

Dimensionelles Messen unter Phasenkontrast mit Synchrotron Computertomographie

Karsten EHRIG^{*}, Markus BARTSCHER^{**}, Jürgen GOEBBELS^{*}, Matthias SCHULZE^{**},
Andreas STAUDE^{*}

^{*} BAM Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung
(Unter den Eichen 87, D-12205 Berlin, Email: karsten.ehrig@bam.de,
juergen.goebbels@bam.de, andreas.staude@bam.de)

^{**} PTB Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Braunschweig & Berlin (Bundesallee 100,
D-38116 Braunschweig, Email: markus.bartscher@ptb.de, matthias.schulze@ptb.de)

Kurzfassung. Phasenkontrastmessungen haben sich als hilfreich bei der Kantenfindung von Strukturen mit nur geringem Absorptionskontrast erwiesen. Solche Messungen können besonders gut mit monochromatischer Röntgenstrahlung hoher räumlicher Kohärenz durchgeführt werden, wie sie bei der Synchrotron-Computertomographie (SY-CT) benutzt wird. Nachteilig wirken sich allerdings die Phasenverschiebung des Synchrotronstrahls über das Strahlprofil und damit die Kantenverbreiterung in den zu untersuchenden Strukturen aus. Daher ist ein dimensionelles Messen mit normalen Rekonstruktionsverfahren nicht möglich. In der vorliegenden Arbeit werden neue Filterverfahren zur Korrektur der Phasenverschiebung unter Beibehaltung des erhöhten Kontrastes bei der Rekonstruktion angewandt, um ausgewählte einkomponentige Referenzobjekte hinsichtlich der dimensionellen Messeigenschaften zu untersuchen. Als Referenz werden rückgeführte Messungen mit taktilen Koordinatenmessmaschinen herangezogen. Die Untersuchungen wurden im freien Strahl durch Variation des Abstandes zwischen Objekt und Detektor am Strahlrohr der BAM am Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie - Speicherring BESSY II durchgeführt.

1. Einführung

Die Synchrotron-Computertomographie (Syn-CT) zeichnet sich insbesondere durch monochromatische Strahlung bei besserem Kontrast- und Ortsauflösung im Vergleich zu herkömmlichen Mikro-CT Verfahren aus. Durch die Parallelstrahleigenschaften lassen sich physikalische Effekte, wie die Phasenkontrasteigenschaften bzw. Refraktionseigenschaften, besonders gut studieren. Der μ -Tetraeder (siehe Abb. 1 als Beispiel einer Bauform) erlaubt als geometrischer Prüfkörper hierbei eine Beurteilung von Maß und Form bei CT-Messungen. Die Kugelmittelpunkte können nahezu schwellwertunabhängig aus den rekonstruierten CT-Voxeldaten bestimmt werden. Weiterhin lassen sich durch Bauformen mit unterschiedlicher Materialzusammensetzung besonders gut Effekte hinsichtlich der Durchstrahlbarkeit, der optimalen Energie- und Parameterwahl sowie Kantenfindung untersuchen [1].

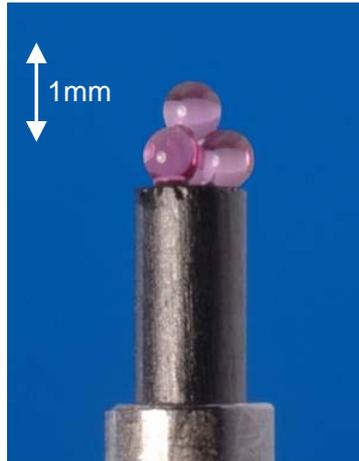


Abbildung 1: μ -Tetraeder in Bauform mit 4 Rubinkugeln von 0,5 mm Durchmesser

2. Bekannte Arbeiten zum Phasenkontrast an Synchrotronstrahlungsquellen

Am European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) wurden von Cloetens et al. [2] quantitative Analysen der Phasenkontrasteigenschaften unter Aufnahme von Projektionen unterschiedlicher Probe – Szintillator Distanzen gezeigt. Hierbei hat sich die Holotomographie mit CT-Aufnahmen unter vier Probe – Szintillator Distanzen als geeignetes Verfahren insbesondere zur besseren Detailauflösung für biologische Proben herausgestellt. Zabler et al. [3] haben im „slowly varying phase (SVP)“ Ansatz Parameter und Energien für den praktischen Einsatz optimiert. Bei Proben mit deutlichen Dichteübergängen (z.B. Metall-Luft) treten zusätzlich deutliche Refraktionseffekte auf [4]. Eigenschaften fürs dimensionelle Messen, d.h. für die Geometriebestimmung technischer Bauteile, unter Phasen- bzw. Refraktionskontrast wurden bislang allerdings noch nicht im Detail untersucht. Weiterhin lassen sich durch Einsatz von Röntgeninterferometern nativ phasentomographische Abbildungen von Proben durchführen. Diese Verfahren eignen sich speziell zur Abbildung biologischer, schwach absorbierender Proben und sind durch die Eigenschaften der benutzen Röntgeninterferometer bzgl. Probengröße und Energie beschränkt [5]. Die Eigenschaften für das dimensionelle Messen sind aber ebenfalls noch nicht im Detail untersucht.

