IDEFIX · Identifizierung Dentaler Fixturen mit morphologischen Filtern

T. Lehmann, H. Horn, W. Schmitt*, W. Hillen**, K. Spitzer

Institut für Medizinische Informatik und Biometrie, RWTH Aachen
*Poliklinik für Chirurgische Zahn–, Mund–, und Kieferheilunde, Universität Bonn
**Fachbereich 9 der Fachhochschule Aachen, Abtl. Jülich
Email: lehmann@vaire.imib.rwth-aachen.de

In der zahnärztlichen Implantologie werden zylindrische oder schraubenförmige Fixturen aus Titan oder Keramik in den Knochen eingesetzt, um beliebigen Zahnersatz zu befestigen. Mittlerweile existieren über 100 verschiedene Implantatsysteme in jeweils unterschiedlichen Ausführungen. Sind Änderungen an der Suprastruktur oder dem Implantat selbst erforderlich, müssen Typ und Ausführung des Implantates vom Zahnarzt anhand einer Röntgenaufnahme bestimmt werden.

In diesem Beitrag wird ein Algorithmus zur automatischen Segmentierung, Vermessung und Identifizierung dentaler Fixturen (IDEFIX) in digitalen Röntgenbildern vorgestellt. Mit zahlreichen in-vitro Aufnahmen wurde IDEFIX evaluiert. Neben der korrekten Erkennung der Implantate werden Zähne oder Füllungen ebenso zuverlässig als Fremdstrukturen klassifiziert.

Keywords: Mathematische Morphologie, Morphologische Filter, Objekterkennung, Dentale Radiographie, Implantate

1 Einleitung

Die zahnärztliche Implantologie hat sich in den letzten Jahren als zuverlässiges Verfahren etabliert, verloren gegangene Zähne zu ersetzen. Hierzu werden zylindrische oder schraubenförmige Fixturen aus Titan oder Keramik in den Knochen implantiert. Mittlerweile existieren über 100 verschiedene Implantatsysteme in jeweils unterschiedlichen Ausführungen. Nach der Implantation ist die dentale Röntgenaufnahme das einzige Mittel, um Typ und Ausführung eines Implantates zu bestimmen.

IDEFIX ist ein System zur automatischen Erkennung und Typbestimmung dentaler Fixturen in digitalen Röntgenbildern. Um die Unabhängigkeit von der Ortsauflösung des bildgebenden Systems zu erreichen, werden die Radiographien zunächst skaliert. Die für die weitere Bildverarbeitung erforderliche Auflösung beträgt nur 5 Lp/mm. Durch eine lokal adaptive Implementierung der Bimodalitätsanalyse des Histogrammes nach *Otsu* [1] werden Implantate, unabhängig davon, ob sie an Knochen– oder Weichteilstrukturen angrenzen, als zusammenhängende Regionen segmentiert [2]. Für das binäre Bild wurden Operatoren der mathematischen Morphologie zu Filtern verknüpft. Mit diesen morphologischen Filtern werden die Formparameter der Fixturen bestimmt. Die Identifizierung erfolgt dann durch den Vergleich mit einer Referenzdatenbank.

2 Parameterextraktion mit morpholgischen Filtern

Bevor in Abschnitt 2.4 die morphologischen Filter von IDEFIX beschrieben werden, wird im nächsten Abschnitt die hier benutzte Terminologie der mathematischen Morphologie eingeführt und in Abschnitt 2.3 die morphologische Vorverarbeitung beschrieben.

2.1 Terminoligie der mathematischen Morphologie

In der Terminologie nach Haralick [3] bezeichnet I ein Bild und E ein Strukturelement im Z^N. Die Elemente dieser Mengen $i = (i_1, \ldots, i_N)$ und $e = (e_1, \ldots, e_N)$ sind N–Tupel von Koordinaten. Damit ergibt sich für die Erosion von I mit E:

$$\begin{aligned} I \ominus E &= \{x \in Z^N | \text{ für alle } e \in E \text{ gibt es ein } i \in I \text{ so das } x = i - e\} \\ &= \{x \in Z^N | (E)_x \subseteq I\} \quad \text{mit} \quad (E)_x = \{c \in Z^N | c = e + x \text{ für alle } e \in E\} \end{aligned} \tag{1}$$

