

Bewertung von CT-Rekonstruktionen mit DIRECTT

Axel LANGE, Manfred P. HENTSCHEL, Andreas KUPSCH
BAM Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung, 12200 Berlin

Kurzfassung. Modellrechnungen mit dem CT-Algorithmus DIRECTT (Direkte iterative Rekonstruktion computertomographischer Trajektorien) haben die Vorteile gegenüber anderen Ansätzen bezüglich Ortsauflösung und Dichte gezeigt, insbesondere auch für unvollständige Datensätze wie Limited View- und Region of Interest-Szenarien. Entsprechend dem Normalfall werden hier jedoch vollständige Datensätze von Modellen und Messungen und ihre Rekonstruktionen bewertet. Die Qualität von DIRECTT wird mit der Gefilterten Rückprojektion anhand der Modulations-Transfer-Funktion (MTF) sowie integraler Kenngrößen im Radon- und im Ortsraum verglichen. Zur Überprüfung der Rekonstruktionsgenauigkeit experimenteller Daten werden Messungen einfacher Probengeometrien unter definierten physikalischen Bedingungen durchgeführt. Diese betreffen Monochromasie, Unterdrückung von Kantenartefakten und radiometrische Intensitätsbestimmung mit Einkanal-detektor.

Einführung

Die Bewertung von CT-Rekonstruktionsergebnissen hinsichtlich ihrer Qualität zielt in den meisten Anwendungen auf die Unterscheidbarkeit benachbarter Schwächungsdetails. Zur Charakterisierung der (erreichbaren) Ortsauflösung des Gesamtsystems aus Messapparatur und Rekonstruktion wird oft die Modulations-Transfer-Funktion (MTF) [1] oder Kontrastamplitude als Funktion der Ortsfrequenz angegeben. Grundlage dieser Bewertung im Fourierraum sind Messungen an einfachsten Probekörpern, typischerweise bezüglich ihrer Kantenschärfe oder periodischer Muster [2]. Komplexere Strukturen erweisen sich für eine derartige Bewertung zumeist als ungeeignet.

Neben der Bewertung im Fourierraum wird hier die Qualität in einem neuen Ansatz auch im Ortsraum (Rekonstrukt) oder im Radonraum (Sinogramm) durchgeführt. Für Messdaten kann der Abgleich nur zum experimentellen Input (d.h. dem Sinogramm) gezogen werden. Sämtliche iterative Algorithmen (ART-Varianten [3], DIRECTT [4, 5]) beinhalten den Projektionsschritt und damit auch die Möglichkeit, die Differenz der aktuellen Projektion zu den Messdaten auszuwerten. Dazu werden meist integrale Kenngrößen wie die Varianz oder die Summe über das Restsinogramm berechnet.

Modellrechnungen erlauben den direkten Vergleich von (bekanntem) Modell und Rekonstrukt im Ortsraum. Der Wegfall einer naturgemäß integrierenden Projektion vermeidet die Gefahr, dass sich Dichteoszillationen durch Mittelung aufheben.

Darüber hinaus werden in der Literatur Ansätze diskutiert, die Rekonstruktionsqualität anhand lokaler Kriterien wie Randlängen [6] und Orientungsverteilungen von Rändern [7] mit Werkzeugen der räumlichen Statistik zu beurteilen.



Für den hier diskutierten DIRECTT-Algorithmus wurden in mehreren Fällen die vorteilhaften Rekonstruktionsergebnisse demonstriert, insbesondere wenn die Messbedingungen stark von den Idealbedingungen abwichen: unscharfe Projektionen [8 - 10], instabile Manipulation [11], begrenzte Winkelsektoren (Limited View) [7, 12, 13], wenige Winkel (Few Angles) [12, 14], partielle Nichtdurchstrahlbarkeit [11, 12] oder Kombinationen der vorgenannten Restriktionen [12]. Ziel der vorliegenden Studie ist es, Kenngrößen zu finden, die ein objektives Maß für den Vergleich von Rekonstruktionen darstellen.

1. Das DIRECTT-Prinzip

Das Prinzip des DIRECTT-Algorithmus wurde bereits im Zusammenhang mit seinen Möglichkeiten der verbesserten Ortsauflösung beschrieben [4, 8]. Seine wesentlichen Merkmale sind anhand von Abb. 1 (Teilbilder a) bis g)) nachvollziehbar:

- a) Herstellung eines Pixel-Modells mit drei Dichtestufen 0.6, 0.8 und 1, mit Beschränkung auf 51^2 Pixel, um die Einzelpixel noch zu erkennen. Die Pixel entsprechen den Detektorelementen einer Messung,
- b) Erzeugung eines Dichte-Sinogramms durch Parallelprojektion des Modells über 180° .
- c) Ermittlung der Gewichte aller Rekonstruktionspixel durch Integration entlang der korrespondierenden sinusartigen Trajektorien im Sinogramm, optional mit Filterung entlang der Sinogrammzeilen, hier mit symmetrischem Kontrast zu den Nachbarspuren (entsprechend der 2. Ableitung). Interpoliert wird somit im Sinogramm, statt innerhalb der Rekonstruktions-Matrix,
- d) Bildung einer ersten Rekonstruktionssumme durch Auswahl α und Gewichtung f eines vorgewählten Anteils (hier 50% Auswahl, Gewichtung 1) und Ablage der selektierten Trajektorien-Integrale als Rekonstruktionselemente,
- e) Projektion der bereits rekonstruierten Elemente zu einem „Zwischen-Sinogramm“.
- f) Erzeugung eines „Rest-Sinogramms“ durch Subtraktion des Zwischen-Sinogramms vom ursprünglichen Dichte-Sinogramm,
- g) Bildung einer 2. Rekonstruktionssumme durch eine weitere gewichtete Auswahl aus dem Teilrekonstrukt wie zuvor und Addition zu d),
- h) neues Restsinogramm durch Projektion der 2. Rekonstruktionssumme g) und iterative Fortführung bis zur Konvergenz der Folge der Restsinogramme,

Strebt die Konvergenz der Restsinogramme gegen Null, ist das Gewicht des ursprünglichen Sinogramm vollständig rekonstruiert. Zu jedem Zeitpunkt ist die Rekonstruktionssumme plus Restsinogramm gleich dem Gewicht des Start-Sinogramms (entsprechend dem Gewicht des Modells). Da in den Restsinogrammen im Laufe dieses Iterationsprozesses negative Werte entstehen können, ist dieses Kriterium jedoch nicht ausreichend für eine genaue Rekonstruktion. Vielmehr ist auch die Konvergenz der Varianz des Rest-Sinogramms erforderlich.

