

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

**Vollautomatische
Antagonistenrekonstruktion bei
ersten Molaren mittels
biogenerischem Zahnmodell**

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

**vorgelegt von
Alexandra Ast
aus
München
2009**

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. A. Mehl

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Dr. Christof Holberg

**Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser,
FACR, FRCR**

Tag der mündlichen Prüfung: 25.05.2009

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	7
2	LITERATURÜBERSICHT	9
2.1	CAD/CAM-Technologien	9
2.1.1	Eine Übersicht	9
2.1.2	Präparation und Digitalisierung	11
2.1.3	Virtuelle Rekonstruktion – der CAD-Bereich	13
2.2	Bisherige morphologische Kaufächenbeschreibungen	16
2.2.1	Nicht-metrische Beschreibungen	18
2.2.2	Metrische Beschreibungen	24
2.2.3	Kieferorthopädische Zahnvermessungen	28
2.3	Bewertung der bisherigen Verfahren	30
2.4	Beschreibung des neuen Verfahrens nach Mehl (2003)	31
2.5	Ziele der Arbeit	33
3	MATERIAL UND METHODE	34
3.1	Probandenakquirierung	34
3.2	Abformung und Herstellung der Testzähne	35
3.3	Scannen der Testzähne	38
3.4	Datenverarbeitung	41
3.4.1	Konvertierung von STL- in XV-Format	41
3.4.2	Referenzierung der Zähne	43
3.4.3	Kontrolle der referenzierten Zahnbilder	46

3.5	Bearbeitung der Zahnbibliothek	47
3.5.1	Rekonstruktion von ersten Molaren aus deren Antagonisten	47
3.5.2	Visuelle Auswertung	49
3.5.3	Statistische Berechnung der Z-Differenz	51
4	ERGEBNISSE	55
4.1	Einfluss der Parameter	55
4.1.1	Iterationen (additional iterations)	55
4.1.2	Eta-Faktor	57
4.1.3	Hauptkomponenten (Principal Components)	59
4.1.4	Grid-step Distance (Auflösungsstufen)	61
4.2	Ergebnisse der Rekonstruktionsdurchläufe	63
4.2.1	Einfluss der Zahnart auf die Z-Differenz	63
4.2.2	Beste Rekonstruktionen jedes Anpassungsdurchlaufs	65
4.2.3	Variabilität der Ausgangszähne sowie der besten Rekonstruktionen	70
4.2.4	Vergleich symmetrisch gegenüberliegender 6-Jahres-Molaren	73
4.2.5	Vergleich symmetrisch gegenüberliegender bester Rekonstruktionen	76
4.2.6	Vergleich der Rekonstruktion mit dem kontralateralen Ausgangszahn	77
5	DISKUSSION	83
5.1	Diskussion von Material und Methode	83
5.1.1	Erstellen der Zahnbibliothek	83
5.1.2	Herstellung der einzelnen Gipszähne	84
5.1.3	Genauigkeit des Scanvorgangs und der Daten-Konvertierung	84
5.1.4	Auswahl der Zahnrekonstruktionen	85

5.2	Diskussion der Ergebnisse	86
5.2.1	Parameterkombinationen	86
5.2.2	Variabilität der Ausgangszähne und der besten Rekonstruktionen	87
5.2.3	Variabilität eines Anpassungsdurchlaufs	88
5.2.4	Abweichungen der besten Rekonstruktionen zum Originalzahn	88
5.2.5	Vergleich der Rekonstruktion mit dem kontralateralen 6-Jahres-Molaren	89
5.3	Perspektiven	89
6	ZUSAMMENFASSUNG	90
7	LITERATURVERZEICHNIS	92
8	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	101
9	LEBENS LAUF	102
10	DANKSAGUNG	103

1 EINLEITUNG

In den letzten Jahren ist der Patientenwunsch nach ästhetischem, metallfreiem und gleichermaßen hochwertigem Zahnersatz immer größer geworden. Insbesondere die zahnfarbenen keramischen Restaurationen sind aus dem Praxisalltag nicht mehr wegzudenken.

Aufgrund der hervorragenden Ästhetik (schmelzähnliche Lichtbrechung) und Farbstabilität, der dem Zahnschmelz ähnlichen biophysikalischen Eigenschaften (E-Modul, niedriger Wärmeausdehnungskoeffizient, Abrasionsfestigkeit), der guten Biokompatibilität und der geringen Plaquebesiedelung wird das Indikationsspektrum dieses Werkstoffes in der Zahnmedizin immer breiter.

So können neben Inlay-Versorgungen auch Teilkronen, Kronen, Brücken sowie Kronenkäppchen und Brückengerüste rein aus Keramik hergestellt werden. Für den jeweiligen Patienten bedeutet eine solche Versorgung unter anderem den Verzicht auf jegliches Metall, eine ausgezeichnete Ästhetik sowie eine verminderte Allergisierung.

Jedoch zieht die Verwendung von Keramik auch einen relativ großen Zeit- und Kostenaufwand mit sich. Zudem weisen konventionell laborgefertigte keramische Zahnrestaurationen häufiger herstellungsbedingte Materialschwächen auf. Diese beim Sintern oder Gießen der Keramik entstehenden Mikrodefekte können die Langlebigkeit der Zahnrestauration stark reduzieren.

Eine Alternative bilden industriell vorgefertigte Keramikblöcke, die, unter optimalen Bedingungen hergestellt, eine höhere Materialgüte besitzen. Die hochqualitativen so genannten „Blanks“ finden ihren Einsatz in der computergesteuerten Zahnersatzerstellung mit den verschiedenen CAD/CAM-Systemen.

Diese Systeme lassen sich in drei Hauptkomponenten aufteilen: Digitalisierung der Präparation, Erstellen der Restauration am Computerbildschirm (CAD) und Fräsen bzw. Schleifen des Zahnersatzes (CAM). Bei diesen Verfahren entfallen folgende Arbeitsschritte der konventionellen Vorgehensweise: Abformung, Ausgießen der Modelle, Aufwachsen des Zahnersatzes, Einbetten und Gießen bzw. Pressen der Restauration.

Speziell der CAD-Bereich bietet allerdings noch Raum für Weiterentwicklungen. Bislang basieren Restaurationen meist auf einem Musterzahn, der durch Deformation, Rotation und Translation an Restzahnsubstanz, Antagonist und Nachbarzahn angepasst werden kann.

Je nach Defektgröße können dabei leicht zahnuntypische und dem Originalzahn nicht entsprechende Restaurationen entstehen (Mehl et al. 2005). Für den Zahnarzt bedeutet dies einen erhöhten Zeitaufwand beim Anpassen, für den Patienten eine mögliche Veränderung der gnathologischen Situation.

Das von Mehl (2003) vorgestellte Verfahren zur vollautomatischen Kauflächengestaltung zeigt erstmals eine mathematische Formulierung von Kauflächen auf. Es basiert auf einer digitalen Zahnbibliothek, deren Originalzähne naturgesunden Gebissen entstammen.

Ausgehend von der Morphologie eines antagonistischen Zahnes soll die fehlende Kaufläche digital rekonstruiert werden (aus einem ersten Oberkiefermolaren ein erster Unterkiefermolar und umgekehrt). Dabei wird von einem gemeinsamen genetischen Bauplan der Molaren ausgegangen, da die Kauflächen während der Zahnbildung bereits angelegt sind, bevor der erste okklusale Kontakt stattfindet.

In dieser Arbeit wird das neue Verfahren von Mehl (2003) anhand von Antagonistenrekonstruktionen für erste Molaren getestet.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 CAD/CAM-Technologien

2.1.1 Eine Übersicht

Der ursprünglich aus dem Maschinenbau stammende Begriff „CAD/CAM“ steht für „Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing“. Bezeichnet wird damit die dreidimensionale Planung eines Werkstücks am Bildschirm eines Computers mit anschließender automatisierter Herstellung durch eine computergesteuerte Werkzeugmaschine (Tinschert et al. 2004). Bereits 1971 wurden von F. Duret erste Ideen zur computergestützten Herstellung von Zahnrestorationen genannt. Dieser wird als Begründer der CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin angesehen (Duret et al. 1988).

Grundlegendes Ziel war es, den enormen manuellen Aufwand, der bei der konventionellen Herstellung von Zahnersatz zu leisten ist, zu reduzieren und damit gleichzeitig die Herstellungskosten zu senken.

Allerdings verlangen die Anforderungen in der Zahnmedizin im Vergleich zum industriellen CAD/CAM-Einsatz, dass die Form des Zahnersatzes individuell an den jeweiligen Patienten angepasst wird (so genannte Unikatfertigung). Zugleich werden hohe Ansprüche an die Fertigungsgenauigkeit der relativ klein dimensionierten Teile sowie an die Funktionalität und Ästhetik gestellt. Zu berücksichtigen ist ebenso der im Vergleich zum industriellen Einsatz begrenzte Markt der Zahnmedizin, wodurch sich hohe Entwicklungskosten zwangsläufig in ebenso hohen Verkaufspreisen (50.000-150.000 €) niederschlagen.

Die bislang in der Zahnmedizin verwendeten CAD/CAM-Systeme werden überwiegend für die Anfertigung von feststehendem Zahnersatz (Inlays, Veneers, Kronen, Brücken) eingesetzt. Des Weiteren werden auch Zahnersatz-Gerüste aus unterschiedlichen Werkstoffen (z.B. Lithiumdisilikatkeramik, Aluminiumoxidkeramik, Zirkonoxidkeramik) hergestellt, um dann vom Zahntechniker individuell weiterbearbeitet zu werden.

Damit sich die computergestützte Zahnersatzherstellung auf dem Dentalmarkt durchsetzen kann, müssen nach Kern und Mehl (2002) vor allem folgende Faktoren überzeugen:

- die Qualität der Restauration charakterisiert durch Passgenauigkeit, Werkstoffeigenschaften und klinische Überlebensrate
- die Kosten des gesamten CAD/CAM-Systems und die Amortisation
- der Grad der Automatisierung (Potential für Lohnkosten- und Zeiteinsparung)
- das Indikationsspektrum der herstellbaren Versorgung und
- die Bandbreite der zu verarbeitbaren Werkstoffe

Die aktuellen CAD/CAM-Systeme setzen sich im Prinzip aus drei Komponenten zusammen (Mehl et al. 1999):

Die erste Komponente tastet die vom Zahnarzt angefertigte Zahnpräparation direkt intraoral mit einer speziellen Mundkamera oder extraoral anhand von Gipsmodellen ab.

Mit der zweiten Komponente, dem CAD-Teil, können die digitalisierten Daten auf dem Computerbildschirm visualisiert werden, um dann die dreidimensionale Planung und Konstruktion des Zahnersatzes mit einem speziellen Softwareprogramm durchzuführen.

Die dritte Komponente, der CAM-Bereich, fertigt aus dem im CAD-Teil generierten virtuellen Zahnersatz eine Zahnrestauration. Hierfür werden überwiegend computergesteuerte Fräs- oder Schleifmaschinen eingesetzt, die aus industriell präfabrizierten Keramik- oder Metallrohlingen den Zahnersatz herausarbeiten.

Meist ist anschließend noch die manuelle Nachbearbeitung durch den Zahntechniker nötig.

Die CAD/CAM-Systeme können zudem in „offene“ und „geschlossene“ Systeme unterschieden werden:

Die offenen Systeme erlauben einen Export der Scanner- bzw. CAD-Daten in einem für CAD/CAM-Technologien gängigen Format. Das hierbei am häufigsten verwendete Dateiformat ist „STL“, welches mitunter auch bei dieser Arbeit verwendet wurde. Es ist gegenüber anderen Formaten wie „IGES“ oder „DXF“ weniger anfällig für Interpretationsmöglichkeiten, was wiederum auch zu weniger fehlerhaftem Einlesen von Daten führt (Tinschert et al. 2004).

Immer mehr Systeme bieten diese Möglichkeit des offenen Datenaustausches. Auf diese Weise kann fallspezifisch die am besten geeignete CAM-Fertigungstechnologie ausgewählt werden.

Die überwiegende Anzahl der CAD/CAM-Systeme basiert derzeit noch auf einem so genannten dezentralen Fertigungskonzept. Das bedeutet, diese Systeme bieten eine vollständige Fertigungskette an. Die bislang wenigen zentral arbeitenden CAD/CAM-Systeme (z.B. Etkon oder Procera) teilen die Arbeitsschritte wie folgt auf: Das Einscannen, die CAD-Konstruktion und die abschließende Verblendung geschieht im Labor, der Fräs- oder Schleifvorgang erfolgt nach Versand des Datensatzes via Internet in speziellen CAM-Zentren. Die direkte Fertigung am Behandlungsstuhl von Veneers, Inlays und Kronen ist aber, einschließlich einer intraoralen Digitalisierung, zurzeit nur mit dem Cerec-System (Sirona, Bensheim) möglich.

2.1.2 Präparation und Digitalisierung

Die Präparationsrichtlinien für die CAD/CAM-Technologie unterscheiden sich nur noch gering von den konventionellen Präparationsregeln. So sollte die Präparation wie gewohnt minimalinvasiv und gewebeschonend unter Sicherstellung von ausreichender Retention und Stabilität der Restauration durchgeführt werden (Duret et al. 1988).

In Abhängigkeit vom verwendeten Werkstoff des Zahnersatzes muss aber der für die Funktionalität und Stabilität geforderte Platz geschaffen werden. So sollte die Mindestschichtstärke für Silikatkeramik (1,5 mm okklusal und sonst 1,0 mm) nicht unterschritten werden, da Keramikwerkstoffe eine limitierte Biege- und Zugfestigkeit aufweisen.

Die Art der Digitalisierung kann auf unterschiedliche Weise erfolgen. Zum einen wird zwischen der mechanischen und der optischen Vermessung, zum anderen zwischen der intraoralen und der extraoralen Datenerfassung unterschieden.

Bei den mechanischen Sensoren überzeugt zunächst die hohe Abtastgenauigkeit von bis zu 1 μm , wenn auch nur bei relativ ebenen Oberflächen. Das kann allerdings zu langen Messzeiten führen. Ebenfalls nachteilig sind die durch Torsion oder Verbiegung der Abtastnadel möglichen Messfehler, die vor allem an steilen Präparationsabhängen (wie z.B. bei Inlay- und Onlay-Präparationen) auftreten können (Kern und Mehl 2005).

Bei den optischen Messverfahren arbeitet der Sensor berührungslos. Für die Vermessung von steilen Präparationsflächen sind diese Systeme gegenüber den mechanischen Abtastnadeln im Vorteil. Die optischen Messsysteme sind mit einem Punkt-, Linien- oder Flächensensor ausgestattet. Durch Verwendung eines der beiden letztgenannten Messsysteme kann die Digitalisierungszeit stark verkürzt werden. Für Intraoralkameras (z.B. bei Cerec) ist somit allein die Verwendung von Flächensensoren sinnvoll.

Die meisten optischen Systeme basieren auf dem Grundprinzip der Triangulation. Dabei wird das zu scannende Objekt aus einem bestimmten Winkel beleuchtet und aus einem anderen festgelegten Winkel betrachtet. Dieser Richtungsunterschied kann aber bei relativ tiefen Kavitätenböden zu Schattenbildung und somit zu Messfehlern führen. Andere optische Systeme arbeiten deshalb mit dem kollinearen Messverfahren, bei dem die Bild-Beleuchtung und -Betrachtung aus exakt derselben Richtung stammen (z.B. Optimet, Israel). Die bei der Triangulation möglichen Schattenbildungen treten hier nicht mehr auf, allerdings ergeben Vermessungen von steilen Flächen und Abhängen oftmals ungenauere und stark divergierende Messwerte. Die höchste Präzision ist durch mehrfaches Scannen aus unterschiedlichen Richtungen zu erreichen. Dieses Prinzip wird z.B. bei den Scannern von Etkon (z.B. es1) oder auch mit dem Cerec-3D-System genutzt (Mehl 2004).

Weiteren Einfluss auf die Genauigkeit der optischen Abformung haben Reflexion und Streuung der Oberfläche, weshalb die transparente Zahnoberfläche zunächst trockengelegt und dann mit weißem Pulver oder Lack bedeckt werden muss. Weißer Gips dagegen bietet von vornherein gute Bedingungen für optische Vermessungen (Kern und Mehl 2002).

Die Digitalisierung der Präparation kann intraoral mithilfe einer Mundkamera oder extraoral anhand eines Zahnmodells erfolgen. Bis heute werden extraorale Digitalisierungsmethoden bevorzugt, obwohl diese zeitaufwendiger und aufgrund der mechanischen Abformung möglicherweise fehleranfälliger sind (z.B. Etkon, KaVo, Bego, DCS, Espe, Girrbach). So kann die Vermessung der Präparation am Gipsmodell ohne störende Blutung, Speichelfluss oder Sulkusfluid durchgeführt werden. Die Genauigkeit der Digitalisierung liegt intraoral bei ca. 25 μm , extraoral bei 10-15 μm (Mehl 2004).

2.1.3 Virtuelle Rekonstruktion – der CAD-Bereich

Nach der Digitalisierung und Visualisierung der Präparation erfolgt das virtuelle Auffinden der Präparationsgrenze. Diese wird zum Beispiel bei der Cerec3D-Software mithilfe der halbautomatischen Randerkennung markiert. An Stellen mit unklarer Situation kann der Rand aber auch manuell festgelegt werden. Danach wird die Form der Restauration bestimmt, die je nach Zahnersatz unterschiedliche Arbeitsschritte mit sich führt.

Bei der Erstellung von Kronenkäppchen zum Beispiel entfällt die Berücksichtigung approximaler und okklusaler Kontaktpunkte. Eine materialbezogene Mindestschichtstärke wird bestimmt, wobei ausreichend Platz für die spätere Verblendung gewährleistet sein muss. Zudem besteht die Möglichkeit „Ausbuchtungen“ und „Deformationen“ zu gestalten, um die Grundform einer reduzierten Krone zu verbessern (Mehl et al. 2005). Diese Erstellung von Gerüstdatensätzen für Kronen oder Brücken ist weitgehend ausgereift.

Eine weitaus größere Herausforderung stellt die Konstruktion von vollständig gefrästem Zahnersatz mit möglichst naturgetreuer Anatomie und Funktion dar. Die automatische Rekonstruktion, insbesondere von Kauflächen, wird aber nicht von allen CAD/CAM-Systemen unterstützt (siehe Tabelle 1) (Tinschert et al. 2004).

Hersteller	System	Kauflächengestaltung
Bego Medical, Bremen	Bego Medifactoring	Ja
Mikrona, Spreitenbach, CH	Celay	Ja
DeguDent, Hanau	Cercon	Nein
Sirona Dental Systems, Bensheim	Cerec	Ja
DECIM, Skelleftea, S	DECIM	Ja
Girrbach Dental GmbH	Digident	Ja
Wieland Dental, Pforzheim	EDC	Nein
Etkon AG, Gräfelfing	Etkon	Nein
KaVo, Leutkirch	Everest	Ja
GC Corporation, Tokio, JPN	GN-I	Ja
3M Espe Dental AG, Seefeld	Lava	Nein
DCS Dental AG, Allschwil, CH	Precident DCS	Nein
DeltaMed GmbH, Friedberg	Prefactory	Nein
Cynovad, Montreal, CAN	Pro 50	Ja
Nobel Biocare, Göteborg, S	Procera	Nein
Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen	Wol-Ceram-EPC-CAM	Nein
Xawex Dentalsystem I-Mes, Eiterfeld	Xawex	Nein

Tab. 1: Übersicht über die Möglichkeit der individuellen Kauflächengestaltung bei CAD/CAM-Systemen

In der Literatur werden verschiedene Verfahren zur automatischen Kauflächenrekonstruktion beschrieben.

Mit der so genannten Linearmethode wird ein Inlay mit flacher Okklusalfäche gestaltet. Dies wird durch geradliniges Verbinden von einander gegenüberliegenden okklusalen Kavitätenrandpunkten (meist in oro-vestibulärer Richtung) erreicht. Diese Herstellungsweise setzt einen entsprechend großen manuellen Nachbearbeitungsaufwand voraus. Die Approximalkontakte erstellt man durch individuelles Einzeichnen der entsprechenden Äquatorlinien (Mörmann 2004).

Eine weitere Automatisierungsvariante stellt die so genannte Extrapolationsmethode dar. Bei dieser Art der Kauflächenrekonstruktion wird die Steigung bzw. der Gradient der unbeschleunigten Restzahnsubstanz in die präparierte Kavität hinein fortgesetzt und so der Defekt aufgefüllt (Mattiola et al. 1995; Kunzelmann et al. 1993).

Um mithilfe der CAD/CAM-Technologie einen möglichst naturgetreuen Zahnersatz herstellen zu können, muss die CAD-Software Informationen über den jeweiligen zu rekonstruierenden Zahn besitzen. Diese Informationen können auf unterschiedliche Weise gewonnen werden. Zum einen kann der unbeschleunigte Zahn vor der Präparation intraoral oder extraoral über ein Gipsmodell eingescannt werden, um als

Referenz zu dienen. Allerdings ist ein zu präparierender Zahn eher selten so naturgesund, dass er Morphologie, Funktionalität und Ästhetik in angestrebter Weise in sich vereinigt. Oftmals ist der Ausgangszahn von Karies, unzureichenden Füllungen oder bisherigem Zahnersatz so verändert worden, dass er nicht als Referenz Zahn verwendet werden sollte. Die neue Cerec3D-Software bietet die Möglichkeit, den vor der Präparation eingescannten Zahn im Modus „Korrelation“ virtuell zu verändern. Dies bedeutet aber gleichzeitig einen erhöhten Zeitaufwand durch manuelle Nachbesserung. Zudem können leicht zahnuntypische Rekonstruktionen entstehen.

Eine weitere Möglichkeit bildet z.B. das Cercon-System (DeguDent, Hanau). Hierbei wird vom Zahntechniker ein auf dem Gipsmodell des präparierten Zahnes hergestellter Zahnersatz aus Wachs modelliert und anschließend eingescannt. Diese Methode sowie das Cerec3D-Programm setzen beide eine gewisse Erfahrung des Zahntechnikers bzw. Zahnarztes voraus, sie können also nur subjektive Wahrnehmung mit standardisierten Aufwachsregeln vereinen und unterliegen somit einem mehr oder weniger großen Schwankungsbereich.

Auch diejenigen CAD/CAM-Systeme, die mithilfe einer Datenbank arbeiten, beziehen ihre Datensätze meist über „typische“ Standardzähne (von Zahntechnikern bzw. Zahnärzten hergestellt) wiederum basierend auf subjektiven Erfahrungen. So wird bei der virtuellen Konstruktion ein aus der Datenbank stammender Vorlagen-Zahn gewählt und über den präparierten Zahn gelegt. Zusätzlich kann ein funktionelles Bissregistrator hergestellt und eingescannt werden, um die Relation zum Antagonisten möglichst genau darzustellen. Die neu generierte Kaufläche wird nun durch elastische Deformation, Translation und Rotation an Restzahn, Nachbarzahn und Antagonist angepasst.

Nach Mehl und Blanz (2005) basiert keines dieser verschiedenen Systeme auf einem wissensbasierten Ansatz. In der Praxis würde dies für die bisherige Kauflächenrekonstruktion bedeuten: je größer der Defekt des zu versorgenden Zahnes, desto größer die Wahrscheinlichkeit eines zahnuntypischen Ergebnisses.

Angestrebtes Ziel mit dem von Mehl 2003 vorgestellten Programm war es, den Weg zur automatischen funktionellen Kauflächenrekonstruktion ohne Einflussnahme des Bedieners zu ermöglichen.

Das in dieser Arbeit getestete neue Verfahren zur vollautomatischen Kauflächenrekonstruktion soll in Kapitel 2.4 beschrieben werden.

2.2 Bisherige morphologische Kauflächenbeschreibungen

Zunächst soll ein Überblick über die in der zahnmedizinischen Ausbildung üblichen Beschreibungen von Zahnkronen und insbesondere deren Okklusalflächen nach Lehmann und Hellwig (1998) gegeben werden.

Morphologie der Oberkiefer-Seitenzahnkronen (siehe Abbildung 1):

Die ersten Prämolaren (*Dentes praemolares*) des Oberkiefers bestehen typischerweise aus zwei Höckern, besitzen also eine bikuspide Okklusalfläche. Sie weisen gewöhnlich ein umgekehrtes Krümmungsmerkmal auf, was die Okklusalfläche leicht nach distal gewölbt erscheinen lässt. Die Zahngrundform bildet ein Trapez. Eine mesiale Einziehung kann vorhanden sein, der Prämolare hat dann ein leicht nierenförmiges Aussehen. Der bukkale Höcker ist etwas höher und größer als der palatinale. Die bukkale Höckerspitze liegt weiter distal als die des palatinalen Höckers. Die okklusale Hauptfissur verläuft schräg von mesio-palatal nach disto-palatal und weist ein für alle Seitenzähne übliches Gefälle nach distal auf.

Die oberen zweiten Prämolaren sind in ihrer Gesamtform etwas kleiner als ihre mesialen Nachbarzähne, die Kronenformen sind allerdings nur geringfügig unterschiedlich. Beide Höcker sind in etwa gleich hoch und gleich groß. Das Krümmungsmerkmal ist im Vergleich zum ersten oberen Prämolaren schwächer ausgeprägt.

Die Grundform des ersten Molaren wird von einem Rhombus gebildet. Die Okklusalfläche besitzt vier Höcker. Die zwei mesialen Höcker sind größer und höher als die distalen. Der mesio-palatinale Höcker ist insgesamt der größte, dann folgen der mesio-bukkale, der disto-bukkale und der disto-palatinale Höcker.

Oft ist am mesio-palatalen Höcker noch ein zusätzliches *Tuberculum Carabelli* ausgebildet.

Der zweite obere Molar ähnelt in seiner Grundform dem ersten oberen Molaren, ist aber etwas kleiner dimensioniert und weist innerhalb seiner Zahngruppe eine größere Formenvielfalt auf.

Morphologie der Unterkiefer-Seitenzahnkronen (siehe Abbildung 2):

Der erste untere Prämolare ist der kleinste der vier Prämolaren. Die Grundform entspricht nahezu einem Kreis. Die Okklusalfäche weist zu 75% zwei, zu 25% drei Höcker auf. Der bukkale Höcker ist dabei deutlich höher als der oder die lingualen Höcker, die nicht bis zur Kauebene reichen. Die Hauptfissur fällt nach distal ab.

Untere zweite Prämolaren weisen fast immer drei Höcker auf, einen bukkalen und zwei linguale. Die Grundform entspricht, wie die des ersten unteren Prämolaren, einer Kreisform. Die Y-förmige Hauptfissur fällt nach distal leicht ab.

Die Grundform des ersten Molaren bildet ein Rechteck (Trapezform). Typischerweise besitzt die Krone vier bzw. fünf Höcker, davon zwei bzw. drei bukkale und zwei linguale. Die Fissuren weisen einen X- bzw. Y-förmigen Verlauf auf. Die bukkalen Höcker zeigen ein Höhengefälle nach distal, während die lingualen Höcker annähernd gleich hoch sind.

Der zweite untere Molar entspricht weitgehend dem ersten Molaren, ist aber insgesamt kleiner dimensioniert. Die Okklusalfäche weist vier sehr gleichmäßig dimensionierte Höcker und eine daraus resultierende Kreuzfissur auf.



Abb. 1 und 2: Gipszähne aus der Zahnbibliothek (oben: 17-14; unten: 37-34)

2.2.1 Nicht-metrische Beschreibungen

Die in der Literatur beschriebenen Merkmale auf Zahnkauf Flächen sind generell in metrische und nicht-metrische Untersuchungen einteilbar.

Nicht-metrische Zahnanalysen haben eine große Bedeutung in der Zahnmedizin bzw. Anatomie sowie in der Anthropologie. Untersuchungen zu Gestalt und Struktur von Zahnkronen existieren in der Literatur in größerem Umfang nur als qualitative Beschreibungen.

In dem Buch „The anthropology of modern human teeth“ (Scott und Turner 1997) werden über 35 Zahnmerkmale beschrieben, darunter spezielle Merkmale der Kauf Flächen, wie z.B. das Tuberculum Carabelli (siehe Abbildung 3), die Schaufelform der Schneidezähne, die Höckeranzahl von Molaren und Prämolaren sowie das Fissurenrelief verschiedener Zahntypen.



Abb. 3: Verschiedene Ausprägungsarten des Tuberculum Carabelli an OK-6ern von kaum sichtbarer (A) zu sehr starker Ausprägung (D)

Das Buch „Morphologie der Zähne“ von Carlsen (1987) gilt ebenfalls als Standardwerk für die Beschreibung von Zahnmorphologien. Um vor allem Studenten der Zahnmedizin einen Überblick zur Zahnunterscheidung zu geben, wurde darin auf vier spezielle Zahnbereiche eingegangen: der Lobus (Höcker), der Randleistenbereich, das Cingulum-Derivat und die überzähligen Kronenstrukturen.

Des Weiteren ist das Buch „Human Races“ von S.M. Garn (1971) zu nennen. Darin wird insbesondere auf die Genetik und die Anthropologie von Zahnmerkmalen (Schaufelform, Tuberculum Carabelli, Höckeranzahl u.a.) innerhalb bestimmter Bevölkerungsgruppen eingegangen.

Eine generelle Bezeichnung der einzelnen Höcker von bleibenden Molaren wurde von Gregory (1916) eingeführt (siehe Abbildung 4). Dabei wurden die Höcker in der Reihenfolge ihrer phylogenetischen Entstehung benannt.

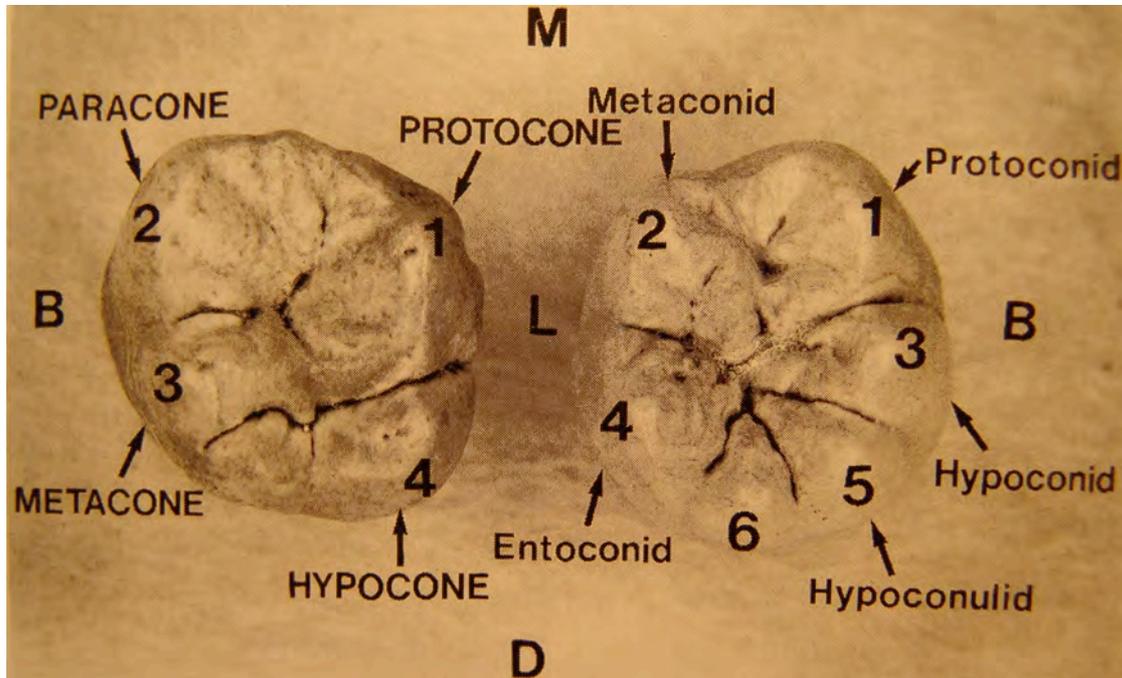


Abb. 4: Paläontologische Höckerbezeichnung nach Gregory (1916)

Viele Korrelationen zwischen zwei oder mehreren Zahnmerkmalen werden in der Literatur erwähnt.

So wurde z.B. von Dahlberg (1961) anhand erster Unterkiefermolaren die Zahngröße mit der Höckeranzahl und dem okklusalen Fissurenverlauf in Relation gesetzt. Die Studie ließ eine Verbindung zwischen 4- bzw. 5-Höckrigkeit, X- bzw. Y-Fissur (siehe Abbildung 5) und dem mesiodistalen Zahndurchmesser erkennen. Reid et al. (1991) stellten eine Abhängigkeit der Molarengöße zur Ausprägungsform des Tuberculum Carabelli fest.



Abb. 5: links: UK-6 mit X-Fissur; rechts: UK-6 mit Y-Fissur

Diese Merkmale, die Auskunft über Gestalt oder Struktur geben, werden in der Literatur bislang nur qualitativ beschrieben. Dabei werden die zu untersuchenden Merkmale nach rein visuellen und subjektiven Kriterien bewertet. Eine generelle Reproduzierbarkeit ist demnach schwierig.

Die deskriptiven Analysen erfolgen entweder anhand von echten Zähnen, Modellen (z.B. Gips) oder anhand von Bildern.

Die Einstufung der jeweiligen Merkmale reicht dabei von „Vorhandensein“ bis „Nichtvorhandensein“ mit zusätzlichen Abstufungsmöglichkeiten je nach Ausprägungsart.