das heißt eine Koordinate x ist dann in der Erosionsmenge $I \ominus E$ enthalten, wenn das um diese Koordinate verschobene Strukturelement $(E)_x$ vollständig in der Menge I enthalten ist. In der gleichen Terminologie ergibt sich für die Dilatation von I mit E:

$$I \oplus E = \{x \in Z^N | (\hat{E})_x \cup I \neq \emptyset\} \quad \text{mit} \quad \hat{E} = \{x \in Z^N | x = -e \text{ für alle } e \in E\} \tag{2}$$

das heißt eine Koordinate x ist dann in der Dilatationsmenge $I \oplus E$ enthalten, wenn das um diese Koordinate verschobene gespiegelte Strukturelement $(\hat{E})_x$ zumindest ein gemeinsames Element mit der Menge I hat.

In der Praxis werden in vielen Algorithmen Erosion und Dilatation mehrfach miteinander gekoppelt. Diese Operationen bezeichnet man als n–faches Öffnen (Opening) $I \circ E$ und n–faches Schließen (Closing) $I \bullet E$ mit $n \geq 1$:

$$(I \circ E)^{(n)} = ((I \ominus E)^{(n)} \oplus E)^{(n)} \quad \text{und} \quad (I \bullet E)^{(n)} = ((I \oplus E)^{(n)} \ominus E)^{(n)} \tag{3}$$

2.2 Design der Strukturelemente

Entscheidend für das Ergebnis morphologischer Operationen nach Gleichungen (1) bis (3) ist die Wahl der Strukturelemente E_i. Im Gegensatz zur Dimensionierung von Filtern nach der linearen Systemtheorie können die Strukturelemente der mathematischen Morphologie nicht analytisch hergeleitet werden. Der Entwurf dieser Elemente für IDEFIX orientiert sich an den zu bearbeitenden Formen (Abb. 1). Dies ist möglich, da der Abbildungsmaßstab der Binärbilder durch die vorangegangene Bildskalierung bekannt ist.

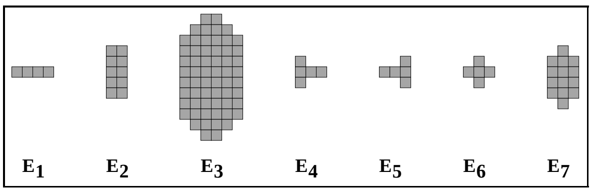


Abbildung 1: Während die Strukturelemente E_3 und E_7 der Form eines Implantates nachempfunden wurden, stellen E_4 und E_5 Muster für Gewindegänge dar. Das isotrope Element E_6 dient zum internen Schließen von Löchern.

2.3 Morphologische Vorverarbeitung

Die Sequenz in Abbildung 2 veranschaulicht die automatische Bildverarbeitung. Das Grauwertbild nach der Skalierung I_1 wird binarisiert I_2 und erodiert:

$$I_3 = I_2 \ominus E_3 \tag{4}$$

Die in I_3 verbleibenden Strukturen werden dann nacheinander mit den gleichen morphologischen Operatoren bearbeitet um zu ermitteln, ob und um welches Implantat es sich handelt. Kleine Strukturen in I_3 können dabei ausgeschlossen werden.

Diese sequentielle Analyse ist in Abbildung 2 für das Implantat dargestellt. Die jeweilige Struktur in I_3 wird nach einem Labeling zunächst ausgeblendet und die verbleibenden Objekte (I_3') werden durch Dilatation wieder in ihre ursprüngliche Dimension gebracht:

$$I_4 = I_3' \oplus E_3 \tag{5}$$

Nach der Subtraktion vom binarisierten Ausgangsbild:

$$I_5 = I_2 - I_4 \tag{6}$$

kann das betrachtete Objekt durch eine beliebige Koordinate der in I_3 unterdrückten Struktur ($I_3 - I_3'$) separiert werden (I_6) und durch die Berechnung der Hauptachsen nach einem internen Schließen in eine Normallage gebracht werden (I_7).

