

2.0 Grundlagen

Die Grundlage einer simulierten endoskopischen Rekonstruktion – im Folgenden als virtuelle Endoskopie oder endoluminale Rekonstruktion bezeichnet – besteht zunächst aus einer dreidimensionalen Oberflächendarstellung, verknüpft mit einer perspektivischen Verzerrung und einer starken Vergrößerung, wodurch eine Projektionsebene für den Betrachter entsteht, die der Fläche der frontalen Öffnung eines Endoskops entspricht. Zur Erzeugung einer zunächst erforderlichen Oberflächendarstellung haben sich zwei Verfahren etabliert.

2.1 Oberflächenrekonstruktion, „Surface-rendering“

Dieses Rekonstruktionsverfahren basiert auf einer Dichotomisierung des Volumendatensatzes. In einer als Segmentation bezeichneten Prozedur wird zunächst ein Schwellenwert (in der CT üblicherweise in Hounsfield-Einheiten, HE) festgelegt; Bildpunkte, die einen Dichtewert oberhalb des Schwellenwertes haben, werden vollständig opak, also undurchsichtig dargestellt, dagegen Bildpunkte, die einen Dichtewert unterhalb des Schwellenwertes haben, transparent dargestellt. Der räumliche Zusammenhang von Objekten im Datensatz ergibt sich aus dem Zusammenhang opaker Bildpunkte. Durch zusätzliche Rechenregeln und Filterprozeduren kann verhindert werden, dass einzelne, ohne Zusammenhang zur Umgebung liegende Bildpunkte (Bildrauschen) im Raum unterdrückt werden und somit nur größere, aus mehreren Punkten bestehende Objekte sichtbar werden. Im Grundsatz sind die Rechenregeln für eine Oberflächenrekonstruktion einfach und auch mit geringer Rechnerleistung an großen Datensätzen durchführbar [13].

Nach der Segmentation enthält ein Datensatz je nach Schwellenwert und Homogenität der Dichtewerte nur noch 1-3% der Bildinformation. Der Rest der Daten ist verloren gegangen und kann nur durch eine erneute Segmentation zurück gewonnen werden. Folgende Merkmale sind charakteristisch für eine Oberflächenrekonstruktion [12]:

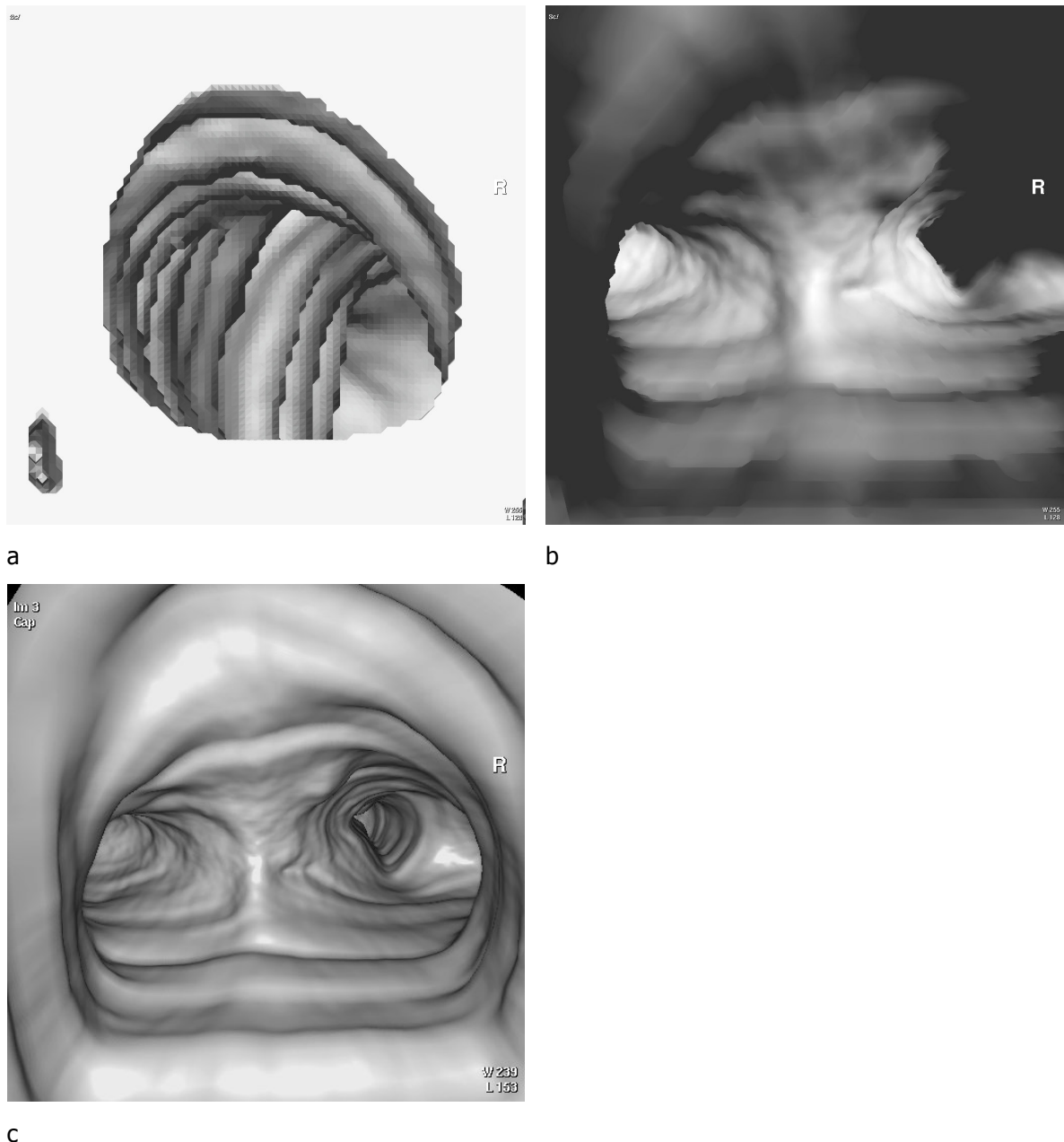
- substanzielle Reduktion der Datenmenge,
- schnelle Weiterverarbeitung auch auf wenig leistungsfähigen Computern,
- Beibehaltung der räumlichen Auflösung auch bei Vergrößerungen.

Die Vorteile der Datenreduktion begründen die bevorzugte Anwendung der Oberflächenrekonstruktionstechnik auf begrenzt leistungsfähiger Computer-Hardware. Dagegen stellt die Datenreduktion eine Interpretation der Daten bezogen auf eine Fragestellung oder ein klinisches Ziel zu einem sehr frühen Zeitpunkt dar, und der Verlust von Bildinformation ist nicht immer offensichtlich für den Betrachter der resultierenden dreidimensionalen Rekonstruktion [14,15]. Die Gefahr von Fehlinterpretationen basierend auf nicht mehr dargestellter (durch Segmentation gefilterter) Bildinformation ist augenscheinlich und auch klinisch kritisch gewürdigt [16,17].

Nach dem Schritt der Segmentation kann eine perspektivische „Verzerrung“ zusammen mit einer starken Vergrößerung berechnet werden, die dem Betrachter den Eindruck eines endoskopischen Blickes in das Objekt hinein verschafft. Abbildung 2 zeigt zunächst das Ergebnis einer Segmentation der lufthaltigen Trachea in Parallelprojektion (2a). Die Grundlage der Rekonstruktion, basierend auf diskreten Bildpunkten, ist deutlich zu erkennen; Dichtewerte unterhalb von -350 Hounsfield-Einheiten sind transparent, Dichtewerte oberhalb des Schwellenwertes opak. Nach zusätzlicher Berechnung einer perspektivischen Verzerrung (2b) entsteht das Bild eines simulierten endoskopischen Blickes in die Trachea, Lichteffekte verstärken den Eindruck. Deutlich erkennbar bleiben jedoch die einzelnen Bildpunkte, welche als Grundlage der Segmentation gedient haben. Trotz Berechnung einer leichten „Unschärfe“ der Kanten bleibt die Oberfläche rau und unnatürlich, bei weiterer Vergrößerung entstünde kein gefälligerer Bildeindruck, da nur die Bildpunkte vergrößert werden, eine Interpolation zwischen den Punkten findet methodisch bedingt nicht statt.

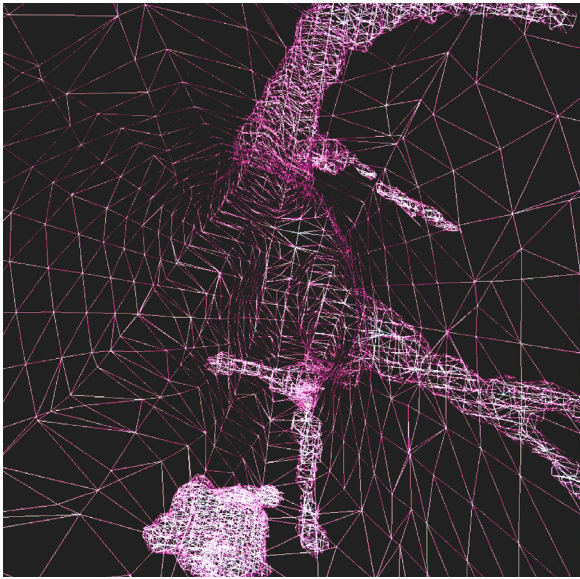
Alternativ zu einer auf Bildpunkte basierenden Oberflächenrekonstruktion können Grenzflächen – im Falle der Trachea zwischen Luft und Weichteilen – auch durch Polygone dargestellt werden, bevorzugt durch zusammenhängende Dreiecke [18]. Eine derartige Extraktion setzt zunächst einen Algorithmus zur Findung der Oberfläche voraus, typischerweise als „region-growing“ bezeichnet. Ausgehend von einem Startpunkt wächst ein virtueller Samen (marching cube) so lange in alle Richtungen, bis jeweils entlang der Wachstumsrichtung der vorgegebene Schwellenwert erreicht wird. Die entstehende Oberfläche (iso-surface) wird anschließend in Dreiecke zerlegt, deren Größe und Form variabel ist, vom Anwender durch Parameterangaben beeinflusst werden und sich auch nach den anatomischen Gegebenheiten richten kann [19]. Übrig bleibt eine gitterartige Struktur, welche die Oberfläche repräsentiert und mit digitaler Textur sowie Licht- und Schatteneffekten versehen werden kann.

