

# Reduzierung von Missing-Wedge-Artefakten mit DIRECTT

Axel LANGE<sup>1</sup>, Andreas KUPSCH<sup>1</sup>, Manfred P. HENTSCHEL<sup>1</sup>, Sebastian LÜCK<sup>2</sup>, Volker SCHMIDT<sup>2</sup>, Roman GROTHAUSMANN<sup>3,4</sup>, André HILGER<sup>3</sup>, Ingo MANKE<sup>3</sup>

<sup>1</sup> BAM Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung, 12200 Berlin

<sup>2</sup> Universität Ulm, Institut für Stochastik, 86069 Ulm

<sup>3</sup> Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie, 14109 Berlin

<sup>4</sup> Medizinische Hochschule Hannover, Institut für Funktionelle und Angewandte Anatomie, 30625 Hannover

**Kurzfassung.** Wir stellen eine Prozedur vor, mit der typische „Missing Wedge“ (MW)-Artefakte in CT-Rekonstruktionen effektiv unterdrückt werden können. Dazu wird der iterative DIRECTT-Algorithmus (Direkte Iterative Rekonstruktion Computertomographischer Trajektorien) mit einigen Zyklen diskreter Rekonstruktion eingesetzt. Die Kernfunktionen des Algorithmus, die wiederholte Auswahl und Gewichtung von Elementen einer Zwischenrekonstruktion, werden beibehalten. Abgesehen von Sonderfällen der Röntgen- und Neutronentomographie tritt die MW-Restriktion (neben einer Vielzahl anderer) in Standardkonfigurationen der Elektronentomographie auf. Um den MW-Effekt isoliert zu untersuchen und beurteilen zu können, werden hier vollständige experimentelle Datensätze einer bekannten Porenstruktur um einen Sektor beschnitten sowie MW-Rekonstruktionen von Porenmodellen erzeugt. Die Ergebnisse werden mit zurzeit verbreiteten Algorithmen (Gefilterte Rückprojektion (FBP) und ART-Varianten) verglichen. Die Bewertung im Fourierraum zeigt, dass DIRECTT die fehlende Information im MW erfolgreich ergänzt. Zur quantitativen Bewertung der lokalen Rekonstruktionsqualität werden Methoden der räumlichen Statistik eingesetzt.

## Einführung – Missing Wedge

Das Missing Wedge (MW)-Phänomen (auch: Limited View oder Limited Angle) beschreibt richtungsabhängige fehlerhafte Abbildungen in computertomographischen (CT) Rekonstruktionen. Dieses wird durch einen speziellen Typ unvollständiger Datensätze verursacht, der sich durch einen fehlenden Sektor von Projektionswinkeln auszeichnet. Bei eingeschränktem Zugang zu fest installierten Bauteilen und/oder großem Objektumfang, wie er in industriellen Anwendungen auftreten kann, liegt ein integrales MW-Problem vor, d.h. im Sinogramm fehlen ganze Zeilen. Insbesondere tritt diese Restriktion in Standardaufstellungen der Elektronentomographie und laminographischen Messungen auf. Im ersten Fall ist der MW meist durch Limitierungen der Manipulation oder die endliche Lebensdauer der Probe (Degradation) bedingt und geht mit diversen weiteren Abweichungen (ROI, Nichtdurchstrahlbarkeit) von den Idealbedingungen einher [1,2]. Die



Projektionssektoren umfassen typischerweise  $140^\circ$ . Laminographische Messaufstellungen beinhalten immer einen fehlenden Winkelsektor.

Da die üblichen Filtertypen für tomographische Rekonstruktionen auf vollständigen Datensätzen (bzgl. Projektionswinkeln und Erfassung des Probenvolumens) beruhen, muss ihre Anwendung zu typischen Artefakten führen. Im Fall eines fehlenden Winkelsektors ergeben sich Elongationen entlang der mittleren Durchstrahlungsrichtung (Abb. 1).

