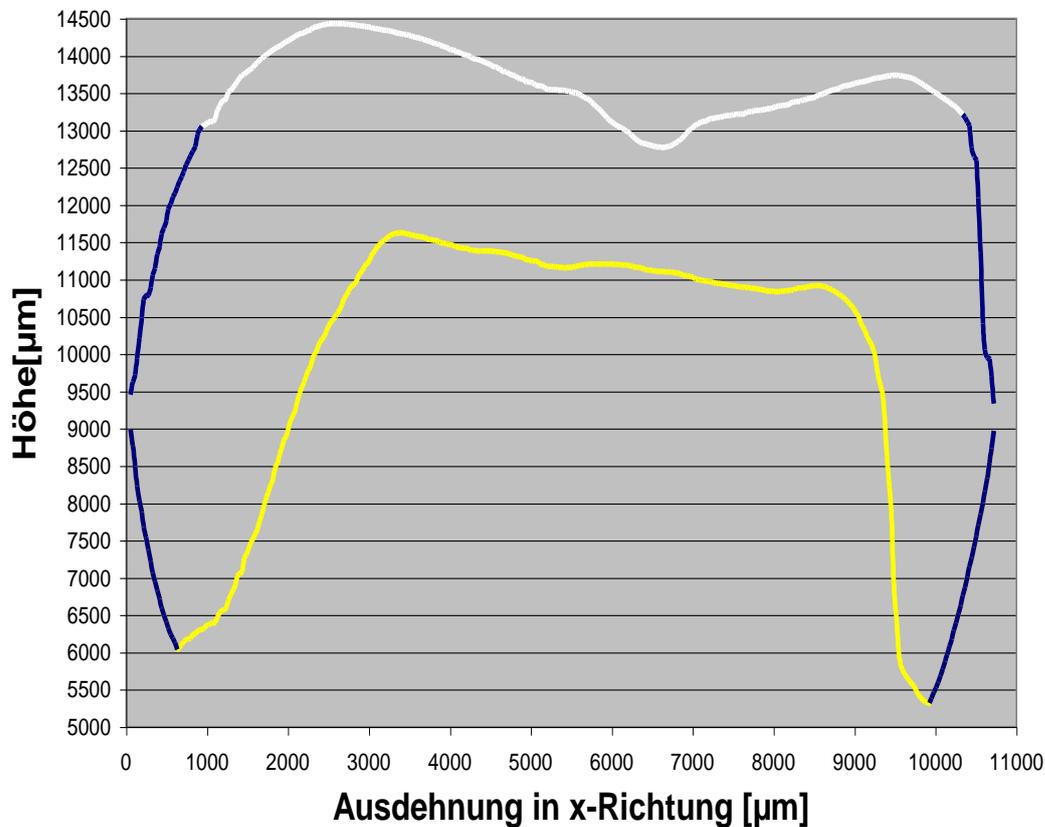


Abb. 7.6: Profilschnitt durch die vermessenen Datensätze von Stumpf (gelb) und Modellierung (weiß) aus Abb. 7.7 (pro Profil ca. 500 (!) Meßwerte). Die Vermessung unter Einschubrichtung führt dazu, daß die Außenkonturen (Vestibulär, Oral- und Approximalflächen) fehlen. Diese Flächen werden automatisch durch Splines (blau) ergänzt und anschließend der gesamte Datensatz am Äquator für die Fräsbearbeitung getrennt.

Idealerweise sollte die Umrißlinie mit der Äquatorlinie identisch sein. Da aber in steilen Bereichen durch die geringe Lichtintensität von der CCD-Kamera keine Meßwerte mehr detektiert werden können, liegen die Punkte der Umrißlinie etwas innerhalb der Äquatorlinie (Abb. 7.6). Bei der Ergänzung der Außenkontur mit Hermite-Splines kommt es jedoch wegen der nach außen gerichteten Steigung zu einer Wölbung der Flächen, die damit den Äquator in seiner ungefähren Form wieder rekonstruieren. Für die Fräsbearbeitung muß im nächsten Schritt die rekonstruierte Außenfläche in einen Bereich oberhalb und einen Bereich unterhalb des Äquators aufgeteilt werden (Abb. 7.6). Dies kann mittels mathematischer Routinen automatisch durch die Bedingung erfolgen, daß am Äquator die Steigung exakt 90° beträgt. Als Ergebnis erhält man zwei Datensätze. Der eine beinhaltet die Kaufläche und alle Außenflä-

chen bis zum Äquator, während der zweite die rekonstruierten Flächen unterhalb des Äquators und die vollständige Präparation enthält (Abb. 7.7).

Die Vorgehensweise bei der Brücke ist ähnlich wie bei der Krone. Zusätzlich zu den Kauflächen- und Präparationsscans müssen jedoch ein oder zwei weitere Scans von der Unterseite der Modellation durchgeführt werden, um die apikale Fläche des Brückengliedes zu vermessen. Diese Aufnahme wird mit der Pfeileraufnahme referenziert und zusammengelegt. Fehlende Anteile der Außenflächen werden anschließend wie bei der Krone durch Hermitesplines

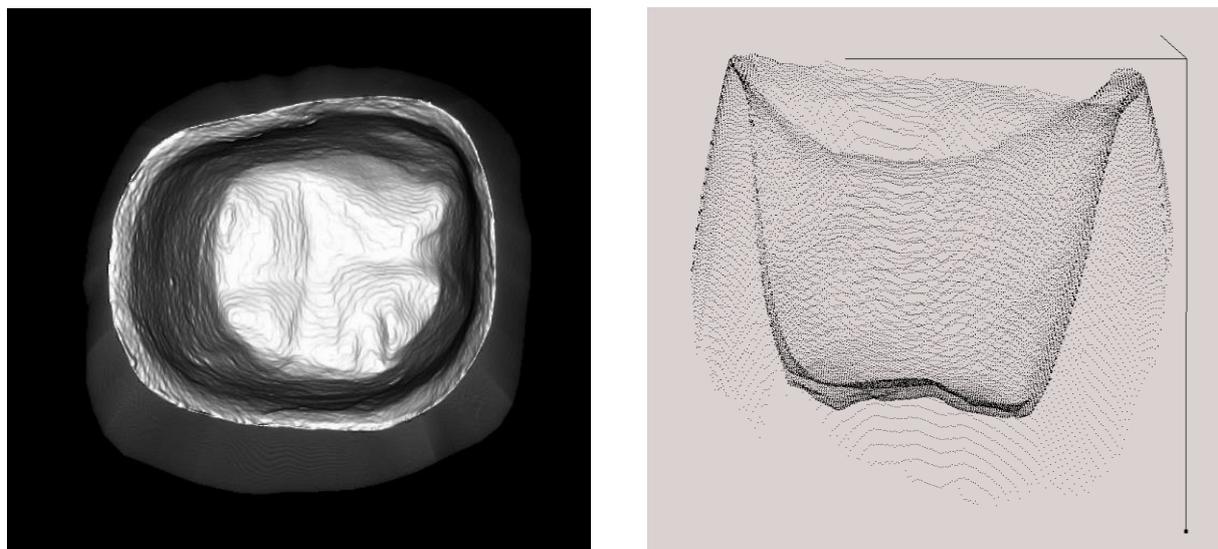


Abb. 7.7: Datensatz des Stumpfes mit automatisch ergänzter Außenkontur bis zum Äquator.

ergänzt und vervollständigt. Die Trennung des Datensatzes erfolgt wiederum in zwei Anteile oberhalb und unterhalb des Äquators.

Diese Methode der Erzeugung von CAD-Datensätzen wurde an 30 Kronenpräparationen und 6 Brückenpräparationen durchgeführt, die unterschiedliche Präparationsränder aufwiesen (siehe Tabelle 8.1). Alle diese Datensätze wurden später in einer CNC-Maschine gefräst (Kap. 8). Zusätzlich erfolgten Zeitanalysen, um den Aufwand abschätzen zu können.

7.3.2 Ergebnisse

Die Abbildungen 7.8 und 7.9 zeigen jeweils ein Beispiel für die rekonstruierten Kronen- bzw. Brückenrestorationen. Die Zeitanalyse für Vermessung und Modellation ist in Tabelle 8.3 zu sehen. Es stellte sich zudem heraus, daß für die einstellbaren Parameter wie Steigung, Gewichtung der Steigung, Grad der Unterteilung in einzelne Flächen jeweils ein fester vorgege-

bener Wert bei allen vermessenen Kronen zu einem akzeptablen Ergebnis führte. Durch Vorgabe dieser fixen Werte ließe sich der Prozeß noch weiter automatisieren.

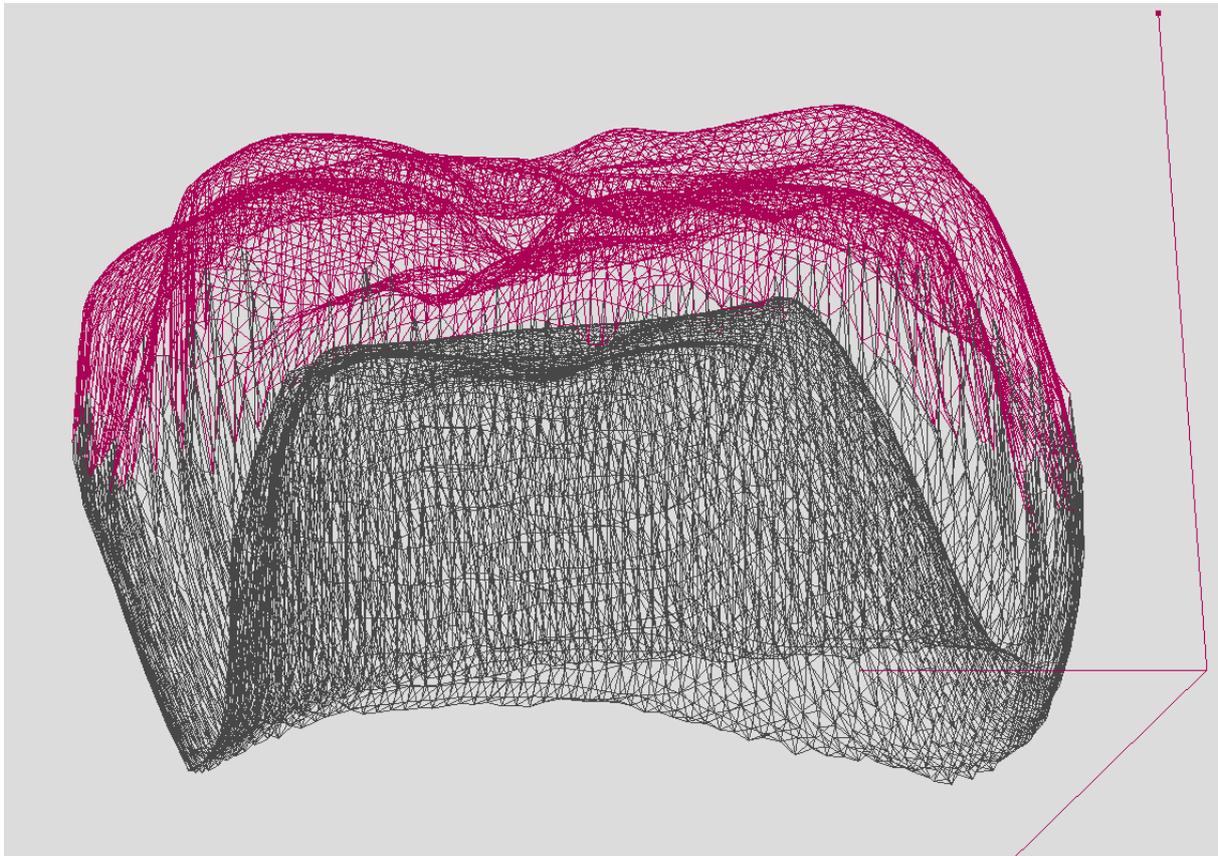


Abb. 7.8: Rekonstruierter CAD-Datensatz einer Krone in 3D-Gitterdarstellung. Rot: Datensatz für die Top-Bearbeitung oberhalb des Äquators. Grau: Datensatz für die Bottom-Bearbeitung unterhalb des Äquators.

7.3.3 Diskussion

Im Vergleich zur 3D-Differenz-Methode werden für die teilautomatische Rekonstruktion statt 12 Aufnahmen nur 3-4 Aufnahmen benötigt. Zusätzlich kann auf das normale 2,5-D-Matching zurückgegriffen werden und die komplizierte Erzeugung von triangulierten 3D-Ansichten umgangen werden. Die Daten befinden sich weiterhin auf einem äquidistanten Gitter mit dem Vorteil, daß die Fräsbahnberechnung einfacher und schneller durchzuführen ist.

Die Zeitanalyse ergab für die Vermessung inklusive CAD-Datensatzerzeugung einer Krone eine Zeit von 12 min. Bei der Brücke dauerte derselbe Vorgang 30 min. Da es sich nur um einen Versuchsaufbau handelt und die einzelnen Komponenten sich noch im Versuchsstadium befinden, sind zur Kontrolle noch einige interaktive Abfragen eingebaut und die Automatisie-

rung noch nicht weit vorangeschritten. Eine bessere Abstimmung der Komponenten und die vermehrte Automatisierung z.B. bei der Vermessung und dem Zusammenlegen der einzelnen Ansichten inklusive Rekonstruktion der Außenfläche könnte noch zu einer deutlicheren Zeiteinsparung führen. Allerdings muß man berücksichtigen, daß der Zahntechniker zuvor die Kaufläche modellieren muß. Diese Arbeitszeit müßte noch in die Zeitanalyse integriert werden.

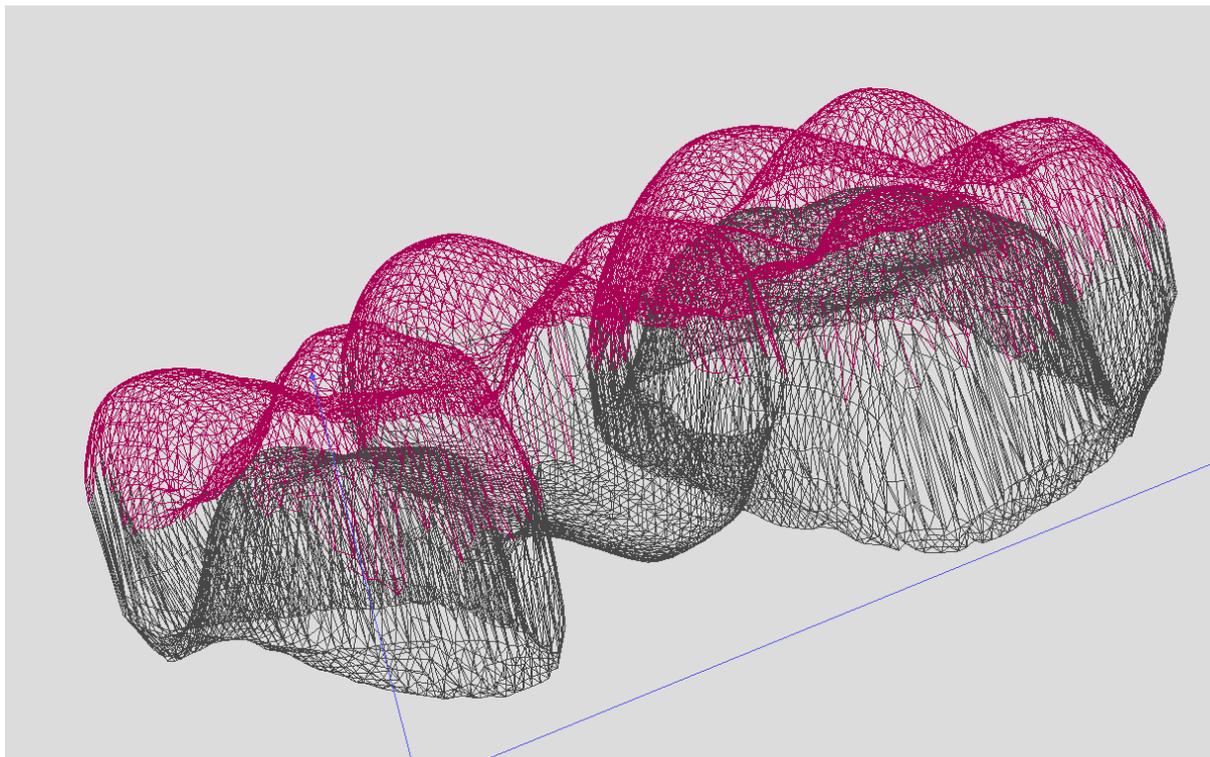


Abb. 7.9: Rekonstruierter CAD-Datensatz einer Brückenrestauration in 3D-Gitterdarstellung. Rot: Datensatz für die Top-Bearbeitung oberhalb des Äquators. Grau: Datensatz für die Bottom-Bearbeitung unterhalb des Äquators.

Ein großer Vorteil der vorgestellten Methode liegt in der Möglichkeit, CAD-Datensätze für Brückenrestorationen zu erzeugen. Diese Möglichkeit kann zur Zeit von keinem anderen CAD/CAM-System erfüllt werden. Die teilautomatische Generierung von CAD-Datensätzen könnte aufgrund des großen Einsatzspektrums und der gleichzeitigen Einbeziehung funktionaler bzw. gnathologischer Kauflächen in der nahen Zukunft eine vielversprechende Alternative für die Modellationssoftware von CAD/CAM-Systemen darstellen.

