

Aus dem Zentrum für Operative Medizin der Universität zu Köln  
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie  
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. J. E. Zöller

**Überlagerungsgenauigkeit dreidimensionaler  
Oberflächen- und digitaler Volumentomographie-Daten  
zur virtuellen Implantatplanung**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Universität zu Köln

vorgelegt von  
Stefan Dan Reiz  
aus Kronstadt (Rumänien)

promoviert am 22. Mai 2013

Gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln  
im Jahr 2013

**Druck:**

Hundt Druck GmbH  
Zülpicher Straße 220  
50937 Köln

**Dekan:** Universitätsprofessor Dr. med. Dr. h.c. Th. Krieg

**1. Berichterstatterin/Berichterstatter:**

Privatdozent Dr. med. Dr. med. dent. T. Dreiseidler

**2. Berichterstatterin/Berichterstatter:**

Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel

**Erklärung**

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Dr. Dr. Lutz Ritter

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Köln, den 08.10.12

Stefan Dan Reiz

Die in dieser Arbeit angegebenen Experimente sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Dr. Dr. Lutz Ritter von mir selbst ausgeführt worden.

Als Beobachter in dieser Studie fungierten ebenfalls Justyna Palmer.

Die Datengrundlage für diese Studie wurde von Patienten gewonnen, die sich für eine Implantatversorgung in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie und der Interdisziplinären Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Uniklinik Köln vorgestellt haben. Die DVT Daten (Röntgen) wurden im Zuge der Voruntersuchung der Patienten für die konventionelle Implantatversorgung nach bisher bekannten Verfahren aufgenommen und wurden somit nicht zum Zwecke dieser Studie angefertigt.

## Danksagungen

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Joachim E. Zöller für die freundliche Unterstützung dieser Arbeit und für die Überlassung des Themas sowie für das durch ihn geschaffene, nötige wissenschaftliche Umfeld. Für dieses Umfeld möchte ich auch Herrn Dr. Viktor Karapetian danken.

Herrn Dr. Dr. Lutz Ritter danke ich für seine Geduld, die stetige Hilfe und Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit und im Allgemeinen. Ich danke Frau Justyna Palmer für ihre Hilfe als Beobachterin bei den Messungen.

Meiner Familie danke ich, die mich immer unterstützt hat. Ganz besonders möchte ich auch meiner Lebensgefährtin Martha für ihren Rückhalt und ihr immer währendes Verständnis danken. Ich danke auch ihrer Familie.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung.....</b>	<b>6</b>
<b>2. Publikation.....</b>	<b>9</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>10</b>
<b>Introduction.....</b>	<b>11</b>
<b>Material and Methods.....</b>	<b>12</b>
Patients and data acquisition.....	12
3D CBCT imaging.....	12
3D surface imaging – the optical impression.....	13
Prosthetic planning using CEREC software.....	13
Registration of data from CBCT and CEREC.....	14
Measuring procedure.....	14
Statistical analysis.....	16
<b>Results.....</b>	<b>17</b>
Descriptive statistics.....	17
Factor distribution.....	17
Intra- and interobserver reliability.....	17
Correlations.....	17
<b>Discussion.....</b>	<b>19</b>
<b>Tables.....</b>	<b>22</b>
<b>Figures.....</b>	<b>23</b>
<b>References.....</b>	<b>25</b>
<b>3. Diskussion.....</b>	<b>29</b>
<b>4. Zusammenfassung.....</b>	<b>36</b>
<b>5. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>37</b>
<b>6. Lebenslauf.....</b>	<b>42</b>

# 1. Einleitung

Dentale Implantate sind ein mittlerweile langjährig bewährtes Therapiemittel zur Wiederherstellung der Funktion und der Ästhetik des stomatognathen Systems nach Zahnverlust oder Nichtanlage von Zähnen. Einzelzahnrestorationen, Brücken und herausnehmbarer Zahnersatz können mit geringen Komplikationsraten an dentalen Implantaten verankert werden [24].

Entscheidend für den Erfolg einer derartigen Versorgung ist die richtige Positionierung der Implantate im knöchernen Lager, sodass unter Einbeziehung der geplanten prothetischen Versorgung die anatomisch limitierenden Strukturen berücksichtigt und durch entsprechende Sicherheitsabstände geschont werden. Hier wären beispielsweise angrenzende Zahnwurzeln/Implantate, der Sinus maxillaris im Oberkiefer oder der Canalis mandibularis im Unterkiefer zu nennen. Des Weiteren spielen das horizontale und vertikale Knochenangebot und die Knochendichte eine zentrale Rolle.

Die Planung der Implantatposition setzt demzufolge eine sorgfältige klinische und radiologische Untersuchung des Patienten voraus. Die radiologische Untersuchung dient insbesondere der Visualisierung der Verhältnisse im knöchernen Implantatlager. Diese Darstellung ist mittels konventionellen zweidimensionalen Röntgentechniken in zwei zueinander senkrechten Ebenen, wie zum Beispiel intraoralen Aufnahmen, Panorama-Schicht-Aufnahmen oder transversalen Schicht Aufnahmen, möglich. Jedoch erfreut sich die digitale Volumentomografie (DVT, auch CBCT genannt) heutzutage zunehmender Beliebtheit, um die anatomischen Verhältnisse des Patienten in allen drei Dimensionen in einem Durchgang erfassen zu können. Man kann dann das digitale Volumentomogramm mit hoher Genauigkeit für die Implantatplanung vermessen, um die nötigen Sicherheitsabstände zu den anatomisch limitierenden Strukturen einhalten zu können [11, 23, 27].

Basierend auf dem DVT oder einer Computer Tomographie (CT), wobei das DVT unter anderem durch seine geringere Strahlenbelastung bei ähnlicher Genauigkeit und ausreichender Darstellungsqualität für diese Indikation

überzeugt [3, 5, 8], kann dann eine computergestützte Planung und Platzierung der Implantate unter Zuhilfenahme von verschiedenen Softwarelösungen durchgeführt werden [6, 9, 19, 31].

Aktuell verfügbare Systeme erfordern, dass der Patient während der Röntgenaufnahme eine bariumsulfathaltige und damit röntgendichte Zahnaufstellung trägt. Diese Zahnaufstellung soll der späteren prothetischen Versorgung entsprechen. Durch diese Vorgehensweise kann man der Forderung nachkommen, die anatomischen und prothetischen Informationen gleichzeitig in der Planungssoftware darzustellen. Dieser Ansatz kann weiterführend als Basis für eine minimalinvasive, navigierte Implantatplatzierung dienen [19]. Hierfür wird dann auf Grundlage der virtuellen Planung entweder die Röntgenschablone zu einer Bohrschablone erweitert oder es wird z.B. mittels Stereolithographie eine Bohrschablone hergestellt. Als Alternative hierzu kann ein aktives Navigationssystem eingesetzt werden, welches den Chirurgen während der Implantatplatzierung leitet [12, 16, 25, 35]. Forschung und Entwicklung auf diesem Gebiet haben einen neuen Ansatz hervorgebracht, welcher eine virtuelle Zahnaufstellung und ein DVT vereint [20, 26]. Hierbei werden die Oberflächen der Zahnreihen und der Schleimhäute mit einem dreidimensionalen Scanverfahren erfasst. Auf Grundlage dieser Daten kann nun ein prothetischer Vorschlag virtuell erzeugt werden und anschließend mithilfe spezieller Software mit einem korrespondierenden CT- bzw. DVT-Datensatz überlagert werden. Durch diesen Überlagerungsvorgang, auch Registrierung genannt, wird ein gleichartiger Effekt wie durch das Tragen einer Röntgenschablone erzielt. Die prothetischen und anatomischen Informationen können gleichzeitig dargestellt werden, um alle notwendigen Angaben für die Implantatplanung bereit zu stellen. Des Weiteren besteht hier nicht nur die Möglichkeit auf der Grundlage der registrierten Datensätze computergestützte Bohrschablonen, sondern auch Sofortversorgungen mittels CAD/CAM anzufertigen. So kann ein für Patient und Behandler wesentlich angenehmerer, vollständig digitaler Arbeitsablauf (Work-Flow) erzeugt werden, der nicht mehr zwingend auf zahntechnische Arbeit bzw. Laborarbeit angewiesen ist.

