

Direkte iterative Rekonstruktion von computer-tomographischen Trajektorien (DIRECTT)

A. Lange, M. P. Hentschel, J. Schors
Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM), Berlin

Der neuartige Computer-tomographische Rekonstruktions-Algorithmus DIRECTT verwendet eine iterative Prozedur, bei der über die projizierte Trajektorien ausgewählter Volumenelementen gemittelt wird. Durch die Vermeidung der Fourier-Filterung tritt die damit verbundene Unschärfe der Rekonstruktion (Abtast-Theorem) nicht auf. Allerdings ist eine erheblich höherer Rechenzeit erforderlich. Die vorerst 2-dimensionalen Rekonstruktionen haben zumindest die Ortsauflösung des Detektors. Die Projektionswinkel können beliebig gewählt werden. Auch die begrenzte Objektrotation führt noch zu guter Detailrekonstruktion. Projektionen von Teilbereichen des Objektes können ohne zusätzliche Artefakte rekonstruiert werden, sodass die notwendige Strahlendosis verringert werden kann. Verrauschte Messsignale haben nur geringen Einfluss auf die Ortsauflösung. Die Qualität der Rekonstruktion kann bei jedem Iterationsschritt überwacht und den Erfordernissen entsprechend vorgewählt werden.

Einleitung

In der medizinischen Diagnostik und Materialforschung werden durch Computertomographie Querschnittsbilder der inneren Struktur aus radiografischen Projektionen erzeugt. Im klassischen Verfahren wird dazu die gefilterte Rückprojektion der Projektionsdaten berechnet [1]. Dies erfordert die Bestrahlung des Objektes unter vielen Winkeln einer vollen Rotation oder wenigstens 180° im Fall der Parallelstrahl-Projection. Die Fourier-Methode, auch die 3D-Rekonstruktion (Feldkamp [2]) ist seit einigen Jahrzehnten Stand der Technik. Im Falle starker Vergrößerung ist meist eine volle Rotation unter vielen Winkeln notwendig. Die Tomographien sind etwas unscharf wegen der unvermeidbaren Mittelung im Ortsraum, bzw. Frequenzfilterung im Fourierraum (Nyquist-Theorem [3]). Die korrekte Abbildung von Teilbereichen erfordert die Bestrahlung (und Rekonstruktion) des ganzen Objektes. Um diese Nachteile zu vermeiden, wurde ein neuer Algorithmus ohne Fourier-Filterung entwickelt. Er basiert auf der iterativen Analyse der Projektionsdaten als Sinogramme [4]. Der neue iterative Algorithmus erzeugt eine tomographische Rekonstruktion mit Detektorauflösung oder besser.

Rekonstruktionsprinzip

Bei der Parallelstrahl-Projection (als Vereinfachung) werden die dominanten sinusartigen Projektionen der Trajektorien- von Probenelementen ausgewählt, entweder aufgrund ihres Mittelwertes oder ihres Kontrastes (Abb.1). Jede Sinusbahn korrespondiert zu exakt einem Element der Rekonstruktionsmatrix (Bildpixel). Teile des Mittelwertes oder Kontrastes werden in der Rekonstruktionsmatrix addiert. Diese vorläufige Rekonstruktion wird in ein Sinogramm projiziert und von der Originalmessung subtrahiert. Das so erhaltene Rest-Sinogramm wird nun iterative behandelt wie der ursprüngliche Datensatz. Sobald das Gewicht des Restsinogramms nach genügend Iterationen klein genug ist, enthält die Rekonstruktion nahezu die gesamte Probeninformation. Integral und Varianz des Rest-Sinogramms sind somit Qualitätsindikatoren. Der Hauptvorteil des neuen Algorithmus liegt in der scharfen Abbildung mit der Auflösung der Detektorelement-Größe.

