

E. Nkenke<sup>a</sup>, E. Vairaktaris<sup>b</sup>, F.W. Neukam<sup>a</sup>, A. Schlegel<sup>a</sup>, M. Stamminger<sup>c</sup>

# **State of the Art of Fusion of Computed Tomography Data and Optical 3D Images**

## **Fusion von Computertomographie mit optischen 3D-Bildern: Eine Standortbestimmung**

- a Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgische Klinik, Universität Erlangen-Nürnberg
- b Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universität Athen
- c Lehrstuhl für Informatik 9 (Graphische Datenverarbeitung), Universität Erlangen-Nürnberg

- a Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Erlangen-Nuremberg, Germany
- b Department of Oral and Maxillofacial Surgery, University of Athens, Greece
- c Department of Informatics (Computer Graphics Group), University of Erlangen-Nuremberg, Germany

### **Zusammenfassung**

Wenn in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde dreidimensionale Rekonstruktionen aus metrisch korrekt aufgenommenen Bildern gewünscht werden, wird heute regelmäßig auf konventionelle Computertomographien und Cone-beam-Computertomographien zurückgegriffen. Dabei bestehen jedoch zwei Probleme. Sind die Zähne eines Patienten mit metallenen Restaurierungen versorgt, so kommt es in der konventionellen Computertomographie zu Metallartefakten. Weiterhin liegt die Auflösung beider Bildgebungsverfahren bei 0,3 mm, so dass die Qualität für die Anfertigung von Zahnerstaurationen nicht ausreicht.

Um die Qualität der Computertomographietechniken zu steigern und den Effekt von Metallartefakten aufzuheben, kann die Fusion dieser Bilddaten mit optischen 3D-Bildern erwogen werden. Mit optischen 3D-Sensoren erfolgt die Akquisition von Oberflächen in Abhängigkeit von der Kalibrierung des Gerätes in  $\mu\text{m}$ -Bereich. Metallartefakte treten nicht auf.

In experimentellen Studien gelingt die Fusion von artefaktfreien Computertomographie- und optischen Bildern mit einer mittleren Abweichung der korrespondierenden

### **Abstract**

When three-dimensional imaging is necessary in dentistry, oral surgery or maxillofacial surgery, conventional computed tomography or cone beam computed tomography is chosen regularly. However, there are two obvious drawbacks. Metallic restorations lead to pronounced streak artefacts in conventional computed tomography. Moreover, the resolution of both conventional computed tomography and cone beam computed tomography is limited to 0.3 mm. This resolution is not sufficient for the fabrication of dental restorations.

In order to improve the quality of the two different computed tomography techniques and to eliminate streak artefacts, fusion with optical 3D images can be considered. The resolution of optical 3D images can reach the range of some  $\mu\text{m}$ s depending on the calibration of the sensor. Metal artefacts do not occur.

The fusion of computed tomography images without artefacts and optical 3D images leads to a mean deviation of corresponding points for the two imaging techniques of  $0.1262 \pm 0.0301$  mm. When computed tomography images with metal artefacts are used, the deviation increases up to  $0.2671 \pm 0.0580$  mm. The accuracy of

image fusion is significantly reduced by metal artefacts ( $p < 0.0005$ ).

When image fusion of computed tomography and optical 3D images is used in clinical studies, the mean deviation of corresponding points for the two imaging techniques for mandible and maxilla is  $0.66 \pm 0.49$  mm and  $0.56 \pm 0.48$  mm, respectively.

The available data on image fusion show that the quality of computed tomography data without streak artefacts can be significantly improved by registration with optical 3D images. The precision of the fused images exceeds the resolution of the original computed tomography. When streak artefacts are present, image fusion makes it possible to increase the quality of the data to the level of the original resolution of computed tomography without artefacts.

**Keywords:** computed tomography, cone beam computed tomography, optical 3D image, triangulation, registration, fusion of image data.

## Techniques for three-dimensional imaging of human anatomy

Three-dimensional imaging of anatomic structures is well established in all fields of dentistry and oral surgery.<sup>1</sup> It is considered especially worthwhile for computer-assisted planning methods. The application of these techniques ranges from operative dentistry over prosthodontics and orthodontics to maxillofacial surgery.<sup>2-5</sup>

Exactness of planning and precision of transfer to the patient is dependent mainly on the imaging techniques that are adopted. Today, two-dimensional imaging methods like panoramic radiographs no longer play a major role in computer-assisted planning.<sup>6</sup> Panoramic radiographs only provide an incomplete image of anatomy and lead to distortion of the acquired structures. Planning of any type of intervention based on these data can only provide a rough impression of the real situation. It is impossible to perform metrically exact planning with panoramic radiographs.

Computer-assisted planning can only be successfully transferred to the patient situation when it is based on imaging techniques that acquire anatomy with all details and without distortion. In order to facilitate intuitive understanding of these images, three-dimensional recon-

Punkte aus beiden Bildgebungstechniken von  $0.1262 \pm 0.0301$  mm. Liegen Metallartefakte vor, steigt sich der mittlere Abstand auf  $0.2671 \pm 0.0580$  mm. Die Genauigkeit der Bildfusion wird durch die Artefakte signifikant reduziert ( $p < 0,0005$ ).

Wird die Bildfusion von Computertomographiedaten und optischen 3D-Bildern in klinischen Studien verwendet, so ergibt sich ein mittlerer Abstand zwischen den korrespondierenden Punkten der beiden Bildgebungstechniken von  $0,66 \pm 0,49$  mm für den Unterkiefer und  $0,56 \pm 0,48$  mm für den Oberkiefer.

Die vorhandenen Studien zur Bildfusion von Computertomographiedaten und optischen 3D-Bildern zeigen, dass diese Technik bei artefaktfreien Computertomographiebildern zu einer Qualitätssteigerung führt. Die Präzision der Darstellung übersteigt dann die Auflösung der ursprünglichen Computertomographie. Liegen Metallartefakte vor, so kann die Präzision der Darstellung durch die Bildfusion in den Bereich der ursprünglichen Auflösung der Computertomographie gesteigert werden.

**Schlüsselwörter:** Computertomographie, Cone-beam-Computertomographie, optisches 3D-Bild, Triangulation, Registrierung, Datenfusion

## Bildgebungstechniken zur dreidimensionalen Darstellung der menschlichen Anatomie

Die dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen hat sich fest in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde etabliert.<sup>1</sup> Sie wird insbesondere bei computer-assistierten Planungsverfahren genutzt. Das Spektrum dieser Techniken bei der Vorbereitung verschiedenster Eingriffe reicht von der Konservierenden Zahnheilkunde über Zahnärztliche Prothetik und Kieferorthopädie bis zur Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.<sup>2-5</sup>

Die Exaktheit der Planung und die Genauigkeit ihrer Umsetzung am Patienten hängt neben einer Vielzahl anderer Faktoren zu einem Großteil von der zu Grunde liegenden Bildgebungstechnik ab. Deshalb spielen heute zweidimensionale Bilddaten, die z.B. durch die Panoramascanschichtaufnahme zur Verfügung gestellt werden, für computer-assistierte Planungsverfahren nur noch eine untergeordnete Rolle.<sup>6</sup> Dies ist bedingt dadurch, dass

Panoramaschichtaufnahmen durch eine unvollständige Darstellung der Anatomie und die Verzerrung der akquirierten Bilder gekennzeichnet sind. Die Planung jedweider Eingriffe anhand dieser Datenbasis kann nur orientierend sein. Die Möglichkeit, eine metrisch exakte Planung durchführen zu können, ist durch die Verwendung dieser Bildgebungstechnik ausgeschlossen.

