

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Evaluation der vollautomatischen Inlayrekonstruktion mittels biogenerischem Zahnmodell

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

vorgelegt von
Maria Juliane Richter

aus
Leipzig

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. A. Mehl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. I. Rudzki-Janson
Prof. Dr. D. Edelhoff

Dekan: Prof. Dr. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 18.07.2006

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	5
2	LITERATURÜBERSICHT	7
2.1	Herstellung von Zahnrestaurationen	7
2.1.1	Anforderungen an eine funktionelle Kaufläche	7
2.1.2	Konventionelle Herstellungsverfahren von Zahnrestaurationen	8
2.1.3	Maschinelle Herstellungsverfahren von Zahnrestaurationen	9
2.1.4	Bisherige Verfahren für die computergestützte Rekonstruktion von Zahnaußenflächen	10
2.2	Anatomie der Okklusalfächen	14
2.3	Odontometrische Untersuchungen von Zahnoberflächen	17
2.3.1	Bisherige odontometrische Untersuchungen	17
2.3.2	Beschreibung des biogenerischen Zahnmodells	21
2.4	Ziele der Arbeit	23
3	MATERIAL UND METHODE	24
3.1	Erstellen einer Zahnbibliothek	24
3.1.1	Probandengut	24
3.1.2	Abformung und Herstellen von Kiefer- und Einzelzahnmodellen	25
3.1.3	3D-Datenerfassung	28
3.1.4	Prinzip des 3D-Laserscanners	28
3.1.5	Vermessung der Einzelzahnmodelle und Datenverarbeitung	30
3.2	Bearbeitung der Zahnbibliothek	33
3.2.1	Rekonstruktion von Inlaykavitäten mittels biogenerischem Zahnmodell	33
3.2.2	Statistische Auswertung	37

4	ERGEBNISSE	40
4.1	Rekonstruktion von Inlaykavitäten mittels biogenerischem Zahnmodell	40
4.2	Vergleich der Rekonstruktionen mittels Matching	54
5	DISKUSSION	59
5.1	Diskussion von Material und Methode	59
5.1.1	Zahnbibliothek und biogenerisches Zahnmodell	59
5.1.2	Modellherstellung	61
5.1.3	Genauigkeit des 3D-Laserscanners	61
5.1.4	Auswahl der Rekonstruktionen	61
5.2	Diskussion der Ergebnisse	63
5.3	Perspektiven der mathematischen Rekonstruktion	65
6	ZUSAMMENFASSUNG	67
7	LITERATURVERZEICHNIS	69
8	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	75
9	ANHANG	76
10	LEBENS LAUF	79
11	DANKSAGUNGEN	80

1 EINLEITUNG

Die Anfertigung von gnathologisch gestalteten Kauflächen ist ein zentraler Punkt in der restaurativen Zahnheilkunde. Untersuchungen zur Gestalt und Struktur der Kauflächen existieren bisher nur unter dem Gesichtspunkt von qualitativen Beschreibungen.

Für die Versorgung von Zahndefekten stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Eine Möglichkeit besteht in der direkten Applikation von Füllungsmaterialien im Mund des Patienten. Diese Vorgehensweise, die heutzutage sehr zahnschutzschonend durchgeführt werden kann, eignet sich vor allem für kleinere Defekte. Für größere Defekte eignen sich eher Versorgungen aus abrasions- und frakturstabileren Materialien wie Goldlegierungen, Keramiken, etc., die nicht direkt im Mund des Patienten hergestellt werden können. Nach Präparation und Abdrucknahme durch den Zahnarzt erfolgt die Herstellung dieser Restaurationen in zahntechnischen Laboratorien und ist sehr aufwendig. Nach Gipsmodellherstellung und Zuordnung des Gegenkiefers erfolgt das Aufwachsen, Einbetten, Gießen oder Pressen, Ausarbeiten, Anpassen und Polieren. Speziell der Schritt der Kauflächengestaltung nimmt dabei viel Zeit in Anspruch und ist von den Erfahrungen des entsprechenden Zahntechnikers abhängig.

Als Alternative wird die CAD/CAM-Technologie gesehen, bei der die Anfertigung von Zahnrestaurationen mit Unterstützung von Computerverfahren erfolgt. Die aktuellen CAD/CAM-Systeme bestehen im Prinzip aus drei Komponenten. Die erste Komponente tastet die vom Zahnarzt angefertigte Präparation intraoral oder extraoral anhand von Modellen ab. Die zweite Komponente, der CAD-Bereich, besteht aus einer Computereinheit, mit deren Hilfe eine dreidimensionale Planung und Konstruktion des Zahnersatzes am Bildschirm vorgenommen wird.

Die dritte Komponente, den CAM-Bereich, stellen unterschiedliche Fertigungstechnologien dar, die den virtuellen Zahnersatz in einen dentalen Werkstoff umsetzen. Doch auch hier gibt es zur Zeit noch keine allgemeingültige Beschreibung der Kronen- bzw. Kauflächenmorphologie, die für alle Fälle einen akzeptablen Kauflächenvorschlag unter Einbeziehung aller funktionellen Gesichtspunkte ermöglichen würde.

In dieser Arbeit soll ein neuartiges Verfahren zur automatischen Kauflächenrekonstruktion an verschiedenen Inlaysituationen getestet werden.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Herstellung von Zahnrestorationen

2.1.1 Anforderungen an eine funktionelle Kaufläche

Ein zentraler Punkt der restaurativen Zahnheilkunde ist die Gestaltung von Kauflächen. Dies ist nicht nur unter mastikatorischen Gesichtspunkten von Bedeutung, sondern auch für die Stabilität des gesamten stomatognathen Systems. Bereits geringste okklusale Interferenzen gelten als Triggerfaktor für kranio-mandibuläre Dysfunktionen. Um diese zu vermeiden, steht die zentrale Bedeutung einer gnathologisch gestalteten Kaufläche nach wissenschaftlichen Erkenntnissen außer Zweifel (Motsch 1978, Lotzmann 1981, Ash und Ramfjord 1995, Siebert 1995).

Zahnersatz sollte daher unter Berücksichtigung aller statischen, funktionellen und dynamischen Gesichtspunkte, der individuellen Situation angepasst, gestaltet werden. Die Konzepte der Kauflächengestaltung reflektieren die in der jeweiligen Zeit aktuellen biomechanischen Vorstellungen über die Funktionsweise einer Kaufläche (Kordaß und Velden 2001). Das Konzept nach Thomas (1967) legte besonderen Wert auf die korrekte Anlage vom Verteilungsmuster der Kontaktpunkte in statischer Okklusion und verlangte Disklusion bei Exkursivbewegungen. Neuere Konzepte berücksichtigen darüber hinaus auch dynamische Komponenten der Okklusion. Beispielsweise seien hier der individuelle Gleitweg von IP nach RP beim Freedom-in-centric-Konzept (Ramfjord und Ash 1992) oder sequentielle Führungsstrukturen im Seitenzahnbereich (Slavicek und Mack 1980, Slavicek 2000) oder Bewegungsbahnen entlang Höckerstrukturen und Freiheitsgrade im retrusiven Funktionsraum wie beim „bio-mechanischen Aufwachskonzept“ nach Polz (Neumann 2001) und bei der „naturgemäßen Aufwachstechnik“ bei Schulz

(1992) genannt. Die Okklusalfäche sollte immer einer natürlichen Zahnform mit funktionellen Fissuren und Höckern entsprechen, angepasst an die anatomische Form der Nachbarzähne und Antagonisten.

2.1.2 Konventionelle Herstellungsverfahren von Zahnrestorationen

Die Versorgung größerer Defekte der Zahnhartsubstanz erfolgt in der Regel indirekt. Grundlage für eine erfolgreiche Arbeit ist die sorgfältige Präparation und Abdrucknahme durch den Zahnarzt. Bei den anschließend durch das Dentallabor durchzuführenden Arbeiten muss zum einen auf die Abstimmung der verschiedenen verwendeten Materialien geachtet werden. Zum anderen ist sicherzustellen, dass die Verarbeitungsanweisungen der einzelnen Hilfsstoffe exakt eingehalten werden. Nach Herstellung von Gipsmodellen und gegebenenfalls deren Übertragung in einen Artikulator erfolgt, unter Einbeziehung der Gegenbeziehung, ein schichtweises Auftragen von Wachs, Komposit oder Keramik. Diese Gestaltung der Zahnoberflächen sollte den in Kapitel 2.1.1 aufgeführten Anforderungen entsprechen (die Aufwachsmethoden basieren auf den beschriebenen Konzepten der Kauflächengestaltung). Die Wachsmodellation wird durch Gießen und Pressen in Metall oder Keramik überführt. Das Komposit wird während der Modellation schichtweise polymerisiert. Im Anschluss müssen die Restorationen aufgepasst, ausgearbeitet und poliert werden. Diese Verfahren sind nur mit großem Material- und Zeitaufwand seitens des Zahntechnikers und des Zahnarztes möglich. Durch die hohe Anzahl von Schritten können sich Verarbeitungsfehler einschleichen, die die Qualität der Restauration vermindern (Mehl 1998).

2.1.3 Maschinelle Herstellungsverfahren von Zahnrestorationen

Bei der Herstellung von Zahnrestorationen handelt es sich um individuell hergestellte Sonderanfertigungen. Ein zur Herstellung geeignetes Verfahren muss neben betriebswirtschaftlichen Aspekten auch diesem Anspruch gerecht werden (Böhm 2002).

Maschinelle Herstellungsverfahren sind im Allgemeinen durch einen subtraktiven Arbeitsprozess charakterisiert. Während bei den konventionellen Verfahren die Erstellung der Zahnrestauration additiv (modellierend-aufbauend) erfolgt, wird diese beim subtraktiven Prozess aus einem Materialblock herausgearbeitet. Je nach Bearbeitungsstrategie können maschinelle Herstellungsmethoden in analoge Verfahren oder computerunterstützte Verfahren eingeteilt werden (Mehl 1998).

Der bekannteste Vertreter für Analogsysteme ist das Celay-System. Die vormodellierte, als „Prorestauration“ bezeichnete Zahnrestauration wird mechanisch abgetastet und synchron mit Hilfe eines starren Gestänges auf ein rotierendes Schleifinstrument übertragen, das die gewünschte Form aus einem Block herausarbeitet.

Bei der computerunterstützten Fertigung erfolgt eine weitergehende Automatisierung des Herstellungsprozesses durch den Einsatz der digitalen Datenaufbereitung und Weiterverarbeitung. Über zehn verschiedene CAD (Computer Aided Design) / CAM (Computer Aided Machining)-Systeme wetteifern heute um die Gunst der Kunden mit dem Ziel, Einzelplatzlösungen für Praxis und Labor sowie Systeme für Bearbeitungszentren zur Lohnfertigung von Kronen- und Brückengerüsten „hoffähig“ zu machen (Kern und Mehl 2002). CAD/CAM-Systeme bestehen im Wesentlichen aus drei Komponenten:

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

Ein Problem, das allerdings bisher bei keinem System gelöst werden konnte und damit auch der weiteren Verbreitung solcher Systeme entgegensteht, ist die möglichst automatisierte Herstellung von Zahnrestaurationen, die bereits eine nach statischen, funktionellen und natürlichen morphologischen Kriterien gestaltete Kaufläche bzw. Außenfläche aufweisen (Mehl 2003).

2.1.4 Bisherige Verfahren für die computergestützte Rekonstruktion von Zahnaußenflächen

Vornehmlich kommen heutzutage CAD/CAM-Systeme zum Einsatz, die nur Gerüste aus unterschiedlichen Werkstoffen herstellen und somit eine Grundlage für die individuelle Weiterverarbeitung durch den Zahntechniker liefern (Tinschert et al. 2004). Dabei wird das Grundgerüst im CAD/CAM-Prozess erstellt und anschließend zumindest Teile der Kaufläche und noch fehlende Außenflächen konventionell mit Keramik oder Komposit verblendet. Das Generieren der Datensätze von Gerüsten ist weitgehend ausgereift. Eine Verbesserung, die man sich bei der Konstruktion von Brückengerüsten wünscht, wäre die, dass eine weitergehende Automatisierung, so der Vorschlag für Zwischenglieder und Konnektoren, besser an die gegebene Situation angepasst wird, um für die Verblendung eine gleichmäßige Schichtstärke zu erreichen (Kern und Mehl 2002).

Während bei der Erstellung von Kronen- und Brückengerüsten die Berücksichtigung approximaler und okklusaler Kontaktpunkte entfällt, müssen die Kontaktrelationen bei der Rekonstruktion von Kauflächen beachtet und dabei auch hinsichtlich der Kaubewegungen in einem „virtuellen Artikulator“ überprüft werden (Tinschert et al. 2004).

Seit 1980 wurde eine Reihe von CAD/CAM-Systemkonzepten zur Herstellung dentaler Restaurationen entwickelt, welche die Okklusionsgestaltung in unterschiedlicher Art und Weise anstreben. Mattiola et al. (1995) untersuchten drei Gestaltungsmethoden bezüglich der vertikalen Diskrepanz und der Herstellungszeit bei Inlays und Overlays. Der okklusale Teil der Restauration wurde bei der Linearokklusion durch geradliniges Verbinden einander gegenüberliegender okklusaler Kavitätenrandpunkte gestaltet. Bei der Extrapolationsmethode wurde die Steigung der noch vorhandenen Restzahnsubstanz in den Defekt hinein fortgesetzt und so die Oberfläche rekonstruiert. Für größere Konstruktionen in späteren Studien wurden die notwendigen Höhendaten von den Höckerspitzen und Randleisten der Nachbarzähne bezogen. Die anatomischen Vorgaben der herzustellenden Kauflächen wurden aus einer Zahndatenbank entnommen (Polansky et al. 2003). Das Korrelationsverfahren hat die Aufgabe, für zwei Höhenbilder (Präparation und Kaufläche) die exakte räumliche Zuordnung zu bestimmen. Hierbei musste zuerst eine Präparationsaufnahme und anschließend eine Aufnahme von einer aufgewachsenen und funktionell angepassten Okklusion oder der Ausgangssituation vor der Präparation durchgeführt und in Deckung gebracht werden. Die Untersuchungen zeigten, dass die Okklusionsgestaltungsmethoden Extrapolation und Korrelation immer noch das intraorale manuelle Einstellen der korrekten Kontaktpunktverhältnisse erfordern, dieses aber im Vergleich zur Linearokklusion erheblich erleichtern.

Ebenfalls durch Korrelation wurde 1997 von Mehl et al. ein Verfahren zur Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kau-

flächen vorgestellt. Dazu wurden Kavitäten mit einem optischen 3D-Sensor jeweils aus unterschiedlichen Richtungen vermessen. Nach Aufwachsen der Zahnrestauration entsprechend gnathologischer Richtlinien wurde die Wachsmodellation ebenfalls aus unterschiedlichen Richtungen vermessen. Die einzelnen Teilansichten wurden dann zu einer vollständigen 3D-Ansicht überlagert. Durch eine 3D-Differenz zwischen der modellierten Zahnoberfläche und der Kavität konnte dann der CAD-Datensatz der gewünschten Restauration berechnet werden. Ein ähnliches Verfahren zur vollautomatischen Konstruktion von Inlays wurde von Felber et al. (1997) vorgestellt. Hier wurden der optische Abdruck der Präparation und der optische Abdruck einer vorhandenen oder aufgewachsenen, funktionell korrekten Okklusalmorphologie durch iteratives Point-Set-Matching aufeinander abgebildet. Durch die Subtraktion der erhaltenen Tiefenbilder wurde ein Datensatz erhalten, welcher nach der Anwendung von dreidimensionalen morphologischen Operationen die Grobform des Restaurationskörpers ergab. Auch bei Polansky et al. (2003), die die Design-Modi Korrelation, Funktion (mit Hilfe eines FGP-Registrates) und Extrapolation verglichen, zeigte sich, dass der Korrelationsmodus die exaktesten Ergebnisse liefert. Der Kauflächenberechnungs- und Konstruktionsprozess, wie er in den Design-Modi Extrapolation und Funktion genutzt wird, ist für gnathologisch bzw. funktionell anspruchsvolle Fälle unzureichend, weil bei diesem Verfahren offenbar zu wenige kauflächenrelevante Daten in den Berechnungsprozess einbezogen werden.

Eine weitere Möglichkeit zur Herstellung von Zahnrestorationen wird von Saliger (1996) beschrieben. Hier wird der Datensatz eines Modellzahnes an den präparierten Zahn angepasst und adaptiert. Dieser Modellzahn wird im Wesentlichen entsprechend der mesial-distalen Ausdehnung des Defektes skaliert, translatiert und rotiert. Anschließend besteht die Möglichkeit der Rotation und der Kontrolle der Kaufläche zum Gegenzahn. Zusätzlich können die Höcker in ihrer Position verändert werden.

Ein Problem dieser Vorgehensweisen ist, dass Kontaktpunkte zum Gegenzahn erst im nachhinein festgelegt werden, indem durch interaktive Verzerrungen die Anpassung erfolgt oder der Modellzahn solange verändert wird bis Berührungen mit der Hülle vorliegen. Dies kann zu zahnuntypischen Formen führen, da der Modellzahn von Anfang an nicht optimal in die Gesamtsituation angepasst wird (Mehl 2003). Die neue Cerec 3D Software-Version R 2005 verspricht die automatische Einjustierung von Kronenvorschlägen in Abstimmung auf das entsprechende Funktionsregistrat. Dabei wird der aus Zahndatenbanken ausgewählte Kronenvorschlag an die Morphologie des Funktionsregistrates adjustiert, also so lange modifiziert bis noch leichte Kontaktpunkte vorhanden sind (Reich et al. 2005).

2.2 Anatomie der Okklusalflächen

Vor allem Untersuchungen zu Gestalt und Struktur der Kauflächen existieren bisher nur unter dem Gesichtspunkt von qualitativen Beschreibungen. Als eines der Standardwerke hierfür gilt bis heute noch das Buch „Morphologie der Zähne“ (Carlson 1987), das die anatomische Krone in vier grundsätzliche makroskopische Bausteine unterteilt: der Lobus (Höcker), der Randleistenbereich, das Cingulum-Derivat und die überzähligen Kronenstrukturen. Jede Zahnkrone stellt eine Kombination dieser Einzelmerkmale dar, die in der Anzahl variieren, jedoch immer mindestens einen Lobus aufweisen. Jeder dieser Bausteine wird beschrieben und wiederum in verschiedene Strukturkomponenten aufgeteilt. Die Beschreibungsmethode für das okklusale Relief beinhaltet die morphologischen Variablen Höckeranzahl, Höckerlage, Höckergröße, Cristen-System, Furchen-Fossa-System, Randleisten und überzählige Strukturen. Es handelt sich immer um deskriptive und nicht metrische Charakterisierungen.

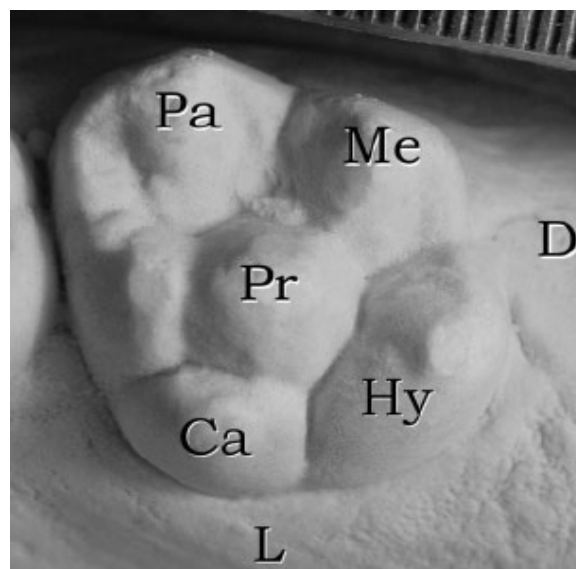


Abb. 1: Beispiel eines oberen Sechsjahresmolaren mit ausgeprägtem Carabelli-Höcker

D = distal; L = lingual; Pa = Paraconus; Pr = Protoconus;
Me = Metaconus; Hy = Hypoconus; Ca = Carabelli-Höcker.

Weitere Beispiele für die am häufigsten beschriebenen Begriffe sind Scherhöcker, Randleisten, Fissurenformen, Höckerabhänge, Dreieckswülste, etc. (Ash 1993, Lehmann 1982, Lotzmann 1981).

Häufig werden auch Formvariationen der Zahnkronen beschrieben. Sie können die gesamte Größe betreffen oder auf Proportionsänderungen beruhen. Einfache Variationen gibt es schon in Form eines Tuberculum Carabelli an oberen Molaren. Die größten Formvariabilitäten zeigt das Höckerbild der Weisheitszähne, das neben extremen Vereinfachungen auch starke Überschussbildungen aufweisen kann (Schumacher 1990). Auch Scott und Turner beschreiben in „The anthropology of modern human teeth“ (1997) die morphologischen Variationen von Zähnen in modernen Populationen, beispielsweise die unterschiedlich starke Ausbreitung der Schaufelform von Frontzähnen oder das Vorliegen von Taurodontismus.

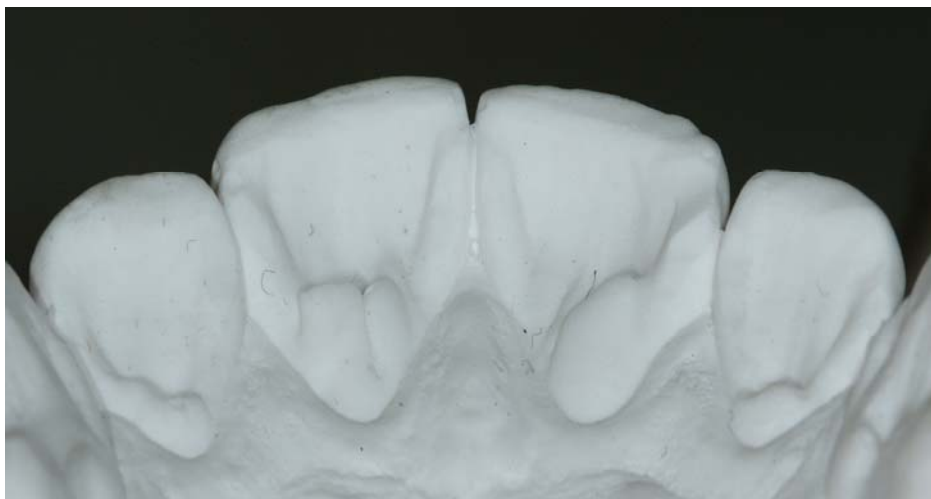


Abb.2: Schaufelform der Frontzähne



Abb.3: Taurodont

So können nicht metrische Merkmale rein visuell ausgewertet werden und in Merkmal vorhanden/ nicht vorhanden und in den Grad einer jeweiligen Merkmalsausprägung klassifiziert werden. Einheitliche Standards, in Form von Gipsmodellen, wurden erstmals von Dahlberg (1950) eingeführt.

2.3 Odontometrische Untersuchungen von Zahnoberflächen

2.3.1 Bisherige odontometrische Untersuchungen

Ein Zweig der allgemeinen Zahnanatomie beschäftigt sich mit den genauen metrischen Dimensionen der Zähne und deren Proportionen. Dies wird in der Literatur unter dem Begriff der Odontometrie zusammengefasst (Kieser 1990).

