Bildrekonstruktionsverfahren in der optischen Streulichttomographie

Uwe Hampel, Eckhard Schleicher, Richard Freyer

Institut für Biomedizinische Technik, Fakultät Elektrotechnik, TU Dresden,
Mommsenstraße 13, 01062 Dresden, hampel@rcs.urz.tu-dresden.de

Zusammenfassung. Die optische Streulichttomographie bezeichnet ein computertomographisches Verfahren, bei welchem Schnitt- oder Volumenbilder von optischen Eigenschaften eines Mediums aus einem Set von Durchstrahlungsmessdaten mathematisch berechnet werden. Für diese Bildgebungsmodalität wird ein einfacher und wenig berechnungsintensiver Ansatz vorgestellt, welcher eine Echtzeitbildrekonstruktion ähnlich wie in der Sonographie ermöglicht. Dazu wurde das Abbildungsproblem linearisiert und die Lösung des inversen Problems über die Singulärwertzerlegung realisiert. Weiterhin wurden bekannte iterative Matrixsolver implementiert und getestet.

1 Einleitung

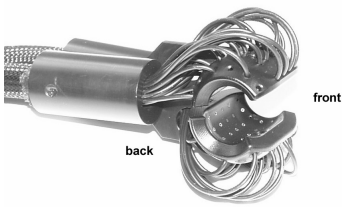
Die optische Streulichttomographie (OST) stellt ein potentielles Bildgebungsverfahren für die medizinische Funktionsdiagnostik dar. Es basiert auf der tomographischen Durchstrahlung von dicken Gewebeschichten mit nahinfrarotem Licht und der computertechnischen Rekonstruktion der Volumenverteilung optischer Parameter. Ziel ist beispielsweise die Visualisierung der Verteilung des Hämoglobins, dessen Volumenanteil und Sauerstoffsättigung Aussagen über die Gewebefunktion zulassen. [1]

Eine messtechnische Realisierung des Prinzips der optischen Tomographie erfolgt mit Hilfe eines Laserscanners. Dabei wird Laserlicht nacheinander an mehreren Oberflächenpunkten ins Gewebe eingestrahlt und zeitgleich die Intensität des aus dem Gewebe austretenden Streulichts gemessen. Im Gegensatz zu Röntgenstrahlung breitet sich optische Strahlung diffus im Gewebe aus, womit diese Bildgebungsmodalität ein begrenztes Auflösungsvermögen besitzt und zugleich einen dreidimensionalen Rekonstruktionsansatz erfordert. Die Aufgabe der Bildverarbeitungssoftware besteht in der Rekonstruktion der Messdaten (optische Dichte $OD=\log_{10}(I/I_0)$, I - optische Intensität) zu einem Volumenbild, welches die Verteilung optischer Kontraste (Absorptionskoeffizient μ_a) zeigt.

Unsere Arbeitsgruppe untersucht gegenwärtig die Praktikabilität dieses Verfahrens bei der Diagnostik von Hodentumoren. Dafür wurde der in Abb. 1a dargestellte Laserscanner NIRScan-64 entwickelt. Neben dem Grundgerät mit verschiedenen Laserquellen im Bereich 600nm – 950nm und 64 Photodetektoren erfolgt eine Untersuchung mit Hilfe des in Abb. 1b dargestellten Applikators. In diesen wird der Hoden bei der Untersuchung eingelegt und dann über 60 optische Fasern tomographisch durchstrahlt. Im Ergebnis entsteht ein Datensatz mit 60x59 Messwerten (Durchstrahlungskanälen) für jede präselektierte Wellenlänge.

Abb. 1. Laserscanner (a) und Organapplikator (b). Die Durchstrahlung des Gewebes erfolgt mit Licht verschiedener Laserwellenlängen an 60 Einstrahlpunkten (optische Fasern).

a)

b) 

2 Methode

Zunächst wird für eine algorithmische Lösung vorausgesetzt, dass der Objektraumparameter $\mu_a(\mathbf{r})$ in diskretisierter Form durch geeignete Basisfunktionen, z. B. Voxel, repräsentiert ist. Wird fortan der Objektraumvektor mit $\boldsymbol{\mu}$ und der Datenraumvektor mit $\mathbf{m}$ bezeichnet, lautet die allgemeinste mathematische Formulierung des tomographischen Abbildungsproblems

$$\mathbf{m} = \mathbf{K}[\boldsymbol{\mu}] = \mathbf{m}_0 + \mathbf{J}(\boldsymbol{\mu} - \boldsymbol{\mu}_0) + (\boldsymbol{\mu} - \boldsymbol{\mu}_0)^T \mathbf{H}(\boldsymbol{\mu} - \boldsymbol{\mu}_0) + \ldots \tag{1}$$