3. CT-Messprozess

Abbildung 2 zeigt den typischen CT-Messprozess und den experimentellen Versuchsaufbau an der BAMline von BESSY II am Helmholtz Zentrum Berlin. Projektionsbilder des Messobjekts im Synchrotron-Parallelstrahl werden durch Rotation über 180° erzeugt. Die resultierenden Voxeldaten werden unter Annahme von reiner Absorption im Parallelstrahlverfahren rekonstruiert. Die Oberflächenfindung erfolgt mittels eines adaptiven Schwellwertverfahren mit der Software VGStudioMAX 2.1 der Firma VolumeGraphics. Die Einpassungen von Kugeln erfolgte nach der Methode eines Gaußausgleiches (Minimum der Summe der Abweichungsquadrate) ebenfalls mit der Software VGStudioMAX 2.1. Anschließend findet ein Soll-Ist Vergleich mit den Daten der taktilen Koordinatenmessgerät (KMG) Messung statt. Diese Messungen wurden mit einem hochgenauen Mikro-KMG Typ F25 der Fa. Carl Zeiss an der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt (PTB) durchgeführt (Kenngrößen gemäß DIN EN ISO 10360-2: $MPE_E = 0,25 \mu\text{m} + 1,5 \cdot 10^{-6} L$ und $MPE_P = 0,3 \mu\text{m}$, L ist die gemessene Länge).

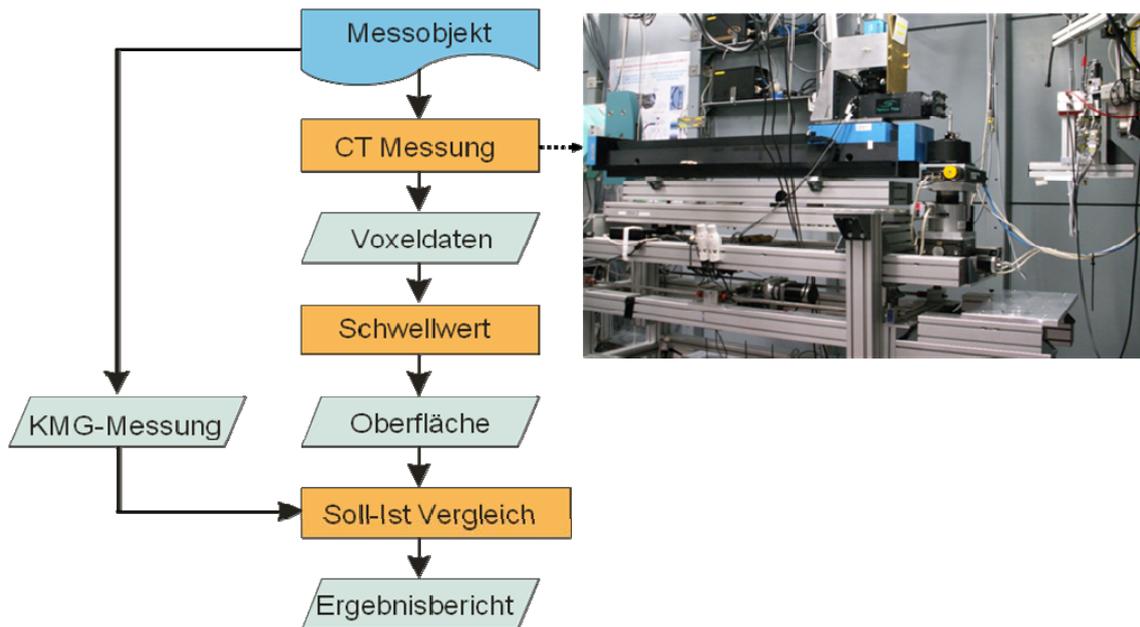


Abbildung 2: Flussdiagramm: Typischer CT-Messprozess (links) und experimenteller Versuchsaufbau (rechts)