7.4 Zusammenfassung

- Die Rekonstruktion von Kauflächen für kleinere okklusale Defekte kann vollautomatisch durchgeführt werden.
- Durch 3D-Differenzbildung zwischen dem vermessenen Modellations- und dem Präparations-Datensatz lassen sich CAD-Restaurationen für beliebige Präparationsformen generieren
- Für die Erzeugung von Kronen- und Brückendatensätzen mit funktionellen Kauflächen bietet sich die teilautomatische Vorgehensweise an. Nach Vermessung der Präparation und der modellierten Kaufläche lassen sich die Außenflächen (Oral-, Vestibulär- und Approximalfläche) automatisch ergänzen. Hierzu sind in der Regel nur 3 Scans notwendig (ca. 90 s).

8 CNC-Fräsbearbeitung von Zahnrestorationen

8.1 Spanende Oberflächenbearbeitung durch CNC-Maschinen

Der errechnete und vermessene Datensatz der Zahnrestauration wird bei den CAD/CAM-Systemen an eine CNC-Maschine transferiert, in der die Herstellung der Versorgung durch spanende Oberflächenbearbeitung aus dem gewählten Materialrohling erfolgt. Unter Spanen versteht man allgemein die Fertigung durch Stofftrennen (Hallan 1990). Von einem Rohteil (Werkstück) werden durch eine (beim Drehen), mehrere (beim Fräsen) oder viele (beim Schleifen) Schneiden eines Werkzeugs Stoffteile in Form von Spänen mechanisch abgetrennt. *Beim Spanen mit geometrisch bestimmten Schneiden* sind die Schneideanzahl, die Form der Schneidkeile und ihre Lage zum Werkstück bekannt und beschreibbar. Hierzu zählen Verfahren wie (1) Drehen, (2) Bohren, Senken, Reiben, (3) Fräsen, (4) sonstige Verfahren wie Hobeln, Stoßen, Räumen, Sägen, Feilen, Raspeln, Schaben, Meißeln (DIN 8589). Beim Drehen wird die Spanbildung durch die rotierende Bewegung des Werkstücks und die geradlinige des einschneidigen Werkzeugs verursacht. Dagegen dreht sich beim Fräsen das Werkzeug, während das Werkstück linear dazu verschoben wird. Eine Rotation zusammen mit einer axialen Vorschubbewegung charakterisieren das Bohren. Dabei können sich entweder das Werkzeug, das Werkstück oder auch beide bewegen (Hallan 1990). Beim *Spanen mit geometrisch unbestimmten Schneiden*, die in der Regel von Hartstoffkörnern gebildet werden, lassen sich dagegen nur statistische Kenngrößen über die geometrische Ausbildung der effektiven Schneiden angeben (Tönshoff 1995). Man unterscheidet dabei die Bearbeitung mit gebundenem Korn (Schleifen, Honen) und mit losem Korn (Läppen, Strahlen, Gleitspanen, Ultraschallerosion) (DIN 8589). Bei den Körnern handelt es sich meist um Diamant, Bornitrid, Borkarbid oder Korund. In Schleifwerkzeugen erfolgt die Befestigung der Schleifkörner durch Bindestoffe. Diese Bindestoffe können keramische Massen oder Metalle sein

Beim Spanen dringt der Schneidkeil in den Werkstoff ein. Die Tiefe der Eindringung bezeichnet man als Schnitttiefe. Je höher dieser Wert, desto effektiver ist die Bearbeitung, allerdings steigen damit auch der Leistungsbedarf und die Schnittkräfte. Die Tiefe der Eindringung wird durch den Einstellwinkel, der zwischen der Hauptschneidkante und der zu zerspannenden Oberfläche gemessen wird, beeinflusst. Beim *Schruppen* ist ein möglichst effektiver Abtrag gewünscht. Der Einstellwinkel liegt bei ca. 60° Grad. Dagegen soll beim *Schlichten*

eine möglichst gute Oberflächenqualität erzielt werden. Hier nimmt man einen Anstellwinkel von ca. 75° , wobei gleichzeitig der Vorschub etwas verringert werden muß, um höhere auftretende Kräfte zu vermeiden (Hallan 1990).

Die Relativbewegung läßt sich durch die Schnittgeschwindigkeit v_c (Drehung des Werkzeuges beim Fräsen und Bohren oder des Werkstücks beim Drehen und Bohren) und durch die Vorschubbewegung mit der Geschwindigkeit v_f beschreiben. Die vektorielle Summe aus Vorschub- und Schnittgeschwindigkeit ergibt die Wirkgeschwindigkeit v_e . Diese Größen zusammen mit der Schnitttiefe beeinflussen den Materialabtrag pro Zeiteinheit und damit die Effektivität der Bearbeitung (Tönshoff 1995), gleichzeitig jedoch auch im umgekehrten Sinne die Standzeit des Werkzeuges. Weiterhin ist die Standzeit von Werkzeugen abhängig vom verwendeten Werkzeugmaterial und dem zu bearbeitenden Werkstück. Für jede Kombination aus Werkzeug und Werkstück muß daher die optimale und wirtschaftlich ökonomische Einstellung der einzelnen Parameter gefunden werden.

Fortschritte beim ökonomischen und rationellen Einsatz von spanenden Werkzeugmaschinen sind vor allem auf die Entwicklung verbesserter Werkzeuge zurückzuführen. Durch Erhöhung der Verschleißfestigkeit, der Temperaturstabilität und der chemischen Beständigkeit konnten sowohl die Schnittgeschwindigkeiten als auch die Standzeiten erhöht werden. Zu erwähnen sind in diesem Zusammenhang beschichtete Hartmetallwerkzeuge, bei denen die hohe Härte und Verschleißfestigkeit der Beschichtung (z.B. Aluminiumoxid, Titancarbid etc.) mit der hohen Zähigkeit und Biegefestigkeit von Hartmetall kombiniert wird. Ebenso sind Cermets (Hartmetalle ohne Wolframkarbide) und Schneidkeramiken (Siliziumnitrid, Aluminiumoxid mit Zirkonoxid etc.) zu erwähnen (Tönshoff 1995). Dies führte zur Entwicklung von Hochgeschwindigkeitsfräsen und der Hartbearbeitung, d.h. Fräsbearbeitung von Hartstoffen ohne Kühlmittel und unter Verzicht auf das Schleifen.

Beim Schleifen kommt es aufgrund der ungleichmäßigeren Verteilung der Schneidekanten zu einer geringeren Abtragsleistung. Dies erfordert höhere Schnittgeschwindigkeiten von ca. 10 – 25 m/s, die die Notwendigkeit eines Kühlmittels bedingen. Da die kleinen Körner weniger Energie aufnehmen können und, durch die spezielle Struktur der Körner, weniger Energie abgeführt werden kann, kommt es während der Bearbeitung trotz Kühlung zu erhöhten Werkstücktemperaturen mit der Folge von Oberflächenschäden (sub surface damage) (DeVries 1992). Der Vorteil des Schleifens wird in dem Erzielen einer besseren Oberflächengüte mit

weniger Rauigkeiten durch die höhere Anzahl an Schneidflächen gesehen. Außerdem lassen sich Materialien mit hohen Härten effektiver bearbeiten, da die Körner einer Selbstschärfung (self sharpening) unterliegen (DeVries 1992).

Für die Bearbeitung müssen die CAD-Daten der Zahnrestauration in Fräsbahnen umgesetzt werden, die im allgemeinen den Höhenlinien entsprechen. Zum Anfahren der Bahnpunkte enthält die Bahnsteuerung einen Interpolator. Er berechnet die Verfahrswege und Geschwindigkeiten der einzelnen Achsen, die bestimmte Schnittgeschwindigkeiten nicht über- oder unterschreiten sollten, von Punkt zu Punkt. Dies ermöglicht erst die Bearbeitung von Freiformoberflächen. Komplizierte Geräte berücksichtigen gleichzeitig noch Werkzeugkorrekturen, Werkzeuglängenkorrekturen und Werkzeugradiuskorrekturen. Ebenso können Verformungen des Werkstückes während des Bearbeitungsprozesses mit einbezogen werden (Rößner 1988).

Damit der Herstellungsprozeß mit CNC-Maschinen möglichst effektiv und automatisch erfolgen kann, sollten folgende Anforderungen erfüllt sein:

- automatischer Werkzeugwechsel
- Plattenwechsler für Werkstücke (FFZ: Flexible Fertigungszellen (Rößner 1988))
- automatische Spanabsaugung
- automatische Erkennung von verschlissenen oder nicht mehr brauchbaren Werkzeugen

Die Verwendung eines Plattenwechslers ermöglicht die Bearbeitung und Herstellung mehrerer Restaurationen in einem Arbeitsprozeß. Die Maschine kann z.B. nachts durchlaufen, so daß am nächsten Tag die gewünschten Restaurationen fertig sind. Dies erhöht die Effektivität und die Einsatzmöglichkeiten eines CAD/CAM-Systems. Neben der Automatisierung ist ein weiterer Vorteil der CNC-Maschinen, daß die über den Ansteuerungsprozeß kontrollierte spanende Bearbeitung zu einer verbesserten Oberflächengüte führt und daß hochwertige Materialien eingesetzt werden können (Spur 1989).

Im Rahmen dieser Arbeit wurde versucht, den gesamten Produktionsprozeß von der Vermessung bis zur CNC-Bearbeitung zu installieren und die Möglichkeiten dieses neuartigen CAD/CAM-Verfahrens am Beispiel von Kronen- und Brückenzahnersatz aufzuzeigen. Hierfür wurde von der Firma Lang (Hüttenberg) eine Hochgeschwindigkeitsfräsmaschine der neu-

ersten Generation zur Verfügung gestellt. Neben der Machbarkeit des CAD/CAM-Prozesses wurden zusätzlich die erreichbaren Genauigkeiten untersucht und Zeitanalysen erstellt.

8.2 Material und Methode

Für die Studie wurden Modelle mit Präparationen ausgewählt, die aus der freien Praxis kamen. Insgesamt handelte es sich um 32 anzufertigende Zahnrestaurationen, die entsprechend den verschiedenen Versorgungen und Präparationsarten aufgeteilt wurden (Tab. 8.1).

Typ	Material	Geometrie	Anzahl
Krone	Messing	Vollkrone, Hohlkehlpräparation, Seitenzahn	8
Krone	Messing	Vollkrone, Tangentialpräparation, Seitenzahn	8
Krone	Messing	Koping, Hohlkehlpräparation, Seitenzahn	5
Krone	Messing	Koping, Hohlkehlpräparation, Frontzahn	5
Brücke	Messing	Vollbrücke, 3-gliedrig Seitenzahn	3
Brücke	Messing	Kopinggerüst, 3-gliedrig Frontzahn	3

Tab. 8.1: Anzahl und Art der Präparationen, für die mit dem neuen CAD/CAM-Prototypen Zahnrestaurationen aus Messing angefertigt wurden.

Um eine funktionelle und nach allen Richtlinien der Gnathologie gestaltete Kaufläche zu bekommen, wurden zuerst vom Zahntechniker die gewünschten Zahnrestaurationen im Artikulator aus Wachs modelliert. Danach erfolgte die dreidimensionale Vermessung des Stumpfes und der modellierten Oberfläche. Wichtig dabei ist, die Einschubrichtung eindeutig festzulegen und eine Referenzmessung durchzuführen, bei der sich eine Stumpf- und eine Modellationsansicht in der gleichen Position befinden. Bei der Vermessung der Kronenmodellation wurden nur die Daten oberhalb des Äquators benötigt. Mit der Modellationssoftware lassen sich automatisch nach bestimmten Kriterien die Flächen unterhalb des Äquators bis zur Präparationsgrenze und teilweise auch oberhalb des Äquators automatisch rekonstruieren (siehe Kapitel 7.3). Die Erstellung der Brückendatensätze verläuft prinzipiell ähnlich, nur daß für die basale Gestaltung des Zwischengliedes auch Scanansichten von der Unterseite der Modellation notwendig waren (Kapitel 7.3).

Anschließend wurden die Datensätze, die eine Gitterauflösung von ca. 25 µm aufwiesen, zur Fräsbahnberechnung transferiert und in einer CNC-Fräsmaschine bearbeitet. Da nur die Machbarkeit des CAD/CAM-Prozesses aufgezeigt werden sollte, wurde aus finanziellen Gründen der Zahnersatz aus Messing angefertigt. Bei der CNC-Anlage handelte sich um eine 3 ½-achsige HSC (High Speed Cutting)-Maschine der Firma Lang, bei der zweischneidige Kugelradialfräser (Hartmetallwerkzeuge) zum Einsatz kamen. Zuerst erfolgte die Schruppbearbeitung mit einem Werkzeug von 3 mm Durchmesser. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 3-4 m/min und die Umdrehungszahl 30.000-35.000 1/min. Im zweiten Schritt wurde mit einem Werkzeug von 1,5 mm Durchmesser geschlichtet, wobei die Vorschubgeschwindigkeit 2-3 m/min und die Umdrehungszahl 35.000-45.000 1/min war.

Die vorhandene Fräsmaschine mit zugehöriger Software für die Fräsbahnberechnung war aufgrund der industriellen Anforderungen nur für die Außenbearbeitung ausgelegt. Dies bedeutet, daß die gewünschte Außenkontur an keinem Oberflächenpunkt verletzt werden darf. Aufgrund des begrenzten Radius des Fräserwerkzeuges werden dabei innenliegende Oberflächenstrukturen mit sehr starken Krümmungen (Kanten und Ecken) abgerundet (Abb. 8.1).

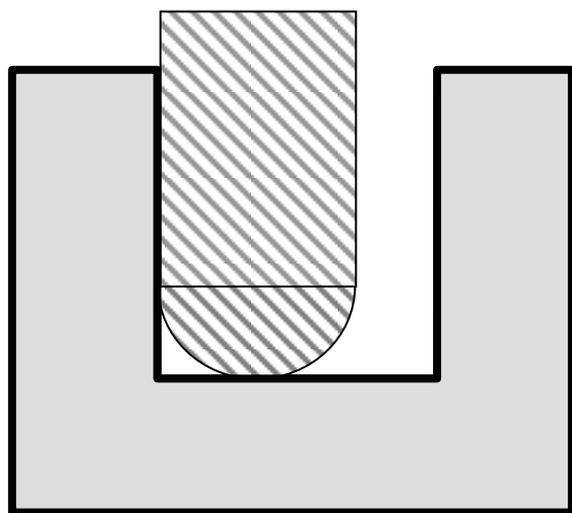


Abb. 8.1: Die Konturbearbeitung mit abgerundeten Fräsern führt bei innenliegenden Kanten zu Problemen. Zylindrische Fräser dagegen bereiten Probleme bei der Freiformoberflächenbearbeitung aufgrund ihres Plateaus.

Für die Innenbearbeitung der Zahnrestorationen führt dies vor allem zu Ungenauigkeiten am Übergang von der Präparationswand zum okklusalen Anteil, womit das vollständige Aufsitzen der Restaurationen auf den Stumpf behindert und die Paßgenauigkeit verschlechtert wird. Aus diesem Grunde wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung eine Software entwickelt, die auch eine Innenbearbeitung ermöglicht. Die Bedingung hierfür war, daß die gefräste Oberfläche an keinem Punkt die vorgegebene

CAD-Fläche überschreiten oder durchdringen darf. Die CAD-Fläche stellt also die äußere Einhüllende der bearbeiteten Fläche dar. Die Software simuliert dabei die Bearbeitung der Innenfläche mit Werkzeugen, die einen beliebig wählbaren Radius haben können. An jeder Stelle, an der es zu Überschneidungen und Interferenzen mit der CAD-Kontur kommt, wird die Kontur solange verändert, bis der Materialüberschuß entfernt ist. Aus zeitlichen Gründen

konnte diese Software für die Innenbearbeitung erst bei den letzten anzufertigenden Zahnrestorationen fertiggestellt und getestet werden. Die anderen Restaurationen blieben entweder unbearbeitet oder wurden per Hand an den kritischen Stellen nachgearbeitet. Im Falle der Kronen wurden von den beiden Vollkronen-Gruppen (Tab. 8.1) jeweils 4 unbearbeitet belassen, d.h. der Zustand direkt nach dem Fräsvorgang dokumentiert, 3 mit der Hand nachgearbeitet und je 1 mit der neuen Innenbearbeitungssoftware gefräst. Bei den Verblendkronen-Gruppen bzw. Brücken-Gruppen wurden jeweils 2 per Hand nachgearbeitet und 3 bzw. 1 unbearbeitet belassen. Zusätzlich wurden anhand von Silikon-Innenabdrücken die Problemzonen bei der Passung verdeutlicht.

