

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
16. August 2012 (16.08.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/107069 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
G06T 7/00 (2006.01) **A61C 13/00** (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2011/006256
- (22) Internationales Anmeldedatum:
12. Dezember 2011 (12.12.2011)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2011 010 975.7
10. Februar 2011 (10.02.2011) DE
- (72) Erfinder; und
(71) Anmelder : **TANK, Martin** [DE/DE];
Kleinschmidtstrasse 4, 69115 Heidelberg (DE).
- (74) Anwalt: **BECKORD & NIEDLICH**;
Patentanwaltskanzlei, Marktplatz 17, 83607 Holzkirchen
(DE).

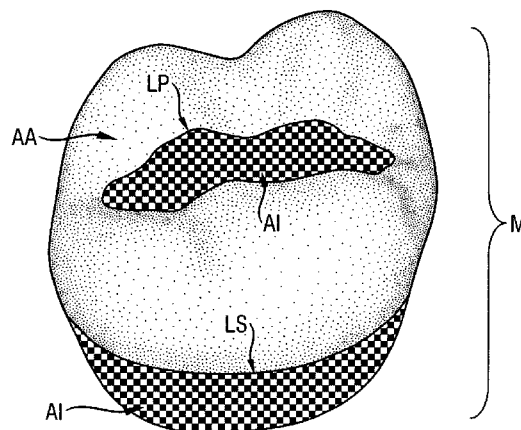
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND ANALYSIS SYSTEM FOR THE GEOMETRIC ANALYSIS OF SCAN DATA FROM ORAL STRUCTURES

(54) Bezeichnung : VERFAHREN UND ANALYSESYSTEM ZUR GEOMETRISCHEN ANALYSE VON SCANDATEN ORALER STRUKTUREN

Fig. 1



(57) Abstract: The invention relates to a method for the geometric analysis of scan data (D) from oral structures, in which the scan data (D) to be analyzed are taken as a basis for selecting a number of parameterized tooth models (M), wherein the parameterization is effected using model parameters which comprise position and/or form parameters and line parameters and wherein each tooth model (M) contains at least one parameterized boundary line (LS, LP), the course of which is described by the line parameters and which divides a tooth model (M) into at least one active customization area (AA) and at least one inactive customization area (AI). For the purpose of individualization, the tooth models (M) have their boundary lines (LS, LP) customized to the scan data (D), wherein the individualization is performed by varying model parameters and wherein the active customization areas (AA) of the tooth models (M) are provided with a higher weighting than the inactive customization areas (AI). Finally, the individualized boundary lines (LS, LP) of the individualized tooth models (M) are taken as a basis for segmenting the scan data (D) and/or determining at least one boundary line (LS, LP) in the scan data (D). Furthermore, a method for producing a model database (DB) for use in such a method and also an analysis system for the geometric analysis of scan data (D) from oral structures are described.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/107069 A1



RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur geometrischen Analyse von Scandaten (D) oraler Strukturen, bei dem entsprechend der zu analysierenden Scandaten (D) eine Anzahl parametrisierter Zahnmodelle (M) ausgewählt wird, wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell (M) zumindest eine parametrisierte Grenzlinie (LS, LP) enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell (M) in zumindest einen aktiven (AA) und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich (AI) unterteilt. Zur Individualisierung werden die Zahnmodelle (M) mit ihren Grenzlinien (LS, LP) an die Scandaten (D) angepasst, wobei die Individualisierung durch Variation von Modellparametern durchgeführt wird und wobei die aktiven Anpassungsbereiche (AA) der Zahnmodelle (M) stärker gewichtet werden als die inaktiven Anpassungsbereiche (AI). Schließlich werden auf Basis der individualisierten Zahnmodelle (M) mit ihren individualisierten Grenzlinien (LS, LP) die Scandaten (D) segmentiert und/oder zumindest eine Grenzlinie (LS, LP) in den Scandaten (D) bestimmt. Außerdem werden ein Verfahren zur Erzeugung einer Modelldatenbank (DB) zur Verwendung in einem derartigen Verfahren sowie ein Analysesystem zur geometrischen Analyse von Scandaten (D) oraler Strukturen beschrieben.

Verfahren und Analysesystem zur geometrischen Analyse von Scandaten oraler Strukturen

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur geometrischen Analyse von Scandaten oraler
Strukturen, welches vor allem im Rahmen der digitalen dentalen Technologie eingesetzt
10 werden kann. Die ermittelten Informationen sind von grundlegender Bedeutung für die
Herstellung von Zahnersatzteilen oder Zahnrestaurationsteilen durch dentale CAD/CAM-
Systeme. Solche Systeme sind mittlerweile in der Zahnmedizin und Zahntechnik fest e-
tabliert, wobei man in den exemplarischen Patentschriften US 5217375A, US 7708560
B2, US 7581953 B2, EP 06 34 150 A1, EP 09 13 130 A2, DE 10 2005 033 738 A1 und
15 WO 0239056 A1 Beschreibungen solcher Systeme findet. Aber auch auf anderen Gebie-
ten der digitalen dentalen Technologie ist eine geometrische Analyse von Scandaten ora-
ler Strukturen von grundlegender Bedeutung. Die Ergebnisse können beispielsweise auf
dem Gebiet der Implantologie oder Kieferorthopädie sinnvoll verwendet werden, aber
auch zur Optimierung des Messvorgangs oraler Strukturen, indem die Analyse der Scan-
20 daten während der Messung stattfindet und die Ergebnisse den Messvorgang beeinflus-
sen. Unter oralen Strukturen werden im Rahmen der vorliegenden Erfindung Zähne mit
ihren angrenzenden anatomischen Strukturen wie Zahnfleisch, Kieferknochen, Nerven-
bahnen etc. aber auch nichtnatürliche Strukturen wie Implantate, Abutments, sonstige
Verankerungssysteme, Brackets, statische sowie funktionelle Bissregistrare etc. verstan-
25 den. Außerdem betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Erzeugung einer Modelldatenbank
zur Verwendung in einem derartigen Verfahren sowie ein Analysesystem zur geometri-
schen Analyse von Scandaten oraler Strukturen.

Auf dem Gebiet der digitalen dentalen Technologie werden Scandaten oraler Strukturen
30 vor allem optisch oder radiologisch bestimmt. Weit verbreitet und kostengünstig sind opti-
sche Scanner, welche intraoral Oberflächenstrukturen direkt oder extraoral Abformungen
von oralen Oberflächenstrukturen dreidimensional vermessen. Man erhält in der Regel
triangulierte Oberflächendaten, die bei offenen Systemen im STL-Format abgespeichert
werden können. Mittels radiologischer Scanner wie Computertomographen (CT) oder Di-
35 gitalen Volumentomographen (DVT) werden Volumendatensätze oraler Strukturen durch
Verwendung von Röntgenstrahlung erzeugt. Als allgemein akzeptiertes Dateiformat hat
sich hier das DICOM-Format aus der medizinischen Bildgebung durchgesetzt.

Für eine Optimierung der Messung und/oder zur weiteren Planung der Untersuchung und/oder zur Diagnoseerstellung und/oder zur Behandlungsplanung müssen diese Scandaten in vielen Fällen bereits während der Untersuchung oder unmittelbar nach der Untersuchung geometrisch analysiert werden. Eine wesentliche Rolle bei der Analyse von Scandaten spielt die sogenannte „Segmentierung“ von geometrischen Strukturen. Bei einer solchen Segmentierung werden die Scandaten des Untersuchungsobjektes so zerlegt, dass bestimmte Teilobjekte eines Untersuchungsobjektes, d.h. bestimmte geometrische Strukturen, die im Focus der jeweiligen Untersuchung stehen, von den übrigen Scandaten separiert werden. Ein anschauliches Beispiel hierfür ist die Separation von Zähnen untereinander und vom Zahnfleisch bzw. Kieferknochen, sowie die Zuordnung von Zahnnummern zu den separierten Zähnen. Es können aber auch nichtnatürliche Strukturen, wie Implantate, Brackets etc. durch eine Segmentierung von den übrigen Scandaten separiert werden.

Auf dem Gebiet der Prothetik werden aufgrund der nötigen hohen Präzision bei der Ermittlung bzw. Berechnung von virtuellen Zahnrestorationen in der Regel optische Scandaten verwendet. Unter Zahnrestaurationsteilen werden im Rahmen der vorliegenden Erfindung jegliche Art von herstellbaren Objekten zur Versorgung von Zahndefekten zusammengefasst. Beispielhaft seien hier Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen, Teleskopkronen, Brücken, Veneers, Implantataufbauten, Teilprothesen und Prothesen genannt. Es sei hier nochmals betont, dass im Rahmen der vorliegenden Erfindung auch Zahnersatzteile der Einfachheit halber unter dem Begriff Zahnrestaurationsteile fallen. Unter dem Begriff der „virtuellen Zahnrestauration“ (im Folgenden auch kürzer als „Zahnrestauration“ bezeichnet) sind entsprechende elektronische Zahnrestaurationsdarstellungen, d.h. digitale dreidimensionale Repräsentierungen solcher Zahnrestaurationsteile zu verstehen. Zur Herstellung eines Zahnrestaurationsteils wird dann beispielsweise ein CAD/CAM-Datensatz der dazugehörenden virtuellen Zahnrestauration an eine Herstellungsmaschine übermittelt.

Bei der Versorgung von Zahndefekten findet in der Regel eine Präparation der Zähne statt, d.h. es werden Karies, altes Füllungsmaterial oder defekte Zahnanteile entfernt. Übrig bleibt für jeden Zahn die Restzahnschubstanz, deren Oberfläche sich in einen präparierten (Kavität) und unpräparierten Anteil aufteilt. Die Grenzlinie von unpräparierter Zahnoberfläche zu präparierter Zahnoberfläche wird dabei als Präparationslinie bezeichnet. Ergänzend zu den nur bei präparierten Zähnen vorhandenen Präparationslinien besitzt

jeder Zahn zumindest eine Segmentierungslinie, welche einen Zahn von extradentalen Strukturen wie beispielsweise dem Zahnfleisch und/oder dem Kieferknochen und/oder den Nachbarzähnen trennt. D.h. eine Segmentierungslinie ist ein Beispiel für eine weitere Grenzlinie. Aus diesen Definitionen ergibt sich, dass die Segmentierungs- und/oder Präparationslinien unpräparierte Zahnoberflächen begrenzen.

Auch auf dem Gebiet der Kieferorthopädie ist die Kenntnis von Segmentierungslinien von grundlegender Bedeutung. Durch diese Grenzlinien lassen sich die Zähne vom Zahnfleisch und den Nachbarzähnen separieren und ermöglichen so auch eine kieferorthopädische Behandlungsplanung, bei der beispielsweise die separierten Zähne virtuell optimal aufgestellt werden. Für solch eine optimale Zahnaufstellung ist auch die Kenntnis von anatomischen Landmarken (Schneidekanten, Zahnhöcker, Fissuren, etc.) und Zahnachsen der Zähne wichtig.

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung kann der Begriff „geometrische Analyse“ von Scandaten die Segmentierung oraler Strukturen, die Bestimmung von Segmentierungs- und Präparationslinien aber auch die Bestimmung von anatomischen Landmarken, Zahnachsen, Richtungsbezeichnungen, Oberflächenregionen und weiteren charakteristischen geometrischen Strukturen umfassen. Dabei kann eine geometrische Analyse von radiologischen Scandaten auch die Segmentierung des Ober-, bzw. Unterkiefers mit den Verläufen der zu den Zähnen gehörenden Nerven umfassen. Diese Analyse ist insbesondere für die Planung von Zahnimplantaten wichtig. Im weiteren Sinn umfasst eine geometrische Analyse von Scandaten auch die Anpassung von geometrisch deformierbaren Zahnmodellen an die Scandaten. Dieser Anpassungsprozess kann als vorbereitende Maßnahme für die eigentliche geometrische Analyse angesehen werden.

Aufgrund der komplizierten Struktur der Scandaten ist die interaktive geometrische Analyse mit Hilfe einer grafischen Benutzeroberfläche oft schwierig durchzuführen und mit einem hohen Zeitaufwand verbunden. Eine Verbesserung stellt die Anwendung von modellbasierten Verfahren dar, bei denen morphologisches Vorwissen über die Zähne, evtl. mit ihren angrenzenden anatomischen Strukturen, in die geometrische Analyse einfließt.

Vor allem im medizinischen Bereich werden bereits Verfahren beschrieben, die eine modellbasierte Segmentierung von Scandaten ermöglichen. So beschreibt DE 103 57 206 B4 ein spezielles Segmentierungsverfahren für anatomische Strukturen des Menschen. Solche Ansätze aus dem medizinischen Bereich können aber nicht einfach auf die beson-

dere Situation in der Zahnmedizin übertragen werden. Dort sind häufig Zähne präpariert, d.h. es sind nur Teile der zu detektierenden Zähne vorhanden und die Scandaten werden dann, aufgrund der nötigen hohen Präzision, in der Regel optisch erzeugt. Bei den so gemessenen Daten ist insbesondere auch die präzise Detektion von Segmentierungs- und Präparationslinien wichtig.

Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren und Analysesystem zur einfachen und sicheren geometrischen Analyse von Scandaten oraler Strukturen zu beschreiben, welche die Analyse mit möglichst geringer Bediener-Interaktion und geringem Zeitaufwand zufriedenstellend erlaubt.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß dem Patentanspruch 1 sowie durch ein Analysesystem gemäß Patentanspruch 15 gelöst.

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung werden die grundlegenden Begriffe Zahntyp, Zahnmodell und Präparationstyp sehr allgemein verstanden. Ein Zahntyp wird im Rahmen der Erfindung als eine sehr allgemeine Gruppierungsmöglichkeit von Zähnen definiert. Beispielsweise kann eine Gruppierung nach der Zahnnummer und/oder dem Alter und/oder der Abrasion und/oder der Volkszugehörigkeit und/oder dem Geschlecht und/oder nach morphologischen Besonderheiten (Wurzelszahl, Höckeranzahl, etc.) erfolgen. Die Gruppierung kann aber auch durch die Zugehörigkeit zu den Frontzähnen, Eckzähnen, Prämolaren, Molaren oder zum Ober- bzw. Unterkiefer durchgeführt werden. Möglich ist auch eine Gruppierung von Zähnen unterschiedlicher Zahnnummern zu einem komplexen Zahntyp. An dieser Stelle sei betont, dass in der Praxis die Gruppierung über die Zahnnummer bevorzugt ist, d.h. Zahntyp und Zahnnummer können dann synonym verwendet werden.

Ebenso sehr allgemein wird der Begriff Zahnmodell verwendet. Ein Zahnmodell kann dabei aus mehreren Teilmodellen bestehen, die beispielsweise anatomische Strukturen wie Zahnoberflächen, Zahnfleisch, Kieferknochen, Nervenstrukturen, etc., aber auch nichtnatürliche Strukturen wie Implantate, Abutments, sonstige Verankerungssysteme, Brackets, etc. beschreiben. Darüber hinaus kann ein Zahnmodell auch Grenzlinien, anatomische Landmarken, Zahnachsen, Richtungsbezeichnungen, Oberflächenregionen und weitere charakteristische geometrische Strukturen enthalten. Wichtig ist, dass zumindest diejenigen Anteile der Zähne modelliert werden, welche zur geometrischen Analyse von Scandaten nötig sind. Die anderen Teilmodelle dienen vorzugsweise vor allem der Stabilisierung

des Individualisierungsvorgangs, da diese an dazugehörige Strukturen in den Scandaten angepasst werden können. Die wichtigsten Grenzlinien sind dabei die schon beschriebenen Segmentierungs- und Präparationslinien. Es können aber auch weitere Grenzlinien verwendet werden. Beispielsweise Separationslinien, die Anpassungsbereiche von modellierten nichtnatürlichen Strukturen untereinander trennen. Eine Verwendung solcher Linien bietet sich beispielsweise bei der Detektion von Implantaten in den Scandaten an. Ein Implantat-Teilmodell kann beispielsweise durch eine Separationslinie in einen aktiven Anpassungsbereich außerhalb des Kieferknochens und einen inaktiven Anpassungsbereich innerhalb des Kieferknochens getrennt werden. Solch ein Implantat-Teilmodell kann dann bei der geometrischen Analyse der Scandaten als Teilmodell eines Zahnmodells Verwendung finden.

Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird auch der Begriff Präparationstyp sehr allgemein verstanden. Neben den Präparationstypen Inlay, Onlay, Teilkrone, Krone, Brücke und Veneer kann auch der Begriff „Zahn“ als Präparationstyp verwendet werden. Der „Zahn“-Präparationstyp dient der Beschreibung einer Situation, bei der keine Präparation vorliegt. Dieses Vorgehen ist insbesondere sinnvoll, wenn man zu jedem Zahn in einem Scandatensatz den Präparationstyp angeben soll. Beispielsweise können in einem Scandatensatz neben einer Inlaypräparation und einer Kronenpräparation mehrere unpräparierte Zähne enthalten sein. Diese können dann durch den Präparationstyp „Zahn“ beschrieben werden. Ein vor allem im Rahmen der Implantologie wichtiger Präparationstyp ist der Präparationstyp Implantat. Er kann vorzugsweise bei Situationen Verwendung finden, bei denen zumindest Teile von Implantaten in den Scandaten enthalten sind. Beispielsweise kann bei der Angabe des Präparationstyps Implantat für einen Zahntyp ein dazugehöriges Zahnmodell zur geometrischen Analyse der Scandaten verwendet werden, bei dem ein Implantat-Teilmodell enthalten ist. Eine weitere Differenzierung des Implantat-Präparationstyps ist beispielsweise dadurch möglich, dass Bezeichnungen für den genauen Implantattyp hinzugefügt werden. Dann kann ein Implantat-Teilmodell - beispielsweise in Form eines CAD-Datensatzes - des physisch vorliegenden Implantats mit in die geometrische Analyse eingehen.

Zur geometrischen Analyse von Scandaten oraler Strukturen wird erfindungsgemäß entsprechend der zu analysierenden Scandaten eine Anzahl parametrisierter Zahnmodelle gewünschter Zahntypen ausgewählt, wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell zumindest eine parametrisierte Grenzlinie enthält, deren

Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell in zumindest einen aktiven und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich unterteilt.

Die zur geometrischen Analyse vorhandenen Zahnmodelle können in einer Modelldatenbank hinterlegt sein. Dann kann eine Auswahl von Zahnmodellen derart stattfinden, dass die vorhandenen Zahntypen einer Modelldatenbank zur Auswahl einer Auswahlinheit zugeführt werden und mit Hilfe eines Auswahlsignals, beispielsweise durch die Verwendung einer grafischen Benutzeroberfläche, die gewünschten Zahntypen selektiert werden. Diese Selektion kann durch die Verwendung eines grafischen Zahnschemas übersichtlich gestaltet werden. Der Umfang der verwendeten Zahnmodelle sollte vorzugsweise dem Umfang der gescannten Zähne entsprechen, damit möglichst viel Zahnschubstanz durch das Verfahren analysiert wird. D.h. es werden in der Regel mehrere Zahnmodelle verschiedener Zahntypen zur geometrischen Analyse verwendet. Als Sonderfall kann aber auch nur ein einziges Zahnmodell ausgewählt werden.

Dabei beschreiben vorzugsweise sechs Lageparameter eines Zahnmodells die räumliche Position und Orientierung eines Zahnmodells in den Scandaten. Anatomisch sinnvolle Formvariationen der Zahnmodelle werden durch parametrisierte geometrische Transformationen erzeugt, die sich von Zahnmodell zu Zahnmodell unterscheiden können und in der Modelldatenbank hinterlegt sind. D.h., die Anzahl der Formparameter kann von Zahnmodell zu Zahnmodell variieren. Darüber hinaus können die Modellparameter neben den Lage- und/oder Formparametern und Linienparametern weitere Parameter umfassen, die z.B. Oberflächenregionen und/oder Materialeigenschaften parametrisieren.

Erfindungsgemäß werden die Zahnmodelle mit ihren Grenzlinien zur Individualisierung an die Scandaten angepasst, wobei die Individualisierung durch Variation von Modellparametern durchgeführt wird und wobei die aktiven Anpassungsbereiche der Zahnmodelle stärker gewichtet werden als die inaktiven Anpassungsbereiche. Unter Individualisierung wird die Anpassung von Zahnmodellen an Scandaten verstanden, wobei Individualisierungskriterien, wie z.B. die Anpassung von Zahnmodellen an geeignete Zielstrukturen in den Scandaten und/oder die geometrische Kopplung von Zahnmodellen untereinander, möglichst gut eingehalten werden sollen. Die erfindungsgemäße Unterscheidung von aktiven und inaktiven Anpassungsbereichen spielt bei der Anpassung der Zahnmodelle an die Scandaten eine zentrale Rolle. So umfassen optische Scandaten normalerweise keine Anteile unterhalb des Zahnfleisches und auch der Interdentalraum ist aufgrund des optischen Messprinzips oft nur teilweise enthalten. Durch die erfindungsgemäße Definition

von aktiven Anpassungsbereichen wird sichergestellt, dass der gesamte aktive Modellbereich vollständig an die Scandaten angepasst werden kann. Modellanteile, die keine Entsprechungen in den Scandaten haben, werden durch die Inaktivierung vom Anpassungsprozess ausgeschlossen bzw. geringer gewichtet. Dadurch wird eine erhebliche Stabilisierung der Modellindividualisierung erreicht.