4. Phasenkontrast-Eigenschaften

Phasenkontrast- bzw. Refraktionseigenschaften des Synchrotron-Lichts sind in unterschiedlicher Ausprägung bei sämtlichen Messungen vorhanden, wie in Abb. 3 gezeigt. Bei einem Abstand Probe–Szintillator von weniger als 10 mm sind Phasenkontrasteigenschaften bei einer Voxelgröße von mehr als 2 μm nicht mehr feststellbar. Bei einem Probe–Szintillator Abstand größer als 10 mm führt die Beugung des Synchrotron-Lichts an der Objektkante zu einer messbaren Kantenverbreiterung im Durchstrahlungsbild. Ab einem Probe–Szintillator Abstand von ca. 100 mm kommt es zu Interferenzen durch eine Überlagerung der gebeugten Wellen, welche sich durch besonders helle Bereiche im Durchstrahlungsbild ausdrücken. Im allgemeinen kommt es durch die Phasenkontrasteigenschaften im Bereich der Kantenverbreiterung zu deutlich höheren Intensitätswerten als der Grauwert-Hintergrundintensität des Durchstrahlungsbildes, so dass das klassische Lambert-Beersche Gesetz $-\ln(I/I_0) = \mu \cdot d$, mit der Bildintensität I , der Hintergrundintensität I_0 , dem Schwächungskoeffizienten μ und der durchstrahlten Dicke d im Bereich der Kantenverbreiterung nicht mehr anwendbar ist.

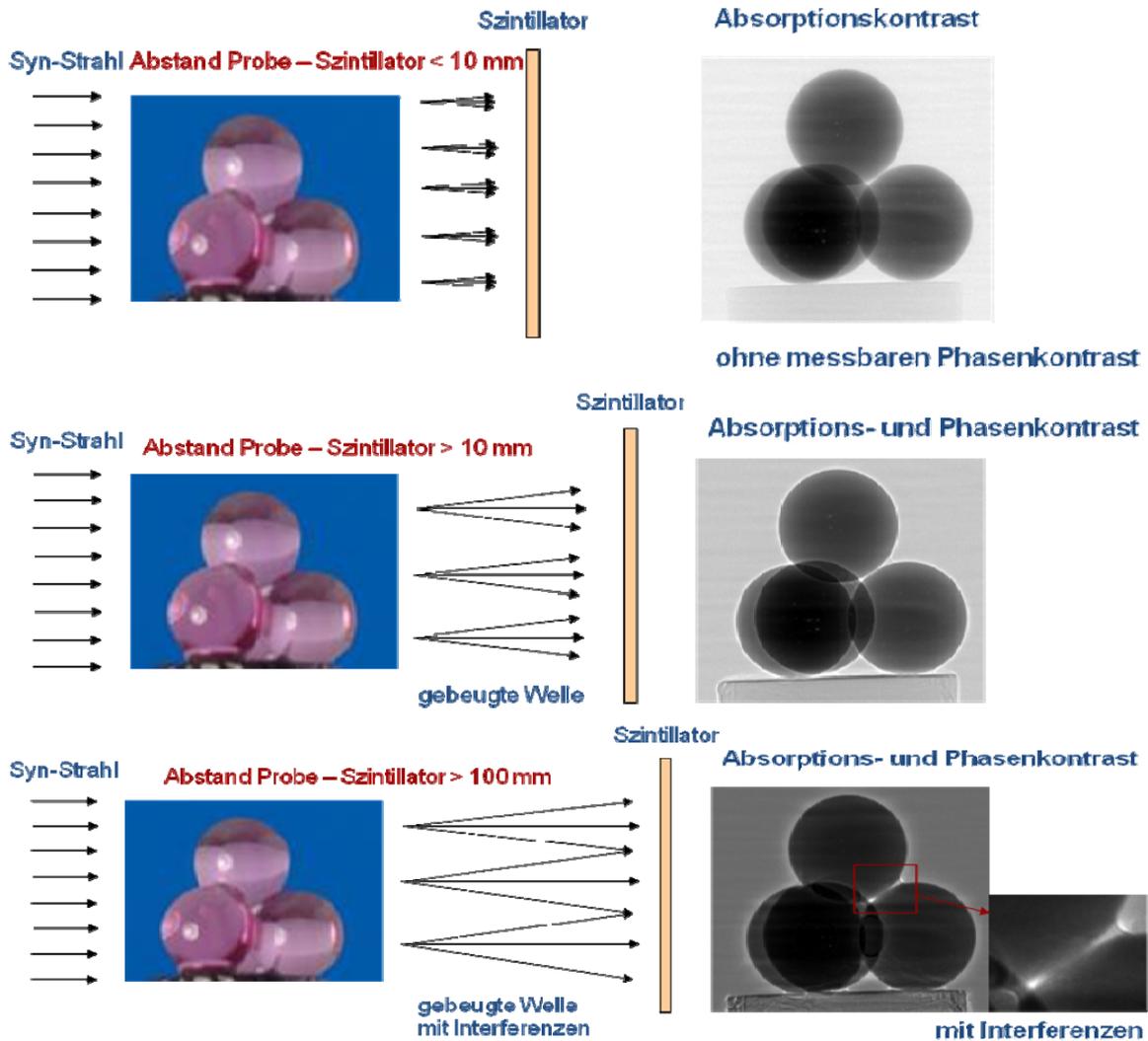


Abbildung 3: Phasenkontrasteigenschaften im Synchrotronstrahl unter verschiedenen Probe – Szintillator Abständen