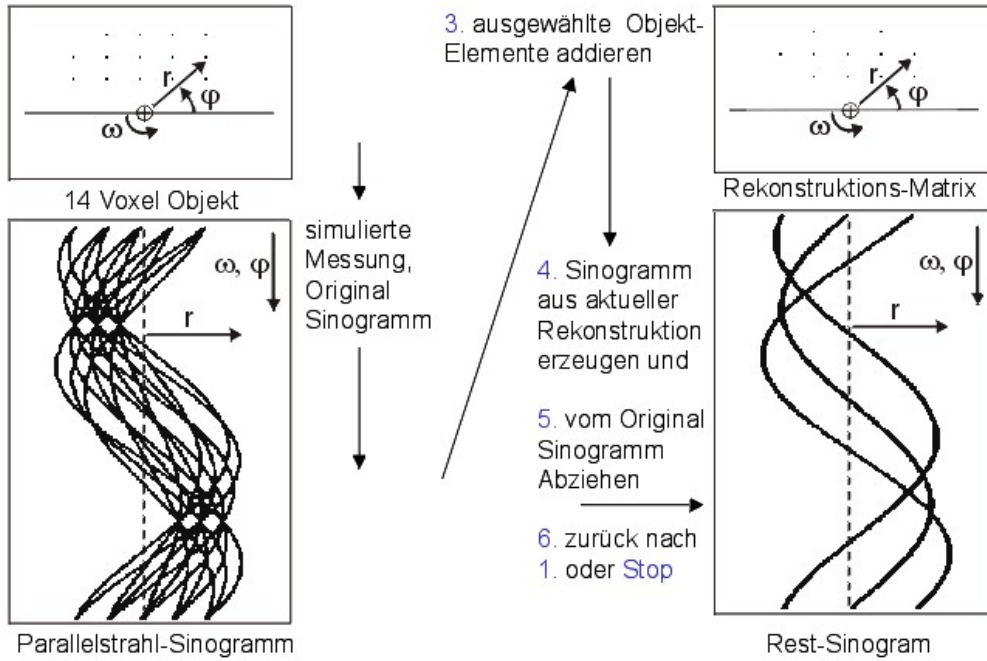


Abb. 1: Prinzip der iterativen Rekonstruktion in Einzelschritten

Modellierung

Zu Testzwecken wird mit einem C-Programm auf einem Standard-PC eine Modellstruktur, das „Box-Phantom“, mit verschiedenen Dichten und Mustern, (Abb. 2, links) rekonstruiert. Dazu werden Sinogramme (der Dichte) aus Parallelstrahl-Projektionen erzeugt, die als simulierte Messung dienen. Die konventionelle Fourier-gefilterte Rückprojektion wird als Referenz-Bild erzeugt (Abb. 2, Mitte). Nach 200 Iterationen sind Rekonstruktion und Originalmodell visuell identisch (Abb. 2, rechts).



Abb.2: Modell, Fourier-gefilterte Rückprojektion und DIRECTT-Rekonstruktion

Die DIRECTT-Rekonstruktion zeigt exakt die Auflösung der simulierten Detektor-Pixelgröße (Abstand). Der Vergleich zeigt, dass die lineare Auflösung der konventionellen Rekonstruktion etwa 2-mal niedriger ist und die Grauwerte um einige Pro-

zente falsch. Die Qualität der DIRECTT-Rekonstruktion steigt mit der Anzahl der Iterationen, wie in Abb. 3 dargestellt. Nach 125 Iterationen (unten links) ist die visuelle Qualität bereits besser als die der konventionellen Rekonstruktion.

