

AUTOMATISCHE NORMIERUNG UND VERMESSUNG VON $2\frac{1}{2}$ D-AUFNAHMEN DES ERSTEN OBEREN MOLARS

Matthias Wolf^a, Dietrich Paulus^b, Heinrich Niemann^{a,b}

Bayerisches Forschungszentrum für Wissensbasierte Systeme (FORWISS)^a
Forschungsgruppe Wissensverarbeitung
Am Weichselgarten 7, 91058 Erlangen

Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5)^b
Universität Erlangen–Nürnberg
Martensstr. 3, 91058 Erlangen

wolf@forwiss.uni-erlangen.de
{paulus,niemann}@informatik.uni-erlangen.de

ABSTRACT

Aufgrund der aktuellen Diskussion um die Toxizität von Amalgam und der weit verbreiteten Verunsicherung und Ablehnung ist absehbar, daß Amalgam als Füllungswerkstoff in nächster Zukunft nicht mehr zur Verfügung stehen wird. Für eine ausreichende Breitenversorgung wird daher eine automatische, computergestützte Rekonstruktion zerstörter Kauflächen immer dringender. Eine automatische Rekonstruktion der Kaufläche ist momentan jedoch noch nicht möglich. Modernste Geräte beschränken sich auf die Herstellung eines Inlays, welches unter Umständen noch nachbearbeitet werden muß.

In dieser Arbeit werden Verfahren vorgestellt, anhand derer $2\frac{1}{2}$ -D Aufnahmen des ersten oberen Molars in eine normierte Lage transformiert werden können. Dafür muß der interessierende Zahn zuerst aus dem Tiefen- und Intensitätsbild extrahiert werden. Zur Detektion des Zahns wird ein wissensbasiertes Verfahren angewandt, welches anatomisches Wissen über die Struktur des Zahns verwendet. Anschließend wird der Zahn an der Fissurlinie und den detektierten Höckerspitzen ausgerichtet. Damit ist es möglich eine Datenbank von intakten Modellzähnen zu erstellen, um entweder kauflächenspezifische Merkmale zu bestimmen und zu extrahieren, mit denen der zerstörte Zahn direkt rekonstruiert werden kann, oder einen möglichst passenden Modellzahn auszuwählen, mit dem die fehlenden Teile in der Kaufläche wiederhergestellt werden können. Die Effizienz der vorgestellten Verfahren wurde an 60 Bildern untersucht. Die Ergebnisse wurden mit einer zahnärztlichen Untersuchung anhand einer Stichprobe von 20 Bilder verglichen.

Keywords: Segmentierung, Rekonstruktion von Kauflächen, Zähne, Tiefenbilder

1. EINLEITUNG

Es existieren bereits industrielle Lösungen für die automatische Herstellung von Zahninlays aus Keramik. Ein bekanntes CIM-System ist das Cerec^R – System [2], welches in der neuesten Version bereits eine Kaufläche herstellen kann. Die Herstellung des Inlays erfolgt aber noch nicht vollautomatisch sondern muß vom Zahnarzt per Hand am Bildschirm gesteuert werden. Das Ziel unserer Arbeiten ist daher die Entwicklung von Verfahren, die eine vollautomatische Herstellung von Zahninlays durchführen, vgl. auch [4].

Perfekte Lösungen für den klinischen Einsatz, welche zur Berechnung der Kaufläche die Gegenzähne einbeziehen und die Kaubewegung des Kiefers simulieren, werden innerhalb der nächsten Jahre nicht verfügbar sein. Ein Lösungsweg, der bereits mit heutigen Mitteln durchführbar ist, ist die indirekte Berechnung der Oberfläche durch Auswahl eines Modellzahns aus einer Datenbank anhand geeigneter Merkmale, oder die Restaurierung des Defektes basierend auf den noch vorhandenen Oberflächenmerkmalen des zerstörten Zahns. Das Problem für beide Vorgehensweisen liegt in der Bestimmung geeigneter Merkmale, die zudem bei der zweiten Lösung auch noch in teilweise zerstörten Kauflächen extrahierbar sein müssen.