5. BAMline CT-Messungen unter Phasenkontrast

Die CT-Messung des Rubin μ -Tetraeders erfolgte an der BAMline bei einer Energie von 15 keV, einer Voxelgröße von $(2,2 \mu\text{m})^3$, einer Belichtungszeit von 4 Sekunden unter 720 Projektionen (0° - 180°) mit einem GdOS-Szintillator und einer CCD-Kamera Optik (1009x901 Pixel) unter ausgewählten Probe – Szintillator Abständen im Bereich $Z = 5 \text{ mm}$ (kein messbarer Phasenkontrast) bis $Z = 1000 \text{ mm}$ (stärkster Phasenkontrast). Abb. 4 zeigt die Projektionsbilder bei 0° bei ausgewählten Probe–Szintillator Abständen $Z = 95 \text{ mm}$ (Abb. 4 links) und $Z = 605 \text{ mm}$ (Abb. 4 rechts) mit einem Linienprofil durch die obere Kugel (rot) im Vergleich zum Linienprofil unter Absorptionskontrast (blau) bei $Z = 5 \text{ mm}$.

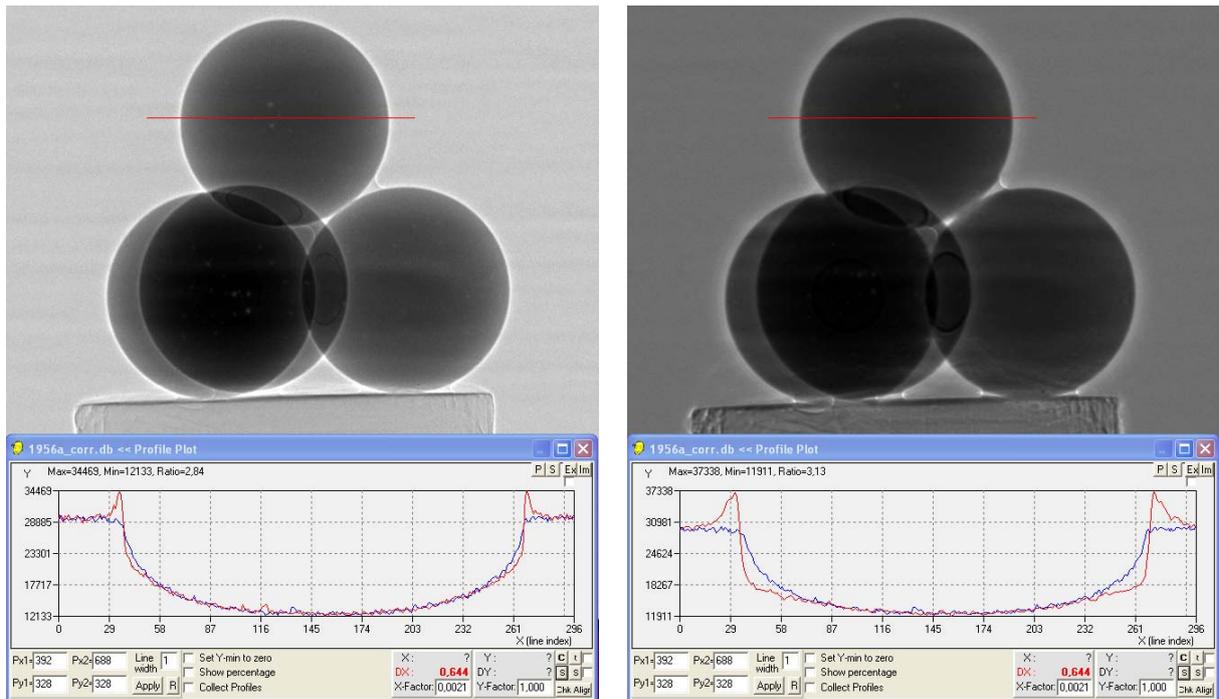


Abbildung 4: Projektionsbilder bei 0° bei ausgewählten Probe - Szintillator Abständen $Z = 95$ mm (links) und $Z = 605$ mm (rechts) mit einem Linienprofil durch die obere Kugel (rot) im Vergleich zum Linienprofil unter Absorptionskontrast (blau) bei $Z = 5$ mm

Eine deutliche Zunahme des Kugeldurchmessers im Projektionsbild unter Phasenkontrast ist ebenfalls in Abb. 5 zu erkennen. In die oberste Kugel wurde mit jeweils gleichem Schwellwert ein Kreis eingepasst. Hierbei liegt der eingepasste Schwellwert verfahrensbedingt immer innerhalb der gemessenen Kugel und der Durchmesser wird daher bei Abständen < 100 mm zu klein bestimmt. Für größere Abstände Probe – Szintillator ist ein signifikanter Durchmesseranstieg deutlich über den Ist-Durchmesser der Kugel zu beobachten.