Odontometrische Daten dienen verschiedenen Bereichen der Wissenschaft. So sind Zähne aufgrund ihrer chemischen Struktur das altersbeständigste Gewebe des menschlichen Körpers. Daher sind sie unverzichtbar für Anthropologen, Archäologen und forensische Experten. Zahnängen und Zahnbreiten entsprechen den am meisten dokumentierten Merkmalen der Anthropologie (Scott und Turner 1997, Alt und Türp 1996, Alt 1997). Meist liegen hier genetische Fragestellungen zu Grunde, die sich mit der Klärung von Verwandtschaftsverhältnissen verschiedenster ethnischer Gruppen beschäftigen (Kitagawa et al. 1996, Kondo et al. 1998, Adeyemi und Isiekwe 2003).

Konventionelle metrische Vermessungen werden auch zur Bestimmung von Alter, Geschlecht und Volkszugehörigkeit bzw. zu gerichtsmedizinischen Identifikationen (Lund und Mornstad 1999, Merz et al. 1991) herangezogen.

Auch für die Kieferorthopäden gehören Größenvermessungen zur täglichen Arbeit. Entsprechend existiert in diesem Fachbereich eine große Anzahl an Veröffentlichungen. Als Beispiel sei hier die Bolton-Analyse (Bolton 1962) genannt, bei der die Summe der Breiten der Oberkieferinzisivi in Relation zur Summe der Unterkieferinzisivi gesetzt werden. Üblicherweise erfolgen diese rein linearen Längen- und Größenbestimmungen unter Verwendung einer Schieblehre.

Quantitative mathematische Formulierungen zur Oberflächenmorphologie der Zähne betreffen meist Vermessungen ausgewählter Abstände und Winkel zwischen charakteristischen, die Zahnform beschreibenden Punkten. Diese Messpunkte können nach anatomischen Richtlinien ausgewählt werden, wie z. B. Höckerspitzen oder aufgrund einer mathematischen Eigenschaft definiert werden, wie Punkte, an denen eine Fläche eine maximale Krümmung aufweist. Beispielsweise wurden in der „multivariaten Analyse der okklusalen Morphologie“ (Lavelle 1978, 1984) die Oberkiefermolaren verschiedenster ethnischer Gruppen mit 19 Messpunkten markiert. In einem standardisierten Verfahren wurde unter zehnfacher Vergrößerung eine Fotografie erstellt. Die stochastische Analyse zeigte eine eindeutige Abgrenzung zwischen den verschiedenen Gruppen.

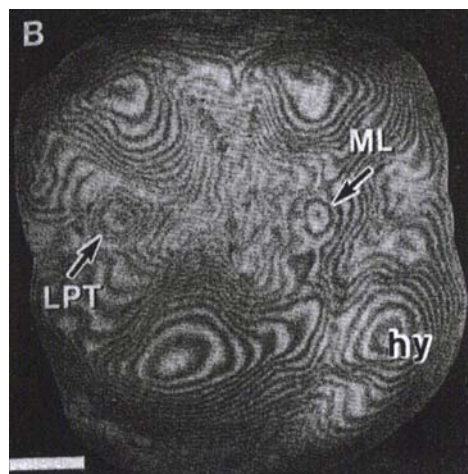


Abb. 4: Moire-Topographie-Aufnahme eines oberen Molaren

Weitere Untersuchungen des okklusalen Reliefs wurden mit Hilfe des Moire-Topographie-Verfahrens von Kanazawa et al. (1983, 1984, 1988 und 1989) durchgeführt. Zur dreidimensionalen Oberflächenvermessung wurden Oberkiefermolaren durch ein Gitter mit einer Lichtquelle in einem bestimmten Winkel beleuchtet. Durch Schattenwurf entstand ein deformiertes Gittermuster. Nach Herstellung der Moire Fotografien durch ein weiteres Gitter wurden Messpunkte auf Höckerspitzen und Sattelpunkten festgelegt und zur Bestimmung der räumlichen Lage die Gitterlinien ausgezählt. Der Abstand und die Breite der

einzelnen Hell- und Dunkelzonen verhielten sich direkt proportional zu jeweiligen Steigung des okklusalen Reliefs. In der statistischen Auswertung zeigten sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der Geschlechter in der Höhe der Höckerspitzen, sowie einiger Strecken und Winkel.

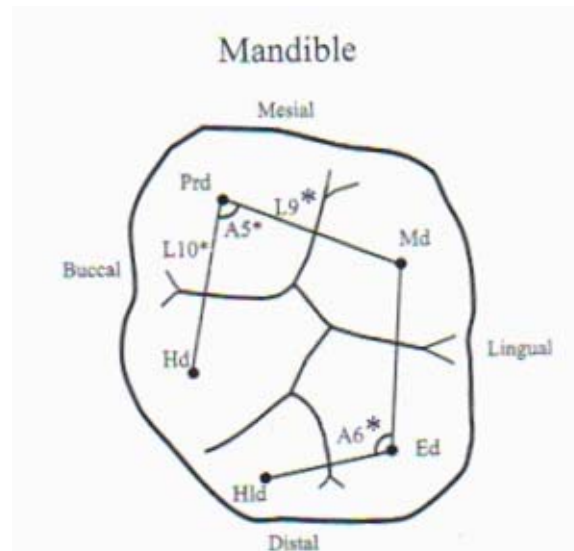


Abb. 5: Erster unterer Molar
Von der Händigkeit signifikant abhängige Strecken und Winkel

Ähnliche Vermessungen der Strecken und Winkel, die durch die Höcker eines Zahnes gebildet werden, wurden von Pirilä-Parkkinen et al. (2001) mit einem Punktsensor durchgeführt. Bei diesem Verfahren wurde das Prinzip der optischen Triangulation zur berührungslosen Positionsmessung verwendet. Nach räumlicher Lagebestimmung der essentiellen Höckerspitzen wurde gezeigt, dass die Symmetrie okklusaler Merkmale von der genetischen Prädisposition abhängig ist. Die Ergebnisse zeigten eine Abhängigkeit der okklusalen Morphologie von einer Rechts- bzw. Linkshändigkeit. So konnte beispielsweise gezeigt werden, dass der Abstand zwischen Protoconus und Hypoconoid (Abb. 5: L10) von ersten unteren Molaren bei Rechtshändern links größer war und bei Linkshändern rechts. Ähnliches konnte auch für verschiedene Winkel (Abb. 5: A5, A6) gezeigt werden.

Eine Methode zur Untersuchung von Formen stellt die Fourier-Analyse dar. Dabei kann die Konturlinie eines Zahnes als stetige Funktion angesehen werden, die in eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen zerlegt werden kann. Die durch Kurvenanpassung gewonnenen Spektralkomponenten ermöglichen dann einen Formvergleich und eine Differenzbewertung, die es erlaubt, den anatomischen Äquator und die Konturlinie der Okklusalfäche eines Zahnes zu untersuchen. Ferrario et al. (1999) konnten anhand dieser Konturlinien keine geschlechtsspezifischen Unterschiede feststellen.

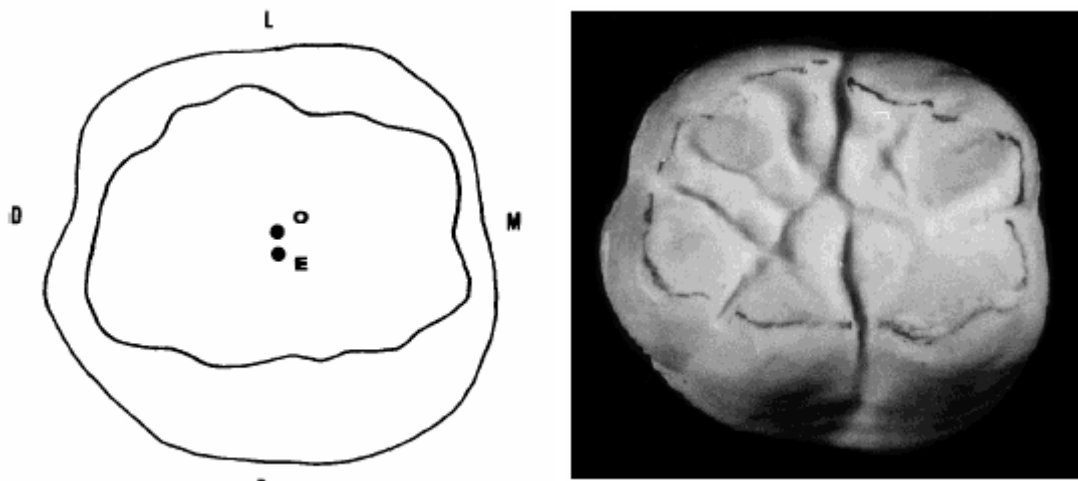


Abb. 6: Anatomischer Äquator (außen), Konturlinie der Okklusalfäche (innen)

Mit der Prokrustes-Analyse lässt sich die Ähnlichkeit von Objekten beschreiben, die sich durch definierte Bezugspunkte in einem Koordinatensystem darstellen lassen. Nach Ermittlung des Mittelpunktes einer Zahnfläche, Größenabgleich, Rotation und abermaligem Größenabgleich, ist es möglich, die Form mehrerer Zähne miteinander zu vergleichen. Robinson et al. (2001, 2002) untersuchten mit dieser Methode die Vestibulärflächen oberer mittlerer Frontzähne von Patienten mit Zahnunterzahl im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe. Die Zähne der Hypodontie-Gruppe zeigten eine nach inzisal konischer zulaufende Form.

In der Literatur existiert bis heute kein mathematisches Modell, das Kauflächen in einer allgemeinen Art und Weise beschreibt, so dass man aus dessen Kenntnis die fehlenden Anteile einer Zahnoberfläche rekonstruieren könnte.

2.3.2 Beschreibung des biogenerischen Zahnmodells (Mehl 2003)

Das biogenerische Zahnmodell ermöglicht die mathematische Beschreibung aller Zähne eines Zahntyps (z. B. erster Oberkiefermolar). Die zwei wesentlichen Bestandteile stellen die Korrespondenzanalyse und die Hauptkomponentenanalyse dar. Die Korrespondenzanalyse stellt sicher, dass jeweils zueinander gehörende Zahnstrukturen (z. B. Höcker zu Höcker, Fissur zu Fissur) gefunden werden. Durch diese mittels Algorithmen gefundenen Korrespondenzen zwischen Zahnoberflächen können die Zähne als Vektorfeld in einem dreidimensionalen Raum dargestellt werden. In konsistenter Weise können dann ausgehend vom Referenzzahn und dem entsprechenden Vektorfeld alle anderen Zähne der Bibliothek dargestellt werden. Gleiche Vektorindizes repräsentieren korrespondierende Punkte zwischen allen Zähnen. Die Gesamtheit der Vektoren, die den Bibliothekszähnen entsprechen, spannt einen Raum auf, den man als den Zahnraum für den entsprechenden Zahntyp bezeichnet. Nach automatischer Korrespondenzzuordnung aller Punkte zwischen den Zahnoberflächen der Bibliothek und anschließender Mittelung der jeweils korrespondierenden Punkte wurde der Durchschnittszahn berechnet. Dieser weist alle Merkmale auf, die aus der Literatur als charakteristisch für den jeweiligen Zahntyp angesehen werden (Mehl 2003). In einem zweiten Schritt wurde die Hauptachsenanalyse durchgeführt. Bei der Hauptachsenanalyse wurde versucht, die Beschreibung einer gegebenen variablen Grundmenge auf die wichtigsten Faktoren zu reduzieren. Nachdem jeder Zahntyp für einen Experten anhand bestimmter Merkmale erkennbar und beschreibbar ist, sollten durch die Hauptachsentransformation auch

diejenigen Komponenten großen Einfluss haben, die die wichtigsten Merkmale eines Zahntyps charakterisieren. Im Prinzip wurde dabei eine geringere Anzahl neuer Vektoren gesucht, die durch Linearkombination einen möglichst großen Anteil des von allen Zähnen gebildeten Vektorraums aufspannen. Auch hier zeigten die Ergebnisse, dass alle betrachteten Zahnoberflächen gewisse Gemeinsamkeiten besitzen müssen. Mit den ersten fünf Hauptkomponenten ließen sich bereits 50 % aller Variationen der Zahnbibliothek beschreiben, für die ersten 20 Hauptkomponenten waren dies bereits über 80 % (Mehl 2003). Für die Kombination aus Durchschnittszahn und Hauptkomponenten wurde erstmalig der Begriff des biogenerischen Zahnmodells eingeführt. Im Prinzip kann man sich dies als Modell für einen deformierbaren Zahn vorstellen, wobei die Deformationen so erfolgen, dass die wesentlichen Eigenschaften der jeweiligen Grundmenge (z. B. erste Oberkiefermolaren) berücksichtigt werden und das Ergebnis mit hoher Wahrscheinlichkeit wieder ein Teil der Grundmenge ist. Mathematisch betrachtet handelt es sich um die Beschreibung eines Vektorraums, der durch alle natürlichen Zahnoberflächen eines bestimmten Zahntyps aufgespannt wird.

2.4 Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit soll ein neues Verfahren zur automatischen Kauflächenberechnung auf seine Anwendbarkeit und Qualität für die klinischen Anforderungen getestet werden. Das biogenerische Zahnmodell wurde 2002 von Mehl entwickelt. Es soll geklärt werden, ob dieses Modell zur Rekonstruktion der Kauflächen von Zahnrestorationen geeignet ist, wenn im Falle von Inlaypräparationen nur Teilinformationen der Restzahnschubstanz vorhanden sind. Es werden die wichtigsten Einflussgrößen auf das mathematische Modell in verschiedenen Situationen untersucht.

Folgende Aufgaben und Fragestellungen wurden bearbeitet:

1. Erstellen einer Zahnbibliothek.
2. Anwendbarkeit des biogenerischen Zahnmodells in verschiedenen Inlaysituationen.
3. Abhängigkeit von der Größe der simulierten Kavitäten.
4. Untersuchungen zur Genauigkeit der mathematischen Rekonstruktionen.
5. Bestimmung der wichtigsten Einflussgrößen auf das mathematische Modell, die für eine spätere Rekonstruktion von präparierten Zähnen genutzt werden können.
6. Untersuchungen zur Variabilität des mathematischen Modells.

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Erstellen einer Zahnbibliothek

3.1.1 Probandengut

Für das Erstellen einer Zahnbibliothek war es notwendig, eine möglichst große Anzahl an Probanden zu finden, deren ursprüngliche Kauflächenmorphologie zum Zeitpunkt der Erfassung erhalten sein musste.

Das Auswählen der Probanden erfolgte nach folgenden Kriterien:

- kariesfrei
- restaurationsfrei
- frei von Fissurenversiegelungen
- nahezu abrasionsfrei

Um diese Kriterien erfüllen zu können, schien es sinnvoll, die Probanden hauptsächlich in einer Altersgruppe von ca. 14 bis 25 Jahren auszuwählen. Bei älteren Probanden erwies sich der zunehmende Abrasionsgrad als problematisch. Bei jüngeren Probanden stellte der oftmals nicht vollständige Durchbruch der zweiten Molaren das häufigste Problem dar, wenn alle anderen Kriterien erfüllt waren.

Unter den genannten Bedingungen wurden vor allem Probanden an verschiedenen Schulen in München und Leipzig sowie Studenten der Zahnmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München ausgewählt. Voraussetzung für das Mitwirken der Schüler (bis 18 Jahre) war eine schriftliche Einverständniserklärung der Eltern.

Die Auswahl und Untersuchung erfolgte mit den üblichen Hilfsmitteln einer Inspektion. Es konnten 86 Schüler und Studenten gefunden werden, die bereit waren, bei vorliegender Studie mitzuwirken. Da es sich als schwierig erwies, geeignete Probanden in ausreichender Anzahl zu finden, und eine endgültige Auswahl der geeigneten Zähne erst am Modell erfolgen konnte, wurden zum Teil auch nur ausgewählte Zähne einzelner Probanden verwendet. Zudem wurde die Sammlung mit 53 Modellen aus kieferorthopädischen und zahnärztlichen Praxen ergänzt.

Alle Probanden stammen aus dem mitteleuropäischen Raum. Für jeden Probanden wurde ein entsprechender Dokumentationsbogen mit Registriernummer, Geschlecht, Alter, Herkunft und Zeitpunkt der Registrierung angelegt. (siehe Anhang 1: Dokumentationsbogen)

3.1.2 Abformung und Herstellen von Kiefermodellen/Einzelzahnmodellen



Abb. 7: Modellpaar

Bei den vorher beschriebenen Probanden wurde jeweils der gesamte Ober- und Unterkiefer mit konfektionierten, perforierten Metalllöffeln abgeformt. Um eine

möglichst hohe Genauigkeit zu erreichen, wurde eine Polyetherabformmasse der Fa. Espe (Impregum Soft ®) verwendet. Vor dem Einbringen der gefüllten Abformlöffel kam eine Applikationsspritze zur Anwendung, um möglichst blasenfreie Abformungen zu erhalten. Nach ca. 24 Stunden wurden die Abformungen mit Superhartgips Typ IV (Fa. Picodent, Zahnkranzgips Z280, weiß) entsprechend der Herstellerangaben ausgegossen. Es wurden jeweils 100 Gramm Gipspulver mit 20 Millilitern destilliertem Wasser gemischt und 40 Sekunden lang unter Vakuum angerührt. Nach zwei Stunden konnten die Gipsmodelle auf eine geeignete Größe getrimmt werden und mit einer diamantbesetzten Metalltrennscheibe die einzelnen Zähne herausgesägt und entsprechend der Registriernummer beschriftet werden. Als problematisch erwies sich bei der Trennung zweier Zähne eine mögliche Absprengung im Bereich des Approximalkontaktes, da hierdurch die ursprüngliche Morphologie in diesem Bereich verändert wird.

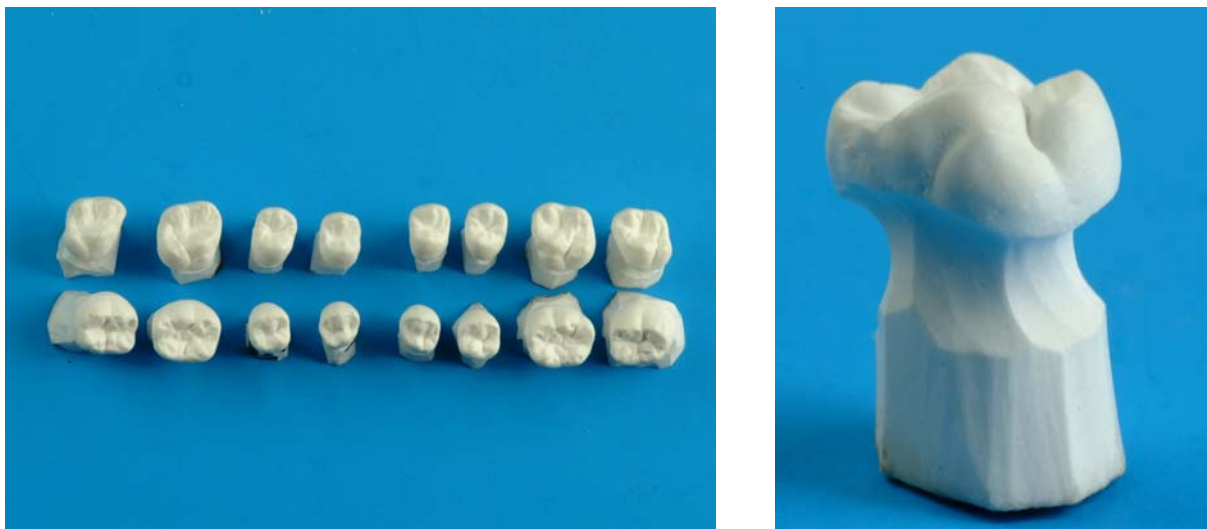


Abb. 8: Einzelzahnmodelle

Bei den so entstandenen Einzelzahnmodellen wurde eine Stufe am Übergang von der klinischen Krone zur Gingiva eingefräst, um bei der Datenerfassung durch das 3D-Scansystem zu gewährleisten, dass lediglich die zu analysierende Oberfläche des Zahnhartgewebes (Kronenbereich) erfasst wird. Die Einzel-

stumpfm Modelle wurden mit einem Bürstchen gesäubert, kleine Gipsperlen wurden weggesprengt.

Aus Dokumentationsgründen wurde jede Abformung ein zweites Mal ausgegossen und ausgearbeitet und die kompletten Modelle sowie die Einzelzahnmodelle entsprechend der Registriernummer aufbewahrt.

Tab. 1: Zahnbibliothek

<i>Zahn</i>	Anzahl	<i>Zahn</i>	Anzahl	<i>Zahn</i>	Anzahl	<i>Zahn</i>	Anzahl
<i>14</i>	102	<i>24</i>	108	<i>34</i>	94	<i>44</i>	96
<i>15</i>	104	<i>25</i>	98	<i>35</i>	89	<i>45</i>	90
<i>16</i>	101	<i>26</i>	95	<i>36</i>	91	<i>46</i>	89
<i>17</i>	87	<i>27</i>	90	<i>37</i>	80	<i>47</i>	78

3.1.3 3D-Datenerfassung

Grundsätzlich erfolgt die 3D-Datenerfassung entweder mit mechanischen oder optischen Systemen. Optische Systeme messen berührungslos. Das hier benutzte optische System wurde in Zusammenarbeit mit der Firma Willytec® (München) und der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickelt. Es wurde ursprünglich für die Abrasionsmessung von Füllungen und Zahnoberflächen konzipiert (Mehl 1997). In der vorliegenden Arbeit diente dieses Messverfahren der Erfassung von unversehrten Kauflächen.