Abschließend werden auf Basis der individualisierten Zahnmodelle mit ihren individualisierten Grenzlinien die Scandaten segmentiert und/oder zumindest eine Grenzlinie in den Scandaten bestimmt. Die entsprechenden Verfahren sind dem Fachmann bekannt. Bei der Segmentierung können prinzipiell alle die Scanelemente (z.B. Vertices bei optischen Scandaten, Voxel bei radiologischen Scandaten) innerhalb der Scandaten selektiert und ihnen optional eine Segmentierungsnummer zugewiesen werden, die innerhalb der Kontur eines dazugehörenden Zahnmodells oder eines dazugehörenden Teil-Zahnmodells liegen, oder maximal um einen bestimmten Differenzwert davon abweichen. Die Selektion kann dabei in der Form vorgenommen werden, dass die betreffenden Scanelemente entfernt werden oder dass alle übrigen Scanelemente entfernt, d.h. die betreffenden Scanelemente ausgeschnitten werden. Unter „Teil-Zahnmodell“ ist hierbei ein Teil eines individualisierten Zahnmodells zu verstehen, beispielsweise die Okklusionsfläche. Eventuell vorhandene Kavitäten in den Scandaten sind dadurch gekennzeichnet, dass die entsprechenden Scanelemente signifikant innerhalb eines individualisierten Zahnmodells liegen und durch eine individualisierte Präparationslinie begrenzt werden.

Die Bestimmung von Grenzlinien in den Scandaten kann durch eine Übertragung der individualisierten Grenzlinien von den Koordinatensystemen der Zahnmodelle in das Koordinatensystem der Scandaten erfolgen. Optional kann auch noch eine Feinanpassung der übertragenen Grenzlinien an die Scandaten stattfinden. So können beispielsweise die übertragenen Segmentierungslinien bei optischen Scandaten noch geringe Abstände zu den gemessenen Oberflächen in den Scandaten aufweisen. Durch eine Feinanpassung, bei der beispielsweise die Stützpunkte der Segmentierungslinien an die gemessenen Oberflächen angepasst werden, kann eine präzise Bestimmung der Segmentierungslinien in den Scandaten erfolgen.

Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt es die Zahnmodelle mit praktikablem Rechenaufwand und möglichst automatisiert einzusetzen. Insbesondere kann das Verfahren aufgrund des besonderen Aufbaus der Zahnmodelle zur automatischen Segmentierung und/oder Bestimmung von Grenzlinien eingesetzt werden. Dies wird durch die Stabilisie-

rung der Individualisierung durch die gleichzeitige Anpassung von Zahnmodellen auf globaler Ebene und die Anpassung von Grenzlinien auf lokaler Ebene erreicht.

Die abhängigen Ansprüche sowie die nachfolgende Beschreibung enthalten jeweils besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung, wobei insbesondere das erfindungsgemäße Analysesystem auch analog zu den Merkmalen der abhängigen Verfahrensansprüche weitergebildet sein kann. Zudem können im Rahmen der Erfindung auch die verschiedenen Merkmale unterschiedlicher Ausführungsbeispiele zu neuen Ausführungsbeispielen kombiniert werden.

Vorzugsweise erfolgt die Individualisierung von Zahnmodellen durch die Definition und Lösung einer Optimierungsaufgabe. Zur Lösung der Optimierungsaufgabe werden Modellparameter solange variiert, bis der Optimierungswert minimal oder ein Abbruchkriterium erfüllt ist. Dabei kann sich der Optimierungswert der Optimierungsaufgabe besonders bevorzugt aus einer Anzahl von Optimierungsteilwerten zusammensetzen, die jeweils bestimmten gewünschten Individualisierungskriterien entsprechen. Vorzugsweise geschieht dies durch die Berechnung einer gewichteten Summe der Optimierungsteilwerte. Die Gewichte ermöglichen dabei eine Steuerung des Einflusses der einzelnen Individualisierungskriterien. So erhält man für einen Modellparameter-Satz einen Optimierungswert.

Bevorzugte Optimierungsteilwerte beschreiben die Anpassung der Zahnmodelle an die Zähne und/oder an die Restzahnschubstanzen, d.h. die modellierten Zahnoberflächen der Zahnmodelle sollen mit den dazugehörenden unpräparierten Zahnoberflächen der Scandaten möglichst gut zur Deckung gebracht werden. Dazu kann man eine Zielstruktur in den Scandaten ermitteln, deren Berechnungsart vor allem von der aufnehmenden Modalität abhängt. Besonders einfach ist die Situation bei optischen Scandaten, wo die gemessene Oberfläche direkt als Zielstruktur verwendet werden kann. Relativ einfach ist die Zielstrukturermittlung bei CT/DVT-Scandaten, die durch Röntgenstrahlen erzeugt werden. Dort bietet sich die Verwendung eines Schwellenwertverfahrens an, bei dem die Intensitätswerte (gemessen in Hounsfield-Einheiten) der einzelnen Scanelemente daraufhin analysiert werden, ob sie einen bestimmten Schwellenwert überschreiten. Radiologisch dichte Strukturen, wie Zahnschubstanz und Knochen, lassen sich so einfach selektieren und als Zielstruktur verwenden. Etwas aufwändiger sind die Berechnungen bei MR-Scandaten, wo vorzugsweise Konturanalyseverfahren Anwendung finden, die auf Basis von Gradienten benachbarter Scanelemente arbeiten. Als Resultat erhält man für alle Modalitäten eine

Oberflächen-Zielstruktur in den Scandaten, die als Zielstruktur für die Zahnmodelle verwendet werden kann.

Damit diese Zielstruktur für die Individualisierung von Segmentierungs- und Präparationslinien besonders geeignet ist, werden vorzugsweise Informationen über lokale Flächenkrümmungen genutzt. Entsprechende Berechnungsverfahren sind dem Fachmann bekannt. Diese Kenntnis von Flächenkrümmungen hat für die Individualisierung von Grenzlinien grundlegende Vorteile. Schließlich zeichnen sich die Segmentierungs- und Präparationslinien der gescannten Zähne dadurch aus, dass sie Scanelemente mit möglichst starken konkaven bzw. konvexen Flächenkrümmungen zu einer Linie verbinden.

Weitere bevorzugte Optimierungsteilwerte beschreiben die Anpassung der Zahnmodelle an die Gegenbezahnung und/oder an statische Bissregistrat und/oder an funktionelle Bissregistrat. Bei der Berechnung dieser Optimierungsteilwerte kann optional auch die Kieferbewegung mit einbezogen werden. Ein weiterer Optimierungsteilwert beschreibt die Anpassung der Zahnmodelle an nichtnatürliche orale Strukturen, beispielsweise an Implantate oder Brackets. Die dazugehörigen Zielstrukturen können insbesondere bei radiologischen CT/DVT-Scandaten in der Regel durch Schwellenwertverfahren konstruiert werden. Ein weiteres Individualisierungskriterium betrifft die mechanische Stabilität der Zahnrestorationen, die sich aus den Zahnmodellen und Scandaten ergeben können. Der dazugehörige Optimierungsteilwert beschreibt vorzugsweise die mechanische Stabilität der Zahnrestorationen und kann deshalb auch zur Beurteilung der Qualitäten von durchgeführten Zahnpräparationen herangezogen werden. Neben diesen beispielhaft aufgeführten funktionalen Individualisierungskriterien können aber auch ästhetische Individualisierungskriterien berücksichtigt werden, welche vor allem für Zahnrestorationen im Frontzahnbereich wichtig sind. So kann der Patient eine besondere Form (rechteckig, dreieckig, quadratisch, schaufelförmig, etc.) der oberen Schneidezähne bevorzugen. Der dazugehörige Optimierungsteilwert kann die Abweichungen der Zahnmodelle zu den bevorzugten Formen beschreiben.

Wie oben erläutert werden in der Regel mehrere Zahntypen für die geometrische Analyse von Scandaten ausgewählt, wobei dann Gruppen von Zahnmodellen individualisiert werden können. Zur Stabilisierung der Individualisierung ist es vorteilhaft Zahnmodelle innerhalb einer Gruppe zu koppeln. Zu jeder so gebildeten Kopplungsgruppe gehört vorzugsweise ein weiterer Optimierungsteilwert. Mögliche Kopplungsgruppen sind z. B. Kontakt-, Lagen- und Formen-Kopplungsgruppen, deren dazugehörigen Kontakt-, Lagen- und

Formen-Optimierungsteilwerte die Kontakt-, Lagen- und Formenbeziehungen der beteiligten Zahnmodelle beschreiben. Solche Kopplungsgruppen ermöglichen beispielsweise die Berechnung von Zahnschubstanz eines Zahntyps aus den Zahnschubstanz anderer Zahntypen, indem beispielsweise die geometrischen Formen von Zahnmodellen gekoppelt werden. Dies ist insbesondere bei der geometrischen Analyse von Kronen- bzw. Brückenpräparationen wichtig.

Beispielsweise können bei einer Brückenpräparation die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 fehlen, wobei die Zähne Nr. 13 und Nr. 16 unpräpariert vorhanden sind (Die Nummern sind hier die üblichen Zahnnummern des FDI-Zahnschemas). Aufgabe ist es nun, aus den die Zahnücke begrenzenden Zähne auf die Formen der fehlenden Zähne zu schließen. Dazu kann man eine „Formen-Kopplungsgruppe“ der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 13 bis Nr. 16 bilden. Im Laufe der Individualisierung der Zahnmodelle findet eine Anpassung der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 13 und Nr. 16 an die vorhandene Zahnschubstanz statt, was hingegen mit den Zahnmodellen für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 nicht möglich ist, da ja keine dazugehörige Zahnschubstanz zur Anpassung vorhanden ist. D.h. die Formen der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 können sich nicht direkt durch die Anpassung an die Scandaten ergeben. Gelöst wird dieses Problem im Rahmen der Erfindung z.B. dadurch, dass sich die Formen der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 indirekt aus den Formen der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 13 und Nr. 16 ergeben. Dies kann dadurch erreicht werden, dass in die Individualisierung der Zahnmodelle ein Formen-Optimierungsteilwert eingeht, der die Kopplung der natürlichen Formen von Zahnmodellen beschreibt. Durch den Aufbau einer Modelldatenbank auf Basis von Probanden-Scandaten sind die natürlichen Formenbeziehungen von Zähnen bekannt. In dem geschilderten Beispielfall kann man zu den Zahnmodellen für die Zähne Nr. 13 und Nr. 16 denjenigen Probanden-Scandatenatz bestimmen, der am besten zu den Zahnmodellen für die Zähne Nr. 13 und Nr. 16 passt. Die dazugehörigen Probanden-Zahnmodelle für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 kann man dann als die gesuchten Zahnmodelle für die Brückenpräparation ansehen. Der Formen-Optimierungsteilwert beschreibt dann die Formabweichung der Zahnmodelle für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15 zu den Probanden-Zahnmodellen für die Zähne Nr. 14 und Nr. 15.

Der Umfang einer Kopplungsgruppe kann grundsätzlich durch eine beliebige Menge unterschiedlicher Zahntypen aus der Menge der gewünschten Zahntypen festgelegt (z.B. durch die Zahntypen Nr. 13 bis Nr. 18 oder z.B. durch die Zahntypen Nr. 15 und Nr. 26) werden, d.h. die dazugehörigen Zahnmodelle müssen nicht notwendigerweise benach-

bart sein. Außerdem kann ein Zahnmodell auch mehreren Kopplungsgruppen gleichzeitig zugeordnet sein, z.B. einer Formen-Kopplungsgruppe und einer Kontakt-Kopplungsgruppe.

- 5 Sind Zahnmodelle benachbart, so werden die benachbarten Zahnmodelle vorzugsweise derart zu einer „Kontakt-Kopplungsgruppe“ gekoppelt, dass der dazugehörige Optimierungsteilwert die Kontaktsituation der benachbarten Zahnmodelle beschreibt. Beispielsweise kann sich der Kontakt-Optimierungsteilwert aus den minimalen Entfernungen benachbarter Zahnmodelle ergeben. So ist es z.B. bei einer Brückenpräparation gewünscht,
10 dass diese Entfernungswerte und somit der Kontakt-Optimierungsteilwert für die Zahnmodelle der Brückenkonstruktion Null sind, d.h. die Zahnmodelle der dazugehörenden Kontakt-Kopplungsgruppe sollen sich zumindest in einem Punkt berühren.

- Neben Kontakt- und Formen-Kopplungsgruppen können auch „Lagen-Kopplungsgruppen“
15 gebildet werden, derart, dass sich daraus anatomisch sinnvolle Lagebeziehungen der Zahnmodelle untereinander im Rahmen der Individualisierung ergeben. Dazu können Lagenparameter einer Lagen-Kopplungsgruppe gewünschte Lagebeziehungen der dazugehörenden Zahnmodelle definieren. Der Optimierungsteilwert für die relativen Lagen von Zahnmodellen ergibt sich vorzugsweise aus den räumlichen Relationen von anatomischen Landmarken der Zahnmodelle. Die Lagenparameter können dabei gewünschte
20 Relationen der Landmarken untereinander beschreiben und aus den Abweichungen von diesen Relationen kann der Optimierungsteilwert für die Lagebeziehungen berechnet werden. Als Beispiel sei hier die Ausrichtung von Zahnmodell-Schneidekanten im Frontzahnbereich angeführt. Hier können alle betroffenen Frontzähne als Mitglieder einer Lagen-Kopplungsgruppe betrachtet werden. Obwohl die Formen der Zahnmodelle hier stark
25 variieren können (rechteckig, dreieckig, etc.), ergibt die Forderung, dass die Landmarken der Zahnmodell-Schneidekanten auf einer durch die Lagenparameter parametrisierten Kurve liegen sollen, eine gute Ausrichtung der Zahnmodell-Schneidekanten im Frontzahnbereich.

30

- Ähnlich verhält es sich mit einem Optimierungsteilwert, der die räumlichen Relationen der Formen von Zahnmodellen beschreibt. Beispielsweise kann eine Modelldatenbank aus Kieferscans von Probanden aufgebaut werden, wobei die aus einem Kieferscan erzeugten Zahnmodelle untereinander korrespondieren, da sie alle von einem Probanden stammen. Der Optimierungsteilwert für die Kopplung der Formen der Zahnmodelle beschreibt
35 dann vorzugsweise die Abweichungen von den natürlichen Formenbeziehungen der

Zahnmodelle innerhalb einer Kopplungsgruppe. Beispielsweise kann für ein Ausgangs-Zahnmodell, welches zu einer Formen-Kopplungsgruppe gehört, ein Probanden-Zahnmodell mittels der Modelldatenbank bestimmt werden, das sich morphologisch möglichst wenig vom Ausgangs-Zahnmodell der Formen-Kopplungsgruppe unterscheidet. Zu diesem Probanden-Zahnmodell können dann die korrespondierenden Probanden-Zahnmodelle, d.h. die vom gleichen Probanden stammenden Zahnmodelle, ermittelt werden. Aus den morphologischen Abweichungen der Zahnmodelle der Formen-Kopplungsgruppe zu den dazugehörenden korrespondierenden Probanden-Zahnmodelle kann dann ein so genannter „Korrespondenz-Abweichungswert“ für das Ausgangs-Zahnmodell der Formen-Kopplungsgruppe berechnet werden. Dieser Vorgang wird vorzugsweise für jedes Zahnmodell der Kopplungsgruppe wiederholt und aus den Korrespondenz-Abweichungswerten kann dann eine Bestimmung des Optimierungsteilwerts für die Formenbeziehungen erfolgen.

Der Umfang zumindest einer Kopplungsgruppe sollte vorzugsweise dem Umfang der gescannten Zähne entsprechen, damit möglichst viel Zahn- und/oder Restzahnschubstanz durch das Verfahren analysiert wird. Insbesondere bei vorhandenen Zahnpräparationen wird aus der Zahn- und/oder Restzahnschubstanz aller gescannten Zähne auf die Formen der Zahnrestaurationen geschlossen. Je größer dabei der Zahndefekt für einen Zahntyp ist, desto wichtiger ist die Analyse der Zahn- und/oder Restzahnschubstanzen anderer Zahntypen. Insbesondere wenn aber nur ein minimaler Defekt vorliegt, z.B. bei einer Inlaypräparation ohne Höckerbeteiligung, so funktioniert das erfindungsgemäß vorgeschlagene Verfahren auch mit einem einzigen Zahntyp ausgezeichnet. Alternativ können aber auch bei der Verwendung von mehreren Zahntypen zur Analyse einer Situation mit geringen und/oder keinen Zahndefekten die Kopplungs-Optimierungsteilwerte sehr gering oder sogar mit Null gewichtet sein.

Zur Stabilisierung der Zahnmodellindividualisierung kann der Bediener in einer bevorzugten Variante des Verfahrens interaktiv Strukturen in den Scandaten markieren, zu denen Optimierungsteilwerte berechnet werden, die die Abweichungen der markierten Strukturen zu korrespondierenden Strukturen der Zahnmodelle beschreiben. Wichtige markierbare Strukturen in den Scandaten sind unpräparierte Oberflächen von Zähnen, Restzahnschubstanzen, Segmentierungs-, bzw. Präparationslinien von gescannten Zähnen, anatomische Landmarken, nichtnatürliche orale Strukturen, Kontaktpunkte zu Nachbarzähnen und Kontaktpunkte zur Gegenbezahnung. Die Individualisierung wird dann dadurch stabilisiert, dass die Entfernungen der markierten Strukturen zu den dazugehörenden Strukturen der

Zahnmodelle während der Optimierung minimiert werden. Dieses Vorgehen ist insbesondere dann sinnvoll, wenn starke Normabweichungen bei den gescannten Zähnen, oder deren relativen Lagen zueinander, vorhanden sind. Es können aber auch Messartefakte in den Scandaten vorliegen oder der Verlauf der Präparationslinien ist durch mangelhaft ausgeführte Präparationen nicht eindeutig definiert.

Die interaktive Markierung von Strukturen in den Scandaten zur Unterstützung des Individualisierungsvorgangs erfolgt vorzugsweise mittels Mauseingaben einer grafischen Benutzeroberfläche. Die Art der zu markierenden Struktur ist stark abhängig vom Individualisierungskriterium, wobei die Berechnungsart des Optimierungsteilwertes bei allen Individualisierungskriterien mit Bediener-Interaktion sehr ähnlich ist. Zur Berechnung der Optimierungsteilwerte werden in einer bevorzugten Variante die minimalen Entfernungen der markierten Strukturen in den Scandaten zu den dazugehörenden Strukturen der Zahnmodelle berechnet. Ein Optimierungsteilwert ergibt sich dann über die Summe der Quadrate solcher Entfernungswerte.

Bei einer bevorzugten Variante des Verfahrens wird nach Bestimmung der individualisierten Zahnmodelle und vor der weiteren geometrischen Analyse der Scandaten eine Feinanpassung der individualisierten Zahnmodelle mit ihren individualisierten Grenzlinien untereinander und/oder an die Scandaten durchgeführt. Dies ist vorteilhaft, da die Formvielfalt der Zahnmodelle mit ihren Grenzlinien durch die Anzahl der Formparameter bzw. Linienparameter praktisch beschränkt ist und insbesondere die Präparationslinien mit hoher Präzision berechnet werden sollten. Von Vorteil ist die Anwendung von Deformationstransformationen, welche eine Feinanpassung mit möglichst geringen Verschiebungswerten vornehmen und dabei keine Kanten oder Faltungen erzeugen. Diese Anpassungen können analog zur Individualisierung der Zahnmodelle durchgeführt werden, wobei als Optimierungsparameter jetzt die Parameter dieser Deformationstransformationen Verwendung finden. Die Berechnung des zu minimierenden Optimierungswertes aus Optimierungsteilwerten kann unverändert übernommen werden.

Die geometrisch deformierbaren Zahnmodelle in einer Modelldatenbank können nach verschiedenen Prinzipien aufgebaut sein. Da es sich bei den Zielstrukturen in den Scandaten vor allem um Grenzflächen handelt, bieten sich Oberflächenmodelle als Zahnmodelle an. Die geometrische Modellierung der Modelloberflächen kann durch einfache Triangulierung erfolgen, oder aber auch durch aufwändigere Modellierungen höherer Ordnung (Bezier-, Nurbs-, B-Spline-Modelle, etc.). Mit mehr Rechen- und Speicheraufwand

als bei den Oberflächenmodellen ist hingegen die Verwendung von Volumenmodellen (Voxel-, FEM-Modellen, etc.) verbunden. Mit ihnen lassen sich gut innere Strukturen von Zähnen aber auch mechanische Eigenschaften modellieren. Von Vorteil ist die Markierung von anatomischen Landmarken, Zahnachsen, Richtungsbezeichnungen, Oberflächenregionen und/oder weiteren charakteristischen geometrischen Strukturen an den Zahnmodellen, da man diese Markierungen nach erfolgreicher Individualisierung der Zahnmodelle auf die Scandaten übertragen kann. Auf Basis dieser individualisierten geometrischen Strukturen kann auch eine Vermessung der Scandaten vorgenommen werden.

Die Zahnmodelle einer Modelldatenbank können in verschiedenen Auflösungsstufen vorliegen. Es ist dann von Vorteil, das erfindungsgemäße Verfahren zuerst mit den Zahnmodellen der größten Auflösungsstufe durchzuführen, wobei die Auflösungsstufe in späteren Schritten, nach erfolgreichem Durchlauf, erhöht wird. Dies ermöglicht vor allem eine Geschwindigkeitssteigerung des Verfahrens. Dabei kann die Datenbank z.B. auch komplette Sätze von Zahnmodellen in unterschiedlichen Auflösungsstufen umfassen, bzw. Teildatenbanken mit jeweils unterschiedlichen Auflösungsstufen. Nach einer kompletten Optimierung, d.h. nach der Individualisierung von Zahnmodellen aus einer Daten- oder Teildatenbank mit einer niedrigen Auflösungsstufe wird dann das Verfahren noch einmal mit einer Daten- oder Teildatenbank mit einer höheren Auflösungsstufe durchgeführt. Dabei können die individualisierten Zahnmodelle aus einem vorhergehenden Durchlauf als Startmodelle für den nachfolgenden Durchlauf verwendet werden. Ebenso kann bei der Lösung der Optimierungsaufgabe mit verschiedenen Auflösungsstufen gearbeitet werden.

