

# Zahnrestauration mittels Bilddeformation

Sebastian Meller                      Matthias Wolf  
Dietrich Paulus                      Matthias Pelka                      Heinrich Niemann

Bayerisches Forschungszentrum für Wissensbasierte Systeme (FORWISS)  
Forschungsgruppe Wissensverarbeitung  
Am Weichselgarten 7, D-91058 Erlangen  
{*snmeller|wolf*}@forwiss.uni-erlangen.de

In: Proc. DAGM'97 Braunschweig  
(9 pages)

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> . . . . .	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Stand der Technik</b> . . . . .	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Bildmaterial</b> . . . . .	<b>3</b>
<b>4</b>	<b>Merkmalsdetektion</b> . . . . .	<b>3</b>
<b>5</b>	<b>Zuordnung korrespondierender Merkmalspunkte</b> . . . . .	<b>5</b>
<b>6</b>	<b>Bilddeformation und Höhenanpassung</b> . . . . .	<b>6</b>
<b>7</b>	<b>Ergebnisse</b> . . . . .	<b>7</b>
<b>8</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick</b> . . . . .	<b>8</b>

# Zahnrestauration mittels Bilddeformation

Sebastian Meller<sup>1</sup>, Matthias Wolf<sup>1</sup>, Dietrich Paulus<sup>2</sup>, Matthias Pelka<sup>3</sup>,  
Heinrich Niemann<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Bayerisches Forschungszentrum für Wissensbasierte Systeme  
(FORWISS)

Forschungsgruppe Wissensverarbeitung  
Am Weichselgarten 7, D-91058 Erlangen  
e-mail: {*snmeller|wolf*}@forwiss.uni-erlangen.de

<sup>2</sup> Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5)  
Martensstr. 3, D-91058 Erlangen

<sup>3</sup> Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Glückstr. 11, D-91054 Erlangen

**Zusammenfassung.** Das Ziel automatisierter Zahnrestauration ist die Herstellung von Zahnersatzteilen für beliebige bereits präparierte Zähne. In dieser Arbeit wird ein neues Verfahren vorgestellt, bei dem die Kaufläche eines intakten Modellzahnes verwendet wird, um die Kauflächenform eines Zahnersatzteiles zu bestimmen. Die erzeugten Daten können anschließend für die Herstellung des Inlays, z.B. aus Keramik, mittels einer NC-Fräsmaschine verwendet werden. Das Verfahren nutzt Bilddeformationsmethoden, um vorher aufgenommene Tiefenbilder des Modellzahnes und des präparierten Zahnes zur Deckung zu bringen, so daß der fehlende Teil der Kaufläche aus dem Modellzahn übernommen werden kann. Unsere Implementierung wurde auf einer Bibliothek von Tiefenbildern erster oberer Molare getestet. Die gemessenen Höhendifferenzen zwischen den berechneten Inlaykauflächen und den ursprünglichen waren nur halb so groß wie bei tatsächlich hergestellten Inlays eines kommerziellen Systems. Das Verfahren ist erweiterbar, um auch die Gegenzähne der anderen Kieferseite zu berücksichtigen.

## 1 Einleitung

Zahnschmerzen sind ein allseits unbeliebter Grund, den Zahnarzt aufzusuchen. Dieser entfernt die Ursache des Übels, meistens Karies, aus dem schmerzenden Zahn, und steht nun vor der Aufgabe, den eröffneten Defekt im Zahn wieder zu füllen. Da Amalgam als Füllungsmaterial in letzter Zeit in Verruf geraten ist, stieg die Nachfrage nach zahnfarbenen Keramikfüllungen. Ihre Herstellung war lange Zeit ein aufwendiger Vorgang, der viel Handarbeit von Zahntechnikern und dem behandelnden Zahnarzt erforderte und zudem mehrere Behandlungssitzungen für den Patienten. Daher werden die Inlays nun vermehrt mit CAD-Systemen wie dem Cerec<sup>R</sup>-System [8] am Bildschirm entworfen und von einer rechnergesteuerten Werkzeugmaschine direkt aus einem Keramikrohling herausgearbeitet.