Ziel dieser Studie sollte es sein, die Genauigkeit dieses Überlagerungs-/Registrierungsvorgangs bei dem von Ritter und Kollegen [26] vorgestellten Verfahren zu ermitteln. Hierfür wurden für diese retrospektive Studie die Daten von 16 Patienten herangezogen, die sich im Rahmen der Implantatversorgung in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie und der Interdisziplinären Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Uniklinik Köln vorgestellt haben. Die DVT Daten wurden im Zuge der Voruntersuchung der Patienten für die konventionelle Implantatversorgung nach bisher bekannten Verfahren aufgenommen (Galileos, Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland). Die 3D-Aufnahmen der Zahnreihen wurden nachträglich von Gipsmodellen der Patienten gewonnen, welche auch im Rahmen der oben genannten Voruntersuchung erstellt worden sind. Erfasst wurden diese Daten mit dem CEREC Bluecam Gerät (Fa. Sirona, Bensheim, Deutschland) in einem optischen Triangulationsverfahren [17]. Die 16 Datenpaare wurden mithilfe der zu untersuchenden Software (GALILEOS Implant, Fa. SiCAT, Bonn, Deutschland) überlagert und an insgesamt 4 Messstellen pro Datenpaar mit jeweils 7 Messpunkten von 2 Untersuchern in jeweils 2 Durchgängen vermessen, was zu einer Gesamtzahl von 1792 Messergebnissen geführt hat. So sollte festgestellt werden, ob dieses System klinisch anwendbar ist und mit einer ausreichenden Genauigkeit arbeitet, um die vielfältigen Vorteile für den praktizierenden Implantologen nutzbar zu machen.

## **2. Publikation**

### **Registration Accuracy of threedimensional Surface and Cone Beam Computed Tomography Data for Virtual Implant Planning**

L. Ritter, S. D. Reiz, D. Rothamel, T. Dreiseidler, V. Karapetian, M. Scheer,  
J. E. Zöller

Department for Craniomaxillofacial and Plastic Surgery, University Hospital of  
Cologne, Cologne, Germany

Clin Oral Implants Res. 2012 Apr;23(4):447-52. doi: 10.1111/j.1600-  
0501.2011.02159.x. Epub 2011 Apr 13.

## ***Abstract***

**Objective:** Virtual wax-ups based on three-dimensional (3D) surface models can be matched (i.e. registered) to cone beam computed tomography (CBCT) data of the same patient for dental implant planning. Thereby, implant planning software can visualize anatomical and prosthetic information simultaneously. The aim of this study is to assess the accuracy of a newly developed registration process.

**Material and methods:** Data pairs of CBCT and 3D surface data of 16 patients for dental implant planning were registered and the discrepancy between the visualized 3D surface data and the corresponding CBCT data were measured on 64 teeth at seven points by two investigators in two iterations with a total of 1792 measurements.

**Results:** All data pairs were matched successfully and mean distances between CBCT and 3D surface data were between 0.03 ( $\pm$  0.33) and 0.14 ( $\pm$  0.18) mm. At two of seven measuring points, statistically significant correlations were determined between the measured error and the presence and type of restorations. Registration errors in maxilla and mandible were not statistically significantly different.

**Conclusion:** According to the results of this study, registration of 3D surface data and CBCT data works reliably and is sufficiently accurate for dental implant planning. Thereby, barium-sulfate scanning templates can be avoided and dental implant planning can be accomplished fully virtual.

## ***Introduction***

Dental implants are an established treatment option to rehabilitate function and esthetics of the stomatognathic system after tooth loss or aplasia. Single tooth restorations, pontics and removable dentures can be mounted on dental implants with a low rate of complications [16].

Planning of implant positions includes careful clinical investigation, a prosthetic wax-up and radiographs. Conventional two-dimensional radiographs (intraoral radiographs, panoramic imaging or transversal slice images) are successfully applied; however, cone beam computed tomography (CBCT) is increasingly used in order to provide three-dimensional (3D) information of the patients' anatomy that can also be accurately measured for implant planning [2, 7, 15, 19].

Based on CBCT or computer tomography (CT), computer-aided implant planning and placement is possible using different software systems [4, 6, 13, 23]. Systems currently on the market let the patient wear a barium-sulfate radio-opaque wax-up showing the planned prosthesis when being scanned. Using this approach anatomical and prosthetic information can be rendered simultaneously within the software for implant planning. This approach can be used solely for planning or it can serve as basis for minimal invasive guided implant placement [13]. After planning, either the scanning template is transformed into a surgical guide by CAD CAM technology or stereolithography is used to manufacture the surgical guide. Alternatively, a navigation system can be applied to guide the surgeon during implant placement [8, 11, 17, 27].

Recently, a novel approach that integrates a virtual wax-up and CBCT data has been introduced [14, 18]. Here, a 3D surface scan of the dentition is acquired and matched virtually (i.e. registered) to the CBCT data. Thereby the effect is similar to the patient wearing a wax-up. The prosthetic and anatomical information can be displayed simultaneously in order to provide all required information for implant planning (Fig. 1). Furthermore, computer aided manufacturing of surgical guides and immediate restorations are possible based on registered data. The aim of this paper is to assess the accuracy of the matching (i.e. registration) process of virtual wax-ups and CBCT data.

## ***Material and Methods***

### **Patients and data acquisition**

For this retrospective investigation, data pairs consisting of a CBCT scan and a CEREC Bluecam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) scan of 16 patients were used. Measurements were taken from two teeth mesial to the tooth gap that was due for implant treatment and two teeth distally. A total of four teeth was analyzed per patient data set, 64 teeth in total. A total of 1792 measurements were taken on 64 teeth by two observers in two iterations on seven locations. Thirty-five (54.7%) teeth were in the maxilla, 29 in the mandible (45.3%). Thirty-eight teeth (59.4%) used for measurements were not restored in any way, 12 teeth (18.8%) had a composite filling, 10 teeth (15.6%) had a metallic or ceramic restoration and eight teeth (6.3%) had a metallic crown.

Data were consecutively taken from patients who presented themselves for implant treatment at the department for craniomaxillofacial and plastic surgery at the University Hospital of Cologne. For all CBCT scans, a medical indication was given as part of their implant treatment and patients gave written consent for this investigation.

CEREC scans were taken from standard planning plastermodels and the CEREC software was used to design the virtual wax-up. For each tooth measured the restoration type if present was recorded. After registration of the virtual waxup to the CBCT, data accuracy was measured by two dentists in two iterations.

### **3D CBCT imaging**

Imaging was performed using a 3D CBCT scanner (Galileos, Sirona Dental Systems) dedicated to dental and maxillofacial imaging. Technical parameters of the scanner used are summarized in Table 1.

### **3D surface imaging – the optical impression**

Optical data were captured from plaster models poured from alginate impressions (CEREC stone BC, Sirona Dental Systems) using the CEREC AC system (Sirona Dental Systems).

During the acquisition process, a grid of parallel black and bright stripes (each 250  $\mu\text{m}$  wide) is projected under a parallax angle onto the situation according to the known principle of triangulation to record the depth-dependent shift of the lines with a charged coupled device. The concept lets the dentist handle the camera similar to a handpiece [12]. For the reconstruction of missing teeth, several optical impressions are required to record a field containing not only the tooth gap but also the neighboring teeth. The primary data are automatically registered following acquisition and a 3D surface model is calculated and displayed.

### **Prosthetic planning using CEREC software**

After acquisition of the surface scan, the information on the gingival surface of the planned implant site and the neighboring teeth was virtually available. Missing teeth were reconstructed using the software tools (CEREC, Sirona Dental Systems). First, a single crown or bridge restoration was chosen and the appropriate tooth position according to the FDI dental scheme was indicated. Now the emerging area of the implant was defined by plotting a circle as the virtual preparation margin on the gingival surface. Here, the diameter of the envisioned implant can be approximated for planning. The virtual defined preparation margin was used as the starting point for reconstructing the missing tooth or teeth. Additionally, the antagonist was scanned and incorporated to designing the occlusal surface of the missing tooth. Based on the provided information, the software calculated a first proposal. Further optimization was achieved using the available shaping and positioning tools when required (Fig. 2). After the design was finished, the virtual wax-up was saved and transferred into the implant planning software including the virtual model of the neighboring teeth.