Eine entsprechende Messskala („scale of measurement“) lässt sich in drei Methoden einteilen:

- Nominal („categorical data“): Basismethode zur Feststellung von Vorhandensein bzw. Nichtvorhandensein eines Merkmals (absence = 0; presence = 1)
- Ordinal („ranked data“): bei Vorhandensein eines Merkmals genauere Abstufung von „leichter“ zu „starker“ Ausprägung (z.B. Tuberculum Carabelli) (absence = 0; presence = 1,2,3...n)
- Interval („metric data“): Quantitative Abstufung bei Merkmalsausprägung; (absence = 0; presence = ,10; ,20; ,30 ...n mm)

Die Schwierigkeit der objektiven Messbarkeit liegt darin, dass mit der Größenveränderung eines Merkmals oft auch eine Änderung der Form einhergeht (siehe Abbildung 6).

Zudem ist das Definieren von Fixpunkten bei dreidimensionalen Objekten gerade bei minimaler Merkmalsausprägung schwierig und kann je nach Betrachter zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Eine exakte, standardisierte Messung ist damit nicht so einfach möglich.

So ist das Tuberculum Carabelli auf einer Interval-Skala bis heute noch nicht erfolgreich vermessen worden (Dahlberg 1956; Hanihara 1961; Turner et al. 1991).

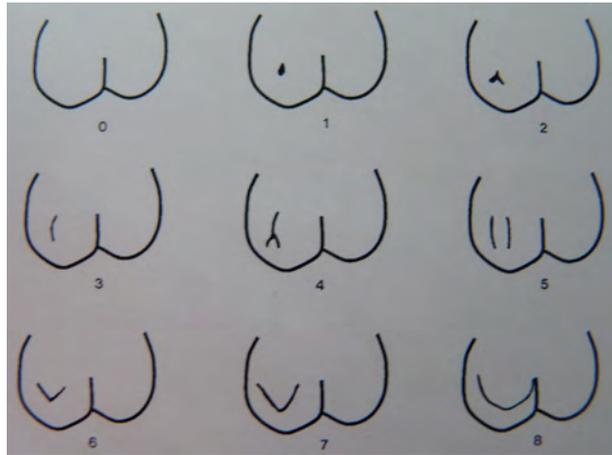


Abb. 6: Klassifizierungen des Carabelli-Höckers nach Reid et al. (1991)

In der aktuelleren Literatur existieren unter anderem verschiedene Studien über krankheitsassoziierte Zahnformen, ethnische Zuordnungen, Korrelationen zwischen Milchzähnen und bleibenden Zähnen, Korrelationen zwischen Zahngröße und Vorhandensein eines Tuberculum Carabelli, Korrelationen zwischen Zahnform und Händigkeit etc.

Auf den folgenden Seiten werden diese und weitere Untersuchungen in Tabellenform aufgeführt (siehe Tabelle 2; S.22-23).

2 Literaturübersicht

Studie	Probanden	Ergebnis	Thema und Autor
Korrelationen (Abstände und Winkel) zwischen Höckern von OK-6ern und OK-7ern	160 kaukasische Nordamerikaner	- Kronenform und -größe war weitgehend unabhängig von der gebildeten Okklusalmorphologie - Signale, die die Anzahl bzw. den Ursprung von Höckern definieren, wurden durch das Geschlecht (Gonosomen) nur wenig beeinflusst - geschlechtspezifisch wenig Unterschiede (mesiodistaler und bukkolingualer Kronendurchmesser war bei Männern 2 bzw. 4 % größer)	„Intercusp Relationships of the Permanent Maxillary First and Second Molars in American Whites“ E.F. Harris, D.P. Dinh (2006)
Auswirkung von Rechts- oder Linkshändigkeit auf die Asymmetrie von Okklusalfächern erster Molaren	Je 27 jugendliche Links- und Rechtshänder (pro Gruppe: 19 Jungen, 8 Mädchen; 8 Kaukasier und 19 Afrikaner)	- innerhalb der jeweiligen Gruppen wurden übereinstimmende Asymmetrien festgestellt: z.B. Winkel zwischen den sich am frühesten entwickelnden Höckern (erklärbar durch eine erhöhte Sensitivität dieser Höcker gegenüber Einflüssen, die auch die Händigkeit festlegen; sich später entwickelnde Höcker würden somit mehr durch Umweltfaktoren beeinflusst)	„The Relationship of Handedness to Assymetry in the Occlusal Morphology of First Permanent Molars“ K. Pirilä-Parkkinen, P. Pirttiniemi, L. Alvesalo, O. Silvén, J. Heikkilä, R. H. Osborne (2001)
Symmetrievergleich der Zahnmorphologie eines OK-1ers anhand von Bildanalysen	Ein 9-jähriges kaukasisches Mädchen mit SMMCI (solitary maxillary median central incisor)	- 98,85 % Flächenübereinstimmung bei Ansicht von labial; 96,17 % bei Ansicht von axial - 98,79 % Übereinstimmung des Umrisses bei Ansicht von labial; 99,03 % von axial	„A new technique for symmetry determination in tooth morphology using image analysis: Application in the diagnosis of solitary maxillary median central incisor“ A.T DiBiase, C. Elbock, R.N. Smith, A.H. Brook (2006)
Breiten- und Längenverhältnisse von unversehrten sowie abradieren OK-Frontzähnen und OK-4ern	146 extrahierte Zähne von kaukasischen Probanden (Anzahl 1er: 44 Anzahl 2er: 41 Anzahl 3er: 38 Anzahl 4er: 23)	- Verhältnisse (Breite zu Länge): abradierter 1er: 87 % unversehrte 4er: 84 % abradierter 3er: 81 % abradierter 2er: 79 % unversehrte 1er: 78 % unversehrte 3er: 73 % unversehrte 2er: 73 % (als Anhaltspunkt für restaurative Zahnheilkunde und Parodontalchirurgie)	„Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects“ P. Magne, G.O. Gallucci, C. Belser (2003)
Vergleich von Zahngröße und -morphologie bei eineiigen und zweieiigen Zwillingen zur Bestimmung des genetischen Einflusses auf diese Zahnmerkmale	34 Zwillingspaare (Kontrollgruppe: 34 nichtverwandte Probanden)	- höhere Übereinstimmung der Zahngrößen (mesiodistal und bukkolingual) innerhalb der Zwillingsgruppe - bei mesiodistalen Dimensionen zeigten eineiige Zwillinge größerer Übereinstimmung als zweieiige - Überlagerungen von Bildern der Okklusalfäche zeigten bei eineiigen Zwillingen geringere Standardabweichungen als bei zweieiigen (147 µm bzw. 209 µm) (Kontrollgruppe 258 µm) - Ergebnis deutet auf einen hohen Erblichkeitsfaktor bei Zahngröße und -form hin	„Tooth size and morphology in twins“ M. Kabbani, J. Fearnie, V. Jovanovski, L. Zou (2001)
Einfluß des Kartagener-Syndroms auf die Zahnmorphologie	13 jähriges kaukasisches Mädchen mit Kartagener-Syndrom	- offener Biss - Schmelzhyoplasien - Zahnformveränderungen (sehr spitze Eckzähne, stark verkleinerter lateraler Frontzahn) - Fehlen eines lateralen Frontzahnes	„Kartagener's syndrome: unusual dental morphology“ S.J. Merrett, P. Durning (2005)
Untersuchungen zur Ätiologie der Anzahl und Größe von Zähnen mittels Bildanalyse	- 40 Kaukasier mit 1-2 Nichtanlagen (milde Hypodontie) - 40 Kaukasier mit 3-5 Nichtanlagen (mittelschwere Hypodontie) - 41 Kaukasier mit 6 oder mehr Nichtanlagen (schwere Hypodontie) - 12 Verwandte von Probanden mit schwerer Hypodontie - 20 Probanden mit Hyperdontie - 40 gesunde Probanden	- je schwerer die Ausprägungsform der Hypodontie, desto kleiner die Zahngröße - Patienten mit Hyperdontie wiesen größere Zähne auf als die der gesunden Kontrollgruppe - höhere Prävalenz für Hypodontie bei Verwandten ersten Grades (22 %) als generell in der Bevölkerung (4,4 %)	„Further Studies of a Model for the Etiology of Anomalies of Tooth Number and Size in Humans“ A.H. Brook, C. Elcock, M.H. Al-Sharood, H.F. McKeown, K. Khalaf, R.N. Smith (2002)

2 Literaturübersicht

Zahnmorphologische Regulierung (Anzahl, Größe, Form und Differenzierung) bei Mäusen mittels Einflussnahme auf die Bmp-Aktivität	K14-Noggin- Mäuse	<ul style="list-style-type: none"> - großes Spektrum an Zahnphänotypen - alle UK-Molaren sowie der OK-8er wurden nicht gebildet - OK-6er und OK-7er waren verkleinert, zeigten veränderte Kronenformen und waren nicht mehrwurzelig - Frontzähne wurden mit Molarenform ausgebildet - abnormale Differenzierung der Amelo- und Odontoblasten - Schmelzhyoplasien und Deformationen von Frontzähnen 	„Morphoregulation of teeth: modulating the number, size, shape and differentiation by tuning Bmp activity“ M.V. Plikus, M. Zeichner-David, J.-A. Mayer, J. Reyna, P. Bringas, J.G.M. Thewissen, M.L. Snead, Y. Chai, C.-M. Chuong (2005)
Zahnmorphologie von OK-6ern (Höckeranordnung, Form, Größe) bei Frauen mit Turner-Syndrom (45, XO)	- 5 Frauen mit Turner-Syndrom - Kontrollgruppe: 16 gesunde Frauen; 20 gesunde Männer	<ul style="list-style-type: none"> - geringere Höckerausprägung verglichen mit Kontrollgruppe (die sich später entwickelnden distalen Höcker waren stärker verkleinert) - das zweite X-Chromosom bei gesunden Frauen hatte keinen Effekt auf die Höckerhöhe, aber vergrößerte die Basalfläche der Höcker - die Ergebnisse wiesen auf eine Vergrößerung von Höckerhöhe und Basalflächen bei Y-Chromosom hin (gesunde Männer) - Verhältnis Höckerhöhe zu Basalfläche: XO-Frauen: 11,61 % XX-Frauen: 10,65 % XY-Männer: 10,05 % 	„Dental Morphology Of 45,XO Human Females: Molar Cusp Area, Volume, Shape And Linear Measurements“ J.T. Mayhall, L. Alvesalo (1992)
Korrelation zwischen Milchzähnen und bleibenden Zähnen	54 kaukasische Amerikaner (28 Frauen; 26 Männer)	<ul style="list-style-type: none"> - keine Korrelation von morphologischen Merkmalen zwischen Milchzähnen und bleibenden Zähnen. Ausnahmen: •Tuberculum Carabelli •Schaufelform der lateralen Unterkiefer-Inzisivi •Sog. „Deflecting wrinkle“ am UK-3er (= gekrümmte Randleiste ausgehend von der mesiolingualen Höckerspitze bis hin zur Zentralfissur) 	„Correlation Between Deciduous and Permanent Tooth Morphology in a European American Sample“ H.J. Edgar, L.R. Lease (2007)
Untersuchung zur Abhängigkeit zwischen Zahngröße und Vorhandensein eines Tuberculum Carabelli	128 Namibier (104 Männer; 24 Frauen)	<ul style="list-style-type: none"> - OK-6er mit Carabelli-Höcker waren größer als ohne (bei Vorhandensein waren alle vier Höcker vergrößert) - Ergebnisse der Studien von Dahlberg (1949), Snell (1959) und Korenhof (1960), wonach bei stark ausgeprägten Tuberculum Carabelli der mesio-palatinalen Höcker stark verkleinert ist, konnten nicht gestützt werden - Vorhandensein des Carabelli-Höckers: erste Molaren: 57 % zweite Molaren: 56 % dritte Molaren: 44 % 	„Tooth Size and the Carabelli Trait“ C. Reid, J.F. van Reenen, H.T. Groeneveld (1991)
Visuelle Geschlechtsidentifikation und morphologische Klassifikation anhand von Photographien von Zähnen, Gesicht und Zahnbogenform	60 Zahnmedizinstudenten ohne kieferorthopädische Vorbehandlung (25 Männer; 35 Frauen)	<ul style="list-style-type: none"> - richtige Identifikationsrate bei Frauen von 53 %, bei Männern von 58 % - Korrelationen zwischen Gesicht und Zahnbogenform (54 %) und Gesicht und Zahnform (51 %) - richtige Zuordnung von Gesicht, Zahnbogen und Zahnform von 31 % 	„Computer-based evaluation of gender identification and morphologic classification of tooth, face and arch forms“ S. Berksun, U. Hasanreisooğlu, B. Gökdeniz (2002)
Variationen von Morphologie und Anzahl bei schwedischen Kindern	739 gesunde kaukasische 7-Jährige	<ul style="list-style-type: none"> - Hypodontie bei Mädchen: 8,4 % bei Jungen: 6,5 % - bei 90,9 % der Hypodontie-Fälle fehlen 1-2 Zähne - Hyperdontie bei 1,9 % (11 Mädchen; 3 Jungen) - 78 % aller überzähligen Zähne zählten zu Mesiodens - Formveränderungen: Zapfenform der OK-2er (0,8 %) Gemination (Doppelbildung) (0,3 %) Taurodontismus (0,3 %) Dens Invaginatus (6,8 %) - Auftreten einer Veränderung bei 18 %, mehrere Befunde bei 8 % - Hypodontie in Mandibula dreimal häufiger als in Maxilla 	„Variations in number and morphology of permanent teeth in 7-year-old Swedish children“ B. Bäckman, Y. B. Wahlin (2001)

Tab. 2: Verschiedene Studien bezüglich Korrelationen von Zahnformen bzw. -größen

2.2.2 Metrische Beschreibungen

Im Bereich der computergestützten Rekonstruktion interessieren vor allem metrische Untersuchungen zu Zahnmerkmalen. Diese könnten als Anhaltspunkt für mathematische Zahnberechnungen dienen.

In der Literatur finden sich in Bezug auf Zahnkronen und -kaulflächen hauptsächlich Studien über lineare Längen- und Größenbestimmungen aber auch Messungen von Strecken und Winkeln (Ash 1993, Ferrario et al. 1999).

Diese odontometrischen Untersuchungen sind unter anderem für folgende Fachrichtungen von Interesse:

- Kieferorthopädische Berechnungen (siehe Kapitel 2.2.3)
- Paläontologische und ethnische Fragestellungen
- Bestimmung von Alter und Geschlecht: Zähne von Männern sind ca. 2-6% größer als Zähne von Frauen und können mit einer Funktionsanalyse der Zahngröße zu 86% dem entsprechenden Geschlecht zugeordnet werden (Garn et al. 1977). Geschlechtsabhängige Unterschiede der Zahnform konnten nicht gefunden werden (Ferrario et al. 1999).
- Untersuchung der Volkszugehörigkeit: Studien über geographische Variationen von Zahnmerkmalen wie z.B. das Vorkommen von 7-höckrigen ersten Molaren im Unterkiefer (Scott und Turner 1997; Turner 1970) (siehe Abbildung 7).
- Genetik: Vor allem Zwillings- und Familienforschung mittels Zahnsymmetrievergleichen, z.B. um den Einfluss von Genetik bzw. Umweltfaktoren auf die Zahnausprägung zu bestimmen (Bailit et al. 1970).
- Forensische Untersuchungen



Abb. 7: Zahn 46 mit sieben Höckern

Die metrische Untersuchung bestimmter Merkmale kann auf unterschiedliche Weise geschehen. Die verschiedenen Messmethoden lassen sich in ein-, zwei- und dreidimensionale Analysen einteilen. Sie werden anhand von Zähnen in vivo, extrahierten Zähnen, Gipsmodellen, Wachsbissimpressionen (Zubov 1977) oder Bildern durchgeführt.

Die eindimensionalen Verfahren geben allein Auskunft über einfache Längen-, Breiten- und Höhenmessungen von Zähnen. Ein Beispiel dafür ist die in der Kieferorthopädie verwendete Bolton-Analyse (Bolton 1962), bei der die Breiten von Oberkiefer- und Unterkieferzähnen zueinander in Relation gesetzt werden (siehe Kapitel 2.2.3).

Als Messhilfe kann dabei neben der Lupe die Schublehre, bzw. Zirkel und Lineal dienen.

Die zweidimensionalen Messungen werden um eine Ebene bereichert. So können charakteristische Punkte (x, y) einer Zahnkrone definiert und dessen Abstände bzw. Winkel bestimmt werden.

Da die zu untersuchenden Zahnoberflächen komplexe räumliche Gebilde darstellen, ist die dreidimensionale Untersuchungsweise die sinnvollste. Dabei sollte darauf geachtet werden, Zahnmodelle mithilfe eines Mediums zu untersuchen, das die dritte Ebene miteinfassen kann. Scott und Turner (1997) empfehlen deshalb die Betrachtung mit dem bloßen Auge, um dreidimensionale Objekte nicht auf zwei Dimensionen zu reduzieren. Demnach gehen Photographien zur Dokumentation bestimmter Zahnmerkmale häufig mit einem Informationsverlust einher.

Verschiedene Messmethoden haben es sich zur Aufgabe gemacht, dieses Problem zu beheben.

Als Beispiel für eine dreidimensionale Analyse kann die Moiré-Topographie genannt werden. Bei diesem Verfahren wird ein Zahn mit einer Lichtquelle aus einem bestimmten Winkel durch ein Gitter (mit 0,2 mm breitem Raster) beleuchtet. Auf der Oberfläche entsteht so ein verzerrtes Gittermuster, welches, von oben senkrecht betrachtet, zusammen mit dem eigentlichen Gitter das so genannte Moiré-Streifenmuster ergibt. Die unterschiedlich breiten Hell- und Dunkelzonen verhalten sich dabei direkt proportional zur jeweiligen Steigung der Okklusalfäche.

Auf diese Weise können sowohl die höchsten (Höckerspitzen) als auch die niedrigsten Punkte (Fissuren) präzise und vor allem reproduzierbar festgelegt werden (siehe Abbildung 8).

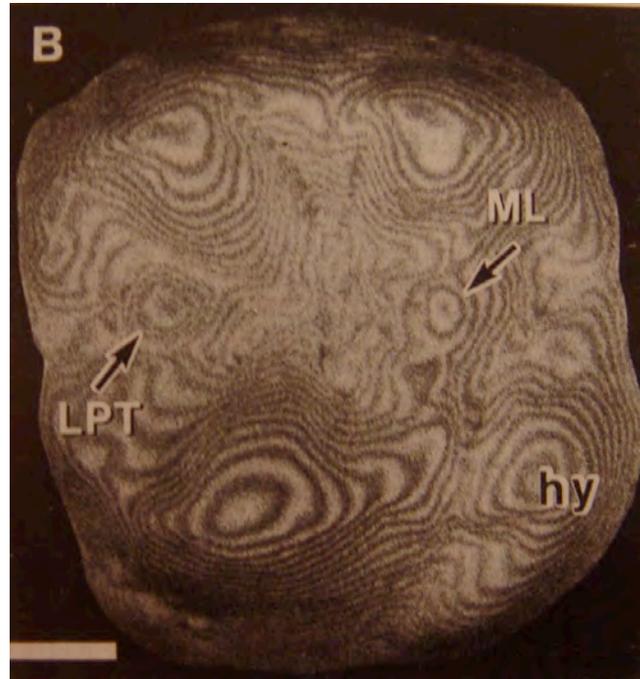


Abb. 8: Moiré-Streifenmuster eines Oberkiefer-6ers

Neben der Vermessung metrischer Merkmale bietet das Moiré-Verfahren auch die Möglichkeit zur Untersuchung von Vorhandensein bzw. Fehlen nicht-metrischer Strukturen, wie z.B. kleinere akzessorische Höcker (Kanazawa et al. 1990).

Fehleranfällig ist diese Methode allerdings bezüglich Abrasionen, weshalb die in der Literatur angeführten Studien hauptsächlich auf der Vermessung jugendlicher Zähne basieren (Scott und Turner 1997).

Ein weiteres Verfahren stellt das optische digitale Vermessen mithilfe eines Punktsensors dar. Dieser arbeitet (wie auch der in dieser Arbeit verwendete Scanner es1 der Firma Etkon) nach dem Prinzip der Triangulation. Mithilfe einer aus einem bestimmten Winkel kommenden Lichtquelle wird der zu vermessende Zahn beleuchtet. Das auf die Zahnoberfläche einstrahlende Licht wird höhenabhängig auf einen Sensor zurückgeworfen, der Rückschlüsse über die Position des beleuchteten Zahnareals ziehen kann. Das Vermessen der gesamten Zahnoberfläche geschieht auf diese Weise Punkt für Punkt. In Abhängigkeit von der Kalibrierung des Sensors kann die Auflösung der Bilder im μm -Bereich liegen (Nkenke et al. 2007).

Zusätzliche Ansatzpunkte bieten Studien über Zahnmorphologien, die zwei- bzw. dreidimensionale Zahnbilder unter Zuhilfenahme von statistischen Berechnungen auswerten.

Mithilfe der Fourier-Analyse, einem statistischen Auswerteverfahren von J.B. Fourier aus dem 18. Jahrhundert, wurden von Ferrario et al. (1999) anatomische Vermessungen an ersten Molaren durchgeführt. Die Kontur der Okklusalfäche der zu vermessenden Zähne wurde mit einer Linie markiert, wobei Randleisten und Höckerkanten als Anhaltspunkt dienten (siehe Abbildung 9). Anschließend wurde der Gipszahn mit einer TV-Kamera fotografiert und mit einer bildbearbeitenden Software digitalisiert.

Die Randbegrenzungen sowohl der Okklusalfäche als auch des Gesamtumfangs (anatomischer Äquator) wurden daraufhin statistisch analysiert.

Mathematisch gesehen können die Konturlinien als eine stetige Funktion angesehen werden, die in eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen geteilt werden können. Diese durch Kurvenanpassung gewonnenen Winkelfunktionen ermöglichen dann einen Formvergleich und eine Differenzbewertung, welche es erlaubt, den anatomischen Äquator und die okklusale Konturlinie eines Zahnes zu untersuchen (Litzenburger 2007). Ferrario et al. (1999) konnten bei homologen Molaren eines Kiefers keine geschlechtsspezifischen Unterschiede von Form und Größe der Konturlinien feststellen.



Abb.9: Zahn 46 mit okklusaler Konturlinie

Eine weitere statistische Auswertungsmethode stellt das Prokrustes-Verfahren dar. Zur Bestimmung der Ähnlichkeit von Okklusalflächen werden bei dieser Methode charakteristische Punkte der Kaufläche zunächst in einem Koordinatensystem dargestellt. Um die Punktwolken der jeweiligen Zähne miteinander vergleichen zu können, wird für jede einzelne Konfiguration zunächst das Zentrum festgelegt.

Durch anschließendes Verschieben, Drehen und Strecken sollen die Konfigurationen möglichst deckungsgleich überlagert werden, um die verschiedenen Zahnformen miteinander vergleichen zu können und deren Ähnlichkeit quantitativ zu berechnen. Robinson et al. (2002) konnten mit der Prokrustes-Analyse unter Festlegung bestimmter Fixpunkte Zahnoberflächen von verschiedenen Zahntypen vermessen.

2.2.3 Kieferorthopädische Zahnvermessungen

Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die in der Kieferorthopädie untersuchten Zahnform- und Zahngrößenmessungen gegeben werden.

Die so genannte Modellanalyse stellt die Basis einer jeden kieferorthopädischen Behandlung dar. Diese erfolgt meist anhand eines Gipsmodells des Patientengebisses und bezieht sich auf Untersuchungen der Zahn- und Zahnbogenformen sowie der Zahn- und Zahnbogengrößen.

Als Besonderheiten der Zahnformen werden in der Literatur Zahnanomalien wie Makrodonkie, Zapfenzähne, Zwillingsbildung und atypisch ausgebildete Tubercula dentale oder Foramina coecae genannt. Zudem interessiert in der Modellanalyse das Vorhandensein von Tubercula Carabelli, Schaufelform der Incisivi und unterschiedlichen Abrasionsgraden, da durch solche Zahnmerkmale die Befestigung kieferorthopädischer Apparaturen sowie die Einstellung einer harmonischen Okklusion erschwert werden (Steinhäuser und Janson 1988).

Die Zahnbögen werden in Ellipsen-, Parabel-, U- oder V-Form unterteilt, die in sich einen harmonischen Zahnreihenverlauf beinhalten können. Die Beurteilung der Symmetrie innerhalb eines Kiefers erfolgt durch eine Messplatte mit Paralaxenausgleich nach Schmuth (1955), die über die Okklusalflächen eines Oberkiefer-

modells gelegt wird (siehe Abbildung 10). Dabei wird als Anhaltspunkt für die Mittellinie die *Raphae palatina mediana* herangezogen.

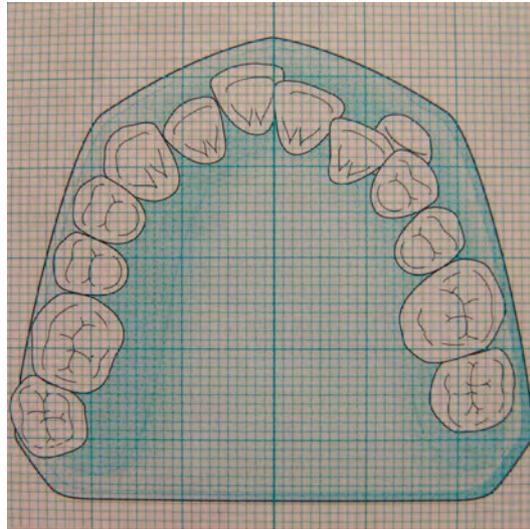


Abb. 10: Schmuth-Platte auf Oberkiefermodell

Zur Feststellung der Zahnbogenbreite werden in der Literatur mehrere Ansätze beschrieben. Nach Hasund und Janson (1978) wird im Unterkiefermodell in der Horizontalebene zum einen die Intermolarendistanz (= der kürzeste Abstand zwischen den ersten Molaren lingual) und zum anderen die Interkaninendistanz (= Abstand der Eckzahnspitzen) gemessen.

Nach Pont (1907) wird die Kiefervermessung in eine anteriore Zahnbogenbreite (im Oberkiefer: tiefster Punkt der Querfissur des ersten Prämolaren zur Gegenseite; im Unterkiefer: vestibulärer Kontaktpunkt zwischen den Prämolaren zur Gegenseite) und in eine posteriore Zahnbogenbreite (im Oberkiefer: tiefster Punkt der zentralen Fossa des ersten Molaren zur Gegenseite; im Unterkiefer: Spitze des medio-bukkalen Höckers des ersten Molaren zur Gegenseite) unterteilt.

Die Größen der einzelnen Zähne werden, gemessen vom jeweiligen anatomischen mesialen und distalen Kontaktpunkt der Kronen, in Millimetern angegeben. Dieses Maß gibt Aufschluss über die Platzverhältnisse innerhalb der Zahnreihen sowie über das ideale Zahngrößenverhältnis von Ober- zu Unterkiefer, welches die Voraussetzung für eine harmonische Okklusion darstellt. Bei der Modellanalyse wird zudem der Begriff der Prämolarenbreite genannt, die als Standardmaß mit 7 mm angegeben wird.

Als Messmethode hat sich die Bolton-Analyse (Bolton 1962) bewährt, wobei die Summen der Zahngrößen (mesio-distaler Durchmesser) von Oberkiefer- und Unterkieferzähnen in Relation gesetzt werden. Vermessen werden entweder allein die Zähne der Frontsegmente („kleine“ Bolton-Analyse) oder alle Zähne bis einschließlich des ersten Molaren („große“ Bolton-Analyse). Je nach prozentualem Platzverhältnis kann so über eine nötige Extraktion entschieden werden.

Zudem beschäftigen sich viele Studien mit möglichen Zusammenhängen zwischen Zahngrößen und Zahnanomalien, wie z.B. der Eckzahnverlagerung (Stellzig et al. 1994; Becker et al. 2002; Fäßler 2006). Dabei werden hauptsächlich mesio-distale bzw. bucco-linguale Zahndurchmesser sowie geschlechtsspezifische Zahngrößenunterschiede untersucht (Garn et al. 1967; Goose 1967).

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Kieferorthopädie sich insbesondere für Zahn- und Zahnbogengrößen interessiert, um Aufschluss über Platzmangel bzw. Platzüberangebot im Kiefer zu erhalten.

In der Literatur existieren keine Anhaltspunkte über Okklusalfächenmorphologien oder Verhältnismäßigkeiten von verschiedenen Zahntypen innerhalb eines Gebisses.

2.3. Bewertung der bisherigen Verfahren

Alle bisherigen Ansätze zur Beschreibung von Zahnmerkmalen, Zahngrößen- und Zahnlängenmessungen sowie deren Messmethoden geben Auskunft über Gestalt und Struktur von Zähnen.

Um allerdings im CAD/CAM-Bereich eine funktionelle und für jede Situation morphologisch passende Kaufläche zu rekonstruieren, reichen diese Informationen nicht aus. Die bislang durch subjektive Erfahrung und deskriptive Regeln des Zahntechnikers bzw. des Zahnarztes gestalteten Kauflächen sind noch weit entfernt von einem automatisierten Rekonstruktionsvorgang, der auf einer mathematischen Beschreibung der vollständigen Zahnoberfläche beruht.

2.4 Beschreibung des neuen Verfahrens nach Mehl (2003)

Durch die stetige Weiterentwicklung der CAD/CAM-Technologien ist im Bereich der Kauflächenmorphologie das Bedürfnis nach einer mathematisch einheitlichen Formulierung der Zahnform und insbesondere der Okklusalfäche immer größer geworden.

Das neue Verfahren von Mehl (2003) soll die Rekonstruktion von funktionellen und gnathologisch korrekten Okklusalfächen weitestgehend automatisieren und zudem bisherige CAD/CAM-Verfahren verbessern.

Basierend auf einer erstellten digitalen Zahnbibliothek wird mithilfe einer Korrespondenz- sowie einer Hauptachsenanalyse für jeden Zahntyp ein Durchschnittszahn bestimmt. Dieser so genannte biogenerische Zahn ermöglicht die mathematische Beschreibung aller in der Literatur als charakteristisch angesehenen Ausprägungsarten eines Zahntyps (Mehl 2003).

Bei der Korrespondenzanalyse werden die verschiedenen Zahndatensätze zunächst anhand von Merkmalen miteinander verglichen (z.B. Höckerspitzen mit Höckerspitzen, Fissuren mit Fissuren). Das selbständige Auffinden dieser korrespondierenden Kauflächenpunkte soll hierbei ohne zahnmedizinisches Vorwissen bzw. Erfahrung geschehen. Daraufhin sollen die möglichst optimal überlagerten Zahnbilder anhand von so genannten Matching-Algorithmen für jeden Punkt der Oberfläche gemittelt werden. Die dafür verwendeten Lernalgorithmen stammen aus der Mustererkennung und Bildbearbeitung und wurden an die Zahnmorphologie angepasst (Mehl und Blanz 2005). So wird zu jedem Punkt eines Referenzzahnes der korrespondierende Punkt auf der Kaufläche eines Weiteren gesucht, und man erhält zu jedem Zahn ein zweidimensionales Vektorfeld. Auf gleiche Weise können dann, ausgehend vom Referenzzahn und dem entsprechenden Vektorfeld, alle anderen Bibliothekszähne als Vektoren dargestellt werden.

Von gleichen Vektorkoordinaten (Indizes) werden damit jeweils korrespondierende Punkte zwischen allen Zähnen repräsentiert. Alle Vektoren zusammengenommen beschreiben einen Vektorraum, der als „Zahnraum“ die Variabilität des entsprechenden Zahntyps beschreibt.

Mithilfe des zweiten Schritts, der Hauptkomponenten- bzw. Hauptachsenanalyse wird eine Reduktion der variablen Grundmenge auf die wichtigsten Merkmale angestrebt. Ein erfahrener Zahnmediziner bzw. Zahntechniker kann aus Restzahnschubstanz mit

Betrachtung der Antagonisten sowie des im gleichen Kiefer gegenüberliegenden Zahnes einen Zahntyp anhand bestimmter Merkmale rekonstruieren.

Auch bei der Hauptachsentransformation sollten gerade diejenigen Zahnmerkmale besonderen Einfluss auf die Rekonstruktion haben, die den jeweiligen Zahntyp am besten charakterisieren. Gesucht wurde dafür eine kleinere Anzahl neuer Vektoren, die durch Linearkombination einen möglichst großen Anteil des Vektorraumes aller Zähne darstellt. Die Ergebnisse von Mehl (2003) verdeutlichen die Übereinstimmungen aller miteinander verglichenen Zähne eines Zahntyps:

Allein die ersten fünf Hauptkomponenten repräsentieren bereits über 50% der Zahnbibliotheks-Variationen, die ersten zehn Komponenten 70% und die ersten 20 Hauptkomponenten sogar über 80% der gesamten Variabilität der Zahnbibliotheks-Kauflächen.

2.5 Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit soll geprüft werden, inwiefern das neue Verfahren von Mehl (2003) zur automatischen Kauflächengestaltung für eine klinische Anwendbarkeit geeignet ist.

Mithilfe des biogenerischen Zahnmodells werden aus 38 naturgesunden ersten Molaren die entsprechenden Antagonisten berechnet und auf ihre Qualität und Ähnlichkeit zum Originalzahn hin überprüft.

Getestet wird zudem der Einfluss der verschiedenen Parameter auf die Rekonstruktionsvorschläge dieser Zähne.

Folgende Aufgaben und Fragestellungen werden im Einzelnen bearbeitet:

- Erstellen einer digitalen Zahnbibliothek bestehend aus naturgesunden Seitenzähnen (Zähne 4-7 aller vier Quadranten)
- Anwendbarkeit des biogenerischen Zahnmodells bezüglich Antagonisten-Rekonstruktionen erster Molaren
- Visuelle Bewertung der Qualität sowie computergestützte Berechnung der Ähnlichkeit der Rekonstruktionen zum Kontrollzahn
- Auffinden und Untersuchung der wichtigsten Einflussgrößen (Parameter) auf die Rekonstruktionen im Hinblick auf eine klinische Anwendbarkeit
- Variabilität der Rekonstruktionen bzw. des biogenerischen Zahnmodells

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Probandenakquirierung

Zu Beginn der Arbeit wurden ca. 100 Probanden im Schüler- und Studentenalter mit naturgesunden, also kariesfreien und unversehrten Gebissen zu einer freiwilligen Abformung von Ober- und Unterkiefer gesucht.