In Vorgängerarbeiten [3-7] wurde bereits demonstriert, dass der DIRECTT-Algorithmus in verschiedenen Nichtstandard-Anwendungen sehr gute Rekonstruktionsergebnisse erzielt. Hier sollen Möglichkeiten aufgezeigt werden, MW-Artefakte durch Implementierung eines zweistufig binären Konzeptes in den DIRECTT-Algorithmus zu unterdrücken.



**Abb. 1:** Missing-Wedge-Problematik; links: typische Messwinkel-Restriktionen der Elektronen-Tomographie; rechts: typischer Elongationsartefakt der konventionellen FBP-Rekonstruktion (rechts) eines isotropen Motivs (links)

## 1. Das DIRECTT-Prinzip

Das Prinzip des DIRECTT-Algorithmus wurde bereits im Zusammenhang mit seinen Möglichkeiten der verbesserten Ortsauflösung beschrieben [3-5]. Seine wesentlichen Merkmale sind anhand von Abb. 2 (Teilbilder a) bis g)) nachvollziehbar:

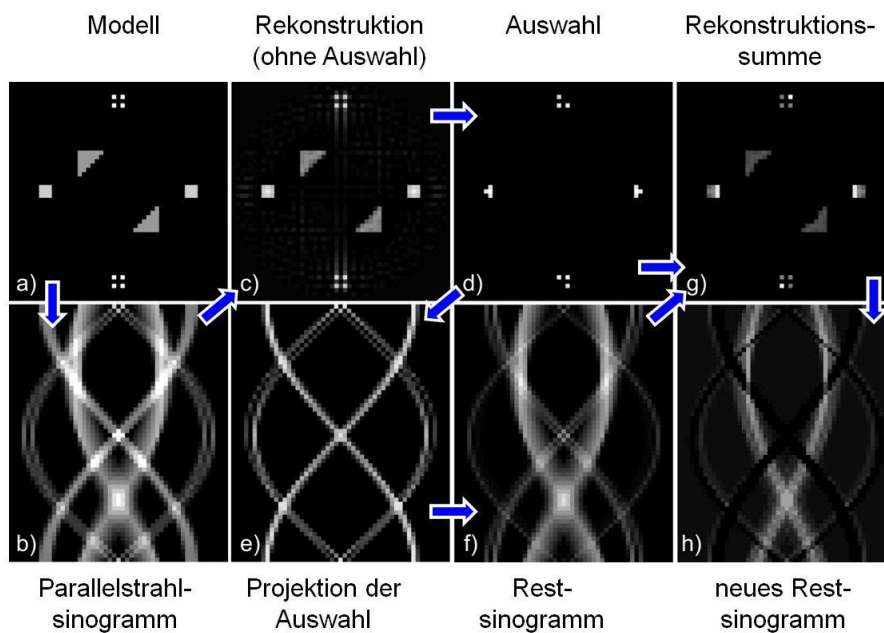
- a) Herstellung eines Pixel-Modells (zwecks Modellierung, hier drei Dichtestufen, zwecks Erkennbarkeit mit wenigen Pixeln). Die Pixelgröße entspricht den Detektorelementen.
- b) Erzeugung eines Dichte-Sinogramms durch Parallelprojektion des Modells über  $180^\circ$ .
- c) Ermittlung der Gewichte aller Rekonstruktionspixel durch Integration entlang der korrespondierenden sinusartigen „Trajektorien“ im Sinogramm, optional mit Filterung entlang der Sinogrammzeilen. Interpoliert wird somit im Sinogramm, anstatt innerhalb der Rekonstruktions-Matrix, wie bei der FBP.
- d) Bildung einer ersten Rekonstruktionssumme durch Auswahl  $\alpha$  und Gewichtung  $f$  eines vorgewählten Anteils (hier:  $\alpha = 0.5, f = 1$ ) und Ablage der solcherart 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 (wie unter b)).
- g) Bildung einer 2. Rekonstruktionssumme durch eine weitere gewichtete Auswahl aus dem Teilrekonstrukt wie zuvor in d) und Addition zu d).
- h) neues Restsinogramm durch Projektion von g) und iterative Fortführung bis zur Konvergenz der Folge der Restsinogramme.