Computer-assistierte Planungsverfahren können unabhängig von der Art des Eingriffs nur dann erfolgreich umgesetzt werden, wenn als Datenbasis ein Bildgebungsverfahren zur Verfügung steht, das die am Patienten aufgenommenen Daten vollständig und ohne Verzerrung wiedergibt. Um dem Behandler das intuitive Erfassen der Bilder zu erleichtern, ist die Möglichkeit dreidimensionaler Rekonstruktionen wünschenswert. Derzeit stehen zu diesem Zweck die konventionelle Computertomographie und die Cone-beam-Computertomographie zur Verfügung.<sup>7,8</sup> Sie bilden Knochen und Weichgewebe gleichermaßen ab und erlauben dreidimensionale Rekonstruktionen dieser Strukturen.

Die Strahlenbelastung des Patienten ist bei der Cone-beam-Computertomographie niedriger als bei der konventionellen Computertomographie.<sup>9</sup> Dem Verfahren ist aber bisher die flächendeckende Verbreitung verwehrt geblieben, da es derzeit nur eingeschränkt möglich ist, einen Patientenkopf innerhalb eines Aufnahmevergangens vollständig zu erfassen. Dies ist jedoch insbesondere in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie entscheidend für viele Anwendungen.

Andererseits reduzieren metallbedingte Streuungsartefakte die Qualität von Computertomographieaufnahmen. Metallartefakte sind kein zu vernachlässigendes Problem. Bereits unter den 18-jährigen haben nur noch 15 % ein kariesfreies Gebiss.<sup>10</sup> Die Zahl der notwendigen Restaurationen steigt mit zunehmendem Lebensalter kontinuierlich an. Da dentale Restaurationen sehr häufig Metall enthalten, ist entsprechend auch die Wahrscheinlichkeit hoch, dass bei der Durchführung einer Computertomographie des Kopfes Metallartefakte entstehen.

Streuungsartefakte in der Computertomographie werden verursacht durch die Abschwächungscharakteristik von Metall innerhalb des Strahlenfeldes. Wegen der höheren Atomzahl schwächen Metalle Röntgenstrahlen im diagnostischen Energiebereich wesentlich stärker als Weichgewebe oder Knochen. In der Folge erreichen nur wenige Photonen die Röntgendetektoren. Als Ergebnis zeigen sich in der Computertomographie ausgeprägte dun-

strukturen are used. To date, conventional computed tomography and cone beam computed tomography are most commonly adopted for these purposes.<sup>7,8</sup> They allow imaging of bone as well as soft tissue. Three-dimensional reconstructions of these structures can be carried out if necessary.

Exposition to radiation is less pronounced for cone-beam computed tomography compared to conventional computed tomography.<sup>9</sup> However, cone-beam computed tomography does not allow acquiring a complete patient's head within one scanning procedure. At the moment, this problem reduces the relevance of cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery.

The quality of computed tomography images is reduced by streak artefacts. The relevance of these artefacts should not be underestimated. Only 15 % of an 18-year-old population has a caries-free dentition.<sup>10</sup> The number of restorations continuously increases with age. Today, dental restorations are most commonly made out of metal in partially dentate patients. Today, dental restorations are most commonly made out of metal. Therefore, when a CT scan of a patient's head is carried out, metal artefacts will occur in a high percentage of the cases.

Streak artefacts in computed tomography are caused by the attenuation characteristics of metal within the field of view. Because of higher atomic number, metals attenuate x-rays in the diagnostic energy range much more than soft tissue and bone. The most severe effect of metals is missing data. The x-ray beam is attenuated so strongly that almost no photons reach the detector. The resultant effects show up in the computed tomography images as pronounced dark and bright streaks, non-linear edge gradients, and sampling errors arising from the surface of the restoration.<sup>11,12</sup> As a consequence, an important amount of information is lost.

Cone-beam computed tomography images can be acquired nearly without artefacts even if large metal restorations are present within the patient's mouth.<sup>13</sup> However, the use of both computed tomography techniques in dentistry is limited by their resolution. At the moment, a resolution of 0.3 mm can be reached. With this value, cone-beam computed tomography as well as conventional computed tomography do not fulfill the requirements for fitting accuracy of dental restorations concerning the marginal aspect of artificial crowns and occlusion.<sup>4</sup>

Computed tomography devices are scanners. They scan objects "slice by slice". Even the fastest 64-slice CT scan-

ners (Somatom Sensation 64, Siemens, Erlangen, Germany) lead to measurement times of ca 4 seconds for a patient's head. The longer the measurement time is, the higher the risk of movement artefacts is.

For conventional computed tomography as well as cone-beam computed tomography, the regions between the single slices have to be interpolated.<sup>14</sup> Therefore, a major part of three-dimensional reconstructions made from both imaging techniques is based on estimations.

### **Techniques for quality improvement of three-dimensional imaging**

In the past, the problem of metal artefacts in computed tomography has been solved by the fabrication of stereolithographic models in which the dentition was replaced by plaster casts.<sup>15,16</sup> The relevance of this technique is limited by the fact that it is impossible to work without physical models. A purely virtual planning of the intended intervention cannot be performed. Fabrication of 3D models leads to high costs. Therefore, the use of hybrid models does not seem up to date any longer.

A method for the combination of computed tomography with other imaging techniques has been described with the use of laser scanners.<sup>17</sup> A radiolucent impression tray on which radiopaque markers were fixed was put on the dentition of interest, while computed tomography data of a human skull were acquired. In a second step, the impression of the dentition was scanned and a three-dimensional surface model was generated. The superimposition of the dentition from computed tomography and laser scanning technique was carried out in a way that the corresponding radiopaque markers from both imaging techniques were aligned. The accuracy of this technique has never been assessed. Therefore, it is impossible to evaluate the relevance of this method.

