Ein Softwarephantom zur Erzeugung multimodaler Bilddaten

als Werkzeug für die objektive quantitative Bewertung dreidimensionaler Bildverarbeitungsalgorithmen

Falk Uhlemann, Ute Morgenstern, Richard Freyer

Institut für Biomedizinische Technik
Technische Universität Dresden, 01062 Dresden
Email: uhlemann@ifwt.et.tu-dresden.de

Zusammenfassung. Die hier vorgestellte Software erlaubt die Generierung dreidimensionaler medizinischer Datensätze. Dabei kann der Benutzer durch die Zuweisung zahlreicher geometrischer und physikalischer Parameter die Eigenschaften der berechneten Bilddaten genau und reproduzierbar festlegen. Ausgehend von einer idealen Ausgangsgeometrie physiologischer oder auch technischer Strukturen können gezielt parametrisierte Serien von simulierten Volumendaten erzeugt werden. Damit steht ein leistungsfähiges Werkzeug für die objektive quantitative Untersuchung verschiedenster Bildverarbeitungsalgorithmen zur Verfügung.

1 Einleitung

In der medizinischen Bildverarbeitung wurde in den letzten Jahren eine große Zahl von neuen Algorithmen zur Verbesserung und Auswertung dreidimensionalen Bildgutes entwickelt. Für viele Aufgaben (z.B. Rauschminderung, Kantendetektion, Koregistrierung, Segmentierung) existieren somit oft verschiedene Lösungsansätze und Methoden, die es gilt, möglichst objektiv zu bewerten, zu vergleichen und das jeweils geeignetste Verfahren auszuwählen. Aber genau diese Auswahl des „optimalen“ Algorithmus bzw. eine objektive Bewertung verschiedener Verfahren stellt ein sehr komplexes Problem dar.

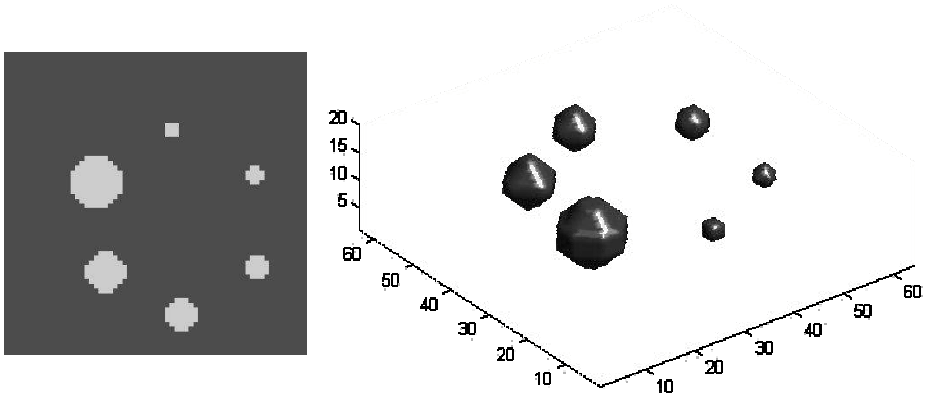
Die große Vielfalt medizinischen Bildgutes (z.B. verschiedene Modalitäten, inter- und intraindividuelle Schwankungen) erschweren die systematische Untersuchung der Qualität dieser Algorithmen erheblich. Hinzu kommt, dass im allgemeinen kein Referenzverfahren (Gold Standard) vorhanden ist, was eine echte quantitative Bewertung und einen objektiven Vergleich unmöglich macht. Bei der Verwendung realer physikalischer Phantome ist zwar die Ausgangsgeometrie bekannt, eine Kontrolle aller Aufnahmeparameter und Bildstörungen ist jedoch nicht möglich.

An diesem Punkt setzt das in [1] entwickelte Softwarephantom an. Dieses erlaubt die Erzeugung von Phantomdatensätzen mit vordefinierter Geometrie, die gezielte Festlegung von Aufnahmeparametern und das kontrollierte Hinzufügen von Bildstörungen.

