Forschungsbericht Nr. 04 - 3

Medizinische Bildverarbeitung - eine Übersicht

Mikhail Gevantmakher, Christoph Meinel
Forschungsgruppe Institut für Telematik
Fachbereich IV Informatik
Universität Trier, 54286 Trier, Germany
gevantmakher@ti.uni-trier.de, meinel@ti.uni-trier.de

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG 1

2. GRUNDLAGEN 1

2. 1 GRUNDLAGEN DER DIGITALEN, MEDIZINISCHEN BILDVERARBEITUNG 1

2. 2 BILDERZEUGENDE VERFAHREN IN DER MEDIZINISCHEN DIAGNOSTIK UND THERAPIE 2

2. 2. 1 Röntgen-basierte Modalitäten 2

2. 2. 2 Computertomographie 3

2. 2. 3 Magnetresonanztomographie 4

2. 2. 4 Sonographie 4

2. 3 BILDBEARBEITUNG 4

2. 3. 1 Grauwertemodifikation 5

2. 3. 2 Faltung und Filterung 7

2. 3. 3 Geometrische Transformationen 9

2. 4 DARSTELLUNG VON MEDIZINISCHEN BILDERN 11

2. 4. 1 Fensterungstechnik 11

2.5 BILDAUSWERTUNG UND BILDANALYSE 12

2. 5. 1 Distanzmessung 12

2. 5. 2 Winkelmessung 13

2. 5. 3 Flächenmessung 13

2. 5. 4 Segmentierung 14

2. 5. 4. 1 Pixel-basierte Segmentierung 15

2. 5. 4. 2 Kanten-basierte Segmentierung 16

2. 5. 4. 2 Regionen-basierte Segmentierung 17

2.6 SPEICHERUNG UND ÜBERTRAGUNG VON MEDIZINISCHEN BILDERN 17

2. 6. 1 DICOM-Standard 18

2. 6. 1. 1 Konformitätserklärung (DICOM-Standard, Teil 2) 19

2. 6. 1. 2 Definition von Informationsobjekten (DICOM-Standard, Teil 3) 20

2. 6. 1. 3 Spezifikation von *Service* -Klassen (DICOM-Standard, Teil 4) 20

2. 6. 1. 4 Datenstrukturen und Formatierung (DICOM-Standard, Teil 5) 21

2. 6. 1. 5 Data Dictionary (DICOM-Standard, Teil 6) 23

2. 6. 1. 6 Nachrichtenaustausch und Netzwerkkommunikation (DICOM-Standard, Teil 7 und 8) 23

2. 6. 1. 7*Media Storage and File Format* (DICOM-Standard, Teil 10 und 12) 24

2. 6. 1. 8 Sicherheitsprofil (DICOM Standard, Teil 15) 25

2. 6. 2 Komprimierung von medizinischen Bilddaten 25

2. 6. 2. 1 Komprimierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard 26

2. 6. 2. 1. 1 RLE - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard 27

2. 6. 2. 1. 2 JPEG - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard 28

2. 6. 2. 1. 3 JPEG 2000 - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard 29

2. 6. 2. 2 Komprimierung von medizinischen Bilddaten mittels proprietärer Technologien 30

2. 6. 2. 2. 1 JPEG und JPEG 2000 31

2. 6. 2. 2. 2 TIFF 31

2. 6. 2. 2. 3 DICOMZIP 32

3 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 34

4 LITERATURVERZEICHNIS 35

5 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS 42

1. Einleitung

Der Bereich medizinischer Bildverarbeitung im Gesundheitswesen hat in den letzten Jahren am Meisten von der Anwendung der neuen Informations- und Kommunikationstechnologien (IuK) profitieren können. Das Ziel dieses Beitrags ist die Steigerung der Transparenz über die herrschende Vielfalt der Standards, Verfahren und Methoden im Bereich der digitalen, medizinischen Bildverarbeitung.

2. Grundlagen

2. 1 Grundlagen der digitalen, medizinischen Bildverarbeitung

Da sich dieser Beitrag mit der Verarbeitung von digitalen, medizinischen Bilddaten beschäftigt, ist es notwendig, hier kurz auf die entsprechende Terminologie einzugehen. Die medizinische Bildverarbeitung kann in fünf Bereiche eingeteilt werden [47] (siehe Abbildung 1): die Bilderzeugung, die Bildbearbeitung, die Bildauswertung, die Bilddarstellung und die Bildspeicherung.

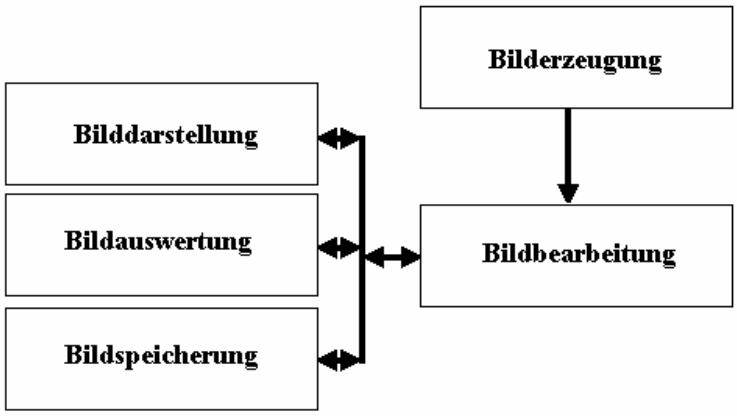


Abbildung 1: Stufen der medizinischen Bildverarbeitung (nach [47]).

- Die *Bilderzeugung* schließt alle Schritte von der Bildaufnahme bis hin zum Aufbau der digitalen Bildmatrix in den bildgebenden Modalitäten ein.
- Die *Bildbearbeitung* umfasst verschiedene manuelle oder automatische Operationen, die ohne Wissen über den konkreten Inhalt der einzelnen Bilder realisiert werden können[1].
- Mit Bilddarstellung werden alle Manipulationen an der Bildmatrix bezeichnet, die der optimierten Ausgabe des Bildes dienen.
- Die *Bildauswertung* bzw. Bildanalyse umfasst Maßnahmen, die sowohl zur quantitativen Vermessung als auch zur abstrakten Interpretation medizini-

[1] Ein Beispiel dafür sind Algorithmen, die auf einem beliebigen Bild einen ähnlichen Effekt bewirken.

scher Bilder eingesetzt werden können.

- Unter *Bildspeicherung* können alle Techniken zusammengefasst werden, die der Übertragung, Archivierung und dem Zugriff auf die Daten dienen.

Im Folgenden wird auf diese Bereiche näher eingegangen.

2. 2 Bilderzeugende Verfahren in der medizinischen Diagnostik und Therapie

Sowohl aus der Sicht eines Software-Entwicklers als auch der eines Arztes unterscheiden sich die medizinischen Bilddaten in erster Linie nach der Art ihrer Erzeugung. Das Verständnis von Grundlagen der Bilderzeugung bei den einzelnen Modalitäten stellt eine wichtige Voraussetzung zur optimalen Gestaltung und Bedienung von rechnergestützten Bildverarbeitungssystemen dar. Im Folgenden wird kurz auf die wichtigsten, medizinischen Bildtypen eingegangen.

2. 2. 1 Röntgen-basierte Modalitäten

Durch die Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 durch W. Röntgen wurde die Basis für die Entwicklung der ältesten, bildgebenden Verfahren in der Medizin geschaffen, die als Röntgentechnik bezeichnet wird [17]. Bei einer Röntgenuntersuchung wird die zu untersuchende Körperregion von Röntgenstrahlung durchdrungen, die sich herbei unterschiedlich abschwächt. Anschließend wird die Intensität der geschwächten Röntgenstrahlen von Detektoren, wie z.B. Film oder digitaler Sensor, aufgenommen. Man erhält ein Projektionsbild, in dem verschiedene Körperschichten überlagert dargestellt sind. Die Darstellung verschiedener biologischer Strukturen im Röntgenbild basiert auf den unterschiedlichen Abschwächungskoeffizienten von Gewebe- oder Knochenobjekten. Da die Röntgenstrahlung von Knochenstrukturen wesentlich stärker absorbiert wird als von Weichgeweben (siehe Abbildung 2), erscheinen Knochenstrukturen in Röntgenbildern heller im Vergleich zu den umliegenden Weichgeweben.

Spezielle Varianten der Röntgentechnik finden sich in der Mammographie[2], der digitalen Subtraktionsangiographie[3] sowie der digitalen Radiographie[4].

---

[2] In der Mammographie werden Röntgenaufnahmen der weiblichen Brust auf Film generiert, bei der besondere bildgebende Techniken zur differenzierten Weichteildarstellung verwendet werden.

[3] In der Angiographie wird die Position und Struktur der Gefäße mit Hilfe der Röntgentechnik dargestellt. Bei der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) werden hierzu mehrere Bilder generiert: das erste Bild, das auch Maskenbild genannt wird, sowie ein nach der Gabe von Kontrastmittel erzeugtes Röntgenbild, auch Füllbild genannt. Das Kontrastmittel wird zumeist mittels eines Katheters direkt in die Blutbahn geleitet. Durch Subtraktion der beiden Bilder erhält man ein Differenzbild, in dem nur noch die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße dargestellt sind.

[4] Die digitale Radiographie (DR) wurde mit dem Ziel eingeführt, Röntgenbilder direkt in digitaler Form zur Verfügung zu stellen. Dafür wird der Röntgenfilm durch eine wiederverwendbare Speicherfolie ersetzt. Zur Generierung eines digitalen Röntgenbildes wird die Speicherfolie punktweise durch einen Laser abgetastet und eine Bildmatrix generiert.

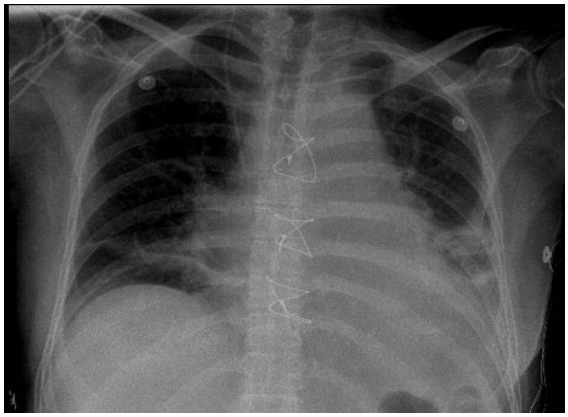


Abbildung 2: Röntgenbild, Thorax

2. 2. 2 Computertomographie

Die Computertomographie (CT) ist ein 1976 von Hounsfield eingeführtes, bildgebendes Verfahren, das unter Verwendung von Röntgenstrahlung eine überlagerungsfreie Darstellung von einzelnen Körperschichten erlaubt. Das Funktionsprinzip eines CT-Gerätes basiert auf einer um den Patienten rotierenden Röntgenröhre, deren abgegebene Strahlung von dem Körper dieses Patienten absorbiert wird, und den Detektoren, die den Grad der Strahlungsabsorption von der jeweiligen Schicht registrieren und an einen Computer weiterleiten (siehe Abbildung 3). Der Computer rechnet die gemessen Rohsignale unter Verwendung von entsprechenden Algorithmen [47] in die Schichtbilder um.

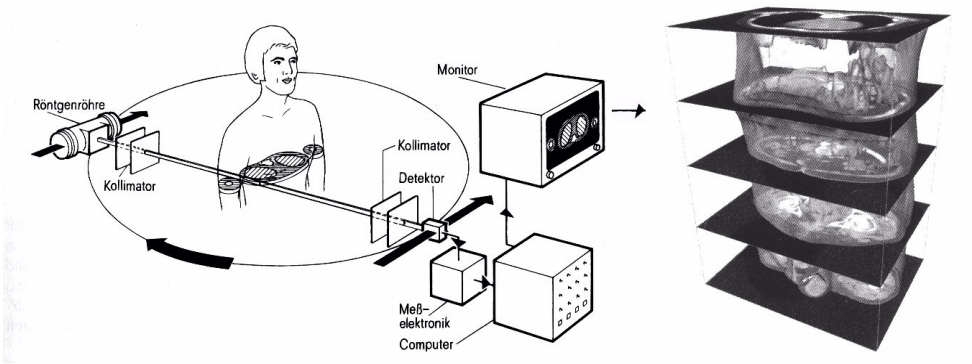


Abbildung 3: Funktionsweise der medizinischen Computertomographie (nach [45]).

Die benachbarten Schichtbilder können als Grundlage für eine 3-D Objektrekonstruktion dienen.

2. 2. 3 Magnetresonanztomographie

Auf dem ersten Blick sehen magnetresonanztomographische (MRT) Aufnahmen ähnlich aus wie diejenigen der Computertomographie. Die Ähnlichkeit der beiden Verfahren beschränkt sich jedoch auf den gemeinsamen Wortstamm in den beiden Begriffen nämlich: „Tomographie“ was „Schichtuntersuchung“ bedeutet. Das Prinzip, das diesem Verfahren zugrunde liegt, ist völlig anders. Während bei der Computertomographie gefährliche Röntgenstrahlen eingesetzt werden und die gemessenen Signalintensitäten nach dem Durchdringen des bestrahlten Gewebes visualisiert werden, basiert Magnetresonanztomographie auf dem Prinzip der kernmagnetischen Resonanz[5]. Dabei visualisiert ein MRT-Bild die Verteilung der Magnetisierung der Gewebe einer Körperschicht zum Zeitpunkt der Messung unter Verwendung einer Graustufenskala. Eine weitere Besonderheit der CT- und MRT-Verfahren besteht in der ungleichen Eignung dieser Verfahren zur Untersuchung von Materie mit unterschiedlicher Dichte. So eignet sich das MRT-Verfahren wegen seines wesentlich verbesserten Weichteilkontrasts zur Darstellung von weichem Gewebe besser, während die Darstellung von Knochenstrukturen damit nur eingeschränkt[6] möglich ist.

2. 2. 4 Sonographie

Die Sonographie (Ultraschall) ist ein bildgebendes Verfahren, das auf der Reflexion oder dem akustischen Echoeffekt von Ultraschallwellen mit Frequenzen zwischen 2 und 10 MHz an Gewebegrenzen basiert. Ultraschallwellen können sich nur in Materie ausbreiten, da sie mechanischen Ursprungs sind, ganz im Gegensatz zu elektromagnetischen Wellen, die sich auch ohne Tragemedium ausbreiten können. Die Ultraschallwellen werden im sog. "Schallkopf" erzeugt und nach dem Reflektieren von diesem wieder empfangen. Die empfangenen Schallimpulse werden in elektrischen Impulse umgewandelt, diese wiederum werden in Bildpunkte umgesetzt. Aus einer Vielzahl solcher Punkte wird ein 2-dimensionales Bild erzeugt. Dieser Vorgang kann automatisch wiederholt werden, so dass sich Bewegungsabläufe in Echtzeit beobachten lassen.

2. 3 Bildbearbeitung

Unter Bildbearbeitung werden allgemein alle Methoden und Algorithmen verstanden, die ohne spezielles Wissen über den Inhalt eines Bildes eingesetzt werden können. In

---

[5] Kernmagnetische Resonanz beruht auf der Wechselwirkung zwischen Atomkernen mit einer ungeraden Zahl der Nukleonen, d.h. Protonen und Neutronen, in einem äußeren Magnetfeld. Dieses Phänomen wurde 1946 von F. Bloch und E. M. Purcell entdeckt. An dieser Stelle wird auf die weiteren, theoretischen Ausführungen verzichtet. Eine ausführliche Beschreibung ist bei [52] oder [21] zu finden.