Abb. 9: Laserscanner

3.1.4 Prinzip des 3D-Laserscanners

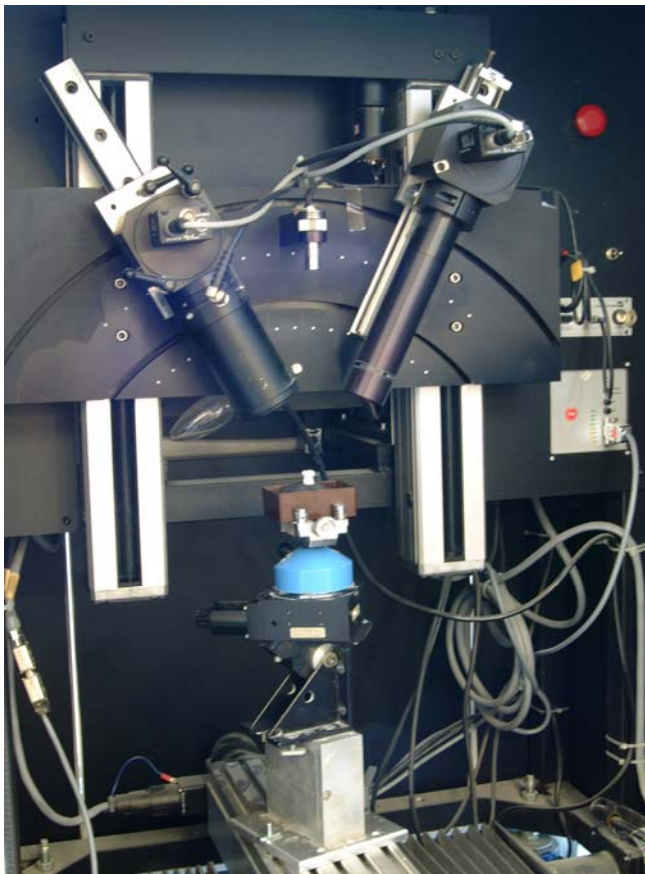


Abb. 10: Scanner von innen

In der Beleuchtungseinheit wird das Licht einer Halbleiter-Laserdiode (670 nm) über eine spezielle Linienoptik in eine Lichtlinie umgewandelt, die auf die zu vermessende Objekt Oberfläche projiziert wird. Das resultierende Profil wird unter dem Triangulationswinkel auf einen CCD-Chip abgebildet. Die Information des Höhenunterschiedes liegt dabei in dem seitlichen Versatz der einzelnen Oberflä-

chenpunkte. Durch Auswertung der einzelnen Pixel des CCD-Chips lässt sich das Höhenprofil ermitteln. Der Tiefenschärfebereich liegt bei maximal 3,5 cm, ohne dass Einbußen in der Messgenauigkeit hingenommen werden müssen. Die gesamte 3D-Oberfläche erhält man, indem durch schrittweises Verfahren des Objektes auf einem Verschiebetisch in y-Richtung Lichtlinie für Lichtlinie abgetastet und ausgewertet wird. Der Abstand und die Anzahl der einzelnen Schritte kann mit Hilfe der Steuersoftware eingestellt werden.

Genauigkeit des 3D-Scan-Meßsystem (Mehl et al. 1996)

Präzision des Matching-Programms	0,2 +/- 0,05 μm
Präzision der Zahnoberflächenvermessung	2,2 +/- 0,5 μm
Genauigkeit Zahnoberfläche (nach Matching)	10,1 +/- 2,0 μm

3.1.5 Vermessung der Einzelzahnmodelle und Datenverarbeitung

Die Einzelzahnmodelle wurden dreidimensional mittels eines Laserscanners (Mehl et al. 1996) vermessen. Aufgrund der Triangulationsanordnung des Sensors konnte in einem einzelnen Messvorgang nie der gesamte Zahn dreidimensional vermessen werden, da an sensorabgewandten, steileren Zahnabhängen Abschattungen auftreten. Um diese zu vermeiden, erfolgte die Vermessung der Kaufläche aus zwei entgegengesetzten Richtungen. Die Auf-

lösung der Vermessung wurde mit einem Punkteabstand von $30\ \mu\text{m} \times 30\ \mu\text{m}$ (x, y) durchgeführt und damit die Zahnoberfläche durch ca. 250.000 Messpunkte beschrieben. Nach der eigentlichen Vermessung mussten die zwei Ansichten des jeweiligen Einzelzahnmodells zu einer Gesamtansicht zusammengelegt werden. Sämtliche Daten wurden im xv-Format abgespeichert. Die Überlagerung der einzelnen Ansichten erforderte keine exakte Kenntnis der Rotations- und Translationsparameter, sondern wurde mittels eines Matching-Programms (Match3D Version 2.4, Gloger 2004) durchgeführt (Mehl et al. 1997). Um weitere Untersuchungen durchführen zu können, war es notwendig, dass alle Kauflächen der jeweiligen Zahngruppe (14, 15, 16, 17, 24, 25, 26, 27, 34, 35, 36, 37, 44, 45, 46 und 47) zueinander ausgerichtet sind und im gleichen Koordinatensystem liegen. Durch Achsenspiegelung und Rotation wurden die gegenüberliegenden Zahngruppen weiter zusammengefasst. Dies ergab folgende Zahngrup-

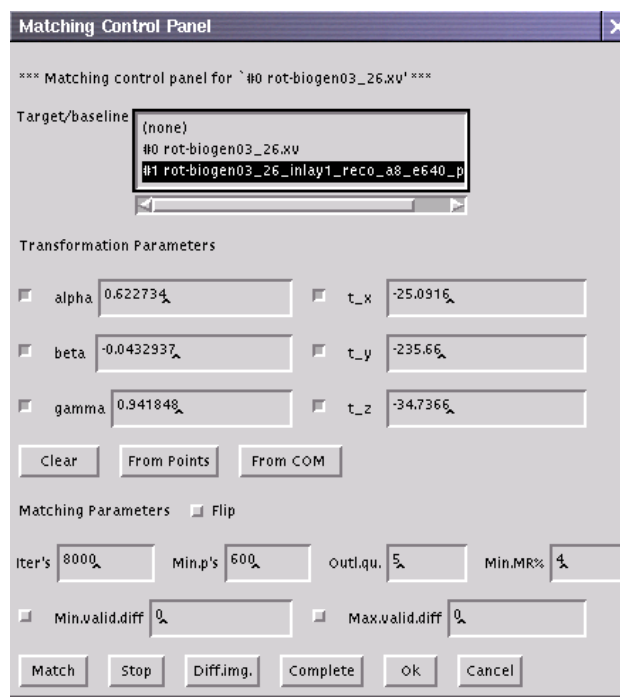


Abb. 11: Matching-Kontrollelement im Programm Match 3D

pen: OK 4, OK 5, OK 6, OK 7, UK 4, UK 5, UK 6, UK 7. Es wurde ein typischer Vertreter aus jeder Gruppe als Referenzzahn ausgewählt. Alle anderen Zähne der entsprechenden Gruppe wurden anschließend zu diesem ausgewählten Zahn mittels Matching ausgerichtet. Dadurch waren zumindest die groben Strukturen wie Höckerspitzen und Fissuren im gleichen 3D-Raumbereich angeordnet.

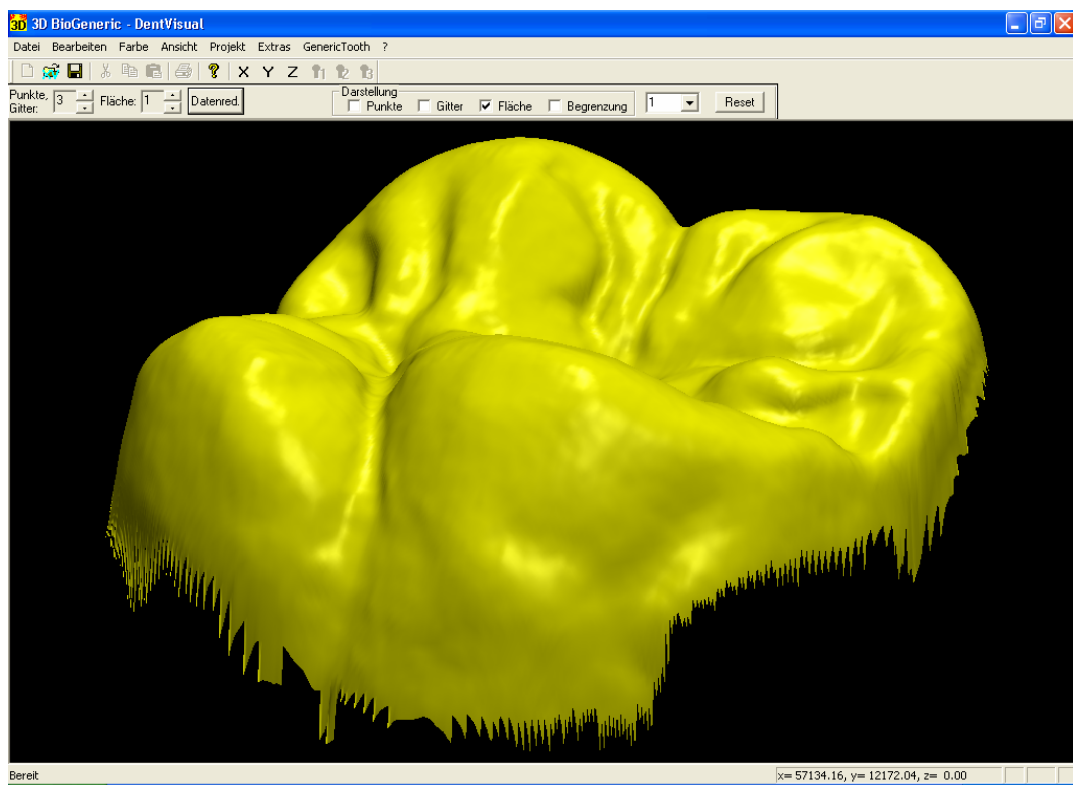


Abb. 12: Softwareprogramm DentVisual mit geöffneter Zahndatei

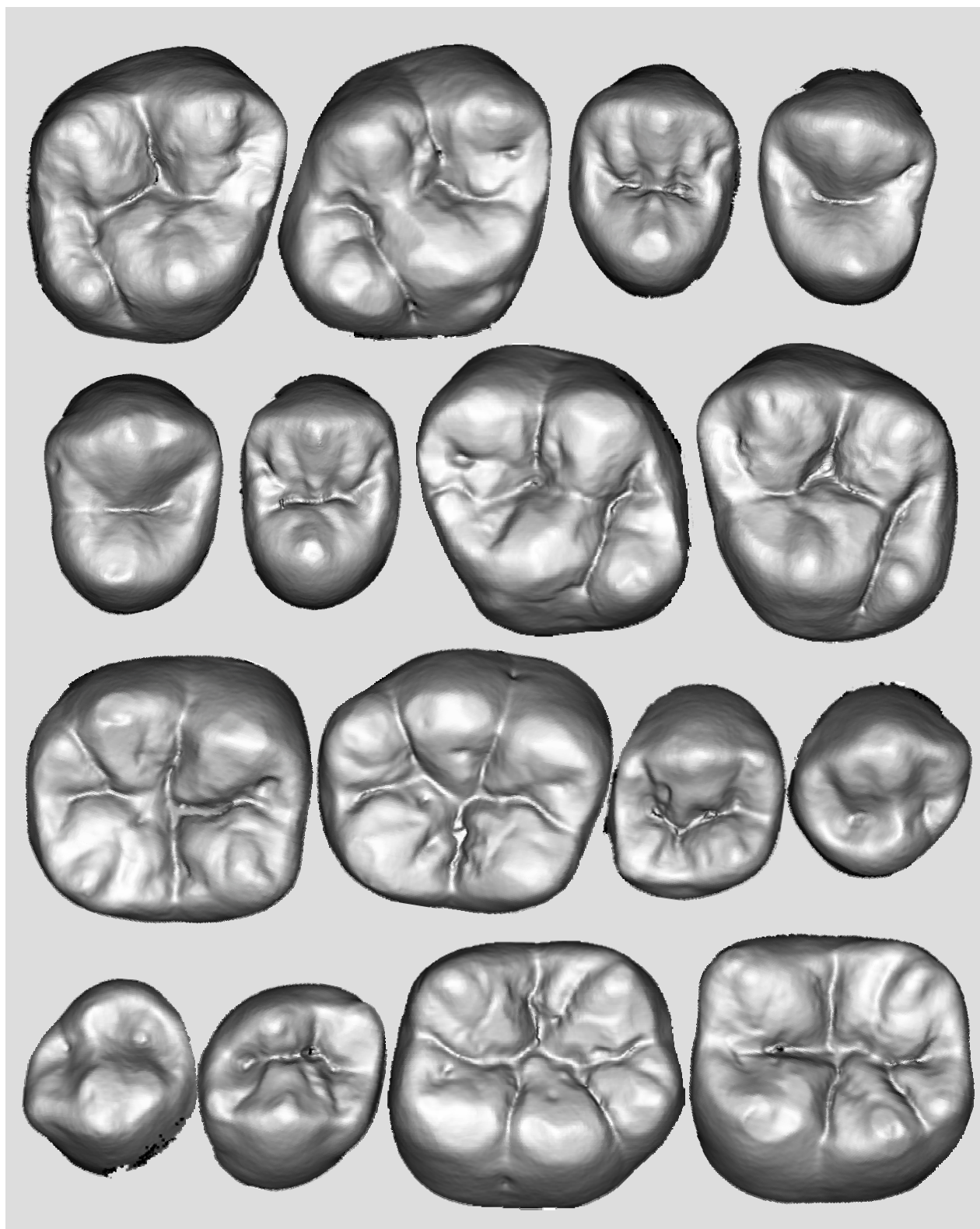


Abb. 13: Beispiel einer Zahndatei (Molaren und Prämolaren)

3.2 Bearbeitung der Zahnbibliothek

Die Zähne der jeweiligen Zahngruppen wurden nach dem von Mehl 2003 vorgestellten Verfahren, „Der Biogenerische Zahn“ (Kapitel 2.3.2), bearbeitet.

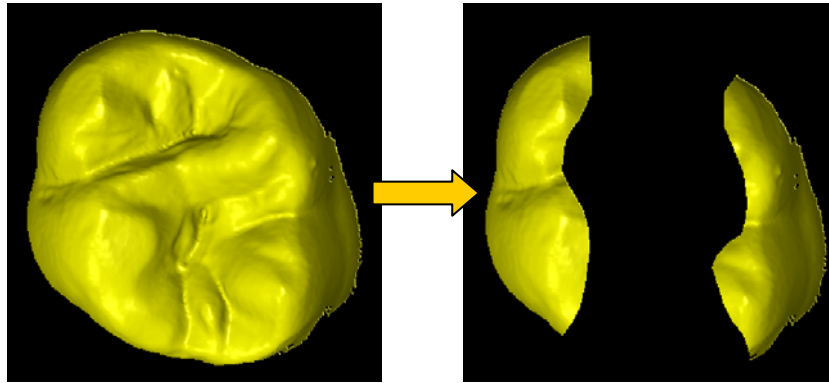


Abb.14: Inlaysimulation

3.2.1 Rekonstruktion von Inlaykavitäten mittels biogenerischem Modell

Zur Berechnung von Inlayrekonstruktionen wurden neun nicht in der Zahnbibliothek enthaltene Molarenoberflächen (sechs Oberkiefer- und drei Unterkiefermolaren), wie in Kapitel 3.1.5 beschrieben, vermessen und jeweils drei unterschiedlich große Kavitäten durch Einzeichnen der Präparationsgrenzen am Monitor simuliert. Dies bot die Möglichkeit, die berechnete Kaufläche mit der ursprünglichen Kaufläche zu vergleichen. Die Oberflächenrekonstruktion der 27 Inlaykavitäten erfolgte unter Verwendung des biogenerischen Zahnmodells im Programm DentVisual 2005. Nach Bestimmung von vier initialen Referenzpunkten auf der Restzahnoberfläche und korrespondierend auf dem Durchschnittszahn wurden mehrere Rekonstruktionen durch Kombination von folgenden verschiedenen Variablen generiert:

1. Wahrscheinlichkeitsfaktor ($\eta = \text{eta Faktor}$): Je größer der Wert des Faktors, umso weniger Freiheitsgrade besitzt eine Rekonstruktion und umso näher wird sich die generierte Oberfläche an einem allgemeinen Durchschnittszahn

orientieren. Ist der Faktor geringer, kann eine sehr freie, individuelle Rekonstruktion gebildet werden, jedoch bis hin zu zahnuntypischen Formen.

2. Anzahl der Hauptkomponenten (**PC**): Je mehr Hauptkomponenten im Generierungsprozess berücksichtigt werden, desto variabelere Oberflächen können erzeugt und beschrieben werden.

3. Anzahl der Generierungsdurchläufe (**Iterationen**).

	<i>Anzahl</i>	<i>Werte</i>
Eta-Faktor (η)	5	4; 16; 64; 256; 1024
Hauptkomponenten (PC)	5	30; 90; 150; 210; 270
Durchläufe (Iterationen)	4	2; 4; 6; 8
Rekonstruktionen pro Inlaykavität	100	

Zur Visualisierung der generierten Daten wurden die dreidimensionalen xv-Dateien durch einen von Gloger (2005) programmierten Befehl in zweidimensionale tiff-Dateien gewandelt. Die Auswertung erfolgte zuerst visuell anhand der Rekonstruktionsbilder (100 Rekonstruktionen pro Inlay durch Kombination der genannten Parameter) mit dem Ziel, dem Ursprungszahn möglichst ähnliche Oberflächen herauszufiltern.

Die visuelle Auswertung wurde vom Verfasser und einem weiteren Experten durchgeführt. Dabei wurden in einem Ausschlußverfahren zunächst jene Rekonstruktionen verworfen, welche ein klar zahnuntypisches Gebilde lieferten. Aus dem verbleibenden Bilder-Pool wurden dann jeweils jene Rekonstruktionen ausgewählt, welche nach Auffassung der Auswerter die größte Ähnlichkeit zum Ursprungszahn hatten. Als Kriterien wurden die Umrißform, Lage der Höcker, die Höckerform, das Fissurenmuster und die Fissurentiefe angesehen.

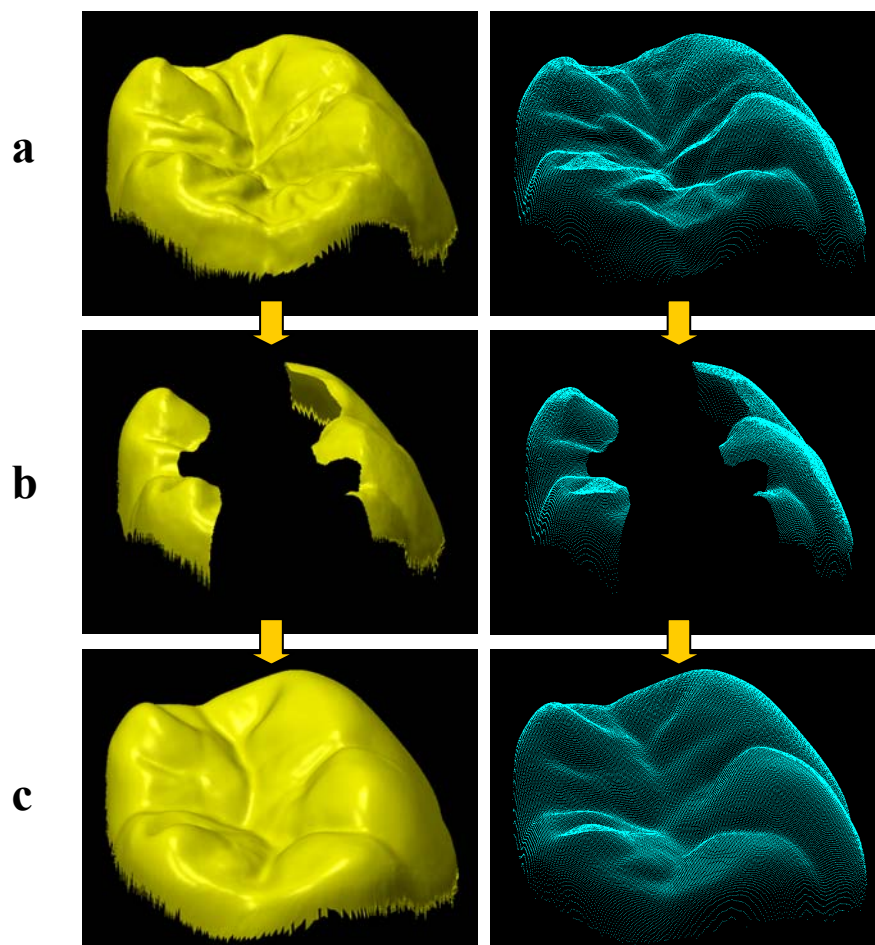


Abb. 15: Darstellung des Berechnungsprozesses. Links in der Flächendarstellung, rechts in der Gitterdarstellung.
a: Ursprungszahn b: ausgeschnittene Kavität c: berechnete Rekonstruktion

Nach der rein visuellen Auswertung wurden unter den hundert Rekonstruktionen etwa 4-10 als besonders ähnlich eingestuft. Es wurde dann jene Zahnoberfläche als die Beste ausgewählt, welche die geringste Standardabweichung zum Ursprungszahn hatte.

	Kavität 1	Kavität 2	Kavität 3
Biogen03_16	groß	klein	mittel
Biogen03_26	groß	mittel	mittel
Biogen05_16	klein	groß	mittel
Biogen06_16	groß	klein	mittel
Biogen08_26	klein	groß	mittel
Biogen07_16	groß	groß	mittel
Biogen02_46	groß	mittel	klein
Biogen05_46	mittel	groß	mittel
Biogen08_46	klein	mittel	klein

Tab. 2: Kavitätengröße

3.2.2 Statistische Auswertungen

Als Maß für die Ähnlichkeit erfolgte eine metrische Auswertung zwischen Ausgangszahn und generiertem Zahn. Dabei wurde zu jedem Punkt auf der generierten Oberfläche, der geringste Abstand zur Oberfläche des Aus-

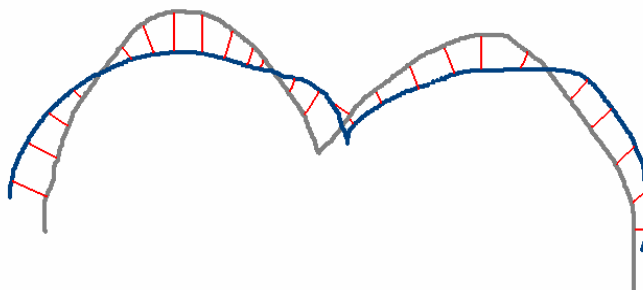


Abb. 16: Auswertung über kleinsten Abstand

gangszahnes berechnet und von diesen Werten der mittlere Abstand ermittelt (siehe Abb. 16). Dies wurde genau für jene Areale durchgeführt, die zuvor in der Ausgangsoberfläche durch Ausschneiden entfernt wurden. Man vergleicht also die Oberfläche des generierten „Inlays“ mit der natürlichen Zahnoberfläche. Diese Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) wurde im Programm DentVisual 2005 gewonnen und in einem Output File (siehe Anhang 2) festgehalten. Eine graphische Auswertung über mehreren Variablen fand im Programm SPSS 13.0 statt. Die Anzahl der Hauptkomponenten wurde auf der Abszisse angetragen, die Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) an der Ordinate. Die unterschiedlichen eta-Faktoren (η) wurden durch verschiedenfarbige Linien gekennzeichnet. Die einzelnen Generierungsdurchläufe wurden in jeweils eigenen Graphiken untereinander (=Zeilen) aufgelistet.

Die Auswertung über den geringsten Abstand zweier Punkte erscheint nur dann sinnvoll, solange zwei Oberflächen zueinander geordnet in dem gleichen Ko-

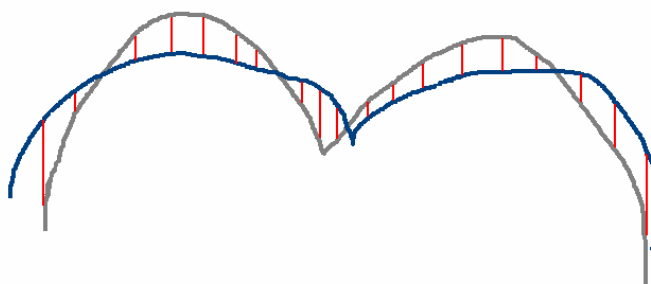


Abb. 17: Auswertung mittels z-Projektion

ordinatensystem liegen, wie dies nach dem Generierungsprozess mit der Ursprungszahnoberfläche und der generierten Oberfläche der Fall ist. Will man zwei beliebige Oberflächen miteinander auf Ähnlichkeit vergleichen, muss man diese erst überlagern und zueinander ausrichten.