In dieser Arbeit wird ein System beschrieben, welches für den Aufbau einer Modelldatenbank und zur Extraktion weiterer Merkmale zur Charakterisierung der Okklusalfäche verwendet werden kann [5]. Als Eingangsdaten werden Tiefen- und Grauwertbil-

der verwendet, die in eine normierte räumliche Lage transformiert werden.

Nach der Vorverarbeitung (Abschnitt 2) werden die Konturpunkte im Grauwertbild detektiert und danach zu einer geschlossenen Kontur verbunden (Abschnitt 3). Anschließend wird im Tiefenbild der Verlauf der Hauptfissur bestimmt. Im nächsten Schritt wird die Hauptfissur durch 2 zweidimensionale Ausgleichsgeraden in der x - y -Ebene und in der x - z -Ebene approximiert. Danach wird die Position der Höckerspitzen bestimmt und das Grauwert- und Tiefenbild durch eine räumliche Drehung in die normierte Lage transformiert (Abschnitt 4). Die Berechnung von Merkmalen ist nach der abschließenden Größennormierung möglich.

Zur Evaluierung der Segmentierungsverfahren wurden die detektierten Höckerspitzen mit den Ergebnissen einer zahnärztlichen Höckerbestimmung und manuellen Vermessung der Okklusalfäche verglichen. Die Stichprobe von 60 Aufnahmen wurde zum Erstellen einer Modelldatenbank verwendet.

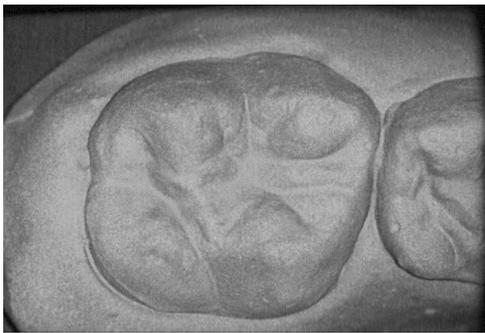


Bild 1: Grauwertbild eines ersten oberen Molars

Zukünftige und laufende Arbeiten verwenden diese Datenbank zur Restaurierung und Interpolation defekter Zähne.

2. VORVERARBEITUNG

Die in dieser Arbeit verwendeten Grauwert- und Tiefenbilder wurden mit dem Cerec^R-System aufgenommen. Für die Erstellung der Bilder wird ein optisches Verfahren verwendet, welches eine schnelle Bildaufnahme mit einer Genauigkeit von $\approx 30 \mu\text{m}$ in x -, y - und z -Richtung ermöglicht. Ein typisches Beispiel ist in Bild 1 zu sehen. Die Auflösung beträgt 700×480 Pixel bei einer Tiefenschärfe von $\approx 7.3 \text{ mm}$.

Ein gemeinsames Problem aller Verfahren, die zur Tiefenbestimmung das Objekt mit strukturiertem Licht beleuchten, betrifft die Überlagerung des Bildes mit dem projizierten Gitter. Dieses Problem besteht auch für die Cerec^R-Aufnahmen. Durch die Anwendung eines konturverstärkenden Operators kann das

projizierte Muster wieder sichtbar gemacht werden, siehe Bild 2.