Abbildung 2



Dreidimensionale Darstellung der Trachea nach Segmentation von Luft durch Anlegen eines Schwellenwertes. Die Berechnung erfolgt auf Bildpunkten basierend (a). Durch zusätzliche Berechnung einer perspektivischen Verzerrung und einer weiteren Vergrößerung (b) entsteht der Bildeindruck eines endoskopischen Blickes, wobei Licht- und Schatteneffekte diesen Eindruck verstärken. Trotz Kalkulation einer geringen Kantenunschärfe für jeden Bildpunkt bleibt die zugrunde liegende Berechnungsart im Bild erkennbar, die Detailerkennbarkeit leidet unter der Sichtbarkeit einzelner Punkte. Im Gegensatz gestattet eine Darstellung basierend auf Volumen-Rekonstruktionstechnik mit einer Klassifikation der Bildpunkte und Interpolation (c) die Berechnung einer glatten, wirklichkeitsnahen Darstellung.

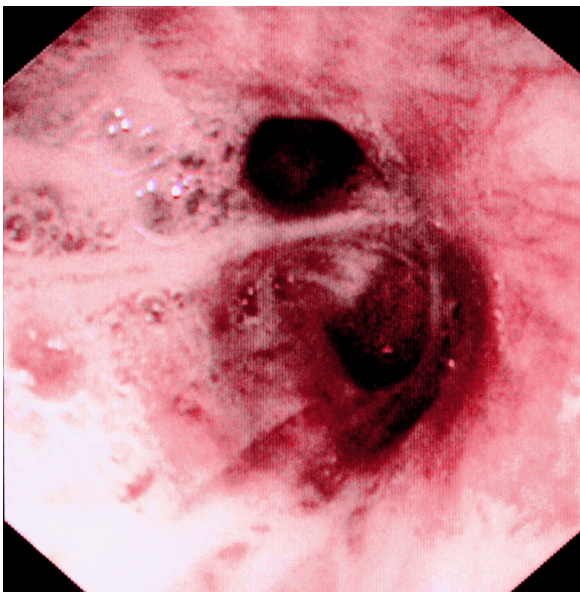
Abbildung 3



a



b



c

Extraktion der Oberfläche des Bronchus zum rechten Oberlappen. Das Drahtgittermodell (a) ist transparent, so dass ein pulmonaler Rundherd dargestellt werden kann. Nach Texturüberzug und Einfärbung sowie Berechnung von Licht- und Schatteneffekten gewinnt die Oberfläche einen natürlicheren Eindruck, die zugrunde liegenden Dreiecke sind jedoch besonders an Bildkanten zu erkennen (b). Der wahre Bildeindruck der Schleimhaut kann nur durch die fiberoptische Endoskopie gewonnen werden (c).

Entscheidende Merkmale dieser Vorgehensweise sind die im Vergleich zum Bildpunkte-Verfahren noch drastischere Reduktion des Datenvolumens und Umwandlung der Daten in eine Vektorgrafik, welche ideale Voraussetzungen für effiziente und schnelle Computerkalkulationen bietet [18]. Schon mit geringer Rechnerleistung lässt sich eine Drehung und Betrachtung der Objekte auf dem Bildschirm in Echtzeit realisieren. Nachteilig ist die durch die Größe und Form der Dreiecke festgelegte räumliche Auflösung der Oberfläche, welche nicht nachträglich geändert werden kann. Bei starken Vergrößerungen, wie sie typischerweise bei simulierten endoskopischen Blicken auftreten, bleiben die Dreiecke als Grundlage der Oberfläche sichtbar und hinterlassen einen unnatürlichen Eindruck. Abbildung 3 zeigt ein Beispiel einer Extraktion der Bronchusoberfläche und Darstellung als Drahtgitter-Modell (a), sowie nach Bearbeitung mit Oberflächentextur die Simulation einer vitalen Mukosa (b), und in Korrelation dazu den fiber-endoskopischen Blick (c). Durch die Transparenz des Drahtgittermodells ist ein pulmonaler Rundherd durch das Gitter hindurch sichtbar; diese Eigenschaft geht nach Texturüberzug verloren. Die der Oberflächendarstellung zugrunde liegenden Dreiecke sind besonders an Kanten im Bild auch nach Texturüberzug erkennbar.

2.2 *Volumenrekonstruktion, „Volume-rendering“*

Im Gegensatz zur Oberflächenrekonstruktion erfolgt bei der Volumenrekonstruktion keine Dichotomisierung des Datensatzes. Bei einem als Klassifikation bezeichneten Prozess wird jedem Bildpunkt im Volumen je nach Vorgabe ein Transparenzwert zugeordnet, der von vollständig opak bis zu vollständig transparent reichen kann [20]. Die Berechnung erfolgt typischerweise in Abhängigkeit des Blickwinkels (ray casting), muss also bei Veränderung jeweils für das gesamte Volumen neu berechnet werden. Trotz Entwicklung von effizienten Algorithmen, welche die Berechnung der Opazität nur auf solche Bildpunkte beschränken, die potenziell im resultierenden Bild zur Abbildung kommen [21], bedeutet dieses Rekonstruktionsprinzip einen hohen kalkulatorischen Aufwand und erfordert in klinischer Anwendung schnelle Computer mit hoher Rechenleistung. Je nach Implementierung (Software oder Hardware) ergeben sich heute Berechnungszeiten im Sekunden- bis Minutenbereich pro Bild. Die Merkmale einer Volumenrekonstruktion sind:

- individuelle Berechnung der Transparenzen für jede Betrachtungsposition,
- Erhaltung des vollen Datenumfanges,
- Veränderung der Klassifikation jederzeit möglich,

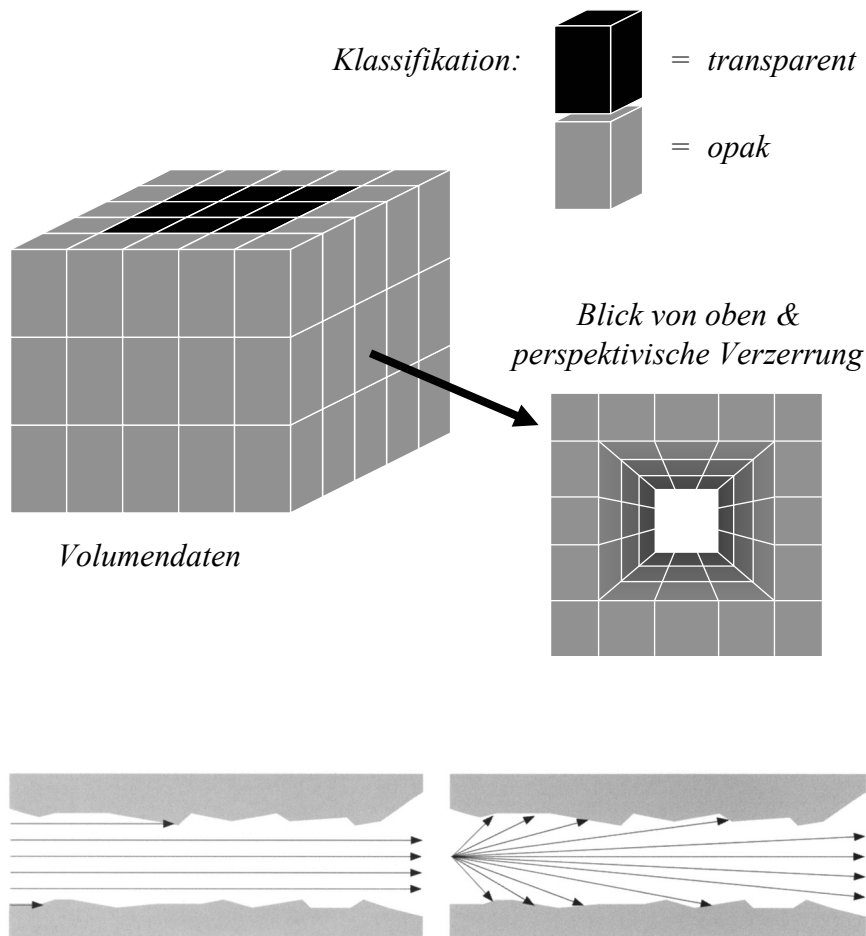
- Interpolationen bei sehr starken Vergrößerungen möglich.

Die resultierenden Bilder erreichen insbesondere durch die Möglichkeiten der Vergrößerung mit einer Bildpunkte-Interpolation in Abhängigkeit vom Blickwinkel eine Oberflächendarstellung, welche nahezu frei von Bildpunkte- oder Geometrie-Artefakten ist [22]. Effekte von Staircasing, Aliasing, Rippling, Slicing und Highlight flashing können durch entsprechende Filter, Oversampling und Interpolation reduziert werden [12]. Abbildung 2c zeigt die gleiche Perspektive, wie mit der Oberflächenrekonstruktion bereits erstellt. Der Qualitätsunterschied in der Detailabbildung ist offensichtlich. Zusätzlich können unterschiedlichen Transparenzwerten auch beliebige Farben zugeordnet werden, was für Volumenrekonstruktionen komplexer anatomischer Regionen wie zum Beispiel im Abdomen oder Thorax sehr hilfreich ist, die Rekonstruktionen erscheinen farblich natürlicher. Für die virtuelle Endoskopie hat eine Farbzurordnung noch keine klinische Anwendung, obwohl eine Farbgebung je nach Helligkeit der Darmwand experimentell bereits angewendet wurde [23].