2 Methode

Bei der medizinischen Bildgebung durchlaufen die Informationen über anatomische Strukturen oder funktionelle Vorgänge die sogenannte Bildgewinnungskette. In Abhängigkeit vom eingesetzten Verfahren steht als erster Schritt zum Beispiel eine Transmission (CT), Emission (SPECT) oder andere Energieübertragungsprozesse. Im Falle der dreidimensionalen Bilderzeugung erfolgt anschließend eine Rekonstruktion der aufgenommenen Schichtdaten zu einem 3D-Datensatz. Durch das begrenzte Auflösungsvermögen und Nichtlinearitäten der eingesetzten Bildaufnahmesensoren, Rauschen, Digitalisierungs- sowie Rekonstruktionsfehler enthalten die erzeugten Daten zahlreiche Störungen, die eine ideale Bildgewinnung verhindern. Je nach Aufnahmeverfahren spielen die obigen Faktoren eine unterschiedlich große Rolle. Um die realen Einflußgrößen zu modellieren, müssen einige Näherungen vorgenommen werden. So wurde in dieser Arbeit die begrenzte Auflösung durch einen Mittelwertfilter und das Rauschen – je nach Aufnahmeverfahren – durch Weißes Gaußsches bzw. Speckle- Rauschen simuliert.

Als Entwicklungsumgebung für das vorgestellte Softwarephantom kam MATLAB zum Einsatz. Durch die Vielzahl der verfügbaren Algorithmen für die Bildverarbeitung und die vorteilhafte Handhabung von Matrizen (3D-Bilddaten) ist MATLAB für diese Aufgabe besonders geeignet. Die einzelnen Verarbeitungsschritte des implementierten Programmes werden im folgenden näher erläutert. Im ersten Schritt wird die ideale Ausgangsgeometrie erzeugt. Standardmäßig wurden dafür sphärische Objekte unterschiedlichen Durchmessers und in verschiedenen Anordnungen vorgesehen (siehe Abbildung 1). Andere Objekte beliebigen Aussehens können als Matrix importiert werden. Im gleichen Schritt werden die Geometriekenngrößen wie Voxelgröße (in mm) und die Abmessungen des aufzunehmenden Volumens (in Voxeln) spezifiziert.

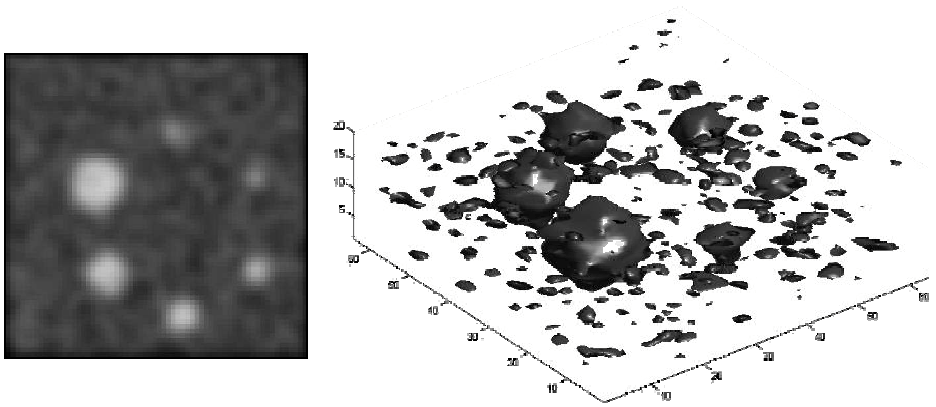


Schicht # 10 des Phantoms Pseudo-3D-Darstellung des Phantoms

Abb. 1 Ideale Ausgangsgeometrie (Software-Phantom ohne Störungen)

Anschließend erfolgt die Festlegung der Helligkeit von Objekt- und Hintergrundvoxeln, falls der Kontrast nicht schon im Ausgangsdatensatz für die Geometrie berücksichtigt wurde. Da bei Aufnahmen von biologischem Gewebe oft keine scharfe Abgrenzung verschiedener Strukturen vorhanden ist (zum Beispiel durch Partialvolumeneffekte) wird dem Benutzer die Festlegung der „Objektunschärfe“ ermöglicht.
Im darauffolgenden Schritt wird die eigentliche Bildaufnahme einschließlich auftretender Störungen modelliert. Um das Rauschen im Bild zu simulieren kann dem Volumen zum Beispiel Weißes Gaußsches Rauschen mit einem definierten Mittelwert und einer Standardabweichung hinzugefügt werden. Die Gewinnung der Projektionen des Objektes mittels Transmission wird durch eine Radontransformation modelliert. Die Berücksichtigung der systembezogenen Halbwertsbreite (Breite der Abbildung einer Punktbildfunktion bei halbem Intensitätsmaximum) erfolgt durch eine entsprechende dreidimensionale Tiefpassfilterung. Anschließend erfolgt die Berechnung der dreidimensionalen Voxeldaten aus den Projektionen mittels Radon-Rücktransformation. Durch die Angabe des Interpolationsverfahrens, des Frequenzfilters und der Cut-Off-Frequenz wird dieser Schritt eindeutig parametrisiert.

