



**University of
Zurich**^{UZH}

**Zurich Open Repository and
Archive**

University of Zurich
University Library
Strickhofstrasse 39
CH-8057 Zurich
www.zora.uzh.ch

Year: 2009

Accuracy testing of a new intraoral 3D camera

Mehl, A ; Ender, A ; Mörmann, W ; Attin, T

Other titles: Untersuchungen zur Genauigkeit einer neuen intraoralen 3D-Kamera

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-18814>

Journal Article

Accepted Version

Originally published at:

Mehl, A; Ender, A; Mörmann, W; Attin, T (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(1):11-28.

Untersuchungen zur Genauigkeit einer neuen intraoralen 3D-Kamera

A. Mehl, A. Ender, W. Mörmann, Th. Attin

Station für computergestützte Zahnheilkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Zürich, Plattenstrasse 11, 8032 Zürich/Schweiz
Tel. +41 44 6343276, Fax +41 44 6344308, e-mail: albert.mehl@zzmk.uzh.ch

Die optische intraorale Vermessung wird inzwischen als Alternative zur konventionellen Abformung diskutiert. Ein wichtiges Kriterium für die klinische Eignung solcher Systeme ist neben der Bedienerfreundlichkeit vor allem die Messgenauigkeit. Im Rahmen dieser Studie wurde eine neue intraorale Kamera für das CEREC-Verfahren vorgestellt und auf ihre Genauigkeit und den damit verbundenen möglichen klinischen Indikationen untersucht. Hierzu wurden Einzelzahnaufnahmen und Quadrantenaufnahmen dieser Kamera mit den Daten eines Referenzscanners und der bisherigen 3D-Kamera verglichen. Nach Überlagerung der Datensätze konnten die Differenzen analysiert werden. Die Ergebnisse zeigten, dass die Genauigkeit der neuen Kamera höher ist als die der bisherigen CEREC-Kamera und bei Einzelzahnaufnahmen bis zu 19 μm beträgt. Quadrantenaufnahmen sind ebenfalls in guter Genauigkeit möglich (ca. 35 μm) und mittels der Verwacklungsdetektion auch klinisch einfach durchzuführen (Auto Capture Mode).

Die computergestützte Fertigung von Zahnrestorationen nimmt einen immer grösseren Stellenwert in der klinischen Arbeit ein. Hierzu werden inzwischen eine Vielzahl von verschiedenen CAD/CAM-Systemen und Konzepten angeboten, die im Wesentlichen aus drei Komponenten bestehen:

- 3D-Messsystem
- Modellationssoftware
- Fräs- bzw. Schleifeinheit.

Ein zentraler Bestandteil der CAD/CAM-Verfahren ist dabei die 3D-Messtechnik. In den letzten Jahren haben sich hier die optischen Verfahren durchgesetzt. Neben einer schnelleren und einfacheren Datenerfassung ist auch die Genauigkeit im Vergleich zu mechanischen Tastsystemen höher, da es gerade bei komplexen Präparationsgeometrien wie Inlays, Onlays und Teilkronen sowohl zu prinzipiellen als auch technischen Problemen mit dem Tastkopf kommt (1-3). Optische Messsysteme lassen sich dagegen vorteilhaft auf Gipsoberflächen einsetzen, da diese ideale Eigenschaften für eine diffuse Lichtstreuung besitzen. Einige Systeme weisen inzwischen Messgenauigkeiten von unter 20 μm auf (4-6).

Bei der direkten intraoralen Datenerfassung ist die Ausgangssituation für die Vermessung ungünstiger. Während mechanische Abtastsysteme von vornherein ausscheiden, müssen auch bei optischen Systemen die Messzeiten so kurz gehalten werden, dass eine Verwacklung während der Aufnahme bei Handhaltung vermieden wird. Dadurch scheiden etliche Messprinzipien, wie sie zum Beispiel für die Gipsvermessung verwendet werden, aus und komplexere Verfahren müssen zum Einsatz kommen. Ausserdem muss auf die Baugrösse Rücksicht genommen werden, denn die Kamera soll im Mund des Patienten auch noch in posterioren Bereichen (z.B. 7er und 8er) zum Einsatz kommen. Hinzu kommt noch, dass sich Zahnoberflächen deutlich schlechter für eine optische Vermessung eignen als Gipsoberflächen.

Gelingt es aber, diese technischen Probleme in den Griff zu bekommen, so hat man einige Vorteile im Vergleich zu indirekten Messverfahren: Vermeidung zusätzlicher Fehlerquellen bei Abdrucknahme und Gipsmodellherstellung, Zeitersparnis, direkte Anfertigung der Restauration (chairside), und eine 3D-Datenakquisition in der Zahnarztpraxis, die für verschiedenste diagnostische Zwecke genutzt werden kann. Dass diese intraorale Vermessung eine ganz neue Ära in der Zahnmedizin einläuten könnte, zeigen auch die Bestrebungen und immensen Forschungsanstrengungen verschiedenster Firmen wie Sirona, 3M-Espe, D4D Technologies, Cadent etc, die mit neuen Systemen auf den Markt kommen werden.

Neben der klinischen Praktikabilität und der einfachen Bedienung stellt vor allem auch die Genauigkeit einen entscheidenden Faktor zur Beurteilung und Einschätzung der Messsysteme dar. Damit steht und fällt der Indikationsbereich, für den solche Abtastsysteme sinnvoll eingesetzt werden können. Generell gilt, je genauer die Messung ist, desto grösser kann auch der Indikationsbereich gewählt werden. Zum Beispiel ist eine genaue Vermessung wichtig, um Einzelbilder zu einem Gesamtmodell zusammenfügen zu können, ohne dass sich die einzelnen Ungenauigkeiten wesentlich zu einem grösseren Fehler addieren. Höhere Genauigkeiten sind daher essentiell für neue Einsatzgebiete wie die Anfertigung von Brückenrestorationen oder die Erfassung von Quadranten- oder Gesamtkiefermodellen für verschiedenste diagnostische Zwecke und Planungen (z.B. Backward-Planning in der Implantologie).