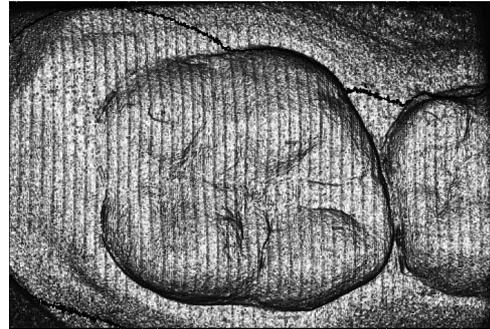


Bild 2: Überlagerung des Tiefenbildes mit dem projizierten Muster

Für die Vorverarbeitung von Grauwertbildern sind eine Vielzahl von unterschiedlichen Operatoren, wie beispielsweise geometrische Korrekturen, Grauwertskalierung, Glättung und Filterung, entwickelt worden [3]. Bei der Anwendung dieser Operatoren auf Tiefenbilder muß berücksichtigt werden, daß sich die Bedeutung von Intensitätswerten und Tiefenwerten grundlegend unterscheidet. Die Vorverarbeitung von Tiefenbildern muß daher sicherstellen, daß bei der Veränderung der Werte keine Information über die Lage von Objektpunkten verloren geht.

Zur Glättung der Bilder wird ein problemangepaßter Medianfilter der Größe 15×15 verwendet. Damit ist sichergestellt, daß die Störungen zuverlässig eliminiert werden können, während die steilen Flanken des Zahns nicht verschmiert werden.

3. SEGMENTIERUNG

Das Ziel der Segmentierung in unserer Anwendung ist die Trennung des ersten oberen Molars von seinen Nachbarn und dem übrigen Hintergrund. Ausgehend vom Grauwertbild wird mit dem *Sobel*-Operator ein Kantenbild erstellt. Anschließend werden Konturlinien aus den berechneten Kantenstärken und Kantenorientierungen bestimmt. Dazu werden die Kantenstärken auf 256 Werte normiert und anschließend in einem Hysterese-Schwelwert-Verfahren zu zusammenhängenden Linien verbunden.

Ausgehend von Konturpunkten mit maximaler Kantenstärke werden die Konturlinien solange vergrößert, bis entweder die Kantenstärke unterhalb eines unteren Schwellwertes liegt, die Kantenorientierung zu stark von der Orientierung des letzten Konturpunktes abweicht oder die Linienverfolgung auf Punkte stößt, die bereits einer beliebigen anderen Konturlinie zugeordnet wurden. Sowohl Konturlinien, die zu anderen Objekten gehören, als auch Ver-

deckungen müssen erkannt und korrigiert werden. Dafür wird anatomisches Wissen über die äußere Form des Zahns verwendet. Von oben betrachtet, hat der erste obere Molar eine konvexe Form. Daher ist es möglich, Konturlinien benachbarter Zähne anhand der Steigung zu unterscheiden. Die erwartete Krümmung an den Ecken des Zahns sind in Bild 3 abgebildet.

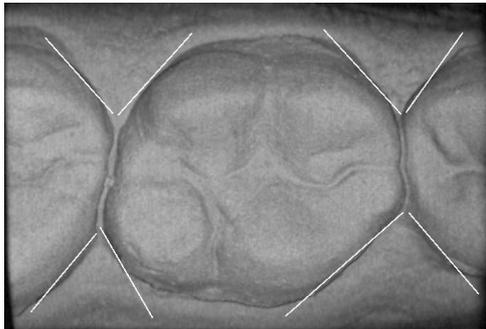


Bild 3: Krümmung der Kontur an den Ecken

Nach der Entfernung von falschen Konturlinien und der Auflösung von Verdeckungen werden die detektierten Konturlinien bewertet. Für die folgende Verarbeitung wird dabei angenommen, daß die Konturlinien zu einer geschlossenen Kontur vervollständigt werden können, wenn in jeder Ecke des Zahns mindestens eine Linie gefunden werden konnte. Konnte an einer Ecke keine Konturlinie gefunden werden, dann wird lokal in diesem Bereich mit erniedrigten Schwellwerten eine neuerliche Liniensuche durchgeführt. Existiert hingegen eine Übersegmentierung in einzelnen Bereichen, dann wird lokal mit erhöhten Schwellwerten gesucht.