Innerhalb einer Stunde Behandlungszeit kann der Zahn präpariert und das Inlay entworfen und eingesetzt werden. Voraussetzung für diese Verfahren ist ein optischer Abdruck des präparierten Zahnes, der mittels einer speziellen Kamera direkt im Mund des Patienten erstellt wird. Üblicherweise muß die eingesetzte Inlayoberfläche jedoch mit dem Diamantbohrer nachkorrigiert werden, um das Kauflächenrelief des Restzahnes im Inlay fortzusetzen und einen glatten Übergang zu erzeugen, was sowohl Zeit als auch gesunde Zahnschubstanz kostet, die beim Nachschleifen verlorengelht.

Unser Verfahren hat eine Verringerung des Bearbeitungsaufwandes beim Entwurf am Bildschirm und beim Nachschleifen zum Ziel. Nach einem kurzen Überblick über den Stand der Technik auf diesem Gebiet in Abschnitt 2 und einer Beschreibung des verwendeten Bildmaterials in Abschnitt 3 werden die einzelnen Schritte des Verfahrens beschrieben. Die Idee des RecOS-Verfahrens (Reconstruction of Occlusal Surfaces<sup>4</sup>) [7] ist es, die Kaufläche eines intakten Modellzahnes aus einer gegebenen Zahnbibliothek zu nutzen, um die Kauflächenform eines Zahnersatzteils für einen gegebenen präparierten Zahn zu bestimmen. Um den fehlenden Kauflächenteil aus dem Modellzahn übernehmen zu können, müssen die Tiefenbilder beider Zähne zunächst zur Deckung gebracht werden. Dies wird ermöglicht durch Bilddeformation des Tiefenbildes des Modellzahnes anhand von paarweise korrespondierenden Kontrollpunkten in beiden Tiefenbildern. Abschnitt 4 beschreibt die Bestimmung dieser Kontrollpunkte: das Segmentieren der Zahnkonturen und charakteristischer Punkte in den Kauflächen. In Abschnitt 5 wird ein Konturmatchingverfahren zur paarweisen Zuordnung der detektierten Punkte vorgestellt. Nach der Bilddeformation (Abschnitt 6) kann der fehlende Teil aus dem Modellzahn übernommen werden. Er muß allerdings in den Höhenwerten angepaßt werden (Abschnitt 6), um einen glatten Übergang zum Restzahn zu schaffen. Ergebnisse werden in Abschnitt 7 vorgestellt; eine Zusammenfassung und ein Ausblick folgen in Abschnitt 8.

## 2 Stand der Technik

Es existieren nicht viele Veröffentlichungen über Verfahren automatischer Zahnrestauration. Das Teilproblem der Merkmalsdetektion in Tiefenbildern wird als Überblick in [1] behandelt. Interaktive Anwendungen auf Tiefenbilder von Zähnen werden in [10, 12] aufgezeigt, während die automatische Methode in [17] sich nur auf intakte Kauflächen bezieht. Die in dieser Arbeit verwendeten Methoden sind auch auf unvollständige präparierte Kauflächen anwendbar. Als vollständige Systeme sind neben dem erwähnten Cerec<sup>R</sup>-System [8, 9] zwei Verfahren aus Patentschriften [14, 2] zu nennen. Beide wenden affine und damit starre Transformationen eines dreidimensionalen Modellzahnes an, um ihn an den gegebenen Zahnstumpf anzupassen. Sie sind jedoch hauptsächlich für die Anwendung von Kronen geeignet und nicht, wie unser Verfahren, auch für noch teilweise bestehende Kauflächen von präparierten Zähnen. In [4] wird ein Verfahren vorgestellt, um ein geometrisch verformbares dreidimensionales Zahnmodell an eine vorhandene intakte Kaufläche anzupassen. Das Verfahren soll für präparierte Zähne