## **Registration of data from CBCT and CEREC**

CBCT and CEREC dataset of the patient were loaded and visualized using the implant planning software (GALILEOS Implant, Sicat, Bonn, Germany). Next, corresponding points on the two datasets were roughly defined on the vestibular surfaces of the teeth next to a tooth gap by simply pointing the mouse at the corresponding points in a 3D view (Fig. 3). For each registration, the two neighboring teeth were selected. The applied registration algorithm now takes the points as a starting point to iteratively search for an optimal transformation that relocates the CEREC dataset so that both datasets are spatially correlated. The algorithm follows a ray tracing procedure that searches for the most dense (i.e. enamel) areas in the CBCT scan close to the starting points and fits the surface of the CEREC restoration on the density profile found. The success of this operation can be inspected in slice views showing the surface of the CEREC data set overlaid over the radiographic data (Figs 1 and 4).

## **Measuring procedure**

Measurements were taken at the neighboring teeth, two mesial and two distal to the tooth gap, which was considered for implant planning. As a reference point, a generic cylindrical implant (length: 10 mm, diameter: 1 mm) was placed in each tooth to be measured using the implant planning software. The position of the reference implant was aligned to the tooth axis in the middle of the tooth. The cervical end of the implant was placed at half the height of the clinical tooth crown. These reference positions were not changed during the following measurements.

Sixty-four reference implants were placed. Two dentists took measurements in two randomized iterations after the following protocol using the original measuring tools of the software:

Distances  $D^i$  between the visible border of the tooth surface on the CBCT image and the visible border of the tooth surface on CEREC model were measured.

$D^i = \text{Visible border CBCT} - \text{Visible border CEREC}$

Measurements were taken in the implant aligned viewing mode at the following seven points per reference implant:

Horizontal measuring points, 90° to the reference implant:

1. vestibular
2. lingual/palatinal
3. mesial (in case of approximal contact measure mesiolingual)
4. distal (in case of approximal contact measure distovestibular)

Vertical measuring points parallel to the implantaxis:

5. middle of incisal edge/at the central fissure
6. mesial at the incisal edge/at the (disto-)buccal cusp
7. distal at the incisal edge/at the (mesio-)lingual/palatinal cusp.

Horizontal measuring points were taken at the height of the cervical end of the reference implant, measured orthogonal to the implant. The provided angle measuring tool in the software was used to achieve 90° measurements from the implant. Vertical measurements were taken at the anatomical reference point. All measurements were taken in millimeters. If the border of the CEREC surface showed outside of the border of the radiographic surface negative values were assigned. If the border of the CEREC surface, is inside of the border of the radiographic surface, values were marked positive.

In order to improve the visualization of the border lines, brightness and contrast could be varied and the zoom function could be used (Fig. 4).

## **Statistical analysis**

The statistical analysis was performed with the PASW statistics 18.0 for Mac OS X (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). The Wilcoxon rank test was used to compare measurements at the different measuring points and to reveal directional error in the registration process. Here, especially measurements lying opposite to each other on teeth were tested against each other.

To reveal a possible influence of restorations on measurements at the investigated tooth, the Wilcoxon rank test was applied to compare measurements of restored to unrestored teeth. For those measurements showing statistical significant differences for restored teeth, the Spearman's correlation coefficient was used to test for a correlation of restoration type and measurement error.

Intraclass correlation coefficient was used to calculate inter- and intraobserver reliability [1]. For a good clinically relevant agreement an  $R_i$  value  $> 0.74$  was considered.

## **Results**

### **Descriptive statistics**

Mean and standard deviations of all measurements were between 0.03 ( $\pm$  0.33) and 0.14 ( $\pm$  0.18) mm. Results of all measurements are listed in Table 2, factored for observers and iterations in Table 3.

### **Factor distribution**

The Kolmogorov–Smirnov test revealed that the measured data were not following a normal distribution. Therefore, non-parametric tests were used to analyze the data.

### **Intra- and interobserver reliability**

Intra-observer correlation assessed by the intraclass correlation for average measures (ICC 3,k) was 0.769 (95% confidence interval [CI]). Interobserver reliability assessed by the intraclass correlation coefficient for average measures (ICC 3,k) was 0.786 (95% CI).

### **Correlations**

Correlations were calculated on individual observations for reviewers and iterations and were not pooled. Measurements for maxilla and mandible showed no statistical significant difference using the Wilcoxon rank test except at the mesial/mesiolingual measuring point ( $P = 0.05$ ).

To test a possible influence of the restoration type present at the investigated tooth and the accuracy of registration, the Wilcoxon rank test was applied. It was found that there was no statistically significant difference in measurements, depending on the presence of a restoration for measurements, mesial/mesiolingual ( $Z = -0.918$ ,  $P = 0.359$ ), distal/distovestibular ( $Z = -0.897$ ,  $P = 0.37$ ), lingual ( $Z = -0.649$ ,  $P = 0.517$ ), distobuccal cusp ( $Z = -0.364$ ,  $P = 0.716$ ), and mesiolingual cusp ( $Z = -0.65$ ,  $P = 0.516$ ). Measurements at buccal

measuring point ( $Z = -4.333$ ,  $P = 0.0001$ ) and the central fissure ( $Z = -2.549$ ,  $P = 0.011$ ) showed a statistically significant difference depending on whether or not there was a restoration present.

Significant correlations using Spearman's- $\rho$  correlation coefficient could be found for the type of restoration and the measured registration error at the central fissure ( $P = 0.01$ ) and the buccal measuring point ( $P = 0.01$ ).

Mesial/mesiolingual measurements were compared with distal/distovestibular measurements and lingual measurements to buccal measurements to determine if there was a directional error in the registration process. For this procedure, the Wilcoxon's rank test was applied and no statistically significant differences between the measurements could be found: mesial/mesiolingual vs. distal/distovestibular ( $P = 0.05$ ) and buccal vs. lingual ( $P = 0.05$ ).

## ***Discussion***

This study shows that the process of registering optical 3D data of the dentition with CBCT data of the skull is feasible with measured mean accuracies from 0.02 to 0.14 mm. All pairs of datasets were capable of being registered even when no specific scanning protocol was applied. Results for maxilla and mandible showed equal distributions of errors except for the mesial/mesiolingual measuring point, so it can be assumed that the registration works for both maxilla and mandible.

Results show that the registration error tends to be negative, i.e. that the visualized surface of the CEREC model overlaps the visualized surface of the CBCT. Possible error sources are the registration process of datasets per se, the visualization of CBCT data and/or the visualization of the CEREC data as well as geometric differences in models and anatomy of the patient. Furthermore, a systematic error in the measurements is possible. A directional error in the registration process appears unlikely because opposing measurements for mesial/distal and buccal/lingual do not significantly differ and show no opposite directions. A dimensional difference either caused by the CBCT or CEREC, or the visualization quality could be responsible for the difference. The measurement error within the used CBCT is known to be up to 0.26 mm for linear distances [10], explaining part of the inaccuracy, whereas the CEREC camera with a known error of around 35  $\mu\text{m}$  [9] is playing the smaller role. As plaster models were used for optical scanning the known errors for impression taking and plaster shrinkage have to be considered and are reported to be up to -5.84 vol% [21]. The most likely explanation is the appearance of artifacts in the CBCT hampering the clear visualization of the border of teeth (Fig. 4). This hypothesis is reinforced by the detected correlations of restoration type and registration error: Registration errors were significantly larger for crowns at the buccal measuring point and the central fissure than for filled or unrestored teeth. To compensate for measurement errors two investigators took the measurements in two separate iterations with good intra- and interobserver agreement.

Furthermore, this study is limited since no ground truth for the measurements could be established, due to its retrospective clinical character using real patient data. On the other hand in vitro studies make a ground truth accessible but have limits in their clinical application and preceded this study.