### **Optical sensors as an alternative to computed tomography**

Besides all fields of dentistry, especially in industrial applications there is a great need for precise measurement tools for accurate acquisition of objects with complex shapes.

kle und helle Streifen. Dadurch kommt es zu einer unzureichenden Darstellung der betroffenen Regionen.<sup>11,12</sup>

Im Gegensatz zur konventionellen Computertomographie gelingen Cone-beam-Computertomographieaufnahmen auch beim Vorliegen von ausgedehnten metallischen Zahnrestaurationen weitgehend artefaktfrei.<sup>13</sup> Limitierend für die Anwendung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist jedoch bei beiden Techniken weiterhin ihre Auflösung. Diese liegt in einem Bereich von 0,3 mm. Sowohl bei der Cone-beam-Computertomographie als auch der konventionellen Computertomographie bleibt die Auflösung damit weit hinter den Ansprüchen zurück, die an die Passgenauigkeit von Zahnersatz in Bezug auf Randschluss oder Okklusion gestellt werden.<sup>4</sup>

Bei den Computertomographiegeräten handelt es sich um Scanner. Dies bedeutet, dass sie Objekte „Zeile für Zeile“ abtasten. Die Messzeiten betragen deshalb selbst bei den schnellsten 64-zeiligen CT-Scannern (Somaton Sensation 64, Siemens, Erlangen) für den Kopf eines Patienten 4 Sekunden. Je länger die Messzeiten sind, umso höher ist das Risiko der Entstehung von Bewegungsartefakten. Die Bereiche zwischen den einzelnen Zeilen müssen interpoliert werden.<sup>14</sup> Bei dreidimensionalen Rekonstruktionen aus konventionellen Computertomographie- oder auch Cone-beam-Computertomographiedaten beruht die dargestellte Oberfläche deshalb zu einem großen Teil auf Schätzungen.

### **Techniken zur Qualitätssteigerung von 3D-Darstellungen**

Die Problematik der Metallarteakte in der Computertomographie wurde früher dadurch gelöst, dass die betroffene Bezahlung nach der Herstellung stereolithographischer Schädelmodelle durch Gipsmodelle ersetzt wurde.<sup>15,16</sup> Dieses Verfahren ist dadurch limitiert, dass hier das Arbeiten mit physischen Modellen unabdingbar ist. Die Möglichkeit zur rein virtuellen Planung eines Eingriffes ist nicht mehr vorhanden. Allein wegen des Kostenaspektes in Bezug auf die Herstellung eines 3D-Modells erscheint dieses Verfahren heute nicht mehr zeitgemäß. Ein Verfahren zur Kombination von Computertomographien mit anderen Bildgebungstechniken ist unter der Verwendung von Laserscannern beschrieben worden.<sup>17</sup> In einer Studie an einem knöchernen Humanpräparat

wurde dazu bei der Akquisition der Computertomographie im betroffenen Kiefer ein Strahlen durchlässiger Abformlöffel eingesetzt, der mit radioopaken Markern versehen war. Die Negativform des Zahnbogens und die radioopaken Marker wurden anschließend mit dem Laserscanner abgetastet. Danach konnte ein dreidimensionales Oberflächenmodell erstellt werden. Die Überlagerung der Zahnbögen aus Computertomographie und 3D-Oberflächenbildung erfolgte nun dadurch, dass die korrespondierenden radioopaken Marker aus den beiden Bildgebungsverfahren zur Deckung gebracht wurden. Messungen zur Genauigkeit des Verfahrens wurden nicht durchgeführt. Über die Relevanz dieses Vorgehens kann deshalb nichts ausgesagt werden.

## Optische Sensoren als Alternative zu Computertomographieverfahren

Nicht nur in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sondern auch bei industriellen Anwendungen besteht ein großer Bedarf an präzisen Messmethoden zum metrisch genauen Erfassen von komplex geformten Objekten. Optische Sensoren haben ihre Leistungsfähigkeit zuerst in der industriellen Messtechnik unter Beweis gestellt.<sup>18</sup> Sie zeichnen sich durch ihre hohe Präzision bei der dreidimensionalen Oberflächendarstellung von Gegenständen aus. In Abhängigkeit von der Kalibrierung des Sensors kann die Auflösung der Aufnahmen im  $\mu\text{m}$ -Bereich liegen. Das einfache und robuste Messverfahren, das im Vergleich zu konventioneller Computertomographie und Cone-beam-Computertomographie nur mit geringen Kosten verbunden ist, macht die optische Messtechnik in Abhängigkeit von der verfolgten Fragestellung zu einer wichtigen Alternative oder auch Ergänzung zu den zuvor beschriebenen Röntgenverfahren.<sup>19-21</sup>

Die Bilder, die mit optischen Sensoren akquiriert werden, sind ausschließlich auf die Oberfläche von Objekten beschränkt. Das Verfahren arbeitet mit weißem Licht und setzt den Patienten bei den Aufnahmen deshalb keinerlei Strahlenbelastung aus.<sup>22,23</sup> Bei der Messung unterscheiden sich die optischen Sensoren auch sonst ganz wesentlich von den Computertomographietechniken. Sie erfassen die Oberfläche eines Objektes mit einer einzigen Aufnahme in weniger als einer Sekunde. Dies senkt die Gefahr der Entstehung von Bewegungsarte-

Optical sensors have shown their efficacy for industrial measurement purposes.<sup>18</sup> They are able to accurately image the surface of any object three-dimensionally. The resolution of the surface image depends on the calibration of the sensor and can reach a  $\mu\text{m}$  range.

The simple and robust optical measurement technique only leads to low costs compared conventional computed tomography and cone-beam computed tomography. In cases where the surface of an object is the main concern for image acquisition, optical images are a relevant alternative to computed tomography or an important adjunct to the classic imaging techniques.<sup>19-21</sup>

Images acquired with optical sensors are strictly limited to the surface of objects. The sensors use white light and do not expose the patients to radiation.<sup>22,23</sup> During data acquisition, optical sensors show a relevant difference to computed tomography techniques. The measurement time for optical images only requires a fraction of a second. This reduces the risk of movement artefacts. However, sometimes it is necessary because of the complexity of the surface of some objects to take optical images from different angles in order to avoid shadowing effects.

## Measurement principles of optical sensors

For three-dimensional acquisition of surfaces with optical sensors, the principle of triangulation is used. The object is illuminated from one direction and observed from another direction. This configuration makes it clear why the term triangulation is used. For object observation, CCD cameras are normally used.<sup>2</sup>

Illumination with a fringe pattern serves for the generation of characteristic features that are used for the three-dimensional reconstruction of the surface. Each pixel acquired by the camera complies with a 3D point. The 3D information is generated from the deformation of the fringe pattern in dependence on the geometry of the object's surface.<sup>24</sup> When phase-measuring triangulation is used, a laminar pattern is projected on the object by white light.<sup>18</sup>

Although at least three images of the surface with different patterns are necessary for the three-dimensional reconstruction, the measurement time is still under 1 second. This fact significantly reduces the risk of movement artefacts. The accuracy of measurements with optical sensors is lim-

ited by the physical aspects of the method.<sup>25</sup> It can be assumed that measurement uncertainty of an optical sensor is 1/1000 of its field of view. If data acquisition of a complete facial surface is intended, a volume with an edge length of 30 cm is calibrated. In this case, the measurement uncertainty will be 0.3 mm.

### Postprocessing of optical 3D images

Postprocessing of optical 3D images is first carried out in terms of rendering of the data. In addition, gaps in the surface of complex objects caused by shading effects are closed by interpolation.