2.3 *Virtuell-endoskopische Darstellung*

Unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionsverfahren entsteht der simulierte endoskopische Bildeindruck durch die Berechnung einer perspektivischen Verzerrung und starken Vergrößerung. Die Perspektive kann frei gewählt werden, klinisch eingesetzte Endoskope verwenden typischerweise Winkel um 90 Grad. Abbildung 4 demonstriert das Prinzip der virtuellen Endoskopie zusammen mit einer Klassifikation von Luft als transparent und von Weichteilen als opak. Für die Navigation durch ein tubuläres Hohlorgan wie Dün- und Dickdarm kann entweder eine manuelle, interaktive Technik oder eine automatische Navigation entlang eines definierten Pfades durch den Darm erfolgen. Bei einer manuellen interaktiven Navigation ist eine schnelle, in Echtzeit kalkulierte Rekonstruktion erforderlich. Diese Bedingung ist abhängig von der zur Verfügung stehenden Rechengeschwindigkeit und der Datenimplementation auf dem entsprechenden Computer. Einige Softwarelösungen wandeln den dreidimensionalen, importierten Datensatz in ein proprietäres internes Format um (z.B. Vitrea, Vital Images) und können während dieses Prozesses bereits Vorkalkulationen durchführen, die eine spätere dreidimensionale Rekonstruktion erleichtern. Typischerweise verwenden Workstations heute Oberflächenrekonstruktionen, da bei dieser Technik, wie unter 2.1 ausgeführt, eine Datenreduktion stattfindet und die Berechnung der Oberfläche weniger Rechenleistung abverlangt.

Abbildung 4



Prinzip der virtuell-endoskopischen Darstellung anhand eines vereinfachten zusammengesetzten Quaders. Die schwarzen Volumenelemente (Voxel) repräsentieren Luft und werden als transparent klassifiziert, die grauen Voxel als opak. Durch Berechnung einer perspektivischen Verzerrung, einer mit der Entfernung vom Betrachter nachlassenden Lichthelligkeit und Betrachtung des Objektes in Richtung des transparenten Raumes entsteht der Bildeindruck einer Endoskopie.

Pfad-Definition

Die Berechnung eines Pfades durch ein Hohlorgan ermöglicht eine „offline“ Rekonstruktion endoluminaler, virtuell-endoskopischer Bilder, welche später bei der Betrachtung als Film zusammengesetzt werden können. Durch die einstellbare Schrittweite der Rekonstruktion auf dem Pfad kann die Interaktivität und der optische Bildeindruck einer „flüssigen“ Navigation gesteuert werden, auch hat die Schrittweite Einfluss auf die erzeugte Datenmenge. Die Navi-

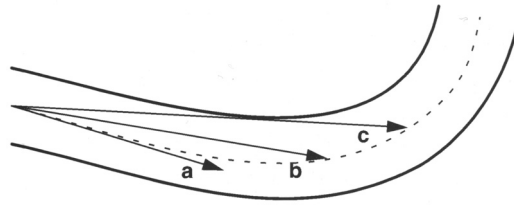
gation und Pfaddefinition durch ein Hohlorgan stellt dennoch ein Problem dar, wenn starke und zahlreiche Abwinkelungen erforderlich sind. Ein effektiv geplanter Pfad hat folgende Eigenschaften:

- der Pfad muss zu jeder Zeit innerhalb des zu betrachtenden Hohlorgans verbleiben,
- der Pfad sollte weitestgehend der Zentrallinie im Organ folgen, da damit eine möglichst umfangreichen Abbildung der Wandstrukturen erreicht wird,
- der Pfad sollte „geglättet“ sein, um eine „ruhige“ und „flüssige“ Betrachtung des Organs zu ermöglichen.

Ist der Pfad erst einmal definiert, kann der Datensatz durch „offline“ Kalkulation vorberechnet werden, womit die Navigation entlang des Pfades erheblich beschleunigt wird. Dennoch bleibt es möglich, an einem beliebigen Punkt einen Rundumblick zu generieren.

Eine manuelle Pfaddefinition ist mühsam, aber möglich, und kann durch Festlegung einzelner Fixpunkte (key points) erleichtert werden. Die durchgehende Pfaderstellung erfolgt dann durch Verbindung der Fixpunkte mittels einer geglätteten Kurve – ein gängiges Verfahren in der Computeranimation. Die Festlegung der Fixpunkte kann eine aufwendige und zeitraubende Tätigkeit sein und in einem anatomisch unübersichtlichen Organ wie zum Beispiel dem Dünndarm zu Fehldefinitionen führen. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Anwendung eines automatischen, Computer assistierten Algorithmus zur Pfaddefinition [24,25]. Zunächst wird die interessierende Struktur (das Hohlorgan) segmentiert durch einen Schwellenwert, alternativ auch klassifiziert mit anschließender Oberflächendefinition. Ein digitaler „Samen“ wird vom Anwender innerhalb des Organs gesetzt und definiert damit zusammenhängende Bildpunkte innerhalb des Schwellenwertes. Nach Festlegung des letzten Punktes im Pfad wird die kürzeste Verbindung zwischen den beiden Punkten durch die segmentierte Struktur (Hohlorgan) mittels einer Distanzen-Analyse gesucht. Der kürzeste Weg folgt typischerweise Teilen der Wandstrukturen, insbesondere in Kurven oder Knickbildungen. Um den Pfad in Richtung Zentrallinie zu bewegen, werden die äußeren Begrenzungen des Hohlorgans schrittweise erodiert und der kürzeste Pfad erneut aus Fragmenten des zuvor gefundenen Pfades berechnet, wiederum mit einer Distanzen-Analyse. Die Entfernung der äußeren Begrenzung erfolgt so lange, bis das gesamte Organ entfernt ist, danach wird der Pfad geglättet und steht als Zentrallinie zur Verfügung.

Abbildung 5



Darstellung der Blickrichtung auf einem vordefinierten Pfad als Zentrallinie: orientiert als Tangente zum Pfad (a), zur nächsten Pfadposition mit einstellbarer Schrittweite (b) und in Richtung des ersten, nicht mehr sichtbaren Punktes auf dem Pfad (c)

Zur Festlegung eines Blickes wird die Projektionsebene der virtuell-endoskopischen Rekonstruktion an einer Position auf dem Pfad festgelegt. Die Blickrichtung ist bestimmt durch die lokale Pfadrichtung, die einfachste Festlegung erfolgt entlang der Tangente des Pfades (Abbildung 5a). Einen natürlicheren Eindruck erhält man jedoch, wenn sich die Blickrichtung auf eine weiter distal liegende Pfadposition bezieht (Abbildung 5b), welche in einem bestimmten Abstand zur aktuellen Position der Rekonstruktion liegt. Der Nachteil dieses Vorgehens ist, dass bei scharfen Kurven oder Knickbildungen die Blickrichtung soweit von der Zentrallinie abweichen kann, dass eine sinnvolle Inspektion des Lumens nicht mehr möglich ist. Eine Lösung des Problems kann dadurch erreicht werden (Abbildung 5c), dass sich die Blickrichtung auf die erste Pfadposition bezieht, welche vom Betrachtungsstandpunkt nicht mehr sichtbar ist [24,25]. Ein stetiger Blick auf den ersten, nicht mehr sichtbaren Punkt auf dem Pfad kann in plötzlichen Änderungen der Blickrichtung resultieren, wenn ein teilweise nicht sichtbarer Anteil des Pfades schlagartig sichtbar wird, so dass es zu Sprüngen in der Sichtbarkeit des nächsten Pfadpunktes kommt. Ein Glättungsalgorithmus kann diese plötzlichen Sprünge verhindern. Wenn die Blickrichtung erst einmal berechnet ist, kann der Betrachter weiterhin den Blickwinkel individuell modifizieren und auch um die Längsachse entlang des Pfades rotieren. Die Folge wären wiederum plötzliche Sprünge in der Orientierung, wenn sich der Betrachter auf die nächste Pfadposition bewegt. Eine Lösung besteht in einer Angleichung der Orientierung zwischen zwei eng benachbarten Pfadpositionen, wobei eine einfache Achse zur Drehung ausreicht. Nachteilig wirkt sich ein solches Verfahren aus, wenn Anfangs- und Endposition stets mit der gleichen Orientierung erfolgen sollen. Ist eine solche Anforderung gegeben, darf der Betrachter während der Rekonstruktion die Blickorientierung nicht manuell verän-

dern. Alternativ kann auch ein virtuelles „Gewicht“ an die Rekonstruktionsebene geheftet werden, welches stets dazu führt, dass nach Änderung der Orientierung in definierbaren Schritten eine anatomisch eindeutige Orientierung eingenommen wird.