Similar studies on the registration accuracy of optical scans of dental models and CT or CBCT have been conducted. Nkenke et al. (2004) [14] found for one registration of a CT scan and an optical scan of a plaster model an error of 0.66 mm for the mandible and 0.48 mm for the maxilla. Uechi et al. (2006) [24] found in a similar study a root mean squared error of <0.4 mm on two patient data sets. Swennen and colleagues [22] used a double CBCT scan approach to plan orthognathic surgery: the patient and the impressions were scanned separately by a CBCT, the measured mean accuracy on this experiment on ten patients was  $0.18 \pm 0.1$  mm. Other studies reported on errors of  $0.9 \pm 0.35$  mm for registration of 3D facial surface scans and CT data (Shamir et al. 2009) [20].

Compared with the literature the registration error found in this study seems reasonable low. The advantage of the algorithm used in this study compared with others is that no fiducial markers are required and the registration can be performed without any specific protocol.

So far the approach of registering optical data of the dentition with a 3D CT or CBCT has mostly been applied for planning of orthognathic surgery [14, 22] or intra-operative navigation [20]. For implant planning so far two publications describe the approach but do not provide any error measurements for the accuracy of the registration process [18, 26].

For planning implants several implant planning software systems are available and accuracy for these systems is frequently assessed by comparing the planned implant position to the actual placed implant position. As this process involves more than just a registration error, accuracy measurements found here are not directly comparable to this study. However, most studies found in this field conclude that the measured accuracy is sufficient for implant treatment, providing an idea of the required accuracy for implant planning. Reported errors here range from 0.5 mm [4] for pilot drills to 1.6 and 2.99 mm at the apical end of the implant [3, 25]. A meta-analysis considering eight studies revealed an

error of implant placement using different systems of 1.07 mm at the cervical end of the implant (95% CI: 0.76 – 1.22 mm) and 1.63 mm (95% CI: 1.26 – 2 mm) at the apex [19].

Therefore, it seems reasonable that the measured registration error of the investigated registration process provides a sufficient base for implant planning. Further studies that also involve a virtually designed drilling template based on the registered data are required to make this approach comparable to other implant planning systems. As most implant planning systems work with scanning templates that patients have to wear during the scan an investigation on the accuracy of the fit of these templates would also be interesting to compare with, but no such study was found in the literature.

Compared with existing implant planning systems on the market the described approach provides a combination of prosthetic and anatomical information based on digital data only. Advantages of this approach are manifold: Prosthetic planning can be easily adapted and changed, visualization is improved, measurements can be digitally made and scanning templates are not required anymore. No dental technician or lab work is required in order to make a prosthetic based implant planning. Furthermore, radiation can be saved for the patient: a specific scan with the patient wearing the scanning template is not required anymore and the prosthetic plan can simply be matched onto the data later. Further applications are currently under investigation: a drilling template based on the implant planning could be manufactured by the CEREC milling machine and would be adaptable to any implant system. Additionally, an immediate prosthetic work and abutments based on the prosthetic proposal used for planning could be manufactured using the CEREC milling machine for an immediate rehabilitation. So far only one or two teeth replacements were investigated, in the future larger restorations could be planned using this approach. For restorative procedures it is already possible to work with the CEREC system for whole quadrants [5].

## Tables

Parameter	Value
Detector	Image intensifier/CCD
X-ray source voltage (kV)	85
X-ray source current (mA)	7
Scanning time (s)	14
Number of projections	200
Projection image matrix	1024 x 1024, 12 bits
Volume matrix	512 x 512 x 512 / 1024 x 1024 x 1024
Volume size (cm)	15 x 15 x 15
Voxel size (mm)	0.30/0.15
Reconstruction time (min)	~ 2,5

**Table 1:** Parameters of the used cone beam computed tomography (CBCT) machine

	N	Minimum	Maximum	Mean	Standard deviation	Median
Mesial/mesiolingual	256	-0,83	0,73	-0,14	0,18	-0,14
Distal/distovestibular	256	-0,80	0,94	-0,12	0,20	-0,16
Buccal	256	-0,80	0,89	-0,08	0,18	-0,13
Lingual	256	-0,84	0,50	-0,10	0,18	-0,13
Distobuccal cusp	256	-0,71	0,58	-0,14	0,18	-0,16
Mesiolingual cusp	256	-0,87	0,71	-0,11	0,22	-0,16
Central fissure	256	-0,90	1,38	-0,03	0,33	-0,11

**Table 2:** Measured registration errors (mm)

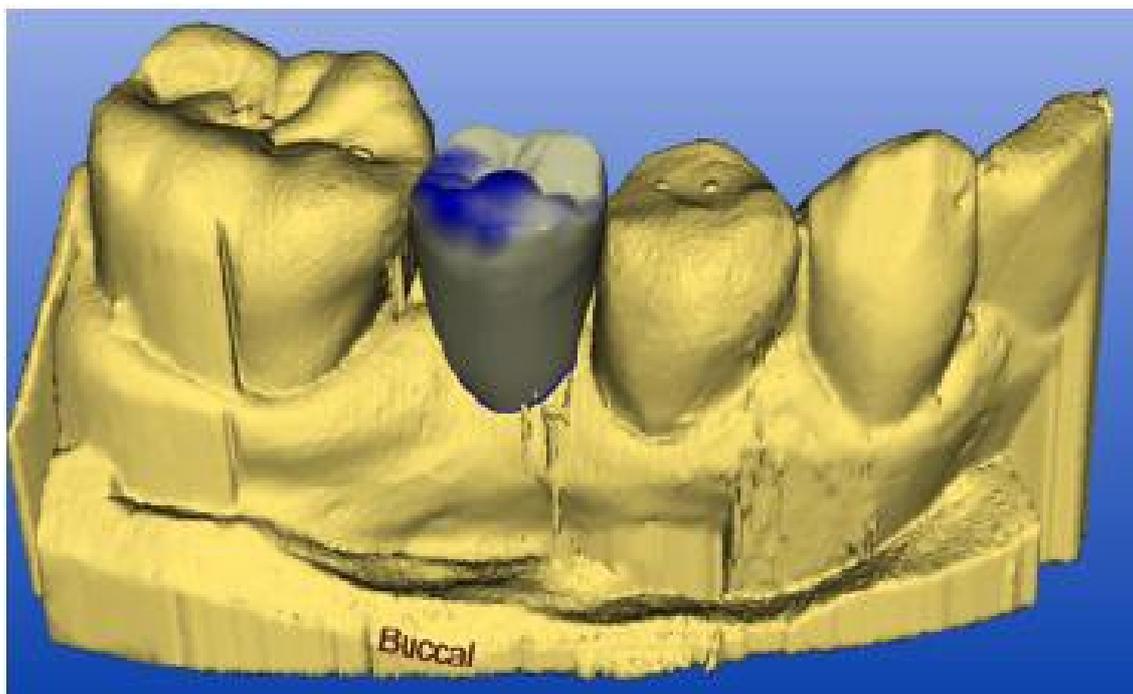
	Mesial / mesiolingual	Distal / distovestibular	Buccal	Lingual	Distobuccal cusp	Mesiolingual cusp	Central fissure
Examinator A							
Mean	-0,12	-0,11	-0,08	-0,07	-0,14	-0,11	0,02
Standard deviation	0,20	0,23	0,15	0,20	0,19	0,27	0,35
Median	-0,15	-0,16	-0,12	-0,12	-0,15	-0,16	-0,10
Examinator B							
Mean	-0,13	-0,14	-0,12	-0,11	-0,16	-0,13	-0,05
Standard deviation	0,20	0,24	0,18	0,17	0,19	0,23	0,34
Median	-0,14	-0,16	-0,14	-0,13	-0,16	-0,18	-0,12
Iteration 1							
Mean	-0,09	-0,12	-0,11	-0,05	-0,16	-0,14	0,00
Standard deviation	0,19	0,19	0,12	0,17	0,13	0,30	0,33
Median	-0,12	-0,16	-0,14	-0,13	-0,15	-0,21	-0,10
Iteration 2							
Mean	-0,11	0,05	-0,09	-0,25	-0,35	-0,13	-0,09
Standard deviation	0,22	0,27	0,29	0,17	0,21	0,26	0,21
Median	-0,15	-0,10	-0,10	-0,23	-0,29	-0,17	-0,16
Total							
Mean	-0,10	-0,09	-0,11	-0,08	-0,19	-0,14	-0,02
Standard deviation	0,19	0,21	0,15	0,18	0,16	0,30	0,31
Median	-0,12	-0,15	-0,14	-0,13	-0,17	-0,20	-0,10