Die Randspaltvermessung erfolgte am Stereomikroskop (Stemi SR, Zeiss) bei 20facher und 32facher Vergrößerung. Es wurden pro Restauration an 30 verschiedenen Stellen Meßwerte genommen und der Mittelwert errechnet. Mit einem Bildspeicher konnten die einzelnen Ansichten auf einen Computermonitor dargestellt und ausgewertet werden. Es wurde darauf geachtet, daß immer eine gute Aufsicht auf die Präparationsgrenze gewährleistet war, um die absolute marginale Diskrepanz, die sich aus dem marginalen Spalt und der Über- bzw. Unterextension des Kronenrandes zusammensetzt, zu bestimmen (Holmes et al. 1989, Biffar 1995). Zur Abschätzung der Zeiten der einzelnen Arbeitsschritte wurde ein Zeiterfassungsbogen erstellt. Die Zeiterfassung wurde exemplarisch an einer Vollkrone und einer Seitenzahnvollbrücke durchgeführt.

8.3 Ergebnisse

Beispiele für die gefrästen Brücken und Kronen sind in Abb. 8.2 und 8.3 zu sehen. Weltweit erstmalig ist es mit diesem Prototypen gelungen, Kronen und sogar Brücken mit funktionellen Kauflächen in einem CAD/CAM-Prozeß herzustellen. Die Ergebnisse für die Randspaltvermessung sind in Tabelle 8.2 aufgeführt. Die Mittelwerte bei den nicht aufgepaßten Metallkronen und -brücken liegen bei ca. 0,3-0,4 mm. Da am Übergang von den lateralen Flächen zur okklusalen Fläche der Präparation starke Krümmungen auftreten können, läßt sich bei einem Fräserradius von 0,75 mm diese Paßungengenauigkeit durch ungenügendes Abgleiten der Restauration erklären. Die angefertigten Silikoninnenabformungen wiesen genau in diesen Bereichen durchgedrückte Stellen auf. Da bei den Frontzahnpräparationen in der Regel die inzisalen Übergänge stärker gekrümmt sind und teilweise auch sehr spitz zulaufen, wirkt sich in diesen Fällen der Effekt stärker aus (Tab. 8.2).

Art der Präparation und der Versorgung	Paßgenauigkeit [μm]		
	Ohne Nachbearbeitung	Handnachbearbeitung	Innenbearbeitung mit Fräserradiuskorrektur
Krone, Hohlkehlpräparation, Seitenzahn	356 (+/- 152)	56,4 (+/- 35,7)	68,4 (+/- 33,9)
Krone, Tangentialpräparation, Seitenzahn	388 (+/- 197)	76,2 (+/- 38,2)	75,3 (+/- 41,7)
Koping, Hohlkehlpräparation, Seitenzahn	280 (+/- 149)	53,8 (+/- 31,1)	-
Koping, Hohlkehlpräparation, Frontzahn	412 (+/- 310)	77,3 (+/- 44,5)	-
Brücke, Hohlkehlpräparation, Seitenzahn	341 (+/- 283)	79,2 (+/- 43,1)	-
Brückengerüst, Hohlkehlpräparation, Frontzahn	440 (+/- 307)	95,6 (+/- 44,2)	-

Tab. 8.2: Mittelwerte und Standardabweichungen der ermittelten Paßgenauigkeiten [μm].

Durch Nachbearbeitung an diesen stark gekrümmten kritischen Innenanteilen konnte die Paßgenauigkeit erheblich verbessert werden. Die Werte lagen bei 50 – 80 μm für Kronen bzw. Kopings, bei 80 μm für die Seitenzahnbrücke und bei 95 μm für die Frontzahnbrücke. Im Falle der Tangentialpräparation war die Passung im allgemeinen schlechter als im Falle der Hohlkehlpräparation. Auffallend war auch, daß auf ungefähr halber Höhe der lateralen Präparationswände etwas nachgearbeitet werden mußte. Die „Friktion“ der Zahnrestauration war etwas zu stark. Dieser Effekt könnte dadurch erklärt werden, daß ein Platzhalter bzw. Zementspalt in die Meßdaten nicht einberechnet und durch die Außenkonturbearbeitung und die leichte Stufenbildung bei steilen Flächen zu wenig Material weggenommen wurde.

Durch die Softwarekorrektur für die Innenbearbeitung konnte dieses Problem behoben werden. Durch simuliertes Bearbeiten mit einem kugelförmigen Instrument wird die Oberfläche solange verändert, bis die in der CNC-Maschine gefräste Kontur keine Verletzung der Stumpfoberfläche mehr verursacht. Die gefrästen Kronen zeigen, daß mit dieser Software gute Paßgenauigkeiten ohne Handnachbearbeitung erzielt werden können (68 – 75 μm). In

Tabelle 8.3 (S. 196) sind die Ergebnisse der Zeiterfassung im Falle der Kronen- und der Brückenherstellung zu sehen.

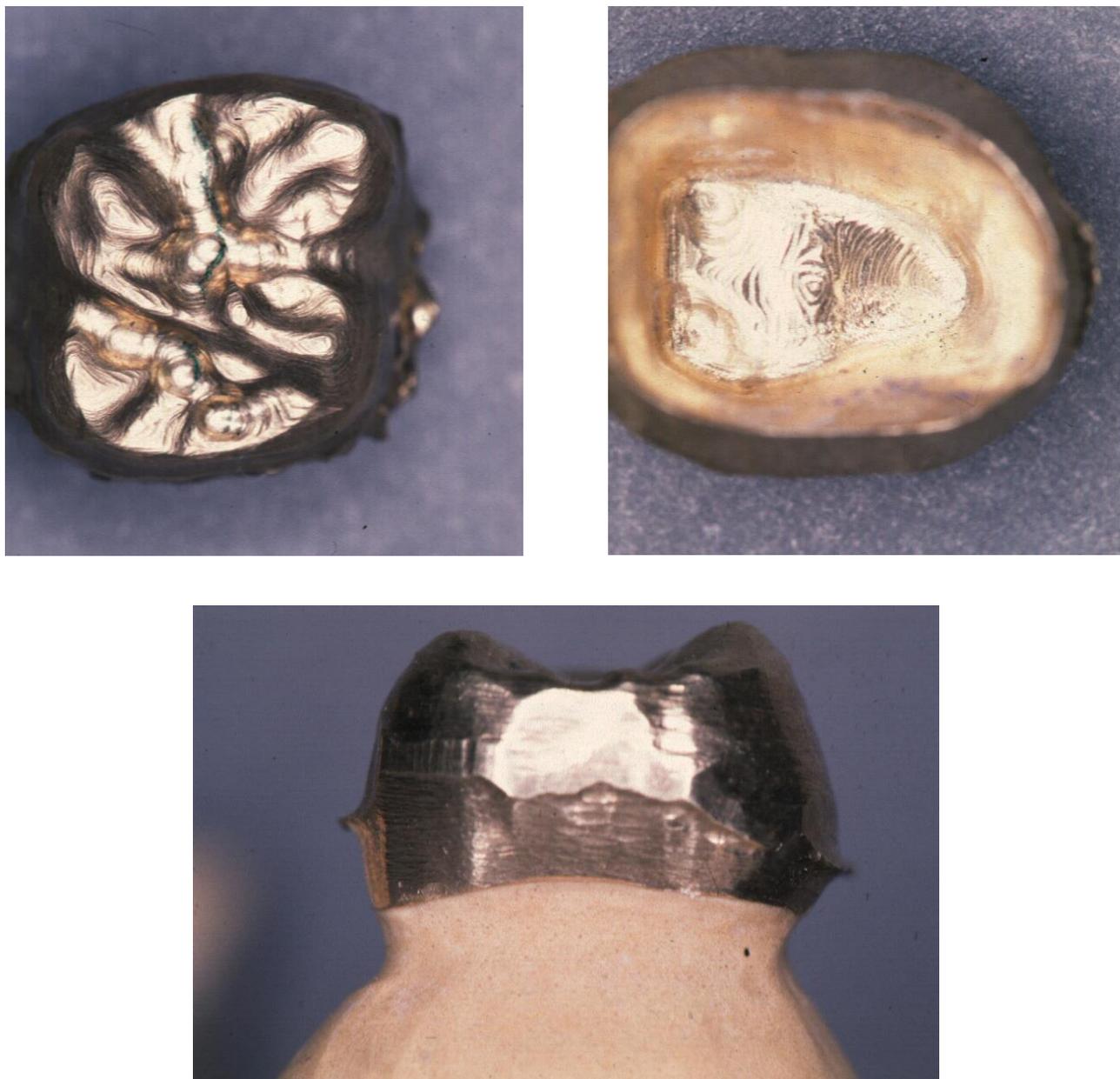


Abb. 8.2: Gefräste CAD/CAM-Krone. Bei der okklusalen Ansicht und der Innenansicht sieht man die Fräsbahnen. Die auf den Stumpf aufgesetzte Krone zeigt eine sehr gute Passung.

8.4 Diskussion

Mit der Entwicklungsversion eines CAD/CAM-Systems wurden 24 Kronen bzw. Kopings und 6 Brücken angefertigt. Die Ergebnisse, die mit dem Material Messing erzielt wurden, lassen sich auch auf andere Metalle übertragen, da die vorhandene Fräsmaschine speziell für

die Bearbeitung unterschiedlichster Metalle, auch sehr harter Stähle, konzipiert wurde. Nur das Material Titan läßt sich ohne entsprechende Kühlung nicht bearbeiten.

Arbeitsschritte	Krone (Zeit)	Brücke (Zeit)
Modell justieren, Präparation und Stumpf/ Stümpfe vermessen	4 min	12 min
Bearbeiten und Matchen der Ansichten	5 min	15 min
Modellation der Außenkontur und Erstellung des Fräsdatensatzes	3 min	3 min
Fräsbahnberechnung ¹⁾	62 min	126 min
Fräsbearbeitung	72 min	149 min
Gesamt	146 min	305 min

Tab. 8.3: Zeiterfassung für die einzelnen Arbeitsschritte bei der Herstellung von Kronen und Brücken im CAD/CAM-Prozeß. 1) Berechnung erfolgte auf Pentium 133 MHz.

Bei den Kronen wurden Randspalten im Mittel von ca. 50 µm gemessen, bei Brücken Werte von 80 µm bis 95 µm, falls die Innenflächen per Hand an den kritischen Stellen nachgearbeitet wurden. Der Präparationsrand wurde dabei nicht verändert. Ebenfalls eine Paßgenauigkeit um die 60 µm ergab sich für die Kronen, die mit der Fräserradiuskorrektur für die Innenflächen bearbeitet wurden. Diese Genauigkeiten liegen im Bereich konventionell hergestellter Gußarbeiten (mit guter Passung) und sind um einiges besser als die Genauigkeiten anderer, auf dem Markt befindlicher CAD/CAM-Systeme, die für die Kronenherstellung angeboten werden (z.B. Procera, DCS (siehe Kap. 6)). Beim Cerec-System werden die Genauigkeiten für Inlays mit ca. 60 µm angegeben. Allerdings muß man in unserem Falle berücksichtigen, daß die metrische Analyse sowohl den marginalen Spalt als auch die Über- bzw. Unterextensionen umfaßt, d.h. den maximal schlechtesten Fall. Der Großteil der Untersuchungen in der Literatur schweigt sich über die genaue Verfahrensweise aus, so daß Vergleiche oft sehr schwer möglich sind.

Die Genauigkeiten sind auch im Zusammenhang mit dem Entwicklungsstadium der einzelnen Komponenten zu sehen, die speziell auf das „Werkstück“ Zahnersatz noch nicht optimal angepaßt sind (Wahl der Fräser, Eichung der einzelnen Komponenten etc.). Mit einer geeigneten Anpassung an die zu vermessenden Objekte dürfte sehr wahrscheinlich eine weitere Genauigkeitssteigerung verbunden sein.

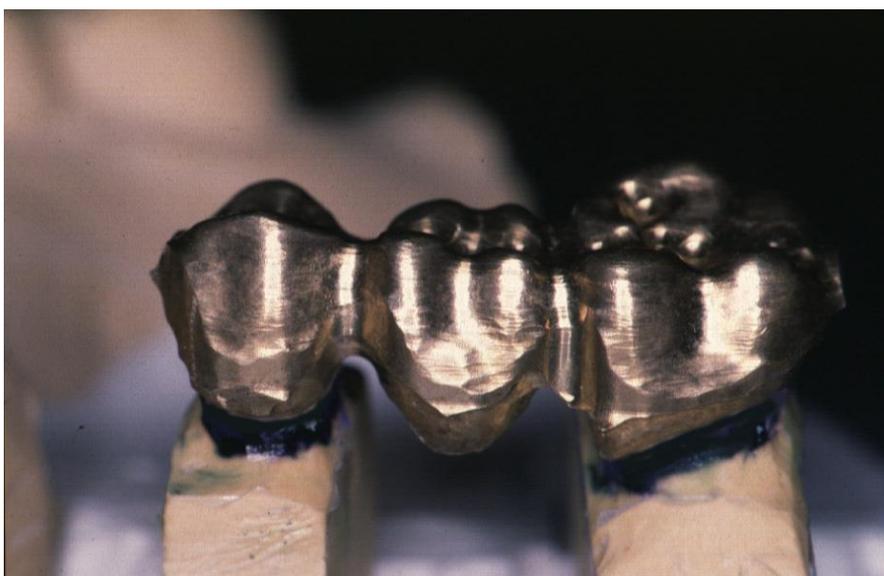


Abb. 8.3: Gefräste CAD/CAM-Seitenzahnbrücke. Von oben nach unten sind die Okklusalanzeige, die Innenansicht und die auf die Präparation aufgesetzte Brücke zu sehen.

Das gleiche gilt auch für die Bearbeitungs- und Herstellungszeiten. Wie Tabelle 8.3 zeigt, nimmt der vorläufige Meß- und Herstellungsablauf noch relativ viel Zeit in Anspruch. Allerdings muß berücksichtigt werden, daß viele Schritte noch manueller Interaktionen bedürfen, bei denen es prinzipiell kein Problem darstellt, sie zu automatisieren. Darunter sind vor allem das Matching, die Datentransfers, die Fräsbahnberechnung, eine wenig optimierte Rohlingsform und der Werkzeugwechsel zu zählen. Gerade die Fräsbahnberechnung wird mit schnelleren Rechnern auch bei sehr großen Datenmengen kein Problem mehr darstellen. Zusätzlich wird später sicherlich die Option bestehen, mehrere Arbeitsschritte wie z.B. Messen und Fräsen gleichzeitig durchführen zu können, so daß durch parallele Arbeitsschritte die Zeit noch weiter erheblich reduziert werden kann. Entscheidend ist, daß man neben der Zeitverkürzung der einzelnen Prozesse vor allem die Zeit für notwendige Interaktionen des Zahntechnikers mit dem System auf ein Minimum reduziert und er währenddessen andere Tätigkeiten durchführen kann.

Durch einfache Veränderung der Software dürften zukünftig für die vollständige Vermessung von Präparationen inklusive ihrer Modellationen drei Aufnahmen genügen. Dies wären zwei Aufnahmen des Stumpfes aus entgegengesetzten Richtungen (0-Grad- und 180-Grad-Position) und eine Aufnahme der Modellationsoberfläche. Dieser Prozeß könnte nach einmaliger Ausrichtung des Modells über einen einfachen Schrittmotor automatisch ablaufen. Berücksichtigt man dabei, daß die Vermessung einer Ansicht bei Kronen ca. 20s und bei Brücken ca. 60 s dauert, erhält man Zeiten, die im Bereich von 1 min bei Kronen und 3 min bei Brücken liegen. Nachdem auch das anschließende Matching und die Modellation weitestgehend automatisierbar sind und eventuell nur einige Kontrollabfragen notwendig sind, könnte beginnend von der Vermessung bis zum vollständigen CAD-Datensatz der gewünschten Restauration ein Zeitraum von ca. 3 min bis 6 min realistisch sein.

Auch bei der Fräsbearbeitung läßt sich noch viel Zeit durch Verbesserung der Frässtrategie, die speziell an die Bearbeitung von Zahnersatz angepaßt wird, und durch schnellere Bahnberechnung einsparen. Eine Pipeline-Lösung, bei der automatisch mehrere Rohlinge nacheinander abgearbeitet werden können, würde die Herstellung von Zahnersatz auch außerhalb der Öffnungszeiten des Zahnlabors ermöglichen und die Effektivität der Anlage steigern.

Der Vorteil des hier vorgestellten Modellationsverfahrens ist, daß die Generierung eines 3D-Datensatzes für prinzipiell jede beliebig präparierte Restauration möglich ist. Das Spektrum

erstreckt sich vom einfachen Inlay über Onlay, Teilkrone, Krone bis hin zur Brücke. Weiterhin läßt sich damit schnell und einfach eine Zahnrestauration mit funktioneller Kaufläche herstellen, was unabdingbare Voraussetzung für einen qualitativ hochwertigen Zahnersatz ist und die Akzeptanz eines solchen Systems bei Zahntechnikern und Zahnärzten erhöht. Langfristig sollte allerdings eine Automatisierung der Kauflächengestaltung angedacht und umgesetzt werden. Die automatische Gestaltung von Kopingaußenflächen ist dagegen eine Aufgabe, die relativ einfach und schnell zu realisieren wäre.