Die geometrischen Transformationen von Zahnmodellen werden durch Formparameter beschrieben, wobei diese Parametrisierung auf unterschiedliche Weise realisiert werden kann. Vorzugsweise finden Transformationen Verwendung, bei denen die Formparameter der Zahnmodelle entsprechend ihres Einflusses auf die Zahnmodellgeometrie geordnet sind. D.h. die wichtigen Formparameter stehen am Anfang der Formparameterliste und werden bei der Zahnmodellindividualisierung zuerst optimiert, bevor Formparameter optimiert werden, die Details der Zahnmodelle parametrisieren. Dadurch wird eine Geschwindigkeitssteigerung und Stabilisierung der Zahnmodellindividualisierung erreicht. Der Definitionsbereich der Formparameter ist dabei vorzugsweise nicht beliebig, sondern wird bevorzugt durch die Analyse von Trainingsdaten bestimmt. Auf diese Weise wird erreicht, dass nur anatomisch sinnvolle Zahnmodelle durch die Formparameter erzeugt werden.

Von besonderem Vorteil für das erfindungsgemäß vorgeschlagene Verfahren ist die Verwendung von parametrisierten dreidimensionalen Transformationsfeldern für die Zahnmodelle. Ein dreidimensionales Transformationsfeld besteht aus Verschiebungsvektoren für die Vertices (Stützpunkte) eines Zahnmodells. Diese Verschiebungsvektoren können
5 auch parametrisiert werden, wie z.B. durch die parametrisierte Verschiebung von anatomischen Landmarken eines Zahnmodells. Die Verschiebungsvektoren aller Vertices ergeben sich dann beispielsweise aus den Entfernungen der Vertices zu den verschobenen anatomischen Landmarken. Hingegen ist bei Anwendungen des vorgeschlagenen Verfahrens, bei denen weniger die Ansprüche an die Genauigkeit, sondern eher schnell zu erzielende
10 Ergebnisse im Vordergrund stehen, die Verwendung von Formparametern vorteilhaft, die geometrischen Konstruktionsparametern entsprechen (z.B. Zahnbreite, -tiefe, Höckerabstände, Schneidekantendicke, Wurzellängen, etc.).

Eine weitere bevorzugte Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist dadurch gekennzeichnet, dass die Grenzlinien auf den Oberflächen der Zahnmodelle liegen und/oder
15 dass die Grenzlinien einen parametrisierten Abstand zu den Oberflächen der Zahnmodelle aufweisen und/oder dass die Linienparameter so gewählt werden, dass die Grenzlinien sich nicht schneiden und/oder einen Mindestabstand zueinander einhalten. Die Möglichkeit, dass die Grenzlinien einen parametrisierten Abstand zu den Oberflächen der Zahnmodelle aufweisen, erhöht die Verlaufsvielfalt der Grenzlinien. Dieser Ansatz ist insbesondere dann sinnvoll, wenn Zahnmodelle aus einer Modelldatenbank Verwendung finden, die aus der Analyse einer relativ kleinen Menge von Probanden-Scandaten entstanden ist. Zu beachten ist, dass die Vertices einer Grenzlinie in der Regel unterschiedliche Abstände zu dem dazugehörenden Zahnmodell aufweisen können. Von Vorteil ist die
20 Vorgabe eines maximalen Abstandwertes um die Abstände zu beschränken und/oder die Berechnung eines Optimierungsteilwertes, der sich aus den Abstandswerten ergibt. Eine sinnvolle Beschränkung der Linienparameter wird dadurch erreicht, dass im Optimierungsverfahren die Randbedingung vorgegeben wird, dass sich die Grenzlinien nicht schneiden und/oder einen Mindestabstand zueinander einhalten sollen. Bei einem präparierten Zahn liegt in der Regel die Präparationslinie oberhalb der Segmentierungslinie, bzw. kann in Sonderfällen diese höchstens berühren. Die Berücksichtigung dieser Randbedingungen führt zu einer Stabilisierung der Zahnmodellindividualisierung.

Bei einer besonders bevorzugten Verfahrensvariante umfassen die Grenzlinien eines
35 Zahnmodells zumindest eine Segmentierungslinie und/oder zumindest eine Präparationslinie. Bei optischen Scandaten beschreibt die wichtigste Segmentierungslinie den Über-

gang von Zahnschmelz zu Zahnfleisch, der sich in der Regel durch eine konkave Oberflächenkrümmung auszeichnet. Bei radiologischen Scandaten kann man neben dieser Segmentierungslinie auch eine Segmentierungslinie verwenden, die den Übergang von Zahnschmelz zu Kieferknochen beschreibt, wobei sich dieser Übergang ebenfalls durch konkave Oberflächenkrümmungen auszeichnet. Weitere Segmentierungslinien können den Kontakt benachbarter Zähne beschreiben. Sofern kein Kontakt vorhanden ist, kann solch eine Segmentierungslinie in einen Punkt übergehen, so dass der dazugehörige umschlossene inaktive Anpassungsbereich den Flächeninhalt Null besitzt. Bei kieferorthopädischen Fragestellungen können in den Scandaten beispielsweise auch Brackets enthalten sein. Es ist dann von Vorteil, die Kontaktfläche der Brackets zu den Zähnen durch entsprechende Segmentierungslinien zu beschreiben. Auch hier ist der Übergang von Zahnschmelz zu den Brackets durch konkave Oberflächenkrümmungen charakterisiert.

Von zentraler Bedeutung kann bei der Analyse von Scandaten präparierter Zähne die Verwendung von Präparationslinien sein, welche die Kavitäten der präparierten Zähne begrenzen. Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Segmentierungslinien zeichnet sich der Übergang von unpräparierter Zahnschmelz zu einer Kavität durch konvexe Oberflächenkrümmungen aus. Zur Individualisierung der Grenzlinien werden aufgrund dieser Zusammenhänge vorzugsweise Zielstrukturen in den Scandaten bestimmt, die entsprechende Oberflächenkrümmungen aufweisen. Zur Individualisierung der Segmentierungslinien wird eine Segmentierungslinien-Zielstruktur bestimmt, die aus Teilen von Scandaten besteht und zumindest eine konkave Oberflächenstruktur umfasst. Hingegen wird zur Individualisierung der Präparationslinien eine Präparationslinien-Zielstruktur bestimmt, die aus Teilen von Scandaten besteht und zumindest eine konvexe Oberflächenstruktur umfasst.

Vorzugsweise liegen bei einer weiteren Variante des Verfahrens die Anpassungsbereiche auf den Zahnmodelloberflächen und die aktiven Anpassungsbereiche werden bei optischen Scandaten an unpräparierte Zahnoberflächen in den Scandaten angepasst und bei radiologischen Scandaten an unpräparierte Zahnoberflächen, die außerhalb des Zahnfleisches oder außerhalb des Kieferknochens liegen oder aus Zahnschmelz bestehen. Dabei spielt es keine Rolle, ob die verwendeten Zahnmodelle Oberflächen-, bzw. Volumenmodelle sind. Es ist vor allem wichtig, dass die aktiven Anpassungsbereiche Oberflächenbereiche der Zahnmodelle sind und unpräparierten Zahnoberflächen in den Scandaten entsprechen. D.h. die aktiven Anpassungsbereiche sollen vorzugsweise im Rahmen der Indi-

vidualisierung möglichst vollständig an sämtliche vorhandene unpräparierte Zahnoberflächen in den Scandaten angepasst werden. Bei erfolgreicher Individualisierung der Zahnmodelle entsprechen dann die individualisierten aktiven Anpassungsbereichen den unpräparierten Zahnoberflächen. Die Ausdehnungen der aktiven Modellbereiche wird hierbei
5 über parametrisierte Grenzlinien definiert, wobei die Grenzlinien so zu wählen sind, dass sie bei der Individualisierung an Zielstrukturen in den Scandaten angepasst werden, welche unpräparierte Zahnoberflächen begrenzen. Diese Zielstrukturen umfassen bei optischen Scandaten beispielsweise den konkaven Übergang von Zahnfleisch zu unpräparierter Zahnoberfläche und den konvexen Übergang von Kavität zu unpräparierter Zahnoberfläche. Bei radiologischen Scandaten kann als konkaver Übergang auch der Übergang von Kieferknochen zu unpräparierter Zahnschmelz verwendet werden, aber auch der Übergang von Zahnschmelz zu Dentin im Bereich der Zahnhäule. Die Unterscheidung von Zahnschmelz und Dentin kann dabei z. B. über die Hounsfield-Werte der Scanelemente erfolgen.

15 Eine weitere bevorzugte Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist dadurch gekennzeichnet, dass für die Individualisierung von Zahnmodellen ein Qualitätswert berechnet wird, der sich aus einzelnen Qualitätsteilwerten ergibt, die die Erfüllung von Individualisierungskriterien beschreiben. Der Qualitätswert einer Individualisierung beschreibt dann
20 quantitativ, wie gut die berücksichtigten Individualisierungskriterien eingehalten wurden. Ein Qualitätswert von 100% sollte für die Individualisierung von Zahnmodellen verwendet werden, bei der alle Individualisierungskriterien vollständig erfüllt sind. Geringere Prozentwerte beschreiben eine Individualisierung, bei der einzelne Individualisierungskriterien nur teilweise oder überhaupt nicht erfüllt werden. Beispielsweise kann ein individualisiertes Zahnmodell am Verfahrensende immer noch eine Abweichung der Zahnmodelloberfläche zu den Scandaten aufweisen. Aus der mittleren Abweichung der Vertices der Zahnmodelloberfläche kann dann ein Qualitätsteilwert durch eine nichtlineare Umrechnung berechnet werden. So kann man z.B. eine Umrechnungstabelle verwenden, bei der mittlere Abweichungswerte Qualitätsteilwerten zugeordnet werden. Ein mittlerer Abweichungswert sollte dann einem Qualitätsteilwert von 100% entsprechen und mittlere Abweichungswerte über einem relativ großen Schwellenwert (z.B. 1cm) sollten Qualitätswerten von 0% entsprechen. Die Berechnung eines Qualitätswertes aus Qualitätsteilwerten geschieht vorzugsweise durch die Berechnung einer gewichteten Summe der Qualitätsteilwerte. Die Gewichtungsfaktoren ermöglichen dabei eine Steuerung des Einflusses der
30 einzelnen Individualisierungskriterien. Vorzugsweise werden die Gewichtungsfaktoren so gewählt, dass alle Individualisierungskriterien gleichermaßen gut berücksichtigt werden.

Sofern die Individualisierung der Zahnmodelle durch Lösung einer Optimierungsaufgabe durchgeführt wird, kann man vorzugsweise die Qualitätsteilwerte aus den Optimierungsteilwerten bestimmen, wobei beide Werte zu dem gleichen Individualisierungskriterium gehören. Dabei kann ein Qualitätsteilwert aus dem dazugehörigen Optimierungsteilwert durch eine im Allgemeinen nichtlineare Umrechnung bestimmt werden. Einem minimal möglichen Optimierungsteilwert entspricht in diesem Fall einem Qualitätsteilwert von 100% und einem maximal möglichen Optimierungsteilwert einem Qualitätsteilwert von 0%.

Prinzipiell kann aber auch ein Optimierungsteilwert direkt als ein Qualitätsteilwert gesehen werden. Ein Vorteil in der Verwendung von umgerechneten Qualitätsteilwerten gegenüber der Verwendung der unveränderten Optimierungsteilwerte selber ist die bessere Anschaulichkeit für den Bediener. So ist es besser verständlich von einer 85% Anpassung eines Zahnmodells an die Zahn-, bzw. Restzahnschubstanz zu sprechen, als von einem mittleren Entfernungswert der Zahnmodellvertices zur Zahn-, bzw. Restzahnschubstanz von beispielsweise 158µm. Im Folgenden wird daher der Begriff Qualitätsteilwert verwendet auch wenn, soweit nicht explizit anders erwähnt, ein Optimierungsteilwert hiermit umfasst sein kann.

Die Qualitätsteilwerte (bzw. entsprechend die Optimierungsteilwerte) entscheiden vorzugsweise darüber, ob der Bediener zur Markierung von Strukturen in den Scandaten aufgefordert wird, die bei einem nochmaligen Ablauf des Verfahrens mit in die Individualisierung von Zahnmodellen eingehen. Liegt beispielsweise der Qualitätsteilwert für die Anpassung eines Zahnmodells an die Zahn und/oder Restzahnschubstanz unterhalb (bzw, oberhalb bei der Verwendung von Optimierungsteilwerten als Qualitätsteilwerte) einer vorgegebenen Schwelle, so wird der Bediener zur Markierung des entsprechenden Zahns und/oder der Restzahnschubstanz aufgefordert. Durch diese Markierung ist ein neues Individualisierungskriterium entstanden, nämlich die Anpassung von einem zu der Markierung gehörenden Zahnmodells an diese Markierung. Danach wird das erfindungsgemäße Verfahren erneut gestartet und überprüft, ob alle Individualisierungskriterien - einschließlich des neuen Individualisierungskriteriums - mit ausreichender Qualität erfüllt sind und ob evtl. weitere Bediener-Eingaben erforderlich sind. Dieses Vorgehen wird vorzugsweise iterativ wiederholt bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist. Ein solches Abbruchkriterium kann z.B. sein, dass alle Qualitätsteilwerte einen Schwellenwert überschritten (bzw. unterschritten) haben oder ob eine vorgegebene Anzahl von Iterationsschritten erreicht wurde.

Die Gewichtung von Anpassungsbereichen der Zahnmodelle kann bei der Individualisierung konstant sein, aber auch während des Individualisierungsvorgangs verändert werden. Eine Verfahrensvariante ist dadurch gekennzeichnet, dass für ein Zahnmodell die Gewichtung der Anpassungsbereiche auf Basis der Qualitätsteilwerte für die Individualisierung der Grenzlinien durchgeführt wird, wobei mit steigenden Qualitätsteilwerten für die Individualisierung der Grenzlinien die aktiven Anpassungsbereiche bei der Anpassung an die Scandaten stärker gewichtet werden. Dieses Vorgehen ist insbesondere dann von Vorteil, wenn der Individualisierungsvorgang mit in den Scandaten positionierten Zahnmodellen startet, die noch starke Abweichungen zu dazugehörigen Zielstrukturen in den Scandaten aufweisen. In der Regel sind dann auch die Grenzlinien noch nicht gut an die Scandaten angepasst. D.h. die aktiven Anpassungsbereiche der Zahnmodelle können sich in ihrer Ausdehnung noch relativ stark von den unpräparierten Zahnoberflächen in den Scandaten unterscheiden. Erst wenn die Grenzlinien relativ gut an die Scandaten angepasst sind, was sich durch entsprechend hohe Qualitätsteilwerte für die Individualisierung der Grenzlinien ausdrückt, kann man davon ausgehen, dass auch die aktiven Anpassungsbereiche relativ gut den unpräparierten Zahnoberflächen entsprechen. Dann ist es sinnvoll, diese Anpassungsbereiche bei der Individualisierung stärker zu gewichten.

Eine weitere Verfahrensvariante ist dadurch gekennzeichnet, dass anatomische Landmarken und/oder Zahnachsen und/oder Richtungsbezeichnungen und/oder Oberflächenregionen und/oder weitere charakteristische geometrische Strukturen an den Zahnmodellen markiert und nach der Individualisierung auf die Scandaten übertragen werden und/oder das auf Basis dieser individualisierten Strukturen eine geometrische Vermessung der Scandaten vorgenommen wird. Dabei kann der Markierungsvorgang interaktiv und/oder algorithmisch erfolgen. Bei einem interaktiven Vorgehen ist es von Vorteil eine grafische Benutzeroberfläche zur Erstellung der Markierungen zu benutzen. Zeitsparender und vorzuziehen ist der Einsatz von geeigneten Algorithmen um an Zahnmodellen charakteristische geometrische Strukturen zu markieren. Entsprechende Verfahren sind dem Fachmann bekannt. Von besonderem Vorteil ist ein Vorgehen, bei dem die Markierungen nach der Individualisierung der Zahnmodelle und vor der Übertragung auf die Scandaten algorithmisch bestimmt werden. Dieses Vorgehen ermöglicht eine präzise Bestimmung von charakteristischen geometrischen Strukturen in den Scandaten, auch wenn die geometrisch deformierbaren Zahnmodelle während des Individualisierungsvorgangs ihre charakteristische Morphologie verändern.

Bei einer besonders bevorzugten Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens werden aus den individualisierten Zahnmodellen und Scandaten virtuelle Zahnrestaurationen von präparierten Zähnen bestimmt. Aus den charakteristischen geometrischen Formen der ermittelten virtuellen Zahnrestaurationen und/oder der zu den individualisierten Zahnmodellen dazugehörenden individualisierten Grenzlinien können dann bevorzugt die Präparationstypen der zu den Zahnmodellen korrespondierenden Zähne bestimmt werden. Optional können sprachliche und/oder symbolische Bezeichnungen für diese ermittelten Präparationstypen mit einem Zahnschema und/oder mit einem reduzierten Zahnschema und/oder grafisch mit den Scandaten dargestellt werden.

Geeignete Verfahren zur Bestimmung von virtuellen Zahnrestaurationen aus individualisierten Zahnmodellen und Scandaten sind dem Fachmann bekannt. Dazu werden prinzipiell die Präparationslinien der Scandaten in geeigneter Weise möglichst stetig und glatt mit den dazugehörenden Zahnmodellen verbunden und dann die Kavitäten der präparierten Zähne als untere Begrenzungen hinzugefügt. Als Ergebnis erhält man für die virtuellen Zahnrestaurationen dreidimensionale Modelle von Schleifkörpern, die maschinell hergestellt werden können. Man kann aber auch die virtuellen Zahnrestaurationen mehrteilig gestalten, indem zuerst ein Trägergerüst und danach eine Oberkonstruktion mit den Kauflächen bestimmt wird.

Aus den individualisierten Zahnmodellen mit ihren individualisierten Grenzlinien und/oder den dazugehörenden virtuellen Zahnrestaurationen lassen sich aber auch die Präparationstypen der gescannten Zähne bestimmen. Der einfachste Fall liegt vor, wenn keine Präparationslinie für einen Zahntyp gefunden wurde, dann ist der entsprechende Zahn auch nicht präpariert und es ist auch keine Kavität vorhanden. Im Rahmen dieser Erfindung wird aufgrund dieser Zusammenhänge ergänzend zu den Präparationstypen Inlay-, Krone-, etc. der Präparationstyp „Zahn“ für eine fehlende Präparation verwendet. Bei vorhandener Präparation werden hingegen aus den charakteristischen geometrischen Formen der ermittelten virtuellen Zahnrestaurationen und/oder der dazugehörenden individualisierten Grenzlinien die Präparationstypen (Inlay, Krone, Brücke,...) der gescannten präparierten Zähne bestimmt.

Bei einem erfindungsgemäßen Verfahren zur Erzeugung einer Modelldatenbank, die zur Verwendung in dem oben beschriebenen Verfahren für verschiedene Zahntypen jeweils eine Anzahl von parametrisierten Zahnmodellen (d. h. mindestens ein Zahnmodell) enthält, erfolgt die Parametrisierung anhand von Modellparametern, welche Lage- und/oder

Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell zumindest eine parametrisierte Grenzlinie enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell in zumindest einen aktiven und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich unterteilt.

5

Bei einer bevorzugten Variante des Verfahrens zur Erzeugung einer Modelldatenbank werden dabei die ganze Modelldatenbank oder zumindest Teile der Modelldatenbank durch die Analyse einer Menge von optischen und/oder radiologischen Scandaten künstlicher und/oder natürlicher oraler Strukturen aufgebaut. Künstliche orale Strukturen umfassen im Sinne der Erfindung künstliche Zähne, Zahngruppen, Gebisse aber auch Implantate, Abutments und weitere Verankerungssysteme. In der Regel liegen solche künstlichen oralen Strukturen in einer Vielzahl vorkonfektionierter Ausprägungen von verschiedenen kommerziellen Anbietern vor. Hingegen umfassen natürliche orale Strukturen im Sinne der Erfindung natürliche Zähne, Zahngruppen, Gebisse aber auch Zahnfleisch, Kieferknochen, Nerven und weitere anatomische Strukturen. Vorzugsweise erhält man die optischen Scandaten natürlicher oraler Strukturen aus optischen Scans von Gipsabdrücken karies-, bzw. defektfreier Ober- und Unterkiefer. Es können aber auch radiologische Scandaten von Kiefern verwendet werden, wobei die Scandaten eine geringere Genauigkeit als die optischen Scandaten aufweisen, dafür aber subgingivale und intradentale Strukturen enthalten. Eine auf der Basis von CT/DVT-Scans aufgebaute Modelldatenbank ermöglicht die Modellierung von Zahnmodellen, die Wurzelstrukturen enthalten. Solche Zahnmodelle sind dann vorzugsweise zur geometrischen Analyse von radiologischen Scandaten geeignet.

25 In der Regel müssen die Scandaten, insbesondere wenn es sich um Scandaten natürlicher oraler Strukturen handelt, in einem ersten Schritt des Datenbankaufbaus zuerst segmentiert werden, um Scandaten eines gewünschten Zahntyps zu erhalten. Dieser Schritt entfällt meist bei Scandaten künstlicher oraler Strukturen, da diese in der Regel physisch separiert vorliegen und einzeln eingescannt werden können. In beiden Fällen erhält man aus der Vermessung physisch vorhandener oraler Strukturen eine Menge von Scandaten eines gewünschten Zahntyps, die zum Aufbau einer Modelldatenbank verwendet werden kann.