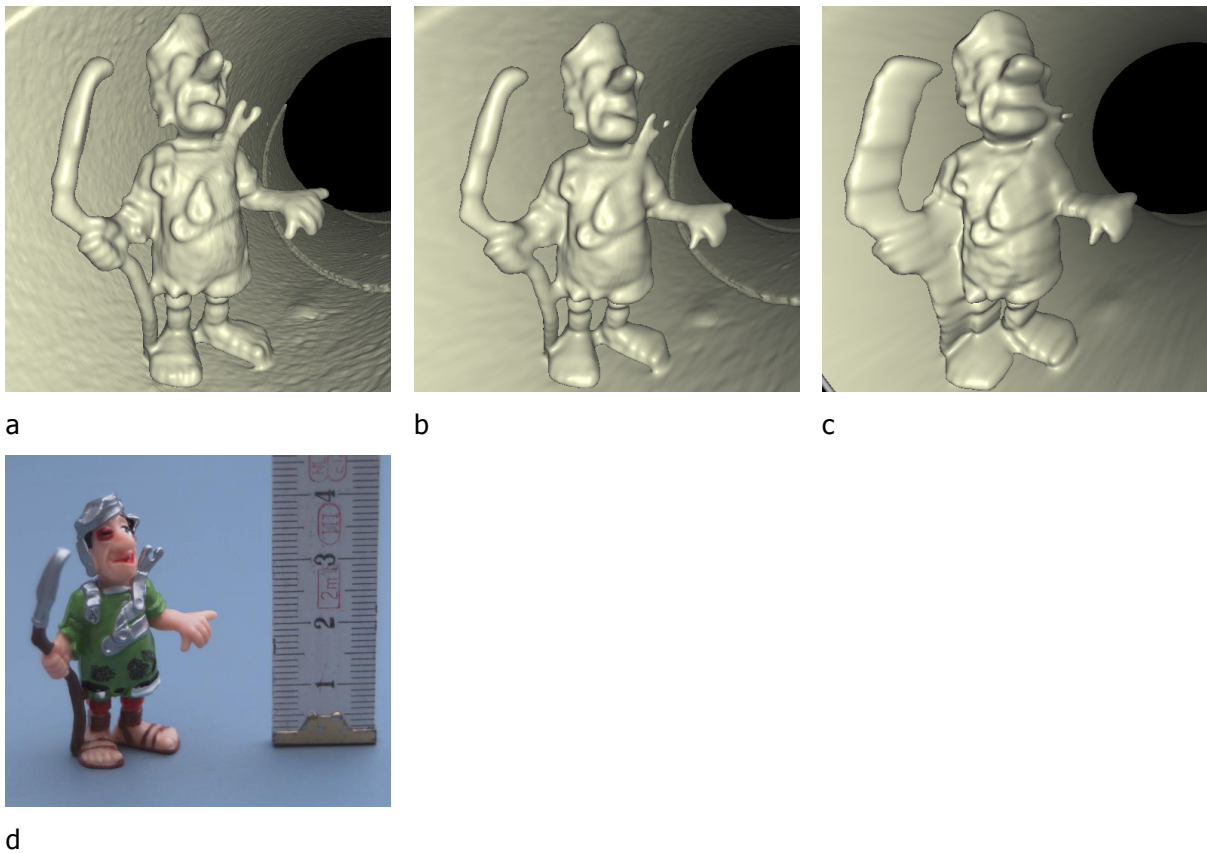
Parameter

Außer dem Verfahren der Rekonstruktion beeinflussen mehrere Faktoren die Qualität einer virtuell-endoskopischen Rekonstruktion. Eine unbearbeitete, nicht vergrößerte dreidimensionale Rekonstruktion aus einem computertomographischen Datensatz hat typischerweise eine Bildmatrix von 512x512 Bildpunkten in der axialen Schichtrichtung, entlang der Längsachse des Patienten variiert die Anzahl der Bildpunkte je nach Schichtdicke und Länge des Datensatzes. Möchte man bei starker Vergrößerung nicht einzelne Bildpunkte als separate Einheit erkennen, ist eine wirksame Interpolation notwendig. Diese erhöht zwar nicht die tatsächliche geometrische Auflösung, bietet dem Auge aber eine gefälligere Darstellung. Insbesondere in der virtuellen Endoskopie sind starke Vergrößerungen notwendig, um z.B. einen vollständigen Blick in die Trachea oder den Dickdarm zu gewinnen. Die virtuelle Projektionsebene wird sich an der typischen Linsenöffnung eines wahren fiberoptischen Endoskops von weniger als einem Quadratzentimeter orientieren. Die Bildmatrizen im CT haben sich seit Jahren nicht geändert und liegen bei 512x512 Bildpunkten, die früher alternativ angewendeten 320x320 Bildpunkte finden keine klinische Anwendung mehr. Damit ist die Auflösung in einer Ebene in Abhängigkeit von der Feldgröße definiert und liegt in der Größenordnung von 0,5-1,5 mm. In diesem Zusammenhang bedeutet allerdings Auflösung nicht die tatsächlich räumliche Auflösung gemessen in Linienpaaren pro Zentimeter, sondern ist synonym gebraucht zu Angabe der Kantenlänge eines einzelnen Bildpunktes.

Schichtdicke

Das Hauptproblem der Auflösung für virtuell-endoskopische Rekonstruktionen liegt in der Kantenlänge der Bildpunkte entlang der z-Achse, der Längsachse des Patienten. Die Kantenlänge ist im Wesentlichen bestimmt durch die gewählte Schichtdicke am CT. Welchen Effekt die Wahl der Schichtdicke auf die Qualität der Rekonstruktion hat, sei an einer Phantomfigurine in einer Röhre demonstriert (Abbildung 6). Insbesondere wenn die Schichtdicke die Kantenlänge um ein Vielfaches übersteigt, wird der Auflösungsverlust in der dreidimensionalen Rekonstruktion deutlich erkennbar.

Abbildung 6



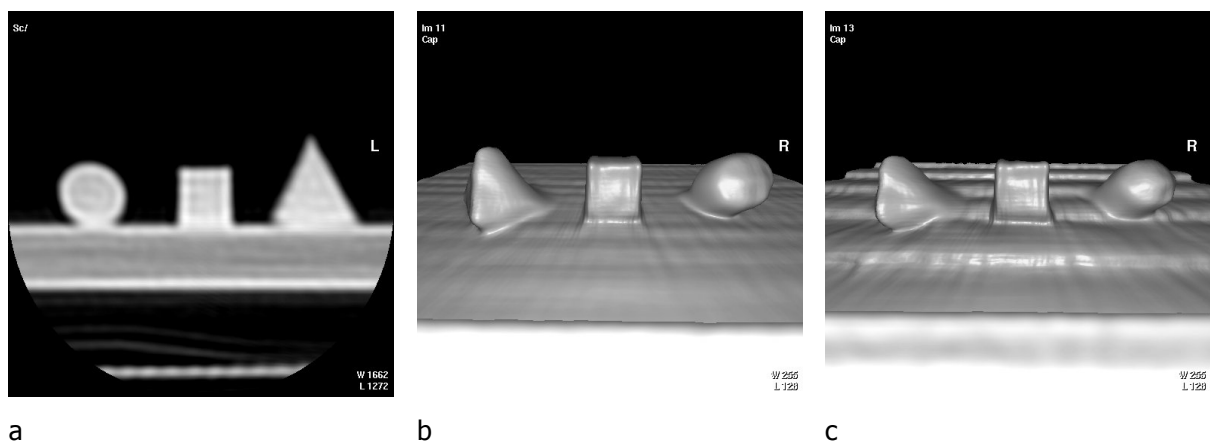
Abhängigkeit der Qualität der endoluminalen Rekonstruktion (Figurine in einer Röhre) von der primären Schichtdicke: 0.5 mm (a), 1.5 mm (b) und 4.5 mm (c). In allen drei Fällen lag das Rekonstruktionsintervall bei 40%, respektive 0.2, 0.6 und 1.8 mm. Bei einer Kantenlänge der Bildpunkte in der Scanebene von 0.5 mm zeigt die Rekonstruktion (a) die höchste Detaildarstellung, in (b) sind bereits die Finger nicht mehr getrennt dargestellt. Eine weitere Verdreifachung der Schichtdicke zeigt die eintretende „Verschmierung“ der Anatomie, durch Partialvolumeneffekte sind Anteile der Figurine gar nicht mehr abgebildet. Nebenbei sei darauf hingewiesen, dass die Oberfläche der Innenseite der Phantomröhre in (a) unruhiger ist als die Oberfläche in den weiteren Rekonstruktionen. Dieser Effekt entsteht durch das höhere Bildrauschen, welches bei konstanter Strahlendosis in dünneren Schichten enthalten ist. (d) Foto der untersuchten Figurine.

Pitch-Faktor

Der Pitch-Faktor, definiert als das Verhältnis von Tischvorschub zu Schichtdicke und Rotationszeit in Relation zur Anzahl der simultan aufgenommenen Schichten, hat einen geringeren

Einfluss auf virtuelle Rekonstruktionen als die primäre Schichtdicke [26], weshalb generell ein höherer Tischvorschub einer dickeren Schicht vorgezogen wird. Typische Werte für die Spiral-CT liegen zwischen 1.5 und 1.7 und sind klinisch evaluiert [27]. Allerdings treten im Spiral-CT bei gewinkelt zur Scanebene liegenden Flächen Pitch-Artefakte auf, welche das endoskopische Bild beeinträchtigen können (Abbildung 7). In der Mehrschicht-Spiral-CT hat der Pitch-Faktor einen noch geringeren Einfluss, da aufgrund des Rekonstruktionsalgorithmus das Schicht-Sensitivitätsprofil in einem weiten, klinisch relevanten Bereich nahezu unabhängig vom Tischvorschub ist und ein höherer Pitch-Faktor überwiegend in das Bildrauschen eingeht [28].

Abbildung 7



Simplifiziertes Modell mit drei geometrischen Figuren von 7 mm Größe (a). Bei einer Schichtdicke von 5 mm wurde das Modell mit einem Pitch-Faktor von 1:1 (b) und 2:1 (c) untersucht und die Bilddaten überlappend rekonstruiert (2 mm Intervall). Beachte die erheblichen Spiral-Artefakte bei hohem Pitch-Faktor.