Im Zuge weiterer technischer Entwicklungen wird es möglich sein, die Produktionszeiten für Zahnrestorationen noch mehr zu reduzieren und die Genauigkeiten weiter zu steigern. Schnellere Computer und bessere Maschinenteile sind hier an erster Stelle zu erwähnen. Auch bereits vorhandene neue Kamerasysteme, die bis zu 2.000 Bilder pro Sekunde verarbeiten können, ermöglichen eine Vermessung von Zahnoberflächen in Bruchteilen von Sekunden. Die Option einer intraoralen Kamera wäre damit vorhanden. Insgesamt läßt sich sagen, daß es sich bei dem vorhandenen Prototypen um ein zukunftsträchtiges und universelles CAD/CAM-System handelt, mit dem bei hoher Genauigkeit und mit unterschiedlichen Materialien alle Zahnrestorationen vom Inlay bis zur Brücke hergestellt werden können.

8.5 Zusammenfassung

- Mit dem Prototypen eines CAD/CAM-Systems wurden weltweit erstmalig Kronen und Brücken mit gnathologischen Kauflächen im Rahmen eines automatisierten Fräsprozesses hergestellt.
- Die Paßgenauigkeiten am Präparationsrand lagen durchschnittlich bei 50 – 90 µm.
- Durch Ausnutzung der noch vorhandenen Optimierungspotentiale wäre eine weitere Genauigkeitssteigerung und Zeitreduktion wahrscheinlich.

9 Zusammenfassung

Die Entwicklung eines optischen 3D-Meßplatzes für zahnmedizinische Fragestellungen wurde im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt. Vom ersten Prototypen bis zur jetzt kommerziell erhältlichen Version des Sensors (Willytec, München und Los Angeles) wurden fünf Entwicklungsgenerationen durchlaufen, die durch Verbesserungen anwenderfreundlicher wurden und mehrere Einsatzgebiete ermöglichten. Die Wiederholgenauigkeit des Sensors liegt im Bereich von 3 μm und die Genauigkeit nach manueller Repositionierung und anschließendem Matching bei ca. 10 μm . Bei der Vermessung von flachen Proben zeigt sich kein Unterschied zu den hochgenauen mechanischen Meßsystemen. Große Höhenunterschiede (bis zu 3,6 cm !) können mit dem Lasersensor ohne Verluste an Genauigkeit vermessen werden, während mechanische Sensoren schon bei Höhenunterschieden, wie sie Zahnoberflächen aufweisen, Probleme zeigen und die Genauigkeit stark reduziert wird. Die Zeit für die Erfassung von 250.000 Oberflächenpunkten mit dem optischen Sensor liegt bei ca. 30 – 40s. In einer unabhängigen Studie wurde dieser Sensor im Vergleich zu anderen kommerziellen 3D-Meßsystemen als das beste und genaueste System beschrieben (Bergmann 1995).

Das 3D-Meßsystem läßt sich vorteilhaft zur Vermessung von Abrasionen *in vitro* und *in vivo* einsetzen. Durch eine spezielle Software ist selbst im Falle ausgedehnter Kavitäten und geringem Verschleiß von Schmelzarealen eine referenzpunktfreie automatische Abriebsbestimmung von Füllungs- und Inlaymaterialien unter klinischen Bedingungen möglich. Im Rahmen einer klinischen Studie mit 130 direkten Füllungen und Inlays konnte festgestellt werden, daß Keramikinlays über einen Beobachtungszeitraum von zwei Jahren geringere Verschleißraten aufweisen als Kompositinlays und –füllungen, wobei der Kontaktbereich (OCA) wesentlich höheren Abrieb aufwies als der kontaktfreie okklusale Anteil (CFA). Die ermittelten Werte zeigen, daß bisher vorhandene Meßmethoden zu einer massiven Unterbewertung des Verschleißes führten und damit eine neue Diskussion über die von der ADA festgelegten Richtwerte notwendig wird. Dieses hochgenaue und weltweit einmalige Verfahren ermöglicht nicht nur eine exakte dreidimensionale und lokal fein aufgelöste Quantifizierung von Verschleiß, sondern auch die metrische Bestimmung von Abtragsraten z.B. von dentalen Hard-Lasern, kinetischen Kavitätenpräparationssystemen, endodontischen Aufbereitungssystemen, Ultraschallsystemen für die Konkrement- bzw. Zahnsteinentfernung etc. Größere Objekte wie Kiefermodelle lassen sich durch Eingabe entsprechender Verfahrswege mit der gleichen hohen Genauigkeit wie Zahnoberflächen automatisch vermessen. Als 3D-Datensatz können die Mo-

delle dann jederzeit abgerufen und mit den neueren Modellen verglichen werden. Metrische Analysen lassen sich damit genauer und einfacher durchführen.

Durch die Entwicklung einer neuen Software ist es gleichzeitig möglich, vollständige 3D-Ansichten unter Berücksichtigung eventueller Unterschnitte zu erzeugen. Auch in diesem Fall lassen sich Differenzen durch automatische Überlagerung von Ausgangs- und Folgesituation generieren und die Veränderungen analytisch beschreiben. Dies kann z.B. bei der Bestimmung des Abriebs von Kronenmaterialien bzw. sehr großer Füllungen oder der exakten dreidimensionalen Erfassung von Zahnwanderungen von Bedeutung sein. Von besonderem Interesse ist die Generierung von 3D-Datensätzen für die FE-Analyse, um die natürlichen Bedingungen möglichst realitätsnah zu simulieren. Erstmals ist es gelungen, in kurzer Zeit direkt aus den vermessenen Ansichten ein 3D-Modell zu generieren, das nach automatischer Vernetzung in einer FE-Analyse berechnet wurde. Aus diesen Ergebnissen lassen sich für zukünftige Entwicklungen sehr schnell Folgerungen ziehen, die zu Kosteneinsparungen führen können.

Die hohen Genauigkeiten und der große Höhenmeßbereich des optischen Sensors führten zum Aufbau eines Prototypen für ein neues CAD/CAM-System. Da die Berücksichtigung gnathologischer Kauflächen in naher Zukunft bei größeren Versorgungsmöglichkeiten nur mit dem Wissen des Zahntechnikers oder Zahnarztes möglich sein wird, wird zuerst eine Kaufläche der gewünschten Restauration modelliert und anschließend die Präparation und die Modellation dreidimensional vermessen. Eine eigens programmierte „Modellationssoftware“ ergänzt automatisch die fehlenden Außenflächen und bereitet den Datensatz für die Fräsbearbeitung auf. In einer CNC-Hochgeschwindigkeitsfräsmaschine wurden die Zahnrestorationen gefräst. Neben Inlays, Kronen und Kopings konnten in einem CAD/CAM-Prozeß zum erstenmal Brücken hergestellt werden, die funktionell gestaltete Kauflächen aufwiesen. Die Paßgenauigkeiten für die Restaurationen lagen bei diesem Prototypen im Bereich von 50 µm bis 100 µm.

Die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse zeigen die Möglichkeiten, die die 3D-Vermessung in der zahnmedizinischen Diagnostik, Praxisorganisation, Forschung und bei der computerunterstützten Fertigung von Zahnrestorationen bietet. Durch weitere Entwicklungen müssen für einen effektiveren und ökonomischen Einsatz der Systeme die Meßzeiten noch weiter reduziert und die Meßprozesse noch mehr automatisiert werden. Aufgrund der rapiden Entwicklung im Hard- und Softwarebereich kann in einigen Jahren in der Zahnmedizin jedoch mit einem entscheidenden Durchbruch von CAD/CAM-Systemen einerseits und 3D-Datenerfassungssystemen andererseits gerechnet werden.

Literaturverzeichnis

ADA Acceptance Program Guidelines for Composite Resins for Posterior Restorations. Council on Scientific Affairs, American Dental Association, 211 E. Chicago Avenue, Chicago, IL 60611 (1989).

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).

Akao, T., Takahashi, J., Sohmura, T., Nakamura, T., Maruyama, T.: A Development of Computerized Laminate Veneer Restoration System. *J Osaka Univ Dent Sch* 33, 76-84 (1993).

Altschuler, B.R.: Holodontography: An introduction to dental laser holography. SAM-TR-73-4 Report, AD 758191. Texas, Brooks Air Force Base, USAF School of Aerospace Medicine, Aerospace Medical Division (AFSC) 78, 325 (1973).

Andersen, K.L., Pederson, E.H., Melsen, B.: Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99, 427-40 (1991).

Andersson, M., Bergman, B., Bessing, C., Ericson, G., Lundquist, P., Nilsson, H.: Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odont Scand* 47, 279-286 (1989).

Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., Bergman, B.: Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 76, 187-93 (1996).

Andersson, M., Oden, A.: A new all-ceramic crown: dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand* 51, 59-64 (1993).

Antal, A., Lindemann, W.: Der Randschluß erodierter Kronen in Abhängigkeit unterschiedlicher Präparationsformen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 391-393 (1990).

Anusavice, K.J., Hojjatie, B.: Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont* 5, 351-358 (1992).

Ash, M.M., Ramfjord, S.: Occlusion. 4th edition, Saunders Company, Philadelphia et al. (1995).

Atkinson, J.T., Groves, D., Lalor, J.M., Cunningham, J., Williams, D.F.: The measurement of wear in dental restorations using laser dual-source contouring. *Wear* 76, 91-104 (1982).

Ayoub, A.F., Wray, D., Moos, K.F., Siebert, P., Jin, J., Niblett, T.B., Urquhart, C., Mowforth, P.: Three-dimensional modeling for modern diagnosis and planning in maxillofacial surgery. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 11, 225-233 (1996).

Ban, S., Hasegawa, J., Anusavice, K.J.: Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. *Dent Mater* 8, 100-104 (1992).

Batsch, H.-J.: Mathematische Formeln. 21. Auflage. VEB Fachbuchverlag Leipzig (1986).

- Baumann, M.A., Groß, D., Lehmann, V., Zick, K.: Magnetresonanztomographie – Neue Perspektiven für die Endodontie. Schweiz Monatschr Zahnmed 103, 1407-1414 (1993).
- Baumann, M.A.: Die räumliche Darstellung des Endodonts. Hanser Verlag, München (1995).
- Becker, J., Heidemann, D.: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 48, 611-7 (1993).
- Becker, J.: CAC - Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 51, 511-517 (1996a).
- Becker, J.: CAD/CAM in der Zahnmedizin – Teil II. Zahnärztl Welt 105, 188-192 (1996b).
- Beer, R., Baumann, M.A.: Endodontologie. Farbatlanten der Zahnmedizin. Hrsg.: K.H. Raetschak, H.F. Wolf. Thieme-Verlag, Stuttgart, New-York, 50-51 (1997).
- Benjamin, L.S.: Versatility of the subperiosteal implant utilizing CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging. J Oral Implant 13, 282-296 (1987).
- Benz, C., Mehl, A., Hickel, R.: The accuracy of the new Cerec-camera. J Dent Res 74, 934 Abstr 187 (1995).
- Benz, C., Schwarz, P.: Wie genau ist der optische Cerec-Abdruck?. Dtsch Zahnärztl Z 46, 632-634 (1991).
- Berg, E., Odont, D.G., Hegdahl, T., Odont-Gjerdet, N.R.: Hardness, strength, and ductility of prefabricated titanium rods used in the manufacture of spark erosion crowns. J Prosthet Dent 75, 419-425 (1996).
- Bergmann, M.: Entwicklung eines Lasertriangulationsverfahrens zur Erfassung von Verschleißparametern bei Knieendoprothesenkomponenten. Diplomarbeit, Fachbereich 06 Feinwerk- und Mikrotechnik/Physikalische Technik, Fachhochschule München (1995).
- Berkowitz, S.: Stereophotogrammetric analysis of casts of normal and abnormal palates. Am J Orthod 60, 1-18 (1971).
- Bhatia, S.N., Harrison, V.E.: Operational performance of the travelling microscope in the measurement of dental casts. Brit J Orthodont 14, 147-153 (1987).
- Bieniek, K.W., Brauner, A.: Klinische Evaluation von computergestützt erstellten ästhetischen Zahnrestorationen aus Keramik. Zahnärztl Welt 101, 940-943 (1992).
- Biffar, R.: Die metrische Randspaltanalyse – ein verlässliches Hilfsmittel zur Qualitätsbeurteilung oder ein statistisches oder methodisches Problem?. In: Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit. Hrsg.: Walther, W., Heners, M. Hüthig Verlag Heidelberg, 46-76 (1995).
- Bindl, A., Mörmann, W.: Klinische und technische Aspekte der Cerec-In-Ceram-Krone. Quintessenz 47, 775-792 (1996).
- Borgstedt, Th.: Eine neue Technologie zur Herstellung von Kronen und Brücken aus Titan. Dental Labor 40, 39-45 (1991).

- Born, M.: *Optik – Ein Lehrbuch der elektromagnetischen Lichttheorie*. 2. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1965).
- Bowen, H.K.: *Advanced Ceramics*. *Scientific American* 86, 147-154 (1986).
- Bowen, R.L., Rodriguez, M.S.: *Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials*. *J Am Dent Assoc* 64, 378-387 (1962).
- Braem, M., Lambrechts, P., van Doren, V., Vanherle, G.: *In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior*. *Dent Mater* 2, 106-113, (1986).
- Braun, S., Legan, H.: *Changes in occlusion related to the cant of the occlusal plane*. *Am J Orthodont Dentofac Orthopedic* 111, 184-188 (1997).
- Breuckmann, B.: *Optische 3D-Meßsysteme für Online-Anwendungen*. *Technisches Messen* 57, 389-394 (1990).
- Bronwasser, J.P., Mörmann, W.H., Krejci, I., Lutz, F.: *Marginale Adaptation von Cerec-Dicor-MGC-Restaurationen mit Dentinadhäsiven*. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101, 162-169 (1991).
- Burnett, C.A., Clifford, T.J.: *A preliminary investigation into the effect of increased occlusal vertical dimension on mandibular movement during speech*. *J Dent* 20, 221-224 (1992).
- Burstone, C.J., Every, T.W., Pryputniewicz, R.J.: *Holographic measurement of incisor extrusion*. *Am J Orthod* 82, 1-9 (1982).
- Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J., Bowley, W.W.: *Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions*. *J Periodontal Res* 13, 283-294 (1978).
- Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J.: *Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces*. *Am J Orthod* 77, 396-409 (1980).
- Caesar, H.H.: *Die Morphologie der Zähne. Teil 1: Funktionelle Okklusion*. *Dental-Labor* 33, 775-784 (1985).
- Cailleateau, J.G., Rieger, M.R., Akin, J.E.: *A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method*. *J Endodont* 18, 540-544 (1992).
- Calamia, J.R.: *Advances in computer-aided design and computer-aided manufacture technology*. *Current Opinion Cosmetic Dentistry* 3, 67-73 (1994).
- Carter, J.M., Sorensen, S.E., Johnson, R.R., Teitelbaum, R.L., Levine, M.S.: *Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth*. *J Biomech* 16, 841-848 (1983).
- Celenza, F.V., Nasedkin, J.N.: *Okklusion. Der Stand der Wissenschaft*. Quintessenz, Berlin (1979).
- Chadwick, R.G., McCabe, J.F., Walls, A.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).

- Chai, J., McGivney, G.P., Munoz, C.A., Rubenstein, J.E.: A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent* 77, 1-11 (1997).
- Childers, J.M.: Occlusal morphology as it relates to carving amalgam or waxing occlusal surfaces. *Operative Dentistry* 8, 64-66 (1983).
- Christensen, R., Bangerter, V.: Apparatus for automated, non-contact measurement of surface changes. *J Dent Res* 69, 126 Abstr 140, Vortragsmanuskript (1990).
- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S., Pipko, D.: Threedimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6, 391-398 (1991).
- Conry, J.P., Beyer J.P, Pintado M.R, Douglas W.H: Measurement of preventive resin restorations using computer profilometry. *J Dent Child* 59, 177-181 (1992).
- Conry, J.P., Pintado, M.R., Douglas, W.H.: Measurement of fissure sealant surface area by computer. *Quintessence International* 21, 27-33 (1990a).
- Conry, J.P., Pintado, M.R., Douglas, W.H.: Quantitative changes in fissure sealant six months after placement. *Pediatric Dentistry* 12, 162-167 (1990b).
- Craig, R.G., Peyton, F.A., Johnson, D.W.: Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J Dent Res* 40, 936-945 (1961).
- Craig, R.G.: Restorative dental materials. 9th edition, C.V. Mosby, St. Louis (1993).
- Crawford, R.: Computers in Dentistry. *J Canad Dent Ass* 54, 661-666 (1988).
- Dainty, J.C.: Laser speckle and related phenomena. Springer Berlin New York (1975).
- Darbar, U.R., Huggett, R., Harrison, A.: Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent* 22, 259-264 (1994).
- Dastane, A., Vaidyanathan, T.K., Viadyanathan, J., Mehra, R., Hesby, R.: Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic systems to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J Oral Rehabil* 23, 25-34 (1996).
- de Vree, J.H.P., Peters, M.C.R.B., Plasschaert, A.J.M.: The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar. *J Dent Res* 63, 1217-1220 (1984).
- Deacon, A.T., Anthony, S.N., Bhatia, S.N., Muller, J.P.: Evaluation of a CCD-based facial measurement system. *Med Inform* 16, 213-228 (1991).
- DeForest, A.V., Ellis, G., Stern, F.B.: Brittle coating for quantitative strain measurements. *J Appl Mech Trans ASME* 64A, 184-188 (1942).
- DeHoff, P.H., Anusavice, K.J., Wang, Z.: Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 11, 126-131 (1995).
- 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).