Der Algorithmus kann eingeordnet werden als direkte iterative Inversion der Radon-Transformation [14]. Die Radon-Transformation entspricht numerisch dem messtechnischen Projektionsvorgang unter dichtliegenden (vollständigen) Winkelsätzen über einen Voll- oder Halbkreis je nach Parallel- oder Fächerstrahlanordnung, deren Inversion mit diskreten Stützstellen mathematisch nicht möglich ist.

Anschaulich betrachtet ergibt sich dies aus der Überlagerung von projizierten Spuren der Objektvoxel im Sinogramm, deren Gewichte deshalb nicht exakt den zugehörigen Rekonstruktionspixeln zugeordnet werden können. Diese Aufgabe kann jedoch durch die Auswahl dominanter Spuren und ihrer nur partiellen Gewichtung, deren Teilrekonstruktion und der iterativen Wiederholung näherungsweise gelöst werden. Dabei können die

Auswahlparameter für die (integralen) Gewichts- oder Kontrastkriterien geeignet gewählt werden.

Mit diesem Grundansatz für den DIRECTT-Algorithmus führen in toleranter Weise sehr verschiedene Auswahlkriterien nach genügend vielen Iterationsschritten zu präzisen Rekonstruktionsbildern (Abb. 2 und 5), wobei als Sonderfall auch die Gefilterte Rückprojektion realisiert werden kann.

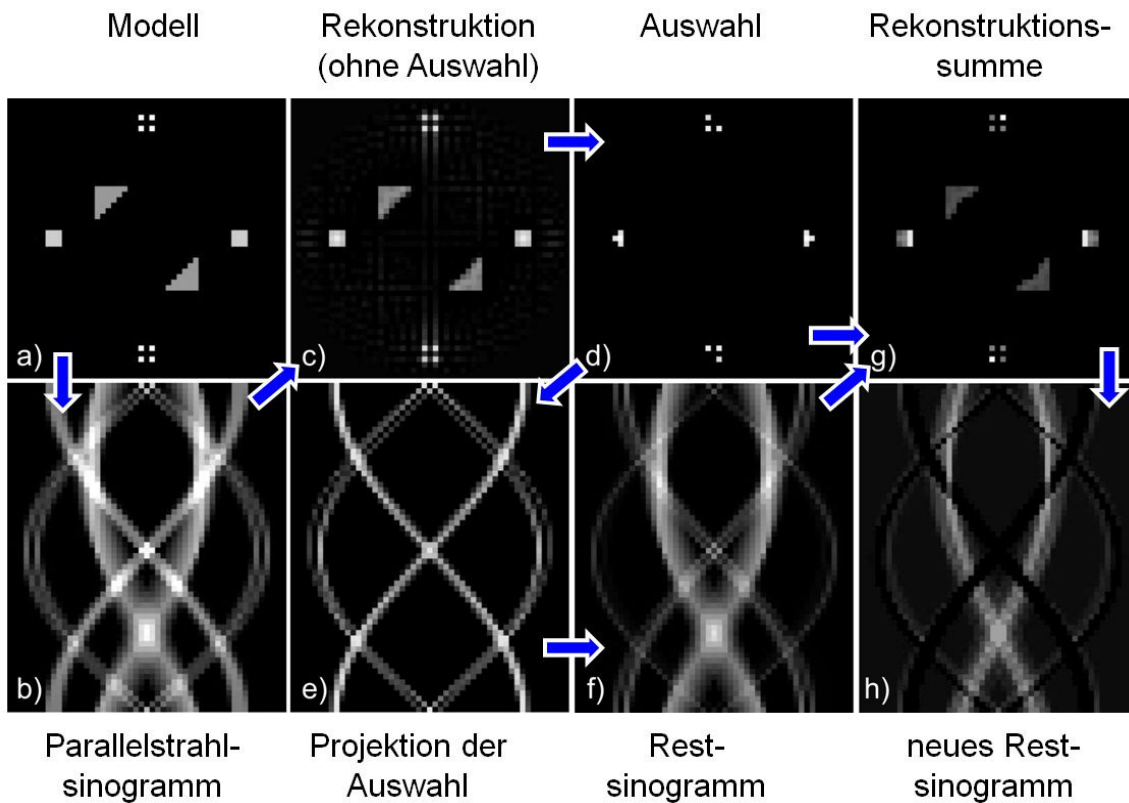


Abb. 1: Prinzip der iterativen Rekonstruktion anhand einer Modellrekonstruktion in zwei Iterationsschritten; a) 51^2 Pixel-Modell, b) 180° Dichte-Sinogramm, c) Ablage der Gewichte aller Sinogrammspuren, d) Auswahl und Gewichtung aus c), e) Projektion von d) in ein Zwischen-Sinogramm, f) Rest-Sinogramm aus b) minus e), g) 2. Rekonstruktionssumme aus f) wie zuvor, h) neues Restsinogramm durch Projektion von g)

2. Konvergenzverhalten des DIRECTT-Algorithmus

Das Konvergenzverhalten des Algorithmus wurde an einem Modell der Größe 101×101 Pixel diskreter Dichten studiert. Die geringe Pixelzahl gestattete eine vielfache Iteration in kurzen Rekonstruktionszeiten. Das Modell enthält sechs Einzelmotive, die verschiedene kritische Merkmale aufweisen: Flächen verschiedener, konstanter Dichte mit gerader oder gekrümmter Begrenzung, feine Strukturen von Einzelpixeln und -linien.

