Virtuelle Endoskopien aus CT- und MR-Datensätzen

Alternative Visualisierung hochaufgelöster Schnittbildserien

A.P. Wunderlich, T. Fleiter, A.J. Aschoff, R. Sokiranski, H.-J. Brambs

Abteilung Radiologie I
Universitätsklinikum Ulm, 89070 Ulm
Email: arthur.wunderlich@medizin.uni-ulm.de

Zusammenfassung. Die heute verfügbare hohe Rechen- und Grafikleistung moderner Grafik-Workstations ermöglicht dreidimensionale Oberflächenrekonstruktionen aus Schittbild-Datensätzen in so kurzer Zeit, daß eine interaktive Visualisierung ohne Probleme möglich ist. Darüberhinaus erlaubt entsprechende Software, nicht nur die Außenansicht der Strukturen darzustellen, sondern den Beobachter- bzw. Kamera-Standort im Sinne einer Endoskopie in das rekonstruierte Objekt hinein zu verlagern. Ausgangsmaterial hierfür sind die digitalen Bilder hochauflösender Schnittbildverfahren. Vorgestellt werden einige Ansätze zur Rekonstruktion von Spiral-CT- und 3D-MR-Studien.

Schlüsselwörter: Spiral-CT, 3D-MR, 3D-Rekonstruktion, virtuelle Endoskopie

1 Einleitung

In diesem Jahrzehnt gab es entscheidende Verbesserungen der Schnittbild-Methoden Computer-Tomographie (CT) und Magnetresonanz-Tomographie (MR). Dies war zum einen die Spiral-CT [1], die Anfang der 90er Jahre Eingang in die klinische Routine fand, zum anderen bei der MR ein Fortschritt in der Technik der Gradientenspulen und -verstärker mit der Option ultraschneller 3D-Gradientenecho-Sequenzen [2]. Mit beiden Techniken können heute ganze Volumina in weniger als 30 sec. Aufnahmezeit, d.h. innerhalb eines Atemstillstands, abgebildet werden. Dies eröffnet neue Perspektiven für das schon vor etlichen Jahren etablierte Verfahren der dreidimensionalen (3D-) Rekonstruktion [3], das anfangs auf Strukturen wie Schädel und Skelett beschränkt war, die nicht der Atemverschiebung unterliegen.

Die Möglichkeiten zur 3D-Rekonstruktion von z.B. Blutgefäßen, Organen oder der Trachea aus Datensätzen schnittbildgebender Verfahren wurden schon früh erkannt und genutzt [4,5], seit einiger Zeit sind sie Gegenstand klinischer Studien [6]. Durch die Fortschritte in Computerleistung und Software konnte in jüngster Zeit ein wichtiger Schritt in bezug auf die Rekonstruktion selbst vollzogen werden: wurden bisher vornehmlich statische Bilder als Ergebnis oftmals minutenlanger Rechnungen zur Diagnose herangezogen, rückt nun vermehrt die interaktive Auseinandersetzung mit dem Datensatz in den Vordergrund. Darüberhinaus erlaubt eine entsprechend flexible Software nicht nur die Visualisierung der Oberfläche von außen, sondern

auch endoskopieartige Ansichten durch die Wahl entsprechender Kamerakoordinaten innerhalb der Strukturen.

Die Anwendung dieses Verfahrens, der virtuellen Endsokopie (VE), auf CT- und MR-Datensätze bei verschiedenen Fragestellungen als Querschnitt durch die Arbeit unserer Abteilung auf diesem Gebiet [7,8] ist Gegenstand des vorliegenden Beitrags.

2 Methodik

Voraussetzung für gute VE-Rekonstruktionen ist neben der guten Ortsauflösung ein hohes Kontrast-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise ratio, CNR). Diesen prinzipiell gegensätzlichen Forderungen wurde durch entsprechende Untersuchungstechnik, teils mit Kontrastmittel (KM), Rechnung getragen.

2.1 CT-Untersuchung

Mit einem CT Twin (Elscint Corp., Haifa, Israel) wurden im Doppelhelix-Modus bei einer primären Kollimation von 2 x 2,5 mm Schnittbilder mit einer effektiven Schichtdicke von 3,2 mm bei einem Inkrement von 1,6 mm berechnet. Die Auflösung in Schichtebene betrug 0,8 mm.