DeLong, R., Douglas, W.H.: An Artificial Oral Environment for Testing Dental Materials. *IEEE Trans Biomed Eng* 38, 339-45 (1991).

DeLong, R., Peterson, R., Douglas, W.H.: A laser profiling system for measuring wear of dental materials. *J Dent Res* 68, 907 Abstr 328 (1989a).

DeLong, R., Pintado, M.R., Douglas, W.H.: Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dental materials* 1, 27-30 (1985a).

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).

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).

Dennison, J.B., Powers, J.M., Charbeneau, G.T.: Measurement of in vivo wear on posterior restorations. *J Dent Res* 59, 318 Abstr. 202 (1980).

Dental Advisor: Dentin Bonding Agents. Ed.: J.W. Farah, J.M. Powers. Vol. 12, No. 2 (1995).

Derand, T.: Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. *Dent Mater* 7, 21-24 (1991).

Dermaut, L.R., Kleutghen, J.P.J., De Clerck, H.J.J.: Experimental determination of the center of resistance of the upper first molar in a macerated, dry human skull submitted to horizontal headgear traction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90, 29-36 (1986).

Derrien, G., Le Menn, G.: Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent* 74, 1-7 (1995).

DeVries, W.R.: Analysis of Material Removal Processes. Springer Texts in Mechanical Engineering. Springer Verlag, New York (1992).

Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B.: CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 117, 715-720 (1988).

Duret, F., Preston, J.D.: CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion Dent* 1, 150-154 (1991).

Duret, F.: The practical dental CAD/CAM in 1993. *Canad Dent J* 59, 445-453 (1993).

Edelhoff, D., Marx, R.: Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 112-117 (1995).

Efenberger, M.: Erweiterung eines Lasertriangulationssystems zur dreidimensionalen Erfassung von Zahnoberflächen durch eine programmierbare Meß- und Positioniervorrichtung. Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Mikrotechnik, Diplomarbeit (1996).

Ehrlich, A.: An overview of tooth morphology. *Dental Assistant* 41, 13-15,34 (1972).

Eick, J.D., McGarrah, 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).

Eidenbenz, S., Lehner, C.R., Schärer, P.: Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the Celay system. *Int J Prosthodont* 7, 134-142 (1994).

Eidenbenz, S., Schärer, P.: Das Kopierschleifen keramischer Formkörper. *Philip J* 11, 91-95 (1994).

Eidenbenz, S.: European Patent EP 0 480 209 A1 (1992).

Eismann, D., Marzotko, B.: Zahnkronenmorphologie und Alveolarfortsatzdimensionen. *Zahn-Mund- u. Kieferheilkd* 71, 170-176 (1983).

Eldiwany, M., Powers, J.M., George, L.A.: Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* 6, 222-224 (1993).

Ernst, C.P., Kürschner, R., Willershausen, B.: Polymerisationsspannung in Kompositmaterialien bei Verwendung eines zweistufigen Lichtpolymerisationsgrätes. *Acta Odontol Helvet* 107, 208-215 (1997).

Eufinger, H., Wehmöller, M., Harders, A., Heuser, L.: Prefabricated protheses for the reconstruction of skull defects. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24, 104-110 (1995a).

Eufinger, H., Wehmöller, M., Machtens, E., Heuser, L., Harders, A., Kruse, D.: Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. *J Cranio Maxillo Facial Surg* 23, 175-181 (1995b).

Eufinger, H.: Individual augmentation of the atrophic mandible based on CAD/CAM-manipulated computed tomography data – in vitro results. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23, 399-402 (1994).

Farah, J.W., Craig, R.G., Meroueh, K.A.: Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 16, 603-611 (1989).

Federlin, M., Schmalz, G., Reich, E.: Adaption of Cerec inlays: Influence of gap dimension/luting composite. *J Dent Res* 71, 691 Abstr 1401 (1992).

Feher, A., Mörmann, W.H., Lutz, F.: Die Standzeit von Cerec-Schleifscheiben. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101, 857-63 (1991).

Felber, L., Leemann, T., Mörmann, W. H.: Computergestützte vollautomatische Konstruktion von Inlays. *Acta Med Dent Helv* 2, 217-25 (1997).

Fisher, D.W., Caputo, A.A., Shillingburger, H.T., Duncanson, M.G.: Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. *J Prosthet Dent* 33, 47-53 (1975).

Flemmig, T.F., Petersilka, G.J., Mehl, A., Hickel, R., Klaiber, B.: The effect of working parameters on root substance removal using a piezoelectric ultrasonic scaler in vitro. *J Clin Periodontol*, in press (1998).

Flemmig, T.F., Petersilka, G.J., Mehl, A., Hickel, R., Klaiber, B.: Working parameters of a magnetostrictive ultrasonic scaler influencing substance removal in vitro. *J Periodontol*, in press (1998).

- Flessa, H.-P., Kunzelmann, K.-H., Krämer, N., Mehl, A., Petschelt, A., Hickel, R.: Quantitative in vivo wear measurement of a ceramic inlay system. *J Dent Res* 76, 163 Abstr 1195 (1997a).
- Flessa, H.-P., Mehl, A., Buschhorn, S., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Bond strength between ceramic inlays and bonding composite resins. *J Dent Res* 73, 182 Abstr. 645 (1994).
- Flessa, H.-P., Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: 3D – Wear analysis of composite fillings, composite inlays and ceramic inlays in vivo. Posterpräsentation ADA Washington (1997b).
- Ford, T.R.P.: Teaching tooth morphology to dental students. *Brit Dent J* 137, 169-172 (1974).
- Freesmeyer, W.B.: Zahnärztliche Funktionstherapie. Hanser Verlag, München, Wien (1993).
- Fuchs, P., Gerhard-Zimmermann, S.: Logik und Mystik der Zahnmorphologie. Eine Analyse der protrusiven Führungskonturen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 22-26 (1990).
- Fujita, T., Aoki, H., Yamamura, M., Watanabe, H., Tamaki, K., Hirano, T., Endo, Y., Fukase, A., Morishige, M., Yamamoto, S., Nishino, T.: A computer-aided approach to construction of coronal restorations. *Bull Kanagawa Dent Coll* 13, 57-62 (1985).
- Furrer, O., Mörmann, W.H.: Efficiency and margin quality in the computer-assisted molding and grinding of ceramic inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 851-9 (1993).
- Futterknecht, N., Jinoian, V.: Das Celay-System: Funktionalität, Ästhetik und Wirtschaftlichkeit. *Zahnärztl Mitt* 84, 1360-2 (1994).
- Gäbel, H.: Photogrammetrische Verfahren zur Erfassung von menschlichen Körperoberflächen. Dissertation Verlag der Bayerischen Akademie der Wissenschaften München (1993).
- Gehre, G.: Keramische Werkstoffe. In: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hrsg: K. Eichner, H.F. Kappert. 6. Auflage Hüthig Heidelberg, 348 (1996).
- Gladys, S., Meerbeek, B., Inokoshi, S., Willems, G., Bream, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years. *J Dent* 23, 329-338 (1995).
- Gloger, W., Häusler, G.: Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures. *Int J Opt Comp* 2, 425 (1993).
- Goel, V.K., Khera, S.C., Gurusami, S., Chen, R.C.S.: Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent* 67, 174-183 (1992).
- Goel, V.K., Khera, S.C., Ralston, J.L., Chang, K.H.: Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – A finite element investigation. *J Prosthet Dent* 66, 451-459 (1991).
- Goel, V.K., Khera, S.C., Singh, K.: Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J Prosthet Dent* 64, 446-54 (1990).
- Goldhofer, G.: Dreidimensionale Finite-Elemente-Spannungsanalyse an vollkeramischen Klebebrücken bei zahnärztlichen Brückenarbeiten. Diplomarbeit, TU-München (1993).

- Goodman, J.W.: Statistical Optics. John Wiley & Sons, New York et al (1985).
- Granath, L.E.: Further photoelastic studies on the relations between the cavity and the occlusal portion of Class II restorations. *Odontol Rev* 15, 290-298 (1964).
- Grenoble, D.E., Katz, J.L., Dunn, K.L., Gilmore, R.S., Murty, K.L.: The elastic properties of hard tissues and apatites. *J Biomed Mater Res* 6, 221-223 (1972).
- Groeningen, G., Arends, J.: In-vivo-abrasion of composites: A quantitative investigation. *Quintess Int* 10, 1101-1107 (1981).
- Groeningen, G., Arends, J.: In-Vivo-Abrasion von Composite-Füllungen: Eine quantitative Untersuchung. *Quintessenz*, 843-849 (1982).
- Groß, J.M., Baumann, M.A.: Das Celay-Kopierfräsverfahren und seine Anwendungsmöglichkeiten. *Quintessenz* 47, 1495-1503 (1996).
- Groten, M., Pröbster, L., Girthofer, S.: Vollkeramikrestorationen im Kopierschleifverfahren. *Phillip J* 14, 9-20 (1997).
- Gründler, H.: Die theoretischen Grundlagen zum Erlernen von Zahnformen. *Quintessenz* 5, 137-142 (1975).
- Haas, M., Arnetzl, G., Wegscheider, W.A., König, K., Bratschko, R.O.: Clinical results and material behavior of composite, ceramic and gold inlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 18-22 (1992).
- Haeusler, A.M., Irish, J.D., Morris, D.H., Turner, C.G.: Morphological and metrical comparison of san and central sotho dentitions from southern africa. *Am J Physical Anthropol* 78, 115-122 (1989).
- Haffner, C., Mehl, A., Folwaczny, M., Elbertzhagen, A., Kremers, L., Hickel, R.: Preparing root canals with a 308 nm XeCl-Excimer Laser. *J Dent Res* 76, 303 Abstr 2317 (1997).
- Hahn, R., Löst, C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 659-664 (1992a).
- Hahn, R., Löst, C.: Sonoerosive Fertigung keramischer Einlagefüllungen. *Quintessenz* 44, 609-619 (1993).
- Hahn, R., Löst, C.: Sonoerosive Fertigung keramischer Zahnrestorationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 734-739 (1992b).
- Halbach, S., Kremers, L., Willruth, H., Mehl, A., Welzl, G., Wack, F.-X., Hickel, R., Greim, H.: Compartmental transfer of mercury released from amalgam. *Human & Experimental Toxicology* 16, 667-672 (1997).
- Hallan, N.: Hartmetallschneidwerkzeuge: Schneidstoff, Geometrie, Einsatz. Die Bibliothek der Technik, Band 33. Verlag moderne Industrie, Landsberg/Lech (1990).
- Haller, B., Posorsky, A., Klaiber, B.: Höckerstabilisierung mit zahnfarbenen Adhäsivinlays in vitro. Einfluß von Inlaymaterial und Total Bonding. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 515-519 (1997).

- Handelman, S.L., Jensen, Ö.E., Pameijer, C.H.: Quantitative assessment of sealant wear in vivo. *J Prosthet Dent* 40, 531-33 (1978).
- Haraldson, T., Carlsen, G.E.: Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 85, 200-208 (1977).
- Haskins, R.C., Haack, D.C., Ireland, R.L.: A study of stress pattern variations in Class II cavity restorations as a result of different cavity design. *J Dent Res* 33, 757-766 (1954).
- Hecht, E.: *Optik*. Addison-Wesley Bonn, München (1989).
- Heiß, P.: *Holographie-Fibel*. 3. Auflage, Wittig Fachbuch (1988).
- Helfgen, E.-H., Lückerrath, W., Grüner, M., Baumhof, R.: Die Krümmungsmorphologie der Laterotrusionsbahnen im funktionsgesunden Gebiß. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 29-32 (1990).
- Hembree, J.H.: Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence Int* 26, 145-147 (1995).
- Hewlett ,E.R., Orro, M.E., Clark, G.T.: Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 8, 49-53 (1992).
- Heymann, H.O., Bayne, St.C., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D., Roberson, T. M.: The clinical Performance of CAD-CAM-Generated Ceramic Inlays - A four-year study. *J Am Dent Assoc* 127, 1171-1178 (1996).
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L.: CAD/CAM - Fillings of the Future?. *Int Dent J* 47, 247-258 (1997).
- Hickel, R., Kunzelmann, K.-H., Nkenke, E., Petschelt, A.: Bond Strength of Five Bonding Composite Resins to Cerec-Ceramic^R. In: Mörmann, W. H. (Ed.): *International Symposium on Computer Restorations - Proceedings*, Quintessence Books, Berlin, 567 – 575 (1991).
- Hickel, R., Kunzelmann, K.H., Obermeier, T.: Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich – Teil I. *Zahnärztl Welt* 103, 610-618 (1994).
- Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Der Einfluß der Kavitätenpräparation auf die Randspaltbreite bei Cerec-Inlays. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 675-677 (1990).
- Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: *Keramikinlays und Veneers*. Hanser, München-Wien (1997).
- Hirano, Y., Aoba, T.: Computer-assisted reconstruction of enamel fissures and carious lesions of human premolars. *J Dent Res* 74, 1200-1205 (1995).
- Hirt, Th., Lutz, F., Roulet, F.: In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam. *J Oral Rehabil* 11, 511-520 (1984).
- Hobo, S.: Eine neue Facettentechnik unter Verwendung eines gußfähigen Apatit-Keramikmaterials II. Praktischer Einsatz. *Quintessenz* 38, 1029-1045 (1987).
- Hoffmann, F., Eismann, D.: Methodenentwicklung zur Objektivierung okklusaler Parameter. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 79, 551-555 (1991).

- Hofmann, M.: Das Kraft-Weg-Zeit-Diagramm in der Periodontometrie. Dtsch Zahnärztebl 17, 143-146 (1963).
- Hohmann, W.: Achsen und Freiheitsgrade - Das Problem des Monsieur Duret. Dental Labor 35, 761-762 (1987).
- Holler, W., Windischbauer, G., Cabaj, A., Keck, G.: Moire-Topographie zur Darstellung von Zahnoberflächen. Biomed Technik 23, 213-214 (1978).
- Holmes, J.R., Bayne, St.C., Holland, G.A., Sulik, W.D.: Considerations in measurement for marginal fit. J Prosthet Dent 62, 405 (1989).
- Horn, H.R.: Porcelain Laminate Veneers Bonded to Etched Enamel. Dent Clin North Am 27, 671-83 (1983).
- Hörsted, P., Borup, J.: In vivo abrasion of Profile and Adaptic composite resins. Scand J Dent Res 92, 249-252 (1984).
- Hugo, B., Stassinakis, A., Hotz, P., Klaiber, B.: Die Entwicklung einer neuen Präparationsmethode zur defektbezogenen Erstversorgung approximaler kariöser Defekte. Dtsch Zahnärztl Z 51, 518-523 (1996a).
- Hugo, B., Stassinakis, A., Hotz, P., Klaiber, B.: Reproduzierbare Präparation standardisierter Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 51, 746-750 (1996b).
- Hugo, B.: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (I). Quintessenz 47, 911-923 (1996c).
- Hugo, B.: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (II). Quintessenz 47, 1051-1069 (1996d).
- Hüls, A.: Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram. 6 Jahre klinische Praxis. Vita Zahnfabrik Broschüre (1995).
- Hürzeler, M.B., Fett, H., Mörmann, W.: Marginal adaptation of CEREC-CAD-CAM inlays after 3.5 years. Proceedings of International Symposium on Computer Restorations, Chicago. Quintessence, Berlin, 417-423 (1991).
- Hürzeler, M.B., Zimmermann, E., Mörmann, W.H.: The marginal adaptation of mechanically produced onlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 715-720 (1990).
- Huysmans, M.C.D.N.J.M., Van der Varst, P.G.T.: Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. J Dent 21, 57-64 (1993).
- Inokoshi, S., van Meerbeek, B., Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. J Dent 20, 171-177 (1992).
- Isenberg, B.P., Essig, M.E., Leinfelder, K.F.: Three-year clinical of CAD/CAM Restorations. Esthet Dent 4, 173-176 (1992).
- Jemt, T., Liden, B.: Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. Int J Periodont Rest Dent 12, 177-183 (1992).