Das Geschlecht der Testpersonen spielte bei der Auswahl keine Rolle. Die für die Datenbank notwendige Information über die Zähne 4-7 aller vier Quadranten setzte eine naturgesunde Kauflächenmorphologie voraus. Zudem sollte der Durchbruch dieser Zähne, insbesondere der 7er, vollständig abgeschlossen sein. Diese Anforderung legte das Altersminimum der Probanden auf ca. 14 Jahre fest. Eine Abrasion der Kauflächen sollte zudem noch nicht weit fortgeschritten sein, da nur die genetischen Faktoren der Kauflächenmorphologie berücksichtigt werden sollten. Dadurch wurde das Altersmaximum auf ca. 30 Jahre festgelegt.

Das Testpersonen-Kontingent setzte sich altersbezüglich wie folgt zusammen (siehe Abbildung 11):

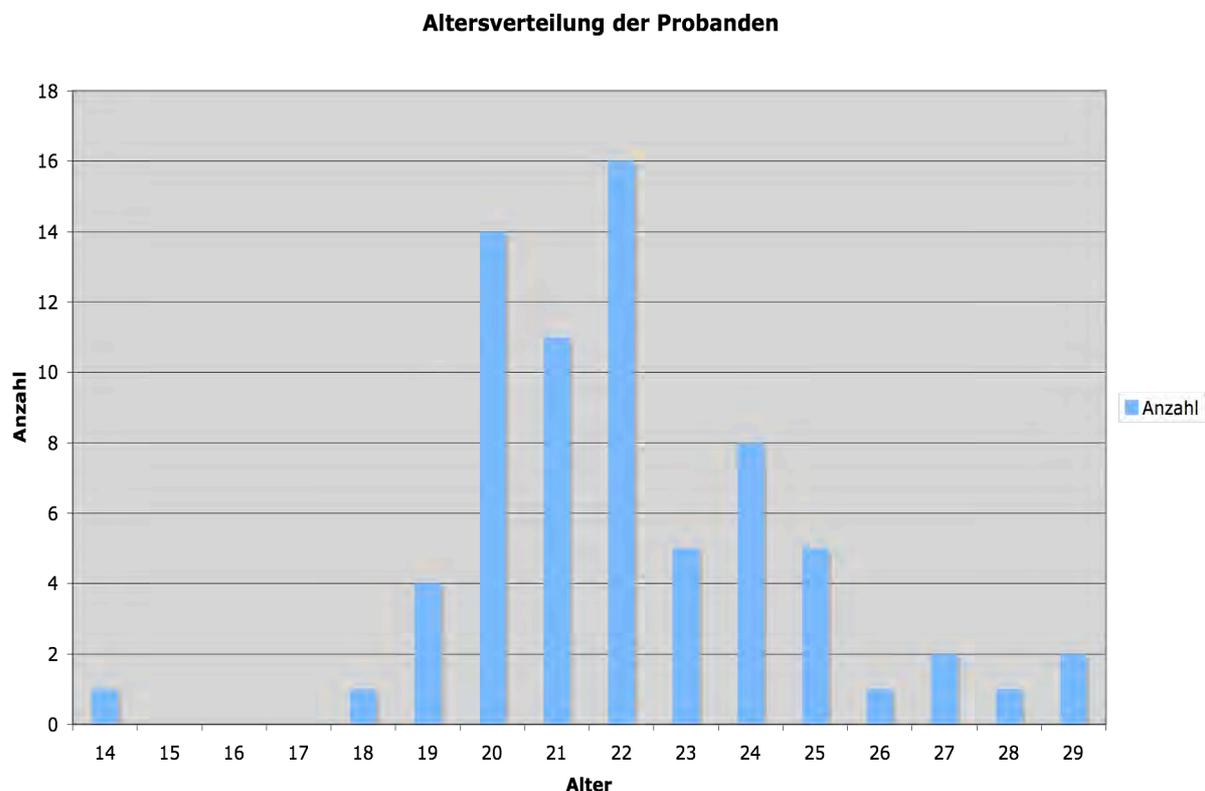


Abb. 11: Altersverteilung der Probanden

Das Hauptkontingent der Probanden bestand aus Studenten der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) in München. Zudem wurden in einer Privatschule (Neuhofschule; München) in verschiedenen Klassen geeignete Probanden gefunden.

Eine zusätzliche Bezugsquelle naturgesunder Gebisse waren Silikonabformungen der Kieferorthopädie der LMU München. Da die Probanden dieser Modelle aber anonym abgeformt wurden, fehlte bei diesem Kontingent (Modellnummern 415-432) die Zuordnung in Alter und Geschlecht.

Für jede dieser Abformungen wurde ein Dokumentationsbogen angelegt und mit der entsprechenden Registriernummer versehen.

3.2 Abformung und Herstellung der Testzähne

Zur Abformung wurden Einweg-Löffel (Miratray; Hager&Werken) in den Größen „S“, „M“ und „L“ verwendet. Bei größeren Gebissen waren Rimlock-Löffel in „XL“ nötig. Die Löffel wurden mit einem Polyäther-Adhäsiv (Polyether-Adhesive; 3M ESPE Ag; LOT# 211846) und Dentalwachs (Boxing Wax Sticks; sds Kerr Corporation; LOT# 41353) als Abdämmmaterial vorbereitet. Im Gaumenbereich des Oberkiefer-Löffels wurde eine zusätzliche Abdämmung mittels Silikon (Optosil Comfort Putty; Heraeus Kulzer; LOT# 230063) geschaffen. Der jeweilige Kiefer wurde mit Hilfe von Parotiskissen (Dry Tips; Mölnlycke Health Care), Sauger, Luft und Watterollen gewissenhaft trockengelegt.

Die Abformung wurde mit Polyäther (Impregum Penta; 3M ESPE Ag; LOT# 204716) durchgeführt, da dieses Material eine detailgetreue Wiedergabe und ein mehrfaches Ausgießen mit Gips erlaubt.

Um im weiteren Verlauf der Arbeit eine originalgetreue Zuordnung der jeweiligen Ober- und Unterkiefermodelle mit den statischen Okklusionskontakten zu garantieren und um Auskunft über möglicherweise vorhandene Schliffacetten zu erhalten, wurde abschließend eine Bissnahme mit Silikon (Regisil PB; Dentsply Caulk; LOT# 041004) hergestellt. Nach Auftragen der Silikonmasse auf die Okklusall- und Inzisalflächen des Unterkiefers ließ man die jeweilige Testperson in ihrer habituellen Interkuspitation zubeißen. Nach ca. einer Minute war die Silikonmasse erhärtet und das Bissregistrat konnte entnommen werden (siehe Abbildung 12 und 13).



Abb. 12: Gipsmodell des Ober- und Unterkiefers eines Probanden



Abb. 13: Registrierat mit sichtbaren Kontaktpunkten bzw. -bereichen

Nach einer Rückstellzeit von zwei Stunden erfolgte das Ausgießen jeder Abformung mit Universal-Superhartgips Typ IV (Picodent 180, LOT# 438169).

Jeweils 100 Gramm Gipspulver wurden mit 20 Milliliter destilliertem Wasser gemischt und 45 Sekunden lang unter Vakuum angerührt. Die nach ca. einer Stunde erhärteten Gipsmodelle konnten daraufhin mit einer Trennscheibe (Horico, LOT# 59102) und einer kreuzverzahnten Gipsfräse (Meisinger, LOT# 80225) in einzelne Gipszähne geteilt werden (siehe Abbildung 14 a und b).

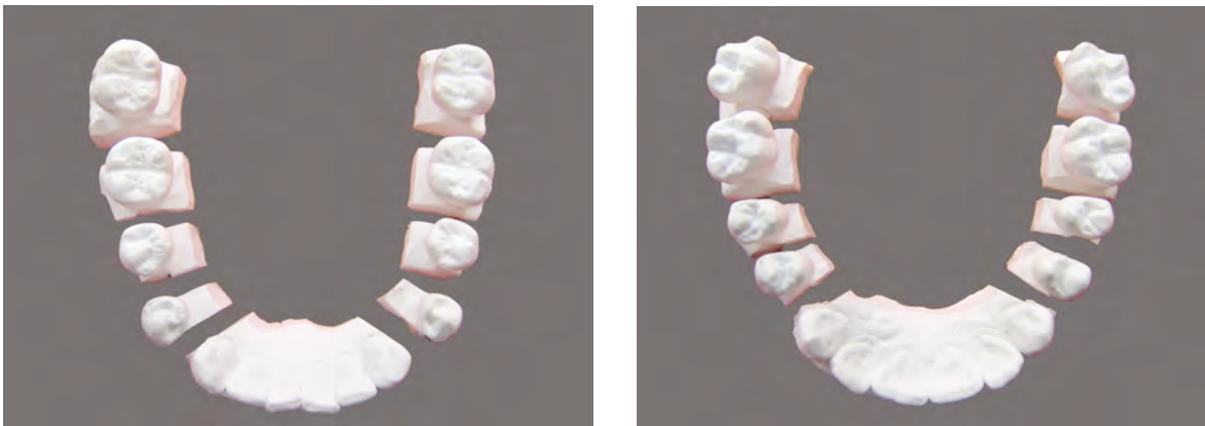


Abb. 14 a und b: Unter- und Oberkiefermodell in einzelne Seitenzähne geteilt

Nach einer weiteren Rückstell-Phase wurde mit jeder Abformung ein zweites Gipsmodell ausgegossen und zu Dokumentationszwecken unzersägt aufbewahrt.

3 Material und Methode

Die Vorbereitung der einzelnen Gipszähne bestand aus dem Entfernen von eventuell entstandenen Gipsperlen auf der Zahnoberfläche sowie aus dem Wegfräsen unbrauchbarer Information unterhalb der Zahnfleischgrenze. Dies erleichterte den Abtastvorgang des zu vermessenden Zahnhartgewebes (Zahnkrone) durch den Scanner.

Zur Entfernung möglicherweise verbliebener Gipsstaubreste in den Fissuren wurden die Gipszähne mit einer weichen Ziegenhaar-Radbürste (Omnicent, LOT# 78399) poliert und abschließend mit dem Dampfstrahler gereinigt (siehe Abbildung 15).



Abb. 15: Fertig bearbeiteter Gipszahn 36 von lingual und mesial betrachtet.

Schließlich setzte sich die gesamte digitale Zahnbibliothek wie folgt zusammen (siehe Tabelle 3):

Zahntyp	17	16	15	14	24	25	26	27
<i>Anzahl</i>	78	90	96	90	90	93	85	79
Zahntyp	37	36	35	34	44	45	46	47
<i>Anzahl</i>	80	80	92	88	89	94	86	83

Tab. 3: Zusammensetzung der digitalen Zahnbibliothek

3.3 Scannen der Testzähne

Verwendet wurde der Laserscanner „es1“ (Etkon AG, Gräfelfing) (siehe Abbildung 16). Das dazugehörige Software-Programm „etkon-visual 3“ in der Version 3.0.019 war auf einem Computer (Pentium III; 933 MHz) mit dem Betriebssystem SuSe Linux 8.0 installiert.

Die folgenden Daten sind Herstellerangaben und beziehen sich auf die werksseitige Standardeinstellung für die Erfassung von Kronenpräparationen: Der Laserkopf des Scanners arbeitet mit dem Laserlichtschnittverfahren im 45°-Lichtwinkel. Mit einer Messgenauigkeit von 10 µm können pro Sekunde 28.500 Messpunkte bestimmt werden. Je Zahn werden so 150.000-600.000 Datenpunkte generiert. Die Scandauer pro Einzelstumpf wird mit 24-45 Sekunden angegeben (Daten-Informationsblatt Fa. Etkon, Gräfelfing).



Abb. 16: Der geöffnete Laserscanner „es1“ (Etkon)

Zur Vorbereitung des Scanvorgangs wurden die Gipszähne in die mit Knetmasse gefüllten Töpfe so platziert, dass die dem Zahnfleischrand entsprechende tiefste Fräslinie mit dem Oberrand des Topfes übereinstimmte. Die Neigung der Zahnkrone im Topf ergab sich aus der von oben betrachteten größtmöglichen Einsicht auf die zu scannende Okklusalfäche.

Um den Scanvorgang zu beginnen, wurde zuerst das Programm „etkon-visual 3“ gestartet. Die Software dient für gewöhnlich der Digitalisierung eines präparierten Zahnstumpfes in Gips und dem Versand dieser Daten an eine zentrale CAM-Fräsanlage.

In der Menüleiste wurde über den Reiter „Projekt“ der Befehl „neu“ gegeben. Im erscheinenden Fenster mussten daraufhin Kundenname (generisch) und Versandart („Selbstabholer“) eingegeben und mit „OK“ bestätigt werden. Das nun geöffnete Feld („Neuer Auftrag“) verlangte eine Auswahl des Materials („Demo-Material“). Zudem sollte der zu scannende Zahn in dem im Feld gezeigten Zahnschema angeklickt und der Befehl „Käppchen“ ausgewählt werden. Der entsprechende Zahn wurde auf diese Weise blau markiert, der Arbeitsschritt konnte mit „OK“ beendet werden.

Sollten pro Scanvorgang mehrere Zähne abgetastet werden, so konnte über den Reiter „+“ der letztgenannte Arbeitsschritt bis zu sechs Mal wiederholt werden, da insgesamt sieben Töpfe bestückt werden konnten.

Als nächster Schritt wurde über den Reiter „Projekt abarbeiten“ das Work-Manager-Fenster geöffnet und auf „weiter“ geklickt. Nun konnte der Scanner die korrekte Topfbestückungsposition anfahren, anschließend sollte erneut „weiter“ angewählt werden.

Der somit eingeleitete Scanvorgang dauerte für sieben zu scannende Zähne ca. sieben Minuten. Die erfolgreiche Durchführung dieses Arbeitsschrittes wurde mit dem Vermerk „fertig“ angezeigt, woraufhin das Feld über den Befehl „Verlassen“ geschlossen wurde.

Zur Visualisierung und Kontrolle des eingescannten Zahn-Images wurde in der Scan-Liste durch Rechtsklick auf den entsprechenden Zahn und dem Befehl „Visualisierung“ eine Darstellung der Zahnkrone hergestellt (siehe Abbildung 17).

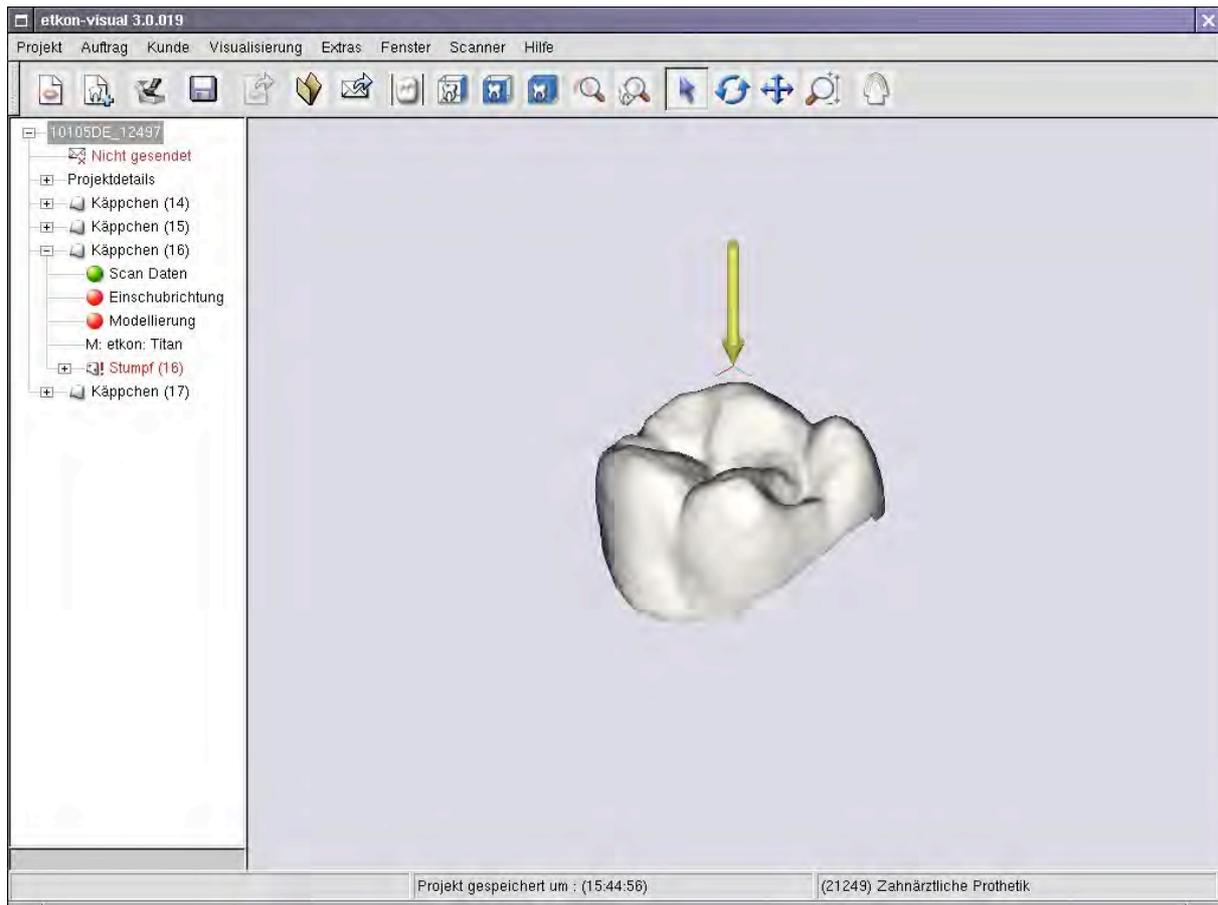


Abb. 17: 3D-Darstellung eines gescannten Zahnes 16 im Programm „etkon-visual 3“

Zur exakteren Überprüfung wurde zusätzlich über den Reiter „MMB“ ein dreidimensionales Drehen des Zahnes ermöglicht. Abschließend konnte der visualisierte Zahn mit der Befehlskette „Alt“ und „S“ als „STL-File“ (standard transformation language oder auch stereolithography language) gesichert werden. Das STL-Format hat sich bei den Scannern der CAD/CAM-Anlagen bewährt: der Datenaustausch ist im Vergleich zu anderen Formaten (z.B. IGES, DXF) weniger anfällig für so genannte „Dialekte“ (kleinste Änderungen wie Leerzeichen oder Kommata), die das Einlesen andernorts erstellter Dateien erschweren (Rudolph et al. 2003).

3.4 Datenverarbeitung

3.4.1 Konvertierung von STL- in XV-Format

Ziel dieser Bearbeitung war es, die als STL-Files gespeicherten Zahndaten zur späteren Weiterverarbeitung in ein XV-Format zu konvertieren.

Hierbei wurde zunächst der zu verarbeitende Zahn im Programm „3D Biogeneric DentVisual“ (Mehl 2003) aufgerufen, indem über den Reiter „Datei“ im Drop-down-Menü der Befehl „new STL-file“ angeklickt wurde. Im erscheinenden Fenster konnte nun der erste zu konvertierende Zahn ausgewählt werden. Nach Doppelklick auf die ausgewählte Zahndatei wurde ein Bild der Zahnoberfläche erstellt; durch Anwählen der Darstellungsoption „Fläche“ konnte die Zahnoberfläche am anschaulichsten wiedergegeben werden (siehe Abbildung 18).

Nun wurde über den Reiter „Bearbeiten“ der Befehl „Konversion STL → XV“ gegeben, um einzelne ausgewählte Zähne in XV-Dateien umzurechnen.

Zur Umwandlung von Zahngruppen, also von mehreren Zähnen, in einem Arbeitsschritt wurde der Befehl „Multi-Konversion“ gewählt.

In beiden Fällen erscheint ein Fenster, in dem der bei der Umwandlung einzuhaltende Gitterabstand von 10 µm eingegeben wurde. Nach Bestätigung dieser Einstellung durch Klicken auf „OK“ begann das Programm mit der Konversion der STL-Daten in ein XV-Image. Diese XV-Daten wurden, geordnet in jede einzelne Zahngruppe (z.B. 16, 25, 37...), abgespeichert.

3 Material und Methode

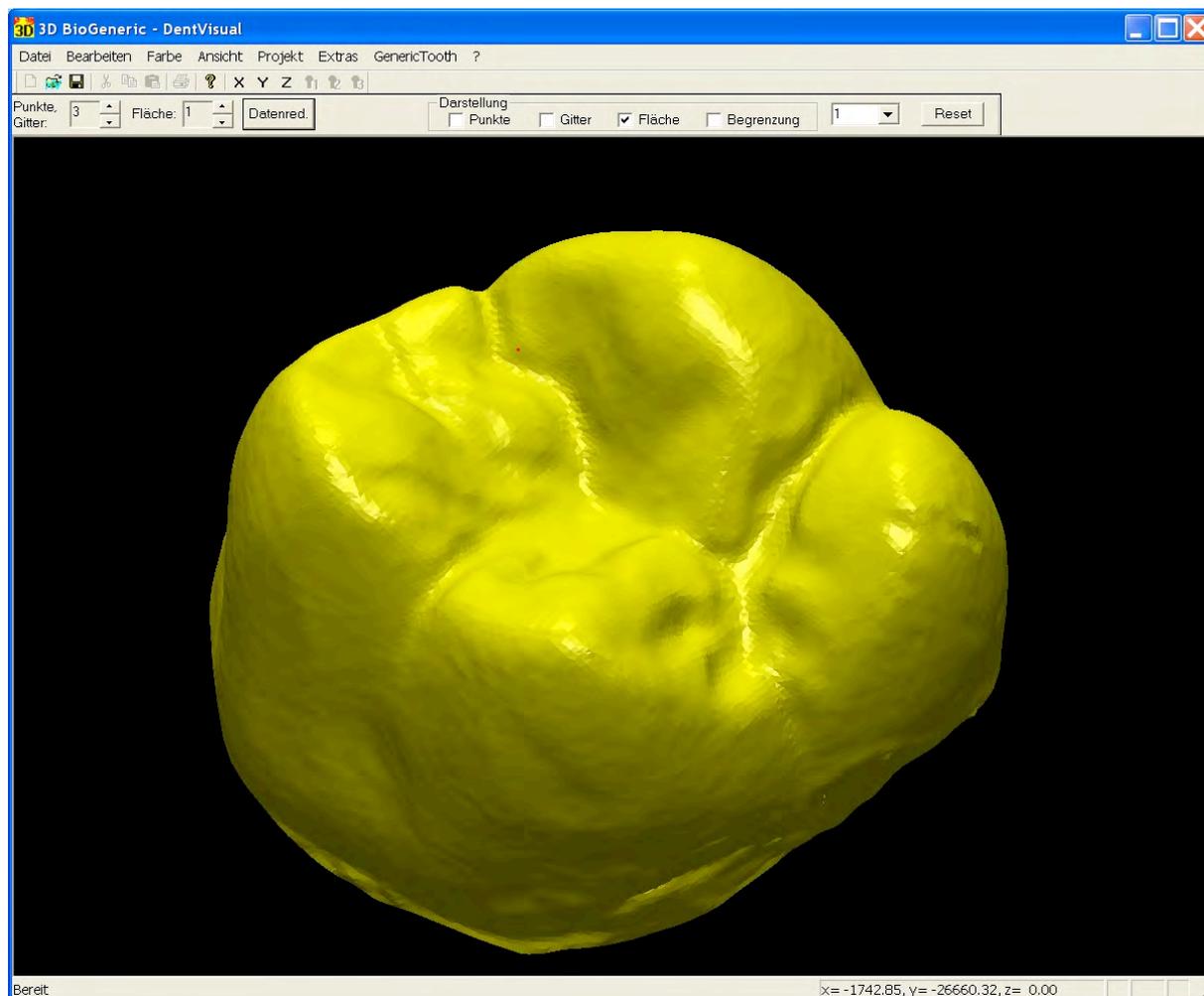


Abb. 18: Zahn 10_16 (im STL-Format), dargestellt im Programm „3D Biogeneric DentVisual“

3.4.2 Referenzierung der Zähne

Nachdem die XV-Daten auf einen mit dem Betriebssystem „Linux“ arbeitenden Rechner transferiert wurden, konnten die Zahnbilder wie folgt bearbeitet werden: Durch Rechtsklick wurde über den Reiter „sonstiges“ das Programm „x-term“ ausgewählt. Im erscheinenden Fenster sollte der Befehl „Match3D“ (Gloger 2004) eingegeben und mit der Taste „Return“ bestätigt werden. Im geöffneten „Match3D“-Feld wurde der Befehl „open VIFF“ angewählt.

Nun wurde, gesondert für jede Zahngruppe (z.B. OK 6, UK 5, OK 7...), ein Referenzzahn ausgewählt. Die insgesamt acht Referenzzähne wurden aufgrund ihrer besonders guten Zahndaten-Darstellung und ihrer für die entsprechende Gruppe möglichst typischen Kronenform ausgewählt. Sie wurden zudem während der Bearbeitung aller Daten als Referenzzähne beibehalten. Der jeweils angewählte Referenzzahn wurde nun mit Fixpunkten auf der Okklusalfäche markiert (siehe Tabelle 4), wobei Molaren mit jeweils drei, Prämolaren mit jeweils vier Punkten versehen wurden (siehe Abbildungen 19 a und b).

Das Fenster mit dem Referenzzahn blieb während der folgenden Schritte geöffnet. Als nächstes erfolgte das Anwählen des zu referenzierenden Zahnes, der nach dem Referenzzahn ausgerichtet werden sollte. An dieser Stelle teilte sich die Bearbeitung in zwei Wege:

Der erste Weg beschreibt die Verarbeitung eines Zahnes, der dem gleichen Quadranten wie der dazugehörige Referenzzahn angehört.

In diesem Fall wurden die gleichen Punkte der Okklusalfäche in derselben Reihenfolge wie die des Referenzzahnes markiert. In der Menüleiste sollte daraufhin der Reiter „match“ angewählt werden, im erscheinenden Fenster wurde der Befehl „parameters“ gegeben, woraufhin sich das Feld „Matching Control Panel“ (siehe Abbildung 23, S.52) öffnete. Darin auszuwählen waren der Referenzzahn und der Befehl „from points“, bezogen auf die gesetzten Fixpunkte. Im unteren Teil des Feldes wurde über den Befehl „match“ der Ausrichtungsvorgang gestartet. Ein weiteres Fenster gab Auskunft über die abgeschlossene Transformation der Zahndaten des zu referenzierenden Zahnes und wurde mit dem Befehl „yes“ akzeptiert und geschlossen.

Nun wurde über den Reiter „match“ in der Menüleiste des zu referenzierenden Zahnes der Befehl „rotated image“ gegeben, woraufhin der Zahn rotiert dargestellt wurde. Zum Speichern dieses Datensatzes konnte über den Reiter „file“ der Befehl „save file“ gegeben, und der durch Matchen ausgerichtete und rotierte Zahn konnte, eingeteilt in die jeweiligen Zahngruppen (16, 25, 37...), gespeichert werden.

Der zweite Weg beschreibt die Verarbeitung eines zu referenzierenden Zahnes, der nicht dem Quadranten des zugehörigen Referenzzahnes angehört.

Nachdem die entsprechenden Markierungspunkte an den gleichen Stellen und in derselben Reihenfolge gesetzt wurden, erfolgte ein zusätzlicher Zwischenschritt: In der Menüleiste wurde über den Reiter „process“ der Befehl „transform“ gegeben und daraufhin „mirror X“ ausgewählt.

Dieser Schritt ermöglichte die Angleichung der in den einzelnen Kieferhälften spiegelbildlich angelegten Zahngruppen und verdoppelte somit die Anzahl der in Gruppen eingeteilten Zähne (OK 4 /5 /6 /7, UK 4 /5 /6 /7) der Zahnbibliothek.

Der weitere Verlauf der Datenbearbeitung entsprach ab dieser Stelle wieder exakt dem des ersten Weges.

	Referenzpunkte (in Reihenfolge)	zu spiegelnde Zahngruppe
Referenzzahn 16 0285_16.xv	distobukkal => distopalatinal=> mesiopalatinal	26
Referenzzahn 46 0082_46.xv	mesiobukkal => mesiolingual => distolingual	36
Referenzzahn 17 0231_17.xv	distobukkal => distopalatinal => mesiopalatinal	27
Referenzzahn 47 0238_47.xv	mesiobukkal => mesiolingual => distolingual	37
Referenzzahn 14 0420_14.xv	bukkal => mesial => palatinal => distal	24
Referenzzahn 34 0232_34.xv	bukkal => distal => palatinal => mesial	44
Referenzzahn 15 0285_15.xv	bukkal => mesial => palatinal => distal	25
Referenzzahn 45 0252_45.xv	bukkal => distal => palatinal => mesial	35

Tab. 4: Auflistung aller Referenzzähne, deren Referenzpunkte und der jeweils zu spiegelnden Zahngruppe



Abb. 19 a: Referenzzahn 82_46 mit gesetzten Fixpunkten

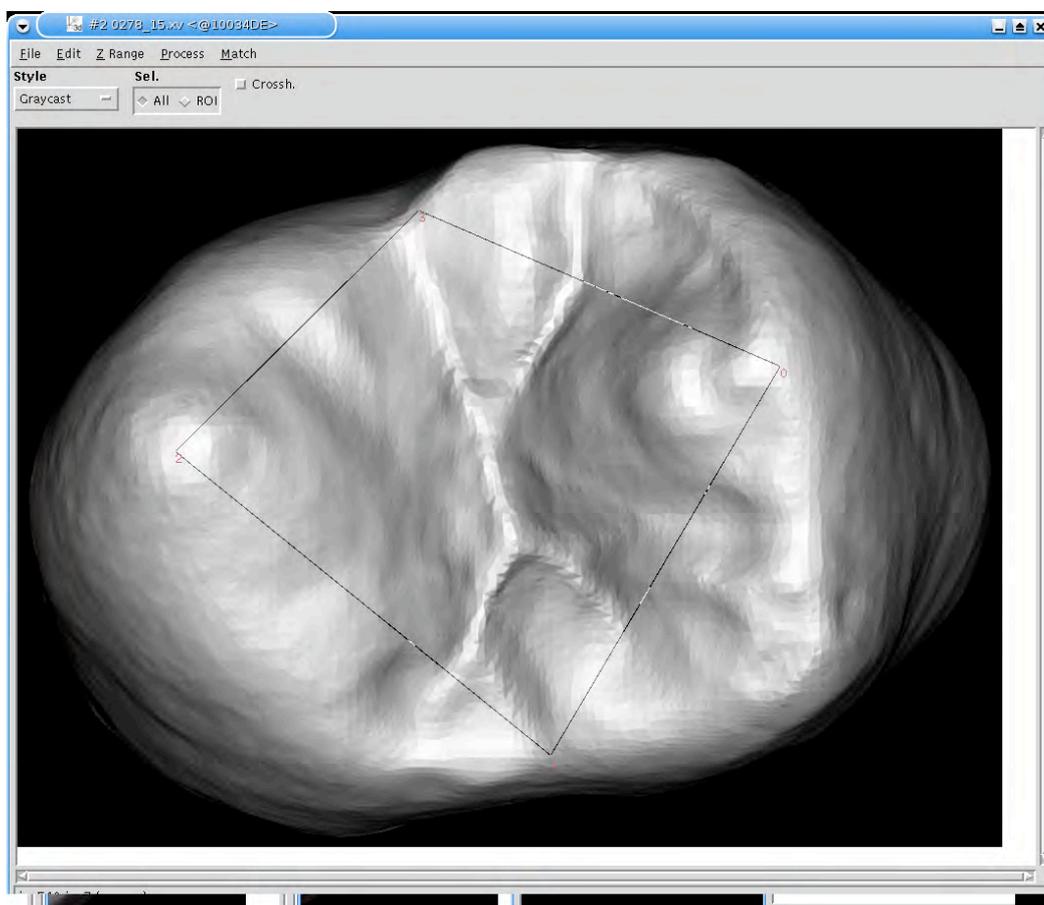


Abb. 19 b: Referenzzahn 273_15 mit gesetzten Fixpunkten

3.4.3 Kontrolle der referenzierten Zahnbilder

Die digitalen Zahn-Images enthielten durch die Konversion in eine „XV“-Datei im zervikalen Randbereich oftmals Artefakte, also ungenaue oder veränderte und somit unbrauchbare Information (siehe Abbildung 20 a), da jedem Punkt x_i und y_i nur ein z_i zugeteilt werden kann.