Die wesentlichen Parameter zur Steuerung des Iterationsfortschritts sind die Selektion α ($\alpha = 0$: es erfolgt keine Auswahl; $\alpha = 1$: nur die höchsten Amplituden der jeweiligen Teilrekonstruktion werden akzeptiert), der Gewichtungsfaktor f , mit dem die akzeptierten Elemente zum Zwischenrekonstrukt addiert werden, sowie der Typ und die Länge des Filters. Alle Parameter können im Verlauf der Iteration vom Programm-Bediener variiert werden. Für die Selektion ist eine dynamische Steuerung implementiert worden. Zudem können in Zwischenstadien der Rekonstruktion Filter eingesetzt werden, die beispielsweise „Pepper and Salt“-Strukturen beseitigen.

2.1 Bewertung im Radonraum

Die Bewertung der jeweiligen Rekonstruktionssumme erfolgt anhand integraler Kriterien: der Varianz oder der Masse (Summe) des jeweiligen Restsinogramms. Dies ist bei Messdaten zwingend; bei Modellrechnungen kann als lokales Kriterium auch der Vergleich zum bekannten Original bewertet werden. Dabei erweist sich die Varianz als ein besonders geeignetes Qualitätskriterium für die Rekonstruktion.

Abb. 2 zeigt Zwischenstadien einer Rekonstruktion mit festen Parametern und die entsprechende Varianz des Restsinogramms als Funktion der Iterationsanzahl n . Die Varianzkurve zeigt einen dreistufigen Verlauf. Anfangs ($n \leq 5$) werden Flächen mit hohen Amplituden rekonstruiert, danach Flächen mit geringerer Amplitude ($5 < n \leq 10$), im Restverlauf feinstrukturierte Elemente von Einzelpixeln und -linien.

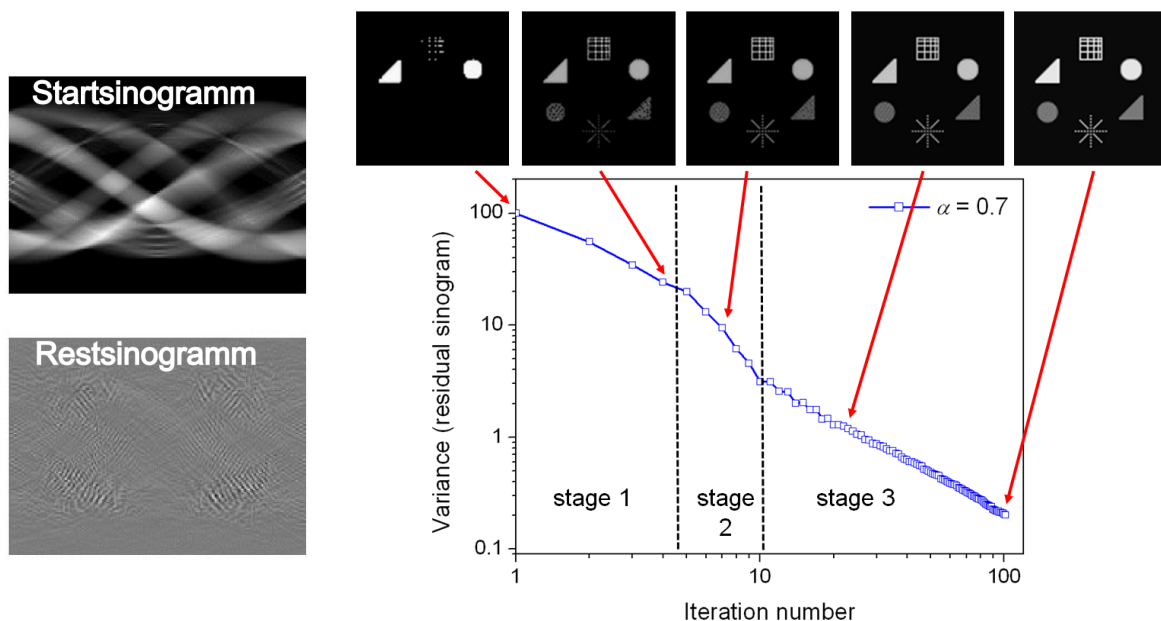


Abb. 2: Illustration des dreistufigen Iterationsfortschritts anhand einzelner Zwischenrekonstrukte und ihre Zuordnung zur jeweiligen Varianz des Restsinogramms bei konstanten Parametern ($\alpha = 0.7, f = 0.42$, langreichweitiger $1/r^2$ -Filter)

Varianzverläufe über 100 Iterationszyklen sind für jeweils einen veränderlichen Parameter in Abb. 3 dargestellt. Links wird die Selektion α variiert. Kleine α (geringer Ausschluss) führen schneller zu Fortschritten, aber konvergieren auch auf hohem Varianzniveau. Dagegen lohnen sich die Verbesserungen mit großem α erst bei einer hohen Iterationszahl. Rechts wird der Gewichtungsfaktor f variiert. Hier sind im logarithmischen Auftrag der Varianz qualitativ unterschiedliche Verläufe zu beobachten: für $f = 0.1$ und 0.7 durchläuft die Ableitung der Kurve ein Maximum, für Zwischenwerte um 0.4 sinkt sie monoton. Für den angegebenen Bereich sinkt die Restvarianz nach 100 Iterationen stetig. Wird f aber über 0.7 erhöht, beginnt die Rekonstruktion zu oszillieren, bis für $f = 0.81$ der „aperiodische Grenzfall“ erreicht ist. Für noch größere Gewichtungsfaktoren divergiert die Rekonstruktion.