Da weitere vergleichende Untersuchungen (beispielsweise die Ähnlichkeit der Rekonstruktionen untereinander im Vergleich zu der Variabilität/Ähnlichkeit der natürlichen Zahnoberflächen untereinander) anhand der Standardabweichung über den geringsten Abstand ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) nicht möglich erschienen, wurden in folgenden Untersuchungen die Standardabweichung durch z-Projektion ($\text{Stddev}_{\text{Match}}$, siehe Abb. 17), als Maß für die Ähnlichkeit, herangezogen. Die Überlagerung mit möglichst kleinstem Abstand wurde durch Rotation und Translation mit Hilfe des Programms Match 3D Version 2.4 (Gloger 2004) durchgeführt.

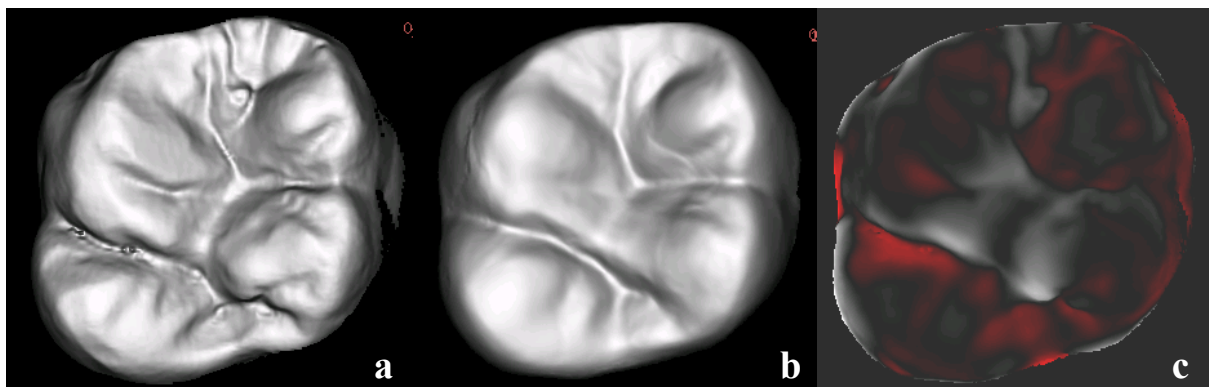
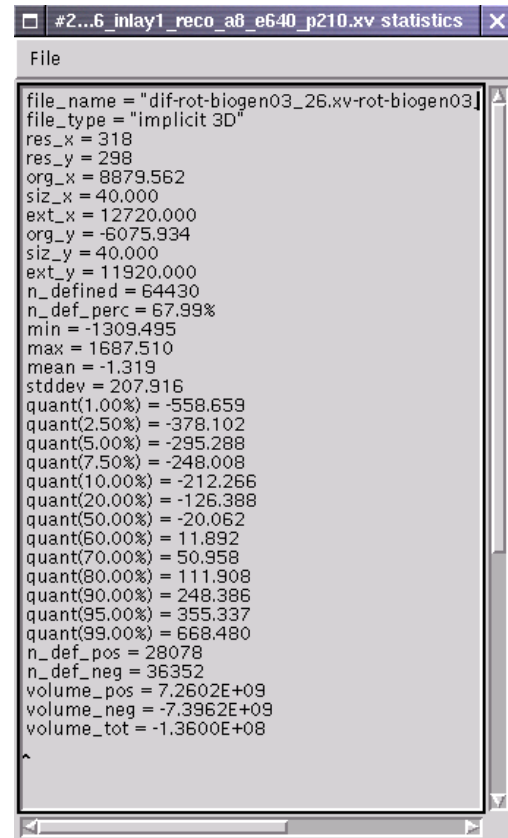


Abb. 18: Vergleich Ausgangszahn-Rekonstruktion; **a**: Ausgangszahn, **b**: Reco, **c**: Differenzbild (weiß = Bereiche in denen Ausgangsoberfläche höher liegt, rot = Bereiche in denen Ausgangsoberfläche tiefer liegt, schwarz = keine Unterschiede)

Im selben Programm wurde dann ein Differenzbild (z-Projektion) erstellt (siehe Abb. 18c Differenzbild). Die Statistik der Differenzen der z-Werte der einzelnen Punkte [also jeweils die Differenz aus $z_1(x, y)$ und $z_2(x', y')$ nach Interpolation] wurden dann jeweils in einer extra Datei abgespeichert (Dateiformat .stat). Bei der Beurteilung von diesen Differenzbildern sollte aber immer auch an größere Abweichungen in den steilen Bereichen gedacht werden (siehe Abb. 16,

jeweils Randbereich). Hier verlaufen die Konturen der Zahnoberflächen in geringen Abstand nahezu parallel, sind also in jedem Fall relativ ähnlich. Die z-Differenz ist an diesen Stellen aufgrund der Steilheit jedoch extrem hoch. Aus diesem Grund wurden die sehr hohen Werte aus der Berechnung herausgenommen. Daher wurde für die Berechnung der Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Match}}$) durch die Halbierung der Differenz aus dem 80 und 20 Quantil herangezogen. Diese Werte wurden ebenfalls im Programm SPSS 13.0 nach verschiedenen Parametern (beispielsweise der Defektgröße) ausgewertet. Eine Korrelationsanalyse nach Pearson wurde zwischen $\text{Stddev}_{\text{Match}}$ und $\text{Stddev}_{\text{Gen}}$ durchgeführt.



```

#2...6_inlay1_reco_a8_e640_p210.xv statistics
File
file_name = "dif-rot-biogen03_26.xv-rot-biogen03"
file_type = "implicit 3D"
res_x = 318
res_y = 298
org_x = 8879.562
siz_x = 40.000
ext_x = 12720.000
org_y = -6075.934
siz_y = 40.000
ext_y = 11920.000
n_defined = 64430
n_def_perc = 67.99%
min = -1309.495
max = 1687.510
mean = -1.319
stddev = 207.916
quant(1.00%) = -558.659
quant(2.50%) = -378.102
quant(5.00%) = -295.288
quant(7.50%) = -248.008
quant(10.00%) = -212.266
quant(20.00%) = -126.388
quant(50.00%) = -20.062
quant(60.00%) = 11.892
quant(70.00%) = 50.958
quant(80.00%) = 111.908
quant(90.00%) = 248.386
quant(95.00%) = 355.337
quant(99.00%) = 668.480
n_def_pos = 28078
n_def_neg = 36352
volume_pos = 7.2602E+09
volume_neg = -7.3962E+09
volume_tot = -1.3600E+08

```

Abb. 19: Statistikdatei nach z-Projektion

4. ERGEBNISSE

4.1 Rekonstruktion von Inlaykavitäten mittels biogenerischem Zahnmodell

Die Auswirkung des eta-Faktors kann anhand von Abbildung 20 betrachtet werden. Je geringer der eta-Faktor, desto höher ist der Freiheitsgrad der Rekonstruktion, bei sehr niedrigen eta-Faktoren bis hin zu zahnuntypischen Formen. Mit zunehmendem eta-Faktor werden die Rekonstruktionen glatter bis irgendwann nur noch die Grundform des zu rekonstruierenden Zahnes zu erkennen ist.

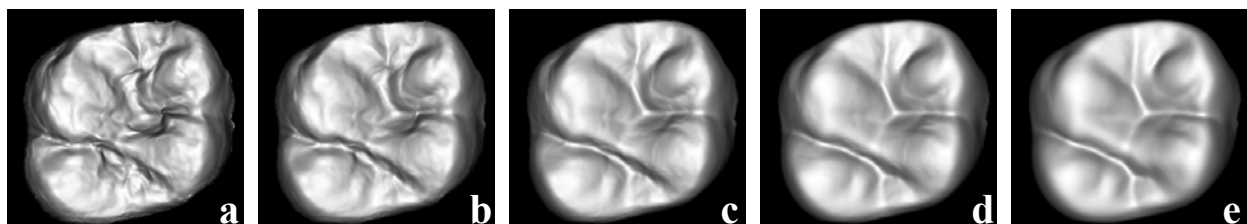


Abb. 20: Rekonstruktionen mit gleich vielen Hauptkomponenten (PC=290) und zunehmenden eta-Faktor (η): a $\eta=4$, b $\eta=16$, c $\eta=64$, d $\eta=256$, e $\eta=1024$

Die Zunahme der Hauptkomponenten bewirkt eine zunehmende Individualisierung der Rekonstruktionen. Je mehr Hauptkomponenten einbezogen werden, desto mehr Einzelheiten der Restzahnschubstanz gehen in die Berechnungen ein. Werden zu viele Hauptkomponenten berücksichtigt, entstehen auch hier zahnuntypische Formen. Visuell veranschaulicht ist die Auswirkung der Anzahl der Hauptkomponenten in Abbildung 21.

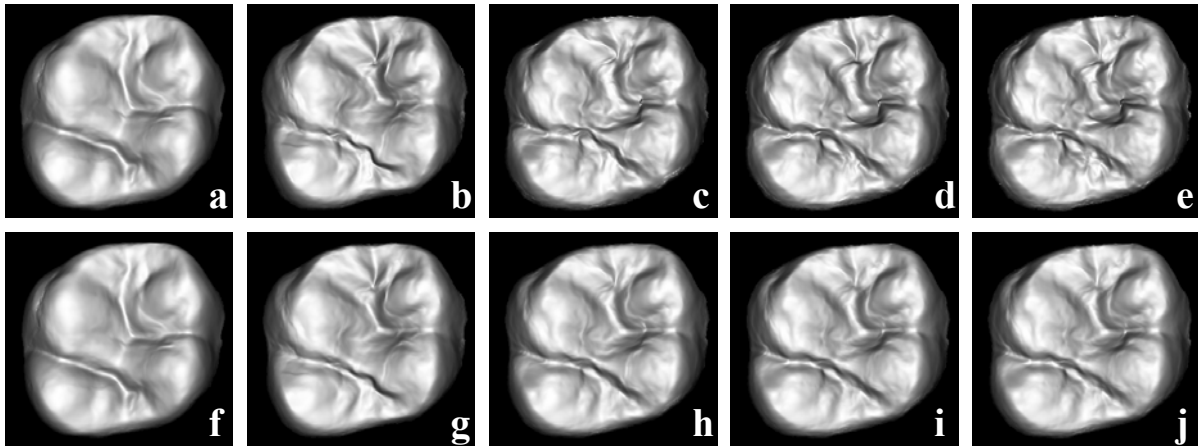


Abb. 21: Rekonstruktionen mit gleich bleibendem eta-Faktor (**oben $\eta=4$; unten $\eta=16$**) und zunehmender Anzahl an Hauptkomponenten (PC): **a** PC=30, **b** PC=90, **c** PC=150, **d** PC=210, **e** PC=290, **f** PC=30, **g** PC=90, **h** PC=150, **i** PC=210, **j** PC=290

Die Anzahl der Durchläufe wirkte sich visuell unwesentlich auf die Rekonstruktionsergebnisse aus, bewirkte jedoch geringe Verbesserungen der Standardabweichungen (siehe Abbildung 22 und 23).

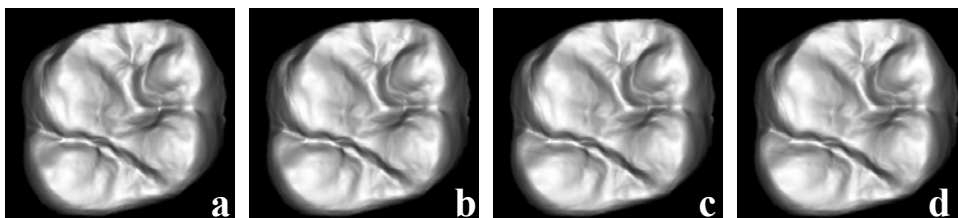


Abb. 22: Rekonstruktionen mit gleicher Anzahl an Hauptkomponenten (PC=210) und gleich bleibendem eta-Faktor ($\eta=16$) nach verschiedenen Durchläufen (add it): **a** 2 add it, **b** 4 add it, **c** 6 add it, **d** 8 add it

Für jede der 27 Inlaykavitäten kommen demnach verschiedenste Rekonstruktionsmöglichkeiten je nach Gewichtung der Hauptkomponenten und des eta-Faktors in Frage. Allgemeingültige Werte für Anzahl der Hauptkomponenten und eta-Faktor, die in jedem Falle die besten Rekonstruktionen liefern, konnten nicht gefunden werden. Auffällig war somit eine große Bandbreite an Kombinationsmöglichkeiten der beschriebenen Faktoren, die akzeptable Rekonstruktionen lieferten. Die im Folgenden ausgewählten Rekonstruktionsbeispiele für jedes Inlay wurden visuell und anhand der Standardabweichung ausgewählt. Die Standardabweichungen liegen im Bereich zwischen 114 μm und 190 μm . Auf den

folgenden Seiten werden die Ergebnisse grafisch dargestellt. Rechts oben befindet sich der jeweilige Ursprungszahn, links die simulierten Inlaykavitäten und rechts die ausgewählten Rekonstruktionsbeispiele.

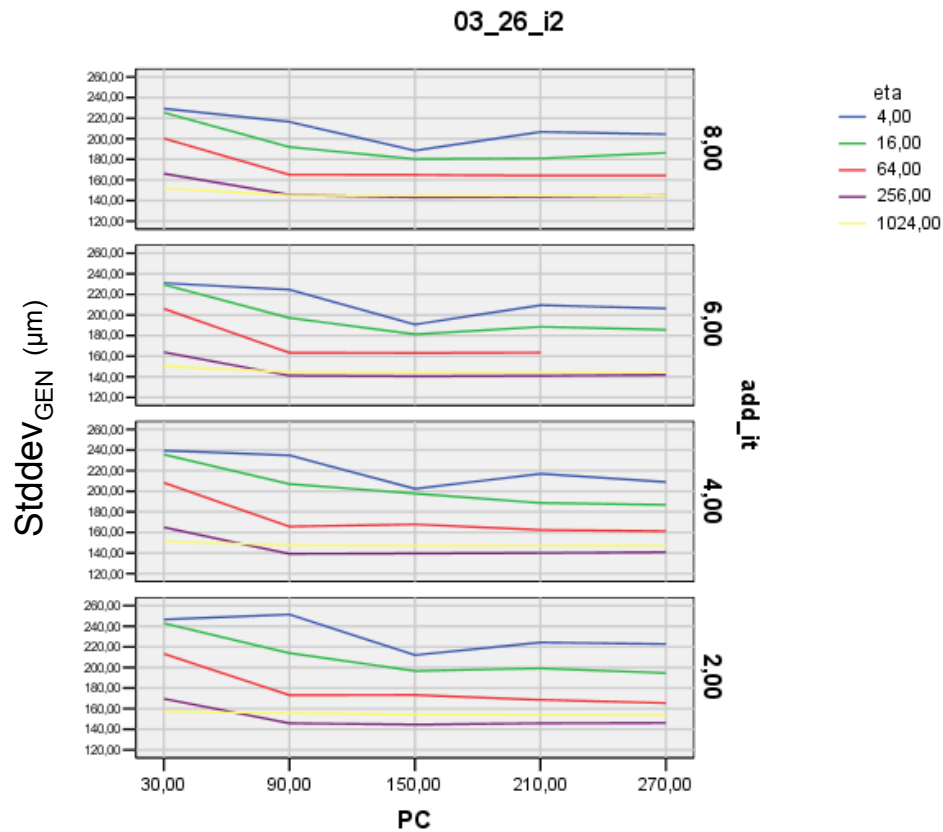
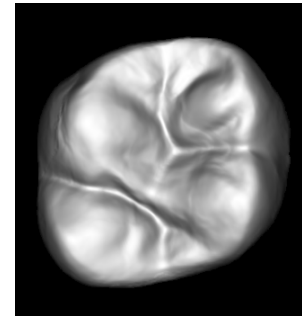
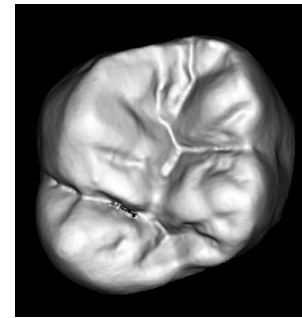
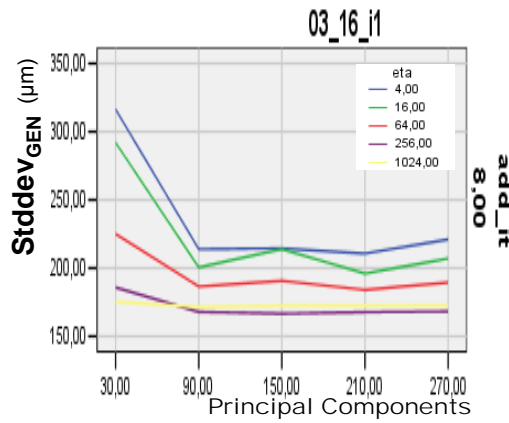
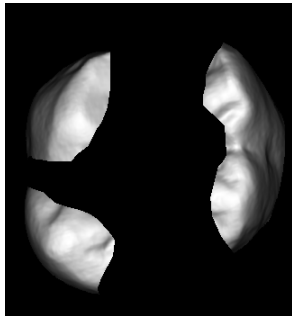
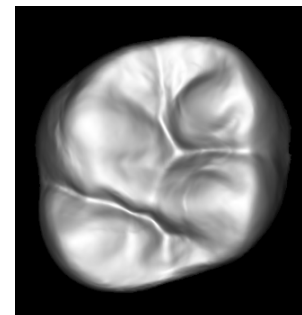
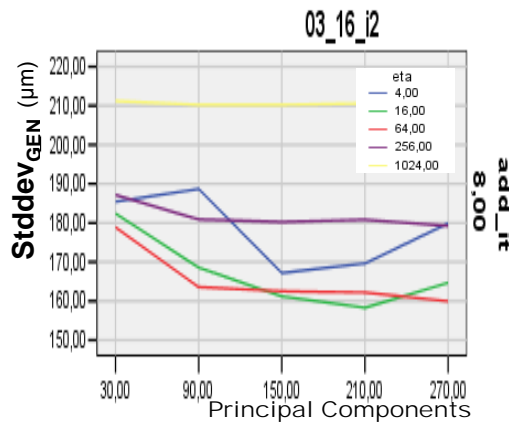
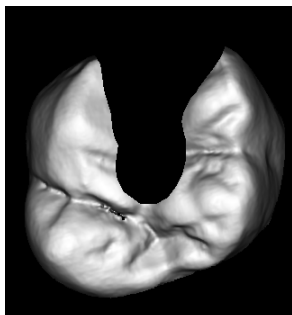


Abb. 23: Beispiel einer Rekonstruktion (hier Zahn 16; Proband 03; Inlaykavität 2). Graphische Darstellung der Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) der „Inlayoberfläche“ zur natürlichen Zahnoberfläche. Die für den Generierungsprozess vorgegebene „Restzahnsubstanz“ wird nicht berücksichtigt. Die Zeilen entsprechen den Generierungsdurchläufen 2, 4, 6 und 8. An der Abszisse sind die Hauptkomponenten (PC) angetragen.

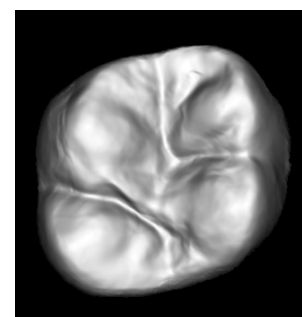
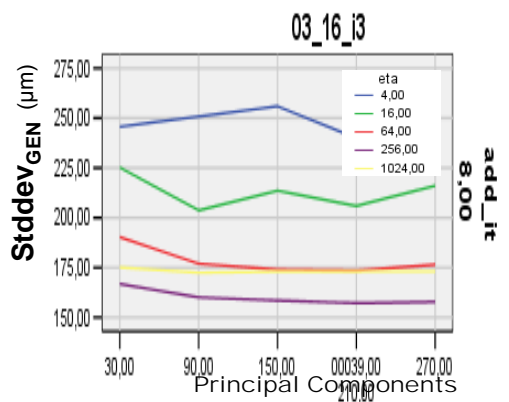
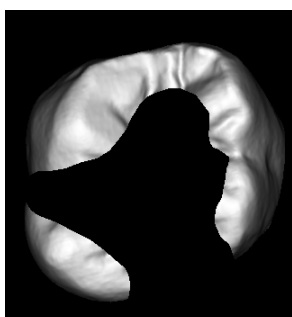
Biogen03_16



03_16_i1_a8_e64_p210
stddev.: 190µm



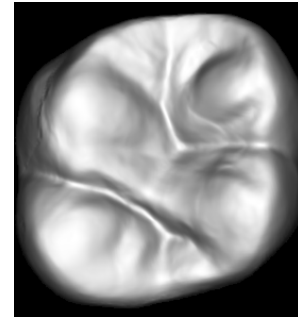
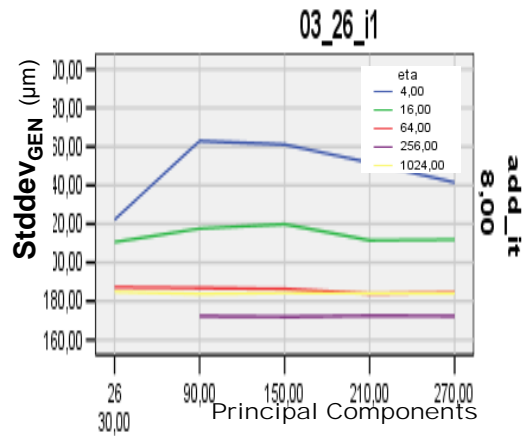
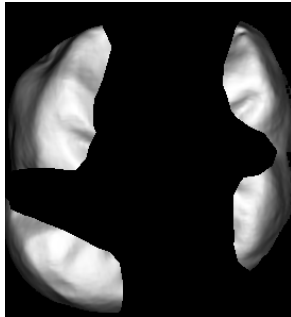
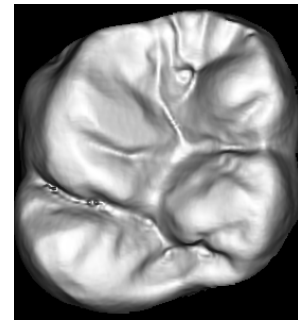
03_16_i2_a8_e64_p210
stddev.: 162µm