- Jendresen, M.D., Malone, W.F.P., Taylor, T.D.: Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent* 76, 343-346 (1996).
- Jensen, Ö. E., Perez-Diez, F.: Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years. *Pediatric Dent* 7, 23-29 (1985).
- Jørgensen, K.D., Asmussen, E.: Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler – an initial study. *Quintess Int* 6, 73-78 (1978).
- Jørgensen, K.D., Hörsted, P., Janum, O., Krogh, J., Schultz, J.: Abrasion of Class I restorative resins. *Scand J Dent Res* 87, 140-145 (1979).
- Joseph, V.P., Rossouw, P.E., Harris, A.M.P., Adams, L.: Stereometric evaluation of the enamel-stripping effect of hydrochloric acid. *J Clinical Orthodont* 26, 761-764 (1992).
- 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).
- Kanazawa, E., Sekikawa, M., Tadashi, O.: Three-dimensional measurements of the occlusal surface of upper first molars in a modern japanese population. *Acta Anat* 116, 90-96 (1983).
- Kaplan, P.: The four-step flow technique: A method for fabrication of wax patterns. *J Prosthet Dent* 55, 652-655 (1986).
- Karapetian, V. E.: Die Seitenzahnversorgung mit dem Cerec-2-System. *Quintessenz* 47, 1507-1515 (1996).
- Kase, H.R., Tesk, J.A., Case, E.D.: Elastic constants of two dental porcelains. *J Mater Sci* 20, 524-531 (1985).
- Katona, T.R., Winkler, M.M.: Stress analysis of a bulk-filled class V light-cured composite restoration. *J Dent Res* 73, 1470-1477 (1994).
- Katona, T.R.: The effects of cusp and jaw morphology on the forces on teeth and the temporomandibular joint. *J Oral Rehabil* 16, 211-219 (1989).
- Kawanaka, M.: Development of the dental CAD/CAM system. *Osaka Daigaku Shigaku Zasshi* 35, 206-239 (1990).
- Käyser, A.F., Plasmans, J.P., Snoek, P.A.: Kronen- und Brückenprothetik. Deutscher Ärzteverlag, Köln (1985).
- Keating, P.J., Parker, R.A., Keane, D., Wright, L.: The holographic storage of study models. *British J Orthodont* 11, 119-125 (1984).
- Kelly, J.R., Tesk, J.A., Sorensen, J.A.: Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 74, 1253-1258 (1995).
- Kern, M., Thompson, V.P.: Klebeverbund zwischen Aluminiumoxidkeramik und Zahnschmelz nach längerer Wasserlagerung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 169-172 (1996).
- Khera, S.C., Goel, V.K., Chen, R.C.S., Gurusami, S.A.: A three dimensional finite element model. *Oper Dent* 13, 128-137 (1988).

Kimmel, K.-H.: CAD/CAM-Technik im zahmedizinischen und zahntechnischen Bereich. *Dental Echo* 6, 3-7 (1992).

Kimura, H., Kawanaka, M., Watanabe, T., Takahashi, J., Omura, K., Hiroshi, A.: An Approach to Dental CAD/CAM (Part 2). Measurement with 3D Point Digitizer and Spline Interpolation. *J Jap Dent Mat Dev* 7, 779-785 (1988).

Kimura, H., Shomura, T., Watanabe, T.: Three dimensional shape measurement of teeth. (6) Measurement of tooth model by tilting method by means of the double sensor laser displacement meter, and the simulation of occlusion. *J Jap Dent Mat Dev* 9, 679-86 (1990).

Kimura, H., Sohamura, T., Takahashi, J.: Three-Dimensional Shape Measurement of Teeth (Part 11) - CAD to Produce Crown Considering Occlusion. *Dent Mat J* 11, 38-44 (1992).

Kimura, H., Sohamura, T., Watanabe, T.: Three Dimensional Shape Measurement of Teeth (Part 2). The Accuracy of the Three Dimensional Measurement. Using a Laser Displacement Meter. *J Jap Dent Mat Dev* 8, 137-143 (1989a).

Kimura, H., Sohamura, T., Watanabe, T.: Three Dimensional Shape Measurement of Teeth (Part 3). On the Measurement by the Newly Developed Laser Displacement Meter with Double Sensors. *J Osaka Univ Dent Sch* 30, 31-37 (1990).

Kimura, H., Sohamura, T., Watanabe, T.: Three Dimensional Shape Measurement of Teeth by the System of Laser Displacement Meter and Computer Controlled Scanning Machine (Part 2). The Improvement of Accuracy by Means of the Divisional Measurement Method. *J Osaka Univ Dent Sch* 29, 41-46 (1989b).

Kimura, H., Sohamura, T.: Three-Dimensional Shape Measurement of Teeth (Part 8) - On the Simulation of Occlusion. *J Jap Dent Mat Dev* 10, 285-293 (1991).

Klineberg, I.: *Occlusion – Principles and Assessment*. Wright-Butterworth-Heinemann (1991).

Klöpfer, N., Mehl, A., Kremers, L., Hickel, R.: Nd:YAG and Er:YAG laser effects on the marginal quality of class V cavities. *Proceedings: Academy of Dental Materials Transactions* 9, 239 (1996).

Kmin, P., Lüthy, S., Mörmann, W.H.: Festigkeit von Keramik und Polymer nach CAD/CAM-Bearbeitung und im Verbund mit Dentin. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 1261-1268 (1993).

Ko, C.-C., Chu, C.-S., Chung, K.-H., Lee, M.-C.: Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 68, 421-427 (1992).

Kohal, R.J., Klaus, G., Gieloff, B., Hürzeler, M.B., Strub, J.R.: Wurzelanaloge Titanimplantate (Bio-Design-Implantate) für die Sofortimplantation - Das Re-Implantat-System. *Implantologie* 2, 99-114 (1996).

Körper, E., Lindemann, W., Pielsticker, W.: Herstellung einer Metallhülsekrone aus Vollmaterial mit Hilfe der Funkenerosion. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 525-528 (1986).

Körper, K.H.: Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums. *Dtsch Zahnärztl Z* 17, 1585-1589 (1962).

- Korson, D.: Ästhetisches Design für Zahnkeramik. Quintessenz, Berlin (1995).
- Kravitz, L.H., Tyndal, D.A., Bagnell, Ch. P., Dove, S.B.: Assessment of External Root Resorption Using Digital Subtraction Radiography. *J Endod* 18, 275-284 (1992).
- Krejci, I., Glauser, R., Sägesser, D., Lutz, F.: Marginale Adaption und Verschleissfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 973-978 (1993).
- Krejci, I., Krejci, D., Lutz, F.: P-30: In-vivo-Untersuchung eines Seitenzahnkomposits während 2,5 Jahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 773-778 (1990).
- Krejci, I., Lutz, F., Krejci, D.: Schall-/Ultraschallbetriebene diamantierte Instrumente zur Kavitätenpräparation, zum Konturieren und zum Finieren. *Zahnärztl Welt* 105, 781-786 (1995).
- Krejci, I., Lutz, F., Reimer, M.: Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. *J Dent* 21, 39-46 (1993).
- Krejci, I., Reich, T., Bucher, W., Lutz, F.: Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleissmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 160-169 (1994).
- Kremers, L., Halbach, S., Mehl, A., Willruth, H., Wack, F.-X., Hickel, R.: Quecksilberkonzentrationen bei der Entfernung von Amalgamfüllungen mit und ohne Kofferdam. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 617-619 (1996a).
- Kremers, L., Thamm, K., Mehl, A., Dasch, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: In vitro investigation an the performance of luting cements for composite inlays. *Proceedings, Academy of Dental Materials Transactions* 9, 265 (1996b).
- Kröll, Ph.: FE-Analyse einer vollkeramischen Klebebrücke im Frontzahnbereich. Diplomarbeit, TU-München (1997).
- Kubein-Meesenburg, D., Nägerl, H., Meyer, G., Jäger, A., Radlanski, R.J., Sattler, G., Harder, D.: Zur okklusalen Morphologie. Vergleich der Konturkurven von Front- und Seitenzähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 21-28 (1986).
- Kubota, K., Natori, M., Sasaki, K.: Three-dimensional measurement study of the maximum protuberance and cervical line of the upper molars. *J Nihon Univ Sch Dent* 36, 58-67 (1994).
- Kunzelmann, K.-H., Buschhorn, S., Mehl, A., Hickel, R.: Bond strength of conventional and ultrasonically activated bonding composite resins. *J Dent Res* 73, 182 Abstr. 648 (1994) Volltext als DMG-Microfich-Publikation.
- Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: The machinability of different dental materials for CAD/CAM systems. In: Jahanmir, S. (Ed.): *Proceedings of the International Conference on Machining of Advanced Materials*, NIST Special Publication 847, 479 - 487 (1993).
- Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Zur Präzision des Cerec-Systems: Die Schleifeinheit. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 277-280 (1990).
- Kunzelmann, K.-H., Mehl, A., Gloger, W., Hickel, R.: Evaluation system for 3D-wear measurement without reference points. Vortrag anlässlich der 74. Jahrestagung der International Association for Dental Research (IADR) in San Francisco, USA, 1996

Kunzelmann, K.-H., Mehl, A., Pelka, M.: Automatische Rekonstruktion von Kauflächen computergenerierter Restaurationen. *Zahnärztl Welt* 102, 695-703 (1993).

Kunzelmann, K.-H., Obermeier, Th., Mehl, A., Hickel, R.: Finite Element Analysis of Me-gafillers/Inserts to optimize shape and material properties. Poster anlässlich der 24. Jahrestagung der American Association for Dental Research (AADR) in San Antonio, USA, 1995.

Kunzelmann, K.-H.: Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitation, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996).

Kuroda, T., Motohashi, N., Tominaga, R., Iwata, K.: Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110, 365-369 (1996).

Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M., Vanherle G.: Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 68, 1752-1754 (1989).

Lambrechts, P., Jowgsha, H., Jansen, H., Vanherle, G.: A Laser Interferometric Difference Contour-mapping Systems for Wear Measurement in Dental Restorations. *J Dent Res* 69, 617 (1990).

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).

Lambrechts, P.: Basic properties of dental composites and their impact on clinical performance. Thesis, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium (1983).

Lamprecht, C., Frankenberger, R., Krämer, N., Flessa, H.-P., Kunzelmann, K.-H., Sindel, J., Pelka, M., Mehl, A.: A New Software to Evaluate Luting Gaps of Tooth-Coloured Inlays. *Proceedings, Academy of Dental Materials Transactions* 9, 240 (1996).

Lang, B. R., Bloem, T. J., Powers, J. M., Wang, R.-F.: The in vivo wear resistance of 12 composite resins. *J Prosthodont* 1, 2-7 (1992).

Lang, H., Schwan, R., Burwinkel, M., Soltesz, U., Nolden, R.: Zur Messung des Verschleißes an Füllungsmaterialien mit optoelektronischen Verfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 276-287 (1994a).

Lang, H., Schwan, R., Nolden, R.: Die 3D-Speckle-Interferometrie zur dreidimensionalen Erfassung der Verformung eingegliedelter Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 379-383 (1995).

Lang, H., Schwan, R., Nolden, R.: Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 812-815 (1994).

Lang, H., Schwan, R., Nolden, R.: Standardisierung der Analyse von Füllungsrandern durch 3-dimensionale Positionierung der Replikas. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 618-621 (1993a).

Lang, H., Schwan, R., Nolden, R.: Untersuchung von Füllungsrandern durch digitale Subtraktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 646-648 (1993b).

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).

- Lindemann, W.: Computerunterstütztes, dreidimensionales Digitier-Fräs-System. *Dental Magazin* 4, 67-73 (1991).
- LoPresti, J.T., David, S., Calamia, J. R.: Microleakage of CAD/CAM porcelain restorations. *Am J Dent* 9, 37-39 (1996).
- Lotzmann, U.: Die Prinzipien der Okklusion. Grundwissen für Zahntechniker. Verlag Neuer Merkur, München (1981).
- Lövgren, R., Andersson, B., Bergqvist, S., Carlsson, G.E., Ekström, P.F., Ödman, P., Sundqvist, B.: Clinical evaluation of ceramic veneered titanium restorations according to the Procera technique. *Swed Dent J* 21, 1-10 (1997).
- Lückerath, W., Helfgen, E.-H., Grüner, M., Baumhof, R., Hültenschmidt, D.: Beziehung zwischen transversaler Gelenkführung und laterotrusiver Krümmungsmorphologie. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 85-88 (1990).
- Lund, M.R., Cochran, M.A.: Restauration zervikaler Kavitäten mit Keramik-Inlays. *Phillip J* 6, 331-335 (1987).
- Lundeen, H.C.: Einführung in die okklusale Anatomie. Lexington, Kentucky (1972).
- Lundgren, D., Laurell, L.: Occlusal force patterns during chewing and biting in dentitions with fixed bridges of cross arch extensions. I Bilateral-end abutment. *J Oral Rehabil* 13, 57-71 (1986).
- Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Tschitter, L., Musil, R.: Kronen aus Hochleistungs-keramik - Zirkondioxid-Keramik ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik. Jahrestagung DGZMK, 14-15 (1997).
- Luthardt, R., Musil, R.: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 380-4 (1997).
- Lutz, F., Imfeld, T., Meier, Ch., Firestone, A.R.: Composites versus amalgam – comparative measurements of in vivo wear resistance: 1 year report. *Quintess Int* 3, 77-87 (1979a).
- Lutz, F., Imfeld, T., Meier, Ch., Firestone, A.R.: Komposits contra Amalgam – Vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo: Ein-Jahres-Resultate. *Quintess* 3, 139-148 (1979b).
- Lutz, F., Imfeld, T., Phillips RW.: P-10 – Its potential as a posterior composite. *Dent Mater* 1, 61-65 (1985).
- 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, 914-920 (1984).
- Lutz, F.: Keramikronen in 20 Minuten mit CEREC II. *Dental Magazin* 2, 128 (1996).
- Maeda, Y., Minoura, M., Tsutsumi, S., Okada, M., Nokubi, T.: A CAD/CAM-system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont* 7, 17-21 (1994).
- Magne, P., Dietschi, D., Holz, J.: An in Vitro Evaluation of the Internal Seals of Cerec Overlays. Proceedings of International Symposium on Computer Restoration, Chicago. *Quintessenz*, Berlin 425-440 (1991).

Manhart, J., Mehl, A., Obermeier, T., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Finite Element Study on Stress Distribution in Dependence on Cavity Width and Material Properties. *Proceedings Academy of Dental Materials Transactions* 9, 269 (1996).

Manhart, J., Obermeier, T., Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Vergleich von In-vitro-Untersuchungen und Finiten Elemente Simulationen zur Beurteilung von Kompositfüllungen. AFG, Posterpräsentation (1996).

Markert, O.: FE-Analyse einer vollkeramischen Seitenzahnbrücke. Diplomarbeit, TU-München (1997).

Marolf, R., Roulet, J.-F., Mörmann, W.H., Lutz, F.: Kompositinlays – Randqualität und Verschleiss nach 6 Monaten. *Schweiz Mschr Zahnmed* 94, 1215-1224 (1984).

Mason, P.N., Ferrari, M., Cagidiaco, M.C., Davidson, C.L.: Shear bond strength of four dental adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent* 24, 217-222 (1996).

Massen, R., Gassler, J., Konz, C., Richter, H.: Optical Measurement of Teeth. US-Patent Nr. 5,386,292 (1995)

Massen, R., Gassler, J.: Optical Probe and Method for the three-dimensional surveying of teeth. US-Patent Nr. 5,372,502 (1994).

Matthews, E.M., Wain, E.A.: Stresses in denture bases. *Br Dent J* 100, 167-171 (1956).

Mattiola, A., Mörmann, W.H., Lutz, F.: Computergenerierte Okklusion von Cerec-2 inlays und overlays. *Schweiz Monatschr Zahnmed* 105, 1284-1290 (1995).

McCance, A.M., Moss, J.P., Wright, W.R., Linney, A.D., James, D.R.: A three dimensional soft tissue analysis of 16 skeletal class II patients following bimaxillary osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 30, 221-232 (1992).

McConnell, R.J., Boksmann, L., Jones, G.: Restauration eines persistierenden Milcheckzahnes unter ästhetischen Aspekten mittels einer geätzten Keramik-Haftschale - Ein Fallbericht. *Quintessenz* 38, 1007-1013 (1987).

McDermott, T., Lutz, F., Lufi, A., Schmid, U., Mühlemann, H.R.: Quantitative Evaluation of in vivo occlusal wear of acrylic resin bridges and wear resistance of three different materials – results after 6 months. *Helv Odont Acta* 25, 1-24 (1981).

McDermott, T.S.: A method for the quantitative evaluation of in vivo occlusal wear of acrylic resin bridges. Dissertation, Zürich (1980).

McDonald, J.P., Siebert, J.P., Fryer, R.J., Urquhart, C.W.: Visualization and model building in medical imaging. *Med Inform* 19, 61-69 (1994).

McDonalds, J.: 3D-Meßtechnik am Beispiel des Hamburgers. Teil I: Das Matschen - ein neues Fit-Programm. *J Fast Food Today* 78, 89 –100 (1997).

McGuinness, N.J., Stephens, C.D.: Storage of orthodontic study models in hospital units in the U.K. *Brit J Orthodont* 19, 227-232 (1992).

McGuinness, N.J.P., Wilson, A.N., Jones, M.L., Middleton, J.: A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthodont* 13, 231-242 (1991).

Mehl, A., Buschhorn, S., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Bond strength between ceramic inlays and bonding composite resins. *J Dent Res* 73, 182 Abstr 645 (1994).

Mehl, A., Gloger, W., Hickel, R.: Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 520-524 (1997a).

Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 76, 1799-1807 (1997b).

Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 23-27 (1996a).

Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H.: Multisensor support of computer aided dentistry. Ed.: Pflieger, S., Goncalves, J., Varghese, K.: *Advances in Human-Computer Interaction. Research Reports Esprit*, Springer, Berlin, 285-294 (1995).

Mehl, A., Godescha, P., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 701-704 (1996b).

Mehl, A., Hauptmann, J., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: Generation of CAD-tooth restorations by automatically combining different 2.5D-views of an optical sensor into a real 3D-image. Poster anlässlich der 74. Jahrestagung der International Association for Dental Research (IADR) in San Francisco, USA (1996c).

Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". *J Dent* 25, 321-330 (1997c).

Mehl, A., Kremers, L., Salzmann, K., Hickel, R.: 3D-Volume-Ablation Rate and Thermal Side Effects with the Er:YAG and Nd:YAG Laser. *Dent Mater*, in press (1998a).

Mehl, A., Kremers, L., Salzmann, K., Hickel, R.: Abtragsleistungen und Temperatureffekte des Nd: YAG- und Er: YAG-Lasers bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen. *DGL Newsletter* 6, 8 (1996d).

Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A., Hickel, R.: Highly accurate 3D-data acquisition with a light sectioning laser sensor. Poster anlässlich der 71. Jahrestagung der International Association for Dental Research (IADR) in Chicago, USA (1993).

Mehl, A., Pfeiffer, A., Kremers, L., Hickel, R.: Randständigkeit von Cerec-II-Inlayrestorationen bei ausgedehnten Kavitäten mit stark geschwächten Höckern. *Dtsch Zahnärztl Z* 52 in Druck (1998b).

Mehl, A.: Methoden der 3D-Informationsgewinnung mit dem Lichtschnittsensor. Diplomarbeit, Universität Erlangen-Nürnberg (1992).

Meier, Ch., Lutz, F.: Komposits kontra Amalgam: Vergleichende Verschleissfestigkeitsmessungen in vivo: 1-Jahres-Resultate. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 89, 203-212 (1979).

Meier, Ch., Lutz, F.: Vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo zwischen Amalgam und Komposit. Dtsch Zahnärztl Z 35, 489-492 (1980).

Meier, Ch., Lutz, F.: Verschleißmessungen in vitro an okklusalen Komposit- und Amalgamfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 33, 617-622 (1978).

Meier, Ch.: Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo. Dissertation, Juris Druck und Verlag, Zürich (1977).

Meier, D., Fringeli, G., Lutz, F.: Einjährige In-vivo-Verschleißuntersuchungen eines Mikrofüllerkomposits im Seitenzahngebiet. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 92, 1099-1108 (1982).

Meint, R., Rein, H., Riethe, P.: Verschleißfestigkeitsmessungen mittels Moire-Topographie an okklusionstragenden Kompositfüllungen der Klasse I/II. Dtsch Zahnärztl Z 39, 110-113 (1984).

Meint, R.: Klinische Erfahrungen mit dem Mikrofüller-Komposit Estic Microfill. Entwicklung eines Meßverfahrens nach dem Moire-Prinzip zur Quantifizierung der Verschleißfestigkeit okklusionstragender Restaurationen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen (1983).

Mettler, P., Friedrich, U., Roulet, J.F.: Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich. Schweiz Mschr Zahnheilk 88, 324-344 (1978).

Mitchell, H.L., Chadwick, R.G., McCabe, J.F.: Stereomicroscope photogrammetry for the measurement of small objects. Photogrammetric Record 13, 289-299 (1989).

Mitchem, J.C., Gronas, D.G.: In vivo evaluation of the wear of restoartive resin. J Dent Res 61, 582 Abstr 1090 (1981).

Mitchem, J.C., Gronas, D.G.: In vivo evaluation of the wear of restoartive resin. J Am Dent Assoc 104, 333-335 (1982).

Mitchem, J.C., Gronas, D.G.: The continued in vivo evaluation of the wear of restorative resins. J Am Dent Assoc 111, 961-964 (1985).

Morin, D.L., Douglas, W.H., Cross, M., DeLong, R.: Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. Dent Mater 4, 41-48 (1988a).

Morin, D.L., Cross, M., Voller, V.R., Douglas, W.H., DeLong, R.: Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. Dent Mater 4, 77-84 (1988b).

Mörmann, W.H., Ameye, C., Lutz, F.: Komposit-Inlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiß. Dtsch Zahnäztl Z 37, 438-441 (1982).

Mörmann, W.H., Bindl, A.: The new creativity in ceramic restorations: Dental CAD/CAM. Quintessence Int 27, 821-828 (1996).

Mörmann, W.H., Brandestini, M., Ferru, A., Lutz, F., Krejci, I.: Marginale Adaption von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 95, 1118-1129 (1985).

Mörmann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakow, F.: Chairside computer-aided direct ceramic inlays. Quintessence Int 20, 329-339 (1989).

Mörmann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F.: Das Cerec-System: Computergestützte Herstellung direkter Keramikinlays in einer Sitzung. *Quintessenz* 38, 457-69 (1987).

Mörmann, W.H., Brandestini, M.: Cerec-System: Computer-Inlays, -Onlays und -Schalenverblendungen. *Zahnärztl Mitt* 77, 2400-2405 (1987).

Mörmann, W.H., Brandestini, M.: Verfahren zur Herstellung medizinischer und zahntechnischer alloplastischer endo- und exoprothetischer Paßkörper. Patentanmeldung (CH 1980), EP-A 0 054785 (1981).

Mörmann, W.H., Krejci, I.: Clinical and SEM evaluation of cerec inlays after 5 years in situ. *Quintessence Int* 23, 25-33 (1992).

Mörmann, W.H., Krejci, I.: Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int* 23, 109-115 (1992).

Mörmann, W.H., Schug, J.: Grinding precision and accuracy of fit of Cerec-II CAD/CIM inlays. *J Am Dent Assoc* 128, 47-53 (1997).

Mörmann, W.H.: Chairside computer-generated ceramic restorations: the Cerec third generation improvements. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 4, 9-16 (1996).

Mörmann, W.H.: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnggebiet (Keramik): Computergestützte Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 900-903 (1988).

Motsch, A.: Die Gestaltung der Kaufläche einer Amalgamfüllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 35, 469-473 (1980).

Motsch, A.: Funktionsorientierte Einschleiftechnik für das natürliche Gebiß. 2. Auflage, Hanser Verlag, München, Wien (1978).

Mühlemann, H.R.: Tooth mobility: A review of clinical aspects and research findings. *J Periodontol* 38, 686-708 (1967).

Müller, G.: Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 438-41 (1988).

Nakayama, W.T., Hall, D.R., Grenoble, D.E., Katz, J.L.: Elastic properties of dental resin restorative materials. *J Dent Res* 53, 1121-1126 (1974).

Nathanson, D., Bodkin, J., Share, J., Hulten, J.: Early quantitative assessment of restorative wear using an animal model. *J Dent Res* 63, 335 Abstr 1483 (1984).

Nathanson, D., Riis, D.N., Cataldo, G.L., Ashayeri, N.: CAD-CAM ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *J Am Dent Assoc* 125, 421-427 (1994).

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).

Neukirchen, S.: Inlays, Onlays und Veneers aus dem Computer. *Zahnärztl Mitt* 84, 2256-2260 (1994).

Niedermeier, W.: Die Desmodontometrie – eine Verfahren zur Bestimmung und Analyse der Zahnbeweglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 42, 807-813 (1987).

Nonomura, Y.: Experimental optical impression in the CAD/CAM Dental Restorative System. Aichi Dakuin Daigaku Shigakkai Shi 27, 83-114 (1989).

Noonan, M.A.: The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J Dent Child 16, 24-28 (1949).

Ogle, R.E., David, L.J., Ortmann, H.R.: Clinical wear study of a new tooth material: Part II. J Prosthet Dent 54, 67-75 (1985).

Ogle, R.E., Ortmann, L.F.: Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: Part I. J Prosthet Dent 53, 807-812 (1985).

Otten, B.: Die Beachtung wichtiger Parameter beim Einstückguß. Quintessenz Zahntech 18, 669-676 (1992).

Otten, B.: SAE-Riegeltechnik mit System. Quintessenz Zahntech 20, 1293-306 (1994).

Otto, T.: CEREC-Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 105, 1039-1044 (1993).

Palomina, H.: The Aymara of Western Bolivia: III. Occlusion, pathology, and characteristics of the dentition. J Dent Res 57, 459-467 (1978).

Pelka, A. Mehl: A New Software to Evaluate Luting Gaps of Tooth-Coloured Inlays. Proceedings, Academy of Dental Materials Transactions 9, 240 (1996).

Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.-H.: Meßfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. Dtsch Zahnärztl Z 50, 725-728 (1995).

Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.-H.: Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. Dtsch Zahnärztl Z 48, 488-491 (1993).

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 74. Jahrestagung der International Association for Dental Research (IADR) in San Francisco, USA, 1996

Persson, M., Andersson, M., Bergmann, B.: The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. J Prosthet Dent 74, 223-229 (1995).

Peters, M.C.R.B., de Vree, J.H.P., Brekelmans, W.A.M.: Distributed crack analysis of ceramic inlays. J Dent Res 72, 1537-1542 (1993).

Peters, R., Rinke, S., Schäfers, F.: Passungsqualität CAD/CAM-gefertigter Inlays in Abhängigkeit von der Kavitätenpräparation. Dtsch Zahnärztl Z 51, 587-590 (1996).

Piehslinger, E., Bauer, W., Slavicek, R.: Exactes räumliches Vermessen von Modellen mit Hilfe einer elektronischen Meßeinrichtung. Quintessenz 42, 1659-63 (1991).

Pintado, M. R., Anderson, G. C., Beyer, J. P., DeLong, R., Douglas, W. H.: Clinical wear criteria of human enamel: consolidated two year data. J Dent Res 73, 405 Abstr 2428 (1994).

- Pintado, M.R., Conry, J.P., Douglas, W.H.: Fissure sealant wear at 30 months: new evaluation criteria. *J Dent* 19, 33-38 (1991).
- Pintado, M.R., Conry, J.P., Douglas, W.H.: Measurement of sealant volume in vivo image-processing technology. *Quintessence International* 19, 613-617 (1988).
- Pöschke, A.: Celay - Ein Verfahren zur Herstellung keramischer Inlays. *Quintessenz* 44, 87-99 (1993).
- Pösel, A.: Untersuchung von Meßverfahren und -Systemen zur Erfassung der Topologie von Oberflächen. Diplomarbeit, FH München (1992).
- Pospiech, P., Rammelsberg, P., Goldhofer, G., Gernet, W.: All-ceramic resin-bonded bridges: A 3-dimensional Finite-Element-Analysis. *Eur J Oral Sci* 104, 390-395 (1996).
- Pospiech, P.: Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke. Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996).
- Powers, J.M., Hostetler, R.W., Dennison, J.B.: Thermal expansion of composite resins & sealants. *J Dent Res* 58, 584-587 (1979).
- Press, W.H., Teukolsky, S.A., Vetterling, W.T., Flannery, B.P.: *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. 2. Edition, Cambridge University Press, Cambridge, 683ff (1992).
- Price, R.B., Kolling, J.N., Clayton, J.A.: Effects of changes in articulator settings on generated occlusal tracings. Part II: Immediate side shift, interconylar distance, and rear and top wall settings. *J of Prosthetic Dentistry* 65, 377-382 (1991).
- Pröbster, L., Groten, M., Girthofer, S., Obergfell, S.: Vollkeramische Restaurationen mit Celay. *Quintessenz* 46, 1165-1174 (1995).
- Pröbster, L., Groten, M., Girthofer, S.: Kopiergefräste, glasinfiltrierte Aluminiumoxid-Keramikkronen. *Phillip J* 11, 577-584 (1994).
- Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J., Bowley, W.W.: Determination of arbitrary tooth displacements. *J Dent Res* 57, 663-674 (1978).
- Pryputniewicz, R.J., Burstone, C.J.: The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 58, 1754-1764 (1979).
- Quinn, F., McConnell, R. J., Byrne, D.: Porcelain laminates: a review. *Br Dent J* 161, 61-65 (1986).
- Reeh, E.S., Ross, G.K.: Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation. *Dent Mater* 10, 247-252 (1994).
- Rees, J.S., Jacobsen, P.H.: Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 19, 115-122 (1992)
- Reiber, Th.: Form und Funktion der Frontzähne des Oberkiefers. Klinische und experimentelle Untersuchungen. Hanser München, Wien (1992).

- Rein, H.: Klinische Erfahrungen mit dem Mikrofüller-Komposit Isomolar (Iso-V). Entwicklung eines Meßverfahrens nach dem Moire-Prinzip zur Quantifizierung der Verschleißfestigkeit okklusionstragender Restaurationen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen (1983).
- Reiß, B., Walther, W.: Überlebensanalyse und klinische Nachuntersuchungen von zahnfarbenen Einlagefüllungen nach dem CEREC-Verfahren. Zahnärztl Welt 100, 329-332 (1991).
- Rekow, E.D., Erdman, A. G., Riley, D. R., Klamecki, B.: CAD/CAM for Dental Restorations - Some of the curious challenges. IEEE Trans Biomed Eng 38, 314-318 (1991).
- Rekow, E.D., Erdmann, A.G., Speidel, T.M.: Computer assisted system to automate production of posterior dental restorations. Biostereometrics 85, SPIE B608, 204-210 (1985).
- Rekow, E.D., Speidel, T.M., Erdman, A.G.: Computer-Aided to Automatic Production of Posterior Dental Restorations. J Dent Res 65, 317 Abstr 1336 (1986).
- Rekow, E.D., Speidel, T.M., Pong, T.C.: Data acquisition devices for a CAD/CAM System for automated production of dental restorations. J Dent Res 69, 314 Abstr 1644 (1990).
- Rekow, E.D.: A review of the developments in dental CAD/CAM systems. Current Opinion Cosmetic Dent, Prosthodont and Endodont 2, 25-33 (1992a).
- Rekow, E.D.: CAD/CAM in dentistry: A historical perspective and view of the future. J Canad Dent Ass 58, 283-288 (1992b).
- Rekow, E.D.: Dental CAD/CAM Systems – What is the state of the art. J Am Dent Assoc 122, 43-48 (1991).
- Richter, W.: Inlays und Onlays aus Keramik. Zahnärztl Welt 96, 336-340 (1987).
- Riethe, P.: Kariesprophylaxe und konservierende Therapie. Farbatlanten der Zahnmedizin. Hrsg.: K.H. Rateitschak. Thieme, Stuttgart New York (1988).
- Rinke, S., Hüls, A., Jahn, L.: Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. Int J Prosthodont 8, 303-310 (1995).
- Rinke, S., Margraf, G., Jahn, L., Hüls, A.: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengrüsten (Celay In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994).
- Roberts, M.J., Soderholm, K.-J., Fischlschweiger, W.: SEM-Stereophotogrammetry as a technique for wear determination. J Dent Res 67, 380 Abstr 2136 (1988).
- Rose, D., Platzer, U., Roth, K.K.: Studies on the composite joint in Cerec inlays. Dtsch Zahnärztl Z 45, 677-9 (1990).
- Rößner, W.: CNC-Bohren und CNC-Fräsen: Arbeitsweisen, Steuerung, Programmierung. Die Bibliothek der Technik, Band 18. Verlag moderne Industrie, Landsberg/Lech (1988).
- Roulet, J.F., Bartsch, T., Hickel, R., Kunzelmann, K.-H., Mehl, A.: Luting composite wear of glass ceramic inlays after 9 years. J Dent Res 76, 163 Abstr 1197 (1997).

Roulet, J.F., Mettler, P., Friedrich, U.: Die Abrasion von Amalgam und Kompositis im Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 33, 206-209 (1978).

Roulet, J.F., Mettler, P., Friedrich, U.: Ein klinischer Vergleich dreier Kompositis mit Amalgam für Klasse-II-Füllungen unter besonderer Berücksichtigung der Abrasion. Resultate nach 2 Jahren. Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 90, 18-30 (1980a)

Roulet, J.F., Mettler, P., Friedrich, U.: Studie über die Abrasion von Kompositis im Seitenzahnbereich – Resultate nach 3 Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 35, 493-497 (1980b).

Roulet, J.F., Reich, T., Lutz, F.: High precision occlusal mapping – A new method for measuring wear of posterior composites. J Dent Res 62, 220 (1983).

Roulet, J.F.: Degradation of dental polymers. Karger, Basel, New York (1987).

Roulet, J.F.: Discussion paper: In vivo wear measurement of composite resin. In: Posterior composite resin dental restorative materials. Hrsg.: G. Vanherle, D.C. Smith, Szulc, Holland, 365 (1985).

Sakaguchi, R.L., Brust, E.W., Cross, M., DeLong, R., Douglas, W.H.: Independent movement of cusps during occlusal loading. Dent Mater 7, 186-190 (1991).

Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintato, M.R.: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 2, 235-240 (1986).

Samet, N., Resheff, B., Gelbard, S., Stern, N.: A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent 73, 457-63 (1995).

Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W.G., Pashley, D.H.: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res 73, 1205-1211 (1994).

Santler, G., Kaiblinger, W., Kärcher, H., Kern, R., Rienmüller, R.: Maß- und Übertragungsgenauigkeit der 3D-Fräse System ENDOPLAN. Stomatologie 93, 173-178 (1996).

Savara, B.S.: Applications of photogrammetry for quantitative study of tooth and face morphology. Am J Phys Anthropol 23, 427-434 (1965).

Schärer, P., Strub, J., Belser, U.: Schwerpunkt der modernen kronen- und brückenprothetischen Behandlung. Quintessenz, Berlin (1979).

Schlegel, K.A., Tavor, A., Zaborsky, J.: Das DCS-Titan-System-Ein neuer Weg in der Kronentechnik. Quintessenz 42, 461-468 (1991).