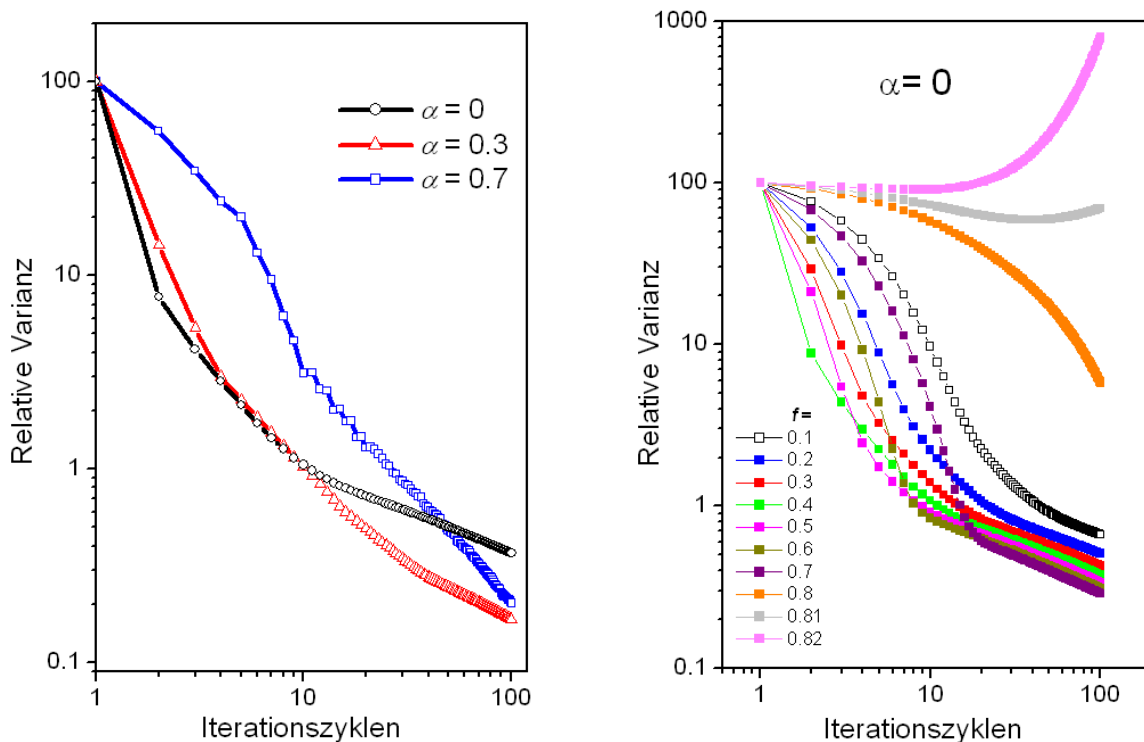


Abb. 3: Charakterisierung des Iterationsfortschrittes im Radonraum anhand der Varianz des jeweiligen Restsinogramms: für verschiedene Auswahlparameter α bei fester Gewichtung $f = 0.4$ (links), für verschiedene $f = 0.1$ bis 0.82 bei festem Auswahlparameter $\alpha = 0$ (rechts)

3. Bewertung im Ortsraum

Ist, wie bei Modellrechnungen, das Idealergebnis der Rekonstruktion bekannt, kann dagegen eine lokale Bewertung erfolgen. Den Bewertungen im Radonraum liegt naturgemäß eine Integration entlang des Durchstrahlungsweges zugrunde. Wird über Elemente verschiedener Vorzeichen summiert, kompensieren sich diese gegenseitig und sind im Integral nicht erkennbar. Diese Gefahr besteht bei ortstreuer Bewertung nicht.

Dies wird in Abb. 4 demonstriert. Für ein Differenzbild (links unten) wird wiederum die Varianz bestimmt. Der Verlauf über der Iterationszahl für verschiedene Selektionen wird mit dem Gang der Varianz des Restsinogramms (Abb. 4 links) verglichen. Für den höchsten Auswahlparameter ($\alpha = 0.7$; geringste Akzeptanz) wird wieder ein mehrstufiger Verlauf beobachtet, und die Varianz weist für die ersten Rekonstruktionsschritte auch aus lokaler Sicht höhere Werte auf, ist jedoch schon nach 6 Iterationen geringer als für $\alpha = 0$ (im Vergleich zu 49 Iterationen bei der Bewertung des Restsinogramms) und nach etwa 40 Iterationen geringer als für $\alpha = 0.3$, was im Restsinogramm auch nach 100 Iterationen noch nicht erreicht ist. Die Differenzbildvarianz $\alpha = 0.3$ ist im Gegensatz zur vorherigen Betrachtung für den gesamten Verlauf geringer als für $\alpha = 0$. Dies deutet darauf hin, dass ein Verzicht auf ein Auswahlkriterium, wie bei der Gefilterten Rückprojektion, lokale Fehlweisungen erzeugt, die im Radonraum (d.h. integral) nicht nachweisbar sind.

In Abb. 5 wird die Bewertung im Ortsraum auf den Vergleich verschiedener Filtertypen angewendet. Betrachtet wird wiederum ein 101^2 Pixel Modell mit zwei idealen Dichtenniveaus von 50% und 100% und einer Feinstruktur der höheren Dichte. Das Modell wird hier nicht separat dargestellt, da es visuell in allen Details den Rekonstruktionen in Abb. 5, 1b) oder 1c) entspricht.

Neben der erkennbar unscharfen gefilterten Rückprojektion 1a) folgt in 1b) die iterative DIRECTT-Rekonstruktion nach 10 Zyklen unter Verwendung eines langreichweitigen $1/r^2$ -

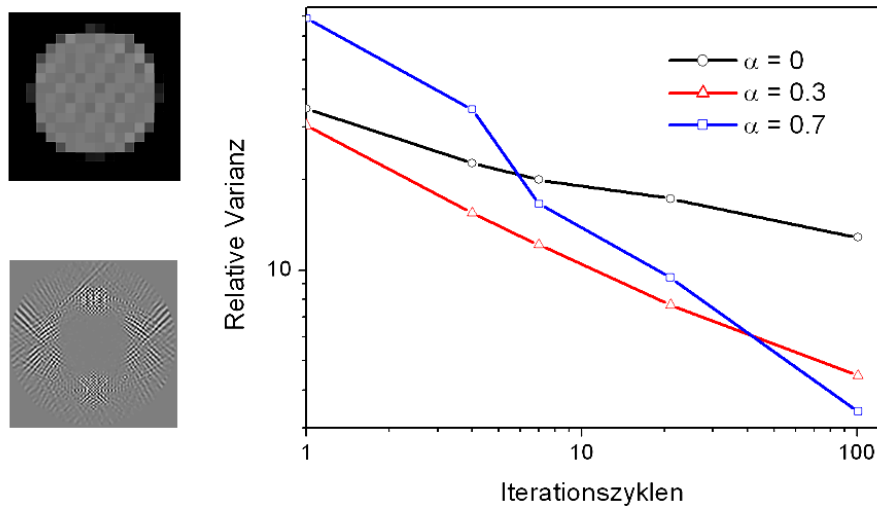


Abb. 4: Charakterisierung des Iterationsfortschrittes durch Vergleich mit dem (hier bekannten) Original im Ortsraum; links ein Detail der Rekonstruktion (100 Iterationen, $\alpha = 0$) und die Differenz des Gesamtrekonstrukts zum Modell; rechts die Varianz des Differenzbildes als Funktion der Iterationszahl für verschiedene Selektionen α .