**Table 3:** Mean and standard deviation of measured registration errors by examiner and iteration (mm)

## Figures



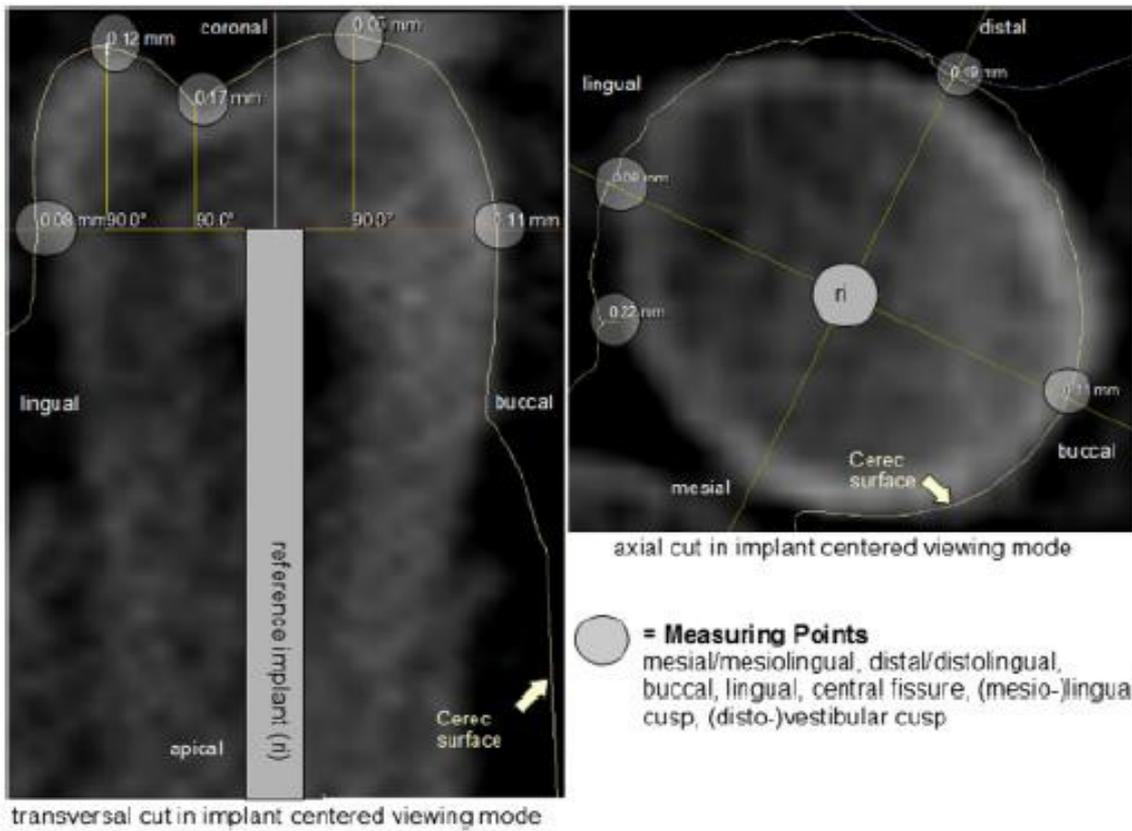
**Figure 1:** Planning software user interface. Panoramic and 3D overview on top, cross-sections below. Note the simultaneous visualization of 3D surface and cone beam computed tomography date. A virtual implant is placed in the canine region of the lower jaw



**Figure 2:** CEREC restoration virtually designed. Note the color-coded occlusal contact



**Figure 3:** Registration process within the GALILEOS Implant Software. Corresponding points are shown on the panoramic reconstruction and the 3D model of the restoration



**Figure 4:** Measuring Points

## **References**

1. Bartko JJ, Carpenter WT (1976) On the methods and theory of reliability. *J Nerv Ment Dis* 163: 307-317.
2. De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009) Cone-beam computerized tomography (cbct) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 609-625.
3. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL (2005) Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: Preliminary results. *J Periodontol* 76: 503-507.
4. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, Zöllner JE (2009) Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res* 20: 1191-1199.
5. Ender A, Wiedhahn K, Mörmann WH (2003) Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new cerec 3d software. *Int J Comput Dent* 6: 89-94.
6. Fortin T, Champlébois G, Bianchi S, Buatois H, Couder JL (2002) Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam ct-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res* 13: 651-656.
7. Ganz SD (2008) Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites. The use of ct/cbct and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors. *Compend Contin Educ Dent* 29: 256-258, 260-252, 264-257; quiz 268, 278.
8. Jabero M, Sarment DP (2006) Advanced surgical guidance technology: A review. *Implant Dent* 15: 135-142.
9. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin T (2009) Accuracy testing of a new intraoral 3d camera. *Int J Comput Dent* 12: 11-28.

10. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zöller JE (2007) Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104: 551-559.
11. Mischkowski RA, Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE (2006) Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology. *Int J Comput Dent* 9: 23-35.
12. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F (1987) [the cerec system: Computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz* 38: 457-470.
13. Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, Dreiseidler T, Mischkowski RA, Keeve E, Zöller JE (2010) Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert Rev Med Devices* 7: 113-129.
14. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Häusler G, Neukam FW, Lell M (2004) Fusion of computed tomography data and optical 3d images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 226-232.
15. Peck JN, Conte GJ (2008) Radiologic techniques using cbct and 3-d treatment planning for implant placement. *J Calif Dent Assoc* 36: 287-290, 292-284, 296-287.
16. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (fpds) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15: 625-642.
17. Ploder O, Wagner A, Enislidis G, Ewers R (1995) [computer-assisted intraoperative visualization of dental implants. Augmented reality in medicine]. *Radiologe* 35: 569-572.

18. Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T, Rothamel D, Cizek J, Karapetian VE, Mischkowski RA, Bindl A, Zöller JE (2009) 3d x-ray meets cad/cam dentistry: A novel procedure for virtual dental implant planning. *Int J Comput Dent* 12: 29-40.
19. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE (2009) A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 20 Suppl 4: 73-86.
20. Shamir RR, Freiman M, Joskowicz L, Spektor S, Shoshan Y (2009) Surface-based facial scan registration in neuronavigation procedures: A clinical study. *J Neurosurg* 111: 1201-1206.
21. Sun L, Li HB, Chu BF (2010) [three-dimensional accuracy of plaster casts obtained using three impression materials]. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao* 30: 257-259.
22. Swennen GR, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, Casselman J, Schutyser F (2009) A cone-beam ct based technique to augment the 3d virtual skull model with a detailed dental surface *Int j oral maxillofac surg*, 48-57. Denmark.
23. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E, Henne M, Tardieu AL (2007) Computer-assisted implant placement: Scan template, simplant, surgiguide, and safe system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27: 141-149.
24. Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, Mizoguchi I (2006) A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 786-798.
25. Valente F, Schioli G, Sbrenna A (2009) Accuracy of computer-aided oral implant surgery: A clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 234-242.

26. van der Zel JM (2008) Implant planning and placement using optical scanning and cone beam ct technology. *J Prosthodont* 17: 476-481.
27. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R (2002) Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 13: 59-64.

### 3. Diskussion

Das Verfahren der Registrierung von optischen Daten der Zahnreihen mit einem 3D CT oder DVT wurde bisher überwiegend für die Planung von kieferchirurgischen Eingriffen [13, 20, 30] oder für intra-operative Navigationsverfahren verwendet [28]. Für die Implantatplanung beschreiben bislang nur wenige Publikationen diese Vorgehensweise, wobei diese keine Daten über die Genauigkeit des Registrierungsprozess bereitstellen [10, 26, 34]. Ziel dieser Untersuchung sollte es sein derartige Daten zu liefern. So konnte diese Studie zeigen, dass der Registrierungsprozess von dreidimensionalen Datensätzen der Zahnreihen mit DVT Datensätzen des Schädels mit einer mittleren Genauigkeit von  $0,03 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$  und  $0,14 \text{ mm} \pm 0,18 \text{ mm}$  je nach Messstelle möglich ist. Alle untersuchten Datenpaare konnten erfolgreich registriert werden, obwohl kein spezielles Protokoll zur Erfassung der Daten angewendet wurde.