[6] Da hier lediglich vom fetthaltigen Knochenmark MRT-Signale empfangen werden.

der medizinischen Bildverarbeitung werden diese Methoden in der Regel für die Vor- und Nachverarbeitung von medizinischen Bildern in den unterschiedlichsten Bereichen angewendet. Zu den meist verwendeten zählen: Graustufenmodifikation, geometrische Transformation, Faltung und Filterung. Um die theoretischen Grundlagen dieser Techniken beschreiben zu können, werden an dieser Stelle einige Begriffe wie *Bild*, *Helligkeit*, *Kontrast* oder *Histogramm* näher erläutert.

Ein *Bild* ist ein zweidimensionales Objekt, dessen Helligkeit oder Farbe sich von Punkt zu Punkt unterscheidet. Mathematisch gesehen ist ein Bild eine Funktion $f(x, y)$ mit den zwei Positionsvariablen. Der Funktionswert an der Stelle (x, y) entspricht dem Grauwert oder der Helligkeit des Bildes. Der Wert dieser Funktion wird auf positive ganze Zahlen beschränkt.

$0 \leq f(x, y) \leq f_{max}$

f_{max} liegt üblicherweise zwischen 256 (bei 8 Bit –Darstellung 2^8=256) und 4096 (bei 12 Bit- Darstellung 2^{12}=4096).

Wenn man die Farbe berücksichtigt, dann kann ein Bild durch drei Funktionen beschrieben werden: Rotanteil $r(x, y)$, Grünanteil $g(x, y)$ und Blauanteil $b(x, y)$[7].

Ein *Histogramm* ist eine diskrete Funktion, die die Grauwertehäufigkeit eines Bildes darstellt. Zur Berechnung vom Histogramm eines Bildes werden die einzelnen Bildpunkte einer bestimmten Graustufe in ihrer Häufigkeit abgezählt und über einer Grauwertskala aufgetragen. Histogramme stellen ein sehr wichtiges Mittel der statistischen Bildanalyse dar. Daraus lassen sich wichtige Eigenschaften eines Bildes wie mittlerer Grauwert oder Streuung ableiten. Darüber hinaus bilden Histogramme eine wichtige Grundlage bei den Bildpunktoperationen, wie Grauwertmodifikation durch Dehnung der Grauwerte oder Grauwertäqualisation[8], oder zum Berechnen von geeigneten Schwellenwerten bei der Segmentierung.

Der *Kontrast* ist ein Bildmerkmal, das von dunklen und hellen Bildelementen abhängt. Er kann als Übergang von einem niederen Grauwert zu einem höheren Grauwert innerhalb einer engen lokalen Begrenzung verstanden werden. Je schneller die Grauwert-Änderung erfolgt desto höher ist der Kontrast.

2. 3. 1 Grauwertemodifikation

Die Grauwertemodifikation eines Bildes gehört zu sogenannten Bildpunktoperationen, die zum Ziel die Berechnung von einem neuen Grauwert für ein Bildpunkt des Ausgangsbildes A(x, y) aus dem Eingangsbildpunkt B(x, y) ohne Berücksichtigung der Umgebung haben. Die folgende Gleichung definiert eine allgemeine Dehnung der Grauwertskala (d.h. mit dieser Gleichung können Kontrast und Helligkeit beliebig verändert werden):

[7] Es existieren viele weitere Farbmodelle z.B.: CMY (Cyan, Magenta, Yellow) usw.
[8] Erzwingung einer Gleichverteilung der einzelnen Graustufen in vorgegebenen Intervallen [1].

$A(x, y) = u * B(x, y) + v,$

Mit A(x, y)- Bildpunkt des Ausgangsbildes; B(x, y)- Bildpunkt des Eingangsbildes; u- Kontrast; v –Helligkeit;

Im Fall $u>1$ wird der Kontrast erhöht, bei $u<1$ wird der Kontrast vermindert.

In einem Spezialfall für ein 8-Bit-Graustufenbild lautet die Gleichung:

$$A(x,y) = \begin{cases} 255 & wenn \quad u * B(x,y) + v > 255 \\ 0 & wenn \quad u * B(x,y) + v < 0 \\ u * B(x,y) + v & wenn \quad sonst \end{cases}$$

Bei der Erzeugung von medizinischen Bildern kommt es relativ oft vor, dass die Ausgangsbilder unterbelichtet (sehr dunkel oder wenig kontrastreich) sind. Dies geschieht vor allem wegen der extrem geringen Belichtungszeit (vor allem bei CT– Untersuchungen und anderen Röntgenbasierten Untersuchungsarten) um die Strahlungsbelastung des Patienten gering zu halten. Um solche kontrastarmen Aufnahmen dennoch benutzen zu können, wendet man z.B. eine Technik der linearen Dehnung der Grauwerte bzw. die Histogrammspreizung an. Dadurch wird eine Verbesserung des Kontrasts erreicht. Die nachfolgende Gleichung drückt die allgemeine Beziehung zur Kontrastverbesserung aus:

$$A(x,y) = \frac{A_{max} - A_{min}}{B_{max} - B_{min}} * (B(x,y) - B_{min})$$

Mit A(x, y)- Bildpunkt des Ausgabebildes; B(x, y)- Bildpunkt des Eingangsbildes; Ausgabebild soll den niedrigsten Grauwert A_{min} und den Höchsten Grauwert A_{max} haben; Bild B hat den Maximalen Grauwert B_{max}, und Minimalen Grauwert B_{min}; (siehe Abbildung 4).

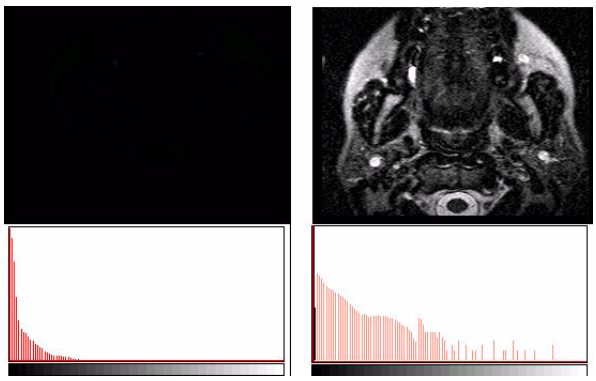


Abbildung 4:Kontrastanreicherung eines Bildes, links vor der Transformation und rechts nach der Transformation

Eine weitere Art der Grauwertemodifikation stellt die Negativbildung dar. Dabei wird ein Bild mit einer invertierten Grauwertskala berechnet nach:

$B_N(x, y)=B_{max}-1-B(x,y)$

Dabei erhält man ein Negativbild wie in der Photographie. Die Anwendung der Negativbildung benutzt man oft, um die hellgefärbten Knochen, Implantate oder andere Fremdkörper z.B. bei einer radiologischen Untersuchung auf einem Bild kontrastreicher und dunkelgefärbt darzustellen (siehe Abbildung 5).

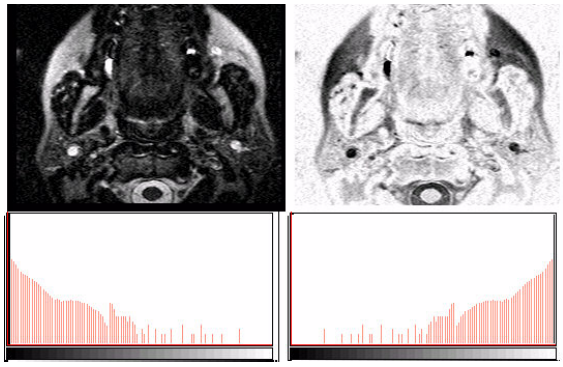


Abbildung 5: Negativbildung (Originalbild links, invertiert rechts)

2. 3. 2 Faltung und Filterung

Die Bildpunktoperationen reichen allein in der Regel nicht aus, um ein medizinisches Bild so vorzubereiten, dass eine optimale Befundung möglich ist[9]. Eine neue Klasse der Operationen ist notwendig, die zur Steigerung des wahrnehmbaren Informationsgehalts[10] führen soll. Für diesen Zweck ist die Klasse der sog. Nachbarschaftsoperationen[11] gut geeignet. Ein wichtiger Punkt muss dabei immer berücksichtigt werden: vor allem im Zusammenhang mit der Verarbeitung von medizinischen, befundsrelevanten Bilddaten gilt, dass der Einsatz dieser Nachbarschaftsoperationen zwangsläufig zum Verlust von Informationen führt. Aus diesem Grund werden Nachbarschaftsoperationen auch Filter genannt. Zur Beschreibung und Durchführung dieser Nachbarschaftsoperation werden Masken oder Fenster verwendet, deren Größe durch die benachbarte Bildumgebung mit einem Bildpunkt als Zentrum festgelegt wird. Bei der Durchführung der Faltung wird das Bild durchlaufen und für jeden Punkt die Faltungsoperation durchgeführt (siehe Abbildung 6).

[9] Dies ist vor allem auf die Qualität von Aufnahmegeräten, Ausgabegeräten (Bildschirme, Drucker) und die Eigenschaften menschlicher Farb- und Graustufenwahrnehmung [1]) zurückzuführen.

[10] Durch die Verstärkung von Frequenzen mit wichtigen Informationen und Unterdrückung aller anderen.

[11] Diese Operationen kombinieren benachbarte Pixel des Inputbildes auf eine spezielle Art und Weise so, dass am Ergebnisbild eine ganz bestimmte Wirkung erzielt wird.

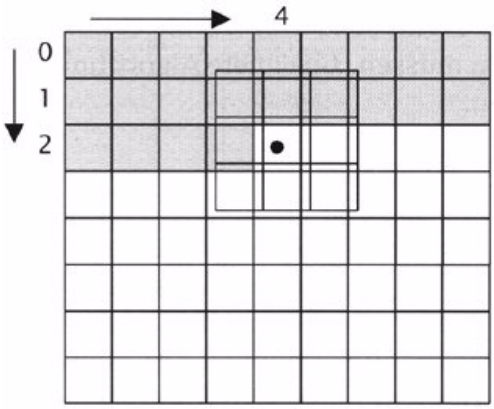


Abbildung 6: Bildfaltung durch zeilenweise Verschieben der Maske

Die allgemeine Gleichung für die diskrete Faltung eines Bildes lautet:

$$A(x,y) = c_1 * \sum_{i=-k}^{+k} \sum_{j=-l}^{+l} C(i,j) * B(x-j, y-j) + c_0$$

Mit A(x, y) Punkt des Outputbildes; B(x, y) –Bildpunkt des Ursprungsbildes; C(i, j) – Matrix der Filtermaske oder Faltungsmatrix genannt; c_1- eine multiplikative Konstante zum Skalieren; c_0- eine adaptive Konstante (beide sind erforderlich um im diskreten Zahlenbereich z.B. 0-255 zu bleiben). Die Matrix (bzw. die Filtermaske) C hat (2k+1) Spalten und (2l+1) Zeilen. Normalerweise werden quadratische Matrizen ungerader[12] *Größe verwendet.*

Die Eigenschaften der Matrix *C* (Filtermaske) bestimmen damit die Wirkung der Faltung. Wenn zum Beispiel nur positive Werte in der Filtermaske verwendet werden, so wird im Wesentlichen eine Glättung[13] des Bildes erreicht. Verwendet man sowohl positive als auch negative Werte in der Filtermaske, so können Kontraste verstärkt oder Kanten betont werden. (siehe Abbildung 7)

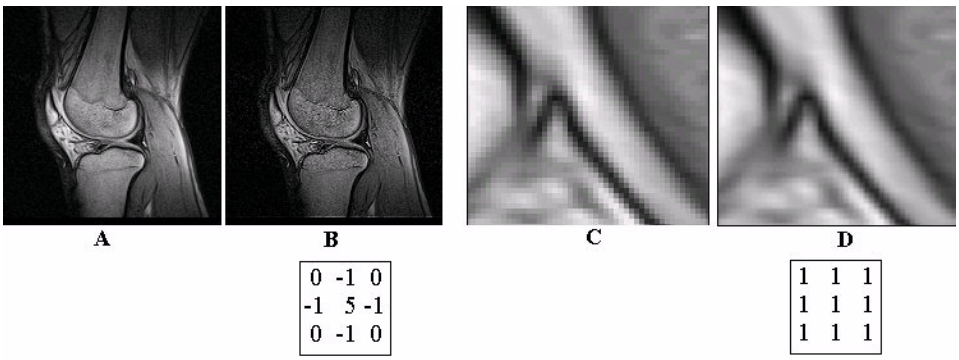


Abbildung 7: Verschiedene Faltungsmatrizen und ihre Anwendung([A]- Originalbild, [B] - ganzzahliges Kontrastfilter (leichte Hervorhebung von Kanten), [C] - 4-fache Vergrößerung des

[12] Um den Bezugspunkt in der Mitte der Matrix wählen zu können.

[13] Glättungsverfahren haben zum Ziel, die Unebenheiten in den Grauwerten eines Bildes zu eliminieren. Üblicherweise werden nur ganz bestimmte Frequenzen (Rauschen, Störungen) unterdrückt.

Originalbildes mit dem typischen „Pixeln“, [D]- Gleitender Mittelwert angewendet auf das Bild „C“(schwache Glättung))

2. 3. 3 Geometrische Transformationen

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Bildpunkt- und Nachbarschaftsoperationen bei denen die Ortskoordinaten von Bildpunkten nicht geändert werden, besteht das Wesen von geometrischen Transformationen in der Manipulation der Ortskoordinaten von einzelnen oder allen Punkten eines Bildes. Zu den grundlegenden[14], geometrischen Transformationen zählen: die Verschiebung (*Translation*), die Drehung (*Rotation*), die Vergrößerung und Verkleinerung (*Skalierung*) (siehe Abbildung 8).

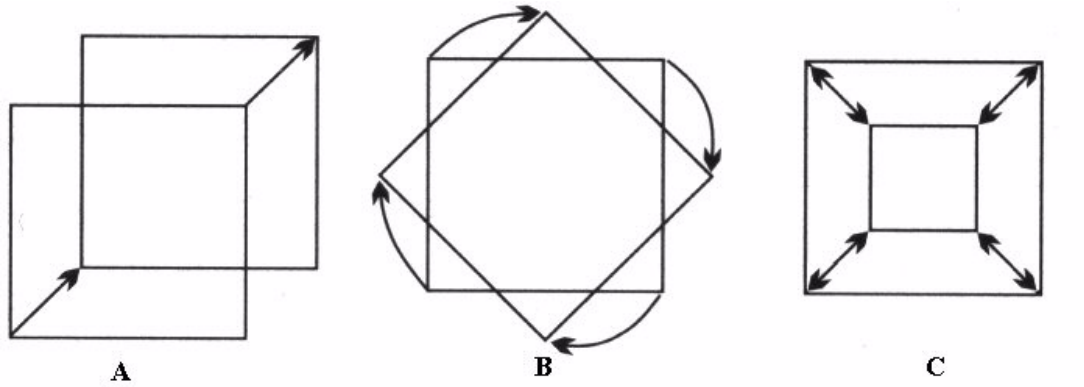


Abbildung 8: Grundlegende geometrische Transformationen eines 2D- Objekts (nach [34]).

Bei der Anwendung dieser Transformationen können Pixelzusammenhänge bezogen auf das Rechteckraster verloren gehen (z.B. beim Rotieren um beliebige Winkel oder bei freien Skalierungen). Um diesem entgegen zu wirken, ist man auf die sog. Interpolationsverfahren[15] angewiesen[16]. Für die oben erwähnten und daraus abgeleiteten Transformationen im 2D-Raum gibt es drei grundsätzliche Änderungen des Koordinatensystems: *Versetzung des Ursprungs*, *Rotation der Achsen* und *Skalenänderung*. In der Linearen Algebra werden diese Änderungen *affine Transformationen*[17] genannt. Im Folgenden wird auf den mathematischen Hintergrund der affinen Transformationen näher eingegangen.