Kugeldurchmesser im Projektionsbild bei 0°

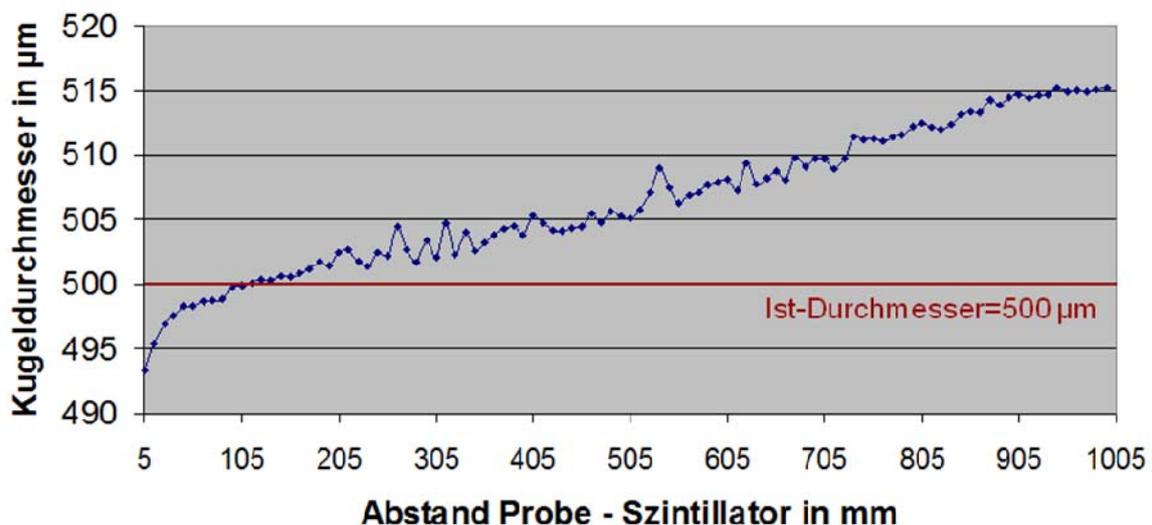


Abbildung 5: Kugeldurchmesser unter Phasenkontrast in der Projektion bei 0° (eingepasster Kreis mit Schwellwert innerhalb der Kugel).

Der Soll-Ist-Vergleich der CT-Messungen unter den Probe – Szintillator Abständen $Z = 5 \text{ mm}$ und $Z = 200 \text{ mm}$ ist in Abb. 6 dargestellt. Zu erkennen sind die deutlichen Formabweichungen, welche wesentlich über der Voxelgröße liegen, bei der Phasenkontrastaufnahme mit $Z = 200 \text{ mm}$, während in der Absorptionaufnahme bei $Z = 5 \text{ mm}$ die Oberflächenfindung deutlich geringere Abweichungen, wesentlich unterhalb der Voxelgröße, zeigt. Der berechnete Kugeldurchmesser der oberen Kugel 1 kann in der Absorptionaufnahme bei einer Formabweichung von $0,0029 \text{ mm}$ nahezu exakt bestimmt werden (CT-Messwert: $D = 0,5000 \text{ mm}$), wohingegen der Kugeldurchmesser in der Phasenkontrastaufnahme mit $D = 0,5028 \text{ mm}$ eine Voxelgröße zu groß bestimmt wird (Messabweichung $0,0028 \text{ mm}$), bei doppelt so großer Formabweichung von $0,0058 \text{ mm}$. Der beschriebene Effekt tritt sowohl bei ISO50 als auch beim adaptiven Schwellwertverfahren auf. Die Soll Kugelmittelpunkte wurden mittels taktilem KMG bestimmt. Weiterhin wurden ideale Kugeln mit dem Durchmesser $D = 0,5 \text{ mm}$ für den Soll-Ist-Vergleich angenommen, da die taktile Formabweichung der Kugeln $\leq 0,6 \mu\text{m}$ beträgt.