Das Softwarephantom stellt neben den aufgeführten Rauscharten eine Funktion „Hintergrund“ zur Verfügung. Diese ermöglicht es, aus realen Daten extrahierte Hintergrundbereiche zu der künstlich erzeugten Phantomgeometrie hinzuzufügen. Es wird standardmäßig eine Struktur für SPECT und eine für PET bereitgestellt. Andere Strukturen können jedoch problemlos eingebunden werden. Um eine regelmäßige Wiederholung dieser Struktur im Phantombild zu vermeiden, werden die Grauwerte mit Hilfe einer gleichverteilten Zufallsfunktion aus den übergebenen Daten ausgewählt und anschließend zur Phantomgeometrie addiert. Um realistische Werte für die Rauschparameter des Softwarephantoms einsetzen zu können, wurde die Rauschcharakteristik einiger SPECT- und PET-Datensätze ermittelt und in das Programm integriert. Eine Visualisierung der berechneten Daten schließt die Erzeugung der simulierten Daten (Abbildung 2) ab.



Schicht #10 des Phantoms Pseudo-3D-Darstellung des Phantoms

Abb. 2 Software-Phantom mit Störungen

Die obigen Schritte wurden in eine Benutzeroberfläche integriert, welche neben der Phantomerzeugung auch die Vorverarbeitung, Segmentierung und Visualisierung (Pseudo- 3D und autostereoskopisch) mit verschiedenen Verfahren ermöglicht. Weitere Funktionen zur definierten Translation und Rotation wurden ebenfalls in MATLAB- Funktionen umgesetzt. Dies ermöglicht die genaue Untersuchung von dreidimensionalen Fusionsalgorithmen.

3 Ergebnisse

Das in dieser Arbeit vorgestellte Programm zur Erzeugung von Softwarephantomdatensätzen ist voll funktionsfähig und stellt für die objektive, quantitative Untersuchung von Bildverarbeitungsalgorithmen ein wichtiges Werkzeug dar. Durch visuellen Vergleich konnte festgestellt werden, dass die mit dem Softwarephantom erzeugten Bilddaten den realen sehr ähnlich sind.

Zusammenfassend ergeben sich bei Verwendung dieses Softwarephantoms gegenüber realen Aufnahmen zahlreiche Vorteile. So ist die Ausgangsgeometrie variabel und auf Voxelgröße genau festlegbar. Der Benutzer hat die volle Kontrolle über Parameter und Störgrößen in der Bildgewinnungskette. Eine einfache Erzeugung parametrisierter Aufnahmeserien mittels einer selektiven Parametereinstellung ist für systematische Untersuchungen verfügbar. Die exakte Übereinstimmung der Koordinatensysteme von Ausgangs- und Ergebnisdaten (ideale Koregistrierung) ermöglicht die einfache Anwendung quantitativer Gütemaße und dadurch einen objektiven, das heißt, nicht nur visuellen, Vergleich verschiedener Bildverarbeitungsalgorithmen.

4 Diskussion

Das vorliegende Programm stellt ein funktionsfähiges, sehr wichtiges Werkzeug für die objektive quantitative Bewertung von Bildverarbeitungsalgorithmen dar. Es wurde bereits für umfangreiche Analysen verschiedener Vorverarbeitungs- und Segmentierungsverfahren erfolgreich eingesetzt. Gegenwärtig wird es für die Untersuchung von dreidimensionalen Fusionsalgorithmen verwendet. Neben der Implementation von Transmissionsverfahren ist die Integration weiterer Modalitäten mit einer Untersuchung der entsprechenden charakteristischen Parameter geplant.

5 Literatur

1. Uhlemann, F.: Segmentierung, Volumenbestimmung und Visualisierung medizinischer Daten verschiedener Modalitäten. Diplomarbeit, Institut für Biomedizinische Technik, Fakultät Elektrotechnik, Technische Universität Dresden 2000.