Strebt die Konvergenz der Restsinogramme gegen Null, ist lediglich das Gewicht des ursprünglichen Sinogramms vollständig rekonstruiert. Zu jedem Zeitpunkt ist die Rekonstruktionssumme plus Restsinogramm gleich dem Gewicht des Start-Sinogramms (entsprechend dem Modell). Da in den Restsinogrammen auch negative Werte entstehen

können, ist das Gewicht nicht 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 [8]. Die Radon-Transformation entspricht messtechnisch dichtliegenden Projektionen über einen Voll- oder Halbkreis, 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 Pixeln in der Rekonstruktion 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 und (konvergenzabhängig) modifiziert werden.



**Abb. 2:** Prinzip der iterativen Rekonstruktion anhand einer Modellrekonstruktion in zwei Iterationsschritten; a) 51<sup>2</sup> 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. MW-Simulationen

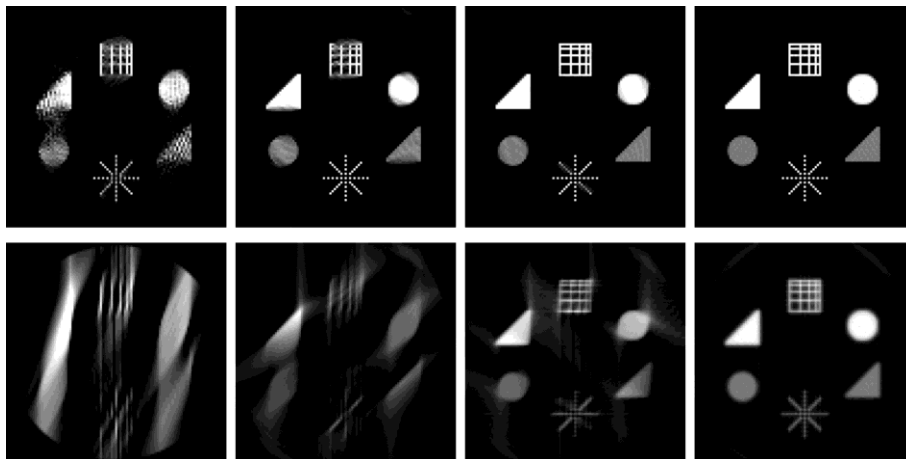
Die typischen Missing-Wedge-Artefakte der FBP-Beispiele in Bild 3, unten, resultieren aus der fehlenden Information entlang den benutzten Durchstrahlungsrichtungen. Die entsprechenden Projektions-Sektoren der Beispiele betreffen 30°, 60°, 120 und 180°. FBP-Modellrechnungen mit stetiger Änderung des MW ergeben erhebliche Artefakte für Projektionssektoren unterhalb von 150°.

Entsprechend einem Trivialverständnis der gefilterten Rückprojektion als unvollständige Summation von gleich langen projizierten Streifen der gefilterten Sinogrammzeilen müssen entlang der mittleren Durchstrahlungsrichtung derartige „Elongations“-Artefakte entstehen, die bereits bei nur 30% fehlender Winkel erheblich sind.

Im Gegensatz dazu verringert die geometrisch richtige Zuordnung von (unvollständigen) Trajektorien zu Rekonstruktionselementen mit DIRECTT bereits bei der gewichteten Auswahl diese Artefakte. Dieser Vorzug verstärkt sich durch iteratives Vorgehen. Für die vorteilhafte Nutzung des neuartigen Algorithmus ist die Wahl der Rekonstruktionsparameter wesentlich.