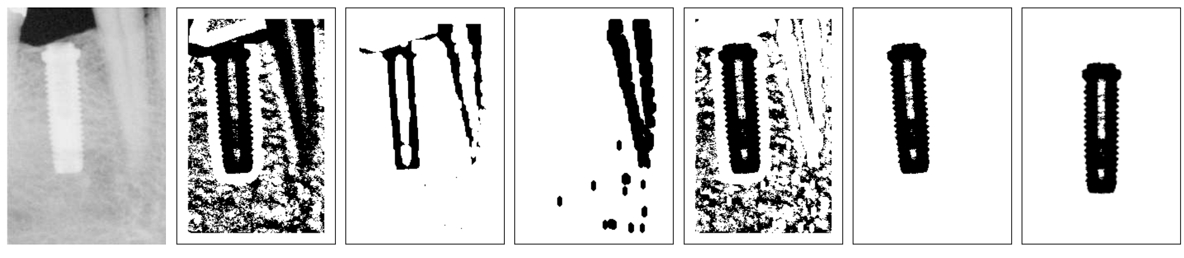
2.4 Morphologische Filter zur Parameterextraktion

Mit Methoden der mathematischen Morphologie wurden zunächst drei verschiedene Filtersequenzen realisiert, um die charakteristischen Maße der Objekte zu extrahieren (Abb. 3).

Mit der ersten morphologischen Filterung werden die globalen Maße: die Länge l, der Querschnitt A_0 und die Durchmesser: Oben d_1, in der Mitte d_2 und Unten d_3 der Struktur vermessen. Dazu wird das Objekt zunächst intern geschlossen und dann morphologisch geöffnet

$$I_9 = (I_8 \circ E_2)^{(3)} \quad \text{mit} \quad I_8 = I_7 \bullet E_6 \tag{7}$$

Die globalen Maße können in I_9 durch einfaches Pixelzählen bestimmt werden, denn der Maßstab ist aufgrund der initialen Bildskalierung konstant.



I_1 I_2 I_3 I_4 I_5 I_6 I_7

Abbildung 2: Durch morphologische Operationen werden die Objekte aus dem Binärbild extrahiert und ausgerichtet.

Die zweite morphologische Filtersequenz wurde entwickelt, um die Abmessungen der internen Strukturen eines Objektes zu bestimmen. Implantate haben i.d.R. eine Gewindebohrung am Hals zur Aufnahme der Suprastruktur und Bohrungen durch den Implantatfuß, die als Rotationssperren dienen. Die Querschnittsflächen dieser Bohrungen werden im Röntgenbild dargestellt und können zur Unterscheidung verschiedener Implantate verwendet werden. Die internen Segmente werden durch einfache Subtraktion extrahiert und anschließend morphologisch geglättet:

$$I_{10} = ((I_8 - I_7) \ominus E_1) \oplus E_7 \qquad \text{mit} \quad I_8 = I_7 \bullet E_6 \quad \text{aus Gleichung (7)} \tag{8}$$

Bei der Glättung interner Strukturen nach Gleichung (8) wird für die Erosion das horizontal orientierte Strukturelement E_1 verwendet, während die nachfolgende Dilatation mit dem vertikalen Strukturelement E_7 durchgeführt wird. Dadurch kann der beim reinen Öffnen auftretende Zerfall in kleinere Strukturen vermieden werden.

Mit der dritten morphologischen Filtersequenz wird die Anzahl der äußeren Gewindegänge t bestimmt. Durch ein dreifaches Öffnen der intern geschlossenen Struktur wird die Umrandung geglättet und kann durch Subtraktion vom Ausgangsbild extrahiert werden. Durch anschließende Erosion mit den rechts– bzw. linksorientierten Strukturelementen E_4 und E_5 werden die rechten bzw. die linken Gewindezähne von Störstrukturen unterschieden und können nach der Überlagerung beider Ergebnisbilder gezählt werden:

$$t = \#\{I_{12} \cup I_{13}\} \qquad \text{mit} \quad I_{12} = I_{11} \ominus E_4, \quad I_{13} = I_{11} \ominus E_5 \quad \text{und} \quad I_{11} = I_8 - I_9 \tag{9}$$

3 Klassifikation

Die an der Poliklinik für Chirurgische Zahn–, Mund–, und Kieferheilunde der Universität Bonn am häufigsten verwendeten Implantatsysteme wurden mit einem Meßschieber vermessen und die so ermittelten Normwerte für A_i, d_i und l in einer Referenzdatenbank abgelegt. Die Anzahl der aus dem Röntgenbild ermittelten Gewindegänge t wird nur für die Gruppierung in Schrauben– oder Zylinderimplantate verwendet. Die eigentliche Implantaterkennung erfolgt dann innerhalb der Gruppe durch einen nearest–neighbor Parametervergleich der ermittelten zu den Refernzwerten der Datenbank, wobei die Euklidische Distanzmetrik zugrundegelegt wurde.

