

Fakultät für Maschinenwesen

Lehrstuhl für Zerstörungsfreie Prüfung

# Quantitative Porositätscharakterisierung von CFK-Werkstoffen mit der Mikro-Computertomografie

Denis Kiefel, M. Sc.

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. Klaus Drechsler  
Prüfende der Dissertation: 1. Prof. Dr.-Ing. habil. Christian Große  
2. Prof. Dr. rer. nat. Franz Pfeiffer

Die Dissertation wurde am 24.05.2017 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 24.07.2017 angenommen.



## Danksagung

Ich habe die Danksagung als letztes geschrieben, um auszuschließen, dass ich jemanden auslasse. Auch diese letzten Zeilen sind eine kleine Herausforderung. Man muss die richtigen Worte finden und es ist nicht möglich allen Personen gleichermaßen zu danken. Ich habe mir daher folgendes überlegt: Die Reihenfolge der Danksagungen ist durch die nebenanstehende Nummerierung gegeben.

1. Einen ganz besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Christian Ulrich Große für die vielen Stunden an Diskussionen, Absprachen, Ratschläge und Korrekturen bedanken. Sie sind mir, wann immer es notwendig war, zur Seite gestanden. Es ist sicher nicht üblich eine so gute und intensive Betreuung zu erhalten, wie es mir ermöglicht wurde.
1. Einen weiteren Dank möchte ich Herrn Prof. Franz Pfeiffer aussprechen. Ich schätze es sehr, Sie für mein bislang größtes Projekt „Promotion“ gewonnen zu haben. Einen herzlichen Dank!
1. Allerbesten Dank möchte ich Herrn Dr. Rainer Stößel aussprechen. Du hast mich von der Bachelorarbeit, Werkstudententätigkeit und Masterarbeit bis hin zur fertigen Doktorarbeit betreut. Ohne deine fachliche und persönliche Unterstützung wäre das alles nicht möglich gewesen. Vielmehr habe ich dir zu verdanken, dass du mir die Möglichkeit gegeben hast diese Doktorarbeit in deinem Team zu schreiben. Vielen Dank Rainer!
1. Für die intensive Zusammenarbeit und fachliche Unterstützung möchte ich mich bei Reinhold Oster bedanken. Sehr viele deiner Anmerkungen und hilfreichen Ratschläge haben zum Erfolg dieser Dissertation beigeführt.
1. Des Weiteren möchte ich mich bei der Airbus Helicopters NDT-Abteilung bedanken. Dies geht insbesondere an Björn Diewel, Michael Mosch und Manuel Holzheimer. Ihr habt mir viele der in dieser Arbeit verwendeten Porositätsproben zur Verfügung gestellt und damit das Grundgerüst meiner Forschungsarbeit bereitgestellt.
1. Einen weiteren Dank möchte ich Holger Speckmann aussprechen. Du hast etwa eineinhalb Jahre Verständnis dafür haben müssen, wenn ich mal wieder für etwas Wichtigeres als Arbeit (also für die Doktorarbeit) freigenommen habe.
1. Dem gesamten MAIzfp Konsortium gilt mein bester Dank für die Diskussionen während zahlreicher Projektbesprechungen. Ich habe viele Anregungen mitgenommen und umgesetzt.
1. Jan-Carl Grager, ich möchte mich bei dir vielmals für deine Unterstützung bei den Versuchen und für das Korrekturlesen bedanken. Ich weiß es sehr zu schätzen, dass du mühevoll die in Epoxidharz eingebetteten Porositätsproben zehntelmillimeterweise abgeschliffen, poliert und unter dem Mikroskop ausgewertet hast. Auch deine wertvollen Tipps während der Korrektur haben mir sehr geholfen. Allerbesten Dank hierfür!

1. Nicolas Dominguez, I would like to thank you for your support in POD-analysis and discussions for our common publication. You helped me a lot in gaining knowledge in POD, which is a big part of my thesis. Merci beaucoup!
1. Alex Plebuch, aka Pazan! Ich verdanke dir sämtliche Ablenkung während der heißen Phase des Forschens und Zusammenschreibens. Du hast dafür gesorgt, dass ich immer wieder aus einem Motivationstief heraus genug Energie schöpfen konnte, um schließlich dieses Ding hier fertig zu schreiben. Auch deine Korrekturen habe ich gerne angenommen. Bis zum bitteren Ende, Большое спасибо!
1. Dominic Scholz, meinem persönlichen Motivator und gute Laune Menschen möchte ich für die persönliche und soziale Unterstützung danken.
1. Bei den fachlichen und sprachlichen Lektoren Carsten Brandt, Andreas Kück, Viktoria Götz und Birgit Wagner möchte ich mich für die Mühe und Geduld beim Lesen meiner Dissertation bedanken.
1. Und nun das Wichtigste zum Schluss: Einen ganz besonderen Dank möchte ich meinen Eltern Lilli und Gregor Kiefel aussprechen. Ihr habt mich immer unterstützt und es mir ermöglicht das hier zu schreiben. Es war sicher manchmal ein wenig schwierig mit mir, während der letzten fünf Jahre als Doktorand und insgesamt mehr als 10 Jahre „in Ausbildung“. Gut Ding will weilen ;-)

Ich wünsche euch allen viel Spaß beim Lesen.

Euer Denis

Diese Forschungsarbeit erhielt finanzielle Unterstützung von dem

- European Union Seventh Framework Programme (FP7/2007-2013) unter der Zuwendungsvereinbarung 314562: QUICOM (Quantitative inspection of complex composite aeronautic parts using advanced X-ray techniques) und
- Deutschen Bundesministerium für Bildung und Forschung mit dem Projektnamen MAIzfp unter dem Cluster MAI Carbon mit der Zuwendungsvereinbarung 03MAI12C.

## Kurzfassung

Porosität hat in Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen negative Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften. Primärbauteile der Luftfahrtindustrie werden z. B. bei Airbus in der Fertigung u. a. wegen diesem festigkeitsreduzierenden Qualitätsmerkmal zu 100 % mit vergleichenden zerstörungsfreien Prüfverfahren wie der Ultraschallprüfung untersucht. Diese und weitere bekannte Prüfmethoden liefern entweder nur zweidimensionale oder ungenaue Informationen über die Poren. Die vorliegende Arbeit behandelt die dreidimensionale quantitative Porositätscharakterisierung von CFK-Werkstoffen mit der Röntgen-Computertomografie (CT). Sie kann hierauf basierend z. B. als Referenzmethode oder sog. Eskalationsmethode für einzelne Bauteilbereiche oder kleinere Komponenten eingesetzt werden. Es wird die erarbeitete CT-Porositätsprüfmethodik zur Durchführung zuverlässiger Porositätscharakterisierungen, dessen Einflussgrößen, Auswirkungen und Grenzen in Bezug auf die ermittelte Volumenporosität und auf weitere Bewertungskriterien vorgestellt. Die Untersuchungen wurden experimentell durch CT-Messungen an Proben unterschiedlicher Lamine und durch CT-Simulationen an Porenmodellen mit unterschiedlichem Porositätsgehalt, Porengeometrie und -größe durchgeführt. Die jeweils dazu entwickelte Methodik wird vorgestellt. Es wurden außerdem Methoden zur Prüfung der Zuverlässigkeit und Genauigkeit des Verfahrens erarbeitet, darauf angewendet und dargelegt. Die Porositätsermittlungsergebnisse wurden in einem Vergleich mit der Ultraschall- und materialografischen Schlißprüfung gegenübergestellt und diskutiert. Eine Empfehlung zur Anwendung der CT-Porositätscharakterisierung, dessen Grenzen und mögliche zukünftige Einsatzmöglichkeiten sind abschließend aufgezeigt.

## **Abstract**

Porosity in Carbon Fiber Reinforced Polymers (CFRP) has negative effects on the mechanical behavior of the material. Due to its strength reducing quality characteristic, primary components are 100 % inspected in aeronautic industries (e. g. at Airbus) by using for example ultrasonic testing. This and other known testing methods provide either two-dimensional or unprecise information of pores. This thesis is about the three-dimensional quantitative porosity characterization of CFRP materials with x-ray computed tomography (CT). It can be used e. g. as a reference or escalation method to analyze local regions of large components or smaller specimens. The work on the CT testing method for analyzing porosity with highly reliable characterization results, influencing parameters, effects and limitations in relation to the determined volume porosity and further evaluation criteria is shown. The study was experimentally carried-out by CT measurements on different laminate specimens and CT simulations on pore models with different pore content, geometry and size. Therefore, the corresponding developed method for each is described. Furthermore, methods for analyzing the reliability and accuracy of the procedure were elaborated and applied. The CT porosity determination results were compared and discussed with results of other testing methods such as ultrasonic testing and materialography. A recommendation for the use of the CT porosity characterization, its limitations and possible fields of application are conclusively demonstrated.

## Inhaltsverzeichnis

<b>Danksagung</b> .....	<b>I</b>
<b>Kurzfassung</b> .....	<b>III</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>IV</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Abkürzungen</b> .....	<b>VIII</b>
<b>Formelzeichen</b> .....	<b>X</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Problemstellung .....	1
1.2 Ziel und Vorgehensweise der Arbeit .....	3
1.3 Zerstörende- und zerstörungsfreie Prüfmethode zur Porositätsbestimmung .....	5
1.3.1 Materialografie .....	5
1.3.2 Nasschemische Prüfung nach DIN EN 2564:1998 .....	6
1.3.3 Aktive Thermografie .....	6
1.3.4 Ultraschallprüfung .....	7
1.3.5 Computertomografie .....	11
1.4 Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe .....	12
1.4.1 Fertigungsverfahren .....	13
1.4.2 Porosität in CFK-Werkstoffen .....	14
<b>2 Röntgen-Durchstrahlungsprüfung und -Computertomografie</b> .....	<b>16</b>
2.1 Röntgenquelle .....	16
2.2 Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie .....	17
2.3 Bildgebende Detektion von Röntgenstrahlung .....	22
2.4 Datenrekonstruktion in der Computertomografie .....	22
2.5 Artefakte in der Computertomografie .....	24
2.5.1 Strahlaufhärtung .....	24
2.5.2 Partialvolumenartefakte .....	25
2.5.3 Ringartefakte .....	26
2.5.4 Streustrahlungsartefakte .....	28
2.6 Bewertung der Bildqualität .....	28
2.6.1 Rauschen .....	28
2.6.2 Geometrische Unschärfe .....	31
2.6.3 Ortsauflösung .....	31
<b>3 Porositätsbewertung von Computertomografiedaten</b> .....	<b>35</b>

3.1	Begriffsdefinitionen zur CFK-Porosität .....	35
3.2	Charakterisierungsmerkmale der CFK-Porosität .....	38
3.3	Segmentierungsverfahren.....	44
3.3.1	Globale Porensegmentierung.....	44
3.3.2	Lokaladaptive Porensegmentierung .....	51
<b>4</b>	<b>CT-Simulation und CFK-Modellierung .....</b>	<b>54</b>
4.1	Oberflächenextraktion realer CFK-Porosität.....	54
4.2	Modellierung synthetischer CFK-Porosität .....	57
4.3	FE-Netzerzeugung und Diskretisierung.....	62
4.4	CT-Simulationsalgorithmen.....	66
4.4.1	Raytracing-Simulation .....	67
4.4.2	Monte-Carlo-Simulation .....	69
4.5	Simulationsumgebung CIVA 11 .....	70
4.6	Modellierung von Rauschen.....	73
4.6.1	Rauschen aus statistischen Verteilungen.....	73
4.6.2	Rauschen aus experimentellen Rauschleistungsspektren (NPS) .....	74
4.7	Fehlerpixel-Korrektur .....	78
<b>5</b>	<b>Untersuchung von Haupteinflussfaktoren der Porositätsermittlung .....</b>	<b>81</b>
5.1	Nominelle Voxelgröße.....	81
5.2	Anzahl an Projektionen .....	89
5.3	Rauschen in CT-Daten .....	91
5.4	Geometrische Unschärfe .....	94
5.5	Bildunschärfe.....	96
5.6	Drehzentrumsfehler .....	102
5.7	Faservolumengehalt .....	107
<b>6</b>	<b>Zuverlässigkeitsuntersuchungen zur CT-Porositätscharakterisierung .....</b>	<b>109</b>
6.1	Empirisches Modell zur rekursiven Analyse der Messabweichung.....	109
6.2	POD-Modell zur Analyse von Fehler- und Detektionswahrscheinlichkeiten.....	117
6.2.1	POD-Analyse nach Berens .....	118
6.2.2	Experimentelle Untersuchungen .....	128
<b>7</b>	<b>Diskussion und Vergleich von Porositätsbestimmungsmethoden .....</b>	<b>139</b>
7.1	Computertomografische Porositätsbestimmung.....	139
7.2	Vergleich: CT- und materialografische Porositätsbestimmung .....	140
7.3	Vergleich: CT- und US-Porositätsbestimmung.....	146
7.3.1	Studie 1: Untersuchungen an einem Material X CFK-Gelege.....	146
7.3.2	Studie 2: Untersuchungen an einem M18/1 AS4C CFK-Gelege.....	151

---

<b>8 Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	<b>157</b>
Methodik: CT-Simulation .....	157
Methodik: CT-Datenauswertung .....	157
Haupteinflussfaktoren auf die CT-Porositätsermittlung .....	158
Zuverlässigkeitsuntersuchung zur CT-Porositätscharakterisierung .....	160
Ausblick .....	160
<b>Anhang .....</b>	<b>162</b>
A CT-System .....	162
A.1 Röntgenröhren: Viscom XT9225-DED und XT9160-TED .....	164
A.2 Röntgenspektren der Röntgenröhren .....	167
A.3 Detektor PerkinElmer XRD 0820 CN15 .....	168
A.4 Detektorsensitivität des PerkinElmer XRD 0820 CN15 Detektors .....	169
B Porenmodelle und Porenproben .....	170
B.1 Porenproben .....	170
B.2 Synthetisch generierte Porenmodelle .....	172
C Grafische Benutzeroberflächen zur Porenmodellierung .....	177
D Rauschen aus experimentellen Rauschleistungsspektren (NPS) .....	178
D.1 Vergleich von synthetischem NPS- und realem Rauschen .....	178
E Modulübertragungsfunktionen .....	179
<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>181</b>
<b>Liste eigener Veröffentlichungen .....</b>	<b>193</b>

## Abkürzungen

AGI	Airbus Group Innovations
ASCII	American Standard Code for Information Interchange (dt. Amerikanischer Standard-Code für Informationsaustausch)
BSH	Bildschirmhöhe des Ultraschallsignals (auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [%, dB]).
CAD	Computer-Aided Design (dt. rechnerunterstütztes Konstruieren)
CAM	Computer-Aided Manufacturing (dt. rechnerunterstützte Fertigung)
CEA	Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives (dt. Kommissariat für Atomenergie und alternative Energien)
CFK	Kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff (C für lat. Carbon=Kohlenstoff)
CT	Computertomografie
DFT, IDFT	Diskrete Fourier-Transformation, inverse diskrete Fourier-Transformation
DQE	Detective Quantum Efficiency (dt. Detektionsquanteneffizienz)
ESF	Edge Spread Function (dt. Eckenantwortfunktion, auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [Grauwert])
FDK	Feldkamp-Davis-Kress (Rekonstruktionsalgorithmus)
FE, FEM	Finite-Elemente Methode
FFT	Fast-Fourier-Transformation (dt. schnelle Fourier-Transformation)
FH OÖ	Fachhochschule Oberösterreich
FVK	Faserverstärkter Kunststoff (engl. <i>Composite</i> )
GUI	Graphical User Interface (dt. grafische Benutzeroberfläche)
ILSS	Interlaminar Shear Strength (dt. interlaminare Scherfestigkeit)
IR	Infrarot (Strahlung)
LOI	Line Of Interest (dt. Linie besonderen Interesses)
Lp	Linienpaare (auch als Einheit z. B. [Lp/mm] bekannt)
LRI	Liquid Resin Infusion (dt. Harzinfusion)
LSF	Line Spread Function (dt. Linienantwortfunktion, auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [Grauwert/mm])
LUT	Look Up Tables (dt. Übersetzungstabellen)
MC	Monte-Carlo
ML	Maximum Likelihood
MTF	Modulation Transfer Function (dt. Modulübertragungsfunktion, auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [%])
NASA	National Aeronautics and Space Administration (dt. Nationale Aeronautik- und Raumfahrtbehörde)

---

NDT	Non-Destructive Testing (dt. zerstörungsfreie Prüfung)
NIST	National Institute of Standards and Technology (dt. Nationales Institut für Standards und Technologie)
NPS	Noise Power Spectrum (dt. Rauschleistungsspektrum, auch bekannt als Formelzeichen)
PEEK	Polyetheretherketon (thermoplastischer hochtemperaturbeständiger Kunststoff)
PEI	Polyetherimid (thermoplastischer hochtemperaturbeständiger Kunststoff)
POD	Probability of Detection (dt. Auffindwahrscheinlichkeit)
RD	Resampling Distance (dt. Neuabtastung)
RE	Rückwandecho (auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [% , dB])
REV	Rückwandechoverminderung (auch bekannt als Formelzeichen mit der Einheit [% , dB])
ROI	Region of Interest (dt. Bereich besonderen Interesses)
RT	Radiographic Testing (dt. Röntgenprüfung, Durchstrahlungsprüfung)
RTM	Resin Transfer Moulding (dt. Harzinjektionsverfahren)
SLAC	Stanford Linear Accelerator Center (Forschungseinrichtung des Department of Energy der Vereinigten Staaten)
SLI	Single Line Injection (Verfahren zur Herstellung von Faserverbundbauteilen)
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (engl. <i>Signal-Noise-Ratio</i> )
ST	Vereinfachungstoleranz (engl. <i>Simplification Tolerance</i> , ST)
STL	Stereo Lithography (Standardschnittstelle von CAD-Systemen)
ToF	Time of Flight (dt. Laufzeitdifferenz zwischen Austritts- und Eintrittsecho)
UD	Unidirektional
UT, US	Ultrasonic Testing (dt. Ultraschallprüfung), Ultraschall
VAP	Vacuum Assisted Process (Verfahren zur Herstellung von Faserverbundbauteilen)
VG	Volume Graphics
Vol.	Volumen
ZfP	Zerstörungsfreie Prüfung

## Formelzeichen

Symbol	Einheit	Beschreibung
$\hat{a}_{sat}, \hat{a}_{dec}, \hat{a}_{th}$	-	Schwellwerte der POD Berechnung
$A_G$	m <sup>2</sup>	Fläche des Grundmaterials
$A_P$	m <sup>2</sup>	Gesamtporenfläche
$A_S$	m <sup>2</sup>	Porenoberfläche
$A_{pd}(x, y)$	m	Funktion der Porenkonzentration
$A_{pff}$	m <sup>2</sup>	Porenprojektionsfläche
$A_{x,y}(z), A_{x,z}(y), A_{z,y}(x)$	m <sup>2</sup>	Schnittfläche einer Pore
$B_{pff}(x, y, z)$	-	Binarisierte Porenprojektionsfläche
$E_{ph}$	eV	Photonenenergie
$E_{kin}$	J	Kinetische Energie
$F_\theta(u, v), P_\theta(t)$	-	Projektion, Projektionszeile des Winkels $\theta$
$I_H$	A	Heizstrom der Kathode (Röntgenröhre)
$P_k(u, v)$	-	Fourier-Transformierte der $k$ -ten Projektion $p_k$
$U_A$	V	Beschleunigungsspannung
$U_g$	m	Geometrische Unschärfe
$V_L(\mu, \sigma)$	-	Varianz-Kovarianz Matrix der POD Berechnung
$V_M$	m <sup>3</sup>	Materialvolumen
$V_g$	m <sup>3</sup>	Gesamtvolumen eines Körpers oder einer ROI
$V_p$	m <sup>3</sup>	Porenvolumen
$W_f, W_r$	-	Faser- und Harzmasseanteil
$a_S$	dB/m	Schallschwächungskoeffizient
$d_F, s_F$	m	Fokusgröße
$f_\theta(t, r)$	-	Rückprojizierte Projektion des Winkels $\theta$
$f_{AV}$	1/m	Kompaktheit einer Pore
$f_N(x), f_P(x)$	-	Normalverteilungsfunktion und Poisson-Verteilungsfunktion
$f_{VA}$	m	Volumen-zu-Oberflächen-Verhältnis
$n_p, n_{Proj}$	-	Anzahl an Projektionen
$n_R$	-	Anzahl an Pixel der Rekonstruktionsbreite
$\vec{o}$	m	Oberflächenvektor einer Pore
$\vec{p}$	m	Positionsvektor einer Pore
$r_{Proj}$	-	Verhältnis der Ist- und Soll-Anzahl an Projektionen

---

$r_{eo}(x), r_{eu}(x)$	m	Funktion zur Beschreibung der Außenkontur eines Rovings
$r_i$	m	Radius der Pore $i$
$s_p$	m	Pixelgröße, Pixelkantenlänge
$s_v$	m	Voxelgröße, Voxelkantenlänge
$s_x, s_y, s_z$	m	Größe eines Objekts in z. B. in $x, y, z$
$\varphi_p, V_o$	Vol.-%	Porosität, Volumenporosität
$\mu$	-	Mittelwert
$\mu, \mu_p, \mu_c, \mu_e$	1/m	Linearer Schwächungskoeffizient und dessen Anteile (Photoeffekt, Comptonstreuung, Elektronenpaarbildung)
$\hat{a}, a$	-	Signal- und Fehlergröße der POD Berechnung
$h(g), h(l)$	-	Häufigkeitsverteilung der Grauwerte $g$ und Porenlängen $l$
$\theta$	rad, deg	Winkelposition
$A(\varphi, \theta, \psi)$ ,	-	Euler-Transformationsmatrix (Rotation),
$B(x, y, z)$	-	Transformationsmatrix (Translation)
$B(x, y, z)$	-	Binarisierte Voxeldaten
$D(E)$	-	Detektorsensitivitätsfunktion
$E$	J	Energie
$F(Z)$	-	Gaußsches Fehlerintegral
$F(f)$	-	Kumulative Normalverteilungsfunktion der Frequenz
$FDA$	m	Fokus-Detektor Abstand
$FOA$	m	Fokus-Objekt Abstand
$H(u)$	-	Filterkern der Rekonstruktion
$I(\theta)$	-	Fisher Information der POD Berechnung
$I, I_0$	-	Strahlungsintensität, Ausgangsstrahlungsintensität
$L$	m	Längenvektor eines Objekts
$L(\theta)$	-	Likelihood Funktion
$M$	-	Geometrische Vergrößerung
$M(x, y, z)$	-	Binäre Maske segmentierter Poren
$ODA$	m	Objekt-Detektor Abstand
$Q$	s	Belichtungsgröße
$R, T$	-	Transmissions- und Reflektionsfaktor
$SNR$	-	Signal-zu-Rausch-Verhältnis (engl. <i>Signal-Noise-Ratio</i> )
$U(\theta)$	-	Score Function der POD Berechnung
$X$	-	Koordinatensystem

---

$X'$	-	Transformiertes Koordinatensystem
$Z_i$	N·s/m <sup>3</sup>	Schallkennimpedanz
$Z$	-	Ordnungszahl
$b, h$	m	Breite und Höhe eines Rovings
$c$	m/s	Geschwindigkeit, Schallgeschwindigkeit
$d$	m	Dicke und Durchmesser
$e(x, y)$	-	Binäre Fehlerkarte der Fehlerpixelkorrektur
$f$	Hz, -	Frequenz, diverse Korrekturfaktoren
$g$	-	Grauwert
$g(\hat{a})$	-	Normalverteilungsfunktion des Signals $\hat{a}$ der POD Berechnung
$k$	m <sup>2</sup> /s	Thermische Leitfähigkeit
$l$	m	Länge
$m$	kg	Masse
$n(x)$	-	Funktion zur Beschreibung der neutralen Faser eines Rovingverlaufs
$p$	N/m <sup>2</sup>	Schalldruck
$p(x, y)$	-	Projektion
$r$	-	Diverse Verhältnisse, Quotienten und Differenzen (engl. <i>ratio</i> )
$t$	s	Zeit, Belichtungszeit/Integrationszeit des Detektors, Schwellwert der Porensegmentierung
$x$	m	Wegstrecke
$\alpha$	m <sup>2</sup> /s	Thermische Diffusivität
$\alpha, \beta$	rad, deg	Diverse Winkel
$\delta$	-	Normalverteilter Fehler der POD Berechnung
$\vec{\nabla}g$	-	Gradient von Grauwertdaten
$\theta(\beta_0, \beta_1, \sigma)$	-	ML-Schätzwerte der POD Berechnung
$\rho, \rho_c, \rho_f$	kg/m <sup>3</sup>	Dichte, Probekörperdichte, Faserdichte
$\sigma$	-	Standardabweichung
$\psi$	-	Sphärizität

# 1 Einleitung

Im folgenden einleitenden Kapitel werden die aktuelle Problemstellung, das Ziel und die Vorgehensweise dieser Arbeit erläutert. Darüber hinaus wird der Stand der Technik zur quantitativen Porositätsbestimmung von CFK-Werkstoffen mit zerstörenden und zerstörungsfreien Prüfmethoden dargelegt, welche in einer Auswahl auch für eine vergleichende Diskussion in Kapitel 7 herangezogen werden. Zudem wird das bereits bekannte Verfahren zur CFK-Probenherstellung, um Porosität mit unterschiedlichen Porositätsgraden zu erzeugen, für die in den nachfolgenden Unterkapiteln verwendeten Porositätsproben erläutert.

## 1.1 Problemstellung

Der Einsatz faserverstärkter Kunststoffe (FVK) und insbesondere kohlenstofffaserverstärkter Kunststoffe (CFK, C für lat. Carbon=Kohlenstoff) hat in den vergangenen Jahren stetig um jährlich ca. 10 % - 13 % zugenommen [KRAUS et al. (2016)]. Aufgrund der hohen dichtetpezifischen Festigkeit des Materials eignet es sich hervorragend für den Leichtbau in der Sport-, Windenergie-, Automobil- und Luftfahrtbranche. Laut aktueller Marktlage ist der Einsatz an Kohleverbundwerkstoffen in der Luftfahrt- und Verteidigungsbranche dominierend, wobei in den vergangenen Jahren auch die Automobilindustrie vermehrt zugunsten der Reduktion des CO<sub>2</sub>-Ausstoßes CFK in der Entwicklung und dem Bau neuer Fahrzeuge verwendet [KRAUS et al. (2016)] (Abbildung 1.1).

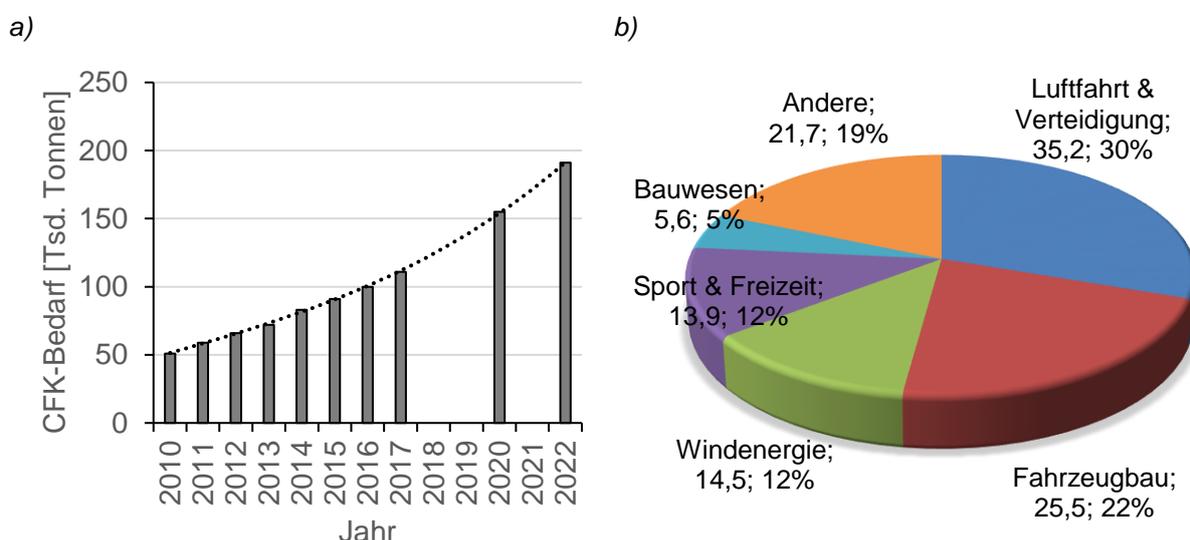


Abbildung 1.1: a) Globaler CFK-Bedarf in Tsd. Tonnen (ab 2016 eine Schätzung) und b) Einsatz in den verschiedenen Branchen. [KRAUS et al. (2016)].

Im Vergleich zu herkömmlichen metallischen Leichtbauweisen, können bei dem Einsatz von kohlenstofffaserverstärkten Verbundwerkstoffen besondere Bauteilfehler während des Fertigungsprozesses auftreten. Dies erfordert ein besonderes Augenmerk im Bereich der zerstörungsfreien Bauteilprüfung. So kann fertigungsbedingt z. B. Porosität auftreten, die über dem für das Bauteil zulässigen Grenzwert liegt. Es können unterschiedlichste

zerstörungsfreie- und zerstörende Prüfmethode angewendet werden, um einen Fehler in CFK-Werkstoffen zu finden und zu charakterisieren. Darüber hinaus gibt es verschiedene Methoden um die Anwendbarkeit eines Verfahrens auf eine bestimmte Problemstellung zu validieren. Eine ganzheitliche Betrachtung der Prüfung ist für die Wahl der Prüftechnik praktikabel und sinnvoll [GROSSE (2016)].

Die zerstörungsfreie Ermittlung von Porosität in CFK-Werkstoffen wird an industriellen Hochleistungsbauteilen zumeist mit verschiedenen Methoden der Ultraschallprüfung (US-Prüfung) durchgeführt (Kapitel 1.3.4). Die Ultraschallprüfung wird als ein vergleichendes Verfahren eingesetzt, bei dem die Höhe von Signalechos im zu prüfenden Bauteil durch einen Vergleich mit Proben bekannter Volumenporosität bewertet wird. Eine direkte Bestimmung des Porositätsgehalts ist nur anhand einer Kalibrierung des US-Prüfverfahrens auf das zu prüfende Material möglich. Eine weitere Möglichkeit zur zerstörungsfreien Untersuchung der Porosität bietet die aktive Thermografie (Kapitel 1.3.3). Thermografische Verfahren zur Prüfung der Porosität in CFK-Werkstoffen konnten in einem wissenschaftlichen Umfeld im Labor auf oberflächennahe Poren angewendet werden [RIEGERT (2007), MAYR et al. (2015)]. Anwendungen beschränken sich allerdings aufgrund der Komplexität und äußerer Einflüsse auf Ausnahmefälle. Beide genannten zerstörungsfreien Prüfverfahren liefern nur zweidimensionale Informationen zur Porenverteilung. Eine räumliche Darstellung ist damit nicht möglich.

Neben den zerstörungsfreien Prüfmethode zur Porositätsbestimmung finden häufig auch zerstörende Prüfmethode wie die Materialografie (Kapitel 1.3.1) oder nasschemische Analyse (Kapitel 1.3.2) Anwendung. Bei der nasschemischen Analyse wird die Probe in Säure aufgelöst, wobei über die Dichte und das Gewicht der Faser-/Harzzusammensetzung auf die Porosität geschlossen werden kann. Die materialografische (mikroskopische) Untersuchung von CFK-Porositätsproben ist aufgrund der Probenvorbereitung durch Einbetten, Schleifen und Polieren ein zeitaufwändiger Prozess. Auch hier liegen die Analyseinformationen nur zweidimensional vor. Darüber hinaus ist die materialografische Porositätsbestimmung aufgrund der willkürlichen Wahl des Anschnitts der Poren nachteilig. Da die Porengrößen, -verteilungen und -formen in CFK-Werkstoffen in allen Raumrichtungen variieren, ist nicht auszuschließen, dass ein ungünstiger Anschnitt einer Porenfläche ein für die Probengesamtheit nicht-repräsentatives Ergebnis liefert. Werden z. B. Poren überwiegend an dessen schmalen Porenden angeschnitten, ist davon auszugehen, dass die Porosität an der gewählten Schnittfläche kleiner ist als im Mittel des gesamten Probenvolumens. Die materialografische Porositätsbestimmung unterliegt demnach einer statistischen Ungenauigkeit, die durch wiederholende Prüfung an unterschiedlichen Prüfflächen korrigiert werden kann, was das Verfahren dann jedoch sehr zeitaufwändig macht.

Die Computertomografie ist im Vergleich zu den oben genannten konventionellen Prüfmethode, ein Mittel zur zerstörungsfreien volumetrischen Untersuchung von Objekten. Im Gegensatz zu Ultraschallverfahren kann die Volumenporosität direkt bestimmt werden. Ebenso lassen sich mit der Computertomografie Informationen zu sämtlichen geometrischen

Eigenschaften einzelner Poren ermitteln (sofern sie auflösbar sind), die für die Entscheidung über ein Gut- oder Schlechtbauteil hilfreich sein können [STOESSEL & KIEFEL (2014)].

Die Computertomografie ist ein Verfahren, das aufgrund der Möglichkeiten zur Verarbeitung großer Datenmengen, besonders im letzten Jahrzehnt interessant geworden ist. Wie von ETH-ZÜRICH (2015) karikativ veranschaulicht wird, produzieren gewisse Analysen eine überraschende Datenfülle, die im nachfolgenden Auswerteprozess auch sinnvoll verarbeitet werden muss (Abbildung 1.2).



Abbildung 1.2: Karikatur zur Veranschaulichung der Erzeugung und Verarbeitung von Datenmengen in Analysen [ETH-ZÜRICH (2015)].

Man erhält bei CT-Messungen volumetrische Daten. Dabei wird jedem Voxel (dreidimensionales Pixel) ein Grauwert zugeteilt, welcher der lokalen Schwächung der Röntgenstrahlung an dieser Position im Probenvolumen entspricht. Hieraus können Körper bildhaft visualisiert und über eine geeignete Bildverarbeitung z. B. Poren segmentiert werden. Das setzt voraus, dass die erforderliche Qualität der Aufnahme hinsichtlich verschiedener Kriterien erfüllt wird.

## 1.2 Ziel und Vorgehensweise der Arbeit

Vorangegangene Arbeiten von z. B. REH (2015), PLANK et al. (2014), REH et al. (2013), REH et al. (2012), PLANK et al. (2010), BIRT & SMITH (2004), oder COSTA et al. (2001)

beschäftigen sich mit der Visualisierung von Poren, dem Vergleich von Prüfverfahren und der Anwendung der Porositätsbestimmung auf definierte und bekannte CFK-Laminat. Eine eingehende Untersuchung des Einflusses von Mess- und Auswertegrößen, sowie der Porengeometrie auf die ermittelte Volumenporosität, wurde zum Stand der Technik noch nicht durchgeführt.

Insbesondere bei Porositäten von  $< 3$  Vol.-% kann die exakte Kenntnis über den Volumenporositätsgehalt wichtig sein, um zwischen einem Ausschuss- und Gutbauteil unterscheiden zu können. In der Luftfahrt liegt der Grenzwert z. B. bei Airbus bei 2,5 Vol.-% [SCHNARS & HENRICH (2006)].

Die Wahl der Auflösung bzw. nominellen Voxelgröße, der CT-Anlagenkomponenten und Messparameter ist besonders bei kleinen und komplexen Porengeometrien entscheidend, um eine zuverlässige Porositätscharakterisierung an CFK-Werkstoffen durchführen zu können. In CFK-Werkstoffen bilden sich abhängig von der Faser-Matrix-Kombination, dem Laminataufbau und der Fertigungsverfahren unterschiedliche Porengeometrien aus. Um eine belastbare Porositätscharakterisierung durchführen zu können, ist daher die Kenntnis des Einflusses von CT-Prüfparametern und Auswertemethoden auf bestimmte Porengrößen und Geometrien von Interesse. Das Hauptziel dieser Arbeit ist die Entwicklung von Methoden zur zuverlässigen Charakterisierung von Porosität in Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen. Des Weiteren wird eine Systematik entwickelt, um den zu erwartenden Messfehler abschätzen zu können und die Messgenauigkeit auf Porenvolumenebene zu beurteilen. Ein Vergleich mit Standard-Technik-Prüfverfahren schließt die Untersuchung ab.

Der Stand der Technik zur quantitativen Untersuchung der Porosität in CFK-Werkstoffen, sowie die notwendigen erforderlichen technischen und physikalischen Grundlagen dieser Arbeit, werden in Kapitel 1 und Kapitel 2 zusammengefasst.

Zur allgemeinen Begrifflichkeit wird ein Vorschlag zur Terminologie und Unterscheidung von Poreneigenschaften in CFK-Werkstoffen vorgestellt. Bei der computertomografischen Porositätscharakterisierung erhält man sämtliche Informationen zu Porengeometrien, die darüber hinaus auch mathematisch beschrieben werden. Die Porensegmentierung kann basierend auf unterschiedlichen Verfahren erfolgen. Eine Gegenüberstellung verschiedener Segmentierungsmethoden gibt Aufschluss über die Anwendbarkeit der Porositätsbestimmung (Kapitel 3).

Die experimentellen Untersuchungen werden aufgrund der aufwändigen Herstellung von Probekörpern durch CT-Simulationen an synthetisch generierten Porenmodellen unterstützt. Es finden probabilistische Algorithmen zur Erzeugung von Porenmodellen Anwendung. Als Methodik zur Durchführung von CT-Simulationen und zur künstlichen Verschlechterung der Datenqualität (z. B. hinsichtlich des Rauschens) werden verschiedene Ansätze vorgestellt (Kapitel 4).

Die Analyse des Einflusses verschiedener Mess- und Auswertegrößen basiert daher auf Simulationen und Experimenten an Laminaten mit verschiedenen Porengeometrien und -größen. Im Detail werden Auswirkungen von z. B. dem Bildrauschen und der Unschärfe

in Messdaten, oder der gewählten nominellen Voxelgröße und weiterer Merkmale bzw. Parameter im Detail untersucht (Kapitel 5).

Zur Bewertung der Zuverlässigkeit wird ein Verfahren zur rekursiven Schätzung der Messabweichung erarbeitet und vorgestellt. Darüber hinaus wird die Methodik zur Bestimmung von Detektionswahrscheinlichkeiten (engl. *Probability Of Detection*, POD) nach BERENS (1989) abgewandelt, um die Wahrscheinlichkeit einer zu erwartenden Messabweichung der Porenvolumenermittlung zu ermitteln (Kapitel 6).

Die Untersuchungsergebnisse der CT-Porositätscharakterisierung werden anschließend mit Messungen an denselben Porositätsproben mit Stand-der-Technik-Prüfmethoden gegenübergestellt und diskutiert (Kapitel 7).

## 1.3 Zerstörende- und zerstörungsfreie Prüfmethode zur Porositätsbestimmung

### 1.3.1 Materialografie

Die materialografische Untersuchung von Werkstoffen ist ein zerstörendes Prüfverfahren, welches für metallische Werkstoffe (z. B. bei der Korngrößenbestimmung) unter dem Begriff „Metallografie“ bekannt ist. Für die CFK-Prüfung wird hier der Begriff „Materialografie“ verwendet. Es wird dabei der Prüfling in Epoxidharz eingebettet und an der Oberfläche angeschliffen. Mit immer feiner zu wählender Körnung des Schleifmittels über den Vorgang hinweg, wird die zu prüfende Oberfläche letztlich poliert und vor der mikroskopischen Untersuchung von Schleifmittelresten gereinigt. Die Schliffebene liegt dabei orthogonal zur Hauptfaserorientierung [DAMASCHKE (1996)]. Für die materialografische Schliffbildanalyse wird aus statistischen Gründen eine zu untersuchende Probenfläche von > 20 mm<sup>2</sup> empfohlen, wobei die Vergrößerung des Mikroskops im Bereich 100-fach bis 200-fach liegen soll [DAMASCHKE (1996)].

Die Schwellwertbestimmung der Auswertung kann auf verschiedene Wege erfolgen. Um eine Analogie zu den computertomografischen Untersuchungen dieser Arbeit zu gewähren, wird für die materialografische Analysen des Kapitels 7.2 die in Kapitel 3.3.1 vorgestellte *Referenzmethode* verwendet. Die ermittelte Flächenporosität berechnet sich über die Porenfläche  $A_P$  und Gesamtfläche  $A_G$  aus

$$\varphi_{P,A} = \frac{A_P}{A_G}. \quad (1.1)$$

Es ist anzumerken, dass die ermittelte Flächenporosität einer Messung nicht zwangsläufig mit der Volumenporosität korreliert (Kapitel 7.2). Aufgrund der komplexen Porenstruktur in CFK-Werkstoffen kann eine Ebene angeschliffen werden, die mehr- oder weniger Flächenporosität enthält als mögliche benachbarte Schliffebenen. Ausgehend dieser statistischen Wahrscheinlichkeit sind für eine zuverlässige Porositätsbestimmung mehrere Schliffe notwendig. Die Durchführung der Probenpräparation und Schlifferstellung machen die

Materialografie zu einem aufwändigen zerstörenden Prüfverfahren mit nur geringem Informationsgehalt über die Porenmorphologie.

### 1.3.2 Nasschemische Prüfung nach DIN EN 2564:1998

Bei der nasschemischen Prüfung des Porengehalts handelt es sich um ein gravimetrisches, zerstörendes Prüfverfahren, bei welchem das Harz des Probekörpers chemisch aufgelöst wird. Es wird unter Zugabe von Wasserstoffperoxid in Schwefelsäure bei 160°C zersetzt und von den Fasern herausgewaschen. Durch vorheriges Wiegen und einer genauen Dichtebestimmung nach ISO 1183 (Verfahren A) ist es möglich, den Faser-, Harz- und Porenanteil zu bestimmen. ["Luft- und Raumfahrt - Kohlenstofffaser-Lamine" (DIN EN 2564:1998), vgl. "Carbon-fibre-reinforced composites" (ISO 14127:2008)].

Der Porenanteil  $V_O$  wird über

$$V_O = 100\% - \left( W_f \frac{\rho_c}{\rho_f} + (100\% - W_f) \frac{\rho_c}{\rho_r} \right) \quad (1.2)$$

berechnet, wobei  $W$  dem jeweiligen Masseanteil,  $\rho$  der Dichte und die Indizes  $f$  für Faser (engl. *fiber*),  $r$  für Harz (engl. *resin*) und  $c$  für das Laminat (engl. *composite*) stehen. Aus Gleichung (1.2) ist ersichtlich, dass es sich um ein Prüfverfahren mit großer Messunsicherheit handelt. Bei einem vorgeschriebenen Probenvolumen von 20 mm x 10 mm x 2 mm und unter Verwendung einer Waage mit der Genauigkeit von 0,1 mg, ist von einer Messunsicherheit von  $\pm 1,0$  Vol.-% auszugehen. ["Luft- und Raumfahrt - Kohlenstofffaser-Lamine" DIN EN 2564:1998)].

Die nasschemische Prüfung ist ein quantitatives Verfahren zur Bestimmung der Volumenporosität in der Einheit Vol.-%. Aufgrund der großen Messunsicherheit und des aufwändigen chemischen Prozesses eignet es sich nur in bestimmten Fällen zur Porositätsuntersuchung. Die Dauer einer Prüfung beträgt ca. acht Stunden und muss aufgrund des Gefährdungspotentials durch geschultes Personal durchgeführt werden. Informationen zur Porenverteilung, -größe und -morphologie können damit nicht gewonnen werden.

### 1.3.3 Aktive Thermografie

Die aktive Thermografie ist ein zerstörungsfreies Prüfverfahren zur Detektion und Charakterisierung von Fehlstellen in Prüfkörpern. Sie unterscheidet sich von der passiven Thermografie dahingehend, dass Energie in Form von Wärme über z. B. Halogenstrahler oder mittels Leistungultraschallanregung in das Bauteil eingebracht wird. Die Möglichkeiten der aktiven Anregung des Prüfkörpers zur Defektcharakterisierung in CFK-Werkstoffen sind vielseitig [BUSSE et al. (1992), ZWESCHPER et al. (2003), RIEGERT et al. (2004), RIEGERT (2007), PERTERER (2012), SPIEßBERGER (2012)]. Bei der optischen Anregung kann generell zwischen einer periodisch modulierten Anregung (OLT: optische *Lockin*-Thermografie) und einer gepulsten Anregung (PT: Puls-Thermografie) mit z. B. Blitzlampen

unterschieden werden. Das Prinzip ist dasselbe. Durch die Anregung der Bauteiloberfläche mit Wärme entsteht im Bauteil eine thermische Welle, die sich durch das Innere des Bauteils fortbewegt. Grenzflächen und Inhomogenitäten beeinflussen den Wärmefluss und führen zu lokalen Temperaturunterschieden. In der Reflektionsanordnung von Anregungsquelle und Infrarotkamera läuft die thermische Welle ausgehend von den Grenzflächen wieder zurück an die Bauteiloberfläche, wo sie sich mit der Oberflächentemperatur überlagert. Eine weitere Möglichkeit des Messprinzips ist die Anordnung in Transmission, bei der sich Anregungsquelle und Infrarotkamera gegenüberstehen und sich das Prüfobjekt dazwischen befindet. [RIEGERT (2007), GLEITER (2012)].

Poren stellen in CFK-Werkstoffen Grenzflächen dar, an denen sich die thermische Leitfähigkeit  $k$  ändert. Außerdem reduzieren sie die Dichte  $\rho$  des Materials, was Einfluss auf die Wärmekapazität ( $\rho c$ ) des Materials hat. Beides hat Einfluss auf die thermische Diffusivität

$$\alpha = \frac{k}{\rho c} \quad (1.3)$$

und kann zur Porositätsermittlung genutzt werden [CILIBERTO et al. (2002)]. In der Literatur sind verschiedene Untersuchungen zur Porositätsbestimmung mit optisch angeregter Thermografie zu finden [CILIBERTO et al. (2002), MAYR et al. (2010), MAYR et al. (2011), TOSCANO et al. (2012), TOSCANO et al. (2013), MEOLA & TOSCANO (2014), MAYR et al. (2015)]. Die optische Thermografie ist eine berührungsfreie Prüfmethode und eignet sich zur großflächigen Untersuchung eingeschränkt gekrümmter Bauteile. Darüber hinaus ist die Methodik der Puls-Thermografie ein vielversprechendes Verfahren zur Porositätsbestimmung, welches sich jedoch aufgrund des geringen Kontrasts und Signal-zu-Rausch-Verhältnisses nur für oberflächennahe Poren eignet [RIEGERT (2007)]. Eine direkte Ermittlung der Volumenporosität ist ohne Kalibrierung des Messsystems aktuell nicht möglich. Ebenso können keine Informationen zur Porenmorphologie ermittelt werden, wobei diese auch Einfluss auf die thermische Diffusivität hat, was bedeutet, dass die Computertomografie hier die Thermografie unterstützen kann.

### 1.3.4 Ultraschallprüfung

Die Ultraschallprüfung ist ein zerstörungsfreies Prüfverfahren, das aufgrund der praktikablen und zuverlässigen Anwendung weit verbreitet ist. Vor allem in der Luft- und Raumfahrt wird es als Standardverfahren zur Prüfung von Bauteilen eingesetzt [HILLGER et al. (2002), OSTER (2012), SCHNARS & HENRICH (2006), ARROYO et al. (2014), KÖHLER et al. (2014)]. Ultraschall (US) liegt oberhalb des vom menschlichen Gehör wahrnehmbaren Frequenzbereichs von 20 kHz [DAHM (2006)]. Die Prüffrequenzen der Ultraschallwerkstoffprüfung liegen meist im Bereich von 20 kHz und 100 MHz [DEUTSCH et al. (2013)]. Im Gegensatz zu den zerstörungsfreien Prüfverfahren die auf elektromagnetischer Strahlung basieren (z. B. aktive Thermografie und Computertomografie), handelt es sich bei der Ultraschallprüfung um Wellen, die über die mechanische Bewegung elastischer Materie beschrieben werden. Abhängig von der Temperatur schwingen Atome und Moleküle periodisch um ihre Ruhelage

und können durch Stoßprozesse Energie übertragen. Die Schallwellen breiten sich so in Gasen und den meisten Fluiden als Longitudinalwellen aus. In Medien die Scherkräfte übertragen können breiten sie sich als Longitudinal- und Transversalwellen mit der jeweiligen materialspezifischen Schallgeschwindigkeit aus. Sie können durch piezoelektrische Elemente erzeugt und registriert werden. Bei einem Prüfaufbau in *Impuls-Echo*-Anordnung sendet der US-Prüfkopf Schallwellen aus, die an den Bauteil- und evtl. vorhandenen Fehleroberflächen reflektiert und von demselben US-Prüfkopf registriert werden (Abbildung 1.3).

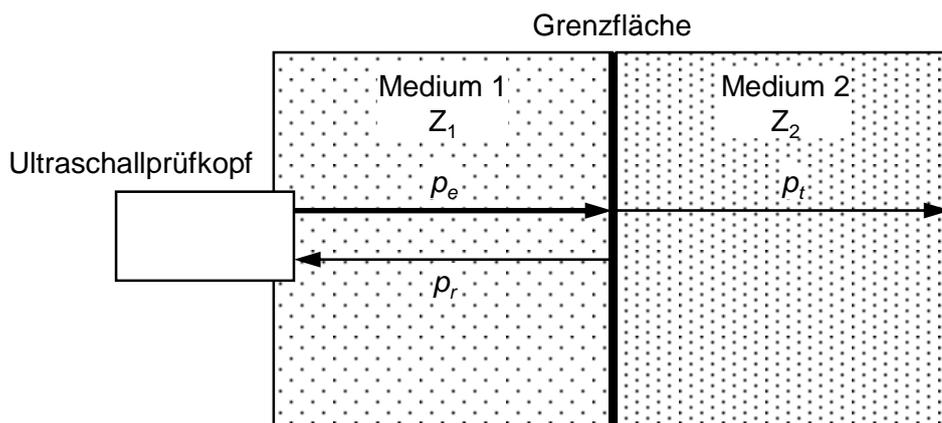


Abbildung 1.3: Reflexion und Transmission von Ultraschallwellen an Grenzflächen.

An den Grenzflächen zweier Medien werden Schallwellen teilweise transmittiert und reflektiert. Transmissions- und Reflektionsfaktor beschreiben nach

$$T = \frac{p_T}{p_E} = \frac{2 \cdot Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (1.4)$$

$$R = \frac{p_R}{p_E} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1.5)$$

den jeweiligen Anteil des transmittierten- und des reflektierten Schalldrucks ( $p_T = T \cdot p_E$ ) und  $p_R = R \cdot p_E$ ) einer senkrecht auftreffenden Welle. Die Schallimpedanzen

$$Z_i = \rho_i \cdot c_i \quad (1.6)$$

der Medien sind das Produkt aus der Dichte  $\rho_i$  und Schallgeschwindigkeit  $c_i$ . [KRAUTKRÄMER & KRAUTKRÄMER (1986), DEUTSCH et al. (2013), SCHIEBOLD (2014)].

Um möglichst verlustfreie Ankoppelbedingungen zwischen dem Piezoschwinger und der Bauteiloberfläche zu erzielen, wird an dem Piezo eine Anpassschicht aus zumeist Kunststoff aufgebracht. Sie koppelt den Schall üblicherweise wiederum mithilfe eines Koppelmediums aus Gel oder Wasser in das Bauteil ein. Die industrielle US-Prüfung findet häufig Anwendung in Kontakttechnik, bei welcher der Prüfkopf direkt auf die Bauteiloberfläche aufgelegt wird, oder in Tauchtechnik, bei der sich das Bauteil und Prüfkopf unter Wasser befinden. In der

Tauchtechnik dient das Wasser als Koppelmedium, während bei der Kontakttechnik häufig unter zusätzlicher Verwendung einer Vorlaufstrecke (zur Optimierung der Nahauflösung) Gel oder Wasser auf die Bauteiloberfläche aufgebracht wird. Von Vorteil kann hier die luftgekoppelte Ultraschallprüfung sein [STOESSEL (2004)]. Sie wird berührungslos und ohne Kontamination von Bauteiloberflächen durch Koppelmedien durchgeführt. Ein Vergleich verschiedener Prüfmethode zur Anwendung an CFK-Werkstoffen wird in GROSSE et al. (2016) aufgezeigt. Weitere Koppeltechniken sind in der Literatur beschrieben [KRAUTKRÄMER & KRAUTKRÄMER (1986), DEUTSCH et al. (2013)]. Die Porositätsuntersuchungen dieser Arbeit erfolgten in *Impuls-Echo*-Anordnung sowie in Tauchtechnik (Kapitel 7.3).

Abhängig vom Medienübergang kann es zu großen Impedanzunterschieden kommen. So ergibt der Übergang zwischen CFK ( $Z_{CFK} = 4,58 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$ ) und Luft ( $Z_{Luft} = 410,1 \text{ Ns/m}^3$ ) unter Standardbedingungen einen Reflektionskoeffizienten von  $R=0,99982$ , was dem Auffinden und Darstellen von Fehlstellen, wie z. B. einer ausgeprägten Schichtporosität (Kapitel 3.1) oder Delamination zugutekommt. Bei einem schrägen Auftreffen einer Schallwelle auf einen Reflektor kommt es neben der Reflektion und Transmission auch zur Brechung und Modenkonzersion. Der Schalldruck einer Ultraschallwelle wird beim Durchgang durch ein Medium geschwächt. Es kommt dabei im Wesentlichen zu Absorption (Umwandlung in Wärme) und Streuung. [KRAUTKRÄMER & KRAUTKRÄMER (1986)].

Die Schallstreuung tritt an inhomogenen Stellen eines Werkstoffs auf. Im heterogenen Werkstoff CFK sind das die Übergänge zwischen Fasern, Harz und Poren. Der Schall wird an diesen Stellen durch Beugung, Brechung und Modenkonzersion geschwächt. Simulative Untersuchungen hierzu werden in HEGEMANN (2009) aufgezeigt. Eine weitere Ultraschallprüftechnik, in welcher die Schallausbreitung in besonderem Maß berücksichtigt wird ist die sog. „Full Matrix Capture“ Methode [GRAGER et al. (2016)].

Den wesentlichen Einflussfaktor auf den Anteil des gestreuten Schalls hat die Wellenlänge  $\lambda$  mit

$$\lambda = \frac{c}{f}. \quad (1.7)$$

Ist sie größer als die Poren, wird der Schall verhältnismäßig gering gestreut. Unter der Annahme einer kugelförmigen Porosität liegt für eine US-Porositätsprüfung mit 5 MHz Mittenfrequenz die Größe einer zur Streuung maßgeblich beitragenden Pore bei  $d > 0,6 \text{ mm}$ . Mit zunehmender Frequenz steigt der Schallstreuungsbeitrag [DEUTSCH et al. (2013)].

Die Schwächung des Ausgangsschalldrucks  $p_0$  einer Ultraschallwelle kann für ebene Wellen über das Lambert-Beersche-Gesetz

$$p = p_0 \cdot \exp[-a_S x] \quad (1.8)$$

beschrieben werden, wobei der Schwächungskoeffizient

$$a_S = 20 \log_{10} \left[ \frac{p_0}{p} \right] \cdot \frac{1}{x} \quad (1.9)$$

als Schallschwächung in [dB/mm] meist experimentell an sog. Stufenkeilen ermittelt wird [KRAUTKRÄMER & KRAUTKRÄMER (1986)]. In der zerstörungsfreien Prüfung von CFK-Werkstoffen der Luftfahrt sind häufig Stufenkeile mit 1 mm Schritten zu finden. Sie dienen zur Ermittlung der spezifischen Schallschwächung eines fehlerfreien Laminats. Anhand der Kenntnis über die exakte Dicke einer Stufe und der zugehörigen Schallschwächung können Tiefenausgleichskurven erstellt werden. Sie korrigieren den Signalpegel durch eine Verstärkung in Abhängigkeit vom Signalweg bzw. der Signallaufzeit. Man erreicht durch die Korrektur der Tiefe, dass die Schallschwächung einer US-Messung unabhängig von der Materialdicke denselben Signalpegel des Rückwandechos liefert, vorausgesetzt, dass keine Fehlstellen wie z. B. Poren vorhanden sind. Häufig bezieht man sich bei den Tiefenausgleichskurven auch auf die Schallschwächung je Laufzeit [dB/μs], was die Umrechnung über die Schallgeschwindigkeit erspart. Die Dickeninformation der US-Messung erhält man aus der Laufzeitdifferenz (engl. *Time of Flight*, ToF) zwischen Austritts- und Eintrittsecho ( $ToF = t_A - t_E$ ).

Die Verstärkung des Signalpegels wird auf einen zuvor definierten Wert der Bildschirmhöhe (BSH) des Rückwandechos in einem fehlerfreien Bereich des Materials eingestellt. Um eine ausreichende Reserve gegenüber einer Signalübersteuerung (oberer Grenzwert des Analog/Digital-Wandlers) einzuhalten, wird üblicherweise eine Bildschirmhöhe von  $BSH = 80\%$  verwendet [DEUTSCH et al. (2013)]. Die Rückwandechoverminderung

$$REV = 20 \cdot \log \left[ \frac{RE_1}{RE_2} \right] \quad (1.10)$$

beschreibt den Zusammenhang zwischen der Signalhöhe des Rückwandechos im fehlerfreien Material  $RE_1$  und den zu untersuchenden Regionen mit Anzeigen  $RE_2$ . Für Messungen mit Tiefenausgleichskorrektur entspricht das Rückwandecho  $RE_1$  der zuvor eingestellten Bildschirmhöhe. Um die Ergebnisse der REV-Ermittlung unabhängig von der Prüfkörperdicke miteinander vergleichen zu können, bezieht man sie mit

$$\frac{REV}{x} = \frac{REV}{c \cdot ToF} \quad (1.11)$$

anhand der Informationen zur Laufzeit  $ToF$  und der Schallgeschwindigkeit (orthogonal zur Faserrichtung) auf den Signalweg. Die Rückwandechoverminderung wird in der Einheit [dB/mm] angegeben.

In der Luftfahrt ist für Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe eine maximale Volumenporosität von 2,5 Vol.-% zugelassen [SCHNARS & HENRICH (2006)]. Da der Grenzwert in Volumenprozent impraktikabel für die Ultraschallprüfung ist, wird in Abhängigkeit von dem zu untersuchenden Material, Laminataufbau, der Laminatdicke und unter Verwendung von Prüfköpfen mit

definierter Mittenfrequenz, auch eine zulässige REV von z. B. 6 dB, 12 dB oder 18 dB definiert [BRANDT & MAAß (2015)].

### 1.3.5 Computertomografie

Die Computertomografie (CT) ist ein bildgebendes zerstörungsfreies Prüfverfahren zur dreidimensionalen Untersuchung von Objekten. Der Prüfkörper wird dabei aus verschiedenen Rotationspositionen mit Röntgenstrahlung durchstrahlt, wobei die aufgenommenen Projektionen in einer nachträglichen Rekonstruktion zu einem Volumen rekonstruiert werden (Kapitel 2.4). Üblicherweise wird im industriellen Bereich die konventionelle *3D-CT* angewandt, bei welcher sich während der Messung der Prüfkörper stufenweise oder kontinuierlich um 360° dreht und die Röntgenröhre und der Detektor feststehen.

Bei der *Spital-CT* bzw. *Helix-CT* bewegen sich hingegen die Röntgenröhre und der Detektor rotatorisch um den Prüfkörper herum, während sich dieser translatorisch durch die sog. *Gantry* hindurchbewegt. Die *Spiral-CT* findet vorwiegend im medizinischen Bereich, aber auch z. B. in der Industrie zur Prüfung von Rotorblättern Anwendung [OSTER (2012), STOESSEL (2016)].

Weitere Bauformen wie Ausführungen der Computerlaminografie bzw. Planar-CT ermöglichen das Prüfen flächiger Strukturen [EWERT et al. (2012), BULLINGER et al. (2016)]. Bei der Translations-Laminografie werden die Röntgenröhre und der Detektor translatorisch entgegengesetzt zueinander verschoben, während das Prüfobjekt starr auf derselben Position verbleibt. Ähnliche Bewegungsformen werden bei der Planar-CT angewandt [REDMER et al. (2009)]. Ebenso ist es möglich die Röntgenröhre und den Detektor auf einer flächigen rotatorischen Bahn um den Prüfkörper zu bewegen. Für die Datenrekonstruktion kommen je nach Aufnahmegeometrie eine Tomosynthese oder algebraische Rekonstruktionsverfahren zum Einsatz [MAISL et al. (2010)].

Für komplexere Bauteilformen können auch robotergeführte Röntgenquellen- und Detektortrajektorien verwendet werden [HANKE (2010), HOLUB et al. (2015)]. Aufgrund der u. a. eingeschränkten Tiefenauflösung eignen sich diese Verfahren zum Stand der Technik nur bedingt für eine quantitative Charakterisierung von Poren in CFK-Werkstoffen.

Neben den genannten klassischen Verfahren, die auf der Absorption von Röntgenstrahlung beruhen, können auch die Streuung und Brechung von Röntgenstrahlung konventioneller Röntgenröhren bildgebend genutzt werden [PFEIFFER et al. (2008), PFEIFFER et al. (2006)]. Durch die Kleinwinkelstreuung von Röntgenstrahlung an Objektkanten ist es möglich, Objektdetails abzubilden, die unterhalb des Auflösungsvermögens eines klassischen Röntgen-CT-Systems liegen. Die mithilfe von Gitterinterferometer erzeugten differentiellen Phasenkontrast- und Dunkelfeldaufnahmen können im Bereich der zerstörungsfreien Materialprüfung zur Bestimmung von Bauteileigenschaften genutzt werden. So können z. B. die Faserorientierung von Faserverbundwerkstoffen in 2D, oder durch den Einsatz einer sog. *Tensortomografie*, (engl. *X-Ray Tensor Tomography*, XTT) die Faserorientierung in 3D bestimmt werden [PRADE et al. (2017), SHARMA et al. (2016), MALECKI (2013)].

Der Einsatz der computertomografischen Porositätscharakterisierung ist als Referenzmethode zur Validierung anderer Prüfverfahren und als Eskalationsmethode zur detaillierten Untersuchung grenzwertig hoher Porosität denkbar. Das trifft besonders dann zu, wenn konventionelle Prüfmethode keine weiteren Informationen über die Volumeporosität, -verteilung und -morphologie geben können. Die CT hat hinsichtlich der Porositätscharakterisierung ein großes Potential. Auf die physikalischen Eigenschaften wird in Kapitel 2 eingegangen.

### 1.4 Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe

Verbundwerkstoffe sind Materialien, die aus zwei oder mehr Komponenten bestehen und durch Stoff- und/oder Formschluss miteinander verbunden sind. Durch die Kombination der Verbundmaterialien erhält man andere Werkstoffeigenschaften als die der Ausgangsmaterialien. In der Vergangenheit hat sich der Mensch unbewusst und später auch bewusst die Vorteile von Verbundwerkstoffen zunutze gemacht. Im Schweizer Mittelland fand man z. B. ein Holzbeil das ca. 5000 Jahre vor Christus von einem Pfahlbauer (Errichter von ufernahen Stelzenbauten) aufgrund der zum Krafftfluss orientierten Fasern als Werkzeug genutzt wurde [ERMANNI (2007)].

Moderne Verbundwerkstoffe bestehen meist aus Glas-, Aramid- oder Kohlenstofffasern. Es sind auch Kombinationen unterschiedlicher Fasermaterialien möglich. Eine Zugabe von Glasfasern zu Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen kann z. B. dazu genutzt werden, um die Materialkosten des CFK-Werkstoffs zu reduzieren. Als Matrixwerkstoff kommen ein- oder mehrkomponentige Epoxidharze zum Einsatz. Es handelt sich hierbei um duroplastische Matrixmaterialien, die je nach Anwendung, in Abhängigkeit von der Temperatur- und Brandbeständigkeit, sowie der Zähigkeit und zu erzielenden Taktzeit in der Fertigung entsprechend angepasst werden. Ebenso kommen thermoplastische Matrixwerkstoffe aus z. B. Poly-Ether-Ether-Keton (PEEK) oder Poly-Ether-Imid (PEI) zum Einsatz. Im Vergleich zu Epoxidharzen weisen thermoplastische Matrixwerkstoffe ein Kriechverhalten orthogonal zur Faserorientierung und eine geringere Druckfestigkeit auf. Sie sind allerdings häufig medienbeständiger, schadenstoleranter gegenüber Stoßeinwirkungen (engl. *Impact*) und temperaturbeständiger [ERMANNI (2007)].

Faserverbundwerkstoffe weisen richtungsabhängige mechanische Eigenschaften auf (Anisotropie). Das Festigkeits- und Steifigkeitsverhalten wird unter Zugbelastung längs der Faserorientierung hauptsächlich von der Faser bestimmt. Da einachsige Spannungszustände in der Praxis selten vorkommen, werden statt unidirektionalen (UD-) Laminaten oft mehrschichtige Lamine mit zum Krafftfluss orientierten Faserorientierungen verwendet. So können durch Gelege, 2D-/3D-Gewebe, -Geflechte und -Gestricke multiaxiale Spannungszustände im Material aufgenommen werden.

### 1.4.1 Fertigungsverfahren

Die CFK-Fertigung kann in Autoklav- und Non-Autoklavprozesse eingeteilt werden, wobei sich manche Fertigungsverfahren für beide Prozesse eignen. Die teuersten aber aufgrund der hochwertigen Faser-Matrix-Kombinationen dennoch wichtigsten Halbzeuge der Luftfahrt sind Prepregs. Sie bestehen aus bereits mit Harz vorimprägnierten und angehärteten Kohlenstoffasermatten, müssen bei  $-18^{\circ}\text{C}$  gelagert werden und haben daher eine limitierte Verarbeitungszeit. Mit Prepregs kann ein Laminat vergleichsweise einfach durch Zuschnitt der Matten und Aufbau als Gelege laminiert werden. Der Einfachheit halber beschränkt man sich beim Aufbau von Laminaten mit Prepregs meist auf  $0^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$  und  $\pm 45^{\circ}$  Orientierungen. Das Aushärten erfolgt in einem Autoklav unter bestimmten Temperatur- und Druckverhältnissen oder in einer beheizten Presse. Mit Prepregs können durch hohe Faservolumenanteile und durch die gerade Faserlage (im Vergleich z. B. zu Gewebematten) gute mechanische Eigenschaften erzielt werden. Nachteilig ist jedoch deren Delaminationseigenschaft (Ablösen einzelner Laminatschichten) bei Schlagbeanspruchung. Die dabei entstehenden Delaminationsflächen sind von der Schlagseite kaum als Schädigung zu erkennen (engl. *barely-visible impact damage*, BVID), reduzieren jedoch die Festigkeit [SCHÜRMAN (2007), ERMANNI (2007), DRECHSLER (2004)].

Neben der CFK-Fertigung durch Verwendung von Prepregs werden auch trockene textile Faserhalbzeuge (engl. *Preforms*) durch Injektionsverfahren verarbeitet. Ein für kleine und mittlere Serien weit verbreitetes Verfahren ist das *Resin Transfer Molding* (RTM). Das Harz wird hierbei unter bestimmten Temperatur- und Druckverhältnissen mithilfe eines Kolbens in das zweischalige Werkzeug gespritzt, indem sich das Faserhalbzeug befindet. Die Art und Anordnung der Injektionsangüsse ist für eine optimale Verteilung des Harzes zur Vermeidung von Trockenstellen des Formteils entscheidend [DRECHSLER (2004), SCHÜRMAN (2007)].

Es gibt eine Reihe weiterer Verfahren wie das *Liquid Resin Infusion* (LRI), die nur ein einschaliges Werkzeug benötigen [DURAND (2008)]. Der Druck kann durch die Verwendung eines Autoklaven aufgebracht werden, ist aber für die meisten LRI-Verfahren nicht notwendig. Ein Beispiel hierfür ist die *Single Line Injection* (SLI). Das Besondere am SLI-Verfahren ist die gemeinsame Nutzung des Harzzufuhrsystems für die Injektion und Evakuierung [KLEINEBERG et al. (2002)]. Ein weiteres Infusionsverfahren bei dem durch den Einsatz einer semipermeablen Membran der Einschluss von Luft, Reaktionsgasen und somit Poren reduziert werden kann, ist der *Vacuum Assisted Process* (VAP<sup>®</sup>) [FILSINGER et al. (2000, Patent Nr. DE 10013409 C1)]. Durch den Unterdruck werden die Restgase über die gesamte Formfläche abgezogen, wobei das großmolekulare Harz hinter der Membran verbleibt und sich somit ein porenarmes Bauteil ergibt.

Neben den hier vorgestellten Fertigungsverfahren gibt es weitere Verfahren wie z. B. das Handlaminiere mit Aushärten bei Umgebungsluftdruck im temperierten Ofen, welche die Anforderung an die Bauteilqualität bei der professionellen Verarbeitung von Faserverbundwerkstoffen nicht erfüllen können und somit nicht näher beschrieben werden.

## 1.4.2 Porosität in CFK-Werkstoffen

Neben den Materialfehlern die während des Fertigungsprozesses auftreten, wie z. B. Abweichungen der Faserorientierung, lokale Harznester, oder Fremdkörpereinschlüsse, hat die Porosität einen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Festigkeitseigenschaften. Nach SUMMERSCALES (1994) analysierten Judd & Wright [JUDD & WRIGHT (1978)] 47 Veröffentlichungen und haben festgestellt, dass sich die interlaminare Scherfestigkeit (engl. *interlaminar shear strength*, ILSS) bis ca. 4 Vol.-% unabhängig vom Faser-/Harzsystem näherungsweise linear um ca. 7 % je 1 Vol.-% Porosität verringert [vgl. BIRT & SMITH (2004)].

Poren bestehen in CFK-Bauteilen überwiegend aus eingeschlossenen Gasblasen, die abgesehen von Schnitt- und Sägekanten keine Verbindung zur Umgebung haben. Das hinsichtlich der Drapierbarkeit des Geleges oder Gewebes zunehmend komplexer werdende Laminat erfordert es, aufwändige Bauteile aus mehreren Einzelkomponenten zusammenzusetzen, wodurch die Anzahl an Schnittkanten zunimmt. Offenporige Schnittkanten mit ungenügender Versiegelungsqualität neigen zur Hygroskopizität. Dies kann z. B. in der Luftfahrt ein potentieller Grund für die Abnahme der Festigkeit aufgrund der warm/kalt-Zyklen während des Flugs sein. Hierbei gefriert das über Poren in dem CFK-Bauteil aufgenommene Wasser bei Außentemperaturen von ca. -56 °C in üblichen Reiseflughöhen von ca. 36000 ft (10973 m) [KASSERA (2012)] und taut am Boden bei Normalatmosphäre (15 °C) wieder auf. Die über die Ausdehnung des gefrierenden Wassers entstehenden (überwiegend intralaminaren) Spannungen schädigen das Bauteil, wodurch es zur Festigkeitsabnahme kommen kann.

Die Entstehung von Porosität in CFK-Werkstoffen ist auf verschiedene Gründe zurückzuführen. Sie entsteht häufig durch

- einen zu geringen Autoklaven- oder Pressendruck,
- siedendes Harz aufgrund eines zu niedrigen und zu langen Unterdrucks,
- Reaktionsgase,
- ein fehlerhaft evakuiertes Werkzeug oder
- ein feuchtes Laminat.

In der Literatur wird die Entstehung von Poren in CFK-Werkstoffen in einer Vielzahl von veröffentlichten Arbeiten untersucht [KARDOS et al. (1986), TANG et al. (1987), BOEY & LYE (1990), CAMPBELL et al. (1995), OLIVIER et al. (1995), OLIVIER et al. (2007), BHAT et al. (2012), KOUSHYAR et al. (2012)]. Im Wesentlichen ist die Porosität auf einen zu geringen Autoklaven- oder Pressendruck bzw. auf ein falsches Verhältnis zwischen dem Autoklaven- und der Evakuationsdruck zurückzuführen.