Schwellenwert

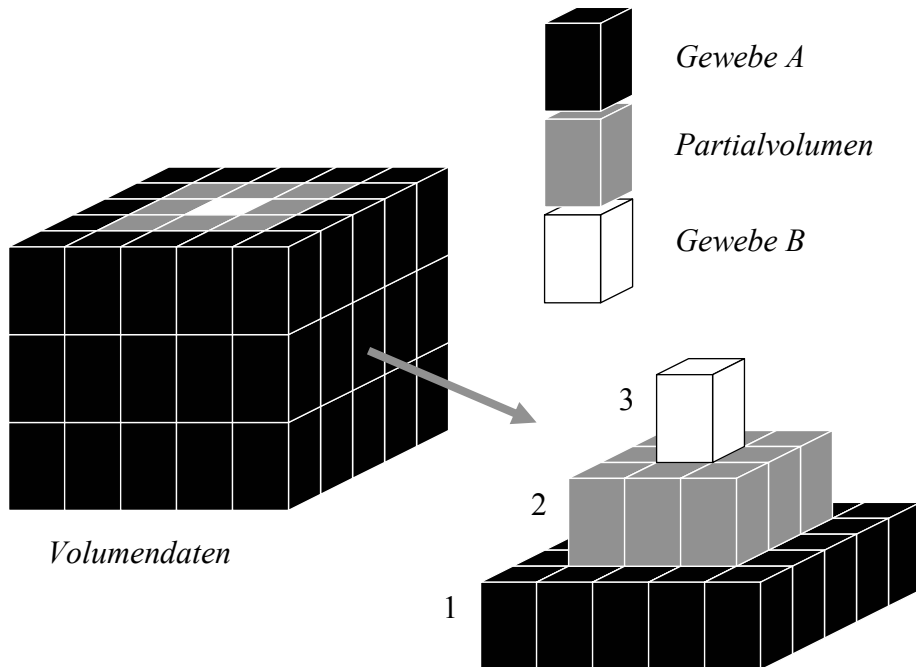
Der Schwellenwert hat Einfluss vor allem auf die Größe von abgebildeten Strukturen und kann zur Separation von Strukturen in der virtuellen Endoskopie führen, wenn Partialvolumeneffekte die Dichtewerte verfälschen. Abbildung 8 zeigt schematisch den Effekt des Partialvolumeneffektes auf die Dichtewerte von Bildpunkten, welche zum Teil hellere und

zum Teil dunklere Anteile des darzustellenden Objektes repräsentieren. Je nach eingestelltem Schwellenwert erscheinen Objekte zu groß oder zu klein, so dass akkurate Messungen nicht auf dreidimensionalen Rekonstruktionen erfolgen können. Besonders bei kleinen Strukturen, welche in der Größenordnung der primären Schichtdicke liegen, kann ein fehlerhaft gesetzter Schwellenwert zur Trennung anatomischer Strukturen oder auch zu Löchern in Oberflächen führen (Abbildung 9). In den meisten Fällen erzielt man mit einer Einstellung der Klassifikation genau zwischen den beiden Dichtewerten der angrenzenden Gewebearten (Abbildung 10) gute Ergebnisse [29].

Bildrauschen

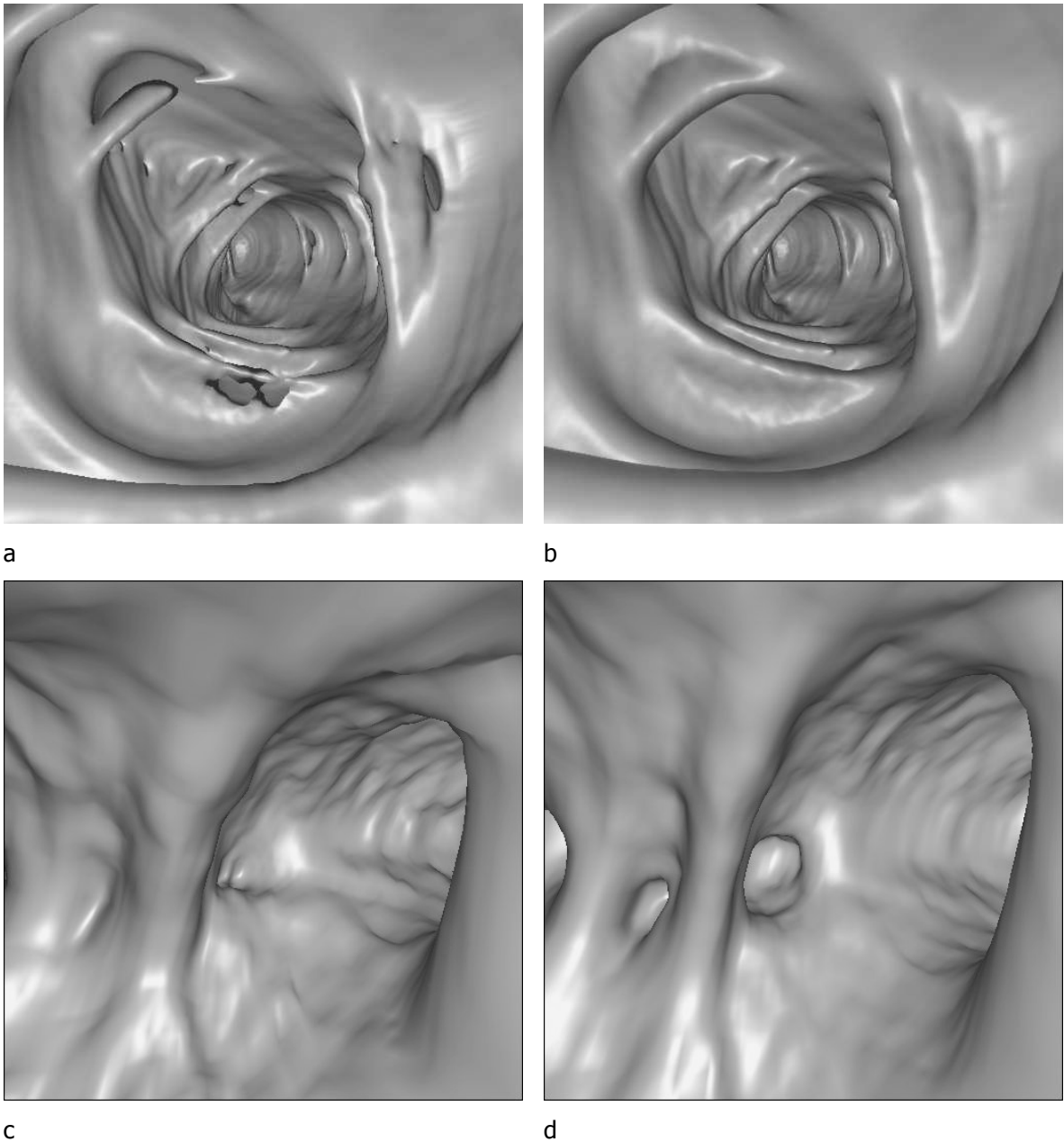
Das Bildrauschen hat einen wesentlichen Einfluss auf die Qualität dreidimensionaler Rekonstruktionen. Im Wesentlichen ist das Bildrauschen durch die verwendete Energiedosis und damit durch die Menge an Strahlung an den Detektoren im CT bestimmt, kann jedoch durch zahlreiche vom Anwender einstellbare Parameter beeinflusst werden. Hohes Bildrauschen bei Untersuchungen, welche mit niedriger Dosis in Relation zur Schichtdicke durchgeführt wurden, lässt sich durch Anwendung eines glättenden Rekonstruktionsfilters (Kernels) zum Teil ausgleichen. Typischerweise leidet unter einer Glättung die räumliche Auflösung. Abbildung 11 zeigt schematisch, welchen Einfluss das Bildrauschen auf die Oberflächendarstellung in einer Volumenrekonstruktion mit Klassifikation hat. Je höher der natürliche Kontrastunterschied zwischen zwei Geweben ist, desto weniger einflussreich ist das Bildrauschen auf die richtige Zuordnung der Bildpunkte zum passenden Gewebe. Daraus lässt sich ableiten, dass bei Hochkontrastobjekten (Dichteunterschiede größer 100 Hounsfield-Einheiten) die erforderliche Strahlendosis für eine glatte Oberflächendarstellung geringer ist als bei Niedrigkontrastobjekten.

Abbildung 8



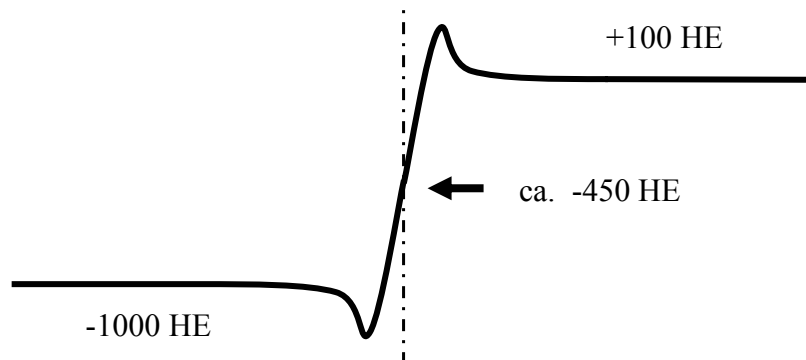
Die Wahl des Schwellenwertes sowohl für eine Oberflächen- als auch Volumenrekonstruktion hat substantziellen Einfluss auf die Größe von insbesondere kleinen Objekten mit anteilig hohem Partialvolumeneffekt. Eine einfache lineare, helle Struktur B sei umgeben von dunklem Gewebe A. Durch die begrenzte und endliche Bildauflösung entstehen Bildpunkte um das Gewebe B herum, welche teilweise die Dichte des hellen und teilweise die Dichte des dunklen Gewebes enthalten. Wird der Schwellenwert für die Segmentation oder Klassifikation zu gering gesetzt, erscheint das Objekt zu groß (1), wird der Schwellenwert zu hoch gesetzt, bleibt nur der Kern übrig (3) und das Objekt ist zu klein dargestellt. Ein Schwellenwert zwischen beiden Dichtewerten repräsentiert in der dreidimensionalen Rekonstruktion das ursprüngliche Objekt am besten. Dieses Beispiel soll zeigen, dass dreidimensionale Rekonstruktionen, welche abhängig von einem frei einstellbaren Schwellenwert sind, nicht für akkurate Größenmessungen herangezogen werden dürfen.

Abbildung 9



Einfluss des Schwellenwertes auf die Darstellung der Anatomie: in (a) wurde ein Schwellenwert für die Klassifikation von -600 HE verwendet, wodurch es zu artifizialen Löchern in Falten kommt. Nach Korrektur der Klassifikation auf -750 HE (b) sind die Löcher verschwunden. (c) zeigt eine virtuell-endoskopische Rekonstruktion bei einem Schwellenwert von -900 HE, Divertikel sind nicht zu erkennen. Nach Korrektur auf -550 HE (d) lassen sich die Öffnungen der Divertikel gut nachweisen.

Abbildung 10



Schematische Darstellung zur Bestimmung des optimalen Schwellenwertes. Je dünner die Schichtdicke, desto weniger einflussreich wird die genaue Lage des Schwellenwertes, da der Anteil des Partialvolumeneffektes mit der Schichtdicke abnimmt.