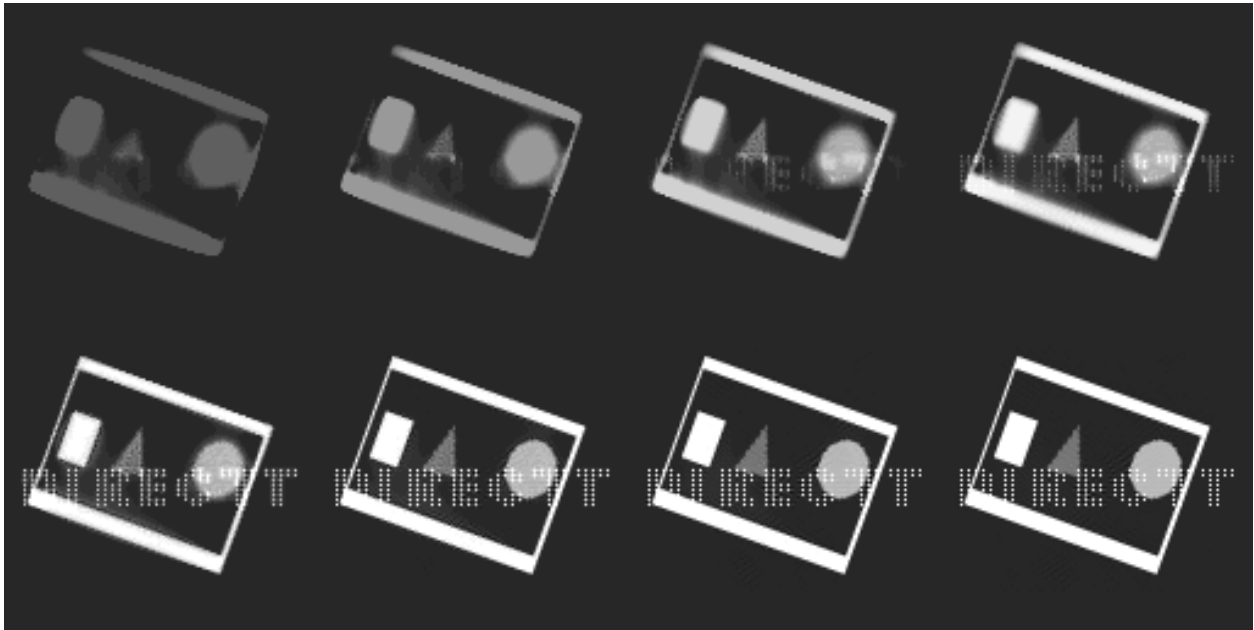


Abb. 3: Verlauf der DIRECTT Rekonstruktion in Stufen von 25 Iterationen

Die Information über die Qualität der Rekonstruktion ist im Rest-Sinogramm enthalten, das nach jedem Iterationsschritt entsteht. Die einfachsten dafür geeigneten Parameter sind Mittelwert (Gewicht) und Varianz. Der verbleibende Mittelwert gibt die Restmasse an und die Varianz die verbleibende Feinstruktur. Der Verlauf beider Parameter wird während der Iteration aufgezeichnet (Abb. 4) und damit die Rekonstruktionsqualität überwacht und gegebenenfalls eingestellt.

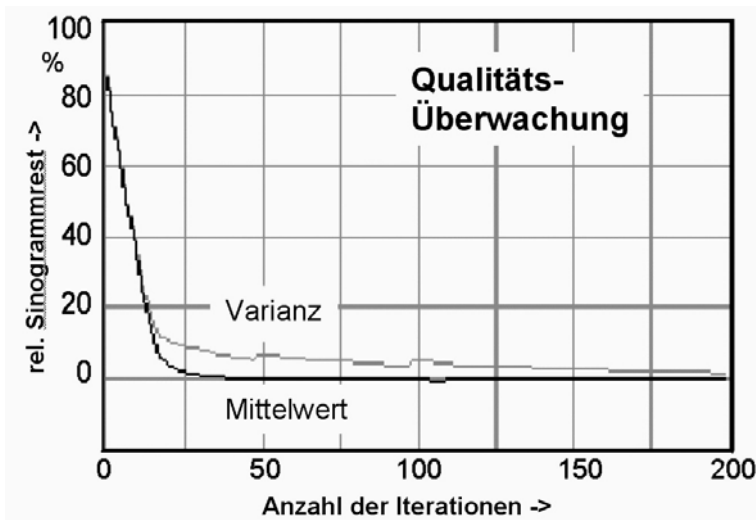
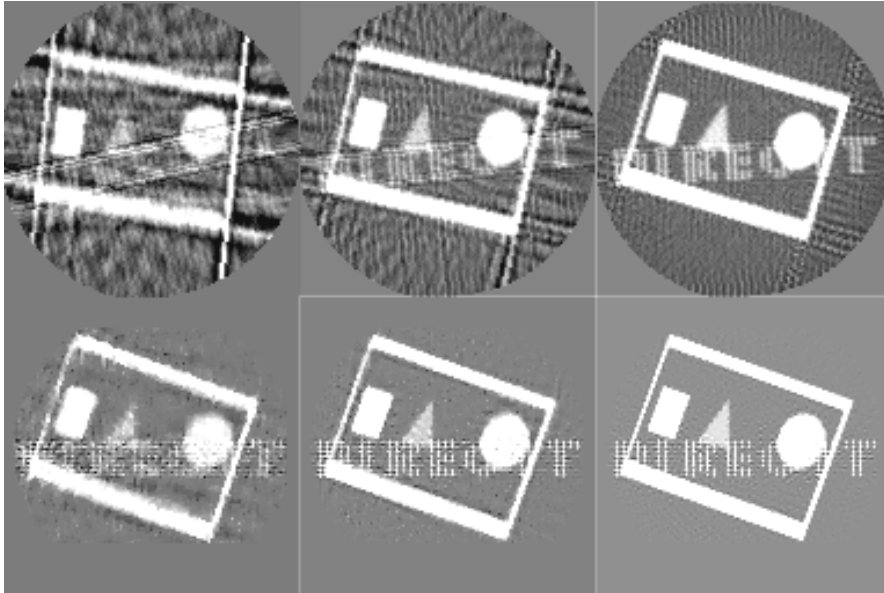