Die Ergebnisse zeigen, mit Ausnahme des mesialen/mesiolingualen Messpunkts, keine signifikante Differenz zwischen der Fehlerverteilung für Oberkiefer und Unterkiefer (Wilcoxon Vorzeichen-Rang-Test  $P=0.05$ ). Daraus lässt sich schließen, dass das Verfahren sowohl für den Oberkiefer als auch für den Unterkiefer gleichermaßen funktioniert.

Weiterhin lässt sich den Ergebnissen entnehmen, dass die Registrierungsabweichungen dazu tendieren negativ zu sein. Das bedeutet, dass die optisch erfasste Oberfläche des CEREC Modells die korrespondierenden Bereiche im DVT Bild überragt.

Mögliche Ursachen für die hier ermittelten Abweichungen sind zum einen der Registrierungsprozess an sich. Für eine erfolgreiche Vereinigung der Datensätze, muss die räumliche Ausrichtung beider Datensätze miteinander synchronisiert werden. Fehler bei der Anpassung der räumlichen Ausrichtung erscheinen unwahrscheinlich, da sich räumlich gegenüberliegende Messungen sowohl im mesial-distalen-Vergleich als auch im bukkal-lingualen-Vergleich nicht signifikant (Wilcoxon Vorzeichen-Rang-Test  $P=0,05$ ) voneinander unterscheiden und auch keine entgegengesetzte Richtung aufweisen.

Naheliegender wäre demnach eine Maßstabsdifferenz, welche unter anderem durch die DVT- oder die CEREC-Aufnahme an sich und durch deren Darstellungsqualität verursacht werden könnte. In diesem Zusammenhang spielt die Visualisierungsqualität nicht nur für den Registrieralgorithmus eine wichtige Rolle, sondern auch für das hier angewendete optische Messverfahren zur Bestimmung der Abweichungen. Die naheliegendste Erklärung für eine Beeinträchtigung der Bildqualität ist das Auftreten von Artefakten im DVT. Diese Hypothese wird durch die hier nachgewiesene Korrelation zwischen Restaurationsmaterial und Registrierungsfehler gestärkt: Registrierungsfehler im Zusammenhang mit metallhaltigen Restaurationen waren am bukkalen Messpunkt (Spearman's- $\rho$   $P=0,01$ ) und am Messpunkt in der Zentralfissur (Spearman's- $\rho$   $P=0,01$ ) signifikant höher als für Zähne ohne Restaurationen oder für Zähne, die mit Komposite Materialien (metallfrei) versorgt waren. Somit scheinen Artefakte im DVT-Bild, die unter anderem durch metallhaltige Restaurationen erzeugt werden, die Qualität der Registrierung negativ zu beeinflussen. Auch Artefakte durch Bewegung des Patienten während der DVT-Aufnahme könnten einen negativen Einfluss auf den Registrierprozess haben. Die Quantifizierung einer derartigen Korrelation war in dieser Studie nicht möglich.

Die Erfassungsgenauigkeit der CEREC Kamera von ca. 35  $\mu\text{m}$  [14] spielt in diesem Kontext die wohl geringere Rolle. Denkbar sind aber geometrische Abweichungen zwischen den mittels CEREC erfassten Gipsmodellen und der tatsächlichen anatomischen Situation am Patienten. Durch die Verwendung von Gipsmodellen für den optischen Scanvorgang spiegeln sich in den Messungen auch die Fehler für die Abdrucknahme und die Modellherstellung wieder. Neueren Studien zufolge liegt dieser für die Verwendung von Alginat und Gips, so wie in dieser Untersuchung durchgeführt, bei ca. - 5,84 Vol % [29]. Ein Vorteil dieses Systems ist, dass diese Fehlerquelle künftig durch die direkte intraorale Erfassung der Zahnoberflächen vermieden werden kann. Ähnliche Ansätze, die aber mit einem 3D-Laserscanner arbeiten, sind auf die extraorale Datenerfassung und somit auf eine Modellherstellung und deren Nachteile angewiesen.

Eine weitere mögliche Erklärung für die Ungenauigkeiten ist der Messfehler für lineare Abstandsmessungen bei dem hier verwendeten DVT-System von bis zu 0,26 mm [15]. Zudem ist auch ein systematischer Fehler bei den Messungen nicht auszuschließen. Um derartige Messfehler zu kompensieren, wurden die Messungen von zwei Untersuchern in jeweils zwei Durchgängen durchgeführt, wobei sich eine gute Übereinstimmung zwischen den Messdurchgängen der einzelnen Untersucher ergab (Intra-Klassen-Koeffizienten (ICC 3,k) 0.769 mit 95% [CI]). Auch zwischen den Untersuchern gab es eine gute Übereinkunft (Intra-Klassen-Koeffizienten (ICC 3,k) 0.786 mit 95% [CI]). [1]

Abgesehen von den oben genannten Fehlerquellen muss auch erwähnt werden, dass diese Studie aufgrund des retrospektiven klinischen Charakters mit Verwendung von echten Patientendaten eine limitierte Aussagekraft hat. Dadurch ist den Ergebnissen dieser Studie eine geringere Wertigkeit als für prospektiv angelegte Studien beizuzurechnen, bei denen die Datengrundlage für die spätere Analyse deutlich besser angepasst werden kann. Andererseits lässt sich so eine bessere Vorhersage über die spätere klinische Anwendbarkeit treffen, da man die Daten stichprobenartig dem klinischen Alltag entnommen hat.

Es wurden bereits ähnliche Studien über die Genauigkeit von derartigen Registrierungsverfahren für optisch erfasste virtuelle 3D Modelle der Zahnreihen und CTs oder DVTs durchgeführt. Nkenke konnte für die Überlagerung von einem CT und den optisch erfassten Gipsmodellen eines Patienten einen Fehler von 0,66 mm für den Unterkiefer und 0,48 mm für den Oberkiefer feststellen [20]. Uechi ermittelte in einer ähnlichen Studie eine Abweichung von < 0,40 mm an Datensätzen von zwei Patienten [32]. Swennen nutzte einen doppel DVT Ansatz für die Planung von kieferchirurgischen Operationen: Der Patient und die entsprechenden Abformungen wurden separat mittels DVT erfasst und dann überlagert. Die mittlere Genauigkeit dieses Experiments an Zehn Patienten lag bei 0,18 +/- 0,10 mm [30]. Shamir berichtet über Abweichungen von 0,90 +/- 0,35 mm für die Registrierung von dreidimensional erfassten Gesichtsoberflächen und CT Daten [28]. Neuere Untersuchungen zeigen einen Registrierungsfehler im Bereich von 0.27 mm bis

0,33 mm bzw.  $<0,2$  mm für die Überlagerung von 3D Laserscans von Gipsmodellen mit entsprechenden DVT-Daten [13, 21].

Demnach ist der Registrierungsfehler zwischen  $0,03 \text{ mm} \pm 0,33 \text{ mm}$  und  $0,14 \text{ mm} \pm 0,18 \text{ mm}$  der aus dieser Studie hervorgeht, im Vergleich mit der Literatur verhältnismäßig gering und rechtfertigt demnach auch die klinische Anwendbarkeit dieser Technologie. Für die Wahl der Sicherheitsabstände zu anatomisch relevanten und zu schützenden Strukturen müssen allerdings die Ungenauigkeiten des Systems trotzdem Berücksichtigung finden.