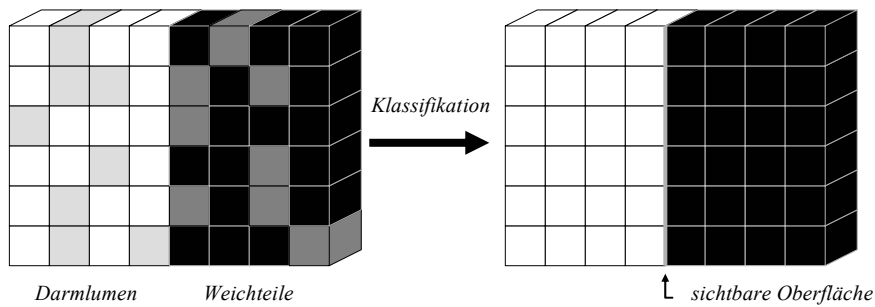
2.4 Alternative Darstellungsverfahren

Hybridtechnik

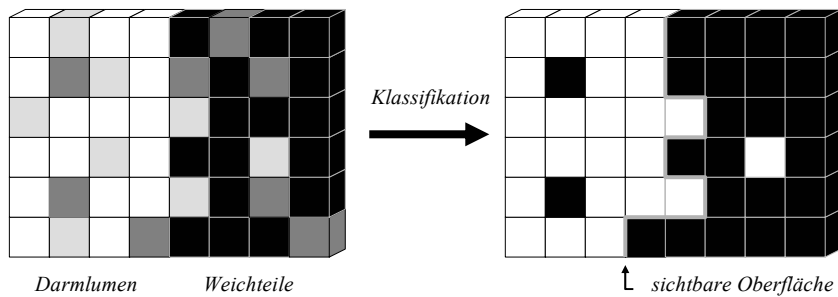
Neben einer großen Anzahl weiterer Darstellungsmöglichkeiten dünn-schichtig aufgenommener Bilddaten aus der Computertomographie haben sich zwei weitere Darstellungstechniken klinisch bewährt: die Hybridtechnik und eine transparente Darstellung. Bei dem Hybridverfahren werden axiale oder auch multiplanare Bilder mit dreidimensionalen Rekonstruktionen kombiniert in der Art, dass Anteile des Bildes, welche keine erkennbaren Grauwertanteile enthalten, mit endoluminaler Information gefüllt werden. Abbildung 12 zeigt ein Beispiel einer Dickdarmuntersuchung; der vorbereitete Darm ist mit Kohlendioxid-Gas gefüllt. Die dunklen Anteile des Darmes werden ausgefüllt mit der passenden dreidimensionalen Rekonstruktion des Darmlumens, so dass für jede beliebige Schicht sowohl die axiale als auch die virtuell-endoskopische Bildinformation erkennbar ist. Die axialen Grauwerte lassen sich wie gewohnt nach Fensterbreite und -lage regulieren, die endoluminalen Bildanteile können farblich abgesetzt werden, um die Unterscheidbarkeit von der Schnittbildinformation zu verbessern. Definitionsgemäß werden axiale Bilder in der Computertomographie stets von kaudal

Abbildung 11

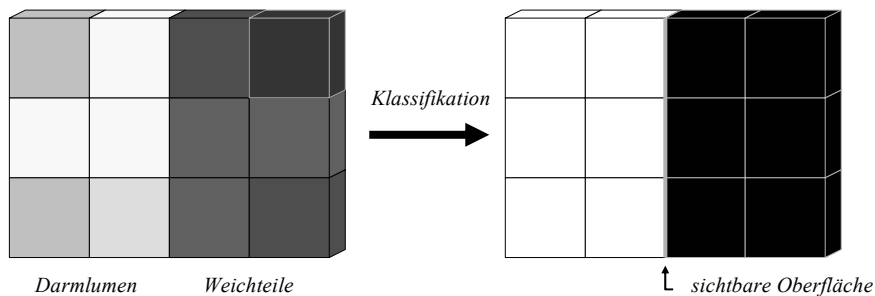
Niedriges Bildrauschen





Hohes Bildrauschen



Hohes Bildrauschen + glättendes Filter

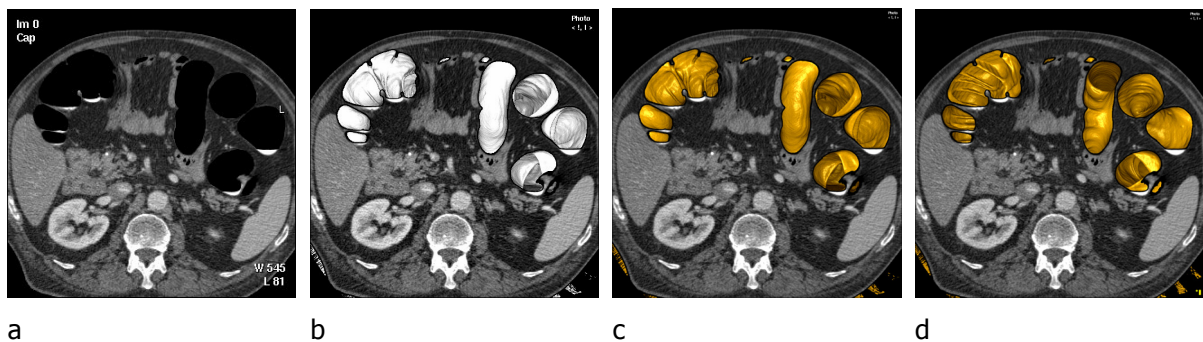


Klassifikation:  = transparent  = opak

Prinzipdarstellung des Zusammenhanges von Bildrauschen, Schichtdicke und Darstellung der Oberfläche in virtuell-endoskopischen Rekonstruktionen. Zunächst erfolgt für die Volumenrekonstruktion eine Klassifikation der Bildpunkte, weiße und hell-graue werden als transparent, dunkelgraue und schwarze als opak definiert. Bei einer gegebenen Schichtdicke mit geringem Bildrauschen durch ausreichende Energiedosis am Detektor gelingt unter Beibehaltung der maximalen Bildauflösung eine klare Trennung der beiden Gewebearten, die Oberfläche wird glatt dargestellt. Durch Halbierung der Schichtdicke steigt das Bildrauschen um den Faktor $\sqrt{2}$ an. Die Folge sind Bildpunkte, welche zufällig Dichtewerte erreichen, die jeweils dem anliegenden Gewebe durch die Klassifikation zugeordnet werden. Die virtuell-endoskopische Oberfläche erscheint rau, zusätzlich finden sich „Inseln“ aus opakem Gewebe innerhalb des eigentlich als transparent definierten Gewebes. Durch Anwendung eines glättenden Filters kann das Bildrauschen reduziert werden, allerdings auf Kosten der räumlichen Auflösung. Die Folge ist wiederum eine glatte Oberfläche, die Detaildarstellung ist hingegen reduziert.

aus betrachtet, damit die Seitenbezeichnung in Relation zur frontalen Darstellung unverändert bleibt. Als Folge kann zunächst nur die endoluminale Bildinformation oberhalb der axialen Schnittebene betrachtet werden. Durch Umrechnung gelingt es, unter Beibehaltung der axialen Betrachtungsebene auch die unterhalb der axialen Ebene liegende endoluminale Bildinformation einzublenden. Somit kann der Betrachter zwischen zwei Bildern hin- und herwechseln, ohne dass sich die axiale Schicht ändert [30].

Abbildung 12



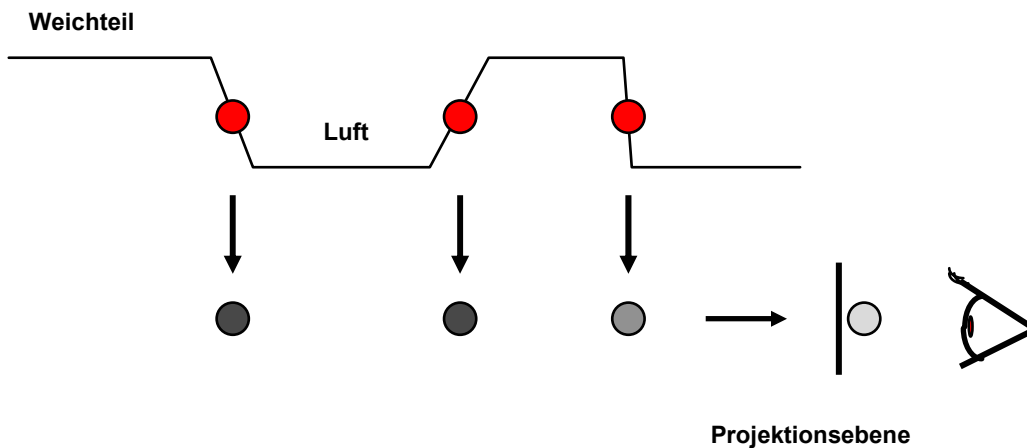
Hybriddarstellung des Darmes: (a) zeigt eine axiale Schicht, der Darm ist mit CO₂ gefüllt. Die dunklen Anteile im Bild innerhalb des Darmes werden mit endoluminaler Information gefüllt (b). Durch farbliche Eintönung gelingt eine optische Hervorhebung der virtuellen Anteile (c). Unter Beibehaltung der axialen Seitenorientierung kann zwischen der Darstellung der Darmanteile oberhalb und unterhalb der axialen Ebene gewählt werden (d).

Tissue-Transition-Projection

Eine neue Projektionstechnik stellt die Tissue-Transition-Projection (TTP) dar. Dabei werden auf eine Betrachtungsebene nur diejenigen Bildpunkte im Volumen projiziert, die einen Dichteunterschied im Gewebe, also einen Gradienten entlang des Projektionsstrahles repräsentieren. Da Bildpunkte jedoch nur Dichteinformation als Abbild des entsprechenden Volumens in der Realität haben, erfolgt zunächst eine Interpolation des Volumendatensatzes ersten Grades, wobei die resultierenden „interpolierten“ Bildpunkte keine absolute Information mehr über die Dichte des realen Volumens enthalten, sondern nur noch die Information über den Dichteunterschied in Relation zu den Bildpunkten in der Umgebung. Die Stärke des Gradienten entlang der Projektionsrichtung wird durch Helligkeit des interpolierten Bildpunktes kodiert: je

steiler der Gradient, desto heller der interpolierte Bildpunkt im Volumen. Alle berechneten Bildpunkte werden in einem zweiten Schritt auf die Betrachtungsebene projiziert. Abbildung 13 erklärt den Zusammenhang zwischen Gradienten im Gewebe und resultierender Helligkeit des Punktes auf der Betrachtungsebene.