Die Vervollständigung der detektierten Linien zu einer geschlossenen Kontur wird durch ein Verfahren, basierend auf der Dynamischen Programmierung, erreicht. In dieser Anwendung wird ein Ansatz verwendet, der die Summe der Kantenstärke maximiert. Entsprechend des Verlaufs der zu überbrückenden Lücke (horizontal, vertikal oder diagonal) wird die Anzahl der möglichen Übergänge eingeschränkt. Das hat den Vorteil, daß die Kantenorientierung in die Suche integriert werden kann und alle Wege zwischen 2 Punkten die gleiche Anzahl an Pixel besitzen, so daß die Kantenstärke als effizient zu berechnendes Maß verwendet werden kann. Die berechnete Kontur eines Zahns zeigt Bild 4.

Im letzten Schritt der Segmentierung wird die geschlossene Kontur als Maske zur Extraktion des Zahns aus dem Tiefen- und Grauwertbild verwendet. Anhand der Tiefenwerte kann der Verlauf der Kontur noch korrigiert werden, indem einzelne Konturpunkte bis an den Rand einer steilen Flanke bewegt werden.

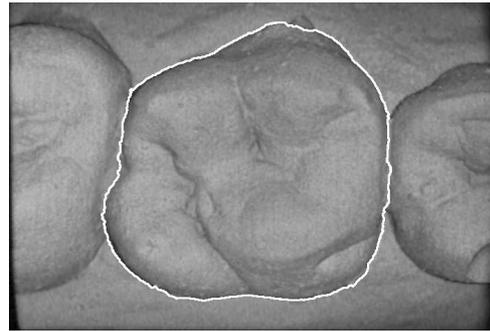


Bild 4: Grauwertbild mit geschlossener Kontur

4. NORMIERUNG

Für die Extraktion von Merkmalen ist es wichtig, daß alle Zähne die gleiche Lage im Bild besitzen. Da beispielsweise der *disto-palatinal* Höcker der niedrigste der vier Höcker ist, (die medizinische Bezeichnung und räumliche Lage ist in Bild 5 dargestellt) ist es sinnvoll, diesen Höcker stets an derselben Position im Bild zu haben.

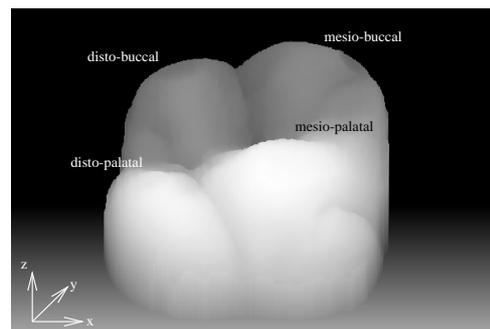


Bild 5: Bezeichnung der Höcker und Achsen

Ein Parameter, der in unserem System geringen Änderungen bei verschiedenen Bildern unterliegt, ist die Position zwischen Kamera und Objekt. Um das Bild in eine Referenzposition zu bewegen, ist daher eine dreidimensionale Rotation notwendig [1].

Die Position eines Objektes im dreidimensionalen Raum kann eindeutig durch 6 Parameter bestimmt werden. Eine Möglichkeit ist die Verwendung von drei Rotationswinkeln $(\gamma, \beta, \alpha)^T$ um die z , y und x -Achse und drei Translationskomponenten. Für diese Anwendung kann für die Bestimmung einer Referenzposition auf die Translation verzichtet werden, so daß lediglich die drei Rotationswinkel für jede Zahnaufnahme bestimmt werden müssen. Unter Berücksichtigung der Referenzlage sollten diese Winkel so gewählt werden, daß sie eindeutig in jedem Bild bestimmt werden können. In dieser Anwendung wird die Lageinformati-

on aus dem Verlauf der Hauptfissur und der Position der Höckerspitzen erhalten.

Zur Bestimmung der Drehwinkel β und γ wird der Verlauf der Hauptfissur im Tiefenbild gesucht und dann durch eine Gerade approximiert. Die Hauptfissur verläuft zwischen den 4 Höckern und enthält die tiefsten Punkte auf der Kaufläche, siehe Bild 6.