Die Bestimmung der Genauigkeiten muss sich allerdings daran orientieren, was klinisch relevant ist. Da die Oberflächen von Präparationen, auf die die Restaurationen dann später passen müssen, zum einen komplexe Geometrien darstellen, zum anderen aber auch nicht absolut glatt sind und auch kleine Vertiefungen, Einziehungen und Unebenheiten aufweisen, sind ähnlich wie bei den Abformmassen die beiden Grössen Dimensionsgenauigkeit und Detailgenauigkeit gleichermaßen wichtig (7,8). Diese werden sicher nicht allein dadurch erfasst, indem man geometrische Körper wie Kugeln, Zylinder oder Ebenen vermisst und die Datensätze vergleicht. Hinzu kommt noch, dass bei der Datenerfassung die Messdaten mehr oder weniger gefiltert werden, um so das Rauschen (d.h. zufällige Messfehler) zu unterdrücken. Diese Glättungsfilterung wird in der Regel umso intensiver durchgeführt, je rauschbehafteter die Messsysteme sind - mit entsprechend negativer Auswirkung auf die Detailgenauigkeit, weil damit auch kleinere Strukturen einfach weggefiltert oder verändert werden. Somit würden bei alleiniger Vermessung von glatten geometrischen Körpern die Systeme eher besser abschneiden, die eine hohe Filterung durchführen, als solche, die eine genaue Detailvermessung ohne wesentliche Filterung anstreben. Es ist also zu fordern, dass die Genauigkeit von dentalen 3D-Messsystemen sich an Objekten und Situationen orientiert, die der klinischen Komplexität und Aufgabenstellung am nächsten kommen (9).

Unter Berücksichtigung dieser Aspekte soll im Rahmen dieser Studie eine neue intraorale Kamera für das CEREC-Verfahren vorgestellt werden und auf ihre Genauigkeit und möglichen klinischen Indikationen untersucht werden.

Technische Eigenschaften der Kamera

Die neue intraorale Kamera (CEREC Bluecam, Sirona, Bensheim, Germany, Abb. 1) in der neuen CEREC-Einheit (CEREC AC, Sirona) basiert zwar weiterhin auf dem Prinzip der aktiven Triangulation, bei dem ein Gittermuster projiziert und unter einem Winkel betrachtet wird (10), es wurden aber im Vergleich zur bisherigen CEREC-Kamera an entscheidenden Stellen Veränderungen und Anpassungen durchgeführt. Zusammen mit einer

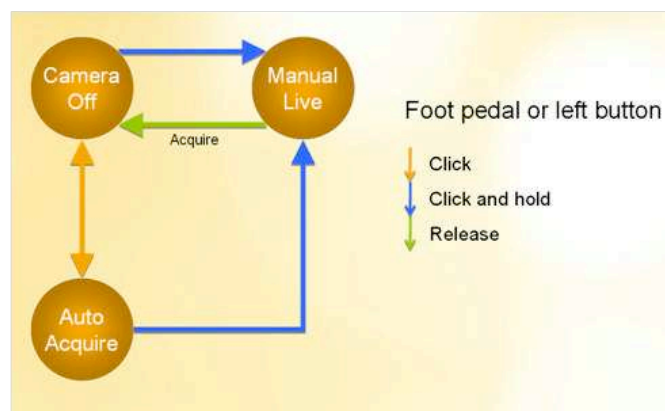
Weiterentwicklung der Software werden damit neue Eigenschaften und neue Vorgehensweisen bei der intraoralen Vermessung möglich.

Wesentliche Veränderungen betreffen vor allem die Verwendung von blauem Licht an Stelle des Infrarots und den Einbau einer neuen Linsenanordnung. Aus physikalischen Berechnungen zu optischen Messsystemen ist schon länger bekannt, dass die theoretisch erreichbare Genauigkeit proportional von folgendem Term abhängt:

$$\Delta z \propto \lambda / \sin u$$

wobei λ die Wellenlänge des Lichtes und $\sin u$ die Apertur (analog zum Mikroskop) ist. Während die Apertur aufgrund der Grösse des Messfeldes und der begrenzten Baugrösse der Linsensysteme nur in engen Grenzen variierbar ist, kann man bei Verwendung von blauem Licht (ca. 460 nm) anstelle von infrarotem Licht (ca. 820 nm) eine Zunahme der Genauigkeit von ca. 60% erwarten. In der gleichen Grössenordnung steigt analog die Auflösung kleiner Details.

Durch eine neue Anordnung der Linsen konnte der Tiefenschärfebereich auf vergrössert werden, wodurch Oberflächen im Nah- und Fernbereich besser abgebildet werden. Die Kameraposition ist daher für die Genauigkeit nicht mehr so kritisch. Eine patentierte Verkippung der Linsen anstelle von Polarisationsfiltern vermeidet sicher den Zentralreflex, womit ein deutlich besseres Signal/Rauschverhältnis erzielt wird. Die Filterung kann reduziert und damit die Detailgenauigkeit wiederum gesteigert werden. Mittels einer neuen Kalibrierungsmethode werden Verzerrungen an den Rändern besser herausgerechnet, so dass beim Zusammensetzen von Einzelaufnahmen systematische Fehler weitestgehend ausgeschlossen werden können.