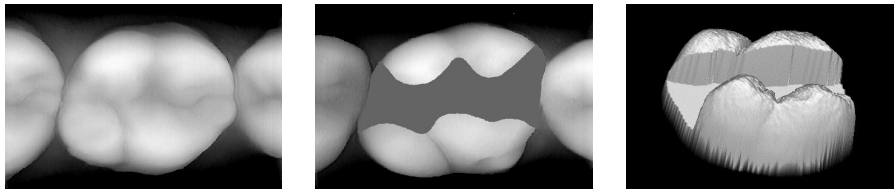
---

<sup>4</sup> Patent angemeldet

erweitert werden, um die Kaufläche des Zahnersatzteils daraus zu bestimmen. Im Gegensatz dazu basiert unser System auf deformierten Tiefenbildern von Modellzähnen, und das Problem der Bestimmung der Kaufläche des Zahnersatzteils aus diesen Modellen ist bereits gelöst. Das Problem von Oberflächenrepräsentationen von Zahnoberflächen und die Umsetzung der Daten für die Ansteuerung einer NC-Fräsmaschine werden in [6] behandelt.

### 3 Bildmaterial

Wir verwenden Tiefenbilder des Cerec<sup>R</sup>-Systems, die mittels phasenmessender Triangulation [3] erzeugt werden. Beispiele für solche Tiefenbilder sind in Bild 1a und 1b zu sehen; Tiefenwerte sind darin als Grauwerte dargestellt. Die Auflösung der Bilder beträgt  $700 \times 480$  Bildpunkte, wobei ein Bildpunkt einem  $30 \times 30 \mu\text{m}$ -Quadrat auf der Kaufläche entspricht. Für die Kodierung der Tiefenwerte werden 256 mögliche Werte verwendet, die eine Höhe von 7,3 mm abdecken.

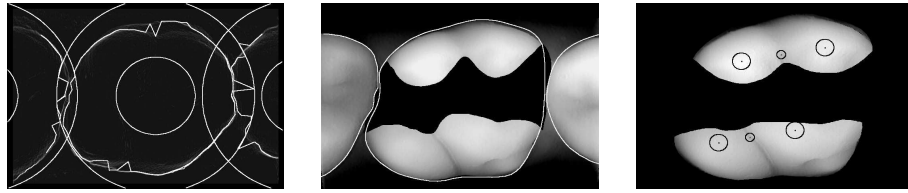


**Bild 1.** Ein Tiefenbild eines Modellzahnes (a), ein präparierter Zahn (b) und eine 3D-Visualisierung des Tiefenbildes. Die Kavität wurde durch Markieren des Bereiches im Tiefenbild eines intakten Zahnes simuliert, um eine Auswertung unserer Ergebnisse vornehmen zu können.

### 4 Merkmalsdetektion

Als Kontrollpunkte für die Bilddeformation werden Paare korrespondierender Merkmalspunkte im Tiefenbild des präparierten Zahnes und des Modellzahnes gesucht. Dieser Abschnitt beschreibt die Detektion dieser Punkte auf den Zahnaußenkonturen und innerhalb der Kauflächen.

Die Bestimmung der Zahnkonturen in beiden Bildern geschieht in zwei Schritten. Der erste Schritt betrifft eine Groblockalisation der Kauflächenmittelpunkte und Konturen aller in den Tiefenbildern sichtbaren Zähne. In jedem Tiefenbild werden innerhalb einer ringförmigen Maske die Gradientenwerte aufaddiert und die Summe wird dem Bildpunkt im Zentrum der Maske zugeordnet. Nach einer Anwendung der Maske auf alle in Frage kommenden Positionen zeigen sich Kandidaten für Zahnmittelpunkte als lokale Maxima in den erzeugten Werten. Lokale Maxima werden mit einem Algorithmus ähnlich der Wasserscheidentransformation [16] detektiert. Ein Vorteil dieser Methode ist die Detektion von Zähnen mit