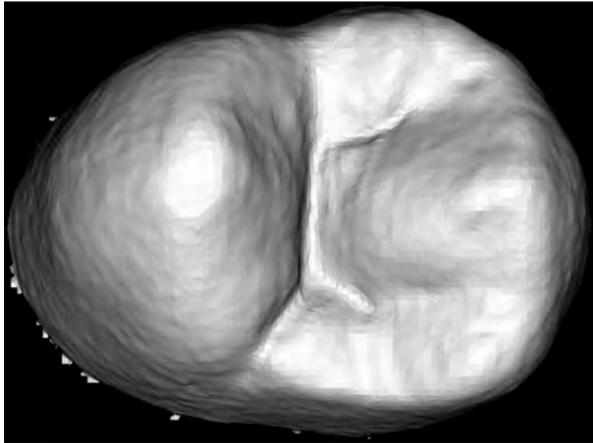


Abb. 20 a: Randbereich mit Artefakten

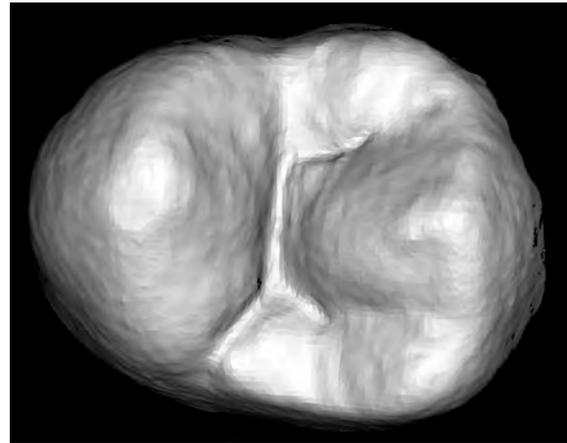


Abb. 20 b: Geglätteter Kronenrand

Um die Qualität der Bilder zu verbessern, wurden sie vor der Aufnahme in die Zahnbibliothek im Programm Match3D (Gloger 2004) bearbeitet. Zunächst wurde das entsprechende Zahn-Image aufgerufen und die Helligkeitsstufe über die Tasten „L“ (light) bzw. „D“ (dark) angepasst, wodurch sich der Kontrast und damit die Anschaulichkeit verbesserte.

Der zu glättende Randbereich der Zahnkrone konnte daraufhin durch „einkreisen“ (beliebig viele Linksklicks und ein abschließender Rechtsklick mit der Computermouse) markiert werden. Über den Reiter „Edit“ und den Befehl „Select Complement“ wurde der eingegrenzte Bereich entfernt.

Falls weitere Verbesserungen an demselben Zahnbild notwendig waren, wurden diese nach erneutem Begrenzen des entsprechenden Bereichs über den Reiter „Edit“ und den Befehl „Unselect Polygon“ ausgeführt (siehe Abbildung 20 b).

3.5 Bearbeitung der Zahnbibliothek

Die verschiedenen Zahngruppen wurden nach dem von Mehl 2003 vorgestellten Verfahren (Programm: 3D Biogeneric DentVisual) bearbeitet, beschrieben in Kapitel 2.4 („Beschreibung des neuen Verfahrens nach Mehl (2003)“).

Davon ausgenommen waren zehn gesonderte Zahnmodelle, die zu Auswertungszwecken nicht in die Zahnbibliothek aufgenommen wurden und im Folgenden als „original“ bzw. „natürlich“ bezeichnet werden.

Die ersten Molaren dieser Modelle sollten zum einen als Ausgangszähne für die folgenden Berechnungen dienen (z.B. 01_16), zum anderen sollte der jeweilige Antagonist (01_46) als Original und somit als Vergleichszahn für die Auswertungen der Rekonstruktion zur Verfügung stehen.

3.5.1 Rekonstruktion von ersten Molaren aus deren Antagonisten

Die folgenden Schritte wurden für jeden ersten Molar der 10 originalen Modelle durchgeführt: Im Programm „3D Biogeneric DentVisual“ (Mehl 2003) wurde zunächst der Antagonist (z.B. 10_16) aufgerufen und jede Höckerspitze mit einem Korrespondenzpunkt versehen (siehe Abbildung 21).

In gleicher Weise sowie Reihenfolge sollte daraufhin der entsprechende biogenerische Zahn markiert werden. Der Befehl zur Antagonistenberechnung („OK6 – UK6“) startete den Rekonstruktionsvorgang.

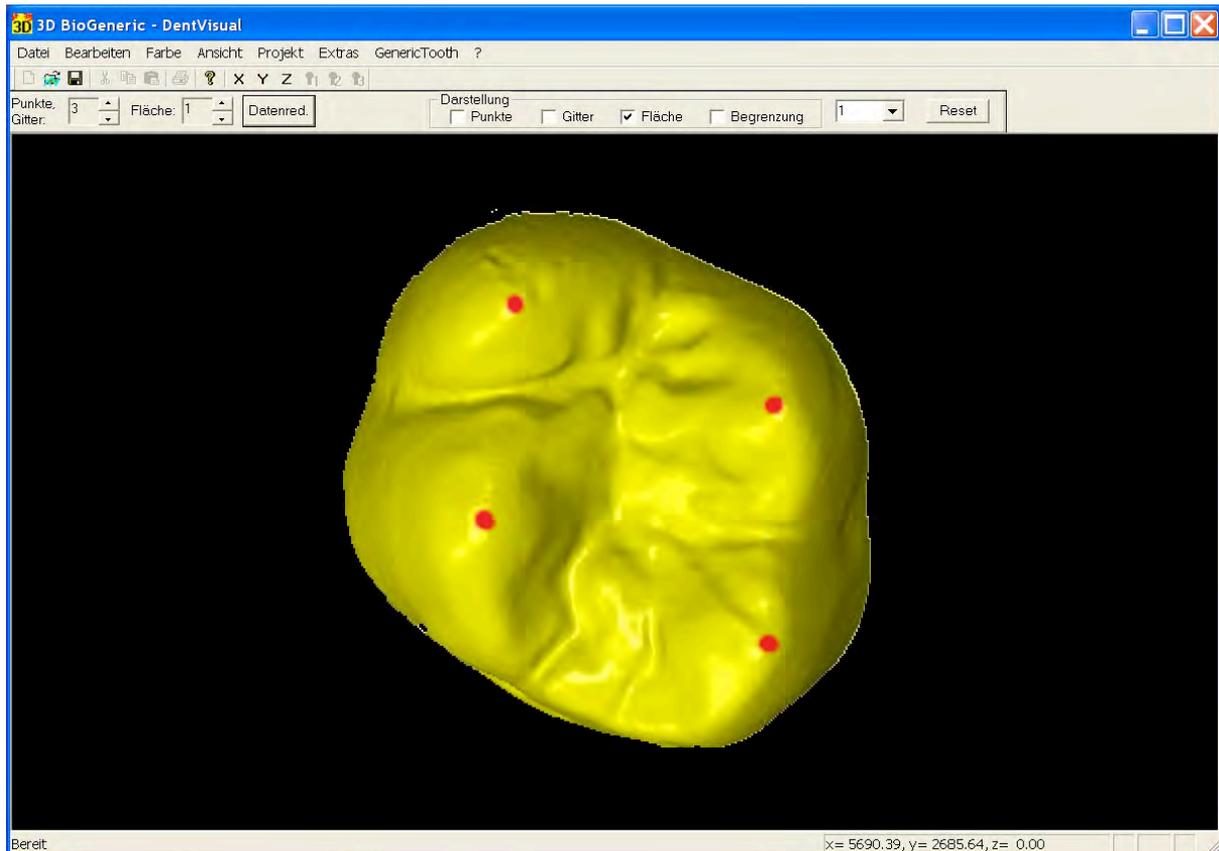


Abb. 21: Zahn 10_16 mit markierten Höckerspitzen (Programm: 3D Biogeneric DentVisual)

Folgende Parameter wurden bei jeder Berechnung berücksichtigt und in allen Möglichkeiten kombiniert:

Mit dem Parameter „a“ (additional iterations) wurde die Anzahl der Iterationsdurchläufe zur Berechnung bezeichnet. Pro Zahnrekonstruktion wurden dabei jeweils 4, 6 oder 8 Durchgänge eingestellt.

Der Parameter „e“ bezeichnet den so genannten eta-Faktor. Dieser Wahrscheinlichkeits- bzw. Glättungsfaktor wurde für die Berechnungen in den Größenordnungen 10, 40, 160, 640, 2560 und 10240 eingestellt. Je größer der eingestellte Wert, desto weniger Freiheitsgrade wurden der Rekonstruktion erlaubt und umso ähnlicher wurde sie dem biogenerischen Durchschnittszahn. Umgekehrt war bei relativ kleinem eta-Faktor eine freiere, individuellere Zahnform möglich, allerdings bis hin zu völlig zahnuntypischen Ergebnissen.

Als weiterer Parameter wurden die Hauptkomponenten „PC“ (principal components) berücksichtigt. Dieser Begriff aus der Stochastik beschreibt z.B. die Größe und die Höckeranzahl eines Zahnes. Die Zahnberechnungen wurden in den Größen 30, 60, 90 und 120 durchgeführt. Eine größere Anzahl an berücksichtigten Hauptkomponenten ermöglicht eine variabler generierte Zahnoberfläche.

Der als „g“ benannte, zuletzt angegebene Parameter steht für die Bezeichnung „Grid-step“ und wurde in den Größen 8, 20, 32, 44 und 56 angegeben. Eingestellt wurde damit der Abstand der zu berücksichtigenden Messpunkte: z.B. bei den mit „g8“ rekonstruierten Zahnbildern wurde jeder 64. Punkt ($8^2=64$) in die Rekonstruktion einbezogen, der Rest wurde nicht berücksichtigt.

3.5.2 Visuelle Auswertung

Die Auswertung erfolgte zunächst visuell durch den Verfasser und einen weiteren Experten. Dazu wurde der entsprechende Originalzahn mit den 288 verschiedenen Zahnrekonstruktionen verglichen und die subjektiv besten 15-20 Zahnbilder zum späteren objektiven Vergleich ausgewählt (siehe Abbildung 22).

Völlig zahnuntypische Rekonstruktionen wurden als solche markiert.

Hauptkriterien zur Bestimmung der größtmöglichen Ähnlichkeit waren die Übereinstimmung folgender Kriterien:

- Grundform des Zahnes
- Anzahl und Ausprägung der Höcker
- Verlauf der Fissuren
- Struktur der Zahnoberfläche

Diese erste Auswahl, die sich an rein visuellen Kriterien orientierte, sollte schließlich mit den Ergebnissen der berechneten Abweichungen (beschrieben in Kapitel 3.5.3) verglichen werden. Dabei wurde in Betracht gezogen, dass ein sehr geringer Differenzwert (angegeben in μm) nicht zwangsläufig zu einem bestmöglich zahn-typischen Ergebnis führen muss.

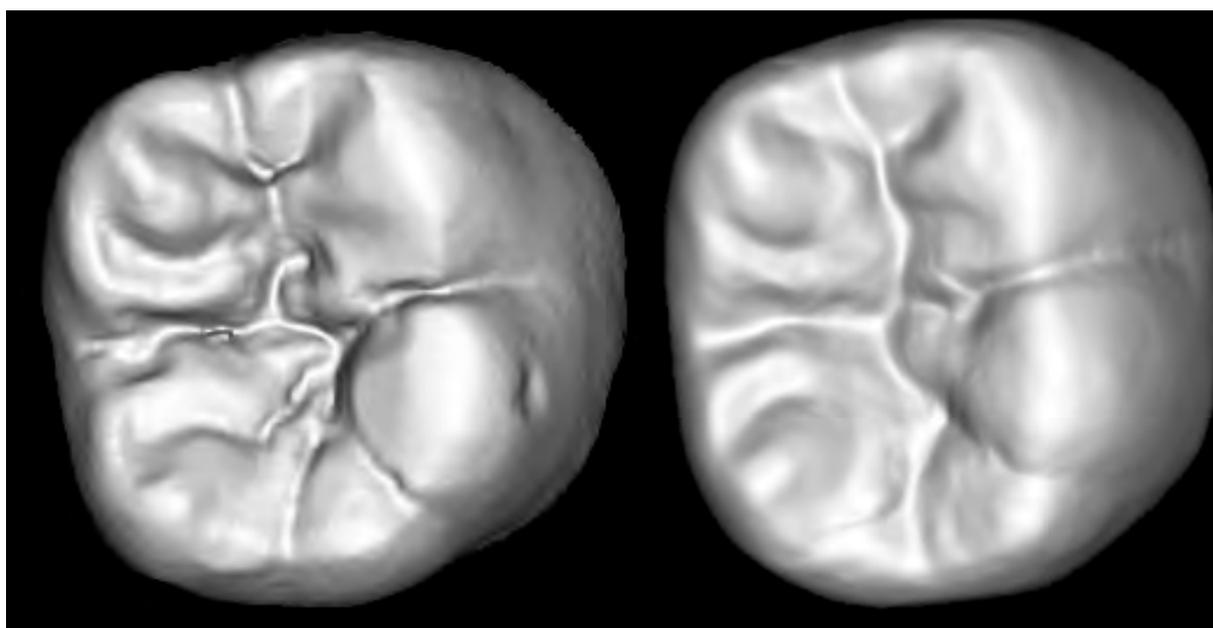


Abb. 22: Zu rekonstruierender Originalzahn „01_36“ (links) im Vergleich zu einer der errechneten Rekonstruktionen mit den Parametern a4_e2560_p120_g20 (rechts)

3.5.3 Statistische Berechnung der Z-Differenz

Die jeweils 288 Rekonstruktionen wurden nun auch metrisch mithilfe des Programms Match3D Version 2.4 (Gloger 2004) bewertet.

Als Maß für die Ähnlichkeit zweier Zahnoberflächen sollte der Z-Differenzwert (angegeben in μm) gelten.

Für die Berechnungen bestand zum einen die Möglichkeit, die Abweichung über den geringsten Abstand zu bestimmen, indem jeweils ein Punkt der einen Kaufläche dem jeweils nächstliegenden Punkt der anderen Kaufläche zugeteilt wird.

In diesem Fall sollen die zu vergleichenden Zahnoberflächen zueinander geordnet in dem gleichen Koordinatensystem liegen. Dies ist zum Beispiel bei Rekonstruktionsverfahren der Fall, bei denen Zahnkauflächen mit geringer Restinformation vervollständigt werden.

Für die Bewertung von Kauflächenrekonstruktionen, bei denen Ausgangszahn und Rekonstruktion unterschiedliche Zähne darstellen (z.B. aus Zahn 16 wird der Antagonist 46 berechnet), müssen die zu vergleichenden Oberflächen (originaler Zahn 46 und rekonstruierter Zahn 46) zunächst möglichst deckungsgleich überlagert werden.

Die Superposition zweier Oberflächen wird durch Rotation und Translation mittels Algorithmen durchgeführt, sodass jeder Punkt (x, y, z) der einen Kauflächen mit dem zugehörigen Punkt (x', y', z') der anderen Kaufläche verglichen werden kann (Litzenburger 2007).

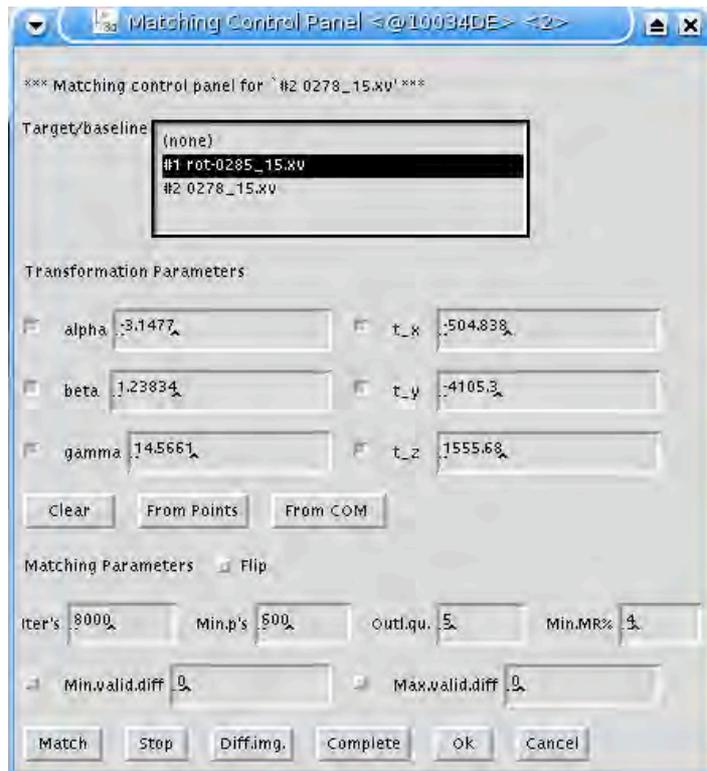


Abb. 23: Matching Control Panel des Programms Match3D

Im Programm Match3D wurden der originale Ausgangszahn (z.B. 01_26) sowie die zu bewertende Zahnrekonstruktion (z.B. 01_36_reco_a4_e2560_p120_g20) aufgerufen. Über den Reiter „Match“ des Ausgangszahnes wurde der Befehl „Parameter“ aktiviert.

Im daraufhin geöffneten Fenster (Matching Control Panel; siehe Abbildung 23) wurde im Feld „Target/Baseline“ der entsprechende Zahn ausgewählt, zu dem der Referenzzahn zur Überlappung ausgerichtet werden sollte. Im Feld „gamma“ zur Transformation wurde der Wert 180 eingegeben, um eine Drehung des Zahnes von 180° zu erreichen. Dies ermöglichte eine übereinstimmende Ausrichtung der beiden zu matchenden Zahnbilder.

Der Befehl „from COM“ (center of mass) richtete die Zähne zusätzlich nach ihrem Massenschwerpunkt aus. Mithilfe dieser Rotation und Translation wurde die bestmögliche Überlagerung der zwei Zahnbilder gewährleistet.

Der Befehl „match“ startete den Berechnungsvorgang der Z-Differenz (z_diff), angegeben in μm . Im gleichen Feld wurde das Differenzbild ($diff_img$) erstellt, wodurch die Abweichung der zwei Zahnbilder visualisiert werden konnte (siehe Abbildung 24).

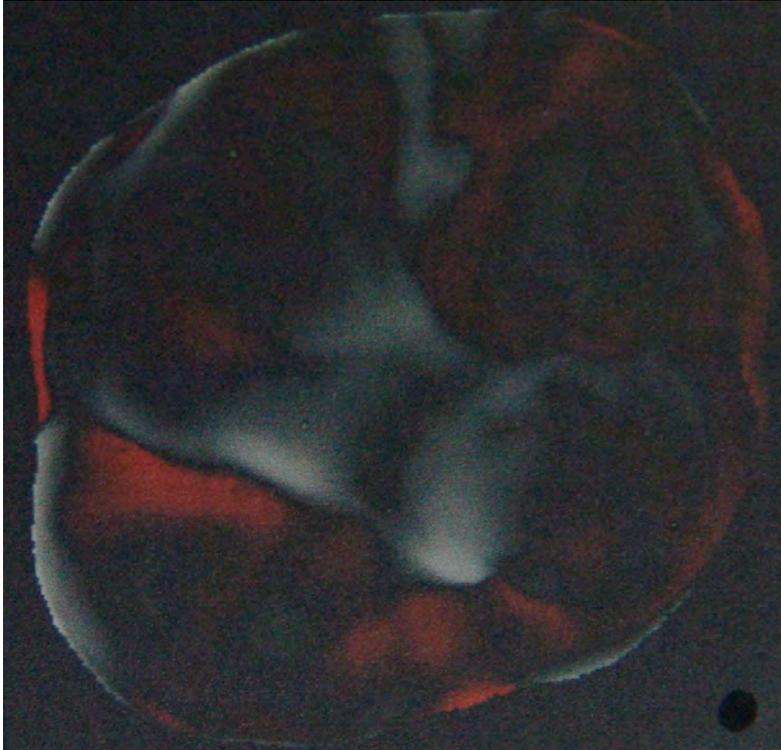


Abb. 24: Graphische Darstellung der Z-Differenz (diff_img) zwischen der Rekonstruktion eines ersten Oberkiefermolaren und dem originalen Zahn;
Farbcodierung: **rot** = tiefer liegender Bereich der Ausgangsoberfläche
schwarz = keine Höhenunterschiede
weiss = höher liegender Bereich der Ausgangsoberfläche

Zudem wurde eine Statistik-Datei für jedes berechnete Differenzbild erstellt (siehe Abbildung 25).

Vor der anschließenden Bewertung dieser Differenzwerte wurden die möglichen größeren Abweichungen in den steilen Randbereichen des Zahnes in Betracht gezogen. Trotz der Parallelität dieser Wandbereiche fallen die Werte der Z-Differenz aufgrund der Steilheit sehr hoch aus.

Um diese verfälschenden Ergebnisse nicht in die abschließende Analyse der gesamten Abweichung eingehen zu lassen, wurde der halbe Wert aus der Differenz des 80%- und des 20%- Quantils verwendet:

$$Z - \text{Differenzwert} = \frac{(Q80 - Q20)}{2}$$

Die statistische Auswertung wurde an einem Windows-PC mithilfe des Programms SPSS (Version 14.0) durchgeführt.

```
file_name = "dif-rot-biogen03_16.xv-rot-
biogen03_46_reco_a8_e640_p90_g8.xv"
file_type = "implicit 3D"
res_x = 292
res_y = 291
org_x = -21458.381
siz_x = 40.000
ext_x = 11680.000
org_y = -5390.183
siz_y = 40.000
ext_y = 11640.000
n_defined = 61859
n_def_perc = 72.80%
min = -496.617
max = 1992.147
mean = 84.637
stddev = 262.028
quant(1.00%) = -368.025
quant(2.50%) = -307.744
quant(5.00%) = -249.284
quant(10.00%) = -181.091
quant(20.00%) = -98.476
quant(50.00%) = 32.720
quant(80.00%) = 234.265
quant(90.00%) = 395.927
quant(95.00%) = 611.661
quant(97.50%) = 817.480
quant(99.00%) = 1002.555
n_def_pos = 36442
n_def_neg = 25417
volume_pos = 1.3304E+10
volume_neg = -4.9276E+09
volume_tot = 8.3769E+09
area_flat = 9.8974E+07
area_tria = 1.2573E+08
```

Abb. 25: Statistikdatei (hier: Vergleich von Originalzahn 03_16 mit der Rekonstruktion a8_e640_p90_g8)

4 ERGEBNISSE

4.1 Einfluss der Parameter

Im Folgenden soll auf die für die Zahnrekonstruktionen verwendeten Parameter einzeln eingegangen werden.

Hierbei interessieren zum einen der generelle Einfluss dieser Parameter auf die Zahnrekonstruktionen, des weiteren die durch Variation dieser Parameter erzielbare Variabilität des rekonstruierten Zahnes (bzw. die des biogenerischen Zahnes), sowie die Suche nach einer allgemeingültigen idealen Parameterkombination für optimale Rekonstruktionsergebnisse.

4.1.1 Iterationen (additional iterations)

Was den Einfluss der Iterationen betrifft, konnte festgestellt werden, dass die Anzahl an Iterationen bzw. Durchläufen (a) bei sonst gleich bleibenden Parametern sich visuell nur unwesentlich auf die Rekonstruktionen auswirkte (siehe Abbildung 26).

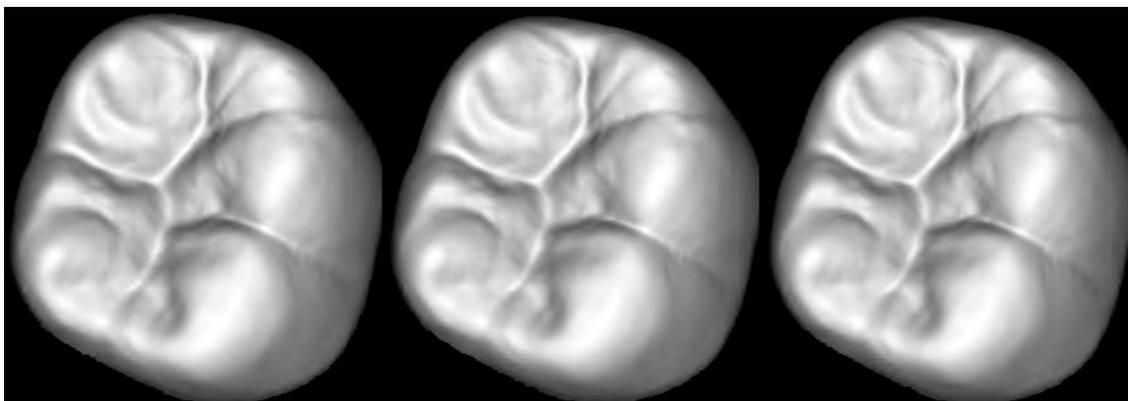


Abb. 26: Rekonstruktionen mit 4, 6 und 8 Iterationen (a4 / a6 / a8_e2560_p60_g8) (Zahn 08_16 => 08_46)

In Abbildung 27 und 28 wurden am Beispiel des Zahnes 10_16 (aus dem Ursprungszahn 10_46) die Ergebnisse eines Anpassungsdurchlaufs mit allen 288 Rekonstruktionen dargestellt.

Mit steigender Iterationszahl konnten bei den Standardabweichungen (angegeben in μm als Mittelwert von $(\text{Quantil}80\% - \text{Quantil}20\%) / 2$) nur sehr geringe Verbesserungen festgestellt werden.

4 Ergebnisse

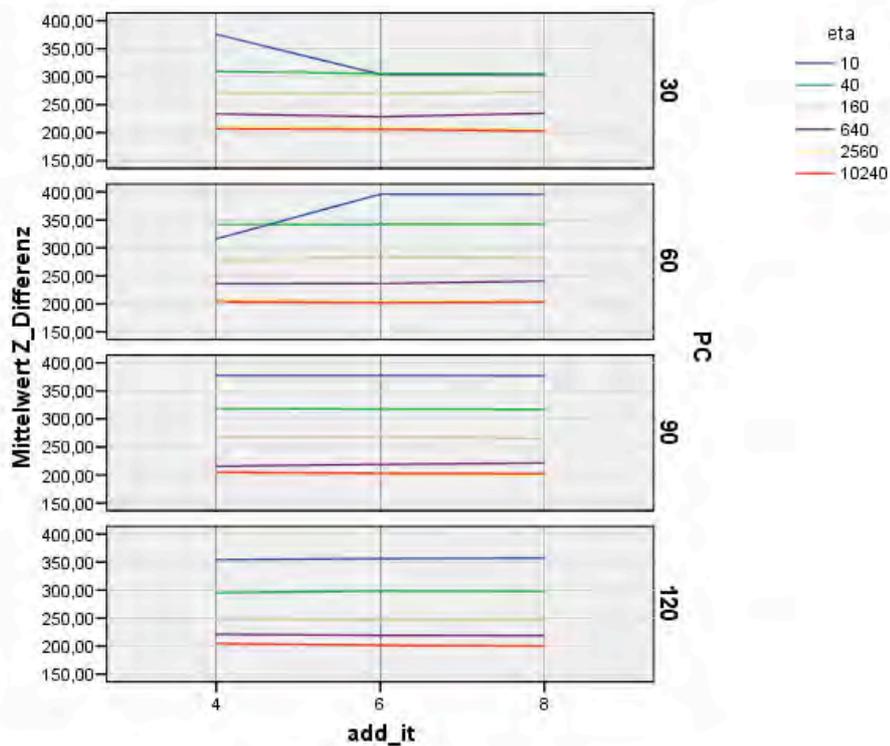


Abb. 27: Rekonstruktion des Zahnes 10_16 (aus dem Ursprungszahn 10_46); Graphische Darstellung der Z-Differenz (Mittelwert von $(\text{Quantil}80\% - \text{Quantil}20\%) / 2$) aller 288 Rekonstruktionen. An der Abszisse sind die Generierungsdurchläufe (additional iterations; 4, 6 und 8) angetragen. Die einzelnen Zeilen zeigen die verschiedenen Hauptkomponenten (PC: 30, 60, 90 und 120).

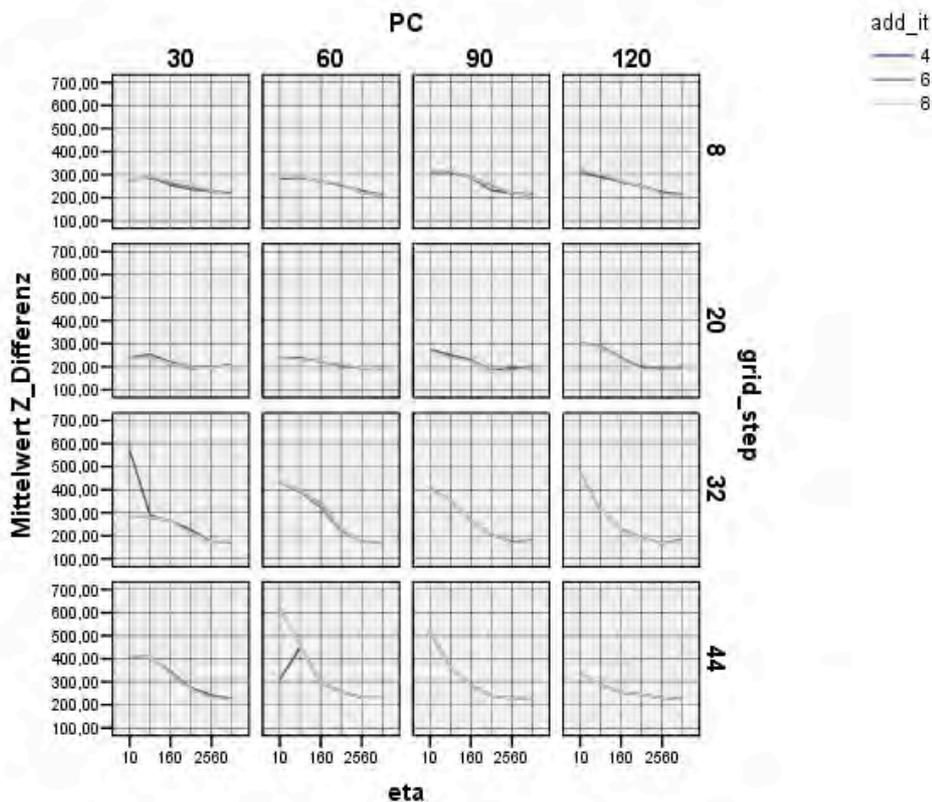


Abb. 28: Darstellung der Z-Differenz (Mittelwert von $(\text{Quantil}80\% - \text{Quantil}20\%) / 2$) aller 288 Rekonstruktionen des Zahnes 10_16. Die verschiedenen Iterationen (4/6/8) zeigen nur geringfügige Unterschiede in der Genauigkeit der Rekonstruktionen.

4.1.2 Eta-Faktor

Weitaus deutlicher sichtbar wurde die Veränderung der Rekonstruktionen mit steigendem eta-Faktor (e): mit der Einstellung e_{10} oder e_{40} bewirkte dieser Wahrscheinlichkeits- bzw. Glättungsfaktor eine relativ freie Darstellung des Zahnes bis hin zu zahnuntypischen Ergebnissen (siehe Abbildung 29 a).

Mit steigendem eta-Faktor (e_{2560} oder e_{10240}) wurden die Formen glatter, weniger individuell und dem Durchschnittszahn immer ähnlicher (siehe Abbildung 29 b und c).