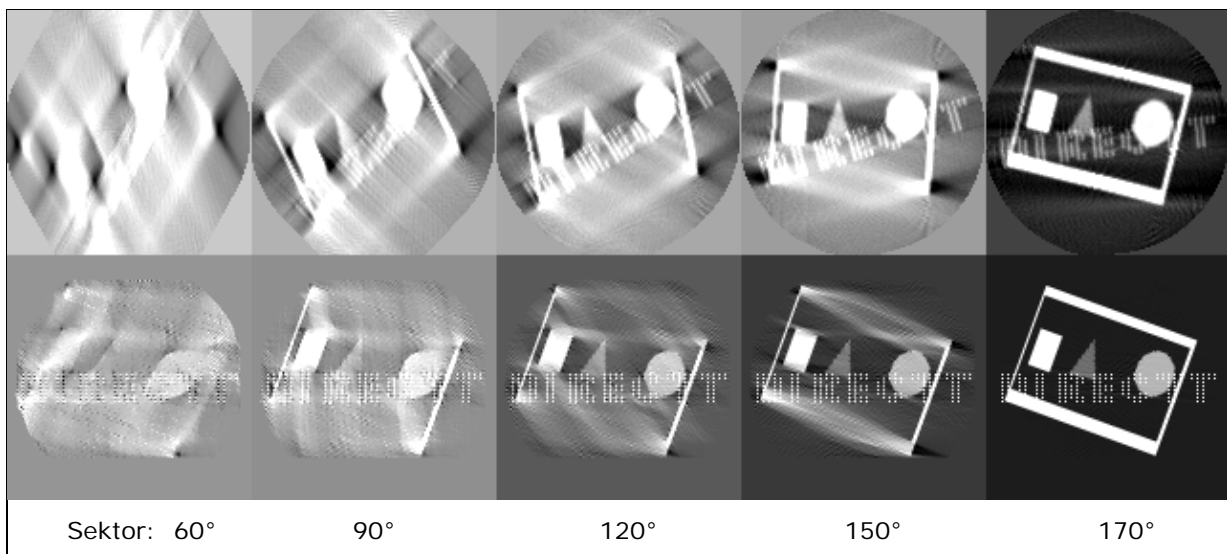
Abb.4: Protokoll der Rekonstruktionsqualität (von Abb.3); Mittelwert und Varianz des Rest-Sinogramms über der Anzahl der Iterationszyklen.

Ein weiterer Vorteil von DIRECTT nutzt die Möglichkeit, Projektionen unter beliebigen Winkeln vorteilhaft zu rekonstruieren. Abb.5 zeigt die Rekonstruktion aus einer reduzierten Anzahl von Projektionen (15 Projektionen mit 12° - Intervallen, $30 \times 6^\circ$ und $60 \times 3^\circ$, jeweils konventionell (oben) und mit DIRECTT (unten). Die typischen Streifen-Artefakte entstehen nicht und die Details sind schärfer abgebildet.



*Abb. 5: Rekonstruktion aus 15, 30 und 60 Projektionen;
oben: konventionell; unten DIRECTT*

Ein anderer Fall unvollständiger Projektionen betrifft einen begrenzter Winkelbereich. Dies ist relevant für Anwendungen mit behinderter Probenrotation. Abb. 6 zeigt eine solche Rekonstruktionsserie im Vergleich von konventioneller Rekonstruktion (oben) mit DIRECTT (unten). Der Winkelsektor wurde variiert von 60° bis 170° . Der DIRECTT- Algorithmus reduziert Artefakte und zeigt gute Detailrekonstruktion ab einem Bereich von 90° . Die Dichtewerte in homogenen Bereichen passen besser zum Original.