Abbildung 13



Prinzip der Tissue-Transition-Projection (TTP). Jedem Dichteunterschied im Gewebe entlang des Betrachtungsstrahls wird ein Bildpunkt mit einer der Stärke des Gradienten proportionalen Helligkeit zugeordnet und aufsummiert auf die Betrachtungsebene projiziert.

Durch die Summation aller Punkte entlang des Betrachtungsstrahls entsteht der Eindruck einer Bildtransparenz. Je stärker ein Gradient im Gewebe ist, desto weniger sind Gradienten distal davon sichtbar. Diese Bildcharakteristik imitiert den Bildeindruck eines Schleimhautbeschlags mit Kontrastmittel, wie er zum Beispiel beim Kontrasteinlauf unter Röntgendurchleuchtung Verwendung findet: je dicker der Bariumbeschlag an der Mukosa, desto stärker ist die Absorption des Röntgenstrahls, desto heller der resultierende Bildpunkt auf dem Film oder Bildverstärker, und desto weniger sind weitere Bilddetails hinter dem Bariumfilm sichtbar. Eine TTP-Darstellung kommt einer Barium-Doppelkontrastdarstellung des Dickdarmes oder auch einer Bronchographie sehr nahe.

Entscheidender Vorteil der TTP-Darstellung gegenüber einer dreidimensionalen Oberflächendarstellung ist die Transparenz, weil dem Betrachter abgewandte Pathologien sichtbar bleiben [31]. Die Abbildung 14 zeigt ein Phantom, bestehend aus zwei mit radiodichtem Kon-

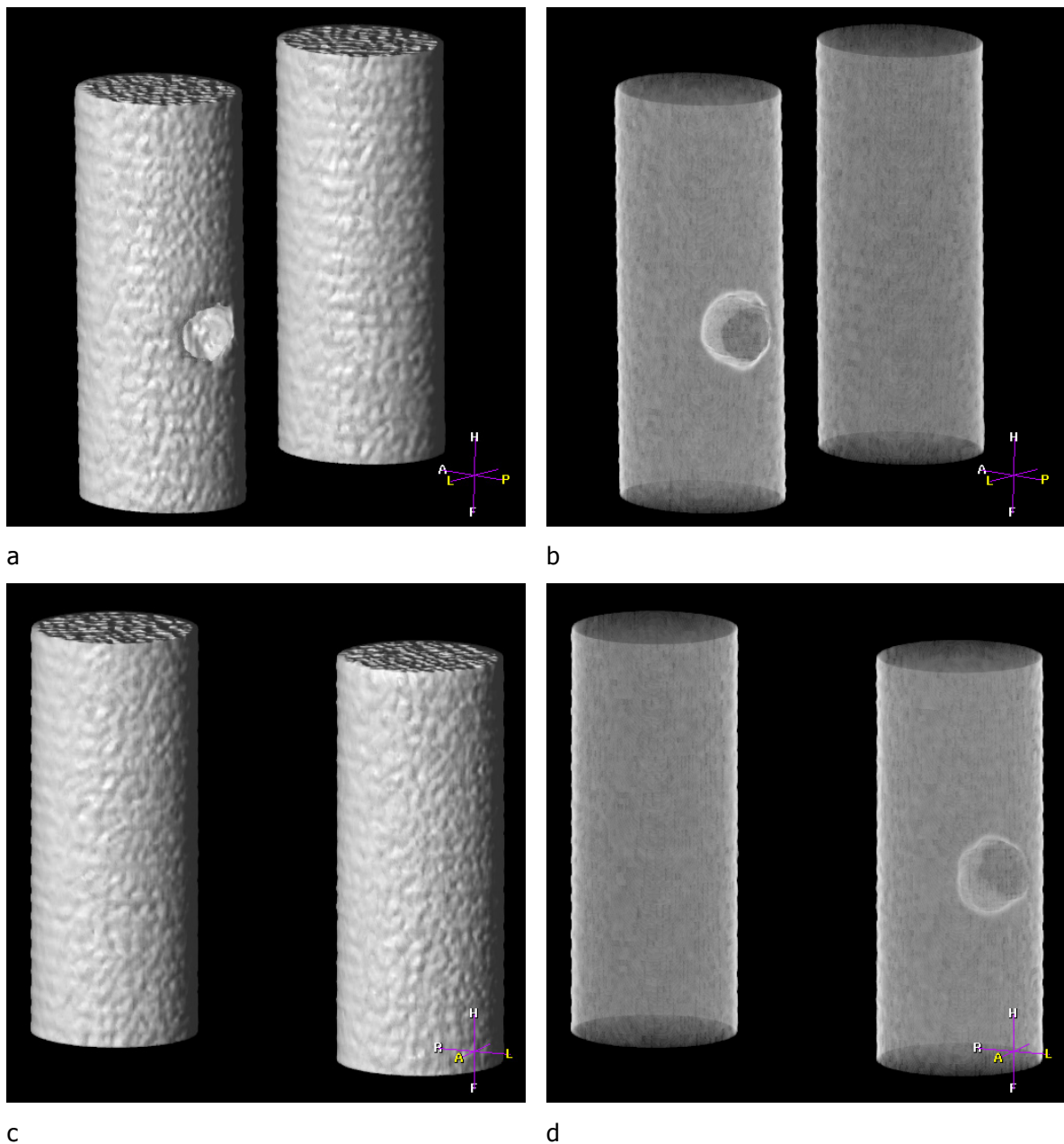
trastmittel gefüllten Kunststoffröhren und einem kleinen simulierten Polypen an der Innenwand der einen Röhre. In der Oberflächendarstellung kann der Polyp als Aussparung nur erkannt werden, wenn die entsprechende Phantomseite dem Betrachter zugewandt ist. Hingegen stellt sich der Polyp in der TTP auch dar, wenn das Phantom gedreht ist und in der Oberflächendarstellung keine Pathologie sichtbar ist. Abbildung 15 zeigt ein klinisches Beispiel einer Patientenuntersuchung sowohl in der Oberflächen- als auch in der TTP-Darstellung. Durch die Transparenz der TTP lassen sich weitaus mehr Anteile des Dünn- und Dickdarmes beurteilen, welche in der Oberflächendarstellung verdeckt sind. Der Bildeindruck der TTP ähnelt der Darstellung einer konventionellen Doppelkontrastdarstellung des Darmes.

Kolondissektion

Eine weitere Alternative stellt die virtuelle Kolondissektion dar. Nach Definition eines Pfades (siehe 2.3) durch den Dickdarm wird von jedem Punkt entlang des Pfades in einer definierten Schrittweite ein Strahl zirkulär in die Umgebung emittiert und die resultierende Grenzfläche nach vorangegangener Klassifikation in eine Ebene projiziert. Es entsteht ein Bildeindruck wie bei einer Dissektion des Darmes in der Pathologie [32], daher wird das Verfahren auch als „virtuelle Pathologie“ bezeichnet [33]. Die in der Theorie sehr einfache Überlegung stößt in der Praxis bei stark geschwungenem Darm mit Knickbildungen und kurzen Radien auf Probleme, welche zu Verzerrungen und Doppelabbildungen führen, da eine ein-eindeutige Ortszuordnung von Raum und Fläche nicht gewährleistet ist. Durch Achtteilung des Darmes (Abbildung von jeweils nur 45° des Vollkreises) kann das Problem der Verzerrung deutlich reduziert werden, die fehlende ortsgetreue Abbildung bleibt dennoch bestehen.

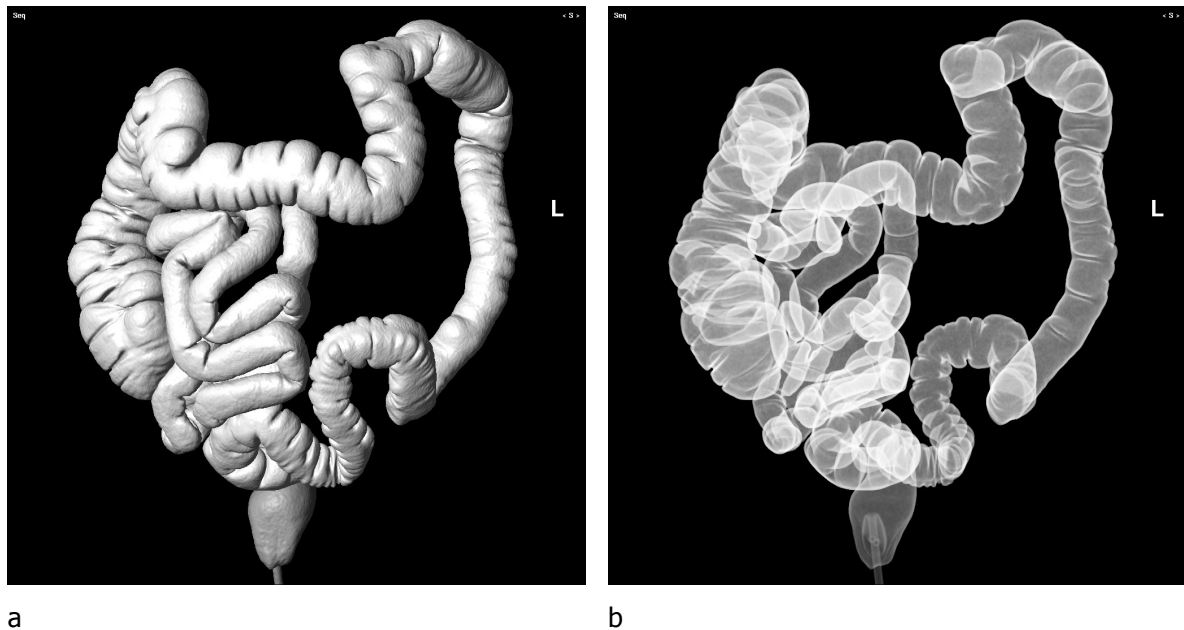
Abbildung 16 zeigt ein Beispiel eines Darmabschnittes, welcher experimentell an einer Workstation aufgeschnitten wurde. Durch Vergrößerung eines Abschnittes kann die Detailerkennbarkeit verbessert werden, die Samplingrate (Schrittintervall auf dem Pfad durch den Darm) wurde nicht verändert, weshalb einzelne Bildpunkte sichtbar werden. Zum Vergleich ist der korrespondierende Abschnitt des Darmes nach Resektion dargestellt. In einem Vergleich zwischen einer Betrachtung der axialen Schichten und Bildern einer virtuellen Kolondissektion konnte gezeigt werden, dass nur in der Hälfte der Datensätze eine vollständige Dissektion möglich, die Detektionsrate für Polypen kleiner und größer als 10 mm schlechter bei Betrachtung der Dissektionsbilder im Vergleich zur Betrachtung der axialen Bilder war