Für das Beispiel in Bild 3 wird ein Kontrast-Filter, der einer 2. Ableitung entspricht, verwendet, um die Reichweite der artefaktischen Effekte der konventionellen Filterung einzuschränken. Für die Auswahl der Rekonstruktionselemente werden in jedem Iterationsschritt nur wenige Prozent verwendet ( $\alpha > 0.9$ ). Auch die relative Gewichtung der Rekonstruktionselemente beträgt etwa nur 10%. Für den Umgang mit sehr kleinen Projektionssektoren ist es erforderlich, in der Rekonstruktionssumme negative und zu große „Dichten“ zu unterdrücken.

Die in Bild 3 oben dargestellten DIRECTT-Rekonstruktionen aus Datensätzen von Teilsektoren ergeben für alle MW-Sektoren erhebliche Vorteile. Besonders augenscheinliche Unterschiede bieten die kleinen Winkelsektoren, deren konventionelle Rekonstruktionen sehr mangelhaft sind. Diese Verbesserungen werden jedoch auf Kosten großer Rechenzeit aufgrund vieler notwendiger Iterations-Zyklen erreicht: je kleiner der Sektor, desto höher die Iterationsanzahl, aber auch die Verbesserung der Qualität.



**Abb. 3:** Vergleich von Missing-Wedge-Rekonstruktionen DIRECTT (oben) und mittels gefilterter Rückprojektion (unten); Projektionssektoren: 30°, 60°, 120°, 180° (v.l.n.r.)

### 3. DIRECTT-Modifikation: Diskrete Rekonstruktionsstrategie

MW-Messdatensätze realistischer Größe sind nicht zu bewältigen, ohne besondere Anpassungen des Algorithmus vorzunehmen. Typische Artefaktausprägungen werden in Abb. 4 (Mitte) anhand der scheinbaren Porendeformation eines Metallschaums als Ergebnis einer MW-FBP illustriert. Zum Vergleich weist die Standardrekonstruktion des vollständigen Datensatzes annähernd isotrope Porenstrukturen auf (Abb. 4, links). Wie oben gezeigt, kann die Rekonstruktionsqualität mit sehr vielen Iterationen verbessert werden. Allerdings beschränken die großen Datensätze diese Vorgehensweise und erfordern eine modifizierte Rekonstruktionsstrategie. Diese wird im Folgenden beschrieben und auf Messdaten sowie Modellrechnungen angewandt.

Einige der oben genannten Parameter werden im Verlauf der Iteration geändert. Unter der Annahme einer annähernd binären Massenverteilung wird aus der Startrekonstruktion eine grobe Näherung der Massendichte  $\rho_0$  als Verhältnis der integralen Masse zur Anzahl der „Nicht-Null-Elemente“ gewonnen.

Die Iteration wird in drei Stufen ausgeführt. In den ersten beiden werden ausschließlich Binärwerte zugelassen, während die dritte Stufe ohne jede Restriktion läuft. Aus unserer Erfahrung werden die besten Rekonstruktionsergebnisse erzielt, wenn die Iteration „sehr vorsichtig“ ausgeführt, d.h. mit geringer Konvergenzgeschwindigkeit. Der oben angegebene Parameter  $\alpha$  wird nahe 1 gewählt und die wenigen ausgewählten Elemente mit einer kleinen Gewichtung  $f$  zur Rekonstruktionssumme addiert. Der Iterationsfortschritt (als Maß dient das Integral des Restsinogramms) ist also vorsätzlich gering, um örtliche Massefehlweisungen, die weiteren Verlauf nur schwer unterdrückt werden, zu verhindern.

Es erweist sich als nützlich, in der ersten Stufe einen Binärwert vorzugeben, der deutlich kleiner als das aus der Startrekonstruktion abgeschätzte  $\rho_0$  ist. In den nachfolgenden Beispielen wurde mit  $\rho_0/5$  gerechnet. Dieses Vorgehen ermöglicht die Beseitigung von eventuellen Massefehlweisungen als Folge des Missing Wedge. Von Zyklus zu Zyklus wird der Auswahlparameter  $\alpha$  gesenkt, bis das Integral des Restsinogramms gegen einen von Null verschiedenen Wert konvergiert. Als Zwischenresultat erhält man eine nahezu artefaktfreie Binärrekonstruktion auf dem vorsätzlichen zu kleinen Dichteniveau.