Hat man nun die radiologisch gewonnenen Informationen über die anatomischen Gegebenheiten des Patienten und die mittels der CEREC Technik generierte prothetische Planung nach oben beschriebenem Verfahren vereinigt, folgt dann die virtuelle Implantatplanung. Zum Zwecke der Planung stehen neben diesem Ansatz diverse andere Softwarelösungen zur Verfügung, welche aber zur Integration der prothetischen Informationen in die Planung bislang zahntechnisch erstellte Zahnaufstellungen in Form von Röntgenschablonen benötigen. Die Genauigkeit dieser Produkte wird häufig durch den Vergleich der geplanten Implantatposition mit der tatsächlich erzielten Position des Implantats ermittelt. Diese Herangehensweise erfasst neben dem Registrierungsfehler auch weitere Fehlerquellen, wie zum Beispiel die Passgenauigkeit von Bohrschablonen, die Führungsqualität der Bohrschablonen und nicht zuletzt das manuelle Geschick des Operators. Somit sind derartige Angaben über die Genauigkeit eines dieser Systeme nicht direkt mit dieser Evaluation vergleichbar, da sich oben genannte Fehlerquellen auf den Registrierungsfehler aufsummieren bzw. diesen überlagern. Ungeachtet dessen liefern Studien auf diesem Gebiet einen Überblick über die erforderliche Genauigkeit für die Implantatplanung. Diese Studien berichten über Abweichungen für Pilotbohrungen im Bereich von  $0,5 \text{ mm}$  [6] bzw.  $1,60 - 2,99 \text{ mm}$  [4, 33] gemessen am apikalen Implantatende. Eine Metaanalyse aus acht Studien durchgeführt von Schneider und Kollegen im Jahr 2009 ergab eine Abweichung für verschiedene Systeme zur Implantatplatzierung von  $1,07 \text{ mm}$  (95% CI:  $0,76 - 1,22 \text{ mm}$ ) am zervikalen Implantatende und  $1,63 \text{ mm}$  (95% CI:  $1,26 - 2,00 \text{ mm}$ ) am apikalen Implantatende [27]. Neuere Analysen haben

gezeigt, dass auch Abweichungen von 0,27 mm am Implantathals (Reichweite 0,01-0,97 mm) und 0,46 mm (Reichweite 0,03-1,38 mm) am apikalen Implantatende im Bereich des Möglichen liegen [2].

So scheint es auch in diesem Vergleich vertretbar zu sein, das hier untersuchte Verfahren als ausreichend genaue Grundlage für die Implantatplanung heranzuziehen, da der hier erfasste Registrierungsfehler unterhalb dieser Werte liegt und dadurch noch Spielraum für oben genannte potenzielle Fehler bei der Umsetzung bietet. Es sind jedoch weitere Untersuchungen zu der hier beschriebenen Vorgehensweise nötig: Auch für dieses System wäre eine Analyse über die Präzision der Umsetzung des Implantatplans in das Operationsgebiet mittels einer Bohrschablone auf Basis der registrierten virtuellen Daten interessant. So könnte man diesen Ansatz mit anderen Systemen zur Implantatplanung in einen direkten Vergleich stellen.

Da die meisten anderen Systeme zur Implantatplanung mit Röntgenschablonen arbeiten, die vom Patienten während der Aufnahme getragen werden müssen, wäre auch eine Untersuchung über die Passgenauigkeit dieser Schablonen als direkte Vergleichsgröße zu dieser Studie von Interesse. Jedoch sind keine derartigen Untersuchungen in der Literatur auffindbar.

An dieser Stelle sind aber trotz fehlendem direkten Vergleich von Kennzahlen zur Genauigkeit der jeweiligen Systeme die Vorzüge dieses Ansatzes im Vergleich zu bereits auf dem Markt erhältlichen Lösungen erwähnenswert. Die Kombination aus prothetischen und anatomischen Informationen auf Basis von rein digitalen Daten bietet folgende Vorteile:

Die Strahlenbelastung für den Patienten kann deutlich reduziert werden. Eine gesonderte Röntgenaufnahme mit getragener Röntgenschablone ist entbehrlich, da der prothetische Plan dieser Studie zufolge nachträglich in die diagnostische Aufnahme integriert werden kann. Auch die Verwendung spezifischer Scan-Protokolle für die Datenerfassung oder der Einsatz von Referenz-Markern am Patienten werden so überflüssig. Somit entfällt sämtlicher zahntechnischer Laboraufwand für die Herstellung von Röntgenschablonen zum Zwecke einer prothetisch basierten Implantatplanung. Diese Arbeit kann nun in wenigen Schritten digital am Computer durchgeführt werden, was den

Arbeitsablauf zeitsparender und wirtschaftlicher gestaltet. Weiterhin ist es sogar möglich, die prothetische Planung auch im Nachhinein ohne großen Aufwand an die anatomischen Besonderheiten des Patienten individuell anzupassen. Die in dieser Form optimierte simultane prothetische und chirurgische Planung trägt wesentlich dazu bei nachträgliche Anpassungsschwierigkeiten zwischen Implantat und Aufbau zu vermeiden. So wird dem praktizierenden Implantologen ein digitaler Work-Flow an die Hand gegeben, welcher es ihm ermöglicht ein effektives Backward-Planning zu vollziehen. Dadurch kann für den Behandler und somit auch für den Patienten mehr Sicherheit und damit auch eine höhere Erfolgsrate bei der Umsetzung des Therapieplans gewährleistet werden. Dazu ist auch die visuelle Darstellung der Verhältnisse verbessert, sodass die geplanten Maßnahmen für den Patienten besser nachvollziehbar werden. Dieses trägt dann auch positiv zur Arzt-Patienten-Kommunikation bei, schafft Vertrauen und fördert dadurch eine adäquate Beratung und Therapie des Patienten.[26]

Insgesamt wird so die Planung und die klinische Umsetzung der Implantattherapie sowohl für den routinierten, aber vor allem für den weniger erfahrenen Behandler deutlich erleichtert.

Auf Grundlage dieser Technologie sind weitere Anwendungsmöglichkeiten zur Realisierung einer vorhersagbareren und damit erfolgreicherer Implantatversorgung zu erwähnen. Eine auf der virtuellen Implantatplanung basierte Bohrschablone kann von einem zentralen Fräszentrum oder zukünftig auch chair-side mit der CEREC Fräsmaschine gefertigt werden [18]. Diese kann dann mithilfe von Adapterhülsen an aktuelle Implantatsysteme angepasst werden. Zusätzlich können individuelle Abutments und prothetische Arbeiten auf der Basis des prothetischen Vorschlags aus der Planung mithilfe der CEREC Fräseinheit gefertigt werden, um eine immediate provisorische Versorgung des Patienten zu ermöglichen. Auf gleiche Weise kann dann später auch die definitive Restauration angefertigt werden [22]. Im Idealfall wäre sogar ein definitiver, implantatbasierter Lückenschluss von der präimplantologischen Diagnostik bis zum Eingliedern der Suprakonstruktion in nur einer Sitzung denkbar.

Im Zuge dieser Evaluation wurden bislang nur Situationen mit Schaltlücken mit einer Spanne von ein bis zwei fehlenden Zähnen untersucht. Da das CEREC System bereits die Versorgung von ganzen Quadranten ermöglicht [7], könnten zukünftig auch die Planung und Therapie von größeren Restaurationen mit dieser Technologie möglich sein. Derartige Entwicklungen sind Gegenstand aktueller Forschung auf diesem Gebiet.

## 4. Zusammenfassung

Das hier evaluierte Verfahren nutzt die softwaregestützte (GALILEOS Implant, Fa. SiCAT, Bonn, Deutschland) Überlagerung (Registrierung) eines digitalen Volumentomogramms (DVT) und dreidimensionalen Oberflächendaten der Zahnreihen mitsamt eines virtuellen prothetischen Vorschlags (CEREC) zur vollständig virtuellen Planung dentaler Implantate für die Verankerung von Zahnersatz. So können mittels oben genannter Software anatomische und prothetische Informationen simultan dargestellt werden und die Implantatposition unter besonderer Berücksichtigung dieser Vorgaben nach dem Prinzip des Backward-Planning festgelegt werden.

Ziel dieser Arbeit sollte es sein, die Genauigkeit dieses Überlagerungsverfahrens zu ermitteln. In dieser retrospektiven klinischen Studie wurden Datenpaare von 16 Patienten zur Implantatplanung überlagert. Die Abweichung zwischen der 3D Oberfläche und entsprechenden Stellen im DVT wurden an 4 Messstellen pro Datenpaar mit jeweils 7 Messpunkten von 2 Untersuchern in jeweils 2 Durchgängen vermessen, was zu einer Gesamtzahl von 1792 Messergebnissen geführt hat. Die Messungen wurden in oben genannter Implantatplanungssoftware durchgeführt.