Auf Seiten der Software werden nahezu in Echtzeit die Videobilder ausgewertet und etwaige Verwacklungen detektiert. Damit kann man die Kameraauslösung so steuern, dass nur die nicht verwackelten Aufnahmen genommen werden. Dies erlaubt neben dem bekannten manuellen Auslösungsmodus mit Fusschalter auch die Implementierung eines automatischen Aufnahmemodus (automatic acquisition mode) ohne Benutzung des Fusschalters, bei dem die Kamera über die Zahnreihen geführt wird und in bestimmten Zeitabständen und bei ruhiger Handhaltung Bilder schießt, die dann zu einem Gesamtmodell automatisch zusammengefügt werden. Das Zusammenfügen der Einzelaufnahmen stellt einen essentiellen Schritt bei der Generierung eines genauen Gesamtmodells dar. In der Software wurden daher verbesserte und schnellere Algorithmen implementiert. Richtig umgesetzt führt dies zu Datensätzen mit deutlich höherem Informationsgehalt und damit auch zu besseren Rekonstruktionsergebnissen und Passgenauigkeiten. So ist z.B. eine nachträgliche Neuausrichtung der Einschubachse im Falle von Quadrantenversorgungen ohne Einbussen an

Informationen möglich. In Abbildung 2 ist die Aufnahmesteuerung für die verschiedenen Modi schematisch zu sehen.

Material und Methode

Genauigkeit der Einzelaufnahmen

Klinische Patientenfälle von 6 Inlaypräparationen, 5 Teilkronenpräparationen und 6 Kronenpräparationen wurden mit einem Silikon (TwinSil, picodent, Wipperfürth, Deutschland) dubliert. Die Duplikate wurden mit optisch scanbaren Gips (Cerec Stone BC, Sirona; esthetic-base gold Dentona, Dortmund, Deutschland; n = 8/9) ausgegossen. Die Modelle wurden mit dem Laserscan 3D Pro (Willytec, München, Deutschland) als Referenzscanner mit bekannter Genauigkeit, der Cerec Camera3D und der Bluecam vermessen. Im Laserscan 3D Pro wurde das Modell mit der Okklusalfäche horizontal im Modellhalter ausgerichtet und die Laserstrahloptik im Fokus positioniert. Die Auflösung betrug 30x27µm. Das Modell wurde für eine zweite Vermessung um 180 Grad gedreht und der Scanvorgang aus der entgegengesetzten Richtung wiederholt, um ein möglichst komplettes 3D Modell zu erstellen (11). Das Modell wurde als STL-File abgespeichert.

Bei den Aufnahmen der Modelle mit der Cerec Camera3D wurde die Kamera manuell mit einer Abstützhilfe (Sirona) über dem präparierten Zahn des Modells platziert und ein optischer Abdruck genommen, ohne das Modell zu bepudern (scanbarer Gips). Die Cerec Software generierte aus diesem optischen Abdruck ein dreidimensionales Modell (12). Es wurde die Cerec Software 3.10 verwendet. Bei den Aufnahmen der Modelle mit der Bluecam 3D-Kamera wurde analog verfahren. Hier kam die experimentelle Cerec Software 3.50 zum Einsatz. Die Einzelaufnahmen wurden mit dem Fusspedal ausgelöst. Alle Aufnahmen wurden vom gleichen Operator (Behandler 1) zwei Wochen später ein zweites Mal wiederholt, um die Repetitionsgenauigkeit zu bestimmen (Intraexaminer Reliability). Zusätzlich wurden die Aufnahmen auch von einem weiteren Operator (Behandler 2) angefertigt, um die bedienerabhängige Genauigkeit (Interexaminer Reliability) zu ermitteln.

Die Modelldateien der Cerec Software wurden in das STL Format exportiert. Die Auflösung der Modelle, die mit der Camera3D und Bluecam aufgenommen wurden, betrug 25x25µm. Für den Vergleich der Modelle kam die Überlagerungssoftware Match3D zum Einsatz (13). Die Modelle wurden automatisch mit einem Best-Fit-Algorithmus überlagert und dann die Differenzen berechnet.

Folgende Vergleiche wurden durchgeführt:

- Camera3D und Referenz (Laserscan 3D Pro),
- Bluecam und Referenz (Laserscan 3D Pro),
- Bluecam Behandler 1 und Behandler 2 (Bluecam-Interexaminer)
- Bluecam Behandler 1 und Wiederholung Behandler 1 (Bluecam-Repetition)

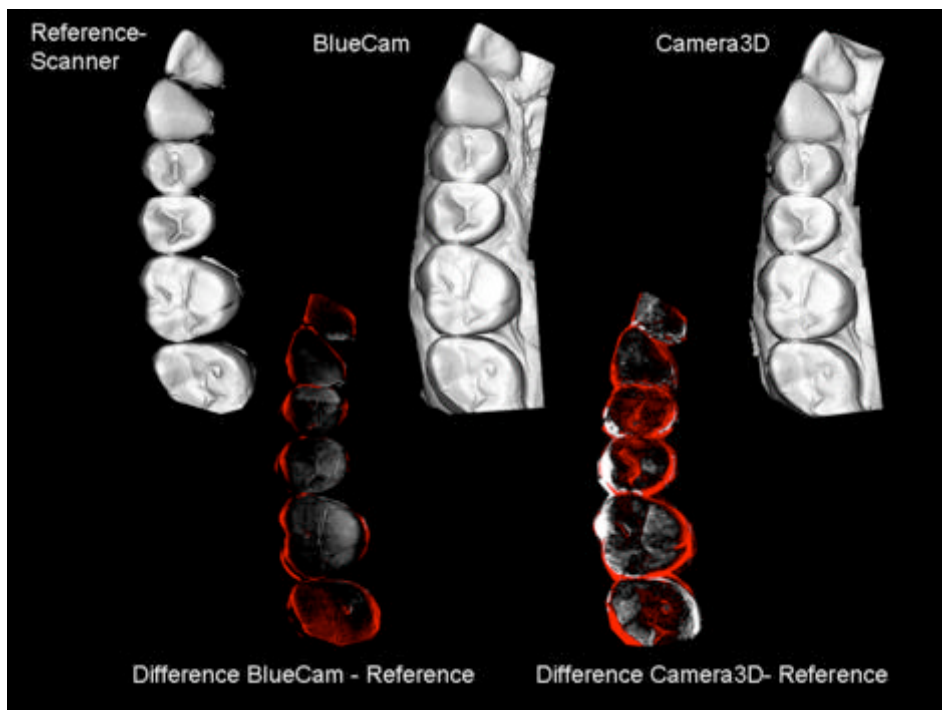
Die Differenzbilder wurden als TIFF-Dateien hinterlegt, um eine visuelle Auswertung durchzuführen. Zusätzlich wurden die Differenzen in einem Statistikfile abgespeichert, aus dem z.B. Quantilverteilungen, Mittelwerte, Flächenpunkte und Standardabweichungen ausgelesen werden konnten. Als Mass für die Übereinstimmungsgenauigkeit wurde die halbe Differenz zwischen dem 80%- und 20%-Quantil genommen. Signifikante Unterschiede