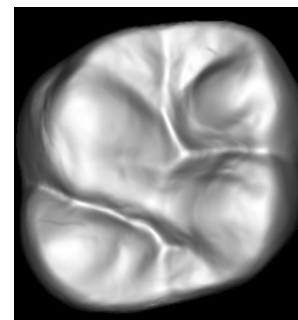
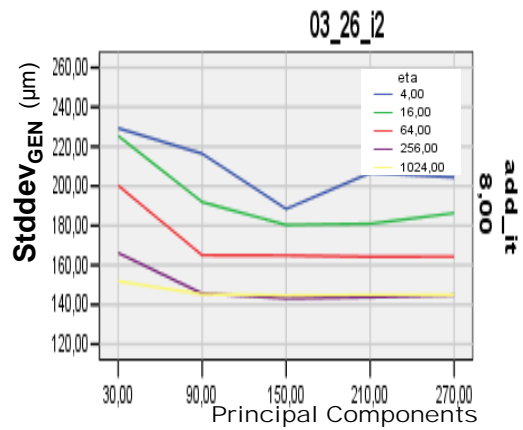
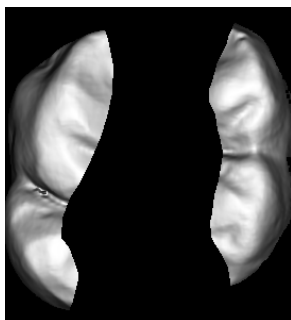
03_16_i3_a8_e16_p210
stddev.: 205µm

Abb. 24: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stdev_{Gen})

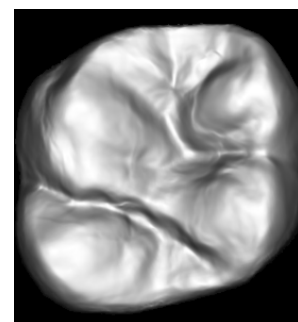
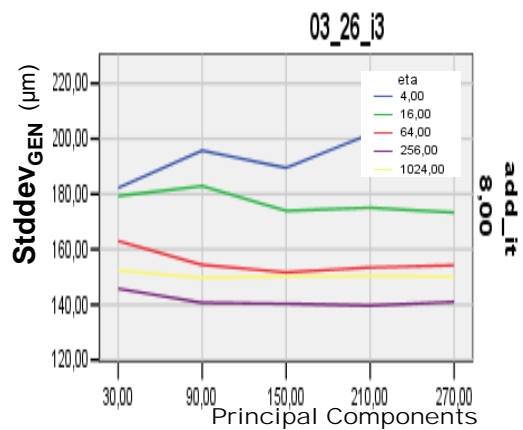
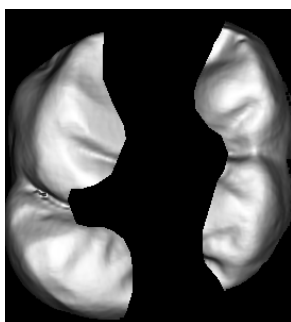
Biogen03_26



03_26_i1_a8_e64_p210
stddev.: 182µm



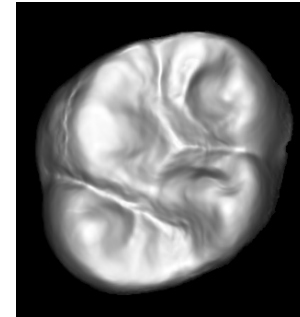
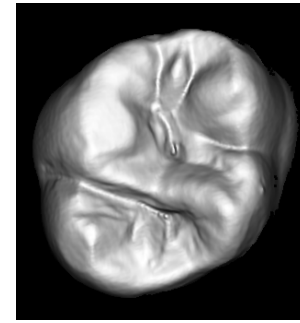
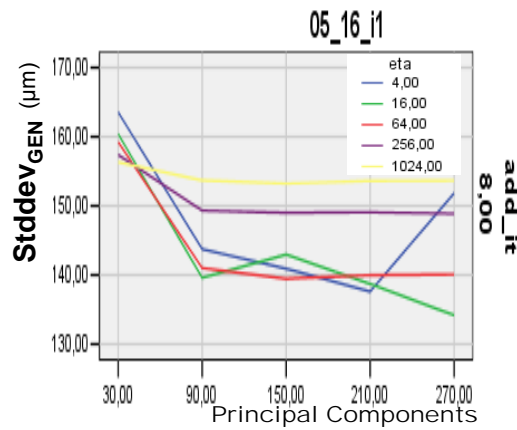
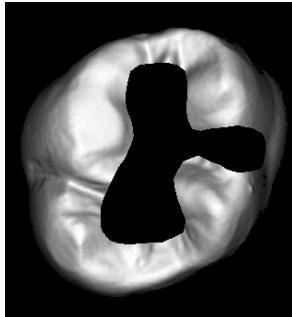
03_26_i2_a8_e64_p210
stddev.: 162µm



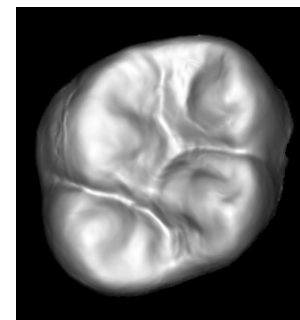
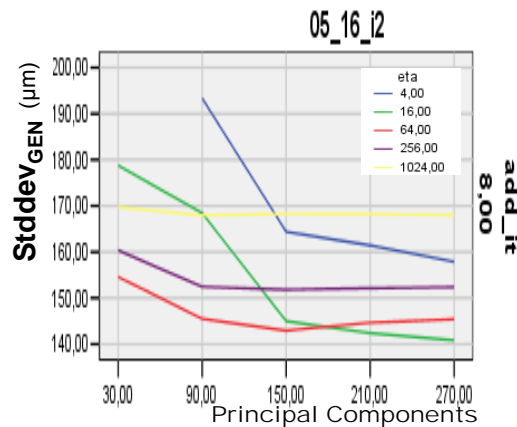
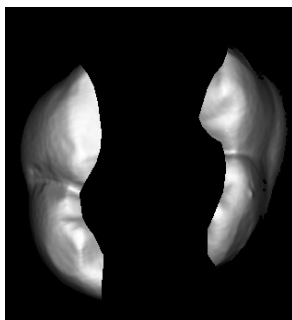
03_26_i3_a8_e16_p210
stddev.: 178µm

Abb. 25: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

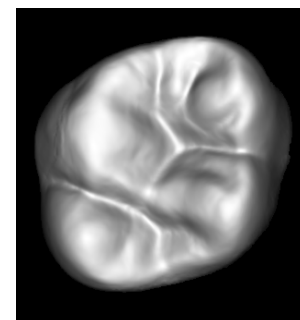
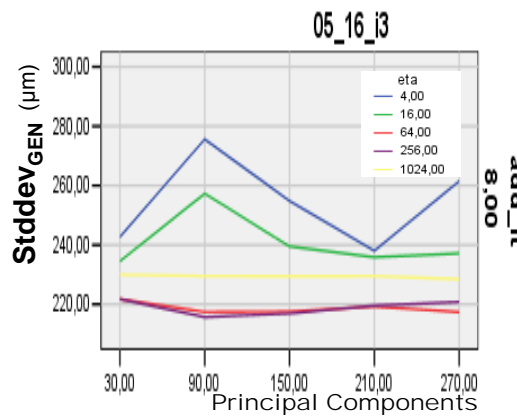
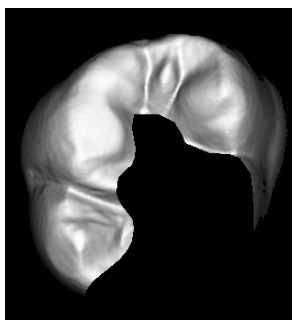
Biogen05_16



05_16_i1_a8_e16_p270
stddev.: 134µm



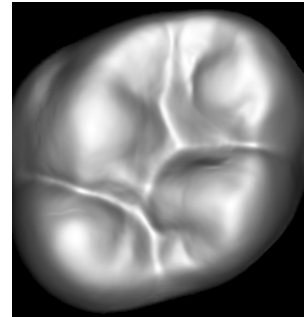
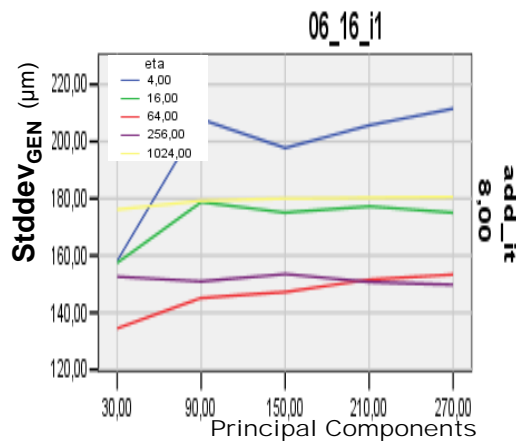
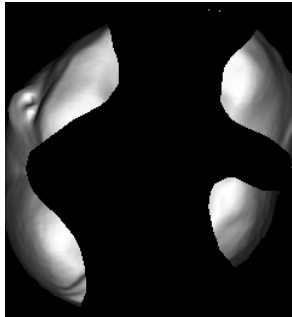
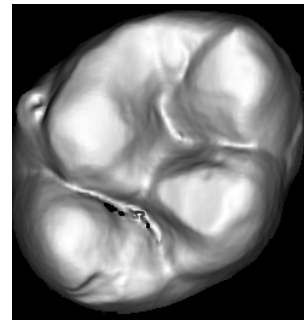
05_16_i2_a8_e16_p270
stddev.: 141µm



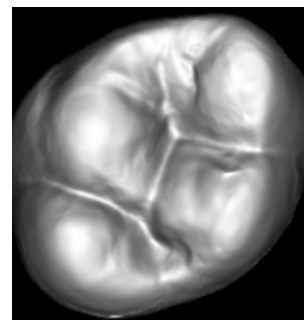
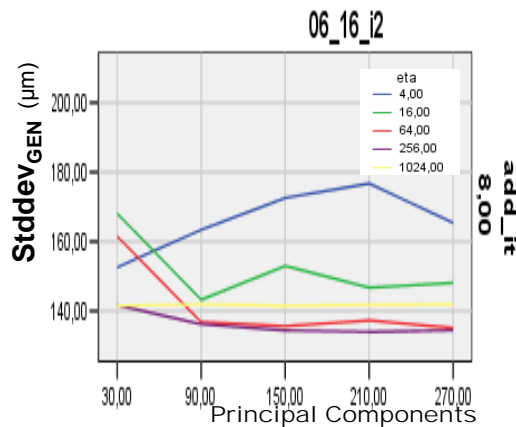
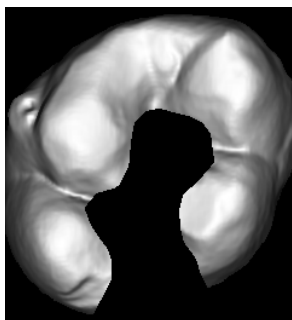
05_16_i3_a8_e64_p90
stddev.: 217µm

Abb. 26: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

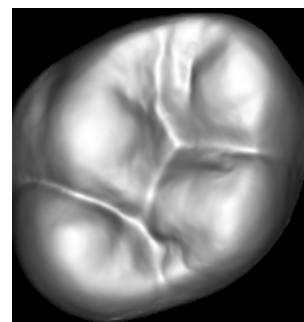
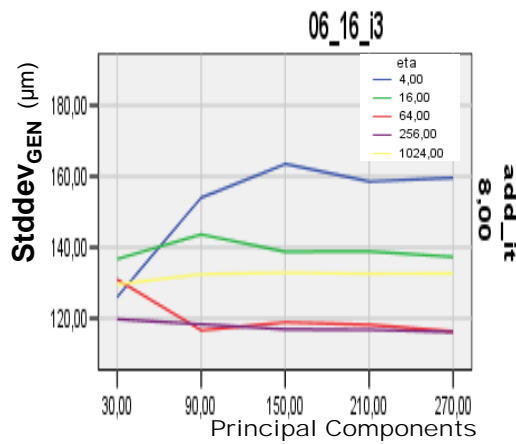
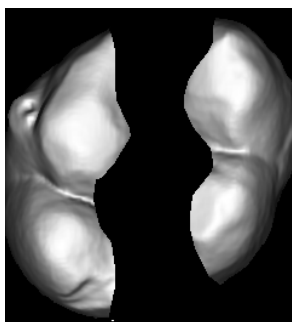
Biogen06_16



06_16_i1_a8_e640_p30
stddev.: 137µm



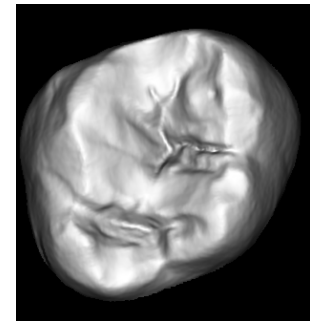
06_16_i2_a8_e160_p90
stddev.: 143µm



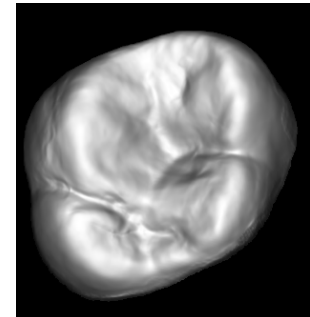
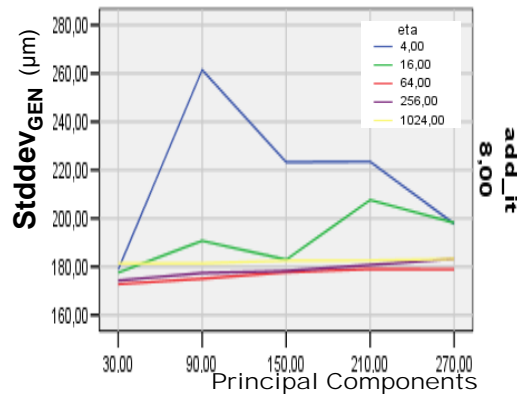
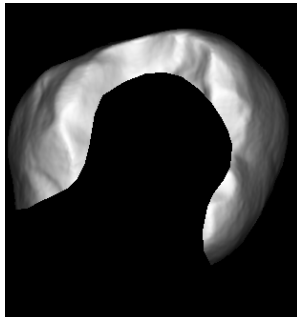
06_16_i3_a8_e640_p270
stddev.: 127µm

Abb. 27: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

Biogen07_16

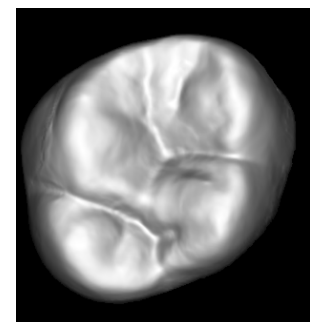
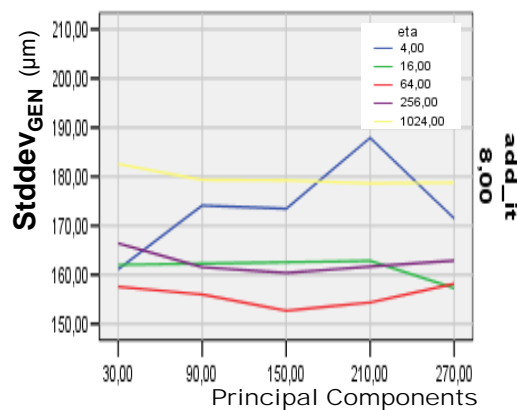
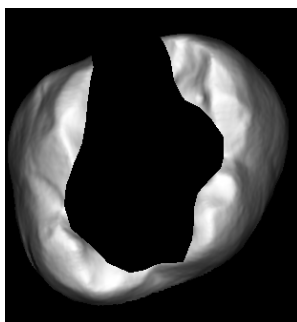


07_16_i1



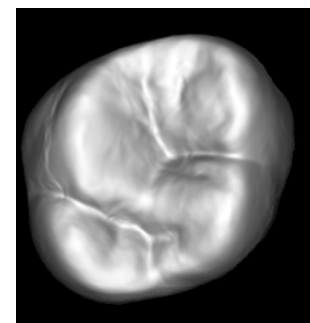
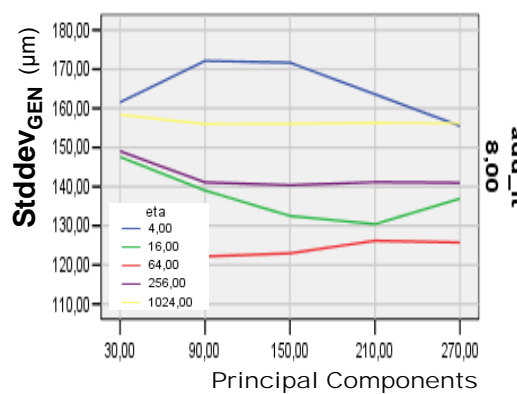
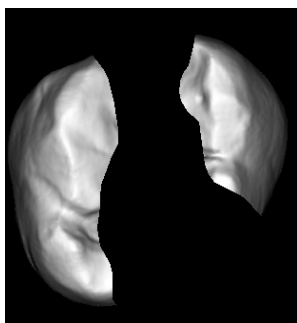
07_16_i1_a8_e160_p30
stddev.: 179µm

07_16_i2



07_16_i2_a8_e640_p150
stddev.: 153µm

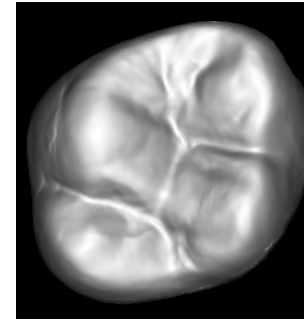
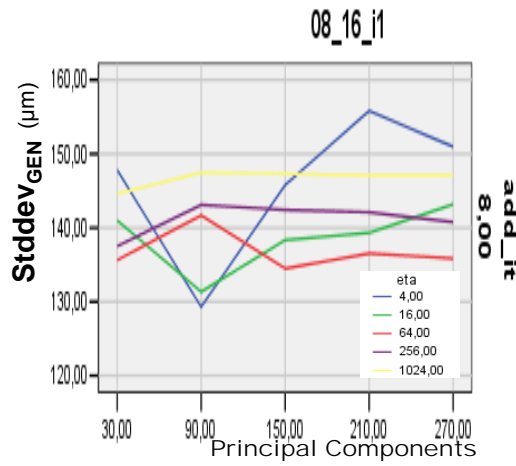
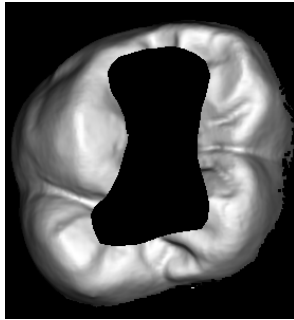
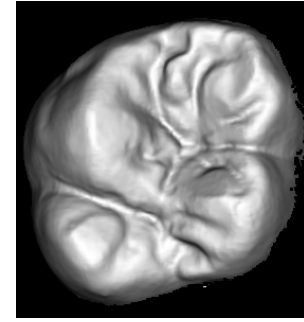
07_16_i3



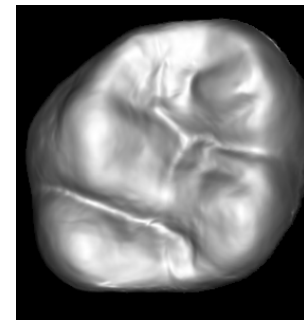
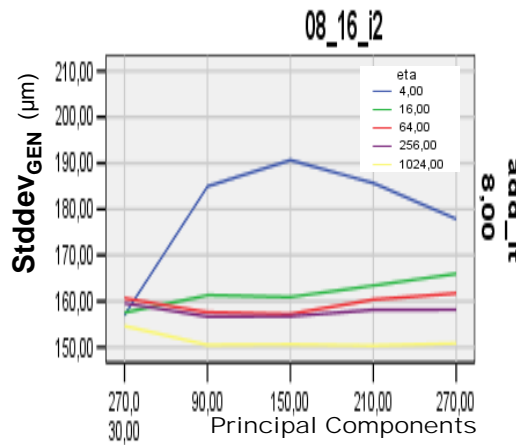
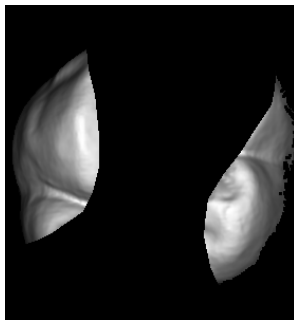
07_16_i3_a8_e640_p90
stddev.: 121µm

Abb. 28: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

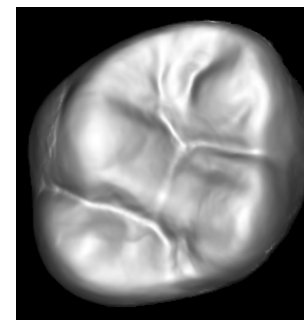
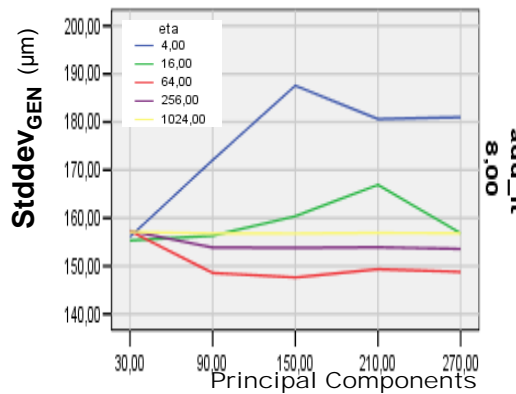
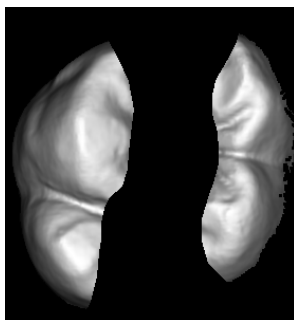
Biogen08_26



02_46_i1_a8_e4_p90
stddev.: 129µm



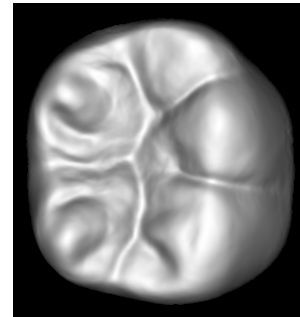
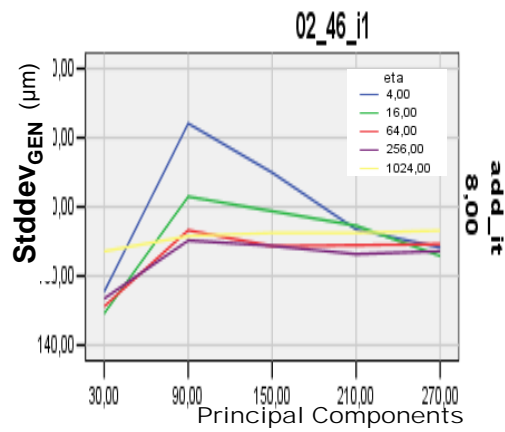
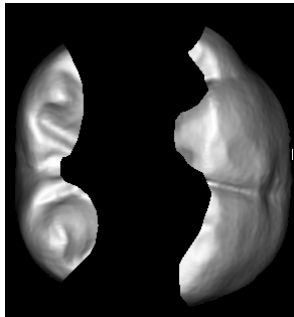
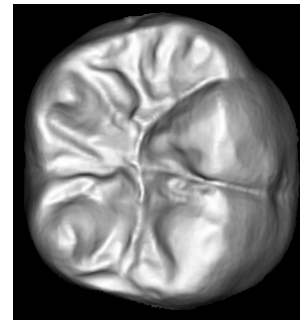
02_46_i2_a8_e64_p210
stddev.: 144µm