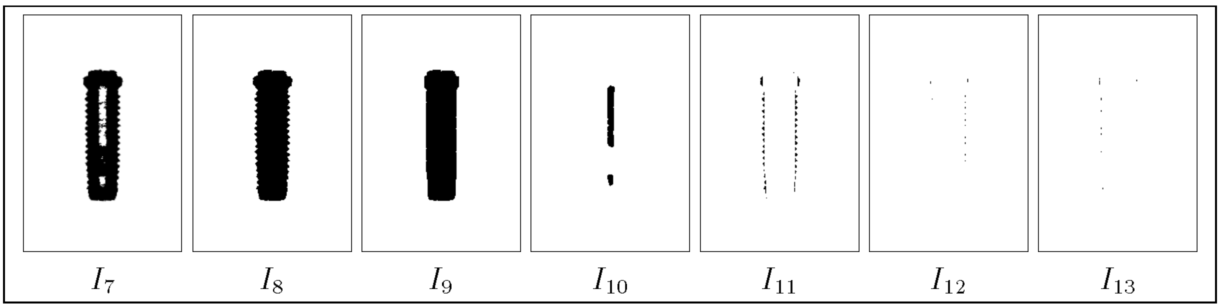


Abbildung 3: Mit morphologischen Filtern werden globale, interne und externe Dimensionen der Objekte gemessen.

4 Evaluierung von IDEFIX

Anhand zahlreicher in-vitro Aufnahmen von Implantaten wurde IDEFIX evaluiert [2]. In einer ersten Studie wurde die Erkennung verschiedener Implantate unter standardisierten Bedingungen untersucht. Alle Implantate wurden zunächst richtig als Schraube oder Zylinder eingestuft und konnten anschließend aufgrund der sehr geringen Distanzen $(0,01 \sim 0,15)$ zu den zugehörigen Referenzwerten zuverlässig identifiziert werden.

Das lokal adaptive Binarisierungsverfahren resultiert in mehreren Objekten, die dann sequentiell mit denselben morphologischen Filtern untersucht werden. Strukturen, die nicht durch Implantate erzeugt wurden, müssen mit IDEFIX auch als Nicht–Implantate erkannt werden, d.h. ihre Distanzen zur Referenzdatenbank müssen signifikant über denen tatsächlicher Implanate liegen. Dies wurde anhand willkürlich ausgewählter Röntgenbilder verifiziert. Die berechneten Differenzen betrugen im Durchschnitt 3,045 bei einer Standardabweichung von 0,315. Damit kann ein fester Schwellwert irgendwo im Bereich zwischen 0,5 und 1,0 gewählt werden, ohne die Klassifikationsergebnisse zu beeinflussen.

In einer dritten in–vitro Studie wurde die Einsatzfähigkeit von IDEFIX in der klinischen Routine getestet. Hierzu wurde der Winkel des Zentralstrahls der Röntgenröhre zur Implantatachse variiert. Ab 10° Neigung werden feine Gewindegänge, z.B. bei Branemark–Implantaten nur schlecht dargestellt. Daher wurden Branemark–Schrauben manchmal als Zylinder–Implantate eingestuft und somit falsch identifiziert. Die selben Probleme ergaben sich für TPS–Schrauben ab 15° Neigung. Andererseits wurden auch bei 20° Neigung Schrauben wie Branemark und TPS mit Distanzen von 0,07 oder 0,04 noch richtig identifiziert. Keine Probleme bereiten Zylinder–Implantate.