Eine KM-Gabe war bei der VE-Bonchoskopie, der Nasen-Nebenhöhlen-(NNH)-VE oder der VE-Laryngoskopie nicht erforderlich. Für die VE-Angioskopie wurde jodhaltiges, nichtionisches KM über eine Kubitalvene appliziert, der CT-Scan erfolgte mit kurzem (20 s für arterielle Gefäße) bzw. mittlerem Delay (40 s für Venen). Dieselbe Kontrastierung kam für die Cystoskopie zur Anwendung, hier wurde jedoch zwischen KM-Gabe und CT-Datenaquisition 10 bis 15 Minuten gewartet. Patienten für die VE-Coloskopie wurden ab 2 h vor Untersuchungsbeginn oral mittels Gastrografin kontrastiert, unmittelbar vor der Untersuchung zusätzlich noch rektal.

2.2 MR-Untersuchung

Am MR Vision (Siemens AG, Erlangen) wurden MRCP-(MR-Cholangio-Pankreaticographie)-Untersuchungen mit einer HASTE-Sequenz (TE/TR 60/2000 ms, Ortsauflösung 1,6 x 1,6 x 3,6 mm) durchgeführt. Wegen des hohen Kontrasts zwischen freier Flüssigkeit und Gewebe war keine KM-Gabe erforderlich.

Für alle anderen VE-Anwendungen wurde mit einer 3D-Gradientenecho-Sequenz bei TE/TR/FA von 1,5 ms/4,5 ms/20 ° und einer Ortsauflösung von 1,4 x 1,4 x 2 mm gearbeitet. Die Kontrastierung erfolgte mittels Gd-DTPA, für die Angioskopien intravenös, für die Duodeno- und Coloskopien über eine Magensonde.

2.3 Rekonstruktion

Die Schnittbilder wurden auf den Modalitäten in das DICOM-Format konvertiert und mittels Netzwerk auf Nachverarbeitungssysteme überspielt. Ein erster Schritt ist die Beschränkung auf wesentliche Strukturen. In einem 3D-Editor wurde auf den

primären Bildern sowie auf sekundär berechneten Schnittbildern in den zwei fehlenden orthogonalen Richtungen das Datenvolumen eingegrenzt. Hier erfolgte auch die Umwandlung von DICOM in das Silicon Graphics (SGI)-eigene Standardformat.

Auf einer SGI O2 Workstation (SGI, Mountain View, Kalifornien) wurde mit der Explorer-Software (Numerical Algorithms Group, Downers Grove, Illinois) aus den mittels Schwellwert klassifizierten Daten eine Oberfläche berechnet, wobei auf jede Manipulation (z.B. Glättung) verzichtet wurde. Diese Oberflächendaten wurden dann über ein spezielles Software-Modul interaktiv visualisiert. Die Video-Optionen der Workstation erlauben es, die 3D-Animation direkt in eine digitale Videodatei mitzuschneiden und ggf. zur Demonstration auf ein Videoband zu überspielen.

3 Ergebnisse

Die VE-Rekonstruktionen leben von der interaktiven Auseinandersetzung mit dem Datensatz. Im Internet kann man dies auf der VRML-Seite unserer Abteilung unter der Adresse http://www.uni-ulm.de/klinik/radklinik/rad1/vrml online nachvollziehen. Im Rahmen des vorliegenden Beitrags soll anhand einiger Bildbeispiele ein Eindruck der vielfältigen Möglichkeiten der VE vermittelt werden.

3.1 CT

Bei der Bronchoskopie (Abb.1) fanden wir sehr gute Übereinstimmung zwischen VE und konventioneller Endoskopie, ebenso bei der NNH-Endoskopie sowie der Laryngoskopie. Auch Details, wie z.B. dünne Septen in der NNH-Endoskopie, kommen gut zur Darstellung.