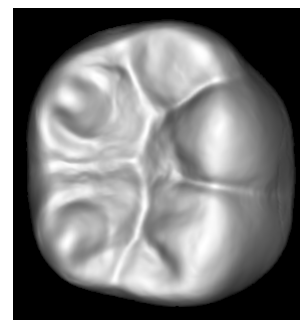
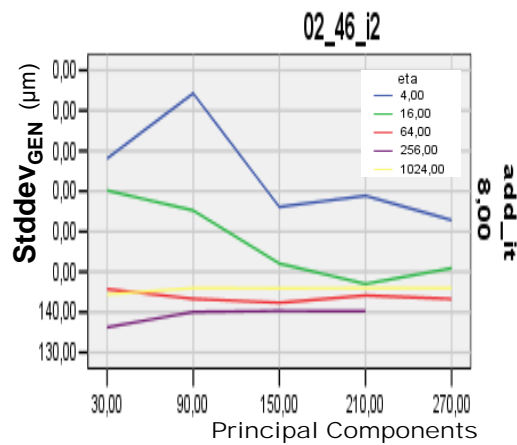
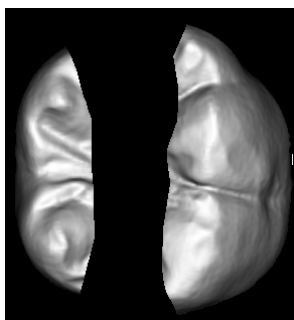
08_26_i3_a8_e640_p150
stddev.: 148µm

Abb. 29: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

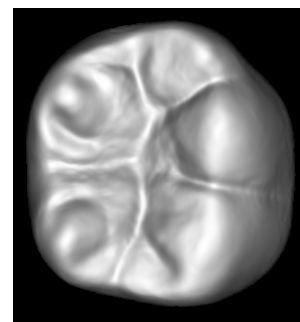
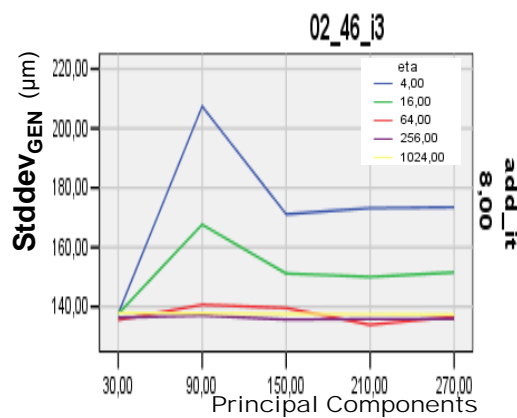
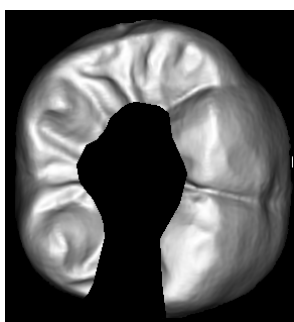
Biogen02_46



02_46_i1_a8_e64_p210
stddev.: 168µm



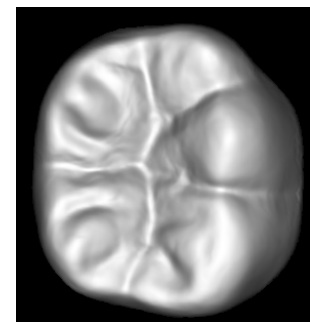
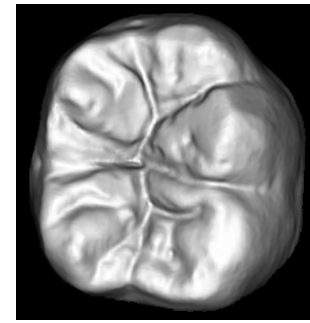
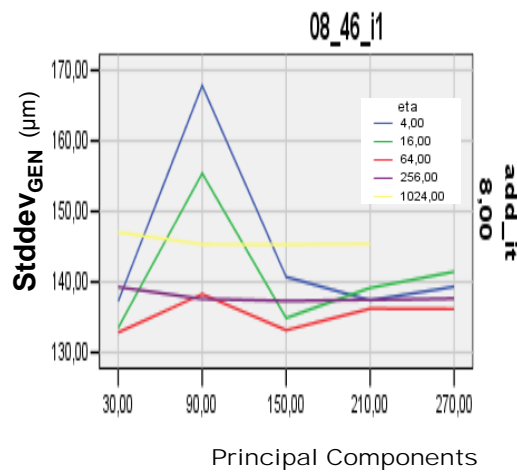
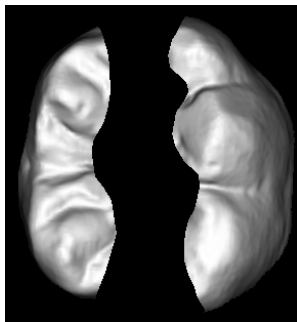
02_46_i2_a8_e64_p210
stddev.: 144µm



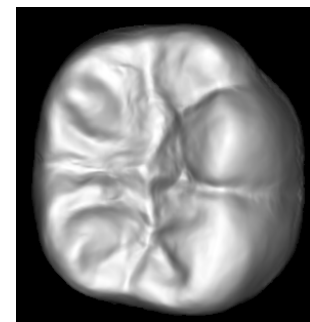
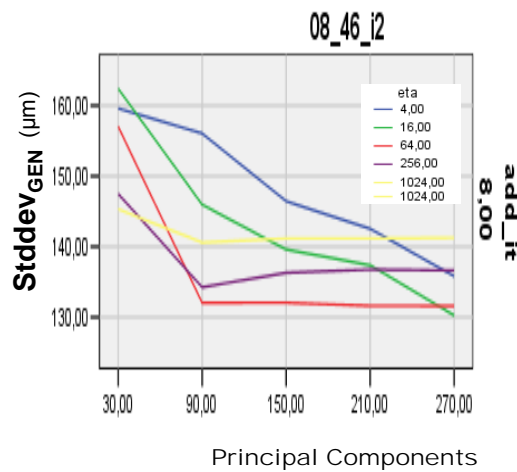
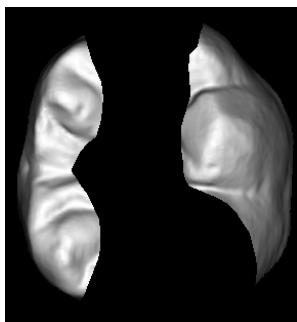
02_46_i3_a8_e64_p210
stddev.: 133µm

Abb. 30: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

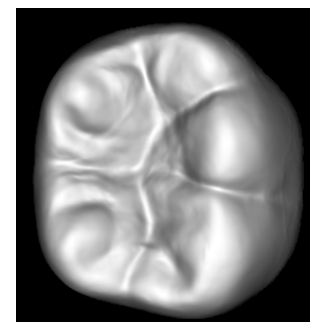
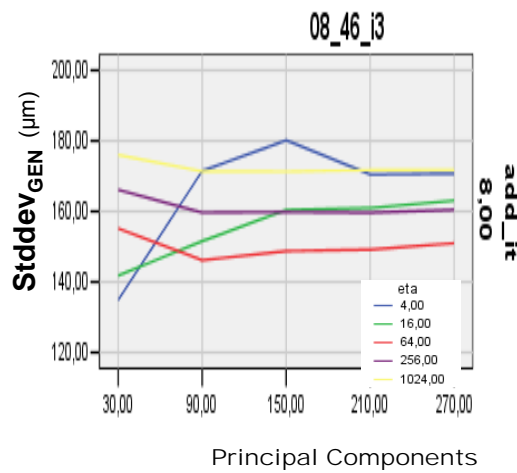
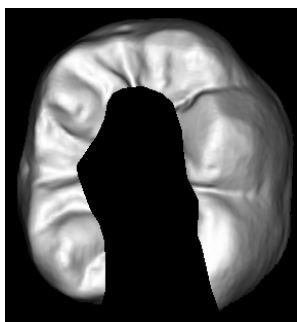
Biogen08_46



08_26_i1_a8_e40_p150
stddev.: 133µm



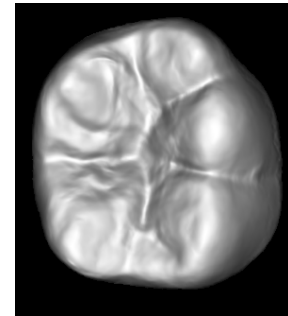
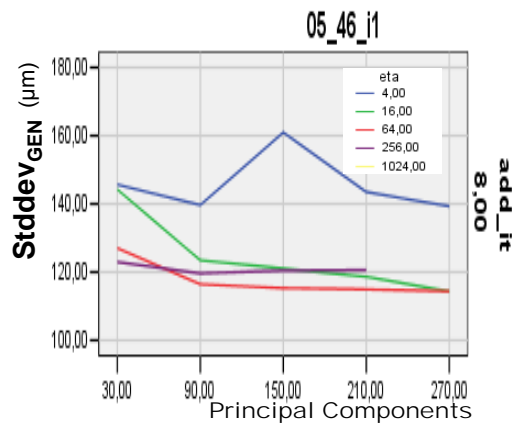
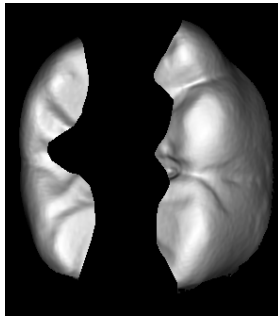
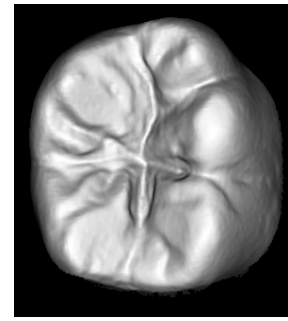
08_26_i2_a8_e640_p150
stddev.: 132µm



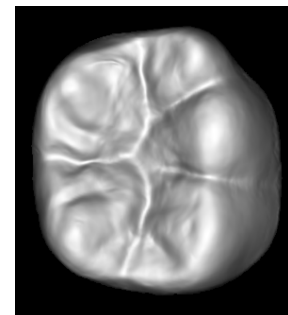
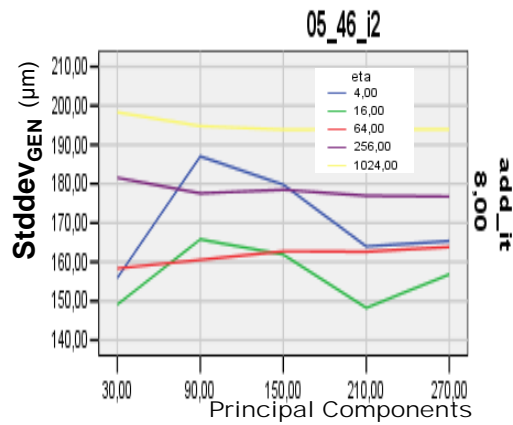
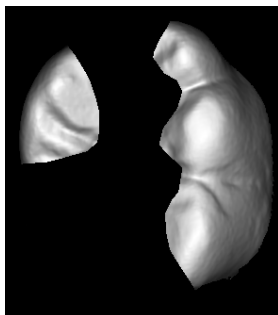
08_46_i1_a8_e640_p150
stddev.: 148µm

Abb. 31: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stddev_{Gen})

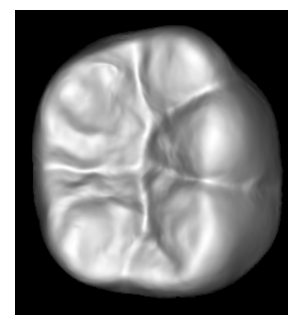
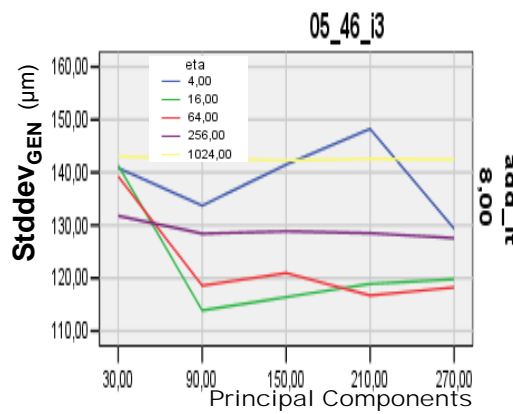
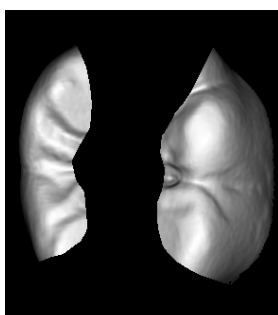
Biogen05_46



05_46_i1_a8_e16_p270
stddev.: 116µm



05_46_i2_a8_e16_p210
stddev.: 148µm



05_46_i3_a8_e16_p90
stddev.: 114µm

Abb. 32: Oben: Ausgangszahn, Links: Ausgangszahn mit simulierten Kavitäten, Rechts: Rekonstruktionen, Mitte: Graphische Darstellung der Standardabweichung (Stdev_{Gen})

Durchschnittlich sind die Standardabweichungen ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) der „Inlayoberfläche“ zur natürlichen Zahnoberfläche (die für den Generierungsprozess vorgegebene „Restzahnschubstanz“ wird nicht berücksichtigt) bei einem eta-Faktor von 64 und 256 am geringsten. Sie liegen für acht Durchläufe unter Einbeziehung von 90 Hauptkomponenten im Mittel bei 152 μm . Ein Einbeziehen von mehr als 90 Hauptkomponenten zeigt nur unwesentliche Verbesserungen der Standardabweichung.

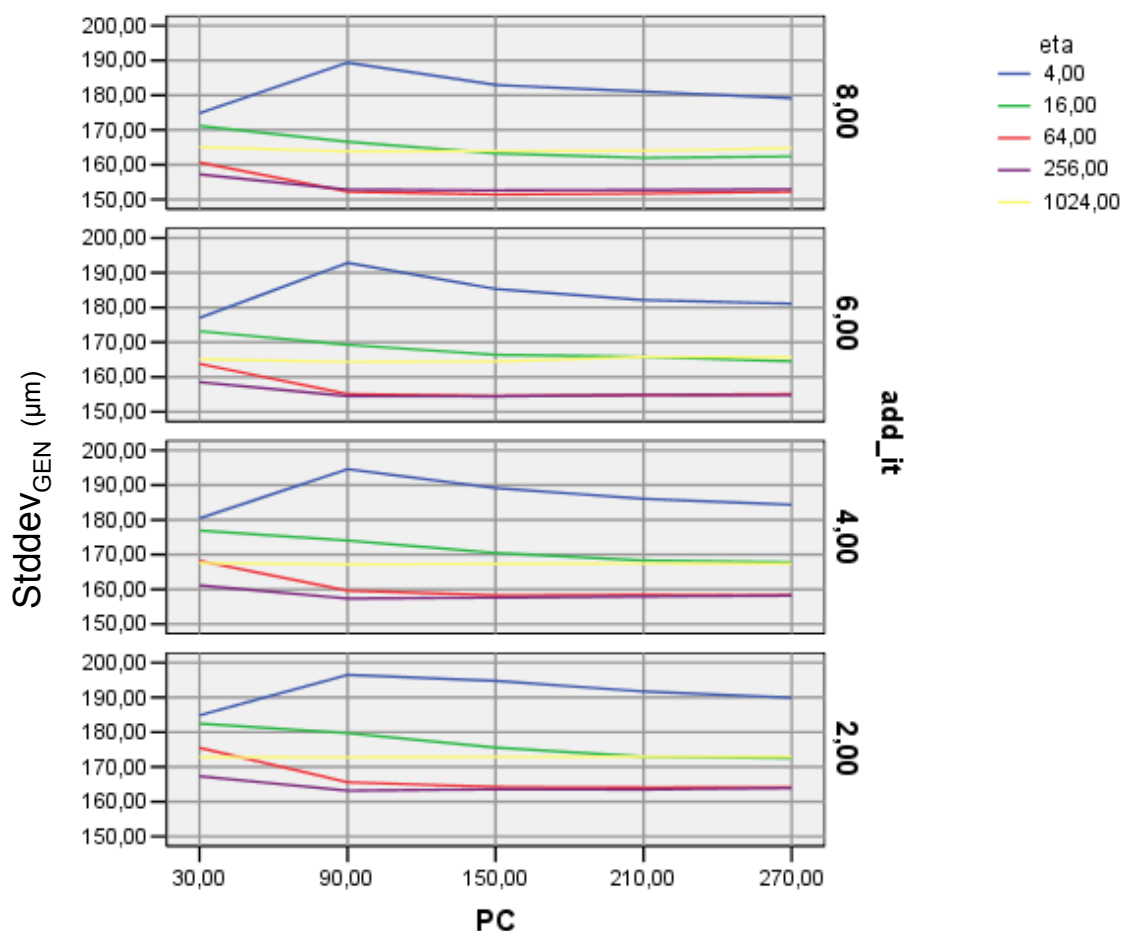


Abb. 33: Graphische Darstellung der durchschnittlichen Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$) der „Inlayoberfläche“ zur natürlichen Zahnoberfläche aller 27 Rekonstruktionen. Die für den Generierungsprozess vorgegebene „Restzahnschubstanz“ wird nicht berücksichtigt. Die Zeilen entsprechen den Generierungsdurchläufen 2, 4, 6 und 8. An der Abszisse sind die Hauptkomponenten (PC) angetragen.

Bei kleineren Kavitäten (Mittelwert: 142 μm bei eta 64; PC 150) ist die Standardabweichung geringer als bei mittelgroßen Kavitäten (Mittelwert: 146 μm bei eta 256; PC 150) und großen Kavitäten (Mittelwert: 166 μm bei eta 64 oder 256; PC 90). Bei großen Kavitäten führten höhere eta-Faktoren (64 und 256), bei kleineren Kavitäten etwas niedrigere eta-Faktoren (16 und 64), zu geringeren Standardabweichungen.

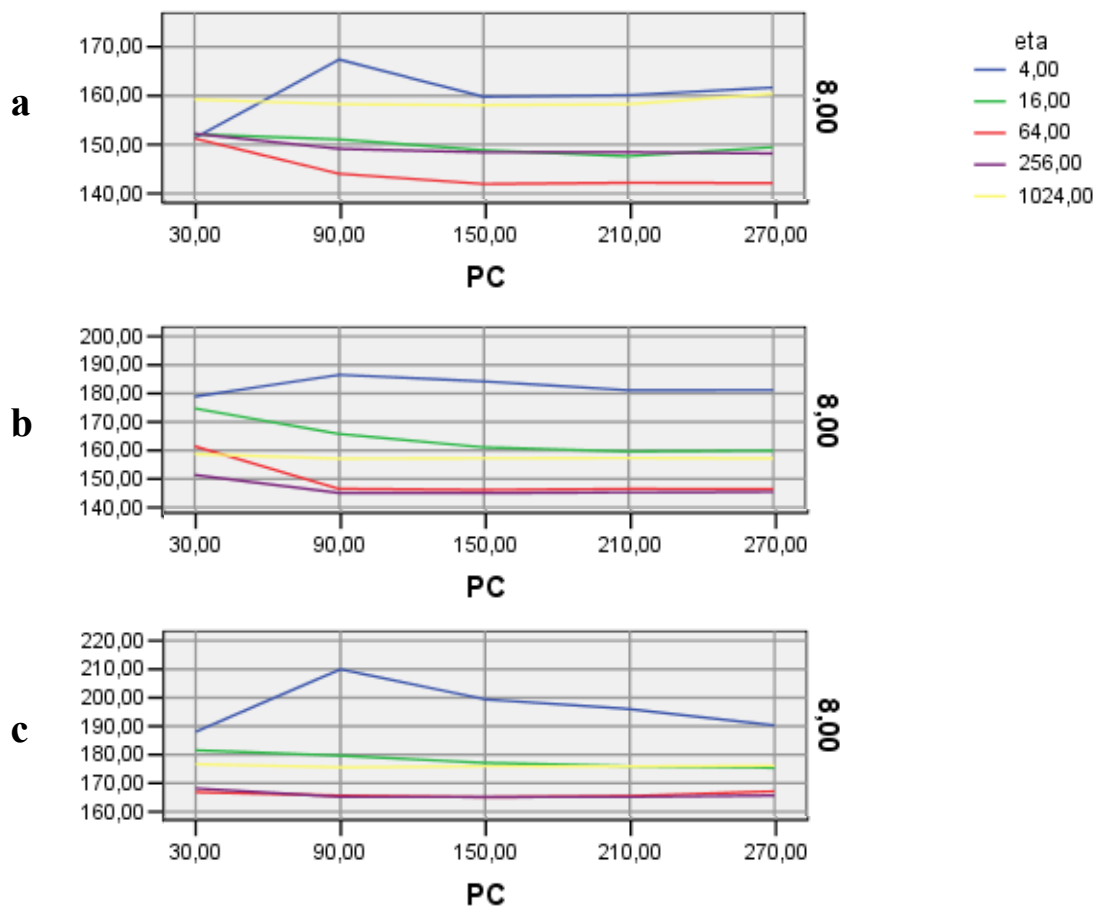


Abb. 34: Durchschnittliche Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$):

a Kleine Kavitäten (7 Rekonstruktionen), **b** Mittelgroße Kavitäten (11 Rekonstruktionen), **c** Große Kavitäten (9 Rekonstruktionen)

4.2 Vergleich der Rekonstruktionen mittels Matching

In einem zweiten Schritt wurden die Rekonstruktionen mittels Matching (Match 3D, Gloger 2004) mit dem Ursprungszahn verglichen. Die so gewonnenen Standardabweichungen ($\text{Stddev}_{\text{Match}}$) unterscheiden sich grundsätzlich von jener Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$), die durch den Generierungsprozess gefunden wurde (Kapitel 3.2.2).

Der Mittelwert der Standardabweichung ($\text{Stddev}_{\text{Match}}$) für die 27 Rekonstruktionen beträgt $95 \mu\text{m}$.