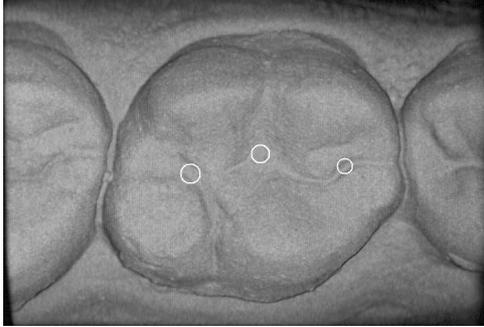


Bild 6: Lage der tiefsten Punkte

Für die Ausrichtung des Zahns in der x - y -Ebene sind folgende Einzelschritte notwendig:

1. Detektion des tiefsten Punktes
2. Berechnung des Fissurverlaufs
3. Bestimmung der Regressionsgeraden

4.1. Detektion der Hauptfissur

Eine Gemeinsamkeit aller Punkte auf der Hauptfissur ist, daß diese Punkte tiefer liegen als ihre Nachbarn. Über die Anatomie des ersten oberen Molars ist bekannt, daß der tiefste Punkt der Kaufläche links oder rechts neben dem bucco-palatinal verlaufenden Steg liegt. Ziel des ersten Schrittes ist die Detektion von einem dieser beiden Punkte.

Dazu wurde ein Maskenoperator entwickelt, welcher den Höhenunterschied des aktuellen Punktes $f_{x,y}$ zu der Menge $N_{x,y}$ der benachbarten Punkte $f_{i,j}$ aufsummiert. Hohe Werte weisen auf einen Punkt auf der Hauptfissur hin.

Formal berechnet sich das Maß $\varrho_{x,y}$ aus:

$$\varrho_{x,y} = \sum_{f_{i,j} \in N_{x,y}} f_{i,j} - f_{x,y}$$

Der Punkt auf der Kaufläche mit maximalem Wert wird als Startpunkt für die Bestimmung der Hauptfissur verwendet. Dazu wird ebenfalls die Dynamische Programmierung verwendet. Im Gegensatz zum Verfahren zum Schließen von Lücken wird hier jedoch die Anzahl der zulässigen Übergänge nicht eingeschränkt und die geometrische Länge bei der Berechnung berücksichtigt.

Um den Verlauf der Fissur zu bestimmen werden die Tiefenwerte für jeden erreichten Punkt aufaddiert. Um zu verhindern, daß der Verlauf einem Höcker folgt, wird die Suche auf den inneren Bereich der Kaufläche begrenzt. Zur Bestimmung des besten Pfades werden die Tiefenwerte, gewichtet mit der entsprechenden Seitenlänge eines Pixels, aufaddiert und nur der Mittelwert betrachtet. Damit wird sichergestellt, daß diagonale Übergänge nicht bevorzugt ausgeführt werden.

Die Suche nach einem optimalen Pfad für alle zulässigen Punkte auf der Kaufläche führt zu einem zweidimensionalen Feld, welches die mittlere Höhe des Pfades, beginnend beim Startpunkt bis zum betrachteten Punkt, enthält. Für die Bestimmung der Fissur werden die äußeren Punkte betrachtet. Es gewinnen die 2 Punkte, die sich annähernd gegenüberliegen und eine minimale Höhe aufweisen. Der detektierte Verlauf der Hauptfissur ist in Bild 7 dargestellt.

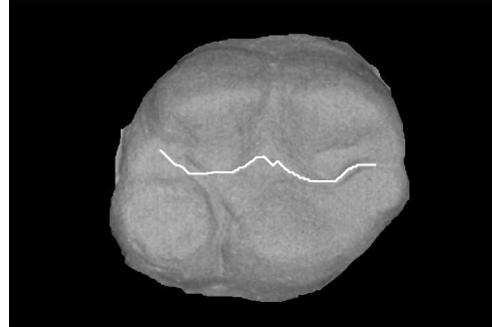


Bild 7: Detektierter Verlauf der Fissur

4.2. Lineare Regression

Die Drehwinkel α and β können eindeutig aus den Koordinaten (x_k, y_k) der Fissurpunkte bestimmt werden, indem eine zweidimensionale Regressionsgerade für die x - y - und x - z -Ebene berechnet wird.