Zu Beginn von Stufe zwei wird das Zwischenresultat auf den ursprünglichen abgeschätzten Wert  $\rho_0$  multipliziert. In den folgenden Zyklen wird  $\rho_0$  als Binärwert vorgegeben. Die Reduzierung des Auswahlparameters  $\alpha$  führt nun zu einer Konvergenz nahe Null. Nach Abschluss der zweiten Stufen erhält man eine binäre Näherungslösung der Rekonstruktion.

Letztlich wird in der dritten Stufe, die in den Beispielen 5 Zyklen umfasst, auf alle Restriktionen bzgl. Auswahl und Diskretisierung verzichtet. Die verbleibenden (geringen) Abweichungen der lokalen „wahren“ Dichte vom Binärwert  $\rho_0$  werden kontinuierlich reduziert.

#### **4. Experimentelle Anwendung der modifizierten MW-Prozedur**

Um die Auswirkungen eingeschränkter Projektionswinkel auf die CT-Rekonstruktionen von realen Messdaten zu bewerten zu können, wird ein vollständiger Synchrotron-Messdatensatz eines Metall-Schaums ( $\text{Al}_{50}\text{Ni}_{25}\text{Fe}_{25}$ ) mit quasi isotropen Poren erstellt. Durch Eliminierung von Projektionen eines Sektors werden daraus auch MW-Datensätze generiert. Der Sektor wird zu  $120^\circ$  gewählt, da relevante Artefakte auftreten. Im Gegensatz zur Elektronentomographie liegt damit eine Ideallösung als „Goldstandard“ vor und die Auswirkungen des MW können isoliert (d.h. ohne Einfluss weiterer Restriktionen) untersucht werden.

Die monochromatisierte Strahlung ( $E = 50 \text{ keV}$ ) ermöglicht zum einen ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis und schließt zudem Aufhärtingsartefakte aus. Die hier benutzten Parallelstrahl-Projektionen sind für die eindeutige Rekonstruktionsgeometrie vorteilhaft. Der Probekörper ( $1.1 \times 0.65 \text{ mm}^2$ ) wird in 1200 Winkelschritten über  $180^\circ$  projiziert. Die Transmissionsintensität wird von einem Detektor mit  $4008 \times 2672 \text{ Pixel}$  á  $1.1 \mu\text{m}$  erfasst. Die Schwächungskoeffizienten wurden sowohl vollständig rekonstruiert als auch beschränkt auf einen  $120^\circ$ -Sektor.

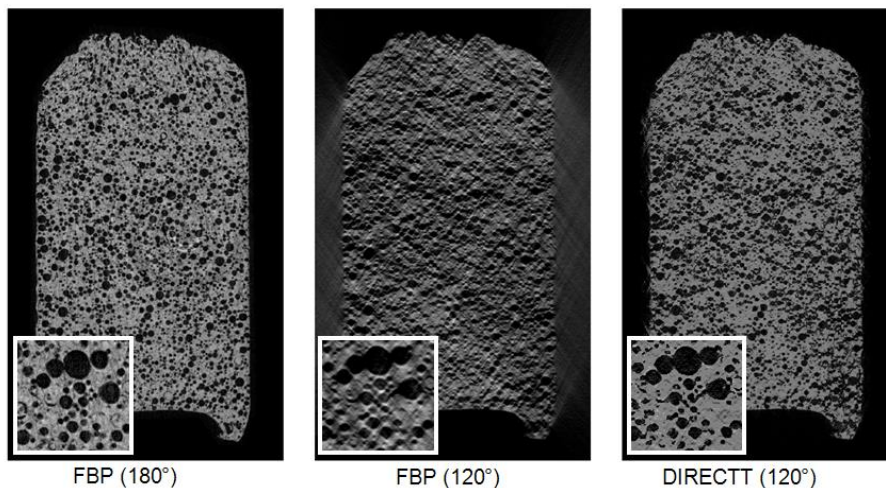
Bild 4 zeigt links die konventionelle FBP-Rekonstruktion einer Einzelschicht des vollständigen Datensatzes (Sinogramm), in der Mitte die FBP eines  $120^\circ$ -Sektors und rechts die DIRECTT-Rekonstruktion des  $120^\circ$ -Sektors nach 16 Iterations-Zyklen.