**Bild 2.** Groblokalisierung der Zahnmittelpunkte und Konturlinien (a), die mittels Snakes detektierte Konturlinie (b) und charakteristische Kauflächenpunkte (c)

nur teilweise sichtbaren Konturlinien. Dies betrifft sowohl die nur halb sichtbaren Nachbarzähne als auch präparierte Zähne mit unvollständig gegebener Außenkontur. Durch die Suche nach maximalen Gradientenwerten auf Strahlen, die von den detektierten Zahnmittelpunkten ausgehen und durch den inneren und äußeren Radius der Ringmaske begrenzt sind, wird eine Grobschätzung der Konturlinien erzeugt. Bild 2a zeigt die Ringmaske an drei detektierten Zahnmittelpunkten mit der Grobschätzung der Konturlinien.

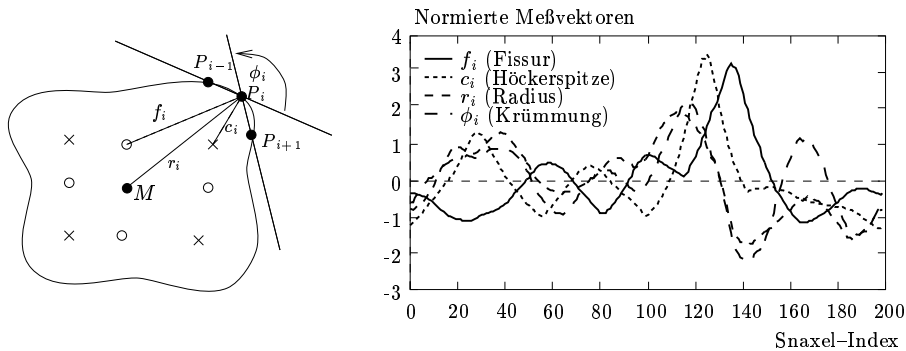
Zur Feindetektion der Konturlinien wird auf das Verfahren der aktiven Konturen oder Snakes [5] zurückgegriffen. In unserem Fall wird eine Anzahl von  $N = 200$  Kontrollpunkten oder *Snaxeln* verwendet, um die Zahnkonturen zu approximieren. Die initialen Positionen der Snaxel sind durch die oben beschriebenen Konturschätzungen vorgegeben. Während der iterativen Energieminimierung des Verfahrens werden die Snaxelpositionen schrittweise verändert, wobei eine Linearkombination der negativen Gradientenwerte der Snaxel und der lokalen Krümmung der erzeugten Konturlinie an jedem Snaxel minimiert wird. Die detektierten Konturen der Nachbarzähne werden außerdem genutzt, um den für den Zahnarzt kritischen Approximalkontakt zu definieren: Überschneidungen der Konturlinien wird während der Energieminimierung durch ein Ziehen der betroffenen Snaxel zu ihrem Zahnmittelpunkt entgegengewirkt. Durch diese Methode wird die Zahnkonturlinie approximiert und gleichzeitig werden kleinere Unterbrechungen der Kontur, die im Bereich einer Kavität auftreten, stetig interpoliert. Ein Beispiel für eine so erzeugte Kontur zeigt Bild 2b, wobei benachbarte Snaxel durch lineare Interpolation miteinander verbunden wurden. Falls nötig, kann bei größeren Kavitäten die Kontur durch Vorgabe einiger weniger Punkte durch den Benutzer am Bildschirm in ihrer Form beeinflusst werden.

Nach der Trennung des Zahnes vom Bildhintergrund mittels der detektierten Kontur werden charakteristische Merkmalspunkte in der Kaufläche detektiert. Typische Merkmale von Molaren sind die Anzahl und Positionen der Höckerspitzen und die Form der Fissuren. Die Höckerspitzen werden in der Kaufläche mit dem oben erwähnten Wasserscheidenalgorithmus detektiert. Außerdem werden Fissurpunkte, die auf einer geraden Linie zwischen benachbarten Höckern liegen, als Minima auf diesen Verbindungslinien markiert. Die Positionen der charakteristischen Kauflächenpunkte sind für einen präparierten Zahn in Bild 2c gezeigt.