Die Gerade, die durch die Gleichung

$$\xi = \hat{\kappa} + \hat{\eta}x \quad (1)$$

mit den Komponenten $\hat{\kappa}$ und $\hat{\eta}$ des Regressionsvektors, definiert ist, wird Regressionsgerade genannt.

Der Regressionsvektor

$$\hat{b} = \begin{pmatrix} \hat{\kappa} \\ \hat{\eta} \end{pmatrix} \quad (2)$$

ist so zu bestimmen, daß der quadratische Fehler

$$\hat{q} = \sum_k |\xi(x_k) - y_k|^2 \quad (3)$$

minimal wird.

Die Regressionskoeffizienten $\hat{\kappa}$ und die Konstante $\hat{\eta}$, welche den Fehler \hat{q} minimieren, werden wie folgt berechnet:

Seien $x_1, \dots, x_n \in \mathbb{R}$ und $y_1, \dots, y_n \in \mathbb{R}$ die Werte der unabhängigen und der abhängigen Variable

$$\bar{x} = \frac{1}{n}(x_1 + \dots + x_n) \quad (4)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n}(y_1 + \dots + y_n) \quad (5)$$

$$s_x^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})^2 \quad (6)$$

$$s_y^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (y_k - \bar{y})^2 \quad (7)$$

$$s_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})(y_k - \bar{y}) \quad (8)$$

Dann berechnen sich der Regressionskoeffizient und die Regressionskonstante aus:

$$\hat{\eta} = \frac{s_{xy}}{s_x^2} \quad (9)$$

und

$$\hat{\kappa} = \bar{y} - \hat{\eta}\bar{x} \quad (10)$$

Der Fehler ergibt sich aus

$$\hat{q} = (n-1) \left[s_y^2 - \frac{s_{xy}^2}{s_x^2} \right] \quad (11)$$

Die Regressionsgerade in der x - y -Ebene ergibt sich aus den Gleichungen (9), (10). Der Drehwinkel α wird durch den Regressionskoeffizienten bestimmt:

$$\alpha = \arctan(\hat{\eta}) \quad (12)$$

Die Berechnung der Regressionsgeraden in der x - z -Ebene und des Drehwinkels β erfolgt analog.

Nach Drehung des Zahns in der x - y -Ebene und anschließender bilinearer Interpolation werden die Höckerspitzen detektiert, um den letzten Drehwinkel γ zu bestimmen.

4.3. Bestimmung der Höckerspitzen

Nach Ausrichtung des Zahns in der x - y -Ebene gilt, daß die Höcker an den Ecken des umschreibenden Rechtecks liegen. Zur Bestimmung der Position wird im ersten Schritt eine 9×9 Maske über das Bild geschoben, um lokale Maxima zu detektieren. Als Ergebnis erhält man die Koordinaten $m_i = (x_i, y_i)$, $1 \leq i \leq 4$ und die mittlere Höhe \bar{t}_i der lokalen Maxima.

Im zweiten Schritt wird die Feinbestimmung der Höckerspitze durchgeführt. Dafür wird ein Bereich

betrachtet, der wesentlich größer ist als die ursprüngliche Maske. Dadurch läßt sich die Position genauer bestimmen und eine größere Robustheit gegenüber Abnutzungen des Zahns erreichen. Zur exakten Bestimmung der Höckerspitze wird der Flächenschwerpunkt der Region berechnet, deren Punkte höchstens $\approx 300\mu\text{m}$ vom berechneten Wert \bar{t}_i abweichen. Dieser Punkt wird als tatsächliche Position der Höckerspitze betrachtet.