*Abb. 6: Rekonstruktionen aus Projektionen beschränkter Sektoren;
oben: konventionell, unten: DIRECTT*

Eine weitere vorteilhafte Eigenschaft von DIRECTT besteht darin, selektiv nur einen Teilbereich der Probe ohne die bekannten Nachteile der Fourier-gefilterten Rückprojektion zu rekonstruieren. Dies ist interessant für die vergrößernde Abbildung von Objekt-Details oder auch, um in medizinischen Anwendungen die Strahlendosis durch Beschränkung auf ein Teilobjekt insgesamt niedrig zu halten. Fig. 7 demonstriert die Fähigkeit von DIRECTT, die Dichte und strukturelle Details im gewählten Teilbereich präzise zu rekonstruieren, ohne das gesamte Probenvolumen zu bestrahlen.

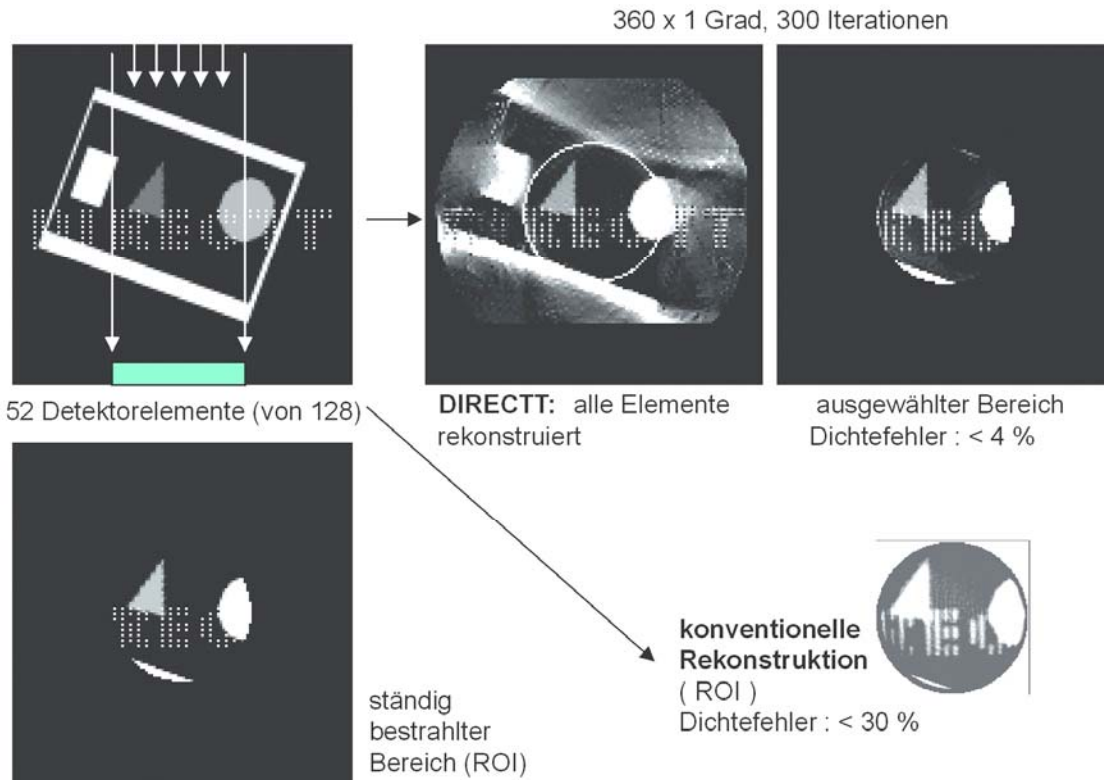


Abb. 7: Rekonstruktion aus Teilbestrahlung; links: Modell und selektierter Bereich, rechts: Rekonstruktionen des Teilbereichs mit DIRECTT und konventionell

Die Toleranz der Rekonstruktion gegenüber verrauschte Projektionsdaten ist hier ebenfalls von Interesse. Fig. 8 demonstriert den Einfluss von additivem weißem Rauschen, das dem Sinogramm hinzugefügt wurde. Im Vergleich zur Maximaldichte im Phantom wurden 25 %, 100 % und 500 % Rauschen addiert und die konventionelle mit der neuartigen Rekonstruktion verglichen. Die DIRECTT-Rekonstruktion behält den scharfen Kantenkontrast bei, obwohl deutliches Rauschen in den homogenen Bereichen entsteht. Dieses erscheint - auch auf Grund der höheren Ortsauflösung - gerechtfertigt. Rauschen hat keinen direkten Einfluss auf die Ortsauflösung, weil die Rekonstruktionsprozedur entlang der Winkelkoordinate im Sinogramm mittelt, nicht jedoch im Ortsraum der Rekonstruktion.