35 Sofern sowohl optische als auch radiologische Scandaten der einzelnen Probanden vorliegen, ist es vorteilhaft, beide Scandatenarten beim Aufbau einer Modelldatenbank nach der Segmentierung zu kombinieren. Dazu bildet man vorzugsweise Paare von optischen

und radiologischen Scandaten des gleichen Zahntyps eines Probanden und registriert diese. Dies kann dadurch erreicht werden, dass die beiden Scandatensätze eines Paares durch die Bestimmung optimaler Translations- und Rotationswerte möglichst gut zur Deckung gebracht werden. Als Ergebnis erhält man kombinierte optisch-radiologische Scandaten-sätze, die ebenso zum Aufbau einer Modelldatenbank geeignet sind. Die auf dieser Datenbasis konstruierten Zahnmodelle kombinieren die hohe Genauigkeit optisch vermessener Zahnoberflächen mit radiologisch gemessenen subgingivalen Strukturen.

In dem sich anschließenden zweiten Schritt des Datenbankaufbaus können die Zahnmodelle eines Zahntyps konstruiert werden, d.h. es findet eine Anpassung von Oberflächen- bzw. Volumen-Zahnmodellen (einer gewünschten Auflösung) an die Scandaten eines gewünschten Zahntyps statt. Falls im ersten Schritt des Datenbankaufbaus eine Segmentierung durchgeführt wurde, sind in der Regel auch die Segmentierungslinien in den Scandaten bekannt, welche dann nach der Konstruktion der Zahnmodelle auf diese übertragen werden können. Alternativ kann aber auch eine interaktive Markierung der Segmentierungslinien an den Zahnmodellen stattfinden. Optional können in diesem Schritt des Datenbankaufbaus auch anatomische Landmarken, Zahnachsen, Richtungsbezeichnungen, Oberflächenregionen und/oder weitere charakteristische geometrische Strukturen für die Zahnmodelle algorithmisch und/oder interaktiv bestimmt werden. Die dazu notwendigen Verfahren sind dem Fachmann bekannt.

Eine Analyse von morphologischen Abweichungen der Zahnmodelle eines Zahntyps untereinander kann im dritten Schritt des Datenbankaufbaus durchgeführt werden, indem für jedes mögliche Paar von Zahnmodellen ein morphologischer Abweichungswert berechnet wird. Dies kann dadurch erreicht werden, dass die beiden Zahnmodelle eines Paares durch die Bestimmung optimaler Translations- und Rotationswerte möglichst gut zur Deckung gebracht werden und dass der morphologische Abweichungswert die noch bestehende morphologische Abweichung der beiden Zahnmodelle beschreibt.

Im vierten Schritt des Datenbankaufbaus kann ein Mittelwert-Zahnmodell eines Zahntyps durch eine Analyse der berechneten morphologischen Abweichungswerte ausgewählt werden. Aufgrund der Abweichungsanalyse der Zahnmodelle untereinander erhält man für jedes der n Zahnmodelle eines Zahntyps $(n-1)$ morphologische Abweichungswerte. Als Mittelwert-Zahnmodell wird vorzugsweise dasjenige Zahnmodell angesehen, dessen Summe der Quadrate der morphologischen Abweichungswerte minimal ist.

Es kann dann bevorzugt eine Sortierung der Zahnmodelle eines Zahntyps im fünften Schritt des Datenbankaufbaus erfolgen. Besonders bevorzugt wird die Sortierung dadurch erzeugt, dass ausgehend vom Mittelwert-Zahnmodell des Zahntyps die restlichen Zahnmodelle des Zahntyps, auf Basis der morphologischen Abweichungswerte zu den bereits sortierten Zahnmodellen, an die Sortierung angefügt werden. Vorzugsweise wird immer dasjenige Zahnmodell an die Sortierung angefügt, dessen Summe der Quadrate der morphologischen Abweichungswerte zu den bereits sortierten Zahnmodellen maximal ist. Durch dieses Vorgehen ist sichergestellt, dass am Anfang der Sortierung diejenigen Zahnmodelle stehen, die sich aufgrund ihrer Morphologie am meisten unterscheiden.

In einem abschließenden sechsten Schritt des Datenbankaufbaus wird vorzugsweise eine geometrische Transformation zu dem Mittelwert-Zahnmodell eines Zahntyps hinzugefügt, um auch Zwischenformen von Zahnmodellen für die Individualisierung zu erzeugen. Für ein Mittelwert-Zahnmodell wird eine geeignete geometrische Transformation bevorzugt durch die Forderung definiert, dass die Form des Mittelwert-Zahnmodells in zumindest ein in der Sortierung folgendes Ziel-Zahnmodell kontinuierlich überführt werden kann. Durch dieses Vorgehen ist sichergestellt, dass die dazugehörenden Formparameter effektiv variiert werden können und dass mit steigender Anzahl der Formparameter die Formvielfalt des transformierten Mittelwert-Zahnmodells erhöht wird. Die Anzahl der Ziel-Zahnmodelle kann dabei vom Verwendungszweck der Modelldatenbank abhängen. Da am Anfang der Sortierung diejenigen Zahnmodelle stehen, deren Morphologien sich am stärksten unterscheiden, kann durch die Berücksichtigung einer relativ kleinen Anzahl von Ziel-Zahnmodellen eine Reduktion des Speicherumfangs der Modelldatenbank erreicht werden. Beispielsweise können bei einer geometrischen Analyse von Scandaten, wo eher eine hohe Geschwindigkeit im Vordergrund steht, geometrische Transformationen von Mittelwert-Zahnmodellen verwendet werden, die aus einer kleineren Anzahl von Ziel-Zahnmodellen entstanden sind. Der dazugehörige Speicherbedarf für die geometrischen Transformationen in der Modelldatenbank ist dann relativ gering.

Ein erfindungsgemäßes Analysesystem zur geometrischen Analyse von Scandaten oraler Strukturen benötigt zur Umsetzung des Verfahrens eine Schnittstelle zum Empfang der von einer Modalität gemessenen Scandaten, eine Auswahleinheit zur Auswahl der vom Verfahren zu verwendenden Zahntypen, eine Speichereinrichtung mit einer Modelldatenbank, die für verschiedene Zahntypen jeweils eine Anzahl von parametrisierten Zahnmodellen enthält, wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahn-

modell zumindest eine parametrisierte Grenzlinie enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell in zumindest einen aktiven und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich unterteilt. Außerdem benötigt das Analysesystem eine Individualisierungseinheit, bei der die Zahnmodelle mit ihren Grenzlinien zur Individualisierung an die Scandaten anpasst werden, wobei diese Individualisierung durch Variation von Modellparametern durchgeführt wird und wobei die aktiven Anpassungsbereiche der Zahnmodelle stärker gewichtet werden als die inaktiven Anpassungsbereiche. Schließlich benötigt das Analysesystem eine Analyseeinheit, bei der auf Basis der individualisierten Zahnmodelle mit ihren individualisierten Grenzlinien die Scandaten segmentiert werden und/oder zumindest eine Grenzlinie in den Scandaten bestimmt wird.

Auswahl-, Individualisierungs- und Analyseeinheit des Analysesystems können besonders bevorzugt in Form von Software auf einem entsprechend geeigneten Prozessor eines Computers realisiert werden. Dieser Computer sollte eine entsprechende Schnittstelle zum Empfang der Scandaten und eine geeignete Speichereinrichtung für eine Modelldatenbank aufweisen. Dabei muss diese Speichereinrichtung nicht notwendigerweise integrierter Bestandteil des Computers sein, sondern es reicht aus, wenn der Computer auf eine passende externe Speichereinrichtung zugreifen kann. Eine Realisierung des erfindungsgemäßen Verfahrens in Form von Software hat den Vorteil, dass auch bestehende Analysesysteme relativ einfach durch geeignete Updates entsprechend nachgerüstet werden können. Bei dem erfindungsgemäßen Analysesystem kann es sich insbesondere auch um eine Ansteuerungseinheit für die Scandaten selbst aufzeichnende Modalität handeln, welche die notwendigen Komponenten zur erfindungsgemäßen Bearbeitung der Scandaten aufweist.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Hinweis auf die beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Darstellung eines Zahnmodells M mit Grenzlinien LS, LP und einem aktiven Anpassungsbereichen AA bzw. zwei inaktiven Anpassungsbereichen AI,

Fig. 2 eine perspektivische Darstellung eines Zahnmodells M mit anatomischen Landmarken L1, L2, L3, L4, L5 und Zahnachsen AX, AY,

Fig. 3 eine zweidimensionale schematische Darstellung von Scandaten D von Zähnen T13 bis T18 mit individualisierten Zahnmodellen M,

Fig. 4 eine zweidimensionale schematische Darstellung von Scandaten D von Zähnen T13 bis T18 mit Zahnrestaurationen R und ermittelten Präparationstypen (Inlay, Krone, Brücke, Zahn),

5

Fig. 5 eine perspektivische Darstellung von Scandaten D eines Oberkiefers mit segmentierten Zähnen T17 bis T27 und ermittelten Segmentierungslinien LS,

Fig. 6 eine perspektivische Darstellung von Scandaten D eines Oberkiefers mit segmentierten Zähnen T17 bis T27 und segmentiertem Zahnfleisch G,

10

Fig. 7 eine perspektivische Darstellung von Scandaten D eines Teil-Oberkiefers mit segmentierten Zähnen T35 bis T37 und ermittelten Segmentierungslinien LS und einer ermittelten Präparationslinie LP,

15

Fig. 8 eine perspektivische Darstellung von Scandaten D eines Teil-Oberkiefers mit segmentierten Zähnen T35 bis T37 und einer segmentierten Kavität C und segmentiertem Zahnfleisch G,

Fig. 9 eine perspektivische Darstellung von segmentierten Zähnen T17 bis T27 gemäß Fig. 5 und ermittelten Zahnachsen AY und ermittelten anatomischen Landmarken L4, L5,

20

Fig. 10 eine perspektivische Darstellung von segmentierten Zähnen T17 bis T27 gemäß Fig. 5 und einem ermittelten Winkel α_{14-15} zwischen zwei Zahnachsen, einer ermittelten Distanz d_{16-26} zwischen zwei anatomischen Landmarken und einer ermittelten Länge l_{17-27} eines anatomische Landmarken verbindenden Linienzugs,

25

Fig. 11 eine perspektivische Darstellung von Mittelwert-Zahnmodellen MM einer Modelldatenbank für Zahntypen Nr. 18 bis Nr. 48,

30

Fig. 12 eine Darstellung eines Zahnschemas, mit dem die vom Verfahren zu verwendenden Zahntypen definiert werden,

Fig. 13 eine Darstellung eines Zahnschemas, mit dem die vom Verfahren ermittelten Präparationstypen dargestellt werden,

35

Fig. 14 eine reduzierte Darstellung des Zahnschemas aus Fig. 13,

Fig. 15 eine perspektivische Darstellung von Scandaten D eines Kiefers, die zum Aufbau einer Modelldatenbank verwendet werden, wobei in der linken Bildhälfte der Oberkieferscan, und rechts der Unterkieferscan abgebildet ist,

Fig. 16 eine perspektivische Darstellung von Zahnmodellen M eines Zahntyps, die durch Anpassung an aus der Segmentierung von Kieferscans stammenden Scandaten eines Zahntyps konstruiert wurden,

Fig. 17 eine perspektivische Darstellung einer Aufstellung von Zahnmodellen M eines Zahntyps, definiert durch die gegenseitigen morphologischen Abweichungswerte, wobei morphologisch ähnliche Zahnmodelle M eine geringe räumliche Distanz bei der Aufstellung zueinander aufweisen,

Fig. 18 eine perspektivische Darstellung einer möglichen Sortierung von sieben Zahnmodellen M, bestehend aus einem Mittelwert-Zahnmodell MM und sechs Ziel-Zahnmodellen MT, einer Modelldatenbank mit sechs Teiltransformationen T1, T2, T3, T4, T5, T6,

Fig. 19 ein schematisch dargestelltes Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Analysesystems.

Das in Fig. 19 schematisch dargestellte Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Analysesystems 5 besteht im Wesentlichen aus einem Computer 10 und einer daran angeschlossenen Konsole 6 o.Ä. mit einem Bildschirm 7, einer Tastatur 8 und einer Zeigeeinrichtung, hier einer Maus 9. Bei dem Computer 10 kann es sich um einen in üblicher Weise aufgebauten Computer, beispielsweise einen PC oder eine Workstation handeln, welcher auch zu sonstigen Datenauswertungen und/oder zur Steuerung von Bildaufnahmegeräten (Modalitäten) wie optischen Scannern, Computertomographen, Digitalen Volumetomographen, etc. eingesetzt werden kann. Wesentliche Komponenten innerhalb dieses Computers 10 sind u.a. ein zentraler Prozessor 13 und eine Schnittstelle 11, um Scandaten D oraler Strukturen OS zu empfangen, welche von einer Modalität 1, hier einem optischen Scanner, gemessen wurden.

In dem in Fig. 19 dargestellten Ausführungsbeispiel ist die Modalität 1 mit einer Steuereinrichtung 2 verbunden, welche wiederum mit einem Datenbus 3 verbunden ist, an dem

auch das Analysesystem 5 angeschlossen ist. Außerdem sind an diesem Datenbus 3 ein Massenspeicher 4 zur Zwischenspeicherung oder dauerhaften Hinterlegung der von der Modalität 1 aufgezeichneten Scandaten D und/oder der von dem Analysesystem 5 weiter verarbeiteten Scandaten D angeschlossen. Selbstverständlich können am Datenbus 3 unter Bildung eines größeren Netzwerks noch andere Komponenten, beispielsweise weitere Modalitäten, Massenspeicher, Workstations, Ausgabegeräte wie Drucker, Filming-Stationen, Schleifeinheiten o.Ä. angeschlossen sein. Ebenso ist eine Verbindung mit einem externen Netz bzw. mit weiteren Analysesystemen möglich. Sämtliche Scandaten D werden dabei vorzugsweise zur Kommunikation im sog. STL-Standard (STL = Surface Tessellation Language) und/oder im DICOM-Standard (DICOM = Digital Imaging and Communication in Medicine) formatiert.

Die Ansteuerung der Modalität 1 erfolgt in üblicher Weise über die Steuereinrichtung 2, welche auch die Daten von der Modalität 1 akquiriert. Die Steuereinrichtung 2 kann zur Bedienung vor Ort eine eigene Konsole oder Ähnliches aufweisen, die hier jedoch nicht dargestellt ist. Es ist aber auch möglich, dass die Bedienung beispielsweise über den Datenbus mittels eines separaten Computers erfolgt, welche sich in der Nähe der Modalität befindet.

Zunächst werden in einem ersten Verfahrensschritt die Scandaten D ausgewählt und der Umfang der vom Verfahren zu verwendenden Zahntypen festgelegt. Die Scandaten D können beispielsweise unmittelbar von der Modalität 1 bzw. deren Steuereinrichtung 2 über den Datenbus 3 dem Computer 10 zugeführt werden. Es kann sich aber auch um Scandaten D handeln, die bereits vor einiger Zeit aufgenommen und in einem Massenspeicher 4 hinterlegt wurden. Bei dem im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel wird davon ausgegangen, dass es sich bei den zu analysierenden Scandaten D um optische und nicht um radiologische Scandaten D handelt. Eine geometrische Analyse von radiologischen Scandaten D erfolgt analog zu einer Analyse von optischen Scandaten D. Ein Unterschied besteht dabei in der Bestimmung von Zielstrukturen für die Zahnmodelle. Bei optischen Scandaten D bilden die gemessenen Oberflächen, oder Teile dieser Oberflächen, direkt die Zielstrukturen. Hingegen werden bei radiologischen Scandaten D in der Regel zuerst geeignete Oberflächen durch dem Fachmann bekannte Verfahren im Vorfeld der Analyse erzeugt. Beispielsweise kann man durch Schwellenwert- und/oder Konturanalyseverfahren aus CT/DVT-Scandatensätzen D die Oberflächen von Zähnen und/oder dem Zahnfleisch und/oder den Kieferknochen in einer triangulierten Form erhalten. Basierend auf diesen Oberflächendaten kann dann die geometrische Analyse der radiologi-

schen Scandaten D analog zur geometrischen Analyse von optischen Scandaten D durchgeführt werden.

Der Umfang der vom Verfahren zu verwendenden Zahnmodelle wird vorzugsweise durch
5 die Angabe einer Menge unterschiedlicher Zahntypen festgelegt. Optional kann der Bediener zusätzlich auch die Präparationstypen der ausgewählten Zahntypen angeben. Diese angegebenen Präparationstypen können dann zur Verfahrenskontrolle mit den ermittelten Präparationstypen verglichen werden oder aber auch in die Berechnung von Optimierungsteilwerten eingehen. Beispielsweise sollen bei Kronen-, bzw. Brückenpräparationen die Okklusionsflächen der dazugehörenden Zahnmodelle außerhalb von Zahn-, bzw.
10 Restzahnschubstanz in den Scandaten D liegen. Wegen der besseren Anschaulichkeit für den Bediener können diese Angaben mittels einer grafischen Benutzeroberfläche und einem Zahnschema erfolgen, das beispielhaft in Fig. 12 dargestellt ist. Die dazugehörenden Mittelwert-Zahnmodelle MM der Zahntypen Nr. 18 bis Nr. 48 zeigt die Fig. 11. Vorzugsweise sollte der Umfang der zu verwendenden Zahntypen dem Umfang der Zahntypen der gescannten Zähne entsprechen. Im Folgenden wird davon ausgegangen, dass der Bediener mehrere Zahntypen mit den dazugehörenden Präparationstypen ausgewählt hat (siehe Fig. 13). In diesem Fall ist die Verwendung derjenigen Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens sinnvoll, bei der Gruppen von Zahnmodellen individualisiert
15 werden. Man kann aber auch die Präparationstypen mittels eines reduzierten Zahnschemas (siehe Fig. 14) oder grafisch mit den Scandaten D darstellen (siehe Fig. 4). Diese Figur zeigt auch die aus den individualisierten Zahnmodellen und Scandaten D ermittelten Zahnrestaurationen R.

25 Die Auswahl der Zahnmodelle aus einer Modelldatenbank DB kann mittels einer Auswahlereinheit 14 stattfinden, welche hier in Form eines Softwaremoduls auf dem Prozessor 13 des Computers 10 realisiert ist (siehe Fig. 19). Die Modelldatenbank DB ist beispielsweise auf einem Speicher 12 des Computers 10 hinterlegt, auf den auch die Auswahlereinheit 14 Zugriff hat, bzw. die Auswahlereinheit 14 kann Auswahlvorgaben festlegen, die von
30 nachfolgenden Arbeitsmodulen bei der Modellindividualisierung berücksichtigt werden.

Ein Ausführungsbeispiel für ein 16-Zahnmodell M zeigt Fig. 1. Das Oberflächen-Zahnmodell M enthält eine Segmentierungslinie LS und eine Präparationslinie LP. Diese beiden Grenzlinien LS, LP definieren einen aktiven Anpassungsbereich AA und zwei inaktive Anpassungsbereiche AI. Die Grenzlinien LS, LP liegen bei diesem Ausführungsbeispiel auf der Oberfläche des Zahnmodells M. Da bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel

spiel von optischen Scandaten ausgegangen wird, ist die Verwendung von Oberflächenmodellen für die geometrische Analyse von Vorteil. Außerdem enthält das in Figur 1 gezeigte Zahnmodell M keine Teilmodelle, wie beispielsweise ein Implantat-Teilmodell. Die Parametrisierung der Grenzlinien LS, LP kann über aus der Computergrafik bekannte
5 Texturkoordinaten des Zahnmodells M erfolgen. Dazu können jedem Vertex des Zahnmodells M zweidimensionale Texturkoordinaten zugeordnet werden. Die Vertices der Grenzlinien LS, LP ergeben sich dann aus einer Menge von zweidimensionalen Texturkoordinaten. Diese Texturkoordinaten können bei diesem Ausführungsbeispiel als Linienparameter des Zahnmodells M verwendet werden.

10

Die Bestimmung von individualisierten Zahnmodellen für die gewünschten Zahntypen erfolgt bei dem beschriebenen Ausführungsbeispiel durch die Lösung einer Optimierungsaufgabe, wobei beginnend mit Start-Zahnmodellen der gewünschten Zahntypen ein Optimierungsverfahren durchgeführt wird. Bei der Individualisierung der Zahnmodelle
15 werden zuerst die Start-Zahnmodelle für die gewünschten Zahntypen bestimmt. Vorzugsweise sind die Start-Zahnmodelle in der Modelldatenbank festgelegt und sind besonders bevorzugt Mittelwert-Zahnmodelle der gewünschten Zahntypen. Es können aber auch Start-Zahnmodelle verwendet werden, die sich durch eine vorherige Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens aus den dazugehörigen individualisierten Zahnmodellen
20 ergeben.

Nach der Auswahl der Start-Zahnmodelle sollten diese vor der Anpassung an die Scandaten relativ zu den Scandaten grob platziert werden, d.h. es wird eine Vorpositionierung der Start-Zahnmodelle vorgenommen. Bei radiologischen Scandaten (z.B. CT/DVT-
25 Scandaten) sind in der Regel Richtungsbezeichnungen (anterior, posterior, etc.) des Datensatzes bekannt und das Aufnahmevolumen umfasst normalerweise den Mundraum mit angrenzenden Strukturen. Ähnlich ist die Situation bei optischen Kieferscans. Auch dort werden in der Regel Richtungskonventionen für die Scandaten eingehalten. Die Okklusionsflächen der Zähne zeigen in eine definierte Achsrichtung und die grob parabelförmigen
30 Zahnbögen sind zu einer anderen definierten Achsrichtung hin geöffnet. Bei intraoralen optischen Scans ist die Situation geringfügig unterschiedlich. Auch hier zeigen die Okklusionsflächen der Zähne in eine definierte Achsrichtung und für die Enden des gemessenen Teils eines Zahnbogens sind Richtungsbezeichnungen (z.B. mesial, distal) bekannt. Aufgrund dieser impliziten Richtungsinformationen und der bekannten Abmessungen der
35 Scandaten können die Start-Zahnmodelle zum Verfahrensstart relativ zu den Scandaten platziert werden.