zwischen den einzelnen Gruppen wurden mit der One-way-ANOVA und dem post-hoc LSD-Test überprüft ($p=0.05$, SPSS 16.0, SPSS, Zürich, CH).

Genauigkeit der Quadrantenaufnahmen

Die Vorgehensweise zur Genauigkeitsbestimmung von Quadrantenaufnahmen verlief in grossen Teilen analog zur Einzelaufnahme wie oben beschrieben (als Beispiel siehe Abb. 3). 13 Modelle klinischer Patientenfälle mit Onlaypräparationen und Kronen-/Brückenpräparationen wurden ausgewählt und dubliert. Die Gipsmodelle wurden ebenfalls mit dem Laserscan 3D Pro als Referenzscanner mit bekannter Genauigkeit und der Bluecam vermessen.

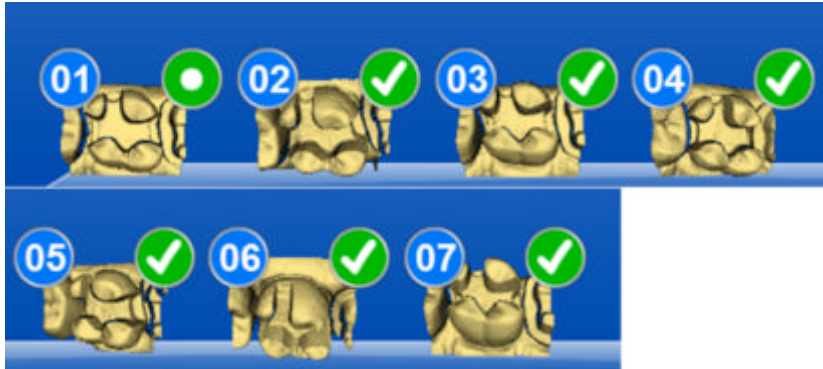
Bei den Quadrantenaufnahmen der Modelle mit der BlueCam wurde die Kamera im manuellen Modus zuerst mit einer Abstützhilfe über dem distalsten Zahn des Modells platziert und ein optischer Abdruck genommen, ohne das Modell zu bepudern (scanbarer Gips). Dann wurde die Kamera um ca. eine Zahnbreite nach mesial verschoben und der nachfolgende optische Abdruck angefertigt. Der Überlappung zur vorherigen Aufnahme sollte mindestens $\frac{1}{3}$ des Messbereiches umfassen. So wurde weiter verfahren, bis der Eckzahn ebenfalls erfasst wurde. Für die Vermessung waren je nach Grösse 4-6 Einzelaufnahmen notwendig. Die Cerec 3D Software (Version 3.50) setzte die einzelnen optischen Abdrücke zu einem gesamten Modell anhand der Überlappungsbereiche der einzelnen optischen Abdrücke zusammen. Um die Modi vergleichen zu können, wurde jeweils eine zweite Vermessung im „Auto Capture Mode“ ebenfalls mit ungefähr 4-6 Einzelaufnahmen durchgeführt. Die Bestimmung der Wiederholungsgenauigkeit und der Vergleich zwischen den zwei Behandlern erfolgten dann jeweils nur im „Auto Capture Mode“.



Genauigkeit beim Zusammenlegen von Einzelaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen

5 Inlaypräparationen wurden mit der Bluecam jeweils nur mit einer Aufnahme in Einschubrichtung gescannt, dann mit weiteren zwei Aufnahmen aus oraler und vestibulärer

Richtung (ca. 15 Grad gekippt; insgesamt 3 Aufnahmen) und schliesslich mit weiteren 4 Aufnahmen (mesial und distal ca. 20 Grad gekippt, starke Kippung um 40 Grad von oral und vestibulär; insgesamt 7 Aufnahmen) vermessen (Abb. 4). Die berechneten Endmodelle, bestehend aus 1, 3 und 7 Einzelbildern, wurden als STL-Datensätze exportiert, in ein Höhenfeldformat konvertiert und mit der Match3D-Software wie oben beschrieben überlagert. Als Mass für die Unterschiede im Differenzbild wurde ebenfalls das 80%-20% Quantil herangezogen. Eine visuelle Auswertung der Differenzen fand zusätzlich mit einer Analysesoftware (Qualify 7, Geomagic, NC, USA) statt. Die Berechnung der Differenzen erfolgte in diesem Fall durch Bestimmung des Abstandes von nächsten Nachbarpunkten.