Das gezielte Einstellen von Porositätseigenschaften eines Bauteils oder einer Probe ist für die systematische Untersuchung zerstörungsfreier Prüfverfahren nur schwer umzusetzen. Die Problematik wird in KASTNER et al. (2016) verdeutlicht, wo zu Evaluationszwecken durch Bohrungen eingebrachte Hohlräume als künstliche Poren herangezogen werden. Prinzipiell sind der Einsatz eines Treibmittels (z. B. Backpulver) auf den Laminatlagen, ein feuchtes Halbzeug, oder von den Sollrücken abweichende Aushärtekonfigurationen mögliche Ansätze

zur künstlichen Herstellung poröser CFK-Proben. In vorangegangenen experimentellen Untersuchungen eines Projektpartners wurde ein Verfahren zur Erzeugung künstlicher Porositätsproben unter Verwendung einer Presse entwickelt. Es beruht auf der Aushärtung von Porositätsplatten mit verschiedenen Porositätslevels, die aufgrund eines unterschiedlichen Drucks entstehen. Die Druckunterschiede werden über ein gestuftes Werkzeugoberteil eingestellt (Abbildung 1.4).

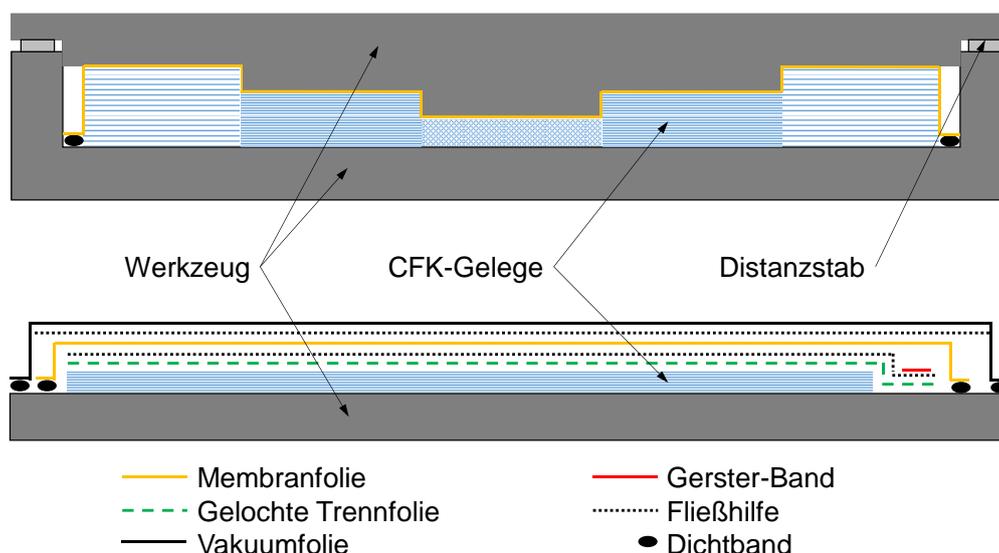


Abbildung 1.4: Schematische Skizze zur CFK-Plattenherstellung mit künstlicher Porosität und unterschiedlichen Porositätsniveaus, unter Verwendung eines gestuften Werkzeugoberteils in einer beheizten Presse. Oben: 1. Fertigungsschritt, unten: 2. Fertigungsschritt.

Im Fertigungsverlauf wurde zunächst das Harz und die Presse auf eine definierte Temperatur erhitzt und das Laminat wie in Abbildung 1.4 dargestellt infiltriert. Anschließend wird ein Teil des Harzes durch Aufbringen des Pressedrucks aus dem Bauteil gedrückt und einem Vorhärtezyklus unterzogen. Nach dem Vorhärtezyklus folgt das Entfernen des Vakuumaufbaus und Nachlassen des Pressedrucks, wodurch die CFK-Platte in ihre Nenndicke aufgehen kann und das verdrängte Harz durch Luft ersetzt wird. Schließlich wird die Platte ohne weitere Druckbeaufschlagung in einem Standardzyklus ausgehärtet. Es entsteht so eine Porositätsplatte mit unterschiedlichen Porositätslevels. Über den Laminataufbau kann ferner die Porenform in geringem Maß eingestellt werden.

## 2 Röntgen-Durchstrahlungsprüfung und -Computertomografie

Im folgenden Kapitel werden der Stand der Technik und die physikalischen Grundlagen dieser Arbeit vorgestellt. Es werden die Erzeugung und die bildgebende Detektion von Röntgenstrahlung, sowie die Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie, welche für CT-Simulationen herangezogen wird, beschrieben. Ferner wird darauf aufbauend das Prinzip der Datenrekonstruktion in der Computertomografie erläutert, mögliche Artefakte der CT aufgezeigt und die wichtigsten Bewertungscharakteristika der Daten- bzw. Bildqualität behandelt.

### 2.1 Röntgenquelle

Die Erzeugung von Röntgenstrahlung beruht auf zwei physikalischen Prozessen (*Bremsstrahlung* und *charakteristischer Strahlung*) und wurde im Jahr 1895 von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt [RÖNTGEN (1898)]. Beides wird im folgenden Abschnitt näher erläutert, wobei für eine ausführliche Beschreibung der physikalischen Prozesse zur Erzeugung von Röntgenstrahlung auf z. B. HEINE (2011), PODGORSK (2010) und KRIEGER (2009) verwiesen wird.

Röntgenröhren bestehen im Wesentlichen aus einer Glühwendel oder einem Glühdraht als Kathode und einer Anode. Durch Glühemission der Kathode werden die dort infolge des ohmschen Widerstands freiwerdenden Elektronen in einem Hochspannungsfeld zwischen Kathode und Anode beschleunigt. Zur Vermeidung von Wechselwirkungen der Elektronen mit den Gasmolekülen der Umgebung und zur Vermeidung einer Oxidation der Anode, ist der Raum zwischen der Kathode und Anode evakuiert. Die auf der Anode auftreffenden beschleunigten Elektronen werden im Targetmaterial abgebremst, wodurch deren kinetische Energie  $E_{kin}$  zu etwa 99 % in Wärme und zu ca. 1 % in Röntgenstrahlung umgesetzt wird [KRIEGER (2013)]. Um eine möglichst gute Wärmeabfuhr, gute Strahlungsausbeute und kleine Fokusgrößen erzielen zu können, verwendet man hochtemperaturgeeignete Targetmaterialien mit großer chemischer Ordnungszahl  $Z$ , aus z. B. Wolfram, Molybdän, oder Kupfer. Das Abbremsen der Elektronen geschieht wie in Abbildung 2.1 a) dargestellt, auf atomarer Ebene durch Ablenkung/Streuung der Elektronen zwischen dem positiv geladenen Atomkern und der K-Schale. Die Wechselwirkungen der emittierten Elektronen mit den Hüllelektronen und dem Atomkern sind Zufallsprozesse. Vereinzelt werden Elektronen derart stark gestreut, dass deren gesamte kinetische Energie in Photonenenergie übergeht. Sie besitzen die geringste Wellenlänge, die nach dem Duane-Hunt-Gesetz berechnet werden kann [PODGORSK (2010)]. Der Wert der maximalen Photonenenergie  $E_{Ph,max}$  [keV] entspricht demnach auch dem der Beschleunigungsspannung  $U_A$  [kV]. Die Spannung industrieller Durchstrahlungs- und CT-Anwendungen wird abhängig vom Prüfkörpermaterial und der Durchstrahlungsdicke üblicherweise in einem Bereich zwischen 40 kV und 600 kV gewählt. Die Energie und damit auch das Durchdringungsvermögen der Strahlung werden durch die Beschleunigungsspannung bestimmt. Die Anzahl erzeugter Photonen und damit die

Strahlungsintensität als Integral über  $E_{Ph}$ , bestimmt zusammen mit der Belichtungszeit des Detektors die Helligkeit der Projektionen bzw. die Schwärzung des Films in der Filmradiografie.

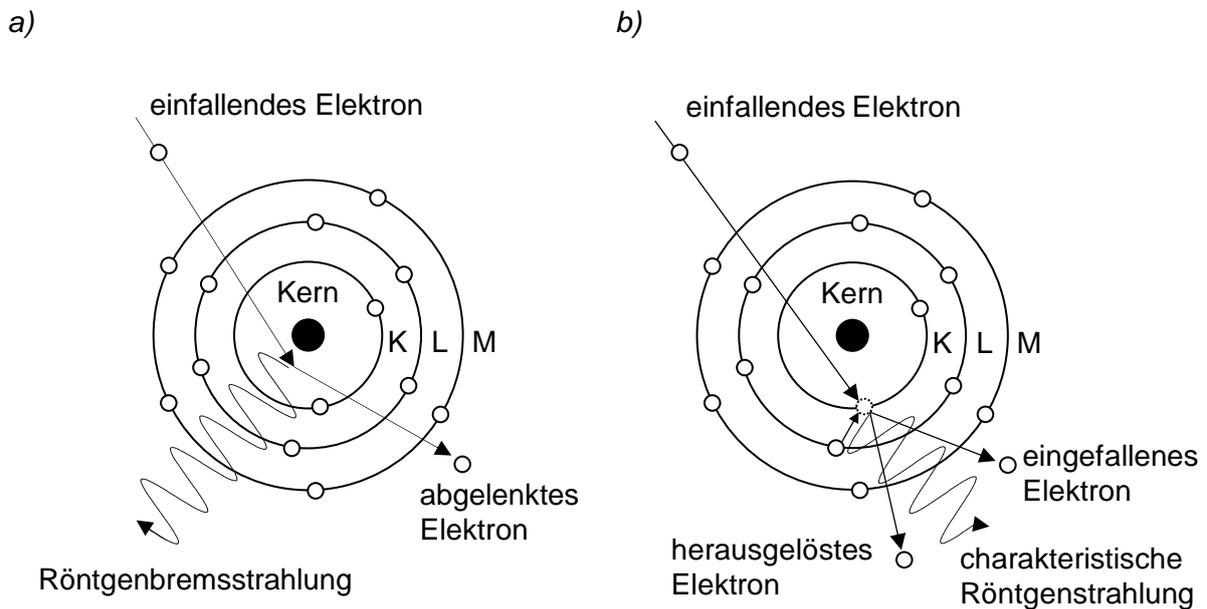


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung der Erzeugung von a) Bremsstrahlung und b) charakteristischer Strahlung.

Neben der primären *Bremsstrahlung* entsteht bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung auch eine sog. *charakteristische Röntgenstrahlung*. Wie dessen Name bereits aussagt ist das entstehende Linienspektrum für das Targetmaterial charakteristisch. Die über die Röhrenspannung  $U_A$  beschleunigten freien Elektronen schlagen Elektronen der inneren Hüllschalen (K-Schalen) heraus, wobei die dabei entstehenden Lücken aus Elektronen der äußeren Schalen sukzessive nachbesetzt werden (Abbildung 2.1 b). Die Differenz zwischen der äußeren- und geringeren inneren Bindungsenergie wird infolgedessen als charakteristische Photonenstrahlung frei. Die Stoßenergie des einfallenden Elektrons auf das Elektron der Schale muss mindestens der Bindungsenergie des Elektrons der K-Schale entsprechen, um das Elektron herauszulösen. [KRIEGER (2009)].

## 2.2 Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie

Bei der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie kann zwischen den drei wesentlichen Schwächungsmechanismen

1. Absorption (Photoeffekt)  $\mu_P$ ,
2. Streuung (Comptoneffekt)  $\mu_C$  und der
3. Elektronenpaarbildung  $\mu_E$

unterschieden werden. Weitere Streuungseffekte wie die elastische Thomson- und Rayleigh-Streuung, auf welche nachfolgend nicht weiter eingegangen wird, sind in der Literatur z. B.

von DEMTRÖDER (1998) und SPIEß et al. (2009) beschrieben. Die Gesamtschwächung der Röntgenstrahlung ist als Summe

$$\mu = \mu_{Photo} + \mu_{Compton} + \mu_{Paar} \quad (2.1)$$

der Schwächungsmechanismen und als linearer Schwächungskoeffizient  $\mu$  bekannt. Analog hierzu ist der Massenschwächungskoeffizient

$$\frac{\mu}{\rho} \quad (2.2)$$

der Quotient zur Dichte des Materials. Die Einzelkomponenten der Schwächungsmechanismen sind für Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe näherungsweise für das übereinstimmende chemische Element C mit  $Z_C=6$  in Abbildung 2.2 dargestellt. Die Schwächungskoeffizienten der durchgeführten Simulationen (siehe Kapitel 4, 5 und 6) stammen nach TISSEUR (2013) aus der Datenbank des *National Institute of Standards and Technology* (NIST, dt. *Nationales Institut für Standards und Technologie*) [HUBBELL & SELTZER (2004)]. Es zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung der Datenbankdaten mit den nachfolgend erläuterten analytischen Berechnungsansätzen zur Bestimmung der Einzelkomponenten der Massenschwächungskoeffizienten.

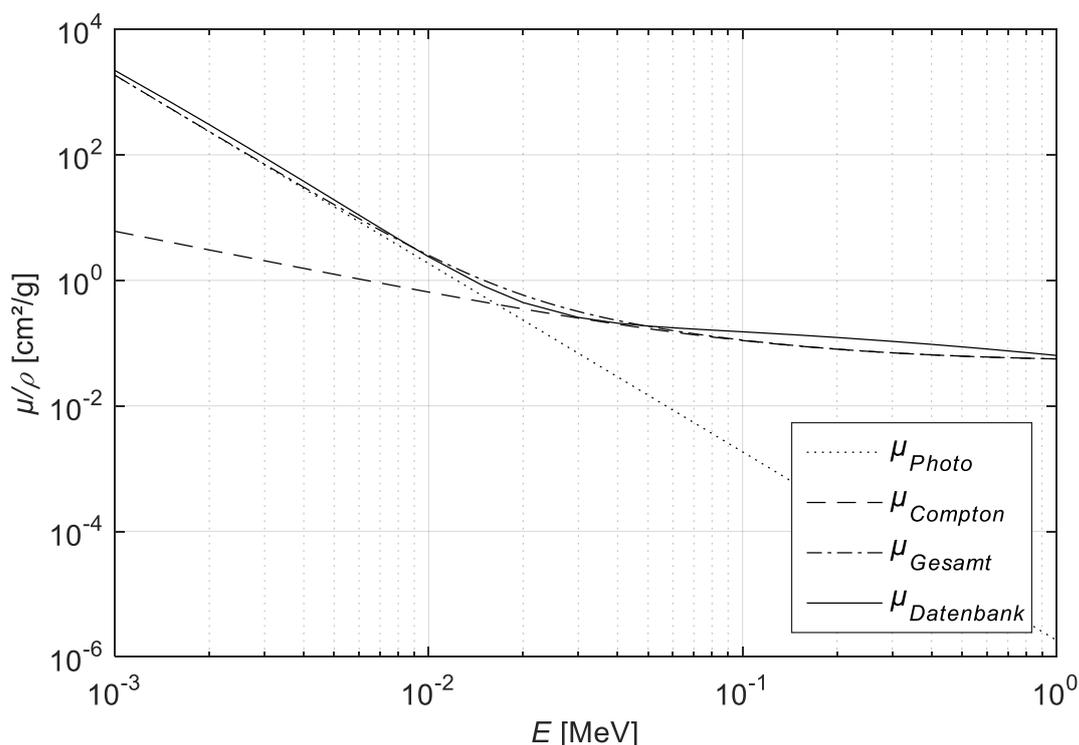


Abbildung 2.2: Berechnete Massenschwächungskoeffizienten nach Gleichung (2.3), (2.4) und (2.5) im Vergleich zu den Datenbankdaten des NIST für Kohlenstoff  $Z_C=6$  mit  $\alpha=3,5 \cdot 10^{-9}$ ,  $k=3,5$  und  $l=3$ .

## Photoeffekt

Wie der Abbildung 2.2 zu entnehmen ist, dominiert der Photoeffekt für Photonenenergien von  $E_{Ph} < 100$  keV. Das einfallende Photon löst dabei Elektronen der inneren Elektronenschalen heraus und ionisiert die Atome (Abbildung 2.3 a)). Das fehlende Elektron wird durch Elektronen der äußeren Schalen neu besetzt, wodurch Fluoreszenzstrahlung frei wird. Um Elektronen herauslösen zu können, muss die Photonenenergie größer sein als die Bindungsenergie der Elektronen. Wie von HEISMANN et al. (2003) beschrieben, gilt für den Anteil des Photoeffekts am Massenschwächungskoeffizienten

$$\frac{\mu_{Photo}}{\rho} = \alpha \frac{Z^k}{E^l}. \quad (2.3)$$

Die Schwächung von Röntgenstrahlung ist abhängig von der Kernladungszahl  $Z$  des Elements und der Photonenenergie. Für  $k$  und  $l$  sind in HEISMANN et al. (2003) und HEINE (2011) Werte zwischen 3 und 4 zu finden. Für leichte Werkstoffe wie z. B. Kohlenstoff ( $Z_C=6$ ) wird nach HEISMANN et al. (2003)  $k=3$ ,  $\alpha=konst.$  und für  $l$  ein Wert zwischen 3 und 3,5 empfohlen.

## Compton-Streuung

Die Compton-Streuung tritt vorwiegend bei mittleren Photonenenergien auf. Aufgrund der kinetischen Energieerhaltung, welche mathematisch z. B. von BACK et al. (2013) und TROFIMOWA (2013) behandelt wird, handelt es sich hierbei um eine Streuung der Photonen an den äußeren Elektronen eines Atoms (Abbildung 2.3 b)). Die einfallenden Photonen lösen die leicht gebundenen Elektronen aus den Schalen, wobei es durch den Energieübertrag des Impulses zu einer Zunahme der Wellenlänge der gestreuten Strahlung kommt. Der Anteil der Compton-Streuung am Massenschwächungskoeffizienten berechnet sich wie von KRIEGER (2009) und HEISMANN et al. (2003) beschrieben über

$$\frac{\mu_{Compton}}{\rho} = \frac{Z}{E}. \quad (2.4)$$

## Elektronenpaarbildung

Die Paarbildung tritt nach z. B. BRANDT & DAHMEN (2013) erst ab  $E_{Ph} > 2m_{e}c$  auf und ist daher in üblichen industriellen Röntgen-CT-Anlagen nicht vorzufinden. Durch Wechselwirkungen von Photonen mit den Atomen nahe des Coulombfelds der Atomkerne oder der Elektronen entstehen wie in Abbildung 2.3 c) grafisch dargestellt, Elektron-Positron Paare [KRIEGER (2009)]. Der Anteil am Massenschwächungskoeffizienten beträgt nach HEISMANN et al. (2003) und KRIEGER (2009)

$$\frac{\mu_{Paar}}{\rho} = Z^2 \ln[E]. \quad (2.5)$$

Anders als beim Photoeffekt und der Compton-Streuung nimmt der Schwächungskoeffizient ab  $E_{Ph} > 1,022 \text{ MeV}$  zu. Aufgrund der deutlich geringeren Photonenenergien nachfolgender Untersuchungen (Kapitel 4, 5, 6), wird der Effekt der Paarbildung in den durchgeführten Simulationen vernachlässigt.

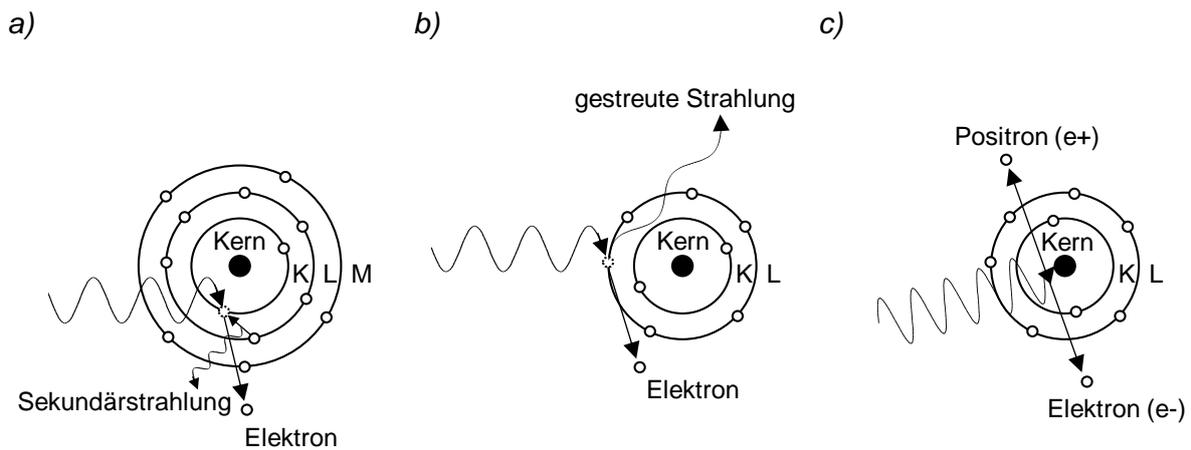


Abbildung 2.3: Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie durch a) Photoabsorption, b) Compton-Streuung und c) Elektronenpaarbildung.

## Schwächung von Röntgenstrahlung

Die Schwächung elektromagnetischer Strahlung kann in einem Medium unter Berücksichtigung des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  anhand des Lambert-Beerschen-Gesetzes berechnet werden [HERTEL & SCHULZ (2015)]. Die negative Intensitätsdifferenz  $dI$  ist das Produkt aus der Ausgangsintensität mit dem Schwächungskoeffizienten  $\mu$  entlang des Wegs  $dx$

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx. \quad (2.6)$$

Folglich beschreibt das Integral über  $dI$  die Summe der Intensitätsdifferenzen über  $dx$ . Für die Änderung  $dI/I$  entlang  $x$  gilt daher nach mathematischer Umformung für den Strahlweg  $l$

$$\int_{I_0}^I \frac{1}{I} dI = -\mu \cdot \int_0^l dx. \quad (2.7)$$

Nach der Integration von Gleichung (2.7) erhält man

$$\ln \left[ \frac{I}{I_0} \right] = -\mu \cdot l \quad (2.8)$$

und durch Umformung schließlich das Lambert-Beersche-Gesetz in bekannter Form

$$I = I_0 \exp[-\mu \cdot l]. \quad (2.9)$$

## 2.3 Bildgebende Detektion von Röntgenstrahlung

Zur bildgebenden Detektion von Röntgenstrahlung werden in industriellen CT-Systemen meist Zeilen- oder Flachbilddetektoren verwendet. Es gibt verschiedene Möglichkeiten zur Wandlung von Strahlungsintensitäten in digitale elektrische Signale [SUTER & EVERS (2006, 08.11.2016), BAUER (2007)]. Übliche industrielle Systeme besitzen integrierende Detektoren. Auf fluoreszierende Szintillationskristalle einfallende Photonen werden in Licht umgewandelt, welches über Photodioden oder Photomultiplier als elektrische Signale weiterverarbeitet wird. Als Szintillationskristall wird häufig Gadoliniumoxysulfid ( $Gd_2O_2S$ , kurz: GOS) oder Cäsiumjodid (CsI) verwendet.

Der in der Arbeit verbaute Detektor des Typs *XRD 0820 CN15* von *PerkinElmer* hat einen Gadoliniumoxysulfid Szintillator. Die sich dahinter befindende Halbleiterschaltung besteht aus 1024 Pixel x 1024 Pixel mit einer Pixelkantenlänge von 0,2 mm. Der vom Hersteller angegebene Einsatzbereich deckt mit 25 keV bis 225 keV die Energien der verwendeten Viscom Röntgenröhren ab [Anhang A, VISCOM (2001), PERKINELMER (2006)].

Entwicklungen zur verbesserten bildgebenden Detektion von Röntgenstrahlung mit photonenzählenden Detektoren, wurden in den vergangenen Jahren stark vorangetrieben [JAKUBEK et al. (2014)]. Photonenzählende Detektoren konvertieren die Intensität der einfallenden Photonen direkt in elektrische Signale. Hierzu werden in einem Halbleitermaterial positive Ladungsträger durch die einfallende Röntgenstrahlung erzeugt und auf einen Vorverstärker geleitet. Das verstärkte Signal wird in einem sog. Komparator mit einem eingestellten Schwellwert verglichen, wobei bei entsprechender Signalstärke der Zähler mitzählt [NACHTRAB et al. (2009), GREIFFENBERG (2010) und GUNI (2012)]. Wesentlicher Vorteil gegenüber integrierenden Detektoren ist der prinzipiell unbegrenzte Dynamikbereich, das hohe Signal-zu-Rausch-Verhältnis und die einfache Anwendbarkeit von Zwei- oder Multispektrenaufnahmen. Aufgrund der kleinen Detektorfläche und des hohen Anschaffungspreises werden diese Detektortypen aktuell noch selten eingesetzt.

## 2.4 Datenrekonstruktion in der Computertomografie

Die mit dem Detektor aufgenommenen Projektionen können über verschiedene Rekonstruktionsverfahren volumetrisch rekonstruiert werden [KAK & SLANEY (1988), WANG (2016)]. Das wohl bekannteste Verfahren zur Rekonstruktion von CT-Daten ist die gefilterte Rückprojektionsmethode mit dem nach FELDKAMP et al. (1984) benannten *Feldkamp-Davis-Kress* (FDK) Algorithmus. Er wurde für die nachfolgenden Datenrekonstruktionen dieser Arbeit das Programm *VGStudio MAX v.2.2* des Softwareherstellers *Volume Graphics* herangezogen. Die dreidimensionale Rekonstruktion der mit Kegelstrahlröhren aufgenommenen Projektionen basiert unter Anwendung der FDK-Methode auf der gefilterten Rückprojektionsmethode. Eine ausführliche Beschreibung des eingesetzten Rekonstruktionsverfahrens ist z. B. in FELDKAMP et al. (1984), KAK & SLANEY (1988) und WANG (2016) zu finden. Prinzipiell kann die gefilterte Rückprojektionsmethode für eine Kegelstrahlgeometrie aus den folgenden Schritten bestehen:

1. Verarbeitung der Projektionsdaten zu Sinogrammen
2. Parallelisierung der Kegelstrahlgeometrie
3. Filterung der Sinogrammdaten im Frequenzbereich
4. Mapping der gefilterten Daten auf die definierte Rekonstruktionsgröße
5. Rotation der gemappten Daten um das definierte Winkelinkrement und gewichtetes Aufsummieren

Ein Sinogramm ist eine besondere Form der Darstellung von Projektionsdaten. Es beinhaltet je eine Bildzeile für alle um  $2\pi$  (oder  $< 2\pi$  bei Partialrekonstruktionen) aufgenommenen Projektionen. Die Kegelstrahlgeometrie üblicher CT-Systeme erfordert für die nachfolgende inverse Radontransformation eine Parallelisierung der Sinogrammdaten, was aus einem vektoriellen Zusammenhang hergeleitet werden kann und in der Literatur beschrieben ist [KAK & SLANEY (1988)].

Unter Radontransformation ist die Darstellung eines Schnittbilds als Linienintegral (Projektion) zu verstehen. Möchte man nun allerdings den entgegengesetzten Weg vom Linienintegral zum Schnittbild gehen, kann die inverse Radontransformation bzw. das Fourier-Scheiben-Theorem angewendet werden. Dazu wird über

$$F_{\theta f}(u) = H(u) \cdot \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(t) \cdot \exp[-j2\pi ut] dt \quad (2.10)$$

die Projektionszeile  $P_{\theta}$  des Winkels  $\theta$  im Frequenzbereich mit dem Filterkern  $H(u)$  gefiltert und über die inverse Fourier-Transformation

$$f_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) \cdot \exp[j2\pi ut] du \quad (2.11)$$

wieder zurück in den Ortsraum gebracht. Übliche Filterkerne sind z. B. Ram-Lak, Hamming, oder Shepp-Logan Fenster. Analog zum eindimensionalen Beispiel aus Gleichung (2.11) gilt für die zweidimensionale gefilterte Rückprojektion

$$f_{\theta}(t, r) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) \cdot \exp[j2\pi(ut + ur)] dudv. \quad (2.12)$$

Nach der Filterung folgt das Mapping und die gewichtete Summation der gefilterten Daten. Beim Mapping wird eine Zeile  $p$  aus den Sinogrammen auf die Größe der Schnittbilder gebracht. Es entsteht demnach eine Matrix  $S$  mit den Grauwerten  $b_{pj}$ , bei der in jeder Zeile dieselbe Information aus dem Sinogramm enthalten ist. Diese wird wiederum gewichtet, um das Winkelinkrement  $\Theta$  gedreht (Gleichung (2.13)) und mit einem Gewichtungsfaktor auf das entstehende Schnittbild addiert:

$$\vec{S}_{\theta,rot} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} t \\ r \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_{offset} \\ r_{offset} \end{pmatrix}. \quad (2.13)$$

Im Rahmen der durchgeführten Studien wurden in *Matlab*<sup>®</sup> Rekonstruktionsalgorithmen zur Drehzentrumsermittlung geschrieben. Sie ermitteln den Versatz der Drehachse über  $t_{offset}$  und  $r_{offset}$ . Abweichungen zwischen der realen und tatsächlichen Drehachsenposition führen zu Doppelstrukturen und somit zur fehlerhaften Porositätscharakterisierung (Kapitel 5.6). [FELDKAMP et al. (1984), KAK & SLANEY (1988), WANG (2016)].

## 2.5 Artefakte in der Computertomografie

### 2.5.1 Strahlaufhärtung

Unter Strahlaufhärtung versteht man in der Computertomografie Bildstörungen der rekonstruierten Daten, die infolge von Nichtlinearitäten durch die Schwächung polychromatischer Strahlung in einem homogenen oder heterogenen Werkstoff hervorgerufen werden [BRÜNING et al. (2008)]. Wie in Kapitel 2.1 erläutert, besteht das Bremsspektrum von Röntgenröhren aus kontinuierlich verteilten Photonenenergien. Ebenso sind der Schwächungskoeffizient  $\mu(E)$  und die Detektorsensitivität  $D(E)$  eine Funktion der Energie. Das führt dazu, dass Photonen unterschiedlicher Energien verschieden stark geschwächt und als verschieden starke Gesamtintensität  $I_G$  detektiert werden. Das Integral des Produkts aus der geschwächten Strahlung und der Detektorsensitivität verdeutlicht mit

$$I_G = \int I_0(E) \exp[\mu_i(E)x] D(E) dE \quad (2.14)$$

diesen Zusammenhang (siehe auch Kapitel 4.4.1). Die Schwächungskoeffizienten  $\mu(E)$  sind abgesehen von den Absorptionskanten mit steigender Energie monoton fallend. Hinzu kommt, dass die Anzahl emittierter Photonen der Röntgenröhre im niederenergetischen Bereich gering ist. Somit folgt für den niederenergetischen weichen Strahlungsanteil, eine stärkere Absorption als für den höherenergetischen härteren Strahlungsanteil des Spektrums. Man spricht dabei von der sog. *Strahlaufhärtung*. Sie äußert sich in Abschattungen und inhomogenen Grauwertverteilungen (Abbildung 2.4).

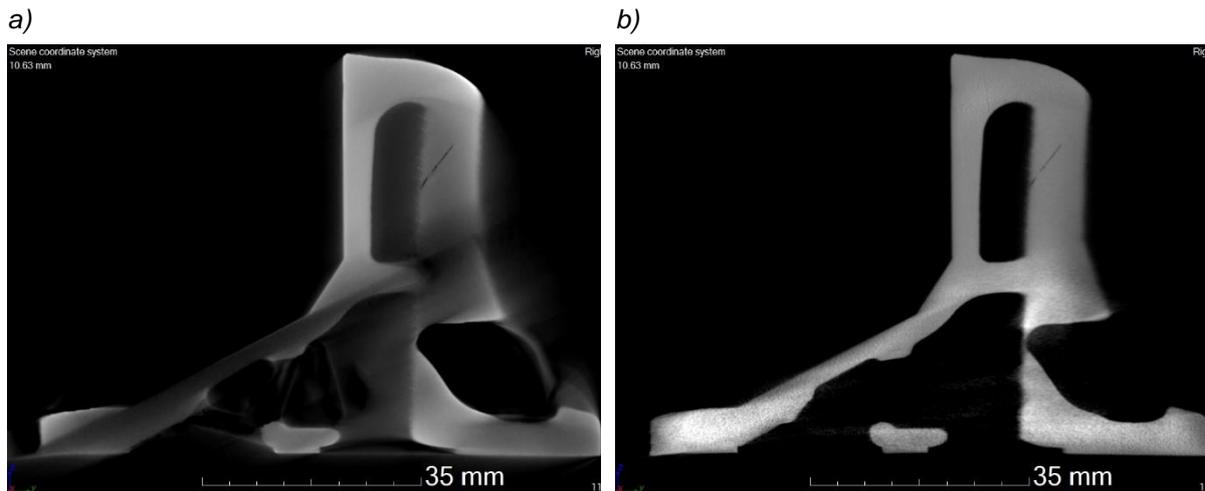


Abbildung 2.4: Rekonstruierte Schnittbilder (wegen der deutlichen Erkennbarkeit eines Titan-Bauteils) zur Veranschaulichung des Artefakts „Strahlauhfärtung“ in a) ohne Strahlauhfärtungskorrektur und b) mit iterativer Artefaktreduktion.

Infolge des nichtlinearen Zusammenhangs der Strahlungsschwächung ist eine Korrektur der Strahlauhfärtung besonders bei Multimaterialwerkstoffen aufwändig. Man ist daher bestrebt, sofern möglich, bereits durch eine Vorfilterung des Spektrums den weichen Strahlungsanteil herauszufiltern. Einige Verfahren zur Strahlauhfärtungskorrektur führen eine Linearisierung durch. Als Eingangsgröße werden sog. *Look Up Tables* (LUT, dt. *Übersetzungstabellen*) verwendet, die Informationen über die Schwächung des Röntgenstrahls eines bestimmten Materials über die Weglänge des Strahls enthalten. Zu einer ausführlichen Beschreibung des Verfahrens wird auf M. Krumm (2012) verwiesen, wo auch weitere Strahlauhfärtungskorrekturen heterogener Werkstoffe aufgezeigt werden.

Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe bestehen aus Kohlenstofffasern und einem polymeren Matrixmaterial. Beide haben ähnliche Schwächungskoeffizienten, weshalb eine Strahlauhfärtungskorrektur, wenn nötig, weniger aufwändig anzuwenden ist als bei stärker differierenden Absorptionskoeffizienten anderer Materialien. Zusätze wie z. B. Brandhemmer in Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen mit thermoplastischen Anteilen, erschweren Strahlauhfärtungskorrekturen in CT-Rekonstruktionen.

Es ist an dieser Stelle zu erwähnen, dass im Rahmen der Arbeit überwiegend Prüfkörper mit runder Probengeometrie untersucht wurden. Aufgrund der idealisierten Geometrie und den kleinen Probendurchmessern war bei den durchgeführten Messungen keine explizite nachträgliche Strahlauhfärtungskorrektur notwendig.

## 2.5.2 Partialvolumenartefakte

Partialvolumenartefakte (auch Partialvolumeneffekte oder Teilvolumeneffekte genannt, engl. *partial volume effect*) entstehen beim Übergang zweier verschieden stark schwächender Stoffe [KALENDER (2006)]. Tatsächliche Objektkanten wie sie in großer Zahl an Poren-Material-Übergängen vorhanden sind, können in der Computertomografie nicht exakt abgebildet werden. Bei der Abbildung einer Kante auf dem Detektor ist es möglich, dass sie

Detektorpixel nur partiell abdeckt (Abbildung 2.5). Nebenliegende Pixel sind wiederum vollständig vom Material oder der Pore abgedeckt. Die Zu- oder -Abnahme von Grauwerten erstreckt sich in den rekonstruierten Daten entlang der Objektkante meist über mehrere Voxel/Pixel.

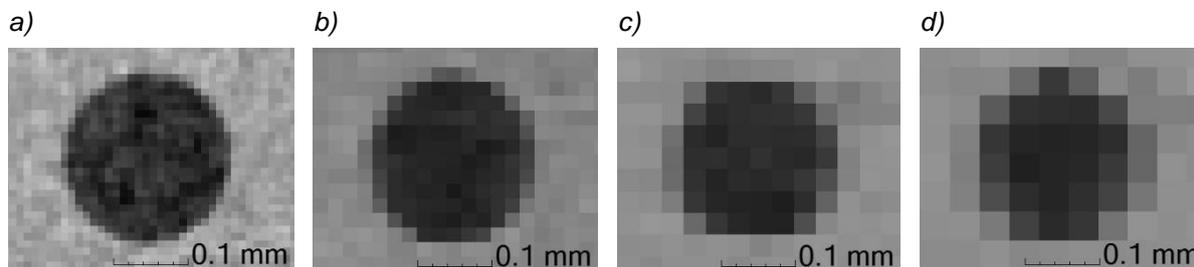


Abbildung 2.5: Veranschaulichung des Partialvolumeneffekts anhand einer kugelförmigen Pore mit den Voxelgrößen a) 10 µm, b) 20 µm, c) 30 µm und d) 40 µm.

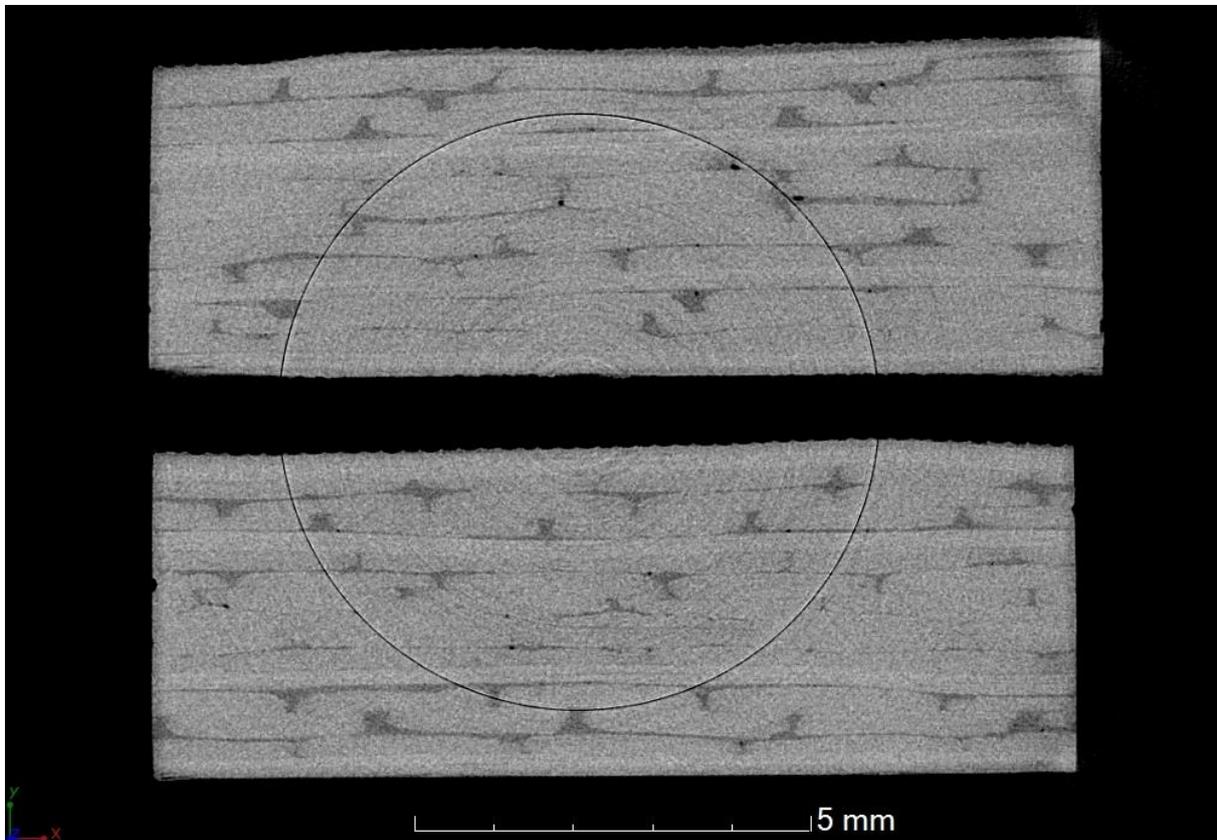
Um den Partialvolumeneffekt hinsichtlich der Längendimension möglichst gering zu halten, empfiehlt es sich Aufnahmen mit geringen nominellen Voxelgrößen durchzuführen. Jedoch stellt auch hier die tatsächliche Auflösung eine limitierende Größe des Messsystems dar, in welches weitere Faktoren wie z. B. die aus dem Brennfleck resultierende geometrische Unschärfe, die globale Unschärfe des Detektors und der Einfluss von Rekonstruktionsalgorithmen eingehen.

Aufgrund der im Vergleich zur Probenoberfläche großen Porenoberfläche in CFK-Werkstoffen, geht vom Partialvolumeneffekt ein signifikanter potentieller Einfluss auf die Messgenauigkeit der Volumenporositätscharakterisierung aus. Die gewählten Mess- und Auswerteparameter einer Porositätsuntersuchung tragen maßgeblich dazu bei. Aufgrund dieser Signifikanz wird der Zusammenhang in Kapitel 5.1, 5.4 und 5.5 hinsichtlich der Voxelgröße, geometrischen Unschärfe und Bildunschärfe explizit experimentell und simulativ untersucht.

### 2.5.3 Ringartefakte

Ringartefakte sind konzentrische, ringförmige Strukturen, die in den rekonstruierten Computertomografiedaten auftreten können. Sie heben sich über den gesamten Umfang durch hellere oder dunklere Grauwerte von der Umgebung ab (Abbildung 2.6). Häufig sind die Ursache hierfür eine mangelhafte Detektorkalibrierung oder eine inhomogene Veränderung der Empfindlichkeit einzelner Pixel über der Messzeit. Die Kalibrierung von Flachbild-detektoren besteht i. d. R. aus einer Offsetkorrektur (Dunkelbildabgleich, engl. *offset correction*), Verstärkungskorrektur (Hellbildabgleich, engl. *gain correction*) und einer Pixelfehlerkorrektur (engl. *bad-pixel correction*). Durch die Anwendung des Dunkel- und Hellbildabgleichs werden alle Pixel eines Detektors auf denselben Wert korrigiert. Eine fehlende oder über längere Zeit ausgelassene Aufnahme von Korrekturdaten kann dazu führen, dass einzelne Pixel mit einem falschen Faktor linear angehoben und verstärkt werden (additiv: Dunkelbildabgleich, multiplikativ: Hellbildabgleich). Die Pixelfehlerkorrektur korrigiert defekte Detektorpixel und -reihen welche über die Lebensdauer eines Detektors zunehmen.

Es ist daher notwendig in regelmäßigen Abständen neue Korrekturdaten über defekte Pixel anzulegen.



*Abbildung 2.6: Ringartefakte in rekonstruierten CT-Daten.*

Ringartefakte sind für Porositätsuntersuchungen besonders problematisch. Bei der Segmentierung von Poren ohne eine weitere Anwendung morphologischer Porenfilter, welche z. B. Porenformfaktoren berücksichtigen, ist es möglich, dass Ringartefakte als Poren segmentiert werden. Dies trifft sowohl für globale Schwellwertverfahren zu, bei denen Ringartefakte einen Grauwert unterhalb des Schwellwerts besitzen (Kapitel 3.3.1), als auch für lokaladaptive Verfahren, bei welchen der Gradient von Umgebung zum Ringartefakt ausreichend genug ausgeprägt ist, um den Bereich als Pore zu segmentieren (Kapitel 3.3.2).

Ohne nachfolgend Ergebnisdaten vorzustellen, ist basierend auf Erfahrungen im Rahmen dieser Arbeit zu erwähnen, dass morphologische Filter Ringartefakte von Poren segmentieren können, sofern sie keine Poren schneiden.

Da Poren in Kohlenstofffaserverbundwerkstoffen bereits bei einem geringen Porositätsgehalt (<1 Vol.-%) aufgrund der verhältnismäßig geringen Porengrößen meist über das gesamte Laminat verteilt sind, ist ein Schnitt zwischen Ringartefakt und Pore(n) nicht auszuschließen. Generell sind Ringartefakte eine systematische und vermeidbare Fehlerquelle in der Volumenporositätsermittlung.

## 2.5.4 Streustrahlungsartefakte

Streustrahlungsartefakte entstehen durch stark streuende Prüfobjekte, die mit geringen Vergrößerungen, also mit geringem Objekt-Detektor-Abstand, aufgenommen werden. Sie äußern sich nach SCHÖRNER (2012) im Wesentlichen durch ein strahlauhärtungsähnliches Grauwertprofil homogener Bereiche, Kontrastverlust und Streifenbildung kontrastreicher Regionen. Die Streustrahlung kann, wie in [SCHÖRNER (2012)] aufgezeigt, experimentell z. B. anhand von sog. *Beam-Stop-Arrays* und *Beam-Hole-Arrays*, oder unter Anwendung simulativer Methoden korrigiert werden. Aufgrund der für die Porositätsuntersuchungen notwendigen hohen Vergrößerungen und dem damit verbundenen großen Objekt-Detektor-Abstand, wird im Rahmen dieser Arbeit auf eine explizite Untersuchung des Einflusses der Streustrahlung auf die Porositätscharakterisierung verzichtet.

## 2.6 Bewertung der Bildqualität

### 2.6.1 Rauschen

Erzeugung und Detektion von Röntgenquanten gehören zur Kategorie der Zufallsprozesse. Das hieraus entstehende Rauschen folgt im Allgemeinen einer dominierenden Poisson-Verteilung der Röntgenquelle [FESSLER (2009)]. Weitere, in Tabelle 2.1 dargestellte Anteile des Rauschens, die durch die Detektorabsorption oder optischen Kopplung hervorgerufen werden, sind binomial verteilt. Seitens der Digitalisierung elektrischer Signale (Analog/Digital-Wandler) und weiterer elektronischer Komponenten ist kein signifikanter Beitrag des Rauschens zu erwarten.

*Tabelle 2.1: Statistische Verteilungsfunktionen von Zufallsprozessen in Projektionen der Computertomografie [FESSLER (2009)].*

Rauschanteil	Statistische Verteilung
Emission von Photonen an der Röntgenquelle	Poisson
Absorption von Photonen am Detektor	Binomial
Optische Kopplung	Binomial
Elektronik	Kein signifikanter Einfluss

Die Intensität des Rauschens ist in der Computertomografie von den folgenden wesentlichen Einflussgrößen abhängig bzw. kann durch die (sofern direkt einstellbaren) folgenden Parameter optimiert werden:

- Schwächung des Materials  $I/I_0$
- Heizstrom des Glühdrahts  $I_H$
- Belichtungszeit des Detektors  $t$
- Anzahl an Bildmittelungen einer Projektion
- Rekonstruktion

Das Röhrenheizstrom-Zeit-Produkt

$$Q = I_H \cdot t \quad (2.15)$$

in [mAs] (auch Belichtungsgröße, Belichtungsparameter genannt), ist eine Größe, die bei der Parameterwahl in Hinsicht auf das Rauschen hilfreich sein kann. Unter der Annahme des linear definierten Zusammenhangs beschreibt sie vereinfacht ausgedrückt die Beziehung zwischen der Menge an emittierten Photonen und der zur Registrierung am Detektor zur Verfügung stehenden Zeit. Eine zu geringe Anzahl registrierter Photonen äußert sich durch ein zunehmendes Rauschen. Ausgehend von  $Q=konst.$  und der Beachtung der Fokusgröße kann nach Gleichung (2.15) mit  $2 \cdot I_H$  eine Halbierung der Messzeit erzielt werden, ohne, dass dies einen wesentlichen Einfluss auf das Rauschen hat.

Eine andere Möglichkeit zur Reduzierung des Rauschens ist die Anwendung einer Bildmittelung, was jedoch überschlägig mit der gewählten Anzahl an Mittelungen als Faktor in die Messzeit eingeht. Ebenso kann eine Optimierung auch über die Wahl des Rekonstruktionsfilters (z. B. Ram-Lak, Shepp-Logan), oder eine vorangehende Filterung bzw. Glättung der Projektionsdaten mit einem Gauß- und Medianfilter erzielt werden.

Das Rauschen kann als Standardabweichung der CT-Zahl der Hounsfield-Skala [AACH et al. (2014)] über

$$\sigma_R = f_A \sqrt{\frac{I/I_0}{\varepsilon Q x}} \quad (2.16)$$

quantitativ beschrieben werden [KALENDER (2006)]. Der Einfluss der Rekonstruktion wird über  $f_A$  berücksichtigt und weitere Einflussgrößen des Gesamtsystems in  $\varepsilon$  zusammengefasst.

Die Bewertung des Rauschens kann durch Anwendung verschiedener Methoden erfolgen. Der gängigste Ansatz ist die Beurteilung des Rauschens anhand des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (engl. *Signal-Noise-Ratio*, SNR).

Im Allgemeinen ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis als Quotient der mittleren Differenz zwischen dem Signal- und dem Hintergrundgrauwert  $\Delta \bar{g}$  zur Standardabweichung des Hintergrunds  $\sigma_H$  mit

$$SNR_H = \frac{\Delta \bar{g}}{\sigma_H} = \frac{\bar{g}_S - \bar{g}_H}{\sigma_H} \quad (2.17)$$

definiert [FESSLER (2009)]. Ebenso kann es von Interesse sein, neben der Bewertung des Rauschens im Hintergrund auch das Rauschen des Signals zu untersuchen. Das Signal entspricht in der computertomografischen Bildbearbeitung dem zu analysierenden Objekt. Hierzu kann Gleichung (2.17) in

$$SNR_S = \frac{\Delta \bar{g}}{\sigma_S} = \frac{\bar{g}_S - \bar{g}_H}{\sigma_S} \quad (2.18)$$

umformuliert werden. Es ist außerdem möglich das SNR des Hintergrunds oder Signals über

$$SNR_S = \frac{\bar{g}_S}{\sigma_S}, \quad SNR_H = \frac{\bar{g}_H}{\sigma_H} \quad (2.19)$$

zu bestimmen. In der Literatur sind neben den hier vorgestellten Definitionen auch weitere Methoden für die Bestimmung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zu finden [GONZALEZ & WOODS (2007), HILLER & KASPERL (2010)].

Die nach Gleichung (2.17) bis Gleichung (2.19) beschriebenen Ansätze eignen sich zur Bewertung der Intensität des Rauschens, jedoch nicht zur Charakterisierung des Rauschens hinsichtlich der enthaltenen Frequenzen. Rauschen kann verschiedene Frequenzen besitzen und dennoch dasselbe Signal-zu-Rausch-Verhältnis haben [HANSON (1981)]. In Abbildung 2.7 sind zwei Bilder dargestellt die dasselbe SNR besitzen, aber dennoch deutliche Unterschiede in der Granularität des Rauschens aufweisen.

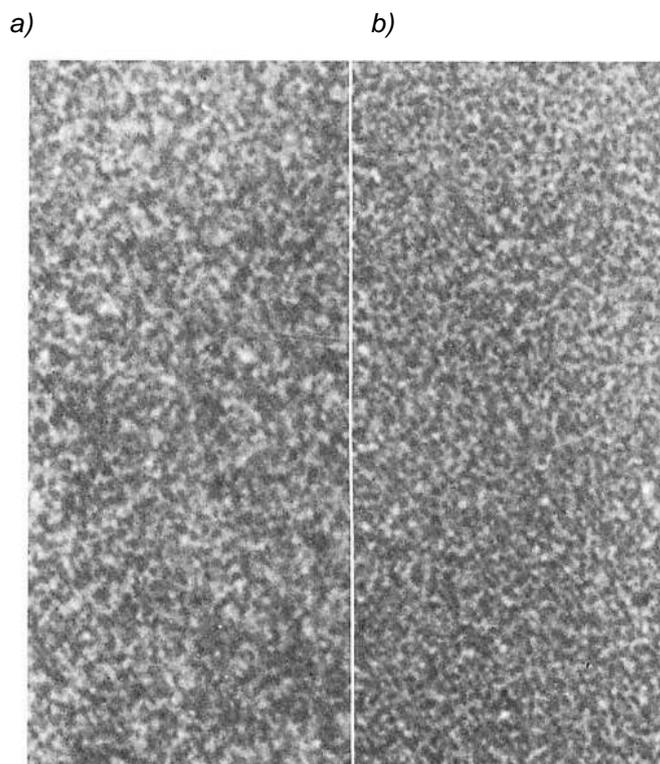


Abbildung 2.7: Rauschen mit demselben SNR, jedoch unterschiedlicher Granularität in a) mit weißem Rauschen und b) mit Rauschen in CT-Daten [HANSON (1981)].

Eine weitere Methode zur quantitativen Beurteilung des Rauschens ist die Berechnung des Rauschleistungsspektrums (engl. *Noise Power Spectrum*, NPS). Es gibt Aufschluss über die Rauschleistung bestimmter Frequenzen. Das Rauschleistungsspektrum kann für Bildzeilen

(1D), Bilder (2D), volumetrische Daten (3D) und auch im nD-Raum bestimmt werden [SIEWERDSEN et al. (2002)]. Die Bestimmung des Rauschleistungsspektrums findet in Kapitel 4.6.2 zur Generierung synthetischen Rauschens durch Analyse experimentell ermittelten Rauschens Anwendung und wird dort eingehend behandelt.

## 2.6.2 Geometrische Unschärfe

Die geometrische Unschärfe  $U_g$  ist eine aus der Prüfobjektvergrößerung  $M$  und der Brennfleckgröße  $d_f$  resultierende qualitätsmindernde Eigenschaft in der Radiografie und Computertomografie. Sie kann näherungsweise aus dem Zusammenhang zwischen dem Objekt-Detektor-Abstand  $ODA$ , Fokus-Objekt-Abstand  $FOA$ , Fokus-Detektor-Abstand  $FDA$  und der Brennfleckgröße berechnet werden:

$$U_g = d_f \frac{ODA}{FOA} = d_f \left( \frac{FDA}{FOA} - 1 \right) = d_f (M - 1). \quad (2.20)$$

Für gewöhnlich gilt es, die nominelle Voxelgröße  $s_v$ , welche sich mit der Pixelgröße des Detektors  $s_P$  aus

$$s_v = \frac{s_P}{M} = s_P \frac{FOA}{FDA} \quad (2.21)$$

ergibt, größer als die Fokusgröße zu wählen ( $s_v > U_g$ ). Die Fokusgröße kann bedingt durch die begrenzte Wärmeabfuhr an der Anode nicht beliebig klein sein. Mit modernen Mikrofokusröhren erreicht man aktuell eine Brennfleckgröße von ca.  $d_f < 5 \mu\text{m}$ . Des Weiteren hat die geometrische Unschärfe Einfluss auf die Ortsauflösung. Sie reduziert die Detailerkennbarkeit und beeinflusst die quantitative Porositätscharakterisierung, was in Kapitel 5.4 behandelt wird.

## 2.6.3 Ortsauflösung

Die Auflösung computertomografischer Aufnahmen beschreibt die Fähigkeit, Objekte auf einem Bild anhand des Kontrastunterschieds räumlich voneinander zu trennen. Sie ist ausgehend von verschiedenen Einflussgrößen nicht beliebig klein. Eine wesentliche Einflussgröße stellt der Detektor dar. Er hat eine definierte Anzahl an Pixeln mit einer festgelegten Größe, auf dem das zu prüfende Objekt abgebildet werden kann. Darüber hinaus entspricht die Pixelgröße des Detektors nicht der tatsächlichen- sondern der nominellen Auflösung. Die Streuung von Röntgenquanten im Szintillator, dort auftretenden Fluoreszenzeffekten und photoelektrische Interaktionen tragen zur Unschärfe bei [SAMEI (2003a)].

Außerdem kann durch die nicht-punktförmige Strahlenquelle eine unsymmetrische geometrische Unschärfe entstehen. Hinzu kommt, dass der Brennfleck während der Messzeit „wandert“, wodurch Objektdetails unscharf abgebildet werden. Eine weitere Einflussgröße

geht von der Rekonstruktion aus, bei der die Unschärfe durch die Filterung und ggf. durch ein nicht exakt ermitteltes Drehzentrum zustande kommt. Unter Berücksichtigung der genannten Einflussgrößen erhält man schließlich die tatsächliche Auflösung des Gesamtsystems, welche nicht der nominellen Voxelgröße entspricht.

Die Basis-Ortsauflösung und Auflösung des Gesamtsystems können unter Anwendung verschiedener Ansätze bestimmt werden. In Normen sind Verfahren zur Bestimmung von Bildgütezahlen bzw. Bildunschärfezahlen auch direkt auf den Bezug von z. B. Schweißnahtuntersuchungen zu finden ["Zerstörungsfreie Prüfung – Bildgüte von Durchstrahlungsaufnahmen" DIN EN ISO 19232-1:2013), "Zerstörungsfreie Prüfung – Bildgüte von Durchstrahlungsaufnahmen" DIN EN ISO 19232-5:2013), "Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography" ISO 15708-1:2002)]. Es kann u. a. mithilfe eines Doppeldraht-Typ-Bildgüteprüfkörper die inhärente Detektorunschärfe ermittelt werden. Der Bildgüteprüfkörper wird im experimentellen Aufbau unter einem Winkel von 2° bis 5° zur Ausrichtung der Detektorpixelzeilen am Detektor angebracht. Entscheidend für die Bestimmung der Basis-Ortsauflösung ist das Drahtstegpaar, bei dem ein Abfall zwischen der maximalen Schwächung (Draht) und dem Grauwert zwischen den Drahtstegen mit 20 % festgestellt werden kann ["Zerstörungsfreie Prüfung von Schweißverbindungen – Durchstrahlungsprüfung" DIN EN ISO 17636-2:2013) Anhang C].

Ein weiterer Ansatz zur Bestimmung der Auflösung des Gesamtsystems und dessen Komponenten kann durch die Bestimmung der sog. Modulübertragungsfunktionen (auch Modultransferfunktion, engl. *Modulation Transfer Functions*, MTF) erfolgen. Modulübertragungsfunktionen beschreiben den Zusammenhang zwischen dem dargestellten Bildkontrast und dem tatsächlichen Objektkontrast als Funktion über der Ortsfrequenz  $f$ :

$$MTF = \frac{\text{Bildkontrast}(f)}{\text{Objektkontrast}(f)}. \quad (2.22)$$

Die Ortsfrequenz ist wiederum als Anzahl an Hell-/Dunkelperioden definiert, die innerhalb einer Länge abgebildet werden. Sie wird in Linienpaaren je Längeneinheit z. B. [Lp/mm] angegeben.

Die MTF-Ermittlung der CT-Simulationen des Kapitels 5.5 erfolgte an scharfkantigen Objekten. Es wurde dazu die Kante eines 1 mm dünnen Titanplättchens im Zentralstrahl der Röntgenröhre unter einem Winkel von ca. 4° auf dem Detektor aufgebracht. Der Prüfkörper weist orthogonal zum Zentralstrahl rechtwinklige Kanten auf. Da aufgrund des geringen Objekt-Detektor-Abstands eine vernachlässigbar geringe Vergrößerung vorhanden ist, wird der Einfluss der geometrischen Unschärfe nicht berücksichtigt. Ebenso wurde der Einfluss von Streustrahlung aufgrund der geringen Prüfkörperdicke nicht weiter betrachtet. Die radiografische Aufnahme mit einer Kennzeichnung der ausgewerteten Linie ist schematisch für die nachfolgend erläuterte MTF-Berechnung in Abbildung 2.8 dargestellt.

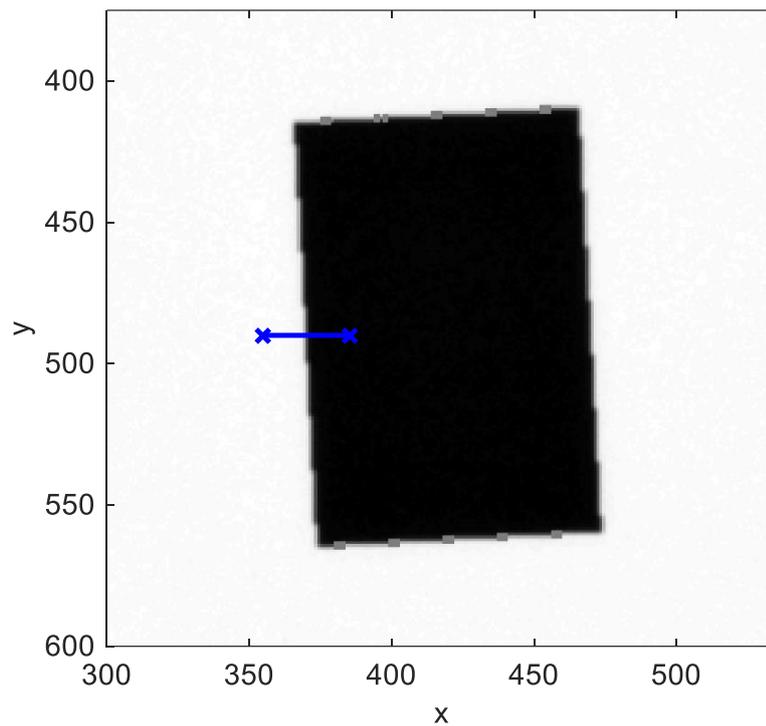


Abbildung 2.8: Radiografische Aufnahme zur Ermittlung der Modultransferfunktion an einem 1 mm dünnen Titanplättchen. Der Bereich der Eckenantwortfunktion (ESF) ist in blauer Farbe dargestellt.

Die Berechnung der MTF folgt in Anlehnung an das von CUNNINGHAM & FENSTER (1987), SAMEI (2003b) und in "Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography" ISO 15708-1:2002) vorgestellte Verfahren. Es wird hierbei die Eckenantwortfunktion (engl. *Edge Spread Function*, ESF) mit

$$LSF(x) = ESF(x) \frac{d}{dx} \quad (2.23)$$

nach  $x$  differenziert, wodurch man die Linienantwortfunktion (engl. *Line Spread Function*, LSF) erhält. Es empfiehlt sich, bereits die ESF mit kleineren Schritten zu interpolieren, um die Anzahl an Stützpunkten zu erhöhen. Eine geeignete Subpixeldivision wird in der Literatur mit 1/10 Pixel vorgeschlagen [SAMEI et al. (1998)]. Eine weitere Optimierung des Differentiationsergebnisses kann durch eine Tiefpassfilterung z. B. anhand der Berechnung des gleitenden Mittelwerts nach der Interpolation erzielt werden. Abbildung 2.9 veranschaulicht die ESF und die Ergebnisse der LSF nach Anwendung einer Interpolation, Tiefpassfilterung und einer über die Ausgleichsrechnung genäherten Gaußfunktion. Bei schlechter Datenqualität (starkes Rauschen der ESF) kann es von Vorteil sein, die MTF Berechnung an einer analytischen Funktion durchzuführen.

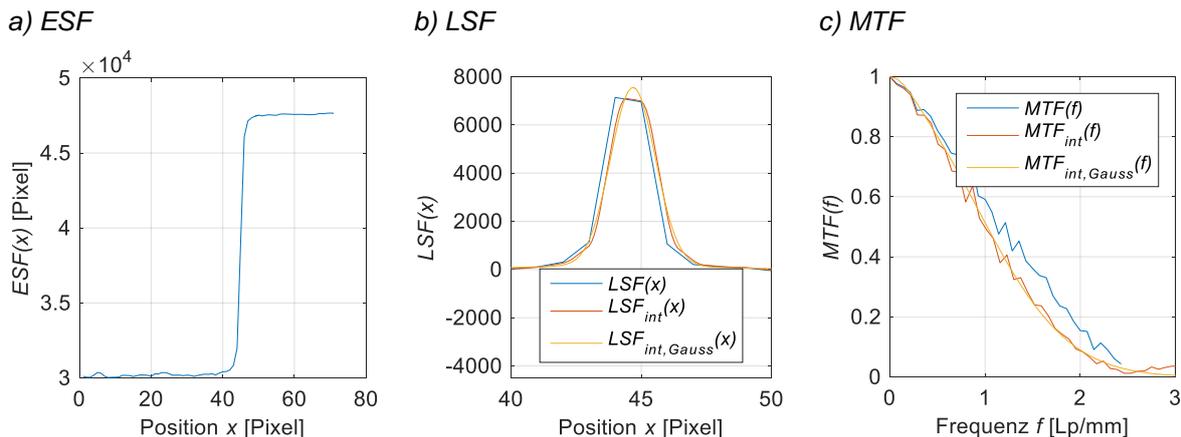


Abbildung 2.9: Exemplarische Darstellung einer a) ESF, b) LSF und c) MTF mit blau: Rohdaten, rot: interpolierten und gefilterten Daten (Index: int) und orange: genäherten LSF-Gaußfunktion (Index: int, Gauss).

Die Frequenzantwort (Modulübertragungsfunktion) folgt schließlich aus dem Betrag der fouriertransformierten LSF:

$$MTF(f) = | \text{FFT}[LSF(x)] |. \tag{2.24}$$

Die gesamte Modulübertragungsfunktion ergibt sich aus den o. g. Einflussfaktoren und kann nach [HILLER & KASPERL (2010) und "Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography" ISO 15708-1:2002)] als Produkt der Einzelkomponenten ermittelt werden:

$$MTF_{System}(f) \approx MTF_{Quelle}(f) \cdot MTF_{Detektor}(f) \cdot MTF_{Rekonstruktion}(f). \tag{2.25}$$

Unter der Annahme, dass bei der CT-Aufnahme eines für diese Zwecke geeigneten Prüfobjekts die Quelle konstant bleibt ( $MTF_{Quelle}(f)=konst.$ , Vernachlässigung der Fokusswanderung, thermische Effekte, usw.) kann mit

$$MTF_{Rekonstruktion}(f) \approx \frac{MTF_{CT}(f)}{MTF_{Detektor}(f)} \approx \frac{MTF_{CT}(f)}{MTF_{RT}(f)} \tag{2.26}$$

näherungsweise der Rekonstruktionseinfluss ermittelt werden. Die Prüfkörperkante muss hierfür exakt im Mittenstrahl liegen.

### 3 Porositätsevaluierung von Computertomografiedaten

Poren können in CFK-Werkstoffen verschiedene Formen und Größen annehmen. Die Definition von Poren und ferner auch die Einteilung in Größenklassen werden in den nachfolgenden Unterkapiteln näher beschrieben. Des Weiteren wird ein Vorschlag zur Unterscheidung der Porengröße in Mikro-, Meso-, und Makroporen vorgestellt. Die Computertomografie ermöglicht neben der Volumenporositätsbestimmung auch eine detaillierte Charakterisierung von Poren hinsichtlich verschiedener Merkmale wie z. B. der Länge, Schnittfläche mit beliebigen Ebenen, Oberfläche oder des Volumens, auf welche näher eingegangen wird. Hierauf basierend können Poren in dessen generelle morphologische Klasse (z. B. nadel-, schlauch-, linsen- oder kugelförmig) eingeteilt werden. Die Segmentierung von Poren vom Material kann durch eine Anwendung lokaler oder globaler Schwellwertverfahren erfolgen, wobei die unterschiedlichen Ansätze untersucht und einander gegenübergestellt werden.

#### 3.1 Begriffsdefinitionen zur CFK-Porosität

##### Porosität

Porosität als Messgröße ist ein dimensionsloses Maß zur Quantifizierung eines aufsummierten Hohlraumvolumens bezogen auf ein Betrachtungsvolumen in einem Werkstoff. BIRT & SMITH (2004) beschrieben die Porosität in Verbundwerkstoffen als

*“... a large number of microvoids, each of which is too small to be of structural significance ... but which collectively may reduce the mechanical properties of a component to an unacceptable degree.”*

Dieser Definition zu Folge sind Poren kleine Hohlräume, die, wenn sie vereinzelt auftreten, keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Materials haben, sie jedoch als Anhäufung reduzieren können. Darüber hinaus kann man Poren auch von größeren und vereinzelt vorkommenden Gaseinschlüssen (Hohlräume, engl. *Voids*) unterscheiden. Eine klar definierte Abgrenzung zwischen Pore und Hohlraum hinsichtlich der Größe ist für CFK-Werkstoffe in der Literatur nicht zu finden. Aus der Definition von BIRT & SMITH (2004) lässt sich ableiten, dass die Unterscheidung der Begrifflichkeit anhand des Einflusses auf die mechanische Eigenschaft gelegt werden kann. Somit ist ein einzeln vorkommender lokaler Gaseinschluss als Hohlraum oder *Void* zu bezeichnen, wenn dieser merklichen Einfluss auf die Festigkeit des Bauteils hat. Kleinere Hohlräume die nur durch eine Anhäufung signifikanten Einfluss auf die Festigkeit haben können, sind demnach als Poren zu bezeichnen.

##### Mikro-, Meso- und Makroporen

Eine weitere Klassifizierung von Poren in Bezug auf deren Größe kann durch die Einteilung in Mikro-, Meso- und Makroporen geschehen. In der Literatur gibt es jedoch auch hier keine eindeutig definierten Größenklassen für CFK-Werkstoffe. Eine rein subjektive Betrachtung

erfolgt durch RODRÍGUEZ-HORTALÁ et al. (2012), PLANK et al. (2014) und KIEFEL, STOESEL, PLANK, et al. (2014).

Aufgrund der Komplexität der verschieden auftretenden Porenformen ist die Festlegung der Unterscheidung anhand eines einzelnen Charakterisierungsmerkmals (Kapitel 3.2) schwierig. In der zweidimensionalen materialografischen Betrachtung von nadelförmigen Poren, wie sie überwiegend z. B. in unidirektionalem CFK-Gelege vorkommen, könnten diese durch einen Anschnitt in transversaler Ebene, aufgrund des geringen und runden Querschnitts mit einem Durchmesser von  $< 15 \mu\text{m}$ , als Mikroporosität klassifiziert werden. In frontaler oder sagittaler Schnittebene wäre jedoch deren Querschnitt durch die längliche Form mit häufig  $> 3 \text{ mm}$  Länge als Meso-, oder Makroporosität zu klassifizieren. Für Baustoffe wählt man im Vergleich zu der komplexen Porengeometrie von CFK-Werkstoffen aufgrund der überwiegend kugelförmigen Porenformen einfache Charakterisierungsmerkmale wie den Durchmesser einer Pore [ALIGIZAKI (2005), BRANDT (2009)]. Die Porenformen von CFK-Werkstoffen ermöglichen keine eindeutige Festlegung eines Charakterisierungsmerkmals zur Einteilung in Porengrößenklassen.

Es wird daher vorgeschlagen, die Porengrößeneinteilung in Mikro-, Meso- und Makroporen anhand des Auflösungsvermögens des Messsystems vorzunehmen. Die Computertomografie bietet hier durch die dreidimensionale Abbildung von Poren mehr Optionen als andere Verfahren.

Poren können in CT-Daten eindeutig segmentiert werden, wenn sie über mehr als drei Pixel mit ausreichendem Kontrast abbildbar sind. Für eine kugelförmige Pore mit einem Durchmesser von  $15 \mu\text{m}$  würde dies bedeuten, dass sie bei sonst einwandfreier Datenqualität und Messparametrierung prinzipiell mit einer nominellen Voxelgröße von  $s_V = 5 \mu\text{m}$  detektiert werden kann. Eine genaue Bestimmung der Porengröße wäre hier aufgrund des Partialvolumeneffekts (Kapitel 2.5.2) nicht möglich. Hinsichtlich der dreidimensionalen Porositätscharakterisierung und aus Sicht der Computertomografie wäre daher festzuhalten, dass Poren als Mikroporen bezeichnet werden können, wenn dessen Größe in allen Raumrichtungen  $< 3 \cdot s_V$  ist. Bei dieser Betrachtung wird die Wahl geeigneter Messparameter (insbesondere der nominellen Voxelgröße) vorausgesetzt (Kapitel 5). Mikroporen treten vorwiegend zwischen einzelnen Filamenten in Faserbündeln auf und haben im Vergleich zu Meso- oder Makroporen eine einfache und häufig kugelförmige Geometrie.

Während Mikroporen ausschließlich durch eine Vergrößerung mittels Mikroskop oder Mikro-CT (mit ca.  $s_V < 5 \mu\text{m}$ ) auffindbar sind, können Meso- und Makroporen bereits durch eine Sichtprüfung z. B. an Schnittkanten gefunden werden. Abhängig vom Porositätsgrad sind in CFK-Werkstoffen einzelne Poren und Porennetzwerke [HSU & UHL (1987)] von mehreren Millimetern möglich.