Anschließend werden dann die Zahnmodelle durch Variation von Modellparametern an die Scandaten angepasst. Fig. 3 zeigt exemplarisch Scandaten D mit individualisierten Zahnmodellen M für typische Inlay-, Kronen- und Brückenpräparationen.

5

Die Individualisierung von Zahnmodellen wird vorzugsweise durch die Lösung einer Optimierungsaufgabe durchgeführt, bei der sich der Optimierungswert aus einer Anzahl von Optimierungsteilwerten ergibt, die gewünschten Individualisierungskriterien entsprechen, von denen einige nachfolgend noch einmal erläutert werden. Die einzelnen Optimierungsteilwerte werden nach deren Berechnung zu einem einzigen Optimierungswert zusammengefasst. Vorzugsweise geschieht dies durch die Berechnung einer gewichteten Summe der Optimierungsteilwerte. Die Gewichtungsfaktoren ermöglichen dabei eine Steuerung des Einflusses der einzelnen Individualisierungskriterien. So kann beispielsweise ein hoher Gewichtungsfaktor für die Anpassung der Zahnmodelloberflächen an die Zähne, bzw. Restzahnsubstanzen in Kombination mit einem niedrigen Gewichtungsfaktor für die Anpassung der Grenzlinien an dazugehörige Zielstrukturen zu individualisierten Zahnmodellen führen, die sehr gut an die Zähne, bzw. Restzahnsubstanzen angepasst sind, dafür aber keine hundertprozentige Anpassung der Grenzlinien an die dazugehörenden Zielstrukturen aufweisen. Vorzugsweise werden die Gewichtungsfaktoren so gewählt, dass alle Individualisierungskriterien gleichermaßen gut eingehalten werden. Die Lösung der im Allgemeinen nichtlinearen Optimierungsaufgabe kann durch dem Fachmann bekannte Verfahren erfolgen. Eine einfache Möglichkeit ist die Bestimmung des minimalen Optimierungswertes durch Gradienten-Abstiegsverfahren.

Ein wichtiger Optimierungsteilwert beschreibt die Anpassung eines Zahnmodells an die dazugehörige Zahn- und/oder Restzahnsubstanz in den Scandaten. Die Bestimmung einer dazugehörenden Zielstruktur hängt vor allem von der Aufnahmemodalität der Scandaten ab. Bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel werden optische Scandaten verwendet und die gemessene Oberfläche wird direkt als Zielstruktur verwendet. Die Berechnung des Optimierungsteilwerts erfolgt vorzugsweise durch die Bildung der Summe von Quadraten von Entfernungswerten der Zahnmodell-Vertices des Zahnmodells zur Zielstruktur. Analog wird auch die Berechnung des Optimierungsteilwerts für die Anpassung der Grenzlinien eines Zahnmodells an Strukturen in den Scandaten mit entsprechenden Flächenkrümmungen durchgeführt. Als Zielstruktur für die Segmentierungslinien können beispielsweise Scanelemente verwendet werden, deren konkave Oberflächenkrümmungen über einem Schwellenwert liegen. Eine Zielstruktur für Präparationslinien

35

enthält beispielsweise Scanelemente mit konvexen Oberflächenkrümmungen über einem dazugehörenden Schwellenwert. Im Rahmen der erfindungsgemäß unterschiedlichen Gewichtung von aktiven und inaktiven Bereichen können dabei die Vertices der aktiven Anpassungsbereiche stärker als die der inaktiven Anpassungsbereiche gewichtet werden.

5 Insbesondere kann man auch nur die Vertices der aktiven Anpassungsbereiche in die Berechnung des Optimierungsteilwertes eingehen lassen, d.h. die Vertices der inaktiven Anpassungsbereiche werden mit Null gewichtet. Als Entfernungswerte können die minimalen Entfernungen der Zahnmodell-Vertices zur Zielstruktur, aber auch die Entfernungen entlang der Flächennormalen der Zahnmodell-Vertices zur Zielstruktur verwendet
10 werden.

Ein weiterer wichtiger Optimierungsteilwert beschreibt bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel den Kontakt eines Zahnmodells zur Gegenbezahnung. Dabei wird die Gegenbezahnung direkt oder indirekt durch ein Bissregistrator vermessen. In beiden Fällen
15 erhält man so genannte Antagonisten-Daten. Zur Beschreibung der Kontaktsituation eines Zahnmodells zu einem dazugehörenden Antagonisten wird die Verwendung von vorzeichenbehafteten Entfernungswerten vorgeschlagen. Ein negatives Vorzeichen für einen Entfernungswert eines Zahnmodell-Vertex ist dann gegeben, wenn er innerhalb des Antagonisten liegt, ansonsten erhält er ein positives Vorzeichen. Bestimmt man nun das Minimum der Entfernungswerte, so erhält man für ein Zahnmodell einen einzigen vorzeichenbehafteten Kontakt-Entfernungswert. Ist er positiv, so liegt keine Durchdringung vor, ist er
20 Null, so existieren ein oder mehrere Kontaktpunkte, ist er negativ, so liegt eine Durchdringung vor. Der Optimierungsteilwert für den Kontakt eines Zahnmodells zur Gegenbezahnung ist dann vorzugsweise das Quadrat des Kontakt-Entfernungswerts.

25 Eine Kopplung von Zahnmodellen wird vorzugsweise durch Optimierungsteilwerte berücksichtigt, welche die Kontakte und/oder die räumlichen Relationen der Lagen und/oder die räumlichen Relationen der Formen der gekoppelten Zahnmodelle beschreiben. Bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wurden die Zahntypen Nr. 13 bis Nr. 18 vom Bediener ausgewählt (siehe Fig. 13). Die dazugehörenden sechs benachbarten Zahnmodelle können dann eine Kontakt-Kopplungsgruppe für den Kontakt von Zahnmodellen bilden. Vollkommen analog zu der vorgeschlagenen Berechnungsvorschrift zur Beschreibung des Kontaktes zur Gegenbezahnung kann dann ein Optimierungsteilwert für den Kontakt der Zahnmodelle untereinander berechnet werden. Dazu werden für die sechs Zahnmodelle
30 vorzugsweise fünf Kontakt-Entfernungswerte berechnet und als Kontakt-

Optimierungsteilwert wird dann die Summe der Quadrate dieser Kontakt-Entfernungswerte gebildet.

Der Umfang der Lagen-Kopplungsgruppe entspricht bei dem vorliegenden Ausführungs-
5 beispiel dem Umfang der Kontakt-Kopplungsgruppe. Der dazugehörige Lagen-Optimierungsteilwert kann auf Basis der räumlichen Relationen von anatomischen Landmarken der gekoppelten Zahnmodelle berechnet werden. Die Bestimmung geeigneter Landmarken findet vorzugsweise im Rahmen des Aufbaus einer Modelldatenbank statt und kann interaktiv und/oder algorithmisch erfolgen. Eine vorgeschlagene Berechnungsart
10 für den Optimierungsteilwert basiert darauf, dass anatomische Landmarken gekoppelter Zahnmodelle auf parametrisierten dreidimensionalen Kurven liegen sollen. Als Lagen-Optimierungsteilwert wird dann vorzugsweise die Summe der Quadrate der Entfernungswerte von den Landmarken zu den Kurven gebildet. Eine dem Fachmann bekannte Kurve ist beispielsweise die Speesche Kurve, auf der die Schneidekanten und Höcker der oberen Zähne liegen sollen.
15

Ein weiterer Kopplungs-Optimierungsteilwert beschreibt die räumlichen Relationen der Formen gekoppelter Zahnmodelle untereinander. Die dazugehörige Formen-Kopplungsgruppe wird bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wieder aus den sechs
20 Zahnmodellen Nr. 13 bis Nr. 18 gebildet. Zur Berechnung des Formen-Optimierungsteilwertes wird bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel davon ausgegangen, dass die verwendete Modelldatenbank auf der Basis einer repräsentativen Menge von Probanden-Scandaten aufgebaut wurde. Zu einem Zahnmodell der Modelldatenbank eines Zahntyps korrespondieren dann diejenigen Zahnmodelle der anderen Zahntypen,
25 die vom gleichen Probanden stammen. Der Formen-Optimierungsteilwert für die Kopplung der Formen von Zahnmodellen ergibt sich dann vorzugsweise aus der Berechnung der Abweichungen von den Korrespondenzen der Zahnmodelle.

Dazu wird für jedes Zahnmodell der Formen-Kopplungsgruppe - im Folgenden Ausgangs-
30 Zahnmodell genannt - zuerst ein Probanden-Zahnmodell aus der Modelldatenbank bestimmt. Die Zuordnung eines Ausgangs-Zahnmodells zu einem Probanden-Zahnmodell des gleichen Zahntyps kann über die Formparameter des Ausgangs-Zahnmodells erfolgen. Beim Aufbau der Modelldatenbank werden zu jedem Probanden-Zahnmodell diejenigen Formparameter der geometrischen Transformation des Mittelwert-Zahnmodells be-
35 stimmt, welche das Probanden-Zahnmodell optimal wiedergeben. Diese Formparameter werden im Folgenden Probanden-Formparameter genannt und vorzugsweise in der Mo-

delldatenbank abgespeichert. Einem Ausgangs-Zahnmodell mit einem Ausgangs-Formparametersatz wird dann dasjenige Probanden-Zahnmodell zugeordnet, deren Probanden-Formparameter sich am geringsten von den Ausgangs-Formparametern des Ausgangs-Zahnmodells unterscheiden. Beispielsweise können dazu zuerst die Differenzen des Ausgangs-Formparametersatzes zu allen Probanden-Formparametern gebildet werden. Das Minimum des Quadrates dieser Differenzen definiert den gesuchten Probanden-Formparametersatz. Zu dem so ermittelten Probanden-Zahnmodell können dann die korrespondierenden Probanden-Zahnmodelle in der Modelldatenbank bestimmt werden. Dazu brauchen in der Modelldatenbank aber nur die Formparameter der Probanden-Zahnmodelle abgespeichert sein. Aus diesen können dann die ursprünglichen Probanden-Zahnmodelle konstruiert werden.

Danach findet eine Berechnung von morphologischen Abweichungswerten der bestimmten korrespondierenden Probanden-Zahnmodelle zu den dazugehörigen Zahnmodellen der Formen-Kopplungsgruppe statt. Die Berechnung eines morphologischen Abweichungswerts kann einfach und robust über die Summe von Entfernungswert-Quadraten der Vertices von zwei zu vergleichenden Zahnmodellen erfolgen, nachdem die beiden Zahnmodelle durch Translation und Rotation möglichst optimal zur Deckung gebracht wurden. Der so bestimmte morphologische Abweichungswert wird im Folgenden als Korrespondenz-Abweichungswert bezeichnet. Für jedes der sechs Zahnmodelle der beim vorliegenden Ausführungsbeispiel vorhandenen Formen-Kopplungsgruppe werden dann fünf Korrespondenz-Abweichungswerte bestimmt. Der Formen-Optimierungsteilwert für die Kopplung der Formen der Zahnmodelle ergibt sich dann als die Summe der Quadrate dieser Korrespondenz-Abweichungswerte.

Die bisher beschriebenen Optimierungsteilwerte können vollautomatisch, d.h. ohne die Einbeziehung von Bediener-Interaktionen berechnet werden. Die dazugehörigen Qualitätsteilwerte entscheiden bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel darüber, z.B. durch Unterschreitung eines vorgegebenen Schwellenwertes, ob der Bediener zur Markierung von Strukturen in den Scandaten aufgefordert wird, die bei einem nochmaligen Ablauf des Verfahrens zusätzlich mit in die Individualisierung von Zahnmodellen eingehen. D.h. bei einem nochmaligen Ablauf des Verfahrens werden neben den bisher einbezogenen Optimierungsteilwerten zusätzliche Optimierungsteilwerte auf der Basis von Bediener-Interaktionen berücksichtigt. Liegt beispielsweise der Qualitätswert eines Zahnmodells für die Anpassung an die Zahn- oder Restzahnsubstanz unter einem Schwellenwert, so wird der Bediener zur Markierung von unpräparierter Zahnoberfläche oder Restzahnsubstanz

aufgefordert. Da bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel die Präparationstypen bekannt sind, wird der Bediener beispielsweise zur Markierung von unpräparierter Zahnschubstanz bei Präparationstypen aufgefordert, die das Vorhandensein von unpräparierter Zahnschubstanz implizieren. Dies sind beispielsweise die Präparationstypen Zahn, Inlay, Onlay etc..

Ein wichtiger Optimierungsteilwert auf der Basis von Bediener-Interaktion beschreibt die Anpassung eines Zahnmodells an die dazugehörige markierte unpräparierte Zahnoberfläche in den Scandaten. Für jedes markierte Scanelement wird vorzugsweise die minimale Entfernung zur dazugehörenden Zahnmodelloberfläche bestimmt und aus diesen Werten ein mittlerer Entfernungswert berechnet. Das Quadrat dieses Entfernungswertes kann als Optimierungsteilwert verwendet werden. Vorzugsweise werden in den Scandaten zuerst diejenigen unpräparierten Zahnoberflächen markiert, die zum ersten und/oder letzten Zahnmodell in der Modellgruppe gehören. Vollkommen analog können diese Berechnungen auf die Bestimmung von Optimierungsteilwerten angewendet werden, die Kontaktpunkte zur Gegenbezahnung und/oder zu Nachbarzähnen beschreiben.

Bei der Anpassung eines Zahnmodells an die dazugehörige markierte Restzahnschubstanz in den Scandaten ist es vorteilhaft mit vorzeichenbehafteten Entfernungswerten zu arbeiten. Zumindest ein Berechnungsverfahren für vorzeichenbehaftete Entfernungswerte wurde bereits weiter oben beschrieben. Ein negatives Vorzeichen zeigt an, dass ein markiertes Scanelement innerhalb des Zahnmodells liegt, ein positives Vorzeichen zeigt hingegen an, dass ein markiertes Scanelement außerhalb liegt. Für alle markierten Scanelemente werden diese vorzeichenbehafteten Entfernungswerte bestimmt und das Quadrat des Maximums dieser Entfernungswerte als Optimierungsteilwert verwendet.

Die Berechnung eines Optimierungsteilwerts für die Anpassung eines Zahnmodells an eine vom Bediener markierten Segmentierungslinie in den Scandaten - beispielsweise durch einen einzigen Mausklick - kann auch durch die Verwendung von Entfernungswerten erfolgen. Dabei werden in der Regel konkave Oberflächenstrukturen, die den Übergang von den Zähnen zum Zahnfleisch bilden, als Teile von Segmentierungslinien markiert. Zur Berechnung des dazugehörenden Optimierungsteilwertes wird vorzugsweise für jedes markierte Scanelement die minimale Entfernung zur Segmentierungslinie des dazugehörenden Zahnmodells bestimmt. Das Quadrat des mittleren Entfernungswertes aller so bestimmten Entfernungen wird dann für den Optimierungsteilwert verwendet. Der Optimierungsteilwert für die Anpassung eines Zahnmodells an eine markierte Präparationsli-

nie erfolgt vollkommen analog, wobei sich Präparationslinien im Gegensatz zu Segmentierungslinien durch konvexe Oberflächenstrukturen auszeichnen.

Ein weiterer Optimierungsteilwert beschreibt die Anpassung eines Zahnmodells an markierte anatomische Landmarken in den Scandaten. Zur Berechnung des dazugehörigen Optimierungsteilwerts werden in einer bevorzugten Variante die Entfernungen der markierten anatomischen Landmarken in den Scandaten zu den dazugehörigen Landmarken des Zahnmodells berechnet. Der Optimierungsteilwert ergibt sich dann über die Summe der Quadrate dieser Entfernungswerte. In der gleichen Weise kann auch ein Optimierungsteilwert für die Anpassung eines Zahnmodells an nichtnatürliche orale Strukturen berechnet werden. Beispielsweise kann ein Zahnmodell auch ein Implantat-Teilmodell enthalten. Dieses Implantat-Teilmodell enthält vorzugsweise Landmarken, die in den Scandaten markiert werden können. Aus den Entfernungen von korrespondierenden Implantat-Landmarken ergibt sich dann der dazugehörige Optimierungsteilwert.

Zur Steigerung der Präzision der Verfahrensergebnisse kann man vor der weiteren geometrischen Analyse der Scandaten D eine Feinanpassung der individualisierten Zahnmodelle mit ihren individualisierten Grenzlinien LS, LP untereinander und/oder an die Scandaten D durchführen. Von Vorteil ist die Anwendung von Deformationstransformationen auf die individualisierten Zahnmodelle, welche eine Feinanpassung der Zahnmodelle untereinander sowie an die Zähne, Restzahnsubstanzen, Gegenbezahnung, Bissregistrare, Kontaktpunkte, etc. mit möglichst geringen Verschiebungswerten vornehmen und dabei keine Kanten oder Faltungen erzeugen. Diese Anpassungen können analog zur Individualisierung der Zahnmodelle durchgeführt werden, wobei als Optimierungsparameter jetzt die Parameter der Deformationstransformationen Verwendung finden. Die Berechnung des zu minimierenden Optimierungswertes aus Optimierungsteilwerten kann unverändert übernommen werden. Eine mögliche geometrische Transformation für die Feinanpassung eines Zahnmodells wird beispielsweise in der Promotionsarbeit „Individualisierung von digitalen anatomischen Modellen durch Computertomographie“ (Tank M., 2002, Institut für Rechtsmedizin der Universität Heidelberg) beschrieben. Die Fig. 5 zeigt beispielsweise auf diese Weise fein angepasste Segmentierungslinien LS für einen Kieferscan der Zähne Nr. 17 bis Nr. 27. Fig. 7 zeigt hingegen beispielsweise fein angepasste Grenzlinien LS, LP für eine Inlaypräparation.

Die Berechnung der individualisierten Zahnmodelle findet innerhalb einer Individualisierungseinheit 15 statt, welche hier in Form eines Softwaremoduls auf dem Prozessor 13

des Computers 10 realisiert ist (siehe Fig. 19). Die Individualisierungseinheit 15 hat Zugriff auf die Modelldatenbank DB im Speicher 12 des Computers 10, um für ausgewählte Zahntypen die dazugehörigen Zahnmodelle mit ihren geometrischen Transformationen zu laden. Außerdem benötigt die Individualisierungseinheit 15 Zugriff auf weitere Informa-
5 tionen in der Modelldatenbank DB, beispielsweise auf die Probanden-Formparameter um Formen-Optimierungsteilwerte für Formen-Kopplungsgruppen zu berechnen.

Auf Basis der individualisierten Zahnmodelle mit ihren individualisierten Grenzlinien werden schließlich die Scandaten segmentiert. Die Fig. 6 zeigt beispielsweise einen segmen-
10 tierten Kieferscan bei dem das segmentierte Zahnfleisch G schraffiert dargestellt ist. Fig. 8 zeigt hingegen segmentierte Scandaten D mit einer Inlaypräparation, bei der neben dem Zahnfleisch G auch die zur Inlaypräparation gehörenden Kavität C schraffiert dargestellt ist. Jedem Scanelement (beispielsweise Vertices bei optischen Scans, Voxel bei radiolo-
gischen Scans) wird bei der Segmentierung beispielsweise eine Zahnnummer oder eine
15 Nummer, die extradentale Strukturen kennzeichnet, zugeordnet. Diese Nummern können farblich kodiert werden und ermöglichen mittels einer entsprechenden Einfärbung der Scandaten D eine schnelle visuelle Kontrolle der Segmentierungsergebnisse durch den Bediener. Dabei kann die Zuordnung von Zahnnummern zu Scanelementen durch unter-
schiedliche Verfahren erfolgen. Ein einfaches Verfahren bestimmt zuerst für ein Scanele-
20 ment die minimalen Entfernungen zu jedem einzelnen individualisierten Zahnmodell, wo-
bei ein negatives Vorzeichen für die Entfernung verwendet wird, wenn das Scanelement innerhalb des individualisierten Zahnmodells liegt. Anschließend wird die Zahnnummer des individualisierten Zahnmodells mit der geringsten Entfernung ermittelt und dem Sca-
nelement zugeordnet. Liegt diese Entfernung über einem positiven Schwellenwert, dann
25 wird eine definierte Nummer zur Kennzeichnung von extradentalen Strukturen für das Scanelement verwendet.

Kavitäten C zeichnen sich bei diesem Verfahren dadurch aus, dass die minimale Entfer-
nung eines Scanelements zu einem dazugehörigen Zahnmodell unterhalb eines negati-
30 ven Schwellenwertes liegt. Entsprechende Markierungen von Kavitäten C können zusätz-
lich zu den Zahnnummern den Scanelementen zugeordnet werden. Eine weitere Differen-
zierung der Ergebnisse kann dadurch vorgenommen werden, dass bei den Berechnungen
anschließend nur Teile der individualisierten Zahnmodelle betrachtet werden. So können
den Scanelementen weitere Markierungen hinzugefügt werden, die einzelne Teilmodelle
35 oder Oberflächenregionen beschreiben, wie z.B. Wurzeln oder Höcker.

Die Bestimmung von Segmentierungslinien LS, Präparationslinien LP, anatomischen Landmarken L1, L2, L3, L4, L5, Zahnachsen AX, AY, Richtungsbezeichnungen und weiteren charakteristische geometrische Strukturen in den Scandaten D erfolgt durch die Übertragung der entsprechenden an den Zahnmodellen M markierten Strukturen (siehe Fig. 2) auf die Scandaten D. Fig. 9 zeigt eine perspektivische Darstellung von segmentierten Zähnen T17 bis T27 und auf diese Weise ermittelte Zahnachsen AY und ermittelte anatomische Landmarken L4, L5. Darüber hinaus können die Scandaten D auf Basis dieser individualisierten Strukturen vermessen werden. Die Fig. 10 zeigt eine perspektivische Darstellung von segmentierten Zähnen T17 bis T27 und einem ermittelten Winkel α_{14-15} zwischen zwei Zahnachsen, einer ermittelten Distanz d_{16-26} zwischen zwei anatomischen Landmarken und einer ermittelten Länge l_{17-27} eines anatomische Landmarken verbindenden Linienzuges.