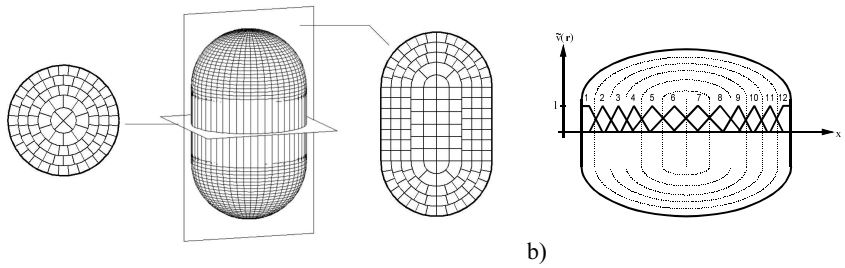
mit dem nichtlinearen Abbildungsoperator $\mathbf{K}$ und dessen Reihenentwicklung mit der Jacobi-Matrix $\mathbf{J}$, der Hessematrix $\mathbf{H}$ und Differentialmatrizen höherer Ordnung. Die Lösung von Gl. 1 mit nichtlinearen Rekonstruktionsverfahren erfordert ein mehrfaches Neuberechnen des Arbeitspunktes ($\boldsymbol{\mu}_0$,$\mathbf{m}_0$) mit Hilfe von Strahlungstransportrechnungen. [2] Dieser Prozess ist sehr aufwendig, womit solche Verfahren derzeit nicht für Echtzeitanwendungen geeignet sind. Im Allgemeinen genügt es, eine Linearisierung von Gl. 1 vorzunehmen, da die Messwertänderungen gegenüber einem Referenzmedium (z. B. bei Wellenlängendifferenzmessung) als klein betrachtet werden können. Die dann verbleibende linearisierte Abbildung

$$\Delta\mathbf{m} = \mathbf{J}\Delta\boldsymbol{\mu} \tag{2}$$

mit $\Delta\mathbf{m}=\mathbf{m}-\mathbf{m}_0$ und $\Delta\boldsymbol{\mu}=\boldsymbol{\mu}-\boldsymbol{\mu}_0$ lässt sich mit Standardverfahren der linearen Algebra lösen. Dazu soll zunächst die Objektraumdiskretisierung und die Berechnung der Jacobi-Matrix diskutiert werden.

Das durch den Applikator und die Hodenform vorgegebene Objektvolumen ist radialsymmetrisch und wird daher in einer solchen Weise diskretisiert. Dazu wurde ein zylindersymmetrisches Voxelgitter definiert (Abb. 2a). Bestimmt wird die Diskretisierung von der Überbestimmtheitsforderung, d. h. die Voxelanzahl darf die Anzahl der Messwerte nicht übersteigen. In unserer Anwendung ist diese auf ca. 1400 beschränkt. Die Voxelgröße wurde zudem tiefenabhängig gestaltet, da innere Voxel weniger integralen Beitrag zum Messsignal liefern. Als innovatives Element der Objektraumdiskretisierung sind die Voxel als Fuzzy-Voxel derart definiert, dass ihre

Abb. 2. Zylindersymmetrische Objektraumdiskretisierung (a) und Unterteilung des Volumens in Fuzzy-Voxel mit linearer Gewichtsfunktion (b).



a) b)

Grenzen sich mit einer bilinearen Raumgewichtsverteilung gemäß Abb. 2b überlappen. Die Wahl dieser ungewöhnlichen Diskretisierung entstammt der Idee, bereits im Rekonstruktionsalgorithmus eine inhärente Bildglättung zu realisieren, die wegen der relativ großen Voxelvolumina erforderlich ist. Die Jacobi-Matrix wird mit Hilfe einer Finite-Differenzen-Strahlungstransportrechnung bestimmt. Details dazu sind in [3] zu finden.