4.4. 3D-Rotation

Durch Beschränkung der Höhendifferenz zwischen dem mesio-palatinalen und dem mesio-bukkalen Höcker auf einen festen Wert, kann der letzte Drehwinkel γ eindeutig aus den Höhen der Höckerspitzen bestimmt werden. Zusammen mit den Drehwinkeln α and β , siehe Abschnitt 4.2, sind alle unbekanntenen Lageparameter bestimmt, und die originalen Tiefenwerte können um diese Werte gedreht werden.

Ein generelles Problem bei Drehungen ist, daß Objektpunkte nach der Drehung nicht auf Gitterpunkte fallen. Die Funktionswerte an den Gitterpositionen müssen durch, beispielsweise, bilineare Interpolation aus den 4 Nachbarn ermittelt werden. Bei dreidimensionalen Drehungen kommt es im allgemeinen noch zu weiteren Problemen, indem Bereiche des Objekts nach der Drehung verdeckt sind, oder zuvor verdeckte Regionen im normierten Bild sichtbar werden. In dieser speziellen Anwendung können diese Probleme nicht auftreten, da Zähne eine sehr einfache Form haben und die Drehwinkel klein bleiben.

Für diese Anwendung werden zur Bestimmung der Tiefenwerte auf den Gitterpunkten alle Punkte betrachtet, die in der näheren Umgebung liegen. Dafür wird eine stückweise lineare Approximation des Zahns verwendet, welche durch eine Ausgleichsebene 1. Ordnung aus einer Menge von Punkten $\{P_1, P_2, \dots, P_n\}$ bestimmt ist. Der Tiefenwert für jeden Gitterpunkt wird aus dieser Ebene berechnet.

Die Berechnung der Ausgleichsebene liefert als Ergebnis den Normalenvektor \mathbf{n} und den Ebenenpunkt P . Sei weiterhin $d := \mathbf{n}P$.

Dann kann der Tiefenwert z nach folgender Formel berechnet werden:

$$z = \frac{d - x_i n_x - y_i n_y}{n_z}, \quad \text{mit } \mathbf{n} = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \quad (13)$$

4.5. Berechnung der Ausgleichsebene

Die zu berechnende Ausgleichsebene E ist durch einen Punkt P und den Normalenvektor \mathbf{n} definiert. Der Vektor \mathbf{n} kann durch Minimierung der quadratischen Summe der Differenzen zwischen einem Punkt

P_i und der Ebene bestimmt werden. Der Ebenenpunkt P ist durch $P := \frac{1}{n} \sum_i P_i$ definiert.

Sei

$$\mathbf{v}_i := P_i - P \quad (14)$$

und

$$\mathbf{A} := \begin{pmatrix} \mathbf{v}_1^T \\ \mathbf{v}_2^T \\ \vdots \\ \mathbf{v}_n^T \end{pmatrix} \quad (15)$$

Über das Optimierungskriterium, die Summe der quadratischen Punktabstände der Punkte P_i zur Ebene zu minimieren, ergibt sich der Normalenvektor \mathbf{n} aus:

$$\mathbf{n} = \operatorname{argmin}_{\mathbf{x}} (\mathbf{x}^T \mathbf{A}^T \mathbf{A} \mathbf{x}) \quad (16)$$

Das ist gleichbedeutend mit der Wahl vom Normalenvektor \mathbf{n} als dem Eigenvektor der symmetrischen Matrix $\mathbf{S} := \mathbf{A}^T \mathbf{A}$ zum kleinsten Eigenwert. Denn über das Optimierungskriterium $\mathbf{x}^T \mathbf{S} \mathbf{x} \rightarrow \min$ ergibt sich aufgrund der Nebenbedingung $\mathbf{x}^T \mathbf{x} = 1$ die Definitionsgleichung:

$$\frac{\partial (\mathbf{x}^T \mathbf{S} \mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} = \lambda \frac{\partial (\mathbf{x}^T \mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \quad (17)$$

mit einem Lagrange-Multiplikator λ . Daraus folgt:

$$\mathbf{S} \mathbf{x} = \lambda \mathbf{x} \quad (18)$$

Offensichtlich ist λ dabei gleich dem Wert der quadratischen Form $\mathbf{x}^T \mathbf{S} \mathbf{x}$, so daß sich der Normalenvektor der Ebene als Eigenvektor der Matrix \mathbf{S} zum kleinsten Eigenwert ergibt. Dieser wurde über die *Jacobi-Rotation* ermittelt.