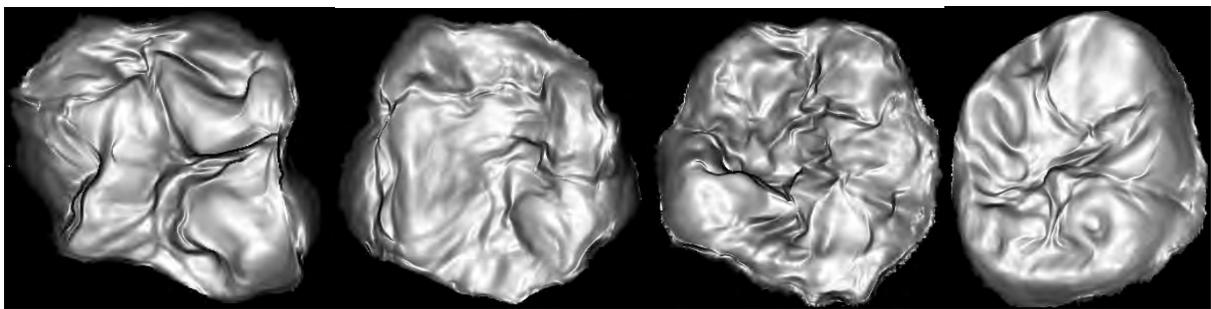


Abb. 29 a: 1) 07_46_reco_a4_e10_p60_g20.xv.tif; 2) 07_46_reco_a4_e10_p90_g44.xv.tif
3) 09_26_reco_a8_e10_p120_g44.xv.tif; 4) 10_26_reco_a6_e40_p60_g32.xv.tif

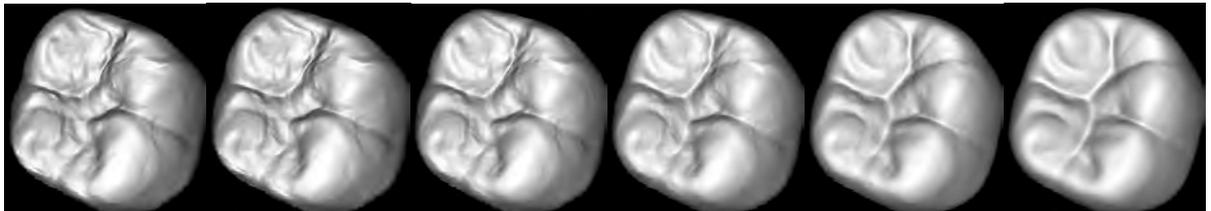


Abb. 29 b: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter e (eta-Faktor):
a4_e10 / e40 / e160 / e640 / e2560 / e10240_p60_g8 (Zahn 08_16 => 08_46)

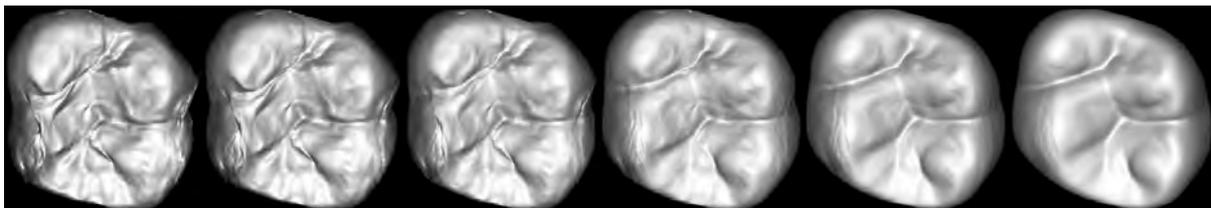


Abb. 29 c: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter e (eta-Faktor):
a4_e10 / e40 / e160 / e640 / e2560 / e10240_p60_g8 (Zahn 08_36 => 08_26)

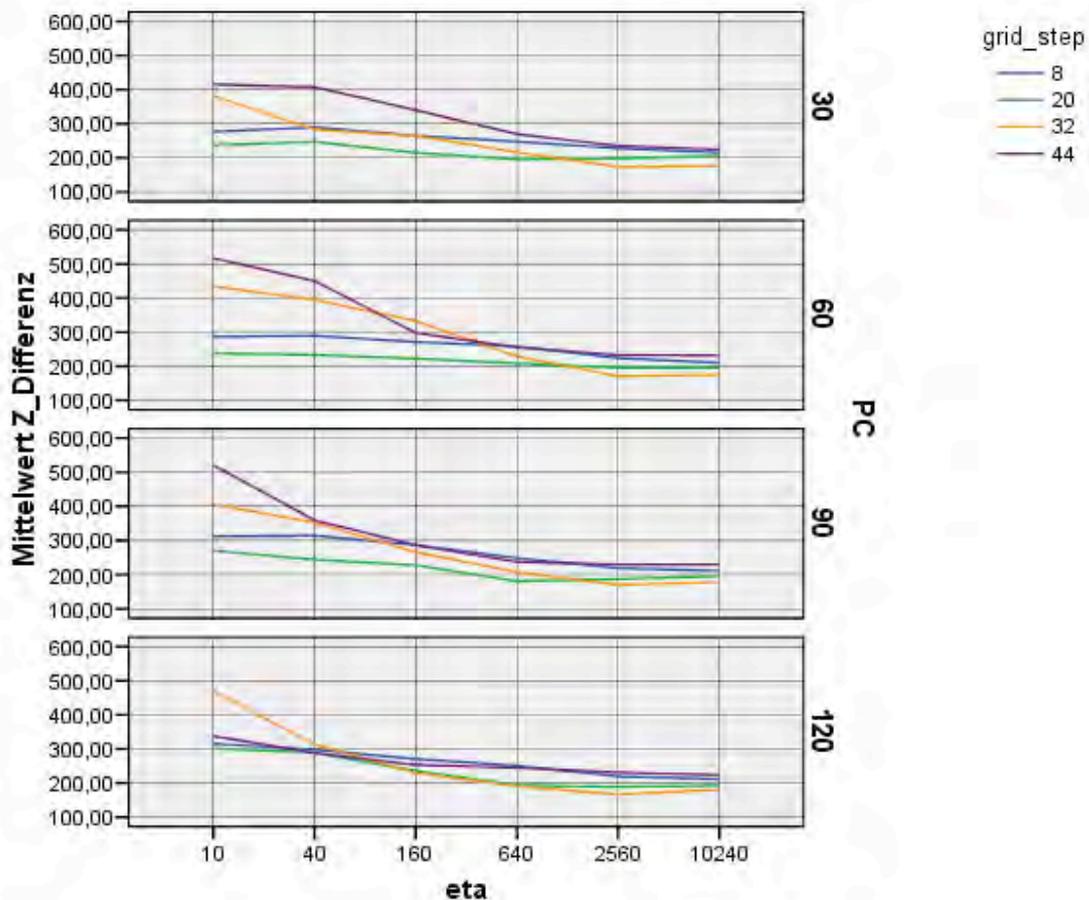


Abb. 30: Darstellung der Z-Differenz (Rekonstruktion des Zahnes 10_16) in Abhängigkeit vom eta-Faktor. Die verschiedenen Zeilen beziehen sich auf die unterschiedliche Anzahl an Hauptkomponenten (PC).

Der metrische Vergleich (siehe Abbildung 30) zeigte durchschnittliche Abweichungen (von ca. 175-250 μm) bei mittelgroßem bis großem eta-Faktor (e640-e10240) mit einem Grid-step von 8, 20 oder 32.

Bei einem kleinen eta-Faktor (10) war der Freiheitsgrad der Rekonstruktion relativ groß (300-500 μm), so dass auch zahnuntypische Ergebnisse auftreten konnten.

4.1.3 Hauptkomponenten (Principal Components)

Die zunehmende Anzahl an Hauptkomponenten (p bzw. PC) bewirkte eine steigende Variabilität bezüglich gewisser Charakteristika der Kaufläche. Ein Unterkiefer-6er mit z.B. stark ausgeprägtem disto-bukkalem Höcker konnte durch Einbeziehung mehrerer Hauptkomponenten ähnlicher (d.h. mit geringeren Z-Differenzwerten zum Originalzahn) dargestellt werden (siehe Abbildung 31 a).

Mit steigender Anzahl an Hauptkomponenten gingen folglich mehr Einzelheiten in die Rekonstruktion ein, was wiederum auch zu zahnuntypischeren Ergebnissen führen konnte (siehe Abbildung 31 b).

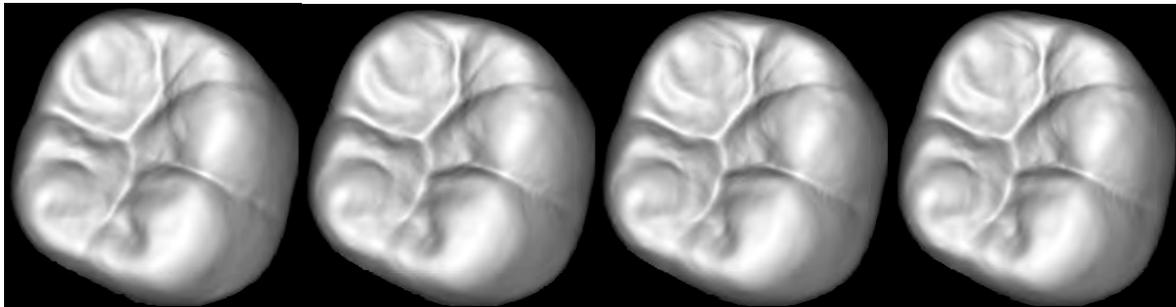


Abb. 31 a: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter p (principal components):
a4_e2560_ p30 / p60 / p90 / p120 _g8 (Zahn 08_16 => 08_46)

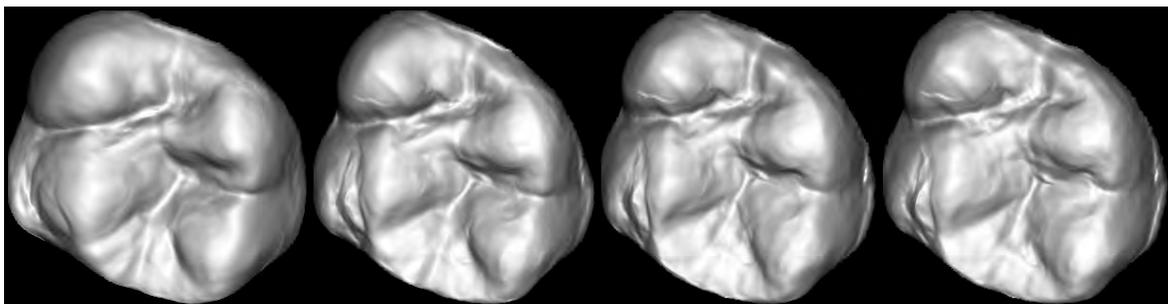


Abb. 31 b: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter p (principal components):
a4_e160_ p30 / p60 / p90 / p120 _g8 (Zahn 06_36 => 06_26)

Der metrische Vergleich in Abbildung 32 bei niedrigem Grid-step zeigte, dass mit zunehmender Anzahl an Hauptkomponenten eine Verbesserung der Rekonstruktion zu erzielen war.

Grundsätzlich wurden mit wenigen Hauptkomponenten die zunächst wichtigeren Merkmale einer Kaufläche in die Berechnung miteinbezogen. Mit steigender Anzahl

4 Ergebnisse

an Hauptkomponenten nahmen auch visuell weniger prominente Merkmale Einfluss auf die Rekonstruktion. Bis zu einem gewissen Grad schien eine bestimmte Anzahl an Hauptkomponenten essentiell zur Verbesserung der Zahnform zu sein, da die wichtigsten Kauflächen-Charakteristika in der Rekonstruktion erhalten blieben. Wurden darüber hinaus noch mehr okklusale Merkmale miteinbezogen (z.B. PC=120) und ein höherer Grid-step (z.B. 44) verwendet, stieg die Rauigkeit der Zahnoberfläche bis hin zu zahnuntypischen Ergebnissen an. Dies konnte aber mit einem höheren eta-Faktor (z.B. 2560) wieder etwas ausgeglichen werden.

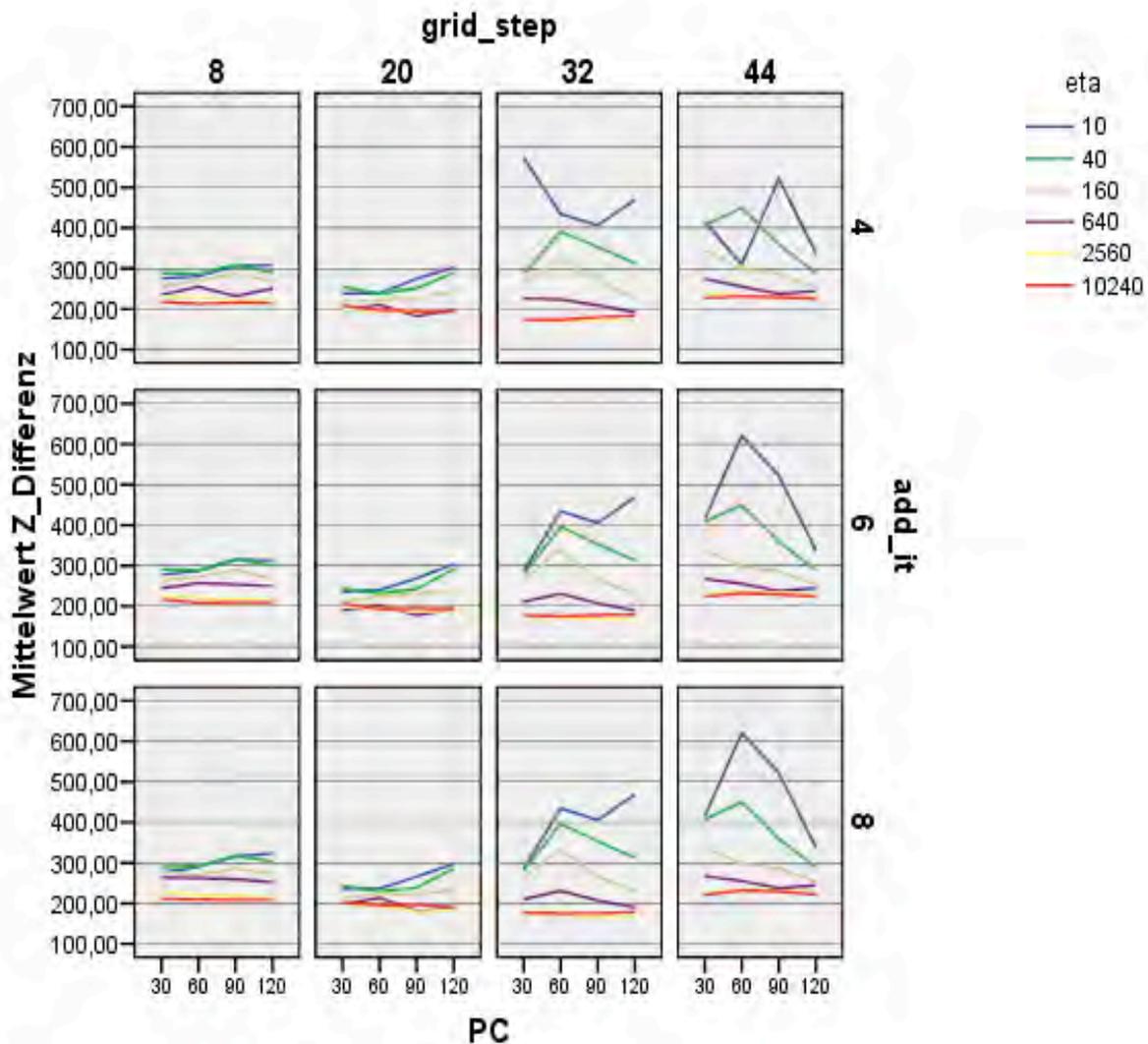


Abb. 32: Darstellung der Z-Differenzwerte (Rekonstruktion des Zahnes 10_46) bezüglich der unterschiedlichen Anzahl an Hauptkomponenten (PC). Die einzelnen Zeilen stellen die unterschiedlichen Iterationen (add_it) dar. An der oberen Abszisse sind die Grid-step-Stufen angetragen.

4.1.4. Grid-step Distance (Auflösungsstufen)

Der Parameter „Grid-step“ (g) legte den Abstand der zur Berechnung herangezogenen Messpunkte fest.

Mit g_8 wurde jeder 64. Punkt (8^2), mit g_{20} jeder 400. Punkt (20^2), mit g_{32} jeder 1024. Punkt (32^2) und mit g_{44} jeder 1936. Punkt (44^2) der Kaufläche einbezogen.

Die Rekonstruktionen brachten bei steigendem g eine lineare Veränderung aufgrund von zunehmenden Freiheitsgraden mit sich. Visuell wurden die Rekonstruktionen, abhängig vom jeweiligen Originalzahn, unterschiedlich gut bewertet (siehe Abbildung 33 a und b).

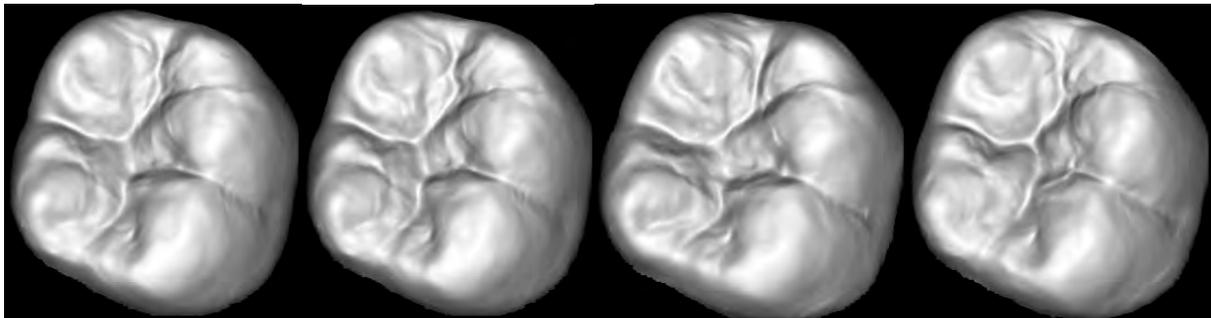


Abb. 33 a: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter g (Grid-step):
a4_e640_p120_ **g8** / **g20** / **g32** / **g44** (Zahn 08_16 => 08_46)

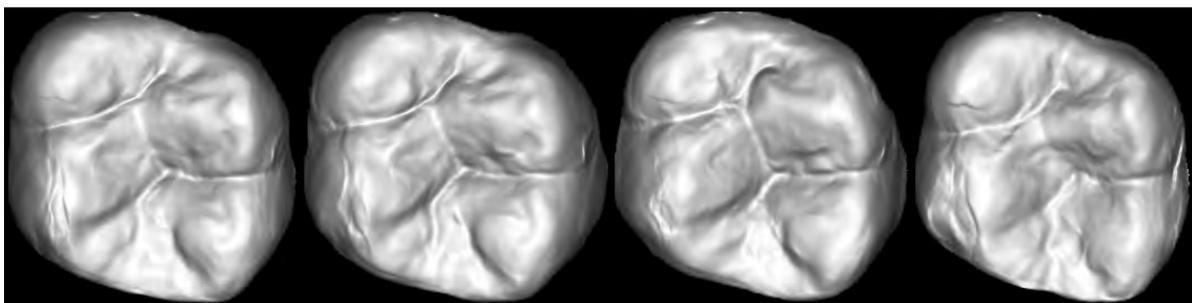


Abb. 33 b: Rekonstruktionen mit variierendem Parameter g (Grid-step):
a4_e640_p60_ **g8** / **g20** / **g32** / **g44** (Zahn 08_36 => 08_26)

Der metrische Vergleich in Abbildung 34 verdeutlicht den Einfluss der gegebenen Vorinformation. Mit steigendem Grid-step (also geringerer Vorinformation) wurden die Ergebnisse variabler und hatten gerade mit niedrigem η -Faktor (großem Freiheitsgrad) eine Erhöhung der Z-Differenz zur Folge.

4 Ergebnisse

Weiterhin war eine Abhängigkeit der Hauptkomponentenanzahl vom eta-Faktor zu erkennen. So erhielt man z.B. bei eta10-160 eine große Abweichungsvielfalt, unabhängig von der Anzahl einbezogener Hauptkomponenten. Ab eta-Faktor 640 spielte die PC-Anzahl nur noch eine untergeordnete Rolle: die Graphen näherten sich immer weiter an.

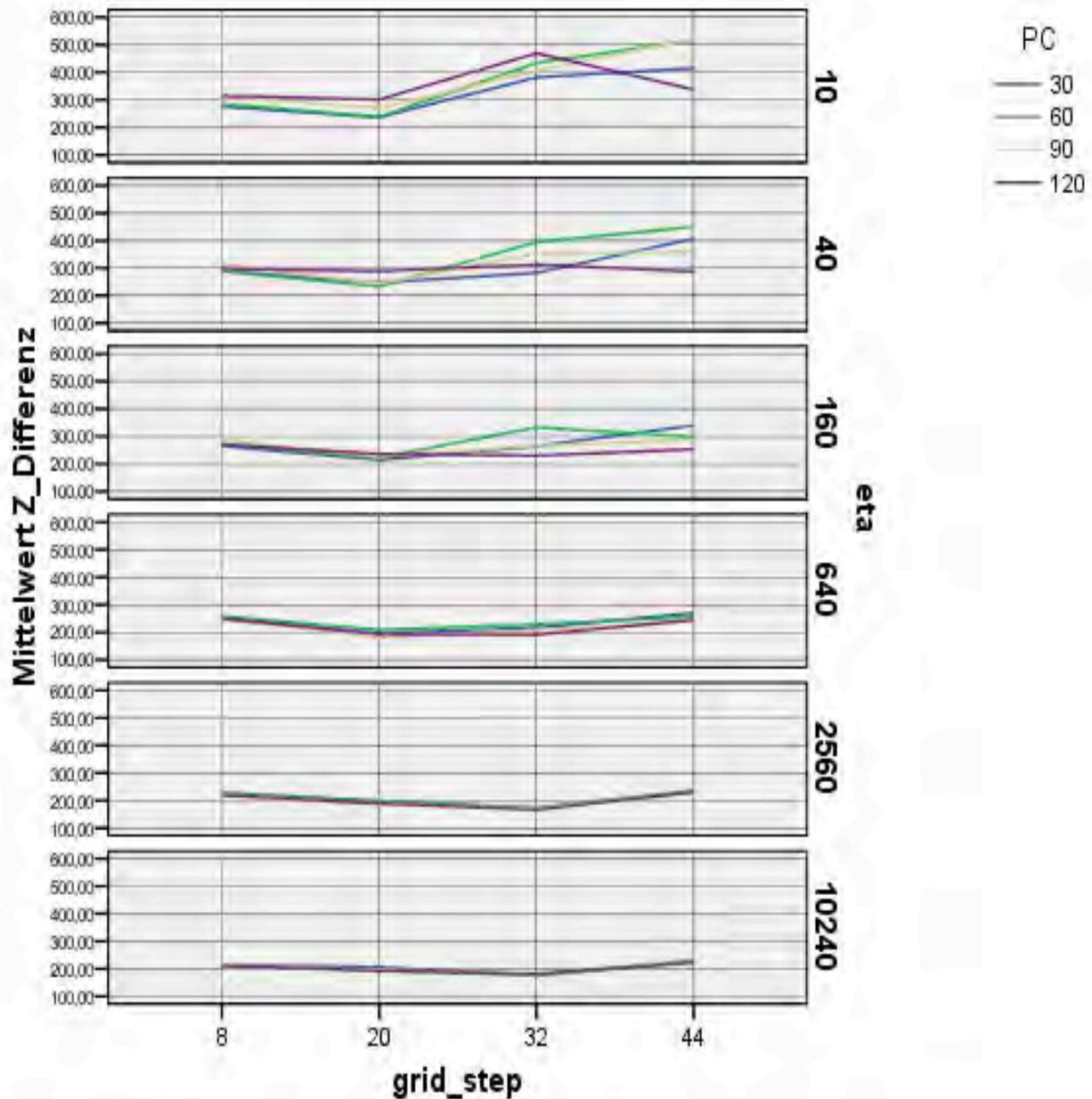


Abb. 34: Darstellung der Z-Differenzwerte (Rekonstruktion des Zahnes 10_16) in Abhängigkeit des Grid-step

4.2 Ergebnisse der Rekonstruktionsdurchläufe

4.2.1 Einfluss der Zahnart auf die Z-Differenz

Die Ergebnisse der Anpassungsdurchläufe wurden auf ihre Abhängigkeit bezüglich der Zahnart des Ausgangszahns (OK-6er oder UK-6er) untersucht.

Hierbei wurden die jeweils besten Rekonstruktionen eines Zahnes in Berechnung von Oberkiefermolaren und Unterkiefermolaren unterschieden. In den Abbildungen 35 a und b sind die Parameterkombinationen der jeweils besten Rekonstruktionen mit der jeweiligen Z-Differenz dargestellt.

Dabei ergab sich bei der ersten Gruppe (rekonstruierter OK-6er aus UK-6er) eine durchschnittliche Abweichung von 176,76 μm (siehe Abbildung 35 a), für die zweite Gruppe (rekonstruierter UK-6er aus OK-6er) eine durchschnittliche Abweichung von 182,06 μm (siehe Abbildung 35 b).

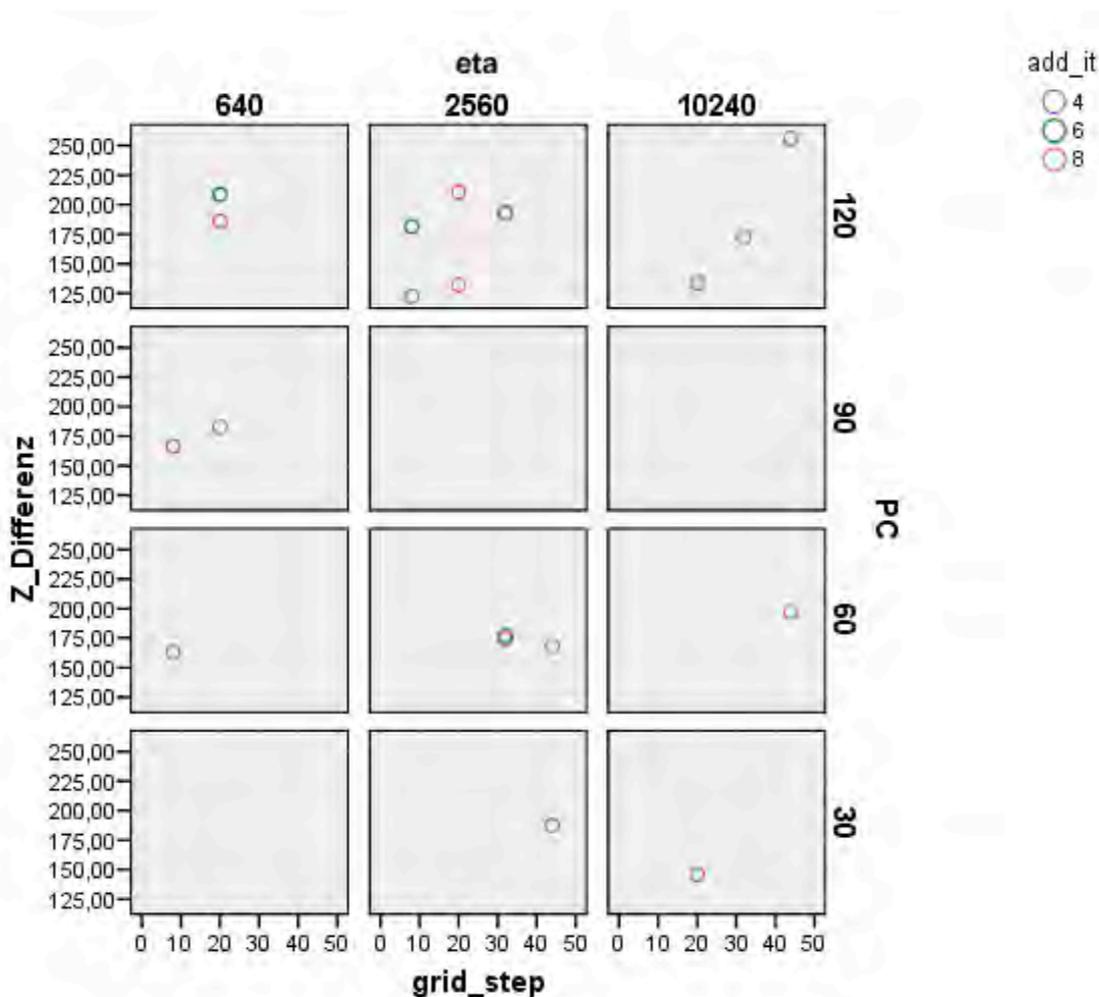


Abb. 35 a: Darstellung der besten Rekonstruktionen von Oberkiefermolaren ausgehend vom jeweiligen antagonistischen Unterkiefermolaren

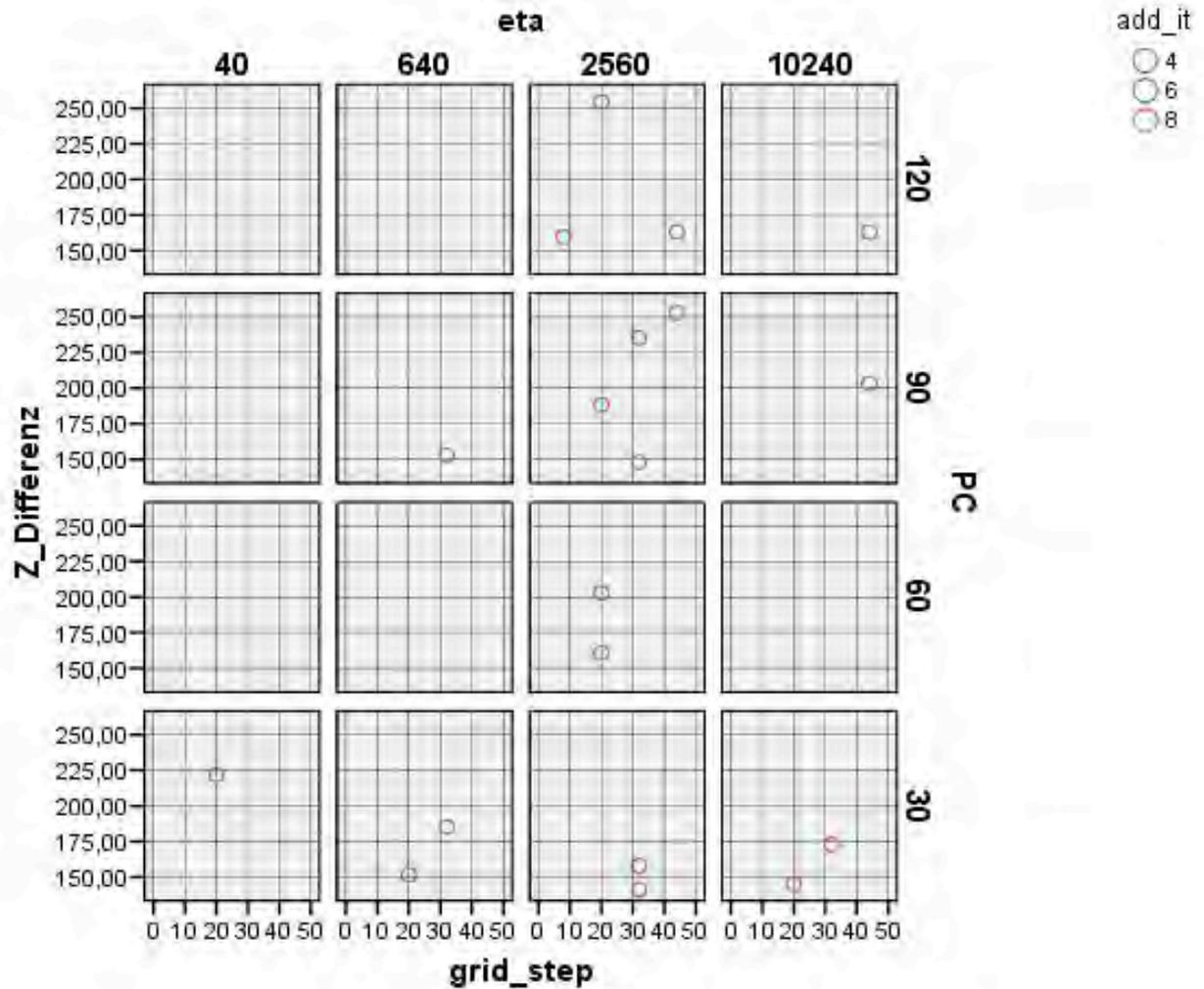


Abb. 35 b: Darstellung der besten Rekonstruktionen von Unterkiefermolaren ausgehend vom jeweiligen antagonistischen Oberkiefermolaren

Somit konnte festgestellt werden, dass sich die mittleren Abweichungen beider Rekonstruktionsgruppen, sowohl ausgehend von einem Oberkiefer- als auch von einem Unterkiefer-6er, nur unwesentlich unterscheiden.

4.2.2 Beste Rekonstruktionen jedes Anpassungsdurchlaufs

In den folgenden Abbildungen (Abb. 36; Seiten 66-69) sind die jeweils besten Rekonstruktionen der ersten Molaren dargestellt. Die Auswahl dieser Rekonstruktionen wurde sowohl visuell als auch anhand der geringsten Z-Differenz vorgenommen.

Auf der linken Seite befindet sich der Ausgangszahn der Berechnung (z.B. Zahn 36 des Modells 01), mittig die Rekonstruktion und auf der rechten Seite der Kontrollzahn (Zahn 26 des Modells 01).

Über jedem Zahnbild sind die Modellnummer und die Zahnart, sowie die Parameterkombination der Rekonstruktion angegeben.

Für die jeweils besten 19 errechneten Oberkiefermolaren ergab sich ein mittlerer Z-Differenzwert von 176,76 μm , für die jeweils besten 19 rekonstruierten Unterkiefermolaren lag die durchschnittliche Abweichung bei 182,06 μm .

Eine allgemeingültige ideale Parameterkombination zur gezielten Berechnung eines optimalen Rekonstruktionvorschlags konnte nicht gefunden werden. Es zeigte sich aber, dass sich die Parameter eta-Faktor, Hauptkomponenten (PC) und Grid-step besonders stark auf das Rekonstruktionsergebnis auswirkten. Die Anzahl der Durchläufe (Iterationen) hatte nahezu keine Auswirkung auf den Zahnvorschlag.

Folgende Parameterwerte führten mit einer hohen Erfolgsquote zu ähnlichen Rekonstruktionen, also zu einer relativ geringen Z-Differenz zum Originalzahn:

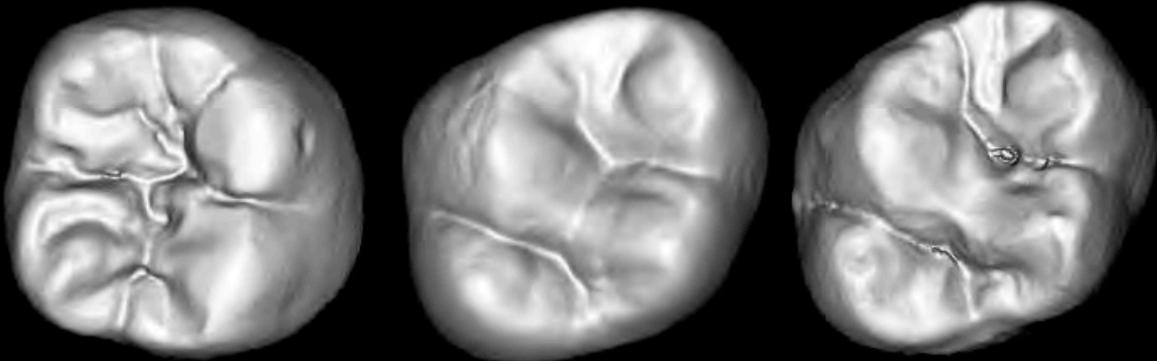
eta-Faktor = 2560 bzw. 10240

PC = 120 bzw. 90

Grid-step = 20 bzw. 32

Anhand der folgenden Darstellungen (Abb. 36) kann im einzelnen nachvollzogen werden, mit welcher Parameterkombination die jeweils beste Rekonstruktion erstellt wurde. Die Berechnung der Abweichung (Z-Differenz in μm) von Kontrollzahn und Rekonstruktion wurde in Kapitel 3.5.3 beschrieben.