In Anlehnung an LUXMOORE (1981) und der Wahl einer nominellen Voxelgröße von  $s_V = 5 \mu\text{m}$  sowie weiter geeigneter CT-Messparameter wird in dieser Arbeit die in Tabelle 3.1 definierte Zuordnung der Porengrößenklassen verwendet.

Tabelle 3.1: Größenordnung der Porengrößenklassen in CFK-Werkstoffen: Mikro-, Meso- und Makroporen [vgl. LUXMOORE (1981)].

Porengrößenklasse	Größe im Raum
Mikropore	< 15 µm
Mesopore	15 µm bis 1000 µm
Makropore	> 1000 µm

## Schichtporosität

Als Schichtporosität wird eine Porenansammlung bezeichnet, die überwiegend zwischen zwei benachbarten Laminatlagen auftritt. Weitere benachbarte Lagen sind porenfrei oder besitzen nur eine geringe und nicht signifikante Menge an Poren. Der Porositätsgrad einer Schichtporosität ist i. d. R. geringer als bei einer homogen verteilten Volumenporosität, sofern das gesamte Materialvolumen betrachtet wird. Dies hängt im Wesentlichen auch von der Dicke des Laminats ab. Stark ausgeprägte Schichtporosität reduziert die mechanische Festigkeit hinsichtlich der Übertragung interlaminarer Schubkräfte, wodurch es zur Ablösung von Laminatlagen kommen kann.

## Porenmorphologie

Abhängig vom Laminataufbau, dem Herstellungsverfahren und Porositätsgrad können in CFK-Werkstoffen unterschiedliche Porenformen festgestellt werden [STONE & CLARKE (1975), HSU & UHL (1987)]. Es werden hierfür vier generell zu unterscheidende Morphologieklassen definiert (Abbildung 3.1):

- linsenförmig,
- kugelförmig
- schlauchförmig und
- nadelförmig

Durch eine Kombination dieser Klassen entstehen wiederum neue Porenformen. Des Weiteren entstehen durch Verbindungen zwischen den Poren sog. Porenetzwerke innerhalb der Laminatlagen (interlaminar) und auch über die Laminatlagen hinweg (translaminar). Die Komplexität der Porenform nimmt mit dem Porositätsgrad zu [PLANK et al. (2014)]. Mögliche Charakterisierungsmerkmale zur quantitativen Beurteilung der Porenformen werden in Kapitel 3.2 vorgestellt.

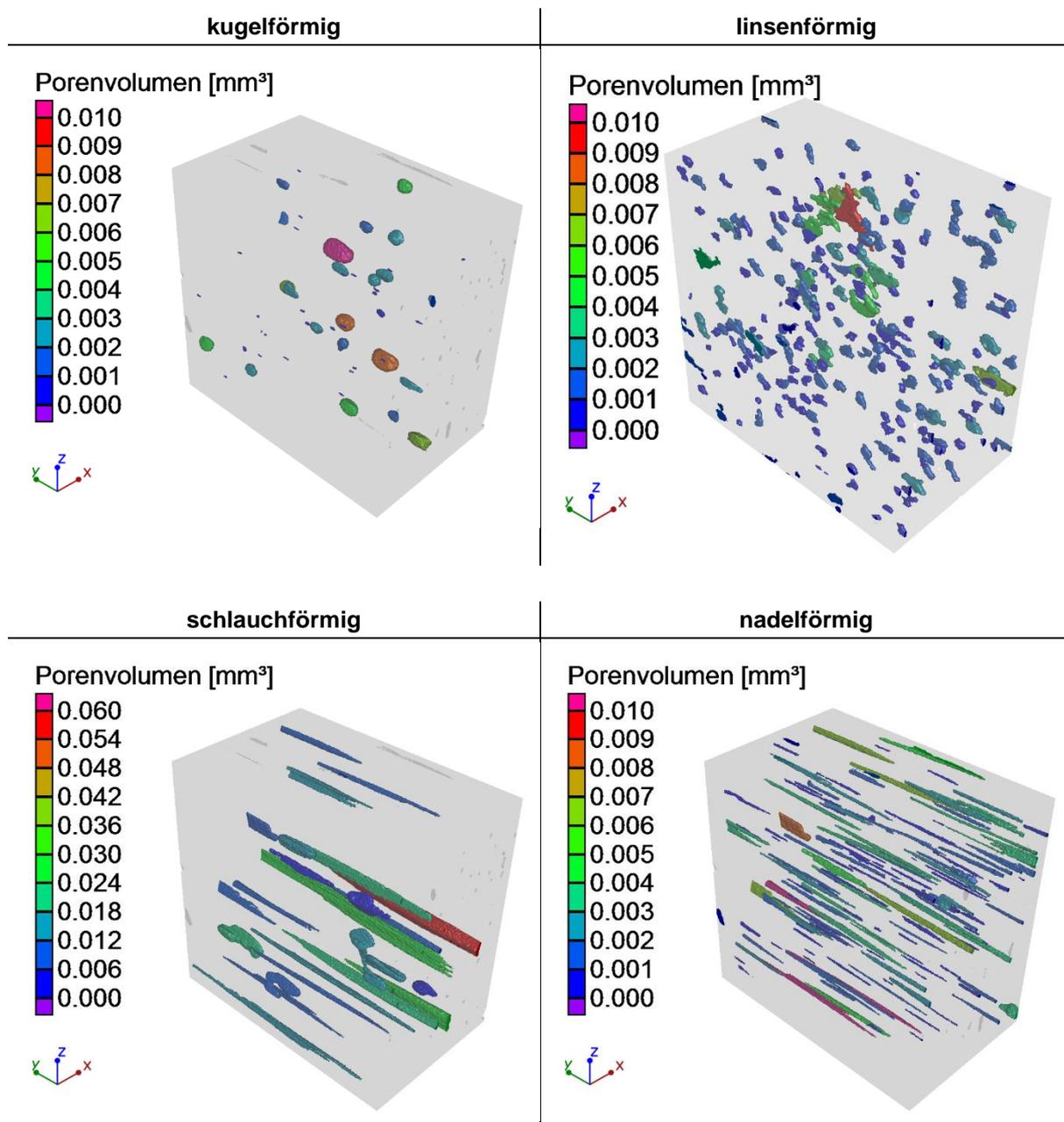


Abbildung 3.1: Gerendertes 3D-CT-Volumen von kugel-, linsen-, schlauch- und nadelförmiger Porosität in CFK-Werkstoffen.

### 3.2 Charakterisierungsmerkmale der CFK-Porosität

#### Koordinatensysteme und Koordinatentransformation

Die Position und Orientierung von Objekten in einem Raum kann auf verschiedene Koordinatensysteme bezogen werden. Um Porositätscharakterisierungsanalysen unterschiedlicher Proben miteinander vergleichen zu können, müssen dessen CT-Volumendaten in dasselbe Koordinatensystem transformiert werden. Im Rahmen der Auswertung von CT-Daten sind abhängig von der beabsichtigten Anwendung zwei Koordinatensysteme üblich:

- 1) das globale Koordinatensystem  $\vec{X} = (0,0,0)$ , auf welches sich die Koordinatentransformation der Voxeldaten bezieht und
- 2) das lokale Koordinatensystem  $X'$  mit Ursprung an einer Objektecke und einer Objektorientierung relativ zur Faserorientierung des Laminataufbaus.

Die Transformation von  $X$  zu  $X'$  erfolgt für die Rotation über die Transformationsmatrizen

$$\begin{aligned}
 P_x(\varphi, 0, 0) &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi & \sin \varphi \\ 0 & -\sin \varphi & \cos \varphi \end{pmatrix} \\
 P_y(0, \vartheta, 0) &= \begin{pmatrix} \cos \vartheta & 0 & -\sin \vartheta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \vartheta & 0 & \cos \vartheta \end{pmatrix} \\
 P_z(0, 0, \phi) &= \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \phi & 0 \\ -\sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}.
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Die Gesamtrotaion um alle Achsen ist somit

$$A = P_x(\varphi, 0, 0) \cdot P_y(0, \vartheta, 0) \cdot P_z(0, 0, \phi). \tag{3.2}$$

Mit dem Translationsvektor  $\vec{B}$  folgt hieraus die gesamte Koordinatentransformation zu

$$\vec{X}' = A\vec{X} + \vec{B}. \tag{3.3}$$

## Position

Der Mittelpunkt einer Pore ist als Mittelpunkt einer Kugel definiert, welche die Pore umhüllt. Die Position des Mittelpunkts kann mit dem Vektor  $P_i$  beschrieben werden.

## Länge

Die Länge  $L_i = (l_{xi}, l_{yi}, l_{zi})$  einer Pore  $i$  wird im lokalen Koordinatensystem des Voxeldatensatzes über dessen Längskomponenten in  $x$ ,  $y$  und  $z$  ermittelt. Poren entstehen häufig entlang von Faserbündeln. Sie folgen in unidirektionalen- oder  $0^\circ/90^\circ$ -Gelegen den Koordinatensystemachsen. In einem komplexeren Laminat, bei welchem Poren auch abweichend von den Koordinatensystemachsen auftreten, wird die absolute Länge im Raum über

$$l_i = \sqrt{l_{xi}^2 + l_{yi}^2 + l_{zi}^2} \tag{3.4}$$

bestimmt.

## Durchmesser/Radius

Der ermittelte Durchmesser einer Pore entspricht dem Durchmesser  $d_i$  bzw. Radius  $r_i = d_i/2$  einer Kugel, welche die Pore umhüllt.

## Volumen

Das Volumen  $V_{p,i}$  ist die Summe aller als Pore segmentierten Voxel multipliziert mit der Voxelgröße. Die Summe aller segmentierter Porenvolumina ergibt das gesamte Porenvolumen  $V_p$ .

## Schnittfläche

Die Fläche einer Pore  $i$  kann in den verschiedenen Schnittebenen,  $A_{zy,i}$ ,  $A_{xz,i}$ ,  $A_{xy,i}$  ausgewertet werden. Üblicherweise geschieht dies in definierten Ebenen des lokalen Koordinatensystems  $X'$ . Die Porositätsauswertung von Tomografiedaten kann somit analog zu materialografischen Untersuchungen in 2D durchgeführt werden, was in Kapitel 7.2 Anwendung findet.

## Oberfläche

Die Oberfläche einer Pore  $i$  ist als Fläche definiert, die alle Voxel der Pore umschließt. Die Summe von  $n$  Poren ergibt mit

$$A_S = \sum_{i=1}^n A_{S,i} \quad (3.5)$$

die Gesamtoberfläche aller segmentierten Poren.

## Projektionsfläche

Neben der Porenfläche einer definierten Schnittebene und der Porenoberfläche gibt es die Projektionsfläche als ein weiteres zweidimensionales Charakterisierungsmerkmal. Sie wird üblicherweise im lokalen Koordinatensystem  $X'$  bestimmt und kann vereinfacht als Schatten einer Pore beschrieben werden, der durch kollimiertes Licht auf eine Ebene projiziert wird (ähnlich einer konventionellen Röntgenprojektion eines Messobjektes). Abbildung 3.2 zeigt einen schematischen Körper analog zu einer Pore (in rot) mit den auf die Ebenen projizierten Flächen.

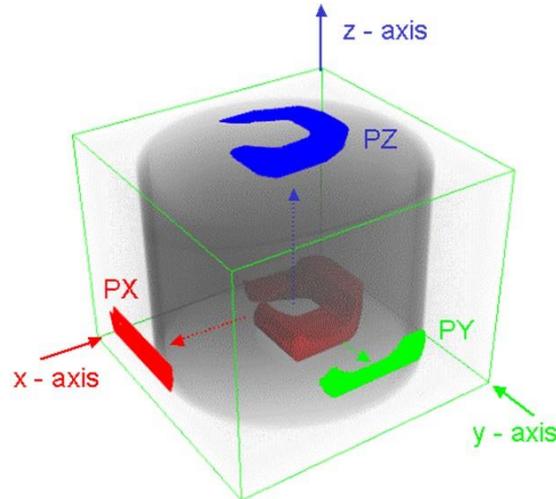


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung des Charakterisierungsmerkmals Projektionsfläche [VOLUMEGRAPHICS (2013)].

Die Berechnung der Projektionsflächen erfolgt an einem poresegmentierten und binarisierten Datensatz  $B_{pf,i}$ . Über die Porenlänge  $l_i$  der Pore  $i$  werden die zur Projektionsfläche senkrechten Voxel exemplarisch für die  $xy$ -Ebene über

$$B_{pf,z,i}(x,y) = \begin{cases} 1, & \sum_{z=0}^{z=l_{iz}} B(x,y,z) \geq 1 \\ 0, & \sum_{z=0}^{z=l_{iz}} B(x,y,z) = 0 \end{cases} \quad (3.6)$$

ermittelt. Anschließend wird die Projektionsfläche  $A_{pf,i}$  von  $B_{pf,z,i}$  mit der Voxelgröße  $s_v$  über

$$A_{pf,z,i} = s_v^2 \sum B_{pf,z,i} \quad (3.7)$$

berechnet.

### Projizierte Porenverteilung

Die Kenntnis über die Verteilung von Poren in einem Bauteil ist besonders für die Bewertung der Bauteilfestigkeit von Bedeutung. Poren können intralaminar und über Laminatschichten hinweg homogen verteilt sein, oder mit lokaler Konzentration auftreten. Die projizierte Porenverteilung besitzt Analogien zur Projektionsfläche. Eine ähnliche Methode zur Auswertung sog. *Porosity Maps* (dt. *Porositätslandkarten*) ist in der Literatur zu finden [REH et al. (2012), REH et al. (2013)]. Die Verfahren unterscheiden sich nur geringfügig in der Ergebnisdarstellung der farbcodierten Porenverteilung.

Zur Berechnung der projizierten Porenverteilung wird die Summe  $N$ , der über den Datensatz  $B$  summierten und binarisierten Voxel, in den drei Raumrichtungen anhand

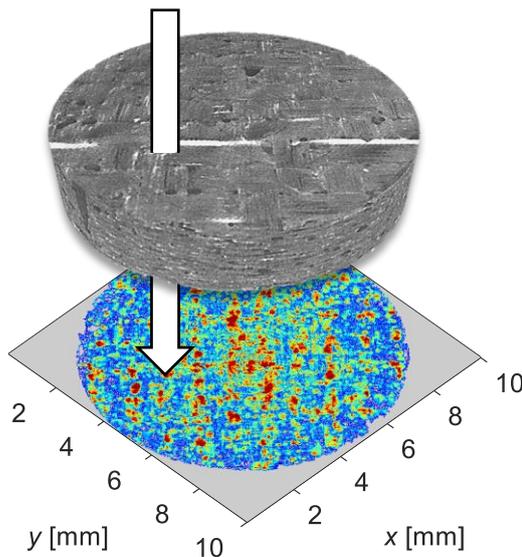
$$\begin{aligned}
 N_x(z, y) &= \sum_{slice_x=1}^{n_x} B(x, y, z), \\
 N_y(x, z) &= \sum_{slice_y=1}^{n_y} B(x, y, z), \\
 N_z(x, y) &= \sum_{slice_z=1}^{n_z} B(x, y, z)
 \end{aligned}
 \tag{3.8}$$

herangezogen. Durch eine Multiplikation mit der Voxelgröße erhält man quantitative Informationen zur summierten Porensäule in den Ebenen.

$$A_{pd} = N \cdot s_v .
 \tag{3.9}$$

$A_{pd}$  repräsentiert somit die projizierte Porenverteilung als Lokalisierung der Porenkonzentrationen (Abbildung 3.3).

a)



b)

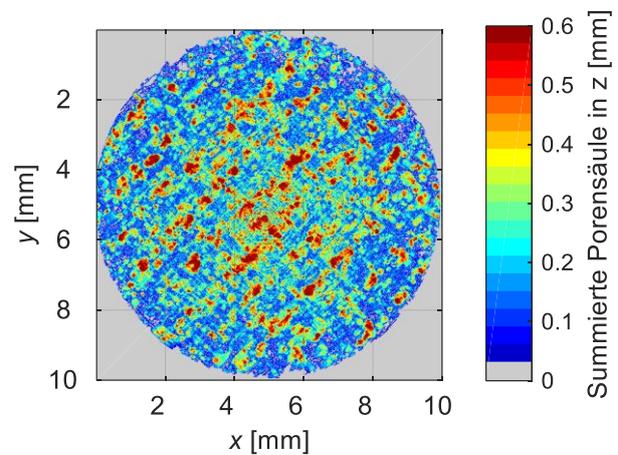


Abbildung 3.3: a) Schematische Darstellung der Berechnung der summierten Porensäule und b) Visualisierung der Porenvolumenverteilung als summierte Porensäule.

Dieser Ansatz kann auch zur Charakterisierung anderer Defekte wie z. B. Impaktschäden in CFK-Werkstoffen angewendet werden [KIEFEL, STOESSEL, & GROSSE (2014)].

## Porositätsgehalt

Der Porositätsgehalt  $\varphi_p$  beschreibt das Verhältnis des Porenvolumens  $V_p$  zu dem untersuchten Gesamtvolumen  $V_g$  und ist häufig ein Kriterium zur Unterscheidung von Gut-/Schlechtbauteilen

[SCHNARS & HENRICH (2006), DAMASCHKE (1996), BIRT & SMITH (2004)]. Die Volumenporosität berechnet sich zu

$$\varphi_p = \frac{V_p}{V_g}. \quad (3.10)$$

Für den Porositätsgehalt gibt es weitere Bezeichnungen wie z. B. Porositätsgrad oder Volumenporosität. Mit der Computertomografie kann er neben der üblichen Auswertung in 3D (Volumenporosität) auch in 2D (Flächenporosität) bestimmt werden. Die zweidimensionale Auswertung des Porositätsgehalts erfolgt an einer definierten Schnittebene über

$$\varphi_{p,A} = \frac{A_p}{A_g}. \quad (3.11)$$

Falls die Angabe eines Porositätsgrads in dieser Arbeit nicht explizit als Flächenporosität definiert ist, handelt es sich immer um eine Volumenporosität mit der Einheit [Vol.-%] oder [% vol.].

## Sphärizität

Die Sphärizität  $\psi_i$  ist der Quotient der Oberfläche einer Kugel mit demselben Volumen wie die Pore  $i$  zu der tatsächlichen Oberfläche  $A_{S,i}$  der Pore  $i$  [WADELL (1935)]. Dieser Zusammenhang lässt sich aus dem Kugelvolumen  $V_K$  und der Kugeloberfläche  $A_{S,K}$  herleiten:

$$A_{S,K} = 4\pi r^2 \quad (3.12)$$

$$V_K = \frac{4}{3}\pi r^3. \quad (3.13)$$

Durch Umstellen von Gleichung (3.13) nach  $r$  und einsetzen (3.12) folgt die Sphärizität zu

$$\psi_i = \frac{4\pi}{A_{S,i}} \sqrt{\frac{3V_{p,i}}{4\pi}} = \frac{2\pi}{A_{S,i}} \sqrt{\frac{3V_{p,i}}{\pi}}. \quad (3.14)$$

Sie ist in der Porositätscharakterisierung eine Kenngröße dafür wie kugelförmig eine Pore ist. Eine ideal kugelförmige Pore hat die Sphärizität  $\psi = 1$  [vgl. PAUL (2010), SCHLADITZ (2016)]

## Kompaktheit

Die Kompaktheit einer Pore ist als Quotient der Oberfläche  $A_{S,i}$  zu dessen Volumen  $V_i$  definiert:

$$f_{AV} = \frac{A_{S,i}}{V_i}. \quad (3.15)$$

Sie hat die Dimension [1/Länge]. Im Vergleich zu anderen geometrischen Körpern besitzt die Kugel die kleinste Oberfläche bei gleichem Volumen. Die ideale Kompaktheit für Körper ist demnach:

$$f_{AV,Kugel} = \frac{4\pi r^2}{4\pi r^3/3} = \frac{3}{r}. \quad (3.16)$$

### 3.3 Segmentierungsverfahren

Die Segmentierung von Poren kann anhand eines über den Datensatz global gültigen Schwellwerts oder über einen lokaladaptiven Ansatz erfolgen. Es gibt hierunter wiederum verschiedene Methoden, wobei eine Auswahl geeigneter Segmentierungsverfahren nachfolgend aufgezeigt wird.

#### 3.3.1 Globale Poresegmentierung

##### Referenzmethode

Eine in der zerstörungsfreien Prüfung übliche Vorgehensweise zur Segmentierung fehlerbehafteter Stellen eines Bauteils oder einer Werkstoffprobe, ist das Messen gegen eine bekannte Referenz, welche eine definierte Eigenschaft besitzt. So gibt es beispielsweise festgelegte Schwellwerte für Rückwandechominderungen verschiedener Ultraschalltechniken in der Luftfahrtindustrie, anhand welcher Fehlstellen vom Gutmaterial unterschieden werden [BRANDT & MAAß (2015)].

Das Grundprinzip dieser Methodik kann als generelle Vorgehensweise auch für Volumendaten aus CT-Messungen adaptiert werden. Für die Segmentierung von Poren wird dazu ein globaler Schwellwert an einer Referenzprobe ohne Poren (0,0 Vol.-%) bestimmt. Die Referenz ist aus demselben Faser- und Harzsystem, besitzt denselben Laminataufbau und ist mit demselben Fertigungsverfahren hergestellt. Des Weiteren ist eine nichtsignifikante Differenz des Faservolumenanteils einzuhalten (Kapitel 5.7).

Die Ermittlung des Schwellwerts erfolgt innerhalb eines über ROIs (engl. *Region-Of-Interests*) im Messvolumen definierten Bereichs. Hiervon wird die Häufigkeitsverteilung  $h(g_j)$  der Grauwerte  $g_j$  unter Annahme einer 16-Bit-Grauwertverteilung mit

$$h_j = h(g_j) \text{ mit } \sum_{j=1}^{j=2^{16}} h_j = n \quad (3.17)$$

berechnet. Die Ermittlung des Schwellwerts  $t$  der Häufigkeitsverteilung  $h_R(g)$  des Referenzvolumens erfolgt über den Zusammenhang

$$u = \frac{\int_0^t h_R(g) dg}{\int_0^{2^{16}} h_R(g) dg}. \quad (3.18)$$

Wie empirisch festgestellt, ist bei einem Wert von  $u=1,5 \cdot 10^{-4}$  von einer hinreichend genauen Segmentierung auszugehen. Durch eine numerische Lösung der Gleichung (3.18) nach  $t$  erhält man den globalen Schwellwert zur Segmentierung von Poren.

Abbildung 3.4 zeigt exemplarisch die Ermittlung des Schwellwerts  $t$  der Probe E1 (Anhang B.1). Das Vorgehen zur Schwellwertbestimmung ist wie folgt:

1. Definition der auszuwertenden ROI in einer Referenzprobe oder einer porenfreien Region der Porositätsprobe.
2. Berechnung der Grauwertverteilung  $h_R(g)$ .
3. Ermittlung des Schwellwerts  $t$  bei  $u=1,5 \cdot 10^{-4}$ .
4. Auswerten der Porositätsprobe unter Anwendung des globalen Schwellwerts  $t$ .

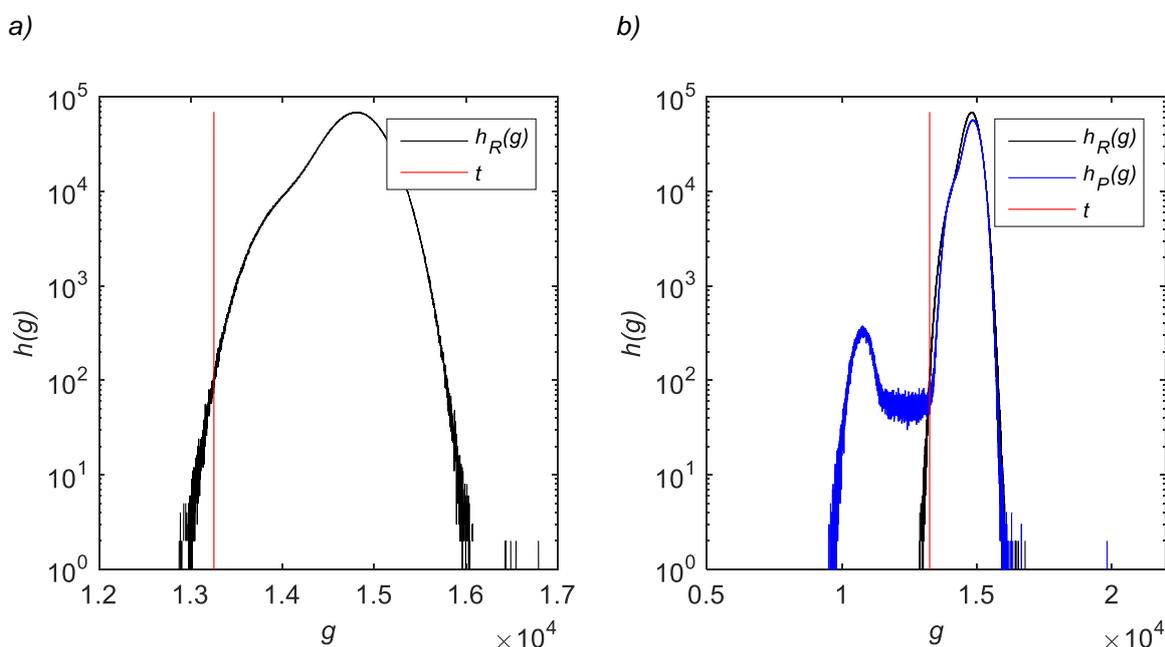


Abbildung 3.4: Veranschaulichung der a) Grauwertverteilung  $h_R(g)$  der Referenzprobe E1 mit dem Schwellwert  $t=13252$  für  $u=1,5 \cdot 10^{-4}$  und b) der Grauwertverteilung  $h_P(g)$  der Porositätsprobe E3.

Die Anwendung eines globalen Schwellwerts erfordert eine qualitativ gute Datenqualität mit geringen Artefakten. Es sei beispielhaft für die Strahlaufhärtung erwähnt, dass diese lokal zu Über- und Untersegmentierung von Poren führen kann, wodurch die ermittelten und tatsächlichen Ergebnisse voneinander abweichen. Ebenso können Abweichungen hinsichtlich des Faservolumengehalts zwischen Referenz- und Porositätsprobe Einfluss auf das Ergebnis nehmen (Kapitel 5.7).

### Schwellwertbestimmung nach der FHOÖ

Eine weitere Methode zur globalen Schwellwertbestimmung wurde an der Fachhochschule in Wels/Oberösterreich (FHOÖ) entwickelt [PLANK et al. (2010)]. Ein Vorteil dieses Segmentierungsverfahrens ist, dass zur Ermittlung des globalen Schwellwerts keine

Referenzprobe benötigt wird. Es kann direkt an den Volumendaten der Porositätsprobe angewendet werden. Die Berechnung des Schwellwerts wird im folgenden Abschnitt basierend auf der Veröffentlichung von PLANK et al. (2010) abgeleitet.

Das Berechnungsmodell beruht im Wesentlichen auf der Analyse der Grauwertverteilung  $h(g)$  der Porositätsprobe. Es werden zwei Hilfsschwellwerte benötigt, über welche der endgültige Schwellwert anhand eines durch Tests empirisch ermittelten Faktors  $f$  bestimmt wird. Zum einen ist der „Otsu-Schwellwert“  $t_{Otsu}$  nach [OTSU (1975)] notwendig, zum anderen der in Abbildung 3.5 dargestellte Schwellwert  $t_{maxA}$ , welcher den maximalen Abstand zwischen der Grauwertverteilung  $h(g)$  und der Geraden  $s(g)$  beschreibt. Das Verfahren nach Otsu ist ein statistisches Hilfsmittel zur globalen Segmentierung in der Bildverarbeitung [OTSU (1975), OHSER & SCHLADITZ (2009)].

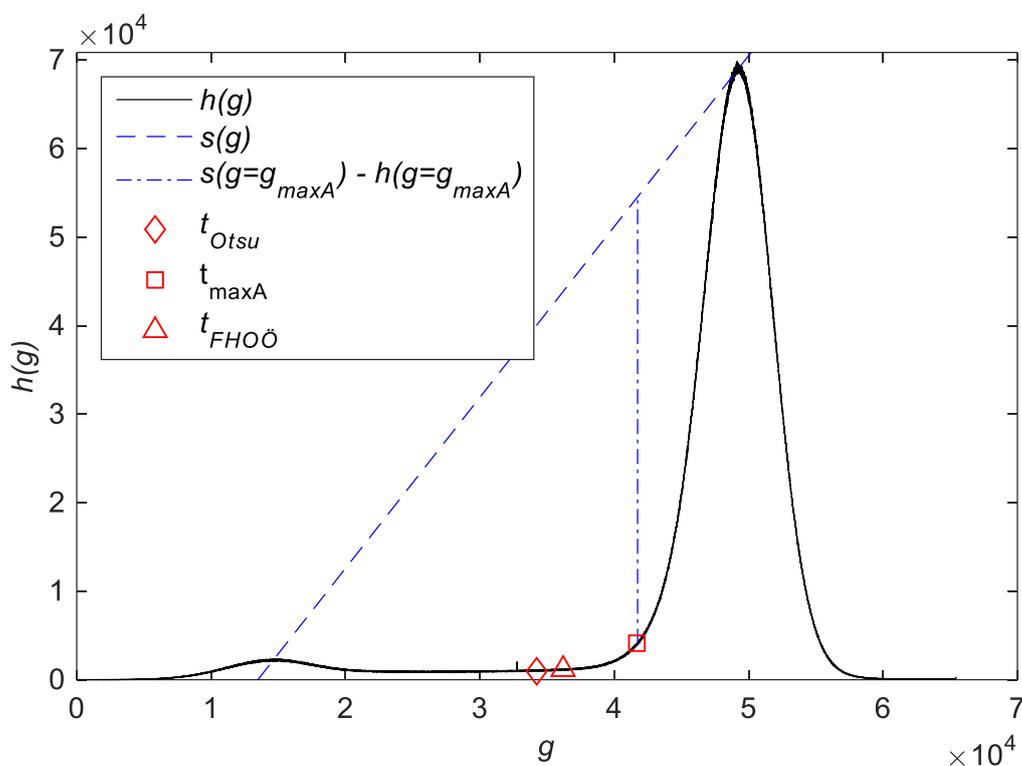


Abbildung 3.5: Schematische Darstellung der Schwellwertermittlung nach [PLANK et al. (2010)] mit der Grauwertverteilung  $h(g)$  aus Probe E6.

Zur Berechnung des Hilfsschwellwerts  $t_{maxA}$  wird die Gerade  $s(g)$  zwischen den lokalen Maximalwerten der Luft (Poren) und des Materials (CFK) gelegt. Hierzu werden die lokalen Extremwerte  $L(g_L|h(g_L))$  und  $M(g_M|h(g_M))$  von  $h(g)$  über

$$\frac{h(g)}{dg} = 0 \tag{3.19}$$

bestimmt und daraus mit

$$s(g) = \frac{h(g_M) - h(g_L)}{g_M - g_L} (g - g_L) + h(g_L) \quad (3.20)$$

die Gerade definiert. Der Hilfsschwellwert  $t_{maxA}$  des maximalen Abstands zwischen  $h(g)$  und  $s(g)$  folgt demnach für das Intervall  $g_L \leq g \leq g_M$  aus dem Zusammenhang

$$\frac{s(g) - h(g)}{dg} = 0 \quad (3.21)$$

zu  $t_{maxA}(g_{maxA}|0)$ . Der endgültige Schwellwert wird über

$$t_{FHW} = t_{maxA} - f \cdot (t_{maxA} - t_{Otsu}) \quad (3.22)$$

berechnet. Der Faktor  $f$  ist ein aus empirischen Untersuchungen ermittelter Parameter. Es wird empfohlen für das Berechnungsmodell  $f=0.73$  zu wählen, um zuverlässige Ergebnisse zu erhalten [B. PLANK et al. (2010)]. Eine materialspezifische Kalibrierung anhand hochauflösender Messdaten ermöglicht durch die Kalibrierung von  $f$  eine weitere Optimierung der Genauigkeit.

Abbildung 3.6 veranschaulicht einen Vergleich der Schwellwertbestimmungsmethode nach FH OÖ und der *Referenzmethode*. Die Daten der Auswertung wurden im Rahmen des EU-Forschungsprojekts *QUICOM* [EASN (2012)] von der Fachhochschule Wels/Österreich zur Verfügung gestellt. Die Differenz der ermittelten Volumenporosität beider Verfahren ist mit einer mittleren absoluten Abweichung von 0,18 %-Pkt. vernachlässigbar gering. Eine explizite Kalibrierung des Faktors  $f$  wurde nicht durchgeführt.

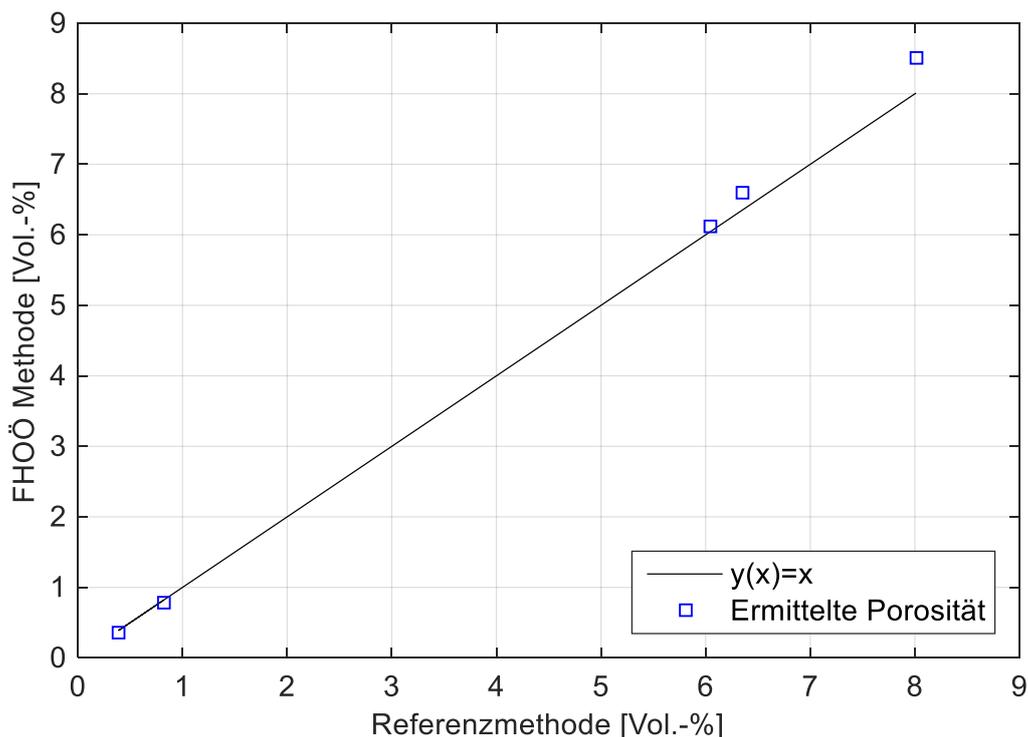


Abbildung 3.6: Vergleich der Schwellwertbestimmung nach FHOÖ mit der Schwellwertbestimmung nach der Referenzmethode an den Proben E3 bis E7.

### Globale nichtlineare Kantendetektion – Gradientenverfahren

Der Zweck des globalen Gradientenverfahrens ist die Berechnung eines Schwellwerts zur Segmentierung von Poren anhand des an den Porenoberflächen ermittelten Grauwerts, ohne Verwendung einer porenfreien Referenzprobe. Die Methode kann somit unabhängig vom Laminataufbau des Harz- und Fasersystems angewendet werden. Ebenso ist dessen Adaptierbarkeit auch auf andere Werkstoffe wie z. B. Aluminium- oder Titanlegierungen denkbar.

Zur Schwellwertberechnung wird der auf die Grenzflächen senkrecht stehende Gradient  $\vec{\nabla}g$  durch partielle Differentiation nach  $x$ ,  $y$ , und  $z$  über

$$\vec{\nabla}g = \left[ \frac{\partial g}{\partial x}, \frac{\partial g}{\partial y}, \frac{\partial g}{\partial z} \right]^T \tag{3.23}$$

berechnet.

Dies geschieht im Allgemeinen numerisch anhand der Ermittlung der zentralen Differenz von Datenpunkten über

$$g_i = \frac{1}{2} \sum_{i=2}^{N-1} g_{i+1} - g_{i-1}. \quad (3.24)$$

Der Übergang einer Pore zum Material erstreckt sich idealerweise über nur wenige Voxel. Doppelstrukturen, die durch ein fehlerhaft ermitteltes Drehzentrum hervorgerufen werden, oder eine zu große geometrische Unschärfe (Kapitel 5.4), können einen Einfluss auf den Betrag der des Gradienten haben. Er berechnet sich zu

$$|\vec{\nabla}g(x, y, z)| = \sqrt{\left(\frac{\partial g}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial z}\right)^2}. \quad (3.25)$$

Es kann über die Berechnung einer binären Maske  $M(x, y, z, |\vec{\nabla}g_t|)$ , welche die Kanten der Poren als Volumendatensatz repräsentiert, der Schwellwert  $t_{\vec{\nabla}g}$  in Abhängigkeit des Betrags der Gradienten dargestellt werden. Mithilfe der Variablen  $|\vec{\nabla}g_t|$  wird die Maske

$$M(x, y, z, |\vec{\nabla}g|) = \begin{cases} 1, & |\vec{\nabla}g_t| - f_{\vec{\nabla}g} |\vec{\nabla}g_t| \leq |\vec{\nabla}g(x, y, z)| \leq |\vec{\nabla}g_t| + f_{\vec{\nabla}g} |\vec{\nabla}g_t| \\ 0, & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.26)$$

hierbei zunächst für die Gradientenbeträge  $|\vec{\nabla}g_{min}| \leq |\vec{\nabla}g_t| \leq |\vec{\nabla}g_{max}|$  erstellt und ausgewertet. Mit der Wahl des Fensters  $f_{\vec{\nabla}g} = 0,001$  wurden empirisch die besten Resultate erzielt. Für  $M(x, y, z, |\vec{\nabla}g|) = 1$  kann somit im Grauwertvolumen  $g(x, y, z)$  der Schwellwert über den Mittelwert aller maskierter Voxel berechnet werden. Es folgt daraus der Schwellwertverlauf  $t_{\vec{\nabla}g}(|\vec{\nabla}g|)$  in Abhängigkeit von  $|\vec{\nabla}g|$ . Abbildung 3.7 zeigt ihn exemplarisch für die Probe E3 (Anhang B.1).

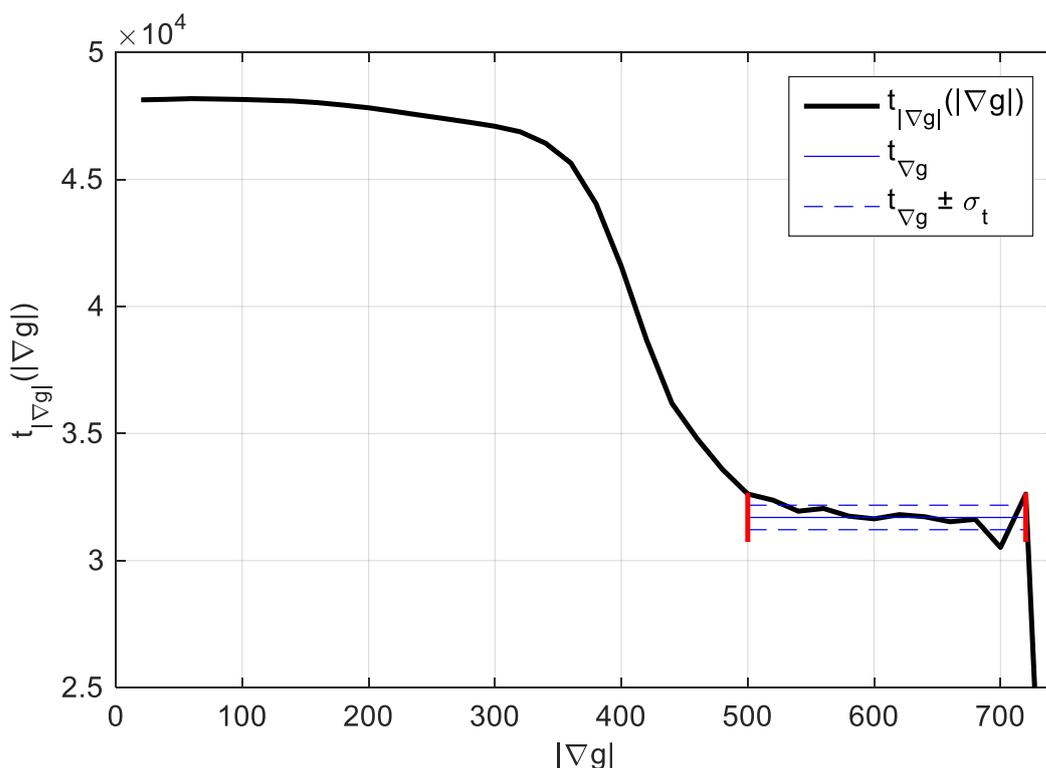


Abbildung 3.7 Exemplarische Darstellung von  $t_{|\nabla g|}(|\nabla g|)$  zur Bestimmung des Schwellwerts  $t_{\vec{\nabla}g}$  anhand der Probe E3.

Der Verlauf von  $t_{|\nabla g|}(|\nabla g|)$  zeigt in Abbildung 3.7 bis ca.  $|\vec{\nabla}g| = 360$  annähernd konstante Werte. Sie sind auf Grauwertunterschiede zwischen dem Harz und der Faser im Material (CFK-Laminat) zurückzuführen. Ein weiteres Plateau mit größeren Gradientenbeträgen, das sich im Intervall  $500 \leq |\vec{\nabla}g| \leq 720$  abzeichnet, ist auf den Übergang zwischen Luft und dem Werkstoff zurückzuführen. Der Mittelwert dieses Intervalls ist der Schwellwert  $t_{\vec{\nabla}g}$ . Die Standardabweichung  $\sigma_t$  des im Intervall ausgewerteten Schwellwerts ist ein Maß für die Zuverlässigkeit der Schwellwertbestimmung durch das globale nichtlineare Gradientenverfahren. Grenzwerte hierzu sind abhängig von der Datenqualität und dem Material zu definieren. Sie können deshalb nicht verallgemeinert werden und sind spezifisch zu den Randgegebenheiten zu analysieren.

Problematisch können bei diesem Verfahren Multimaterialwerkstoffe oder Lamine mit verschiedenen Fasermaterialien, aber auch Additive wie z. B. Brandhemmern sein. In CFK-Gelegen sind häufig Stützfäden aus z. B. Glasfasern eingearbeitet, welche die Röntgenstrahlung verhältnismäßig stärker schwächen. Sie ergeben im Vergleich zum Luft/Kohlefaser-Übergang durch die partielle Differentiation einen größeren Gradientenbetrag. Die Auswertung der Daten erfolgt dann gezielt in dem zu erwartenden Gradientenbetragsintervall.

Im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen erwies sich die globale Schwellwertbestimmung mittels Gradientenberechnung als zuverlässiges, praktikables, aber dennoch

rechenaufwändiges Verfahren. Abbildung 3.8 veranschaulicht, dass sich im Vergleich zu der *Referenzmethode* keine signifikante Unter- oder Obersegmentierung der Poren einstellt. Die mittlere absolute Abweichung zur *Referenzmethode* beträgt 0,15 %-Pkt.

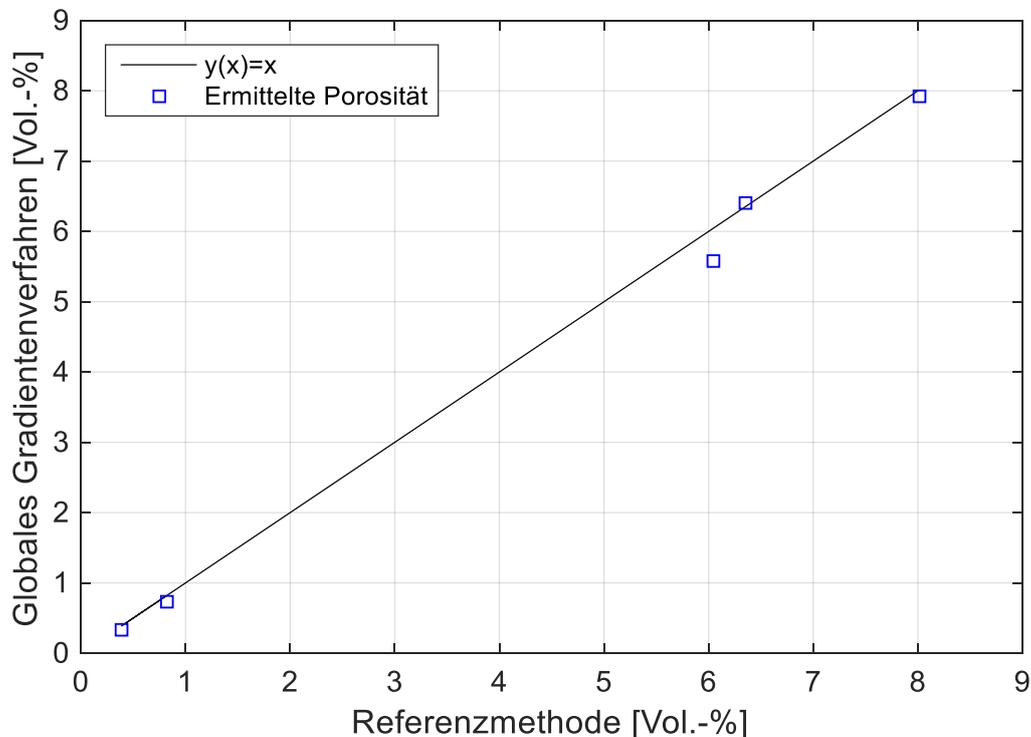


Abbildung 3.8: Vergleich der Schwellwertbestimmung mit dem globalen Gradientenverfahren und nach der Referenzmethode an den Proben E3 bis E7.

### 3.3.2 Lokaladaptive Porensegmentierung

#### Lokaladaptive nichtlineare Kantendetektion – Gradientenverfahren

Das hier vorgestellte lokale, nichtlineare und gradientenbasierende Segmentierungsverfahren beruht auf der von HEINZL et al. (2014) veröffentlichten Methode zur Kantendetektion.

Der wesentliche Vorteil einer lokaladaptiven Segmentierung ist die Eigenschaft, die Kanten von Merkmalen wie z. B. Poren unabhängig von der Homogenität der Grauwertverteilung finden zu können. Eine inhomogene Grauwertverteilung kann z. B. durch eine Dickenvariation des Testkörpers und aufgrund der damit verbundenen Strahlaufhärtung (Kapitel 2.5.1) entstehen. Dem kann durch eine runde Probengeometrie entgegengewirkt werden, was jedoch in der zerstörungsfreien Prüfung im seltensten Fall möglich ist. Eine weitere Konsequenz eines zu großen Testkörpers kann eine inhomogene Grauwertverteilung sein. Sie entsteht dann, wenn der Testkörper partiell oder vollständig außerhalb des Messbereichs liegt. Spezielle Rekonstruktionsverfahren wie sie in Teilvolumen-CT-Messungen eingesetzt werden, können diese Effekte teilweise reduzieren. Einen weiteren Grund für die inhomogene Grauwertverteilung stellt die Streustrahlung dar.

Abgesehen von der Eigenschaft, lokaladaptive Verfahren auf Daten mit inhomogener Grauwertverteilung anwenden zu können, ist ein weiterer Vorteil der Methode, dass keine porenfreie Referenzprobe benötigt wird. Es muss jedoch ein Startgrauwert definiert werden. Dieser entspricht einem grob gewählten Schwellwert, an dem die Gradientenberechnung durchgeführt wird. Er kann in einem porenfreien Bereich der Probe ermittelt werden. Ebenso wurden, wie nachfolgend vorgestellt, Untersuchungen hinsichtlich der Anwendung eines ISO 50 Startwerts durchgeführt. Der ISO 50 Wert ist als Mittelwert der Grauwerte aus dem Hintergrund (Pore) und dem Material (CFK) definiert. Eine stark inhomogene Grauwertverteilung kann allerdings dazu führen, dass die Berechnung der Gradienten fehlschlägt, weil der Startwert zu groß oder zu klein gewählt wird.

Die Berechnung der lokaladaptiven Gradienten erfolgte im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen in *VGStudio MAX v.2.2* mithilfe der Oberflächenbestimmung. Als Startwert wurde der ISO 50 Wert und Schwellwert aus einer Referenzprobe herangezogen. Anstelle eines Schwellwerts, der aus einer Referenzprobe ermittelt wird, ist es auch möglich, eine porenfreie Region in der Porositätsprobe zu wählen. Die über die Gradientenverfahren ermittelten Porenoberflächen werden anschließend, wie in Abbildung 3.9 dargestellt, als ROIs segmentiert.

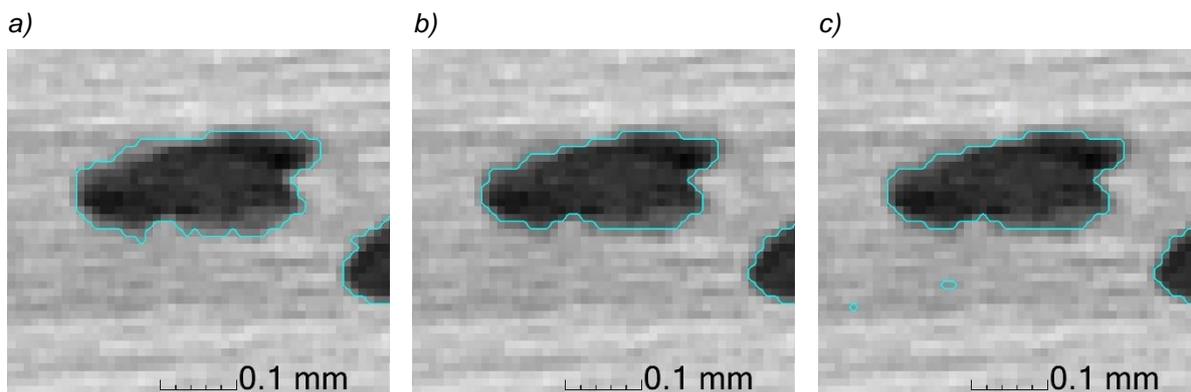


Abbildung 3.9: Segmentierung von Poren mit a) der globalen Referenzmethode, b) dem lokaladaptiven Gradientenverfahren und Startwert ISO 50, c) dem lokaladaptiven Gradientenverfahren mit dem Startwert aus einem Porenfreien Bereich bei Anwendung der Referenzmethode.

Es folgt hieraus das Materialvolumen  $V_M$ . Mit dem Gesamtvolumen  $V_G$  wird die Volumenporosität nach Gleichung (3.10) berechnet. Wie auch in Abbildung 3.10 dargestellt, zeigt sich, dass sich mit der *Referenzmethode* eine geringe Übersegmentierung einstellt. Durch die Berechnung der Gradienten der lokaladaptiven Kantendetektion ist im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen außerdem auffällig, dass vereinzelte Pixel, die auf Rauschen zurückzuführen sind, ebenso segmentiert werden. Dies kann in verrauschten Daten zu einer Übersegmentierung führen. Das Diagramm in Abbildung 3.10 veranschaulicht diesen Zusammenhang.

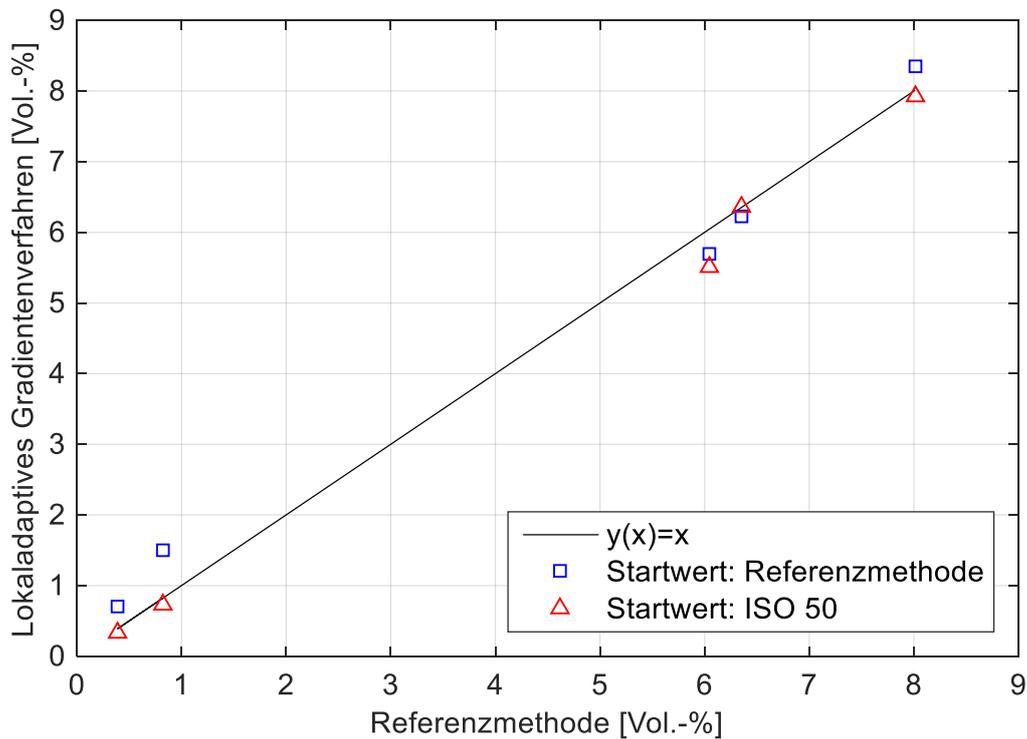


Abbildung 3.10: Vergleich des lokaladaptiven Gradientenverfahrens mit den Startwerten Referenzmethode und ISO 50, zur Schwellwertbestimmung nach der Referenzmethode an den Proben E3 bis E7.

Es wurde festgestellt, dass der über die *Referenzmethode* ermittelte Startwert zur Gradientenbestimmung, generell oberhalb des ISO 50 Wertes liegt und bei stark inhomogener Grauwertverteilung oder verhältnismäßig starkem Rauschen zur fehlerhaften Kantendetektion führt. Dies hat eine Übersegmentierung der Poren und fehlerhafte Segmentierung von Rauschpixeln zur Folge (Abbildung 3.9 c unten). Die ermittelte Volumenporosität liegt somit über der tatsächlichen.

Im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen konnte eine mittlere absolute Abweichung der analysierten Volumenporositäten von 0,37 %-Pkt. für den Startwert „Referenzmethode“ und 0,16 %-Pkt. für den Startwert „ISO 50“ ermittelt werden.

Zusammengefasst kann festgehalten werden, dass sich im Rahmen der Untersuchungen mit dem lokaladaptiven Gradientenverfahren unter Anwendung des Startwerts „ISO 50“ nur geringe Abweichungen gegenüber der Schwellwertbestimmung nach *Referenzmethode* einstellen. Es wird für die lokaladaptive Segmentierung keine Referenzprobe benötigt. Jedoch ist zur Berechnung des ISO 50 Werts eine eindeutig voneinander trennbare Verteilung der Grauwerte für das Material und die Luft (Poren) notwendig. Dies ist aufgrund des Partialvolumeneffekts vor allem für verhältnismäßig kleine Poren mit komplexer Porengeometrie und geringem Porositätsgrad nicht immer möglich.

## 4 CT-Simulation und CFK-Modellierung

In den nachfolgenden Abschnitten werden die in dieser Arbeit angewandten Methoden zur CT-Simulation und Modellierung von CFK-Poren vorgestellt. Prinzipiell wurden zwei mögliche Ansätze zur Erzeugung von synthetischen Probekörpern untersucht: 1.) die Extraktion von Porenoberflächen aus CT-Volumendaten von realen CFK-Probekörpern und 2.) die Modellierung synthetischer Probekörper basierend auf den analysierten Geometrieinformationen von Poren aus CT-Volumendaten realer CFK-Probekörper. Die CT-Simulationen wurden mit der kommerziell erhältlichen Software *CIVA 11* des Unternehmens *CEA-List* durchgeführt. Die Geometrieinformationen der zu untersuchenden Probekörper können als stereolithografische Daten (STL) in *CIVA* importiert werden. Um den Simulationsaufwand möglichst gering zu halten und eine möglichst realitätsnahe Simulationsqualität zu erzielen, wurden die STL-Oberflächennetze durch Netzvereinfachungen unter Anwendung der ebenso kommerziell erhältlichen Software *VGStudio MAX v.2.2* des Softwareherstellers *Volume Graphics* erstellt und optimiert. Im Anschluss an die Simulationen folgte eine Fehlerpixelkorrektur und die Addition von Rauschen aus Zufallszahlen oder einer Rauschleistungsanalyse experimentell ermittelter Röntgenaufnahmen, mit den hierfür in *Matlab*<sup>®</sup> entwickelten Algorithmen.

### 4.1 Oberflächenextraktion realer CFK-Porosität

Als Ausgangsdaten für CT-Simulationen können künstlich erzeugte oder reale Poren aus CFK-Werkstoffen herangezogen werden. Zur Verwendung realer Porengeometrien werden die Oberflächeninformationen von Probekörpern aus CT-Messungen extrahiert. Die Daten bestehen wiederum meist aus einem Oberflächennetz mit miteinander verbundenen Knotenpunkten. Abhängig vom Ziel der simulativen Untersuchung ist eine mehr oder weniger detaillierte Oberflächenextraktion mit einer ausreichend hohen Auflösung der Messungen notwendig. Poren können in CFK-Werkstoffen komplexe Geometrien annehmen (Kapitel 4.1 & 4.2). Insbesondere feine Porenstrukturen erfordern geringe nominelle Voxelgrößen ( $s_v < 10 \mu m$ ), falls diese in Simulationen berücksichtigt werden sollen. Mit dem Grad an Komplexität nimmt ebenso die Anzahl der zur Diskretisierung notwendigen Knotenpunkten zu (Kapitel 4.3), was Auswirkungen auf den Berechnungsaufwand zur Generierung der Oberflächennetze und auf die CT-Simulationsdauer hat. Es ist daher sinnvoll, die zur Simulation zu verwendenden Daten nur so aufwändig wie nötig zu diskretisieren.

Beispielhaft sei an zwei CT-Messungen die Möglichkeit zur Extraktion von Porenoberflächen mit der Software *VGStudio MAX v.2.2* vorgestellt. Die Messungen wurden mit einer nominellen Voxelgröße von  $2,75 \mu m$  durchgeführt. Probe E1 ist ein Laminat mit 16 ( $0^\circ/90^\circ$ ) CFK-Lagen und Probe F1 ein Laminat mit 20 Lagen Leinengewebe. F1 weist eine ausgeprägte nadelförmige Porosität zwischen den Filamenten der Rovings auf, während die Probe E1 kugelförmige und schlauchförmige Poren enthält (Abbildung 4.1).

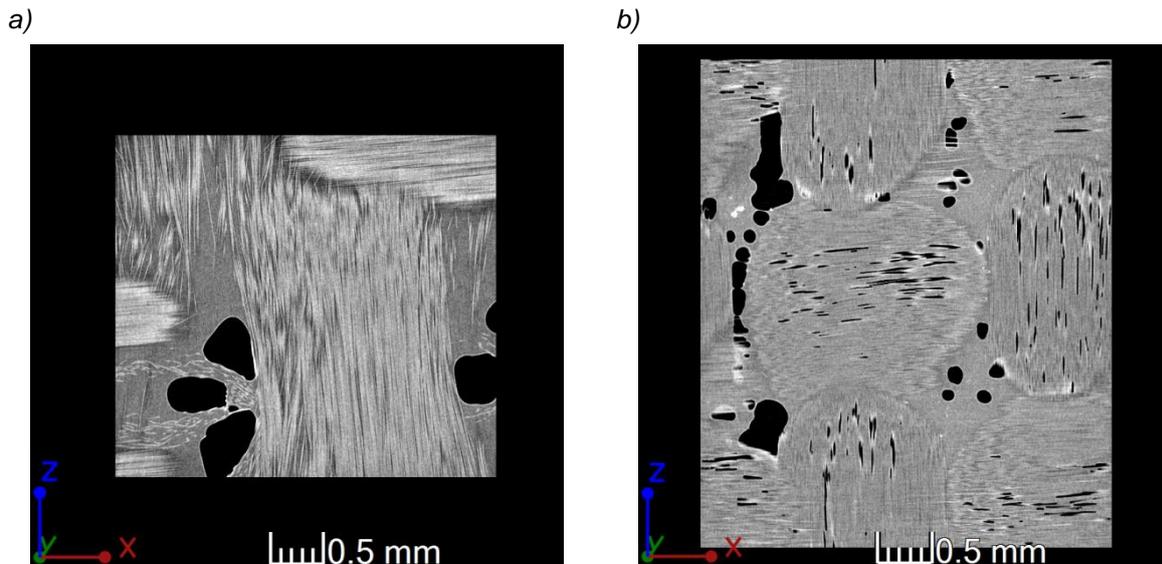


Abbildung 4.1: Schnittbilder der Proben a) E1 und b) F1.

Die Segmentierung der Poren erfolgt nach der in Kapitel 3.3.1 vorgestellten *Referenzmethode*. Es wird hierbei ein globaler Schwellwert in einer porenfreien Region bestimmt, anhand welchem das Material von den Poren als ROI segmentiert wird. Die Komplexität der Poren und der Porositätsgehalt haben einen entscheidenden Einfluss auf die zur Abbildung der Poren mindestens notwendige Anzahl an Dreiecksfacetten des Oberflächennetzes. Eine Möglichkeit zur Reduzierung der Anzahl ist die Vernachlässigung kleiner Poren, welche keinen signifikanten Einfluss auf die beabsichtigte Untersuchung haben. Dies kann z. B. über eine morphologische Öffnung [OHSER & SCHLADITZ (2009)] kleiner ROI-Segmentierungen (Poren)  $X$  mit  $Y$  über

$$X \circ Y = (X \ominus Y) \oplus Y \quad (4.1)$$

geschehen. Es wird dabei eine Erosion und eine darauffolgende Dilatation durchgeführt. Kleine Segmentierungen werden hierdurch herausgefiltert ohne die Geometrie, der über der Öffnungsgröße liegenden Objekte, zu beeinflussen [VOLUMEGRAPHICS (2013), ZAMPERONI (2013)]. Dieses Vorgehen eignet sich im Allgemeinen als morphologischer Filter zum Entfernen von Rauschpixel und zur Vernachlässigung insignifikanter Objekte (hier Poren).

Beim Exportieren der Daten erhalten die in *VGStudio* nicht segmentierten Poren der Voxeldatensätze  $I$ , den Wert 0. Eine vollständige Binarisierung des Voxeldatensatzes erfolgt in *Matlab*<sup>®</sup> mit

$$B = \begin{cases} 0, & I \leq 0 \\ 1, & I > 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

Abbildung 4.2 zeigt den binarisierten Datensatz der Probe F1 mit den morphologischen Öffnungsgrößen 1, 2 und 3 Voxel. Es kommt mit einer Zunahme der Öffnung zu einer merklichen Reduzierung der Anzahl segmentierter nadelförmiger Porosität.

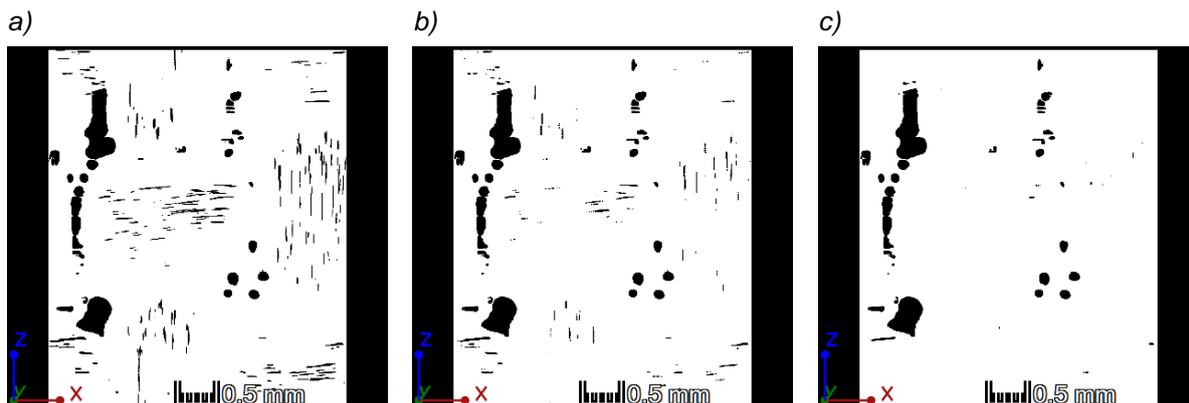


Abbildung 4.2: Schnittbilder morphologischer Öffnungsoperationen mit den Größen a) 1 Voxel, b) 2 Voxel und c) 3 Voxel anhand Probe F1.

Die Poren der Probe E1 sind überwiegend kugel- und schlauchförmig ausgeprägt, wodurch die Anzahl an Knotenpunkten im Vergleich zur Probe F1 gering ist (Tabelle 4.1). Ebenso ist bei verschiedenen Öffnungsgrößen keine Änderung anhand der Porosität zu verzeichnen, was darauf schließen lässt, dass keine nennenswerte unerwünschte Vernachlässigung von Poren vorliegt. Die Oberflächenextraktion ähnlicher Daten z. B. in Kapitel 4.2 ist zuverlässig und praktikabel.

Tabelle 4.1: Vergleich des Diskretisierungsgrades bei verschiedenen Größen der morphologischen Öffnungsoperation anhand Probe E1 und F1.

Öffnungsgröße [Voxel]	E1			F1		
	Porosität [Vol.-%]	Anzahl Dreiecksfacetten	Datengröße [MB]	Porosität [Vol.-%]	Anzahl Dreiecksfacetten	Datengröße [MB]
1	1,7	$1,2 \cdot 10^6$	63	4,7	$27,1 \cdot 10^6$	1326
2	1,7	$1,1 \cdot 10^6$	55	3,5	$13,9 \cdot 10^6$	676
3	1,7	$1,0 \cdot 10^6$	51	2,8	$6,3 \cdot 10^6$	306

Abhängig vom beabsichtigten Detailierungsgrad kann durch Anwendung dieser Methode die Anzahl an Knotenpunkten des Oberflächennetzes signifikant reduziert werden. Probe F1 hat komplexe Porenstrukturen, die mit einer geringen Öffnung von einem Voxel eine große Anzahl an Dreiecksfacetten liefert (Tabelle 4.1). Eine hinreichend genaue Diskretisierung der nadelförmigen Porosität ist nur mit einer geringen Öffnung möglich. Die feinen Poren haben hier einen maßgeblichen Anteil an der Gesamtporosität, was mit dem reziproken Zusammenhang zwischen der Öffnungsgröße und Volumenporosität zu erklären ist. Eine Oberflächenextraktion vergleichbarer Daten ist zur simulativen Untersuchung nadelförmiger Porosität nur eingeschränkt möglich. Es empfiehlt sich, dafür synthetische Modelle zu verwenden (siehe Kapitel 4.2). Aufgrund der geringeren Komplexität der Porengeometrie ist bei vergleichbaren Porengrößen und Gesamtporosität eine um ca. 77 % geringere Anzahl an Dreiecksfacetten bei einer vergleichbaren Diskretisierung notwendig ( $6,3 \cdot 10^6$  Dreiecke).

## 4.2 Modellierung synthetischer CFK-Porosität

Durch Extraktion von Oberflächen aus CT-Messdaten können Geometrieinformationen für CT-Simulationen gewonnen werden. Für simulative Untersuchungen, u. a. mit unterschiedlichen Simulationsparametern, wird eine Variation verschiedener Porengrößen und Porengeometrien angestrebt. Die Herstellung von Proben mit definierten Poreneigenschaften und Volumenporositäten ist fertigungsbedingt sehr aufwändig und nur eingeschränkt möglich (Kapitel 1.4.2). Die Modellierung synthetischer Poren hat den entscheidenden Vorteil, dass Porenmodelle hinsichtlich der Porengrößen und Porenformen gezielt eingestellt werden können. Somit ergibt sich die Möglichkeit basierend auf definierten Porencharakteristika (Kapitel 3.2) beliebige synthetische Daten zu generieren. Diese können wiederum unter Anwendung eines direkten Soll-Ist-Vergleichs Informationen liefern, welche für weitere Untersuchungen wie z. B. zur Schätzung der Messabweichung (Kapitel 6.1) oder zur Berechnung von Detektionswahrscheinlichkeiten (Kapitel 6.2) herangezogen werden.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, geometrische Körper für deren Verwendung in CT-Simulationsumgebungen zu modellieren. Ein präziser Ansatz ist die direkte Diskretisierung als stereolithografisches Modell, analog zum bekannten Dateiformat von CAD- und CAM-Anwendungen. Körper werden in stereolithografischen Daten (STL-Daten) anhand von Dreiecksfacetten über drei Eckpunkte und einen Normalenvektor beschrieben. Das nachfolgend vorgestellte und für diese Zwecke entwickelte *Matlab*<sup>®</sup>-Tool (GUI Abbildung in Anhang A), basiert jedoch auf Voxeldaten. Das Meshing wird in einem nachfolgenden Schritt mit einer kommerziellen Software durchgeführt. Aufgrund der umständlichen und aufwändigen Programmierung von Algorithmen zur Reduzierung von Knotenpunkten, bietet sich dieses Vorgehen an. Ein weiterer Vorteil ist die unkomplizierte Handhabung von Porenschnittflächen. Poren bilden in CFK-Werkstoffen, bedingt durch deren Größe, besonders bei hohen Volumenporositäten von ca.  $\varphi_p > 5 \text{ Vol.-%}$  ausgeprägte Porennetzwerke mit zusammenhängenden Einzelporen. Diese komplexen Geometrien werden in einem nächsten Schritt unter Verwendung von z. B. *VGStudio MAX v.2.2* als STL-Daten extrahiert. *VGStudio* ermöglicht eine Vereinfachung des Oberflächennetzes durch Reduzierung der Anzahl an Knotenpunkten unter Beibehaltung einer hohen Diskretisierungsqualität (Kapitel 4.3, VOLUMEGRAPHICS (2013) und KIEFEL, STOESSEL, PLANK, et al. (2014)).

Die Poren werden mit den hierzu entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Algorithmen auf Basis von Voxeldaten in einem binären *8-Bit-unsigned-integer*-Datentyp erstellt. Maße und Voxelgröße des Volumens sind frei wählbar. Eine spätere Auswertung des simulierten und rekonstruierten Datensatzes erfordert zur Anwendung der Segmentierungsmethode *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) einen porenfreien Bereich, der ebenso berücksichtigt werden kann. Es können kugelförmige, linsenförmige und nadelförmige Poren erstellt werden. Die Modellierung der verschiedenen Porenformen geschieht ausgehend von einer mathematisch, wie folgt definierten Kugel. Ein Punkt auf der Kugeloberfläche kann über den Vektor

$$\vec{k} = \begin{pmatrix} x_{k,i} \\ y_{k,i} \\ z_{k,i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{l_{x,i}}{2} \cos \varphi \cos \theta \\ \frac{l_{y,i}}{2} \cos \varphi \sin \theta \\ \frac{l_{z,i}}{2} \sin \varphi \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

beschrieben werden, welcher seinen Ursprung im Kugelzentrum ( $\vec{k} = 0$ ) besitzt. Mit  $-\pi/2 \leq \varphi \leq \pi/2$  wird über den gesamten Umfang  $-\pi \leq \theta \leq \pi$  der Körper abgebildet. Die verschiedenen Porenformen werden über die Längenparameter  $l_{x,i}$ ,  $l_{y,i}$  und  $l_{z,i}$  der Vektoren eingestellt. Richtungsunabhängige Poren können somit als Ellipsoide modelliert werden.