Nach der Drehung des Zahns in eine normierte räumliche Lage wird die Größe auf einen festen Wert normiert. Die transformierten Positionen der Höckerspitzen werden als initiale Merkmale der Kaufläche verwendet.

5. ERGEBNISSE

Um die Qualität der automatisch detektierten Höckerspitzen beurteilen zu können, wurden von einem Zahnarzt die Höckerspitzen in 20 Aufnahmen zwei Mal markiert. Die durchschnittliche Abweichung des menschlichen Experten betrug dabei 0.1mm. Beim Vergleich mit den automatisch ermittelten Positionen ergab sich eine mittlere Abweichung von ≈ 0.17 mm. Nimmt man die menschliche Reproduzierbarkeit als Maßstab, dann stimmten die ermittelten Positionen in 70% aller Fälle überein. Eine Gegenüberstellung der Ergebnisse ist in Bild 8 abgebildet. Die manuelle Markierung ist weiß, die automatische schwarz markiert.

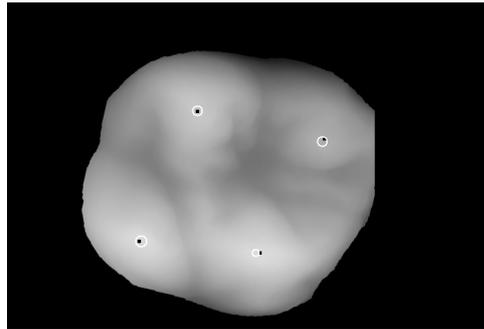


Bild 8: Vergleich von automatisch (schwarz) und manuell (weiß) markierten Höckerspitzen

6. ZUSAMMENFASSUNG

Wir haben gezeigt, daß zahnmedizinische Aufnahmen mit wissensbasierten Bildverarbeitungsmethoden automatisch normiert und Oberflächenmerkmale extrahiert werden können. Der Genauigkeit ist hoch im Vergleich mit einer menschlichen Auswertung.

Es wird erwartet, daß die normierten Zahnaufnahmen für Fragestellungen über Kauflächen nützlich sind. Die Modelldatenbank wird für die Entwicklung von Verfahren zur automatischen Restaurierung defekter Okklusalfächen verwendet.

Danksagung

Wir danken M. Pelka und N. Krämer von der Zahnklinik der Universität Erlangen-Nürnberg und H.-H. Kunzelmann von der Zahnklinik der Universität München für die Unterstützung und Bereitstellung des Bildmaterials.

7. REFERENCES

- [1] K. Kanatani. Analysis of 3-D rotation fitting. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 16(5):543-549, May 1994.
- [2] Werner H. Mörmann and Marco Brandestini. *Die CEREC Computer Reconstruction: Inlays, Onlays und Veneers*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1989.
- [3] H. Niemann. *Pattern Analysis and Understanding*. Springer, Heidelberg, 1990.
- [4] D. W. R. Paulus, K.-H. Kunzelmann, S. Küppers, H. Niemann, M. Wolf. Automatic CNC Program Generation From Range Data. in O. Kaynak, M. Özkan, N. Bekiroglu, I. Tunay (Hrsg.), *Int. Conf. on Recent Advances in Mechatronics*, Bd.1, Istanbul, 1995, S. 230-237.
- [5] M. Wolf. Merkmalsextraktion für Kauflächen. Diplomarbeit, Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5), Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, 1994.