Another postprocessing step is the alignment of different data sets in one coordinate system. This procedure is called registration. Registration is necessary when two or more surface images acquired from different angles are necessary to reconstruct the surface without shading effects. When the registration process is completed, a new data set is available that includes the complete surface without loss of information.

Registration procedures are also adopted when a surface that changes its shape over time is acquired at different points of time. The alignment of the different data sets in one coordinate system is carried out by surface regions that remain unchanged.

In the future, it will be possible to carry out registration of different data sets automatically. Methods for the definition of suitable landmarks and their registration have already been described.<sup>26,27</sup>

### Image fusion adopting optical 3D data

Computed tomography techniques and optical three-dimensional surface imaging have many advantages. However, they also exhibit some drawbacks. In order to make use of the potentials of both methods, additional postprocessing steps are necessary. The two different imaging modalities are used to generate a new data set. It is necessary to bring the two original data sets into one coordinate system and to align them as precisely as possible. This procedure allows making use of the precise surface imaging of optical sensors without losing the infor-

facts. Bei komplexen Oberflächen können jedoch auf Grund der Eigenheiten der optischen Messtechnik Abschattungen entstehen, die eine mehrmalige Aufnahme des Objektes aus verschiedenen Winkeln erfordern kann.

### Messprinzip optischer Sensoren

Zur dreidimensionalen Oberflächenakquisition mit optischen Sensoren wird das Prinzip der Triangulation angewendet. Dabei wird das Objekt aus einer Richtung gezielt beleuchtet und aus mindestens einer anderen beobachtet. Diese Konfiguration erklärt den Begriff der Triangulation. Zur Objektbeobachtung werden heute meist CCD-Kameras verwendet.<sup>2</sup>

Bei der Triangulation dient die Beleuchtung mit einem Streifenmuster zum Erzeugen von Merkmalen, aus denen die dreidimensionale Oberfläche rekonstruiert wird. Jedes durch die Kamera aufgenommene Pixel entspricht einem 3D-Punkt. Die 3D-Information erhält man bei dieser Methode aus der „Verformung“ der Muster in Abhängigkeit von der Geometrie der Oberfläche.<sup>24</sup> Bei der phasenmessenden Triangulation wird ein flächenhaftes Muster mit Hilfe einer Weißlichtquelle auf das Objekt projiziert.<sup>18</sup> Obwohl zur 3D-Rekonstruktion der Oberfläche mindestens drei Aufnahmen mit unterschiedlichen Mustern erforderlich sind, beträgt die Messzeit deutlich weniger als eine Sekunde. Die Gefahr der Entstehung von Bewegungsartefakten wird so deutlich reduziert.

Die Messunsicherheit optischer 3D-Sensoren wird durch die physikalischen Grenzen dieses Verfahrens bestimmt.<sup>25</sup> Als Faustregel kann davon ausgegangen werden, dass die Messunsicherheit eines optischen Sensors 1/1000 seines Gesichtsfeldes beträgt. Wird für die Messung einer gesamten Gesichtsoberfläche ein Volumen mit einer Kantenlänge von 30 cm kalibriert, ergibt sich daraus eine Messunsicherheit von 0,3 mm.

### Nachbearbeitung optischer 3D-Bilder

Die Nachbearbeitung optischer 3D-Bilder betrifft zunächst das Glätten der Messdaten („rendering“). Zusätzlich werden Lücken in der Oberfläche komplexer Objek-

te, die durch Abschattungen bedingt sind, durch Interpolation geschlossen.

Ein weiterer Nachbearbeitungsvorgang stellt die Ausrichtung verschiedener Datensätze zueinander in einem Koordinatensystem dar. Dieser Vorgang wird als Registrierung bezeichnet. Die Registrierung wird erforderlich, wenn für die Erfassung einer gesamten Oberfläche zur Minimierung von Abschattungen mehrere Messungen durchgeführt werden müssen. Die Überlappbereiche aus den einzelnen Datensätzen werden dann zur Ausrichtung der Einzellochen verwendet. Am Ende des Registrierungsvorganges steht ein Datensatz, der die Oberfläche vollständig beschreibt.<sup>2</sup>

Eine Registrierung wird auch durchgeführt, wenn eine Oberfläche, die sich im zeitlichen Verlauf verändert, mehrmals aufgenommen wird, um dann die einzelnen Bilder zu überlagern. Hier erfolgt die Ausrichtung der Datensätze im gemeinsamen Koordinatensystem anhand von Oberflächenanteilen, die unverändert geblieben sind.

In Zukunft wird es möglich sein, die Registrierung der verschiedenen Datensätze automatisch ohne manuelle Markierung von einzelnen Landmarken ablaufen zu lassen. Methoden zur Definition geeigneter Landmarken und deren Registrierung sind bereits beschrieben worden.<sup>26,27</sup>

mation of the underlying soft tissue and bony structures. Fusion of optical 3D data and computed tomography is more frequent, since the power of computers has been improved. When patient data are used, the necessary registration of the different data modalities can be carried out using the surface of the skin or the surface of teeth.<sup>28</sup> Some important postprocessing steps have to be carried out before image fusion of computed tomography data and optical 3D images is possible. Iso-surfaces are generated from the acquired volume data of the computed tomography data sets by a volume rendering procedure. This process can be performed with several different software tools like Amira™ (TGS Europe, Mérignac Cedex, France). 250 Hounsfield units have been identified as an adequate threshold value for the extraction of iso-surfaces of facial soft tissue. When iso-surfaces of bone have to be generated, higher threshold values must be chosen. The surface data are saved in stl-format.

Optical 3D images are also subjected to the common post-processing steps. Care must be taken that these images are also saved in stl-format to guarantee compatibility with computed tomography data.

Specialized registration procedures must be carried out in order to perform fusion of computed tomography data and optical 3D images. For example SLIM3D (3D-Shape GmbH, Erlangen, Germany) can be used as a software tool. In a first step, coarse registration has to be performed.<sup>29</sup> For this purpose, corresponding landmarks have to be defined manually. Subsequently, the data set are aligned in a coordinate system. In a second step, fine registration is carried out. It is based on an iterative closest point (ICP) algorithm. Data points of computed tomography and optical 3D images are considered corresponding if they are not farther away from each other than 1 mm. The outcome of the registration procedure can be quantified. The software provides the mean distance between the corresponding points that remains at the end of the registration procedure. With these data, the accuracy of different registration tools can be compared.

## Bildfusion unter Verwendung optischer 3D-Daten

Sowohl die Computertomographietechniken als auch die optische dreidimensionale Oberflächenbildung sind mit verschiedenen Vor- und Nachteilen behaftet. Um das Potenzial beider Verfahren bestmöglich ausreizen zu können, muss von einem Kunstgriff Gebrauch gemacht werden. Die unterschiedlichen Bildgebungsmodalitäten werden zu einem neuen Datensatz verschmolzen. Dazu ist es notwendig, beide Datensätze in ein gemeinsames Koordinatensystem zu bringen und dort so präzise wie möglich gegeneinander auszurichten und zu überlagern. Auf diesem Wege wird es möglich, einerseits die präzise Oberflächendarstellung durch die optischen Sensoren zu nutzen und auf der anderen Seite die Möglichkeit zu erhalten, unter der Oberfläche liegende Weichgewebe- und knöcherne Strukturen zu beurteilen.