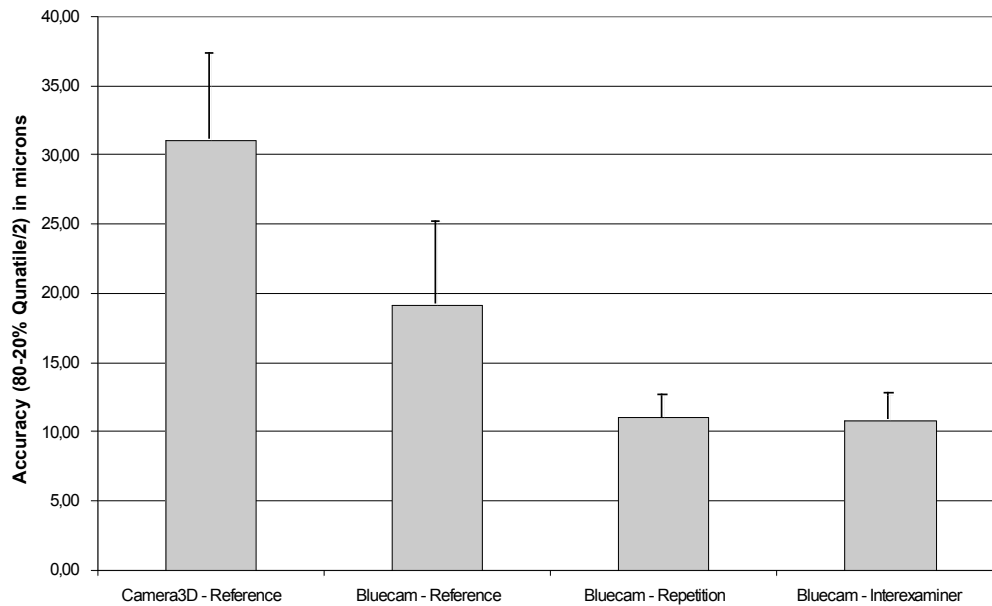
Pilotstudie zur Genauigkeit unter klinischen Bedingungen

Bei 15 Probanden wurden mit der CEREC-Bluecam Quadrantenaufnahmen von jeweils 2 Behandlern durchgeführt. Die Mattierung der Oberflächen erfolgte zuvor mit Optispray (Sirona, Bensheim). Zusätzlich erfolgte eine Abformung mit einem additionsvernetzenden Silikon (Honigum, DMG, Hamburg, Deutschland). Die Gipsmodelle wurden dann ebenfalls mit der Bluecam vermessen. Die Datensätze dieser Vermessung und der intraoralen Vermessung wurden mit der Match 3D-Software, wie oben beschrieben, überlagert und die Differenzen ermittelt (13).

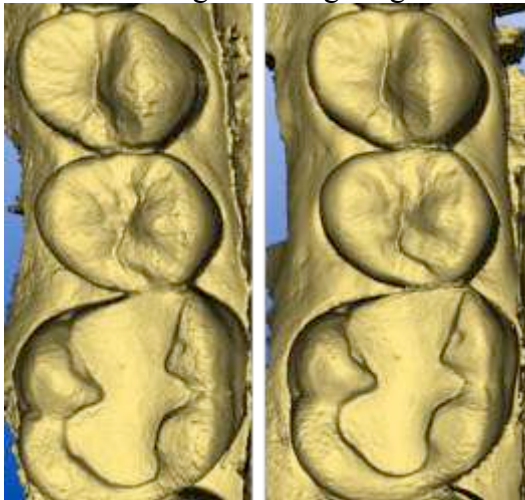
Ergebnisse

Einzeltaufnahmen

Die Ergebnisse der Genauigkeitsuntersuchung für die 17 Präparationen sind in Abb. 5 ersichtlich. Die grössten Abweichungen zum Referenzscanner zeigt die Cerec Camera3D mit $31.1 \pm 6.2 \mu\text{m}$. Die Bluecam 3D-Kamera zeigt mit $19.2 \pm 5.9 \mu\text{m}$ statistisch höchst signifikant weniger Abweichung gegenüber dem Laserscan 3D Pro ($p < 0.001$). Die Abweichungen der Gruppen Bluecam-Repetition ($10.8 \pm 1.8 \mu\text{m}$) und Bluecam-Interexaminer ($11.1 \pm 1.5 \mu\text{m}$) liegen

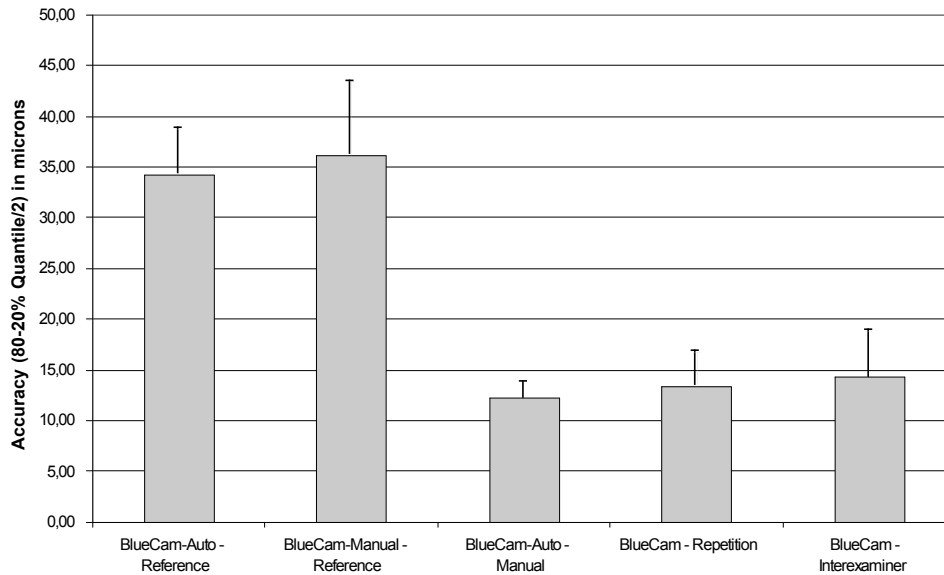


beide höchst signifikant ($p < 0.001$) unter den ersten beiden Gruppen, sind untereinander aber nicht signifikant unterschiedlich ($p > 0.05$). Abbildung 6 als Beispiel zeigt visuell die höhere Detailauflösung und das geringere Rauschen der neuen Aufnahmeeinheit.