Die Skalierung, die bei der Lupe- oder dem Zoomfunktion angewendet wird (siehe Abbildung 9), lässt sich ebenfalls in der Form einer Matrix wie folgt darstellen:

---

[14] Alle anderen Transformationen können daraus abgeleitet werden [1].

[15] Diese haben zum Ziel, den Zusammenhang im diskreten Gitter bestmöglich zu erhalten. Die Interpolation kann durch Rundung auf den nachstehenden Wert oder bilineare Interpolation oder auf andere Weise durchgeführt werden. Eine ausführliche Abhandlung über Interpolation und ihre Anwendung findet man bei [34].

[16] Im Zusammenhang mit der Verarbeitung von medizinischen Bildern muss auf die Befundbeeinträchtigungsgefahr durch die, bei der Interpolation erzeugten neuen Grauwerte, die nicht im Originalbild vorhanden waren, hingewiesen werden.

[17] Da die affinen Transformationen zu den bereits früher erwähnten Bildpunktoperationen gehören, müssen alle Punkte (Pixel) des Bildes einzeln transformiert werden. Am Effektivsten können diese Transformationen als Matrizen dargestellt werden.

$$S = \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Mit S_x, S_y –Skalenfaktoren. Sind diese größer als 1, entspricht dies der Vergrößerung, gehören sie zum Intervall (0; 1) der Verkleinerung. Die Koordinaten für einen transformierten Punkt berechnen sich: $x_1=S_x*x+0*y+0$ und $y_1=0*x+S_y*y+0$

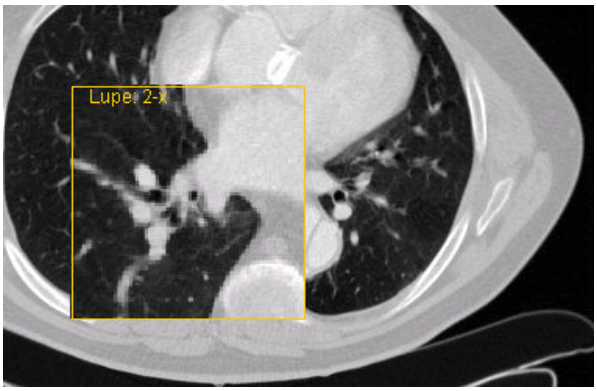


Abbildung 9: Lupe

Die Translation, die zum Verschieben eines Bildobjekts angewendet wird (z.B. zum Bewegen der Lupe), ist im Grunde eine Verlegung des Ursprungs des Koordinatensystems[18]. Als Matrix kann die Translation wie folgt dargestellt werden:

$$T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -t_x \\ 0 & 1 & -t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Die Koordinaten für einen transformierten Punkt berechnen sich dann als:

$x_1 = 1 * x + 0 * y - t_x,$

$y_1 = 0 * x + 1 * y - t_y$

Die Rotation, die zum Drehen der markierten Bildobjekte angewendet wird (siehe Abbildung 10), zeichnet sich durch Drehung der Achsen um einen Winkel entgegen dem Uhrzeigersinn aus. Die neuen Koordinaten werden mit der Transformationsmatrix *R* auf folgende Weise berechnet:

[18] Im neuen Koordinatensystem hat der Ursprung des alten Koordinatensystems die Koordinaten: ($-t_x$, $-t_y$).

$x_1 = cos \quad * x + sin \quad * y + 0$

$y_1 = -sin \quad * x + cos \quad * y + 0$

$$R = \begin{pmatrix} cos & sin & 0 \\ -sin & cos & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

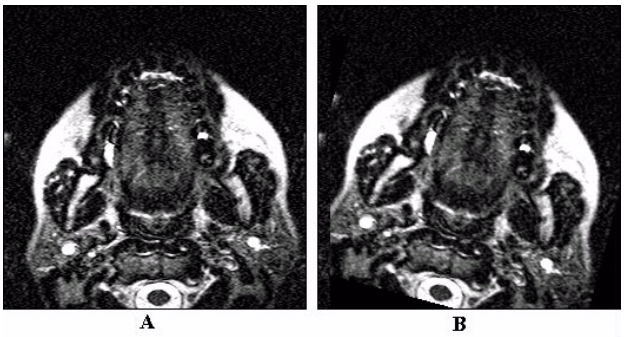


Abbildung 10: Freies Rotieren des Bildes, Originalbild (A) und um 15° rotiertes Bild (B)

2. 4 Darstellung von medizinischen Bildern

Die verschiedenen Bild-Darstellungstechniken sind in den medizinischen Bildanalysesystemen unverzichtbar und ermöglichen die flexible, benutzerorientierte Darstellung und Präsentation von inhomogenen, medizinischen Bilddaten. Der Einsatz solcher speziellen Bild-Darstellungstechniken wird durch den hohen Informationsgehalt medizinischer Bilddaten begründet, der schneller als die Entwicklung von den Bildvisualisierungsgeräten[19] voranschreitet. Wegen der großer Zahl von solchen speziellen Bild-Darstellungstechniken, deren Abhandlung den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde, beschränke ich mich an dieser Stelle auf eine, sowohl zur 2D- als auch zur 3D-Darstellung von medizinischen Bildern angewandte Fensterungstechnik.

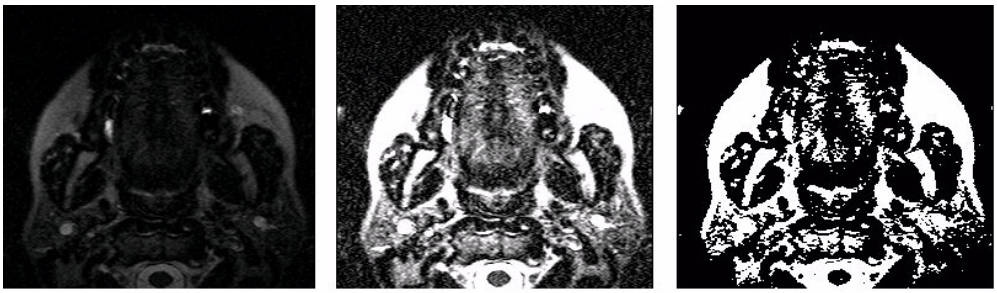
2. 4. 1 Fensterungstechnik

Die Fensterungstechnik oder auch Level-Window-Technik [47] wird standardmäßig bei der Darstellung von CT-, MRT- oder anderen, durch einen hohen Informationsgehalt ausgezeichneten Bilddaten angewendet. Der Grund dafür liegt in der eingeschränkten Fähigkeit zur Darstellung der Grauwerte bei den meisten Bildschirmen[20]. Durch die vor der eigentlichen Visualisierung des Bildes durchgeführte Fensterung werden die Originalwerte auf die Grauwertskala abgebildet. Dies führt einerseits zur besseren Wahrnehmung des Bildes durch das menschliche Auge und zur

[19] Monitore, Beamer, 3D-Brille, 3D-Monitore.

[20] Ein Standard-Monitor kann nur $2^8 = 256$ Grauwerte darstellen, während ein CT-Bild $2^{12} = 4096$ verschiedene Werte enthalten kann.

Reduzierung des Speicherbedarfs[21], andererseits aber auch zu Informationsverlusten. Um die Originalwerte auf die Grauwertskala abzubilden, wird ein Signalintervall $[S_{min}, S_{max}]$ durch Angabe des Mittelpunktes und der Intervalllänge gewählt. Anschließend werden Signalwerte aus diesem Intervall linear auf die verfügbaren Grauwerte abgebildet. Alle Originalsignalwerte unterhalb von S_{min} werden auf den Grauwert 0 (schwarz) und alle oberhalb von S_{max} werden auf den Grauwert 255 (weiß) abgebildet. Durch die Fensterung werden Strukturen mit Werten in dem betrachteten Signalintervall $[S_{min}, S_{max}]$ kontrastreich dargestellt (siehe Abbildung 11).



$S_{min}=0$; $S_{max}=116$ $S_{min}=0$; $S_{max}=20$ $S_{min}=10$; $S_{max}=10$

Abbildung 11: Fensterung: Ein MRT-Bild mit verschiedenen Fenstereinstellungen

2.5 Bildauswertung und Bildanalyse

Die verschiedenen Bildauswertungs- und Bildanalysetechniken gehören zu den wichtigsten Komponenten in den medizinischen Bildsystemen und spielen hauptsächlich eine entscheidungsunterstützende Rolle bei der computergestützten Auswertung und Interpretation von medizinischen Bilddaten. Diese Techniken liefern objektive und reproduzierbare Messergebnisse, die eine quantitative Analyse von Gewebestrukturen erst möglich machen. Zu diesen Techniken gehören unterschiedliche Vermessungsmethoden (wie z.B. Distanz-, Winkel-, Flächen- oder Volumenmessung), Methoden zum Segmentieren von verschiedenen, anatomischen Strukturen oder Geweben und darauf basierende Klassifikation und Erkennung von diagnostisch relevanten Objekten.

Im Folgenden werden einige der oben erwähnten Techniken näher beschrieben.

2. 5. 1 Distanzmessung

Die Distanzmessung (siehe Abbildung 12) gehört zu den grundlegendsten Vermessungsmethoden und wird nach dem pythagoreischen Lehrsatz durchgeführt:

$$c = \sqrt{a^2 + b^2}\ [pixel]$$

oder

$$c = R * \sqrt{a^2 + b^2}\ [mm]$$

[21] Für die Kodierung von einzelnen Pixeln braucht man weniger Bytes, statt 12 oder 16 Byte nur 8 Byte. Außerdem sinkt der Speicherbedarf für die LUT-Tabelle bei gleichzeitiger Effizienzsteigerung während ihrer Auswertung. LUT (Lookup-Tabelle) ist zum effizienten durchführen von Grauwertemodifikationen unabdingbar, besteht u. a. aus einer Liste aller möglichen Grauwerte.

mit R - Auflösung[mm/pixel]

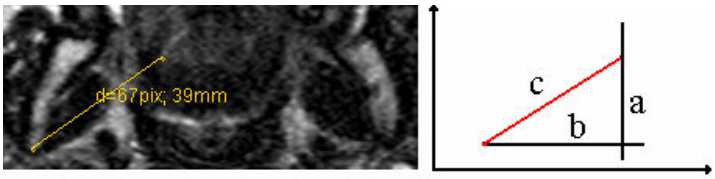


Abbildung 12: Distanzmessung

2. 5. 2 Winkelmessung

Die Winkelmessung gehört ebenfalls zu den grundlegendsten Vermessungsmethoden und wird mit dem Kosinussatz ausgerechnet:

$$\alpha = arccos\left(\frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}\right) \quad mit\ 0^o < \alpha < 180^o$$

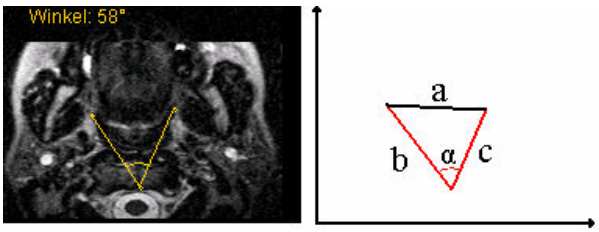


Abbildung 13: Winkelmessung

2. 5. 3 Flächenmessung

Es existiert keine allgemeingültige Formel, um die Fläche eines unregelmäßigen Polygons[22] zu berechnen. Die Flächenmessung eines Polygons, die bei unterschiedlichen Anlässen angewendet wird, kann die auf unterschiedliche Weise durchgeführt werden. Handelt es sich bei der Messung um eine interaktive, pixelbasierte Segmentierung, so kann eine sehr einfache und präzise Methode des Pixelzählens angewendet werden. Dabei wird beim Starten der Segmentierung ein Pixel-Zähler angelegt, der sich jeweils um eine Einheit erhöht, sobald sich das Segmentierungsprogramm entscheidet, dass ein neuer Bildpixel zu dem Segmentierungsbereich hinzugefügt werden soll (siehe Abbildung 14). Nach Beendigung der Segmentierung wird die Größe des Pixelzählers mit der Auflösung des Bildes multipliziert.

[22] Geschlossene, ebene Figuren mit geradlinigen Begrenzungsstrecken [19]).

Abbildung 14: Flächenberechnung bei Pixel-basierter Segmentierung

Bei der Kanten-basierten Segmentierung oder bei manuellem Zeichnen der Begrenzungslinie kann die eingegrenzte Fläche z.B. als Summe der Flächen der darin enthaltenen einfachen Teilfiguren wie Dreiecke, Trapeze oder Rechtecke berechnet werden (siehe Abbildung 15).

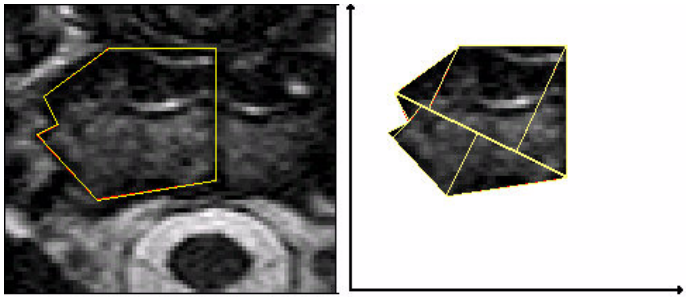


Abbildung 15: Flächenberechnung mittels Zerlegung in einfache Teilfiguren

Es sind auch weitere Verfahren denkbar, die hier aber nicht weiter behandelt werden sollen. Generell ist bei der Auswahl des Verfahrens meist nicht der Schwierigkeitsgrad der Berechnung, sondern der Grad der Messgenauigkeit entscheidend.

2. 5. 4 Segmentierung

Die Segmentierung medizinischer Bilddaten bildet eine der wichtigsten Grundlagen für die Anwendung weitergehender Analyse-, Vermessungs- und Rekonstruktionstechniken. Ziel der Segmentierung medizinischer Bilder ist einerseits die Abgrenzung von unterschiedlichen, zusammenhängenden Bereichen wie Gewebe, Knochen oder Gefäße, und andererseits die Differenzierung von gesunder und erkrankter anatomischer Struktur durch Detektieren spezifischer Gewebeveränderungen. Bis heute unterliegt die computergestützte Segmentierung vielen Einschränkungen und ist zum großen Teil nicht wirklich automatisierbar. Die Gründe dafür liegen zum größten Teil in der hohen Heterogenität der Bilddaten (z.B. Rauscheneinflüsse, Artefakte, variables Erscheinungsbild von beinah allen morphologischen Strukturen, unscharfe Objektkanten usw.). Eine vollständige Automatisierung des Segmentiervorgangs bei medizinischen Bildern ist deswegen nur auf spezielle Problemstellungen beschränkt. Man kann allgemein zwischen folgenden Segmentierungsverfahren unterscheiden: Pixel-, Kanten- und Regionen- orientierten Verfahren. In der Praxis werden diese aber seltener in Reinform sondern eher in Kombination angewendet [21, 22, 47].

2. 5. 4. 1 Pixel-basierte Segmentierung

Die Pixel-basierten Segmentierungsverfahren zählen zu den bildpunkorientierten Bildbearbeitungstechniken als zu den echten Segmentierungstechniken, da sie die Grauwerte von Einzelpunkten isoliert voneinander betrachten und nicht deren Umgebung analysieren. Das führt dazu, dass die Erzeugung von zusammenhängenden Bereichen nicht garantiert werden kann. Pixelbasierte Segmentierungsverfahren können deswegen nur als Vorstufe der eigentlichen Segmentierung betrachtet werden. In der Familie der Pixel-basierten Segmentierungsverfahren dominieren sogenannte Schwellenwertverfahren. Bei den Schwellenwertverfahren werden alle Pixel eines Bildes markiert, die ein zusammenhängendes Objekt innerhalb eines Bildes bilden und deren Werte innerhalb eines vorgegebenen Intervalls $[t_{unten}\ ,\ t_{oben}]$ von zwei Grauwert-Schwellenwerten (*thresholds*) liegen.

$$A(x,y) = \begin{cases} markiere, wenn : t_{unten} \le G(x,y) \le t_{oben} \\ markiere \quad nicht, \quad sonst \end{cases}$$

mit G(x, y) –Grauwert des Punktes B(x, y) eines Bildes.