Diese weitere geometrische Analyse der Scandaten, auf Basis der individualisierten Zahnmodelle, findet innerhalb einer Analyseeinheit 16 statt, welche hier – der Individualisierungseinheit 15 nachgeordnet – ebenfalls in Form eines Softwaremoduls auf dem Prozessor 13 des Computers 10 realisiert ist.

Auf Basis der individualisierten Zahnmodellen und Scandaten lassen sich auch die Zahnrestorationen R und/oder Präparationstypen (Inlay, Krone, Brücke, etc.) der gescannten Zähne bestimmen (siehe Fig. 4). Diese algorithmisch bestimmten Präparationstypen erlauben bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel eine Kontrolle der Verfahrensergebnisse, indem diese mit den durch den Bediener angegebenen Präparationstypen verglichen werden. Die Bestimmung von Zahnrestorationen R und Präparationstypen kann auch innerhalb der Analyseeinheit 16 stattfinden.

Die Zahnrestorationen R können aus den individualisierten Zahnmodellen M und Scandaten D durch Standardverfahren bestimmt werden, die dem Fachmann bekannt sind. Prinzipiell werden dazu die Präparationslinien der Scandaten D in geeigneter Weise möglichst stetig und glatt mit den individualisierten Zahnmodellen M verbunden und dann die Kavitäten als untere Begrenzungen hinzugefügt. Als Ergebnis erhält man für die Zahnrestorationen R dreidimensionale Modelle von Schleifkörpern, die maschinell hergestellt werden können. In der Fig. 3 sind exemplarisch Scandaten D mit optimalen Zahnmodellen M für typische Inlay-, Kronen- und Brückenpräparationen dargestellt. Fig. 4 zeigt die dazugehörigen Zahnrestorationen R.

Die Bestimmung von Präparationstypen geschieht vorzugsweise auf Basis der typischen charakteristischen geometrischen Formen der ermittelten virtuellen Zahnrestaurationen und der dazugehörigen Grenzlinien. So liegen beispielsweise bei einer Kronenpräparation die Segmentierungs- und Präparationslinie überall relativ eng zusammen und befinden sich ungefähr auf Zahnfleischniveau und der Okklusionsbereich des dazugehörigen individualisierten Zahnmodells ist vollständig präpariert. Bei einer typischen Veneerpräparation hingegen liegt die Präparationslinie oral auf Zahnfleischniveau und lingual kurz hinter der präparierten Schneidekante, also erheblich weiter okklusal. Mesial und distal reicht die Präparationslinie in der Regel nah an die Nachbarzähne heran, schließlich handelt es sich ja um eine vollständige Verblendschale im Frontzahnbereich. Das dazugehörige individualisierte Zahnmodell weist eine vollständige Präparation der Schneidekante und der oralen Anteile oberhalb des Zahnfleisches auf. Die größte Variation der Präparationslinien ist bei Inlaypräparationen vorhanden. Aufgrund der Restzahnschubstanz befindet sich - von okklusal betrachtet - zumindest ein Teil der Präparationslinie im Bereich des Zahnzentrums und dieser Teil weist auch einen relevanten Abstand zur Segmentierungslinie auf. Im Gegensatz zu den beiden anderen Präparationstypen ist der Okklusionsbereich des individualisierten Zahnmodells nicht vollständig präpariert, sondern mindestens ein Höcker ist noch vorhanden.

Diese qualitativen Beschreibungen zur Bestimmung des Präparationstyps lassen sich in mathematische Berechnungen fassen. Die Okklusionsbereiche der Seitenzähne und die Schneidekanten der Frontzähne können an den Zahnmodellen markiert werden. Durch die individualisierten Präparationslinien erhält man inaktive Modellbereiche, die präparierten Bereichen der gescannten Zähne entsprechen. Der Prozentsatz der präparierten Okklusionsfläche, bzw. der Schneidekante eines individualisierten Zahnmodells kann dann zur Fallunterscheidung herangezogen werden.

Ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen Verfahrens zum Aufbau von zumindest Teilen einer Modelldatenbank ist dadurch gekennzeichnet, dass eine Analyse einer repräsentativen Menge von Scandaten D defektfreier Ober- und Unterkiefer durchgeführt wird. Vorgeschlagen wird die Verwendung von Kiefer-Gipsabformungen, welche kostengünstig und präzise optisch eingescannt werden können. Fig. 15 zeigt auf diese Weise erzeugte optische Scandaten D. An dieser Stelle sei nochmals betont, dass der Datenbankaufbau aber auch durch eine Analyse von radiologischen Scandaten oder aber auch durch eine Analyse einer Kombination beider Datenarten stattfinden kann.

Für die Analyse der Formvariationen der Einzelzähne ist es vorteilhaft, die Scandaten D in einem ersten Schritt des Datenbankaufbaus zu segmentieren, wobei diese Segmentierung vorzugsweise interaktiv mit Hilfe einer grafischen Benutzeroberfläche durchgeführt werden kann. Als Ergebnis der Segmentierung von Kiefer-Scandaten D erhält man für
5 jeden Zahntyp (hier Zahnnummer) eine Menge von Zahn-Scandatenätzen, welche zum Aufbau zumindest eines Teils einer Modelldatenbank verwendet werden kann.

Die Konstruktion von Zahnmodellen M eines Zahntyps findet im zweiten Schritt des Datenbankaufbaus statt. Je nach gewünschter räumlicher Auflösung wird für jeden Zahn-
10 Scandatenatz ein Zahnmodell M konstruiert. Dazu kann man zuerst ein Zahnmodell M konstruieren, welches aus einer triangulierten Oberfläche in Form eines Quaders mit den Abmessungen des Zahn-Scandatenatzes besteht, wobei sich die Triangulierung einer gewünschten Auflösung durch sukzessive Unterteilung der Seitenflächen des Quaders ergibt. Danach findet eine Anpassung des initial konstruierten Zahnmodells M an den
15 Zahn-Scandatenatz statt, beispielsweise durch die Minimierung der Summe der Quadrate der Entfernungswerte der Zahnmodell-Vertices zur Zahnoberfläche in dem Zahn-Scandatenatz. Fig. 16 zeigt auf diese Weise konstruierte Zahnmodelle M eines Zahntyps.

Anschließend findet im dritten Schritt des Datenbankaufbaus eine Analyse der morphologischen Abweichungen der Zahnmodelle M eines Zahntyps untereinander statt, indem für jedes mögliche Paar von Zahnmodellen M ein morphologischer Abweichungswert berechnet wird. Dazu werden die beiden Zahnmodelle M eines Paares vorzugsweise durch eine optimale Translation und Rotation derart zur Deckung gebracht, dass die Summe der
25 Quadrate von Entfernungswerten der Zahnmodell-Vertices minimal ist. Als Entfernungswert eines Zahnmodell-Vertex des ersten Zahnmodells M des Paares kann der minimale Abstand des Vertex zur Oberfläche des zweiten Zahnmodells M des Paares verwendet werden. Der nach der Anpassung noch verbleibende mittlere Entfernungswert der Zahnmodell-Vertices kann als morphologischer Abweichungswert für das Zahnmodell-Paar
30 verwendet werden. Eine Visualisierung der Ergebnisse erfolgt vorzugsweise durch eine zweidimensionale Aufstellung der Zahnmodelle M, wie in der Fig. 17 gezeigt. Diese Aufstellung ist dadurch definiert, dass die Entfernungen der Zahnmodelle M untereinander bis auf einen gemeinsamen Skalierungsfaktor möglichst den dazugehörigen morphologischen Abweichungswerten der Zahnmodelle M entsprechen.

Im vierten Schritt des Datenbankaufbaus wird für jeden Zahntyp ein Mittelwert-Zahnmodell MM bestimmt, indem vorzugsweise dasjenige Zahnmodell M ausgewählt wird, dessen Summe der Quadrate der morphologischen Abweichungswerte zu allen vorhandenen Zahnmodellen M des Zahntyps minimal ist. Dieses Zahnmodell M wird dann als
5 Mittelwert-Zahnmodell MM des Zahntyps angesehen.

Im fünften Schritt des Datenbankaufbaus findet eine Sortierung der Zahnmodelle M eines Zahntyps auf Basis der berechneten morphologischen Abweichungswerte statt. Zum Aufbau einer Sortierung kann man die Sortierung mit dem Mittelwert-Zahnmodell MM beginnen und fügt iterativ weitere Zahnmodelle M des gleichen Zahntyps an. Das jeweils zuletzt
10 angefügte Zahnmodell M wird dabei als aktuelles Zahnmodell M bezeichnet. Das Sortierkriterium kann dadurch definiert sein, dass immer dasjenige Zahnmodell M hinzugefügt wird, dessen Summe der Quadrate der morphologischen Abweichungswerte zu den bereits sortierten Zahnmodellen M maximal ist.

Im abschließenden sechsten Schritt des Datenbankaufbaus wird noch eine parametrisierte geometrische Transformation zu dem Mittelwert-Zahnmodell MM hinzugefügt, vorzugsweise dadurch definiert, dass die Form des Mittelwert-Zahnmodells MM in zumindest ein in der Sortierung folgendes Ziel-Zahnmodelle MT kontinuierlich überführt werden
15 kann. Diese geometrische Transformation setzt sich vorzugsweise aus geometrischen Teiltransformationen zusammen, wobei sich die Transformation vorzugsweise als Linearkombination aus den Teiltransformationen ergibt. Jede einzelne Teiltransformation transformiert das Mittelwert-Zahnmodell MM in ein Ziel-Zahnmodell MT. Die Fig. 18 zeigt ein Beispiel für eine Sortierung von sieben Zahnmodellen M, bestehend aus einem Mittelwert-
20 Zahnmodell MM und sechs Ziel-Zahnmodellen MT, mit sechs dazugehörenden Teiltransformationen T1, T2, T3, T4, T5, T6. Diese sechs Ziel-Zahnmodelle MT sind die ersten Zahnmodelle, die beim Aufbau der Datenbank im fünften Schritt in der Sortierung dem Mittelwert-Zahnmodell MM nachfolgen, und somit die Zahnmodelle mit den größten morphologischen Abweichungen vom Mittelwert-Zahnmodell MM und den bereits vorher ein-
25 sortierten Zahnmodellen (hier also den vorher zusortierten anderen Ziel-Zahnmodellen MT). Die Anzahl der Ziel-Zahnmodelle MT kann durch die Vorgabe eines Schwellenwertes für morphologische Abweichungswerte erfolgen. Dazu wird vorzugsweise die Anzahl der Ziel-Zahnmodelle MT solange erhöht und jedes mal die dazugehörige geometrische Transformation konstruiert, bis sich alle Zahnmodelle M des Zahntyps durch die Anwen-
30 dung der konstruierten geometrischen Transformation bis auf den vorgegebenen Schwellenwert ergeben.

Der erste Schritt bei der Konstruktion der geometrischen Transformation besteht vorzugsweise in einer Unterteilung der Bounding-Box des Mittelwert-Zahnmodells MM in gleichgroße achsenparallele Zellen. Translationsvektoren der Zellenknoten definieren dann eine trilineare Transformation der Zahnmodell-Vertices. Dieser Ansatz wird im Detail in der Promotionsarbeit „Individualisierung von digitalen anatomischen Modellen durch Computertomographie“ (Tank M., 2002, Institut für Rechtsmedizin der Universität Heidelberg) beschrieben und dort auch als Zellenverfahren bezeichnet. Als Ergebnis erhält man eine Transformation, bei der die Transformationsparameter hierarchisch nach ihrer Wichtigkeit geordnet sind. Die Transformationsparameter für ein Morphing zwischen dem Mittelwert-Zahnmodell MM und einem Ziel-Zahnmodell MT ergeben sich aus der Forderung, dass die Summe der Quadrate der Entfernungswerte des transformierten Mittelwert-Zahnmodells MM zu dem Ziel-Zahnmodell MT minimal ist und das lokale Flächeneigenschaften möglichst erhalten bleiben. Eine Linearkombination von auf dieser Weise erhaltenen Transformationsparametern ergibt morphologisch sinnvolle Variationen des Mittelwert-Zahnmodells MM. Die Formparameter des Mittelwert-Zahnmodells MM umfassen dann vorzugsweise die auf diese Weise definierten Linearfaktoren.

Neben dem Aufbau von zumindest Teilen einer Modelldatenbank auf der Basis von Scandaten natürlicher oraler Strukturen können aber auch Scandaten von künstlichen oralen Strukturen verwendet werden. Das Aufbauverfahren für die dazugehörige Modelldatenbank entspricht dem Aufbauverfahren für natürliche orale Strukturen und wird dabei vollkommen analog durchgeführt. Es kann dann der erste Schritt des Datenbankaufbaus entfallen. Der erste Schritt des Datenbankaufbaus, d.h. die Segmentierung der Scandaten, ist in der Regel nicht nötig, da die künstlichen oralen Strukturen (beispielsweise künstliche Zähne wie Prothesenzähne oder Zahnrohlinge) physisch separiert vorliegen und einzeln scannbar sind.

Es wird an dieser Stelle noch einmal ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei den in den Figuren dargestellten Systemarchitekturen und Prozessen nur um Ausführungsbeispiele handelt, die vom Fachmann ohne weiteres im Detail verändert werden können. Insbesondere kann die Steuereinrichtung, sofern sie beispielsweise mit einer entsprechenden Konsole eingerichtet ist, auch alle entsprechenden Komponenten des Computers aufweisen, um dort unmittelbar die Messdatenverarbeitung nach dem erfindungsgemäßen Verfahren durchzuführen. In diesem Fall bildet folglich die Steuereinrichtung selbst das erfindungsgemäße Analysesystem, und ein weiterer bzw. separater Com-

puter ist nicht erforderlich. Im Übrigen ist es auch nicht zwingend notwendig, dass die verschiedenen Komponenten eines erfindungsgemäßen Analysesystems auf einem Prozessor bzw. in einem Computer o.Ä. realisiert sind, sondern die verschiedenen Komponenten können auch auf mehrere Prozessoren bzw. untereinander vernetzten Computern verteilt sein. Es wird der Vollständigkeit halber auch darauf hingewiesen, dass die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht ausschließt, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließen die Begriffe „Vorrichtung“, „Einrichtung“, „Einheit“, „Modul“ etc. nicht aus, dass diese aus mehreren Komponenten bestehen, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

10

Es bietet sich im Übrigen an, bestehende Analysesysteme, in welchen bereits bekannte Nachverarbeitungsprozesse implementiert sind, mit einer erfindungsgemäßen Prozesssteuereinheit nachzurüsten, um auch diese Anlagen gemäß dem vorstehend beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahren zu nutzen. In vielen Fällen reicht ggf. auch ein Update der Steuerungssoftware mit geeigneten Steuerungs-Softwaremodulen aus.

15

Patentansprüche

1. Verfahren zur geometrischen Analyse von Scandaten (D) oraler Strukturen, bei dem

- entsprechend der zu analysierenden Scandaten (D) eine Anzahl parametrisierter Zahnmodelle (M) gewünschter Zahntypen ausgewählt wird, wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell (M) zumindest eine Grenzlinie (LS, LP) enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell (M) in zumindest einen aktiven (AA) und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich (AI) unterteilt,
- die Zahnmodelle (M) mit ihren Grenzlinien (LS, LP) zur Individualisierung an die Scandaten (D) anpasst werden, wobei die Individualisierung durch Variation von Modellparametern durchgeführt wird und wobei die aktiven Anpassungsbereiche (AA) der Zahnmodelle (M) stärker gewichtet werden als die inaktiven Anpassungsbereiche (AI),
- auf Basis der individualisierten Zahnmodelle (M) mit ihren individualisierten Grenzlinien (LS, LP) die Scandaten (D) segmentiert werden und/oder zumindest eine Grenzlinie (LS, LP) in den Scandaten (D) bestimmt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass nach Individualisierung der Zahnmodelle (M) und vor einer weiteren geometrischen Analyse der Scandaten (D) eine Feinanpassung der individualisierten Zahnmodelle (M) mit ihren individualisierten Grenzlinien (LS, LP) untereinander und/oder an die Scandaten (D) stattfindet.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Grenzlinien (LS, LP) auf den Oberflächen der Zahnmodelle (M) liegen und/oder dass die Grenzlinien (LS, LP) einen parametrisierten Abstand zu den Oberflächen der Zahnmodelle (M) aufweisen und/oder dass die Linienparameter so gewählt werden, dass die Grenzlinien (LS, LP) sich nicht schneiden und/oder einen Mindestabstand zueinander einhalten.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Grenzlinien (LS, LP) eines Zahnmodells (M) zumindest eine Segmentierungslinie (LS) und/oder zumindest eine Präparationslinie (LP) umfassen und wobei

- zur Individualisierung der Segmentierungslinien (LS) vorzugsweise eine Segmentierungslinien-Zielstruktur bestimmt wird, die aus Teilen von Scandaten (D) besteht und zumindest eine konkave Oberflächenstruktur umfasst,

- zur Individualisierung der Präparationslinien (LS) vorzugsweise eine Präparationslinien-Zielstruktur bestimmt wird, die aus Teilen von Scandaten (D) besteht und zumindest eine konvexe Oberflächenstruktur umfasst.

5 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Anpassungsbereiche (AA, AI) auf den Zahnmodelloberflächen liegen und dass die aktiven Anpassungsbereiche (AA) bei optischen Scandaten (D) an unpräparierte Zahnoberflächen in den Scandaten (D) angepasst werden und bei radiologischen Scandaten (D) an unpräparierte Zahnoberflächen, die außerhalb des Zahnfleisches oder außerhalb des Kieferknochens liegen oder aus Zahnschmelz bestehen.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass für die Individualisierung von Zahnmodellen (M) ein Qualitätswert berechnet wird, der sich aus einzelnen Qualitätsteilwerten ergibt, die die Erfüllung von Individualisierungskriterien beschreiben und diese Qualitätsteilwerte darüber entscheiden, ob der Bediener zur Markierung von Strukturen in den Scandaten (D) aufgefordert wird, wobei die Markierungen bei einem nochmaligen Ablauf des Verfahrens mit in die Individualisierung von Zahnmodellen (M) eingehen.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass für ein Zahnmodell (M) die Gewichtung der Anpassungsbereiche (AA, AI) auf Basis der Qualitätsteilwerte für die Individualisierung der Grenzlinien (LS, LP) durchgeführt wird, wobei mit steigenden Qualitätsteilwerten für die Individualisierung der Grenzlinien (LS, LP) die aktiven Anpassungsbereiche (AA) bei der Anpassung an die Scandaten (D) stärker gewichtet werden.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass anatomische Landmarken (L1, L2, L3, L4, L5) und/oder Zahnachsen (AX, AY) und/oder Richtungsbezeichnungen und/oder Oberflächenregionen und/oder weitere charakteristische geometrische Strukturen an den Zahnmodellen (M) markiert und nach der Individualisierung auf die Scandaten (D) übertragen werden und/oder das auf Basis dieser individualisierten Strukturen eine geometrische Vermessung (d16-26, a14-15, l17-27) der Scandaten (D) vorgenommen wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass aus den individualisierten Zahnmodellen (M) und Scandaten (D) virtuelle Zahnrestorationen (R)

von präparierten Zähnen bestimmt werden und dass aus den charakteristischen geometrischen Formen der ermittelten virtuellen Zahnrestorationen (R) und/oder zu den individualisierten Zahnmodellen (M) dazugehörenden individualisierten Grenzlinien (LS, LP) die Präparationstypen der zu den Zahnmodellen (M) dazugehörenden Zähne bestimmt werden und das optional sprachliche und/oder symbolische Bezeichnungen für diese ermittelten Präparationstypen mit einem Zahnschema und/oder mit einem reduzierten Zahnschema und/oder grafisch mit den Scandaten (D) dargestellt werden.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Individualisierung von Zahnmodellen (M) durch die Lösung einer Optimierungsaufgabe durchgeführt wird, bei der sich ein Optimierungswert vorzugsweise aus einer Anzahl von Optimierungsteilwerten ergibt, wobei zumindest einzelne der Optimierungsteilwerte besonders bevorzugt so gewählt sind, dass sie zumindest einem der folgenden Individualisierungskriterien entsprechen:

- die Anpassung von Zahnmodellen (M) an die Zähne und/oder Restzahnsubstanzen,
- die Anpassung von Zahnmodellen (M) an die Gegenbezahnung,
- die Anpassung von Zahnmodellen (M) an Bissregistrare,
- die Anpassung von Zahnmodellen (M) an nichtnatürliche orale Strukturen,
- die Anpassung von Grenzlinien (LS, LP) der Zahnmodelle (M) an Strukturen in den Scandaten (D) mit entsprechenden Oberflächenkrümmungen,
- die mechanische Stabilität der zu Zahnmodellen (M) gehörenden virtuellen Zahnrestorationen (R),
- die ästhetische Wirkung der zu Zahnmodellen (M) gehörenden virtuellen Zahnrestorationen (R),
- die Kontakte von Zahnmodellen (M),
- die räumlichen Relationen der Lagen von Zahnmodellen (M),
- die räumlichen Relationen der Formen von Zahnmodellen (M).

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass Strukturen in den Scandaten (D) markiert und Optimierungsteilwerte berechnet werden, die die Abweichungen der markierten Strukturen zu dazugehörenden Strukturen der Zahnmodelle (M) beschreiben, wobei bevorzugt zumindest eine Markierung eine der folgenden Strukturen beschreibt:

- unpräparierte Oberflächen von Zähnen,
- Restzahnsubstanzen von Zähnen,

- Segmentierungslinien von Zähnen,
- Präparationslinien von Zähnen,
- anatomischen Landmarken von Zähnen,
- nichtnatürliche orale Strukturen,
- 5 - Kontaktpunkte zu Nachbarzähnen,
- Kontaktpunkte zur Gegenbezahnung.