Die hochauflösende tomographische Rekonstruktion mittels DIRECTT kann die Ortsauflösung des Detektors grundsätzlich übertreffen. Voraussetzung dafür sind optimale experimentellen Bedingungen, wie geringes Rauschen, exakte Rotation, und die effektive Nutzung der Detektorauflösung (keine zusätzliche Verschmierung durch Fluoreszenzfolien oder Brennfleck).

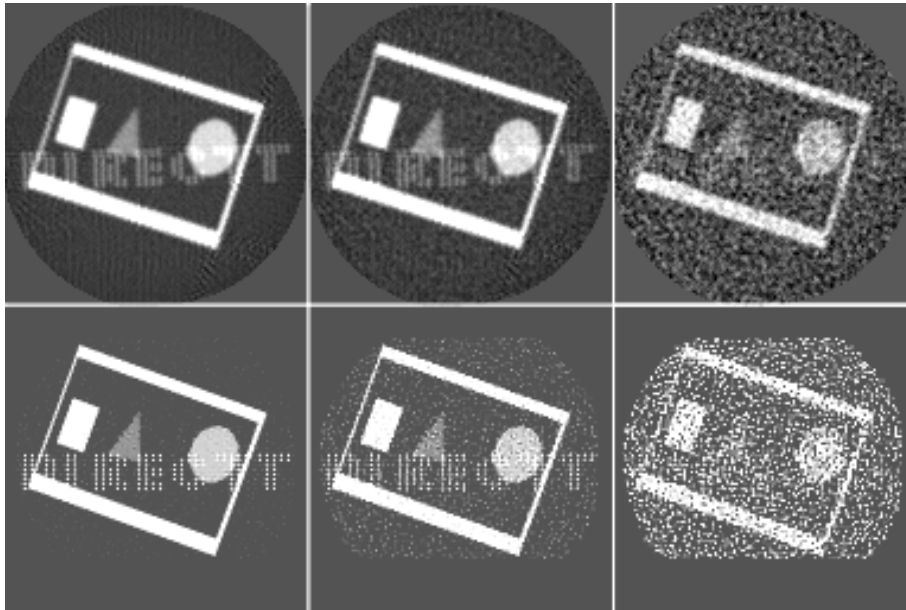


Abb. 8: Einfluss von weißem Rauschen (zum Sinogramm addiert, 90 Projektionen zu 2°); oben: konventionell, unten: DIRECTT; Rauschpegel: 0,5; 2; 10 (v.l.n.r); Dichten des Modells: 0,7; 1,3; 2,0

Die tomographische Rekonstruktion mittels DIRECTT kann die Ortsauflösung des Detektors wesentlich übertreffen. Voraussetzung dafür sind optimale experimentellen Bedingungen, wie geringes Rauschen, exakte Rotation, und die volle Nutzung der Detektorauflösung (keine zusätzliche Verschmierung durch Fluoreszenzfolien oder Brennfleck). Die entsprechende Modellrechnung wird für eine Fächerstrahl-Anordnung durchgeführt. Von dem Modell in Abb. 9, links wird aus 720 Projektionen ein Sinogramm in der Weise erzeugt, dass zwei vergrößerte Volumenelemente des Modells genau die Ausdehnung von einem Detektorelemente erhalten (zweifach-Binzing). Somit enthält das Sinogramm in Abb. 9 keine Feinstruktur-Spuren des Punkterasters aus dem Modell.

Wie zu erwarten, erreicht die konventionelle Rekonstruktion mittels Fourier-Filterung (nach Feldkamp, eine Schicht) nicht die Auflösung des Modells. Sie liegt bei etwa 4 Modell-Pixeln, da der horizontale Abstand von drei Pixeln im Punktgitter nicht aufgelöst wird (Abb. 9, Mitte rechts). Dagegen löst die mit DIRECTT erstellte Rekonstruktion problemlos die ein Pixel breiten Lücken des Punktgitters auf, was der doppelten Detektorauflösung entspricht (Abb. 9, rechts).