Die Bestimmung von Schwellenwerten kann auf unterschiedliche Weise erfolgen. Wie z.B. statisch[23], (siehe Abbildung 16) dynamisch[24] oder adaptiv[25].

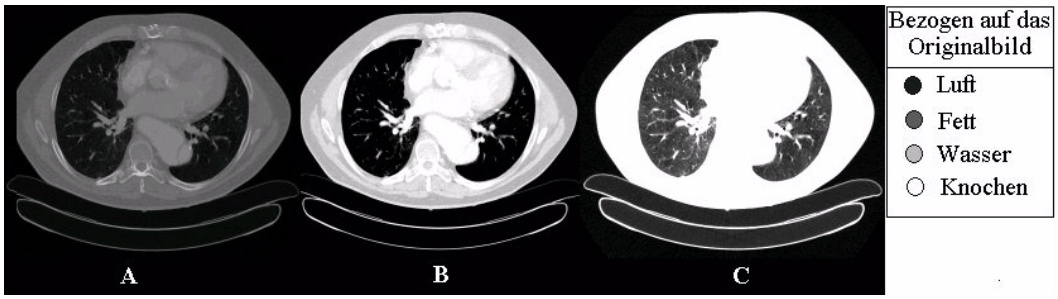


Abbildung 16: Segmentierung anhand vom statischen Schwellenwert, A- Originalbild, B- Hervorhebung von Knochengewebe, C- Hervrhebung von Lungengewebe.

Die Ergebnisse Pixel-basierter Segmentierungsverfahren sind üblicherweise auf Grund von oft auftretenden Artefakten oder Rauschen nicht direkt für die Klassifizierung oder Vermessung nutzbar. Eine Nachbearbeitung durch Anwendung weiterer Verfah-

[23] Ein statischer Schwellenwert lässt die Eigenschaften des Bildes oder der Bildregion unberücksichtigt und wird in der Regel nur dann eingesetzt wenn die Zuordnung von Grauwerten zu den Gewebetypen bekannt und gleichbleibend ist [21, 47].

[24] Ein dynamischer Schwellenwert berücksichtigt die Eigenschaften jedes einzelnen Bildes in dem das Bild-Histogramm ausgewertet wird[21, 47].

[25] Ein lokal adaptiver Schwellenwert berücksichtigt nicht nur Eigenschaften des Bildes als Ganzes sondern auch die von einzelnen Bildregionen. Wird in der Regel dann eingesetzt, wenn auf Grund von kontinuierlichen Helligkeitsverläufen die einfachen Objekt-Hintergrund-Annahmen global nicht mehr gelten. [21, 47].

ren[26] ist erforderlich.

2. 5. 4. 2 Kanten-basierte Segmentierung

Im Gegensatz zur Pixel-basierten Segmentierung versuchen Kanten-basierte Verfahren, Objekte im Bild auf Grund ihrer Kanten oder Umrisse zu erfassen. Die meisten Kanten- basierten Verfahren können in zwei Phasen eingeteilt werden: *Preprocessing* und die eigentliche Segmentierung. In der *Preprocessing*-Phase werden auf dem Bild unterschiedliche Filter angewendet, die Konturen verstärken; also die Region-Grenzen verdeutlichen (siehe Abbildung 17). Anschließend wird versucht, mit Hilfe von unterschiedlichen Pixel-basierten (genau genommen Pixelwert-basierten) Segmentierungsverfahren ausgehend von sogenannten Keimstellen[27] diese Regionen möglichst genau zu markieren.

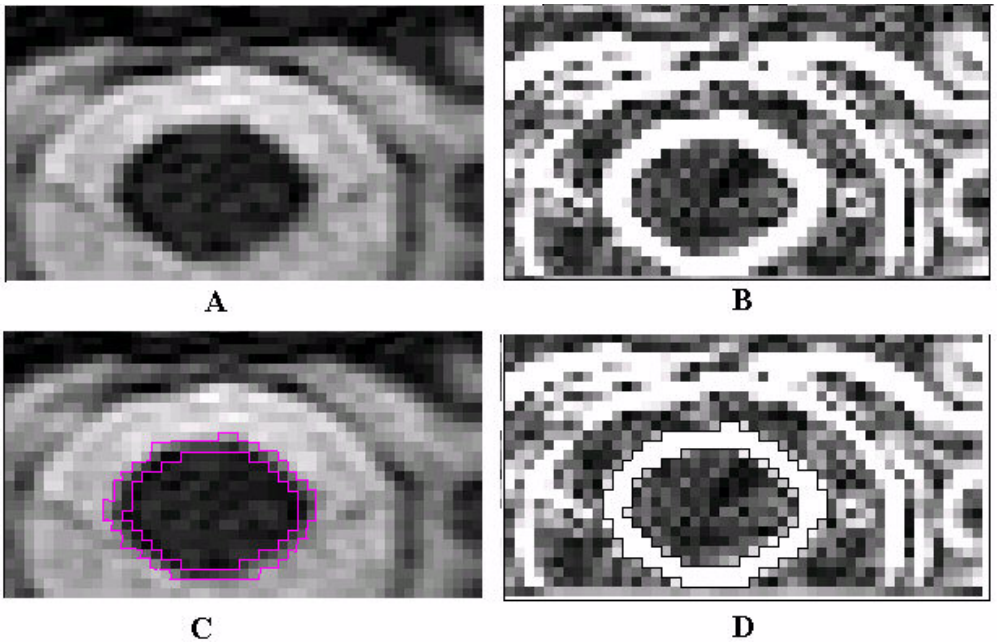


Abbildung 17: Kanten-basierte Segmentierung: A- Originalbild, B- Originalbild nach der Anwendung eines Kantenextraktionsfilters, C- Kantenanzeige auf dem Originalbild (simuliert), D- Kantenanzeige auf dem gefilterten Bild nach der Anwendung des Pixel-basierten Segmentierung

Auf Grund ihrer Funktionsweise können Kanten-basierte Verfahren nur für die Segmentierung von Objekten mit klar definierbaren Umrissen (wie z.B. Implantate, Knochen usw.) eingesetzt werden.

---

[26] Z.B. mathematisch morphologische Verfahren [20, 22, 41, 47] oder weitere Segmentierungsverfahren.

[27] Keimstellen sind Bildpunkte oder Bildpunktmengen, die automatisch oder interaktiv als Startpunkte, normalerweise innerhalb der zu segmentierenden Regionen, gewählt werden, um dem Programm einen Anhaltspunkt für die Berechnung zu bieten.

2. 5. 4. 2 Regionen-basierte Segmentierung

Das Regionen-basierte (oder ROI-basierte) Segmentierungsverfahren ist ein Verfahren, bei dem die Keimstelle[28] innerhalb der zu untersuchenden Bildregionen vom Benutzer interaktiv markiert wird. Die in den auf diese Weise gezeichneten Regionen auftretenden Bildpixel können als Stichproben betrachtet und zur Charakterisierung der klassenspezifischen Werteverteilung eingesetzt werden. Im Gegensatz zu den vorher beschriebenen Verfahren werden zur Selektion der Bildpixel meistens mehrere, hochkomplexe Maße[29] angewendet, was sicherlich zur Verbesserung der Selektionsgenauigkeit führt. Andererseits hängt der Erfolg bei diesem Verfahren sehr stark von der erfolgreichen Wahl der Stichprobe (ROI) innerhalb des zu segmentierenden Bereichs[30]ab.

2.6 Speicherung und Übertragung von medizinischen Bildern

Zu den grundlegenden Voraussetzungen für die flächendeckende Anwendung von Informationssystemen wie PACS, RIS und HIS im Gesundheitswesen gehören die einheitl chen und offenen Standards zur Definition von Formaten für die Speicherung und Übertragung von medizinischen Daten[31].

Bis Mitte der neunziger Jahre hat die Entwicklung im Bereich der computergestützten medizinischen Bildverarbeitung eine Fülle zumeist untereinander inkompatibler Formate und Technologien hervorgebracht. Die Hersteller von bildgebenden Geräten benutzten eigene proprietäre Datenformate, so dass mit einem Gerät erzeugte Bilddaten ausschließlich auf der mitgelieferten Bildbetrachtungs-*Workstation* angesehen werden konnten. Die Weiterleitung von medizinischen Bilddaten war fast ausschließlich nur in Form von Bildfolien möglich. Um diesem Problem zu begegnen, schleßen sich ab 1983 das *American College of Radiology* (ACR) [2] und die *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA) [53] zusammen und entwickelten einen einheitlichen Standard für die bessere Handhabung von digitalen medizinischen Bilddaten. Die ersten zwei Versionen diesen Standards, bekannten als ACR-NEMA Version 1.0 (1985) und Version 2.0 (1988), beschränkten sich im Wesentlichen auf die Spezifizierung der Methoden zur Speicherung und Visualisierung von medizinischen Bildern. Die dritte Version des Standards, welche 1993 unter dem Namen DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) [54] verabschiedet wurde[32], erfüllte auch die Anforderungen für eine offene Kommunikation über Netzwerke. Seit Mitte der 90er Jahre, nachdem die meisten Hersteller von medizinischen bildgebenden Geräten den DICOM-Standard anerkannt hatten, geriet das Problem der gegenseitigen

---

[28] Z.B. Punkt, Kreis, Rechteck oder Polygon.
[29] Abstandfunktionen wie z.B. Euklidische Distanz, Mahalanobis – Distanz usw. [21].
[30] Je repräsentativer der ROI-Inhalt für den zu segmentierenden Bereich, desto höher ist die Genauigkeit der Segmentierung.
[31] Da sich die vorliegende Arbeit hauptsächlich mit der Verarbeitung von medizinischen Bilddaten beschäftigt, wird an dieser Stelle nur auf die, für die Verarbeitung von medizinischen Bildern geeigneten, Formate und Standards eingegangen.
[32] Seit 1993 wird Version 3.0 ständig weiterentwickelt [6, 62].

Inkompatibilität zunehmend in den Hintergrund. Das neu aufkommende Problem der ständig steigenden Datenaufkommen, zwang alle Beteiligten, über die Komprimierung nachzudenken, um geeignete Methoden und Werkzeuge für die Reduzierung des Speicherbedarfs zu erarbeiten.

Im Folgenden wird auf die Grundlagen des DICOM-Standards und die Möglichkeiten zur Komprimierung von medizinischen Bilddaten eingegangen.

2. 6. 1 DICOM-Standard

Wie bereits früher erwähnt, gehört der DICOM-Standard nicht zur Kategorie einfacher Bildformate, die zum meist nur die Bildmatrizen beschreiben. In der aktuellen Version 3.0 [54] geht er weit über die bloße Definition von Speicherstrukturen für medizinische Bilder hinaus, sondern beschreibt auch Serviceklassen, Übertragungsprotokolle und regelt Sicherheitsbelange.

Im Folgenden werden die Wichtigsten der insgesamt 16 (siehe Abbildung 18) Teile des aktuellen DICOM-Standards vorgestellt.

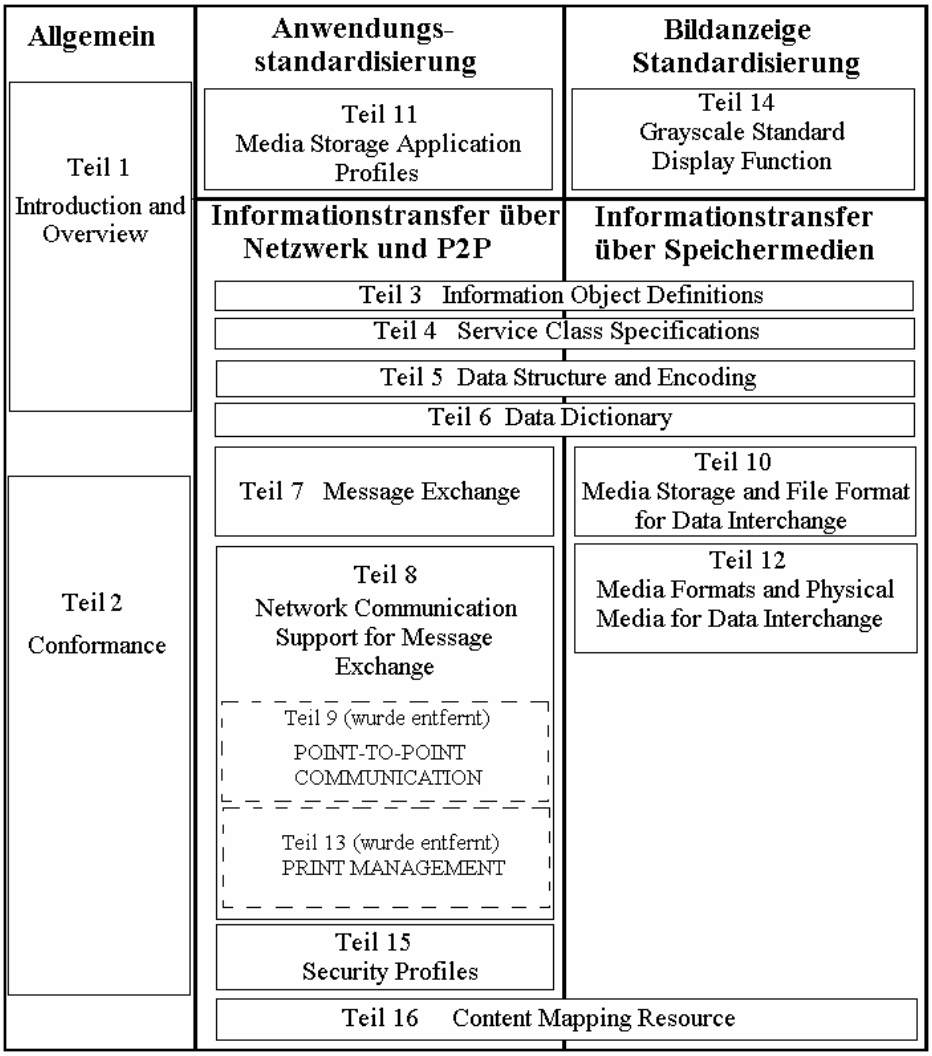


Abbildung 18: Bestandteile des DICOM-Standards (nach [54]).

2. 6. 1. 1 Konformitätserklärung (DICOM-Standard, Teil 2)

Dieser Teil enthält allgemeine Vorschriften für die Erstellung einer Konformitätserklärung des Herstellers über Eigenschaften von bildgebenden Geräten oder Software, die mit DICOM-Objekten arbeitet. Die Veröffentlichung von Konformitätserklärungen seitens der Hersteller soll im Wesentlichen zur Beseitigung der Inkompatibilität zwischen verschiedenen, DICOM nutzenden Geräten und Programmen führen. Allerdings reichen auch die vollständigen Konformitätserklärungen, aufgrund von im Standard fehlenden Vorschriften über die Art der Implementierung von einzelnen DICOM-Diensten, nicht immer aus, um eine problemlose Kommunikation sicherzustellen.

2. 6. 1. 2 Definition von Informationsobjekten (DICOM-Standard, Teil 3)

Der DICOM-Standard bemüht sich, die Objekte der realen Welt in sog. Informationsobjekten möglichst präzise nachzubilden. zu diesem Zweck werden einzelne Informationsobjekte mit Hilfe von Attributen beschrieben. Einzelne Attribute werden entsprechend ihrer Bedeutung in Gruppen eingeteilt. Diese Gruppen spezifizieren die Beziehungen zwischen verschiedenen Informationsobjekten und werden mit Hilfe von *Entity-Relationship*-Modellen verdeutlicht (siehe Abbildung 19).