Filters im Sinogramm, wie er auch in der Gefilterten Rückprojektion verwendet wird. Deshalb könnte dieses Vorgehen irrtümlich als iterative Optimierung der Gefilterten Rückprojektion verstanden werden, was jedoch den dargestellten Prinzipien von DIRECTT mehrfach widerspricht.

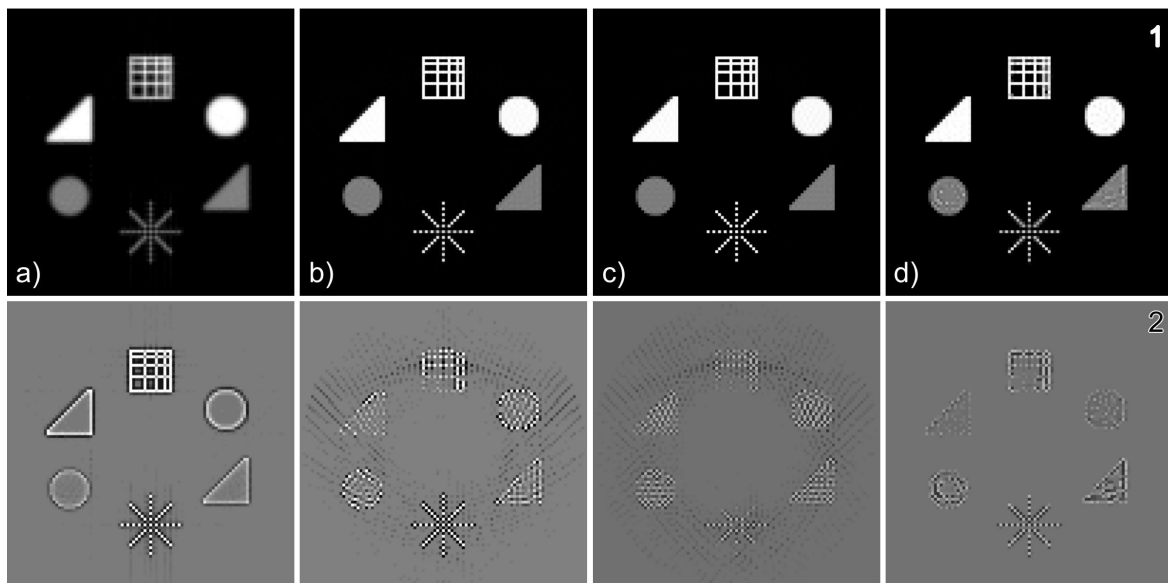


Abb. 5: Vergleich ähnlicher Rekonstruktionen aus verschieden gefilterten Projektionen eines 1012 Pixel Modells mit 2 Dichte-Niveaus und Feinstruktur; 1a) gefilterte Rückprojektion ($\sigma = 34\%$); 1b) $1/r^2$ -gefilterte DIRECTT-Rekonstruktion, 10 Iterationen ($\sigma = 12\%$); 1c) kontrast-gefilterte DIRECTT-Rekonstruktion 10 Iterationen ($\sigma = 5\%$); 1d) ungefilterte DIRECTT-Rekonstruktion, 60 Iterationen ($\sigma = 2\%$); 2a) bis 2d): die jeweiligen Differenzen zum Modell.

Die weitere visuell fehlerfreie DIRECTT-Rekonstruktion in Abb. 5 betrifft in 1c) die Verwendung der symmetrischen „Nachbar-Kontraste“ der Sinogramm-Spuren, was einer 2. Ableitung nahe kommt, wenn deren Reichweite auf jeweils eine Nachbarspur beschränkt wird (10 Iterationen). In 1d) schließlich wird auf eine Filterung des Sinogramms ganz verzichtet, jedoch sind 60 Iterationszyklen in kleinen Schritten erforderlich. Dagegen führt

bekanntlich die einmalige ungefilterte Rückprojektion der vollen Gewichte aller Sino-grammzeilen zu Rekonstrukten mit mehreren Pixeln Unschärfe.

Um so erstaunlicher ist die den anderen Rekonstruktionen 1a) bis 1c) überlegene Qualität der ungefilterten Rekonstruktion. Allerdings werden die geringen Qualitätsunterschiede erst in den Abweichungen vom Modell erkennbar. Die in Abb. 5, unten durch Differenzbilder 2a) bis 2d) dargestellte Qualität der Rekonstruktionen wird durch ihre relativen Varianzen bezogen auf das Modells quantifiziert. Sie ist durch weitere Iterationsschritte optimierbar. Die angegebenen Varianzen σ sind jedoch typisch für wenige Iterationsschritte.

Die viel diskutierte Frage der richtigen (problemangepassten) Filterwahl erweist sich somit als nachrangig. Wesentlicher ist vielmehr die hinreichend präzise Ausführung der Projektionen. Zwar beeinflusst die Art des Filters wesentlich die Geschwindigkeit des Iterationsfortschritts, weniger jedoch die Qualität des Rekonstruktionsergebnisses.