## 5 Zuordnung korrespondierender Merkmalspunkte

Das verwendete Bildd deformationsverfahren (Abschnitt 6) basiert auf Paaren von Kontrollpunkten, in diesem Fall den detektierten Konturpunkten und charakteristischen Kauflächenpunkten. Das hier zu lösende Korrespondenzproblem ist bekannt aus der Stereobildverarbeitung und der Bewegungserkennung [11]. In unserer Lösung wird das zweidimensionale Problem auf eine eindimensionale Zuordnung der detektierten Sequenzen von Snaxeln reduziert. Die Konturen zweier Zähne gleichen Typs (z.B. erste obere Molare) zeigen eine gewisse Ähnlichkeit. Diese kann über vier Kriterien erfaßt werden, die rotations-, translations- und skalierungsinvariant sind. Diese Kriterien werden für jeden Snaxel quantitativ bestimmt, woraus sich pro Zahnkontur vier Sequenzen von Meßwerten ergeben, die unabhängig voneinander durch Subtraktion des Mittelwertes und Dividieren durch die Standardabweichung normiert werden (Bild 3):

1. Der Abstand  $r_i$  jedes Snaxels vom Zahnmittelpunkt  $M$
2. Die lokale Krümmung  $\phi_i$  an jedem Snaxel  $P_i = (x_i, y_i)$ , approximiert durch  $\phi_i = \gamma_i - \gamma_{i+1}$  mit  $\gamma_i = \arctan \frac{y_i - y_{i-1}}{x_i - x_{i-1}}$
3. Der Abstand  $c_i$  jedes Snaxels vom nächsten detektierten Zahnhöcker
4. Der Abstand  $f_i$  jedes Snaxels vom nächsten detektierten Fissurpunkt



**Bild 3.** Jedem Snaxel beider Zahnkonturen wird ein vierdimensionaler Vektor normierter Werte zugeordnet. Diese Vektoren werden über normierte Kreuzkorrelation und “Dynamic Time Warping” aufeinander abgebildet.

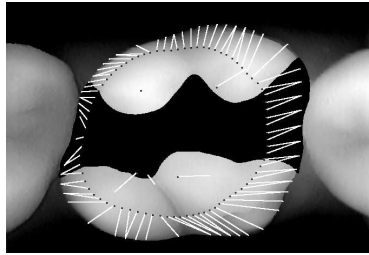
Ziel des Zuordnungsverfahrens ist es, korrespondierende Snaxel zu bestimmen, indem ein geeignetes Ähnlichkeitsmaß über möglichen Zuordnungen maximiert wird. Dies geschieht in zwei Schritten:

Im ersten Schritt wird ein Verschiebungswert  $j_{max} = \operatorname{argmax}_j r_{ab(j)}$  bestimmt, wobei  $a$  und  $b$  für die Sequenzen von Meßwerten  $\mathbf{a}_i, \mathbf{b}_i, i = 1 \dots N$  des präparierten Zahnes, bzw. des Modellzahnes stehen. Der ursprünglich erste Snaxel (Index  $i = 1$ ) jeder Sequenz entspricht der 3-Uhr-Position auf der Konturlinie.

Das Ähnlichkeitsmaß  $t_{ab(j)} = \sum_{i=1}^N \mathbf{a}_i \mathbf{b}_{(i+j) \bmod N}$  kann als vektorielle Version der normierten Kreuzkorrelation aufgefaßt werden.

Im zweiten Schritt wird ein Verfahren angewendet, das ursprünglich aus der Spracherkennung stammt: eine nichtlineare Verzerrung oder “Dynamic Time Warping” [11]. Dies geschieht unter Minimierung der euklidischen Abstände der Meßvektoren einander zugeordneter Snaxel. In einem eingeschränkten Raum möglicher Zuordnungen wird mittels dynamischer Programmierung eine optimale Zuordnung gefunden, so daß jedem Konturpunkt des präparierten Zahnes ein Konturpunkt des Modellzahnes zugeordnet wird. Ein Beispiel für eine solche Zuordnung ist in Bild 4 zu sehen, in dem die Merkmalspunkte des Modellzahnes zur besseren Darstellung verkleinert innerhalb des präparierten Zahnes dargestellt und einander zugeordnete Punkte durch Linien miteinander verbunden sind.