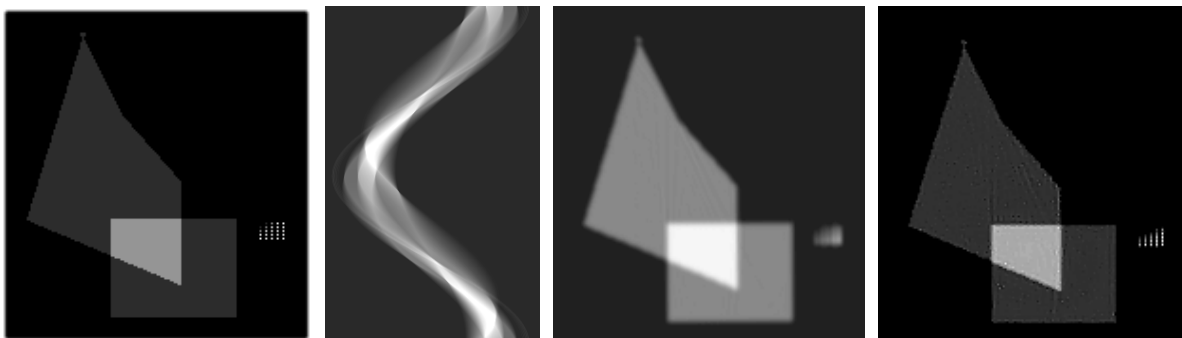


Abb. 9: Vierfache (lineare) Detektorauflösung durch die DIRECTT-Rekonstruktion; Modell, Sinogram nach Verschmierung von zwei Detektorelementen, Fourier-gefilterte Rückprojektion und DIRECTT-Rekonstruktion (v.l.n.r.)

Rekonstruktion von Messergebnissen

Um die Vorzüge des neuen Algorithmus für die Rekonstruktion von Messdaten zu überprüfen, wurden Parallelstrahlprojektionen aus einer 3D-CT-Messung an einer Ti/SiC-Metall-Matrix-Komposit-Probe (MMC) verwendet. Eine zylindrischer Zugrükörper (3,6 mm \varnothing) mit Ti-Matrix und 140 μm keramischen SiC-Fasern (MTU Aero Engines) wurde mit paralleler monochromatischer 39-KeV-Synchrotronstrahlung untersucht.

360 Projektionen mit 1°-Intervallen wurden extrahiert aus einer Zeile eines Flächendetektors, sodass der Querschnitt des Zylinders erfasst wird. Die Intensitäten wurden mit 1240 Pixeln von 6 μm Durchmesser über den Fluoreszenz-Schirm einer CCD-Kamera aufgezeichnet. Die Fasern haben einen Kohlenstoff-Kern von 10 μm Durchmesser und eine 10 μm dicke Kohlenstoff-Beschichtung, die als Details dargestellt werden sollen.

Fig. 10 zeigt die konventionelle Fourier-gefilterte Rückprojektion und Fig. 11 das Ergebnis der DIRECTT-Prozedur zum Vergleich. Obwohl nach 64 Iterationen nur 80 % der Dichte im Sinogramm rekonstruiert wurde (Rechenzeit mehrere Stunden), sind Dichte und Kontrast der neuartigen Rekonstruktion besser wiedergegeben. Wie oben diskutiert, wird auch das Rauschen der relativ geringen Intensitäten rekonstruiert, was jedoch angesichts der höheren Ortsauflösung akzeptabel ist.