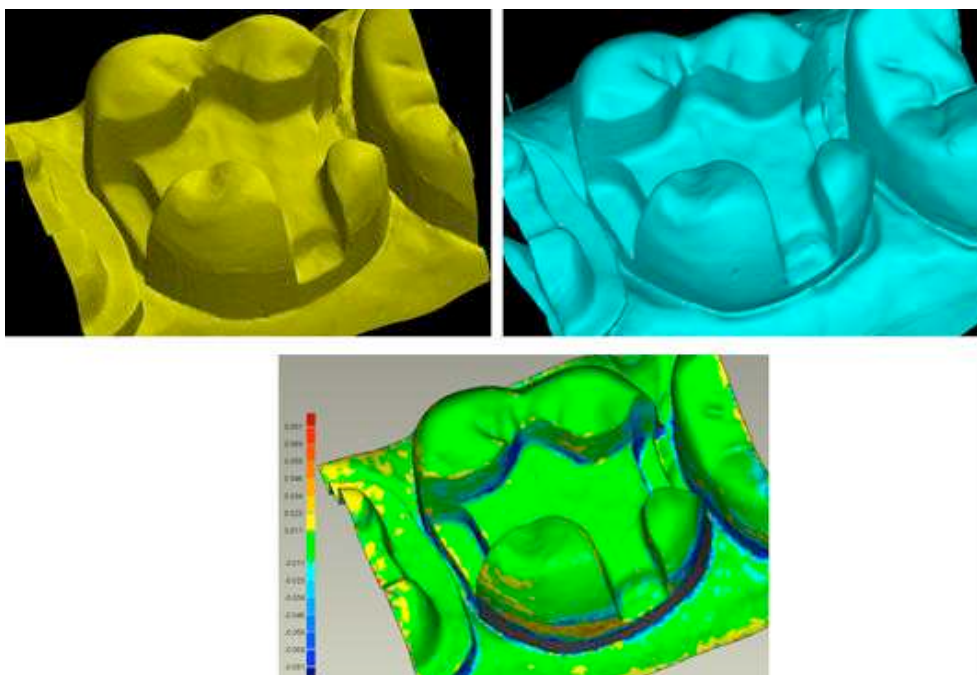
Quadrantenaufnahmen

In Abbildung 7 sind die Ergebnisse bei grossspannigen Quadrantenaufnahmen zu sehen. Die Abweichungen zum Referenzscanner liegen in der Grössenordnung von 34,4 bzw. 36,9 μm . Unterschiede zwischen der manuellen und automatischen Aufnahmesequenz konnten nicht festgestellt werden ($p > 0,05$). Dies zeigt auch der direkte Vergleich zwischen den im automatischen Modus und den im manuellen Modus aufgenommenen Daten, bei dem im Durchschnitt Abweichungen von 12,26 μm auftreten. Die Wiederholungsgenauigkeit und die Abweichungen zwischen unterschiedlichen Behandlern liegen bei 13,4 bzw. 14,3 μm .



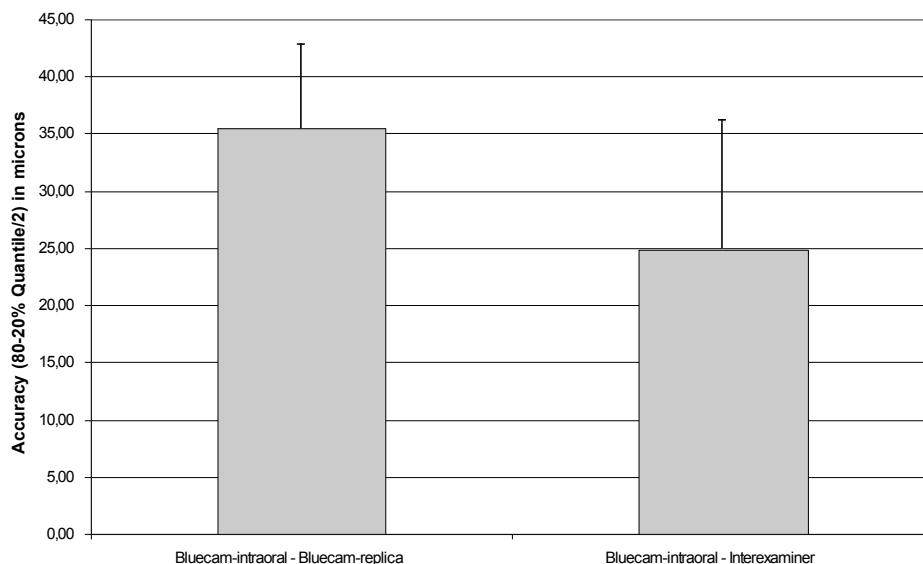
Zusammenlegung von Einzelaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen

Die Abweichung zwischen den Modellen mit einer Einzelaufnahme und denen mit 3 Aufnahmen lag bei $12,5 (+/- 3,6) \mu\text{m}$. Bei Vergleich der Modelle mit sieben Winkelaufnahmen und denen mit einer Aufnahme erhielt man Abweichungen von $13,4 (+/- 4,1) \mu\text{m}$. In der Abbildung 8 ist eine Inlaypräparation zu sehen, die mit einer Einzelaufnahme und mit sieben Winkelaufnahmen vermessen wurde. Die Differenz zwischen den beiden Datensätzen zeigt klar, dass ein grosser Flächenanteil Abweichungen von absolut unter $11 \mu\text{m}$ aufweist, ein geringer Teil kleinere Abweichungen von unter $22 \mu\text{m}$. In den steilen Arealen ist ganz klar ein zusätzlicher Informationsgewinn durch die Einbeziehung mehrere Aufnahmen zu sehen (z.B. approximal am Übergang zum Kastenboden). Analoge Ergebnisse konnten auch für die anderen 4 Präparationen visuell ermittelt werden.