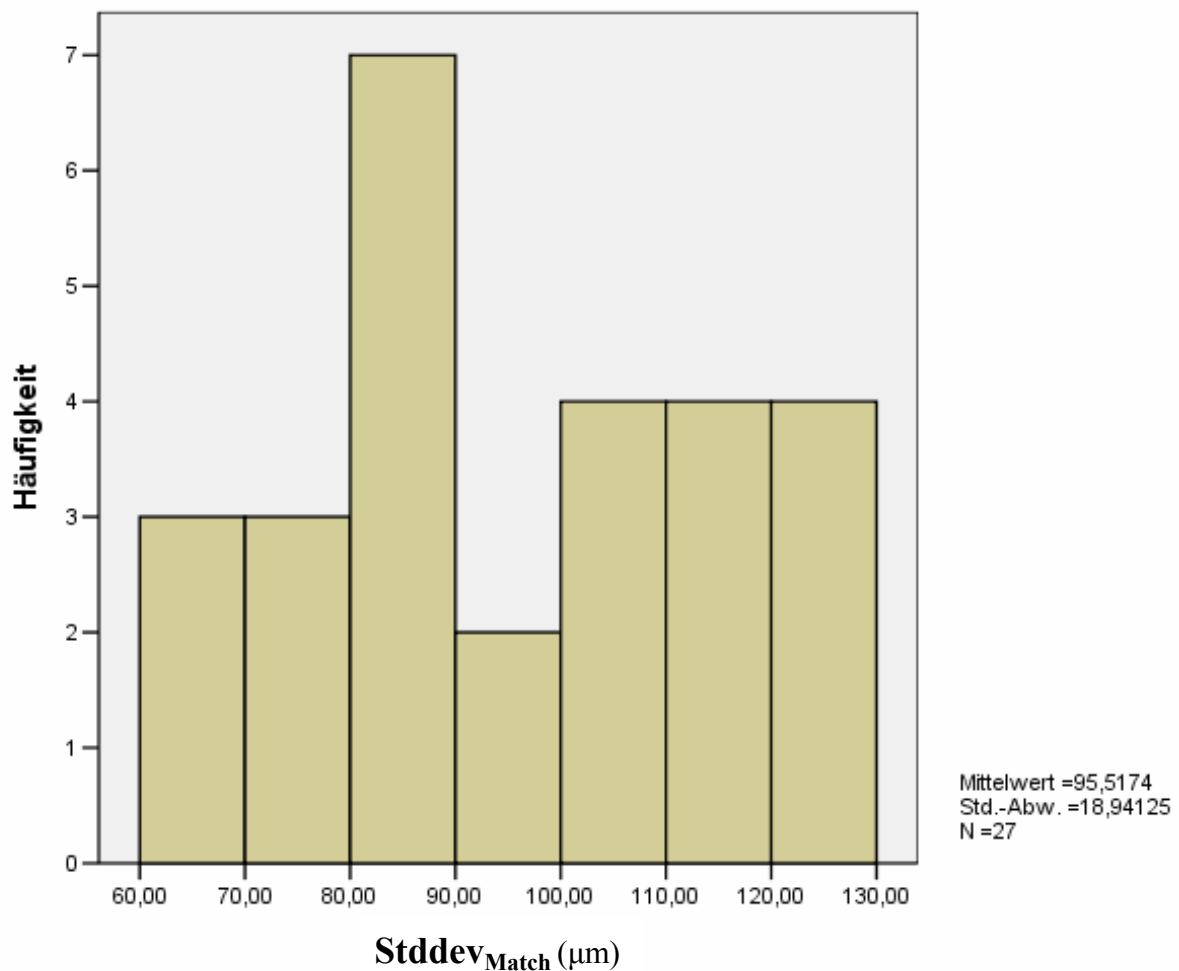


Abb. 35: Vergleich Ausgangszähne mit den jeweiligen generierten Rekonstruktionen mittels Matching

Zum einen wurde die Standardabweichung der gesamten generierten Kaufläche zum Ausgangszahn erhoben ($\text{Stddev}_{\text{Match}}$). Zum anderen wurde nur ein Teil der generierten Kaufläche, die unbekanntes Inlayareale, mit der Ausgangskauf Fläche verglichen ($\text{Stddev}_{\text{Gen}}$). Der Korrelationskoeffizient zwischen beiden Betrachtungen beträgt 0,6.

Korrelationen

		quant20_80_ halbe	std_generiert
quant20_80_ halbe	Korrelation nach Pearson	1	,604**
	Signifikanz (2-seitig)		,001
	N	27	27
std_generiert	Korrelation nach Pearson	,604**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,001	
	N	27	27

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

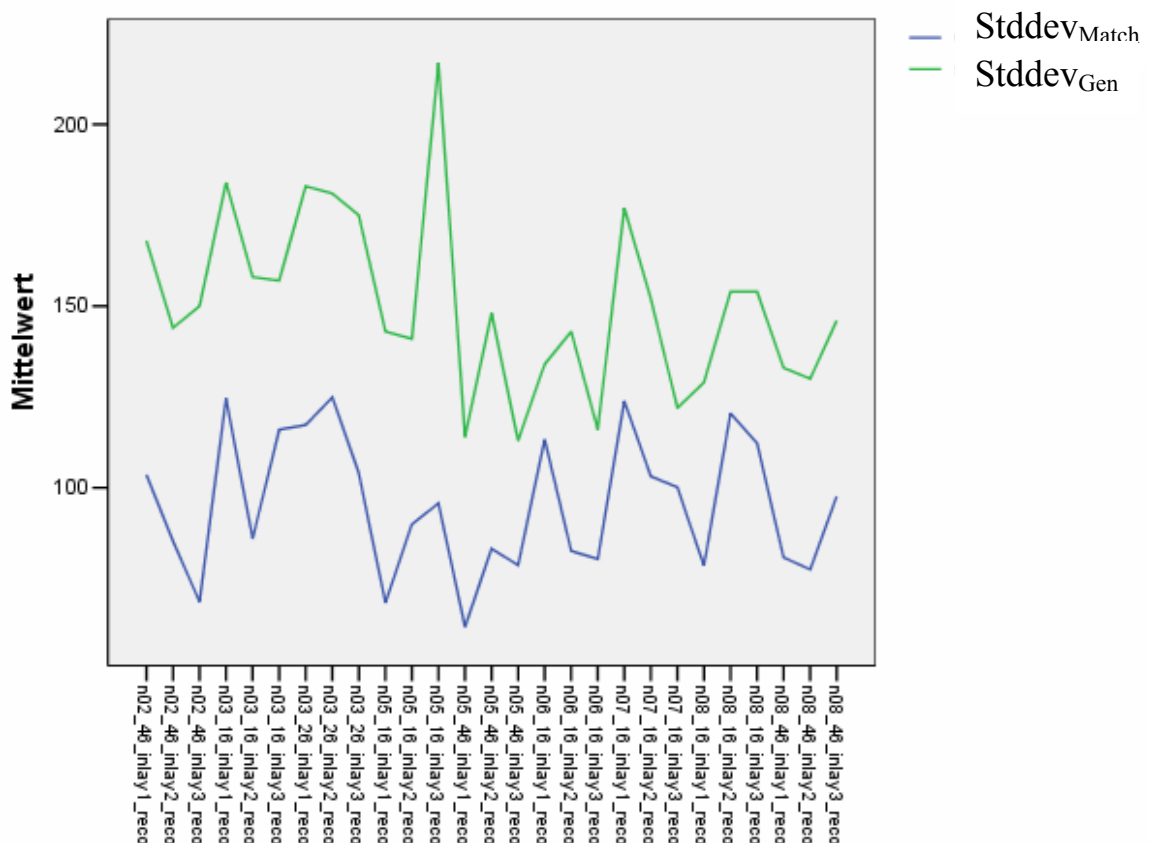


Abb. 36: Korrelation zwischen $\text{Stddev}_{\text{Match}}$ und $\text{Stddev}_{\text{Gen}}$

So unterscheiden sich auch die in Abhängigkeit von der Defektgröße (große Kavität, mittelgroße Kavität, kleine Kavität) gefundenen Werte $\text{Stddev}_{\text{Match}}$ und $\text{Stddev}_{\text{Gen}}$.

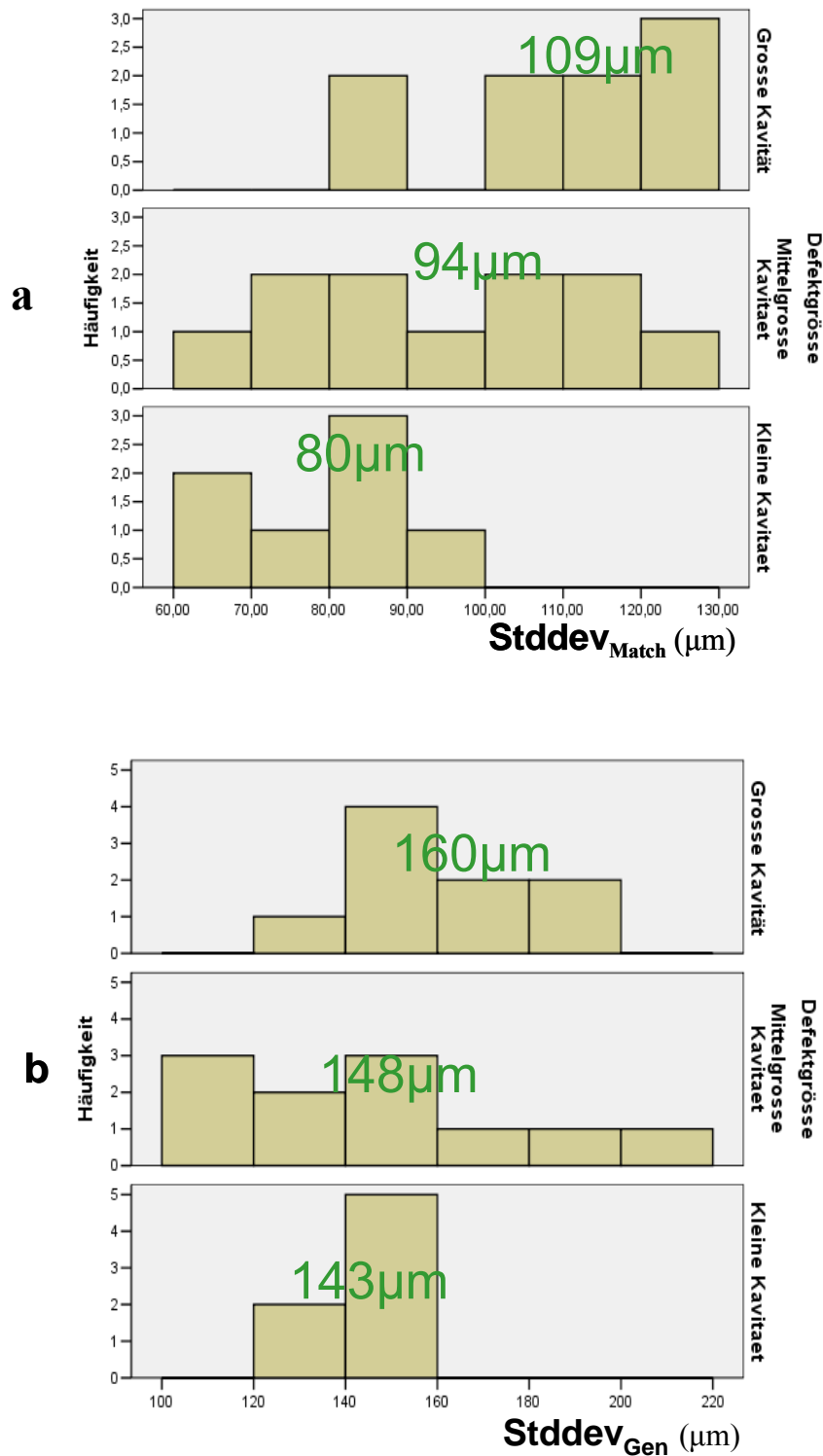


Abb. 37: Vergleich Ausgangszähne mit den jeweiligen generierten Rekonstruktionen in Abhängigkeit der Defektgröße: **a** mittels Matching, **b** mittels generiertem Wert

Vergleicht man nun die gefundenen Rekonstruktionen eines Ursprungszahnes willkürlich mit denen eines anderen Ursprungszahnes der gleichen Zahngruppe, erhält man Standardabweichungen von 295 μm im Mittel. Dies zeigt die große Variabilität der biogenerischen Rekonstruktionen. Vergleicht man willkürlich Oberkiefermolaren verschiedener Personen, so liegen die Standardabweichungen mit im Mittel 325 μm (Litzenburger 2006) in der gleichen Größenordnung.

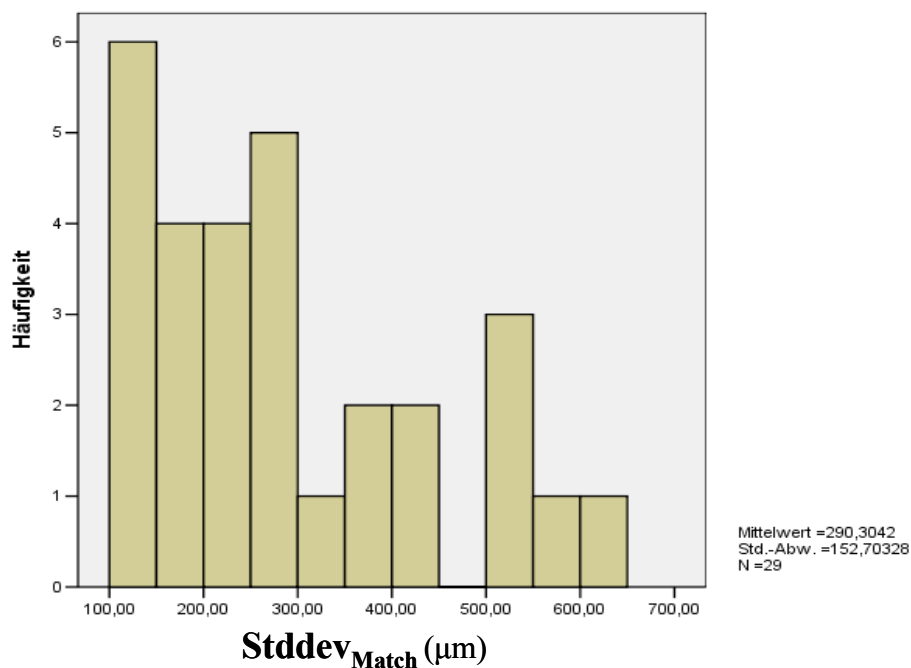


Abb. 38: Willkürlicher Vergleich einzelner Rekonstruktionen

Vergleicht man die einzelnen Rekonstruktionen eines bestimmten Ursprungszahnes, zeigt sich mit einem Durchschnittswert von 95 μm eine repräsentativ geringere Abweichung, obwohl die Rekonstruktionen ausgehend von teilweise sehr unterschiedlich großen Kavitäten und damit auch Restzahnoberflächen berechnet wurden.

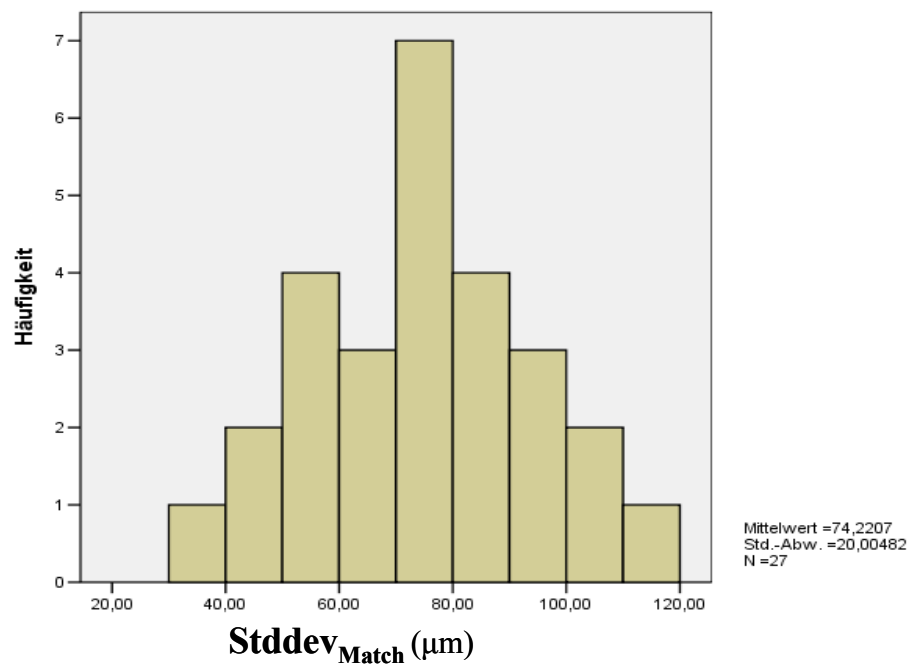


Abb. 39: Vergleich der einzelnen Rekonstruktionen jeweils eines Ausgangszahnes

5. DISKUSSION

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Zahnbibliothek und biogenerisches Zahnmodell

Durch die Erstellung einer Zahnbibliothek erhält man eine Vielzahl der in der Natur vorkommenden Zahnformen. Sinnvollerweise wird man die Zahnbibliothek in Gruppen mit unterschiedlichen Zahntypen einteilen. Beim Zahntyp kann es sich um Molaren, Prämolaren, Eckzähne und Frontzähne handeln. Als Zahntyp kann aber auch der Oberkiefer(OK)-6er, Unterkiefer(UK)- 5er etc. stehen.

Da die Probanden in dieser Studie in einer Altersgruppe von ca. 14 bis 25 Jahren ausgewählt wurden und es sich um naturgesunde Bissituationen handelt, ist die Abrasion der Kauflächen noch nicht weit fortgeschritten. Für die Ermittlung des biogenerischen Zahnmodells sollten in einem ersten Schritt nur die rein genetischen Faktoren der Kauflächenmorphologie berücksichtigt werden. Nachdem erstmalig ein Analyseverfahren dieser Art für die Beschreibung der Kauflächenmorphologie angewandt wurde, wären hier am ehesten mögliche Gesetzmäßigkeiten zu erkennen. Das biogenerische Zahnmodell ist daher zum jetzigen Zeitpunkt vor allem für die Rekonstruktion jugendlicher Zähne geeignet. Für die Rekonstruktion „älterer“ Zähne sollte eine zusätzliche Einbeziehung von abradieren Zahnoberflächen in die Zahndatenbank erfolgen, um diese Information alters- und situationsabhängig berücksichtigen zu können. Anhand einer oder mehrerer Hauptkomponenten, die diesen Faktor beschreiben, könnten die rekonstruierten Zahnoberflächen dem Abrasionsgrad entsprechend für die Restgebissituation optimal eingepasst werden. Geeignete Probanden zu finden, dürfte sich mit zunehmendem Alter aufgrund der höheren Restaurationsrate schwieriger gestalten.

Es können aber auch Unterscheidungen nach Geschlecht, nach Zahngröße oder nach Volkszugehörigkeiten Beispiele für einen Zahntyp darstellen. Auch morphologische Besonderheiten, wie z. B. Oberkiefer(OK)-6er mit und ohne Tuberculum Carabelli, können mit einbezogen werden. Benachbarte Zähne können zu einem kombinierten Zahntyp zusammengefasst werden, um Zusammenhänge von Nachbarzähnen zu analysieren. So könnte z. B. die Auswahl der Zahnoberfläche für einen reparaturbedürftigen Zahn über die Information des Nachbarzahnes erfolgen. Das Gleiche gilt auch für symmetrisch gegenüberliegende Zähne oder Antagonisten.

Daraus folgt, dass der Begriff Zahntyp je nach Aufgabenstellung, eine sehr variable Gruppierungsmöglichkeit darstellt. Es kann daraus je nach Fragestellung ein biogenerisches Zahnmodell erstellt werden.

Bei Erstellung der Zahnbibliothek ist daher auf eine genaue Erfassung aller eventuell nötigen Daten zu achten. Da die Modellsammlung teilweise mit Modellen aus kieferorthopädischen Praxen, zahnärztlichen Praxen und zahntechnischen Laboratorien ergänzt wurde, war dies in einigen wenigen Fällen nicht möglich. Ebenso konnten aufgrund von Fissurenversiegelungen oder beispielsweise noch nicht vollständig durchgebrochener zweiter Molaren, nicht immer vollständige Modelle der entsprechenden Probanden verwendet werden. So muss für entsprechende Gruppierungen in weiteren Untersuchungen immer eine geeignete Auswahl erfolgen.

Mit Hilfe der Zahnbibliothek können außerdem Zahnanalysen, morphologische Studien, etc., durchgeführt werden. Dies würde z. B. in der Ausbildung, bei der Systematisierung neuer Prothesenzähne und in der Forensik bzw. Anthropologie neue Möglichkeiten eröffnen.

5.1.2 Modellherstellung

Bei der Herstellung der Einzelzahnmodelle konnten kleinere Absprengungen im Approximalbereich zweier Zähne bei deren Trennung nicht verhindert werden. Kleinere Ungenauigkeiten in diesen Bereichen sind die Folge. Gipsperlen auf den Modellen wurden vorsichtig weggesprengt, was ebenfalls zu kleinen Ungenauigkeiten im Bereich der Kauflächen führen konnte.

5.1.3 Genauigkeit des 3D-Scanners

Die Genauigkeit des Scanvorganges mit anschließender Interpolation ist mit kleiner als $10\ \mu\text{m}$ sehr hoch. Im verwendeten binären Datenformat (*.xv) lassen sich jedoch räumliche Gebilde nur begrenzt darstellen. So kann jedem Punkt x_i ; y_i nur ein z_i zugeordnet werden. Untersichgehende Bereiche einer Zahnkrone, wie sie definitionsgemäß unterhalb des Zahnäquators vorkommen, können damit nicht beschrieben werden. Grosse Teile der Oral- und Vestibulärflächen eines Zahnes können somit selbst durch zusätzliche Scanvorgänge der Außenflächen grundsätzlich nicht erfasst werden.

5.1.4 Auswahl der Rekonstruktionen

Wie bereits in Material und Methode beschrieben, wurden die besten Rekonstruktionen zum einen anhand der möglichst geringen Standardabweichung und zum anderen visuell ausgewählt. Die visuelle Auswahl gestaltete sich schwierig. Zahnuntypische Rekonstruktionen konnten visuell ausgeschlossen werden. Es blieb jedoch je nach Größe der Kavitäten, Gewichtung von eta-Faktor und Anzahl der Hauptkomponenten und Durchläufe eine große Auswahl an zahntypischen Rekonstruktionen bestehen. Die „Ähnlichkeit“ zur Ursprungskaufäche sollte als Auswahlkriterium herangezogen werden. In den Lehrbüchern der Zahnmedizin und Zahntechnik werden verschiedene Merkmale und charakteristische Punkte angegeben, die für einen jeweiligen Zahntyp entscheidend sind

und diesen beschreiben können. Jedoch ist bis jetzt noch keine genaue metrische oder mathematische Beschreibung bekannt. Dies beruht insbesondere auf der nur sehr unzuverlässigen Bestimmung eines Messpunktes auf der Zahnoberfläche (Problem der „landmark reliability“, Robinson 2002). So kann zur Lagebestimmung eines Höckers der höchste Punkt, die so genannte Höckerspitze, herangezogen werden. Diese kann jedoch, je nach Orientierung und Abrasion, sich nicht im Zentrum, sondern auch am Rand eines Höckers befinden und somit die Lokalisation dieses Höckers nur ungenügend genau beschreiben. Wählt man nun das Zentrum eines Höckers, so kann man dies mathematisch am besten mit dem Schwerpunkt beschreiben. Dieser hängt stark von der Wahl der Begrenzung des Höckers ab, die wiederum nahezu willkürlich gezogen werden kann (Mehl et al. 2005). Die Charakteristika beschreiben also keineswegs genau definierbare Punkte auf der Zahnoberfläche, sondern sind eher eine ungefähre Vorstellung von der Zahnmorphologie, angepasst an unsere Erfahrungen.