12. Verfahren zur Erzeugung einer Modelldatenbank (DB), die für verschiedene Zahntypen jeweils eine Anzahl von parametrisierten Zahnmodellen (M) enthält, zur Verwendung
10 in einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell (M) zumindest eine parametrisierte Grenzlinie (LS, LP) enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell (M) in zumindest einen aktiven (AA) und zumindest einen
15 inaktiven Anpassungsbereich (AI) unterteilt.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest Teile der Modelldatenbank (DB) durch die Analyse einer Menge von optischen und/oder radiologischen Scandaten (D) oraler Strukturen aufgebaut werden, bei dem für einen gewünschten
20 Zahntyp

- die Scandaten (D) optional segmentiert werden, um Scandaten (D) des gewünschten Zahntyps zu erhalten,
- Zahnmodelle (M) der Modelldatenbank (DB) durch eine Anpassung an die Scandaten (D) des gewünschten Zahntyps konstruiert werden,
- 25 - eine Analyse von morphologischen Abweichungen der Zahnmodelle (M) untereinander durchgeführt wird, indem für jedes mögliche Paar von Zahnmodellen (M) ein morphologischer Abweichungswert berechnet wird,
- ein Mittelwert-Zahnmodell (MM) auf Basis der morphologischen Abweichungswerte ausgewählt wird,
- 30 - eine Sortierung von Zahnmodellen (M) dadurch erzeugt wird, dass ausgehend vom Mittelwert-Zahnmodell (MM) die restlichen Zahnmodelle (M), auf Basis der morphologischen Abweichungswerte zu den bereits sortierten Zahnmodellen (M), an die Sortierung angefügt werden, wobei am Anfang der Sortierung diejenigen Zahnmodelle (M) stehen, die sich morphologisch stark unterscheiden,
- 35 - eine parametrisierte geometrische Transformation zu dem Mittelwert-Zahnmodell (MM) hinzugefügt wird, dadurch definiert, dass die Form des Mittelwert-

Zahnmodells (M) in zumindest ein in der Sortierung folgendes Zahnmodell (MT) kontinuierlich überführt werden kann.

14. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher eines Computers ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 13 auszuführen, wenn das Programmprodukt auf dem Computer ausgeführt wird.

15. Analysesystem (5) zur geometrischen Analyse von Scandaten (D) oraler Strukturen, mit

- einer Schnittstelle (11) zum Empfang der von einer Messeinrichtung gemessenen Scandaten (D),
- einer Speichereinrichtung (12) mit parametrisierten Zahnmodellen (M), wobei die Parametrisierung anhand von Modellparametern erfolgt, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell (M) zumindest eine parametrisierte Grenzlinie (LS, LP) enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell (M) in zumindest einen aktiven (AA) und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich (AI) unterteilt,
- einer Auswahleinheit (14), um den Umfang der vom Verfahren zu verwendenden Zahnmodelle (M) festzulegen,
- einer Individualisierungseinheit (15), bei der die Zahnmodelle (M) mit ihren Grenzlinien (LS, LP) zur Individualisierung an die Scandaten (D) anpasst werden, wobei diese Individualisierung durch Variation von Modellparametern durchgeführt wird und wobei die aktiven Anpassungsbereiche (AA) der Zahnmodelle (M) stärker gewichtet werden als die inaktiven Anpassungsbereiche (AI),
- und einer Analyseeinheit (16), bei der auf Basis der individualisierten Zahnmodelle (M) mit ihren individualisierten Grenzlinien (LS, LP) die Scandaten (D) segmentiert werden und/oder zumindest eine Grenzlinie (LS, LP) in den Scandaten (D) bestimmt wird.

1 / 9

Fig. 1

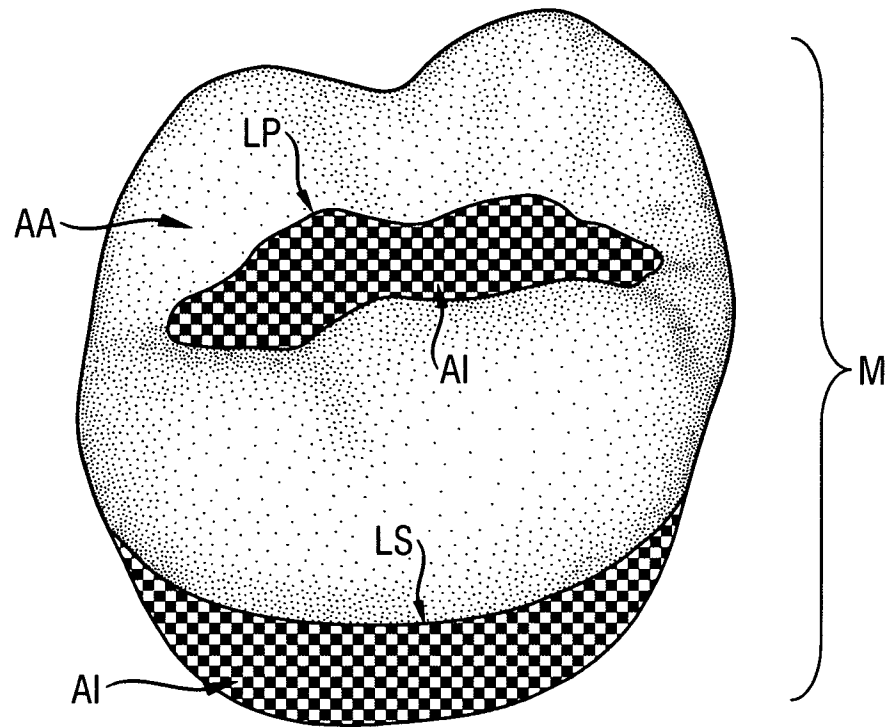


Fig. 2

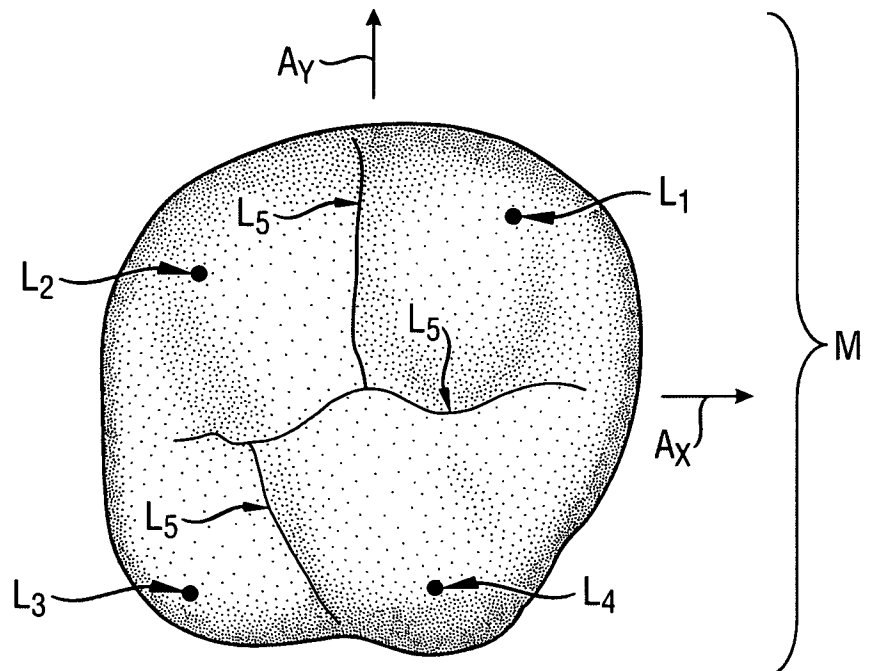


Fig. 3

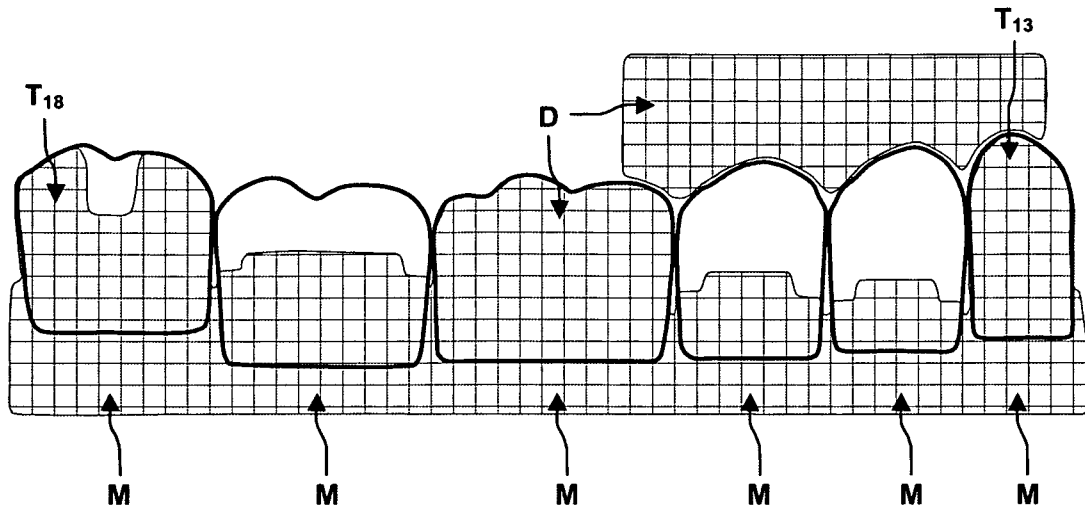
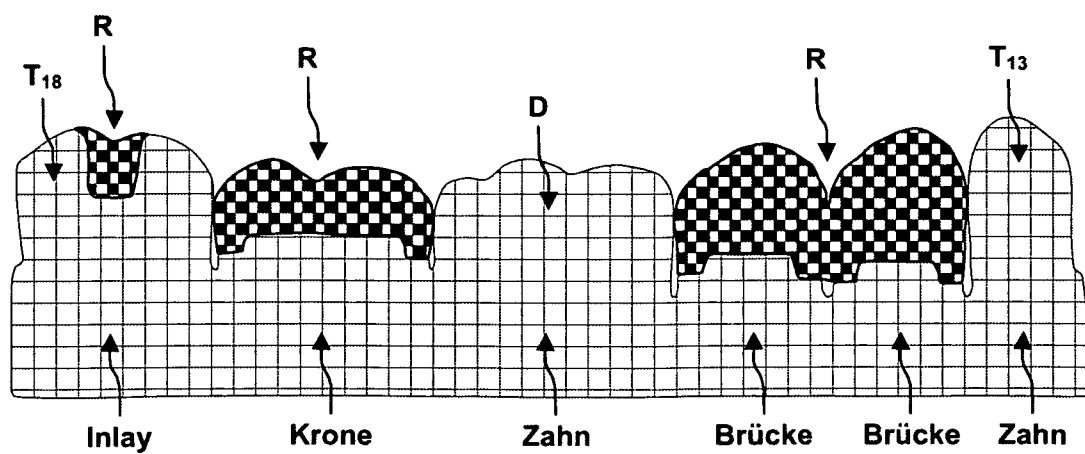


Fig. 4



3 / 9

Fig. 5

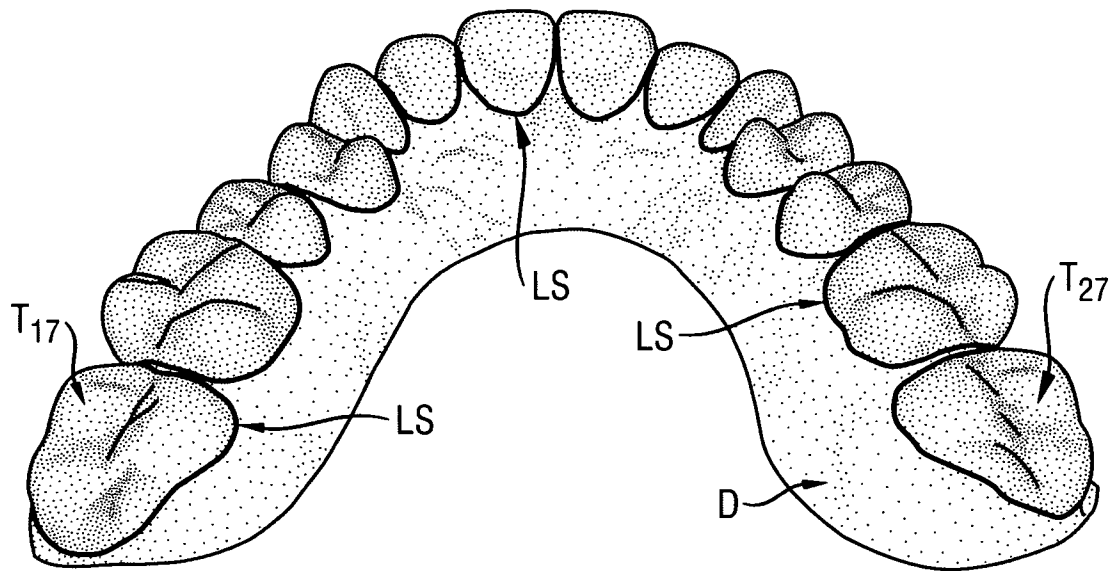


Fig. 6

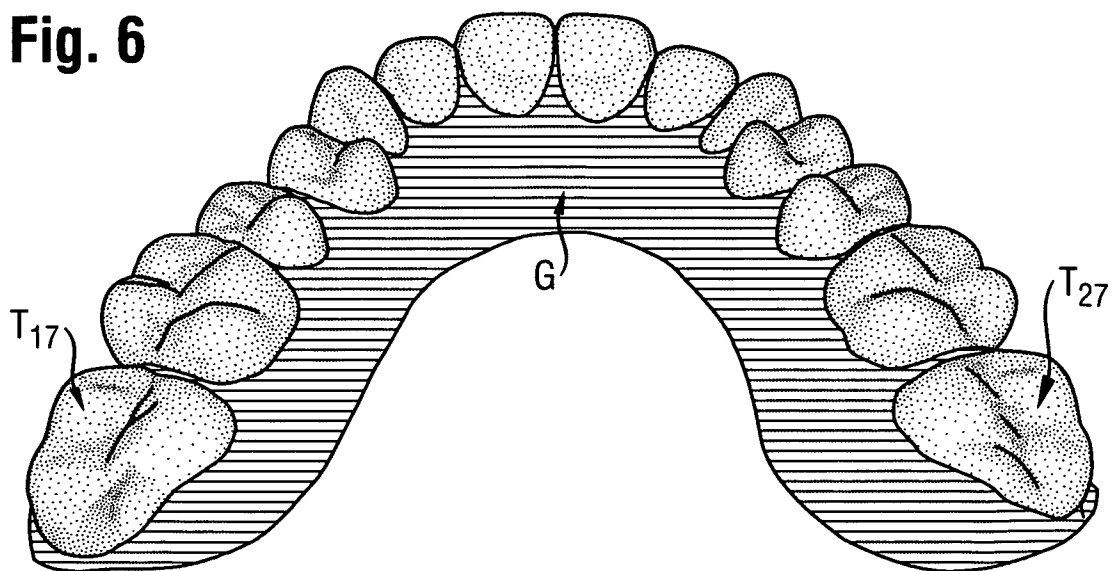


Fig. 7

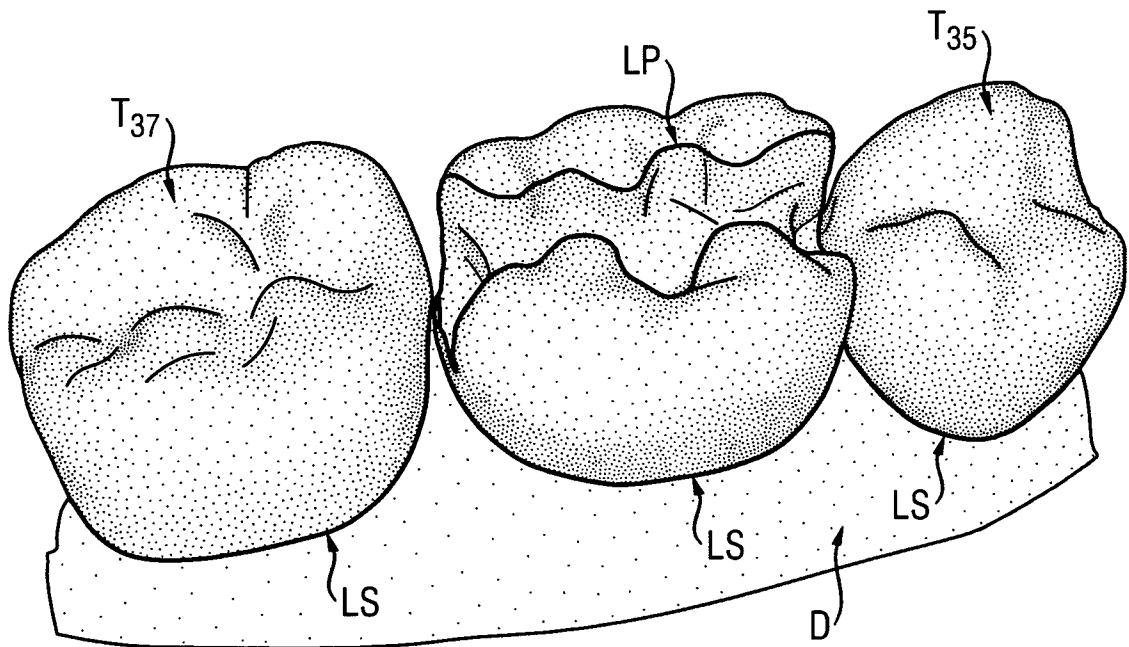
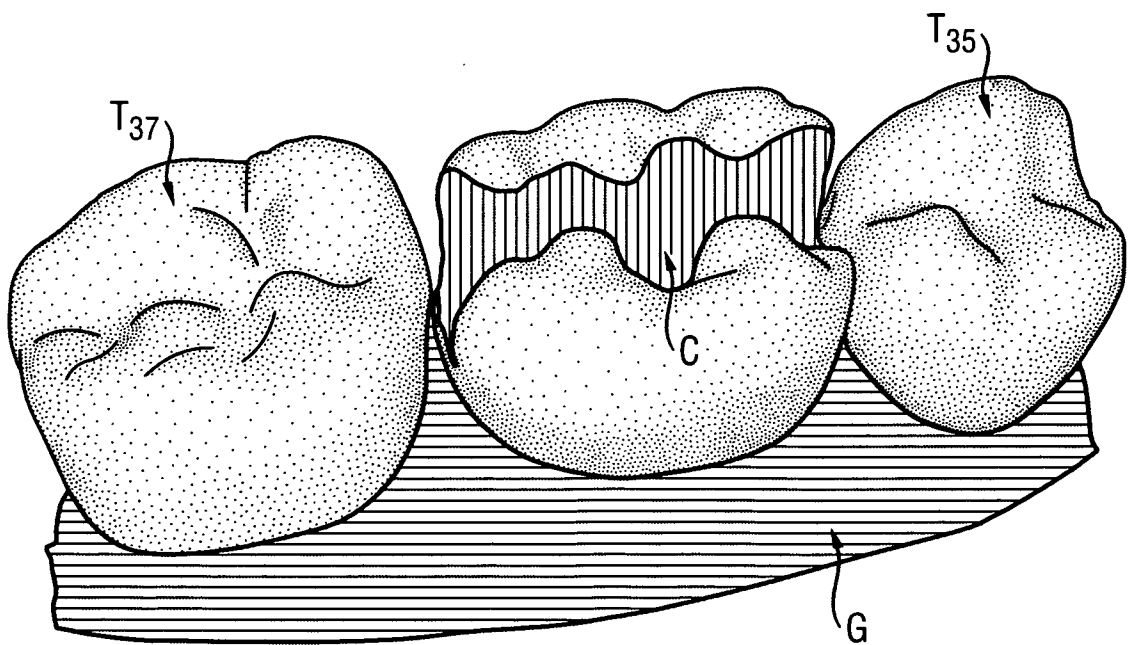