Ergebnisse für die klinischen Quadrantenmessungen

Der Vergleich zwischen den intraoral und den am Modell aufgenommenen Quadranten liefert im Mittel Abweichungen von 35,4 μm (Abb. 9). Der Einfluss unterschiedlicher Behandler liegt bei 24,9 μm . Das Beispiel einer Quadrantenvermessung ist in Abbildung 10 zu sehen.



Diskussion

In der Studie wurde speziell die Messgenauigkeit der 3D-Kamera getestet, nicht die Genauigkeit des gesamten Fertigungsprozesses einschliesslich Formschleifen und Passung auf dem Modell. Die alleinige Bestimmung der Genauigkeit von 3D-Messsystemen ist aber essentiell, da die 3D-Vermessung am Anfang des CAD/CAM-Prozesses steht. Alle weiteren Schritte wie die Überlagerung der Einzelaufnahmen und alle Konstruktionsschritte auf dem virtuellen Modell am Monitor basieren darauf. Neben der direkten Herstellung von Zahnrestorationen wird man in Zukunft die digitalen Modelldaten auch unmittelbar zur „Rapid-Prototype“-Herstellung von Kiefermodellen benutzen, wobei die Messdaten eins zu eins in ein physisches Modell umgesetzt werden. Dadurch gelangt die intraorale 3D-Vermessung in Bezug auf die Genauigkeit in Wettbewerb zu den konventionellen Abform- und Modellmethoden.

Für die betrachteten Messobjekte kann das Messsystem Laserscan 3D Pro bei Genauigkeiten bis zu 12 μm als Referenzscanner gelten. Diese Genauigkeit wurde in vielen Studien immer wieder bestätigt (11,13). Weichen 3D-Aufnahmen mit höheren Ungenauigkeiten als dieser Wert von den Referenzscanner-Aufnahmen ab, so kann mit hoher Sicherheit davon ausgegangen werden, dass diese Aufnahmen ungenauer sind. Die Abweichungen von 31 μm in der Gruppe Camera3D-Laser zeigen damit eindeutig eine geringere Genauigkeit bei der herkömmlichen Cerec-Kamera. Die Bluecam liegt mit 19 μm Abweichung sehr nahe an der Genauigkeitsgrenze des Laserscan 3D Pro. Analysiert man noch die visuellen Aufnahmen (z.B. Abb. 3), so fällt auf, dass die Detailgenauigkeit (d.h. Auflösung von kleineren Strukturen) nicht so gut ist wie die des Referenz-Laserscanners. Dies könnte die etwas

höheren Abweichungen bei ansonsten sehr guter Messgenauigkeit erklären. Im Vergleich zur herkömmlichen Cerec3D-Kamera weist die Bluecam eine signifikant höhere Genauigkeit (19 μm gegen 31 μm) bei der Vermessung von Präparationen auf. Dies schlägt sich visuell auch in einer besseren Detailwiedergabe und geringerem Rauschen nieder (siehe Abb. 6). Die Werte von ca. 11 μm bei der Wiederholungsgenauigkeit zeigen, dass eine hohe Präzision der neuen Bluecam-Aufnahmeeinheit vorliegt (14). Auch der Behandlungseinfluss auf die Messgenauigkeit erweist sich als sehr gering (ca. 10 μm).

Bei den Quadrantenaufnahmen steigt wegen der längeren Spannweite (vom distalen Molaren zum Eckzahn) die Ungenauigkeit an. Die Unterschiede zum Referenzscanner liegen bei ca. 35 μm . Dies könnte zum Beispiel an kleineren Ungenauigkeiten beim Registrieren der Einzelaufnahmen liegen. Zu beachten ist allerdings auch, dass die Ungenauigkeit des Referenzscanners bei langen Spannweiten ebenfalls auf ca. 15-18 μm steigt (11) und daher auch von dieser Seite eine zusätzliche Ungenauigkeit dazu kommt. Exakte Aussagen lassen sich im Prinzip nur machen, wenn man von einem klinisch relevanten und exakten Referenzmodell ausgehen kann, dessen Herstellung bei den geforderten Genauigkeiten aber nicht trivial ist. Dies wird Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Interessant ist aber, dass trotz grosser Messbereiche die Wiederholungsgenauigkeit bei 13 μm liegt, und dass sogar der Behandlungs- und Bedienerinfluss unter 16 μm beträgt. Dies deutet ebenfalls auf eine hohe Präzision der Aufnahmeeinheit und der Registrierung hin (14). Insgesamt zeigen die Werte, dass für Restaurationen mit grösserer Spannweite und Kieferabschnittsaufnahmen die Einsatzfähigkeit der neuen 3D-Vermessung gegeben ist. Dies wird auch durch die Ergebnisse der klinischen Vermessung in Abb. 9 bestätigt.

In steilen Bereichen zeigen optische Messsysteme generell höhere Messungenauigkeiten. Dies konnte auch anhand der Differenzbilder festgestellt werden. Diese Fehler können gleichermassen sowohl vom Referenzscanner als auch von den untersuchten 3D-Kameras kommen und wurden daher durch Verwendung des 80-20% Quantils bei der Auswertung ausgeschlossen. Weiterhin können durch unterschiedliche Aufnahmerichtungen Artefakte in unter sich gehenden oder sehr steilen Bereichen auftreten, die bei der Abstandsmessung falsche Werte vortäuschen. Die Berechnung einer Standardabweichung würde in vielen Fällen solche Fehler übergewichten und daher Gefahr laufen, nichtrepräsentative Ergebnisse zu liefern. Eine Verbesserung in diesen Bereichen könnte man durch Zusammenlegen mehrerer Aufnahmen erzielen. Da aber gerade in diesen Zonen durch Hinzufügen von Winkelaufnahmen der Informationsgehalt erhöht wird, ist es sinnvoll, auch dann zur Beurteilung der Überlagerungsgenauigkeit aus Einzelbildern nicht alle Punkte, sondern ebenfalls das 80-20% Quantil zu nehmen; denn entscheidend für die Beurteilung sind vor allem die ca. 60% der Oberfläche, bei denen der Hauptanteil der Registrierung stattgefunden hat und damit deren Übereinstimmung ein Mass für die Überlagerungsgenauigkeit darstellt. Nächste-Nachbarverfahren sind zwar für visuelle Auswertungen hilfreich, müssen aber aus obigen Gründen bei automatisierten Auswertungen mit Vorsicht eingesetzt werden.