4. Erzeugung und Bewertung von artefaktfreien Messungen

Um die Robustheit des Algorithmus mit experimentellen Daten zu überprüfen, werden Mustermessungen einfacher Probengeometrien unter definierten physikalischen Bedingungen durchgeführt. Diese betreffen Monochromasie, Parallelstrahlabtastung mit kollimiertem Strahl und Schwächungsbestimmung mittels Einzel-Pulszählung durch einen Szintillationsdetektor. Die Monochromasie betrifft die Vermeidung von Aufhärtungsartefakten; die Kollimation vermeidet refraktive Kantenartefakte. Aus dem Bremsspektrum der Molybdänstrahlung (Feinstrukturrohre, Strichfokus) wird mittels nachgestelltem Graphit-Monochromator die Mo-K α -Linie isoliert.

Als Musterprobe dient ein Polyethylen-Zylinder von 6.4 mm Durchmesser, der um eine Achse parallel zu seiner Symmetrieachse gedreht wird. Die Messungen erfolgen mit kontinuierlicher Probenbewegung ("fly by"). Bei einer Strahlhöhe von 50 μm wird der Zylinder mit einer Geschwindigkeit von 50 $\mu\text{m/s}$ verfahren und die Intensität über 1 Sekunde integriert. Da Zylinder- und Drehachse nicht zusammenfallen, wird die Probe über eine Strecke („Detektorzeile“) von 13.5 mm (entspricht 271 Messpunkten) gefahren, um sie unter jedem Projektionswinkel vollständig zu erfassen. Die Projektionswinkel einer vollen Umdrehung werden in 900 Inkremente von 0.4° unterteilt.

Abb. 6 zeigt das Messprinzip zur Gewinnung von Musterdaten. Das Intensitäts-sinogramm in Abb.7 weist an den Probenrändern keine refraktiven Kanteneffekte auf und die Rauschamplituden gehorchen der Poisson-Statistik, wie das Profil (rechts) demonstriert.

Die Rekonstruktionsergebnisse mittels FBP und DIRECTT (nach 10 Iterationen) sind in Abb. 8 (links und Mitte) dargestellt. Das Kantenprofil (rechts) belegt, dass die FBP im Vergleich zur DIRECTT-Rekonstruktion zwar deutlich rauschärmer ist, aber ein stark verschmiertes Kantenprofil liefert.

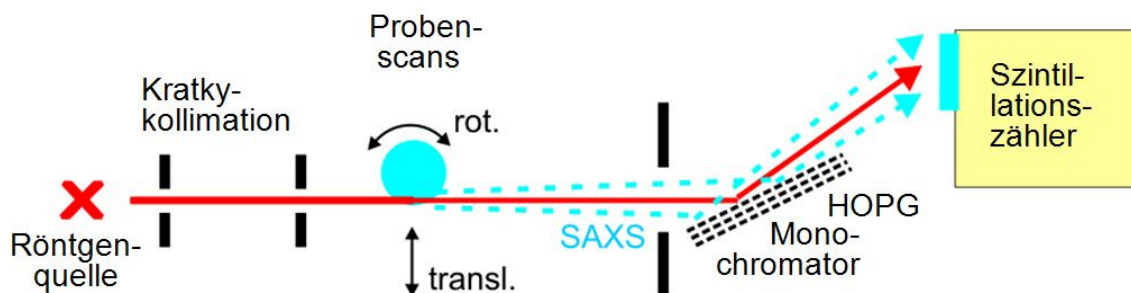


Abb. 6: Messprinzip zur refraktions- und aufhärtungsfreien Aufnahme von Mustermessdaten.

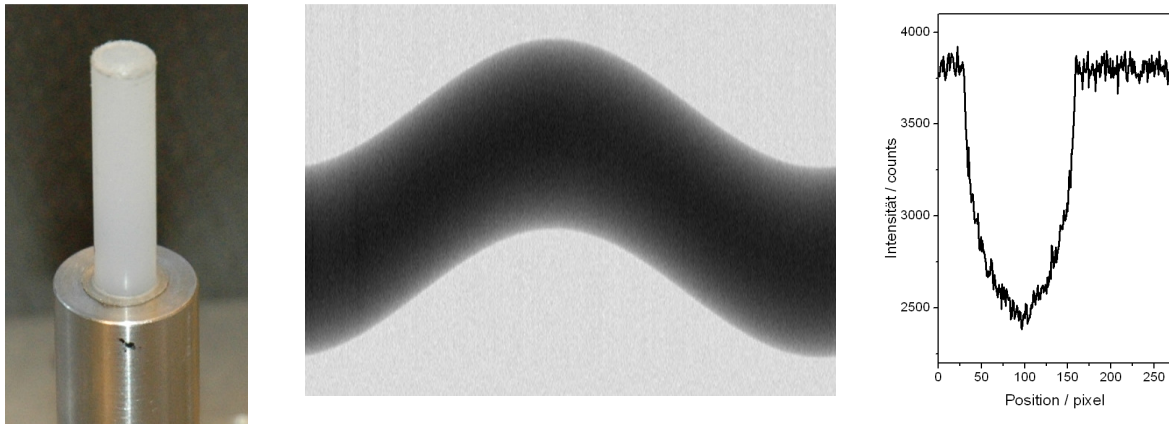


Abb. 7: Photographie des PE-Zylinders (links), Intensitätssinogramm (Mitte) sowie ein Sinogrammquerschnitt unter einem beliebigen Projektionswinkel (rechts).