Die Größe und damit auch die Form werden über statistisch verteilte Zufallszahlen festgelegt. Unter Beachtung der aus CT-Messungen charakterisierten Porengrößen können, basierend auf realen Messdaten, synthetische Porenmodelle mit beliebiger Volumenporosität und Probengeometrie erstellt werden. Die exemplarische Porencharakterisierung an Probe PS1 (Anhang B.1) zeigt für linsenförmige Poren in Abbildung 4.3, dass die Porengrößen  $l_{x,i}$ ,  $l_{y,i}$  und  $l_{z,i}$  mit der Verteilungsfunktion

$$h(l) = \frac{1}{\sigma_l \sqrt{2\pi}} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{l - \mu_l}{\sigma_l} \right)^2 \right] \quad (4.4)$$

als annähernd normalverteilt angenommen werden können.

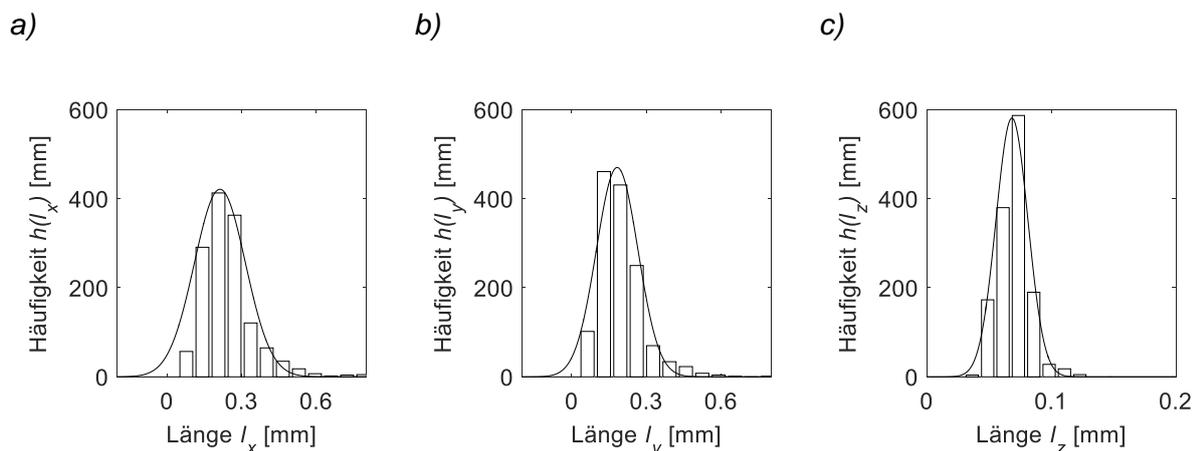


Abbildung 4.3: Häufigkeitsverteilungen der Porenlängen in x-, y-, und z-Richtungen und deren angenäherten Normalverteilungsfunktionen von Probe PS1.

Ausgehend von dieser Normalverteilung werden die Zufallsgrößen der Poren mit dem in MARSAGLIA & TSANG (2000) und MOLER (2008) beschriebenen „Ziggurat Algorithmus“ in Matlab® erzeugt.

Um Modelle mit oberflächenoffenen Poren zu vermeiden, erfolgt die Platzierung der Poren mit einem Abstand zwischen Poren- und Probenoberfläche von  $l/2$ . Ausgehend vom lokalen Koordinatensystem  $X'$  des Modells  $S(x,y,z)$  mit der Größe  $s_x$ ,  $s_y$ , und  $s_z$  werden die Poren platziert:

$$\vec{p} = \begin{pmatrix} x_{p,i} \\ y_{p,i} \\ z_{p,i} \end{pmatrix} \text{ in den Bereichen } \vec{p} = \begin{pmatrix} \frac{l_{x,i}}{2} \leq x_{p,i} \leq s_x - \frac{l_{x,i}}{2} \\ \frac{l_{y,i}}{2} \leq y_{p,i} \leq s_y - \frac{l_{y,i}}{2} \\ \frac{l_{z,i}}{2} \leq z_{p,i} \leq s_z - \frac{l_{z,i}}{2} \end{pmatrix}. \quad (4.5)$$

Die Berechnung der Position  $\vec{p}$  erfolgt ebenso nach dem in MARSAGLIA & TSANG (2000) und MOLER (2008) beschriebenen Algorithmus zur Generierung stetig gleichverteilter Zufallswerte in *Matlab*<sup>®</sup>.

Die Oberfläche einer Pore  $i$  kann somit anhand der Vektorgleichung

$$\vec{o}_i = \vec{p}_i + \vec{k}_i \quad (4.6)$$

beschrieben werden. Im binären Datensatz wird für alle von  $\vec{k}$  eingeschlossenen Voxel der Wert *null* vergeben. Dieser Vorgang wiederholt sich innerhalb einer Schleife bis die definierte Volumenporosität erreicht ist.

Nadelförmige Poren sind i. d. R. in Rovings zwischen den Filamenten vorzufinden und daher stark richtungsabhängig. Bedingt durch den Laminataufbau nehmen sie Vorzugsrichtungen innerhalb des Probekörpers ein. Im Rahmen des hier entwickelten Tools wurde eine Funktionalität zur Berücksichtigung bidirektionaler Lamine mit 0°/90°-Gelegen implementiert. Die Positionierung der Poren ist jedoch im Vergleich zu der nachfolgend vorgestellten Methode willkürlich und stetig gleichverteilt. Sie folgt keiner definierten Rovingposition. Die Ausrichtung der nadelförmigen Poren geschieht über die Definition der Porenlängen in der xy-Ebene. Eine gleichverteilte Variable  $a$  entscheidet mit

$$\alpha_i = \begin{cases} 0, & a \leq 0,5 \\ 90, & a > 0,5 \end{cases} \quad (4.7)$$

über dessen Ausrichtung. Ein modellierter Datensatz mit einer Kombination aus kugelförmigen und nadelförmigen Poren ist exemplarisch in Abbildung 4.4 dargestellt.

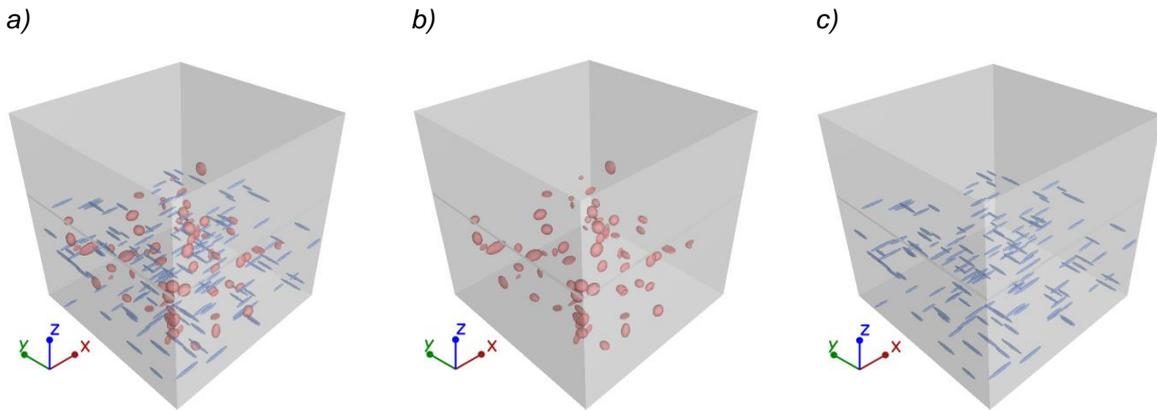


Abbildung 4.4: a) Modellierter synthetischer Datensatz mit 0,5 Vol.-% kugelförmiger und 0,25 Vol.-% nadelförmiger Porosität (0,75 Vol.-% Gesamtporosität). b) Segmentierte kugelförmige Porosität. c) Segmentierte nadelförmige Porosität.

Um die Position und Orientierung von Poren in Bezug auf das Laminat zu berücksichtigen, wurde das zuvor beschriebene Tool um die Modellierung eines Leinengewebes erweitert. Der Roving wird über die Ellipsengleichung für kartesische Koordinaten mit dem Mittelpunkt (0|0) über

$$\frac{y^2}{a^2} + \frac{x^2}{b^2} = 1 \quad (4.8)$$

hergeleitet. Mit der Breite  $b$  und Höhe  $h$  des Rovings ergibt sich aus Gleichung (4.8) die obere und untere Außenkontur  $r_{eo}(x)$  und  $r_{eu}(x)$  unter Berücksichtigung des Mittelpunkts ( $b/2|h/2$ ) aus

$$r_{E,o}(x) = \sqrt{\left(\frac{h}{2}\right)^2 \left(1 - \frac{(x-b/2)^2}{(b/2)^2}\right)} + \frac{h}{2} \text{ und} \quad (4.9)$$

$$r_{E,u}(x) = -r_{E,o}(x) + h.$$

Die neutrale Faser des Rovings ist der Mittelpunkt des Rovings und beschreibt über den Ellipsenmittelpunkt den Rovingverlauf. Es wurden zwei Möglichkeiten zur Definition der neutralen Faser untersucht:

1. Anhand trigonometrischer Funktionen und
2. anhand eines Ellipsenansatzes.

Die neutrale Faser des trigonometrischen Ansatzes lässt sich herleiten aus

$$x(t) = x_0 \sin(\omega t) = x_0 \sin\left(\frac{2\pi}{T} t\right). \quad (4.10)$$

Mit der Rovingbreite  $b$  folgen hieraus die Gleichungen (4.11) bis (4.14), welche den Rovingverlauf des Leinengewebes beschreiben.

$$n_{yz,1}(x) = \frac{b}{4} \left( 1 + \cos\left(\frac{\pi}{b}x\right) \right) \quad (4.11)$$

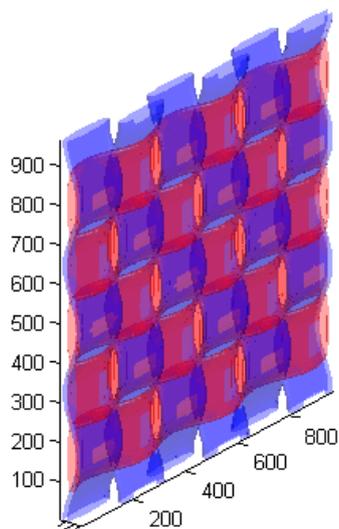
$$n_{yz,2}(x) = \frac{b}{4} \left( 1 - \cos\left(\frac{\pi}{b}x\right) \right) \quad (4.12)$$

$$n_{zx,1}(y) = \frac{b}{4} \left( 1 + \sin\left(\frac{\pi}{b}y\right) \right) \quad (4.13)$$

$$n_{zx,2}(y) = \frac{b}{4} \left( 1 - \sin\left(\frac{\pi}{b}y\right) \right) \quad (4.14)$$

Abbildung 4.5 a) veranschaulicht eine modellierte Gewebelage mit  $b=160$  Voxel und einer Rovinghöhe von  $h=16$  Voxel. Es ist rein qualitativ festzustellen, dass es zwischen den  $0^\circ$ - und  $90^\circ$ -Rovings zu Überschneidungen kommt. Der maximale Rovingvolumenanteil beträgt 42,6 Vol.-%.

a)



b)

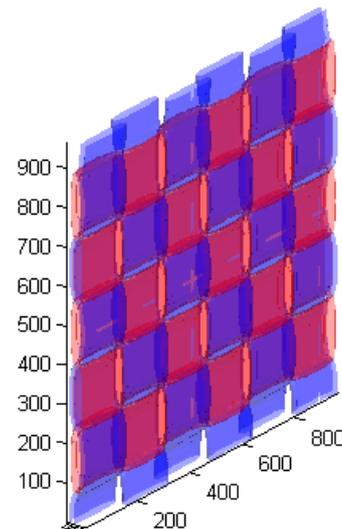


Abbildung 4.5: Modelliertes  $0^\circ/90^\circ$ -Leinwandgewebe zum Vergleich der Rovingverläufe (neutralen Fasern der Rovings) als a) trigonometrische Funktionen und b) als Ellipsenverlauf.

Eine Optimierung des Querschnitts kann anhand einer aus Ellipsen zusammengesetzten neutralen Faser durchgeführt werden. Eine Periode des Rovingverlaufs im Intervall  $0 \leq x \leq 2b$  wird wie folgt aus Gleichung (4.8) hergeleitet:

$$n(x) = \begin{cases} \sqrt{\left(\frac{f_b h}{2}\right)^2 \left(1 - \frac{(x-b/2)^2}{(b/2)^2}\right)} + \frac{f_b h}{2}, & 0 \leq x \leq b \\ -\sqrt{\left(\frac{f_b h}{2}\right)^2 \left(1 - \frac{(x-b/2)^2}{(b/2)^2}\right)} + \frac{f_b h}{2} + h, & b \leq x \leq 2b \end{cases} \quad (4.15)$$

Mit dem Faktor  $f_b$  kann der Abstand zwischen den Rovings festgelegt werden. Für  $f_b=1,1$  wurde ein optimierter Rovingvolumenanteil von 49,7 Vol.-% erzielt. Im Vergleich hierzu ist der Rovingvolumenanteil mit dem trigonometrischen Ansatz mit 42,6 Vol.-% geringer. Ebenso konnte der Überschneid auf  $1 \cdot 10^{-3}$  Vol.-% reduziert werden. Der trigonometrische Ansatz liefert mit 0,3 Vol.-% einen deutlich größeren Überschneid. Eine Gegenüberstellung der Ergebnisse zeigt Abbildung 4.5. Auf eine weitere mathematische Ausarbeitung hinsichtlich des Zusammenhangs der verschiedenen Ebenen wird aufgrund der Analogie zum trigonometrischen Ansatz verzichtet.

Die nadelförmigen Poren, welche überwiegend zwischen den Filamenten innerhalb der Faserstränge in Rovings auftreten, werden in einem nächsten Schritt bezugnehmend auf die Rovingorientierung platziert. Alle weiteren möglichen Porenformen können in den harzreichen Regionen modelliert werden. Abbildung 4.6 zeigt exemplarisch ein Laminat mit 10 Lagen und einem Porositätsgrad von 2,0 Vol.-%.

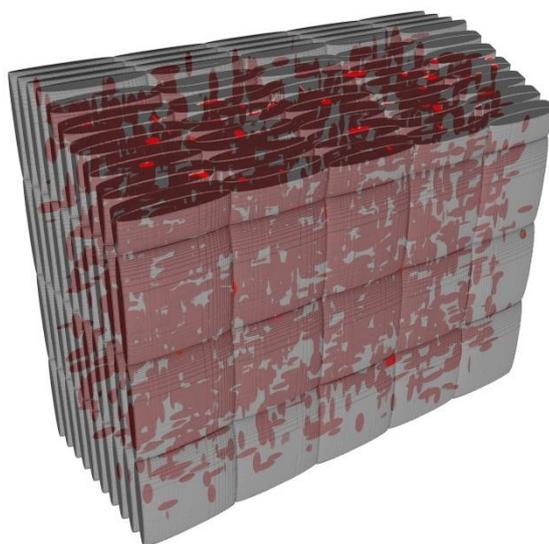


Abbildung 4.6: Modelliertes Laminat mit 10 Lagen (0°/90°)-Leinengewebe und richtungsabhängiger nadelförmiger Porosität von 2,0 Vol.-%.

### 4.3 FE-Netzerzeugung und Diskretisierung

Als Ausgangsdaten für die CT-Simulation werden Polygonmodelle als STL-Daten herangezogen. Sie können durch eine Oberflächenextraktion aus CT-Daten (Kapitel 4.1) oder aus synthetischen Modellen generiert werden (Kapitel 4.2). Die Oberfläche des zu

extrahierenden Körpers wird anhand eines globalen Schwellwerts unter Anwendung der *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) bestimmt, oder ist durch Binärdaten gegeben. Die als Oberfläche definierten Voxel bilden eine Punktwolke, welche durch eine Vernetzung mit Dreiecksfacetten als STL-Dateien exportiert werden.

Die im Rahmen dieser Arbeit generierten Oberflächenextraktionen wurden mit *VGStudio MAX v.2.2* erstellt. Die Software bietet Funktionen zur Erzeugung und Vereinfachung des Oberflächennetzes. Die komplexe Geometrie der Poren macht eine Beschreibung der Oberfläche aufwändig. Das Ziel ist, eine hinreichend genaue Diskretisierung mit einer geringen Anzahl an Dreiecksfacetten durchzuführen, was einen positiven Einfluss auf die CT-Simulationsdauer hat. Dies kann durch eine Reduzierung der Anzahl an Knotenpunkten anhand einer Gruppierung von Dreiecksfacetten innerhalb einer definierten maximal zulässigen Abweichung erzielt werden. Zusätzlich zu den in *VGStudio MAX* zur Verfügung stehenden Funktionen zur Vereinfachung des Oberflächennetzes gibt es weitere Algorithmen, wie z. B. *MeshLab* [CIGNONI & RANZUGLIA (2015)], welche erweiterte Möglichkeiten zur Netzoptimierung bieten. Aufgrund der ausreichend genauen Oberflächenextraktion mit *VGStudio MAX* wurde für die nachfolgend vorgestellten CT-Simulationen keine erweiterte Diskretisierungsoptimierung der STL-Daten durchgeführt. Neben der Optimierung von Polygonmodellen ist eine vorangehende Vereinfachung der Voxeldaten möglich (Kapitel 4.1).

Es wurden zwei der in *VGStudio MAX* zur Verfügung stehenden Netzoptimierungsparameter explizit untersucht:

1. Die Neuabtastung (engl. *Resampling Distance*, RD) und
2. Vereinfachungstoleranz (engl. *Simplification Tolerance*, ST).

Zur Untersuchung des Einflusses der Netzoptimierung wurden Oberflächennetze mit verschiedenen Parametereinstellungen für den synthetischen Datensatz DS03 erstellt. Anhand eines direkten Soll/Ist-Vergleichs zwischen den Voxeldaten und der erstellten Oberflächennetze kann die Abweichung der Knotenpunkte bestimmt werden. Es wurde dazu der Parameterbereich  $0,5 \cdot s_v \leq RD \leq 4 \cdot s_v$  mit  $ST = s_v/10$  und  $ST = s_v/5$  untersucht. Eine qualitative Beurteilung der Diskretisierungsgenauigkeit kann nach Abbildung 4.7 erfolgen. Es ist eine mit der Neuabtastung *RD* zunehmende Abweichung zwischen dem Oberflächennetz und dem Voxeldatensatz festzustellen.

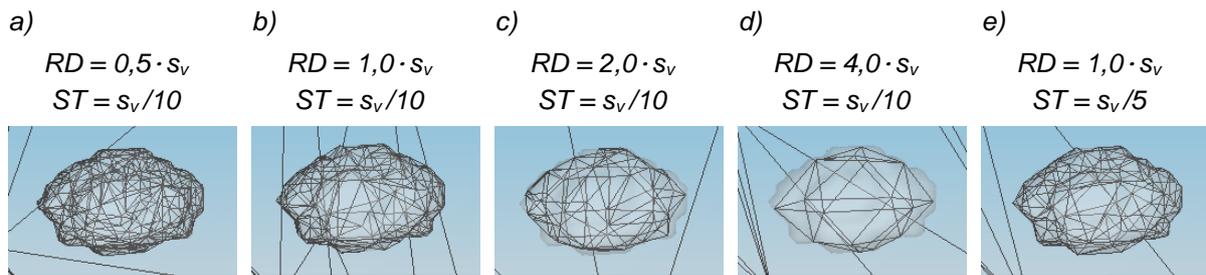


Abbildung 4.7: a) bis e) Veranschaulichung einer mit Dreiecksfacetten vernetzten Pore unter Variation der Diskretisierungsparameter Neuabtastung (engl. Resampling Distance, RD) und Vereinfachungstoleranz (engl. Simplification Tolerance, ST).

Die quantitative Beurteilung der Ergebnisse erfolgt anhand der Auswertung der prozentualen Anzahl an Knotenpunkten und deren absoluten Differenzen  $|\vec{r}_{O,P} - \vec{r}_{V,P}|$ . Die Vektoren  $\vec{r}_{O,P}$  und  $\vec{r}_{V,P}$  beschreiben jeweilig einen Knotenpunkt des Oberflächennetzes bzw. die im Voxeldatensatz definierte Oberfläche. Die Darstellung der kumulierten prozentualen Abweichung in Abbildung 4.8 zeigt den signifikanten Einfluss der Neuabtastung RD. Wie hieraus ersichtlich wird ist festzuhalten, dass aufgrund der signifikant zunehmenden Abweichung für  $RD > 1 \cdot s_v$  keine zur CT-Simulation akzeptablen Oberflächennetze erstellt werden können. Eine Zunahme der Vereinfachungstoleranz von  $ST = s_v/10$  auf  $ST = s_v/5$  zeigt keine deutliche Verschlechterung der Netzgenauigkeit.

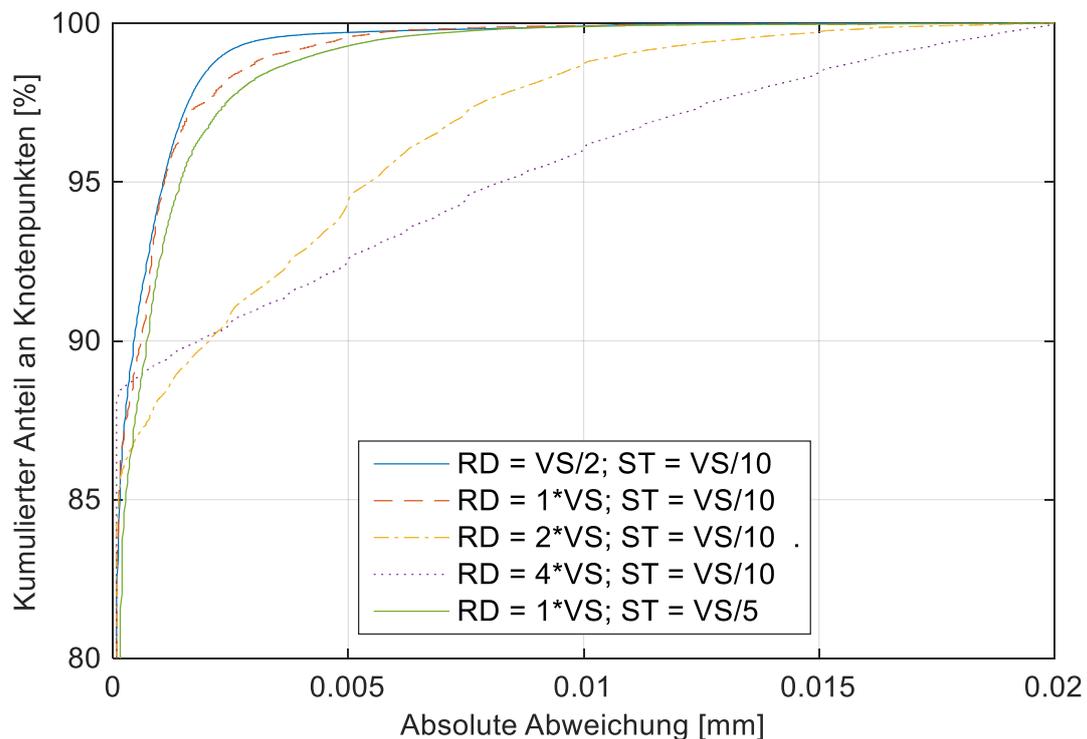


Abbildung 4.8: Kumulierte absolute Abweichung der Knotenpunkte für die Diskretisierungsparameter: Neuabtastung (engl. Resampling Distance, RD) und Vereinfachungstoleranz (engl. Simplification Tolerance, ST).

Eine Übersicht der untersuchten Netzparameter und der daraus resultierenden Anzahl an Dreiecksfacetten ist in Tabelle 4.2 aufgeführt. Eine maximale absolute Abweichung für 99 % aller Knotenpunkte ist mit 0,17 Voxel für das Netz DS03-01 vernachlässigbar gering, weshalb diese Konfiguration für weitere Betrachtungen als Referenz herangezogen wird. Im Vergleich hierzu kann eine Vereinfachung mit  $ST=s/\sqrt{5}$  zu einer Verminderung der Anzahl an Dreiecksfacetten von 28 % führen. Als Schlussfolgerung hieraus werden für die in dieser Arbeit erstellten Oberflächennetze die Parameter der Datensätze DS03-01 und DS03-02 gewählt. Eine größere Vereinfachungstoleranz wird aufgrund der Zunahme der maximalen absoluten Abweichung auf  $>0,21$  Voxel nicht angewandt.

Tabelle 4.2: Ermittelte Ergebnisse der Untersuchung zur Erstellung von Oberflächennetzen für die Diskretisierungsparameter: Neuabtastung (engl. Resampling Distance, RD) und Vereinfachungstoleranz (engl. Simplification Tolerance, ST).

Datensatz	RD	ST	Max. abs. Abweichung für 99 %	Anzahl der Dreiecksfacetten	Datengröße
DS03-04	$0,5 \cdot s_v$	$s_v/10$	0,12 Voxel	196000	18,8 MB
DS03-01	$1,0 \cdot s_v$	$s_v/10$	0,17 Voxel	136000	13,0 MB
DS03-05	$2,0 \cdot s_v$	$s_v/10$	0,54 Voxel	49000	4,5 MB
DS03-06	$4,0 \cdot s_v$	$s_v/10$	0,81 Voxel	16000	1,4 MB
DS03-02	$1,0 \cdot s_v$	$s_v/5$	0,21 Voxel	98000	9,2 MB

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen beziehen sich auf ein Porenmodell mit 0,7 Vol.-% Porosität. Aufgrund des Bezugs auf Voxelheiten können die ermittelten Parametereinstellungen auf vergleichbare Porenmodelle und CT-Daten – unter der Voraussetzung ähnlicher Geometriekomplexität – sinngemäß verallgemeinert werden.

#### 4.4 CT-Simulationsalgorithmen

Bei der bildgebenden Simulation von Röntgenstrahlung können zwei sich voneinander unterscheidende Ansätze verfolgt werden: 1.) Der *Raytracing*- und 2.) der Monte-Carlo-Ansatz. Beim reinen *Raytracing* wird die Schwächung eines Röntgenstrahls entlang des Strahlwegs nach dem Lambert-Beerschen-Gesetz berechnet. Streustrahlung wird dabei nicht berücksichtigt. Hingegen können bei stochastischen Simulationen, wie der Monte-Carlo-Methode, Interaktionen zwischen Photonen und dem Objekt weitere Informationen über die Streuung liefern. Beide Ansätze und eine Kombination hieraus werden im folgenden Unterkapitel behandelt.

*CIVA 11* benützt verschiedene Module zur Simulation der zerstörungsfreien Prüfverfahren: Ultraschall, Wirbelstrom, geführte Wellen, Radiografie und Computertomografie [FERNANDEZ & FOUCHER (2013)]. Die Röntgen- und CT-Simulationsumgebung *SINDBAD* (entwickelt von *CEA-LETI*) wurde zur Anwendung an Windows-Rechnern in *CIVA* integriert [TABARY et al. (2007)]. Die in *SINDBAD* angewandten Algorithmen des *CAD-Raytracings* sind nach TABARY, HUGONNARD, et al. (2004) auf das *BRL-CAD* und *Raytracing* Paket zurückzuführen [DYKSTRA PC & MJ (1989)]. Simulationen können in *CIVA* sowohl rein analytisch (*Raytracing*) als auch mit stochastischen Methoden (Monte-Carlo-Simulation) durchgeführt werden. Eine Kombination beider Methoden ermöglicht realistische Simulationen unter Berücksichtigung der Streustrahlung [TABARY, GUILLEMAUD, et al. (2004), FERNANDEZ & LEVEQUE (2012)]. Hierzu wird nach TABARY, GUILLEMAUD, et al. (2004) der *EGS-NOVA* Algorithmus [SATTERTHWAITE (1998)] angewandt. Monte-Carlo-Simulationen sind beim aktuellen Stand der Technik – im Bereich der Computertomografie – aufgrund des Zeitaufwands nur bedingt anwendbar. Sie werden i. d. R. nur für radiografische Simulationen herangezogen. Für computertomografische Simulationen mit meist mehr als 1000 Projektionen steht deswegen der *Raytracing* Ansatz im Vordergrund.

#### 4.4.1 Raytracing-Simulation

Die Simulation von Röntgenstrahlung kann unter Anwendung von *Raytracing*-Algorithmen im Allgemeinen als eine Beobachtung der Schwächung eines einzelnen Röntgenstrahls, ausgehend von seinem Ursprung, über gleich- oder verschieden stark schwächende Medien hinweg beschrieben werden. Durch eine definierte Anordnung dieser Einzelbetrachtungen ist es möglich, bildgebende Simulationen durchzuführen. Hierbei wird eine definierte Detektorgeometrie ausgehend von der Röntgenquelle pixelweise abgerastert.

Abbildung 4.9 veranschaulicht den geometrischen Aufbau eines industriell üblichen Computertomographen mit feststehender Röntgenröhre und Detektor. Das zu untersuchende Objekt ist ausgehend vom Koordinatensystem  $S$  in  $z$  frei positionierbar und um dessen Hochachse drehbar. Der Mittenstrahl der Röntgenquelle auf die Detektormitte ist mit  $\alpha=0^\circ$  und  $\beta=0^\circ$  definiert. Für einen Detektor mit  $n_u$  und  $n_v$  Pixeln der Größe  $s_{p,u}$  und  $s_{p,v}$  gilt für einen Quelle-Detektorabstand  $SD_z$  ein abzurasternder Winkelbereich von:

$$-\tan^{-1}\left(\frac{n_v s_{p,v}}{2SD_z}\right) \leq \alpha \leq \tan^{-1}\left(\frac{n_v s_{p,v}}{2SD_z}\right), \quad (4.16)$$

$$-\tan^{-1}\left(\frac{n_u s_{p,u}}{2SD_z}\right) \leq \beta \leq \tan^{-1}\left(\frac{n_u s_{p,u}}{2SD_z}\right). \quad (4.17)$$

Unter der vereinfachten exemplarischen Annahme, dass der Röntgenstrahl auf der Strecke zwischen Quelle und Detektor  $SD$  über den Weg Quelle-Probeneintritt  $SB$ , Probeneintritt-Probenaustritt  $BE$  und Probenaustritt-Detektor  $ED$  ohne weitere Berücksichtigung eventueller Fehlstellen o. ä. geschwächt wird, setzt sich der Betrag des Vektors aus

$$\left|\vec{r}_{SD}(\alpha, \beta)\right| = \left|\vec{r}_{SB}(\alpha, \beta)\right| + \left|\vec{r}_{BE}(\alpha, \beta)\right| + \left|\vec{r}_{ED}(\alpha, \beta)\right| \quad (4.18)$$

zusammen. Allgemein gilt für  $n$  Schwächungskomponenten (z. B. Umgebungsluft, CFK und CFK-Porosität) der  $i$  Teilstrecken des Strahlwegs

$$\left|\vec{r}_{SD}(\alpha, \beta)\right| = \sum_i^n \left|\vec{r}_i(\alpha, \beta)\right|. \quad (4.19)$$

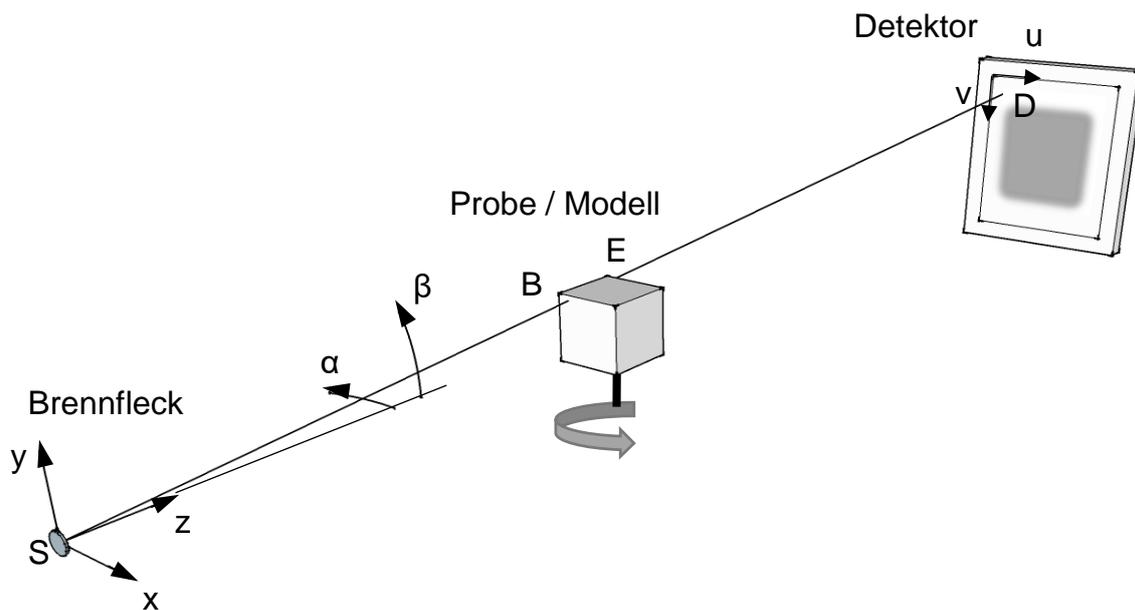


Abbildung 4.9: Geometrischer Aufbau eines üblichen industriellen Computertomografen mit feststehender Röntgenröhre und Detektor.

Die Berechnung der Strahlungsschwächung nach dem Lambert-Beerschen-Gesetz aus Gleichung (2.9) (Kapitel 2.2) wird für Multimaterialien erweitert durch:

$$I_D = I_0 \exp \left[ - \sum_i^n \mu_i \left| \vec{r}_i(\alpha, \beta) \right| \right]. \quad (4.20)$$

Gleichung (4.20) gilt für eine monochromatische Strahlung, wie sie z. B. näherungsweise bei Synchrotronsystemen oder Gamma-Röntgenstrahlern vorliegt. Polychromatische Strahlung der zu simulierenden Röntgenröhre sowie der lineare Schwächungskoeffizient sind Funktionen der Röntgenenergie  $E$ . Die Gleichung zur Berechnung der Schwächung von Röntgenstrahlung lässt sich durch das Integral über der Röntgenenergie  $E$  erweitern:

$$I_D = \int I_0(E) \exp \left[ - \sum_i^n \mu_i(E) \left| \vec{r}_i(\alpha, \beta) \right| \right] dE. \quad (4.21)$$

In der Praxis wird die Schwächung eines Röntgenstrahls separat für die verschiedenen Energien  $E$  des Ausgangsspektrums  $I_0$  berechnet. Das ermöglicht auch die Untersuchung des Einflusses der Strahlaufhärtung, welche aus verschiedenen stark geschwächten Anteilen des Spektrums einer nicht-punktsymmetrischen Objektgeometrie resultiert (Kapitel 2.5.4). Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass sich als Inkrement in der numerischen Berechnung  $dE=1$  keV als praktikabel erwiesen hat.

Es folgt schließlich für das Beispiel aus Gleichung (4.18) die Gesamtschwächung

$$I_D(\alpha, \beta) = \int I_0(E) \exp \left[ -\mu_{SB}(E) \cdot \left| \vec{r}_{SB}(\alpha, \beta) \right| - \mu_{BE}(E) \cdot \left| \vec{r}_{BE}(\alpha, \beta) \right| - \mu_{ED}(E) \cdot \left| \vec{r}_{ED}(\alpha, \beta) \right| \right] dE. \quad (4.22)$$

Unter Berücksichtigung der Detektorsensitivität  $D(E)$ , welche ebenso eine Funktion der Röntgenenergie  $E$  ist, folgt im Allgemeinen die Intensität  $I$  aus Gleichung (4.21) analog zum Detektoroutput digitaler Röntgen-CT-Systeme mit

$$I(\alpha, \beta) = \int I_0(E) \exp \left[ -\sum_i^n \mu_i(E) \left| \vec{r}_i(\alpha, \beta) \right| \right] D(E) dE. \quad (4.23)$$

#### 4.4.2 Monte-Carlo-Simulation

Eine realitätsnahe Simulation der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie kann über stochastische Verfahren, z. B. durch Anwendung einer Monte-Carlo-Simulation (MC-Simulation) erfolgen. Unter Berücksichtigung der verschiedenen Wechselwirkungsprozesse wird dabei ein zufälliger Photonenpfad durch das Objekt simuliert. Die Schwächung von Röntgenstrahlung erfolgt im Wesentlichen über inelastische Prozesse wie der Photoabsorption und Compton-Streuung (Kapitel 2.2). Mit der Compton-Streuung geht eine Vergrößerung der Wellenlänge des gestreuten Röntgenphotons einher, wobei das gestreute Röntgenphoton mit geänderter Wellenlänge wiederum in der Lage ist, mit weiteren Elektronen zu wechselwirken. Die mit anderen Photonen konsekutiv dazu ablaufenden Interaktionen werden Kaskadenschauer genannt. Sie können durch Anwendung von Monte-Carlo-Algorithmen simuliert werden. Des Weiteren kommt es bei der Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie zur elastischen Thomson- und Rayleigh-Streuung und bei Energien oberhalb 1,022 MeV auch zur Elektronenpaarbildung.

Erste Entwicklungen stochastischer Methoden zur Computersimulation der Kaskadenschauer wurden nach BIELAJEW et al. (1994) bereits Ende der 1950er Jahre von Butcher und Messel [BUTCHER & MESSEL (1958), BUTCHER & MESSEL (1960)] sowie von Varfolomeev und Svetlobov [VARFOLOMEEV & SVETLOBOV (1959)] durchgeführt. Die Entwicklungen des in der Simulationsumgebung *CIVA 11* angewandten Monte-Carlo-Algorithmus *EGS-NOVA* sind auf Veröffentlichungen des *Stanford Linear Accelerator Center (SLAC)* in den späten 1960er Jahre zurückzuführen und wurden seither stetig weiterentwickelt [BIELAJEW et al. (1994)]. Nach TABARY, GUILLEMAUD, et al. (2004) kann eine Kombination der analytischen- und Monte-Carlo-Simulation angewandt werden (Abbildung 4.10). Die vollständige Lösung einer MC-Simulation ist rechenzeitaufwändig. Die Erweiterung der analytischen Lösung (*Raytracing*) mit der MC-Simulation ermöglicht eine Optimierung der Simulationsdauer [TABARY & GLIÈRE (2001)].

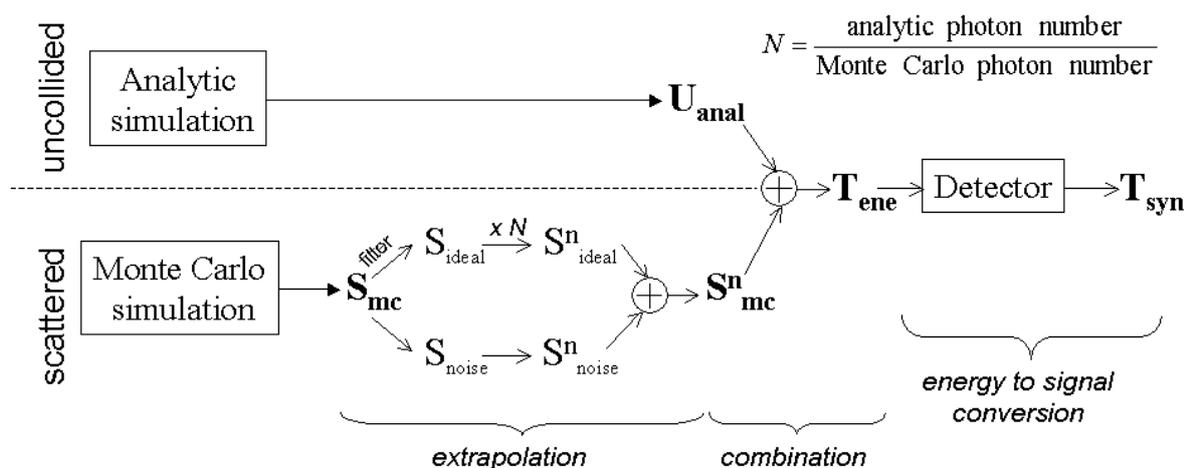


Abbildung 4.10: Kombination der Raytracing- und Monte-Carlo-Methode in CIVA [TABARY, GUILLEMAUD, et al. (2004)].

Für radiografische Untersuchungen oder Simulationen einzelner Projektionen ist die Anwendung von MC-Simulationen zum Stand der Technik anwendbar. Aufgrund der zur Feldkamp-Rekonstruktion vergleichsweise hohen Anzahl an Projektionen und der darauf bezogenen geringen Effizienz von MC-Simulationen ist der MC-Ansatz hier nicht praktikabel, weshalb in dieser Arbeit darauf verzichtet wird. Die CT-Simulationen beschränken sich daher auf die analytische Lösung mittels *Raytracing* (Kapitel 4.4.1).

## 4.5 Simulationsumgebung CIVA 11

Die Simulationsumgebung CIVA 11 bietet verschiedene Funktionalitäten zur realitätsnahen CT-Simulation beliebiger Prüfobjekte. Röntgenspektren können aus einer Datenbank hinterlegter Röntgenquellen ausgewählt, durch eine Definition röntgenquellenspezifischer Parameter simuliert oder als Datenbankdateien im XML-Datenformat importiert werden. Ebenso ist eine Definition der Detektorcharakteristik für verschiedene Detektortypen möglich, was durch die Berücksichtigung der globalen Unschärfe und durch Anwendung von Modultransferfunktionen weiter optimiert wird. Die implementierten Funktionen zur Abbildung des gesamten Systemrauschens wurden nicht verwendet. Hierzu wurden spezielle Algorithmen in *Matlab*® entwickelt (Kapitel 4.6). Die geometrische Unschärfe, verursacht durch eine bestimmte Brennfleckgröße und -form, wurde im Rahmen der durchgeführten Simulationen durch Aufteilung des Brennflecks in kleine Brennflecksegmente berücksichtigt.

### Geometrische Unschärfe

Die geometrische Unschärfe ist eine aus der Fokusgröße der Röntgenröhre und Vergrößerung resultierende Eigenschaft, die Einfluss auf die Bildqualität hat (Kapitel 2.6.2 und 5.4). Sie kann in *CIVA 11* unter Anwendung eines analytischen oder geometrischen Ansatzes berücksichtigt werden [DUBOIS et al. (2010) und MATHY et al. (2010)].

Der analytische Ansatz basiert auf einer Filterung der Projektionsdaten mit einem dafür definierten Filterkern. Der zur Simulation herangezogene Brennfleck wurde mittels einer Gauß-Funktion erstellt [CEA-LIST (2013)].

Unter Anwendung des geometrischen Ansatzes wird der Fokus in mehrere Fokussegmente unterteilt, von welchen ausgehend das *Raytracing* durchgeführt wird. Diese Methode ist im Vergleich zum analytischen Ansatz aufgrund der mehrmaligen Berechnung einer einzelnen Position zeitaufwändiger, jedoch präziser. Mit zunehmender Fokusgröße und abnehmendem Fokus-Objekt-Abstand steigt die Anzahl der notwendigen Fokus-Teilsegmente. Zur Untersuchung des Einflusses der geometrischen Unschärfe auf die Porositätscharakterisierung wurde der Ansatz der Aufteilung des Fokus in Teilsegmente herangezogen (Kapitel 5.4).

Der Fokuspunkt hat (auch abhängig vom verwendeten Röhrentyp) in Direktstrahlröhren i. d. R. eine ellipsenförmige Ausprägung. Im Rahmen der Untersuchungen wurde zur Vereinfachung eine Fokusform mit kreisrunder gleicher Höhe und Breite angenommen.

### **Globale Unschärfe – MTF-Blurring**

Die globale Unschärfe des Detektors kann in *CIVA 11* durch Implementierung der Ortsauflösung des Detektors als Modulübertragungsfunktion berücksichtigt werden. Hierbei werden die simulierten Projektionen im Frequenzraum unter Anwendung des MTF-Faltungskerns gefiltert [KOENIG & GLIÈRE (2000)].

Modultransferfunktionen werden in *CIVA* über ASCII-Dateien mit normierten MTF-Werten zwischen 0 und 1 sowie der Frequenz in Lp/cm importiert. Es gilt hierbei das *Shannon-Kriterium* zu beachten [CEA-LIST (2013)]. Für Flachbilddetektoren ist eine näherungsweise Berechnung der Modultransferfunktion anhand der experimentell ermittelten Ortsauflösung möglich (Kapitel 2.6.3 und 5.5).

### **Röntgenquelle**

Als Strahlungsquelle können Gammastrahler oder klassische Röntgenröhren modelliert bzw. dessen Spektren importiert werden. Die Modellierung von Röntgenspektren basiert auf dem Kramers- oder Tucker-Modell. Für weiterführende Literatur in Bezug auf das Kramers-Modell wird auf KRAMERS (1923) und BIRCH & MARSHALL (1979) verwiesen. Das Tucker-Modell ist in TUCKER et al. (1991) beschrieben. Das Kramers-Modell eignet sich als erste Näherung eines Spektrums für niedrige Energien [CEA-LIST (2013)]. Das Tucker-Modell wird vorwiegend zur Modellierung von Spektren mit Röntgenenergien im Bereich von 200 keV bis 450 keV empfohlen.

Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Simulationen wurden die Röntgenspektren als XML-Daten importiert. Sie entsprechen den Eigenschaften der für die experimentellen Untersuchungen verwendeten *Viscom 160 TED* Röntgenröhre (Anhang A.2).

Die Geometrie der Strahlenemission und damit die abzurasternde Geometrie des *Raytracing* können konisch oder zylindrisch ausgeführt sein. Des Weiteren kann der Durchmesser des

Fokus definiert werden, welcher unter Anwendung eines analytischen- oder geometrischen Ansatzes eine Berücksichtigung der geometrischen Unschärfe ermöglicht.

## Detektor

Die Implementierung der Sensitivitätscharakteristik des Detektors basiert auf bereits hinterlegten Daten ausgewählter Szintillatoren. Bei gegebenen Informationen zum Detektoraufbau ist es ebenso möglich die Charakteristik zu modellieren. Analog zu den experimentellen Untersuchungen wurde der *PerkinElmer* Detektor des Typs *XRD 0820 CN15* mit einem Gadolinium-Oxysulfid-Szintillator ( $Gd_2O_2S$ , Kurzform: GOS-Szintillator) unter Berücksichtigung der spezifischen Eigenschaften wie z. B. der Szintillatordicke und Post-Filterung (CFK-Abdeckung des Detektors) modelliert. Die technischen Daten des Detektors sind im Anhang A.3 und A.4 zu finden. Eine weitere Anpassung der absoluten Sensitivität erfolgte durch experimentelle Messungen an der Röntgen-CT-Anlage (Anhang A) und dem Abgleich mit den simulierten Intensitäten anhand des Verstärkungsfaktors *Gain*. Die Anzahl und Größe der Detektorpixel beträgt für den in den Versuchen verwendeten Detektor 1024 Pixel x 1024 Pixel mit 200  $\mu m$  Pixelkantenlänge.

## Bildrauschen

Bildrauschen kann in *CIVA 11* unter Anwendung statistisch verteilter Intensitätsschwankungen oder unter Anwendung stochastischer Simulationen (Kapitel 4.4.2) berücksichtigt werden, wobei hier auch das Photonenrauschen berücksichtigt wird. Statistisches Rauschen wird vereinfacht als normalverteilt angenommen. Es gibt zwei analytische Ansätze, um dessen Standardabweichung festzulegen. Nach [CEA-LIST (2013)] kann  $\sigma_{Signal}$  aus der absorbierten Energie  $E_{abs}$  und der Varianz eines betrachteten Pixels  $\sigma_{E_{abs}}$  über den Zusammenhang

$$\sigma_{Signal} = \sqrt{G \left( E_{abs} + G \sigma_{E_{abs}}^2 \right)} \quad (4.24)$$

berechnet werden. Die zweite Möglichkeit der Berechnung von  $\sigma_{Signal}$  über die Quanteneffizienz *DQE* berücksichtigt alle bekannten Rauschphänomene [CEA-LIST (2013)]:

$$\sigma_{Signal} = \sqrt{G^2 \frac{\sigma_{E_{abs}}^2}{DQE}}. \quad (4.25)$$

Ein möglichst realitätsnahes Rauschen kann jedoch nur anhand von MC-Simulationen oder aus Rauschinformationen experimenteller Untersuchungen gewonnen werden. Darum wird das Rauschen der durchgeführten Simulationen basierend auf Messdaten realer Rauschleistungsspektren (engl. *Noise Power Spectrum*, NPS) generiert (Kapitel 4.6.2).

## 4.6 Modellierung von Rauschen

Zur Modellierung des Rauschens wurden die folgenden zwei Ansätze entwickelt, in *Matlab*<sup>®</sup> umgesetzt und angewandt:

1. über eine statistische Verteilung und
2. basierend auf dem Rauschleistungsspektrum (NPS) experimentell ermittelter Daten.

Wie nachfolgend aufgezeigt wird, liefern beide Ansätze im Vergleich zu experimentell ermitteltem realem Rauschen vergleichbare Ergebnisse. Die Bewertungskriterien zur Beurteilung des Rauschens sind in Kapitel 2.6.1 beschrieben.

### 4.6.1 Rauschen aus statistischen Verteilungen

Die Addition statistischen Rauschens auf Simulationsdaten basiert auf normal- und Poisson-verteilten Zufallszahlen. Die Verteilungsfunktion der Normalverteilung mit dem Mittelwert  $\mu$  und der Standardabweichung  $\sigma$  ist über

$$f_N(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2\right] \quad (4.26)$$

definiert. Im Vergleich zur Poisson-Verteilung handelt es sich um eine symmetrische Funktion. Hingegen zeichnet sich die Poisson-Verteilung

$$f_P(x) = \frac{e^{-\lambda} \lambda^x}{x!} \quad (4.27)$$

durch eine rechtsschiefe Lage aus. Sowohl der Erwartungswert als auch die Varianz werden mit  $\lambda$  beschrieben. Die rechtsschiefe Lage nimmt mit  $\lambda$  ab, wobei ab  $\lambda > 30$  von einer Symmetrie ausgegangen werden kann, sodass analog zur Normalverteilung näherungsweise  $\lambda = \mu$  und  $\lambda = \sigma^2$  gilt. Zur Erzeugung von Zufallszahlen mit rechtsschiefer Verteilung wird daher  $\lambda = 10$  gewählt. Dies hat jedoch zur Folge, dass sich ohne weitere Optimierung der Zufallszahlenerzeugung die Anzahl der möglichen verschiedenen Zufallszahlen aufgrund der Bedingung  $x \in \mathbb{N}$  auf ca.  $2\lambda$  beschränkt.

Zur Erzeugung von Zufallszahlen wird das Rauschen einer realen Messung analysiert und über die Standardabweichung charakterisiert. Hieraus folgt die Soll-Standardabweichung  $\sigma_{Soll}$ , welche als Merkmal für die Intensität des normal- und Poisson-verteilten Rauschens herangezogen wird. Die Intensität der Poisson-verteilten Zufallszahlen  $p_{P\lambda}(x,y)$  wird anhand  $\sigma_{Soll}/\lambda$  angepasst und dessen Median  $\tilde{p}_P$  durch Subtraktion von  $\lambda$  auf  $\tilde{p}_P = 0$  korrigiert (Gleichung (4.28)).

$$p_P(x, y) = \frac{\sigma_{Soll}}{\lambda} p_{P\lambda}(x, y) - \lambda \quad (4.28)$$

Somit folgt durch Addition des Rauschens auf das Ausgangsbild  $g(x, y)$  die Projektion mit dem statistischen Rauschen aus

$$g_{Stat,P}(x, y) = g(x, y) + p_P(x, y), \quad (4.29)$$

bzw. für das normalverteilte Rauschen mit

$$g_{Stat,N}(x, y) = g(x, y) + p_N(x, y). \quad (4.30)$$

Ein Vergleich der rekonstruierten Daten zwischen einer realen Messung und einer Simulation zeigt, dass im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen und unter Anwendung der Soll-Standardabweichung  $\sigma_{Soll}$ , ein mit  $\Delta SNR = -6$  geringerer Signal-zu-Rauschabstand erzielt wird als in der Messung ( $SNR_M = 22$ ). Die Abweichung ist aufgrund einer unvollständigen Korrektur der inhomogenen Detektorausleuchtung partiell auf die Ermittlung von  $\sigma_{Soll}$  zurückzuführen. Die Simulations- und Messparameter sowie Feldkamprekonstruktionen sind übereinstimmend. Für die Messung und anschließende SNR Berechnung über die Standardabweichung wurde aufgrund der Heterogenität von CFK (Faser, Matrix) eine Reinharzprobe aus RTM6 (einkomponentiges Epoxidharz) verwendet (Anhang B.1). Abbildung 4.11 veranschaulicht Schnittbilder der rekonstruierten Daten. Zwischen normal- und Poisson-verteiltem Rauschen sind qualitativ und quantitativ keine signifikanten Unterschiede zu erkennen.

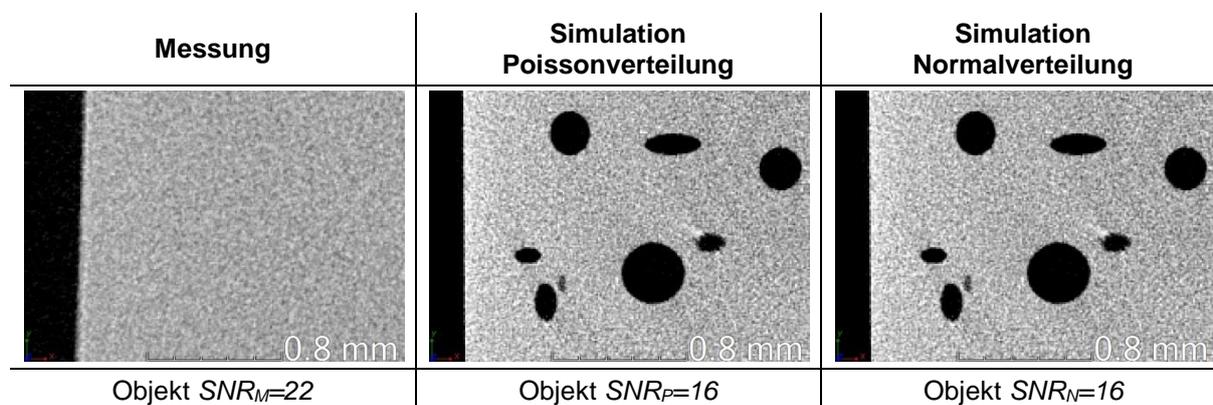


Abbildung 4.11: Vergleich von realem Rauschen (Messung) und aus statistischen Zufallszahlen generiertem Rauschen hinsichtlich des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR).

#### 4.6.2 Rauschen aus experimentellen Rauschleistungsspektren (NPS)

Statistisch verteiltes Rauschen, das auf Simulationsdaten addiert wird, zeigt eine gute Übereinstimmung zu experimentell ermitteltem Rauschen (Kapitel 4.6.1). Eine weitere Optimierung zwischen synthetischem- und realem Rauschen kann durch die Verwendung von Rauschinformationen aus realen Messexperimenten erzielt werden. Das Prinzip beruht auf

einer gezielten Filterung von weißem Rauschen im Frequenzraum anhand eines experimentell ermittelten Filterkerns.

Die Rauschanalyse experimenteller Leerbildmessungen liefert die Ausgangsdaten zum Entwurf des Filterkerns. Hierzu werden Messungen mit zur Simulation identischen Parametern und  $n_p=1080$  Projektionen – als Leerbilder ohne Prüfkörper – durchgeführt. Eine zufällige Auswahl der zu analysierenden Projektion ist gegenüber der Randomisierung von Rauschanalysen vorteilhaft. Ohne auf weitere Ergebnisse diesbezüglich einzugehen, ist zu erwähnen, dass es auch möglich ist, einen einzigen Filterkern für die Erzeugung des Rauschens anzuwenden. Die Analyse eines einzelnen Leerbilds kann auf mehrere simulierte Projektionen angewendet werden. Der Grund hierfür ist, dass die Randomisierung bereits aus den Zufallszahlen des weißen Rauschens vorliegt. Es ist daher keine signifikante Differenz zwischen einer möglichen Anzahl an Leerbildern festzustellen.

Die Umsetzung der Generierung von Rauschen aus experimentell ermittelten Rauschleistungsspektren wurde in *Matlab*<sup>®</sup> durchgeführt. Das Rauschleistungsspektrum basiert auf zweidimensionalen Fourieranalysen. Die Fourier-Transformierte  $P_k(u,v)$  der  $k$ -ten Projektion  $p_k$  mit der Größe  $n_x$  und  $n_y$  wird anhand einer diskreten Fourier-Transformation (DFT) über

$$P_k(u,v) = \sum_{x=0}^{n_x-1} \sum_{y=0}^{n_y-1} (p_k(x,y) - \bar{p}_k) \exp \left[ -i2\pi \left( \frac{ux}{n_x} - \frac{vy}{n_y} \right) \right] \quad (4.31)$$

berechnet. Die Index  $k$  folgt aus einem gleichverteiltem Zufallsprozess im Intervall  $0 \leq k \leq n_p$ . Der konstante Anteil der Projektion wird mit dessen Mittelwert  $\bar{p}_k$  von  $p_k$  subtrahiert. Das Rauschleistungsspektrum  $NPS(u,v)$  ist der quadrierte Betrag der fouriertransformierten Projektion, was auch auf multidimensionale Matrizen angewendet werden kann [SIEWERDSEN et al. (2002)]. Mit der Normalisierung  $s_x s_y / n_x n_y$  für die diskrete und finite Größe der Projektion folgt das Rauschleistungsspektrum in zwei Dimensionen aus

$$NPS_k(u,v) = \frac{s_x s_y}{n_x n_y} \left| \text{DFT} [p_k(x,y) - \bar{p}_k] \right|^2. \quad (4.32)$$

In einem weiteren Schritt wird unter Berücksichtigung des Spektrums eine Filterung an einer Matrix  $w$  der Größe  $n_x \cdot n_y$  durchgeführt, welche weißes Rauschen im Intervall  $0 \leq w \leq 1$  enthält. Das zu modellierende Rauschen folgt demnach dem Zufallsprinzip unter Beachtung der experimentell ermittelten Frequenzinformationen des Rauschens realer Projektionen. Hierzu wird im Frequenzraum eine Phasenverschiebung in der trigonometrischen Polarform komplexer Zahlen mit

$$NPS_{\text{Filt}}(u,v) = NPS_k(u,v) \cdot (\cos[2\pi w] + i \sin[2\pi w]) \quad (4.33)$$

durchgeführt [SIEWERDSEN et al. (2002)]. Durch die inverse Fourier-Transformation erhält man das modellierte Rauschen im Ortsraum zurück. Dies geschieht im Allgemeinen durch die Anwendung der inversen diskreten Fourier-Transformation (IDFT) mit

$$f(x, y) = \frac{1}{n_u n_v} \sum_{u=0}^{n_u-1} \sum_{v=0}^{n_v-1} F(u, v) \exp \left[ i2\pi \left( \frac{ux}{n_u} - \frac{vy}{n_v} \right) \right]. \quad (4.34)$$

Die inverse Transformation des gefilterten Rauschleistungsspektrums in den Ortsraum anhand Gleichung (4.34) folgt aus der Summe des Real- und Imaginärteils mit

$$p_{NPS}(x, y) = \text{Re}(\text{IDFT}[NPS_{\text{Filt}}(u, v)] + \text{Im}(\text{IDFT}[NPS_{\text{Filt}}(u, v)])). \quad (4.35)$$

Das modellierte Rauschen  $p_{NPS}$  wird schließlich auf die am Simulationsobjekt durchgeführte Projektion  $g(x, y)$  addiert:

$$g_{NPS}(x, y) = g(x, y) + p_{NPS}(x, y). \quad (4.36)$$

Abbildung 4.12 fasst den Vorgang zur Generierung und der anschließenden Verarbeitung der Simulationsdaten grafisch zusammen.

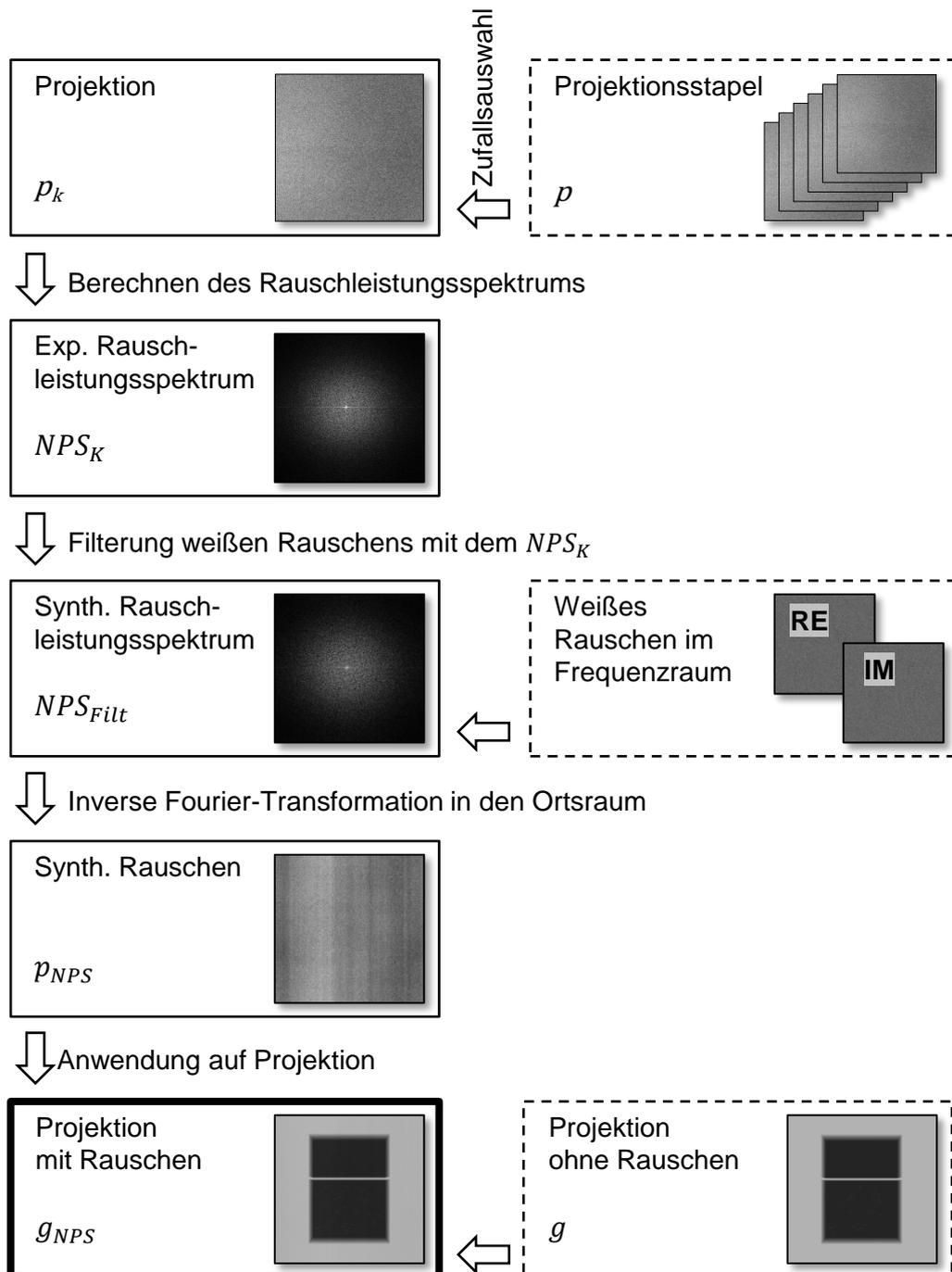


Abbildung 4.12: Schematische Darstellung des Vorgangs zur Erzeugung von Rauschen anhand der Analyse des Rauschleistungsspektrums experimentell ermittelter Röntgenaufnahmen (vgl. Anhang D.1).

Die Intensität und Charakteristik des Rauschens kann durch die Messparameterwahl der experimentell gewonnenen Projektionsdaten variiert werden. Es ist somit möglich, beliebige Röntgen- und Detektorparameter für ein CT-System zu wählen, dessen charakteristisches Rauschen zu modellieren und auf CT- sowie Röntgen-Simulationen anzuwenden.

Abbildung 4.13 zeigt die qualitative Gegenüberstellung der Messung einer RTM6-Reinharzprobe zu einer Simulation mit identischen Mess- bzw. Simulationsparametern. In den rekonstruierten Daten sind rein qualitativ keine Unterschiede zu erkennen. Eine quantitative Untersuchung zeigt, dass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des synthetischen Rauschens nach Gleichung (2.19) mit  $SNR_{Sim}=18$  um  $\Delta SNR=-4$  schlechter ist als das der Messung ( $SNR_{Mess}=22$ ). Bei der Addition des synthetischen Rauschens aus dem Rauschleistungsspektrum realer Messungen ist von einer geringfügigen Abnahme des SNR auszugehen.

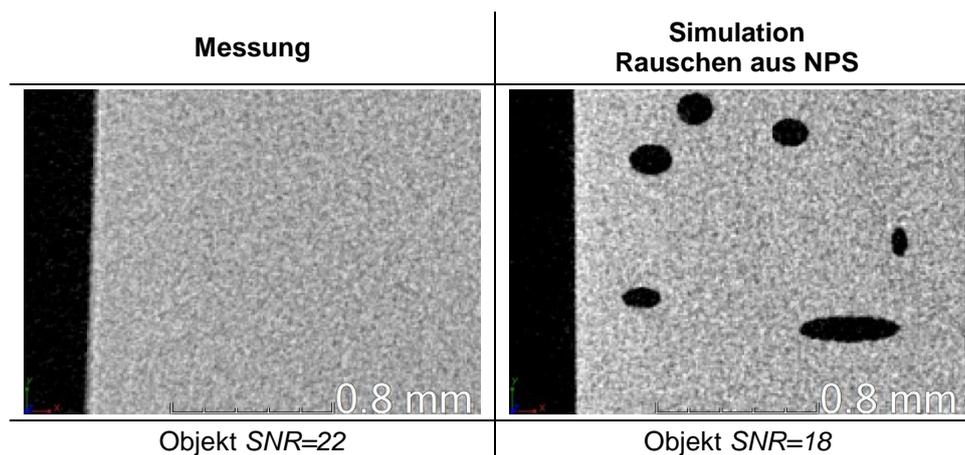


Abbildung 4.13: Vergleich des Rauschens einer Messung an einer RTM6 Reinharzprobe und einem simulierten Porendatensatz mit Rauschinformationen aus einer NPS-Analyse.

## 4.7 Fehlerpixel-Korrektur

Fehlerhafte Pixel besitzen lokale und stark von der Umgebung abweichende Grauwerte. Sie treten einzeln und in kleinen Gruppen auf. Hervorgerufen werden sie in CT-Simulationen durch Berechnungsfehler einzelner *Raytracing* Pfade. Es konnte im Rahmen der Untersuchungen festgestellt werden, dass unter Anwendung der Simulationsumgebung *CIVA 11* insbesondere unvollständig geschlossene STL-Oberflächen der in den Simulationen verwendeten Porenmodelle die Ursache hierfür sind. Es gilt die Anzahl der fehlerhaften Dreiecksfacetten gering zu halten, was bei aufwändigen Porenmodellen jedoch nicht immer möglich ist, da die Anwendung von Algorithmen zur Vereinfachung von STL-Oberflächennetzen zu Fehlern führen kann. Ebenso kommt es auch bei realen CT-Messungen durch defekte Elektronik vereinzelt zum Ausfall von Detektorpixeln oder ganzen Pixelreihen [BAVENDIEK et al. (2007)]. Verschiedene Korrekturmethode hierfür sind in der Literatur zu finden [BRETTSCHEIDER et al. (2014)].

Für die Fehlerpixel-Korrektur an Simulationsdaten wurde eine eigene Korrekturfunktion in *Matlab*<sup>®</sup> entwickelt, die vor der Addition des Rauschens angewendet wird.

Die Lokalisierung fehlerhafter Pixel wird anhand einer partiellen Differentiation durchgeführt. Es ist hierbei ausreichend, die Ableitung in nur eine der beiden Achsen eines Bildes durchzuführen, was die Laufzeit der Korrekturfunktion reduziert. Das Graustufenbild  $g(x,y)$  wird mit

$$g'_x(x, y) = \frac{\partial g}{\partial x} \quad (4.37)$$

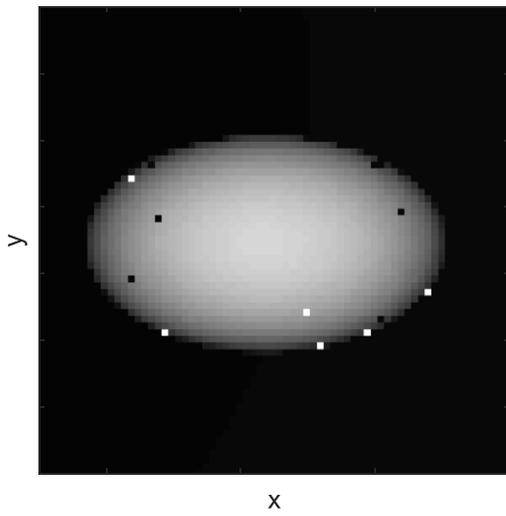
partiell nach  $x$  differenziert. Eine binäre Fehlerkarte  $e(x, y)$  ermöglicht die weitere Verarbeitung und Fehlerkorrektur. Die Fehlerpixel selbst sind in  $g'_x(x, y)$  von lokalen Maximal- oder Minimalwerten umgeben und werden über diese Nachbarn als solche definiert. Sie können im Vergleich zu ihrer Umgebung einen größeren- oder kleineren Grauwert besitzen. Eine Unterscheidung wird anhand Gleichung (4.38) getroffen, wobei der obere Term für größere Grauwerte und der mittlere Term für kleinere Grauwerte gilt. Der Schwellwert  $t_d$  ist spezifisch für den Datensatz zu ermitteln.

$$e(x, y) = \begin{cases} 1, & g'_x(x-1, y) > t_d \wedge g'_x(x, y) < -t_d \\ 1, & g'_x(x, y) > t_d \wedge g'_x(x-1, y) < -t_d \\ 0, & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.38)$$

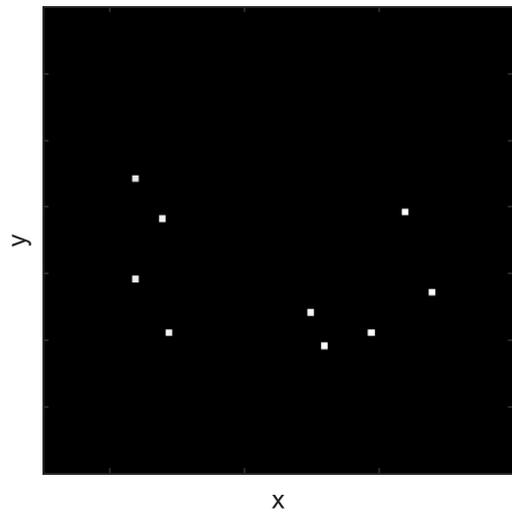
Eine Zuordnung (engl. *Labeling*) mit der *Matlab*<sup>®</sup>-Funktion *bwlabel* ermöglicht die anschließende Anwendung der morphologischen *imdilate*-Operation, über welche die lokale Nachbarschaft zur Berechnung des Medians herangezogen wird. Der Median ist der Korrekturwert des Fehlerpixels.

Abbildung 4.14 zeigt exemplarisch die Korrektur an einer Pore mit helleren und dunkleren Fehlerpixeln. Es ist bei einem Vergleich der Bilder a) und c) zu erkennen, dass Korrekturen, die an den Porenoberflächen angrenzen, nicht absolut fehlerfrei durchgeführt werden können. Es verbleibt eine insignifikante, geringe Anzahl an Fehlerpixeln, was auf zu kleine Grauwertdifferenzen zurückzuführen ist. Das entwickelte Verfahren zeichnet sich als eine zuverlässige Fehlerpixelkorrektur aus, die an allen Simulationsdaten dieser Arbeit angewendet wurde.