## Studies on the fusion of computed tomography data and optical 3D images

The limits of accuracy of fusion of optical 3D images and 3D iso-surfaces generated by computed tomography data have been studied experimentally as well as clinically. The

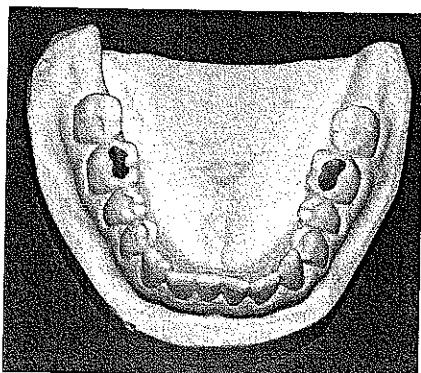


Fig 1 Plaster cast with occlusal metal restorations in the first molars.  
Abb. 1 Gipsmodell mit okklusalen Amalgamfüllungen im Molarenbereich.

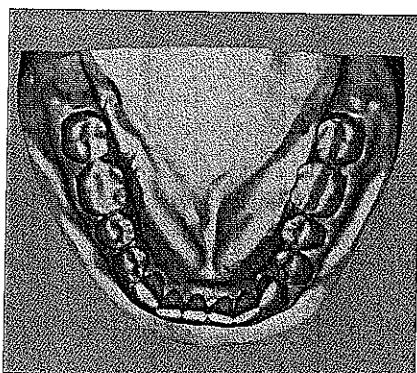


Fig 2 Optical surface data of the plaster cast.  
Abb. 2. Optisches 3D-Bild des Gipsmodells.

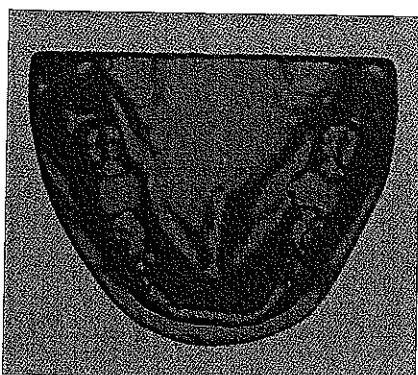


Fig 3 Iso-surface generated from a computed tomography scan after streak artefact correction.  
Abb. 3 Aus einer Computertomographie generierte Isooberfläche des Gipsmodells nach Metallartefaktkorrektur.

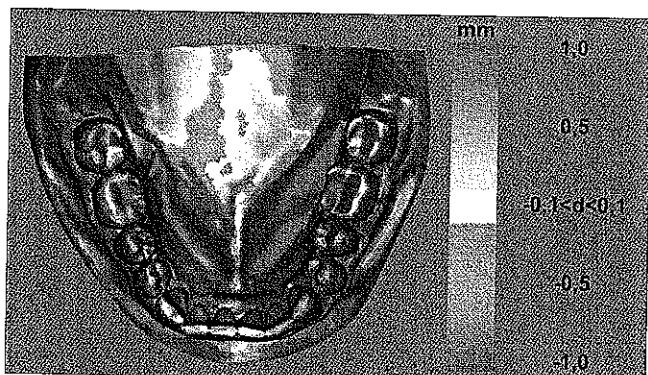


Fig 4 Color-coded visualization of the differences between computed tomography and optical 3D data after image fusion.

Abb. 4 Farbkodierte Darstellung der Abweichungen zwischen Computertomographiedatensatz und optischem 3D-Datensatz nach Bildfusion.

relevance of this procedure has been shown especially for orthognathic surgery.

For an experimental study, plaster casts of mandible and maxilla of patients with full dentition were collected. From these models, optical 3D images as well as computed tomography data were acquired. From the computed tomography images, three-dimensional iso-surfaces were calculated. Subsequently, coarse and fine registration procedures of corresponding data sets were carried out. The mean distance between corresponding data points of the two imaging qualities were calculated. The same trial was carried out for plaster casts where one molar was treated

Von der Möglichkeit der Fusion optischer 3D-Messdaten mit Computertomographiedaten wird mit steigender Rechnerleistung immer häufiger Gebrauch gemacht. Wenn Anwendungen am Patienten erfolgen, kann die notwendige Registrierung der beiden Datenqualitäten z.B. über die Hautoberfläche oder über Zahnoberflächen vorgenommen werden.<sup>28</sup>

Als Vorbereitung zur Bildfusion müssen sowohl die Computertomographie als auch die optischen 3D-Datensätze nachverarbeitet werden. Bei den Computertomographiedatensätzen werden aus den akquirierten Volumendaten Isooberflächen über ein „volume rendering“ erzeugt. Für diesen Vorgang steht heute eine Vielzahl von verschiedenen Softwareprogrammen wie z.B. Amirat<sup>TM</sup> (TGS Europe, Mérignac Cedex, Frankreich) zur Verfügung. Als Schwellwert zur Extraktion von Isooberflächen des Weichgewebes zur Darstellung der Gesichtsoberfläche haben sich 250 Hounsfield Einheiten bewährt. Zur Erzeugung von Isooberflächen des Knochens müssen entsprechend höhere Werte gewählt werden. Das Speichern der Oberflächendaten wird im stl-Format vorgenommen.

Auch die optischen 3D-Bilder werden den üblichen Nachverarbeitungsschritten unterworfen. Anschließend muss ebenfalls sichergestellt werden, dass sie im stl-Format vorliegen, um eine Kompatibilität mit den Computertomographiedaten zu gewährleisten.

Für die Datenfusion von Computertomographie und optischen 3D-Bildern muss auf aufwändige Regis-

rierungsverfahren zurückgegriffen werden. Diese können nur mit spezialisierten Softwareprogrammen wie z.B. SLIM3D (3D-Shape GmbH, Erlangen) erfolgen. Zunächst wird eine Grobregistrierung vorgenommen.<sup>29</sup> Dazu werden in den Datensätzen von Computertomographie und optischen 3D-Bildern korrespondierende Landmarken gekennzeichnet, die anschließend durch Ausrichtung der beiden Datensätze in einem Koordinatensystem zueinander annähernd zur Deckung gebracht werden. In einem zweiten Schritt wird die Feinregistrierung durchgeführt. Dies erfolgt durch die Verwendung eines Iterative-closest-point-Algorithmus (ICP). Dabei werden Datenpunkte aus Computertomographie und optischen 3D-Bildern als korrespondierend angesehen, wenn sie nicht weiter als 1 mm auseinander liegen. Der Erfolg der Registrierungsverfahren zur Bildfusion kann am Ende des Vorganges überprüft werden. Die Software gibt den mittleren Abstand zwischen den korrespondierenden Punkten an, der am Ende der Ausrichtung der Datensätze gegeneinander verblieben ist. Dies erlaubt auch den Vergleich der Güte konkurrierender Registrierungsverfahren.