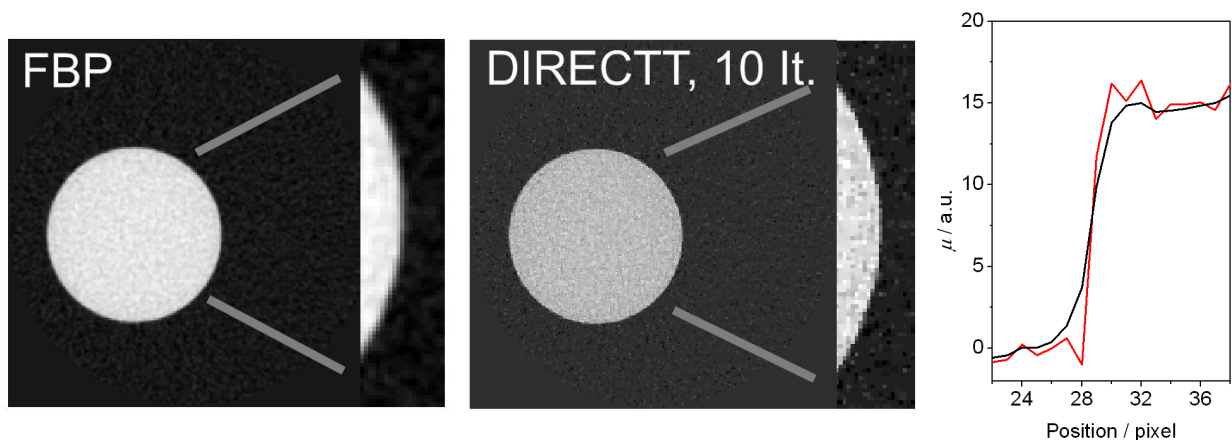


Abb. 8: Ergebnisse der Rekonstruktion an einem Schnitt des Zylinders mit Ausschnittsvergrößerungen des Randbereichs für die Gefilterte Rückprojektion (links) und für DIRECTT nach Iterationszyklen (Mitte) sowie Vergleich der Profile über den Zylinderrand (rechts; schwarz: FBP, rot: DIRECTT).

4.1 Bewertung im Fourierraum mit erweiterter MTF

Als Maß für die (erreichbare) Ortsauflösung wird oft die Modulations-Transfer-Funktion (MTF) angegeben. Sie gibt die Kontrastamplitude als Funktion der Ortsfrequenz wieder.

Die Standardbetrachtung geht von einem zylindrischen Messobjekt mit idealen Dichtestufen der Kanten aus. Die Norm ISO 15708-2:2002 [2] (Abschnitt 8.6., Fig. 1) empfiehlt vier Schritte zur Gewinnung der MTF: (i) Extraktion einiger Radialprofile über den Zylinderquerschnitt, (ii) die ortsrichtige Mittelung ergibt die Edge Response Function (ERF), (iii) deren Ortsableitung die Line Spread Function (LSF) und schließlich (iv) deren Fouriertransformierte (FT) die MTF, welche nach Konvention normiert und über der Frequenz in Linienpaaren pro Längeneinheit aufgetragen wird. Die Frequenz, bei der die MTF auf den Wert 0.2 abfällt, wird als Kehrwert der erreichbaren Ortsauflösung interpretiert [16]. Anstelle einer tatsächlichen physikalischen Längeneinheit wird die Einheit im reziproken Raum zu 1/Pixel oder Linienpaare/Pixel gewählt.

Hintergrund dieser Vorgehensweise ist die Quotientenbildung von Bild- und Originalfunktion im Fourierraum für den Spezialfall, dass die Originalfunktion eine Heaviside-Stufenfunktion $\theta(x)$ ist, denn mit $\mathcal{F}(f(x)) = F(k)$ gilt $\mathcal{F}(\partial/\partial x (f(x))) = 2\pi i k F(k)$ und $\mathcal{F}(\theta(x)) = 1/(2\pi i k)$ für $k \neq 0$, wobei i die imaginäre Einheit und k die Ortsfrequenz angibt.

Hier wird jedoch der allgemeine Fall betrachtet: An das (bekannte!) Original werden keine Anforderungen bezüglich Geometrie oder Symmetrie gestellt, sondern die 2D-FT für Rekonstruktion (*Response*) und Modell (*Stimulus*) ausgeführt und das 2D-Quotientenbild

gebildet. Die MTF wird nun als Integral über Kreise mit dem Radius k , normiert auf deren Umfang, um den Ursprung bestimmt [13].

In Ermangelung der tatsächlichen Randgeometrie eines physikalischen Probekörpers, von dem die tomographischen Projektionen ermittelt wurden, übernimmt 2D-Pixel-Phantom die Rolle des Modells. Das Phantom wird erzeugt, indem die Standard-Rekonstruktion auf halbem Niveau binarisiert wird. Im übrigen wird mit den experimentellen Daten analog zur oben beschriebenen Erzeugung einer MTF von Modellrekonstruktionen verfahren.

Die mit Gefilterter Rückprojektion des Modells und der Messdaten hier ermittelten MTF-Verläufe erreichen bei etwa 0.4 Linienpaaren/Pixel die 20 %-Marke [16] wie auch von Staudé & Goebels [17] beschrieben. Diese Übereinstimmung mit der konventionellen MTF zeigt die vergleichbare Kantenempfindlichkeit der hier verwendeten 2D-Erweiterung.

Zur Überprüfung und Darstellung der Rekonstruktionspräzision von iterativ erzeugten DIRECTT-Rekonstruktionen zeigt anhand der Abb. 9 das durch wenige Iterationen bereits erreichte etwa 3-fach höhere MTF-Niveau bei 0.4 lp/Pixel. Mittels Modellrechnung wird sogar eine Anhebung des Niveaus auf 90 % erreicht, was dem Ideal der Identität von Modell und Rekonstruktion sehr nahe kommt.

Aus Sicht der Signalverarbeitung scheint dies mit dem Abtasttheorem nicht vereinbar. Geht man jedoch vom Grundprinzip des DIRECTT-Algorithmus aus, dessen Prinzip die N -fache Abtastung von Sinusspuren im Radonraum mit N Projektionen vorsieht, bedeutet dies eine Überabtastung. Das bedeutet gleichzeitig eine Überabtastung im Rekonstruktionsraum, weil nur Sinusspuren abgetastet werden, die genau einem Rekonstruktionspixel entsprechen. Angesichts einer derartigen Überabtastung werden die Kriterien des Abtasttheorem nicht zeilenweise auf die Detektorelemente angewandt, und sind hier nicht maßgeblich.

Es ist naheliegend, dass auch die Numerik der MTF nur mit dem 2-dimensionalen Ansatz für die MTF Werte erbringen kann, die oberhalb der zulässigen Grenze des Abtasttheorems liegen.