01_36 - a6_e2560_p120_g8 - 01_26



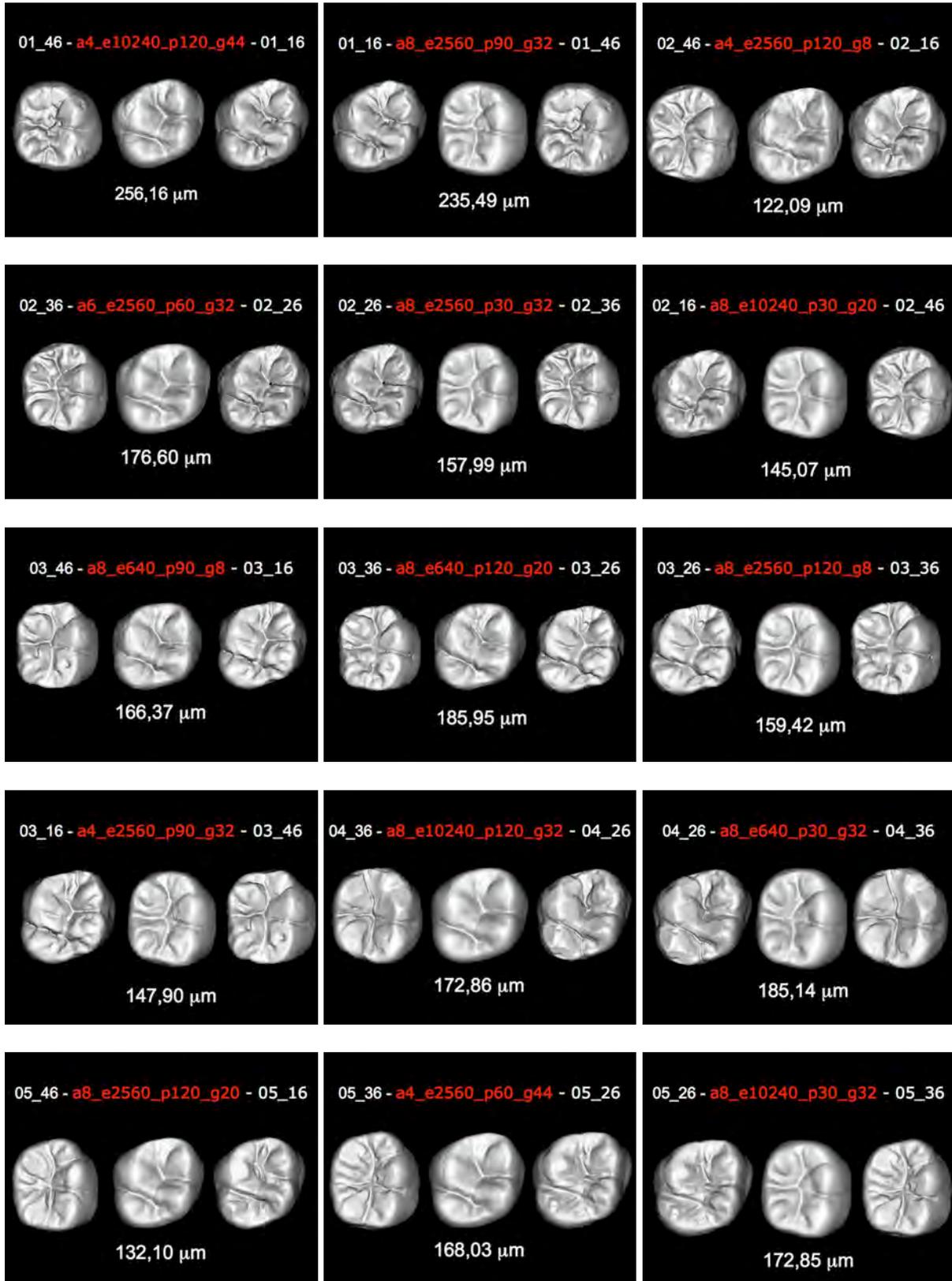
181,59 μm

01_26 - a8_e2560_p120_g20 - 01_36

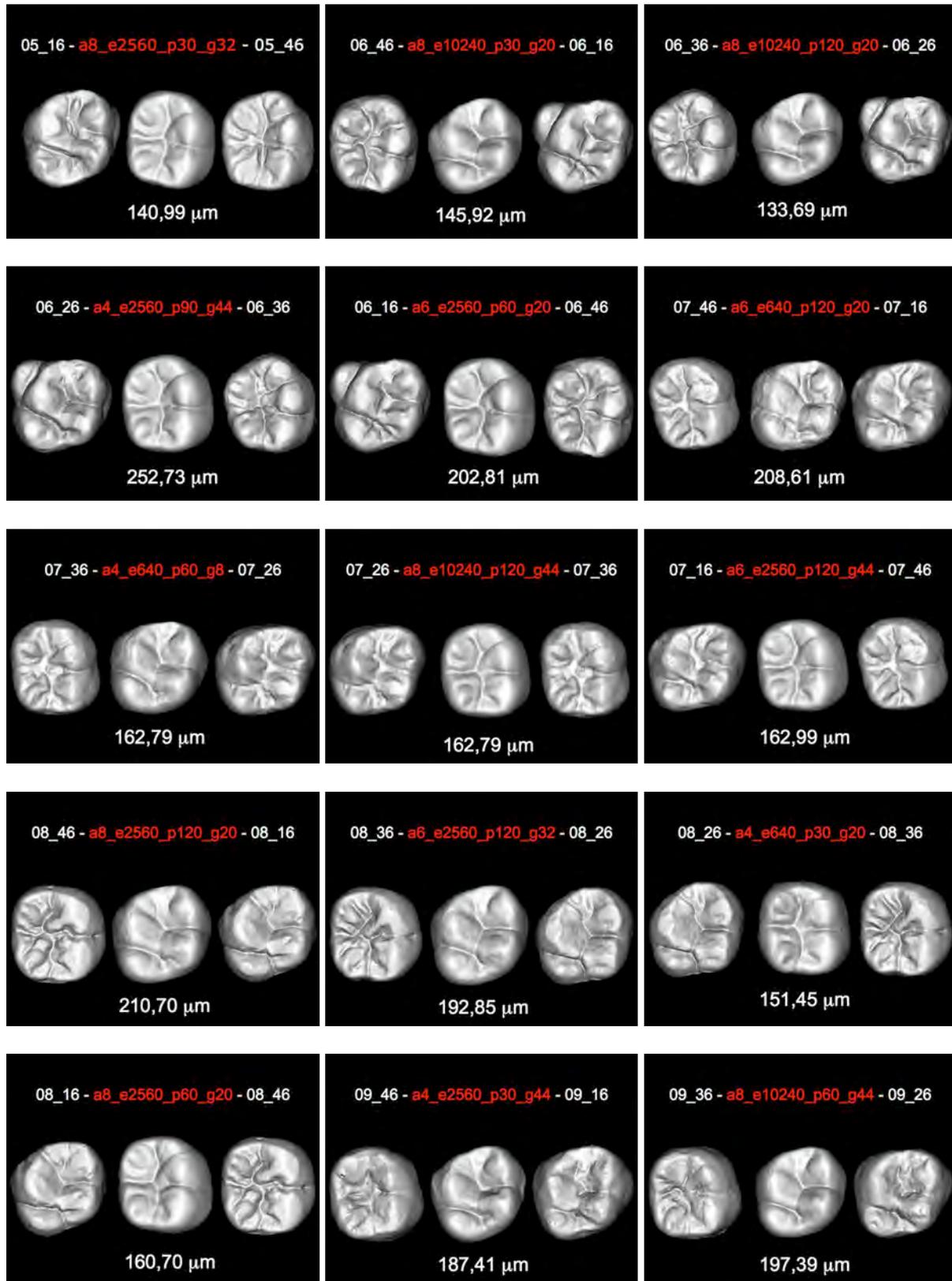


254,37 μm

4 Ergebnisse



4 Ergebnisse



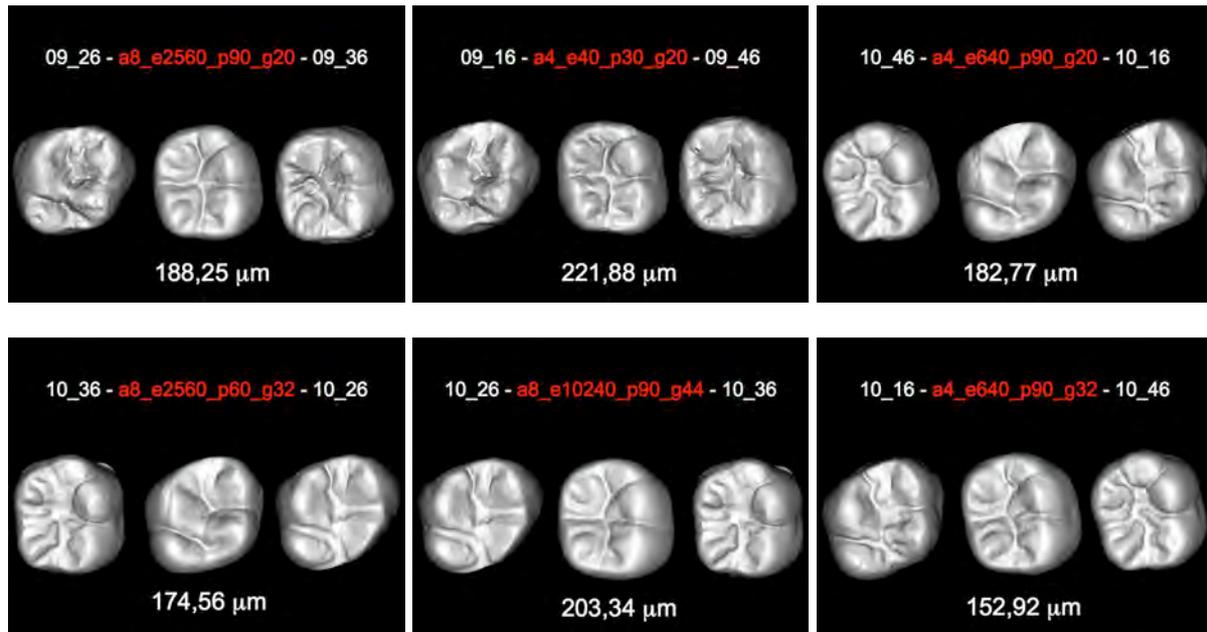


Abb. 36: (S.66-69) Darstellung der jeweils besten Rekonstruktion eines Anpassungsdurchlaufs. Von links nach rechts: Ausgangszahn, ausgewählte Rekonstruktion und Originalzahn

4.2.3 Variabilität der Ausgangszähne sowie der besten Rekonstruktionen

Um die Variationsbreite der Rekonstruktionen mittels biogenerischem Zahnmodell einschätzen zu können, sollte zunächst die Variabilität der natürlichen Ausgangszähne bestimmt werden.

Hierbei wurden, getrennt für Ober- und Unterkiefer, 18 nicht in der Zahnbibliothek enthaltene originale 6-Jahres-Molaren miteinander gematcht (Match3D, Gloger 2004) und der jeweilige Z-Differenzwert als Quantil (80%-20%) /2 ermittelt.

Die Ergebnisse (18 x 18 = 324 Vergleiche) sind in Abbildung 37 a (für Oberkiefer-6er) und in Abbildung 38 a (für Unterkiefer-6er) dargestellt.

Die Abweichungen reichen bei den natürlichen Molaren im Oberkiefer von ca. 200 µm bis 500 µm, im Unterkiefer von ca. 200 µm bis 450 µm. Der Mittelwert der Abweichungen beträgt 326,81 µm (OK-6er) bzw. 297,45 µm (UK-6er).

Im Vergleich dazu ist die Variabilität der jeweils besten Rekonstruktionen für Oberkiefermolaren (Abbildung 37 b) und Unterkiefermolaren (Abbildung 38 b) dargestellt.

Hierbei wurden pro Kiefer alle Rekonstruktionen miteinander gematcht, abzüglich der Vergleiche eines berechneten Zahnes mit sich selbst (z.B. 01_16 mit 01_16) sowie mit seinem berechneten symmetrisch gegenüberliegenden Pendant (z.B. 01_16 mit 01_26).

Somit ergaben sich bei den Rekonstruktionen pro Kiefer 288 Vergleiche (18 x 16), woraus ein Mittelwert der Z-Differenzen bei den besten rekonstruierten OK-6ern von 182,77 µm, bei den UK-6ern von 131,91 µm ermittelt wurde.

Anhand des statistischen T-Tests für die Mittelwertgleichheit sollte die Signifikanz zwischen der Variabilität von originalen Ausgangszähnen und der Variabilität der jeweils besten Rekonstruktionen (getrennt für Ober- und Unterkiefer) überprüft werden.

Für beide Kiefer besteht jeweils ein hochsignifikanter Unterschied ($p < 0,01$) bezüglich der Mittelwerte der Z-Differenzen (als Quantil (80%-20%)/2) zwischen beiden Gruppen.

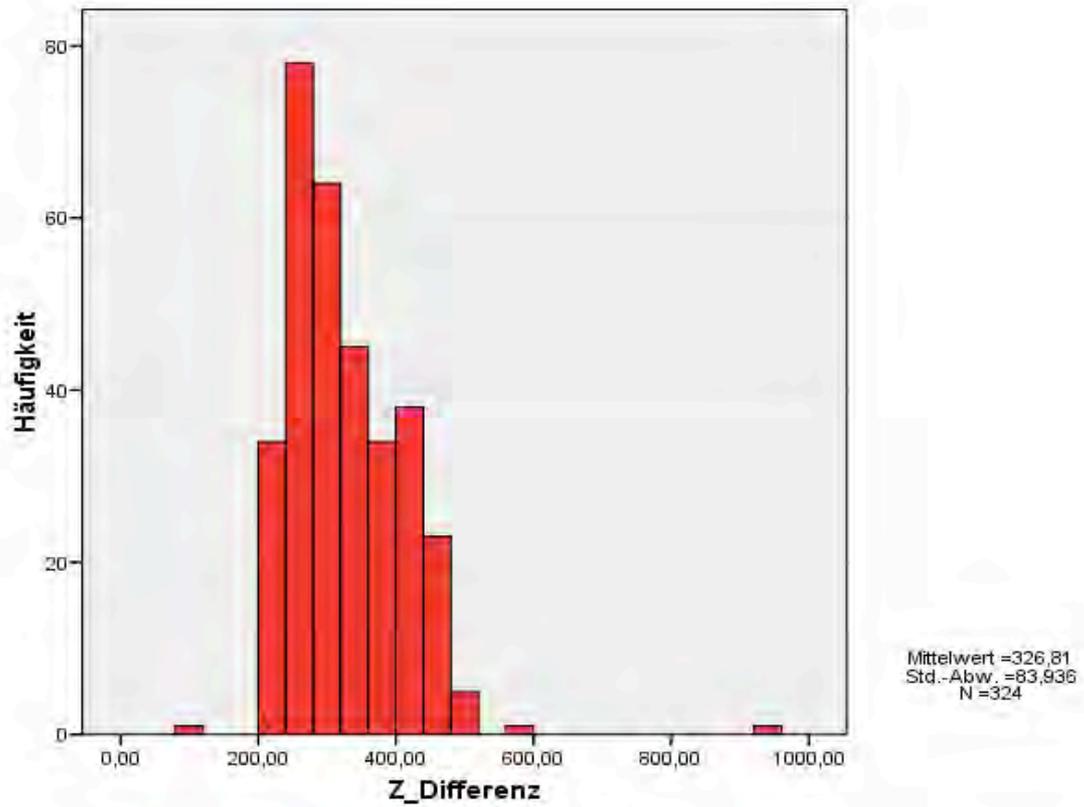


Abb. 37 a: Histogramm der Variabilität der originalen Oberkiefermolaren

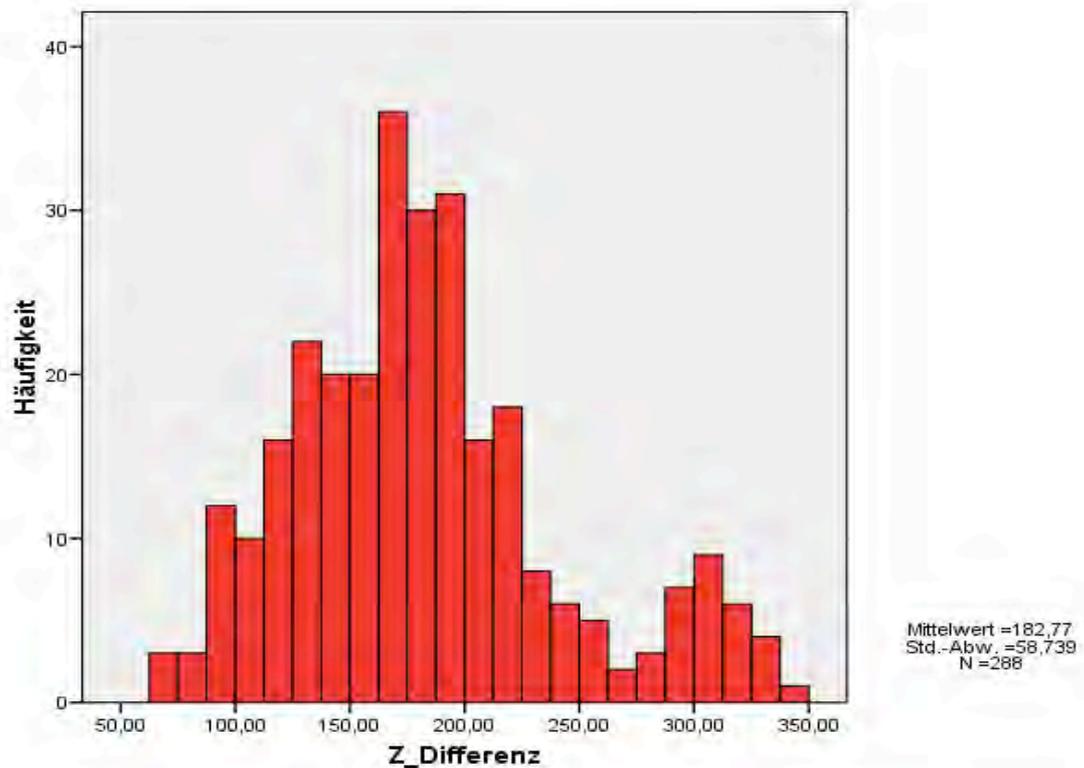


Abb. 37 b: Histogramm der Variabilität der jeweils besten Rekonstruktion eines Oberkiefermolaren

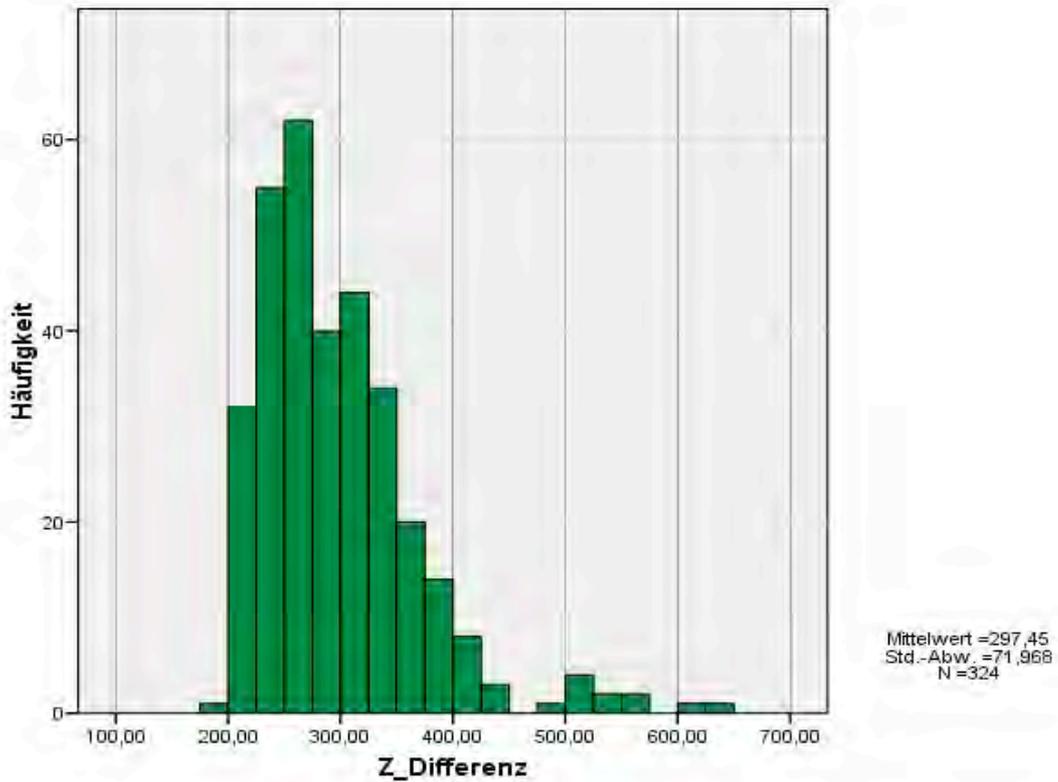


Abb. 38 a: Histogramm der Variabilität der originalen Unterkiefermolaren

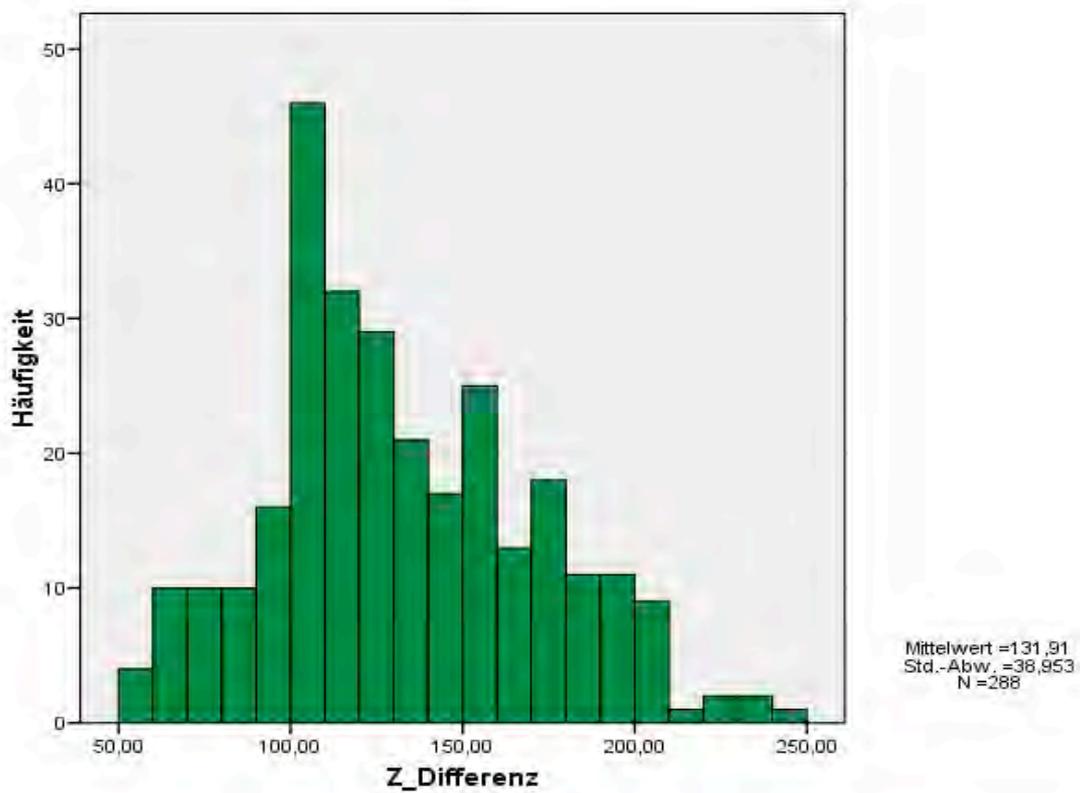


Abb. 38 b: Histogramm der Variabilität der jeweils besten Rekonstruktion eines Unterkiefermolaren

4.2.4 Vergleich symmetrisch gegenüberliegender 6-Jahres-Molaren

Die Ergebnisse der Abweichungen der besten Rekonstruktion jedes Anpassungsdurchlaufs vom jeweiligen Originalzahn sollten auf ihre relative Qualität beurteilt werden. Dazu wurden zunächst die symmetrisch gegenüberliegenden originalen Zähne eines Kiefers (z.B. 01_16 und 01_26; 05_36 und 05_46) miteinander gematcht (Match3D; Gloger 2004).

Dieser rechts-links-Vergleich verdeutlicht die genetisch- bzw. entwicklungsbedingten Abweichungen zweier spiegelsymmetrischer Molaren.

Abbildung 39 zeigt Z-Differenzwerte (Quantil_80_20_halbe) bei Oberkiefermolaren von 86,2 μm (03_16 mit 03_26) bis hin zu 170,41 μm (08_16 mit 08_26), bei Unterkiefermolaren von 89,49 μm bis 147,76 μm . Der Mittelwert aller Vergleiche liegt bei 119,26 μm (im Oberkiefer 125,3 μm ; im Unterkiefer 113,21 μm).

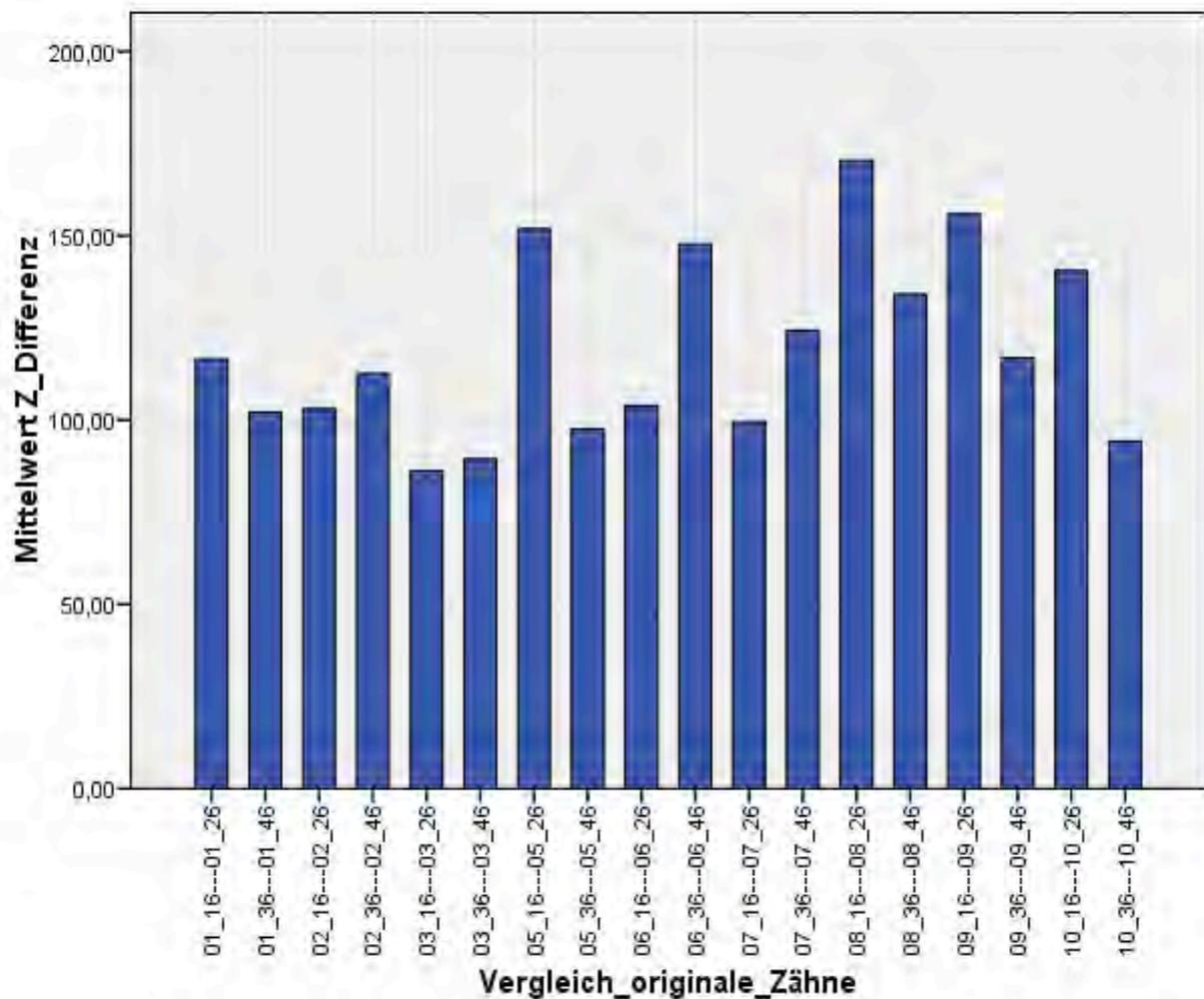


Abb. 39: Darstellung der Z-Differenzwerte (in μm) von symmetrisch gegenüberliegenden natürlichen ersten Molaren

4 Ergebnisse

Ein paar Bildbeispiele (Abbildungen 40 a und b) sollen die Ähnlichkeit von symmetrisch gegenüberliegenden ersten Molaren veranschaulichen. Die jeweilige Abweichung („z_diff“) ist (als Quantil_80_20_halbe) in μm angegeben.

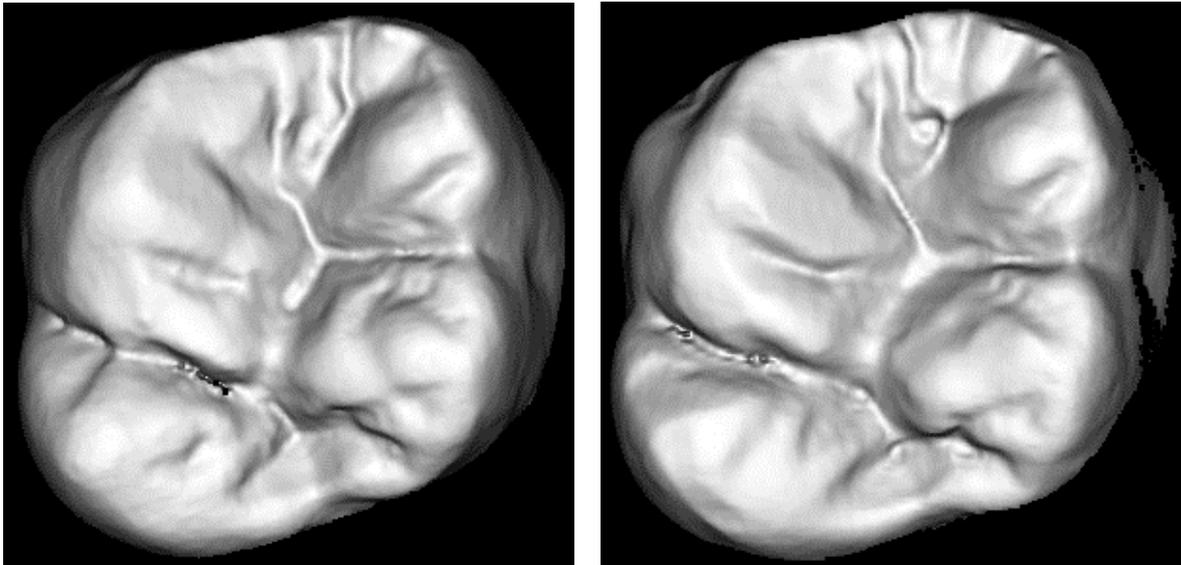
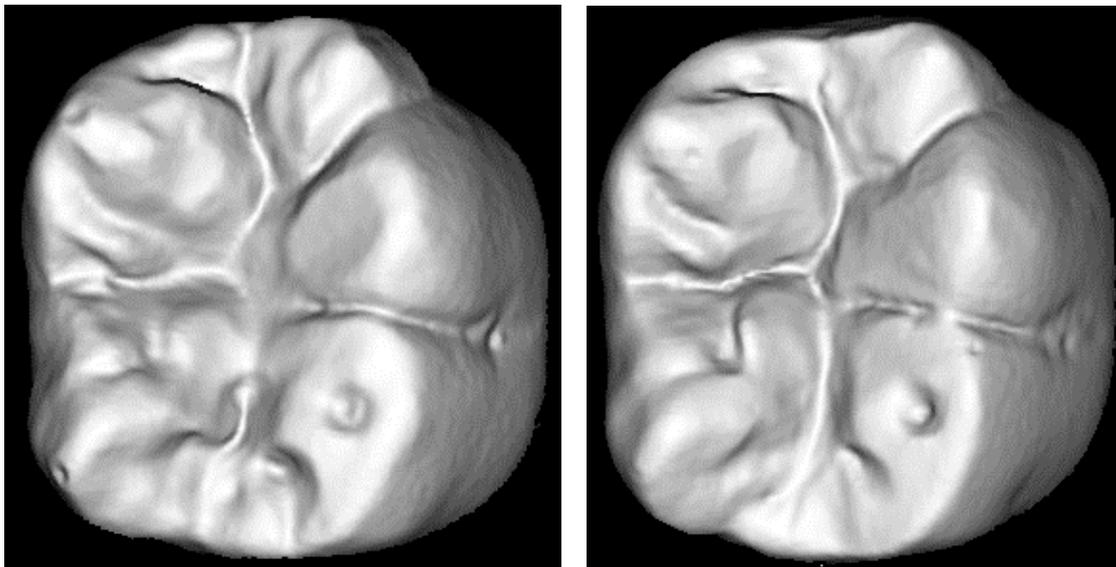


Abb. 40 a: Relativ große Übereinstimmung:

03_16 (links oben) und 03_26 (rechts oben): $z_diff = 86,2 \mu\text{m}$

03_36 (links unten) und 03_46 (rechts unten): $z_diff = 89,49 \mu\text{m}$



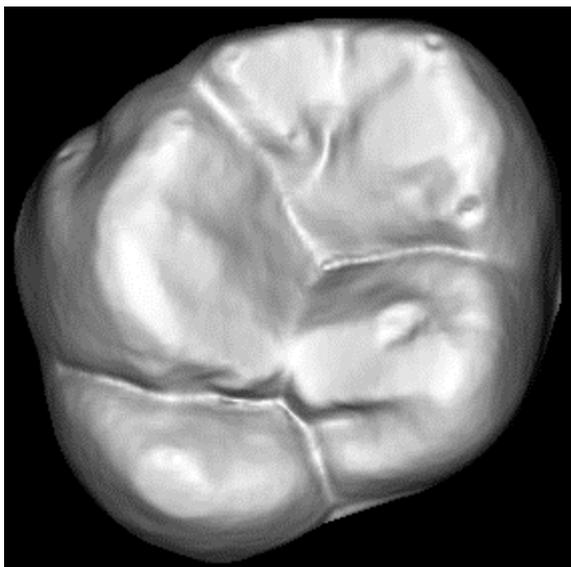
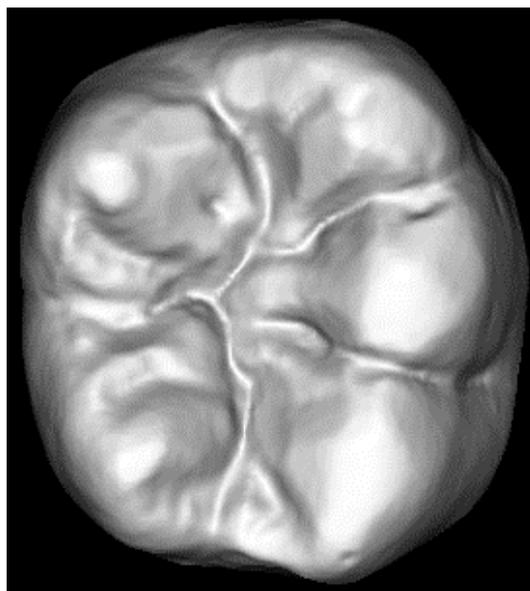
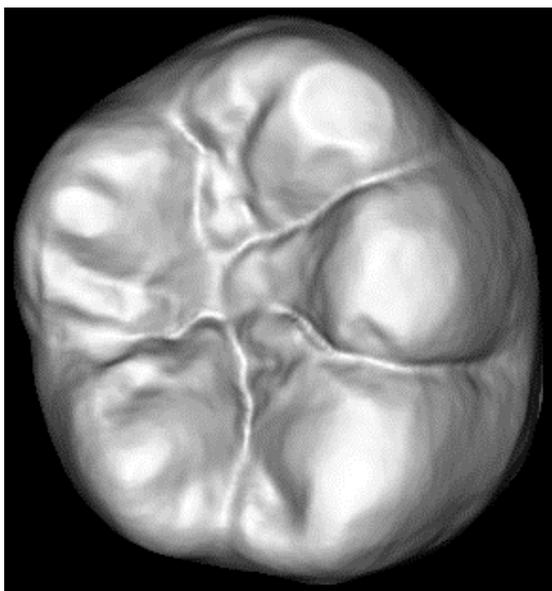


Abb. 40 b: Relativ geringe Übereinstimmung:
08_16 (links oben) und 08_26 (rechts oben): $z_diff = 170,41 \mu m$
06_36 (links unten) und 06_46 (rechts unten): $z_diff = 147,76 \mu m$



4.2.5 Vergleich symmetrisch gegenüberliegender bester Rekonstruktionen

Die jeweils besten Rekonstruktionen sollten auf ihre Ähnlichkeit zu ihrem symmetrisch gegenüberliegenden Pendant untersucht werden (z.B. Rekonstruktion 01_16 und Rekonstruktion 01_26).