Schmuth, G.P.F.: Kieferorthopädie. Grundzüge und Probleme. 2. Auflage, Thieme, Stuttgart-New York (1983).

Schörlin, Felix: Mit Schrittmotoren steuern, regeln und antreiben. 2. Auflage, Franzis-Verlag GmbH, Feldkirchen (1996).

Schröder, G.: Technische Optik. Grundlagen und Anwendungen. 6. Auflage. Vogel Buchverlag Würzburg (1987).

Schug, J., Pfeiffer, J., Sener, B., Mörmann, W.H.: Schleifpräzision und Passgenauigkeit von Cerec-2-CAD/CIM-Inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105, 913-919 (1995).

Schulte, J.K., Wang, S.H., Erdmann, A.G., Anderson, G.C.: Working condylar movement and its effects on posterior occlusal morphology. *J Prosthet Dent* 54, 118-121 (1985).

Schulte, W., d'Hoedt, B., Lukas, D., Mühlbradt, L., Scholz, F., Bretsch, J., Frey, D., Gudat, H., König, M., Markl, M., Quante, F., Schief, A., Topkaya, A.: Periotest – neues Meßverfahren der Funktion des Parodontiums. *Zahnärztl Mitt* 11, 1229-1240 (1983).

Schulz, D., Winzen, O.: Funktionsdiagnostik und ihre Umsetzung in Praxis und Labor. *Dental-Labor* 43, 1781-1792 (1995).

Schulz, D., Winzen, O.: Von der Behandlungsplanung zur natur- und funktionsgerechten Rekonstruktion. *Dental Spectrum* 2, 11-16 (1997).

Scurria, M.S., Powers, J.P.: Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent* 71, 174-177 (1994).

Seghi, R.R., Denry, I., Brajevic, F.: Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int J Prosthodont* 5, 309-314 (1992).

Seghi, R.R., Sorensen, J.A.: Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 8, 239-46 (1995).

Shearer, A.C., Heymann, H.O., Wilson, N.H.: Two ceramic materials compared for the production of Cerec inlays. *J Dent* 21, 302-304 (1993).

Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D.: Grundlagen der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz, Berlin (1986).

Siebert, G.: Atlas der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik. 3. Auflage, Hanser Verlag, München, Wien (1995).

Siebert, G.: Zur Morphologie der Zähne unter funktionellen Aspekten. *Österreich Z Stomatol* 80, 139-147 (1983).

Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., Siervo, R.: Präzision und Vielseitigkeit des Celay-Systems. *Quintessenz* 45, 379-396 (1994a).

Siervo, S., Pampalone, A., Siervo, P., Siervo, R.: Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. *Quintessence Int* 25, 773-779 (1994b).

Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Banettini, B., Siervo, R.: Porcelain CAD/CAM veneers. *J Am Dent Assoc* 123, 63-67 (1992).

Sindel, J., Kunzelmann, K.-H.: Maschinelle Bearbeitung verschiedener Dentalkeramiken mit dem Cerec-System. *Zahnerhaltung Parodontologie Erlangen* (1992).

Sjögren, G., Bergmann, M., Molin, M., Bessing, C.: A clinical examination of ceramic (CEREC) inlays. *Acta Odontol Scand* 50, 173-178 (1992).

Sjögren, G., Molin, M., Dijken, van J., Bergmann, M.: Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. *Acta Odontol Scand* 53, 325-330 (1995).

Slevogt, H.: *Technische Optik. Sammlung Götschen Band 9002.* de Gruyter Berlin New York (1974).

Smith, D. C., Cooper, W. E. G.: The determination of shear strength - A method using a micro-punch apparatus. *Brit Dent J* 130: 333-337 (1971).

Sohmura, T., Takahashi, J., Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.: CAD for Crown with Data measured by high precision Laser scanner. *Proceedings Academy of Dental Materials Transactions* 9, 279 (1996).

Sohmura, T., Takahashi, J.: CAD/CAM Fabrication of Dental Prostheses - Fabrication of a Crown by CAM. *J Jap Dent Mat Dev* 13, 61-66 (1994).

Sohmura, T., Takahashi, J.: CAD/CAM System to Fabricate Dental Prostheses. *Dent Mat J* 16, 10-12 (1997).

Sohmura, T., Takahashi, J.: Improvement of CAD to Crown by Considering Occlusion. *Dent Mat J* 12, 190-195 (1993).

Sohmura, T., Takahashi, J.: Use of CAD/CAM System to Fabricate Dental Prostheses. Part 1: CAD for a Clinical Crown Restoration. *Int J Prosthodont* 8, 252-258 (1995).

Souder, W.H., Paffenbarger, G.C.: *Physical properties of dental materials.* National Bureau of Standards Circular No C433, Washington, D.C.: US Government Printing Office (1942).

Spears, I.R., van Noort, R., Crompton, R.H., Cardew, G.E., Howard, I.C.: The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res* 72, 1526-1531 (1993).

Spiekermann, H.: Zur marginalen Adaptation von computerunterstützt erstellten keramischen Restaurationen. *Zahnärztl Welt* 101, 696-703 (1992).

Spur, G.: *Keramikbearbeitung.* Carl Hanser Verlag München-Wien (1989).

Stachniss, V., Pust, M.: Keramik-Inserts und konfektionierte Inlays als Amalgam-Nachfolgetechnologien. *Stomatologie* 94, 37-49 (1997).

Stachniss, V., Stoll, R.: Computer technologies in dentistry. Computerized restorations: Cerec (R) and other methods. *Proceedings of International Symposium on Computer Restorations, Chicago.* Quintessenz, Berlin, 33-50 (1991).

Stoll, R., Stachniss, V.: Adjusting and finishing the occlusal morphology of Cerec restorations using rotating instruments. *Proceedings of International Symposium on Computer Restorations, Chicago.* Quintessenz, Berlin, 117-125 (1991).

Stoll, R., Stachniss, V.: Computerunterstützte Technologien in der Zahnheilkunde. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 314-22 (1990).

Streibl, N.: *Untersuchungen zur dreidimensionalen optischen Bildentstehung und Bildverarbeitung.* Dissertation Univ. Erlangen-Nürnberg (1984).

- Strub, J.R., Kohal, R.J., Klaus, G., Ferraresco, F.: The ReImplant System for immediate implant placement. *J Esthet Dent* 4, 187-196 (1997).
- Studer, S.P., Sourlier, D., Wegmann, U., Schärer, P., Rees, T.D.: Quantitative measurement of volume changes induced by oral plastic surgery: Validation of an optical method using different geometrically-formed specimens. *J Periodontol* 68, 950-962 (1997).
- Suliman, A.A., Boyer, D.B., Lakes, R.S.: Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *J Dent Res* 72, 1532-1536 (1993).
- Sullivan, D.Y., Rübeling, G.: Der passive Sitz von implantatgetragenen Meso- und Suprastrukturen. *Dental Labor* 45, 237-244 (1997).
- Takada, K., Lowe, A.A., DeCou, R.: Operational performance of the reflex metrograph and its applicability to the three-dimensional analysis of dental casts. *Am J Orthod* 83, 195-199 (1983).
- Takasaki, H.: Moire Topography. *Appl Opt* 9, 1467-72 (1970).
- Teuffel, F., Kunzelmann, K.-H., Gloger, W., Mehl, A., Hickel, R.: Verschleißmessung zahnärztlicher Füllungswerkstoffe mit einem 3D-Laser-Meßplatz und einer referenzpunktfreien Auswertroutine. Vortrag anlässlich der 29. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomedizinische Technik in Würzburg (1995).
- Thomas, P.K.: Syllabus on full mouth waxing technique for rehabilitation tooth-to tooth cusp-fossa concept of organic occlusion. 3th edition, Ch.E. Stuart, Ventura, California (1967)
- Thompson, J.Y., Bayne, S.C., Heymann, H.O.: Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. *J Prosthet Dent* 76, 619-623 (1996).
- Tönshoff, H.K.: Spanen. Springer-Verlag Berlin Heidelberg (1995).
- Tsutsumi, S., Nakao, S., Tani, Y.: High speed 3-D measurements of teeth and alveolar ridge. *J Dent Res* 68, 670 Abstr 37 (1989).
- Ubassy, G.: Analyse der anatomischen Oberflächenbeschaffenheit. *Dental Labor* 38, 493-500 (1990).
- van der Zel, J. M.: CAD/CAM-Restaurationen in Okklusion. *Zahnärztl Welt* 103, 420-425 (1994a).
- van der Zel, J.M.: Ceramic-fused-to-metal restorations with a new CAD/CAM system. *Quintessence Int* 24, 769-778 (1993).
- van der Zel, J.M.: Computermodellierter Zahnersatz mit dem Cicero-System. *Phillip J* 13, 227-235 (1996).
- van der Zel, J.M.: Ein neues CAD/CAM-System für metallkeramische Restaurationen. *Dental Labor* 42, 1083-1094 (1994b).
- van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Willems, G., Noack, M.J., Braem, M., Lambrechts, P., Roulet, J.-F., Vanherle, G.: Marginal adaptation of four tooth-coloured inlay systems in vivo. *J Dent* 20, 18-26 (1992).

- van Noort, R., Cardew, G.E., Howard, I.C., Noroozi, S.: The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 70, 889-893 (1991).
- van Noort, R., Cardew, G.E., Howard, I.C.: A study of the interfacial shear and tensile stresses in a restored molar tooth. *J Dent* 16, 286-293 (1988).
- Vanden Bulcke, M.M., Burstone, C.J., Sachdeva, R.C.L., Dermaut, L.R.: Location of the centers of resistance for anterior teeth during retraction using the laser reflection technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 91, 375-384 (1987).
- Vanden Bulcke, M.M., Dermaut, L.R., Sachdeva, R.C.L., Burstone, C.J.: The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 90, 211-220 (1986).
- Vannier, M.W., Commean, P., Pilgram, T.K.: Medical facial surface scanner. *IEEE Comput Graph Appl* 11, 72-80 (1991).
- Vannier, M.W., Pilgram, T.K., Bhatia, G., Brunson, B., Nemecek, J.R., Young, V.L.: Quantitative three-dimensional assessment of face-lift with an optical facial surface scanner. *Ann Plast Surg* 30, 204-211 (1993).
- Vrijhoef, M.M.A., Hendriks, F.H.J., Letzel, H.: Loss of substance of dental composite restorations. *Dent Mater* 1, 101-105 (1985).
- Walter, H., Körber, E., Gentischer, J.: Patentanmeldung: Verfahren und Vorrichtung zur Herstellung von Zahnersatz. Deutsches Patentamt, München, Anmeldetag 13.12.1985, Nr. P 35 44 123.2 und HGM G85 III.3 (1985).
- Walter, M., Böning, K., Reppel, P.D.: Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent* 22, 346-348 (1994).
- Walther, W., Reiß, B., Toutenburg, H.: Longitudinale Ereignisanalyse von Cerec-Einlagefüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 914-917 (1994).
- Watanabe, L.G., Marshall, G.W., Marshall, S.J.: Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 12, 109-115 (1996).
- Weber, G.: Entwicklung von neuen und verbesserten Komponenten eines Lichtschnittsensors zur 3D-Vermessung im zahnärztlichen Bereich. Fachhochschule München, Fachbereich Feinwerk- und Mikrotechnik, Diplomarbeit (1995).
- Weber, H.: Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Frage der Abrasionsfestigkeit von Isosit unter besonderer Berücksichtigung der Problematik der Abrasionstestung (II). *Quintessenz* 2, 123-129 (1980).
- Wehmöller, M., Eufinger, H., Kruse, D., Maßberg, W.: CAD by processing of computed tomography data and CAM of individually designed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg* 24, 90-97 (1995).
- Weiner, S.: Biomechanics of occlusion and the articulator. *Dent Clin North Am* 39, 257-284 (1995).

Wester-Ebbinghaus, W.: Ingenieur-Photogrammetrie – Neue Möglichkeiten. BDVI-Forum 4, 193-213 (1987).

Wichmann, M., Borchers, L., Limmroth, E.: Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3D-Koordinatenmeßmaschine. Dtsch Zahnärztl Z 45, 499-502 (1990).

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., Vanherle, G.A.: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 8, 310-319 (1992).

Williams, D.F., Cunningham, J., Lalor, M.J., Groves, D., Atkinson, J.T.: Laser techniques for the evaluation of wear in Class II restorations. J Oral Rehabil 10, 407-414 (1983).

Wirz, J., Jäger, K., Schmidli, F.: Politur von Keramik-Oberflächen. Schweiz Monatsschr Zahmed 97, 906-912 (1987).

Yamamoto, K., Hayashi, S., Nishikawa, H., Nakamura, S., Mikami, T.: Measurement of dental cast profile and three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 38, 360-365 (1991).

Yamamoto, K., Toshimitsu, A., Mikami, T., Hayashi, S., Harada, R., Nakamura, S.: Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. Frontiers Med Biol Engng 1, 119-130 (1988).

Yamamoto, M., Miyoshi, Y., Kataoka, S.: Grundlagen der Ästhetik. Konturierungstechniken für Metallkeramik-Zahnersatz. Quintessenz, Berlin (1991).

Young, J.M., Altschuler, B.R.: Laser holography in dentistry. J Prosthet Dent 38, 216-221 (1977).

Danksagung

Meinem Lehrer, Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, bin ich für die Anregung zu dieser Arbeit, seiner tatkräftigen Unterstützung und seinem fördernden Interesse zu großem Dank verpflichtet. Ohne seinen persönlichen Einsatz und die notwendige Freiheit, die er mir während des Projektes gewährte, hätte diese Arbeit nicht das weltweit große Interesse erzielen können, wie es sich im Verlauf dieses und des letzten Jahres abzeichnete.

Die Entwicklung eines solch komplexen und hochtechnisierten Systems kann nicht die Arbeit eines einzelnen darstellen, sondern erfordert die Tatkraft und die Zusammenarbeit eines hochmotivierten Teams. An dieser Stelle möchte mich ich besonders bei Herrn Dipl.-Phys. Wolfram Gloger, Herrn Dipl.-Ing. Thomas Obermeier, Herrn Dipl.-Ing. Gerhard Weber und Dipl.-Ing. Stephan Holzner (letztere beide Fa. Willytec, München) bedanken, die allesamt sehr viel Freizeit für dieses Projekt opferten. Ohne deren Einsatz, ständige Diskussionsbereitschaft, Aufgreifung und Umsetzung neuer Ideen wäre ein 3D-Meßsystem dieser Qualität undenkbar gewesen.

Für die Hilfsbereitschaft bei zahnmedizinischen Fragestellungen und der Durchführung gemeinsamer Untersuchungen und Projekte in einem angenehmen Klima möchte ich mich bei meinen Kollegen in der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie bedanken. Zu besonderem Dank verpflichtet bin ich hierbei Herrn ZA Hans-Peter Flessa, Herrn Dr. Matthias Folwaczny, Herrn ZA Cornelius Haffner, Herrn PD Dr. Leo Kremers, Herrn PD Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, Herrn Dr. Manhart, Frau ZÄ Katrin Salzman und Frau Dr. Andrea Scheibenbogen.

Bedanken möchte ich mich auch bei den zahlreichen Firmen, die mir immer wieder Materialien großzügig für die Untersuchungen zur Verfügung stellten. Dank sei auch gesagt an die Professoren Roulet, Flemmig und Lambrechts, die durch gemeinsame Projekte und Veröffentlichungen den Stellenwert dieser Arbeit steigerten.

An letzter Stelle, jedoch am innigsten, muß ich meiner Frau Claudia Mehl und meinen beiden Kindern Adrian und Julia danken, die mich in den letzten Jahren während dieser Arbeit in allen Belangen ohne Ablaß unterstützten und immer wieder Geduld für die häufige Abwesenheit aufbrachten. Auch meinen Eltern gebührt Dank, die den Grundstein für meinen beruflichen Werdegang legten.

Lebenslauf

Name: Dr. Mehl
Vornamen: Albert Christof
Eltern: Otto Mehl, Bauingenieur
Marianne Mehl, Handelskauffrau, verstorben 1990
Geburtsdatum: 02.12.1963
Geburtsort: Schwabach
Familienstand: verheiratet mit Dipl.-Ing. Claudia Mehl, geb. Schepl, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit: deutsch

Ausbildung: 1970 – 1974 Grundschule Röthenbach/St. Wg.
1974 – 1983 Pirckheimer-Gymnasium Nürnberg
28.06.1983 Allgemeine Hochschulreife
1983 – 1984 Allgemeine Wehrpflicht
1984 – 1989 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg
1986 – 1991 Studium der Physik an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg
17.07.1989 Zahnärztliche Prüfung
25.07.1989 Approbation als Zahnarzt
24.02.1992 Promotion (Dr.med.dent.)
30.04.1992 Diplomhauptprüfung Physik (Dipl.-Phys. Univ.)

Beruf: 1984 – 1989 Teilzeitbeschäftigung als Fremdenführer im Verkehrsmuseum Nürnberg
1991 Grundwehrdienst als Zahnarzt bei der Luftwaffe/ Klosterlechfeld
1992 – 1993 Akademischer Rat a.Z. an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg
1993 – 1997 Akademischer Rat an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München
seit 3/1997 Oberarzt an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München