Fig. 8



5 / 9

Fig. 9

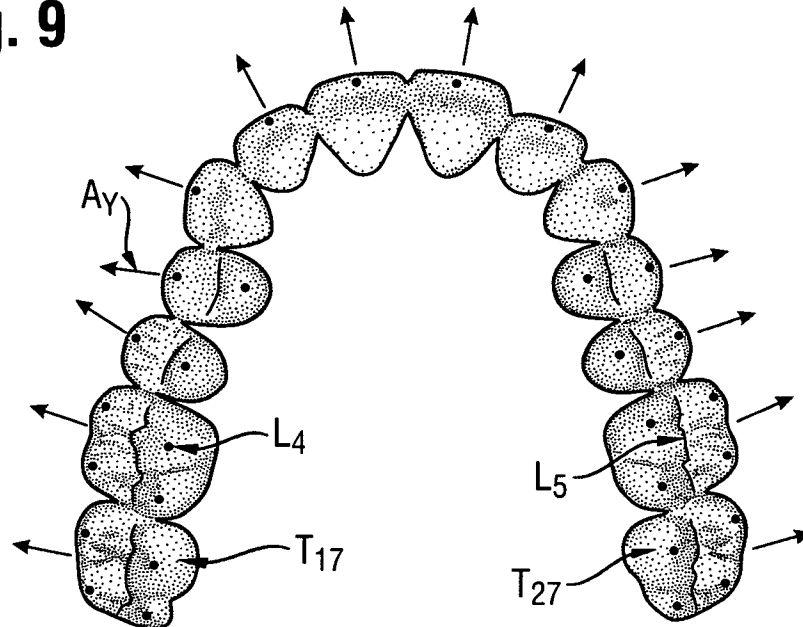
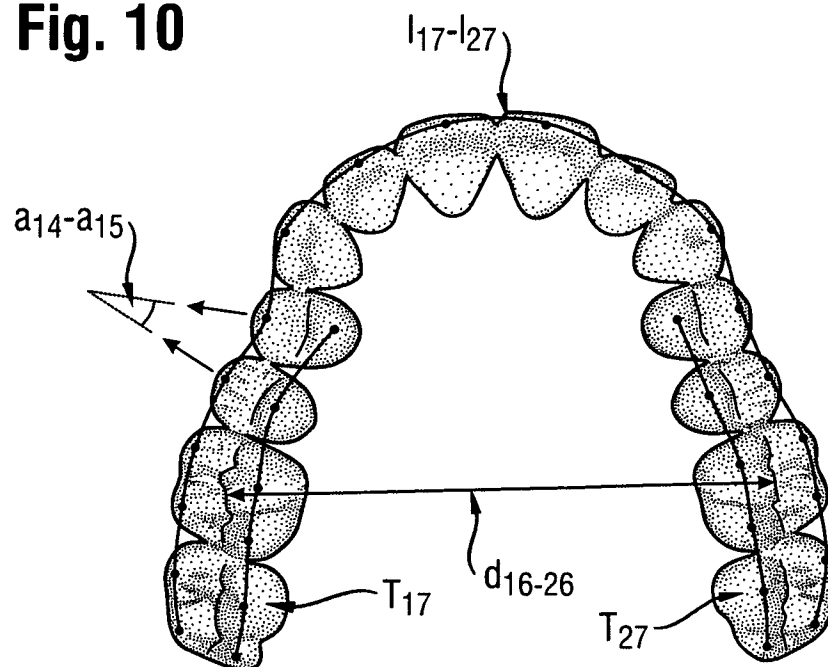
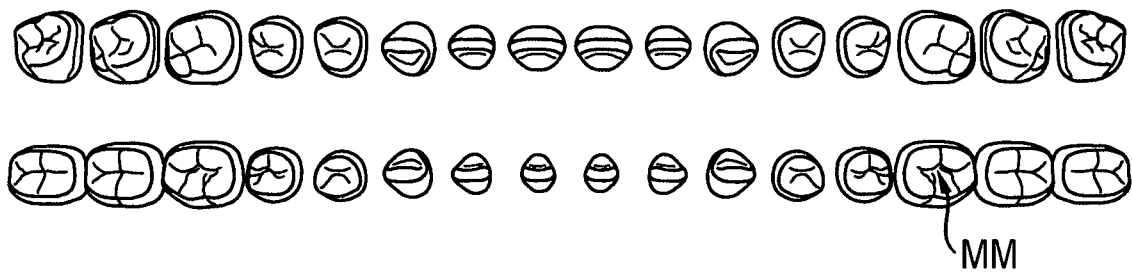


Fig. 10



6 / 9

Fig. 11**Fig. 12**

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
x	x	x	x	x	x	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Fig. 13

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
Inlay	Krone	Zahn	Brücke	Brücke	Zahn	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Fig. 14

18	17	16	15	14	13
Inlay	Krone	Zahn	Brücke	Brücke	Zahn

Fig. 15

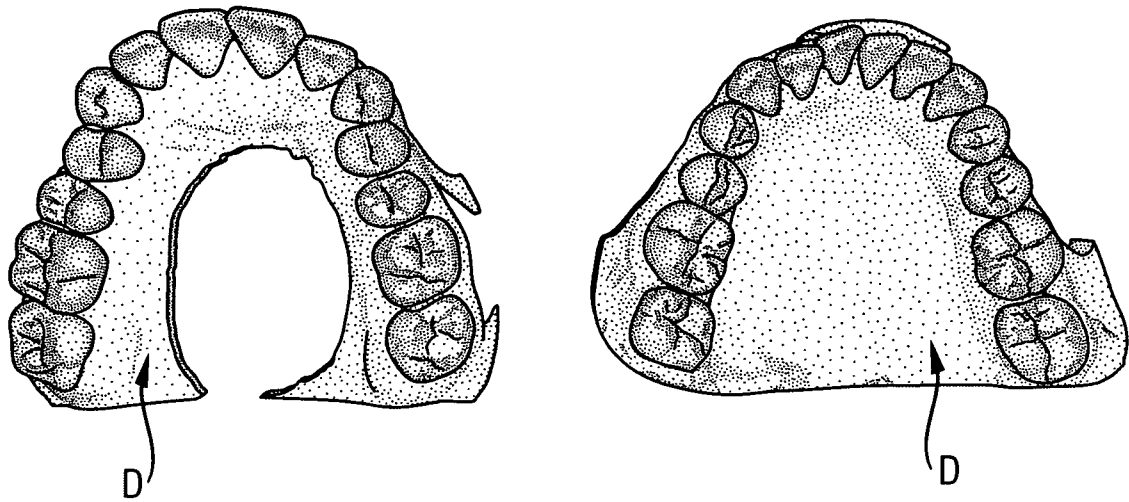
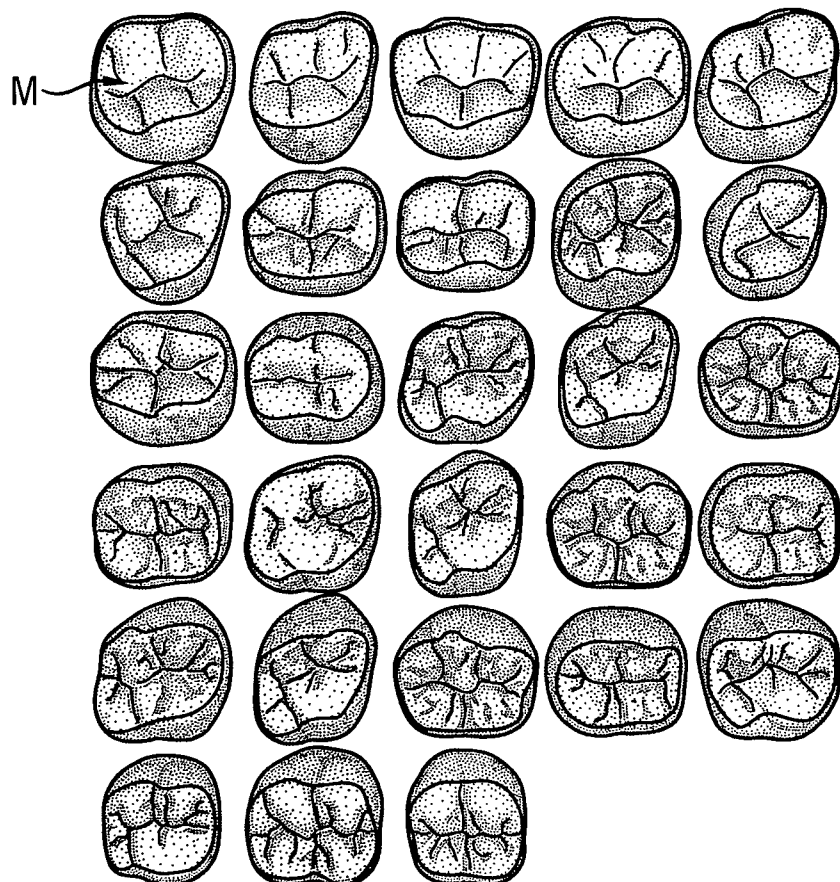
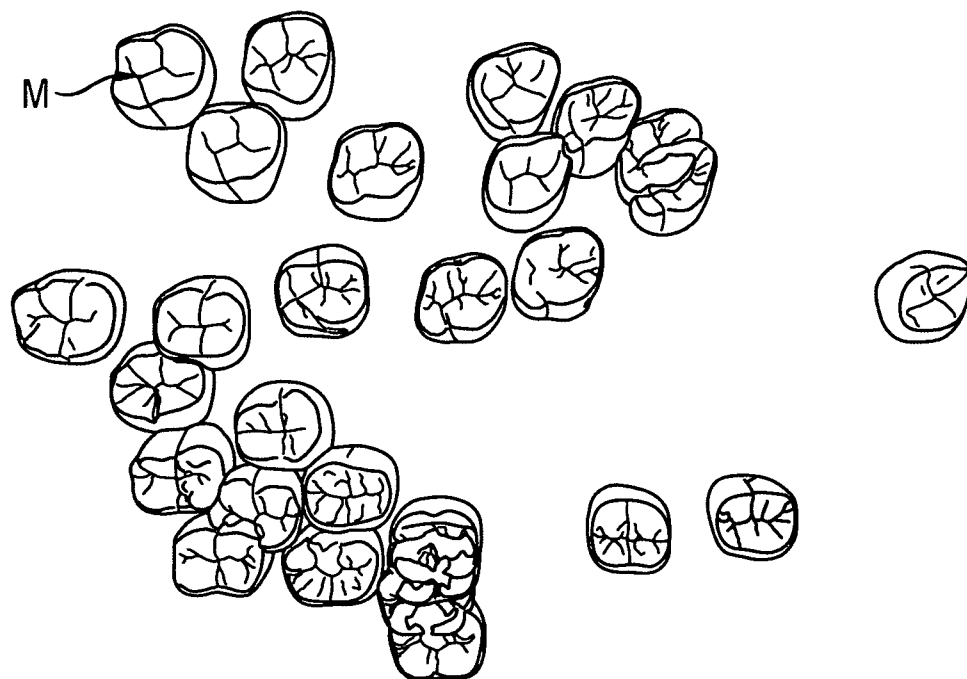
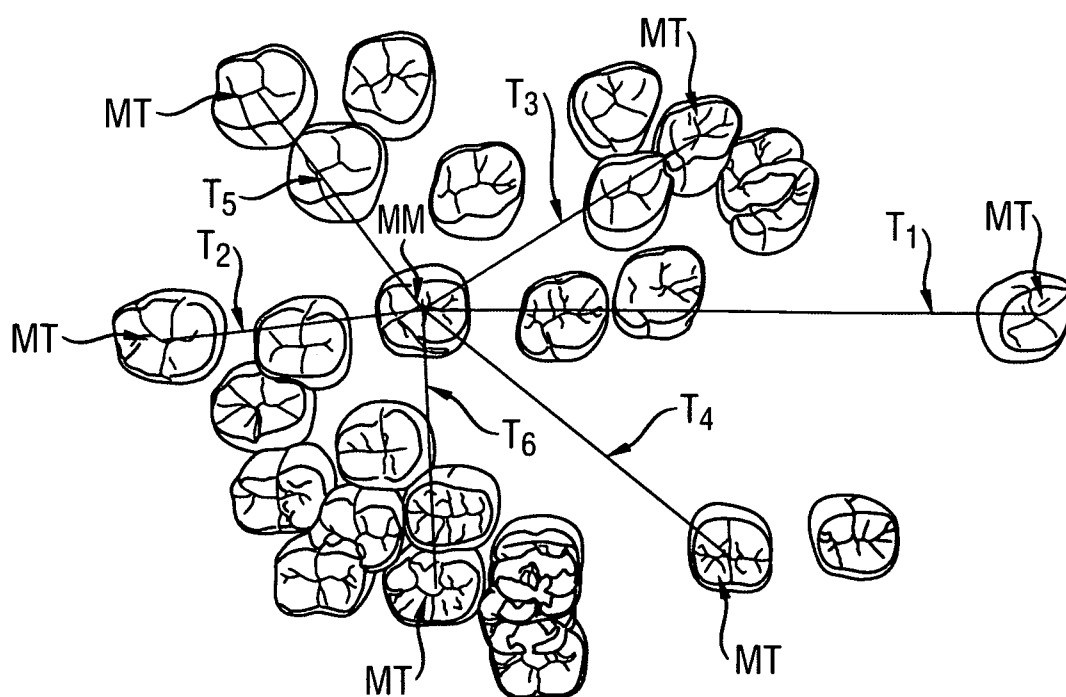


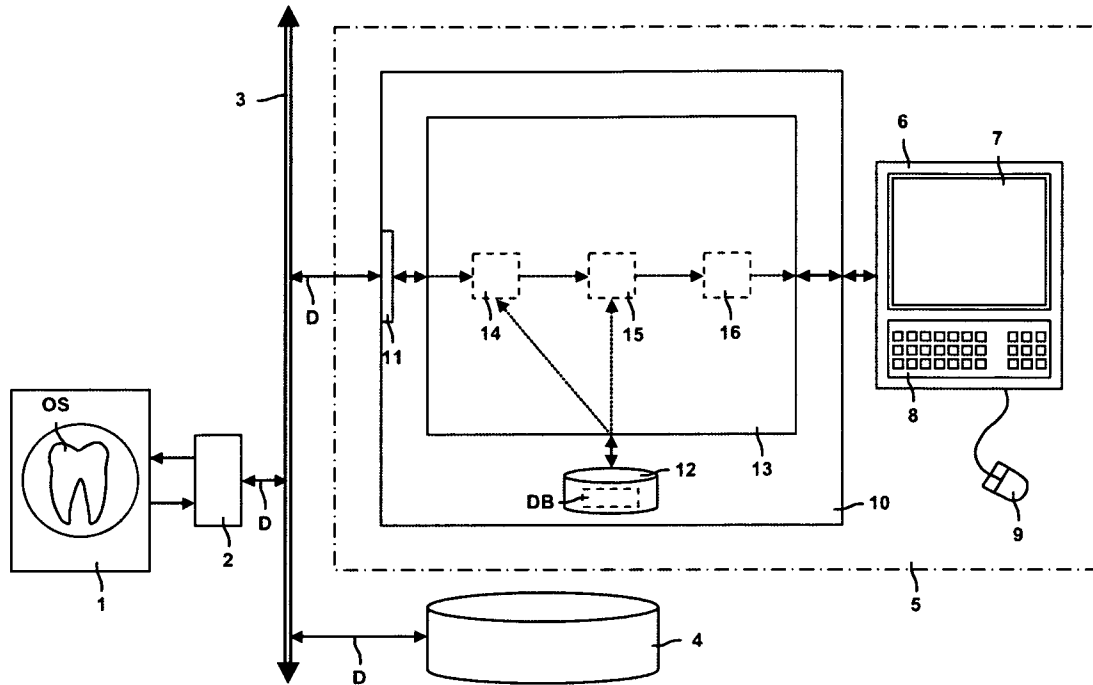
Fig. 16



8 / 9

Fig. 17**Fig. 18**

9 / 9

Fig. 19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2011/006256

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G06T7/00 A61C13/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G06T A61C

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, BIOSIS

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	DE 10 2007 033998 A1 (ALIGN TECHNOLOGY INC [US]) 10 April 2008 (2008-04-10) abstract paragraphs [0005], [0024] - [0028], [0031] - [0035], [0039] - [0044]; figures 2,3,7,8b ----- -/--	1-6,8, 12,14,15 9-11,13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 March 2012

Date of mailing of the international search report

28/03/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Kessler, Cordula

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2011/006256

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2004/044787 A2 (MEHL ALBERT [DE]) 27 May 2004 (2004-05-27)	9-11,13
A	abstract page 6, lines 19-24 page 8, lines 11-22 page 10, lines 4-14 page 14, line 14 - page 15, line 15; claim 1 page 15, lines 14-30; claim 2 page 17, line 25 - page 18, line 14 page 20, line 16 - page 21, line 16 page 24, lines 19-26 page 26, line 23 - page 27, line 6 page 28, line 28 - page 29, line 7 page 33, line 24 - page 34, line 33; figures 2-7	1-8,14, 15
A	----- BLANZ V ET AL: "A statistical method for robust 3D surface reconstruction from sparse data", 3D DATA PROCESSING, VISUALIZATION AND TRANSMISSION, 2004. 3DPVT 2004. PROCEEDINGS. 2ND INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THESSALONIKI, GREECE 6-9 SEPT. 2004, PISCATAWAY, NJ, USA,IEEE, 6 September 2004 (2004-09-06), pages 293-300, XP010725119, DOI: 10.1109/TDPVT.2004.1335212 ISBN: 978-0-7695-2223-4 abstract Kapitel I. Introduction Kapitel X. A biogeneric Morphable Model of Teeth	12
A	----- US 7 040 896 B2 (PAVLOVSKAIA ELENA [US] ET AL) 9 May 2006 (2006-05-09) abstract column 2, lines 5-7,15-17	1,12-15
A	----- DE 196 42 247 C1 (MELLER SEBASTIAN [DE]) 15 January 1998 (1998-01-15) abstract -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2011/006256

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See supplemental sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

The International Searching Authority has found that this international application contains multiple (groups of) inventions, as follows:

1. Claims: 1-11, 14, 15

Analysis of oral scan data by means of individualization of tooth models which comprise position and/or shape parameters and line parameters, and wherein each tooth model contains at least one boundary line, the path of which is described by the line parameters and which divides a tooth model into at least one active and at least one inactive adaptation region, the scan data being segmented on the basis of the individualized model.

2. Claims: 12, 13

Method for generating a database with tooth models which comprise position and/or shape parameters and line parameters, and wherein each tooth model contains at least one boundary line, the path of which is described by the line parameters and which divides a tooth model into at least one active and at least one inactive adaptation region, a mean tooth model being formed and selected and the tooth models being graded.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2011/006256

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102007033998 A1	10-04-2008	DE 102007033998 A1	10-04-2008
		GB 2440267 A	23-01-2008
		US 2008020350 A1	24-01-2008
		US 2011213598 A1	01-09-2011

WO 2004044787 A2	27-05-2004	AU 2003294708 A1	03-06-2004
		CA 2505892 A1	27-05-2004
		CA 2739586 A1	27-05-2004
		DE 10252298 B3	19-08-2004
		EP 1581896 A2	05-10-2005
		US 2006063135 A1	23-03-2006
		WO 2004044787 A2	27-05-2004

US 7040896 B2	09-05-2006	US 2002177108 A1	28-11-2002
		US 2004023188 A1	05-02-2004

DE 19642247 C1	15-01-1998	NONE	

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. G06T7/00 A61C13/00
 ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 G06T A61C

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, BIOSIS

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X Y	DE 10 2007 033998 A1 (ALIGN TECHNOLOGY INC [US]) 10. April 2008 (2008-04-10) Zusammenfassung Absätze [0005], [0024] - [0028], [0031] - [0035], [0039] - [0044]; Abbildungen 2,3,7,8b ----- -/-	1-6,8, 12,14,15 9-11,13



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

19. März 2012

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

28/03/2012

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Kessler, Cordula

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 2004/044787 A2 (MEHL ALBERT [DE]) 27. Mai 2004 (2004-05-27)	9-11,13
A	Zusammenfassung Seite 6, Zeilen 19-24 Seite 8, Zeilen 11-22 Seite 10, Zeilen 4-14 Seite 14, Zeile 14 - Seite 15, Zeile 15; Anspruch 1 Seite 15, Zeilen 14-30; Anspruch 2 Seite 17, Zeile 25 - Seite 18, Zeile 14 Seite 20, Zeile 16 - Seite 21, Zeile 16 Seite 24, Zeilen 19-26 Seite 26, Zeile 23 - Seite 27, Zeile 6 Seite 28, Zeile 28 - Seite 29, Zeile 7 Seite 33, Zeile 24 - Seite 34, Zeile 33; Abbildungen 2-7	1-8,14, 15
A	----- BLANZ V ET AL: "A statistical method for robust 3D surface reconstruction from sparse data", 3D DATA PROCESSING, VISUALIZATION AND TRANSMISSION, 2004. 3DPVT 2004. PROCEEDINGS. 2ND INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON THESSALONIKI, GREECE 6-9 SEPT. 2004, PISCATAWAY, NJ, USA, IEEE, 6. September 2004 (2004-09-06), Seiten 293-300, XP010725119, DOI: 10.1109/TDPVT.2004.1335212 ISBN: 978-0-7695-2223-4 Zusammenfassung Kapitel I. Introduction Kapitel X. A biogeneric Morphable Model of Teeth	12
A	----- US 7 040 896 B2 (PAVLOVSKAIA ELENA [US] ET AL) 9. Mai 2006 (2006-05-09) Zusammenfassung Spalte 2, Zeilen 5-7,15-17	1,12-15
A	----- DE 196 42 247 C1 (MELLER SEBASTIAN [DE]) 15. Januar 1998 (1998-01-15) Zusammenfassung -----	1-15

Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1. ☐ Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich

2. ☐ Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich

3. ☐ Ansprüche Nr.
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1. ☐ Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.

2. ☒ Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.

3. ☐ Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.

4. ☐ Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- ☐ Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- ☐ Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- ☐ Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-11, 14, 15

Analyse oraler Scandaten mittels der Individualisierung von Zahnmodellen, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell zumindest eine Grenzlinie enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell in zumindest einen aktiven und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich unterteilt, wobei die Scandaten auf Basis der individualisierten Modelle segmentiert werden.

2. Ansprüche: 12, 13

Verfahren zur Erzeugung einer Datenbank mit Zahnmodellen, welche Lage- und/oder Formparameter und Linienparameter umfassen und wobei jedes Zahnmodell zumindest eine Grenzlinie enthält, deren Verlauf durch die Linienparameter beschrieben wird und welche ein Zahnmodell in zumindest einen aktiven und zumindest einen inaktiven Anpassungsbereich unterteilt, wobei ein Mittelwert-Zahnmodell gebildet und ausgewählt wird und die Zahnmodelle sortiert werden.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2011/006256

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102007033998 A1	10-04-2008	DE 102007033998 A1	10-04-2008
		GB 2440267 A	23-01-2008
		US 2008020350 A1	24-01-2008
		US 2011213598 A1	01-09-2011

WO 2004044787 A2	27-05-2004	AU 2003294708 A1	03-06-2004
		CA 2505892 A1	27-05-2004
		CA 2739586 A1	27-05-2004
		DE 10252298 B3	19-08-2004
		EP 1581896 A2	05-10-2005
		US 2006063135 A1	23-03-2006
		WO 2004044787 A2	27-05-2004

US 7040896 B2	09-05-2006	US 2002177108 A1	28-11-2002
		US 2004023188 A1	05-02-2004

DE 19642247 C1	15-01-1998	KEINE	