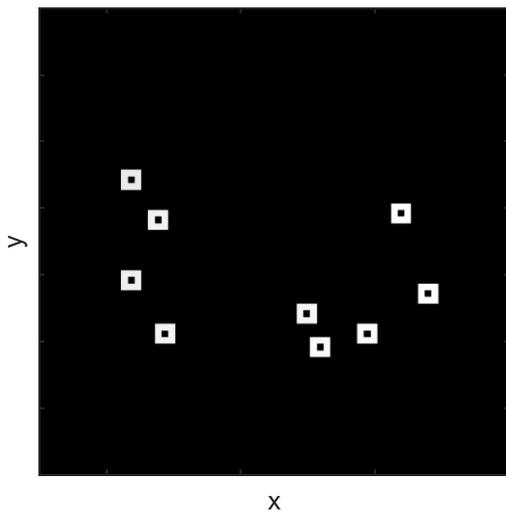
a)



b)



c)



d)

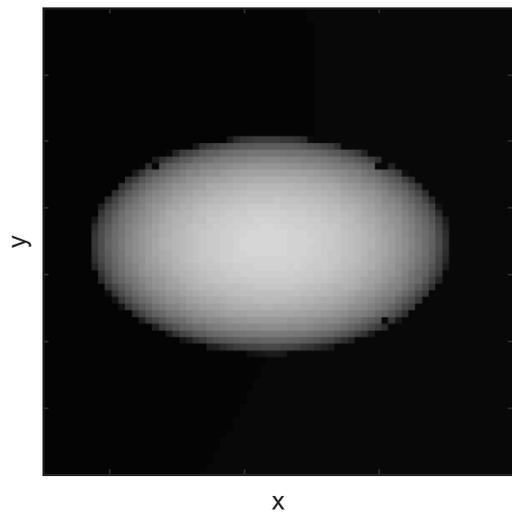


Abbildung 4.14: Fehlerpixel-Korrektur mit a) Bild vor der Korrektur, b) Fehlerkarte der fehlerhaften Pixel, c) Nachbarschaften der Fehlerpixel und d) Bild nach der Korrektur.

## 5 Untersuchung von Haupteinflussfaktoren der Porositätsbestimmung

In diesem Kapitel wird der Einfluss verschiedener Messparameter wie z. B. die Wahl einer nominellen Voxelgröße oder Anzahl an Projektionen auf die Porositätsbestimmung untersucht. Mit der Prämisse, eine Porositätsanalyse an einem möglichst großen Volumen in möglichst kurzer Zeit durchführen zu können, ergeben sich hinsichtlich einer dazu mindestens notwendigen Datenqualität Grenzwerte, die eine Porositätsuntersuchung mit tolerierbarer Messabweichung zulassen. Die Untersuchungen hierzu wurden durch CT-Messungen an realen Proben und CT-Simulationen an Porenmodellen durchgeführt, wobei die Messabweichungen ausgehend von einer idealen bis (sofern möglich) unzulässigen Parametrierung variiert wurden.

### 5.1 Nominelle Voxelgröße

Die nominelle Voxelgröße beschreibt die Größe eines räumlichen Bildpunkts, analog zur Pixelgröße. Falls nicht anders angegeben, wird meist von einem kubischen Voxel mit gleicher Voxelkantenlänge in allen drei Raumrichtungen ausgegangen. Vereinfacht wird daher nur die Kantenlänge in z. B. Mikrometer angegeben und als Voxelgröße bezeichnet. Sie ist neben den weiteren auflösungsbeeinflussenden Kenngrößen, wie z. B. der Detektorunschärfe, geometrischen Unschärfe und der Unschärfe, die aus der Brennfleckwanderung oder Rekonstruktion resultiert, die bedeutendste Größe zur Beschreibung der Auflösung von CT-Messdaten.

Objektdetails, die kleiner als die zur Messung gewählten auflösungsbeeinflussenden Parametern sind, können nicht dargestellt werden. In der Praxis wird für computertomografische Messungen häufig überschlägig eine zur qualitativen Bewertung von Merkmalen notwendige nominelle Voxelgröße von 1/3 der Merkmalsgröße angenommen. Um eine zuverlässige quantitative Auswertung der Volumenporosität und Porencharakteristik durchführen zu können, ist jedoch eine kleinere Voxelgröße notwendig.

Die Wahl der geeigneten Voxelgröße hängt im Wesentlichen von der Porengeometrie des CFK-Werkstoffs ab. Poren können in CFK-Werkstoffen unterschiedliche Formen und Größen annehmen (Kapitel 3.1 und 3.2). Kleine und fein verteilte Poren mit komplexer Geometrie erfordern eine höhere Auflösung als eine einzige Pore gleichen Volumens und ideal günstiger kugelförmiger Kompaktheit.

Die Segmentierung von Poren kann über verschiedene Verfahren erfolgen (Kapitel 3.3). Eine vergleichsweise große Porenoberfläche hat einen häufigen Übergang zwischen Material und Pore in den Voxeldaten zur Folge. Der potentielle Segmentierungsfehler nimmt daher mit der Porenoberfläche zu. Die Kenntnis der Porenmorphologie oder des Laminataufbaus ist deshalb für die Wahl der Voxelgröße von Vorteil. Der Einfluss einer fehlerhaften Segmentierung aufgrund unzureichend genauer Abbildung/Abtastung von Objektmerkmalen ist im Besonderen für komplexe Porenformen gegeben. Man spricht dann auch von einem sog. Partial- oder Teilvolumeneffekt (Kapitel 2.5.2).

Zur Untersuchung des Einflusses der Voxelgröße auf die ermittelte Volumenporosität wurden sechs Platten mit unterschiedlichem Laminataufbau nach dem Verfahren aus Kapitel 1.4.2 hergestellt. Die Herstellung der Platten wurde von einem Forschungspartner des Verbundprojekts *MA/zfp* [SAUSE et al. (2016)] durchgeführt. Drei der sechs Platten wurden aus einem unidirektionalen Gelege (Prepreg) mit AS4C Fasern und einer M18/1 Matrix und drei Platten aus Gewebelagen desselben Faser- und Harzsystems hergestellt (Anhang B.1). Ausgehend von einem  $[0]_{15}$  Lagenaufbau der UD-Gelegeplatten wurde dieser bis zu einem quasiisotropen Laminat variiert. Analog zum UD-Gelege sind die Gewebelamine ähnlich aufgebaut. Eine detailliertere Probenkörperbeschreibung ist im Anhang B.1 zu finden.

Die Untersuchungen zur Voxelgröße basieren zum einen auf experimentell durchgeführten CT-Messungen mit verschiedenen Voxelgrößen und auf CT-Simulationen. Es hat sich gezeigt, dass die Herstellung einer gezielt eingestellten CFK-Porosität mit definierter Porenform und Verteilung nicht beliebig möglich ist. Die Verwendung von synthetischen Porenmodellen ermöglicht in CT-Simulationen hingegen eine systematische Untersuchung bestimmter Porenformen.

Zur experimentellen Untersuchung wurden CT-Messungen an kreisförmig ausgeschnittenen Porenproben der Platten durchgeführt. Die münzenförmige Probengeometrie (Anhang B.1) mit einem Durchmesser von 20 mm ermöglicht aufgrund des während der Messung konstant bleibenden Strahlwegs der Probe optimale Voraussetzungen zur Vermeidung von Strahlaufhärtungsartefakten (Kapitel 2.5.1). Für die expliziten Untersuchungen hinsichtlich verschiedener Voxelgrößen wurden zur Reduzierung des Messaufwands jeweils zwei Proben desselben Laminats, jedoch mit unterschiedlichem Porositätsgehalt ausgewählt. Die Proben mit geringem Porositätsgehalt weisen eine Porosität von  $\varphi_P < 2,5$  Vol.-% auf und liegen im Bereich des üblichen Toleranzwerts aus der Luftfahrt von 2,5 Vol.-%. Die Proben mit dem höheren Porositätsgehalt weisen eine Porosität von  $\varphi_P > 3,5$  Vol.-% auf. Die CT-Messparameter entsprechen günstigen Größen für CFK-Proben mit dieser Geometrie und zeigen in den Projektionen eine maximale Ausnutzung des 16-Bit-Dynamikbereichs des Detektors (Tabelle 5.1). Zur Datenrekonstruktion wurden die in *VGStudio MAX v.2.2* implementierten FDK-Algorithmen mit einer Grauwertspreizung auf 16 Bit verwendet. Die Auswertung der Daten erfolgte durch Anwendung des Segmentierungsverfahrens *Referenzmethode* des Kapitels 3.3.1.

Tabelle 5.1: Übersicht der CT-Simulations- und Rekonstruktionsparameter zur Untersuchung des Einflusses der Voxelgröße auf die ermittelte Volumenporosität.

<b>Röntgenröhre</b>	Viscom XT9225 DED
<b>Detektor</b>	PerkinElmer XRD 0820 CN15
<b>Spannung</b>	100 kV
<b>Strom</b>	180 $\mu$ A
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Voxelgröße</b>	25 $\mu$ m, 36 $\mu$ m, 46 $\mu$ m
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 (FDK-Algorithmus)

Abbildung 5.1 veranschaulicht die ermittelten Volumenporositäten der CT-Messungen. Es ist mit Ausnahme von Mess- und Auswerteabweichungen für alle untersuchten Proben eine mit der Voxelgröße  $s_V$  zunehmende Übersegmentierung und damit zunehmende ermittelte Porosität  $\phi_P$  festzustellen. Dieser Verlauf deckt sich mit Untersuchungen von STOESEL et al. (2011) und unter Anwendung der Segmentierungsmethode nach FHOÖ (Kapitel 3.3.1) auch mit Untersuchungen von PLANK et al. (2014).

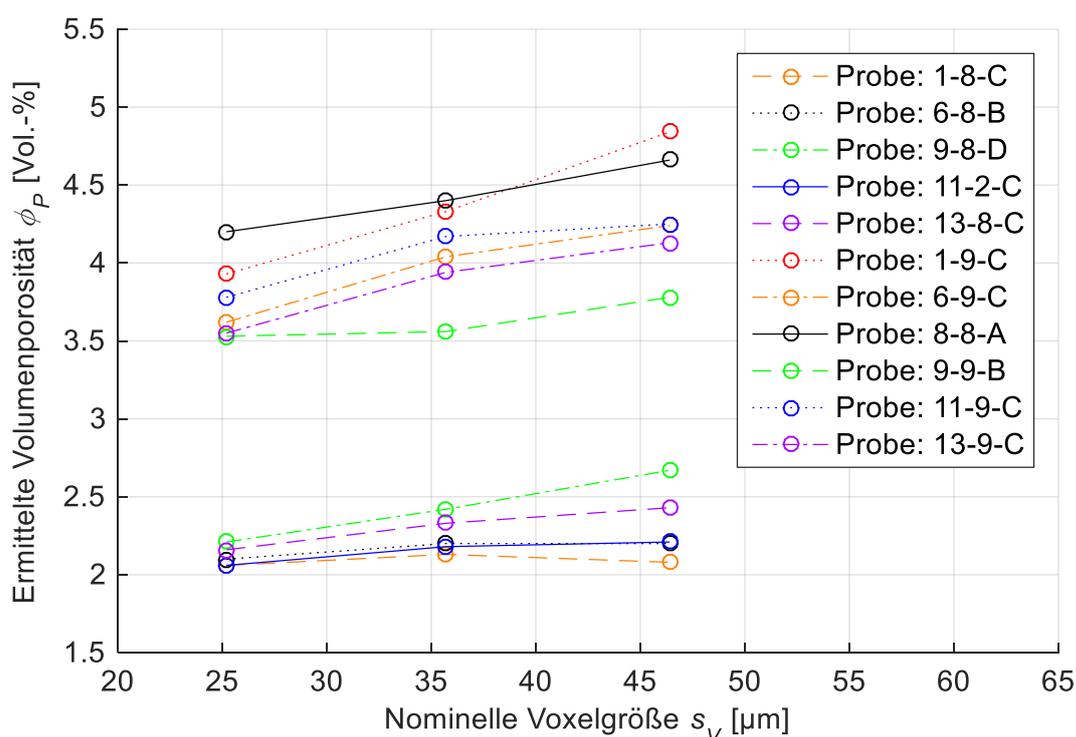


Abbildung 5.1: Ermittelte Volumenporosität von Proben mit unterschiedlichem CFK-Laminataufbau und für verschiedene nominelle Voxelgrößen.

Die in Abbildung 5.2 dargestellte Pore aus Probe 13-8-C weist im unteren linken Bildrand ein Faserbündel auf, welches einen kleinen Teil der Pore abgrenzt. Während die Poren mit einer Voxelgröße von  $s_V=25 \mu$ m noch voneinander separat segmentiert werden können, wächst die segmentierte Fläche mit zunehmender Voxelgröße. Dieser typische Zusammenhang zwischen

der Voxelgröße und Übersegmentierung kann für weitere Poren unterschiedlicher Proben festgestellt werden. Aufgrund der stetigen Zunahme ist davon auszugehen, dass die Übersegmentierung an den nicht mehr segmentierbaren kleineren Poren überwiegt, was jedoch nicht verallgemeinert werden kann, da dies wiederum auch von der Porengröße abhängig ist.

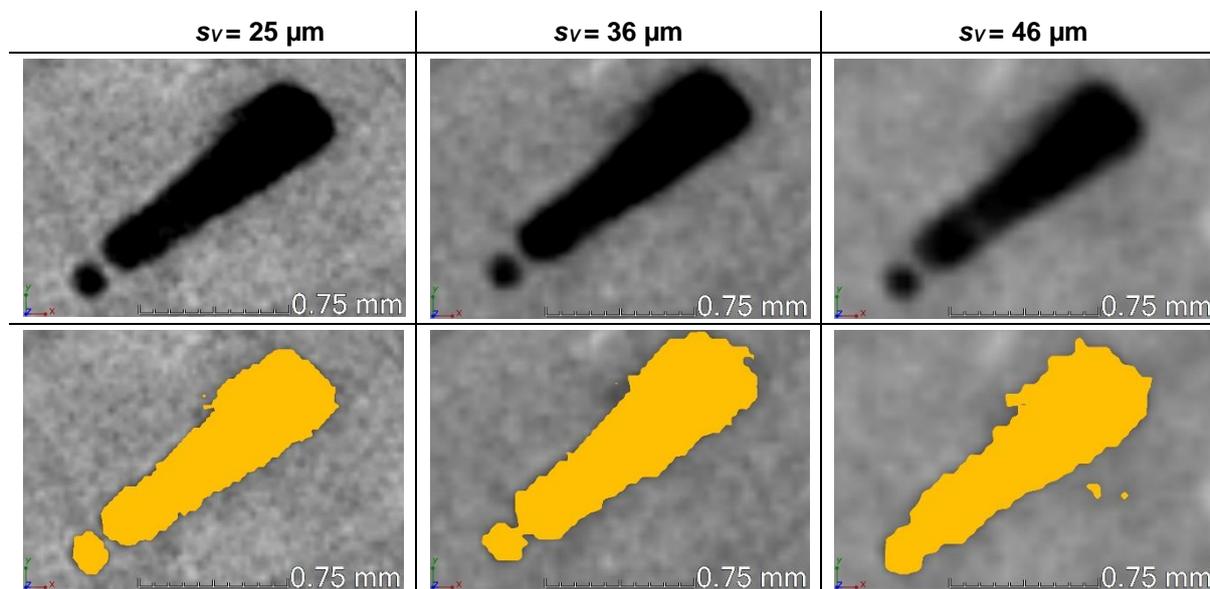


Abbildung 5.2: Übersegmentierung von Poren für verschiedene Voxelgrößen  $s_v$  einer Pore aus Probe 13-8-C.

Die Studien von B. Plank und G. Rao [PLANK et al. (2014)], [RAO et al. (2016)] haben gezeigt, dass bei einer Gegenüberstellung der Segmentierungsverfahren, die *Referenzmethode* im Vergleich zu dem Segmentierungsverfahren aus PLANK et al. (2010), sensibler auf den Zusammenhang zwischen der ermittelten Porosität und der Voxelgröße reagiert.

Die Thematik der Übersegmentierung kann anhand des lokalen Gradienten numerisch bestimmt werden. Hierzu wird die Änderung der ermittelten Porosität in Bezug auf die Änderung der Voxelgröße bestimmt. Es wurden drei Intervalle betrachtet:

- S1) Die Differenz zwischen 25  $\mu\text{m}$  und 36  $\mu\text{m}$ ,
- S2) zwischen 36  $\mu\text{m}$  und 46  $\mu\text{m}$  und
- S3) aufgrund des linearen Zusammenhangs von  $\varphi_P$  und  $s_v$  die Differenz zwischen 25  $\mu\text{m}$  und 46  $\mu\text{m}$  (Verhältnis (5.1)).

$$\frac{\Delta\varphi_P}{\Delta s_V} \tag{5.1}$$

Unter Berücksichtigung der o. g. Einteilung in die beiden Porositätsgrade ist es durch Berechnung des zugehörigen Mittelwerts und der Standardabweichung möglich, die zu erwartende Zunahme der Porosität bei einer unvoreilhaftigen Wahl der Voxelgröße abzuschätzen, um somit Rückschlüsse auf die ungefähre tatsächliche Porosität ziehen zu können. Besonders für Prüfkörpergeometrien bei denen eine geringere Wahl der Voxelgröße

in einem bestehenden CT-System nicht möglich ist, kann das von Vorteil sein. Die ermittelte Porositätsänderung ist in Abbildung 5.3 dargestellt.

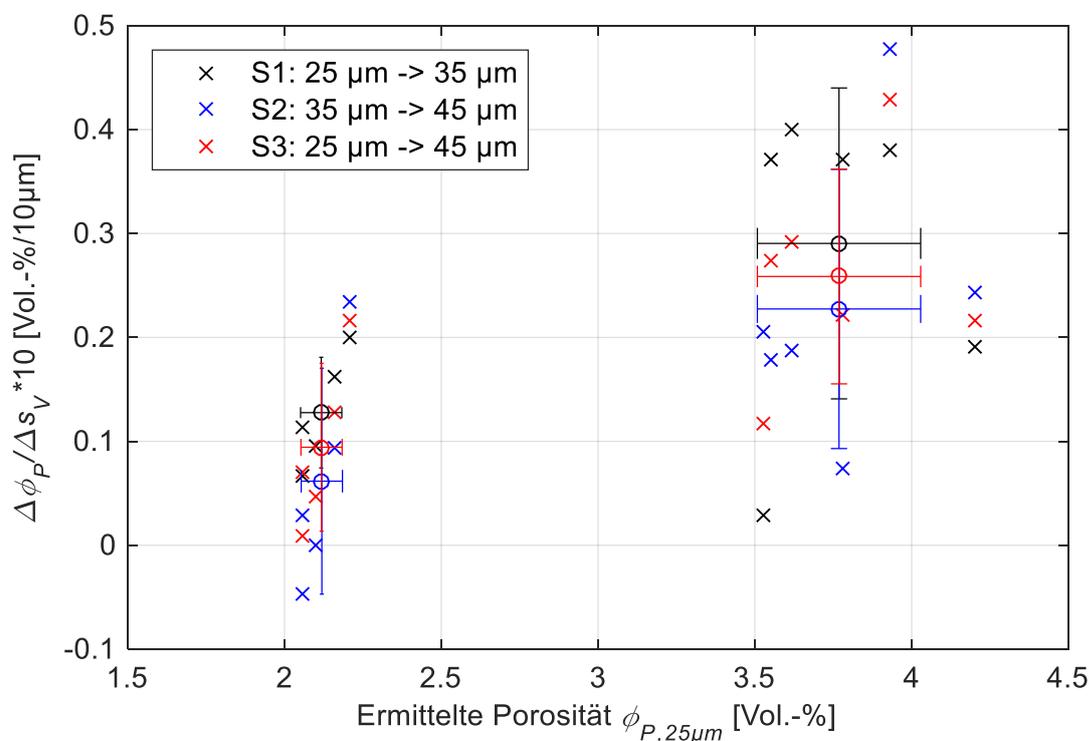


Abbildung 5.3: Steigung der ermittelten Porositätszunahme mit Änderung der Voxelgröße, in Abhängigkeit von dem Porositätsgehalt der Porositätsprobe.

Es ist festzustellen, dass die Änderung des ermittelten Porositätsgehalts von der Volumenporosität der Probe abhängt. Eine Untersuchung des Zusammenhangs zwischen der Porengeometrie und der zu erwartenden Zunahme an ermittelter Volumenporosität ist über experimentelle Studien anhand von CT-Messungen nicht möglich, da die dazu notwendigen Poren mit definierten Porengeometrien und Soll-Porositäten nicht gezielt gefertigt werden können. Es wurden hierzu CT-Simulationen durchgeführt.

Die zur CT-Simulation herangezogenen synthetischen Porenmodelle sind in Tabelle 5.2 gelistet. Zur Untersuchung des Einflusses der Porengeometrie und des Porositätsgehalts der bei verschiedenen Voxelgrößen ermittelten CT-Volumenporosität wurden linsenförmige (FP), nadelförmige (NP) und kugelförmige Porenmodelle (SH) herangezogen. Die sechs Probenmodelle der linsenförmigen Poren decken einen Bereich der nominellen Porosität von 0,6 Vol.-% bis 4,6 Vol.-% ab. Es werden hierzu ein linsenförmiges Porenmodell mit 1,1 Vol.-% und drei kugelförmige Modelle mit nominellen Porositätsgraden zwischen 3,3 Vol.-% und 3,7 Vol.-% verwendet (Anhang B.2).

Um einen Einfluss ausgehend von der geometrischen Unschärfe und Detektorunschärfe mit der zu analysierenden nominellen Voxelgröße auf das Ergebnis zu vermeiden, wurde auf eine

Berücksichtigung dieser beiden Effekte verzichtet. Weitere CT-Simulationsparameter sind in Tabelle 5.2 aufgeführt.

*Tabelle 5.2: Übersicht der CT-Simulations- und Rekonstruktionsparameter zur Untersuchung des Einflusses der Voxelgröße auf die ermittelte Volumenporosität.*

<b>Spektrum der Röntgenröhre</b>	Viscom XT9160-TED
<b>Spannung</b>	60 kV
<b>Strom</b>	400 $\mu$ A
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Porenmodelle</b>	SH07-SH10 (kugelförmige Poren), FP1-FP6 (linsenförmige Poren), NP2 (nadelförmige Poren)
<b>Materialcharakteristik</b>	$\rho=1,6 \text{ g/cm}^3$ , $Z=6$
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 (FDK-Algorithmus)

Eine Addition des Systemrauschens erfolgte aus der Analyse des Rauschleistungsspektrums realer Messungen nach Kapitel 4.6.2. Die zur Rauschanalyse herangezogenen Ausgangsdaten wurden für alle untersuchten Porenmodelle identisch gewählt. Zur Segmentierung der Poren fand die *Referenzmethode* Anwendung (Kapitel 3.3.1). Da das Porenmodell mit nadelförmiger Porengeometrie keinen explizit definierten porenfreien Bereich aufweist, wurde in den rekonstruierten Daten jeweils derselbe porenfreie Bereich innerhalb des Porenmodells gewählt. Messungen an Proben ohne einen für das Segmentierungsverfahren notwendigen porenfreien Bereich haben gezeigt, dass diese unter Berücksichtigung eventuell auftretender Artefakte (wie z. B. der Strahlaufhärtung) ausgewertet werden können, sofern ein für die Gesamtverteilung der Grauwerte ausreichend repräsentativer Bereich gewählt wird. Die Wahl des Bereichs ist individuell für den Datensatz zu treffen und konnte für die durchgeführten Auswertungen über die Voxelgröße hinweg als konstant gewählt werden.

Die Ergebnisse der Auswertungen zeigen, dass analog zu den CT-Messungen eine aus der Voxelgröße zunehmende Übersegmentierung zu einer fehlerbehafteten ermittelten Porosität führt (Abbildung 5.4). Der Fehler der ermittelten Porosität nimmt mit der Voxelgröße zu, wobei auch der Einfluss des Porositätsgehalts und der Porengeometrie deutlich wird.

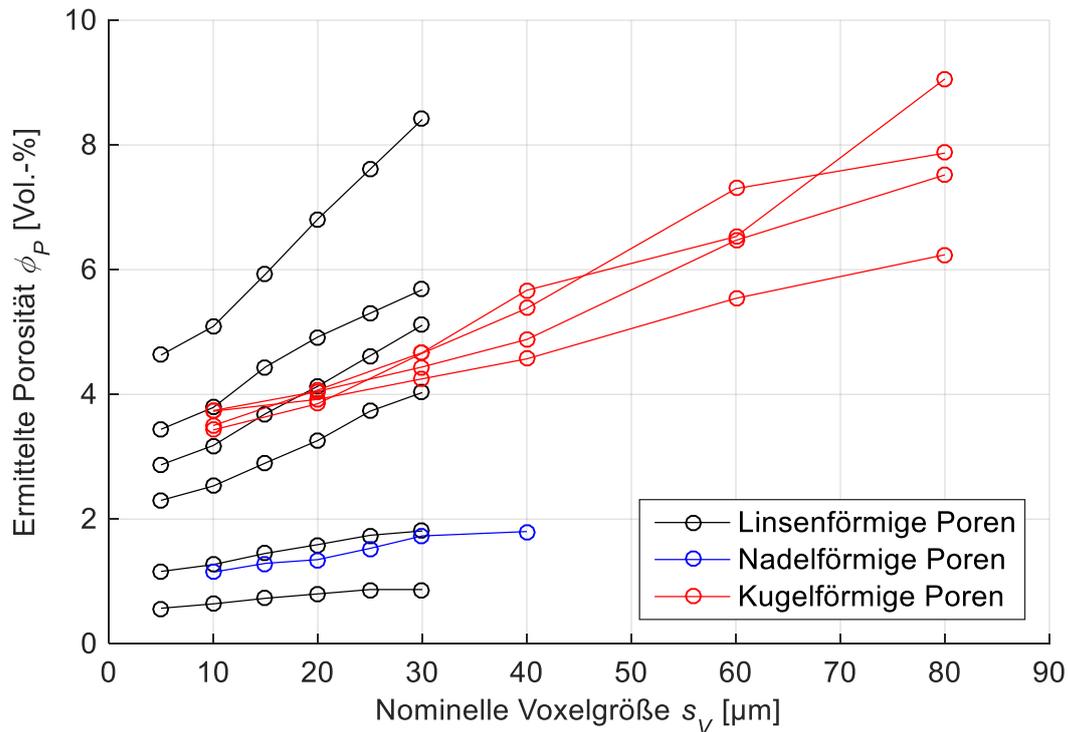


Abbildung 5.4: Ermittelte Volumenporosität aus CT-Simulationen mit Modellen unterschiedlicher Porenmorphologieklassen und Volumenporositäten für verschiedene Voxelgrößen.

Die Untersuchung des Einflusses der Porengeometrie wurde anhand Gleichung (5.1) durchgeführt und ist in Abbildung 5.5 dargestellt. Die Auswertung der sphärischen Poren wurde aufgrund der geringen Soll-Porositätsdifferenzen zusammengefasst und mit den Standardabweichungen aufgetragen. Es ist zu erkennen, dass die linsenförmigen Poren mit einer aus ihrer Geometrie resultierenden größeren Oberfläche, im Vergleich zu den kugelförmigen Poren, eine größere Steigung aufweisen. Deswegen ist daraus abzuleiten, dass die Übersegmentierung von Poren mit geringerer Kompaktheit zunimmt und somit der Fehler der ermittelten Porosität größer ist als für ideal kugelförmige Poren mit dem geringsten Oberflächen-Volumenverhältnis.

Aufgrund der ineffizienten CT-Simulation an aufwändigen und komplexen Porenclustern mit *CIVA 11* ist eine umfangreiche Studie nadelförmiger Poren impraktikabel. Eine Bewertung der nadelförmigen Porositätsergebnisse ist daher wegen der geringen Anzahl an Simulationsdaten nicht möglich, weshalb die Ergebnisse nur aus Gründen der Vollständigkeit aufgeführt werden.

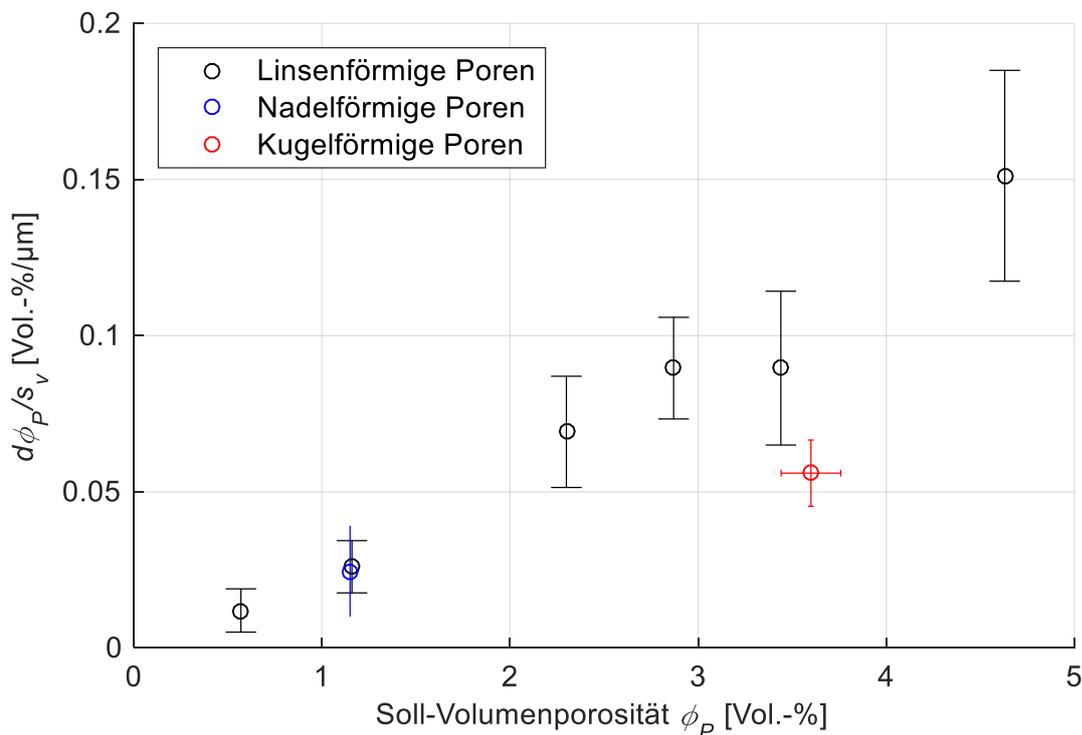


Abbildung 5.5: Steigung der ermittelten Volumenporositätszunahme mit Änderung der Voxelgröße in Abhängigkeit vom Porositätsgehalt und der Porenmorphologieklassen der Porenmodelle.

Die Untersuchungen zum Einfluss der Voxelgröße auf die ermittelte Volumenporosität haben in den CT-Simulationen und -Messungen gezeigt, dass unter Berücksichtigung der angewendeten Methoden die Porengeometrie und der Porositätsgehalt einen Einfluss auf die Wahl der mindestens notwendigen minimalen Voxelgröße für Porositätsuntersuchungen haben.

Bei der Angabe einer Messabweichung von Porositätsgehaltsermittlungen ist aufgrund des linear steigenden Verlaufs von  $d\phi_P/s_V$ , eine prozentuale Angabe in Form von z. B. 2,0 Vol.-%  $\pm$  20 % der absoluten Angabe von Prozentpunkten in Form von z. B. 2,0 Vol.-%  $\pm$  0,4 Vol.-%-Pkt. vorzuziehen.

Des Weiteren ist festzustellen, dass im Rahmen der untersuchten Porengrößenverteilungen die Übersegmentierung vergleichsweise größerer Poren gegenüber der Auflösungsgrenze kleinerer Poren dominiert. Für alle durchgeführten CT-Messungen und -Simulationen kann festgehalten werden, dass die Wahl einer nominellen Voxelgröße abhängig von der Porengeometrie und Porengröße ist. Sie ist je nach erwarteter Porengeometrie und Porengröße zu wählen.

Im Rahmen aller untersuchten Porencharakteristika ist eine Voxelgröße von  $s_V < 20 \mu\text{m}$  für CFK-Porositätsgehaltsermittlungen zu empfehlen. Ausgeschlossen nichtbetrachteter Randbedingungen ist festzuhalten, dass eine hochpräzise CFK-Porositätsermittlung erst für  $s_V \approx 10 \mu\text{m}$  möglich ist. Für die Analyse der Porencharakteristik wird  $s_V \ll 20 \mu\text{m}$  empfohlen.

## 5.2 Anzahl an Projektionen

Die Anzahl an Projektionen ist neben Belichtungszeit und Bildmittelungen ein Parameter der die Messzeit der Tomografie bestimmt. Durch eine Verringerung der Anzahl an Projektionen ist neben der Messzeiterparnis, besonders bei großen Flachbilddetektoren, auch eine Verringerung des Speicherbedarfs für Projektionsdaten möglich.

Die mindestens notwendige Anzahl an Projektionen für eine Messung wird im folgenden Abschnitt hergeleitet. Abbildung 5.6 veranschaulicht schematisch die Anordnung der Projektionen einer Messung, die um den Drehwinkel  $\Theta$  zueinander versetzt sind.

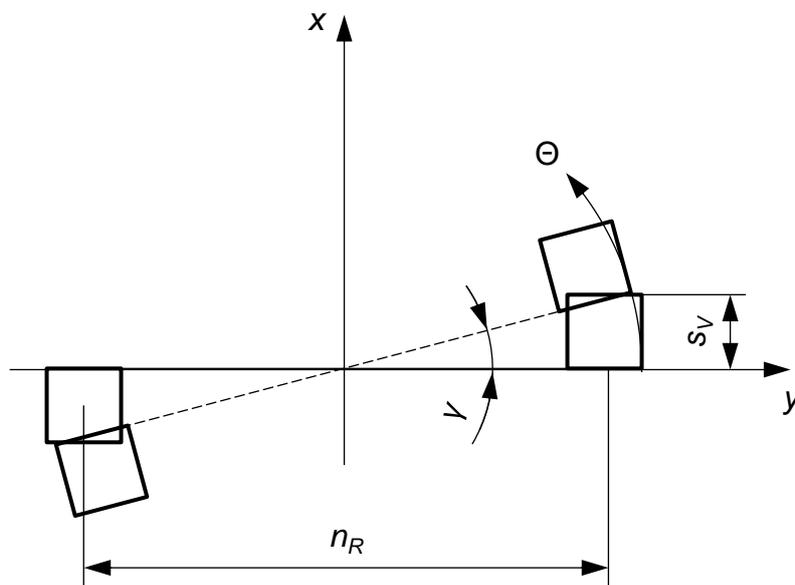


Abbildung 5.6: Schematische Darstellung der Anordnung von Projektionen.

Unter der Annahme, dass für eine vollständige Rekonstruktion die jeweils äußersten Pixel (Voxel) aneinander anliegen, wird der Inkrementwinkel  $\gamma$  anhand des geometrischen Zusammenhangs zwischen der Rekonstruktionsbreite  $n_R/2 \cdot s_V$  und der Voxelgröße  $s_V$  über den Zusammenhang

$$\tan \gamma = \frac{s_V}{n_R/2 \cdot s_V} = \frac{2}{n_R} \quad (5.2)$$

berechnet. Mit  $\pi \triangleq 180^\circ$  folgt die notwendige Anzahl an Projektionen aus

$$n_{Proj,R} = \frac{\pi}{\tan \gamma} = \frac{\pi}{2} n_R \cdot \quad (5.3)$$

Die Untersuchung des Einflusses einer reduzierten Anzahl an Projektionen wird anhand einer CT-Messung an Probe E5 und CT-Simulationen des Porenmodells FP6 durchgeführt (Anhang

B). Die Voxelgröße der Messung beträgt 20 µm und die der Simulationen 10 µm, 20 µm und 30 µm. Die weiteren Parameter entsprechen den Größen der Tabelle 5.3.

*Tabelle 5.3: Übersicht der Mess-, Simulations- und Rekonstruktionsparameter zur Untersuchung des Einflusses der Anzahl an Projektionen auf die ermittelte Porosität.*

<b>Röntgenröhre</b>	Viscom XT9160-TED	Viscom XT9225-DED
<b>Spannung</b>	60 kV	160 kV
<b>Strom</b>	400 µA	145 µA
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms	499 ms
<b>Materialcharakteristik (CT-Simulation)</b>	$\rho=1,6 \text{ g/cm}^3, Z=6$	--
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 (FDK-Algorithmus)	RayScan Technologies (FDK-Algorithmus)

Die Vergleichbarkeit der Messungen und Simulationen unterschiedlicher Voxelgrößen und damit von unterschiedlichen Rekonstruktionsbreiten ist durch die Berechnung des Verhältnisses der Ist- und rechnerisch ermittelten Soll-Anzahl an Projektionen über

$$r_{Proj} = \frac{n_{Proj}}{n_{Proj,R}} \quad (5.4)$$

gegeben. Abbildung 5.7 veranschaulicht die ermittelten Volumenporositäten gegenüber dem Verhältnis  $r_{Proj}$ . Aufgrund fehlender Informationen in der Rekonstruktion und der damit verbundenen Abnahme des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses rekonstruierter Daten ist ein signifikanter Fehler der ermittelten Porositätsgrade für  $r_{Proj} < 1$  festzustellen. Die mit geringer Steigung zunehmende ermittelte Volumenporosität für  $r_{Proj} > 1$  ist auf die Zunahme des SNR aufgrund einer mit der Mittelung von Projektionen ähnlichen Effekts zurückzuführen (vgl. Kapitel 5.4).

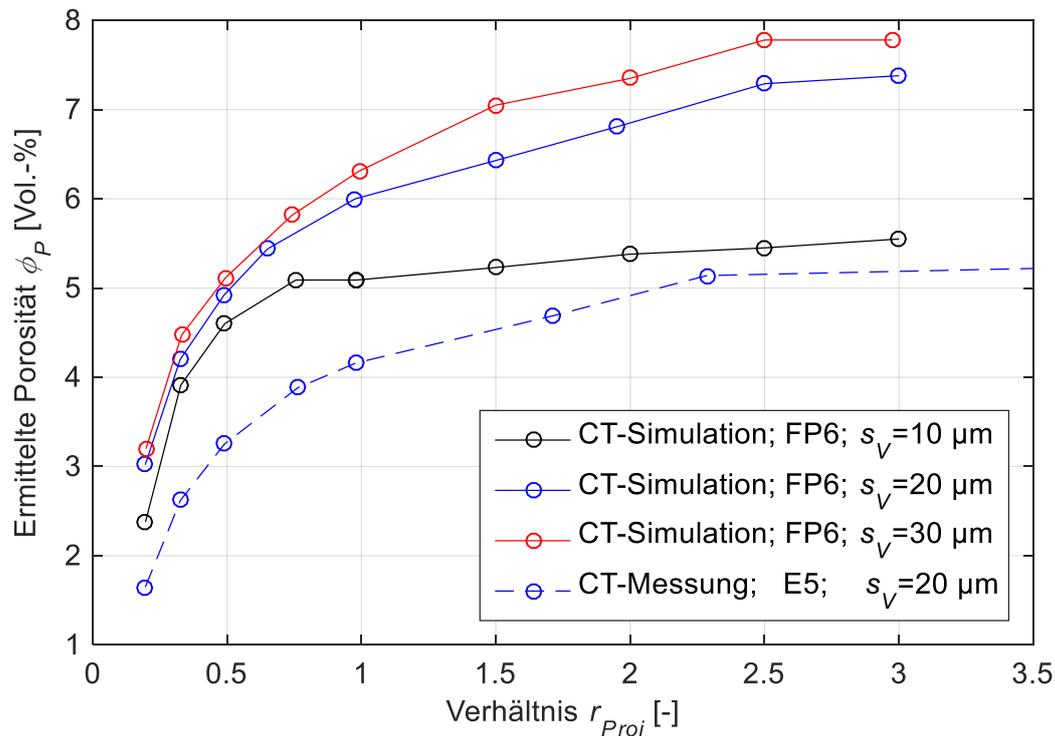


Abbildung 5.7: Ermittelte Volumenporosität gegenüber dem Verhältnis von Ist- und Soll-Anzahl an Projektionen  $r_{Proj}$ .

Für Porositätsanalysen mittels CT wird basierend auf den vorgestellten Untersuchungen und unter Verwendung von FDK-Rekonstruktionsalgorithmen, eine Mindestanzahl von

$$n_{Proj,Min} = 0,75 \frac{\pi}{2} n_R \quad (5.5)$$

Projektionen empfohlen. Eine Steigerung der Anzahl auf  $> 1 \cdot n_{Proj,R}$  ist im Allgemeinen mit keinem Mehrwert verbunden, da das SNR über das Heizstrom-Belichtungsprodukt  $Q$  (Gleichung (2.15) aus Kapitel 2.6.1) und der Anzahl an Mittelungen optimiert werden kann.

### 5.3 Rauschen in CT-Daten

Rauschen ist in experimentellen Untersuchungen ein wichtiges Qualitätsmerkmal für die Auswertbarkeit von Messungen. Ein zu geringes Signal-zu-Rausch-Verhältnis kann zu einer fehlerhaften quantitativen Charakterisierung von Defekten führen und die Detektionswahrscheinlichkeit von Fehlstellen reduzieren. In der digitalen Radiografie und Computertomografie werden aus diesem Grund die Projektionen über mehrere Aufnahmen derselben Projektion gemittelt oder es wird die Röhrenstrom-Scanzeit  $Q=I_H \cdot t$  erhöht (Kapitel 2.6.1). Eine beliebige Anpassung des Heizstroms und der Belichtungszeit ist jedoch aufgrund des begrenzten Dynamikbereichs des Detektors nicht möglich. Der Einfluss des Rauschens auf die ermittelte Porosität kann daher annähernd durch dessen quantitative Bewertung erfasst werden.

Die Untersuchung des Fehlers der ermittelten Porosität wird durch eine Addition statistisch normalverteilten Rauschens an CT-Simulationsdaten durchgeführt. Tabelle 5.4 zeigt eine Übersicht der wichtigsten Simulations- und Rekonstruktionsparameter. Die Simulationen wurden analytisch unter Anwendung des *Raytracings*, ohne Implementierung einer geometrischen Unschärfe und ohne Berücksichtigung der Detektorunschärfe durchgeführt. Zur Rekonstruktion der Daten wurde der *Feldkamp-Davis-Kress* (FDK) Algorithmus mit einer Ram-Lak Filterung in *VGStudio MAX v.2.2*, ohne weitere Datenoptimierungen wie z.B. die Anwendung eines Medianfilters zur Rauschreduzierung herangezogen.

*Tabelle 5.4: Übersicht der Simulations- und Rekonstruktionsparameter zur Untersuchung des Einflusses von Rauschen auf die ermittelte Volumenporosität.*

<b>Spektrum der Röntgenröhre</b>	Viscom XT9160-TED
<b>Spannung</b>	60 kV
<b>Strom</b>	400 $\mu$ A
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Voxelgröße</b>	10 $\mu$ m
<b>Porenmodelle</b>	SH07, SH08, SH09, SH10, SH11 (kugelförmige Poren)
<b>Materialcharakteristik</b>	$\rho=1,6$ g/cm <sup>3</sup> , Z=6
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 (FDK-Algorithmus)

Die synthetischen Porenmodelle haben unterschiedliche kugelförmige Porenvolumina, wobei deren Volumenporosität nicht signifikant variiert und im ausgewerteten Bereich zwischen  $\varphi_{P,SH11} = 2,8$  Vol.-% und  $\varphi_{P,SH07} = 3,3$  Vol.-% liegt. Ein Zusammenhang zwischen dem Rauschen und der quantitativen Auswertbarkeit unterschiedlicher mittlerer Porenvolumen eines Prüfobjekts kann hierdurch analysiert werden. Der untersuchte Bereich des Rauschens liegt bei einer nicht vorzeichenbehafteten 16-Bit skalierten Grauwertverteilung mit einem mittleren Objektgrauwert von ca. 32200 und einem Hintergrundgrauwert von ca. 40500 in einem Bereich von  $75 \leq \sigma \leq 600$ . Hieraus resultiert nach Gleichung (2.19) ein auf das Objekt bezogenes Signal-zu-Rausch-Verhältnis der rekonstruierten Daten im Bereich von  $7,5 \leq SNR \leq 24,5$ .

Abbildung 5.8 veranschaulicht die nach der *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) ausgewerteten Simulationsergebnisse mit verschiedenen stark verrauschten Projektionsdaten und rekonstruierten Volumina. Die Standardabweichung von  $\sigma_{Proj} = 0$  der Abbildung 5.8 a) entspricht der tatsächlichen modellierten Volumenporosität. Für die o. g. mittleren Objektgrauwerte sind in Diagramm a) für  $\sigma_{Proj} > 200$  bereits signifikante Differenzen zwischen der ermittelten- und tatsächlichen Volumenporosität zu erkennen. Mit zunehmendem Rauschen geht die quantitative Auswertbarkeit aufgrund der mangelhaften Segmentierung von Poren zurück. Im Rahmen der durchgeführten Studie ist für ein Rauschen unter den gegebenen Randbedingungen für  $\sigma_{Proj} > 400$  keine Porensegmentierung möglich.

Eine weitere und praxisrelevantere Möglichkeit zur Veranschaulichung des Einflusses von Rauschen auf die ermittelte Volumenporosität ist mit Abbildung 5.8 b) gegeben. Die Ordinate

des Diagramms beschreibt die relative Abweichung zwischen der ermittelten Volumenporosität  $\varphi_{Ist}$  und  $\varphi_{Soll}$  mit

$$\Delta\varphi_{P,rel} = \frac{\varphi_{P,Soll} - \varphi_{P,Ist}}{\varphi_{P,Soll}}, \quad (5.6)$$

sowie die Standardabweichung zwischen den relativen Fehlern  $\Delta\varphi_{P,Rel}$  der verschiedenen Porenmodelle zueinander. Auf der Abszisse ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Objektgrauwerte rekonstruierter Daten aufgetragen. Da sich das  $SNR = \mu_{Objekt} / \sigma_{Objekt}$  (Gleichung (2.19)) auf die rekonstruierten Daten bezieht, ist es möglich, die Ergebnisse auf weitere Porositätsuntersuchungen zu übertragen.

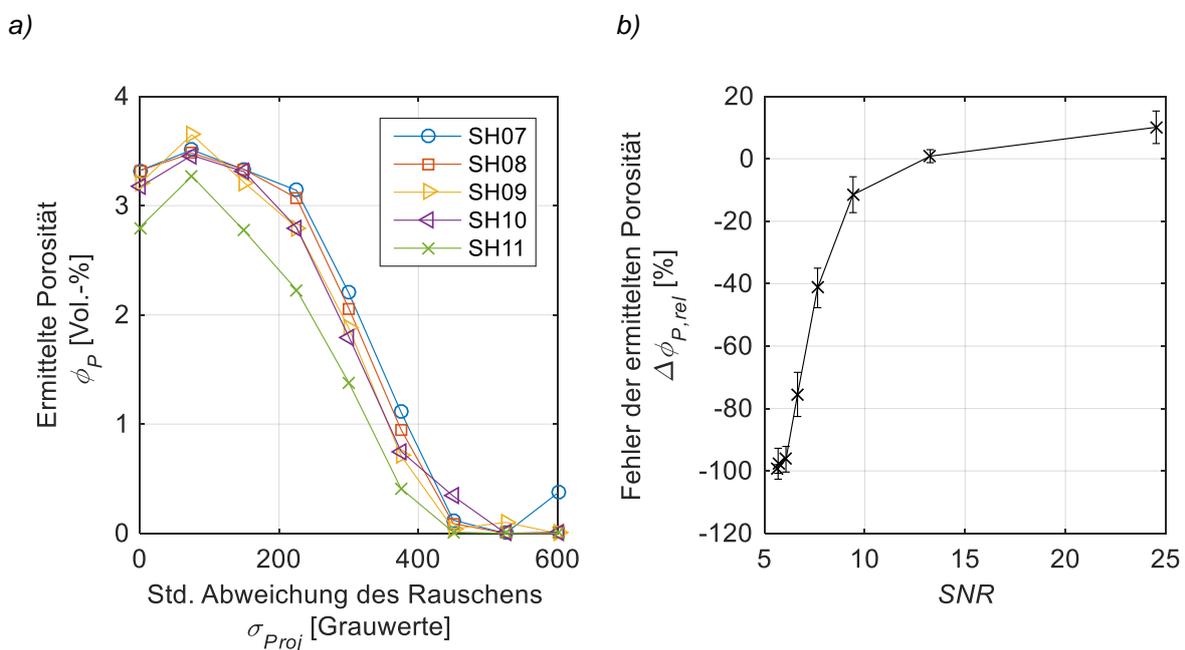


Abbildung 5.8: Veranschaulichung der a) ermittelten Volumenporosität bei verschiedenen Standardabweichungen des Rauschens der Projektionen und b) des Fehlers der ermittelten Porositätsgrade für verschiedene Signal-zu-Rausch-Verhältnisse rekonstruierter Daten für die Proben SH07-SH11.

Es zeigt sich in Abbildung 5.8 b), dass im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen der Fehler ab ca.  $SNR < 10$  signifikant zunimmt. Eine quantitative Auswertung der Porosität ist unterhalb dieses Signal-zu-Rausch-Verhältnisses für CT-Mess- und Simulationsdaten nicht möglich.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die durchgeführten Untersuchungen hinsichtlich des Rauschens unter Berücksichtigung der angewendeten Auswertemethode und weiterer relevanter Randbedingungen, wie z. B. ähnlicher Porengeometrie und Voxelgröße, für beliebige experimentelle und simulative Porositätscharakterisierungen verallgemeinert werden können.

## 5.4 Geometrische Unschärfe

Die experimentelle Untersuchung des Einflusses der geometrischen Unschärfe ist bedingt durch die Einstellmöglichkeiten mit dem zur Verfügung stehenden CT-System nur eingeschränkt möglich. Sie ist, wie in Kapitel 2.6.2 aufgezeigt, im Wesentlichen von der Fokusgröße  $d_F$  und dem Fokus-Objekt-Abstand (FOA) zu Objekt-Detektor-Abstand (ODA) abhängig. Die Fokusgröße und -form ist charakteristisch für eine Röntgenröhre und nimmt in Abhängigkeit von den gewählten Röhrenparametern Strom  $I_H$  und Spannung  $U_A$  definierte Werte an. Eine gezielte Änderung der Fokusgröße und -form ist bei konstantem  $I_H$  und  $U_A$  mit den zur Verfügung stehenden Röntgenröhren (Anhang A.1) nicht möglich. Um Wechselwirkungen mit weiteren Messparametern und unerwünschte Nebeneffekte wie z. B.

- Änderungen der Strahlaufhärtungseigenschaften durch Anpassung der Spannung, oder
- Änderung der Rauscheigenschaften des Detektors bei einer Anpassung über den Heizstrom

zu vermeiden, wird der Einfluss der geometrischen Unschärfe simulativ untersucht. CT-Simulationen ermöglichen eine beliebige Definition der Fokusgröße bei konstantem  $U_A$  und  $I_H$ . Die Fokusform wurde nicht explizit betrachtet.

Der Fokus wird, wie in Kapitel 4.5 vorgestellt, in eine definierte Anzahl von Elementen unterteilt, welche als Initialpunkt des *Raytracings* dienen. Die Anzahl der Elemente ist für die Untersuchungen mit  $n_F=20$  konstant gewählt. Die Simulationsdauer nimmt infolge der mehrmaligen (20-fachen) Berechnung des Fokuspunkts zu. Zur Begrenzung des Simulationsaufwands wird deswegen eine geringe Anzahl der Projektionen von  $n_{Proj} = 540$  gewählt. Die nominelle Voxelgröße beträgt  $s_V = 10 \mu\text{m}$ .

Um einen möglichst großen Einfluss der Unschärfe auf die ermittelte Volumenporosität zu erzielen, wird der synthetische Datensatz *FP3*, welcher linsenförmige Poren besitzt, herangezogen (Anhang B.2). Abbildung 5.9 veranschaulicht mit zunehmender Fokusgröße beginnend bei  $s_F = 0 \mu\text{m}$  (Punktquelle), bis  $s_F = 30 \mu\text{m}$  Schnittbilder von Poren derselben Positionen. Qualitativ ist, wie nach Gleichung (2.20) zu erwarten, eine Verschlechterung der Bildschärfe für  $s_F > s_V$  zu erkennen.

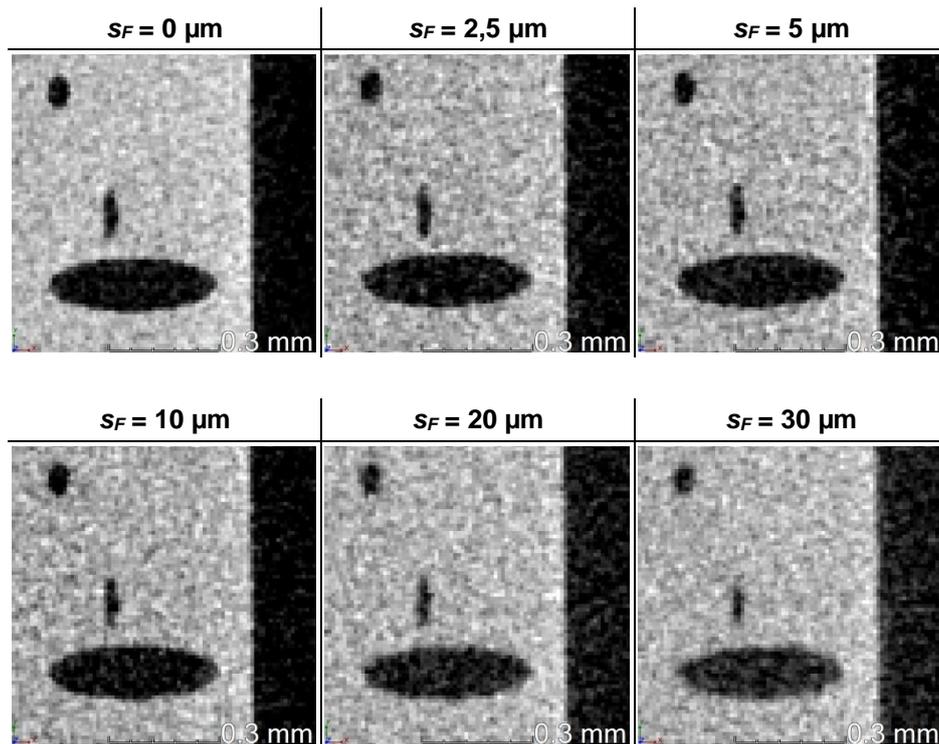


Abbildung 5.9: Schnittbilder von Poren aus CT-Simulationen für verschiedene geometrische Unschärfen des synthetischen Datensatzes FP3. Die nominelle Voxelgröße des Datensatzes beträgt  $s_V=10\ \mu\text{m}$  bei Fokusgrößen bis  $s_F=30\ \mu\text{m}$ .

Die geometrische Unschärfe kann aus dem Zusammenhang zwischen der geometrischen Vergrößerung und der Fokusgröße (Vergrößerung) aus

$$U_g = s_F (M - 1) = s_F \left( \frac{s_P}{s_V} - 1 \right) \quad (5.7)$$

berechnet werden. Für die untersuchten Fokusgrößen ergibt sich die in Tabelle 5.5 aufgeführte geometrische Unschärfe.

Tabelle 5.5: Geometrische Unschärfe für verschiedene Fokusgrößen bei einer konstanten Voxelgröße von  $s_V=10\ \mu\text{m}$  und einer Detektorpixelkantenlänge von  $s_P=200\ \mu\text{m}$

Fokusgröße $s_F$ [ $\mu\text{m}$ ]	Geometrische Unschärfe $U_g$ [ $\mu\text{m}$ ]
0	0
2,5	47,5
5,0	95
10,0	190
20,0	380
30,0	570

Die ermittelte Porosität der verschiedenen Fokusgrößen ist in Abbildung 5.10 dargestellt. Die Soll-Porosität innerhalb der ausgewerteten ROI des Porenmodells beträgt 2,5 Vol.-% (vgl. Tabelle 6.1).

Ausgehend von der reduzierten Anzahl an Projektionen ( $n_{Proj} = 540$ ), ist nach den vorgestellten Untersuchungen des Kapitels 5.2 mit einer Untersegmentierung von Poren auch für  $s_F = 0 \mu\text{m}$  zu rechnen. Die quantitative Auswertung der Daten zeigt eine abnehmende Volumenporosität für eine Zunahme der Fokusgröße. Betrachtet man Abbildung 5.9 fällt auf, dass die Kanten der Poren unschärfer abgebildet werden (d. h. der Kontrast nimmt ab), wobei verhältnismäßig kleine Poren nahezu verschwinden. Eine Zunahme des Partialvolumeneffekts führt demnach zu einer Untersegmentierung von Poren, wodurch die ermittelte Volumenporosität sinkt.

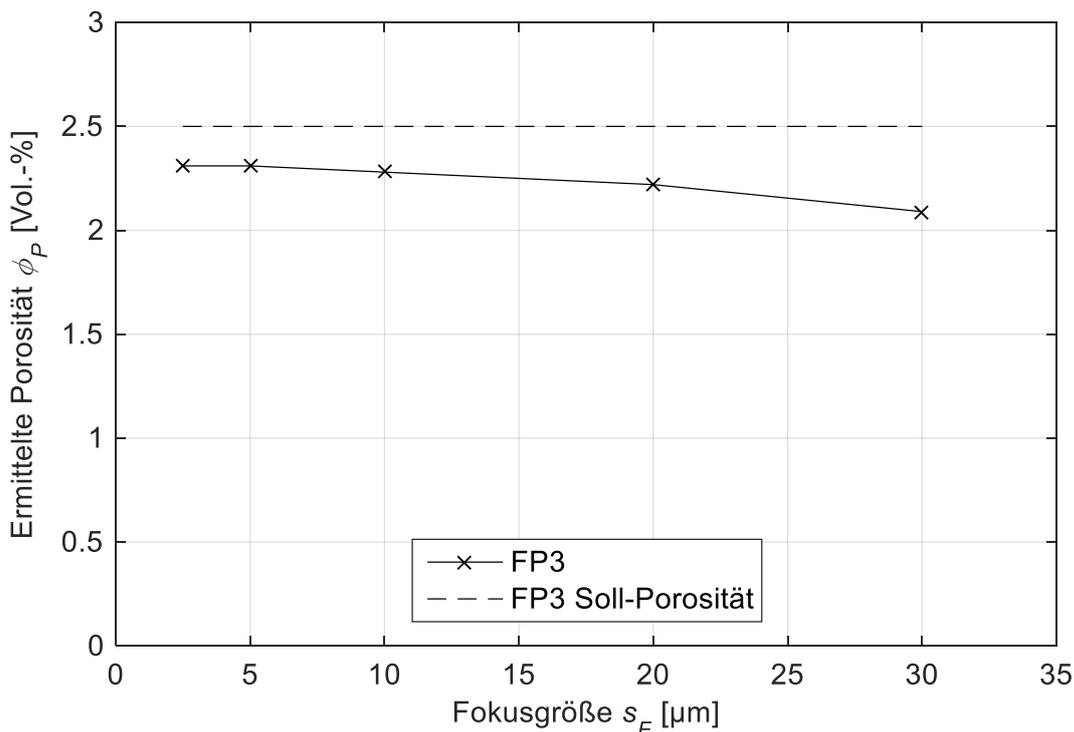


Abbildung 5.10: Ermittelte Volumenporosität für verschiedene CT-simulierte geometrische Unschärfen des synthetischen Datensatzes FP3. Die nominelle Voxelgröße des Datensatzes beträgt  $s_V=10 \mu\text{m}$  und die Detektorpixelkantenlänge  $s_P=200 \mu\text{m}$ .

Ein signifikanter Einfluss der geometrischen Unschärfe ist für  $s_F > s_V$  zu erwarten. Besonders für hochaufgelöste Messungen setzt dieser Zusammenhang Röntgenröhren mit einem kleinen und positionsstabilen Brennfleck voraus.

Für simulative Untersuchungen kann aufgrund der Zeitersparnis für  $s_F < s_V$  auf eine explizite Berücksichtigung des Brennflecks verzichtet werden. Basierend auf dieser Erkenntnis wurden, sofern nicht anders beschrieben, alle in dieser Arbeit durchgeführten Simulationen durch Anwendung einer Punktquelle durchgeführt.

## 5.5 Bildunschärfe

Zur Untersuchung des Einflusses der Bildunschärfe auf die Porositätsermittlung wurden RT- und CT-Simulationen mit unterschiedlichen Modulübertragungsfunktionen durchgeführt.

Hierzu wurde die Ortsauflösung des Detektors (aus Anhang A.3) anhand eines in Matlab<sup>®</sup> entwickelten Tools bestimmt und als Ausgangsdaten in den Simulationen verwendet. Die Berechnung der MTF erfolgte wie in Kapitel 2.6.3 beschrieben nach CUNNINGHAM & FENSTER (1987), SAMEI (2003b) und "Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography" (ISO 15708-1:2002). Die Validierung der Übereinstimmung von experimentellen und simulativen Untersuchungen in Hinsicht auf die Ermittlung des Einflusses der Basis-Ortsauflösung von Detektoren erfolgte durch einen Abgleich radiografischer Messungen und Simulationen.

Analog zu den RT-Messungen des Kapitels 2.6.3 wurden RT-Simulationen mit identischer Parametrierung unter Berücksichtigung der Basis-Ortsauflösung des Detektors durchgeführt. Die experimentell ermittelte Modulübertragungsfunktion wurde in die Simulationsumgebung *CIVA* implementiert. Auf die über Raytracing durchgeführten RT-Simulationen wurde anschließend synthetisches Rauschen basierend auf der Analyse des Rauschleistungsspektrums experimentell ermittelter Röntgenaufnahmen addiert (Kapitel 4.6.2).

In Abbildung 5.11 sind die Linienantwortfunktionen (LSF) und Modulübertragungsfunktionen der experimentell ermittelten und simulierten Röntgenaufnahmen gegenüber gestellt. Es sind keine signifikanten Differenzen zwischen den gemessenen und simulierten Daten festzustellen. Die MTF der Simulation zeigt im Bereich  $1 \leq f \leq 2$  eine zu tolerierende Abweichung von maximal  $\Delta MTF=0,07$  %-Pkt. Sie ist auf die Verwendung der experimentell ermittelten MTF als Ausgangsinformation der Ortsauflösung des Detektors in der Simulation zurückzuführen. Aufgrund der direkten Verwendung der MTF in der Simulation erhält man, wie in Abbildung 5.11 dargestellt, eine insignifikant bessere MTF der Simulation (Abbildung 5.4 b)).

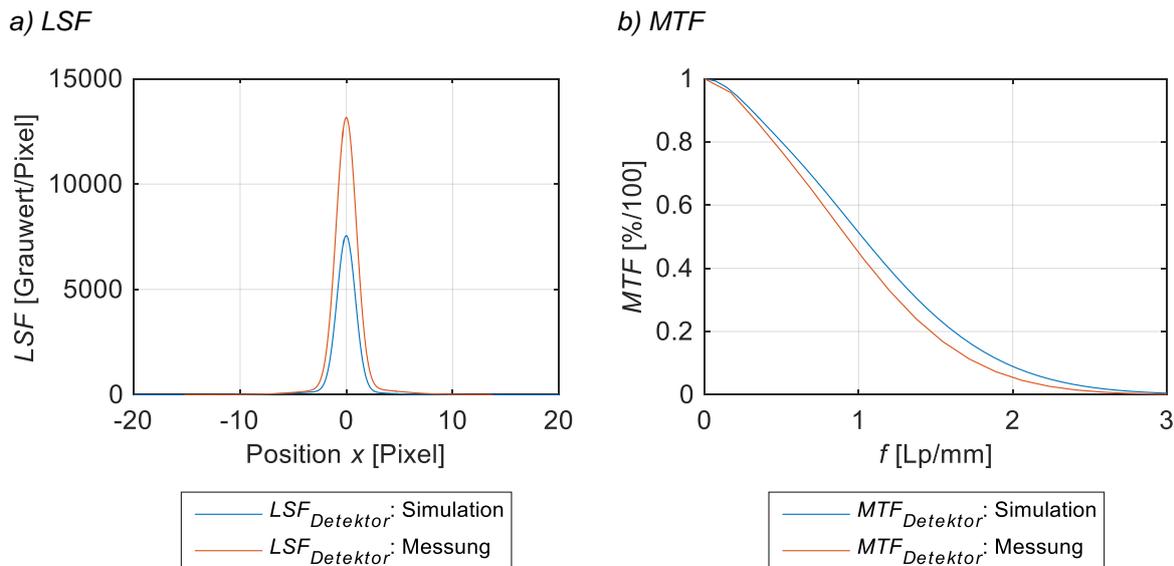


Abbildung 5.11: Vergleich der experimentell- und simulativ ermittelten Ortsauflösung des PerkinElmer Detektors XRD 0820 CN15 dargestellt als a) Linienantwortfunktion (LSF) und b) Modulübertragungsfunktion (MTF).

Ausgehend von der tatsächlichen MTF des Detektors wurden weitere Funktionen generiert, die von der realen Ortsauflösung abweichen. Hieraus kann der Bildunschärfeeinfluss auf die Porositätsermittlung bestimmt werden. Da die Pixelgröße des Detektors mit  $(200 \mu\text{m})^2$  als konstant angenommen werden muss, sind die Ergebnisse der Untersuchungen nur bedingt auf Detektoren mit einer davon abweichenden Pixelgröße übertragbar. Eine qualitative Verallgemeinerung ist jedoch unter Berücksichtigung der bekannten Randbedingungen möglich. Weitere bildqualitätsmindernde Eigenschaften, die in einer Bildunschärfe resultieren, wie z. B. die Brennfleckwanderung, geometrische Unschärfe und Rekonstruktionsparameter wie die Interpolation oder Filterung, können mit dem nachfolgend dargestellten Ansatz untersucht werden.

Die mathematische Beschreibung der MTF-Modelle erfolgt auf Basis der experimentell ermittelten MTF des Detektors. Ausgehend hiervon wurden die weiteren Funktionen, die sich im unteren und oberen Frequenzbereich in einer besseren und schlechteren Übertragung unterscheiden, gebildet. Als Ausgangsfunktion wurde eine kumulative Normalverteilungsfunktion

$$\Phi(f) = \frac{1}{2} \left( 1 + \operatorname{erf} \left[ -\frac{f - \mu}{\sqrt{2\sigma^2}} \right] \right) \quad (5.8)$$

zugrunde gelegt, die über die Gaußsche-Fehlerfunktion beschrieben werden kann. Sie zeigt eine gute Übereinstimmung mit den experimentellen MTF und ist aufgrund der geringen Anzahl an Variablen einfach zu parametrisieren. Durch Subtraktion der Normalverteilungsfunktion  $\Phi(f)$  von 1 erhält man aus der stetig steigenden Funktion eine stetig fallende, die durch Multiplikation mit dem Kehrwert des lokalen Maximums im Intervall  $a \leq f \leq b$  mit  $a=0$  für

$MTF_{Mod}(f = a) = 1$  liefert. Somit ist die Gleichung zur Erzeugung von Modulübertragungsfunktionen über

$$MTF_{Mod}(f) = \frac{1}{\max[\Phi(a \leq f \leq b)]} (1 - \Phi(f)) \quad (5.9)$$

definiert. Die Parametrierung der Funktion erfolgt durch den Erwartungswert  $\mu$  und die Varianz  $\sigma$ . Ausgehend vom abzubildenden Frequenzbereich  $0 \leq f \leq 8$  wurden zwei MTF-Modellklassen festgelegt. Die Klasse mit der Bezeichnung „MTF 1-x“ weist für kleine  $f$  stark fallende und für große  $f$  geringe Steigungen auf. Die Klasse „MTF 2-x“ ist im unteren Frequenzbereich schwach fallend, weist jedoch für große  $f$  große Steigungen auf (Abbildung 5.12 a). Die gewählte Parametrierung ist der Tabelle 5.6 zu entnehmen.

Tabelle 5.6: Parametrierung der mathematisch generierten Modulübertragungsfunktionen.

	$\mu$ [Lp/mm]	$\sigma$ [Lp/mm]		$\mu$ [Lp/mm]	$\sigma$ [Lp/mm]
<b>MTF 1-1</b>	$\mu = \sigma$	0,3	<b>MTF 2-1</b>	$\mu = 1/\sigma$	0,3
<b>MTF 1-2</b>		0,6	<b>MTF 2-2</b>		0,4
<b>MTF 1-3</b>		0,9	<b>MTF 2-3</b>		0,5
<b>MTF 1-4</b>		1,2	<b>MTF 2-4</b>		0,6
<b>MTF 1-5</b>		1,5	<b>MTF 2-5</b>		0,7
			<b>MTF 2-6</b>		0,8

Aus Gleichung (5.9) erhält man mit der Parametrierung aus Tabelle 5.6 die MTF der Abbildung 5.12. Sie wurde als ASCII-Textdatei in einem zu CIVA kompatiblen Datentyp importiert.

Der Einfluss der Datenrekonstruktion kann anhand Gleichung (2.26) aus Kapitel 2.6.3 ermittelt werden. Er resultiert maßgeblich aus der Interpolation und Filterung, mit den häufig angewandten Filterkernen *Ram-Lak* und *Shepp-Logan* der inversen Radontransformation (Kapitel 2.4). Untersuchungen hierzu wurden anhand RT- und CT-Simulationen mit identischer Parametrierung der Röntgen- und Detektorgrößen unter Anwendung der Größen  $U=60$  kV,  $I=400$   $\mu$ A,  $t=999$  ms und  $n_{Proj}=1080$  durchgeführt. Die nominelle Pixel- und Voxelgröße der Simulationen beträgt jeweils 10  $\mu$ m. Die Röntgenaufnahmen sind, um Analogien zur CT-Simulation zu gewähren, an demselben synthetisch generierten Datensatz FP3 durchgeführt worden. Dabei befand sich die Probenkante der RT-Simulationen jeweils im Zentralstrahl der simulierten Röntgenröhre. Die Schwächungskoeffizienten entsprechen den vereinfachten Annahmen für Kohlenstoff mit der Dichte  $\rho=1,6$  g/cm<sup>3</sup> und mittleren Ordnungszahl  $Z=6$ . Als Basis-Ortsauflösung kamen die erzeugten MTF zur Anwendung.

Ausgehend von den definierten Bewertungskriterien der Frequenzen für  $f_{10}=f(MTF=10\%)$  und  $f_{50}=f(MTF=50\%)$  sind in Abbildung 5.12 b) die ermittelten Werte für die RT- und CT-Simulationen gegenübergestellt. Bei einer Gesamtbetrachtung des Systems zeigt sich, dass die Rekonstruktionen eines im Verhältnis zur direkten Übertragung ( $f_{CT}=f_{RT}$ ) angenommenen Zusammenhangs nur gering zur Unschärfe in rekonstruierten Daten beiträgt. Mit zunehmender MTF-Ortsfrequenz des Detektors (was einer schärferen radiografischen Aufnahme entspricht)

ist eine Zunahme des Einflusses der Rekonstruktion an der Gesamtunschärfe rekonstruierter Daten festzustellen. Da jedoch bei der gewählten nominellen Voxelgröße von 10  $\mu\text{m}$  und des untersuchten Detektors die Ortsfrequenzen von  $f_{10} > 40 \text{ Lp/mm}$  und  $f_{50} > 25 \text{ Lp/mm}$  technisch unrealistisch sind, kann dieser Zusammenhang für die praktische Umsetzung von Porositätscharakterisierungen vernachlässigt werden.

Es konnte im Rahmen der angestellten Untersuchungen und für die gewählten Parameter kein technisch relevanter Einfluss des Unschärfebeitrags der Rekonstruktion auf die Datenqualität festgestellt werden (vgl. Anhang E).