Abbildung 14



Vereinfachtes Phantom einer tubulären Struktur (Kunststoffröhren mit Kontrastmittelfüllung) mit einer 5 mm großen polypösen Struktur an der Wand einer Röhre. (a) zeigt eine Oberflächenrekonstruktion und (b) eine transparente Rekonstruktion (TTP) des Phantoms, wobei der simulierte Polyp dem Betrachter zugewandt und daher als Aussparung der Oberfläche erkennbar ist. (c) und (d) zeigen die gleichen Rekonstruktionen, jedoch mit rotierter Phantomposition. In der Oberflächendarstellung ist der Polyp nicht mehr erkennbar, in der TTP dagegen durch die Transparenz der Oberfläche gut sichtbar.

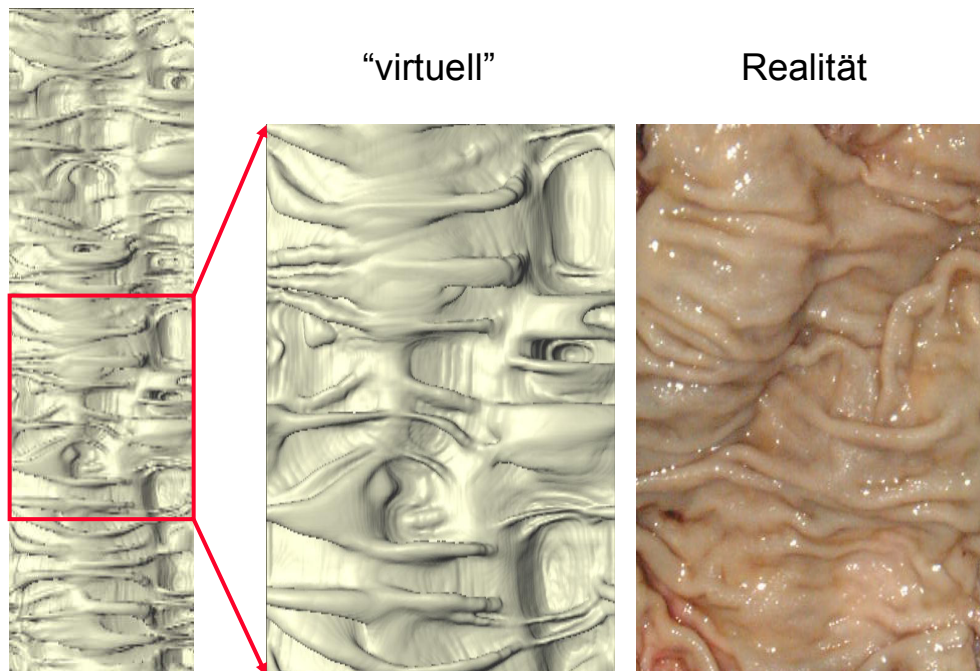
Abbildung 15



Dickdarmuntersuchung eines Patienten nach rektaler CO₂-Gas-Insufflation. Anteile des distalen Dünndarms (Ileum) sind durch fehlenden Verschluss der Bauhinschen Klappe ebenfalls mit Gas gefüllt. Mehrere Anteile des Darmes sind durch Überlagerung in der Oberflächendarstellung (a) nicht beurteilbar, dagegen gestattet die TTP-Darstellung (b) aufgrund der Transparenz die Visualisierung aller Darmanteile.

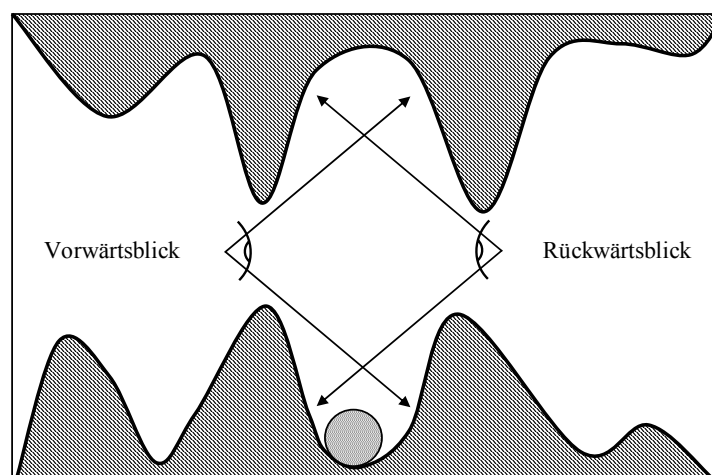
und dass die Rechen- und Betrachtungszeit deutlich verlängert wurde [34]. Die Autoren schlussfolgern, dass eine Pfadfindung für die Kolondissektion hilfreich sein kann und betrachten diese Darstellungsform nur als „Zusatz“ zur Befundung der axialen Bilder.

Abbildung 16



Beispiel einer virtuellen Darmdissektion im Vergleich zu dem korrespondierenden Darmabschnitt nach chirurgischer Resektion.

Abbildung 17

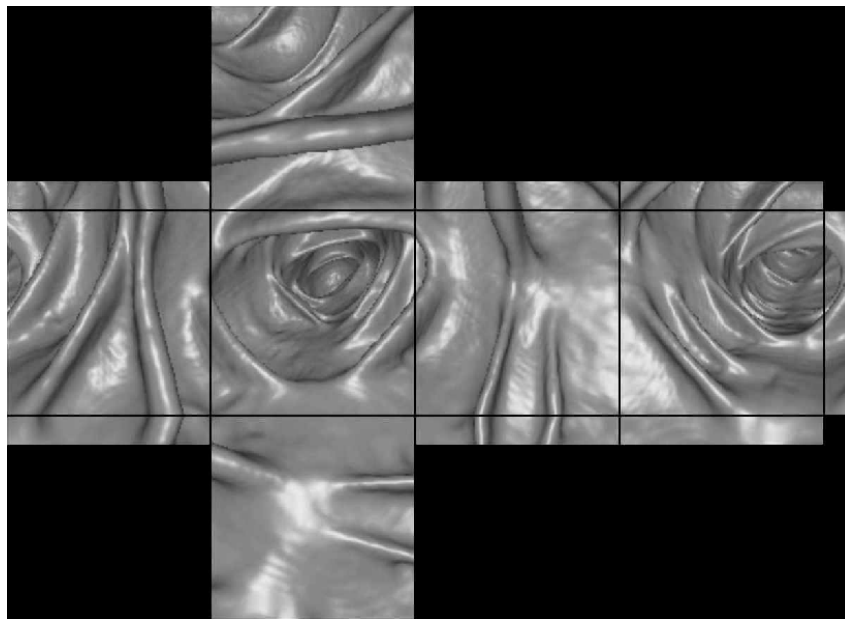


Prinzipzeichnung zur Entstehung "blinder" Bereiche im Darm. Der eingezeichnete runde Polyp zwischen den Falten kann trotz ante- und retrograder Sicht dem Nachweis entgehen.

Aufgeklappter Würfel, „Unfolded cube“

Der wesentliche Nachteil einer endoluminalen Rekonstruktion, welche den Blick eines Endoskops imitieren soll, besteht in der unvollständigen Abbildung des Darms. Hinter Falten (Haustren) oder Knickbildungen können sich Anteile der Oberfläche befinden, die bei anterograde Durchsicht nicht zur Abbildung kommen. Auch nach zusätzlich angefertigter retrograder Blickrichtung können Anteile der Darmwand unbetrachtet verbleiben. Abbildung 17 illustriert vereinfacht, wie es zu „blinden“ Stellen an der Oberfläche des Darmes kommen kann. Das beschriebene Problem besteht nicht nur für virtuell-endoskopische Bilder, sondern in gleicher Form auch für die flexible Endoskopie: zwar kann die Endoskop-Spitze manuell bewegt und mehr als 90° zur Achse des Endoskops abgewinkelt werden, eine vollständige Umkehr der Blickrichtung ist jedoch nicht möglich, so dass ein Grund für übersehene Pathologien bei der flexiblen Endoskopie in diesem Phänomen begründet liegt.

Abbildung 18



Beispiel eines in Würfelform aufgeklappten Darmes.

In der neu entwickelten Darstellung des aufgeklappten Würfels sind alle vier Seitenblicke sowie der Vorwärts- und Rückwärtsblick in einer Darstellung vereint. Durch Belassen eines schmalen Streifens an den Seitenblicken als Überlappungsbereich kann sichergestellt werden,

dass nicht nur jeder Anteil der Darmwand zur Abbildung kommt, sondern auch kleine Pathologien nicht in der Mitte geteilt werden und die Übersicht verbessert wird. Abbildung 18 zeigt ein Beispiel einer Darmdarstellung im „unfolded cube“-Modus. Voraussetzung zur Berechnung der Würfeldarstellung ist die Berechnung eines Pfades durch den Darm, entlang dessen in einstellbarer Schrittweite die Würfelblicke berechnet werden. Bei Aneinanderreihung der einzelnen Blicke kann ein Film generiert werden, den der Betrachter in einstellbarer Geschwindigkeit durchmustern und Pathologien mit einer Markierung versehen kann.