Die Rekonstruktionsaufgabe für die MW-Datensätze besteht darin, die folgenden typischen Fehlweisungen der FBP zu beseitigen (bzw. zu minimieren):

- (i) Elongationsartefakte deformieren die annähernd kreisförmigen Poren zu zitronenartigen Objekten, deren Spitzen in die mittlere Durchstrahlungsrichtung des  $120^\circ$ -Sektors weisen. Dies hat u.a. zur Folge, dass benachbarte, aber separierte Poren (wie im Goldstandard erkennbar) verbunden erscheinen.

- (ii) Senkrecht dazu wird an den Porenrändern ein Überschwinger der Dichte beobachtet. (Ausschnitt in Abb. 4, Mitte).
- (iii) Etwa 20 % der Gesamtmasse werden außerhalb der Probe rekonstruiert (Streifigkeit links und rechts der Probenfläche).

Mit Hilfe der oben beschriebenen Modifikation des DIRECTT-Standards werden die Elongationsartefakte der konventionellen FBP-Rekonstruktion nahezu beseitigt. Insbesondere in den Ausschnittsvergrößerungen ist der Qualitätsgewinn mit dem DIRECTT-Algorithmus erkennbar und kommt dem Goldstandard nahe.



**Abb. 4:** CT-Rekonstruktionen eines Metall-Schaums mit quasi isotropen Poren; links: konventionelle FBP-Rekonstruktion des vollständigen Datensatzes (Sinogramm); Mitte: FBP eines 120°-Sektors; rechts: DIRECTT-Rekonstruktion des 120°-Sektors nach 11 Iterations-Zyklen

## 5. Bewertung simulierter MW-Datensätze

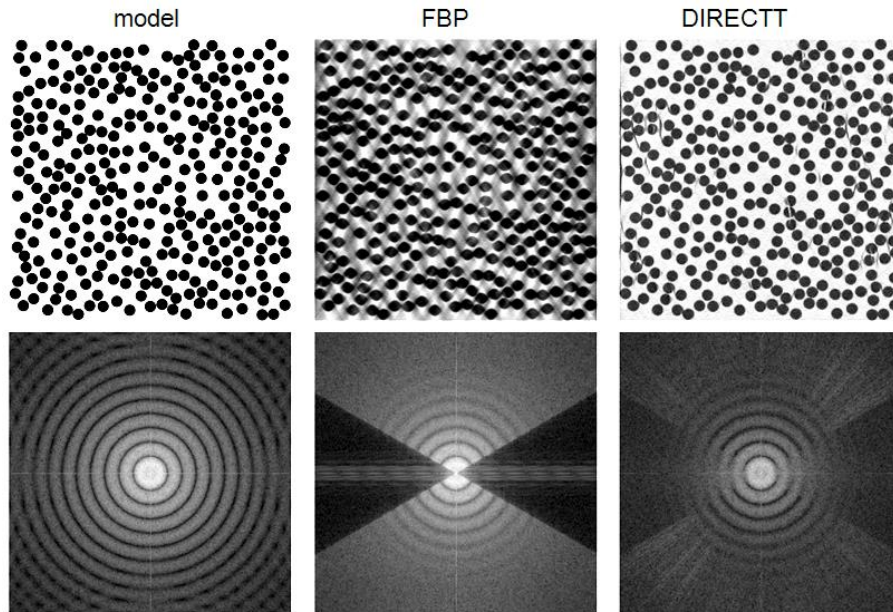
Über derartige experimentelle Ergebnisse hinaus wird die systematische Bewertung der Rekonstruktionsqualität anhand von Modellrechnungen entwickelt, um dabei unabhängig von messtechnischen Einflüssen oder der Probenbeschaffenheit die erlangte Qualitätsverbesserung zu beurteilen.