Alle Datenpaare konnten erfolgreich miteinander überlagert werden. Die mittlere Abweichung zwischen den Oberflächen im DVT und den dreidimensionalen Oberflächen lag zwischen 0,03 ( $\pm 0,33$ ) und 0,14 ( $\pm 0,18$ ) mm. An zwei von sieben Messpunkten wurden statistisch signifikante Korrelationen zwischen der vermessenen Abweichung und dem Vorhandensein von metallhaltigen dentalen Restaurationen festgestellt. Die Werte für Oberkiefer und Unterkiefer haben sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

Dieser Studie zufolge und im Vergleich mit aktueller Literatur, arbeitet das hier zu überprüfende Überlagerungsverfahren zuverlässig und ausreichend genau für die Implantatplanung. Somit kann im Zuge der Implantatplanung sowohl zahntechnische Arbeit als auch Strahlenbelastung für den Patienten eingespart werden und der Behandlungsablauf dadurch deutlich verbessert werden. Zudem kann die Implantatplanung komplett virtuell verwirklicht werden, womit der Behandler die Möglichkeit hat, den prothetischen Vorschlag auch im Nachhinein ohne weitere Strahlenexposition für den Patienten an anatomische Besonderheiten anzupassen. Die fertige Planung kann dann mittels CAD/CAM-Technik in eine Bohrschablone für die navigierte Implantatpositionierung umgesetzt werden. Auch eine direkte Umsetzung des prothetischen Vorschlags in gleicher Weise ist möglich, was eine sofortige Versorgung des Patienten ermöglicht.

## 5. Literaturverzeichnis

1. Bartko JJ, Carpenter WT (1976) On the methods and theory of reliability. *J Nerv Ment Dis* 163: 307-317.
2. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N (2012) Accuracy assessment of cone beam computed tomography-derived laboratory-based surgical templates on partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 23: 137-143.
3. De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009) Cone-beam computerized tomography (cbct) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 609-625.
4. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL (2005) Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: Preliminary results. *J Periodontol* 76: 503-507.
5. Dreiseidler T, Mischkowski RA, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE (2009) Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 216-225.
6. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, Zöller JE (2009) Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res* 20: 1191-1199.
7. Ender A, Wiedhahn K, Mörmann WH (2003) Chairside multi-unit restoration of a quadrant using the new cerec 3d software. *Int J Comput Dent* 6: 89-94.
8. Fatemitabar SA, Nikgoo A (2010) Multichannel computed tomography versus cone-beam computed tomography: Linear accuracy of in vitro measurements of the maxilla for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25: 499-505.

9. Fortin T, Champleboux G, Bianchi S, Buatois H, Couder JL (2002) Precision of transfer of preoperative planning for oral implants based on cone-beam ct-scan images through a robotic drilling machine. *Clin Oral Implants Res* 13: 651-656.
10. Frisardi G, Chessa G, Barone S, Paoli A, Razionale A, Frisardi F (2011) Integration of 3d anatomical data obtained by ct imaging and 3d optical scanning for computer aided implant surgery. *Bmc med imaging*, 5. England.
11. Ganz SD (2008) Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites. The use of ct/cbct and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors. *Compend Contin Educ Dent* 29: 256-258, 260-252, 264-257; quiz 268, 278.
12. Jabero M, Sarment DP (2006) Advanced surgical guidance technology: A review. *Implant Dent* 15: 135-142.
13. Kim BC, Lee CE, Park W, Kang SH, Zhengguo P, Yi CK, Lee SH (2010) Integration accuracy of digital dental models and 3-dimensional computerized tomography images by sequential point- and surface-based markerless registration. *Oral surg oral med oral pathol oral radiol endod*, 370-378. United States: Inc.
14. Mehl A, Ender A, Mörman W, Attin T (2009) Accuracy testing of a new intraoral 3d camera. *Int J Comput Dent* 12: 11-28.
15. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, Zöller JE (2007) Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104: 551-559.

16. Mischkowski RA, Zinser MJ, Neugebauer J, Kübler AC, Zöller JE (2006) Comparison of static and dynamic computer-assisted guidance methods in implantology. *Int J Comput Dent* 9: 23-35.
17. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F (1987) [the cerec system: Computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz* 38: 457-470.
18. Neugebauer J, Kistler F, Kistler S, Zudorf G, Freyer D, Ritter L, Dreiseidler T, Kusch J, Zöller JE (2011) Cad/cam-produced surgical guides: Optimizing the treatment workflow. *Int J Comput Dent* 14: 93-103.
19. Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, Dreiseidler T, Mischkowski RA, Keeve E, Zöller JE (2010) Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert Rev Med Devices* 7: 113-129.
20. Nkenke E, Zachow S, Benz M, Maier T, Veit K, Kramer M, Benz S, Häusler G, Neukam FW, Lell M (2004) Fusion of computed tomography data and optical 3d images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 226-232.
21. Noh H, Nabha W, Cho JH, Hwang HS (2011) Registration accuracy in the integration of laser-scanned dental images into maxillofacial cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140: 585-591.
22. Patel N (2010) Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *J am dent assoc*, 20S-24S. United States.
23. Peck JN, Conte GJ (2008) Radiologic techniques using cbct and 3-d treatment planning for implant placement. *J Calif Dent Assoc* 36: 287-290, 292-284, 296-287.
24. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (fpds) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15: 625-642.

25. Ploder O, Wagner A, Enislidis G, Ewers R (1995) [computer-assisted intraoperative visualization of dental implants. Augmented reality in medicine]. *Radiologe* 35: 569-572.
26. Ritter L, Neugebauer J, Dreiseidler T, Rothamel D, Cizek J, Karapetian VE, Mischkowski RA, Bindl A, Zöller JE (2009) 3d x-ray meets cad/cam dentistry: A novel procedure for virtual dental implant planning. *Int J Comput Dent* 12: 29-40.
27. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE (2009) A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 20 Suppl 4: 73-86.
28. Shamir RR, Freiman M, Joskowicz L, Spektor S, Shoshan Y (2009) Surface-based facial scan registration in neuronavigation procedures: A clinical study. *J Neurosurg* 111: 1201-1206.
29. Sun L, Li HB, Chu BF (2010) [three-dimensional accuracy of plaster casts obtained using three impression materials]. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao* 30: 257-259.
30. Swennen GR, Mommaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Lamoral P, Neyt N, Casselman J, Schutyser F (2009) A cone-beam ct based technique to augment the 3d virtual skull model with a detailed dental surface *Int j oral maxillofac surg*, 48-57. Denmark.
31. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E, Henne M, Tardieu AL (2007) Computer-assisted implant placement: Scan template, simplant, surgiguide, and safe system. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27: 141-149.
32. Uechi J, Okayama M, Shibata T, Muguruma T, Hayashi K, Endo K, Mizoguchi I (2006) A novel method for the 3-dimensional simulation of orthognathic surgery by using a multimodal image-fusion technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 786-798.

33. Valente F, Schioli G, Sbrenna A (2009) Accuracy of computer-aided oral implant surgery: A clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 234-242.
34. van der Zel JM (2008) Implant planning and placement using optical scanning and cone beam ct technology. *J Prosthodont* 17: 476-481.
35. Wanschitz F, Birkfellner W, Watzinger F, Schopper C, Patruta S, Kainberger F, Figl M, Kettenbach J, Bergmann H, Ewers R (2002) Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 13: 59-64.

## **6. Lebenslauf**

### **Stefan Dan Reiz**

geboren am 23.09.1985

in Kronstadt, Rumänien

Staatsangehörigkeit: deutsch

### **Eltern**

Dana Ioana Reiz, Dipl.-Math.

Stefan Reiz, Dipl.-Ing.

### **Schulbildung**

1992 – 1996 Grundschule Kupfergasse in Köln-Porz

1996 – 2005 Stadtgymnasium Köln-Porz, Abitur

### **Studium**

2005 – 2010 Studium der Zahnmedizin an der Universität zu Köln

16. 12. 2010 Zahnärztliche Approbation

### **Beruflicher Werdegang**

seit 04/2011 wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnärztliche  
Prothetik im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der  
Uniklinik Köln