Die Lösung von Gl. 2 kann entweder direkt algebraisch oder iterativ erfolgen. Wegen der beherrschbaren Dimension von **J** wurde dafür die Singulärwertzerlegung

$$\mathbf{J} = \mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T \tag{3}$$

gewählt [4]. Diese transformiert Objekt- und Datenraumvektoren in den Raum der Eigenvektoren **U** und **V**. Das in der Diagonalmatrix **S** verbleibende Singulärwertespektrum wird mit Hilfe der Tichonov-Regularisierung $\mathbf{W}=Tich(\mathbf{S}^{-1})$ invertiert. Die optimale Regularisierungsstärke wurde durch Vergleichsmessung an Phantomen experimentell bestimmt. Die Lösung des inversen Problems lautet somit

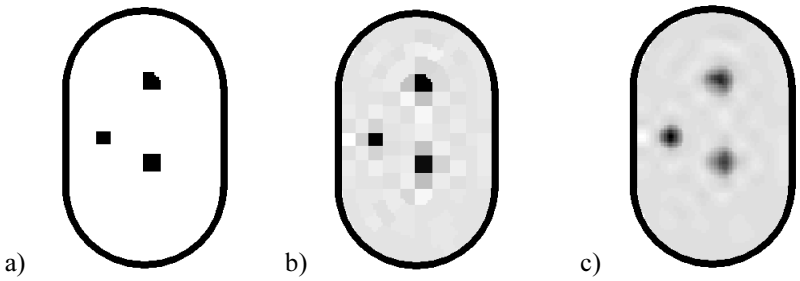
$$\Delta\boldsymbol{\mu} = \mathbf{V}\mathbf{W}\mathbf{U}^T\Delta\mathbf{m}\,, \tag{4}$$

erfordert also im Wesentlichen eine zweifache Matrixmultiplikation, deren Berechnung weniger als eine Sekunde auf Standard-PCs in Anspruch nimmt. Dazu kommt zusätzlich die Transformation des Objektraumes in eine graphisch darstellbare kartesische Form.

3 Ergebnisse

Die oben in ihren Grundzügen skizzierte Methodik stellt ein bezüglich des Berechnungsaufwandes optimiertes Verfahren dar. Iterative Lösungsverfahren zur Invertierung von **J** sind dennoch gegebenenfalls erforderlich, falls mit einem reduzierten Datenset gerechnet werden sollte. Dies ist zum Beispiel erforderlich, wenn einzelne

Abb. 3. Rekonstruktionsbeispiel für einen synthetisch generierten Datensatz mit drei Absorbern und 1% Rauschanteil – Originalverteilung (a) und Rekonstruktionsergebnisse für das SVD-Verfahren mit disjunkten Voxeln (b) und Fuzzy-Voxeln (c).



Messkanäle eine unzureichende Signalgüte besitzen (z. B. durch zu hohe oder zu niedrige optische Intensitäten). Für das SVD-Verfahren müssten bei Rechnung mit einem reduzierten Datenset die Transformationsmatrizen von Gl. 3 neu berechnet werden, wohingegen iterative Verfahren die betreffenden Kanäle bei der Berechnung einfach auslassen können. Als iterative Matrixsolver wurden die Algebraische Rekonstruktionstechnik ART [5] sowie die Simultane Iterative Rekonstruktionstechnik SIRT getestet [6]. Die SIRT erwies sich wegen der langsamen Konvergenz als unbrauchbar. Die ART konvergiert in ca. 4 Minuten (1000 Iterationen, ATHLON 600 MHz) zu einem zur SVD vergleichbaren Ergebnis, zeigt jedoch insgesamt eine kritischere Abhängigkeit von der Wahl des Startvektors.

Die bisherige praktische Anwendung des Verfahrens zeigte die Notwendigkeit einer hohen Datenqualität (geringes Rauschen, keine Aufnahmeartefakte) für die Abbildung diagnostisch relevanter Absorptionskontraste. Da die geforderte Datengüte bei praktischen Untersuchungen nicht immer mit einem Scan erreicht werden kann, ist die Durchführung der Aufnahmen im Echtzeitbetrieb zwingend erforderlich. Mit der implementierten Rekonstruktionssoftware wurden dafür die Voraussetzungen geschaffen.

4 Literatur

1. Minet O, Müller G, Beuthan J, et al.: Optical tomography – fundamentals and applications in medicine. SPIE Press, Bellingham WA, 1998.
2. Arridge SR: Optical tomography in medical imaging. Inverse Problems 15: R41-93, 1999.
3. Hampel U, Schleicher H, Freyer R: Volume imaging with diffuse light - methode, device and clinical application. Proc. SPIE 4160: 211-222, 2000.
4. Golub GH, Reinsch C: Singular value decomposition and least squares solutions. in Handbook for Automatic Computation II. Springer Verlag, New York, 1971.
5. Gordon R, et al.: Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. J. Theoret. Biol. 29: 471-481, 1970.
6. Gilbert P: Iterative methods for the reconstruction of three-dimensional objects from projections. J. Theoret. Biol. 36: 105-117, 1972.