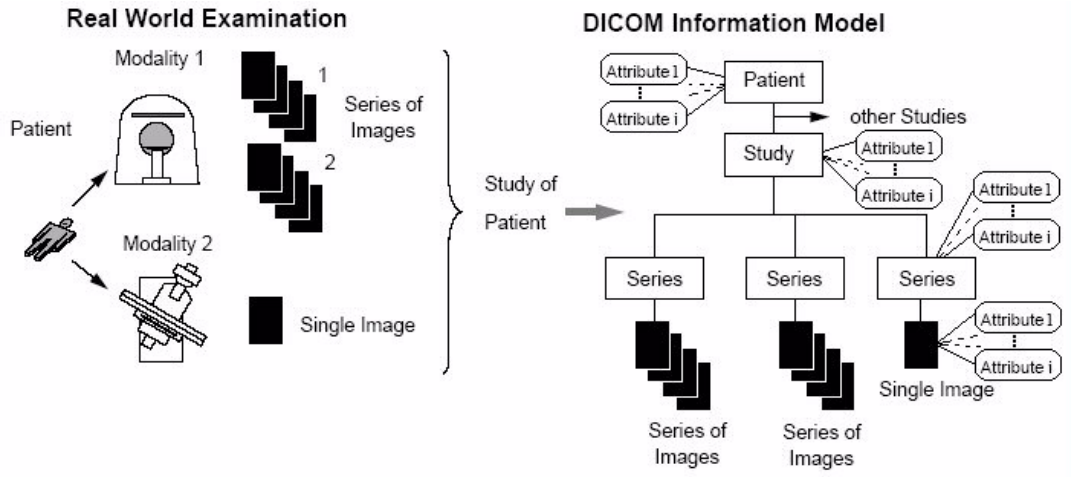


Abbildung 19: Abbildung der Objekte realer Welt in dem DICOM- Informationsmodell (nach [58]).

2. 6. 1. 3 Spezifikation von *Service* -Klassen (DICOM-Standard, Teil 4)

Der DICOM-Standard definiert für jede Klasse von Informationsobjekten eine Gruppe von darauf anwendbaren Aktionen oder Diensten. Eine konkrete Verbindung eines Informationsobjekts mit den darauf anwendbaren Diensten heißt *Service-Object-Pair* oder SOP. Eine Menge von SOPs, die auf eine bestimmte Klasse von Informationsobjekten angewendet werden kann, nennt man SOP-Klasse. Eine SOP-Klasse definiert damit ein komplettes Regelwerk für alle möglichen Dienste oder Aktionen einer konkreten Klasse von Informationsobjekten. Einzelne SOP-Klassen, die gleichartige Aufgaben übernehmen, werden in Gruppen zusammengefasst (siehe Abbildung 20). Beispiele dafür sind Datenbankanfragen (*Query / Retrieve*) oder das Drucken von Bildern (*Print-Management*)

Werden die gleichartigen Dienste oder Aktionen passiv genutzt, so bezeichnet man sie als *Service Class User* (SCU), im Falle der aktiven Nutzung bezeichnet man sie als *Service Class Provider* (SCP) (nach [58]).

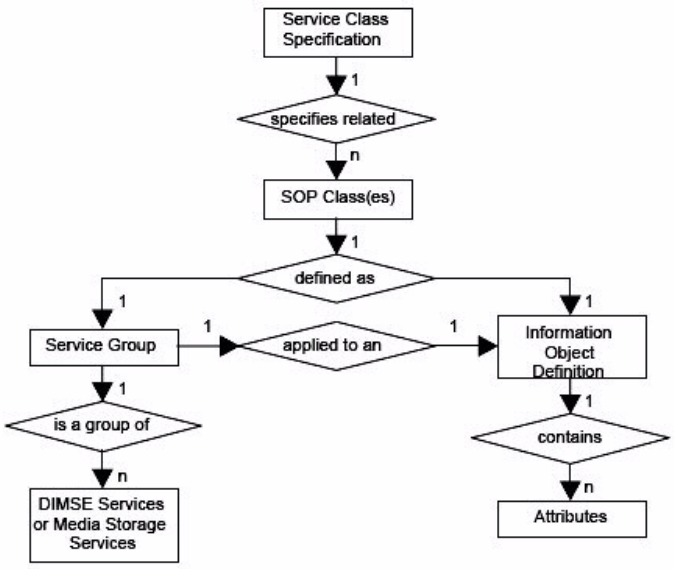


Abbildung 20: Prinzip der „*service class*"- Bildung [54].

2. 6. 1. 4 Datenstrukturen und Formatierung (DICOM-Standard, Teil 5)

Einheitlichen Regeln zum Aufbau von Datensätzen bilden die Grundlage eines jeden Datenformats. Das DICOM-Datenformat entspricht sog. *Tag*-basierten Kodierungsschemata, welche im Folgenden kurz skizziert werden (siehe Abbildung 21).

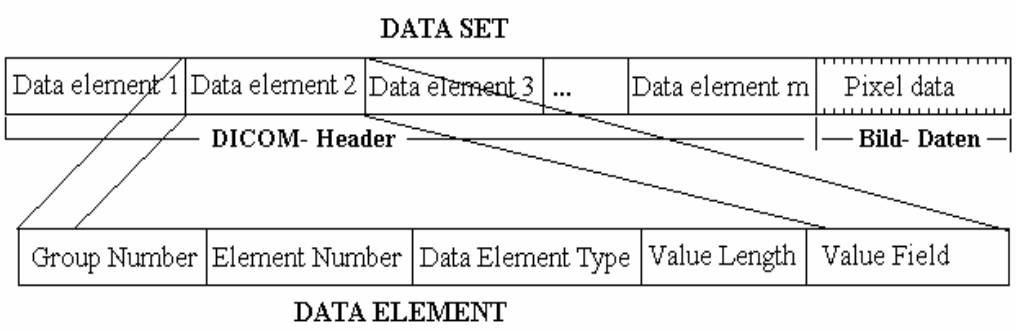


Abbildung 21: DICOM-Kodierungsschema (*DICOM Implicit VR Little Endian*[33])

Ein DICOM-Objekt (*Data Set*) besteht demnach aus einer Folge von sog. Datenelementen (*Data Elements*). Jedes Datenelement besteht aus fünf Feldern:

- die ersten zwei Felder enthalten die Gruppennummer und die Elementnummer. Sie bilden einen Schlüssel (*TAG*), der eine korrekte Identifizierung des Datenelements und des zugehörigen Wertebereichs ermöglicht;
- das dritte Feld gibt den Datentyp des Wertefelds an;

[33] Diese Transfersyntax gehört zum kleinstmöglichen Funktionsumfang, welcher von jeder DICOM-Anwendung unterstützt werden muss.

- das vierte Feld gibt die Länge des Wertefelds an;
- das fünfte enthält das eigentliche Wertefeld.

Im DICOM-Standard ist die Möglichkeit vorgesehen (mittels eines Datenelements mit dem Schlüssel (0028; 0008 „*Number of Frames*“), in einem *Data Set* (DICOM-Datei) auch mehrere Bild-Fenster zu speichern. Auf diese Weise können z.B. Ultraschall Bilder oder MRT –Serien in einer Datei gespeichert werden.

Im DICOM-Standard werden eine Reihe unterschiedlicher Transfersyntaxen[34] definiert. Die Information über die verwendete Transfersyntax wird am Anfang des DICOM-Headers jeder DICOM-Datei im Datenelement „Transfer Syntax UID“ mit dem Schlüssel (0002; 0010) festgehalten. Abgesehen vom hier demonstrierten sog. DICOM *Implicit VR Little Endian*, gibt es weitere Transfersyntaxen. So zum Beispiel für die explizite Angabe des Wertebereiches zur Darstellung des Wertefeldes eines *Data Elements* (*Explicit VR Transfersyntax*) oder für die Kompression von Daten mit JPEG-, JPEG 2000- oder RLE- Verfahren (siehe Tabelle 1). Der Standard sieht außerdem die Möglichkeit der Definition von neuen, nicht im Standard enthaltenen, Transfersyntaxen (*Private Transfersyntax*) durch Entwickler vor, die jedoch in der Konformitätserklärung beschrieben werden müssen.

UID Value	UID NAME
1.2.840.10008.1.2.4.50	JPEG Baseline (Process 1): Default Transfer Syntax for Lossy JPEG 8 Bit Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.51	JPEG Extended (Process 2 & 4): Default Transfer Syntax for Lossy JPEG 12 Bit Image Compression (Process 4 only)
1.2.840.10008.1.2.4.52	*JPEG Extended (Process 3 & 5) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.53	*JPEG Spectral Selection, Non-Hierarchical (Process 6 & 8) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.54	*JPEG Spectral Selection, Non-Hierarchical (Process 7 & 9) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.55	*JPEG Full Progression, Non-Hierarchical (Process 10 & 12) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.56	*JPEG Full Progression, Non-Hierarchical (Process 11 & 13) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.57	JPEG Lossless, Non-Hierarchical (Process 14)
1.2.840.10008.1.2.4.58	*JPEG Lossless, Non-Hierarchical (Process 15) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.59	*JPEG Extended, Hierarchical (Process 16 & 18) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.60	*JPEG Extended, Hierarchical (Process 17 & 19) (Retired)*

UID Value	UID NAME
1.2.840.10008.1.2.4.61	*JPEG Spectral Selection, Hierarchical (Process 20 & 22) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.62	*JPEG Spectral Selection, Hierarchical (Process 21 & 23) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.63	*JPEG Full Progression, Hierarchical (Process 24 & 26) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.64	*JPEG Full Progression, Hierarchical (Process 25 & 27) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.65	*JPEG Lossless, Hierarchical (Process 28) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.66	*JPEG Lossless, Hierarchical (Process 29) (Retired)*
1.2.840.10008.1.2.4.70	JPEG Lossless, Non-Hierarchical, First-Order Prediction (Process 14 [Selection Value 1]): Default Transfer Syntax for Lossless JPEG Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.80	JPEG-LS Lossless Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.81	JPEG-LS Lossy (Near-Lossless) Image Compression
1.2.840.10008.1.2.4.90	JPEG 2000 Image Compression (Lossless Only)
1.2.840.10008.1.2.4.91	JPEG 2000 Image Compression
1.2.840.10008.1.2.5	RLE Lossless

Tabelle 1: Transfersyntaxen für die im DICOM -Standard vereinbarten Komprimierungsverfahren (nach [54])

[34] Eine Vereinbarung über die Art der Kodierung eines DICOM *Data Sets* bzw. eines DICOM-Bildes.

2. 6. 1. 5 Data Dictionary (DICOM-Standard, Teil 6)

In diesem Teil des DICOM-Standards werden alle gültigen Datenelemente (*Data Elements*) in einer Liste aufgeführt[35]. Jedes Datenelement zeichnet sich durch einen eindeutigen Schlüssel (*Tag*) aus. Dieser Schlüssel besteht aus zwei Teilen, der Gruppennummer und der Elementnummer. Mehrere Datenelemente, die einen gemeinsamen Sachverhalt beschreiben, bilden so eine Gruppe[36].

2. 6. 1. 6 Nachrichtenaustausch und Netzwerkkommunikation (DICOM-Standard, Teil 7 und 8)

Eine wichtige Erweiterung von DICOM in der Version 3.0 betraf die Einführung von Schnittstellen für einen Datenaustausch über das ISO/OSI- Modell oder das TCP/IP-Standardnetzwerkprotokoll. Teil 7 des DICOM-Standards definiert eine Fülle von Diensten namens *DICOM Message Service Elements* (DIMSE), die den Austausch von Informationen über Netzwerke[37] ermöglichen. Diese allgemeinen Dienste werden als *DICOM Upper Layer Protocol* bezeichnet. Sie setzen direkt auf das verbindungsorientierte *TCP Protocol* (siehe Abbildung 22) auf.

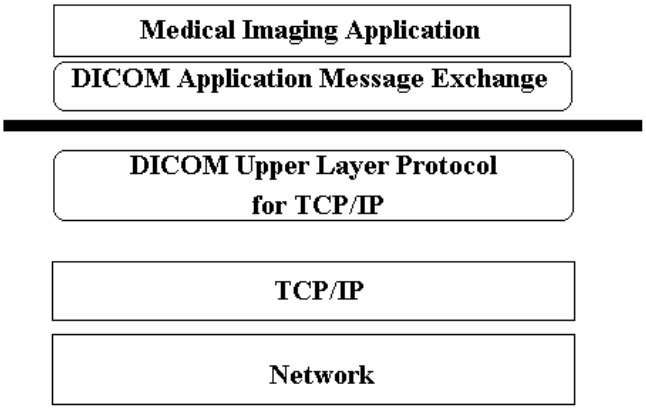


Abbildung 22: DICOM Network Protocol Architecture [54]

Informationen werden über das *DICOM Upper Layer- Protocol* mittels DICOM-Nachrichten (siehe Abbildung 23) übermittelt. Eine Nachricht besteht aus einem Befehlssatz (*command set*), gefolgt von einem Datensatz. Der Befehlssatz wird verwendet, um die Operationen oder Benachrichtigungen mitzuteilen, die auf oder mit dem Datensatz zu verrichten sind. Ein Befehlssatz besteht aus Befehlselementen (*comand element*), welche im *DIMSE Protocol* vereinbart sind.

[35] Ein Eintrag in der Liste der Datenelemente enthält den Schlüssel, den Namen des Datenelements, den Typ und die Angabe über die Anzahl der zulässigen Wiederholungen bei Mehrfachelementen.
[36] Gemäß in Teil 3 des Standards beschriebenen Informationsobjekten.
[37] Die konkreten Schnittstellen werden im Teil 8 des Standards definiert.

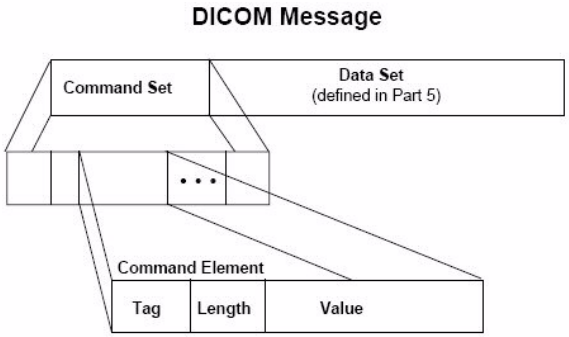


Abbildung 23: Struktur einer DICOM-Nachricht [54]

Die Benutzer der DIMSE-Dienste handeln in zwei unterschiedlichen Rollen nach dem Client-Server-Modell. Man unterscheidet dabei den *Performing DIMSE-Service User* („Server“) und den *Invoking DIMSE-Service User*(„Klient “).

2. 6. 1. 7 *Media Storage and File Format* (DICOM-Standard, Teil 10 und 12)

Im Teil 10 des Formats wird ein DICOM spezifisches Datenformat für die Speicherung von Bildinformationen auf verschiedenen Medien definiert. Im Teil 12 werden sowohl die Eigenschaften von physikalischen Medien als auch die medienabhängigen Datenformate festgelegt. Das gesamte *DICOM Media Storage Model* lässt sich in drei Schichten darstellen (siehe Abbildung 24).