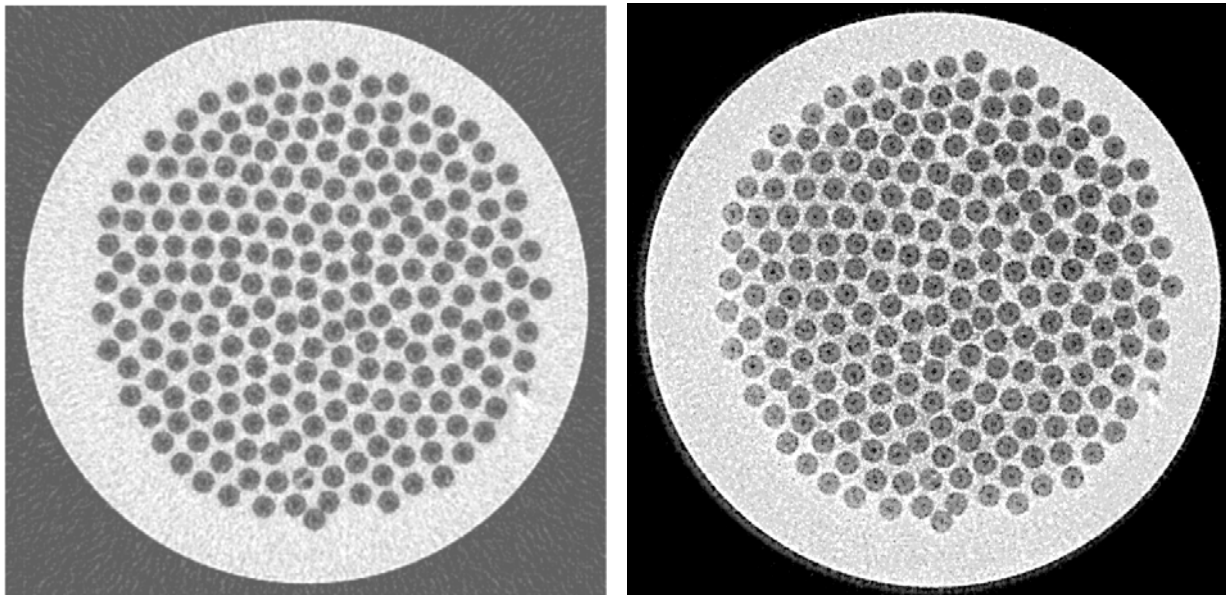


Abb. 10: Konventionelle Fourier-gefilterte Rückprojektion eines Ti/SiC-Zylinders (3.6 mm \varnothing); 39 keV Parallelstrahl-Synchrotronstrahlung; 360 Projektionen, 1240 Detektorpixel

Abb. 11: DIRECTT-Rekonstruktion aus den gleichen Messdaten mit verbesserter Kontrast- und Dichtewiedergabe im Vergleich zu Abb. 10; 80 % der integralen Dichte rekonstruiert; 64 Iterationen.

Zusammenfassung

Die direkte iterative Rekonstruktion von computer-tomographischen Trajektorien (DIRECTT) stellt einen neuen Ansatz gegenüber der konventionellen Fouriergefilterten Rückprojektion dar und bietet eine Alternative zur algebraischen Transformation (ART). Die gezeigten Rekonstruktions-Ergebnisse von Modell- und Messdaten zeigen den vorläufigen Stand des Know-Hows (ohne Optimierung der Rechenzeit). Alle Rekonstruktionen werden mit einer kontrollierten Kombination aus Mittelwert- und Kontrast-Auswahl und wiederholtem Artefaktfilter (hier nicht diskutiert) durchgeführt.

In allen diskutierten Sonderfällen der Modellrechnungen sind die Vorteile gegenüber der konventionellen Methode offensichtlich, auch bei der Rekonstruktion experimenteller Daten. Die Auflösung eines Detektorpixels wird in allen Fällen erreicht oder übertroffen. Unvollständige Datensätze („fehlende Projektionen“) führen nicht zu Streifenartefakten und das Signalrauschen beeinflusst nicht direkt die Ortsauflösung. Zusätzliche Vorteile entstehen durch eine mögliche Kompensation von nicht-idealen Detektorelementen oder die selektive Behandlung von anisotropen Proben-signalen (Streuung, Refraktion).

Der DIRECTT-Algorithmus gestattet zwecks Beschleunigung der Rekonstruktion die Verwendung einer Startlösung, auch im Sinne einer optimierten Nachbearbeitung der konventionellen Rekonstruktion. Bei der 3D-Rekonstruktion von Kegelstrahl-Projektionen wäre der Algorithmus in einer entsprechenden Erweiterung des Programms nicht auf eine Folge von Scheiben-Rekonstruktionen begrenzt, da eine Fourier-Filterung auf Grund der Radon-Transformation nicht erforderlich ist. Die sehr divergenten Projektionen von dreidimensionalen Trajektorien (Kegelstrahl, starke Vergrößerung) können ohne erhebliche Näherung rekonstruiert werden. Generell ist auch die Rekonstruktion aus Projektionen beliebiger Objektbahnen im Raum möglich, wie etwa denen der Planar-Tomographie. Das weitere Anwendungspotential des neuen Algorithmus, insbesondere hinsichtlich der medizinischen CT ist noch zu erkunden.

Literatur

1. A.C. Kak, M. Slaney, Principles of computerized tomographic imaging, IEEE Press (1988) ISBN 0-87942-198-3
2. L. A. Feldkamp, L.C. Davis, J.W. Kress, Practical cone-beam algorithm, J. Opt. Soc. Am., A, 1 (1984) 6, p. 612
3. H. Nyquist, Certain topics in telegraph transmission theory, Trans. AIEE, 47 (1928) pp. 617- 644
4. Patentanmeldungen DE 103 07 331.0 (2003) and PCT/EP2004/00135