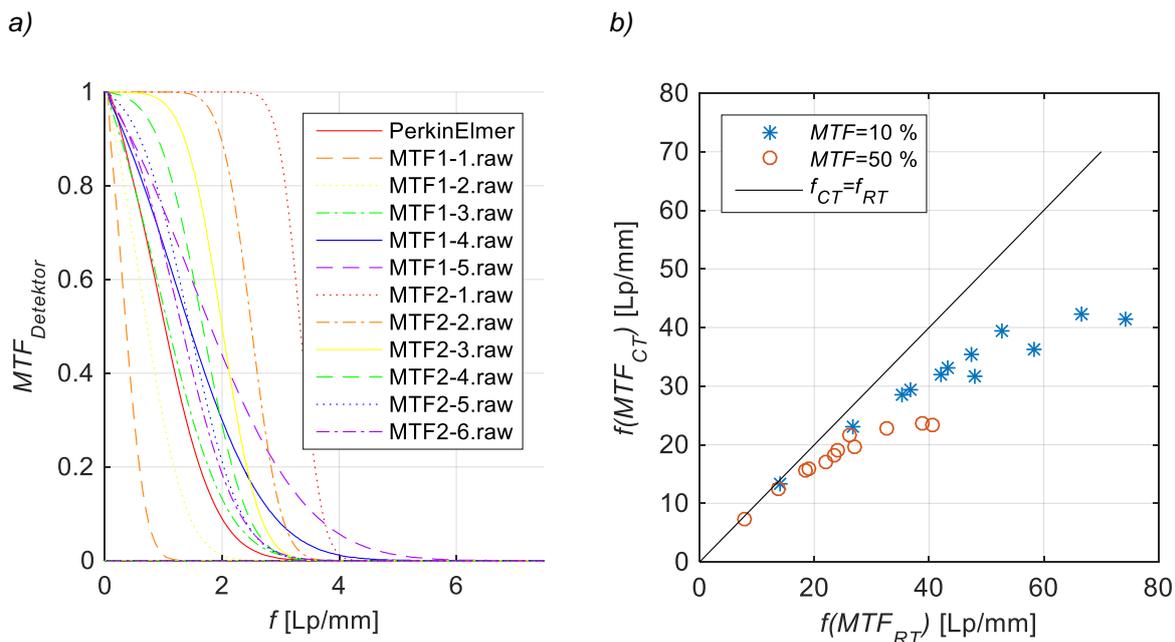


Abbildung 5.12: a) Ermittelte MTF des PerkinElmer Detektors XRD 0820 CN15 und generierte MTF zur Untersuchung der Unschärfe anhand CT-Simulationen. b) Gegenüberstellung der ermittelten Frequenzen für RT und CT anhand  $f(MTF=10\%)$  und  $f(MTF=50\%)$ .

Die rekonstruierten CT-Simulationen der verschiedenen Modulübertragungsfunktionen wurden hinsichtlich der Volumenporositätsauswertung unter Anwendung des Segmentierungsverfahrens *Referenzmethode* ausgewertet (Kapitel 3.3.1). Abbildung 5.13 zeigt die ermittelten Porositätsgrade in Abhängigkeit der zugehörigen Ortsfrequenzen für  $MTF_{CT}=10\%$  und  $MTF_{CT}=50\%$ . Ausgehend von der experimentell bestimmten MTF des Detektors, ist es möglich, den Einfluss der resultierenden Unschärfe aus den untersuchten MTF für vergleichsweise schärfere- und unschärfere Abbildungen der Porengeometrien quantitativ zu analysieren. Es zeigt sich, dass sich die ermittelte Volumenporosität für große Ortsfrequenzen der realen ROI-Porosität des simulierten Datensatzes mit 2,5 Vol.-% nähert. Folglich ergibt sich mit zunehmender Unschärfe und unter Anwendung des gewählten Segmentierungsverfahrens eine zunehmende Übersegmentierung von Poren.

Bei der Verallgemeinerung dieser Erkenntnis ist zu beachten, dass die Untersuchungen an vergleichsweise komplexen Porengeometrien mit linsenförmiger Porenmorphologiekategorie durchgeführt wurden. Es ist zu erwarten, dass der Einfluss der Ortsauflösung für Poren mit

einer Sphärizität von  $\psi \approx 1$  aufgrund der vergleichsweise kleineren Oberfläche weniger stark ausgeprägt ist.

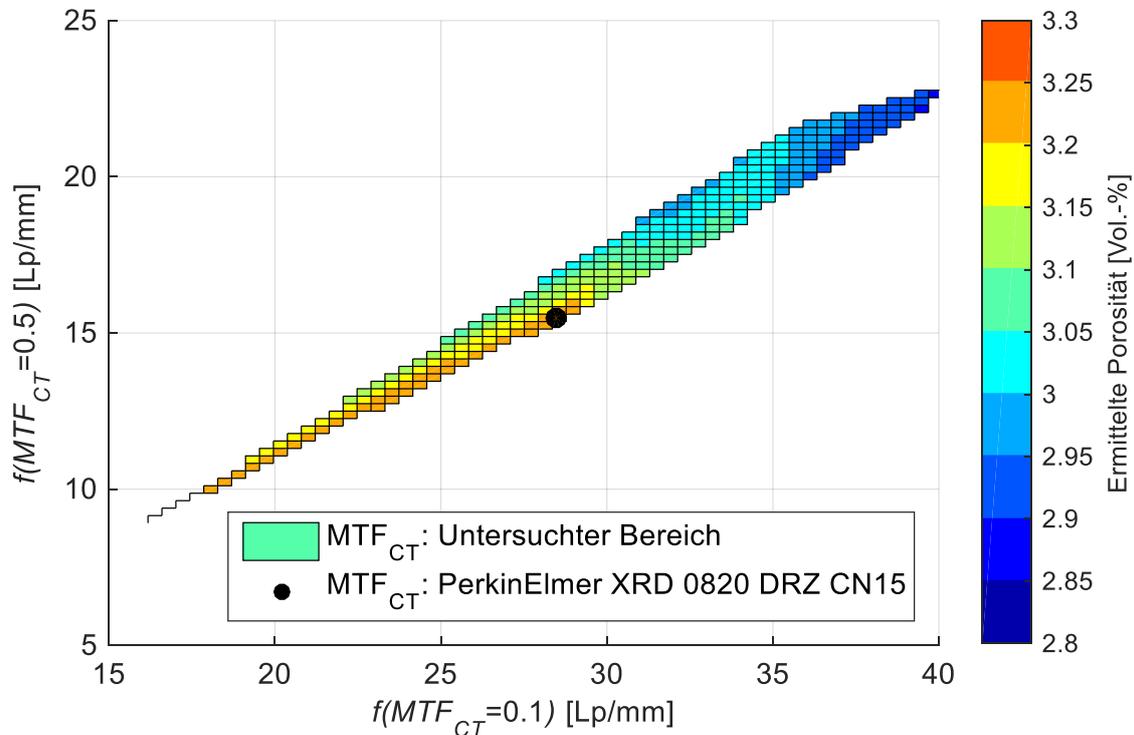


Abbildung 5.13: Ermittelte Volumenporosität für CT-Simulationen mit verschiedenen Bildunschärfen (Modülübertragungsfunktionen). Die jeweiligen Auswertungen der MTF wurden für  $MTF=10\%$  und  $MTF=50\%$  durchgeführt. Der ermittelte Porositätsgrad beträgt unter Anwendung der experimentell bestimmten MTF des PerkinElmer Detektors  $3,2\text{ Vol.-%}$  und der reale Porositätsgrad des synthetischen Datensatzes  $2,5\text{ Vol.-%}$ .

Im Vergleich zu den hier dargestellten Ergebnissen nimmt die ermittelte Volumenporosität mit zunehmender geometrischer Unschärfe ab (Kapitel 5.4). Die Bildunschärfe bzw. aus dem Detektor resultierende Unschärfe ist unabhängig von der Prüfkörpergeometrie und homogen über der gesamten Detektorfläche verteilt. Die geometrische Unschärfe ist hingegen ausgehend von der Brennfleckgröße abhängig von den geometrischen Verhältnissen des Prüfaufbaus (Quelle-, Prüfkörper- und Detektorabstand) und letztlich auch von dem Strahleintritts- und Austrittspunkt der Prüfkörpermerkmale wie Poren.

Basierend auf den Ergebnissen ist festzuhalten, dass unter Anwendung des Segmentierungsverfahrens *Referenzmethode* bei der Bildunschärfe auch kleine Poren mit zunehmender Unschärfe nicht mitsegmentiert werden. Jedoch nimmt ähnlich des Einflusses der Voxelgröße die Übersegmentierung großer Poren mit zunehmender Unschärfe zu.

## 5.6 Drehzentrumsfehler

Das Drehzentrum beschreibt in der Computertomografie die Position der Achse, um welche sich der Probekörper (bzw. die Röntgenröhre und der Detektor in der Spiral-CT) dreht. Die genaue Kenntnis der Position ist in der Datenrekonstruktion notwendig, um die Linienprofile der Projektionen aufzuaddieren (Kapitel 2.4). Vertikale Abweichungen zwischen der Detektormitte und dem tatsächlichen Drehzentrum der CT-Messung können, wie in Kapitel 2.4 und Gleichung (2.13) beschrieben, korrigiert werden. Es ist außerdem auch eine Korrektur der Achsverkipfung zwischen der vertikalen Detektor- und Drehachse möglich. In der Praxis ist eine Achsverkipfungskorrektur aufgrund der meist sehr präzisen Justierung des Detektors in Bezug auf die Drehachse nicht notwendig. Die Justierung der Ausrichtung der Vergrößerungsachse in Bezug auf die Röntgenröhren- und Detektorausrichtung ist technisch aufwändig und im Verhältnis zum Nutzen impraktikabel. Man behilft sich durch eine softwareseitige Drehzentrumskorrektur.

Die Drehzentrumskorrektur findet häufig durch eine aufeinanderfolgende Anwendung zweier verschiedener Ansätze statt: 1.) Kalibrierungsmessung an den jeweiligen Manipulatorpositionen aus welcher die Drehzentrumsabweichung hervorgeht und 2.) Analyse der Projektionen anhand von Sinogrammen oder iterativer Drehzentrumssuche durch Teilrekonstruktionen und statistischer Datenauswertungen. In der Literatur sind verschiedene Ansätze beschrieben [GULLBERG et al. (1986), MIN et al. (2012), VO et al. (2014)].

Drehzentrumsfehler äußern sich in den rekonstruierten Daten durch eine unscharfe Darstellung von Objektdetails und mit zunehmendem Drehzentrumsfehler auch in Doppelstrukturen (Abbildung 5.16). Besonders bei Messungen mit starker Vergrößerung, wie sie für CFK-Porositätscharakterisierungen notwendig ist, ist eine präzise Ermittlung des Drehzentrums für die Genauigkeit der Volumenporositäts- und Geometrieermittlung der Poren entscheidend.

Zur Untersuchung des Einflusses von Drehzentrumfehlern wurden CT-Simulationsdaten herangezogen. Bei CT-Simulationen hat man aufgrund der diskreten Definition der geometrischen Zusammenhänge zwischen Röntgenquelle, Probenposition und Detektor die Möglichkeit, das Drehzentrum ohne vertikalen Versatz zum Detektor (0,00 mm) zu definieren. Hierdurch wird ein systematischer Fehler ausgeschlossen. Die Simulationen wurden ohne Berücksichtigung einer geometrischen und Detektorunschärfe an den synthetisch generierten Porenmodellen mit kugelförmigen (SH08), linsenförmigen (FP4) und nadelförmigen Poren (NP2) durchgeführt (Anhang B.2 und Kapitel 4.2). Die Ausrichtung der Poren ist in den Simulationen analog zur Entstehungsmorphologie von Poren realer Laminata mit einem zum Röntgenstrahl parallel ausgerichteten Laminataufbau gewählt worden. Als nominelle Voxelgröße wurde eine für die Porositätsermittlung an den gegebenen Porengeometrien zu empfehlende Größe von 10  $\mu\text{m}$  gewählt (Kapitel 5.1). Die Daten enthalten künstliches Rauschen, das, basierend auf der Analyse des Rauschleistungsspektrums vergleichbarer experimenteller Daten, generiert wurde (Kapitel 4.6.2). Zur Rekonstruktion wurde der in *VGStudio MAX v.2.2* implementierte FDK-Algorithmus verwendet. Die weiteren CT-simulationsspezifischen Parameter sind in Tabelle 5.7 zusammengefasst.

Tabelle 5.7: Übersicht der Simulations- und Rekonstruktionsparameter zur Untersuchung des Einflusses von Drehzentrumsfehlern auf die ermittelte Porosität.

<b>Spektrum der Röntgenröhre</b>	Viscom XT9160-TED
<b>Spannung</b>	60 kV
<b>Strom</b>	400 $\mu$ A
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Voxelgröße</b>	10 $\mu$ m
<b>Porenmodelle</b>	SH08 (kugelförmige Poren), FP4 (linsenförmige Poren), NP2 (nadelförmige Poren)
<b>Materialcharakteristik</b>	$\rho=1,6$ g/cm <sup>3</sup> , Z=6
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 (FDK-Algorithmus)

Zur Auswertung der Daten wurde das Segmentierungsverfahren *Referenzmethode* aus Kapitel 3.3.1 angewendet. Abbildung 5.14 veranschaulicht die ermittelten Volumenporositäten der rekonstruierten Datensätze für verschiedene Drehzentrumsabweichungen. Um eine Verallgemeinerung der Ergebnisdaten in einer vertretbar geringen Differenz zur Porengeometrie und nominellen Voxelgröße zu ermöglichen, sind die Drehzentrumsabweichungen in [Pixel] aufgetragen, wobei keine exakte Abgrenzung der Parameter definierbar ist. Es ist den Ergebnissen zu entnehmen, dass vor allem für komplex abzubildende Porengeometrien die ermittelte Volumenporosität mit größer werdendem Drehzentrumsfehler abnimmt. Die Ursache hierfür lässt sich anhand der Analyse von Porenvolumendifferenzen erklären.

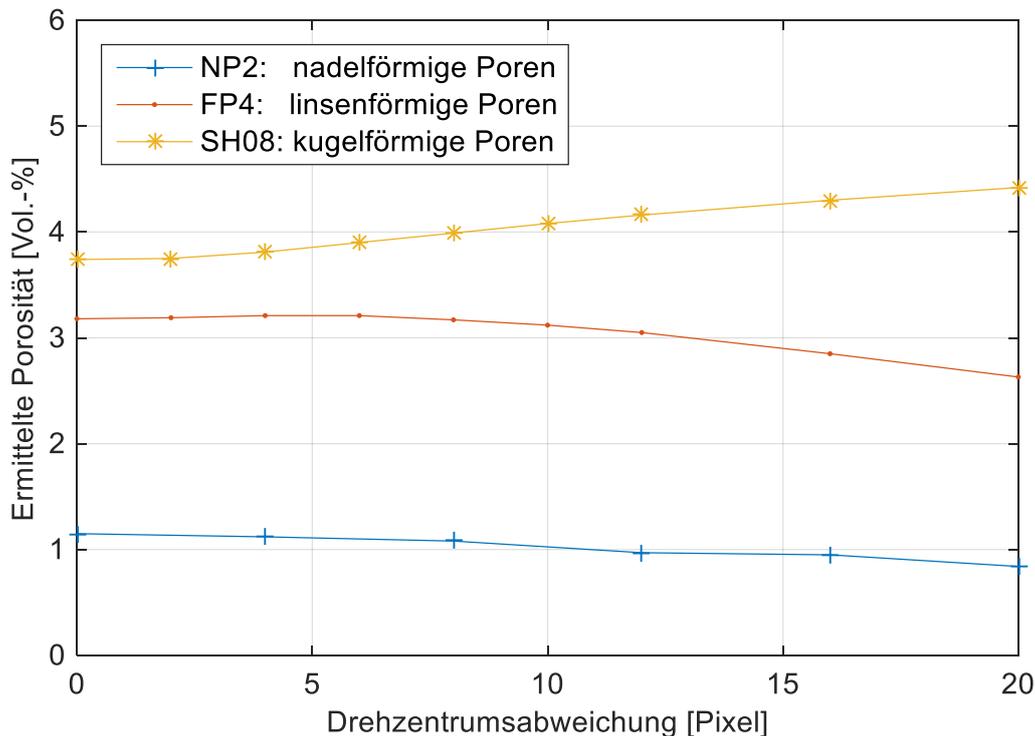


Abbildung 5.14: Ermittelte Volumenporosität für Drehzentrumsabweichungen zwischen 0 Pixel und 20 Pixel Verschiebung für die Porenklassen: nadelförmig, linsenförmig und kugelförmig. Die nominelle Voxelgröße der simulierten CT-Daten beträgt 10  $\mu\text{m}$ .

Zur Untersuchung des Zusammenhangs zwischen dem Drehzentrumsfehler, der Porenmorphologie und -Größe, sowie der ermittelten Volumenporosität, wurde eine Einzelbetrachtung von Differenzen in der Porenvolumenermittlung auf Porenebene durchgeführt. Als Ausgangspunkt für eine als ausreichend zuverlässig zu definierende Porenvolumenermittlung wurde die Porenanalyse der 0-Pixel-Drehzentrumsabweichungen herangezogen und mit den ermittelten Porenvolumina für eine 20 Pixel Drehzentrumsabweichung verglichen. Hierzu wurden in einer dazu entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Funktion die ermittelten Porenvolumina über

$$\Delta V_i = V_{i,20\text{Pixel}} - V_{i,0\text{Pixel}} \tag{5.10}$$

voneinander subtrahiert. Die Zuordnung der Poren beider Datensätze zueinander erfolgte durch eine Auswertung der Porenpositionen mit einer zulässigen Positionstoleranz von 3 Pixel. Alle Poren die nicht zueinander zugeordnet werden konnten wurden von der Auswertung ausgeschlossen.

Abbildung 5.15 veranschaulicht das Ergebnis des Porenvolumenvergleichs. Es wird deutlich, dass für die Volumendifferenz der kleinen Poren – mit linsen- und nadelförmiger Geometrie – eine Untersegmentierung auftritt. Mit zunehmendem Porenvolumen geht dieser Trend zurück, wobei für die häufig kugelförmige CFK-Porosität mit  $V_i > 0,01 \text{ mm}^3$  eine Übersegmentierung vorliegt. In der Realität treten in einem CFK-Laminat meist Kombinationen unterschiedlicher

Porenformen auf. Es ist daher nicht auszuschließen, dass sich dieser Zusammenhang unter günstigen Voraussetzungen bei der reinen Porositätsgradsbestimmung (keine Porencharakterisierung) teilweise ausgleichen kann.

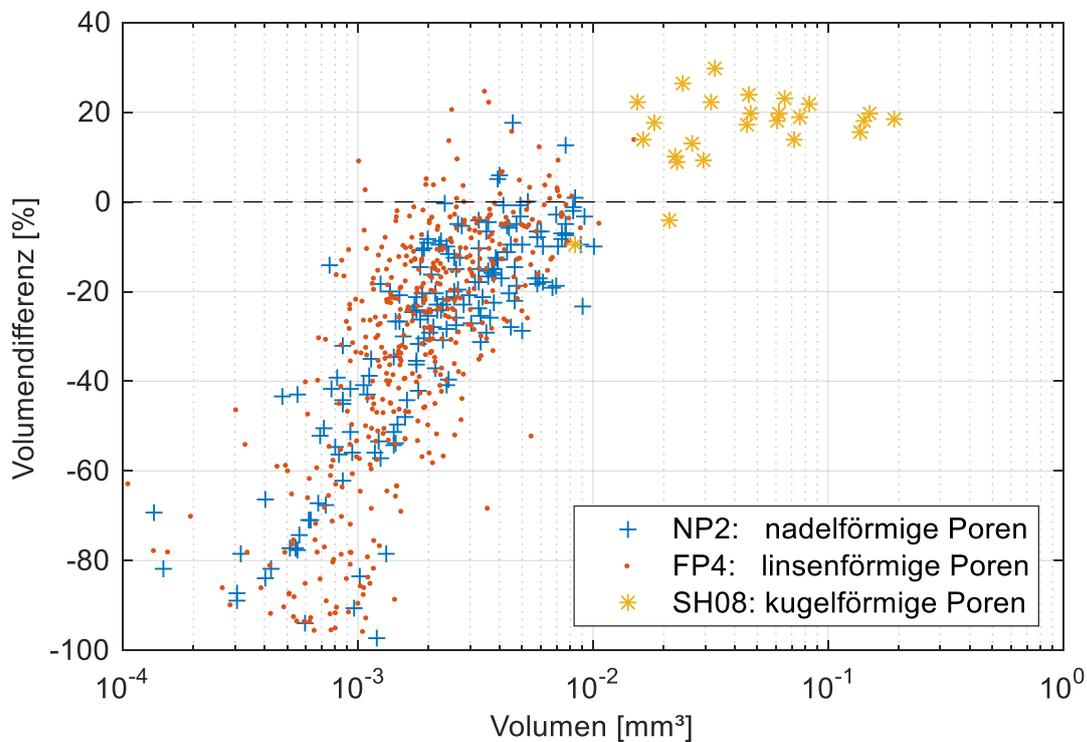


Abbildung 5.15: Ermittelte Porenvolumendifferenz beim direkten Vergleich von einem 0-Pixel-Drehzentrumsfehler mit einem 20-Pixel-Fehler für die Porenklassen: nadelförmig, linsenförmig und kugelförmig. Die nominelle Voxelgröße der simulierten CT-Daten beträgt  $10\ \mu\text{m}$  und die Detektorpixelkantenlänge  $0,2\ \text{mm}$ .

Der festgestellte Zusammenhang zwischen Unter- und Übersegmentierung lässt sich auch durch die Betrachtung segmentierter Schnittbilder darstellen (Abbildung 5.16). Während mit zunehmendem Drehzentrumsfehler aufgrund des schwindenden Volumens durch Doppelstrukturen an kleinen Poren das segmentierte Porenvolumen abnimmt, kommt es bei den größeren kugelförmigen Poren vermehrt zu einer Übersegmentierung.

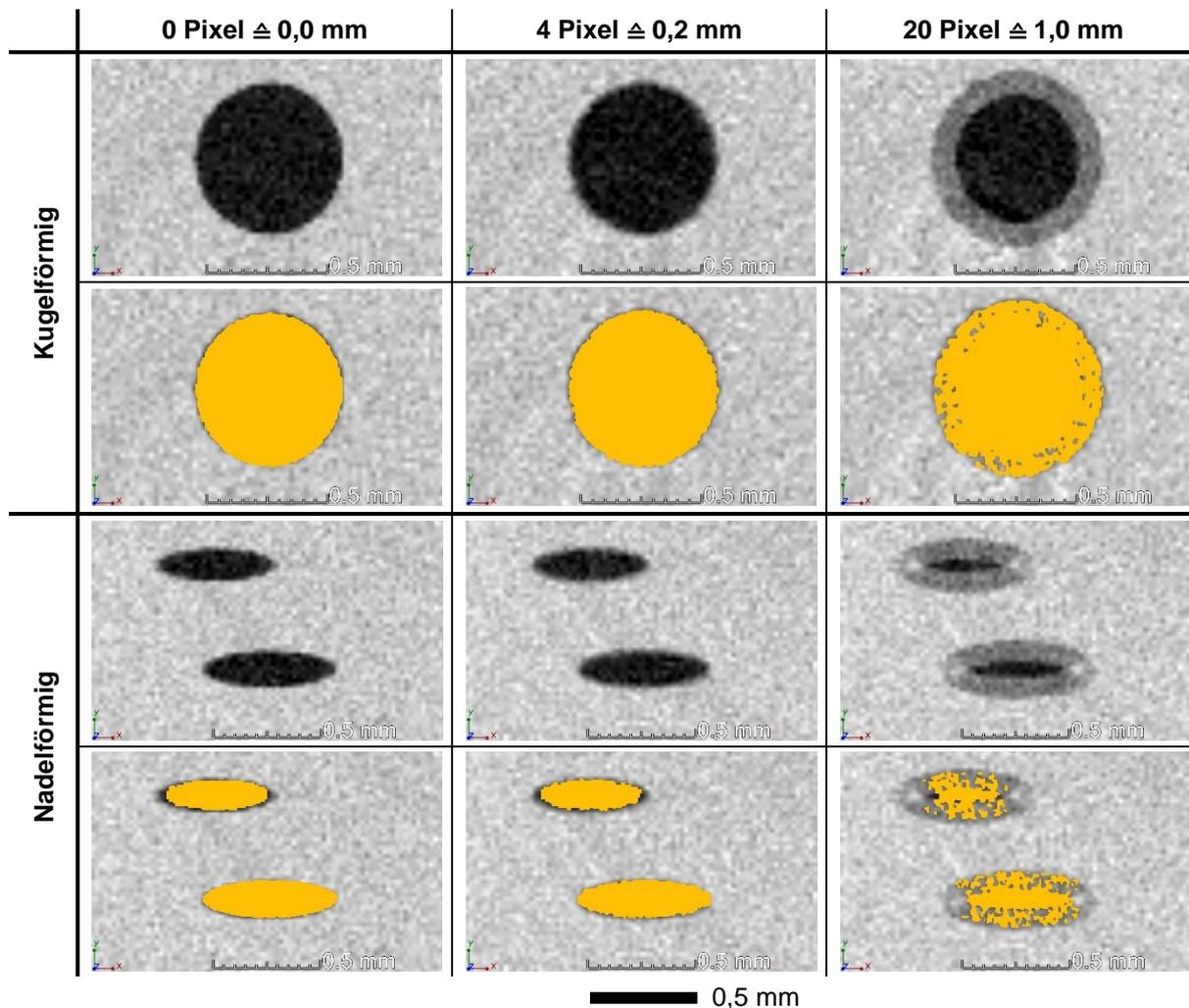


Abbildung 5.16: Schnittbilder rekonstruierter CT-Simulationsergebnisse für Drehzentrumsabweichungen von 0 Pixel, 4 Pixel und 20 Pixel. Die nominelle Voxelgröße beträgt 10  $\mu$ m und die Detektorpixelgröße 0,2 mm. Doppelstrukturen und damit die einhergehende Übersegmentierung aufgrund großer Drehzentrumsabweichungen sind in der rechten Spalte klar zu erkennen.

Es ist nicht auszuschließen, dass eine andere als die in den CT-Simulationen gewählte (näherungsweise parallel zur Röntgenstrahlung orientierte) Laminatausrichtung einen weniger signifikanten Einfluss auf die Porositätsermittlung hat. Des Weiteren ist es möglich, dass andere Segmentierungsverfahren weniger sensibel auf die Porositätsermittlung sind. So ist es denkbar, dass z. B. lokaladaptive Segmentierungsverfahren mit den durch Doppelstrukturen hervorgerufenen geringeren Grauwertunterschieden zu einer weniger fehlerbehafteten Porensegmentierung führen.

Unabhängig von der Prüfkörperorientierung und der verwendeten Segmentierungsmethode, ist für eine Porositätscharakterisierung hinsichtlich der Analyse von porengeometrischen Eigenschaften eine möglichst präzise Ermittlung von Drehzentrumsabweichungen mit nachträglicher softwareseitiger Korrektur zu empfehlen.

## 5.7 Faservolumengehalt

Der Einfluss des Faservolumengehalts auf die Schwellwertbestimmung mit Referenzprobe wird anhand von Untersuchungen desselben Laminats mit unterschiedlichem Faservolumengehalt durchgeführt. Hierzu wird ein Laminat mit  $n=15$  unidirektionalen Prepreg-Gelegelagen  $[0^\circ]_{15}$  gewählt, welches eine definiert unterschiedliche Probendicke aufweist. Die Untersuchungen fanden im Rahmen einer Masterarbeit statt [GRAGER (2014)].

Es kann nach SCHÜRMAN (2007) der Faservolumenanteil näherungsweise aus der Dicke des ausgehärteten Materials über

$$\varphi_F = \frac{n \left( \frac{m_F}{L \cdot b} \right)}{d \cdot \rho_F} \quad (5.11)$$

berechnet werden, wobei  $\left( \frac{m_F}{L \cdot b} \right)$  dem Flächengewicht des ungetränkten Geleges entspricht. Die Dicke  $d$  der Referenzproben ergibt sich aus dem Mittelwert der Dickenmessungen an verschiedenen Positionen mit einer Messschraube. Mit einem Flächengewicht von  $160 \text{ g/m}^2$  und einer Faserdichte von  $1,78 \text{ g/cm}^3$  ergeben sich die in Tabelle 5.8 zusammengestellten Faservolumenanteile [HEXCEL (2015)].

Tabelle 5.8 Errechnete Faservolumenanteile untersuchter Referenzproben [GRAGER (2014)].

Referenzprobe	Dicke $\bar{d}, \sigma$	$\varphi_F$
P1III6	2,31 mm, 0,01 mm	51,9 %
P1IV5	2,48 mm, 0,01 mm	54,4 %
P1V4	2,60 mm, 0,02 mm	58,4 %

Der Schwächungskoeffizient von Kohlenstofffasern unterscheidet sich nur geringfügig von dem der Matrix. Er ist für die Fasern etwas höher, weshalb der ermittelte Schwellwert in Referenzproben mit verhältnismäßig größerem Faservolumenanteil höher liegt als bei geringem Faservolumenanteil. Dies hat eine Übersegmentierung zur Folge, die sich im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen für die Probe P1I8 auf maximal 0,3 %-Pkt. beläuft (Abbildung 5.17).

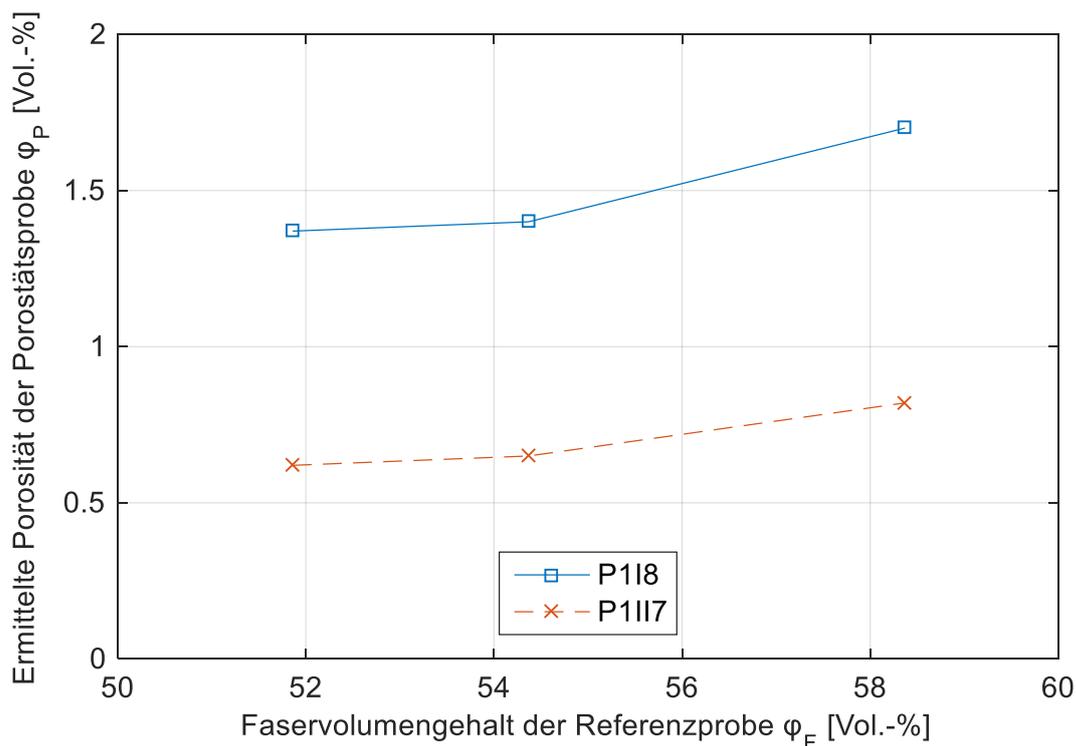


Abbildung 5.17 Ermittelte Volumenporosität der Porositätsproben P118 und P1117 für die Referenzproben mit unterschiedlichem Faservolumenanteil [GRAGER (2014)].

Bei der Anwendung des Segmentierungsverfahrens der *Referenzmethode* ist demnach neben einer homogenen Grauwertverteilung und einem porenfreiem Material auch auf den Faservolumengehalt zu achten. Zudem erschließt sich hieraus, dass eine geringe Differenz des Faservolumengehalts zwischen der Referenz- und Porositätsprobe zu empfehlen ist. Es kann aus diesen Erkenntnissen festgehalten werden, dass es aufwändig sein kann, geeignete Referenzproben für die Porenvolumenermittlung mit dem Segmentierungsverfahren nach *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) herzustellen, was für den Einsatz lokaladaptiver Segmentierungsmethoden (Kapitel 3.3.2) spricht.

### Zusammenfassung der Untersuchung von Haupteinflussfaktoren der Porositätsermittlung

Die Untersuchungen zu Haupteinflussfaktoren der Porositätsbestimmung haben gezeigt, dass es eine Reihe zu beachtender Parameter gibt, die Einfluss auf das Ergebnis haben. Insbesondere die Wahl der nominellen Voxelgröße ist für die Genauigkeit entscheidend. Sie ist auch nachfolgend eine zentrale Größe zur Ermittlung der Zuverlässigkeit des Messverfahrens. Eine Übersicht zu den untersuchten Parameter, dessen Einfluss auf die Porensegmentierung und der Schwellwert, ab welchem sie signifikante Fehler verursachen sind in Tabelle 8.1 gegeben (Kapitel 8).

## 6 Zuverlässigkeitsuntersuchungen zur CT-Porositätscharakterisierung

Die Zuverlässigkeit der Porositätsbestimmung wird in den nachfolgenden Unterkapiteln Anhand der Analyse von Messabweichungen einzelner Porenvolumenermittlungen durchgeführt. Es werden zwei Methoden vorgestellt. Bei der rekursiven Zuverlässigkeitsanalyse wurde die Messabweichung der Porenvolumenermittlung für verschiedene Porengrößen in Relation zum Volumen-zu-Oberflächenverhältnis ermittelt. Diese Messabweichung kann in einem weiteren Schritt rekursiv auf andere Porositätsproben mit bekanntem Volumen-zu-Oberflächenverhältnis assoziiert werden. Bei der zweiten Methode wird basierend auf der Berechnung von Detektionswahrscheinlichkeiten (engl. *Probability of Detection*, POD) nach BERENS (1989) die zu erwartende Messabweichung der Porenvolumenermittlung für verschiedene Poren- und Voxelgrößen bestimmt.

### 6.1 Empirisches Modell zur rekursiven Analyse der Messabweichung

Die Kenntnis über die Zuverlässigkeit einer Messung und die Angabe einer Messtoleranz nimmt in vielen Bereichen der zerstörungsfreien Prüfung und Qualitätssicherung eine wichtige Rolle ein. Bei der Messung absoluter Größen wie z. B. Längen in der Koordinatenmesstechnik reduziert sich die erlaubte Toleranz eines Bauteilmaßes um den Wert der Messabweichung. Letztere ist außerdem ein Schätzwert und nie exakt bekannt [WEISE & WÖGER (2005), KNAPP (2011)].

Zur Ermittlung der Messabweichung bei der Bestimmung des Volumenporositätsgehalts von CFK-Proben wurde ein Modell entwickelt, das unter Berücksichtigung der später genannten Umgebungsvariablen einen Schätzwert zur Messabweichung liefert [KIEFEL et al. (2015)]. Der wichtigste messgenauigkeitsbeeinflussende Parameter in der CT-Porositätscharakterisierung ist die Voxelgröße. Wie in Kapitel 5.1 [STOESSEL et al. (2011), KIEFEL, STOESSEL, PLANK, et al. (2014)] aufgezeigt ist, stellt sich mit zunehmender Voxelgröße eine zunehmende Übersegmentierung von Poren und eine damit verbundene Überschätzung der ermittelten Porosität ein. Da das messbare Volumen einer Probe reziprok proportional zur nominellen Voxelgröße ist, ist es aufgrund der Probengröße oft nicht möglich, eine für die Messaufgabe notwendig kleine Voxelgröße einzustellen. Des Weiteren ist ein möglichst großes Probenvolumen aufgrund der Repräsentativität des analysierten Volumens in Bezug auf dessen Umgebung vorteilhaft. Es wird daher ein Ansatz des Tomografierens mit ungünstig groß gewählter Voxelgröße verfolgt. Das hierfür notwendige Modell wird basierend auf Simulations- und Messergebnissen aufgestellt. Ein wesentlicher Vorteil der Verwendung von Simulationen ist die Kenntnis über die exakte geometrische Abbildung der Poren im synthetisch modellierten Probenvolumen. Dies kann durch einen direkten Soll-Ist-Vergleich von Charakterisierungsmerkmalen zur Schätzung der Messabweichung genutzt werden.

Das empirische Modell zur Schätzung der Messabweichung wurde in Anlehnung an die – aus Sicht des Fehlers der Volumenporositätsbestimmung (Kapitel 5.1) – aufwändig zu

quantifizierenden linsenförmigen Poren erstellt. Linsenförmige Poren treten überwiegend zwischen Laminatlagen auf und bilden nur selten mit benachbarten Poren anderer Laminatschichten zusammenhängende Netzwerke. Fertigungsbedingt entstehen in Prepreg-Gelegen flache linsenförmige Poren. Die in Abbildung 6.1 dargestellten Schnittbilder der xy- und xz-Ebene veranschaulichen exemplarisch die Porengeometrie.

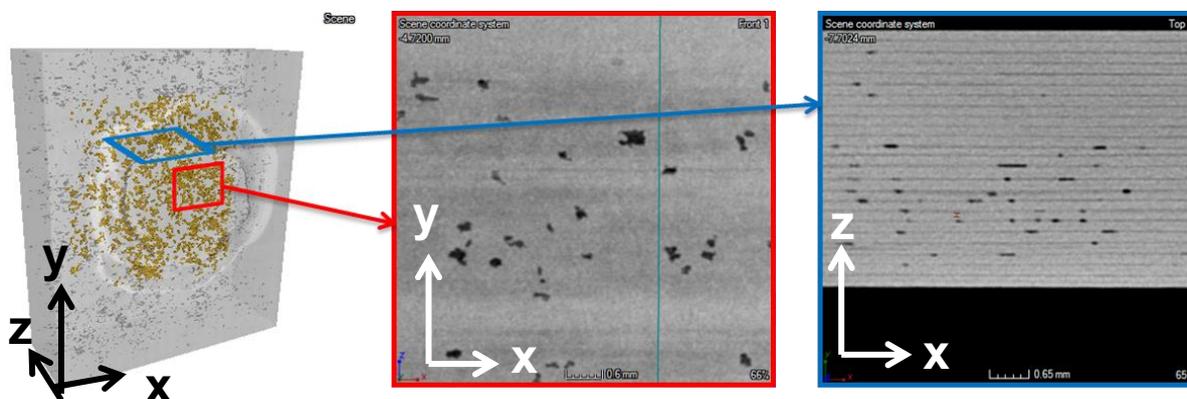


Abbildung 6.1: Segmentierte Porosität im 3D-Volumendatensatz (links) sowie exemplarische Schnittbilder der xy- und xz-Ebene aus Probe PS1 zur Veranschaulichung linsenförmiger Poren.

Aus den mittleren Porenlängen  $\bar{l}_x$  und  $\bar{l}_y$  kann ein Äquivalenzdurchmesser berechnet werden, welcher zur mittleren Porenhöhe  $\bar{l}_z$  ein Verhältnis von  $r_{xy/z} \cong 5$  ergibt:

$$r_{xy/z} = \frac{\sqrt{\bar{l}_x^2 + \bar{l}_y^2}}{\bar{l}_z} \cong 5. \quad (6.1)$$

Entsprechend der aus Probe PS1 extrahierten und charakterisierten Poren wurden synthetische Porenmodelle generiert. Das für diese Applikationen entwickelte und in Kapitel 4.2 vorgestellte *Matlab*<sup>®</sup>-Tool ermöglicht es, verschiedene Charakterisierungsmerkmale und deren statistische Verteilung in der Datenmodellierung zu berücksichtigen. Für das Erstellen des Berechnungsmodells wurden drei Datensätze mit den in Tabelle 6.1 gelisteten Volumenporositäten herangezogen. Des Weiteren wurden zur Erweiterung des Porenspektrums hinsichtlich des Charakterisierungsmerkmals „Sphärizität“ und „Kompaktheit“ (Kapitel 3.2) auch Porenmodelle mit kugelförmigen Poren im Durchmesserbereich  $0,05 \text{ mm} \leq d \leq 1,2 \text{ mm}$  generiert.

Es ist zu beachten, dass die ermittelte Porosität der ROIs von der Porosität der modellierten Datensätze abweicht (Tabelle 6.1). Das ist darauf zurückzuführen, dass die ROIs mit einem Abstand zur Probenoberfläche definiert werden müssen und Poren in der Modellierung mit einer Distanz von  $d/2$  zur Probenoberfläche platziert werden, um die Erstellung von oberflächenoffenen Poren auszuschließen.

Tabelle 6.1: Vergleich der modellierten- und ROI-Volumenporosität der Datensätze mit linsenförmigen Poren: FP1, FP2 und FP3.

Modellierte Probe	Modellierte Volumenporosität [Vol. %]	ROI Volumenporosität [Vol. %]
FP1	0,5	0,6
FP2	1,0	1,3
FP3	2,0	2,5

Probe PS1 enthält eine ähnliche Volumenporosität zum synthetischen Datensatz FP1. Die Tabelle 6.2 zeigt die Charakterisierungsmerkmale: Durchmesser, Sphärizität und Größe (in x-, y- und z-Richtung) der Probe. Die Porengeometrie der modellierten Daten hat vernachlässigbar geringe Differenzen zur realen Probe.

Tabelle 6.2: Vergleich von ermittelten Charakterisierungsmerkmalen einer CT-Messung mit  $s_v=10\ \mu\text{m}$  an Probe PS1 (0,5 Vol.-% Porosität) und dem synthetisch generierten Porenmodell FP1 (0,6 Vol.-% Porosität).

Charakterisierungsmerkmal (alle Angaben sind Mittelwerte)	CT-Messung Probe: PS1	CT-Simulation Modell: FP1
Durchmesser [mm]	0,22	0,26
Sphärizität [-]	0,42	0,56
Größe in x [mm]	0,20	0,20
Größe in y [mm]	0,06	0,06
Größe in z [mm]	0,16	0,18

Die Simulationen wurden nach dem in Kapitel 4 beschriebenen Vorgehen durchgeführt. Dabei kamen *Raytracing*-Algorithmen ohne Berücksichtigung von Streuung und Rauschen sowie eine Punktemissionsquelle zum Einsatz. Das Röntgenspektrum sowie die Detektorsensitivität wurden analog zu dem verwendeten CT-Messsystem implementiert (Kapitel 4.5). Die verwendeten Mess- und Simulationsparameter sind Tabelle 6.3 zu entnehmen. Der Heizstrom der CT-Simulationen ist wegen der Sensitivitätsunterschiede zwischen dem realen und simulierten Detektor um 50  $\mu\text{A}$  angepasst worden.

Die CT-Messungen erfolgten an den drei Porositätsproben PS1, PS2, PS3 und der Referenzprobe PS0, welche keine Porosität enthält.

Tabelle 6.3: CT-Mess- und CT-Simulationsparameter der Untersuchungen an den Porositätsproben: PS1, PS2, PS3 und den Porenmodellen: FP1, FP2, FP3 und SH07-SH11.

	CT-Messung	CT-Simulation
Spannung $U$ [kV]	60	60
Strom $I$ [ $\mu$ A]	300	350
Belichtungszeit $t$ [ms]	999	999
Anzahl an Projektionen $n_{Proj}$ [-]	1080	1080
Voxelgrößen $s_v$ [ $\mu$ m]	10, 20, 30	10, 15, 20, 25, 30

Da die CT-Simulationen als *Raytracing* ohne Implementierung eines Rauschmodells durchgeführt wurden, wird das Rauschen in einem weiteren Nachbearbeitungsschritt hinzugefügt. Basierend auf dem Gesamtrauschen des CT-Systems wurden unter Bezugnahme auf die in Tabelle 6.3 gelisteten Messparameter die Rauschinformationen von Projektionsdaten analysiert. Das dazu notwendige Modell wurde in Kapitel 4.6.2 erläutert und basiert auf der Untersuchung des Rauschleistungsspektrums von Leerbildaufnahmen. Synthetisches Rauschen wird hierbei unter Berücksichtigung der auftretenden Rauschfrequenzanteile auf die Projektionsdaten addiert.

Zur Segmentierung der Poren wurde die *Referenzmethode* gewählt (Kapitel 3.3.1) und die extrahierten Ist-Poreinformationen der Mess- und Simulationsergebnisse in einem weiteren Schritt mit den Sollergebnissen verglichen. Das dazu entwickelte *Matlab*<sup>®</sup>-Skript prüft die in der Auswertung ermittelte Position der Poren und vergleicht diese mit den Positionen der synthetisch generierten Porenmodelle bzw. den CT-Messungen mit kleinster Voxelgröße ( $s_v=10 \mu\text{m}$ ). Als zulässig tolerierte Differenz zwischen Soll- und Ist-Position wurden analog zu Kapitel 5.6 drei Voxel festgelegt.

Die Messabweichung der ermittelten individuellen Porenvolumina können hinsichtlich verschiedener Charakterisierungsmerkmale gegenübergestellt werden. Für einen direkten Vergleich der Simulations- und Messergebnisse unterschiedlicher Porenformen und zur Validierung der Ergebnisse, empfiehlt sich ein gemeinsames Bezugskriterium zu wählen. Es wird hierzu der äquivalente Kugeldurchmesser  $d_{a,i}$  eingeführt. Er beschreibt den Durchmesser, welcher eine Kugel mit identischem Porenvolumen einnehmen würde. Somit bezieht sich das ermittelte Porenvolumen auf die kleinste geometrisch mögliche Oberfläche. Der Durchmesser berechnet sich über

$$d_{a,i} = \sqrt[3]{\frac{6V_{i,Soll}}{\pi}} \quad (6.2)$$

Die zugehörige prozentuale Differenz  $r_{V,i}$  zwischen Soll- und Ist-Volumen der Pore  $i$  wird mit

$$|r_{V,i}| = \frac{\sqrt{(V_{i,Ist} - V_{i,Soll})^2}}{V_{i,Soll}} \quad (6.3)$$

berechnet. Für die in Abbildung 6.2 dargestellten Ergebnisse wurden die in Tabelle 6.4 aufgeführten nominellen Voxelgrößen verwendet. Als Soll-Daten der Simulationsergebnisse kamen die Porenmodelle zum Einsatz. Es ist anzumerken, dass die Vergleichbarkeit der Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen der kugelförmigen Poren aufgrund der unterschiedlichen Voxelgrößen für die Soll-Daten nur eingeschränkt möglich ist.

*Tabelle 6.4: Voxelgrößen der Soll- und Ist-Daten analysierter CT-Messungen und CT-Simulationen.*

	<b>Voxelgröße <math>s_{v,Soll}</math> Soll-Daten</b>	<b>Voxelgröße <math>s_{v,Ist}</math> Ist-Daten</b>
Linsenförmige Poren (CT-Simulation)	Porenmodelle (10 $\mu\text{m}$ )	20 $\mu\text{m}$
Kugelförmige Poren (CT-Simulation)	Porenmodelle (5 $\mu\text{m}$ )	20 $\mu\text{m}$
Linsenförmige Poren (CT-Messung)	10 $\mu\text{m}$	20 $\mu\text{m}$

Das Diagramm der Abbildung 6.2 zeigt die ermittelten Volumendifferenzen der Poren über den äquivalenten Kugeldurchmessern. Es sind keine signifikanten Unterschiede zwischen den CT-Simulationen und CT-Messungen festzustellen. Die vorgestellten Ergebnisse beziehen sich auf die gewählten Voxelgrößen (Tabelle 6.4). Für die durchgeführten Simulationen und Messungen unterhalb eines Durchmessers von 0,1 mm ist ausgehend von einer 20 % Volumendifferenz eine mittlere linear approximierete Abnahme von -3,6 % je 0,01 mm festzustellen. Oberhalb eines Durchmessers von 0,1 mm stellt sich asymptotisch eine minimale Volumendifferenz der Poren von < 10 % ein.

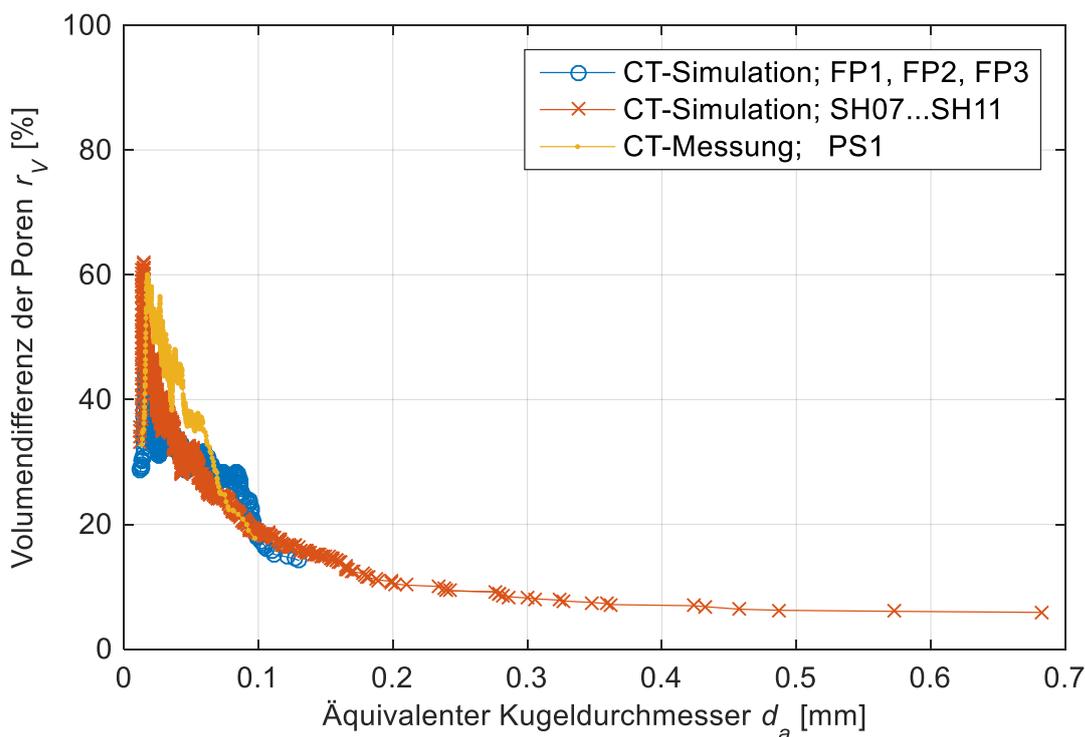


Abbildung 6.2: Porenvolumendifferenz  $r_v$  über dem äquivalenten Kugeldurchmesser  $d_a$  bei einem Soll-Ist-Vergleich anhand CT-Simulationen und CT-Messungen für die nominellen Voxelgrößen der Tabelle 6.4.

Das vorgestellte Modell, welches auf der Berechnung eines äquivalenten Kugeldurchmessers basiert, lässt sich bereits auf die Schätzung der Messabweichung des ermittelten Porositätsgrads übertragen. Was hierbei jedoch nicht berücksichtigt wird, ist die Oberfläche der Poren und damit der potentielle Fehler des Material-Poren-Übergangs. Eine weitere Möglichkeit zur Einbeziehung der Porenoberfläche liefert die Verwendung eines Volumen-zu-Oberflächen-Verhältnisses, welches aus dem Kehrwert des Charakterisierungsmerkmals *Kompaktheit* nach Gleichung (3.15) über

$$f_{VA} = \frac{1}{f_{AV}} = \frac{V_i}{A_{S,i}} \quad (6.4)$$

berechnet wird. Das maximal mögliche Volumen-zu-Oberflächen-Verhältnis und demnach von einer Kugel, kann aus den Gleichungen zur Berechnung des Kugelvolumens  $V$  und der Kugeloberfläche  $A$  hergeleitet werden. Es beträgt

$$\frac{V}{A} = \frac{1/6 \pi d^3}{\pi d^2} = \frac{d}{6}. \quad (6.5)$$

Hingegen der Volumendifferenzbetrachtung anhand des äquivalenten Kugeldurchmessers wird die prozentuale Differenz der Poren unter Berücksichtigung einer möglichen Über- und Untersegmentierung von Poren durchgeführt. Da, wie in Kapitel 5.1 festgestellt wurde, bei der

Referenzmethode von einer Übersegmentierung ausgegangen werden kann und nur eine nichtsignifikante Anzahl an untersegmentierten Poren vorhanden ist, beschränkt sich die Schätzung der Messabweichung auf positive Volumendifferenzen. Sie werden nach Gleichung (6.6) berechnet.

$$r_{V,i} = \frac{V_{i,Ist} - V_{i,Soll}}{V_{i,Soll}} \quad (6.6)$$

Das in Abbildung 6.3 dargestellte Streudiagramm von  $r_{V,i}(f_{VA})$  der Probe PS1 zeigt analog zu Abbildung 6.2, dass sich die ermittelten Volumendifferenzen der Simulationen und Messungen decken. Aufgrund der stark ausgeprägten linsenförmigen Geometrie der Poren sind kleine Volumen-zu-Oberflächen-Verhältnisse von unter  $0,02 \text{ mm}^3/\text{mm}^2$  üblich. Ideal kugelförmige Poren nehmen ein größeres Verhältnis bis maximal  $d/6$  ein. Es ist anzumerken, dass über  $f_{VA,i}/d_i$  auch eine Durchmesserkompensation möglich ist. Diese ist jedoch nur für annähernd sphärische Poren gültig und wird deswegen nicht angewendet.

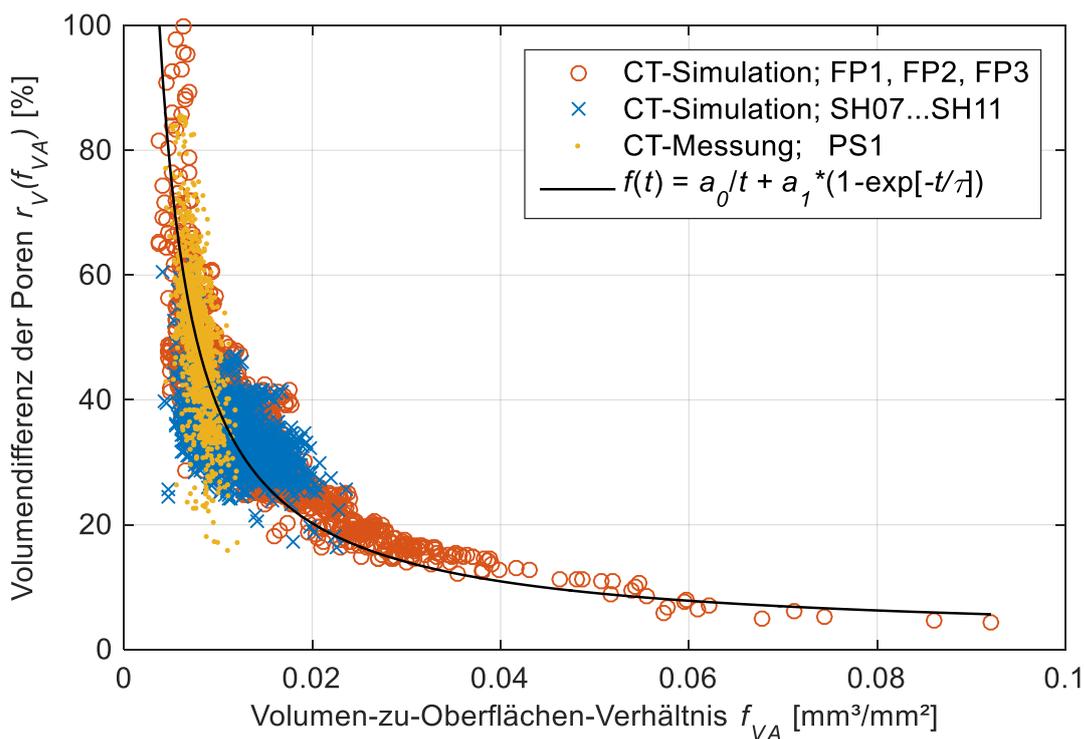


Abbildung 6.3: Prozentuale Porenvolumendifferenz  $r_V$  über dem Volumen-zu-Oberflächen-Verhältnis  $f_{VA}$  bei einem Soll-Ist-Vergleich anhand CT-Simulationen und CT-Messungen für die nominellen Voxelgrößen der Tabelle 6.4.

Eine nichtlineare Kurvenanpassung der gemeinsamen Punktwolken aus Messungen und Simulationen ermöglicht eine direkte Schätzung der zu erwartenden Volumendifferenz von Poren. Mit der damit ermittelten Funktion lässt sie sich auch auf weitere CT-Analysen mit identischer Parametrierung und ähnlichen Porenmorphologieklassen übertragen. Es hat sich gezeigt, dass  $r_{V,i}(f_{VA})$  durch einen Hyperbelverlauf mit

$$r_{V,Fit}(f_{VA}) = a_0 \frac{1}{f_{VA}} \quad (6.7)$$

angenähert werden kann. Eine weitere Korrektur durch die Ergänzung der Hyperbel mit einer exponentiellen Wachstumsfunktion ergibt

$$r_{V,Fit}(f_{VA}) = a_0 \frac{1}{f_{VA}} + a_1 \left( 1 - \exp \left[ -\frac{f_{VA}}{\tau} \right] \right). \quad (6.8)$$

Die in Tabelle 6.5 aufgeführten Variablen sind mit R=0.88 (linear) für die hier untersuchten Messungen und Simulationen gültig. Das Modell kann mit diesen Fitparametern unter Berücksichtigung der Mess- und Auswerteparameter auf weitere Messungen mit Proben vergleichbarer Porengeometrie angewendet werden.

*Tabelle 6.5: Variablen der Kurvenanpassung für das Streudiagramm der Porenvolumendifferenz aus Abbildung 6.3.*

Variable	Ergebnis der Kurvenanpassung
a <sub>0</sub>	0.37315
a <sub>1</sub>	1.6025
τ	0.0045468

Gleichung (6.8) und Abbildung 6.3 kann mit

$$f_{\Sigma VA} = \frac{\sum_{i=1}^{i=n} V_i}{\sum_{i=1}^{i=n} A_{S,i}} \quad (6.9)$$

auf die Summe der  $n$  Poren eines Datensatzes angewendet werden. Mit  $r_{V,Fit}(f_{\Sigma VA})$  ergibt sich die Schätzung der gesamten genäherten Abweichung der Porensegmentierung. Da wie bereits in Kapitel 5.1 festgestellt wurde, bei der *Referenzmethode* mit zunehmender Voxelgröße eine Übersegmentierung zu erwarten ist, liegt die tatsächliche Volumenporosität unterhalb der ermittelten. Durch Erweiterung von Gleichung (3.10) zur Berechnung des Porositätsgrads wird die geschätzte Messabweichung daher mit

$$\varphi_p = \frac{V_p}{V_g} - \frac{r_{V,Fit}(f_{\Sigma VA}) \cdot V_p}{V_g} \quad (6.10)$$

angegeben. Die ermittelte Volumendifferenz der Poren ist für Probe PS2  $r_{V,Fit}(f_{\Sigma VA} = 0,008) = 0,48$ . Somit ergibt sich eine Porosität und Messabweichung von

$$\varphi_p = 2,0 \text{ Vol.-%} \begin{matrix} +0 \\ -0,9 \text{ Vol.-%-Pkt.} \end{matrix}$$

Ein Vergleich mit den Ergebnissen der Abbildung 6.4 zeigt, dass die errechnete Messabweichung eine konservative Übereinstimmung (Abweichung 0,3 Vol.-%-Pkt.) mit dem hochaufgelösten Messergebnis mit einer nominellen Voxelgröße von 10 μm liefert.

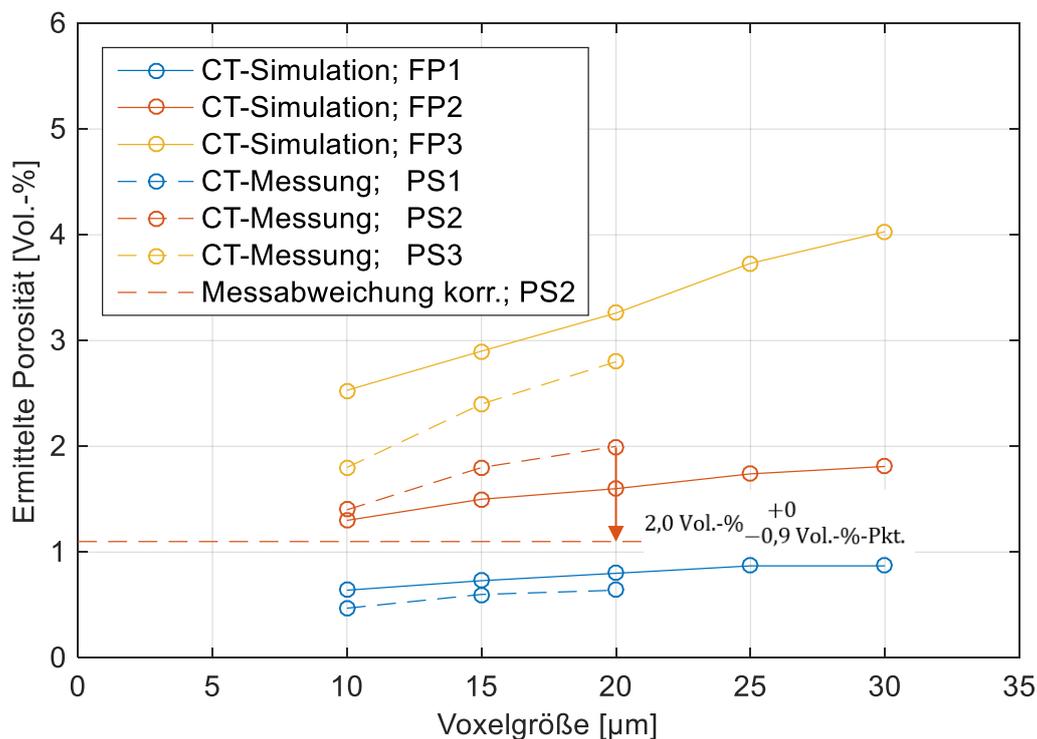


Abbildung 6.4: CT-Simulationsergebnisse der synthetischen Modelle FP1, FP2 und FP3 im Vergleich zu den CT-Messungen an den Proben PS1, PS2 und PS3 mit der korrigierten Messabweichung für Probe PS2.

Das angewandte rekursive Verfahren zur Bestimmung der Messabweichung kann für spezifische Untersuchungen um weitere Voxelgrößen und Porengeometrien erweitert und unter Berücksichtigung der hier gewählten Messparameter und des Auswertevorgehens verallgemeinert werden.

## 6.2 POD-Modell zur Analyse von Fehler- und Detektionswahrscheinlichkeiten

Die Berechnung von Detektionswahrscheinlichkeiten (engl. *Probability-of-Detection*, POD) ist im Bereich der zerstörungsfreien Prüfung ein Werkzeug zur Validierung der Anwendbarkeit eines Prüfverfahrens auf einen bestimmten Bauteilfehler. Es gibt verschiedene Abwandlungen bekannter und nachfolgend vorgestellter POD-Analyseverfahren [vgl. KANZLER (2016)], wobei die aus der Luft- und Raumfahrt bekannten Methoden am häufigsten angewendet werden. Historisch ist die Entwicklung der POD-Methoden auf Arbeiten der US-Bundesbehörde für Raumfahrt und Flugwissenschaft (engl. *National Aeronautics and Space Administration*, NASA) und der US-Luftstreitkraft (engl. *United States Air Force*, USAF) zurückzuführen, was chronologisch von RUMMEL (2010) zusammengefasst wird. Man kann wie von SCHNARS & KÜCK (2009) vorgestellt, prinzipiell zwischen den drei POD-Methoden: 29/29-, Hit/Miss- und Signal-Antwort-Analyse unterscheiden.

Im Rahmen der Untersuchungen zur Bestimmung der Genauigkeit der Porenvolumenermittlung mit der Computertomografie kann die *Signal-Antwort-Analyse* angewendet werden. Sie unterscheidet sich in dieser Arbeit jedoch prinzipiell von der üblichen konventionellen Anwendung in Hinsicht auf die Messgröße „Signal“. Bei der Bestimmung von Detektionswahrscheinlichkeiten gängiger Prüfmethode, wie z. B. der Ultraschallprüfung, kann das Signal z. B. die Rückwandechominderung sein. Zur Bestimmung der Detektionswahrscheinlichkeit von Poren mittels Computertomografie wird als Signal die Genauigkeit der Porenvolumenermittlung gewählt (Kapitel 6.2.2). Es wird also die Differenz zwischen dem Soll- und Ist-Porenvolumen gegenüber einer Porengrößen- oder Porenformcharakteristik analysiert. Man erhält anstatt der klassischen Detektionswahrscheinlichkeit für z. B. eine bestimmte Defektgröße, die Wahrscheinlichkeit für Porengrößen bei welcher ein festgelegter Fehler in der Porenvolumenermittlung zu erwarten ist. Es wird demnach nicht die Wahrscheinlichkeit der Detektion einer Pore analysiert, sondern die Wahrscheinlichkeit zum Auftreten eines zu definierenden Fehlers der Porenvolumenermittlung bzw. eine zu erzielende Genauigkeit. Trotzdem wird nachfolgend weiterhin der Begriff „Detektionswahrscheinlichkeit“ bzw. „POD“ verwendet.

Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass die klassische Ermittlung der Detektionswahrscheinlichkeiten von Poren, derzeit aus technischer Sicht, für übliche Porengrößen von ca.  $(10 \text{ mm})^3$  nicht direkt möglich ist. Hierzu sind Poren von nur wenigen Voxel Größe notwendig. Es wurden verschiedene Porengeometrien in CFK-Proben untersucht und für die POD-Untersuchung u. a. Poreinformationen aus Proben gewählt, die nur sehr aufwändig mit der CT zu bestimmen sind. Diese (meist linsenförmigen) Poren sind besonders klein. Um eine Porosität von wenigen Vol.-% einzustellen sind demnach sehr viele Poren notwendig. Die Daten der synthetischen Datensätze nimmt somit schnell beachtliche und in den Simulationen nicht mehr handzuhabende Größen an. Eine Simulation an den Modellen FP1, FP2 und FP3 dauert auf leistungsstarken Workstations bis zu fünf Tage. Eine Pore kann üblicherweise segmentiert werden, wenn sie über  $3^3$  Voxel abgebildet werden kann. Das bedeutet, dass man den Detektionsschwellwert bei einer Voxelgröße von  $10 \mu\text{m}$  bei einer  $30 \mu\text{m}$  Pore zu erwarten hätte. Die reine Detektion einer Pore, stellt aktuell mit der CT keine besondere Herausforderung dar. Es gilt daher, einen geringen Fehler für eine Volumenporositätsbestimmung und Porositätscharakterisierung in der Volumenermittlung bzw. Oberflächenermittlung zu erzielen. Hierfür wird nachfolgend ein erweitertes „Berens-Konzept“ erarbeitet und vorgestellt.

### 6.2.1 POD-Analyse nach Berens

Die nachfolgende Berechnung von Detektionswahrscheinlichkeiten wurde mit dem von BERENS (1989) veröffentlichten Verfahren zur Ermittlung der *POD* anhand einer *Signal-Antwort-Analyse* (engl. *Signal Response Analysis*) durchgeführt. Die Herleitung dieser Methode zeigt der folgende Abschnitt exemplarisch anhand fiktiver Daten. Es wird abweichend von Berens eine Möglichkeit zur Linearisierung der Eingabedaten durch eine Logarithmierung des Signals  $\hat{a}$  und der Merkmalsgröße  $a$  vorgestellt.

Die Aufbereitung der Daten erfolgt für die Signal-Antwort-Analyse anhand eines sog.  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Diagramms (Abbildung 6.5 oben). Es zeigt im dargestellten Beispiel die Genauigkeit  $\hat{a}$  der Porengrößenermittlung (Gleichung (6.45)) über der Porengröße  $a$ . Der Wert  $\hat{a}=1$  entspricht einer 100%-igen Übereinstimmung zwischen realer und ermittelter Porengröße. Poren die unterhalb einer festgelegten Nachweisgrenze  $\hat{a}_{th}$  liegen und ggf. nicht eindeutig von z. B. dem Rauschen der Umgebung zu segmentieren sind, können hierdurch herausgefiltert werden. Der Grenzwert  $\hat{a}_{sat}$  kann z. B. bei POD-Analysen konventioneller ZfP-Methoden als oberer Schwellwert für die Signalantwort des Prüfverfahrens dienen. Bei der Untersuchung der Genauigkeit von Porengrößenermittlungen mit der  $\mu$ -CT ist der Grenzwert  $\hat{a}_{sat}=1$ . Er kann aufgrund der angestrebten, korrekterweise jedoch nicht zu erreichenden, Genauigkeit von 100 % vernachlässigt werden. Der Schwellwert  $\hat{a}_{dec}$  ist die mindestens notwendige Genauigkeit, für welche eine Pore als eindeutig gefunden gilt. In den nachfolgenden Untersuchungen entspricht  $\hat{a}_{dec}$  der mindestens zu erzielenden Präzision der Porengrößenbestimmung.

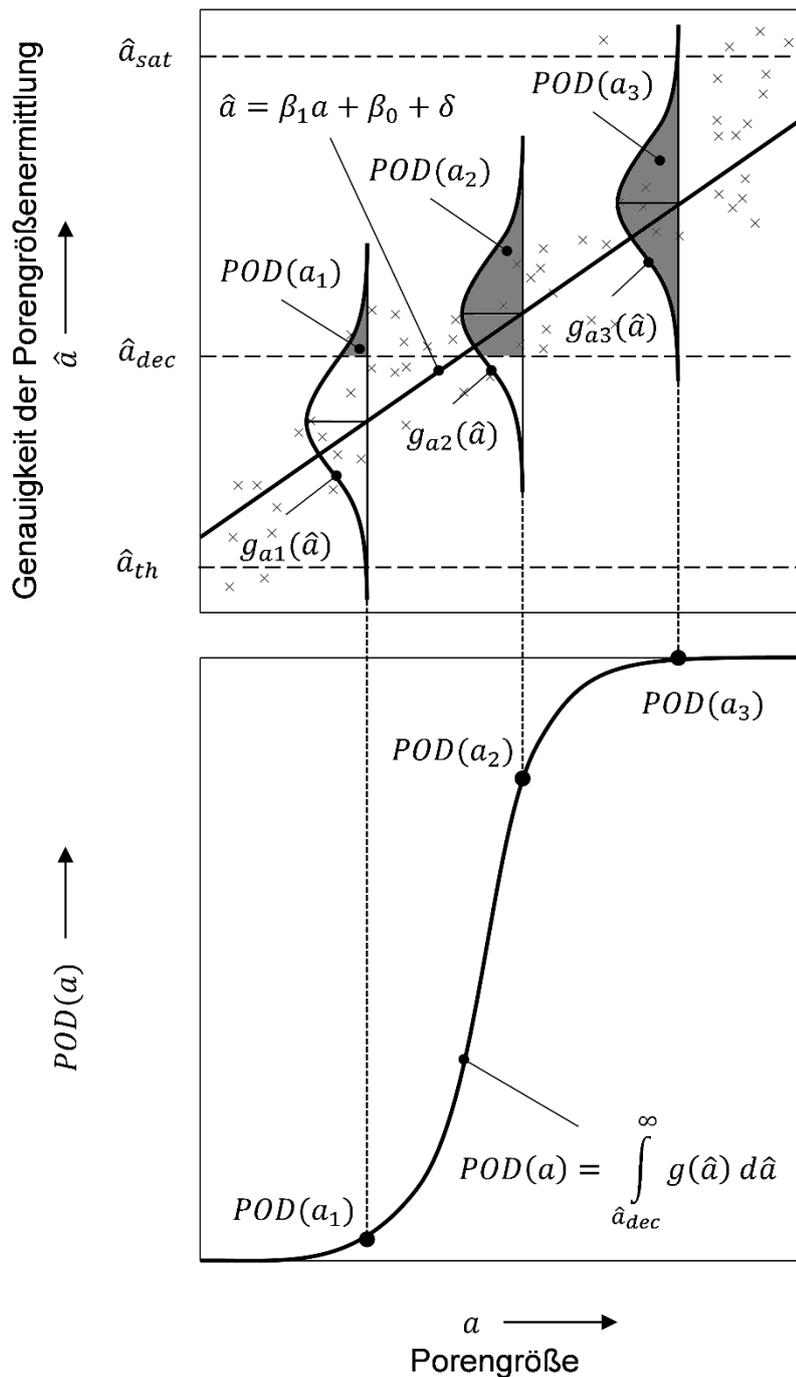


Abbildung 6.5: Exemplarische Darstellung der Signal-Antwort-POD-Analyse und den Schwellwerten  $\hat{a}_{th}$ ,  $\hat{a}_{dec}$  und  $\hat{a}_{sat}$ .