## Studien zur Fusion von Computertomographiedaten und optischen 3D-Bildern

Die Möglichkeiten und Grenzen der Fusion von optischen 3D-Bildern und 3D-Isooberflächen, die aus Computertomographiedaten generiert wurden, sind sowohl in experimentellen als auch in klinischen Studien untersucht worden.<sup>28</sup> Die Bedeutung dieser Vorgehensweise zeigte sich insbesondere für die orthognathic Chirurgie.

In einem experimentellen Aufbau wurden zunächst Ober- und Unterkiefergipsmodelle von vollständig bezahlten realen Patienten gewonnen. Von diesen Modellen wurden anschließend optische 3D-Bilder angefertigt und Computertomographien akquiriert. Aus den Computertomographien wurden die dreidimensionalen Isooberflächen berechnet. In einem weiteren Schritt erfolgten Grob- und Feinregistrierung der korrespondierenden Datensätze für die einzelnen Modelle. Die mittleren Abstände zwischen den korrespondierenden Punkten der beiden Bildgebungsqualitäten wurden berechnet. Derselbe Versuchsaufbau wurde gewählt, nachdem in jedem Modell auf jeder Kieferseite jeweils ein Molar mit einer okklusalen Amalgamfüllung versorgt

war mit einer okklusalen Amalgamrestoration (Figs 1 to 4). Again, mean distances between corresponding points of computed tomography data and optical 3D images were calculated. In addition, it was checked if there were statistically significant differences between the mean distances between optical 3D images and computed tomography data calculated for plaster casts with and without metal restorations.

In a clinical trial, computed tomography data were acquired from the head of a patient who was going to undergo bimaxillary orthognathic surgery. The patient had metallic restorations in the mandible as well as the maxilla. Plaster casts were fabricated from impressions of the dentition of mandible and maxilla. Optical 3D images were acquired from these models. While the computed tomography data exhibited artefacts, the optical 3D images did not. Fusion of the two imaging qualities was carried out. The mean distance between the corresponding points of optical 3D images and computed tomography data was calculated. The new data set served for virtual planning of the surgical procedure.

The experimental study revealed a mean distance between corresponding points of optical 3D images and computed tomography data of the plaster casts without amalgam restorations of  $0.1262 \pm 0.0301$  mm. With metal artefacts in the computed tomography data, the mean distance increased up to  $0.2671 \pm 0.0580$  mm. The difference between the mean distances between corresponding points of computed tomography data and optical 3D images was statistically significant, for plaster casts with and without metal restorations ( $p < 0.0005$ ).

Fusion of the computed tomography data with metal artefacts and the optical 3D data of the plaster casts of mandible and maxilla mean distances of corresponding points for the two imaging qualities of  $0.66 \pm 0.49$  mm for the mandible and  $0.56 \pm 0.48$  mm for the maxilla were found.

It is concluded from this study that a more precise data fusion is possible when computed tomography data without metal artefacts can be used. In clinical situations, distances between corresponding points of computed tomography data and optical 3D images are found that are in the range of the resolution of computed tomography images. It seems that image fusion for correction of streak artefacts in computed tomography data allows reaching an image quality that is in the range of computed tomography data without metal artefacts as far as the three-dimensional surface is concerned.

## Discussion

Optical 3D sensors can be used in all fields of dentistry, oral surgery and maxillofacial surgery, where pure surface data are sufficient for documentation, diagnostics and therapy. For example, this technique has been used to follow up growth in patients with cleft lip and palate malformations.<sup>23,30</sup> With optical 3D images, the facial surface is acquired in a metrically correct way. Therefore, this method serves as an important adjunct to conventional photos that reduce the complex three-dimensional morphology of the facial surface to a two-dimensional plane. In the future, optical 3D imaging techniques will be able to replace conventional photos when color texture is included in the 3D data.

For diagnostics and planning of interventions, optical sensors will play a major role in, for example, orthognathic surgery. Recently, simulation tools have been developed that allow predicting the morphology of the facial surface after bimaxillary orthognathic surgery only making use of optical surface data.<sup>31</sup>

Optical 3D measurement techniques even provide major advantages when intraoperative computer-assisted support of the surgeon is intended. The acquisition of optical 3D surface data takes less than half a second and, therefore, can be carried out during surgery. The analysis of the data can be carried out immediately. For example, this technique is relevant for correcting a dislocated eyeball either caused traumatically or congenitally. Preoperatively, the ideal globe position can be calculated virtually. During surgery, the actual globe position can be compared with the intended globe position. The surgeon gets accurate data that helps him or her to quantify the remaining extent of necessary correction and helps her/him to adapt the operation technique to these requirements.<sup>22,24</sup>

The described applications of optical 3D imaging show the wide range of possibilities for the use of this technique in dentistry, oral surgery and maxillofacial surgery. However, the main potential of optical 3D imaging is the fusion with conventional computed tomography and cone-beam computed tomography. This application will allow improving image quality of both computed tomography techniques. This is especially true for the correction of metal artefacts, which significantly reduce the quality of surface imaging in conventional computed tomography.

wurde (Abb. 1 bis 4). Es erfolgte ebenfalls die Berechnung der mittleren Abstände der zwischen den korrespondierenden Punkten von Computertomographie und optischen 3D-Bildern. Es wurde zusätzlich überprüft, ob ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den berechneten Abständen für die Modelle ohne und mit Amalgamfüllungen bestand.

In einer klinischen Studie wurde zur Planung einer bignathen Umstellungosteotomie eine Computertomographie des Kopfes einer Patientin gewonnen, die in der Ober- und Unterkieferbezahlung Amalgamfüllungen aufwies. Abformungen des Ober- und Unterkiefers wurden in Gipsmodelle umgesetzt, von denen optische 3D-Bilder gewonnen wurden. Diese im Gegensatz zu den Computertomographiedaten artefaktfreien Modelle der Bezahlung wurden zur Simulation der postoperativen Okklusion verwendet und in den Computertomographiedatensatz integriert. Dieser diente seinerseits dazu, die Veränderung der Gesichtsoberfläche durch die Kieferverlagerungen darzustellen. Auch hier erfolgte die Berechnung der mittleren Abstände zwischen den korrespondierenden Punkten der 3D-Oberflächen der Zahnbögen aus Computertomographie und optischen Bildern.

Bei der experimentellen Studie ergaben sich als mittlerer Abstand zwischen den korrespondierenden Punkten der 3D-Oberflächen aus Computertomographie und optischen Bildern für die Gipsmodelle  $0,1262 \pm 0,0301$  mm, wenn keine Metallartefakte vorlagen. Mit Metallartefakten steigerte sich der mittlere Abstand auf  $0,2671 \pm 0,0580$  mm. Der Unterschied der mittleren Abstände zwischen korrespondierenden Punkten der 3D-Oberflächen, die aus Computertomographien oder optischen Bildern generiert wurden, war statistisch signifikant größer, wenn Metallartefakte in den Computertomographiedaten vorlagen ( $p<0,0005$ ).