Anschließend wird eine Zuordnung der charakteristischen Kauflächenpunkte beider Zähne vorgenommen, die sich an der bereits erfolgten Zuordnung der ihnen nächstgelegenen Konturpunkte orientiert. Im Falle von Kauflächenpunkten, die durch eine Kavität nicht detektiert werden konnten, werden diese Zuordnungen weggelassen (siehe auch Abschnitt 8).



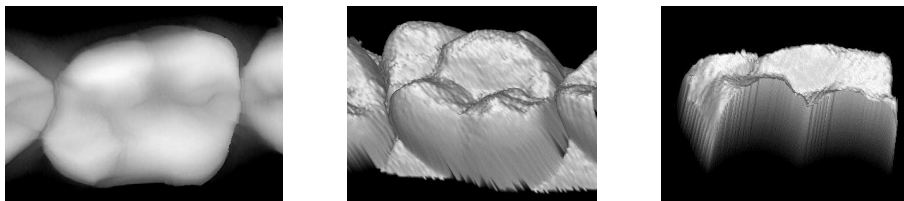
**Bild 4.** Das Ergebnis der Zuordnung korrespondierender Merkmalspunkte. Die innere kleinere Kontur zeigt die detektierten Merkmalspunkte des Modellzahnes, die äußere gehört zum sichtbaren präparierten Zahn. Zuordnungen sind durch weiße Linien dargestellt.

## 6 Bilddeformation und Höhenanpassung

Die Paare von zugeordneten Punkten können nun verwendet werden, um das Tiefenbild des Modellzahnes durch Bilddeformation mit dem des präparierten Zahnes zur Deckung zu bringen. Da eine affine Abbildung hierfür nicht ausreicht, wird eine nichtlineare Koordinatentransformation  $\mathbf{g} : \mathbf{g}(x, y) = (g_1(x, y), g_2(x, y))$  durchgeführt, wobei  $g_1$  und  $g_2$  als zweidimensionale Interpolationsfunktionen verteilter Daten berechnet werden, basierend auf den horizontalen und vertikalen Verschiebungen, die sich aus den Paaren von Kontrollpunkten ergeben. Wir verwenden radiale Basisfunktionen, die auch als “Hardys Multiquadrics” bekannt sind und sich für das Problem der Bilddeformation bewährt haben [15].

Eine Neuabtastung des Bildes schließt sich an. Ein Beispiel für die deformierte Version des Tiefenbildes Bild 1a ist in in Bild 5a zu sehen.

Die Tiefenwerte im Bereich der Kavität können nun aus dem deformierten Modellzahn übernommen werden. Da die Positionen der Höckerspitzen und Fissuren nach der Bilddeformation in beiden Kauflächen weitgehend übereinstimmen, bildet der Modellzahn eine gute Annäherung an die ursprüngliche Kauffläche. Allerdings beeinflusst die Bilddeformation nur die Positionen der Kaufflächenpunkte, nicht jedoch ihre Tiefenwerte, so daß ein zusätzlicher Höhenanpassungsschritt notwendig ist. Die Höhendifferenzen des deformierten Modellzahnes und des präparierten Zahnes am Kavitätenrand werden als Kontrollpunkte einer weiteren zweidimensionalen Interpolation im Bereich der Kavität verwendet. Die resultierenden Werte bilden eine Schätzung der Höhendifferenz zwischen dem deformierten Modellzahn und der ursprünglichen Kauffläche im Bereich der Kavität. Daher wird durch Addieren dieser Werte und der Höhenwerte des deformierten Modellzahnes eine voll restaurierte Kauffläche (Bild 5b) erzeugt, mit einem glatten Übergang zwischen restauriertem Teil und Restzahn, sowie einer natürlichen Fortsetzung des Kaufflächenreliefs im restaurierten Teil. Der nächste Schritt nach diesem Verfahren ist die Weitergabe der Oberflächen-daten an eine NC-Machine zum Fräsen des Zahnersatzteils (Bild 5c).