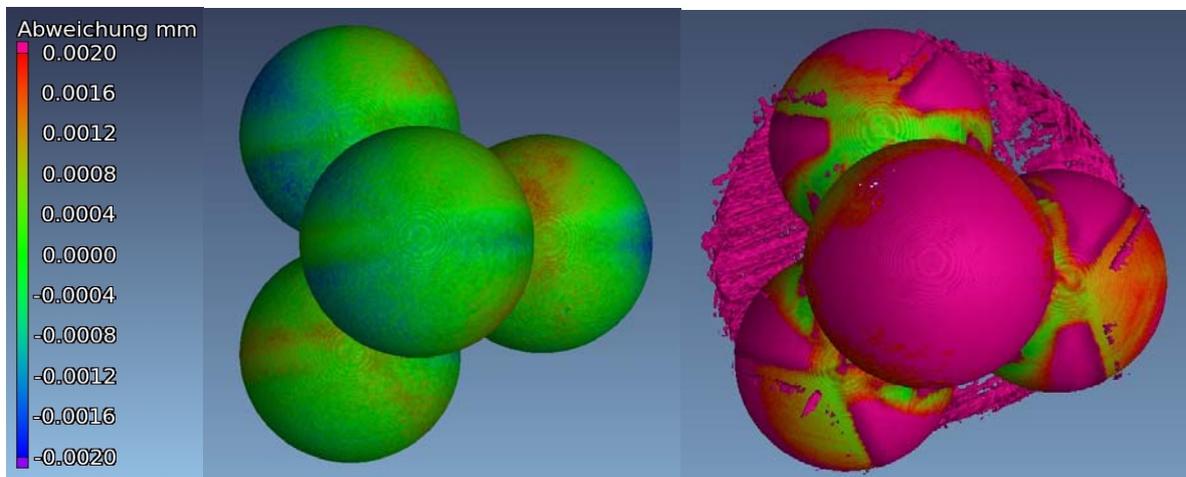


Abbildung 6: Soll-Ist-Vergleich der Absorptionskontrastmessung ($Z = 5 \text{ mm}$, links) und der Phasenkontrastmessung ($Z = 200 \text{ mm}$, rechts) mit idealen Kugeln ($d = 0,5 \text{ mm}$) und mittels taktilem KMG ermittelten Kugelmittelpunkten. (Radiusabweichungen Kugeln taktill $\leq 0,5 \mu\text{m}$, Formabweichungen Kugeln taktill $\leq 0,6 \mu\text{m}$).

6. Phasenkontrastreduzierung durch Filterung

Im Fourier-Raum lassen sich zahlreiche Filter auf die Projektionsdaten zur Reduzierung der Phasenkontrastanteile anwenden. Abb. 7 zeigt beispielhaft die Anwendung eines Filters und das resultierende Linienprofil (blau) im Vergleich zum Originallinienprofil (rot). Nach Filteranwendung (Filterkern sichtbar in Abb. 7 rechts) ist keine Kantenerhöhung mehr zu erkennen, d.h. das Lambert-Beersche Gesetz $-\ln(I/I_0) = \mu * d$, mit der Bildintensität I , der Hintergrundintensität I_0 , dem Schwächungskoeffizienten μ und der durchstrahlten Dicke d ist wieder im gesamten Durchstrahlungsbild anwendbar, wodurch eine Rekonstruktion unter Annahme von reinem Absorptionskontrast anwendbar ist. Allerdings bleibt die Kantenverbreiterung erhalten, womit sich der Filter in dieser Form nicht für dimensionelle Messaufgaben eignet und daher hier auf eine weitere Beurteilung der Messabweichung für Maß, Form und Lage nach Anwendung des Filters verzichtet wird.