Vergleicht man verschiedene Arbeiten und Lehrbücher, so ist festzustellen, dass unterschiedliche Kauflächenbeschreibungen mit unterschiedlichen Gewichtungen der jeweils beschriebenen Strukturen existieren. Ein visueller Vergleich von Zahnoberflächen hängt daher in hohem Maße von unserer Erfahrung und Vorstellung ab und kann somit zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Die hier erfolgte Auswahl hängt damit von den Erfahrungen der Betrachter ab.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Der generische Zahn kann als Ausgangsbasis für die Rekonstruktion von Kauflächen im Falle von Inlaykavitäten dienen. Wie die Ergebnisse zeigen, kommen verschiedenste Rekonstruktionsmöglichkeiten je nach Gewichtung des eta-Faktors und der Hauptkomponenten in Frage. Allgemeingültige Werte für Anzahl der Hauptkomponenten und eta-Faktor, die in jedem Falle die besten Rekonstruktionen liefern, konnten nicht gefunden werden. Somit existiert eine große Bandbreite an Kombinationsmöglichkeiten der beschriebenen Faktoren, die akzeptable Rekonstruktionen liefern. Die Standardabweichungen der rekonstruierten Kauflächen zu den ursprünglichen Kauflächen liegen für die von uns ausgewählten Beispiele im Mittel bei 150 μm . Bei kleineren Kavitäten ist die Standardabweichung geringer als bei mittelgroßen und großen Kavitäten. Vergleicht man willkürlich Oberkiefermolaren verschiedener Personen, so liegen die Standardabweichungen mit im Mittel 325 μm (Litzenburger 2006) in einem deutlich höheren Bereich.

Eine Standardabweichung von 150 μm stellt schon eine sehr brauchbare Ausgangsbasis für eine weitere Feinanpassung dar. Beim biogenerischen Zahn erfolgt die optimierte Anpassung der Parameter (Linearfaktoren) der Hauptachsen so, dass das Einfügen des biogenerischen Zahnes, der entsprechend der Parameter verändert wurde, bestmöglich erfolgt. Wahlweise können in diesen Prozess auch Nebenbedingungen eingebaut werden, wie z. B. Begrenzung der Größe der Parameter, damit das Ergebnis nicht weit außerhalb des Zahnraumes liegt, oder die Bedingung, dass die Gegenkaufläche oder ein funktionelles Registrat nicht durchdrungen werden darf, sich aber an den Kontaktpunkten berührt. Allerdings werden sich in der Regel noch kleinere Differenzen ergeben, wie z. B. kleine Stufen oder Lücken beim Übergang zur Restzahnschicht, zu hohe Stellen, die das Bissregistrat durchdringen, noch

fehlende Kontaktpunkte usw. Daher müssen anschließend vorhandene Interferenzen bzw. Überschneidungen beseitigt werden. Zusätzlich muß die Kaufläche an die Restzahnschubstanz übergangslos angepaßt werden. Diese Veränderungen sollten lokal begrenzt und möglichst klein bleiben und gleichzeitig einen harmonischen und glatten Übergang zu den nicht veränderten Bereichen ergeben. Dies kann durch Deformations- und/oder Morphing-Verfahren erfolgen (Mehl 2003).

Im Vergleich zu den in der Literatur bekannten Methoden wird nicht eine Zahnoberfläche der Situation angepaßt, sondern eine für die Situation schon gut passende Zahnoberfläche generiert, bei der nur sehr kleine Veränderungen durchgeführt werden müssen. Eine weitere Verringerung der Standardabweichung zur Originalkaufläche ist so zu erwarten.

5.3 Perspektiven der mathematischen Rekonstruktionen

Mit dem vorgestellten Verfahren lassen sich Rekonstruktionen von Zahnoberflächen automatisch durchführen, was für den CAD/CAM Prozess ein großer Vorteil ist, da heutzutage vornehmlich Systeme zum Einsatz kommen, die nur Gerüste aus unterschiedlichen Werkstoffen herstellen und somit eine Grundlage für eine individuelle Weiterverarbeitung durch den Zahntechniker liefern (Tinschert et al. 2004). Ein nächster Schritt sollte nun darin bestehen, Verbesserungen durchzuführen, die die Einsatzbreite, die Qualität und die Wirtschaftlichkeit der Systeme erhöhen. Da speziell der Schritt der Kauflächengestaltung von Zahnrestorationen in der konventionellen Vorgehensweise viel Zeit in Anspruch nimmt, könnte eine vollautomatische Berechnung im CAD-Prozess bei gleichzeitiger Einhaltung hoher Qualitätskriterien viel Zeit und Kosten sparen. Mit dem biogenerischen Zahnmodell wären dabei nicht nur Inlayrestorationen, sondern auch Kronenversorgungen und Gerüstversorgungen, die in Form einer reduzierten Krone gestaltet sind, möglich (Mehl und Blanz 2005).

Das biogenerische Zahnmodell unterscheidet sich grundlegend von anderen herkömmlichen Verfahren, in denen standardisierte Zähne durch Translation, Rotation, Skalierung und Verzerrung (Deformation) an die Situation angepasst werden. Mit dem vorgestellten Rekonstruktionsprozess ist es möglich, verschiedene Okklusions- und Funktionskonzepte zu verwirklichen. In der Zahnmedizin und Zahntechnik gibt es unterschiedliche Theorien, wo statische und funktionelle Kontaktpunkte liegen sollen. So können die gewünschten Kontaktsituationen auf dem biogenerischen Zahn markiert, und die entsprechenden Korrespondenzpunkte auf dem Bissregistrator bzw. der Restzahnschablonen ausgewählt werden. Durch Anpassung der Parameter bezüglich der korrespondierenden Punkte erhält man nach

Minimierungsverfahren wiederum eine funktionelle, natürlich gestaltete Kaufläche (Mehl und Blanz 2005).

6 ZUSAMMENFASSUNG

Längenmessungen und deskriptive Charakterisierungen waren bisher die einzigen Anhaltspunkte zur Beschreibung der Kauflächenmorphologie. Für computergestützte Verfahren in der Zahnmedizin ist dies für die Erstellung eines Datensatzes nicht mehr ausreichend. In der Literatur existieren hierzu bisher keine Lösungsansätze.

In dieser Arbeit wurde in einem ersten Schritt eine Zahnbibliothek aus unversehrten Kauflächen aufgebaut. Mit Hilfe dieser Zahndatenbank wurde ein mathematisches Modell (Mehl 2002), das einen bestimmten Zahntypus anhand weniger Parameter unter Berücksichtigung funktioneller und biologisch relevanter Strukturen mathematisch beschreiben kann, erstellt.

Dieses biogenerische Zahnmodell wurde an verschiedenen Inlaysituationen getestet. Die Ergebnisse zeigen, dass in allen Fällen eine vollautomatische Rekonstruktion möglich war. Die Genauigkeiten der Rekonstruktionen lagen bei etwa 150 µm und waren nur geringfügig von der Kavitätengröße abhängig. Des Weiteren wurden verschiedene Einflussgrößen auf das mathematische Modell untersucht. Dabei konnten keine allgemeingültigen Werte gefunden werden, die in jedem Falle die besten Ergebnisse liefern. Die Bandbreite der entsprechenden Werte konnte jedoch eingegrenzt werden. Die visuelle Auswertung und der metrische Vergleich der Rekonstruktionen untereinander verdeutlichen die große Flexibilität des biogenerischen Zahnmodells.

Insgesamt besteht mit Hilfe des biogenerischen Zahnmodells die Möglichkeit, die Kauflächen von Zahnrestorationen im CAD/CAM-Prozess vollautomatisch unter Berücksichtigung biologischer und funktioneller Kriterien zu rekonstruieren.

ren. Inwieweit andere Kriterien wie zum Beispiel Abrasionsgrad durch dieses Verfahren beschrieben werden können und welche Feinanpassungen für eine optimale Zahnrestauration notwendig sind, müssen weitere Studien zeigen.

LITERATUR

1. Adeyemi TA, Isiekwe MC: Mesio-distal crown dimensions of permanent teeth in a Nigerian population. *Afr J Med Sci* 32(1), 23-5 (2003)
2. Alt KW, Türp JC: Die Evolution der Zähne. Phylogenie-Ontogenie-Variation. Quintessenz Verlag, Berlin (1996)
3. Alt KW: Odontologische Verwandtschaftsanalyse. Gustav Fischer Verlag, Jena (1997)
4. Ash MM: Wheelers dental anatomy, physiology and occlusion. 7th edition, Saunders Company, Philadelphia (1993)
5. Ash MM, Ramfjord S: Occlusion. 4th edition, Saunders Company Philadelphia (1995)
6. Böhm U: CAD/CAM contra Gießen. *Quintessenz Zahntech* 28(2), 114-120 (2002)
7. Bolton WA: The clinical application of a tooth-size analyses. *Am J Orthod* 48, 504-529 (1962)
8. Carlsen O: Morphologie der Zähne. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln (1987)
9. Dahlberg AA: The evolutionary significance of the protostylid. *Am J Phys Anthropol.* Mar 8(1), 15-25 (1950)

10. Ferrario VF, Sforza C, Gianluca M, Colombo A, Serrao G: Size and Shape of the Human First Permanent Molar: A Fourier Analysis of the Occlusal and Equatorial Outlines. *Am J Phys Anthropol* 108, 281-94 (1999)
11. Felber L, Leemann T, Mörmann WH: Computergestützte vollautomatische Konstruktion von Inlays. *Acta Med Dent Helv* 2, 217-225 (1997)
12. Gloger W: Matching- Programm: Match 3D 2.4 (2004)
13. Kanazawa E, Mayhall JT: Three-dimensional analysis of maxillary first molar crowns of Canadian Inuit. *Am J Phys Anthropol* 78(1), 73-8 (1989)
14. Kanazawa E, Ozaki T: An application of the moire method to three-dimensional measurements of occlusal aspects of molars. *Acta Morphol Netherl Scand* 22(1), 85-91 (1984)
15. Kanazawa E, Sekikawa M, Ozaki T, Namura T, Richards LC: Three-dimensional measurement of the maxillary first molars in Australian whites. *Nichidai Koko Kakaku* 15(4), 457-64 (1989)
16. Kanazawa E, Sekikawa M, Ozaki T: Three-dimensional measurement of the occlusal surface of upper first molars in a dutch population. *J Dent Res* 63, 1298-1301 (1984)
17. Kern M, Mehl A: Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde. *Quintessenz Zahntech* 28 (11), 1244-1250 (2002)
18. Kieser JA: Human adult odontometrics. University Press, Cambridge (1990)

19. Kitagawa Y, Manabe Y, Oyamada J, Rokutanda A: Morphological and anthropological aspects of human triangular deciduous lower first molar teeth. *Arch Oral Bio* 141, 387-391 (1996)
20. Kondo S, Funatsu T, Wakatsuki E, Shun-Te H: Sexual dimorphism in the Tooth Crown Dimensions of the second deciduous and first permanent molars of Taiwan Chinese. *Okajimas Folia Anat Jpn* 75(5), 239-246 (1998)
21. Kordaß B, Velden P: Der individuelle okklusale Kompaß. Presseartikel, Greifswald (2001)
22. Lavelle CL: An analysis of molar tooth form. *Acta Anat Basel* 100(3), 282-8 (1978)
23. Lavelle CL: A metric analysis of occlusal morphology between three population samples. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol Belgien* 27(3), 181-98 (1984)
24. Lehmann KM: Einführung in die Zahnersatzkunde. Urban und Schwarzenberg, München, 4.Auflage (1982)
25. Litzemberger A: Untersuchungen zur Morphologie der Zähne. Dissertationsschrift, in Druck
26. Lotzmann U: Die Prinzipien der Okklusion. Verlag neuer Merkur (1981)
27. Lund H, Mornstad H: Gender determination by odontometrics in a Swedish population. *J Forensic Odontostomatol* 17, 30-34 (1999)

28. Mattiola A, Mörman WH, Lutz F: Computergenerierte Okklusion von CEREC-2 Inlays und Overlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 105, 1284-1290 (1995)
29. Mehl A: Der „Biogenerische Zahn“. Ein neuartiges Verfahren zur hochpräzisen biologisch funktionellen Gestaltung von Zahnrestorationen. Dissertationsschrift (2003)
30. Mehl A: 3D-Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie in der restaurativen Zahnmedizin – Entwicklung, Einsatz und Perspektiven eines neuen Verfahrens. Habilitationsschrift (1998)
31. Mehl A, Blanz V, Hickel R: Was ist der „Durchschnittszahn“? Ein mathematisches Verfahren für die automatische Berechnung einer repräsentativen Kaufläche. Dtsch Zahnärztl Z 60, 335-341 (2005)
32. Mehl A, Blanz V: Neues Verfahren zur vollautomatischen Kauflächenrekonstruktion mittels biogenerischem Zahnmodell. Int J Comput Dent 8, 13-25 (2005)
33. Mehl A, Gloger W, Hickel R: Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. Dtsch Zahnärztl Z 52, 520-524 (1997)
34. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. Dtsch Zahnärztl Z 51, 23-27 (1996)
35. Merz ML, Isaacson RJ, Germane N, Rubenstein LK: Tooth diameters and arch perimeters in a black and white population. Am J Orthod Dentofacial Orthop 100, 53-58 (1991)

36. Motsch A: Funktionsorientierte Einschleiftechnik für das natürliche Gebiß. 2. Auflage, Hanser Verlag, München, Wien (1978)
37. Neumann Th: Angewandte Biomechanik in der Kronen- und Brückenprothetik – das biomechanische Aufwachskonzept von M. H. Polz. J Multidisciplinary Collaboration in Prosthodontics-teamwork 4, 298-311 (2001)
38. Pirila-Parkkinen K, Pirttiniemi P, Alvesalo L, Silven O, Heikkilä J, Osborne RH: The relationship of handedness to asymmetry in the occlusal morphology of first permanent molars. Eur J Morphol 39(2), 81-9 (2001)
39. Polansky R, Lorenzoni M, Haas M, Wimmer G, Arnetzl G: Funktionelle Qualität von Molarenkronen-Kauflächen in den verschiedenen Design Modi von Cerec 2. Int J Comput Dent 6, 151-162 (2003)
40. Ramfjord SP, Ash MM: Individuell optimale Okklusion. Quintessenz Verlag, Berlin (1992)
41. Reich S, Wichmann M, Bürgel P: The self-adjusting crown (SAC). Int J Comput Dent 8, 47-58 (2005)
42. Robinson DL, Blackwell PG, Stillmann EC, Brook AH: Impact of landmark reliability on the planar Procrustes analysis of tooth shape. Arch Oral Biol 47, 545-54 (2002)
43. Robinson DL, Blackwell PG, Stillmann EC, Brook AH: Planar Procrustes analysis of tooth shape. Arch Oral Biol 46, 191-199 (2001)

44. Saliger G: Designing a CEREC crown. In: Cerec 10 year anniversary Symposium, ed. Mörmann WH. Quintessence, Chicago, 427-440 (1996)
45. Schulz D: Die naturgemäße Aufwachstechnik. In: Suckert R. Okklusionskonzepte. Verlag Neuer Merkur (1992)
46. Schumacher GH: Anatomie und Biochemie der Zähne. Fischer, Stuttgart (1990)
47. Scott GR, Turner II CG: The anthropology of modern human teeth. University Press, Cambridge (1997)
48. Siebert G: Atlas der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik. 3. Auflage, Hanser Verlag, München, Wien (1995)
49. Slavicek R, Mack H: Die funktionelle Morphologie der Okklusion. Dental Labor 28, 1307-1318 (1980)
50. Slavicek R: Das Kauorgan. Funktionen und Dysfunktionen. GAMMA Medizinisch-Wissenschaftliche-Fortbildungs-Gesellschaft, Klosterneuburg (2000)
51. Thomas PK: Syllabus on full mouth waxing technique for rehabilitation tooth to tooth, cusp to fossa concept of organic occlusion. 3th edition, Ch.E. Stuart, Ventura, California (1967)
52. Thomas PK, Tateno G: Die gnathologische Okklusion. Die Wissenschaft der organischen Okklusion. Quintessenz Verlag, Berlin (1982)
53. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H: Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. Int J Comput Dent 7, 25-45 (2004)

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

1. aus: Kondo S, Townsend GC: Associations between Carabelli trait and cusp areas in human permanent maxillary first molars. *American Journal of Physical Anthropology* 129,196-203 (2006)
2. eigenes Bildmaterial
3. aus: Paulsen CA, Plymate SR: "Klinefelter's syndrome." *The Genetic Basis of Common Diseases*. eds. King et al., Oxford Monographs on Medical Genetics chapter 44 (1992)
4. aus: Scott GR, Turner II CG: *The anthropology of modern human teeth*. University Press, Cambridge (1997)
5. aus: Pirila-Parkkinen K, Pirttiniemi P, Alvesalo L, Silven O, Heikkilä J, Osborne RH: The relationship of handedness to asymmetry in the occlusal morphology of first permanent molars. *Eur J Morphol* 39(2), 81-9 (2001)
6. aus: Ferrario VF, Sforza C, Gianluca M, Colombo A, Serrao G: Size and Shape of the Human First Permanent Molar: A Fourier Analysis of the Occlusal and Equatorial Outlines. *Am J Phys Anthropol* 108, 281-94 (1999)
- 7.-39. eigenes Bildmaterial

Name:	Geschlecht:	Geb:	Datum der Abformung	Nummer:
	Gen. Herkunft			

Nr.:	Modell	Qualität	Scanmethode	Dateiverzeichnis:

OK

17				
16				
15				
14				
13				
12				
11				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				

UK

17				
16				
15				
14				
13				
12				
11				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				

Add_iter	Eta_factor	PrincipalComponents	Points	Stddeviation	(Stddev _{Match})	Time
2	4	30	4006	152,855469	16	
2	4	90	4006	147,378036	79	
2	4	150	4006	141,574692	202	
2	4	210	4006	141,14563	393	
2	4	270	4006	146,271988	672	
4	4	30	4006	157,51857	23	
4	4	90	4006	147,857574	117	
4	4	150	4006	142,146774	305	
4	4	210	4006	139,778915	590	
4	4	270	4006	144,934357	1022	
6	4	30	4006	161,637344	30	
6	4	90	4006	147,635513	157	
6	4	150	4006	143,078964	412	
6	4	210	4006	137,869202	794	
6	4	270	4006	146,916428	1374	
8	4	30	4006	163,547424	38	
8	4	90	4006	143,736282	196	
8	4	150	4006	140,912476	602	
8	4	210	4006	137,594116	1020	
8	4	270	4006	151,847626	1715	
2	16	30	4006	150,840668	16	
2	16	90	4006	143,108734	79	
2	16	150	4006	138,41774	200	
2	16	210	4006	132,650375	390	
2	16	270	4006	131,125885	674	
4	16	30	4006	153,414093	23	
4	16	90	4006	140,140259	117	
4	16	150	4006	140,242767	305	
4	16	210	4006	135,616821	595	
4	16	270	4006	130,550507	1017	
6	16	30	4006	158,823105	31	
6	16	90	4006	138,661087	159	
6	16	150	4006	141,918655	406	
6	16	210	4006	139,028702	800	
6	16	270	4006	132,140274	1374	
8	16	30	4006	160,383255	38	
8	16	90	4006	139,596283	197	
8	16	150	4006	142,954865	514	
8	16	210	4006	138,712265	990	
8	16	270	4006	134,184113	1709	
2	64	30	4006	151,78447	15	
2	64	90	4006	141,353836	78	
2	64	150	4006	141,197708	200	
2	64	210	4006	139,157852	390	
2	64	270	4006	138,040848	670	
4	64	30	4006	154,500153	23	
4	64	90	4006	140,642349	117	
4	64	150	4006	140,210556	301	
4	64	210	4006	139,124634	582	
4	64	270	4006	138,080505	1017	
6	64	30	4006	156,372269	30	
6	64	90	4006	141,255005	156	
6	64	150	4006	140,126297	404	
6	64	210	4006	139,452835	792	
6	64	270	4006	139,058746	1361	

Add_iter	Eta_factor	PrincipalComponents	Points	Stddeviation (Stddev _{Match})	Time
8	64	30	4006	159,236053	38
8	64	90	4006	141,000534	199
8	64	150	4006	139,466995	509
8	64	210	4006	139,973969	999
8	64	270	4006	140,079712	1720
2	256	30	4006	155,560181	15
2	256	90	4006	150,130142	76
2	256	150	4006	148,962997	201
2	256	210	4006	148,406097	389
2	256	270	4006	149,252777	673
4	256	30	4006	156,860413	23
4	256	90	4006	150,809616	116
4	256	150	4006	149,708572	303
4	256	210	4006	149,789917	589
4	256	270	4006	149,61055	1021
6	256	30	4006	156,80452	30
6	256	90	4006	150,976532	157
6	256	150	4006	149,112061	408
6	256	210	4006	149,402878	791
6	256	270	4006	149,478989	1371
8	256	30	4006	157,380554	38
8	256	90	4006	149,316177	197
8	256	150	4006	149,004578	512
8	256	210	4006	149,074554	991
8	256	270	4006	148,869049	1718
2	1024	30	4006	158,939468	15
2	1024	90	4006	157,665619	77
2	1024	150	4006	156,78569	199
2	1024	210	4006	156,883911	387
2	1024	270	4006	156,977753	665
4	1024	30	4006	158,721558	22
4	1024	90	4006	156,871246	116
4	1024	150	4006	156,063797	303
4	1024	210	4006	156,11528	587
4	1024	270	4006	156,266922	1005
6	1024	30	4006	157,411972	30
6	1024	90	4006	155,634415	158
6	1024	150	4006	154,749512	405
6	1024	210	4006	155,37146	785
6	1024	270	4006	155,350998	1361
8	1024	30	4006	156,310226	38
8	1024	90	4006	153,689529	195
8	1024	150	4006	153,220917	511
8	1024	210	4006	153,612213	988
8	1024	270	4006	153,667969	1692

10 LEBENSLAUF

Name: Maria Juliane Richter
Geburtsdatum: 24. Juli 1979
Geburtsort: Leipzig
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Dr. Ursula Richter, Kinderärztin
Dipl.-Stom. Ulrich Richter, Zahnarzt

Beruf:

seit Juli 2004 Tätigkeit als Zahnärztin

Studium:

Dezember 2003 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin an der
- Juni 2004 Ludwig-Maximilians-Universität München

April 1999 Studium der Zahnmedizin an der
- Juni 2004 Ludwig-Maximilians-Universität München

Schulbildung:

Juni 1998 Abitur
1990-1998 Leibniz-Gymnasium, Leipzig
1986-1990 Leibniz-Grundschule, Leipzig

11 DANKSAGUNGEN

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Albert Mehl für die freundliche Bereitstellung dieses interessanten Themas, für seine immer vorhandene Hilfsbereitschaft und die tatkräftige Unterstützung.

In gleicher Weise möchte ich mich bei meinen Kollegen Herrn Andreas Litzenburger und Herrn Florian Probst für die gute Zusammenarbeit und die immer sehr gute Atmosphäre bei der Bearbeitung dieses Themas bedanken.

Ferner danke ich Herrn Wolfram Gloger und Herrn Thomas Obermeier für die Hilfe bei Hard- und Softwareproblemen.

Abschließend möchte ich meiner Familie danken, da sie mir dieses Studium erst ermöglicht hat und mir immer mit Rat und Tat zur Seite stand.