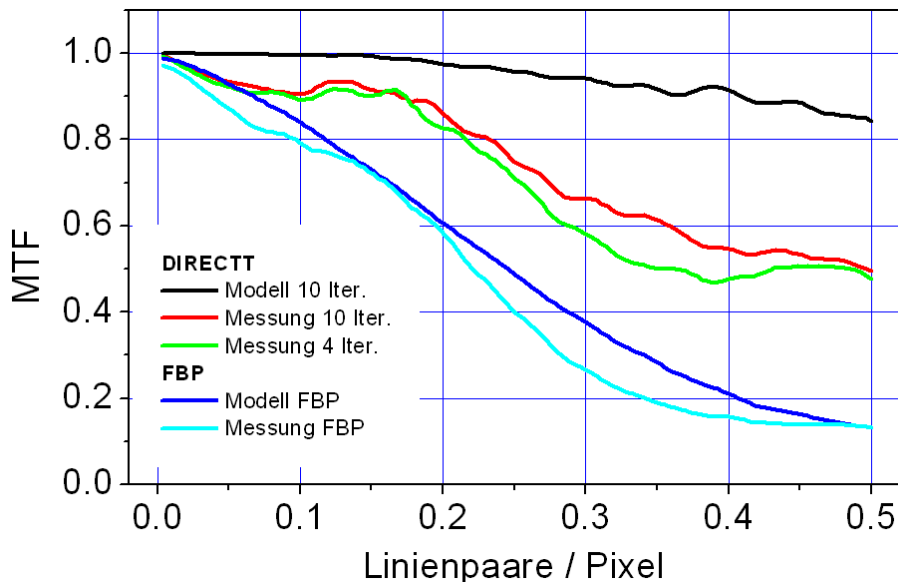


Abb. 9: Modulations-Transfer-Funktion (MTF) als Funktion der Ortsfrequenz: im Vergleich Modellprojektionen und Messdaten rekonstruiert mittels Gefilterter Rückprojektion und DIRECTT.

Danksagung

Die Autoren danken dem Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) für finanzielle Unterstützung im Verbundprojekt 3D-Analyse (Laufzeit 2010-2013) unter dem Förderkennzeichen 03MS607D.

Referenzen

- [1] R. Halmshaw: Industrial Radiology, Chapman & Hall, London (1982).
- [2] International Standard ISO 15708-2: Non-destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 2: Examination practices, International Organization for Standardization, Geneva (2002).
- [3] A.C. Kak, M. Slaney: Principles of computerized tomographic imaging, Classics in Applied Mathematics **33**, siam (2001) and IEEE Press, New York (1988).
- [4] A. Lange, M.P. Hentschel, A. Kupsch: Computertomographische Rekonstruktion mit DIRECTT, MP Materials Testing **50** (2008) 272-277.
- [5] A. Lange, A. Kupsch, M.P. Hentschel, I. Manke, N. Kardjilov, T. Arlt, R. Grothausmann: Reconstruction of limited computed tomography data of fuel cell components using DIRECTT, Journal of Power Sources **196** (2011) 5293-5298.
- [6] S. Lueck, A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, V. Schmidt: Statistical analysis of tomographic reconstruction algorithms by morphological image characteristics, Image Analysis and Stereology **29** (2010) 61-77.
- [7] S. Lueck, A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, V. Schmidt: Statistical Comparison of Various Reconstruction Algorithms with respect to Missing Wedge Artifacts in Computed Tomography, Materials Research Society Symposium Proceedings **1421** (2011) (doi: 10.1557/opl.2012.209).
- [8] A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, B.R. Müller: Improved Computed Tomography by Variable Desmearing: Model reconstructions by iterative DIRECTT algorithm, MP Materials Testing **52** (2010) 394-400.
- [9] H. Markötter, I. Manke, R. Kuhn, T. Arlt, N. Kardjilov, M.P. Hentschel, A. Kupsch, A. Lange, C. Hartnig, J. Scholta, J. Banhart: Neutron tomographic investigations of water distributions in polymer electrolyte membrane fuel cell stacks, Journal of Power Sources **219** (2012) 120-125.
- [10] I. Manke, N. Kardjilov, R. Schäfer, A. Hilger, M. Strobl, M. Dawson, C. Grünzweig, G. Behr, M. Hentschel, C. David, A. Kupsch, A. Lange, J. Banhart: Three-dimensional imaging of magnetic domains, Nature Communications **1** (2010) 125 (doi: 10.1038/ncomms1125).
- [11] A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, I. Manke, N. Kardjilov, T. Arlt, R. Grothausmann: Rekonstruktion limitierter CT-Datensätze von PEM-Brennstoffzellen mit DIRECTT, MP Materials Testing **52** (2010) 676-683.
- [12] R. Grothausmann, G. Zehl, I. Manke, S. Fiechter, P. Bogdanoff, I. Dorbandt, A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, G. Schumacher, J. Banhart: Quantitative Structural Assessment of Heterogeneous Catalysts by Electron Tomography, Journal of the American Chemical Society **133** (2011) 18161-18171
- [13] A. Kupsch, A. Lange, M.P. Hentschel, S. Lück, V. Schmidt, A. Hilger, F. Garcia-Moreno, I. Manke: Reconstruction of Limited View Tomography Data by DIRECTT, Proceedings 18th World Conference on Non-Destructive Testing (2012).
- [14] M.P. Hentschel, A. Lange, A. Kupsch, B.R. Müller: Rekonstruktion unvollständiger computertomographischer Modelldatensätze mit DIRECTT-Algorithmus, MP Materials Testing **52** (2010) 668-675.
- [15] J. Radon: Über die Bestimmung von Funktionen längs gewisser Mannigfaltigkeiten, Berichte der math.-phys. Kl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften **59** (1917) 262.
- [16] ASTM E 2597 – 07: Standard Practice for Manufacturing Characterization of Digital Arrays, ASTM International, West Conshohocken, PA (2007).
- [17] A. Staude, J. Goebbels: Ortsauflösung in der Computertomographie – Vergleich von MTF und Linienpaarstrukturen, DGZfP Berichtsband BB **127-CD** (2011); and: A. Staude, J. Goebbels: Determining the Spatial Resolution in Computed Tomography – Comparison of MTF and Line-Pair Structures, DGZfP Berichtsband BB **128-CD** (2011).