In der Patientenstudie ergaben sich mittlere Abstände zwischen den korrespondierenden Punkten der beiden Bildgebungstechniken von  $0,66 \pm 0,49$  mm für den Unterkiefer und  $0,56 \pm 0,48$  mm für den Oberkiefer. Als Schlussfolgerung konnte aus diesen Untersuchungen abgeleitet werden, dass eine genauere Datenfusion gelingt, wenn Computertomographiedaten ohne Metallartefakte vorliegen. Gerade in der klinischen Situation treten Abweichungen zwischen den korrespondierenden Punkten aus Computertomographie und optischen 3D-Bildern auf, die im Bereich der Auflösung der Computertomographie liegen. Es scheint, dass durch

die Bildfusion zur Artefaktkorrektur eine Präzision in der Bildqualität der dreidimensionalen Oberflächendaten erzielt werden kann, die der artefaktfreier Computer-tomographieaufnahmen entspricht.

## Diskussion

Optische 3D-Sensoren haben sich bisher überall dort in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde etabliert, wo die reine Oberflächendarstellung als alleiniges Mittel für Dokumentation, Diagnostik, Planung und Therapie ausreichend ist. Entsprechende Anwendungen sind z.B. bei der Beobachtung des Wachstums von Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten in Abhängigkeit von den angewandten Operationsmethoden beschrieben worden.<sup>23,30</sup> Die optischen 3D-Bilder stellen die Gesichtsoberfläche metrisch korrekt dar. Das Verfahren ist so bei der Dokumentation eine wichtige Ergänzung zur konventionellen Fotografie, die die komplexe dreidimensionale Struktur des Gesichts zweidimensional abbildet. Zukünftig muss davon ausgegangen werden, dass die optische 3D-Messtechnik immer dann, wenn sie die Oberflächendarstellung mit einer Farbtextur erlaubt, in der Lage sein wird, die konventionelle Fotografie vollständig zu ersetzen.

Für Diagnostik und Planung können optische Sensoren z.B. in der orthognathen Chirurgie in Zukunft eine nicht zu unterschätzende Rolle spielen. Hier ist es gelungen, für die klinische Anwendung relevante Simulationsverfahren zu entwickeln, die es ermöglichen, die Prädiktion einer Gesichtsoberfläche nach bignather Umstellungsosteotomie nur anhand von 3D-Oberflächenbildern vorzunehmen.<sup>31</sup>

Gerade im Bereich der Therapie zeigt die optische 3D-Messtechnik ihre Stärken bei der intraoperativen, computer-assistierten Unterstützung des Chirurgen. Bei geringem Zeitbedarf zur Datenakquisition ist es möglich, intraoperativ 3D-Bilder aufzunehmen und in direktem Anschluss auszuwerten. So kann z.B. präoperativ bei einer traumatisch bedingten oder angeborenen Fehlstellung eines Augapfels ein Sollwert für die korrekte Position festgelegt werden. Intraoperativ erfolgt anschließend ein Soll-Ist-Vergleich. Es werden dem Operateur so Daten an die Hand gegeben, die es ihm ermöglichen, den verbliebenen Korrekturbedarf genau

The importance of this technique lies in the fact that more and more very sophisticated methods for masticatory rehabilitation will be developed that are based on precise virtual planning. It is the future aim to reduce patient morbidity, invasivity of surgery and the time necessary for treatment to a minimum.<sup>32</sup>

Today, implant dentistry has developed to the extent that it is possible in clinical routine to preoperatively fabricate the definitive implant-borne superstructure based on computed tomography data and virtual planning before the implants have even been placed in the patient. In this way, immediate implant loading is significantly facilitated.<sup>33</sup> Major problems are encountered with this procedure, when metal artefacts occur in partially dentate patients. Fusion of optical 3D data with computed tomography may provide a solution to this problem. Experimental as well as clinical studies have shown that image fusion allows gaining an image quality that is comparable with computed tomography data without streak artefacts.

Even in cone-beam computed tomography data, fusion with optical 3D images will help to increase the quality of the 3D surface data. The value for the accuracy of image fusion is lower than the maximum resolution of cone-beam computed tomography, lying in the range of 0.3 mm.

The outlook for future developments in computed tomography technique, optical sensors and software algorithms for image fusion is that it will soon be possible to reach a resolution of some 10 µm, in order to allow the fabrication of dental restorations based on the fusion of computed tomography data and optical 3D images.

IJCD

## Acknowledgment

The German Research Foundation funded the study within the Special Research Sector 603, Subproject C4, and the Graduate School of Advanced Optical Technologies.

## Danksagung

Die Förderung der Arbeit erfolgte durch die Deutschen Forschungsgemeinschaft innerhalb des Teilprojektes C4 des Sonderforschungsbereichs 603 und der Graduate School of Advanced Optical Technologies.

## References

- Ewers R, Schicho K, Undt G, Wanschitz F, Truppe M, Seemann R, Wagner A. Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:1-8.
- Nkenke E, Langer A, Laboureux X, Benz M, Maier T, Kramer M, Häusler G, Kessler P, Wilfong J, Neukam FW. Validation of *in vivo* assessment of facial soft tissue volume changes and clinical application in midfacial distraction: A technical report. *Plast Reconstr Surg* 2003;112:367-380.
- Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 2005;32:282-293.
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Pröschel P. Clinical fit of all-ceramic 3 unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Europ J Oral Sci* 2005;113: 174-179.
- Richter J, Mehl A. Evaluation for the fully automatic inlay reconstruction by means of the biogeneric tooth model. *Int J Comput Dent* 2006;9:101-111.
- Pilling E, Schneider M, Mai R, Eckelt U. Preoperative determination of the position of mandibular canal for planning sagittal ramus osteotomy of the mandible. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2004;8:18-23.
- Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002;31:322-326.
- Chiu WK, Luk WK, Cheung LK. Three-dimensional accuracy of implant placement in a computer-assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:465-470.
- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219-226.
- Birkeland JM, Haugejorden O, von der Fehr FR. Analyses of the caries decline and incidence among Norwegian adolescents 1985-2000. *Acta Odontol Scand* 2002;60:281-289.
- Svendsen P, Quiding L, Landahl I. Blackout and other artefacts in computed tomography caused by fillings in teeth. *Neuroradiology* 1980;19:229-234.
- Odlum O. A method of eliminating streak artifacts from metallic dental restorations in CTs of head and neck cancer patients. *Spec Care Dentist* 2001;21:72-74.

quantifizieren zu können und das Vorgehen bei der Operation entsprechend anzupassen.<sup>22,24</sup>