Dazu werden (in Analogie zu Poren) Modelle mit stochastisch angeordneten, nicht überlappenden Kreisscheibenmotiven untersucht. Die mit 40% Flächenanteil dicht gepackten Teilmotive in verschiedenen Größen werden zudem mit unterschiedlichen Rauschsignalen versehen, um diese als realistische Einschränkungen für die Qualität der Rekonstruktionen bewerten zu können.

Als relativ einfaches Bewertungskriterium für MW-Rekonstruktionen erweist sich neben der direkten Betrachtung der Artefakte im realen Rekonstruktionsraum die Ausprägung des fehlenden Winkelsektors im Fourier-Raum, der eine integrale Richtungsverteilung der Kanten liefert. Die 120°-MW-Rekonstruktionen eines 20-Pixel-Porenmodells sind in Abb. 5 dargestellt, im oberen Teil das Modell und die Rekonstruktionen mit FBP sowie DIRECTT. Die zugehörigen Beträge der Fouriertransformierten (FFT) mit den unterschiedlichen Ausprägungen des fehlenden Sektors (Missing Wedge) zeigt Abb. 5, unten. Die Transformierte der DIRECTT-Rekonstruktion zeigt nur im oberen Frequenzbereich (in Randnähe) Unterschiede zum Modell.

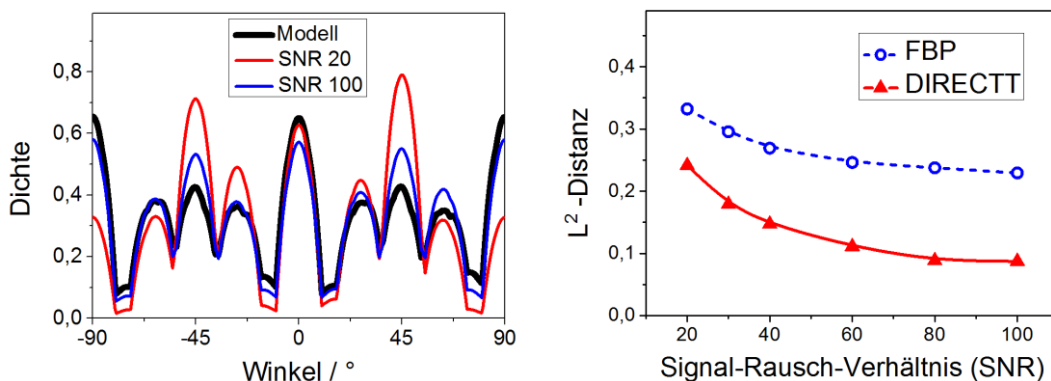
Für die quantitative Bewertung wäre das Konzept der Modulations-Transfer-Funktion (MTF) [9,10] denkbar, das jedoch unter MW-Bedingungen zu unbefriedigenden Ergebnissen führt, weil der radiale Abfall im Fourierraum anisotrop ist.

Da also die typischen Elongations-Artefakte mit der in der Radiographie üblichen eindimensionalen Modulations-Transfer-Funktion nicht erfasst werden, wird als Alternative ein stochastischer Ansatz für die Qualitätsbewertung entwickelt. Dazu werden die Richtungsabweichungen der Kanten von ihrerseits ideal isotropen Teilmotiven (Kreisscheiben) des Originals betrachtet [11]. Abb. 6 zeigt Ergebnisse der quantitativen Bewertung der 120°-MW-Rekonstruktionen.