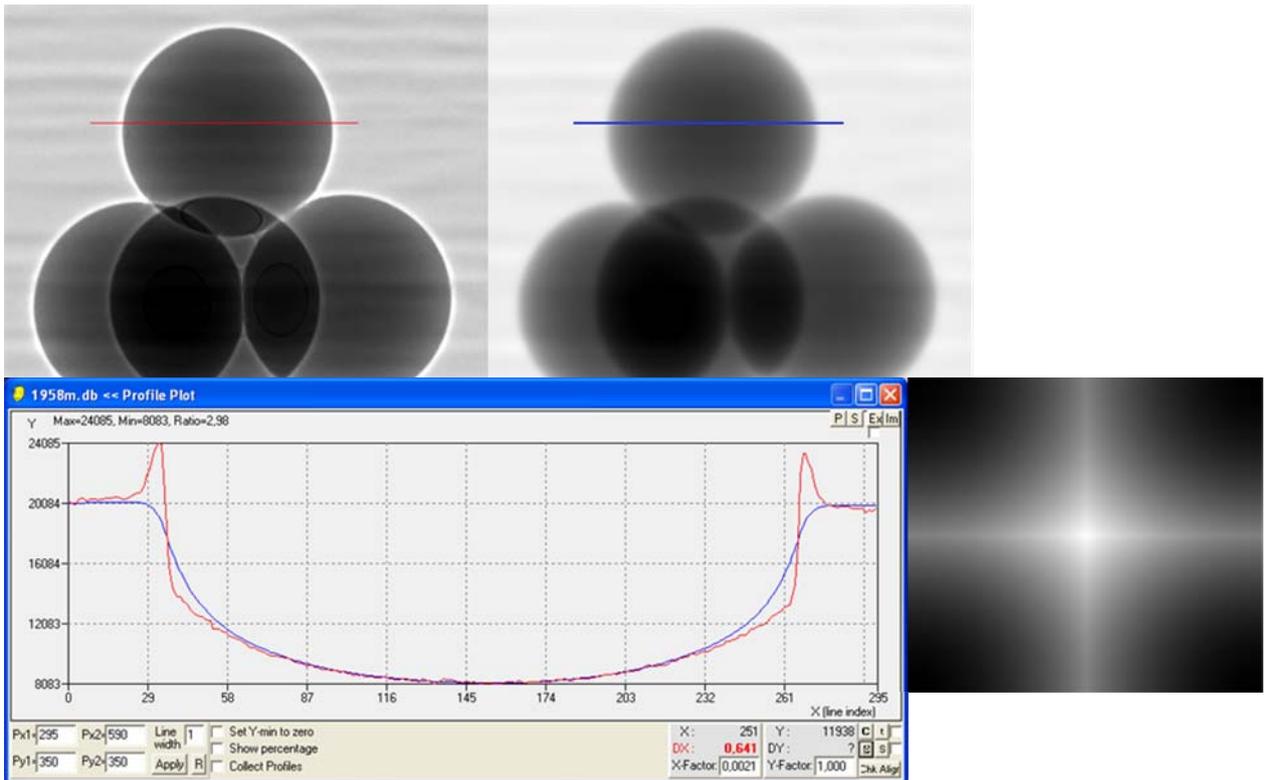


Abbildung 7: Phasenkontrastreduzierung durch Filterung im Fourier-Raum. Oben links: ungefilterte Projektion, oben rechts: gefilterte Projektion. Unten links: rotes Linienprofil vor Filterung, blaues Linienprofil nach Filterung, unten rechts: Fourier-Filterkern zur Reduktion der Phasenkontrastanteile

7. Simulation von CT-Messungen mittels aRTist

Die Simulationssoftware aRTist (siehe Abb. 8) erlaubt die praxisnahe Berechnung von Durchstrahlungsbildern unter Einbeziehung des Röntgenspektrums, der Detektor- und Materialeigenschaften, in Form von Dichte und Ordnungszahl der beteiligten Atome. Die Simulation von Phasenkontrasteigenschaften setzt allerdings die Modellierung der räumlichen Anordnung der beteiligten Atome und die Modellierung der Kohärenzeigenschaften der Quelle zur Berücksichtigung von Refraktions- und Phasenkontrasteffekten voraus, was durch den bisherigen Simulationsansatz mittels RayTracing nicht erreicht werden kann. Derartige Simulationen lassen sich daher aktuell nur zu einer Beurteilung des reinen Absorptionskontrastes bei der Syn-CT benutzen. Die qualitative Übereinstimmung der Simulation von CT-Messungen mit Absorptionskontrast, die keinen deutlichen Streustrahlungsanteil aufweisen, ist bereits sehr gut [6].