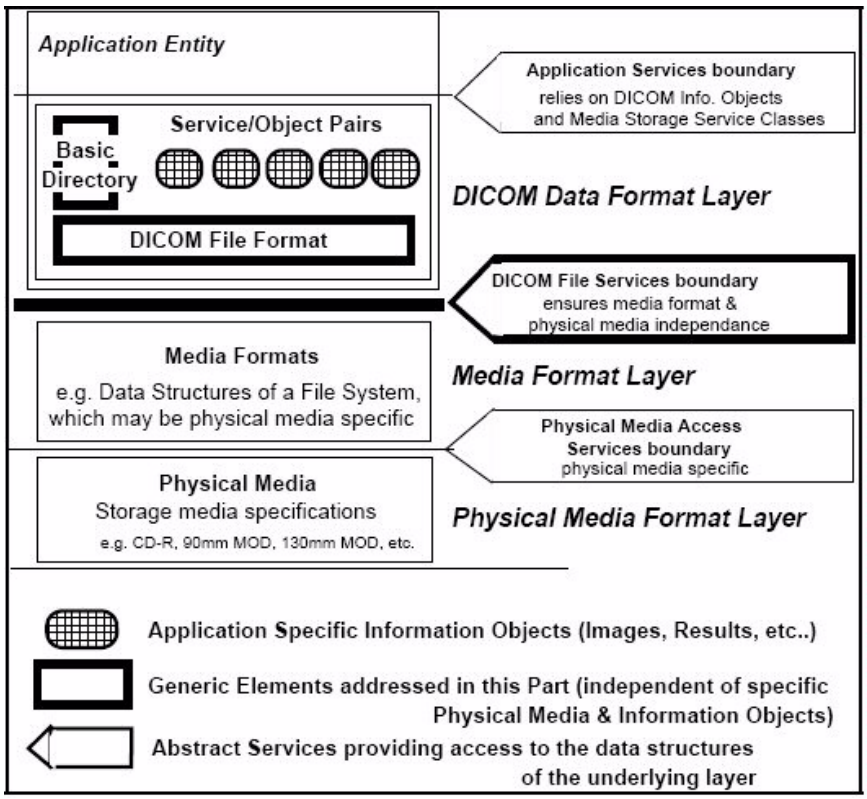


Abbildung 24: Das DICOM *Media Storage Modell* [54].

Aufgrund der im Standard festgelegten einheitlichen Speicherung von DICOM-Daten auf den physikalischen Medien wird einerseits die Netzwerk-unabhängige Übertragung von DICOM-Daten und andererseits die zuverlässige Archivierung von großen Mengen von medizinischen Bildern möglich.

2. 6. 1. 8 Sicherheitsprofil (DICOM-Standard, Teil 15)

Im Teil 15 des Standards werden Sicherheitsaspekte der Datenübertragung in den Grundzügen behandelt. Die konkreten Vorschriften zur Handhabung von Verschlüsselungsalgorithmen und digitalen Signaturen sind aber noch nicht vorhanden.

2. 6. 2 Komprimierung von medizinischen Bilddaten

Zu den wichtigsten Gründen, weswegen man auf die Komprimierung von medizinischen Bildern zurückgreifen muss, gehören einerseits das Streben nach Verringerung des Speicherplatzbedarfs bei Archivierung von medizinischen Bilddaten, und andererseits die Beschleunigung der Datenübertragung über die Netzwerke. Die nachfolgende Abbildung soll anhand einiger Beispiele die Vielfalt der für die Komprimierung von medizinischen Bilddaten in Frage kommenden Techniken verdeutlichen.

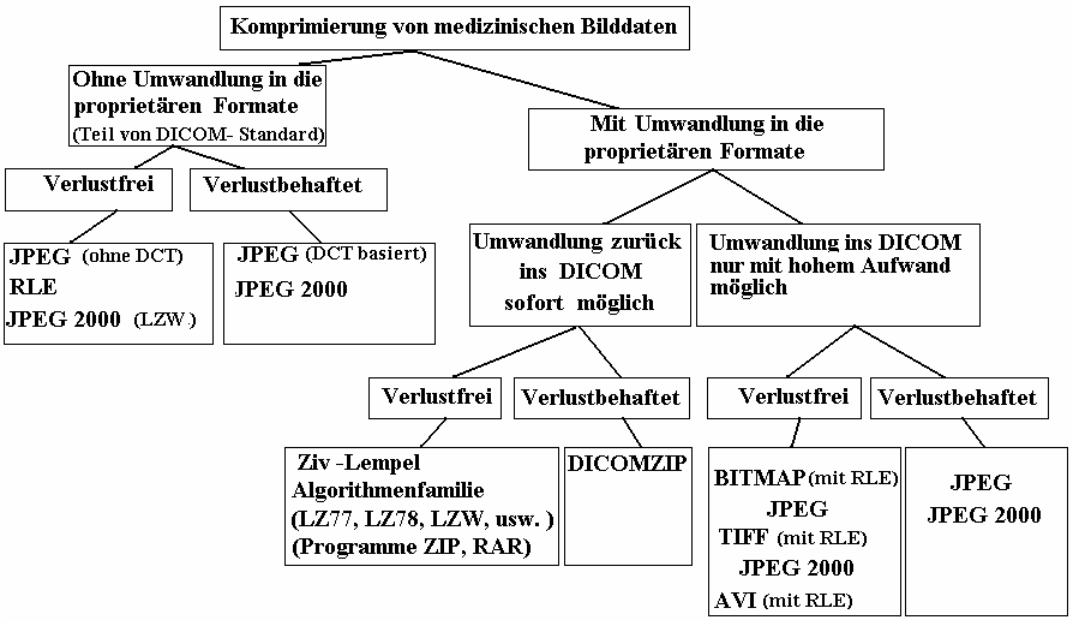


Abbildung 25: Eine Übersicht über Möglichkeiten zur Komprimierung von medizinischer Bilddaten.

Grundsätzlich unterscheidet man bei der Komprimierung von Daten zwischen zwei Arten von Verfahren: der verlustfreien und der verlustbehafteten Komprimierung (oder Datenreduktion). Bei verlustfreier Komprimierung werden nur die Redundanzen eines Bildes reduziert, so dass eine Wiederherstellung des Ursprungsbildes jederzeit vollständig möglich ist. Bei verlustbehafteter Komprimierung werden Informationen aus dem Bild entfernt, die von einem Mensch nicht erkannt oder unterschieden werden können. Bei diesen Verfahren ist eine hundertprozentige Rekonstruktion des Ausgangsbildes nicht erreichbar, dafür sind im Allgemeinen die Kompressionsraten erheblich höher als bei verlustfreier Komprimierung.

Insbesondere bei der Komprimierung von medizinischen Bilddaten ist eine weitere Aufteilung der angewendeten Verfahren und Formate in proprietäre und im DICOM-Standard spezifizierte möglich. Im Folgenden werden die wichtigsten dieser Verfahren näher beschrieben.

2. 6. 2. 1 Komprimierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard

Im Teil 5 des DICOM-Standards (Datenstrukturen und Formatierung) werden unterschiedliche Vereinbarungen über die Art der Kodierung und der Verwendung von Algorithmen zur Komprimierung von Bilddaten innerhalb eines DICOM-Datensatzes getroffen. Die Bekanntgabe der Kodierungs- oder Komprimierungsart erfolgt über die Zuweisung eines vereinbarten Werts zum DICOM-Attribut namens „Transfersyntax UID“. Tabelle 1 stellt alle, zurzeit im Standard verankerte Komprimierungsverfahren mit den entsprechenden Transfersyntax-Nummern vor. Wie aus Tabelle 1 erkennbar, spezifiziert der DICOM-Standard drei Gruppen von Verfahren für die Komprimierung von DICOM-Bildern: darunter RLE, JPEG und JPEG 2000 in zahlreichen Varianten. Die Bilddaten-Kompression nach DICOM-Standard hat sowohl ihre Vor- als

auch Nachteile. Der größte Nachteil besteht in der unzureichend präzisen Beschreibung der formalen Anwendung von einzelnen Verfahren vor allem zur Kodierung von DICOM-*Multiframe*[38] Datensätzen.

2. 6. 2. 1. 1 RLE - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard

RLE oder Lauflängekodierung gehört zu den einfachsten Datenkomprimierungsmethoden [1, 59, 61] Sie wird nach folgendem Muster durchgeführt: zuerst wird das Bild Zeile für Zeile abgetastet. Enthält eine Zeile eine Sequenz von *x* gleichen Bildpunkten, wird nicht *x*-mal derselbe Grauwert gespeichert, sondern festgehalten, dass ein bestimmter Grauwert *x*-mal aufgetreten ist. Die Abfolge von *x* gleichen Symbolen wird bei der Kodierung durch eine 3-Elemente-Kombination, bestehend aus einem „ESCAPE"- Symbol gefolgt von der Lauflänge *x* und dem Grauwert ersetzt. Als „ESCAPE"- Symbol kann ein Wert vereinbart werden, der im Bild überhaupt nicht vorkommt, er wird im Header festgehalten. Auf diese Weise können Zeilenanteile mit den gleichen Elementen sehr effizient gespeichert werden (siehe Abbildung 26). Diese Methode der Datenkompression ist nicht auf alle Bildtypen gleich gut anwendbar. Das größte Problem bei der Verwendung von RLE für die Kodierung medizinischer Grauwertbilder besteht im relativ hohen Rauschen in den niederen Bitebenen eines Bildes [39], besonders in den Bereichen, die das eigentliche Bild enthalten, so dass die Wahrscheinlichkeit, eine ausreichend lange Sequenz von Bildpunkten mit dem gleichen Grauwert zu finden, nicht sehr hoch ist (siehe Abbildung 27 Bereich 1). Aufgrund des relativ hohen Anteils an den immer wiederkehrenden Folgen von Grauwerten „0 -20" (schwarz) in Randregionen von MRT-, CT- oder Ultraschall-Bildern kann dieses Verfahren für solche Bilder jedoch gute Ergebnisse liefern (siehe Abbildung 27 Bereich 2).

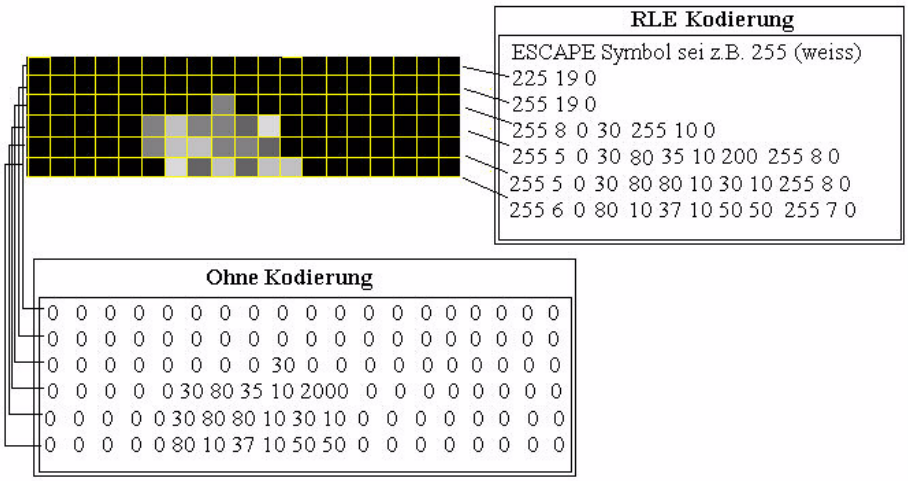


Abbildung 26: Beispiel einer RLE -Kodierung

[38] DICOM-Datensätze, die mehrere Einzelbilder enthalten.

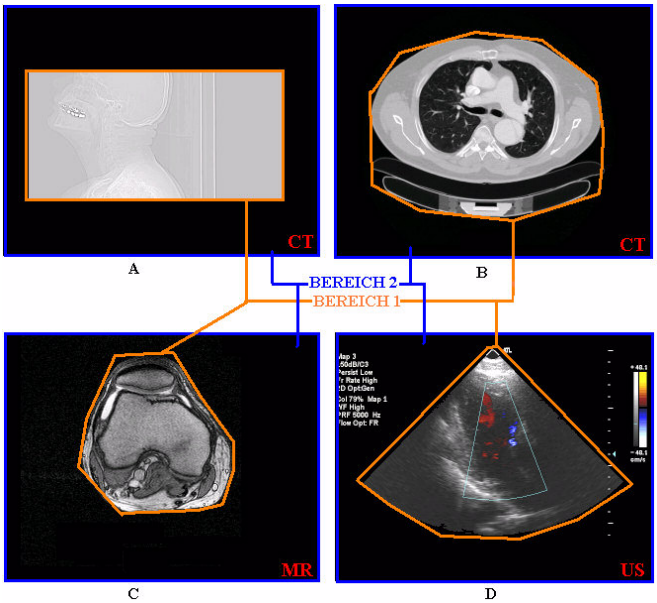


Abbildung 27: Bedeutung von Grauwertverteilung bei RLE- Kodierung

Die konkrete Kapselung von RLE- kodierten Daten in DICOM-Format ist in Abbildung 28 dargestellt.

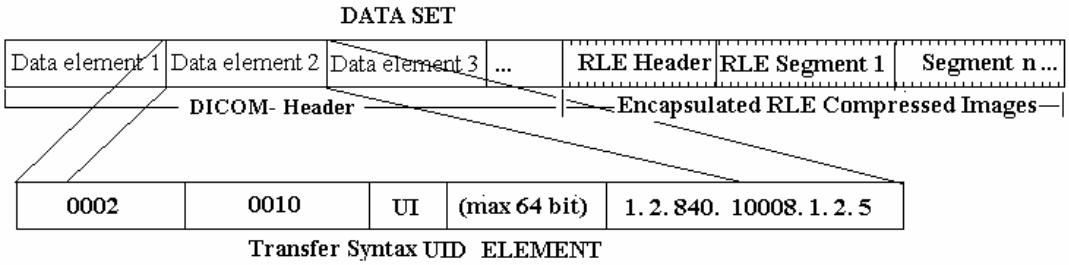


Abbildung 28: Einbettung von RLE- Kode in DICOM-Format

2. 6. 2. 1. 2 JPEG - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard

JPEG- Standard ist ein von der interdisziplinären Arbeitsgruppe namens „*Join Photographic Expert Group*“ entwickelter Standard [30, 31, 32] zur Bildkomprimierung. Dieser umfasst eine große Familie von Verfahren zur verlustbehafteten und verlustfreien Kodierung von digitalen Bildern. Die konkrete Kapselung von JPEG-kodierten Daten im DICOM-Format erfolgt analog zur Kapselung von RLE-kodierten Daten mit dem Unterschied, dass die angewendeten Kodierungsschemata (Kodierungsprozess) über die Angabe einer entsprechenden „Transfersyntax UID“ – Nummer zu erfolgen hat. In Tabelle 1, S. 22, sind alle möglichen Kodierungsprozesse mit der entsprechenden „Transfersyntax UID“ – Nummer aufgelistet.