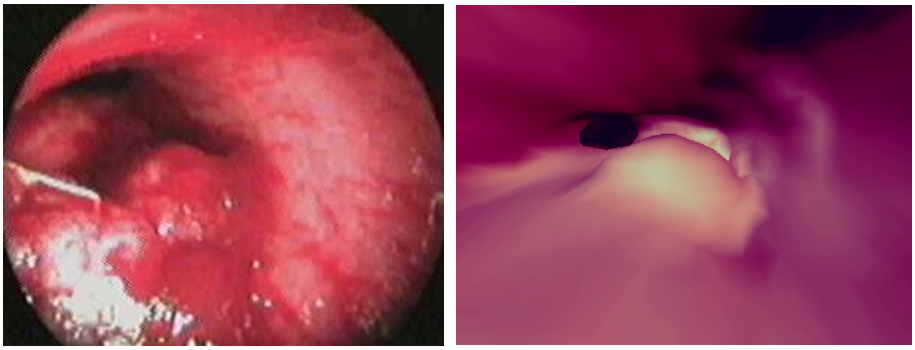

Abb. 1. Bronchoskopie (links) und virtuelle Bronchoskopie (rechts) eines Patienten mit Bronchial-CA-Rezidiv. Deutlich erkennt man in beiden Modalitäten die Verengung der Trachea sowie die polypartige Ausstülpung des Tumors nach distal.

Wegen des erforderlichen CNR ist die VE-Angioskopie hauptsächlich auf Arterien beschränkt. Große Gefäße (> 3 mm) stellen sich sehr gut und artefaktfrei dar, kleinere Gefäße nur, wenn sie in Richtung der Körper-Längsachse verlaufen. Die Visualisierung senkrecht zur Tischvorschubrichtung liegender Arterien ist stark

abhängig vom Schwellwert und daher oft suboptimal. Eine Ausnahme bilden die Hirngefäße: wegen ihrer geringen Ausdehnung in Scanrichtung wurde mit einer primären Kollimation von 2 x 0,5 mm gearbeitet und damit gute Ergebnisse erzielt.

Die VR-Cystoskopie zeigte ebenfalls größtenteils gute Ergebnisse. Lediglich bei unbeweglichen Patienten war wegen Sedimentation des KM in der Blase nicht die gesamte Blasenwand beurteilbar. Der Vergleich mit der optischen Cystoskopie zeigte eine gute Übereinstimmung der beiden Verfahren.

In unserem Ansatz zur VE-Coloskopie erzielten wir gute Darstellungen der Darmwand einschließlich pathologischer Veränderungen.

3.2 MR

Die VE-MRCP zeigt die Gallenblase sowie die Gallenwege mit vielen Details. Konkremente in der Gallenblase erscheinen in den Schnittbildern signalarm und werden damit in der VE sichtbar (Abb. 2). Verzweigungen der Gallengänge bis zur zweiten oder dritten Ordnung sind jedoch nur bei Dilatation derselben gut darzustellen. Aus diesem Grund sind Gallengang-Stenosen der VE kaum zugänglich.

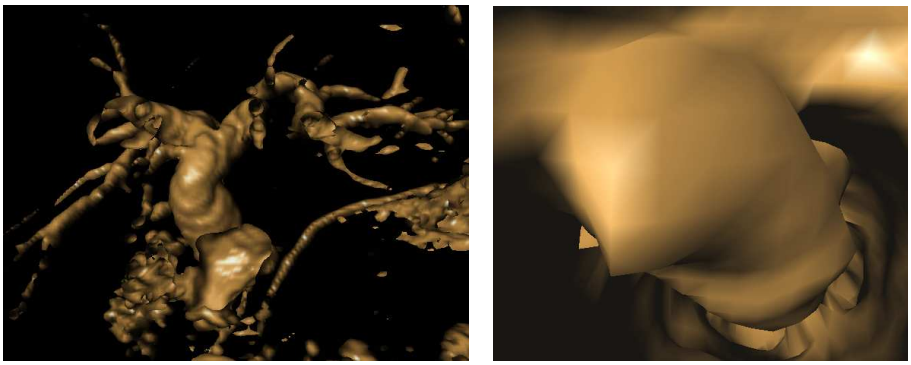

Abb. 2. 3D-Rekonstruktion des biliären Systems (links) sowie VE-Innenansicht der Gallenblase (rechts) mit einem Konkrement. Das an der Gallenblasenwand anliegende Konkrement scheint mit dieser verschmolzen. - Die Artefakte von retroperitonealem Fett (linkes Bild, untere Hälfte) haben keinen nennenswerten Einfluß auf die interaktive Bildberechnungsrate.