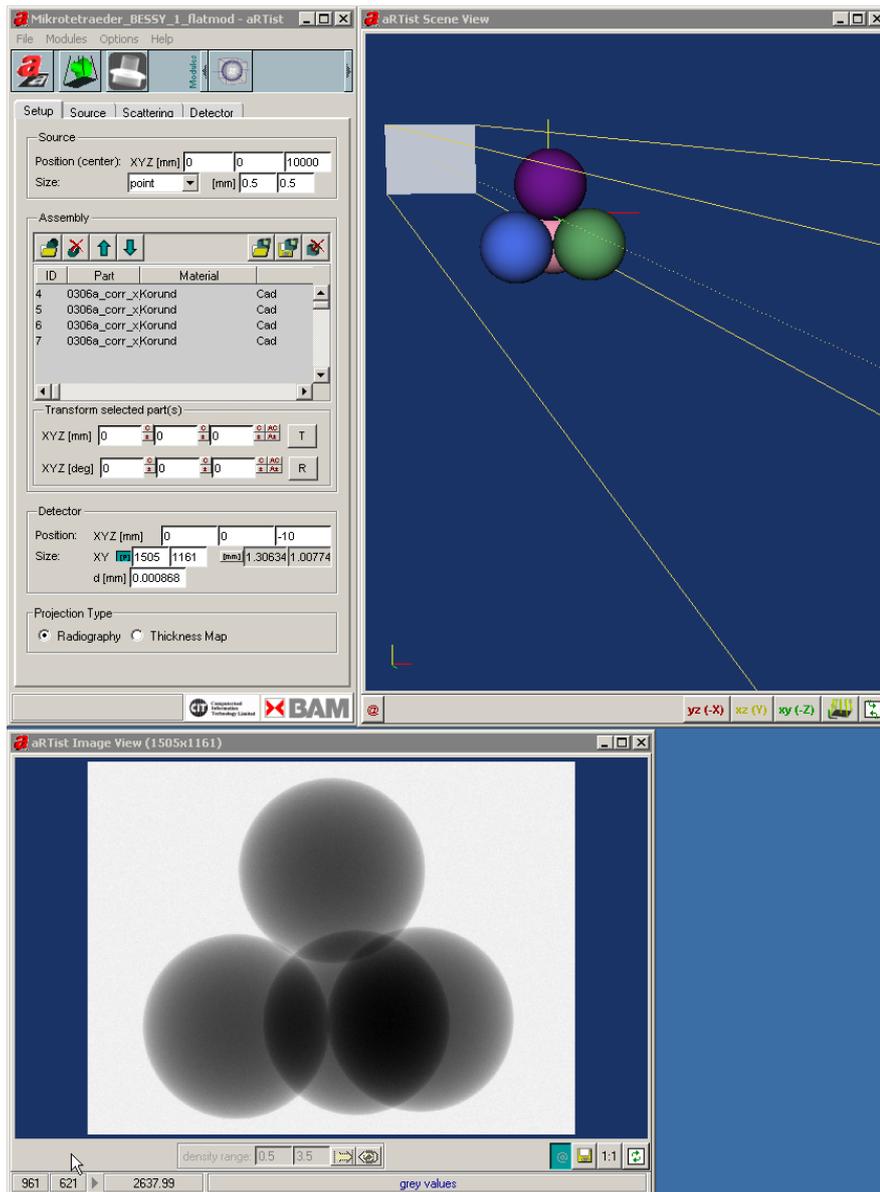


Abbildung 8: aRTist - analytical Radiographic Testing inspection simulation tool, Simulation des μ -Tetraeders

8. Zusammenfassung und Ausblick

Die vorgestellten Ergebnisse haben gezeigt, dass für dimensionelle Messaufgaben der Abstand Probe–Szintillator möglichst gering gewählt werden sollte, um nach Möglichkeit unter reinem Absorptionskontrast zu messen, da es bei der Parallelstrahlrekonstruktion mit herkömmlichen Verfahren zu einer deutlichen Kantenverbreiterung und damit zu Fehlern beim dimensionellen Messen kommt. Man sollte dazu ggf. bisher großzügig gewählte "Sicherheitsabstände" zwischen Probe und Szintillator minimieren, um zusätzliche Messfehler bei der Absorptionstomographie zu vermeiden. Filtertechniken im Fourier-Raum können Kantenefekte als Refraktions- bzw. Phasenkontrasteffekte korrigieren, so dass herkömmliche Rekonstruktionstechniken anwendbar sind. Die Kantenverbreiterung wird allerdings aktuell noch nicht ausreichend durch einfache Fourier-Filter korrigiert. Als Lösungsmöglichkeit bietet sich zusätzlich die Extraktion der Phasenkontrastinformationen in eine Korrekturtabelle und die Erweiterung der bestehenden Rekonstruktionsverfahren an.

Danksagung

Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG für die Förderung der zugrunde liegenden Arbeiten im Rahmen des Schwerpunktprogramms SPP 1159 „Neue Strategien der Mess- und Prüftechnik für die Produktion von Mikrosystemen und Nanostrukturen“. Weiterhin danken wir Herrn Dr. Heinrich Riesemeier, Herrn Ralf Britzke, Herrn Thomas Wolk (alle BAM) für die Durchführung der CT-Messungen unter Phasenkontrast an der BAMline von BESSY II am Helmholtz Zentrum Berlin, sowie Herrn Dr. Michael Neugebauer (PTB) für die Messungen mit dem Mikro-KMG F25 und Herrn Dr. Rudolf Meeß, Frau Antje Jung und Herrn Jörg Brzoska (alle PTB) für die Fertigung der Mikrotetraeder.

Referenzen

- [1] M. Schulze, M. Neugebauer, R. Meeß, J. Brzoska, A. Jung, A. Staude, K. Ehrig: *Der Einfluss unterschiedlicher Materialzusammensetzungen auf das dimensionelle Messen von Mikroobjekten mittels Mikro-CT*, DGZfP-Jahrestagung, Erfurt (2010)
- [2] P. Cloetens, W. Ludwig, J. Baruchel, D. Van Dyck, J. Van Landuyt, J. P. Guigay, M. Schlenker: *Holotomography: Quantitative phase tomography with micrometer resolution using hard synchrotron radiation x rays*, Appl. Phys. Lett 75, 2912 (1999)
- [3] S. Zabler, P. Cloetens, J.-P. Guipay, J. Baruchel, M. Schlenker: *Optimization of phase contrast imaging using hard x rays*, Rev. Sci. Instrum. 76, 073705 (2005)
- [4] B.R. Müller, M.P. Hentschel, A. Lange, J. Schors: *Werkstoffcharakterisierung mittels Röntgen-Refraktions- und Röntgen-Weitwinkel-Topographie*, DGZfP-Jahrestagung, Erfurt (2010)
- [5] U. Bonse, F. Beckmann, M. Bartscher, T. Biermann, F. Busch, O. Günnewig: *Phase contrast X-ray tomography using synchrotron radiation*. Proc. SPIE 3149, San Diego CA (1997), 108-119
- [6] C. Bellon, G.-R. Jaenisch: aRTist - analytical Radiographic Testing inspection simulation tool, DIR 2007, Lyon, France (2007)