Dabei wurde bei dem rechts-links-Vergleich der Oberkiefer-Rekonstruktionen eine mittlere Abweichung von 75,93 μm und der Unterkiefer-Rekonstruktionen eine mittlere Abweichung von 85,62 μm festgestellt (siehe Abbildungen 41 a und b).

Das ähnlichste spiegelsymmetrische Paar zeigte eine Z-Differenz von 42,24 μm (01_16 /26).

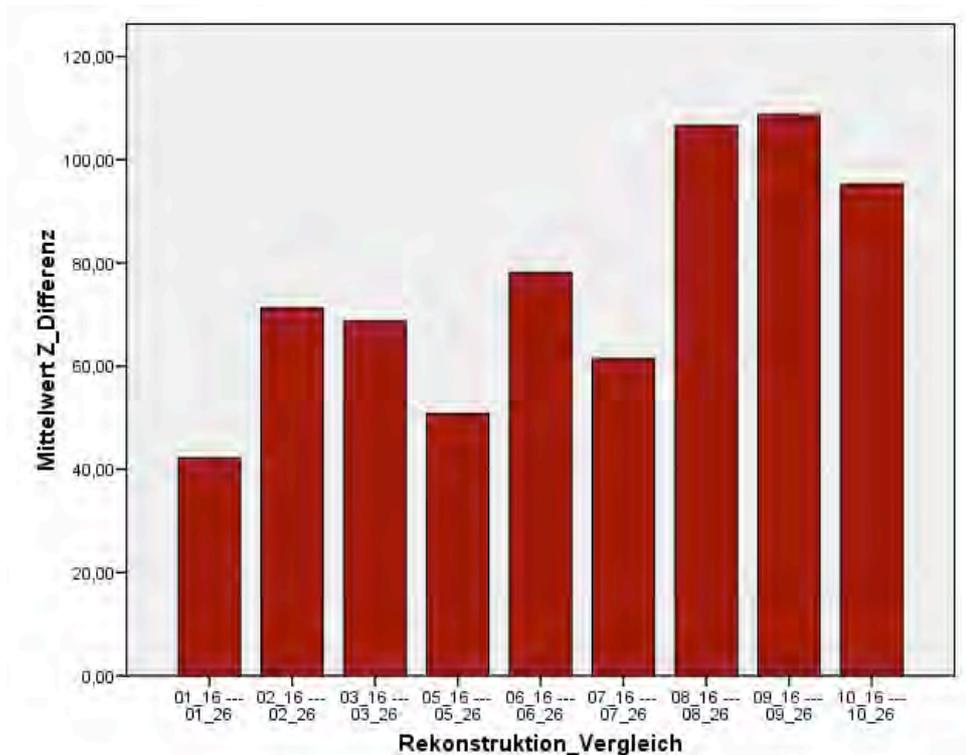


Abb. 41 a: Vergleich der spiegelsymmetrischen Rekonstruktionen im Oberkiefer

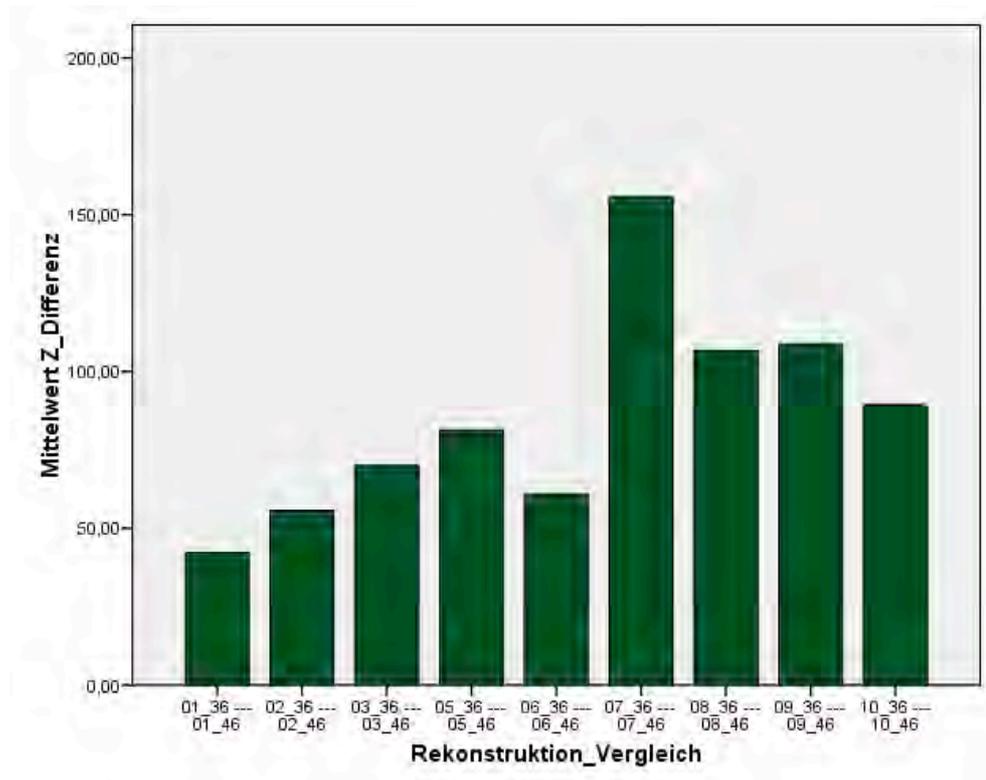


Abb. 41 b: Vergleich der spiegelsymmetrischen Rekonstruktionen im Unterkiefer

4.2.6 Vergleich der Rekonstruktion mit dem kontralateralen Ausgangszahn

Nach den rechts-links-Vergleichen der besten Rekonstruktionen (Kapitel 4.2.5) wurde der Vergleich der jeweils besten Rekonstruktion mit dem dazugehörigen kontralateralen Originalzahn durchgeführt (z.B. Rekonstruktion von 16 mit dem originalen Zahn 26).

Damit war eine Beurteilung darüber möglich, in wieweit der rekonstruierte Antagonist dem originalen Antagonisten entspricht bzw. inwieweit die Rekonstruktion auch mit dem kontralateralen Zahn korreliert.

Abbildung 42 beinhaltet sowohl die Z-Differenz der kontralateralen ($z_diff_kontralateral$) Vergleiche (z.B. Rekonstruktion eines Zahnes 16 mit dem Originalzahn 26), als auch die der originalen Vergleiche ($z_diff_original$) (z.B. Rekonstruktion eines Zahnes 16 mit dem Originalzahn 16).

Im direkten Vergleich zeigte sich in 20 von 36 Fällen (56%) eine größere Ähnlichkeit der Rekonstruktion mit dem eigentlich zu rekonstruierenden Zahn als mit dessen kontralateralen Molar.

Die Bandbreite der Z-Differenzen ($Quantil_{80_20_halbe}$) der kontralateralen Vergleiche reichte von 135,3 μm bis 296,36 μm , die der originalen Vergleiche von 122,09 μm bis 256,16 μm .

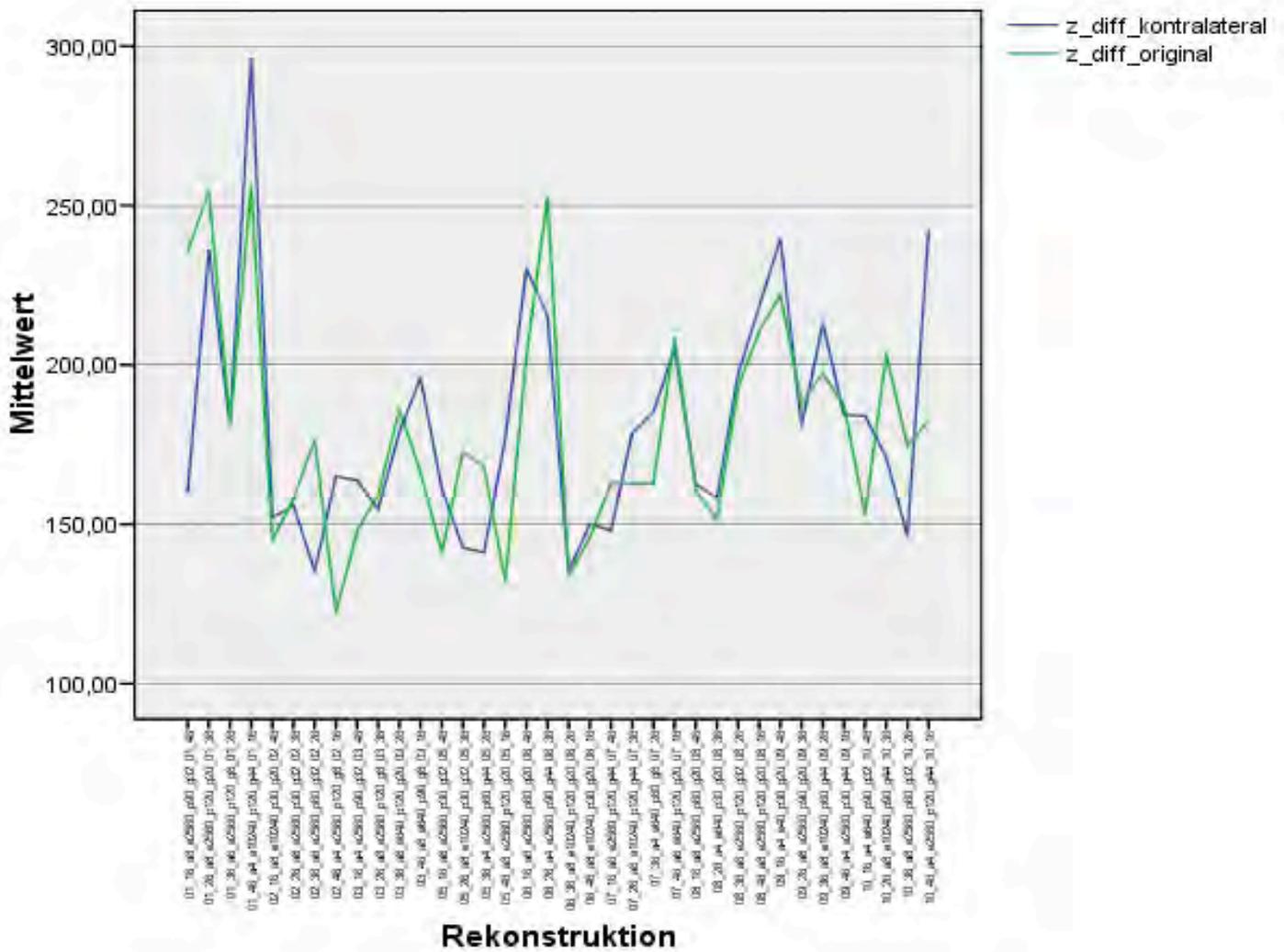


Abb. 42: Darstellung der Z-Differenzen (in μm) der kontralateralen sowie der ipsilateralen (originalen) Vergleiche

4 Ergebnisse

Im Folgenden sind ein paar der ähnlichsten sowie der unähnlichsten Rekonstruktionen von kontralateralen Molaren bildlich dargestellt (Abbildungen 43 a-e).

Auf der linken Seite ist der Originalzahn, in der Mitte die Rekonstruktion (z.B. eines Zahnes 16 aus dem Originalzahn 46), auf der rechten Seite der symmetrisch gegenüberliegende Molar (z.B. Zahn 26) dargestellt. Der durch Matchen gewonnene jeweilige Z-Differenzwert („z_diff“) ist mit Klammern vermerkt.

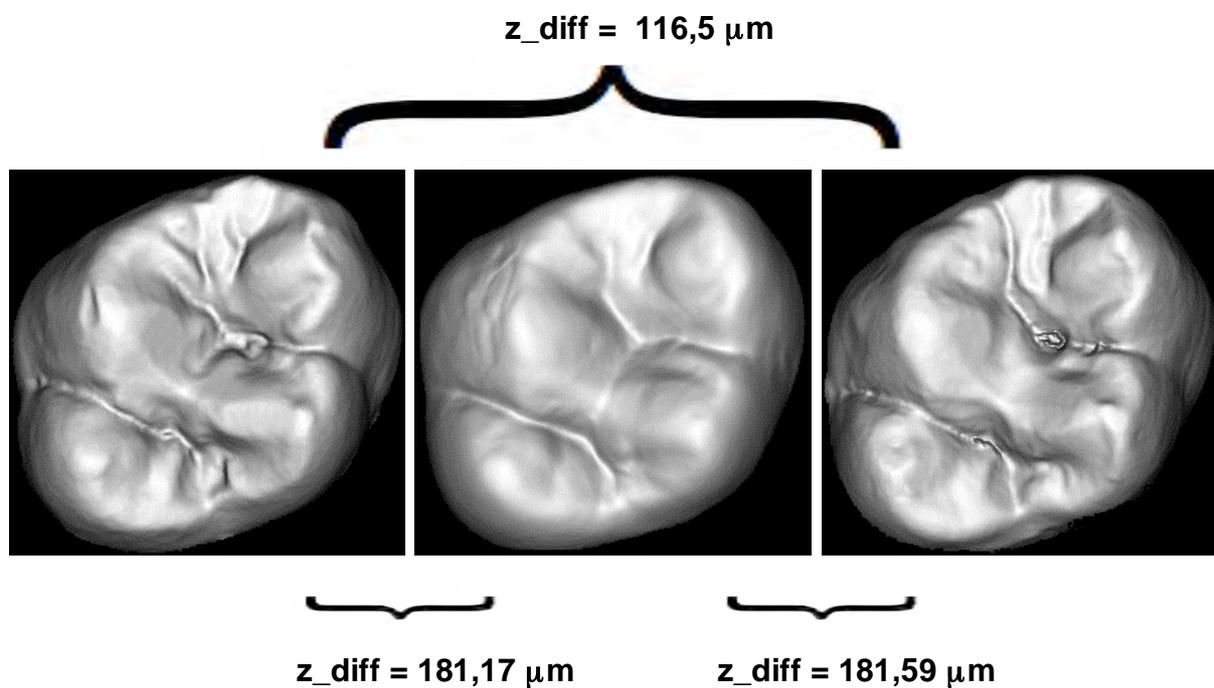


Abb. 43 a: Links: originaler Zahn 01_16
Mitte: Rekonstruktion „01_46_a6_e2560_p120_g8“
Rechts: originaler kontralateraler Zahn 01_26

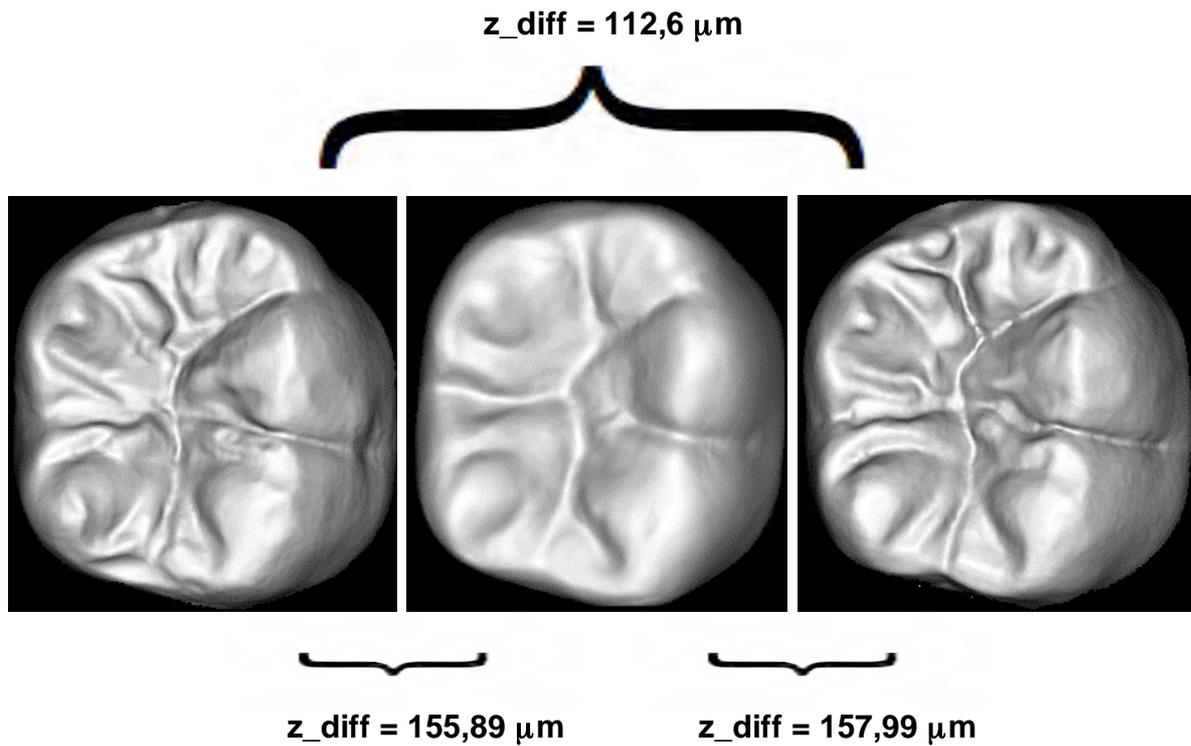


Abb. 43 b: Links: originaler Zahn 02_46
Mitte: Rekonstruktion „02_16_a8_e2560_p30_g32“
Rechts: originaler kontralateraler Zahn 02_36

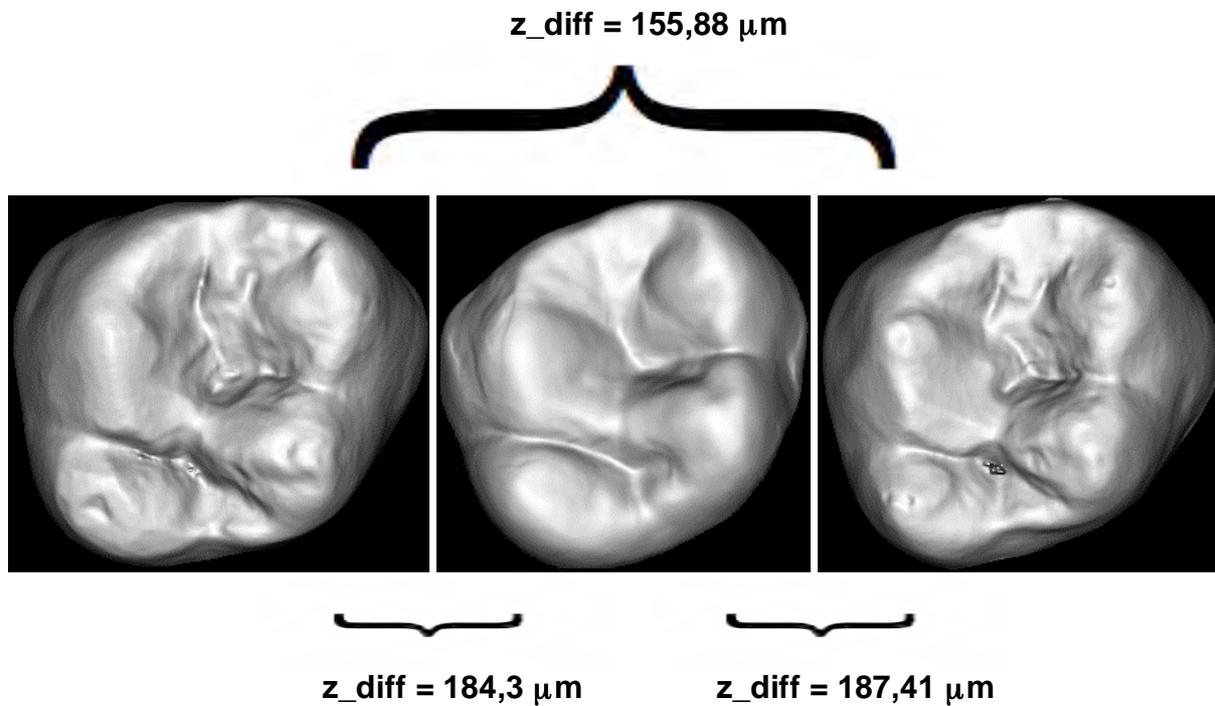


Abb. 43 c: Links: originaler Zahn 09_26
Mitte: Rekonstruktion „09_36_a4_e2560_p30_g44“
Rechts: originaler kontralateraler Zahn 09_16

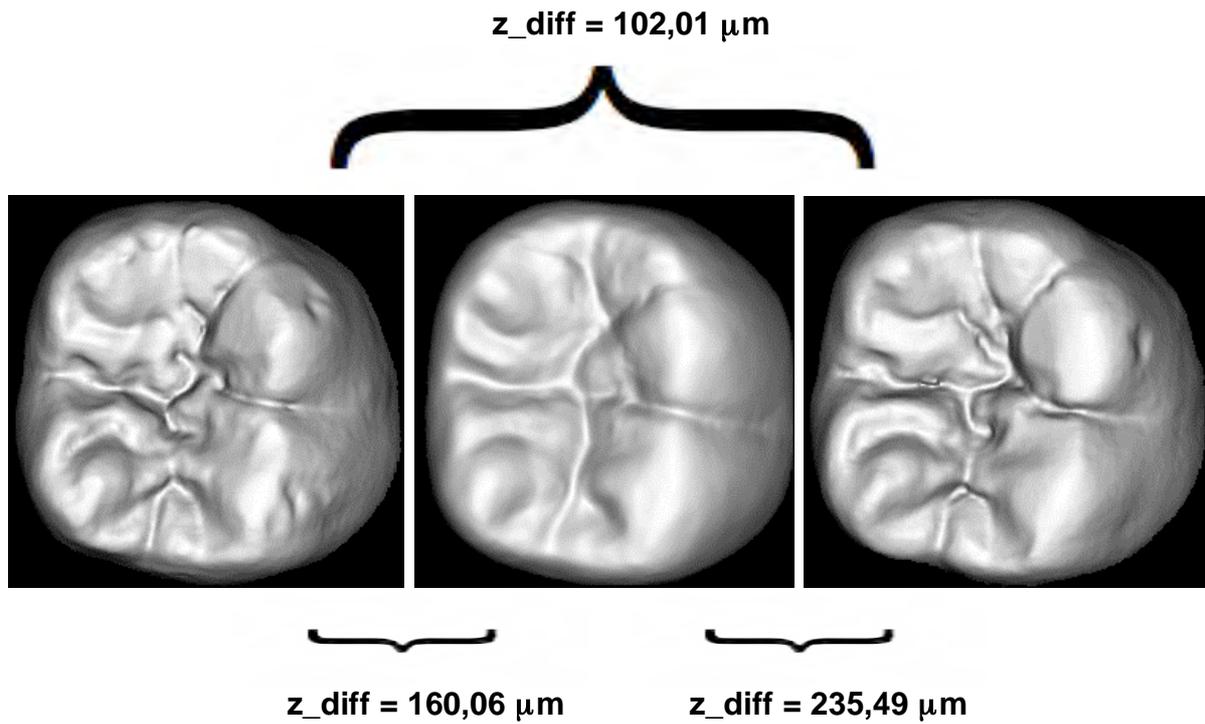


Abb. 43 d: Links: originaler Zahn01_36
Mitte: Rekonstruktion „01_26_a8_e2560_p90_g32“
Rechts: originaler kontralateraler Zahn 01_46

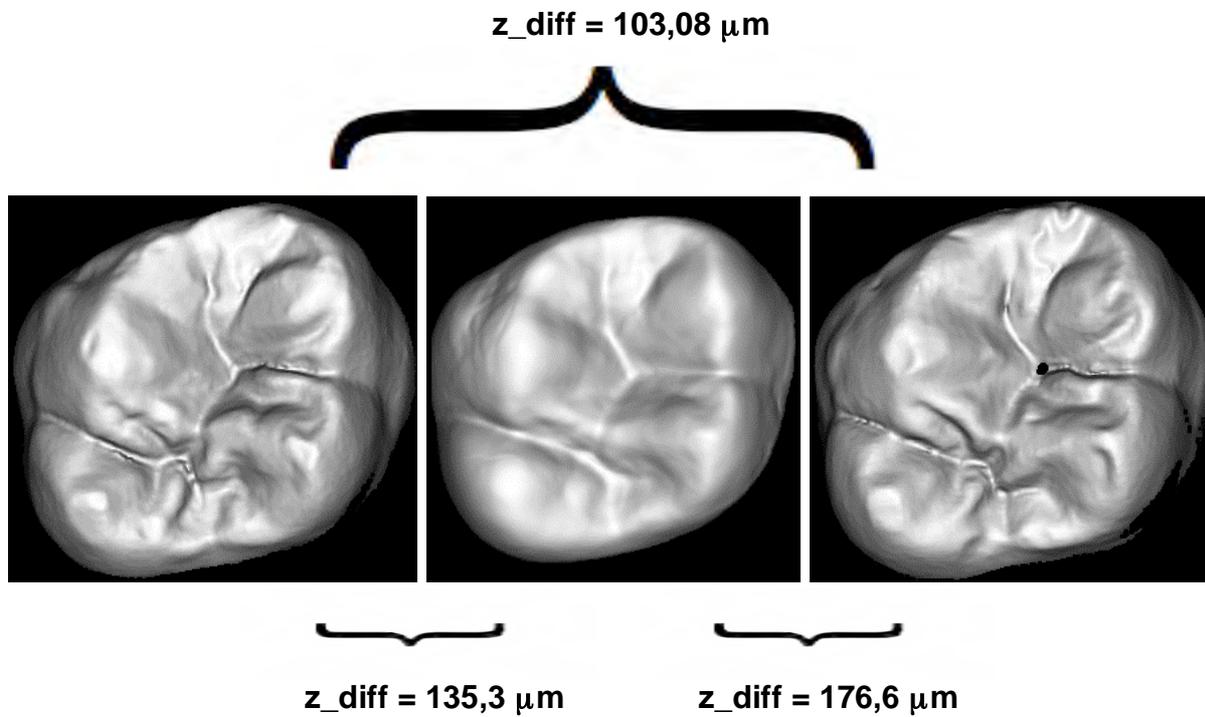


Abb. 43 e: Links: originaler Zahn 02_16
Mitte: Rekonstruktion „02_46_a6_e2560_p60_g32“
Rechts: originaler kontralateraler Zahn 02_26

5 DISKUSSION

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Erstellen der Zahnbibliothek

Bei der Suche nach Probanden mit geeigneten Gebissen wurde auf folgende Zahnmerkmale geachtet: Karies- und Füllungsfreiheit, Abrasionsfreiheit sowie vollständiger Durchbruch aller Seitenzähne (4 bis 7).

Mithilfe dieser Anforderungen sollte sichergestellt werden, dass für den aus der digitalen Bibliothek generierten biogenerischen Zahn nur rein genetische Faktoren der Zahnmorphologie berücksichtigt werden.

Es ergab sich ein Durchschnittsalter der Probanden von ca. 22 Jahren. Die Bibliothek und das daraus generierte biogenerische Zahnmodell liefern demzufolge Informationen von überwiegend jugendlichen Zähnen.

Um auch Zahnvariationen von stärker abradieren, „älteren“ Zähnen abzudecken, müssten auch naturgesunde Gebisse älterer Testpersonen in die Bibliothek aufgenommen werden. Schwierig könnte dabei sein, eine repräsentative Anzahl an Probanden z.B. zwischen 40 und 60 Jahren mit abradieren, aber durchwegs naturgesunden Zähnen zu finden.

In wenigen Fällen war eine vollständige Verwendung der Modelle (aufgrund von kleinen Fissurenversiegelungen oder nicht gänzlich durchgebrochenen zweiten Molaren) nicht möglich. Bei detaillierteren Untersuchungen müsste so für die jeweilige Zahngruppe immer eine geeignete Auswahl erfolgen.

In dieser Arbeit wurden die verschiedenen Seitenzähne für die Zahnbibliothek in acht eigene Zahngruppen eingeteilt: Oberkiefer 4 / 5 / 6 / 7; Unterkiefer 4 / 5 / 6 / 7.

Eine weitere Unterteilungsmöglichkeit bestünde in der Quadrantenzugehörigkeit (z.B. 16, 26, 36, 46 etc.), sowie in morphologischen Spezifitäten: Vorhandensein bzw. Ausprägung eines Tuberculum Carabelli des OK-6ers, 4- bzw. 5-Höckrigkeit des UK-6ers oder 3- bzw. 2-Höckrigkeit des UK-5ers.

Aspekte wie Alter, Geschlecht oder Volkszugehörigkeit der Probanden könnten weitere Untersuchungen spezifizieren, sowie Unterscheidungen der Zähne nach Abrasionsstärke, Größe und morphologischen Besonderheiten.

Die Definition einer Zahngruppe bzw. eines Zahntyps wird auf diese Weise sehr variabel.

Betrachtet man z.B. alle Zähne eines Gebisses, eines Quadranten oder nur einen Zahn und seinen Nachbarzahn als eine zusammengehörende Einheit, werden weitere Auswertungen denkbar: die Berechnung z.B. eines OK-6ers aus einem OK-5er oder einer gesamten Seitenbezahnung aus einem einzelnen Zahntypen.

Die in dieser Arbeit verwendeten Modelle mit den Nummern 415 - 432 stammten aus einem anonymen Kontingent der Kieferorthopädie der LMU-München. Für diese nicht dokumentierten Abformungen war rückwirkend keine Aussage über Alter und Geschlecht der Testpersonen zu machen.

5.1.2 Herstellung der einzelnen Gipszähne

Um aus den gesamten Gipsmodellen scanbare Einzelzähne zu erhalten, mussten die Modelle im Approximalbereich getrennt werden. Hierbei war eine leichte, mitunter ungleiche Absprengung mesialer bzw. distaler Kronenbereiche nicht immer zu vermeiden.

Auch das Wegfräsen von Gips unterhalb der subjektiv zu definierenden Zahnfleischgrenze zum alleinigen Erhalt der Zahnhartsubstanz ist naturgemäß mitunter fehleranfällig.

Die auf manchen Abdrücken entstandenen Gipsperlen wurden gewissenhaft entfernt, konnten aber kleinere Ungenauigkeiten nicht gänzlich ausschließen.

5.1.3 Genauigkeit des Scanvorgangs und der Daten-Konvertierung

Die Lesegenauigkeit des verwendeten Laserscanners „es1“ kann mit 10 μm angegeben und als ausgesprochen genau bewertet werden.

Bei der darauf folgenden Konvertierung der im STL-Format gespeicherten Scan-Daten in das binäre XV-Format können dreidimensionale Gebilde nur begrenzt dargestellt werden. So kann jedem Punkt x_i und y_i nur ein z_i zugeordnet werden. Auch unterschliegende Bereiche zervikal des Zahnäquators einer Krone können selbst mit zusätzlichen Scanvorgängen nicht erfasst werden.