Aufgrund der hervorragenden Qualität der CE-MRA bilden diese ein ausgezeichnetes Ausgangsmaterial für VE-Rekonstruktionen. Die Ortsauflösung kann isotrop gewählt bzw. die primäre Schnittführung dem Gefäßverlauf angepaßt werden, so daß auch kleine Gefäße bis hinab zu etwa 1 mm Durchmesser gut visualisierbar sind. Wie bei der CT ist man in der Praxis auf VE-Angioskopien von Arterien beschränkt.

Bei der VE-MR-Duodeno- bzw. -Coloskopie kann unter Umständen nicht das gesamte Duodenum bzw. Colon innerhalb eines Atemstillstands mit optimaler Auflösung abgebildet werden. Dann muß entweder das Scanvolumen reduziert oder eine verminderte Ortsauflösung in Kauf genommen werden. In letzterem Fall können Details verlorengehen.

4 Diskussion

Das CT als historisch wichtige Modalität hat zwei Vorteile: hohe räumliche Auflösung und gutes CNR. Letzteres trifft aufgrund des Dichteunterschieds zwischen Luft und Gewebe besonders auf VE-Broncho-, -Laryngo- und -NNH-Endoskopie zu. Dies dürfte die Ursache dafür sein, daß mit der Bronchoskopie die Geschichte der VE begann [9]. Auch bei den anderen beschriebenen Anwendungen erreicht man durch Kontrastierung ohne weiteres ein gutes CNR. Lediglich die Cystoskopien zeigen wegen der Absorption der Röntgenstrahlen durch die Beckenknochen erhöhtes Rauschen und daher fallweise suboptimale Oberfächen.

Im MR ist von vornherein der Kompromiß zwischen CNR und räumlicher Auflösung zu optimieren. Bei der MRCP gelingt dies aufgrund des hohen Signals der HASTE-Sequenz ohne weitere Maßnahmen. Durch die Kontrastmittelgabe sind auch die übrigen Verfahren mit gutem Ergebnis möglich.

Mit Hilfe der interaktiven Manipulation lassen sich Endoskopien für Planungs- und Schulungszwecke simulieren. In Zukunft können wahrscheinlich diagnostische Endoskopien sukzessive durch die neue Technik abgelöst werden. Vorteile sind kürzere Untersuchungsdauer, praktisch auf null reduziertes Patientenrisiko sowie die Erweiterung der Betrachtungsmöglichkeiten.

5 Literatur

1. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology, 176(1):181-183, 1990.
2. Leung DA, McKinnon GC, Davis CP, Pfammatter T, Krestin GP, Debatin JF: Breath-hold, contrast-enhanced, three-dimensional MR angiography. Radiology, 200(2):569-571, 1996.
3. Marsh JL, Vannier MW: Surface imaging from computerized tomographic scans. Surgery, 94:159-165, 1983.
4. Gmeinwieser J, Wunderlich AP, Gerhardt P, Strotzer M: Dreidimensionale Rekonstruktion von atemverschieblichen Organen und Gefäßstrukturen aus Spiral-CT-Datensätzen. Röntgenpraxis, 44:2-8, 1991.
5. Wunderlich AP, Strotzer M, Gmeinwieser J, Gerhardt P: Colour-coded 3D-reconstruction of abdominal organs and vessels. In: Lemke HU, Rhodes ML, Jaffe CC, Felix R (Hrsg.): Computer Assisted Radiology 1991. Springer-Verlag, Berlin, 187-193, 1991.
6. Zeiberg AS, Silverman PM, Sessions RB, Troost TR, Davros WJ, Zeman RK: Helical (spiral) CT of the upper airway with three-dimensional imaging: technique and clinical assessment. AJR Am. J. Roentgenol., 166(2):293-299, 1996.
7. Fleiter T, Merkle EM, Aschoff AJ, Lang G, Stein M, Görich J, Liewald F, Rilinger N, Sokiranski R: Comparison of real-time virtual and fiberoptic bronchoscopy in patients with bronchial carcinoma: opportunities and limitations. AJR Am. J. Roentgenol., 196:1591-1595, 1997
8. Merkle EM, Fleiter T, Wunderlich A, Rilinger N, Gorich J, Sokiranski R: Virtuelle Zystoskopie aus Spiral-CT-Datensätzen. Röfo Fortschr. Röntgenstr., 165(6):582-585, 1996
9. Summers RM, Feng DH, Holland SM, Sneller MC, Shelhamer JH: Virtual bronchoscopy: segmentation method for real-time display. Radiology, 200(3):857-862, 1996.