Als Ausgangsdatenverteilung ist für  $\hat{a}$  über  $a$  ein linearer Verlauf anzustreben. Dieser kann durch logarithmieren von  $\hat{a}$  und/oder  $a$  in begrenztem Umfang optimiert werden. Warum eine Linearität anzustreben ist, wird im weiteren Verlauf ersichtlich (Kapitel 6.2.2, Abbildung 6.6).

Unter der Annahme, dass unter  $n$  Messungen derselben Pore mit der Größe  $a$  die Werte für  $\hat{a}$  normalverteilt sind, kann als Ausgangsfunktion zur Berechnung der Detektionswahrscheinlichkeit eine Normalverteilung  $g(\hat{a})$  angenommen werden. Somit ist das Integral

$$POD(a) = \int_{\hat{a}_{dec}}^{\infty} g(\hat{a}) d\hat{a} \quad (6.11)$$

der Verteilung in Abbildung 6.5 die Auffindwahrscheinlichkeit der Pore. Aufgrund der Linearität kann der Zusammenhang zwischen  $\hat{a}$  und  $a$  über

$$\hat{a} = \beta_1 a + \beta_0 + \delta \quad (6.12)$$

ausgedrückt werden (vgl.  $y=mx+b$ ). Der normalverteilte Fehler  $\delta$  zwischen  $\hat{a}$  und dem Mittelwert  $\mu_{\hat{a}}$  der Verteilung  $g(\hat{a})$  besitzt den Mittelwert  $\mu_{\delta}=0$  und eine konstante Standardabweichung von  $\sigma_{\delta}$ . Somit kann mit der von BERENS (1989) vorgeschlagenen Methode und unter Verwendung einer kumulativen logarithmischen Normalverteilung  $\Phi(Z)$  die Detektionswahrscheinlichkeit

$$POD(a) = \Phi\left(\frac{\ln[a] - \mu}{\sigma}\right) = \Phi\left(\frac{\ln[a] - (\ln[\hat{a}_{dec}] - \beta_0)/\beta_1}{\sigma_{\delta}/\beta_1}\right) \quad (6.13)$$

definiert werden. Vereinfacht kann für eine Pore  $i$  die Genauigkeit einer Porengrößenermittlung  $Y_i = \hat{a}_i$  und für die Porengröße  $X_i = a_i$  geschrieben werden. Das hat den Vorteil, dass die anzustrebende Linearität durch das Logarithmieren der Eingangsgrößen  $Y_i = \ln[\hat{a}_i]$  und  $X_i = \ln[a_i]$ , oder auch einseitigem Logarithmieren von  $\hat{a}_i$  oder  $a_i$  erzielt werden kann. Aus dem Zusammenhang zwischen Gleichung (6.12) und (6.13) kann durch Substitution mit

$$Z = \frac{Y - (\beta_0 + \beta_1 X)}{\sigma_{\delta}} \quad (6.14)$$

die Dichtefunktion der Standardnormalverteilung über

$$\phi(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left[-(z)^2\right] \quad (6.15)$$

ermittelt werden. Durch Integration der Gleichung (6.15) folgt das Gaußsche Fehlerintegral  $\Phi(Z)$  mit

$$\Phi(z) = \int_{-\infty}^z \phi(\xi) d\xi = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^z \exp\left[-\xi^2\right] d\xi. \quad (6.16)$$

[BERENS (1989)].

Prinzipiell führt eine einfache lineare Regression der kleinsten Quadrate des Zusammenhangs zwischen  $\hat{a}$  vs.  $a$  für Werte im Intervall  $\hat{a}_{th} \leq \hat{a} \leq \hat{a}_{sat}$  zu einer Lösung der Problemstellung [BERENS (1989)].

Eine Berücksichtigung der Poren außerhalb dieses Intervalls und eine zuverlässige Ermittlung der Standardabweichung erfordern jedoch eine Schätzung der Größen mittels eines *Maximum Likelihood* (ML) Ansatzes (dt. maximale Wahrscheinlichkeit). Die ML-Methode wird in der Statistik oft dann eingesetzt, wenn eine Stichprobe von Daten auf eine Gesamtheit der Population verallgemeinert werden soll. Hierzu wählt man eine für die Population an Ergebnissen möglichst repräsentative Stichprobe an Daten. In diesem Fall sind das Ergebnisse der Porencharakterisierung, die der Allgemeinheit der Population entsprechen.

### Maximum-Likelihood-Schätzung

Die *Maximum-Likelihood*-Methode ist ein auf Wahrscheinlichkeiten basierendes Verfahren zum Schätzen von Parametern. Ausgehend von einer zu definierenden *Likelihood*-Funktion  $L$  (Wahrscheinlichkeitsfunktion) werden die unbekannt Parameter anhand einer Suche des maximal möglichen Werts der Wahrscheinlichkeitsfunktion ermittelt. Aus historischer Sicht geht die Entwicklung des Verfahrens nach ECKSTEIN (2010) auf die Arbeiten des deutschen Mathematikers Carl Friedrich Gauß zurück, wobei die populärwissenschaftliche Verbreitung auf R. A. Fisher in den Jahren 1912 – 1922 zurückzuführen ist [ALDRICH (1997)].

Allgemein lässt sich die Schätzung von Parametern mit der *Maximum-Likelihood*-Methode nach CRAMÉR (1961), LAWLESS (2003) und STOCKER (2015) wie folgt herleiten. Gegeben sei eine Wahrscheinlichkeitsfunktion  $f(X_i; \theta)$ , dessen Variable  $X_i$  normalverteilt ist. In einem konkreten Beispiel ist das z. B. die  $i$ -te Ermittlung der Porengröße  $x_i$  mittels CT-Analyse. Das Resultat der Stichprobe wird durch den Parameter  $\theta$  beschrieben, welcher in diesem Fall der Vektor  $\theta=(\mu, \sigma)'$  aus dem Mittelwert und der Standardabweichung ist. Da die Messungen der Porengröße unabhängig voneinander verteilt sind, kann die Wahrscheinlichkeitsfunktion wie folgt formuliert werden:

$$f(x_1, x_2, \dots, x_n; \theta) = f(X = x_1; \theta) \cdot f(X = x_2; \theta) \cdot \dots \cdot f(X = x_n; \theta). \quad (6.17)$$

Dies führt durch eine Vereinfachung mit Hilfe der Bildung einer Produktsumme zur Likelihood-Funktion

$$L(\theta) = \prod_{i=1}^n f(X = x_i; \theta). \quad (6.18)$$

Für die gegebenen  $n$  Messungen der Porengröße  $X$  können die Parameter  $\theta=(\mu, \sigma)'$  nun als *Likelihood*-Funktion von  $\theta$  ermittelt werden. Hierzu wird das Maximum von  $L(\theta)$  anhand der Differentiation

$$\frac{\partial L(\theta)}{\partial \theta} \quad (6.19)$$

ermittelt. Das Ergebnis  $\hat{\theta}$  der Schätzung für  $L(\theta)$  ist gegeben, sofern die Bedingungen

$$\frac{\partial L(\theta)}{\partial \theta} = 0 \text{ und } \frac{\partial^2 L(\theta)}{\partial \theta^2} < 0 \quad (6.20)$$

erfüllt sind. Als praktikabler Ansatz zur Vermeidung der Anwendung einer Produktregel in der Differentialrechnung wird die Wahrscheinlichkeitsfunktion  $L$  logarithmiert. Aufgrund des Zusammenhangs  $\log_c(a \cdot b) = \log_c(a) + \log_c(b)$  kommt somit die einfacher anzuwendende Summenregel zum Einsatz. Aus Gleichung (6.18) folgt die *Log-Likelihood-Funktion* [CRAMÉR (1961), LAWLESS (2003), STOCKER (2015)]

$$\ln L(\theta) = \sum_{i=1}^n \ln f(X = x_i; \theta). \quad (6.21)$$

Die erste Ableitung von  $L$  gibt die Steigung der *Log-Likelihood-Funktion* an und wird nach COX & HINKLEY (1974) auch *Score Function* genannt. Sie dient zur Ermittlung des Fehlers der Maximum-Likelihood-Schätzung:

$$U(\theta) = \frac{\partial \ln L(\theta)}{\partial \theta}, \quad \frac{\partial^2 \ln L(\theta)}{\partial \theta^2}. \quad (6.22)$$

Die zweite Ableitung zeigt zum einen, ob es sich hierbei um ein lokales Minimum oder Maximum handelt und ist ferner ein Maß für die Krümmung der *Score Function*. Aus der Krümmung kann wiederum auf die Aussagekraft von  $U(\theta)$  geschlossen werden. Je größer der Betrag der zweiten Ableitung an  $\hat{\theta}$  ist, umso genauer ist die Schätzung von  $\theta$ . Nach SAMANIEGO (2014) lässt sich die sog. *Fisher Information*  $I(\theta)$  der erwarteten Werte  $\theta$  als Varianz der *Score Function*, oder als negative zweite partielle Differentiation der Erwartungsfunktion über

$$I(\theta) = \text{Var}\left(\frac{\partial \ln L(\theta)}{\partial \theta}\right) = -E\left(\frac{\partial^2 \ln L(\theta)}{\partial \theta^2}\right) \quad (6.23)$$

beschreiben. Hieraus folgt wie nachfolgend dargestellt der Vertrauensbereich der *POD(a)*-Funktion.

Im konkreten Fall der Zuverlässigkeitsanalyse klassischer ZfP-Daten anhand der Signal-Antwort-Analyse, werden nach BERENS (1989) zur Definition der *Likelihood-Funktion* die drei Bereiche:  $R$  (für engl. *Recorded*),  $S$  (für engl. *Saturation*) und  $T$  (für engl. *Threshold*) definiert.

$R$ : Ist der Bereich zwischen  $S$  und  $T$ , in welchem Werte für  $\hat{a}_i$  existieren. Er ist als Integral von  $1/\sigma \cdot \phi(Z_i)$   $dz$  definiert:

$$L_R = \prod_{i=1}^r \frac{1}{\sigma} \phi(Z_i) . \quad (6.24)$$

$S$ : Ist der Bereich oberhalb von  $R$ , in welchen die Werte für  $\hat{a}_i$  die Sättigungsgrenze/Maximalwerte übersteigen. Er wird als Fehlerintegral in einem gaußverteilten stochastischen Prozess definiert:

$$L_S = \prod_{i=1}^r \Phi_i(a_{th}) . \quad (6.25)$$

$T$ : Ist der Bereich unterhalb von  $R$ , in welchem Werte für  $\hat{a}_i$  die Rauschgrenze unterschreiten. Analog zu Gleichung (6.25) folgt demnach die Gleichung

$$L_T = \prod_{i=1}^r [1 - \Phi_i(a_{Sat})] . \quad (6.26)$$

[BERENS (1989)].

Unter Vernachlässigung des Faktors  $1/\sqrt{2\pi}$ , welcher das Integral  $\int \phi(z)d\xi$  zu 1 werden lässt, erhält man für den Bereich  $R$  die *Likelihood*-Funktion

$$L_R = \prod_{i=1}^r \frac{1}{\sigma} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma} \right)^2 \right] . \quad (6.27)$$

Durch Logarithmieren folgt die *Log-Likelihood*-Funktion für  $L_R$  in Gleichung (6.28), wobei  $r$  die Anzahl an Poren in  $R$  ist.

$$\begin{aligned} \ln[L_R(\beta_0, \beta_1, \sigma)] &= \ln[1] - r \ln[\sigma] - \sum_R \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma} \right)^2 \right] \\ &= -r \ln[\sigma] - \frac{1}{2\sigma^2} \sum_R [Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)]^2 \end{aligned} \quad (6.28)$$

Nach der Multiplikation der Komponenten  $L_R$ ,  $L_S$  und  $L_T$  und anschließendem Logarithmieren analog zu Gleichung (6.21) erhält man die *Log-Likelihood*-Funktion

$$\begin{aligned}
 \ln[L(\beta_0, \beta_1, \sigma_\delta)] = & -r \ln(\sigma) - \frac{1}{2\sigma^2} \sum_R [Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)]^2 \\
 & + \sum_S \ln[\Phi_i(a_{th})] \\
 & + \sum_T \ln[1 - \Phi_i(a_{Sat})]
 \end{aligned} \tag{6.29}$$

Durch die partielle Differentiation der *Log-Likelihood*-Funktion nach  $\beta_0$ ,  $\beta_1$  und  $\sigma$  folgen schließlich die aus Gleichung (6.22) bekannten *Score Function*. Differenziert nach  $\beta_0$  erhält man

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial \ln[L]}{\partial \beta_0} = & \sum_R \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma^2} \right) \\
 & \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma} \right)^2 \right] \\
 & + \sum_S \left( \frac{\frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma}}{1 - \int_{-\infty}^{\frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma}} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma} \right)^2 \right] (\xi) d\xi} \right) \\
 & + \sum_T \left( \frac{\frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma}}{\int_{-\infty}^{\frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma}} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{Y_i - (\beta_0 + \beta_1 X_i)}{\sigma} \right)^2 \right] (\xi) d\xi} \right)
 \end{aligned} \tag{6.30}$$

wobei die partiellen Differentiationen durch Substitution mit

$$V(Z_i) = \frac{\phi(Z_i)}{1 - \Phi(Z_i)} \text{ und} \tag{6.31}$$

$$W(Z_i) = \frac{\phi(Z_i)}{\Phi(Z_i)} \tag{6.32}$$

vereinfacht werden, wie in Gleichung (6.33), Gleichung (6.34) und Gleichung (6.35) dargestellt ist [BERENS (1989)]:

$$0 = \frac{\partial \ln[L]}{\partial \beta_0} = \frac{1}{\sigma} \left[ \sum_R Z_i + \sum_S V(Z_i) + \sum_T W(Z_i) \right], \quad (6.33)$$

$$0 = \frac{\partial \ln[L]}{\partial \beta_1} = \frac{1}{\sigma} \left[ \sum_R X_i Z_i + \sum_S X_i V(Z_i) + \sum_T X_i W(Z_i) \right], \quad (6.34)$$

$$0 = \frac{\partial \ln[L]}{\partial \sigma} = \frac{1}{\sigma} \left[ -r + \sum_R Z_i^2 + \sum_S Z_i V(Z_i) + \sum_T Z_i W(Z_i) \right]. \quad (6.35)$$

Als Methode zur Lösung der Gleichungen (6.33) bis (6.35) kann das *Newton-Raphson*-Verfahren verwendet werden [DEWDNEY (1995) und RALSTON & RABINOWITZ (2001)]. Empfohlene Startwerte sind für  $\beta_1$  der y-Achsenabschnitt, für  $\beta_0$  die Steigung und für  $\sigma$  die Standardabweichung einer linearen Regression der Werte von  $\hat{a}$  über  $a$  in  $R$ . [BERENS (1989)].

Zur Berechnung des Vertrauensbereichs der Detektionswahrscheinlichkeiten wird die *Fisher-Informationmatrix* (Gleichung. (6.23)) herangezogen. Die Komponenten der Hauptdiagonalen sind die zweiten partiellen Differentiationen der *Likelihood*-Funktion  $L(\beta_0, \beta_1, \sigma_\delta)$  nach den gesuchten Einzelkomponenten in  $\theta$ . Die weiteren Elemente der Matrix entsprechen den partiellen Differentiationen nach  $\theta$  analog zum Bezug auf deren Indizes (Gleichung (6.36)).

$$I_S(\beta_0, \beta_1, \sigma_\delta) = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_0^2} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_0 \beta_1} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_0 \sigma_\delta} \\ \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_0 \beta_1} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_1^2} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_1 \sigma_\delta} \\ \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_0 \sigma_\delta} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \beta_1 \sigma_\delta} & \frac{\partial^2 \ln[L]}{\partial \sigma_\delta^2} \end{pmatrix} \quad (6.36)$$

Für eine ausführliche Beschreibung der Berechnung von Vertrauensbereichen sei an dieser Stelle auf BERENS (1989) verwiesen. Es folgt eine kurze, aus dieser Quelle entnommene Zusammenfassung der angewandten Berechnungsmethode.

Analog zur Detektionswahrscheinlichkeit  $POD(a)$  wird der Vertrauensbereich  $POD_a(a)$  über die kumulierte Standardnormalverteilung  $\Phi(z)$  dargestellt. Der untere Vertrauensbereich folgt aus

$$POD_a(a) = \Phi(\hat{z} - h), \quad (6.37)$$

wobei  $\hat{z}$  über

$$\hat{z} = \frac{\ln(a) - \hat{\mu}}{\hat{\sigma}} \quad (6.38)$$

definiert ist und  $h$  nach BERENS (1989) mit

$$h = \sqrt{\frac{\gamma}{nk_0} \left[ 1 + \frac{(k_0 \hat{z} + k_1)^2}{(k_0 k_2 - k_1^2)} \right]} \quad (6.39)$$

beschrieben wird. Die Variable  $n$  ist die Anzahl der ausgewerteten Poren und  $\gamma$  ist auf die in BERENS (1989) und CHENG & LIES (1988) tabellarisch veröffentlichten Werte zurückzuführen. Die Werte für  $k_0$ ,  $k_1$  und  $k_2$  können wie folgt ermittelt werden. Die Varianz-Kovarianz-Matrix  $V$  ist im Allgemeinen als invertierte *Fisher-Informationsmatrix*  $I$  über

$$V = I^{-1} \quad (6.40)$$

definiert. Demnach kann unter Anwendung einer Taylorreihe mit der Transformationsmatrix

$$T = \begin{pmatrix} 1 & \mu & 0 \\ 0 & \sigma & -1 \end{pmatrix} \quad (6.41)$$

eine Linearisierung durchgeführt und die Varianz-Kovarianz-Matrix für die Werte  $\mu$  und  $\sigma$  über

$$V_L(\mu, \sigma) = \frac{1}{\beta_1^2} T I_S(\beta_0, \beta_1, \sigma_\delta)^{-1} T^T \quad (6.42)$$

berechnet werden. Durch erneutes Invertieren, (hier allerdings von der Varianz-Kovarianz-Matrix  $V_L(\mu, \sigma)$ ) erhält man

$$I_L(\mu, \sigma) = V_L(\mu, \sigma)^{-1} = \frac{n}{\sigma^2} \begin{pmatrix} k_0 & -k_1 \\ k_1 & k_2 \end{pmatrix}, \quad (6.43)$$

woraus die Komponenten

$$k_0 = I_{L,11} \frac{\sigma^2}{n}, \quad k_1 = -I_{L,12} \frac{\sigma^2}{n}, \quad k_2 = I_{L,22} \frac{\sigma^2}{n} \quad (6.44)$$

ermittelt werden. Mit Gleichung (6.13) und Gleichung (6.37) werden schließlich die Kurven der Detektionswahrscheinlichkeit  $POD(a)$  und dessen unterer Vertrauensbereich  $POD_\alpha(a)$  dargestellt [BERENS (1989)].

## 6.2.2 Experimentelle Untersuchungen

Die Genauigkeit der Porenvolumenermittlung kann basierend auf CT-Messungen und CT-Simulationen anhand der Bestimmung der Abweichung zwischen Soll- und Ist-Porenvolumen ermittelt werden (Kapitel 6.1). Mit dem Ansatz zur Untersuchung von Detektionswahrscheinlichkeiten (POD) kann diese Differenz dazu genutzt werden, um die minimale Porengröße zu bestimmen, die mit einer definierten nominellen Voxelgröße  $s_v$  und gewählten Messeinstellungen bei einer als maximal zulässig festgelegten Abweichung  $\hat{a}_{dec}$  eintritt. Es wird wie eingangs erwähnt die relative prozentuale Porenvolumendifferenz  $r_{V,i}$  als Eingangsgröße für das *Signal*  $\hat{a}$  der Analyse genutzt (Gleichung (6.6)). Das Signal hat den Maximalwert  $\hat{a}_{max}=\hat{a}_{sat}=1$  für  $V_{i,Ist}=V_{i,Soll}$ . Somit kann Gleichung (6.6) umgeschrieben werden zu

$$\hat{a}_i = 1 - r_{V,i} = 1 - \frac{V_{i,Ist} - V_{i,Soll}}{V_{i,Soll}}. \quad (6.45)$$

Es ist festzuhalten, dass somit nicht nur die Wahrscheinlichkeit der Detektion einer Pore analysiert wird, sondern vielmehr die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Fehlers einer gewissen Größe bzw. die Wahrscheinlichkeit zum Erzielen einer definierten Genauigkeit der Porenvolumenermittlung. Um Analogien zur konventionellen Terminologie zu behalten, werden weiterhin die Begriffe „Detektionswahrscheinlichkeit“ bzw. „POD“ verwendet.

Zur Bestimmung des Soll-Porenvolumens der CT-Simulationen werden die Porenoberflächeninformationen der modellierten oder extrahierten Ausgangsdaten verwendet. Eine Untersuchung hinsichtlich des Vergleichs von Soll- und Ist-Messdaten ist nur eingeschränkt möglich. Die tatsächliche Soll-Größe einer Pore kann nach Kapitel 5.1 nur durch eine CT-Messung mit sehr hoher Auflösung (nominelle Voxelgröße  $s_v \ll 20 \mu\text{m}$ ) bestimmt werden und unterliegt auch dann einem gewissen Messfehler. Die nachfolgend vorgestellten Untersuchungen beziehen sich auf Tabelle 6.3 (Kapitel 6.1). Es ist festzuhalten, dass sich die Ergebnisse auf eine Differenz der Messungen mit unterschiedlichen nominellen Voxelgrößen beziehen und nicht auf die Differenz zur tatsächlichen Porengröße. Aufgrund der Verwendung von gemessenen statt modellierten Porengrößen, ist von einem Fehler in den Untersuchungen von CT-Messdatenanalyse auszugehen, welcher nachfolgend aufgezeigt wird.

Die Größe  $a$ , über der  $\hat{a}$  aufgetragen wird, kann eine Porenform- oder Porengrößencharakteristik sein. Die Ergebnisse der POD-Untersuchungen wurden anhand des äquivalenten Porendurchmessers (Gleichung (6.2) und (6.46)) durchgeführt.

$$a_i = d_i = \sqrt[3]{\frac{6V_{i,Soll}}{\pi}} \quad (6.46)$$

Die zur POD-Auswertung herangezogenen CT-Simulationsdaten und -Messdaten wurden bereits in Kapitel 6.1 vorgestellt. Detaillierte Informationen zu den Porenmodellen und Porenproben sind dem Anhang B zu entnehmen. Die extrahierten Poreninformationen der *VGStudio*-Auswertungen werden für die POD-Analysen in einem Soll-Ist-Vergleich aufgrund

der Datenmenge (Poreanzahl) mithilfe eines dazu im Rahmen dieser Arbeit entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Skripts verarbeitet. Dazu werden die Poren anhand der Porenpositionen in den Soll- und Ist-Datensätzen einander zugeordnet. Für die nachfolgenden POD-Untersuchungen wird eine Abweichung der Porenposition von drei Voxel in Bezug auf den Porenmittelpunkt toleriert.

## Vergleich von Porenformen

Die POD-Analyse unterschiedlicher Porenformen konzentriert sich hier auf sphärische- und linsenförmige Poren. Abbildung 6.6 zeigt die  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Diagramme mit linearen und logarithmierten Daten. Wie bereits in Kapitel 6.2.1 gezeigt wurde, ist aufgrund der Anwendung einer linearen Regression und ML-Schätzung von  $\beta_0$  und  $\beta_1$  in Gleichung (6.14) ein möglichst linear steigender Verlauf der  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Daten anzustreben. Ein nichtlinearer Verlauf kann durch Logarithmieren von  $\hat{a}$  und/oder  $a$  in begrenztem Umfang korrigiert werden. Das oben rechts dargestellte Diagramm der Abbildung 6.6 zeigt mit  $\hat{a}$  versus  $\log(a)$  das qualitativ als am besten zu bewertende lineare Verhalten und wurde für die nachfolgenden Untersuchungen gewählt.

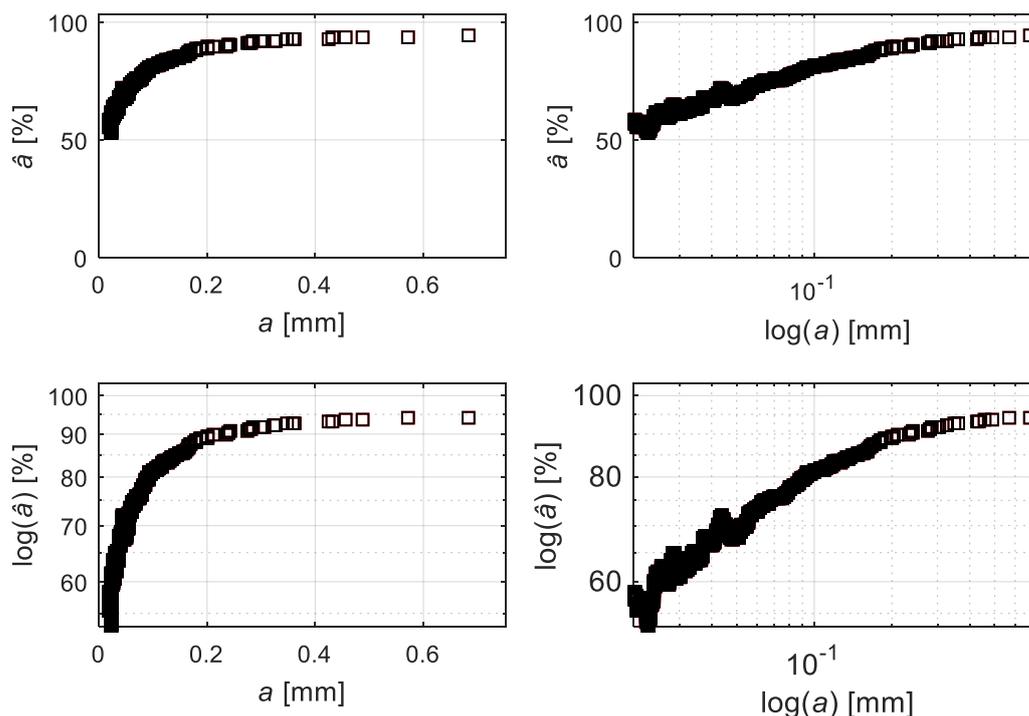


Abbildung 6.6:  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Diagramme der CT-Simulationsergebnisse sphärischer Porendatensätze SH07-SH11, mit verschiedenen linearen und logarithmierten Abszissen- und Ordinatenwerten. Die Konfiguration mit  $\hat{a}$  versus  $\log(a)$  zeigt das qualitativ als am besten zu bewertende lineare Verhalten.

Die ML-Schätzung ergibt bei identischer Wahl der Ist-Voxelgröße  $s_{v,Soll}=20 \mu\text{m}$  die in Tabelle 6.6 aufgeführten Komponenten von  $\theta(\beta_0, \beta_1, \sigma)$ .

Tabelle 6.6: Ergebnisse der Maximum Likelihood-Schätzung für die CT-Simulationsdaten der sphärischen und linsenförmigen Porenformen SH07-SH11, FP1-FP3 und CT-Messdaten der Porenprobe PS1 mit linsenförmigen Poren. Die nominelle Ist-Voxelgröße ist mit  $s_{v,ist}=20 \mu\text{m}$  für alle Daten identisch.

	Sphärische Poren Porenmodelle: SH07-SH11 CT-Simulation	Linsenförmige Poren Porenmodelle: FP1-FP3 CT-Simulation	Linsenförmige Poren Probe: PS1 CT-Messung
$\beta_0$	113,3	91,1	122,7
$\beta_1$	14,5	7,1	20,1
$\sigma$	1,7	1,6	2,3

Die Abweichungen  $\sigma$  der Werte  $\hat{a}$  zur Geraden  $y=\beta_0\log(a)+\beta_1$  sind in Relation zu dessen Steigungen gering. Das Ergebnis der ML-Schätzung mit der Geraden  $y$  und  $y \pm \sigma$  ist exemplarisch für die Daten der sphärischen Poren in Abbildung 6.7 dargestellt. Der größte Beitrag zur Abweichung  $\sigma$  des linearen Zusammenhangs ist hier dem äquivalenten Durchmesser von  $a > 0,25 \text{ mm}$  zuzuordnen.

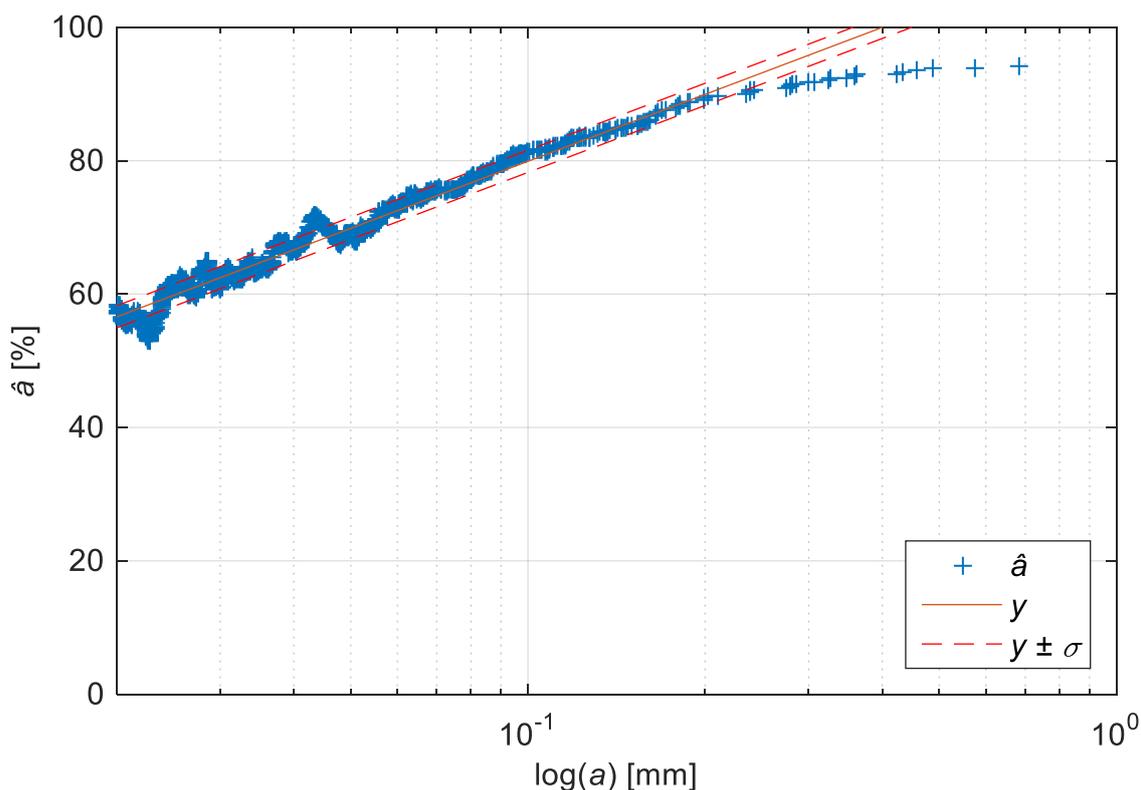


Abbildung 6.7: Exemplarische Darstellung von  $\hat{a}$  über  $\log(a)$  der CT-Simulationen an den sphärischen Porendatensätzen SH07-SH11.

Die POD-Analyse hinsichtlich des Einflusses der Porenform wurde für den Schwellwert  $\hat{a}_{dec}=75 \%$  durchgeführt. Demnach ist es möglich, die Wahrscheinlichkeit zu bestimmen, bei welcher die Genauigkeit der Porenvolumenermittlung 75 % beträgt. Abbildung 6.8 veranschaulicht die errechneten POD-Funktionen für die analysierten Daten. Es ist zu

beachten, dass die Ergebnisse eingeschränkt auf die gewählten Simulations-, Mess- und POD-Parameter gültig sind. Sie beziehen sich auf eine nominelle Ist-Voxelgröße von 20  $\mu\text{m}$ .

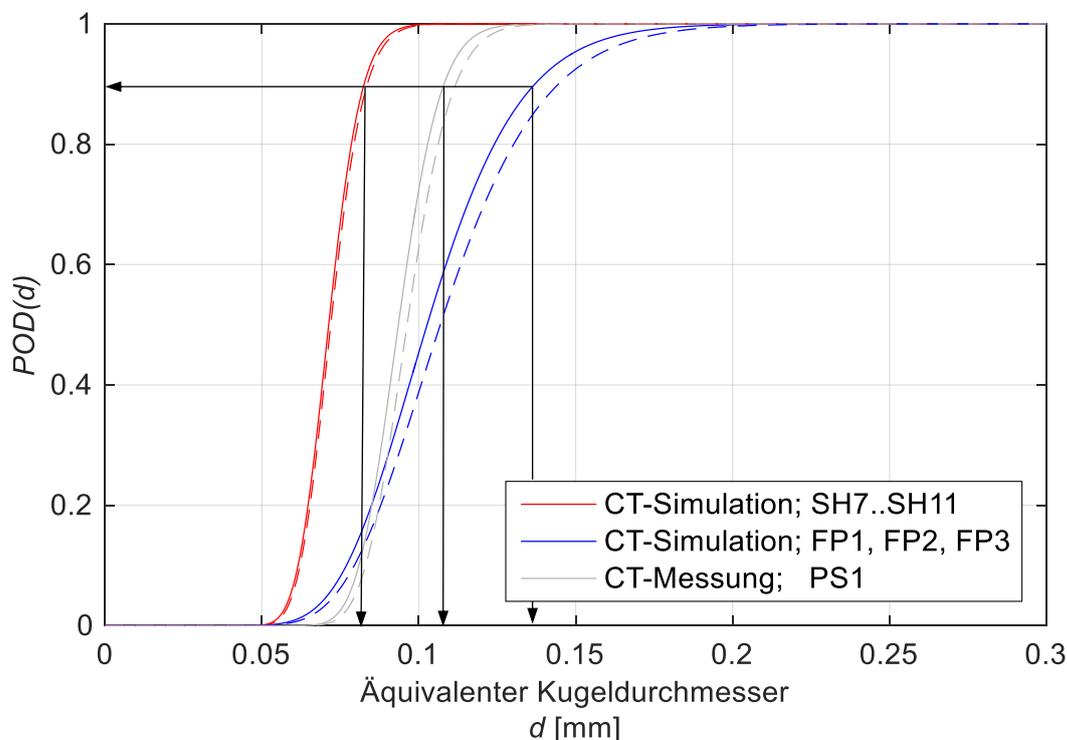


Abbildung 6.8: POD-Kurven und 95%-Vertrauensbereiche (gestrichelte Linien) sphärischer- und linsenförmiger Porenformen der CT-Simulationen und linsenförmigen Poren einer CT-Messung. Die nominelle Ist-Voxelgröße der Daten beträgt  $s_{v,Ist}=20 \mu\text{m}$ .

Aus Abbildung 6.8 wird ersichtlich, dass das Volumen sphärischer Poren (Datensätze: SH07-SH11) mit einem äquivalenten Kugeldurchmesser von  $d_{SH}=0,08 \text{ mm}$  zu einer Wahrscheinlichkeit von 90 % mit einem maximalen Fehler von 25 % bestimmt wird. Aufgrund der größeren Oberfläche und der damit verbundenen Zunahme des Fehlers in der Porenvolumenermittlung, ist der Durchmesser linsenförmiger Poren mit  $d_{FP}=0,14 \text{ mm}$  größer als für sphärische Poren. Dies bestätigt auch die POD-Analyse der Messdaten. Der Durchmesser liegt hier bei  $d_{PS1}=0,11 \text{ mm}$ .

Es ist jedoch zu beachten, dass die Messdaten einem gewissen Messfehler unterliegen. Im Vergleich zu den Simulationsdaten mit exakt vorliegenden Soll-Größen der Poren, dienen bei Messdaten Messungen mit einer nominellen Voxelgröße von 10  $\mu\text{m}$  als Soll-Größe. Da auch bei Messungen mit einer Voxelgröße von 10  $\mu\text{m}$  eine Abweichung zwischen gemessenem und tatsächlichem Porenvolumen vorhanden ist, können die Ergebnisse der Messdaten nur unter Beachtung dieses Umstands bewertet werden. Es ist aufgrund der mit der Voxelgröße zunehmenden Übersegmentierung (Kapitel 5.1) anzunehmen, dass die tatsächliche Differenz zwischen den Soll- und Ist-Porenvolumina größer als in den vorgestellten Daten ist. Hierdurch ist von einem größeren  $d_{PS1}$  und einer besseren als der hier dargestellten Korrelation zwischen den Mess- und Simulationsergebnissen der POD-Analyse auszugehen.

In Anlehnung an die Gegenüberstellung der POD-Analysen unterschiedlicher Porenformen wurden die Analyseparameter mit  $\hat{a}_{th}=0\%$ ,  $\hat{a}_{dec}=75\%$  und  $\hat{a}_{sat}=100\%$  identisch für die nachfolgenden Untersuchungen verschiedener Voxelgrößen gewählt. Die vorgestellten Ergebnisse können aufgrund der konstanten Parameterwahl untereinander verglichen werden. Dies hat jedoch den Nachteil, dass für kleine Steigungen  $\beta_0$  keine für alle Voxelgrößen allgemeingültigen Parameter definiert werden können, welche des Weiteren in Bezug auf die verschiedenen Porenformen anwendbar sind. Somit ist wie im folgenden Abschnitt dargestellt, für die Interpretation und Bewertung der POD-Kurven eine Diskussion der Ergebnisse anhand von  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Diagrammen notwendig.

## Explizite Untersuchungen an sphärischen Poren

Eine Gegenüberstellung der Genauigkeit der Porenvolumenermittlung  $\hat{a}$  über den äquivalenten Kugeldurchmesser  $d$  bzw.  $a$  ist als  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Streudiagramm für die Daten der sphärischen Poren in Abbildung 6.9 dargestellt. Es ist hieraus ersichtlich, dass die POD-Analyse der Daten bei  $s_v = 60 \mu\text{m}$  aufgrund  $\hat{a}_{60\mu\text{m}} < \hat{a}_{dec}$  nicht möglich ist. Ebenso ist bei der Auswertung der  $s_v = 40 \mu\text{m}$  Daten im Vergleich zu den  $20 \mu\text{m}$  und  $30 \mu\text{m}$  Daten von einem größeren Vertrauensbereich auszugehen, da nur eine geringe Anzahl an Poren oberhalb des Schwellwerts  $\hat{a}_{dec}$  liegen. Daher ist festzuhalten, dass die POD-Kurve der  $s_v = 40 \mu\text{m}$  Daten nur unter Berücksichtigung dieses Umstands als gültiges Ergebnis interpretiert werden kann. Die Verteilung der Poren  $i$  für  $\hat{a}_i$  und  $a_i$  mit  $s_v = 20 \mu\text{m}$  und  $s_v = 30 \mu\text{m}$  bilden für die Wahl von  $\hat{a}_{dec} = 75 \%$  gute Voraussetzungen für zuverlässige POD-Analysen mit vernachlässigbar kleinen Vertrauensbereichen.

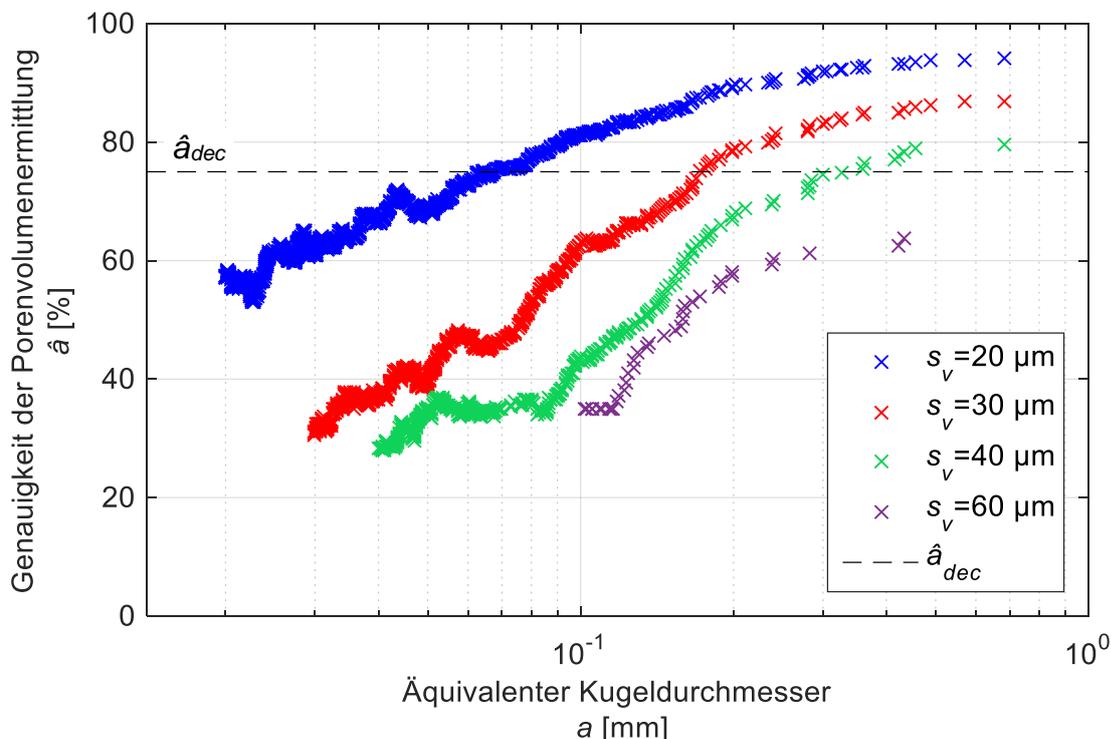


Abbildung 6.9: Genauigkeit der Porenvolumenermittlung  $\hat{a}$  über dem äquivalenten Kugeldurchmesser  $d=a$  in der  $\hat{a}$  vs.  $a$  Darstellung für die Untersuchung verschiedener nomineller Voxelgrößen an sphärischen Porenformen.

Wie bereits aus der Diskussion des  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Diagramms hervorgegangen ist, können nicht alle Voxelgrößen mit konstanten POD-Analyseparametern untersucht werden. Für die POD-Kurve der  $s_v = 20 \mu\text{m}$  Daten wurde mit 90-prozentiger Wahrscheinlichkeit ein äquivalenter Porendurchmesser von  $d_{SH,20\mu\text{m}} = 0,08 \text{ mm}$ , bei einem tolerierbaren Fehler in der Porenvolumenermittlung von  $100\% - \hat{a}_{dec} = 25\%$  festgestellt (Abbildung 6.10). Die Porengröße, für welche eine definierte und konstante Abweichung durch  $\hat{a}_{dec}$  festgelegt ist, nimmt mit der

Voxelgröße zu. Für  $s_v = 30 \mu\text{m}$  beträgt der äquivalente Durchmesser  $d_{SH,30\mu\text{m}} = 0,24 \text{ mm}$ , was dem achtfachen der Voxelgröße entspricht.

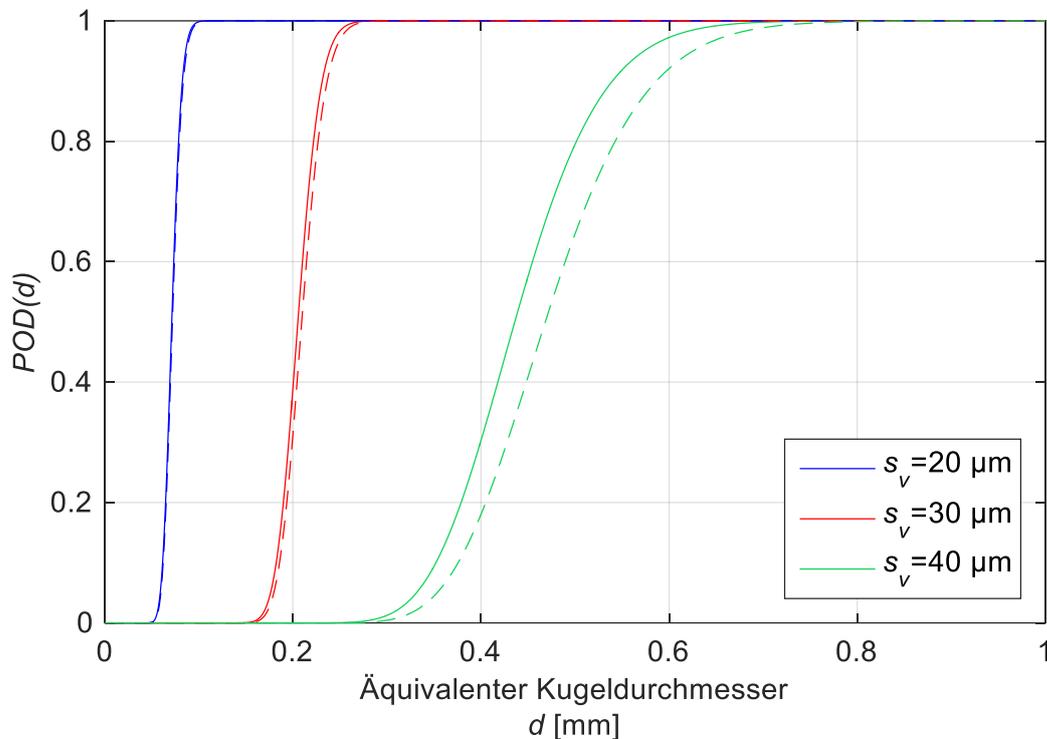


Abbildung 6.10: Ermittelte POD-Kurven und 95%-Vertrauensbereiche (gestrichelte Linien) für die Untersuchung verschiedener nomineller Voxelgrößen an sphärischen Porenformen mit  $\hat{a}_{th}=0 \%$ ,  $\hat{a}_{dec}=75 \%$  und  $\hat{a}_{sat}=100 \%$ .

Die Validierung des Ergebnisses mit dem empirischen Modell zur rekursiven Schätzung der Messabweichung (Kapitel 6.1, Abbildung 6.2) zeigt, dass für  $s_v=20 \mu\text{m}$  eine vernachlässigbar geringe Differenz beider Ansätze zur Zuverlässigkeitsuntersuchung zueinander besteht.

Bei der Betrachtung der Einzelabweichung einer Porengröße oder einer Verallgemeinerung auf ein Porengrößenintervall, kann es sinnvoll sein, die zu erwartende Messabweichung abzuschätzen. Hierzu werden die POD-Daten mittels des Parameters  $\hat{a}_{dec}$  als Variable für den Bereich  $\hat{a}_{dec}<70\%$  berechnet, wobei alle weiteren Parameter wie zuvor beschrieben konstant bleiben. Die Auswertung der POD-Analysen zeigt für  $d(POD=0,9)$  den zu erwartenden Fehler bei einer definierten Porengröße (Abbildung 6.11). Es wird auch hier deutlich, dass die nominelle Voxelgröße einen signifikanten Einfluss auf den Fehler der Porenvolumenermittlung hat.

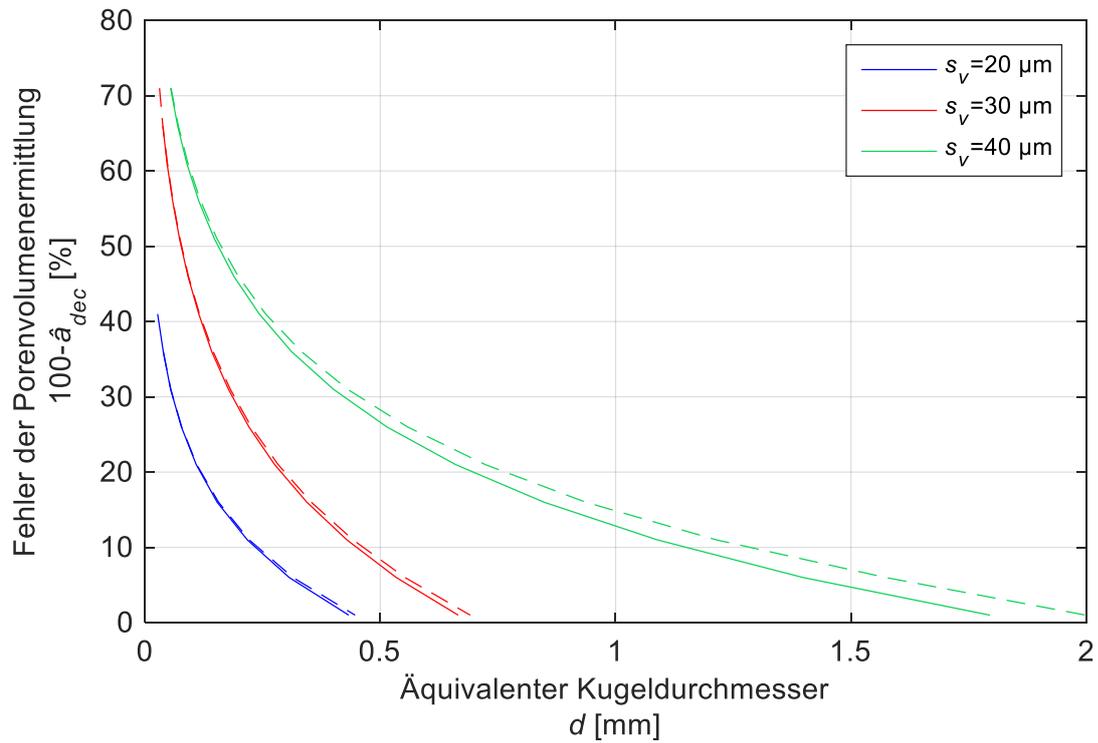


Abbildung 6.11: Ermittelter Fehler und zugehörige 95%-Vertrauensbereiche (gestrichelte Linien) einer 90%-Wahrscheinlichkeit ( $POD=0,9$ ) der Porenvolumenbestimmung für unterschiedliche nominelle Voxelgrößen.

## Explizite Untersuchungen an linsenförmigen Poren

Aufgrund der geringen Steigungen der  $\hat{a}$ -versus- $a$ -Daten an linsenförmigen Poren gestaltet sich die Wahl des zu analysierenden zulässigen Fehlers ( $100\% - \hat{a}_{dec}$ ) zur Untersuchung des Einflusses der Voxelgröße als schwierig (Abbildung 6.12). Infolge des als konstant festgelegten Schwellwerts  $\hat{a}_{dec}=75\%$ , wird auf eine POD-Analyse der  $s_v=30\ \mu\text{m}$  Daten aufgrund von  $\hat{a}_{30\mu\text{m}} < \hat{a}_{dec}$ , verzichtet. Des Weiteren ist die  $\hat{a}_{dec}$ -Wahl in Bezug auf die  $15\text{-}\mu\text{m}$ -Daten ungünstig, da der maximale Fehler  $\hat{a}_{15\mu\text{m},max} < \hat{a}_{dec}$  ist. Demnach ist für  $s_v=15\ \mu\text{m}$  mit einem Ergebnis über das POD-Analyseintervall von  $POD(0 \leq a \leq 1)=100\%$  auszugehen. Die Wahl des Schwellwerts eignet sich jedoch für die Untersuchung der Voxelgrößen  $s_v=20\ \mu\text{m}$  und  $s_v=25\ \mu\text{m}$  und ermöglicht somit auch einen Vergleich der POD-Kurven unterschiedlicher Porenformen.

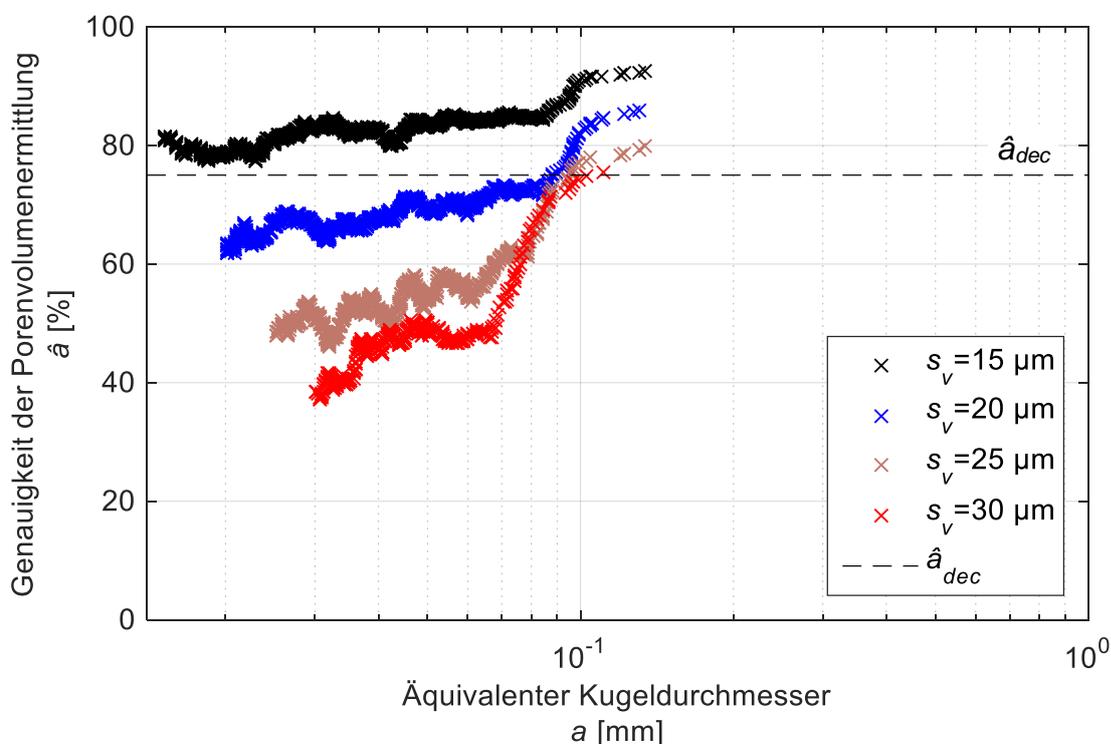


Abbildung 6.12: Genauigkeit der Porenvolumenermittlung  $\hat{a}$  über den äquivalenten Kugeldurchmesser  $a$  in der  $\hat{a}$ -vs.- $a$ -Darstellung für die Untersuchung verschiedener nomineller Voxelgrößen an linsenförmigen Porenformen.

Eine 90-prozentige Wahrscheinlichkeit, um einen Fehler von 25 % in der Porenvolumenermittlung zu erhalten, ist bei  $s_v=20\ \mu\text{m}$  für einen äquivalenten Durchmesser von  $d_{FP,20\mu\text{m}}=0,14\ \text{mm}$  und bei  $s_v=25\ \mu\text{m}$  von  $d_{FP,25\mu\text{m}}=0,27\ \text{mm}$  gegeben. Im Vergleich mit den POD-Ergebnissen der sphärischen Poren zeigt sich für die linsenförmigen Poren ein größerer Fehler. Wie bereits in den vorangegangenen Untersuchungen aufgezeigt wurde (Kapitel 5.1 und 6.1), nimmt dieser mit größer werdendem Porenflächen-zu-Volumenverhältnis zu.

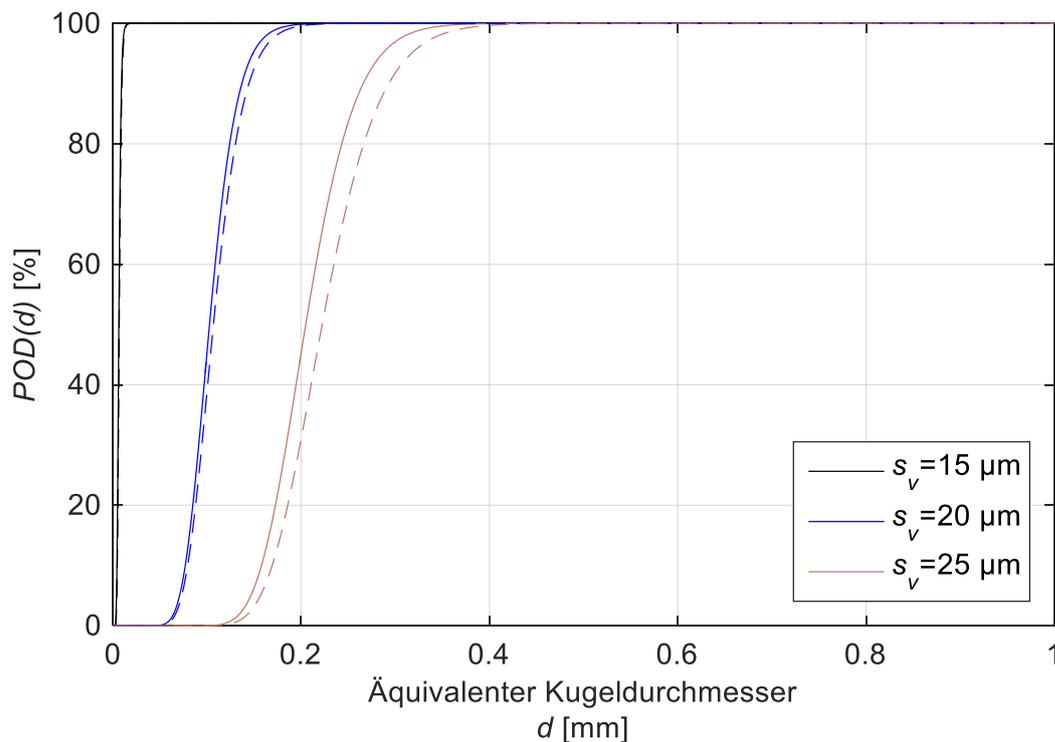


Abbildung 6.13: Ermittelte POD-Kurven und 95%-Vertrauensbereiche (gestrichelte Linien) für die Untersuchung verschiedener nomineller Voxelgrößen an linsenförmigen Porenformen mit  $\hat{a}_{th}=0\%$ ,  $\hat{a}_{dec}=75\%$  und  $\hat{a}_{sat}=100\%$ .

## Zusammenfassung der experimentellen POD-Untersuchungen

Eine direkte Gegenüberstellung der unter den vorangegangenen Randbedingungen ermittelten äquivalenten Kugeldurchmesser zeigt, dass eine von der kugelförmigen Pore abweichende Geometrie einen zunehmend größeren Fehler in der Porenvolumenermittlung ergibt, der mit der Voxelgröße zunimmt (Abbildung 6.14).

Die zu tolerierende Abweichung von  $100\% - \hat{a}_{dec} = 25\%$  ist hier beispielhaft gewählt. Das vorgestellte Modell zur Zuverlässigkeitsuntersuchung kann prinzipiell auf beliebig sinnvoll gewählte zu untersuchende Fehlerwahrscheinlichkeiten der Porenvolumenermittlung angewendet werden. Unter Voraussetzung der Anwendung desselben Mess- und Auswertevorgehens können die hier vorgestellten Ergebnisse auf Messungen an CFK-Proben ähnlicher Porengeometrie als Richtwert für eine Fehlerbetrachtung dienen. In Anlehnung an die Ergebnisse der in Kapitel 6.1 vorgestellten Methode zur empirischen Schätzung der Messabweichung kann die Gesamtabweichung für ähnliche Porengrößen bei  $s_v > 20\ \mu\text{m}$  auch größer sein (siehe auch Kapitel 5.1).

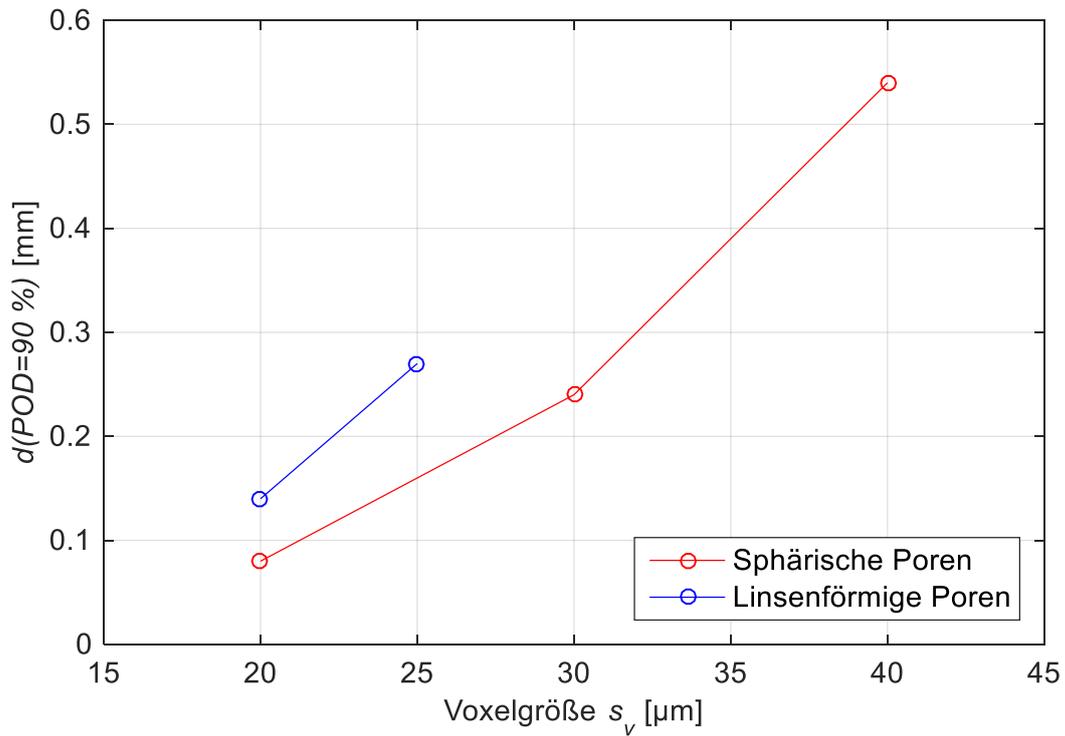


Abbildung 6.14: Ermittelte äquivalente Porendurchmesser für eine 90%-Wahrscheinlichkeit eines 25%-Fehlers in der Porenvolumenermittlung sphärischer und linsenförmiger Poren für verschiedene nominelle Voxelgrößen.

## 7 Diskussion und Vergleich von Porositätsbestimmungsmethoden

Die Untersuchungen zur Zuverlässigkeit der Volumenporositätsermittlung mit der Computertomografie zeigen bei geeigneten Mess- und Auswerteparametern geringe Abweichungen zwischen der ermittelten und tatsächlichen Porosität. Das wurde anhand CT-Simulationen und -Messungen untersucht. Es gilt jedoch auch zu diskutieren, wie die Ergebnisse der Computertomografie im Vergleich zu den konventionellen und bis dato standardmäßig angewandten Porositätsermittlungsmethoden der Materialografie und Ultraschall korrelieren. Hierzu werden dieselben CFK-Proben mit verschiedenen anderen Prüfverfahren untersucht und mit den Ergebnissen der CT verglichen. Die computertomografische Porositätsuntersuchung hat hinsichtlich der Informationstiefe große Vorteile gegenüber den konventionellen Prüfmethoden. Sie hat aber auch Einschränkungen hinsichtlich des Messvolumens und Aufwands, was nachfolgend diskutiert wird.

### 7.1 Computertomografische Porositätsbestimmung

Die Computertomografie ist ein Verfahren, welches zur zerstörungsfreien Porositätsbestimmung und -Charakterisierung von CFK-Werkstoffen angewendet werden kann. Es ist aktuell aufgrund der dazu notwendigen hohen Messauflösung und den damit verbundenen Einschränkungen hinsichtlich Detektortechnologie und Datenverarbeitung nur auf Proben eingeschränkter Größe anwendbar, liefert jedoch detaillierte Informationen zur Porengeometrie.

Unzuverlässige Messergebnisse mit Messabweichungen können durch eine falsch parametrisierte Messung mit z. B. daraus resultierendem Rauschen oder Unschärfe, oder einer fehlerbehafteten Datenauswertung entstehen. Jede Messung unterliegt einer Messabweichung, was jedoch kein besonderes Problem darstellt, wenn die Abweichung für ein bestimmtes Verfahren, Material und Porentyp mit systematischen Methoden ermittelt wird (Kapitel 6) und für die jeweilige Untersuchung bekannt ist. Eine Abschätzung der Messabweichung kann z. B. anhand der Methodik zur POD-Analyse von Fehler- und Detektionswahrscheinlichkeiten erfolgen (Kapitel 6.2).

Das in Kapitel 3.3.1 vorgestellte Segmentierungsverfahren der *Referenzmethode* führt im Rahmen der vorgestellten Untersuchungen stets zu einer Porenübersegmentierung und somit zu einer konservativen Volumenporositätsbestimmung. Der Einsatz dieser Methode ist insbesondere für Untersuchungen an kritischen Bauteilen z. B. in der Luftfahrt von Vorteil. Die Anwendung der *Referenzmethode* erfordert jedoch eine materialspezifische und porenfreie Referenzprobe mit ähnlichem Faservolumenanteil (Kapitel 5.7). Die Fertigung eines jeweiligen Referenzstandards ist zeit- und kostenintensiv, was im Bereich der zerstörungsfreien Prüfung von Luftfahrtbauteilen jedoch standardmäßig so gehandhabt wird.

Poren sind in CFK per Definition Einschlüsse von Reaktionsgasen. Da sich die Grauwerte der Voxel innerhalb einer Pore nicht zu den Grauwerten der Umgebungsluft unterscheiden, kann für Poren der Röntgen-Schwächungskoeffizient von Luft angenommen werden. In CT-

Simulationen wird den Poren daher vereinfacht Luft als Medium zugewiesen. Interessant wird es bei Poren, die mit einem zu CFK vergleichbaren Medium gefüllt sind. Hier hat man ein ähnliches Problem wie z. B. bei additiv gefertigten Bauteilen, bei welchen Metallpulver in Poren vorhanden ist. Diese Poren sind aufgrund des geringen „Kontrasts“ schwer mit globalen Schwellwertverfahren zu segmentieren. Die Entstehung von Poren ist beim metallischen 3D-Druck und der CFK-Fertigung verschieden. CFK-Poren bestehen daher zunächst immer aus Einschlüssen von Reaktionsgasen. Diese Problematik kann für CFK daher höchstens für z. B. Wassereinlagerung der oberflächenoffenen Poren auftreten. Eine CT-Porositätscharakterisierung kann hier nicht fehlerfrei durchgeführt werden. Es wurden im Rahmen dieser Arbeit verschiedene Proben durch Ultraschallprüfung im Wasserbad und anschließend in der CT untersucht. Es reicht hierbei aus, wenn man poröses Probenmaterial vor der CT-Untersuchung in der Umgebungsluft trocknet.

Systematische Untersuchungen von z. B. Einflussfaktoren auf die Messung, Auswertung und Messabweichung erfordern eine exakte Kenntnis über die Poreneigenschaften. Komplizierter gestaltet sich die Fertigung von Porositätsproben mit gezielt eingestellter Porengeometrie und Porositätsgrad. Im Rahmen des Forschungsprojekts *MAIzfp* wurden bei einem Forschungspartner mit einem speziell hierfür entwickelten Fertigungsverfahren (Kapitel 1.4.2) Porositätsproben mit unterschiedlichem Porositätsgehalt gefertigt. Eine gezielte Einstellung des Porositätsgrads ist allerdings auch hiermit nicht möglich. Wie von KASTNER et al. (2016) beschrieben, wurden zur Untersuchung der Porositätsbestimmung mit der Computertomografie künstliche Poren durch Bohrungen in ein CFK-Laminat eingebracht, was die Schwierigkeit in dieser Sache hervorhebt. Die Anwendung von CT-Simulationen hat hier einen wesentlichen Vorteil gegenüber der experimentellen Untersuchung. Poren können für CT-Simulationen in nahezu beliebiger Geometrie modelliert werden (Kapitel 4.2). Unter Berücksichtigung der CT-Systemparameter wie z. B. der Röntgenröhren- und Detektoreigenschaften sowie des Rauschens (Kapitel 4.5 und 4.6) ist die CT-Simulation ein geeignetes Hilfsmittel zur Unterstützung experimenteller Untersuchungen.

Die CT ist für die Porositätsermittlung von CFK-Werkstoffen ein Verfahren, das mit anderen ZfP-Methoden konkurrieren kann und bietet darüber hinaus Möglichkeiten zur dreidimensionalen Charakterisierung von Poren. Die jeweiligen Stärken und Schwächen werden anhand der Materialografie und Ultraschallprüfung in den nachfolgenden Abschnitten vergleichend gegenübergestellt und diskutiert.

## 7.2 Vergleich: CT- und materialografische Porositätsbestimmung

Die quantitative Porositätscharakterisierung mittels Computertomografie wird im Folgenden Abschnitt hinsichtlich der Vergleichbarkeit mit der Materialografie untersucht. Die Auswertung beider Verfahren wird jeweils an denselben Positionen der Schnitt- bzw. Schliffbilder in 2D durchgeführt. Die Untersuchungen dieses Abschnitts fanden als Teil der Forschungsarbeit zur Porositätscharakterisierung im Rahmen einer Masterarbeit statt [GRAGER (2014)].

Proben mit künstlich erzeugter Porosität (Kapitel 1.4.2) wurden mit den Abmessungen 10 mm x 5 mm x 2,5 mm aus einem unidirektionalen Laminat ausgeschnitten. Zwei der vier

Proben (P1V0 und P1V45) sind Referenzproben ohne Porosität (Abbildung 7.1). Des Weiteren wurden je zwei der Proben (P1IX0 und P1V0) mit 0° der längsten Probenkante zur Faserorientierung ausgeschnitten und die weiteren beiden unter einem Winkel von 45° (P1IX45 und P1V45).

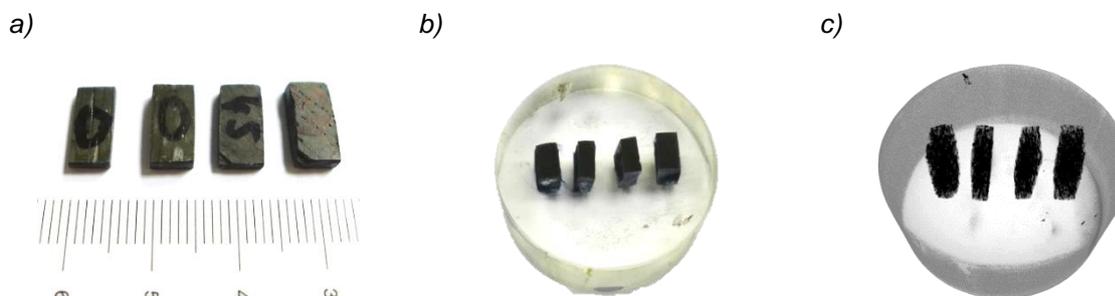


Abbildung 7.1: a) Ausgesägte Proben v.l.n.r. P1V0, P1IX0, P1V45 und P1IX45. b) Foto der eingebetteten Proben. c) 3D-Visualisierung der  $s_v=40\ \mu\text{m}$  CT-Messung der eingebetteten Proben. [GRAGER (2014)].

Vor dem Einbetten der Proben in Epoxidharz wurden CT-Messungen mit den Voxelgrößen  $s_v=10\ \mu\text{m}$  und  $s_v=20,5\ \mu\text{m}$  durchgeführt (Tabelle 7.1). Die  $s_v=40\ \mu\text{m}$ -Messung erfolgte nach dem Einbetten der Proben. Somit konnten die Einzelmessungen mit höheren Auflösungen zu den eingebetteten Proben ausgerichtet/registriert und anschließend auch den Schliffbildern der materialografischen Untersuchungen zugeordnet werden.