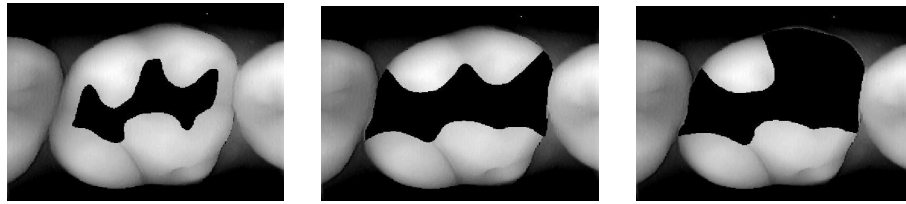
**Bild 5.** Der deformierte Modellzahn (a) (ursprünglich Bild 1a), die restaurierte Kauffläche (b) und das Zahnersatzteil (c)

## 7 Ergebnisse

Unser Verfahren wurde in mehreren Modulen innerhalb des Khoros-Bildverarbeitungssystems [13] implementiert. Um die Qualität der Berechnungen zu beurteilen, simulierte ein Zahnarzt in zehn Tiefenbildern je drei verschieden große typische Kavitäten durch manuelles Ausschwärzen der betreffenden Bereiche am Bildschirm (Bild 6).

Eine Bibliothek von intakten Modellzähnen [17] wurde verwendet, um mit Hilfe unseres Verfahrens die Kaufflächen automatisch wiederherzustellen. Die Bibliothek besteht zur Zeit aus 60 Tiefenbildern von ersten oberen Molaren von Erwachsenen. Die erzeugten Kaufflächen wurden anschließend mit den ursprünglichen verglichen. Abhängig von der Größe der Kavität ergaben sich durchschnittliche Höhenunterschiede pro Restauration zwischen 0,2 mm und 1,0 mm.





**Bild 6.** Tiefenbilder, bei denen verschieden große Kavitäten manuell markiert wurden

Im Vergleich zu Höhendifferenzen, die an tatsächlich hergestellten Cerec<sup>R</sup>-Inlays gemessen wurden [9], ergibt sich eine Halbierung der Werte.

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Ein neues Verfahren, um die Kauflächenform eines Zahnersatzteils für einen gegebenen bereits präparierten Seitenzahn zu bestimmen, wurde vorgestellt. Ein Tiefenbild eines Modellzahns aus einer Zahnbibliothek wird dabei so verformt, daß die Kaufläche im präparierten Bereich daraus entnommen werden kann. Das Verfahren wurde auf einer Bibliothek von vorher vermessenen Seitenzähnen getestet und erzeugte Kauflächen, die den ursprünglichen Kauflächen in hohem Maße ähnlich sind. Außerdem wurde den zahnärztlichen Forderungen nach einem glatten Übergang zum gegebenen Restzahn und einer natürlichen Fortsetzung des vorhandenen Kauflächenreliefs im Zahnersatzteil entsprochen.

Bisher hängt die Ähnlichkeit der Kauflächen des präparierten Zahnes und des deformierten Modellzahnes stark von der Anzahl der detektierten Zahnhöcker-  
spitzen im präparierten Zahn ab. Wenn bei großen Kavitäten einige Höcker nicht detektiert werden, ist die Übereinstimmung der Kauflächenreliefs nach der Bilddeformation fraglich. In diesen Fällen können optische Abdrücke der Gegenzähne im anderen Kiefer Hinweise auf die fehlenden Höckerpositionen geben und außerdem weitere Kontrollpunkte für die Höhenanpassung (Abschnitt 6) bereitstellen, um die Rolle des restaurierten Zahnes im Kauprozeß zu optimieren. Dies und eine automatische Auswahl des geeigneten Modellzahnes sind Ziele weiterer Entwicklungen.