5 Ergebnisse und Diskussion

In der industriellen Bildverarbeitung hat sich die mathematische Morphologie längst etabliert. Die theoretischen Grundlagen dieser Formenlehre wurden Mitte der Achtziger gelegt [3, 4, 5]. Obwohl geometrische Messungen gerade in medizinischen Bildern häufig erforderlich sind, werden nur vereinzelt medizinische Applikationen der mathematischen Morphologie veröffentlicht, z.B. jüngst zur Kantendetektion [6] bzw. Segmentierung [7, 8]. Drei Hauptgründe sind hierfür verantwortlich: Die Binarisierung medizinischer Bilder, wie Röntgen, Ultraschall, CT oder MR ist schwierig weil es in diesen Bildern keine eindeutigen Grenzen zwischen biologischen Objekten gibt. Die Form der Objekte kann von Aufnahme zu Aufnahme oder von Patient zu Patient stark variieren, was die Gestaltung der Strukturelemente erschwert. Weiterhin ist der Maßstab in medizinischen Bildern oft nicht bekannt. Zum Beispiel hängt beim Röntgen aufgrund der Zentralstrahlprojektion der Abbildungsmaßstab vom Patienten/Film–Abstand ab.

Diese Gründe treffen jedoch in der zahnärztlichen Implantologie nicht zu. Die Implantate werden industriell erzeugt und sind in ihrer Form sowohl bei verschiedenen Patienten als auch – abgesehen von Änderungen in der Projektion – zwischen verschiedenen Aufnahmen eines Patienten konstant. Der Zahnfilm liegt intraoral fest am Kiefer an, so daß auch der Maßstab der Abbildung als konstant betrachtet werden kann. Daher ist die mathematische Morphologie zur Identifizierung dentaler Fixturen (IDEFIX) geeignet [2]. Das Binarisierungsproblem wurde bei IDEFIX durch eine lokal adaptive Histogrammananlyse gelöst.

In diesem Beitrag wurde gezeigt, wie mit morphologischen Filtern Formkriterien dentaler Fixturen aus intraoralen Röntgenbildern automatisch extrahiert werden können. Anschließend werden diese Parameter mit den Normwerten einer Referenzdatenbank verglichen und nach der nearest–neigbor Methode klassifiziert. Neben der korrekten Identifizierung der Implantate werden mit IDEFIX auch Fremdstrukturen, wie Zähne oder Füllungen, zuverlässig als Nicht–Implantate erkannt. Die klinische Anwendbarkeit des Verfahrens wurde anhand zahlreicher in–vitro Aufnahmen gezeigt.

Für die Zukunft kann IDEFIX weiter verbessert werden. Zunächst muß die Referenzdatenbank der Implantate auf alle gängigen Systeme erweitert werden. Die Entwicklung morphologischer Filter zur Extraktion weiterer Maße kann dann erforderlich werden. Weiterhin wird ein Binarisierungsverfahren benötigt, das auch keramische Implantate vom umgebenden Knochengewebe sauber trennen kann.

6 Danksagung

Diese Arbeit wurde im Rahmen des Projektes Freihand-Subtraktionsradiographie von der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG gefördert (Re 427/5-1, Sp 538/1-2 und Schm 1268/1-2).

Literatur

[1] Otsu N: A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. IEEE Trans. on System Man and Cybernetics 9:62-66, 1979.

[2] Lehmann T, Schmitt W, Horn H, Hillen W: IDEFIX - Identification of dental fixtures in intraoral X rays, Procs. SPIE, 2710(58):584–595, 1996.

[3] Haralick RM, Sternberg SR, Zhuang X: Image Analysis Using Mathematical Morphology, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 9:532–550, 1987.

[4] Serra, J: Introduction to Mathematical Morphology. Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 35:283–305, 1986.

[5] Zhuang X, Haralick RM: Morphological Structuring Element Decomposition. Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 35:370-382, 1986.

[6] Godbole S, Amin A: Mathematical Morphology for Edge and Overlap Detection for Medical Images. Real–Time Imaging, 1:191-201, 1995.

[7] Ko CC, Mao CW, Sun YN, Chang SH: A fully automated identification of coronary borders from tree structure of coronary angiograms, Journal of Bio–Medical Computing, 39:193-208, 1995.

[8] Gregson PH, Shen Z, Scott RC, Kozousek V: Automated Grading of Venous Beading. Computers in Biomedical Research, 28:291-304, 1995.