Die Annahme, dass die Überlagerung von mehreren Einzelaufnahmen zu höheren Ungenauigkeiten im Gesamtmodell führen, konnte anhand der Ergebnisse der Studie nicht belegt werden. Die Überlagerungsfehler können mit ca. 11 μm als vernachlässigbar eingestuft werden. Auf der anderen Seite hat man aber den grossen Vorteil, die Messpunktzahl und damit die Information in steilen und unter sich gehenden Bereichen durch zusätzliche Winkelaufnahmen zu erhöhen. Vor allem im Approximalraum lässt sich so die Präparationsgrenze genauer darstellen und die Kontaktflächen zu den Nachbarzähnen besser gestalten. Auch in Quadrantenaufnahmen könnte die Einschubrichtung nachträglich besser verändert werden, wenn zusätzlich Winkelaufnahmen gemacht wurden.

Fazit

Die Ergebnisse der Studie lassen folgende Schlussfolgerungen zu:

- die 3D-Messgenauigkeit der neuen Bluecam ist höher als die der herkömmlichen Cerec-Kamera.
- mit Werten von 19 μm kommen diese Genauigkeiten bereits in den Bereich von hochgenauen extraoralen Referenzscannern.
- die hohe 3D-Messgenauigkeit ist Basis für eine hohe Detailauflösung und eine verbesserte Überlagerung von Einzelaufnahmen.
- Quadrantenaufnahmen sind in guter Genauigkeit möglich und mittels der Verwacklungsdetektion auch klinisch einfach durchzuführen (Auto Capture Mode).
- Die Ergänzung okklusaler Aufnahmen durch Winkelaufnahmen steigert den Informationsgehalt des Gesamtmodells ohne Genauigkeitsverlust.

Legende zu den Abbildungen:

Abb. 1: Gehäuse der neuen intraoralen Aufnahmeeinheit CEREC Bluecam.

Abb. 2: Ablaufsteuerung zu den einzelnen Aufnahmemodi. Durch Steuerung mit dem Fusspedal kann zwischen den Modi gewechselt werden. Im automatischen Aufnahmemodus erkennt die Kamera Verwacklungen und löst selbständig in verwacklungsfreien Intervallen und in bestimmten Zeitabständen aus.

Abb. 3: Beispiel für die Überlagerung der Datensätze mit der Auswertesoftware. Die Differenzbilder bestehen aus ca. 0,5 Millionen Messpunkten. Dunkle Areale weisen kaum Abweichungen auf, rote Areal negative Abweichungen und weisse Areale positive Abweichungen.

Abb. 4: Inlaysituation aus 7 verschiedenen Richtungen aufgenommen (7 Einzelbilder).

Abb. 5: Genauigkeiten der Einzelpräparationsaufnahmen in Mikrometer (Mittelwerte und Standardabweichung).

Abb. 6: Beispiel für den Unterschied zwischen der neuen (rechts) und bisherigen (links) CEREC-Aufnahmeeinheit: Die neue Aufnahmeeinheit weist geringeres Rauschen und höhere Detailauflösung auf.

Abb. 7: Genauigkeiten der Quadrantenaufnahmen in Mikrometer (Mittelwerte und Standardabweichungen).

Abb. 8: 3D-Datensatz einer Inlaysituation nach einer (links oben) und sieben (rechts oben) Einzelaufnahmen. Durch Zusammensetzen mehrere Aufnahmen kann man den Informationsgehalt des Modells erhöhen (z.B. Präparationsgrenze im Approximalraum). Der Unterschied zwischen den beiden Modellen ist vernachlässigbar (grüner Bereich: Abweichungen kleiner als 11 μm ; gelber Bereich: Abweichungen kleiner als 23 μm).

Abb. 9: Genauigkeiten der klinischen Quadrantenaufnahmen in Mikrometer (Mittelwerte und Standardabweichungen).

Abb. 10: Beispiel eines 3D-Modells für eine intraorale Quadrantenvermessung.

Literatur:

1. Hägler G, Kunzelmann K-H, Mehl A, Gloger W, Hamm G, Hickel R. Profilometric method vs. 3D-Laser-Sensor in quantitative analysis of in vitro wear. *J Dent Res* 76, 42 Abstr. 229 (1997).
2. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001;14:146-151.
3. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35:903-908.
4. Meh, A, Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM-technology. *Int J Comput Dent* 2, 129-136 (1999).
5. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J* 2006;56:301-309.
6. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95:194-200.
7. Fernandes CP, Vassilakos N. Accuracy, detail reproduction, and hardness of gypsum casts produced from silicone impressions treated with glow discharge. *J Prosthet Dent* 70, 457-464 (1993).
8. Price RB, Gerrow JD, Sutow EJ, MacSween R. The Dimensional Accuracy of 12 Impression Material and Die Stone Combinations. *Int J Prosthodont* 4, 169-174 (1991).
9. Luthardt R. Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Deutsch Zahnärztl Z* 59, 372-380.
10. Mörmann WH, Brandestini M. Die Cerec Computer Reconstruction: Inlays, Onlays und Veneers. Berlin: Quintessenz, 1989.
11. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 23-27 (1996).
12. Ender A, Mörmann WH. Cerec 3D Design, vollkeramische CAD/CAM Inlays, Teilkronen, Kronen und Veneers, Konstruktion und Fertigung per Computer. Manual, Zürich: SFCZ Verlag (2005).
13. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 76, 1799-1807 (1997).
14. Hewlett ER, Orro ME, Clark GT. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 8, 49-53 (1992)