Im Vergleich zum Zahn-Image im STL-Format hatte das Zahnbild nach Konvertierung in das XV-Format teilweise abgerissen wirkende Ränder mit Artefakten. Diese wurden im Hinblick auf die darauf folgende Auswertung im Programm „Match3D“ (Gloger 2004) geglättet, wodurch aber geringfügig ein Teil der Zahninformation bezüglich der Glattflächen verloren ging.

5.1.4 Auswahl der Zahnrekonstruktionen

In dieser Arbeit wurden für jeden Originalzahn 288 Rekonstruktionen berechnet, aus denen die 10 bis 15 ähnlichsten Ergebnisse zur genaueren Auswertung ausgewählt werden sollten. Diese rein subjektive Bewertungsweise wurde mithilfe eines weiteren erfahrenen Zahnarztes durchgeführt.

Völlig zahnuntypische Ergebnisse konnten schnell verworfen werden, während eine größere Anzahl an gut empfundenen Rekonstruktionen nach einem selbst aufgestellten Auswahlprinzip bewertet wurden. Dabei wurden folgende Kriterien als entscheidend angesehen: Grundform des Zahnes, Anzahl und Ausprägung der Höcker und Oberflächenstruktur. Diese Schematisierung erleichterte die Auswahl, ließ aber dennoch Raum für Subjektivität. So wurden speziell Höckerausprägung bzw. -anordnung sowie manche Grundformen teilweise relativ unterschiedlich empfunden und bewertet.

Die als Fixpunkt oft herangezogene Höckerspitze ist abhängig von Orientierung und minimaler Abrasion und kann so fälschlicherweise als weiter randwärts liegend angesehen werden. Robinson et al. (2002) sprachen hierbei von der so genannten „landmark reliability“, also dem Problem der exakten Messpunktbestimmung auf einer Zahnoberfläche. Auch werden gewisse charakteristische Kauflächenpunkte (Höcker, Fissuren, Randleisten etc.) in Lehrbüchern mit unterschiedlicher Gewichtung beschrieben und verschieden bewertet.

Die Vorstellung und Beschreibung einer Kaufläche, sowie deren Einstufung als „ähnliche“ Rekonstruktion bezüglich des Originalzahnes hängt also in gewissem Maße immer von persönlichen Erfahrungswerten ab. Die visuelle Auswertung der Rekonstruktionen mithilfe eines weiteren Fachmanns erschien demnach als sinnvoll.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Parameterkombinationen

Der biogenerische Zahn kann als Ausgangsbasis für verschiedenste Zahnvorschläge dienen. Für die in dieser Arbeit untersuchten Antagonisten-Rekonstruktionen der ersten Molaren wurden die in Kapitel 3.5.1 beschriebenen vier verschiedenen Parameter in allen Kombinationsmöglichkeiten für die Berechnungen verwendet.

Eine allgemeingültige ideale Parameterkombination konnte nicht gefunden werden. Allerdings zeigte sich anhand der Zahndarstellungen (Abb. 36; S. 66-69) der jeweils besten Rekonstruktion eine Auswahl an Parameterkombinationen, die zu guten Rekonstruktionsergebnissen führten (mit den geringsten Z-Differenzwerten zum Originalzahn).

Bei den aus ersten Unterkiefermolaren berechneten Rekonstruktionen von Oberkiefermolaren ergab sich eine mittlere Abweichung von 176,76 μm , umgekehrt lag die mittlere Abweichung bei 182,06 μm . Die Auswahl des jeweiligen Ausgangszahntyps entschied somit nur unwesentlich über den Erfolg der Rekonstruktion.

Weitaus größeren Einfluss auf die Abweichung schienen dagegen die Form und die Struktur des Originalzahns zu haben. So konnten Molaren, die dem entsprechenden Durchschnittszahn recht ähnlich sind (also eine eher durchschnittliche Merkmalsausprägung besitzen) besser rekonstruiert werden als Molaren mit z.B. stark ausgeprägtem Tuberculum Carabelli (OK 6) bzw. einem prominenten 5. Höcker (UK 6).

Auch Zähne mit relativ flachem Höckerrelief oder stark ausgeprägtem Fissurenverlauf bewirkten größere Z-Differenzwerte.

In der Praxis könnte das z.B. eine Einschränkung der Anwendung auf nicht- bzw. wenig abraderte, also eher jugendliche Gebisse bedeuten.

5.2.2 Variabilität der Ausgangszähne und der besten Rekonstruktionen

Symmetrisch gegenüberliegende Zähne weisen aufgrund ihres gemeinsamen genetischen Grundplanes deutliche Ähnlichkeiten in Größe und Form auf (Moorrees et al. 1957; Garn et al. 1964; Kabban et al. 2001).

Bei den in dieser Arbeit miteinander überlagerten Kauflächen kontralateraler, originaler Molaren konnte ein durchschnittlicher Z-Differenzwert von 125,3 μm (Oberkiefer) bzw. 113,21 μm (Unterkiefer) festgestellt werden. Aufgrund dieses hohen Ähnlichkeitsgrades ist es beispielsweise möglich, aus der Zahnbibliothek die jeweils kontralateralen Molarenpaare eindeutig zuzuordnen.

Vergleicht man dagegen erste Molaren unterschiedlicher Modelle bzw. Probanden miteinander, so zeigen sich nahezu 3-fach höhere Z-Differenzwerte:

Die Abweichungen der originalen Oberkiefermolaren betragen ca. 200-500 μm (im Mittel 300,75 μm), die der Unterkiefermolaren ca. 200-450 μm (im Mittel 284,52 μm).

Diese Werte verdeutlichen die große Variationsbreite der natürlich vorkommenden Zahnmorphologien. Vergleicht man damit die durchschnittlichen Z-Differenzen aller Antagonisten-Rekonstruktionen (179,41 μm), zeigt sich die hohe Erfolgsrate der Berechnungen auf Basis des biogenerischen Zahnmodells.

In Relation zu der Variabilität der Originalzähne sollte die Variabilität der 19 jeweils besten Rekonstruktionen (getrennt für Ober- und Unterkiefer) gesetzt werden. Pro Kiefer ergaben sich 288 Vergleiche (18 x 16). Der Mittelwert der Z-Differenz dieser Rekonstruktionen beträgt für Oberkiefermolaren 182,77 μm , für Unterkiefermolaren 131,91 μm .

Der T-Test zeigte für beide Kiefer eine Hochsignifikanz ($p < 0,01$) bezüglich der Mittelwerte der Z-Differenzen zwischen der Variabilität der Originalzähne und der Variabilität der 19 jeweils besten Rekonstruktionen.

Bei jedem Zahnvergleich wird allerdings nur der Durchschnittswert der gesamten Kauflächenabweichung errechnet. Somit kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob und welche Teile der Okklusalfäche relativ konstant sind und welche Teile sich besonders variabel ausprägen.

Die größten Unterschiede der ersten Molaren betreffen im Oberkiefer das Vorhandensein bzw. die Ausprägung eines Tuberculum Carabelli und die rhomboide

bis trapezförmige Okklusalfäche, im Unterkiefer die 4- bzw. 5-Höckrigkeit mit X- bzw. Y-Fissur.

Eine genaue Aussage über die morphologischen Verschiedenheiten von einzelnen Kauflächenmerkmalen könnte theoretisch durch Überlagerung der Differenzbilder geschehen.

5.2.3 Variabilität eines Anpassungsdurchlaufs

Für einen Rekonstruktionsdurchlauf sollten alle errechneten Zahnbilder bewertet werden, ohne eine vorherige visuelle Auswahl zu treffen. Die gesamten 288 Rekonstruktionen eines Anpassungsdurchlaufs zeigten hierbei Z-Differenzwerte von ca. 170 μm bis zu 620 μm . Diese große Bandbreite an Rekonstruktionen verdeutlicht einerseits den Nutzen der visuellen Vorauswahl, andererseits besteht aber die Möglichkeit, dass relativ ähnliche Anpassungen frühzeitig verworfen werden.

Insgesamt richtet sich die visuelle Auswahl jeweils nach dem zu rekonstruierenden Molaren auf Basis der subjektiven Erfahrung bzw. Einschätzung des Betrachters.

5.2.4 Abweichungen der besten Rekonstruktionen zum Originalzahn

Die Ergebnisse zeigen, dass antagonistische erste Molaren mithilfe des biogenerischen Zahnmodells mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 176,76 μm (Oberkiefermolaren) bzw. von 182,06 μm (Unterkiefermolaren) rekonstruiert werden konnten.

Die mittlere Abweichung symmetrisch gegenüberliegender Molaren von 119,26 μm verdeutlicht die vergleichsweise relativ große Übereinstimmung der Vorschläge mit den Originalzähnen.

Zur Bestimmung der Ähnlichkeit von Zahnoberflächen wurden zwei zu vergleichende Zähne miteinander gematcht. Dieser Vorgang benötigte kein Bestimmen von Fixpunkten auf den Okklusalfächen, was ein falsches Interpretieren von z.B. Höcker- spitzen ausschloss. Die Auswertungen führten benutzerunabhängig immer zum gleichen Ergebnis.

Bei der Berechnung der Abweichung wurde die Differenz aus dem 80%- und dem 20%-Quantil halbiert. Da so die hohen Abweichungswerte der nahezu parallel verlaufenden Steifflächen eliminiert wurden, konnte eine genauere Aussage über die Ähnlichkeit der gesamten Okklusalflächen getroffen werden.

5.2.5 Vergleich der Rekonstruktion mit dem kontralateralen 6-Jahres-Molaren

In 20 von 36 Fällen (56%) besaß der rekonstruierte Antagonist eine größere Ähnlichkeit mit dem eigentlich zu rekonstruierenden ipsilateralen Originalzahn als mit dessen kontralateralen Pendant.

Dies deutet auf eine minimal höhere Korrelation von ipsilateral antagonistischen Zahntypen (16 mit 46; 26 mit 36) als die der kontralateral antagonistischen Molaren (16 mit 36; 26 mit 46) hin.

Dennoch wäre es in der Praxis möglich, einen Molar aus seinem kontralateralen Antagonisten erstellen zu lassen (wenn dieser beispielsweise als einziger 6-Jahres-Molar naturgesund ist) und somit ein passendes Ergebnis zu erhalten.

5.3 Perspektiven

Mit der erfolgreichen Rekonstruktion von antagonistischen ersten Molaren mithilfe des biogenerischen Zahnmodells sind weitere Verwendungen der digitalen Zahndatenbank denkbar.

Möglich wäre eine Untersuchung über multiple Rekonstruktionen, bei der die Information eines Nachbarzahnes zur Berechnung einer Zahnrekonstruktion ausreicht.

Weiterhin sind zum einen morphologische Untersuchungen sowie forensische bzw. anthropologische Zahnanalysen denkbar, zum anderen könnte die digitale Zahnbibliothek zum Aufbau neuer Prothesenzähne, für computergestützte Kausimulationen sowie für neue Lern-Softwareprogramme in der zahnmedizinischen bzw. zahntechnischen Ausbildung dienen.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Die bisherigen Beschreibungen von Zahnmorphologien bezogen sich in der Literatur bisher nur auf Aussagen über Längenmessungen und qualitative Merkmale der Zahnkronen. Für die in der Zahnmedizin verwendeten CAD/CAM-Technologien werden jedoch Datensätze benötigt, die Zähne auch quantitativ darstellen können.

Für Zahnrekonstruktionen wurden bisher im CAD-Bereich Ausgangszähne verwendet, die von Zahntechnikern aufgrund von Erfahrungswerten und deskriptiven Regeln modelliert wurden. Diese Zahnmodelle wurden dann durch Verzerrung (Deformation), Translation und Rotation an die jeweilige Zahnsituation angepasst.

Das biogenerische Zahnmodell (Mehl 2003) bietet einen neuen Ansatz. Die Basis bildet eine digitale Zahnbibliothek aus naturgesunden Zähnen, aus der ein „biogenerischer Durchschnittszahn“ erstellt wird. Dieser kann einen bestimmten Zahntypus anhand weniger Parameter unter Berücksichtigung funktioneller und morphologisch relevanter Merkmale beschreiben.

In dieser Arbeit sollte das biogenerische Zahnmodell mittels Antagonistenrekonstruktionen von natürlichen ersten Molaren getestet werden.

Dazu wurde aus einem Oberkiefer-6er der passende Unterkiefer-6er und umgekehrt durch Rechnung rekonstruiert. Dabei wurden für jeden Rekonstruktionsdurchlauf mittels Einstellung unterschiedlicher Parameterkombinationen 288 Zahnvorschläge erstellt.

Es zeigte sich, dass bei allen Anpassungsdurchläufen eine vollautomatische Zahnrekonstruktion möglich war. Die durch visuelle Auswahl ermittelten ähnlichsten rekonstruierten Antagonisten wurden daraufhin auf ihre Abweichung zum originalen Antagonisten bewertet. Dabei wurde eine über beide Kiefer gemittelte durchschnittliche Genauigkeit von 179,41 μm erreicht.

Um dieses Rekonstruktionsergebnis besser bewerten zu können, wurde zunächst die Abweichung natürlicher Ausgangszähne von ihren symmetrisch gegenüberliegenden Molaren ermittelt. Dazu wurden die natürlichen Originalzähne innerhalb eines Kiefers mittels Seitensymmetrievergleich überlagert (z.B. Zahn 16 mit Zahn 26). Die

durchschnittliche Abweichung symmetrisch gegenüberliegender erster Molaren lag bei 125,3 μm für Oberkiefermolaren bzw. bei 113,21 μm für Unterkiefermolaren.

Um die Variabilität der natürlichen Molarenformen einschätzen zu können, wurden pro Kiefer 18 originale 6-Jahres-Molaren miteinander verglichen. Die durchschnittliche Abweichung dieser natürlichen Molaren betrug im Oberkiefer 326,81 μm , im Unterkiefer 297,45 μm . Im Vergleich dazu wurde die Variabilität der rekonstruierten Molaren ermittelt. Die gemittelte Abweichung betrug im Oberkiefer 182,77 μm und im Unterkiefer 131,91 μm .

Mithilfe des statistischen T-Tests wurde ein hochsignifikanter Unterschied der Variabilitäten zwischen originalen Ausgangszähnen bzw. den jeweils besten Rekonstruktionen gefunden.

Um die Individualisierung der Rekonstruktionsergebnisse zu testen, wurde jeweils die Rekonstruktion mit dem originalen kontralateralen Zahn des Zielzahnes verglichen (z.B. Rekonstruktion des Zahnes 16 mit dem Originalzahn 26). In 20 von 36 Fällen (56%) besaß der rekonstruierte Antagonist eine größere Ähnlichkeit mit dem zu rekonstruierenden ipsilateralen Originalzahn als mit dessen kontralateralen Pendant.

Eine allgemeingültige ideale Parameterkombination zur gezielten Berechnung eines optimalen Rekonstruktionsvorschlags konnte nicht gefunden werden. Allerdings war es möglich, eine Bandbreite an kombinierten Einflussgrößen anzugeben, die zu einer großen Erfolgsrate bei der Auffindung der besten Rekonstruktionen führen. Dabei bestimmten Form und Struktur des Originalzahnes die Auswahl der Zahnvorschläge, die wiederum mit verschiedenen Parameterwerten unterschiedlich gut berechnet werden konnten.

Insgesamt konnte für das biogenerische Zahnmodell gezeigt werden, dass aus jedem ersten Molar vollautomatisch ein passender Antagonist erstellt werden kann.

Dabei werden auf Basis der digitalen Zahnbibliothek bei den Rekonstruktionen funktionelle und morphologische Kriterien gewahrt.

Ob das biogenerische Zahnmodell auch für Rekonstruktionen angewendet werden kann, die mithilfe der alleinigen Information von Nachbarzähnen berechnet werden, müssen weitere Studien zeigen.

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Amariti M.L., Restori M., de Ferrari F., Paganelli C., Faglia R., Legnani G.
Age determination by teeth examination: a comparison between different morphologic and quantitative analyses
Journal of Clinical Forensic Medicine; 6: 85-89 (1999)
2. Ash M.M.
Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion (7th edition)
Saunders Company, Philadelphia (1993)
3. Bailit H.L., Workman P.L., Niswander J.D., MacLean C.J.
Dental asymmetry as an indicator of genetic and environmental conditions in human populations
Human Biology; 42: 626-638 (1970)
4. Bäckman B., Wahlin Y.B.
Variations in number and morphology of permanent teeth in 7-year-old Swedish children
Int J Paed Dent; 11: 11-17 (2001)
5. Bayne S.C., Heymann H.O.
CAD/CAM in Dentistry: Present and Future Applications
Quintessenz International; 27, 6: 431-438 (1996)
6. Becker A., Sharabi S., Chaushu S.
Maxillary tooth size variation in dentitions with palatal canine displacement
Eur J Orthod; 24: 313-318 (2002)
7. Berksun S., Hasanreisoglu U., Gökdeniz B.
Computer-based evaluation of gender identification and morphologic classification of tooth face and arch forms
The Journal of Prosthetic Dentistry; 88:578-584 (2002)
8. Bolton W.A.
The clinical application of a tooth-size analysis.
Am J Orthod; 48: 504-529 (1962)
9. Brook A.H., Elcock C., Al-Sharood M.H., McKeown H.F., Khalaf K., Smith R.N.
Further Studies of a Model for the Etiology of Anomalies of Tooth Number and Size in Humans
Connective Tissue Research; 43: 289-295 (2002)
10. Carlsen O.
Morphologie der Zähne
Deutscher Ärzte-Verlag GmbH; Köln (1987)

11. Dahlberg A.A.
Materials for the establishment of standards for classification of tooth characters, attributes and techniques in morphological studies of the dentition
Zollar laboratory of Dental Anthropology, University of Chicago (mimeo) (1956)
12. Dahlberg A.A.
Relationship of tooth size to cusp number and groove conformation of occlusal surface patterns of lower molar teeth
Journal of Dental Research; 40: 34-38 (1961)
13. DiBiase A.T., Elcock C., Smith R.N., Brook A.H.
A new technique for symmetry determination in tooth morphology using image analysis: Application in the diagnosis of solitary maxillary median central incisor
Archs oral Biol; 51: 870-875 (2006)
14. Duret F., Blouin J-L., Duret B.
CAD/CAM in dentistry
JADA; 117: 715-720 (1988)
15. Edgar H.J., Lease L.R.
Correlations between deciduous and permanent tooth morphology in a European American sample
Am J Phys Anthropol; 133: 726-734 (2007)
16. Fäßler H.
Dentale Anomalien bei palatinaler Eckzahnverlagerung unter besonderer Berücksichtigung der Zahnbreiten im Oberkiefer
Med. Diss.; München (2006)
17. Ferrario V.F, Sforza C., Tartaglia G.M., Colombo A., Serrao G.
Size and shape of the human first premolar: a Fourier analysis of the occlusal and equatorial outlines
Am J Phys Anthropol; 108: 281-294 (1999)
18. Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.
Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich
Quintessenz Zahntech; 28, 1: 48-60 (2002)
19. Fritzsche G.
Korrelation und Funktion bei Cerec 3D: Was ist neu?
Int J Comp Dent; 6: 83-88 (2003)
20. Gärtner C., Kordaß B.
Der virtuelle Artikulator: Entwicklung und Evaluation
Int J Comp Dent; 6: 11-24 (2003)
21. Garn S.M.
Human Races
3rd edn. Springfield: C.C. Thomas (1971)

22. Garn S.M., Cole P.E., Wainwright R.L., Guire K.E.
Sex discriminatory effectiveness using combinations of permanent teeth
Journal of Dental Research; 56: 697 (1977)
23. Garn S.M., Lewis A.B., Kerewski R.S.
Sex differences in tooth size
Journal of Dental Research; 43: 306 (1964)
24. Garn S.M., Lewis A.B., Kerewski R.S.
Bilateral asymmetry and concordance in cusp number and crown morphology of the mandibular first molar
Journal of Dental Research; 45: 1820 (1966)
25. Garn S.M., Lewis A.B., Kerewski R.S.
Communalities in the size differences of teeth of brothers and sisters
Archs oral Biol; 12: 575-581 (1967)
26. Gerber A.
Kiefergelenk und Zahnokklusion
Dtsch Zahnärztl Z; 26, 2: 119-141 (1971)
27. Gloger W.
Matching-Programm „Match3D 2.4“ (2004)
28. Gojowy T.
Zwischen Handwerk und industrieller Fertigung
Quintessenz Zahntech; 28, 6:648-653 (2002)
29. Goose D.H.
Preliminary study of tooth size in families
Journal of Dental Research; 46:959-962 (1967)
30. Gregory W.K.
Studies on the evolution of the primates (I)
Bulletin of the American Museum of Natural History; 35: 239-257 (1916)
31. Hanihara K.
Criteria for classification of crown characters of the human deciduous dentition
Journal of the Anthropological Society of Nippon; 69: 27-45 (1961)
32. Harris E.F., Dinh D.P.
Intercusp relationships of the permanent maxillary first and second molars in American whites
Am J Phys Anthropol; 130: 514-528 (2006)
33. Hasund A., Janson I.
Der kieferorthopädische Behandlungsplan – Organisation und Dokumentation
Carl Hanser Verlag; München (1978)

34. Kabban M., Fearne J., Jovanovski V., Zou L.
Tooth size and morphology in twins
International Journal of Paediatric Dentistry; 11: 333-339 (2001)
35. Kahl-Nieke B.
Einführung in die Kieferorthopädie
Verlag Urban und Fischer; 2. Aufl. (2001)
36. Kanazawa E., Skikawa M., Ozaki T.
A quantitative investigation of irregular cuspules in human maxillary permanent molars
Am J Phys Anthropol; 83: 173-180 (1990)
37. Kappert H.F., Krah M.
Keramiken – eine Übersicht
Quintessenz Zahntech; 27, 6: 668-704 (2001)
38. Kern M.
Vollkeramik ist Gold auf den Fersen
DZW ZahnTechnik; 3: 6-8 (2005)
39. Kern M., Mehl A.
Neue Perspektiven für CAD/CAM in der Zahnheilkunde?
Quintessenz Zahntech; 28, 11: 1244-1250 (2002)
40. Kern M., Mehl A.
Kann Vollkeramik Metall verdrängen?
ZWR; 3: 1-4 (2005)
41. Kerschbaum T., Biffar R., Walter M., Schroeder E.
Behandlungsbedarf mit Zahnersatz bis zum Jahre 2020
Quintessenz Zahntech; 27, 7: 810-815 (2001)
42. Kunzelmann K.-H., Mehl A.
Anatomische Rekonstruktionen von Kauflächen computergenerierter Restaurationen
ZWR; 10: 695-703 (1993)
43. Kunzelmann K.-H., Pospiech P., Kern M.
Bieten Hochleistungskeramiken klinisch eine Perspektive?
DZW ZahnTechnik; 3: 33-37 (2006)
44. Litzenburger A.
Parametrisierung unbekannter Zahnoberflächen mittels des biogenerischen Zahnmodells
Med. Diss; München (2007)
45. Lehmann K., Hellwig E.
Einführung in die restaurative Zahnheilkunde
Verlag Urban und Schwarzenberg; 8. Aufl. (1998)

46. Lotzmann U.
Die Prinzipien der Okklusion
5. Aufl. München (1998); Verlag Neuer Merkur GmbH
47. Lückerrath W.
Das okklusale Konzept
Aus: Kroeck B. (Hrsg.): Die Praxis der Zahnheilkunde (Band5)
München; Verlag Urban und Fischer (1999)
48. Lundeen H.C.
Einführung in die Anatomie
Erlangen (1971); Verlag Schöttl (deutsche Überarbeitung)
49. Luthardt R.
Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen
ZWR; 111, 11: 621-624 (2002)
50. Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.
Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz
(Teil1)
ZWR; 110, 11: 747-754 (2001)
51. Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.
Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz
(Teil2)
ZWR; 110, 12: 797-802 (2001)
52. Magne P., Gallucci G.O., Belser C.
Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white
subjects
The Journal of Prosthetic Dentistry; 89: 453-461 (2003)
53. Masek R.
Konstruktion in 3D – ein visuell betonter Ansatz zur Cerec-Korrelation
Int J Comp Dent; 6: 75-82 (2003)
54. Mattiola A., Mörmann W.H., Lutz F.
Computergestützte Okklusion von Cerec-2 Inlays und Overlays
Schweiz Monatsschr Zahnmed; 105, 10: 1284-1290 (1995)
55. Mayhall J.T., Alvesalo L.
Dental morphology of 45,XO human females: molar cusp area, volume, shape
and linear measurements
Achs oral Biol; 37: 1039-1043 (1992)
56. Mehl A.
Der „Biogenerische Zahn“ – ein neuartiges Verfahren zur hochpräzisen
biologisch funktionellen Gestaltung von Zahnrestorationen
Med. Diss.; München (2003)

57. Mehl A.
CAD/CAM und Keramik – Eine Symbiose der neuen Entwicklungen
Ästhetische Zahnmedizin; 5: 260-267 (2004)
58. Mehl A., Blanz V.
Neues Verfahren zur vollautomatischen Kauflächenrekonstruktion mittels biogenerischem Zahnmodell
Int J Comp Dent; 8: 13-25 (2005)
59. Mehl A., Blanz V., Hickel R.
Biogeneric tooth – a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars
Eur J Oral Sci; 113: 333-340 (2005)
60. Mehl A., Blanz V., Hickel R.
Was ist der Durchschnittszahn? Ein mathematisches Verfahren für die automatische Berechnung einer repräsentativen Kaufläche
Dtsch Zahnärztl Z; 60, 6: 335-341 (2005)
61. Mehl A., Blanz V., Hickel R.
A new mathematical process for the calculation of average forms of teeth
The Journal of Prosthetic Dentistry; 12: 561-566 (2005)
62. Mehl A., Gloger W., Hickel R.
Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen
Dtsch Zahnärztl Z; 52: 520-524 (1997)
63. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.-H., Hickel R.
Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung
Dtsch Zahnärztl Z; 51, 1: 23-27 (1996)
64. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.-H., Hickel R.
A new optical 3-D Device for the Detection of Wear
J Dent Res; 76, 11: 1799-1807 (1997)
65. Mehl A., Hickel R.
Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven von maschinellen Herstellungsverfahren für Zahnrestorationen
Int J Comp Dent; 2: 9-35 (1999)
66. Merrett S.J., Durning P.
Kartagener`s syndrome: unusual dental morphology
Int J of Paediatric Dentistry; 15: 220-223 (2005)
67. Mörmann W.H.
Die Entstehung der Cerec-Methode – die ersten 5 Jahre. Ein persönlicher Rückblick
Int J Comp Dent; 7: 11-24 (2004)

68. Mörmann W.H., Bindl A.
The Cerec 3 – A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results
Quintessenz Int; 31, 10: 699-712 (2000)
69. Moorrees C.F., Thomsen S.O., Jensen E., Yen P.K.
Mesiodistal crown diameters of the deciduous and permanent teeth in individuals
J Dent Res; 36: 39-47 (1957)
70. Motsch A.
Funktionsorientierte Einschleiftechnik für das natürliche Gebiß
2. Aufl. München (1978); Hanser Verlag
71. Müller H.
Manuelle Korrelation
Int J Comp Dent; 8: 155-159 (2005)
72. Nkenke E., Vairaktaris E., Neukam F.W., Schlegel A., Stamminger M.
State of the Art of Fusion of Computed Tomography Data and Optical 3D Images
Int J Comp Dent; 10: 11-24 (2007)
73. Pirilä-Parkkinen K., Pirttiniemi P., Alvesalo L., Silvén O., Heikkilä J., Osborne R.
The Relationship of Handedness to Asymmetry in the Occlusal Morphology of First Permanent Molars
Eur J of Morphol; 39: 81-89 (2001)
74. Plikus M.V., Zeichner-David M., Mayer J.-A., Reyna J., Bringas P., Thewissen J.G., Snead M.L., Chai Y., Chuong C.-M.
Morphoregulation of teeth: modulating the number, size, shape and differentiation by tuning Bmp activity
Evolution & Development; 7: 440-457 (2005)
75. Prévost A.P., Bouchard Y.
Cerec: Correlation, an Accurate and Practical Method for Occlusal Reconstruction
Int J Comp Dent; 4: 185-193 (2001)
76. Reich S., Troeltzsch M., Denekas T., Wichmann M.
Generierung funktioneller Cerec 3D-Kauflächen: Ein Vergleich zweier praxisrelevanter Herstellungsmethoden
Int J Comp Dent; 7: 229-238 (2004)
77. Reid C., van Reenen J.F., Groeneveld H.T.
Tooth size and the Carabelli Trait
Am J Phys Anthropol; 84: 427-432 (1991)
78. Reiss B.
Okklusale Kauflächengestaltung mit Cerec 3D
Int J Comp Dent; 6: 333-342 (2003)

79. Riquier R.
Kauflächendesign zur CAD/CAM-Fertigung
Quintessenz Zahntech; 27, 3: 280-286 (2001)
80. Robinson D.L., Blackwell P.G., Stillman E.C., Brook A.H.
Planar Procrustes analysis of tooth shape
Archs Oral Biol; 46: 191-199 (2001)
81. Robinson D.L., Blackwell P.G., Stillman E.C., Brook A.H.
Impact of landmark reliability on the planar Procrustes analysis of tooth shape
Archs Oral Biol; 47: 545-554 (2002)
82. Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.G.
CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und
Zahntechnik
Dtsch Zahnärztl Z; 58: 559-569 (2003)
83. Rudzki-Janson I.
Kieferorthopädische Journalblätter
Poliklinik für Kieferorthopädie München (2001)
84. Schmidt A., Walter M., Böning K.
CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin
Quintessenz; 49, 11: 1111- 1122 (1998)
85. Scott G.R., Turner C.G.
The anthropology of modern human teeth - Dental morphology and its variation in
recent human populations
University Press, Cambridge (1997)
86. Sohmura T., Takahashi J.
Use of CAD/CAM Systems to Fabricate Dental Prostheses. Part 1: CAD for a
Clinical Crown Restoration
Int J Prosthodont; 8, 3: 252-258 (1995)
87. Steinhäuser E., Janson I.
Kieferorthopädische Chirurgie – eine interdisziplinäre Aufgabe (Band 1)
Quintessenz-Verlag; Berlin (1988)
88. Stellzig A., Basdra E.K., Komposch G.
Zur Ätiologie einer Eckzahnverlagerung – eine Platzanalyse
Fortschr Kieferorthop; 55: 97-103 (1994)
89. Strietzel R.
Future Dent – Preisgünstiger Zahneratz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems
Quintessenz Zahntech; 27, 9: 970-978 (2001)
90. Strub J.R., Türp J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.
Curriculum Prothetik (Band 1)
Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2. Aufl. (1999)

91. Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.
Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin
Int J Comp Dent; 7: 25-45 (2004)
92. Turner C.G.
New classifications of non-metrical dental variation: cusps 6 and 7.
Paper of the American Association of Physical Anthropologists; Washington, D.C.
(1970)
93. Turner C.G., Nichol C.R., Scott G.R.
Scoring procedures for key morphological traits of the permanent dentition: The
Arizona State University dental anthropology system
Advances in Dental Anthropology (New York); 13-31 (1991)
94. Welk A., Splieth C., Rosin M., Kordaß B., Meyer G.
DentSim – ein zukünftiges Lehrangebot für Zahnmedizin
Int J Comp Dent; 7: 123-130 (2004)
95. Van der Zel J.M.
CAD/CAM-Restaurationen in Okklusion
ZWR; 103, 7/8: 420-425 (1994)
96. Zubov A.A.
Odontoglyphics: the laws of variation of the human molar crown relief
In „Orofacial Growth and Development“; 269-282
The Hague: Mouton Publishers (1977)

8 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- 1.+2. eigenes Bildmaterial
- 3.-5. aus: Scott G.R., Turner C.G.
The anthropology of modern human teeth - Dental morphology and its variation in recent human populations
University Press, Cambridge (1997)
6. aus: Reid C., van Reenen J.F., Groeneveld H.T.
Tooth size and the Carabelli Trait
Am J Phys Anthropol; 84: 427-432 (1991)
- 7.+8. aus: Scott G.R., Turner C.G.
The anthropology of modern human teeth - Dental morphology and its variation in recent human populations
University Press, Cambridge (1997)
9. eigenes Bildmaterial
10. aus: Kahl-Nieke B.
Einführung in die Kieferorthopädie.
Verlag Urban und Fischer ; 2. Aufl. (2001)
- 11.-43. eigenes Bildmaterial

Tabelle 1: aus: Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.
Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin
Int J Comp Dent; 7: 25-45 (2004)

Tabellen 2 - 4: eigenes Bildmaterial

9 LEBENS LAUF

Name: Alexandra Michaela Johanna Ast
Geburtsdatum: 15. September 1979
Geburtsort: München
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung:

Juni 1998 Abitur (Willi-Graf-Gymnasium in München)

Studium:

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

April 2004 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin an der
- Oktober 2004 Ludwig-Maximilians-Universität München

Beruf:

seit Mai 2005 Tätigkeit als Zahnärztin

10 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Albert Mehl für die freundliche Bereitstellung dieses interessanten Themas, für seine immer vorhandene Hilfsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung und die vielen anregenden Diskussionen, die diese Arbeit ermöglicht haben.

In gleicher Weise möchte ich mich bei meinen Kollegen Hischam Sadek, Andreas Litzenburger, Juliane Richter und Florian Probst für die gute Zusammenarbeit, stete Unterstützung und die sehr gute Atmosphäre bei der Bearbeitung dieses Themas bedanken.

Abschließend möchte ich mich besonders bei meinen Eltern Hannelore und Wolfgang bedanken, die mir dieses Studium erst ermöglicht haben und die mir mit meiner Schwester Stephanie immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

Meinem Freund Marcus danke ich für seine große Geduld und seine unendliche Hilfsbereitschaft und Motivation in allen Lebenslagen.