Im Folgenden wird eine kurze Beschreibung der vier am weitesten verbreiteten JPEG- Kodierungsprozesse [61] gegeben:

- **Der Baseline-Prozess**. Der wichtigste Teil der verlustbehafteten JPEG-Kodierung wird durch den sogenannten Baseline-Prozess definiert. Jeder En- und Decoder muss dem JPEG-Standard entsprechend mindestens die Prozeduren des Baseline-Prozesses beherrschen. Der Baseline-Prozess definiert den minimalen Funktionalitätsumfang eines JPEG-En- und Decoders. Dieses Verfahren basiert auf der DCT-basierten Kodierung und kann 8-Bit Bilder verarbeiten. Die Kodierung erfolgt sequentiell[39]. Für die Entropiekodierung werden ausschließlich Huffman-Codes eingesetzt. Die maximale Anzahl der Codetabellen beträgt zwei.
- **Der erweiterte (*extended*) DCT-basierte Prozess**. Dieser Prozess erweitert den Baseline-Prozess um weitere Merkmale. Es können sowohl 8-Bit als auch 12-Bit Bilder kodiert werden. Es ist möglich, die Verarbeitung sowohl sequentiell als auch progressiv[40] durchzuführen. Weiterhin kann in diesem Modus die arithmetische Kodierung anstelle der Huffman-Codes eingesetzt werden. Die maximale Anzahl der Codetabellen beträgt vier.
- **Der verlustlose Prozess**. Der verlustlose Prozess ist durch eine prädiktive[41] Verarbeitung ohne Kosinus-Transformation gekennzeichnet. Es können Bilder mit einer Auflösung von 2-Bit bis 16-Bit pro Bildpunkt verarbeitet werden. Die Kodierung erfolgt sequentiell. Die maximale Anzahl der Codetabellen beträgt vier.
- **Der hierarchische Prozess.** Der hierarchische Prozess nutzt einen Satz von schrittweise verkleinerten Bildern bei dem, ausgehend von dem kleinsten Bild, die Kodierung mit steigender Auflösung erfolgt. Es kann dabei entweder mit dem erweiterten DCT-basierten Prozess oder dem verlustlosen Prozess gearbeitet werden.

2. 6. 2. 1. 3 JPEG 2000 - Kodierung von Bilddaten gemäß DICOM-Standard

JPEG 2000 ist der jüngste Standard, der zur Komprimierung im DICOM-Standard festgelegt wurde. Der DICOM-Standard verweist für die Spezifikation des Datenformats und der Kodierungsalgorithmen auf die ISO/IEC-Empfehlung FCD15444-1 [33]. Die konkrete Kapselung von JPEG 2000–kodierten Daten im DICOM-Format erfolgt analog der Kapselung von RLE- und JPEG-kodierten Daten. Für JPEG 2000 sind zwei „Transfersyntax UID“ – Nummern vorgesehen: „UID = 1.2.840.10008.1.2.4.90“ zur verlustfreien und „UID = 1.2.840.10008.1.2.4.91“ zur verlustbehafteten Kompression[42] von Bilddaten. Im Gegensatz zu den vorher dargestellten Komprimierungstechniken basiert JPEG 2000 auf der Anwendung von unter-

[39] Block für Block: jede Komponente wird nur einmal betrachtet und sofort vollständig kodiert.
[40] Schritt für Schritt, beginnend mit einer groben Auflösung des Gesamtbildes, verfeinern weitere Durchläufe die Informationen des Bildes sukzessiv.
[41] Bildung direkter Nachbarschaft = Prädiktionsumgebung
[42] In der Tat kann mit dieser UID auch verlustfreie Komprimierung mittels „*reversible wavelet transformation*“ gekennzeichnet werden [54]

schiedlichen *Wavelet*-Transformationen[43]. Die zahlreichen Untersuchungen der Kompressionsergebnisse zeigten im Vergleich zu den anderen Verfahren wie JPEG (baseline) oder RLE [8, 39, 61] eine deutlich geringere Fehlerquote bei höchstmöglicher Kompressionswirkung. Die größte Stärke des JPEG 2000 liegt in der Vielzahl der erlaubten *Wavelet*-Basisfunktionen, die für verschiedene Bildtypen unterschiedlich gut geeignet sind. Es ist deswegen zu erwarten, dass in Zukunft JPEG 2000 andere Formate (JPEG und RLE) zur Komprimierung von DICOM-Bildern verdrängen wird.

2. 6. 2. 2 Komprimierung von medizinischen Bilddaten mittels proprietärer Technologien

Die Gründe, warum man überhaupt proprietäre Verfahren zum Komprimieren von DICOM-Bilder einsetzt, obwohl der DICOM-Standard die Datenkomprimierung bereits regelt, liegen einerseits an einer wenig verbindlichen formalen Beschreibung von Verfahren im Standard selbst, was erhebliche Spielräume für die Entwickler und damit verbundene Inkompatibilität nach sich zieht, und andererseits an fehlender Unterstützung der entsprechenden Funktionalität bei den meisten Modalitäten und DICOM-Viewer-Programmen. Wie aus der Abbildung 25, S. 26, ersichtlich, kann man die proprietären Verfahren in zwei große Gruppen einteilen:

- Zur ersten Gruppe gehören diejenigen Verfahren, die ein DICOM-Bild temporär in ein anderes Format umwandeln (und dabei Daten komprimieren), z.B. um Platz beim Archivieren oder Übertragungszeit zu sparen. Auf diese Weise komprimierte DICOM-Bilder können zu jedem beliebigen Zeitpunkt in das Originalbild konvertiert werden, da alle erforderlichen Informationen zur Wiederherstellung in dem proprietären Format erhalten bleiben. Typischen Vertreter dieser Gruppe sind einerseits für den breiten Einsatz entwickelte, auf der Ziv-Lempel-Algorithmenfamilie basierende Komprimierungsprogramme wie WINZIP [64], und andererseits speziell auf DICOM-Dateien zugeschnittenen Komprimierungsmethoden, wie z.B. das Programm DICOMZIP, dass auf dem adaptiven LZW[44]- JPEG Algorithmus basiert [28, 39, 40].
- Zur zweiten Gruppe gehören Formate und Methoden, deren Ziel es ist, die medizinischen Bilder durch Umwandlung in andere Formate einerseits zu komprimieren, andererseits auch ohne speziellen DICOM-Viewer visualisierbar zu machen. Zu diesem Zweck werden oft die Verfahren JPEG, JPEG 2000, TIFF[45] eingesetzt. Beim Konvertieren von DICOM-Bildern in diese Formate gehen üblicherweise wichtige Informationen aus dem DICOM-Header verloren, da oft nur Bilddaten kodiert werden. Hin und wieder wird der DICOM-Header in Form einer separaten Datei oder als Kommentar im Header des neuen Formats (z.B. im JPEG oder JPEG 2000-Header) teilweise oder vollständig aufbewahrt. Trotz dieser Maßnahmen ist die Wiederherstellung des Originals, wenn überhaupt, nur bedingt möglich. Außerdem können

[43] *Wavelet* = „kleine Welle“ beschreibt das wellenförmige Aussehen von zur Transformation benutzten Basisfunktionen. Eine *Wavelet*-Transformation wandelt ein Bild in *Wavelet*-Koeffizienten um, die eine verkleinerte Kopie des Ausgangsbildes beschreiben [35].
[44] Ein auf dem Ziv –Lempel Kodierungsverfahren basierende Methode zur verlustfreieren Komprimierung.
[45] Eine ausführliche Beschreibung des Formats findet man bei [61, 48].

die meisten Bildvisualisierungsprogramme nicht den in andere Formate eingebetteten DICOM-Header darstellen.

In Folgenden werden einige von diesen Formate näher erläutert.

2. 6. 2. 2. 1 JPEG und JPEG 2000

Hinter den Nahmen JPEG und JPEG 2000 verbirgt sich weniger ein Bildformat, sondern eine Ansammlung von verschiedenen Algorithmen zur Komprimierung von digitalen Bilddaten mit vornehmlich weichen Farbverläufen. Sowohl JPEG als JPEG 2000 erlauben sowohl verlustfreie als auch verlustbehaftete Komprimierung. Der Grad der Komprimierung und die Qualität des Bildes sind über die Wahl der Kompressionskoeffizienten wählbar. Die dem JPEG und JPEG 2000 zu Grunde liegenden Algorithmen wurden bereits auf den Seiten 28 und 29 dieses Beitrags beschrieben. Der größte Vorteil von JPEG-File-Format[46] gegenüber den in DICOM verankerten Komprimierungsregeln (RLE, JPEG oder JPEG 2000) ist seine weite Verbreitung und die Tatsache, dass man kein spezielles Programm für die Visualisierung gebraucht[47] wird. Zu den größten Nachteilen von JPEG gehört die Tatsache, dass die Wiederherstellung des Originalbildes aufgrund fehlender Informationen (z.B. über den Patienten oder die Untersuchung) nicht möglich ist. Im Gegensatz zu JPEG ist JPEG 2000 weit weniger verbreitet, dafür ist die Bildqualität bei gleicher Kompressionsstärke deutlich besser[48]. Die Möglichkeit im JPEG 2000-Header Metadaten zu speichern[49], macht dieses Format für die Komprimierung von medizinischen Bildern außerhalb des DICOM-Standards attraktiv[50].

2. 6. 2. 2. 2 TIFF

Ursprünglich wurde dieses Format für die Anwendungen im Bereich *Desktop Publishing* entwickelt. Dieses Format ist für Farb- und Graustufenbilder in verschiedenen Auflösungen geeignet. Mit ihm lassen sich auch mehrere Bilder in einer Datei speichern. Im TIFF- Format können Bilddaten sowohl unkomprimiert als auch komprimiert (verlustfrei oder verlustbehaftet) gespeichert werden. Zu den, im Format beschriebenen Kompressionsverfahren gehören Huffman-, RLE-, LZW- und DCT- basierte Verfahren. Für die Speicherung von medizinischen Bilddaten aufgrund der fehlenden Möglichkeiten, Patienten- oder Untersuchungsinformationen standardisiert zu integrieren eignet es sich nur eingeschränkt.

---

[46] An dieser Stelle wird JPEG-Datei-Format mit dem in DICOM-Format verglichen.

[47] Die meisten Internet-Browser-Programme und die Bildbearbeitungsprogramme sind in der Lage JPEG-Bilder zu visualisieren.

[48] JPEG 2000 benutzt *Wavelet*-basierte Algorithmen statt Kosinus-Transformationen (bei JPEG) [61].

[49] Auf diese Weise können DICOM-Attribute (wie Patientenname, Untersuchungsdatum, usw.) im JPEG 2000 Header gespeichert werden [47].

[50] Allerdings fehlt auch hier die Möglichkeit der standardisierten Speicherung von DICOM-Atributen

2. 6. 2. 2. 3 DICOMZIP

Das Programm DICOMZIP [28] wurde speziell für die Komprimierung von Graustufen- DICOM-Bildern entwickelt. Die Idee des darunterliegenden Algorithmus besteht im Aufteilen des Originalbildes in zwei Teile, bestehend zum einen aus den höchsten Bitebenen[51] des Originalbildes und zum anderen aus den niedrigsten Bitebenen[52] des Originalbildes (siehe Abbildung 29) [39, 40].

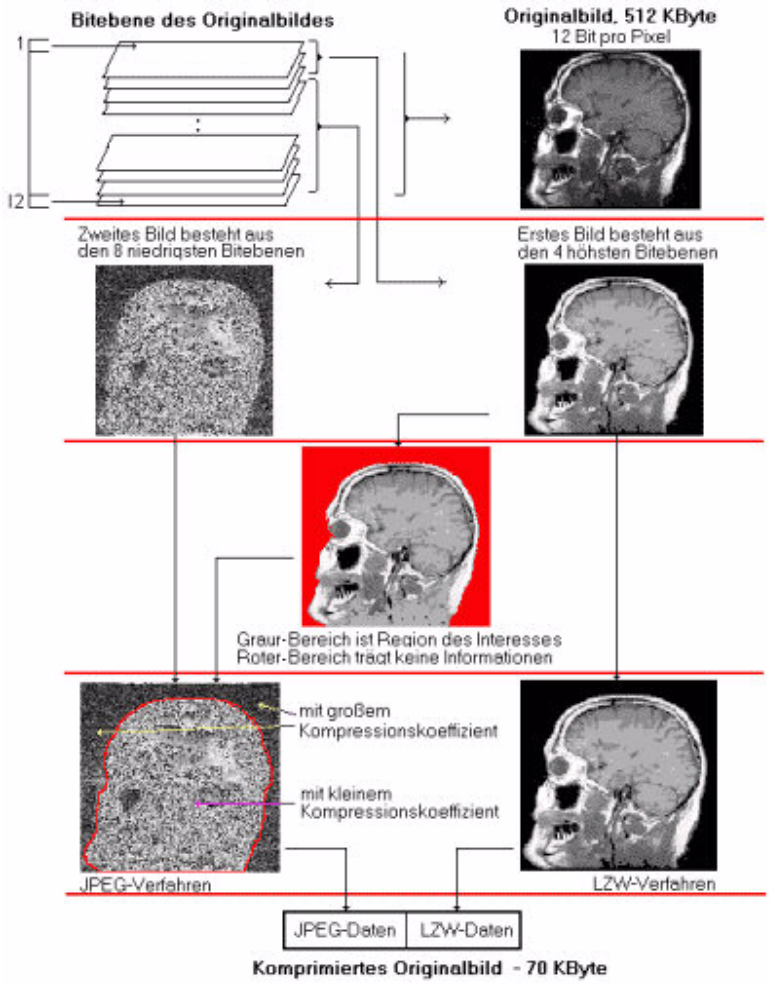


Abbildung 29: LZW- JPEG basierte Komprimierungsverfahren [39]

Der erste Bildteil wird mittels LZW-Verfahren (verlustfrei) und der zweite mittels JPEG-Verfahren (verlustbehaftet) kodiert. Die Aufteilung in zwei Teile geschieht adaptiv mittels statistischer Analyse des Rauschens in den einzelnen Bitebenen. Das DICOMZIP-Format besteht aus dem Header und den Bilddaten. Der Header enthält unter anderem den kompletten Header der DICOM-Datei. Die Bilddaten bestehen aus 3 Teilen: JPEG-Vorschaubild, LZW- kodierte und JPEG-kodierte Bildebenen. Das Besondere an diesem Format ist einerseits die Möglichkeit einer sofortigen vollständigen Wiederherstellung des Originalbildes und andererseits die hohe Kompressi-

[51] Enthalten tatsächlich wahrnehmbares Bild.
[52] Enthalten Rauschen

onswirkung (bis 1:15) [39]. In einer DICOMZIP-Datei können unter anderem mehrere DICOM-Bilder gleichzeitig gespeichert werden. Problematisch ist allerdings die schwankende Kompressionsrate, die hauptsächlich von der Bildbeschaffenheit abhängt[53].

[53] Je höher der Anteil an Bild-Bitebenen ist, die Rauschen enthalten, desto höher ist die Kompressionsrate.