**Abb. 5:** Charakterisierung von 120° Missing-Wedge-CT-Rekonstruktionen eines Porenmodells; oben: Modell, Rekonstruktionen mit FBP und DIRECTT (v.l.n.r.); unten: die entsprechenden Fouriertransformierten mit unterschiedlichen Ausprägungen des fehlenden Sektors (Missing Wedge)

Die Häufigkeit der Kantenorientierungen wird mit der „Rose-Of-Directions“ (RDR) für DIRECTT-Rekonstruktionen des Porenmodells mit variablen Signal/Rausch-Verhältnissen (SNR) wiedergegeben, ebenso rechts in Abb. 6 die  $L^2$ -Distanz als jeweilige Summe der quadratischen Häufigkeits-Abweichungen der FBP- und DIRECTT-Rekonstruktionen über dem SNR. Die Abweichungen der konventionellen FBP-Rekonstruktionen vom Original sind um ein Vielfaches größer als die DIRECTT-Versionen. Noch schlechter schnitten nach diesen Kriterien MW-Ergebnisse nach dem (iterativen) algebraischen Rekonstruktionsverfahren SIRT ab [11,12].



**Abb. 6:** Quantitative Bewertung der 120°-MW-CT-Rekonstruktionen; links: Häufigkeit der Kantenorientierungen (Rose-Of-Directions) für DIRECTT-Rekonstruktionen mit variablen Signal/Rausch-Verhältnissen SNR; rechts: Summen der quadratischen Häufigkeits-Abweichungen der FBP- und DIRECTT-Rekonstruktionen über SNR.

## Zusammenfassung

Die Reduzierung von Missing-Wedge-Artefakten in CT-Rekonstruktionen gelingt mittels des DIRECTT-Algorithmus ohne besondere Vorkehrungen. Für die praktische Realisierung ist jedoch eine Beschleunigung der Konvergenz erforderlich, wozu hier partiell diskrete Zwischenlösungen herangezogen werden. Die erzwungene Diskretisierung der Dichteanzeigen wird jedoch in den abschließenden Zyklen aufgehoben.

Die Bewertung im Fourierraum zeigt qualitativ die erfolgreiche Ergänzung der fehlenden Information im MW-Bereich. Zur quantitativen Bewertung der lokalen Rekonstruktionsqualität wird eine Technik der räumlichen Statistik adaptiert, welche die Häufigkeit der Kantenorientierungen verwertet. Der damit bewertete DIRECTT-Algorithmus erweist sich gegenüber bisherigen Rekonstruktions-Methoden als eindeutig vorteilhafter.

## Danksagung

Die Autoren danken dem Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) für finanzielle Unterstützung im Verbundprojekt 3D-Analyse (Laufzeit 2010-2013) unter den Förderkennzeichen 05M10DAA, 05M10VUA, 05M10KTA.

## Referenzen

- [1] P.A. Midgley, R.E. Dunin-Borkowski: Electron tomography and holography in materials science. *Nature Materials* **8** (2009) 271-280.
- [2] 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
- [3] A. Lange, M.P. Hentschel, A. Kupsch: Computertomographische Rekonstruktion mit DIRECTT, *MP Materials Testing* **50** (2008) 272-277.
- [4] 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.
- [5] M.P. Hentschel, A. Lange, A. Kupsch, B.R. Müller: Rekonstruktion unvollständiger computertomographischer Modelldatensätze mit DIRECTT-Algorithmus, *MP Materials Testing* **52** (2010) 668-675.
- [6] 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.
- [7] 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).
- [8] J. Radon: Über die Bestimmung von Funktionen längs gewisser Mannigfaltigkeiten, *Berichte der math.-phys. Kl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften* **59** (1917) 262.
- [9] R. Halmshaw: *Industrial Radiology*, Chapman & Hall, London (1982).
- [10] International Standard ISO 15708-2: Non-destructive testing – Radiation methods - Computed tomography - Part 2: Examination practices (2002).
- [11] S. Lück, 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).
- [12] P. Gilbert: Iterative Methods for the Three-dimensional Reconstruction of an Object from Projections. *J. Theor. Biol.* **36** (1972) 105-117.