Die beschriebenen Anwendungen umreißen das weite Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten der optischen 3D-Messtechnik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Dennoch ergibt sich das wesentliche Potenzial des Verfahrens durch die Fusion mit konventioneller Computertomographie oder Cone-beam-Computertomographie. Hier eröffnen sich Anwendungen, die auf zahlenmäßig breiter Basis eine Steigerung der Bildqualität der etablierten Computertomographietechniken bewirken können. Dies gilt insbesondere für die Korrektur von Metallartefakten, die eine erhebliche Einschränkung der Qualität der Oberflächendarstellung in der konventionellen Computertomographie bewirken. Diese Anwendung ist gerade deshalb so wichtig, weil sich immer anspruchsvollere Versorgungsverfahren entwickeln, deren Ziel es ist, basierend auf präziser virtueller Planung die Patientenbelastung in Bezug auf Invasivität und auf die zeitliche Beanspruchung auf ein Minimum zu reduzieren.<sup>32</sup>

Die Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich ist heute so weit entwickelt, dass es hier basierend auf Computertomographiedaten möglich wird, bereits vor der Implantatinsertion die Suprakonstruktion herzustellen und direkt nach dem Einsetzen der Implantate auf denselben zu fixieren.<sup>33</sup> Die erheblichen Probleme, denen man sich gegenüber sieht, wenn bei teilbezahlten Kiefern Metallartefakte auftreten, können zukünftig durch den Einsatz der Bildfusion mit der optischen Messtechnik gelöst werden. Studien haben gezeigt, dass die Verwendung optischer 3D-Bilder es ermöglicht, wieder eine Bildqualität zu erzielen, die der einer artefaktfreien Computertomographieaufnahme entspricht. Auch bei artefaktfreien Cone-beam-Computertomographieaufnahmen kann die Fusion mit optischen 3D-Bildern nochmals zu einem erheblichen Qualitätsgewinn führen. Es werden dann Präzisionswerte erreicht, die die bestmögliche Auflösung einer Cone-beam-Computertomographieaufnahme von 0,3 mm unterschreitet. Zukünftige Entwicklungen im Bereich der Computertomographietechnik, der optischen 3D-Sensorik und der notwendigen Softwarealgorithmen zur Bildfusion eröffnen eine Perspektive dahingehend, dass die Messgenauigkeit immer mehr in Richtung von einigen 10 µm vorangetrieben wird, um Zahnerstaurationen nur unter Zuhilfenahme dieser Techniken fertigen zu können.

IJCD

13. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by pre-processing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006 [Epub ahead of print]
14. Kohl G. The evolution and state-of-the-art principles of multislice computed tomography. *Proc Am Thorac Soc* 2005; 2:470-476.
15. Santler G. The Graz hemisphere splint: a new precise, non-invasive method of replacing the dental arch of 3D-models by plaster models. *J Craniomaxillofac Surg* 1998;26:169-173.
16. Hoffmann J, Schwaderer E, Dammann F. The use of hybrid stereolithographic models for the planning of complex craniofacial procedures. *Biomed Tech* 2002;47(Suppl 1 Pt 1):278-281.
17. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A. A new technique for the creation of a computerized composite skull model. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:222-227.
18. Häusler G, Gruber M. Simple, robust and accurate phase measuring triangulation. *Optik* 1992;89:18-24.
19. Nkenke E, Benz M, Maier T, Wiltfang J, Holbach L, Kramer M, Häusler G, Neukam FW. Relative en- and exophthalmometry in zygomatic fractures comparing optical non-contact, non-ionizing 3D imaging to the Hertel instrument and computed tomography. *J Craniomaxillofac Surg* 2003;31:362-368.
20. Nkenke E, Alexiou C, Iro H, Amann K, Kirchner T, Häusler G, Neukam FW, Holbach LM. Management of spontaneous enophthalmos due to silent sinus syndrome: a case report. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:809-811.
21. Nkenke E, Amann K, Maier T, Benz M, Kramer M, Häusler G, Benz S, Wiltfang J, Vairaktaris EG, Neukam FW, Holbach LM. Untreated "blow-in" fracture of the orbital floor causing a mucocele: Report of an unusual late complication. *J Craniomaxillofac Surg* 2005;33:255-259.
22. Nkenke E, Maier T, Benz M, Wiltfang J, Holbach LM, Kramer M, Häusler G, Neukam FW. Hertel exophthalmometry versus computed tomography and optical 3D imaging for the determination of the globe position in zygomatic fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004;33:125-133.
23. Nkenke E, Kramer M, Benz S, Häusler G, Schuster M, Neukam FW, Vairaktaris EG, Wurm J. Determination of facial symmetry in unilateral cleft lip and palate patients from 3D data: Technical report and assessment of measurement errors. *Cleft Palate Craniofac J* 2006;43:129-137.
24. Kramer M, Maier T, Benz M, Holbach L, Gerd Häusler G, Neukam FW, Nkenke E. Intraoperative non-contact, non-ionizing optical 3D exophthalmometry during repositioning of dislocated globes: first results. *J Oral Maxillofac Surg* 2006;64:902-909.
25. Häusler G, Leuchs G. Physikalische Grenzen der optischen Form erfassung mit Licht. *Physikalische Blätter* 1997;53: 417-421.
26. Seeger S, Laboureux X. Feature Extraction and Registration. In: Girod B, Greiner G, Niemann H (eds). *Principles of 3D Image Analysis and Synthesis*. Boston/Dordrecht/London: Kluwer Academic Publishers, 2000:153-166.
27. Benz M. Ergebnismodellierung und Qualitätskontrolle kraniofazialer Operationen auf Basis optischer Messtechnik. In: Malzer S, Wang LJ, Russell PSJ, Leuchs G (eds). *Progress in Modern Optics*. Erlangen: Fischer, 2006:212-218.
28. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Häusler G, Neukam FW, Lell M. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33: 226-232.
29. Schön N, Häusler G. Automatic Coarse Registration of three-dimensional surfaces by information theoretic selection of salient points. *Applied Optics* 2006;45:6539-6550.
30. Bilwatsch S, Kramer M, Häusler G, Schuster M, Wurm J, Vairaktaris E, Neukam FW, Nkenke E. Nasolabial symmetry following Tennison-Randall lip repair: a three-dimensional approach in 10-year-old patients suffering from unilateral cleft lip. *J Craniomaxillofac Surg* 2006;34:253-262.
31. Meller S, Nkenke E, Kalender WA. Statistical face models for the prediction of soft-tissue deformations after orthognathic osteotomies. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv* 2005;8:443-450.
32. Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Tröger M, Vairaktaris E, Neukam FW, Fenner M. Patient centred outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla: A prospective, non-randomized pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2007 (in press)
33. Nkenke E, Fenner M, Eitner S, Holst S, Wichmann M, Neukam FW. Computerassistierte Planung und Umsetzung von sofortbelastetem implantatgestütztem Zahnersatz im Oberkiefer: Ein Fallbericht. *Z Zahnärztl Implantol* 2006;22: 109-118.