3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Stufen der medizinischen Bildverarbeitung (nach [47]). 1
Abbildung 2: Röntgenbild, Thorax 3
Abbildung 3: Funktionsweise der medizinischen Computertomographie (nach [45]). 3
Abbildung 4:Kontrastanreicherung eines Bildes, links vor der Transformation und rechts nach der Transformation 6
Abbildung 5: Negativbildung (Originalbild links, invertiert rechts) 7
Abbildung 6: Bildfaltung durch zeilenweise Verschieben der Maske 8
Abbildung 7: Verschiedene Faltungsmatrizen und ihre Anwendung([A]- Originalbild, [B] - ganzzahliges Kontrastfilter (leichte Hervorhebung von Kanten), [C] - 4 fache Vergrößerung des Originalbildes mit dem typischen „Pixeln“, [D]- Gleitender Mittelwert angewendet auf das Bild „C“(schwache Glättung)) 8
Abbildung 8: Grundlegende geometrische Transformationen eines 2D- Objekts (nach [34]). 9
Abbildung 9: Lupe 10
Abbildung 10: Freies Rotieren des Bildes, Originalbild (A) und um 15º rotiertes Bild (B) 11
Abbildung 11: Fensterung: Ein MRT-Bild mit verschiedenen Fenstereinstellungen. 12
Abbildung 12: Distanzmessung 13
Abbildung 13: Winkelmessung 13
Abbildung 14: Flächenberechnung bei Pixel-basierter Segmentierung 14
Abbildung 15: Flächenberechnung mittels Zerlegung in einfache Teilfiguren 14
Abbildung 16: Segmentierung anhand vom statischen Schwellenwert, A- Originalbild, B- Hervorhebung von Knochengewebe, C- Hervrhebung von Lungengewebe. 15
Abbildung 17: Kanten-basierte Segmentierung: A- Originalbild, B- Originalbild nach der Anwendung eines Kantenextraktionsfilters, C- Kantenanzeige auf dem Originalbild (simuliert), D- Kantenanzeige auf dem gefilterten Bild nach der Anwendung des Pixel-basierten Segmentierung 16
Abbildung 18: Bestandteile des DICOM-Standards (nach [54]). 19
Abbildung 19: Abbildung der Objekte realer Welt in dem DICOM-Informationsmodell (nach [58]). 20
Abbildung 20: Prinzip der „*service class*“- Bildung [54]. 21
Abbildung 21: DICOM-Kodierungsschema (*DICOM Implicit VR Little Endian*) 21
Abbildung 22: DICOM Network Protocol Architecture [54] 23
Abbildung 23: Struktur einer DICOM-Nachricht [54] 24
Abbildung 24: Das DICOM *Media Storage Modell* [54]. 25
Abbildung 25: Eine Übersicht über Möglichkeiten zur Komprimierung von medizinischer Bilddaten. 26
Abbildung 26: Beispiel einer RLE -Kodierung 27
Abbildung 27: Bedeutung von Grauwertverteilung bei RLE- Kodierung 28
Abbildung 28: Einbettung von RLE- Kode in DICOM Format 28
Abbildung 29: LZW- JPEG basierte Komprimierungsverfahren [39] 32

4 Literaturverzeichnis

[1] *Abmayr* Wolfgang: Einführung in die digitale Bildverarbeitung. B. G. Teubner Verlag, 1994

[2] *American College of Radiology* (*ACR*). URL (26.03.2004): *http://www.acr.org,* 2004

[3] *Apteryx, S.A.R.L: DICOM Image I/O Plugin.* URL (01.03.2004): *http://imagerie.apteryx.fr/dicom/contact.html,* 2004

[4] *Auer* M. L., *Castellanos* H., *Gastinger* B., *Pieringer* M., *Wachsmann* B.: *Expertise Telemedicine. Institute of Applied Sciences in Medicine – Austria* Salzburg, 2001

[5] *Balbach* T., *Liß* T., *Horsch* A.: Visualisierung und Kommentierung von DICOM-Daten. Ein Java-Applet. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. Proceedings des Workshops. S. 338-342. Springer-Verlag, 1998

[6] *Beolchi* Luciano: *Telemedicine Glossary of Concepts, Technologies, Standards and Users 4th Edition* European Commission Information Society Directorate.General Directorate B, 2004

[7] *Birkel* Ulf, *Akatova* Elena, *Gollan* Lutz: Bericht über eine Umfrage zum Stand der Telemedizin in Rheinland-Pfalz, Bericht, Ministerium für Arbeit, Soziales, Familie und Gesundheit. Rheinland-Pfalz, 2002

[8] *Bruckmann* A., *Uhl* A.: Ein Vergleich von Wavelet und JPEG basierten selektiven Methoden im Bereich der medizinischen Bildkompression. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 216-220. Springer-Verlag, 1999

[9] *Dusse* S., *Hoffman* P., *Ramsdell* B., *Lundblade* L., *Repka* L.: *S/MIME Version 2. Message Specification*. In RFC 2311. URL (24.03.2004): *http://www.ietf.org* 1998

[10] *Dusse* S., *Hoffman* P., *Ramsdell* B., *Weinstein* J.: *S/MIME Version 2. Certificate Handling*. In RFC 2312. URL (24.03.2004): *http://www.ietf.org* 1998

[11] *Englbrecht* Michael: Entwicklung sicherer Software. Modellierung und Implementierung mit Java. München Spektrum Akademischer Verlag, 2004

[12] *Engelmann* U., *Schröter* A., *Evers* H., *Gundel* S., *Schwab* M., *Meinzer* H. P.: CHILI: Eine Integrationsplattform für medizinische Bildverarbeitungsmethoden. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme – Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 248-252. Springer-Verlag, 1999

[13] *Freed* N., *Borenstein* N.: *Multipurpose Internet Mail Extensions (MIME). Part 1: Format of Internet Message Bodies*. In RFC 2045, URL (24.03.2004): *http://www.ietf.org*, 1996

[14] *Freed* N., *Borenstein* N.: *Multipurpose Internet Mail Extensions (MIME). Part 2: Media Types*. In RFC 2046, URL (24.03.2004): *http://www.ietf.org* 1996

[15] *Fuhrberg* Kai: Internet Sicherheit. Browser, Firewalls und Verschlüsselung. Hanser Verlag 2000

[16] *Gevantmakher* M.: TI - jPACS -Software. Universität Trier, Forschungsgruppe Institut für Telematik. URL (24.03.2004): *http://www.telematik-institut.org/kompetenzen/@health/dicombased_systems.html*, 2004

[17] *Glasser* O.: Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen. Berlin. Springer Verlag, 1995

[18] *Gollan* Lutz, *Vorwerk* Lutz, *Birkel* Ulf, *Meinel*, Christoph: Studie Teleradiologie: Umfrage unter den Akutkrankenhäusern Baden- Württembergs 2000/2001, Kurzfassung. In: Preprint 01-07, Institut für Telematik e.V., Trier 2001

[19] *Gottwald* Siegfried, *Kästner* Herbert, *Rudolph* Helmut: Meyers kleine Enzyklopädie Mathematik. Mannheim, Meyers Lexikonverlag, 1995

[20] *Hagmüller* A., *Hampel* U., *Freyer* R.: 3D-Bildsegmentierung mittels Radar-Suchstrahl-Algorithmus. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 374-377. Springer-Verlag, 2002

[21] *Handels* Heinz, Medizinische Bildverarbeitung, B. G. Teubner Verlag, 2000

[22] *Hienz* H., *Grobel* K., *Tan* M.: Ein Verfahren für die Berechnung von Farbclustern zur robusten Segmentierung von Farbflächen. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme - Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 368-372. Springer-Verlag, 1998

[23] *Horsch* Alexander, *Handels* Heinz: Telematik im Gesundheitswesen. In Handbuch der Medizinischen Informatik, S. 567-606. Hanser Verlag München, 2002

[24] *Image Processing and Analysis Tool in Java, ImageJ-Software*. URL (24.03.2004): *http://rsb.info.nih.gov/ij/index.html*, 2004

[25] *ImagePlus class, Image Processing and Analysis Tool in Java, ImageJ*. URL (24.03.2004): *http://rsb.info.nih.gov/ij/developer/api/ij/ImagePlus.html*, 2004

[26] Institut an der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg (Kuratorium OFFIS e. V), *DCMTK - DICOM-Toolkit Software*, URL (26.03.2004): *http://dicom.offis.de/dcmtk.php*, 2004

[27] *Institute for Applied Information Processing and Communications: IAIK Java Cryptography Extension. IAIK-S/MIME is a Java Implementation of the S/MIMEv2 standard*. URL (24.03.2004): *http://jce.iaik.tugraz.at/products/03_smime/index.php*, 2003

[28] Institut für Telematik e.V., Trier DICOMZIP- Software URL (24.03.2004): *http://www.telematik-institut.de/patente_und_produkte/produkte/dicomzip.html*, 2001

[29] Institut für Telematik e.V., Trier: *DICOM Management Suite*. URL (24.03.2004): *http://www.telematik-institut.org/kompetenzen/@health/dicombased_systems2.html*, 2002

[30] *ISO/IEC JTC1 10918-1, ITU-T Rec. T. 81.: JPEG Standard for digital compression and encoding of continuous-tone still images. Part 1: Requirements and implementation guidelines*, 1994

[31] *ISO/IEC JTC1 10918-2, ITU-T Rec. T. 83.: JPEG Standard for digital compression and encoding of continuous-tone still images: Compliance testing*, 1995

[32] *ISO/IEC JTC1 10918-3, ITU-T Rec. T. 84.: Information technology – Digital compression and coding of continuous-tone still images: Extensions*, 1996

[33] *ISO/IEC FCD15444-1, Information technology – JPEG 2000Image Coding System. JPEG 2000 Final Committee Draft Version 1.0*, 2000

[34] *Jähne* Bernd: Digitale Bildverarbeitung. Berlin, Springer Verlag, 1997

[35] *Janser* Achim, *Luther* Wolfram, *Otten* Wener: Computergraphik und Bildverarbeitung. Braunschweig, Vieweg Verlag, 1996

[36] *Java Mail API, Sun Microsystems, Inc*. URL (26.03.2004): *http://java.sun.com/products/javamail/index.jsp*, 2004

[37] *JavaWorld.com, an IDG company: Saving bitmap files in Java.* URL (24.03.2004): *http://www.javaworld.com/javaworld/javatips/jw-javatip60-p2.html*, 2003

[38] *Karp* R., *Rabin* M.: *Efficient Randomized Pattern-Matching Algorithms*. In *IBM Journal of Research and Development 31*(1987), S. 249-260. 1987

[39] *Khludov* Sergey: Entwicklung von Algorithmen und Programmen für ein Archivierungs- und Kommunikationssystem zur internetbasierten Verwaltung medizinischer Bilder. Doktorarbeit, Universität Trier, 1999

[40] *Khludov* Sergey, *Meinel* Christoph: LZW-JPEG Kompression radiologischer Bilder. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 297-301, Springer-Verlag, 1999

[41] *Khludov* Sergey, *Meinel* Christoph, *Engel* Thomas: Flächen- und Volumenmessung lokaler Objekte in DICOM-Bildern und -Bildfolgen. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 290-296, Springer-Verlag, 1999

[42] *Khludov* Sergey, *Meinel* Christoph, *Gevantmakher* M., *Engel* Thomas: Das Patienten CD-System. Sicherheitsaspekte der mobilen Technologien. In: Preprint 00-11, Institut für Telematik e.V., Trier 2000

[43] *Klaiber* H. C. *Handels* H., *Pöppl* S. J.: Bildaustausch und radiologische Telekooperation auf der Basis von Java. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 226-230. Springer-Verlag, 1999

[44] *Kohnen* M., *Schubert* H., *Wein* B. B., *Günther* R. W., *Brendo* J., *Lehman* M. T., *Dahmen* J.: Qualität von DICOM-Informationen in Bilddaten aus der klinischen Routine. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 419-423. Springer-Verlag, 2001

[45] *Krestel* E.: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. Berlin, Siemens AG, 1988. In Handbuch der Medizinischen Informatik, S.349. Hanser Verlag München, 2002

[46] *Lehman* T., *Meyer zu Bexten* E.: Handbuch der Medizinischen Informatik, Hanser Verlag München, 2002

[47] *Lehman* Thomas, *Hiltner* Jens, *Handels* Heinz: Medizinische Bildverarbeitung. In Handbuch der Medizinischen Informatik, S.339-414. Hanser Verlag München, 2002

[48] *Lehner* Franz: Einführung in Multimedia. Grundlagen, Technologien und Anwendungsbeispiele. Gabler Verlag, 2001

[49] *Lipp* P., *Bratko* D., *Farmer* J., *Platzer* W., *Sterbenz* A.: Sicherheit und Kryptographie in Java, Addison- Wesley Verlag, 2000

[50] *Meyer zu Bexten* E., *Hiltner* J: Medizinische Bildverarbeitung. Aktueller Stand und Zukunftsperspektiven. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme –Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 396-401. Springer-Verlag, 1998

[51] *Medical Image Processing, Analysis, and Visualization Tool* (MIPAV): MIPAV –Software. URL (24.03.2004): *http://mipav.cit.nih.gov*, 2004

[52] *Morris* P. G.: *Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology*. Oxford, Clarendon Press, 1986

[53] *National Electrical Manufactures Association: „Digital Imaging and Communications*

in Medizine".URL (28.03.2004): *http://medical.nema.org*, 2004

[54] *National Electrical Manufactures Association „Digital Imaging and Communications*

in Medizine". The DICOM Standard. Part 1-16. Rosslyn, Virginia, URL (28.03.2004): *http://medical.nema.org/dicom/2003.html*, 2003

[55] *Ohm* Jens-Rainer: Digitale Bildkodierung. Repräsentation, Kompression und Übertragung von Bildsignalen. Springer Verlag, 1995

[56] *Oppermann* R., *Novak* D. C.: Medizinische Lehr- und Lernsysteme. In Handbuch der Medizinischen Informatik, S.607-649. Hanser Verlag München, 2002

[57] *Postel*, J.: *Simple Mail Control Protocol, RFC 821*. URL (24.03.2004): *http://www.ietf.org*1982

[58] *Revet* B.:*DICOM Cook Book* . Philips Medical Systems Nederland B.V, 1997.

[59] *Schäfer* Günter: Netzsicherheit, Algorithmische Grundlagen und Protokolle. Heidelberg, dpunkt Verlag, 2003

[60] *Schilling*, Jorg, Fraunhofer Institute FOKUS (*Fraunhofer Institute for Open Communication Systems*): cdrecord- Software, URL (24.03.2004): *http://www.fokus.gmd.de/research/cc/glone/employees/joerg.schilling/private/cdrecord.html*, 2004

[61] *Strutz* T. Bilddatenkompression. Grundlagen, Codierung, MPEG, JPEG. Braunschweig, Vieweg Verlag, 2000

[62] *Sun Microsystems, Inc. Java Technology*. *JSDK 1.4.1.* URL (26.03.2004): *http://java.sun.com*, 2004

[63] *Unglauben* F., *Hillen* W., *Kondring* Th.: Java DICOM Viewer für die Teleradiologie. In: Bildverarbeitung für die Medizin. Algorithmen – Systeme – Anwendungen. *Proceedings* des Workshops. S. 404-408. Springer-Verlag, 2001

[64] WinZip Computing, H.C. Top Systems B.V.: WINZIP- Software, URL (01.02.2004): *http://www.winzip.de* (2003)

5 Abkürzungsverzeichnis

ACR: American College of Radiology
API: Application Programming Interface
AVI: Audio Video Interleaved (Multimedia- Format von Microsoft)
CMY: Cyan, Magenta, Yellow (Bezeichnung eines Farbmodells)
CT: Computer Tomographie
DCT: Diskrete Cosinus- Transformation
DES: Data Encryption Standard (symmetrischer Verschlüsselungsalgorithmus)
3- DES: Triple-DES
DICOM: Digital Imaging and Communication in Medicine
DICOM DIR: DICOM Directory, Datenstruktur zum Referenzieren von DICOM Bilder von einem Wechseldatenträger
DIMSE: DICOM Message Service Elements
FTP: File Transfer Protocol
HL7: Health Industry Level 7, Interface Standard
HTTP: Hypertext Transfer Protocol
IP: Internet Protocol
ISO: International Organization for Standardization
ITU: International Telecommunications Union
IuK: Informations- und Kommunikationstechnologien
JPEG: Join Photographic Expert Group
LZW: Eine, auf dem Ziv- Lempel- Kodierungsverfahren basierende Methode zu verlustfreieren Komprimieren von Bildern
LUT: Lookup Tabelle, besteht u. a. aus einer Liste aller möglichen Grauwerte aus einem Bild
MIME: Multipurpose Internet Mail Extensions
MRT: Magnetresonanztomographie
NEMA: National Electrical Manufacturers Association
P2P: Punkt to Punkt
PACS: Picture Archiving and Communication System
RFC: Request for Comments
RLE: Run Lenght Encoding, Lauflängekodierung
ROI: Region of Interest
SCU: Service Class Users
SCP: Service Class Providers
S/MIME: Secure /MIME
SMTP: Simple Mail Transfer Protocol
SOP: Service-Object-Pair
TI: Institut für Telematik
TIFF: Tagged Image File Format
TCP: Transmission Control Protocol
TLS: Transport Layer Security

UID: DICOM Unique Identifier

WWW: World Wide Web