Angesichts zunehmender Rationalisierungsbestrebungen in allen Bereichen wünschen die Autoren, daß die weitere Automatisierung in diesem Bereich, zu der auch diese Arbeit beitragen kann, weiterhin die Überlegenheit der Erfahrung des Zahnarztes vor der Maschine respektiert, und durch sinkende Behandlungskosten mehr Menschen Zugang zu qualitativ höherwertigem Zahnersatz verschafft.

## Literatur

1. P. J. Besl, R. C. Jain: *Invariant Surface Characteristics for 3-D Object Recognition in Range Images*, *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, Bd. 33, Nr. 1, 1986, S. 33–80.

2. F. Duret: *Method of making a prosthesis, especially a dental prosthesis*, United States Patent Nr. 4742464, 1988.
3. M. Gruber, G. Häusler: *Simple, robust and accurate phase-measuring triangulation*, *Angewandte Optik*, Bd. 89, Nr. 3, 1992, S. 118 – 122.
4. S. Gürke: *Modellbasierte Rekonstruktion von Zähnen aus intraoralen Tiefenbildern*, in B. Arnolds, H. Müller, D. Saupe, T. Tolxdorff (Hrsg.): *Digitale Bildverarbeitung in der Medizin*, Freiburg, 1997.
5. M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos: *Snakes: Active Contour Models*, in *Proc. First Int. Conf. on Computer Vision (ICCV)*, London, 1987, S. 259–268.
6. S. Küppers: *Generierung eines 3D-Zahnmodells aus 2,5D-Sensordaten*, Diplomarbeit, Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5), Universität Erlangen–Nürnberg, Erlangen, 1995.
7. S. Meller: *Rekonstruktion von Zahnoberflächen mittels Bilddeformationsmethoden*, Studienarbeit, Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5), Universität Erlangen–Nürnberg, Erlangen, 1996.
8. W. H. Mörmann, M. Brandestini: *Die CEREC Computer Reconstruction*, Quintessenz-Verlag, 1989.
9. W. H. Mörmann, A. Mattioli: *Computer-generated occlusion of CEREC2 inlays and onlays*, in *CAD/CIM in aesthetic dentistry*, Quintessence Publishing Co, Inc, 1996.
10. P. J. Neugebauer: *Interactive Segmentation of Dentistry Range Images in CIM Systems for the Construction of Ceramic Inlays using Edge Tracing*, in *Proceedings of the Computer Assisted Radiology CAR'95 Conference*, 1995.
11. H. Niemann: *Pattern analysis and understanding*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2. Ausg., 1990.
12. T. Ozaki, E. Kanazawa, M. Sekikawa, J. Akai: *Three-dimensional measurements of the occlusal surface of the upper molars in Australian Aborigines*, *Australian Dental Journal*, Bd. 32(4), 1987, S. 263–9.
13. J. R. Rasure, M. Young: *Open environment for image processing and software development*, in R. B. Arps, W. K. Pratt (Hrsg.): *Image Processing and Interchange: Implementation and Systems*, San Jose, CA, 1992, S. 300 – 310.
14. D. Rekow: *Method and apparatus for modeling a dental prosthesis*, United States Patent Nr. 5273429, 1993.
15. D. Ruprecht, H. Müller: *Free Form Deformation with Scattered Data Interpolation Methods*, in G. Farin (Hrsg.): *Geometric Modelling (Computing Supplement 8)*, Springer Verlag, Wien, 1993, S. 267–281.
16. L. Vincent, P. Soille: *Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations*, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, Bd. 15, Nr. 6, 1991, S. 583–598.
17. M. Wolf, D. Paulus, H. Niemann: *Automatic measurement of cusps in 2.5D dental images*, in M. Descour, K. H. D. Svetkoff (Hrsg.): *Three-Dimensional and Unconventional Imaging for Industrial Inspection and Metrology*, Bd. 2599, The International Society for Optical Engineering, 1996, S. 321–335.