Tabelle 7.1: Messparameter der CT-Messungen an den Proben P1V0, P1V45, P1IX0 und P1IX45. [GRAGER (2014)].

$I_H$ [ $\mu\text{A}$ ]	$U_A$ [kV]	$s_v$ [ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl an Projektionen	Mittelungen	Integrationszeit [ms]
270	80	10,0	1530	2	999
		20,5		1	
230	100	40	1530	2	999

Es wurden insgesamt 16 Schliffe mit je ca. 0,5 mm Materialabtrag durch manuelles Schleifen und Polieren auf einer Schleif- und Poliermaschine mit feiner werdender Körnung und einer wasserbasierenden Diamantsuspension (3- $\mu\text{m}$ -Körnung) erstellt. Die Aufnahme der Schliffbilder erfolgte mit dem Digitalmikroskop VHX-2000D unter 200-facher Vergrößerung. Im Anschluss an jedes Schliffbild wurde die Restprobendicke mit einer Mikrometerschraube vermessen, sodass die Positionen der erstellten Schliffbilder den CT-Daten zugeordnet werden konnten.

Die Auswertung der Daten wurde unter Anwendung der Segmentierung nach der in Kapitel 3.3.1 vorgestellten Referenzmethode durchgeführt. Aufgrund unterschiedlicher Grauwertverteilungen, die aus einer inhomogenen Ausleuchtung der verschiedenen Probenpositionen resultieren, ist die Bestimmung eines globalen und für alle eingebetteten Proben gültigen Schwellwerts anhand einer porenfreien Referenzprobe nicht möglich. Der Schwellwert wurde

daher jeweils in einer als porenfrei definierten Region der Porositätsprobe bestimmt (Kapitel 3.3.1).

Analog zu den CT-Auswertungen werden kleine Poren einer definierten Minimalgröße herausgefiltert. Mikroporen, welche mit der Computertomografie nicht aufgelöst werden können, sind in den materialografischen Aufnahmen sichtbar (rote Ellipse in Abbildung 7.2c). Die Mindestgröße der Poren ist für CT-Volumenporositätsauswertungen mit  $3^3=27$  Voxel definiert. In die Ebene übertragen werden demnach Poren mit einer Ausdehnung von  $< 3 \cdot s_v$  herausgefiltert.

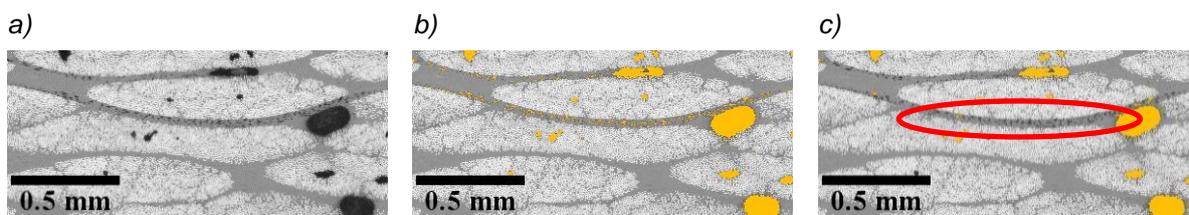


Abbildung 7.2: Schlichtbilder a) ohne Porensegmentierung, b) mit Porensegmentierung ohne Filterung, c) mit Porensegmentierung und 30  $\mu\text{m}$  Filterung. [GRAGER (2014)].

Bei den Schnittbildauswertungen der CT-Daten kann unter der Voraussetzung eines ausreichend hohen Signal-zu-Rausch-Verhältnisses davon ausgegangen werden, dass eine explizite Filterung hinsichtlich einer minimalen Porengröße keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hat, weshalb darauf verzichtet wurde.

Die rekonstruierten Daten der verschiedenen Voxelgrößen wurden zueinander registriert und für die weiteren Untersuchungen exportiert. Die Auswertung erfolgte mit einem eigens dafür entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Skript. Abbildung 7.3 und Abbildung 7.4 zeigen die ermittelte zweidimensionale Porosität über den Abstand zur Probenoberfläche. Die Auswertung wurde mit vernachlässigbar geringen Abweichungen parallel zu den angefertigten Schlifffebenen durchgeführt. Die Faserrichtung von Probe P1IX0 ist orthogonal zur ausgewerteten Ebene und von Probe P1IX45 unter einem Winkel von 45°.

Es wurden über die Probtiefe hinweg schwankende Flächenporositäten ermittelt. Das zeigt, dass die Position zur Erstellung eines Schlichtbilds einen Einfluss auf die Bestimmung des Porositätsgrads haben kann. Abhängig davon, an welcher Position eine Pore angeschnitten wird, kann in einer zweidimensionalen Porositätsbestimmung, im Vergleich zur Volumenporosität, eine signifikante Messabweichung auftreten. Es zeigt sich in Abbildung 7.4 auch (besonders bei ca. 2,7 mm), dass der Fehler bei einem schrägen Anschnitt der Poren abhängig von der Auflösung bzw. Abtastung (Voxelgröße) sein kann. Dies nimmt statistisch bedingt mit einer Abnahme der Auswertefläche zu.

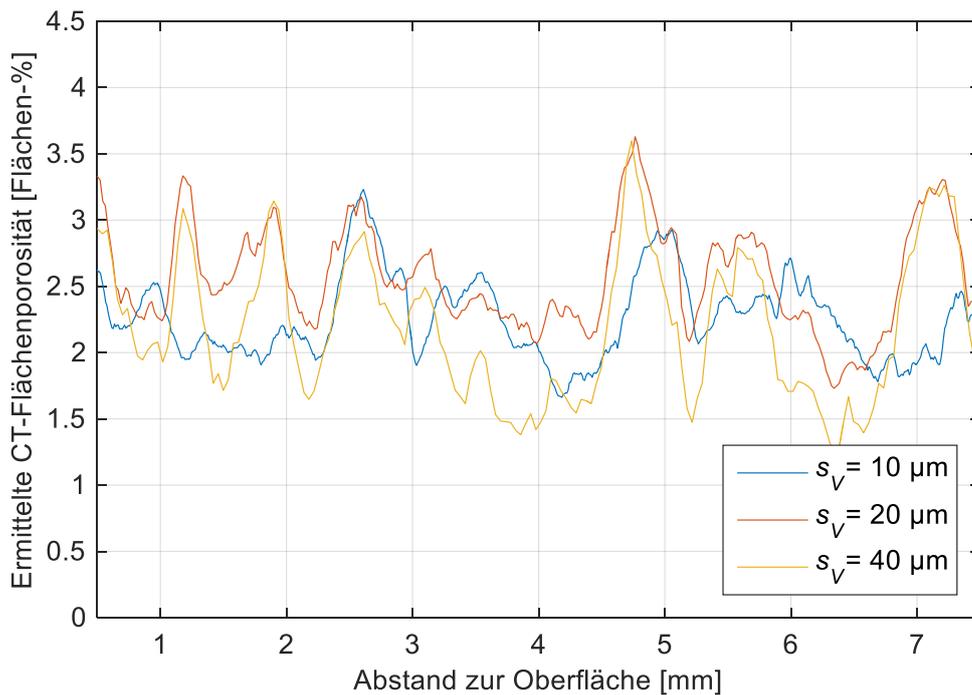


Abbildung 7.3: Ermittelter Flächenporositätsverlauf der CT-Messungen mit verschiedenen nominellen Voxelgrößen an der Probe P1IX0. Der Abstand bezieht sich auf die Oberseite der 5 mm x 2,5 mm Probenfläche. [GRAGER (2014)].

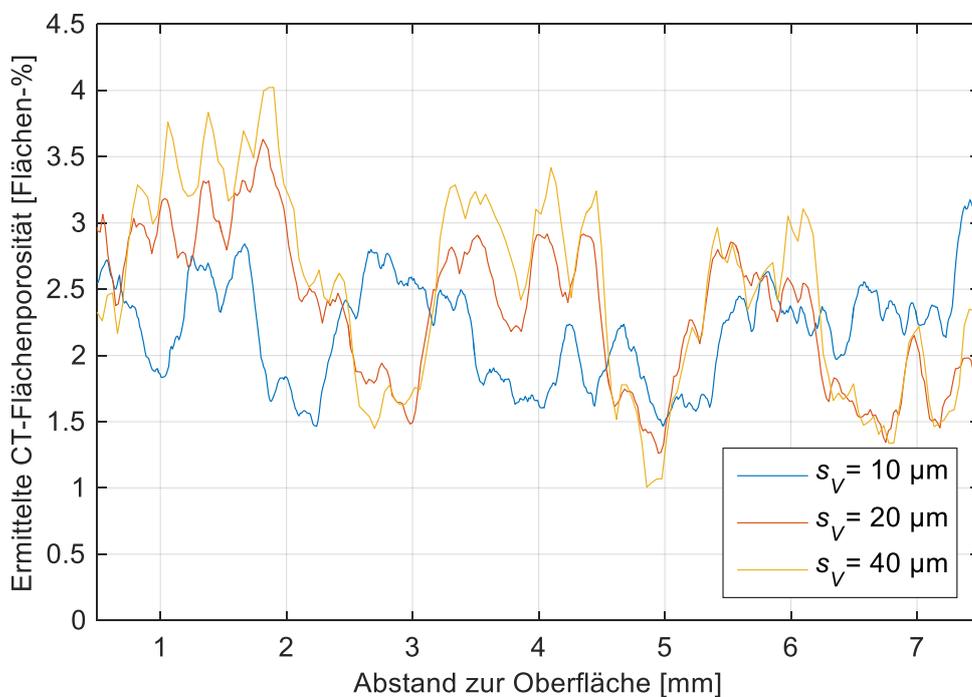


Abbildung 7.4: Ermittelter Flächenporositätsverlauf der CT-Messungen mit verschiedenen nominellen Voxelgrößen an Probe P1IX45. Der Abstand bezieht sich auf die Oberseite der 5 mm x 2,5 mm Probenfläche [GRAGER (2014)].

Poren können in Faserverbundwerkstoffen verschiedene Formen annehmen. Bei nadelförmigen Poren ist aufgrund der homogenen Querschnittsverteilung von Poren und deren zur orthogonalen Auswertefläche länglichen Form von einem geringen Einfluss auf die Porositätsschwankung auszugehen. Vereinzelt auftretende kugelförmige Poren, die vorwiegend in harzreichen Regionen entstehen, tragen mitunter zu dem fluktuierenden Verlauf des Porositätsgrads bei (Abbildung 7.5).

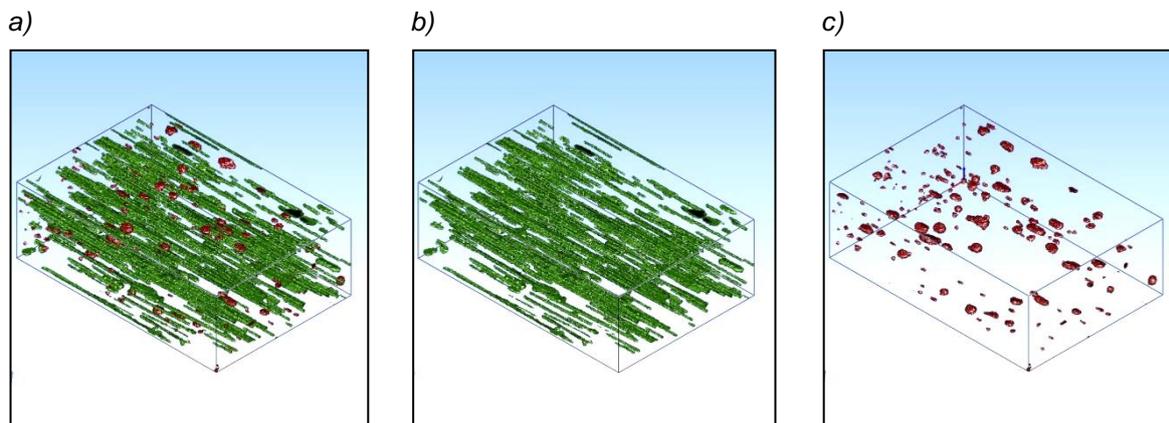


Abbildung 7.5: Visualisierung von Porenmorphologieklassen der Probe P1IX0 mit einer Segmentierung der a) nadel- und kugelförmigen Poren, b) nur nadelförmigen Poren und c) nur kugelförmigen Poren. [HEINZL et al. (2014), GRAGER (2014)].

Ebenso hat eine inhomogene Porenverteilung Einfluss auf die ermittelte Volumenporosität. Für materialografische Untersuchungen empfiehlt es sich daher anhand mehrerer Schlitze, gegebenenfalls auch an unterschiedlichen Positionen, den Porositätsgrad und die Standardabweichung zu bestimmen.

Bei einem Vergleich der Ergebnisse mit verschiedenen nominellen Voxelgrößen wird deutlich, dass mit abnehmender Voxelgröße auch geringere Porenquerschnitte zum ermittelten Porositätsgrad beitragen (Abbildung 7.3, Abbildung 7.4). Die beste Korrelation zwischen den CT-Untersuchungen und Schlitfbildern ist für die höchste Auflösung mit einer Voxelgröße von  $s_v=10\ \mu\text{m}$  gegeben.

Abbildung 7.6 und Abbildung 7.7 veranschaulichen 13 der 16 durchgeführten Schlitfbildauswertungen an den Proben P1IX0 und P1IX45. Drei der durchgeführten Schlitze konnten aufgrund einer ungenügenden Politurqualität nicht zur Auswertung herangezogen werden. Mikroporen wurden durch die Anwendung einer Porenfilterung mit einer Mindestkantenlänge von  $30\ \mu\text{m}$  nicht bei der Berechnung des Porositätsgrads berücksichtigt.

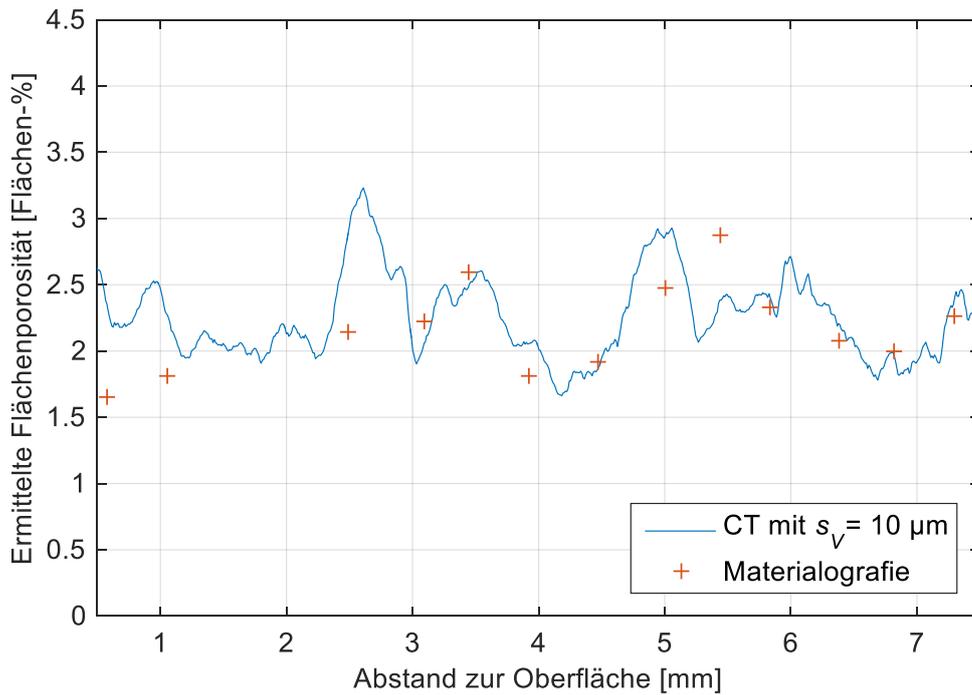


Abbildung 7.6: Ermittelter Flächenporositätsverlauf der CT-Messungen und materialografischen Untersuchungen an Probe P1IX0. [GRAGER (2014)].

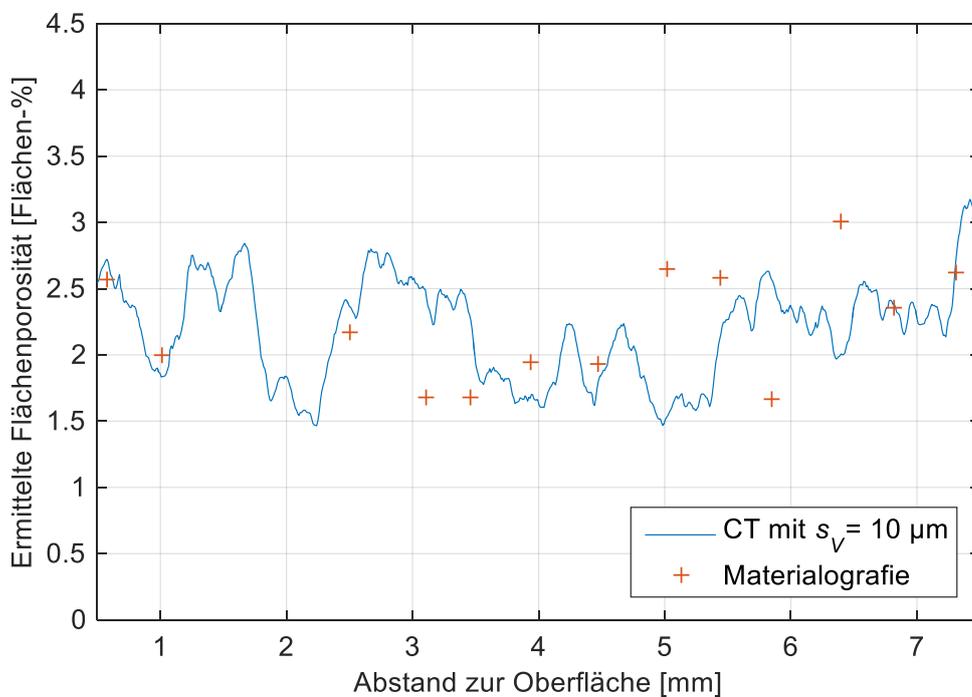


Abbildung 7.7: Ermittelter Flächenporositätsverlauf der CT-Messungen und materialografischen Untersuchungen an Probe P1IX45. [GRAGER (2014)].

Die in Tabelle 7.2 aufgeführten Ergebnisse der Untersuchungen an beiden Proben zeigen mit den Standardabweichungen  $\sigma_{p,P1IX0}=0,3\%$  und  $\sigma_{p,P1IX45}=0,4\%$  sehr gute Korrelationen der ermittelten Porositätsgrade. Die Ergebnisse der insgesamt 13 materialografisch ausgewerteten Schliffbilder wurden gemittelt angegeben. Es sind nur geringfügige und vernachlässigbare Abweichungen der Zuordnungen der durchgeführten Schriffe zur Position im rekonstruierten CT-Volumen vorhanden.

Tabelle 7.2: Ermittelte Volumenporositäten der materialografischen Untersuchungen und CT-Messungen mit  $s_v=10\ \mu\text{m}$  [GRAGER (2014)].

	Materialografie		CT-Schnittebenen		CT-Volumen	
	P1IX0	P1IX45	P1IX0	P1IX45	P1IX0	P1IX45
$\varphi_p$ [Flächen-%]	2,2	2,2	2,4	2,2	2,3 Vol.-%	2,2 Vol.-%
$\sigma_p$ [Flächen-%]	0,3	0,4	0,3	0,4	0,3 Vol.-%	0,4 Vol.-%

Ein Vergleich beider Porositätsermittlungsverfahren zeigt, dass die computertomografische Analyse im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen und unter Berücksichtigung der beschriebenen Vorgehensweisen zu den Mikroschliffen vergleichbare Ergebnisse liefert. Ein entscheidender Vorteil der Computertomografie ist die Möglichkeit der zerstörungsfreien Untersuchung von Proben und der direkten Berechnung der Volumenporosität. Ebenso ist eine zweidimensionale Auswertung in beliebigen Schnittebenen möglich.

### 7.3 Vergleich: CT- und US-Porositätsbestimmung

#### 7.3.1 Studie 1: Untersuchungen an einem Material X CFK-Gelege

Die Untersuchungen zur Korrelation zwischen der computertomografischen Volumenporositätsbestimmung und der Porositätsermittlung mittels Ultraschall wurden an einem aufgrund einer Geheimhaltung nicht näher spezifizierbaren *Material X* und an einem M18/1 AS4C CFK-Gelege (Kapitel 7.3.2) durchgeführt (Anhang B.1). Zur praktikableren Handhabung während der Ultraschallmessungen wurden die einzelnen Porositätsproben mithilfe eines Heißklebers horizontal aneinandergesetzt, was den Messaufbau vereinfacht und wodurch unerwünschte Schallpfade zwischen den Proben vermieden werden (Abbildung 7.8 a). Die Ultraschallmessungen erfolgten in Tauchtechnik an einem *USPC 3040S DAC Industrie* Prüfsystem des Herstellers *Ingenieurbüro Dr. Hillger*. Es wurde ein nicht-fokussierter Prüfkopf des Typs *H5M* von *GE Inspection Technologies* mit einer Mittenfrequenz von 5 MHz verwendet. Die Parametrierung der Messungen erfolgte in Anlehnung an Luftfahrtstandards (Tabelle 7.3). Es wurde hierbei die Signalstärke an der Porenfreien Probe PS0 auf 75 % der Bildschirmhöhe eingestellt. Die Rückwandeckerverminderung (REV, Kapitel 1.3.4) ergibt sich nach Gleichung (1.10) aus dem Verhältnis der Signalamplitude des Rückwandeckers der Probe PS0 zur jeweils ausgewerteten Probe.

Ein Tiefenausgleich (Kapitel 1.3.4) erfolgte nachträglich mithilfe von Standardausgleichsdaten der Schwächungskoeffizienten  $a_S(x)$  durch Gleichung (1.9) mit einer dafür entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Funktion.

Tabelle 7.3: Messparameter der US-Porositätsuntersuchungen an dem Material X.

<b>Ultraschall Datenerfassungssystem</b>	USPC 3040S DAC Industrie
<b>Ultraschalltechnik</b>	Impuls-Echo-Tauchtechnik
<b>Prüfkopf</b>	H5M ( <i>GE Inspection Technologies</i> )
<b>Mittelfrequenz</b>	5 MHz
<b>Analogfilterung (Tief- und Hochpass)</b>	11 MHz und 1 MHz
<b>BSH im fehlerfreien Referenzbereich</b>	85 %
<b>Aufzeichnungseinheit</b>	[%-BSH] des Rückwandechos
<b>Tiefenausgleich</b>	Nachträgliche Korrektur
<b>Achsinkrement (x, y)</b>	0,52 mm

Für die durchgeführten Untersuchungen ist es notwendig, dass Daten derselben Positionen der Computertomografie- und Ultraschallmessungen ausgewertet werden. Bei gegebenem Messaufbau ist die Definition der auszuwertenden Bereiche in den US-Messdaten aufgrund von Randeffekten an Probenkanten nicht eindeutig möglich. Eine Aufzeichnung der gesamten A-Bild-Informationen der jeweiligen Scannerpositionen in Form von  $A(x,y,t)$  ermöglicht jedoch eine nachträgliche Auswertung der Probenoberflächengeometrie. Somit können Markierungen, die mit Lackstiften aufgebracht sind und sich dadurch von der Probenoberfläche abheben, anhand der Auswertung der Laufzeit des Eintrittsechos wiedergefunden werden. Hierzu wurde ein Code in *Matlab*<sup>®</sup> geschrieben, der das Eintrittsecho  $t_E(x,y)$  bestimmt und visualisiert (Abbildung 7.8 b). Darüber hinaus wurde die Laufzeitdifferenz  $ToF(x,y)=t_E(x,y)-t_A(x,y)$  (engl. *Time-of-Flight*, ToF) von Ein- und Austrittsecho sowie die Signalamplitude des Rückwandechos  $RE(x,y)$  anhand bi-polarer Blenden bestimmt (Abbildung 7.8 c).

Die Auswertung der US-Messdaten wurde in *VGStudio MAX v.2.2* durchgeführt. Eine Definition der ROIs kann mit dieser Software durch Kopieren und Einfügen an identischen Positionen unterschiedlicher Bilddaten erfolgen. Somit ist es möglich, die auszuwertende Position, welche aus der visualisierten Eintrittsecholaufzeit (Abbildung 7.8 b) resultiert, in das auszuwertende C-Bild der Rückwandechoaufzeichnung (Abbildung 7.8 c) zu kopieren. Die ausgewertete Fläche der Ultraschalldaten beträgt ca. 80 mm<sup>2</sup>, was bei einem Messraster von 1 mm ca. 80 Einzelmessungen entspricht. Hieraus wurde der Mittelwert und die Standardabweichung der Signalamplitude des Rückwandechos ermittelt.

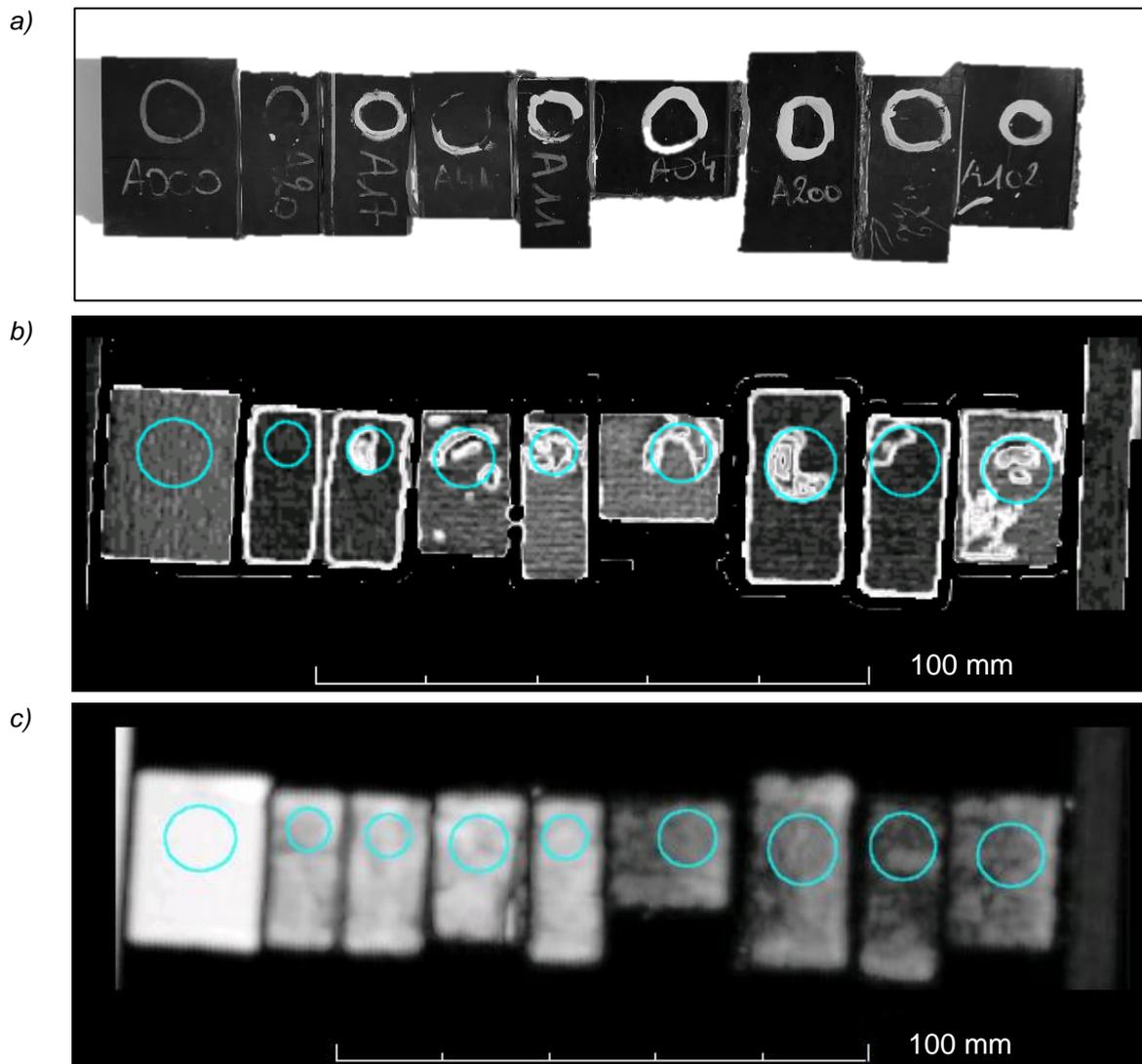


Abbildung 7.8: Porositätsproben des Materials X in der Darstellung als a) Fotografie, b) Ultraschalllaufzeit des Eintrittsechos  $t_E(x,y)$  und c) Ultraschallamplitude des Rückwandechos  $RE(x,y)$ .

Die definierten Bereiche der Ultraschalluntersuchungen sind durch die Verwendung einer Lackstiftmarkierung auch in den Computertomografiedaten sichtbar und können somit äquivalent zueinander ausgewertet werden. Die Computertomografiemessungen wurden mit den Parametern der Tabelle 7.4 durchgeführt.

Tabelle 7.4: Übersicht der Mess- und Rekonstruktionsparameter an den Material X Proben zur Diskussion und zum Vergleich zwischen der US- und CT- Porositätsermittlung.

<b>Röntgenröhre</b>	Viscom XT9160-TED
<b>Detektor</b>	PerkinElmer XRD 0820 CN15
<b>Spannung</b>	80 kV
<b>Strom</b>	300 $\mu$ A
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Voxelgröße</b>	15 $\mu$ m, 20 $\mu$ m
<b>Rekonstruktion</b>	RayScan Rekonstruktion (FDK-Algorithmus)

Für den Vergleich der Ultraschall- und CT-Ergebnisse wurden jeweils zwei CT-Messungen mit den nominellen Voxelgrößen  $s_v=15 \mu\text{m}$  und  $s_v=20 \mu\text{m}$  durchgeführt, wobei für die 15  $\mu\text{m}$  Messungen aufgrund der Probengröße nur eine Teilvolumen-CT möglich war.

Die Auswertung der Daten erfolgte unter Anwendung der Schwellwertbestimmung *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1). In Abbildung 7.9 ist die Porositätsauswertung schematisch anhand der Probe PS1 dargestellt. Die Lackstiftmarkierung des auszuwertenden Bereichs ist deutlich in Abbildung 7.9c zu erkennen.

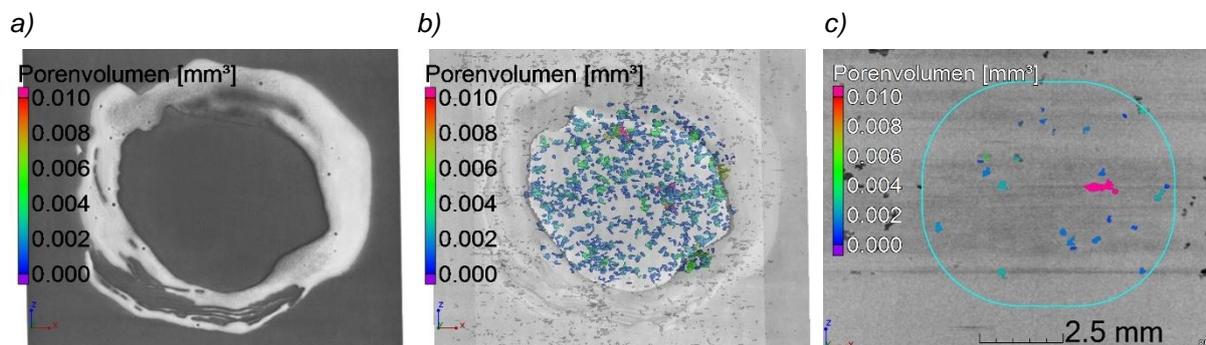


Abbildung 7.9: Visualisierung der CT-Ergebnisse anhand eines a) gerenderten 3D-Volumenbilds der Porositätsprobe PS1, b) zugehörigen segmentierten Porosität in 3D und c) zugehörigen Schnittbild in der Laminebene.

STONE & CLARKE (1975) haben in ihren Experimenten einen bilinearen Zusammenhang zwischen der relativen Ultraschallschwächung in [dB/mm] und der CFK-Porosität feststellen können [vgl. BIRT & SMITH (2004) und COSTA et al. (2001)]. Nach STONE & CLARKE (1975) ist das darauf zurückzuführen, dass sich in ihrem Versuchsmaterial zunächst nadelförmige Poren eingestellt haben und es ab einem gewissen Porositätsgrad zur Entstehung kugelförmiger Poren kam, die das Ultraschallsignal stärker abgeschwächt haben. Über ähnliche Ergebnisse, allerdings mit einem linearen Zusammenhang, wurde von OSTER (2011) berichtet.

Ein Vergleich der beiden Porositätsermittlungsverfahren zeigt, dass sowohl die Wahl der Voxelgröße in der Computertomografie, als auch die Tauchtechnik-Ultraschallprüfung im

Rahmen der durchgeführten Studie am Material X gewissen Messabweichungen hinsichtlich eines linearen Zusammenhangs unterliegen (Abbildung 7.10).

Anhand des geringen Bestimmtheitsmaßes von  $R \approx 0,8$  der linearen Ausgleichsrechnungen beider Voxelgrößen ( $s_V=15 \mu\text{m}$  und  $s_V=20 \mu\text{m}$ ) der CT-Messungen, ist davon auszugehen, dass die Streuung der Ultraschallergebnisse einen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hat.

Es ist festzuhalten, dass die Fläche des ausgewerteten Bereichs mit einem Durchmesser von ca. 10 mm für eine zuverlässige Porositätsbestimmung mit dem angewandten Ultraschallverfahren und für die Proben- und Porengeometrie sehr klein ist. Hingegen ist für computertomografische Porositätsuntersuchungen eine kleine Probe von Vorteil, da damit eine geringe nominelle Voxelgröße möglich ist, was der Genauigkeit der Porensegmentierung zugutekommt.

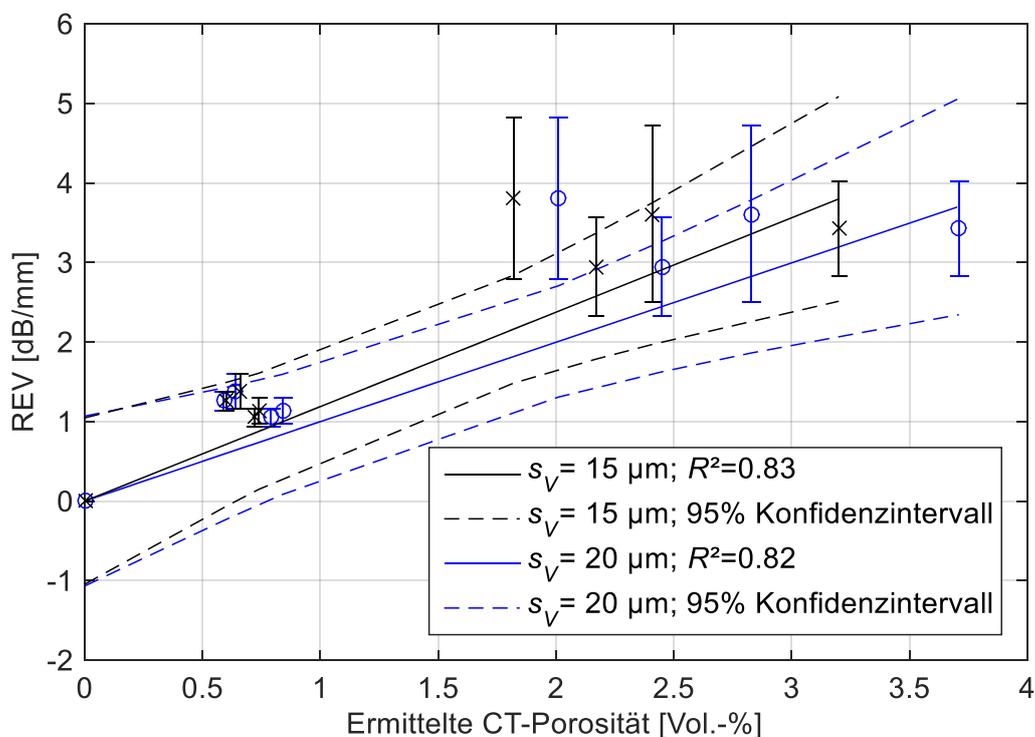


Abbildung 7.10: Gegenüberstellung von CT- und US-Porositätsuntersuchungen mit 5-MHz-Mittelfrequenz an Porositätsproben mit unterschiedlicher Volumenporosität, vgl. QUICOM Abschlussbericht [EASN (2015) S. 18].

Basierend auf den gewonnenen Erkenntnissen kann an dieser Stelle zusammengefasst werden, dass die Anforderung an die Größe einer Probe für eine repräsentative Datenmenge zwischen der konventionell angewendeten Ultraschalltechnik im Vergleich zur Computertomografie unterschiedlich ist. Beide Verfahren grenzen sich hierdurch in ihrem Einsatzzweck ab. Während zum Stand der Technik die Computertomografie detaillierte Informationen einer kleinen Probengröße (ca.  $20 \text{ mm}^3$ ) liefert, liegt die Schwäche der konventionellen Ultraschallprüfung in der Analyse kleiner Bereiche. Es ist anzumerken, dass bei dieser

Aussage spezielle tomografische Prüfmethode wie z. B. die Planartomografie, Tomosynthese und Ultraschallmikroskopie nicht in Betracht gezogen werden.

### 7.3.2 Studie 2: Untersuchungen an einem M18/1 AS4C CFK-Gelege

Neben der Studie aus Kapitel 7.3.1 wurde eine weitere zur Korrelationsuntersuchung zwischen der CT- und US-Porositätsbestimmung an M18/1 AS4C CFK-Gelegen durchgeführt. Hierzu wurden bei einem *MAIzfp*-Projektpartner sechs Platten mit den Maßen 450 mm × 250 mm aus Gewebe- und UD-Gelege nach dem Verfahren aus Kapitel 1.4.2 hergestellt. Die Platten weisen jeweils neun verschiedene Porositätsstufen auf, die durch unterschiedliche Drücke beim Aushärten des Materials eingestellt wurden (Anhang B.1).

Als Referenzproben zur Ermittlung des globalen Schwellwerts nach der *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) dienen die porenfreien mittleren Stufen der Platten. Für die darauffolgenden CT-Untersuchungen wurden kreisrunde Proben aus den jeweiligen Stufen durch Wasserstrahlschneiden herausgeschnitten. Um insbesondere bei den äußerst porösen Proben Delaminationen die durch den Strahleintritt und Strahlaustritt entstehen können, zu vermeiden, wurden die Start- und Endpunkte 7 mm von den eigentlichen Probekanten entfernt gewählt. Somit verblieben die Proben durch eine Verbindungsnase an den Platten, was auch für die Ultraschallmessungen und die Definition der auszuwertenden Bereiche von Vorteil ist, da die Schnittkanten in den Ultraschallmessungen gut zu erkennen sind (Abbildung 7.11 b). Im Vergleich zur Probengröße der Untersuchungen am CFK-Gelege aus Kapitel 7.3.1 wurden die auswertbaren Bereiche der Porositätsproben dieser Studie mit dem Durchmesser von 20 mm größer gewählt. Das ist, wie in Kapitel 7.3.1 festgestellt wurde, günstig gegenüber den Ultraschalluntersuchungen, schränkt jedoch die mögliche Vergrößerung der CT-Messungen ein. Mit der gewählten Probengröße konnte ohne Anwendung einer Teilvolumen-CT eine minimale Voxelgröße von nur  $s_v=20\ \mu\text{m}$  erzielt werden.

Die Ultraschallmessungen wurden im Reflektionsverfahren (Impuls-Echo) an den wasserstrahlbeschnittenen Platten in Anlehnung an die Parameterwahl von *Airbus*-Spezifikationen durchgeführt (Tabelle 7.5). Das US-Prüfsystem und die Parameter wurden analog zur Studie 1 gewählt.

Tabelle 7.5: Messparameter der US-Porositätsuntersuchungen an M18/1 AS4C CFK-Gelegen.

<b>Ultraschall Datenerfassungssystem</b>	USPC 3040S DAC Industrie
<b>Ultraschalltechnik</b>	Impuls-Echo Tauchtechnik
<b>Prüfkopf</b>	H5M ( <i>GE Inspection Technologies</i> )
<b>Mittelfrequenz</b>	5 MHz
<b>Analogfilterung (Tief- und Hochpass)</b>	11 MHz und 1 MHz
<b>BSH im fehlerfreien Referenzbereich</b>	85 %
<b>Aufzeichnungseinheit</b>	[%-BSH] des Rückwandechos
<b>Tiefenausgleich</b>	Nachträgliche Korrektur
<b>Achsinkrement (x, y)</b>	0,52 mm

Die Auswertungen wurden mit *NDT-Kit*, einer Auswertesoftware für Ultraschalldaten durchgeführt, welche bei Airbus entwickelt und eingesetzt wird. Eine nachträgliche Tiefenausgleichskorrektur wurde analog zur Studie 1 (Kapitel 7.3.1) mit Standardtiefenausgleichsdaten desselben Materials in *Matlab*<sup>®</sup> durchgeführt, wobei auch hier die Rückwandechoverminderung in [dB/mm] in Bezug auf die Probendicke ausgewertet wurde. Als Signalhöhe des Rückwandechos im fehlerfreien Material  $RE_1$  (Gleichung (1.10)) wurde die Probe des mittleren (porenfreien) Bereichs der Platte gewählt. Abbildung 7.11 b) zeigt exemplarisch ein C-Bild des Rückwandechos der Platte 1 in [%-BSH], noch vor Anwendung der Tiefenausgleichskorrektur, Berechnung der Rückwandechoverminderung und des Dickenbezugs. Es sind die Schnittkanten des Wasserstrahlschneidens und die ausgewerteten Bereiche in Form von kreisrunden ROIs zu erkennen.

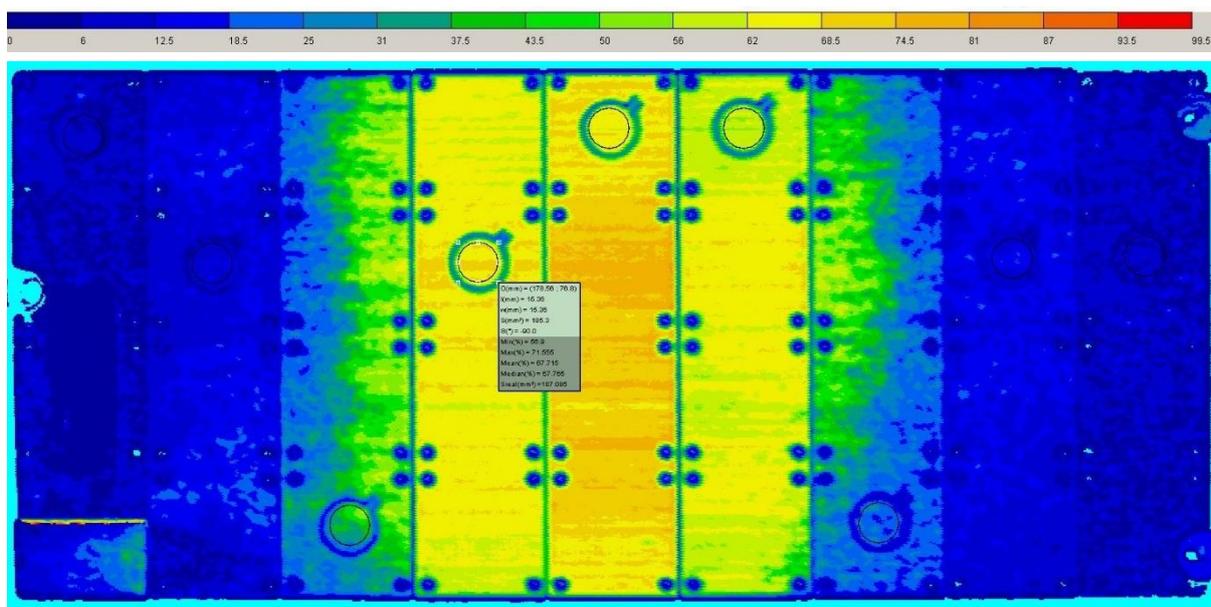


Abbildung 7.11: C-Scan der Porositätsplatte 1 (450 mm x 250 mm) vor Anwendung der Tiefenausgleichskorrektur, Berechnung der Rückwandeckerverminderung und des Dickenbezugs. In der porenfreien Referenzspalte in der Mitte der Prüfplatte, stellen sich aufgrund der geringsten Ultraschallabschwächung die höchsten Signalwerte für das Rückwandecho ein.

Die CT-Messungen wurden an einem RayScan 150 CT-System (Anhang A) mit den Parametern der Tabelle 7.6 durchgeführt. Aufgrund des Kompromisses des US-auszuwertenden Bereichs wurde ein Probendurchmesser von 20 mm gewählt. Hieraus ergibt mit dem RayScan 150 CT-System eine mögliche nominelle Voxelgröße von  $s_v=20\ \mu\text{m}$ . Bezugnehmend auf den Erkenntnissen der vorherigen Untersuchungen zum Einfluss der Voxelgröße (Kapitel 5.1), ist davon auszugehen, dass die ermittelte Volumenporosität der CT-Untersuchungen größer als die tatsächliche Volumenporosität der Proben ist. Poren, die unterhalb der Auflösungsgrenze liegen, werden bei der CT-Porositätsbestimmung nicht berücksichtigt, wobei die Übersegmentierung von Poren bei dem gewählten Segmentierungsverfahren nach der Referenzmethode (Kapitel 3.3.1) dominiert.

Tabelle 7.6: Übersicht der Mess- und Rekonstruktionsparameter an M18/1 AS4C CFK-Proben zur Diskussion und zum Vergleich zwischen der US- und CT-Porositätscharakterisierung.

<b>Röntgenröhre</b>	Viscom XT9225-DED
<b>Detektor</b>	PerkinElmer XRD 0820 CN15
<b>Spannung</b>	100 kV
<b>Strom</b>	180 $\mu\text{A}$
<b>Belichtungszeit</b>	999 ms
<b>Anzahl an Projektionen</b>	1080
<b>Voxelgröße</b>	20 $\mu\text{m}$
<b>Rekonstruktion</b>	VGStudio MAX v.2.2 Rekonstruktion (FDK-Algorithmus)

Bei einer Gegenüberstellung der Ultraschall- und Computertomografieergebnissen ist anhand der Steigung festzustellen, dass die Ultraschallschwächungen an porösen Laminaten materialabhängig sind (Abbildung 7.12). Unter Vernachlässigung des Einflusses der Porengeometrie auf die CT-Porositätsermittlung, haben Poren unidirektionaler Gelege (Platte 1, 6 und 8), eine größere mittlere Signalschwächung als Poren in Gewebelaminaten (Platte 9, 11 und 13). Es ist jedoch zu beachten, dass unter Anwendung des CT-Auswertevorgehens und des Segmentierungsverfahrens nach *Referenzmethode*, eine zunehmende Übersegmentierung der CT-Porositätsbestimmung mit zunehmender Porenkomplexität und Volumenporosität auftritt. Basierend hierauf und auf der Feststellung, dass Poren in Gewebelaminaten im Vergleich zu UD-Gelegen eine komplexere Porengeometrie mit größerer Porenoberfläche bilden, kann die Differenz zwischen Gewebe- und UD-Ultraschallschwächung kleiner sein als mit den zu berücksichtigenden Messfehlern.

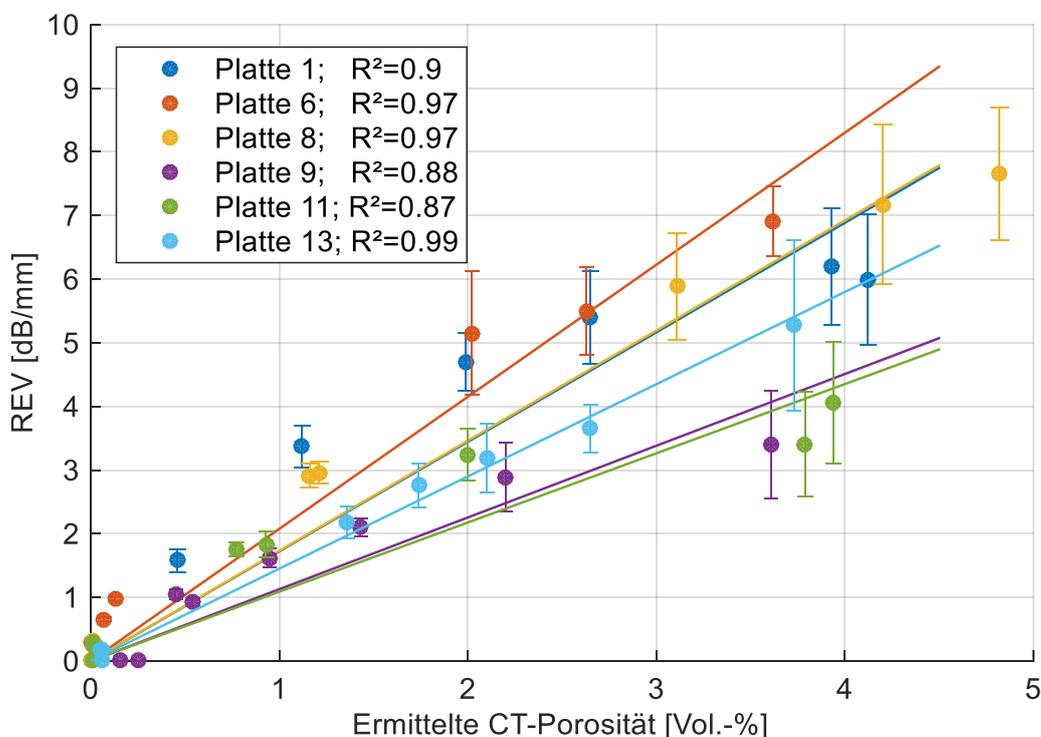


Abbildung 7.12: Vergleich von CT- und US-Porositätsuntersuchungen mit 5 MHz Mittenfrequenz an Porositätsplatten mit unterschiedlichem Laminataufbau.

Im Allgemeinen, kann wie auch von OSTER (2011) bereits ermittelt, mit Ausnahme der linearen Ausgleichsrechnungen für die Platten 9 und 11, von einem linearen Schwächungsverhalten zwischen der UT-Signalschwächung und der CT-Porositätsermittlung ausgegangen werden. Der lineare Zusammenhang begünstigt die Wahl der Ultraschallprüfung für flächige Geometrien an Bauteilen, wie es am Beispiel der Prüfung von Luftfahrtbauteilen standardmäßig eingesetzt wird.

Im Rahmen des *MAIzfp*-Forschungsprojekts wurden innerhalb eines Ringversuchs Ultraschallmessungen derselben Porositätsproben unter Festlegung einer 5-MHz-

Mittenfrequenz bei verschiedenen Projektpartnern durchgeführt und ausgewertet [SAUSE et al. (2016)]. Weitere spezifische Festlegungen hinsichtlich der Durchführung von Messungen und des Vorgehens der Auswertungen wurden mit Ausnahme des auszuwertenden Bereichs nicht getroffen. Die Ergebnisse wurden hinsichtlich der ermittelten Rückwandecoverminderungen gegenüber der CT-Porositätsbestimmung ausgewertet (Abbildung 7.13). Zwischen den Untersuchungen der Projektpartner konnte eine maximale Differenz der ermittelten Steigungen der Ausgleichsrechnungen von  $\Delta m=0,6$  dB/mm·Vol.-% ermittelt werden (Partner 1 und Partner 2). Diese Unterschiede können hardwareseitig durch die Verwendung unterschiedlicher UT-Prüfköpfe und UT-Datenerfassungssysteme, dem Messaufbau, der Wahl von Messparametern wie z. B. der Signalverstärkung, Pulserzeugung, Widerstand der Anregungssignaldämpfung, Analogfilterung und Signalabtastung verursacht werden. Softwareseitig können die Abweichungen auf die Blendenkonfiguration, Digitalfilterung, Signalanhebung und den Tiefenausgleich zurückgeführt werden. Es können allerdings noch weitere anlagenspezifische Messparameter, welche Einfluss auf die Messung haben, vorhanden sein. Ebenso kann es auch bei der Auswertung, z. B. bei der Datenverarbeitung und der Bildverarbeitung (Filterung, exakten Definition der auszuwertenden Bereiche und weiteren softwarespezifischen Einstellgrößen) zu Unterschieden kommen. Zuletzt ist eine weitere Größe der menschliche Einfluss (engl. *human factor*) [BERTOVIĆ (2016)].

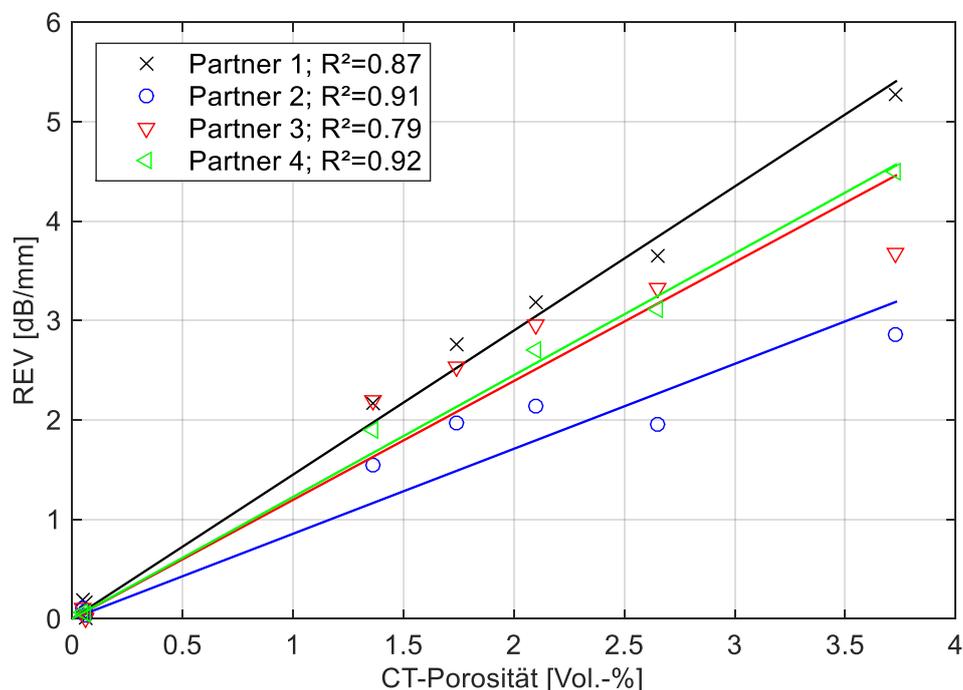


Abbildung 7.13: Vergleich von Ergebnissen zu Porositätsuntersuchungen verschiedener Projektpartner anhand Ultraschallmessungen an der Porositätsplatte 13, mit einer Mittenfrequenz von 5 MHz.

## **Zusammenfassung des Vergleichs der CT- und US-Porositätsbestimmung**

Aufgrund der umfangreichen Parametriermöglichkeiten einer US-Messung ist festzuhalten, dass ohne eine genaue Parameterdefinition mit voneinander abweichenden Ergebnissen zu rechnen ist. Wie auch bei Computertomografiemessungen kann durch eine genaue Definition zur Durchführung und Auswertung der Messung die Zuverlässigkeit von Untersuchungen optimiert werden. Es ist somit zusammenzufassen, dass ohne eine exakte Definition der Randbedingungen zur Durchführung von US- und CT-Messungen aufgrund der Vielzahl an Einflussgrößen keine Reproduzierbarkeit gewährleistet werden kann.

Die reine Messdauer einer typischen CT-Messung zur Untersuchung der Porosität in CFK-Werkstoffen beträgt für das in dieser Arbeit verwendete CT-System zwischen 20 Minuten und 45 Minuten. Sie ist im Wesentlichen abhängig von den Röntgenröhren- und Detektorparameter und der Rekonstruktionsbreite, welche Einfluss auf die Anzahl an Projektionen hat (Gleichung (5.3)). Es können jedoch abhängig von der Probendicke, häufig mehrere Proben gestapelt gleichzeitig tomografiert und semi-automatisch ausgewertet werden. Im Vergleich hierzu liegt bei der Ultraschallmessung mit einem Einzelschwinger die Erstellung eines C-Scans für eine äquivalente Probengröße unter ca. fünf Minuten und unter Verwendung eines Phased-Array Systems unter ca. einer Minute. Die Ultraschallprüfung ist im Vergleich zur CT-Prüfung hinsichtlich der Messzeit im Vorteil. Weitere CT-Aufnahmemethoden wie z. B. die sog. *Fly-By*-Aufnahme, bei der sich die Probe kontinuierlich statt stufenweise dreht, ermöglicht bei dem verwendeten CT-System eine Zeitersparnis auf ca. 15 Minuten bis 30 Minuten. Im Bereich der zerstörenden Prüfung ist die materialografische Analyse einer Probe durch die verschiedenen durchzuführenden Arbeitsschritte zeitaufwändiger als die Computertomografie und liefert ebenso nur zweidimensionale Informationen über die Porengeometrie.

Die Kosten einer Porositätsbestimmung sind bedingt durch die Anschaffungs- und Betriebskosten des Computertomographiesystems höher als bei der Ultraschallprüfung. Ebenso ist für den Umgang mit Röntgenstrahlung nach RöV (Röntgenverordnung) geschultes oder eingewiesenes Prüfpersonal erforderlich [DEUTSCHLAND (2016)].

In der Praxis ist das Vorgehen zur Durchführung und Auswertung von Ultraschallmessungen z. B. in der Luftfahrt in Prüfanweisungen detailliert vorgeschrieben und standardisiert. Zur Durchführung von computertomografischen Porositätsuntersuchungen an Kohlenstofffaser-verbundwerkstoffen gibt es aktuell keine standardisierten Vorgehensweisen. Diese Prüfanweisungen können abhängig vom zu analysierenden CFK-Material, verwendeten CT-System, dem Rekonstruktionsverfahren und der Auswertung basierend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit geschrieben werden.

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Die Computertomografie ist ein dreidimensionales Prüfverfahren, das zur Charakterisierung von volumetrischen Merkmalen eines Körpers, wie z. B. der Volumenporosität, verwendet werden kann. Es ermöglicht die Ermittlung detaillierter Informationen zur Merkmalsgeometrie und Verteilung. So können unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser Forschungsarbeit Poren in CFK zuverlässig hinsichtlich der geometrischen Charakterisierungsgrößen wie z. B. der Größe (in x-, y- und z-Richtung), des Volumens, der Oberfläche, Querschnittsfläche in beliebiger Schnittebene, Verteilung, Volumenporosität und weiterer Charakterisierungsmerkmale (Kapitel 3.2) quantitativ ausgewertet und die zu erwartende Messabweichung abgeschätzt werden.

### Methodik: CT-Simulation

Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden experimentell durch CT-Messungen an porösen CFK-Proben und durch CT-Simulationen an Porenmodellen gewonnen. Die Porositätsproben wurden mit einem Fertigungsverfahren, welches von einem Forschungspartner des *MAIzfp*-Forschungsprojekts entwickelt wurde, hergestellt (Kapitel 1.4.2). Zur Erzeugung synthetischer Porenmodelle wurde eigens dafür ein *Matlab*<sup>®</sup>-Tool entwickelt (Kapitel 4.2). Damit können verschiedene Porengeometrien und Volumenporositäten eingestellt werden. Des Weiteren bietet es eine Möglichkeit, richtungsabhängig verschiedene Porentypen, jedoch vorwiegend nadelförmige Poren, im Volumen von Gewebemodellen zu platzieren, was sich für die angestellten Untersuchungen als hilfreich erwies.

Die CT-Simulationen wurden mit der Simulationssoftware *CIVA 11* durchgeführt. Aufgrund der mangelnden Funktionalitäten zur Erzeugung des gesamten CT-Systemrauschens wurden zwei Ansätze zur Erzeugung von Rauschen in *Matlab*<sup>®</sup> entwickelt. Es zeigte sich, dass sich der Ansatz zur Erzeugung statistischen Rauschens (Kapitel 4.6.1) besonders für die Untersuchung des Einflusses des Rauschens auf die Volumenporositätsermittlung eignet, da hier eine Reihe unterschiedlich starker Rauschdaten auf die simulierten Projektionsdaten addiert werden (Kapitel 5.3). Mit der aufwändigeren Methode der Analyse von Rauschleistungsspektren realer Messdaten und der darauf basierenden anschließenden Erzeugung von Rauschdaten (Kapitel 4.6.2) erhält man ein realitätsgetreueres Systemrauschen, das für alle weiteren simulativen Untersuchungen herangezogen wurde.

### Methodik: CT-Datenauswertung

Bei der Auswertung der CT-Daten wurden verschiedene Möglichkeiten zur Porensegmentierung untersucht. Die Methoden lassen sich in globale (Kapitel 3.3.1) und lokaladaptive (Kapitel 3.3.2) Schwellwertverfahren einteilen. Die globalen Schwellwertverfahren eignen sich nur eingeschränkt zur Anwendung auf CT-Daten mit inhomogener Materialgrauwertverteilung. Als globales Schwellwertverfahren empfiehlt sich die *Referenzmethode*, bei welcher der Referenzschwellwert in einer porenfreien CFK-Probe ermittelt wird. Es ist eine unkompliziert anzuwendende und reproduzierbar zuverlässige

Methode. Nachteilig ist die Notwendigkeit einer Referenzprobe desselben Materials und ähnlichen Faservolumengehalts. Es wird eine Abweichung des Faservolumengehalts von  $< 0,2$  Vol.-% empfohlen. Aufgrund der Eigenschaft der zunehmenden Porenübersegmentierung bei zunehmender nomineller Voxelgröße, eignet es sich besonders für konservative Anwendungen. Es wird deswegen in dieser Arbeit bevorzugt für die Auswertungen herangezogen und für die Porositätscharakterisierung von CFK-Werkstoffen empfohlen. Als lokaladaptives Verfahren kann das lokale, nichtlineare und gradientenbasierende Segmentierungsverfahren empfohlen werden, welches auf der in [HEINZL et al. (2014)] veröffentlichten Methode zur Kantendetektion beruht. Inhomogene Grauwertverteilungen innerhalb eines Datensatzes haben bis zu einem gewissen Maß keinen Einfluss auf das Ergebnis der Segmentierung. Es konnten im Rahmen der Untersuchungen mit dem Startwert „ISO50“ geringfügige Unterschiede von 0,16 %-Pkt. zur *Referenzmethode* festgestellt werden.

### Hauptinflussfaktoren auf die CT-Porositätsermittlung

Untersuchungen der Hauptinflussfaktoren auf die Volumenporositätsermittlung (Kapitel 5) erbrachten die folgenden wesentlichen Erkenntnisse:

- Abhängig von der Größe der zu untersuchenden Probe ist die maximal mögliche geometrische Vergrößerung auf dem Detektor durch die Objektgröße eingeschränkt. Üblicherweise ist der Durchmesser einer zur Porositätscharakterisierung von CFK-Werkstoffen herangezogenen Probe  $< 20$  mm. Es kann eine notwendige maximale nominelle Voxelgröße von  $s_v < 20$   $\mu\text{m}$  empfohlen werden (Kapitel 5.1). Mit der steigenden Komplexität der Porengeometrie und sinkenden Porengröße nimmt die erforderliche nominelle Voxelgröße ab. Darum sind laminatspezifisch für zuverlässige Porositätscharakterisierungen auch Voxelgrößen von  $s_v < 10$   $\mu\text{m}$  denkbar. Bedingt durch die Detektorgröße ist damit z. B. für einen Detektor mit  $2048^2$  Pixel und 200  $\mu\text{m}$  Pixelkantenlänge die Untersuchung eines maximalen Probendurchmessers von 20,5 mm möglich.
- Die Anzahl an Projektionen ist in der Computertomografie eine Einstellgröße, die neben der Belichtungszeit und Bildmittelungen wesentlichen Einfluss auf die Messdauer hat. Es gilt aus wirtschaftlichen Gründen, eine für die Rekonstruktion und Bildqualität nur minimal notwendige Anzahl an Projektionen aufzunehmen. Gleichung (5.5) beschreibt die theoretisch mindestens notwendige Anzahl. Basierend auf CT-Simulations- und CT-Messdatenuntersuchungen (Kapitel 5.2) wurde festgestellt, dass eine Verringerung auf 75 % keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hat. Eine Erhöhung auf  $> 100$  % liefert keinen Mehrwert.
- Die Wahl der Röntgen- und Detektorparameter hat Einfluss auf das resultierende Rauschen der Messdaten und kann bezogen auf die Messaufgabe definiert werden. Besonders bei Porositätscharakterisierungen ist auf ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu achten (Kapitel 2.6.1 und 5.3). Die Untersuchungen bezüglich des SNR wurden aufgrund der Möglichkeit einer exakten Definition des Rauschanteils anhand

CT-Simulationsdaten durchgeführt. Das SNR kann jedoch in experimentellen Untersuchungen an einem Reinharz-Referenzkörper ermittelt werden, welcher aus demselben Harzsystem wie die Porositätsprobe besteht und während der CT-Messung zusammen mit der Porositätsprobe und ggf. porenfreien Referenzprobe mitgemessen wird. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Signals (Reinharzprobe) sollte nach Gleichung (2.19) in den rekonstruierten Daten  $> 10$  sein.

- Die geometrische Unschärfe ist eine bildqualitätsmindernde Eigenschaft, die im Wesentlichen von der Fokusgröße  $d_F$  und dem Fokus-Objekt-Abstand (FOA) zu Objekt-Detektor-Abstand (ODA) abhängig ist (Kapitel 2.6.2). Es wurde im Rahmen der Untersuchungen (Kapitel 5.4) festgestellt, dass sie ab  $s_F > s_V$  merklichen Einfluss auf die Bildqualität hat und mit zunehmender Fokusgröße signifikanten Einfluss auf die Volumenporositätsbestimmung nimmt. Für Porositätsuntersuchungen wird  $s_F < s_V$  empfohlen.
- Die Bildunschärfe (Kapitel 5.5), welche z. B. aus der inneren Unschärfe eines Detektors oder aus einer Brennfleckwanderung resultieren kann, wurde mithilfe von Modulübertragungsfunktionen simulativ abgebildet und untersucht. Unter Anwendung der *Referenzmethode* werden verhältnismäßig kleine Poren bei zunehmender Bildunschärfe nicht mitsegmentiert, wobei analog zum Ergebnis der Voxelgröße eine Übersegmentierung verhältnismäßig größerer Poren auftritt. Dieser Effekt nimmt mit der Bildunschärfe zu.
- Differenzen zwischen dem realen Drehzentrum einer Messung und dem Drehzentrum, welches in der Rekonstruktion als Drehmittelpunkt herangezogen wird, nennt man Drehzentrumsfehler. Es handelt sich hierbei um einen systematischen und vermeidbaren Fehler der durch Kalibriermessungen und einer softwareseitigen Drehmittelpunktbestimmung ermittelt und korrigiert werden kann. Es konnte festgestellt werden, dass dieser Fehler bei verhältnismäßig großen kugelförmigen Poren zu einer Übersegmentierung führt (Kapitel 5.6). Kleinere und nadelförmige Poren werden hingegen aufgrund des Effekts der Doppelstrukturen untersegmentiert bzw. nicht segmentiert. In einem CFK-Material mit verschiedenen Porentypen können sich diese gegenläufigen Segmentierungssachverhalte gegenseitig aufheben. Es ist bei Porositätsuntersuchungen darauf zu achten eine möglichst vollständige Korrektur des Drehzentrumsfehlers durchzuführen.
- Untersuchungen hinsichtlich des Faservolumengehalts haben gezeigt, dass bei Anwendung des Segmentierungsverfahrens der *Referenzmethode* (Kapitel 3.3.1) der Faservolumengehalt der Referenzproben einen Einfluss auf die ermittelte Volumenporosität hat (Kapitel 5.7). Der Röntgen-Schwächungskoeffizient von C-Fasern ist geringfügig höher als vom Matrixmaterial (M18/1), weshalb ein größerer Faservolumenanteil der Referenzprobe zu einem höheren Referenzschwellwert und somit zu einer Übersegmentierung führt. Ein ähnlicher Faservolumenanteil mit einer Abweichung von  $< 0,2$  Vol.-% ist für Volumenporositätsbestimmungen zu empfehlen.

Die Haupteinflussfaktoren können ab einem gewissen Schwellwert signifikante Fehler in der Porositätsbestimmung hervorrufen. Eine Übersicht der Schwellwerte sowie zu erwartende Einflüsse auf die Porensegmentierung ist in Tabelle 8.1 zusammengefasst und für die Auswertung nach Referenzmethode (Kapitel 3.3.1) gültig.

*Tabelle 8.1: Übersicht von Parametrierfehlern und dessen Einfluss auf die Porensegmentierung.*

Haupteinflussfaktor	Einflussschwellwert	Einfluss
Voxelgröße	$s_V > 20 \mu\text{m}$	Übersegmentierung
Anzahl an Projektionen	Ist-Anzahl < 75 % der Soll-Anzahl	Untersegmentierung
Rauschen in CT-Daten	SNR > 10	Untersegmentierung
Geometrische Unschärfe	$s_F > s_V$	Untersegmentierung
Bildunschärfe	Nicht definiert, zunehmend	Übersegmentierung
Drehzentrumsfehler	Fehler > 5 Pixel (in der Rekonstruktion)	Übersegmentierung großer Poren Untersegmentierung kleiner Poren
Faservolumengehalt	Abweichung zwischen der Porositäts- und Referenzprobe > 0,2 Vol.-%	Über- oder Untersegmentierung

## Zuverlässigkeitsuntersuchung zur CT-Porositätscharakterisierung

Bezugnehmend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit und unter Berücksichtigung geeigneter Prüf- und Auswerteparameter (Kapitel 5 und 3.3) kann ein Messfehler von < 0,5 Vol.-% erwartet werden. Die explizite Schätzung der Messabweichung ist unter Vorbehalt einer bekannten Porengeometrie nach Kapitel 6 möglich. Das empirische Modell zur rekursiven Analyse der Messabweichung, sowie das POD-Modell, erwiesen sich als komplexe Methoden, die grundsätzlich auf beliebige Fragestellungen dieses Sachverhalts appliziert werden können.

Unter Anwendung der *Referenzmethode* wurde in einem Datensatz mit sphärischen Poren, bei einer nominellen Voxelgröße von 20  $\mu\text{m}$  und unter Einhaltung der weiter oben vorgeschlagenen Parametrierung einer CT-Messung, mit einer Wahrscheinlichkeit von 90 % und bei einem 95 %-Vertrauensbereich, eine zehnpromtente Volumenübersegmentierung einer Pore mit dem Durchmesser von 0,25 mm festgestellt (Kapitel 6.2.2, Abbildung 6.11). Bei der Wahl einer nominellen Voxelgröße von 30  $\mu\text{m}$  nimmt die Volumenübersegmentierung auf 24 % und für 40  $\mu\text{m}$  auf 42 % zu.

## Ausblick

Im Vergleich zu den zerstörungsfreien und zerstörenden Prüfverfahren, die in Kapitel 1.3 und 7 diskutiert werden, besitzt die Computertomografie in Bezug auf die Informationstiefe Vorteile. Ultraschallprüfverfahren eignen sich hingegen meist besser zur Untersuchung gesamter CFK-Bauteile, sofern ein Rückwandecho messbar ist – was beispielsweise bei T-Stößen nicht der Fall ist. Bei einem bekannten Laminat ist es damit möglich die Porosität großflächig zu detektieren und zu bestimmen, was in Bezug auf die erforderlichen Informationen zur Bewertung der Bauteilqualität hinsichtlich des Porositätsgehalts oftmals ausreichend ist. Die

Ultraschallprüfung ist ein vergleichendes Prüfverfahren, dessen Bewertung auf Rückwandechoverminderungen beruht und mithilfe von Kalibrierdaten zum Porositätsgehalt führt. Somit ergänzen sich die Anwendungsfelder der Ultraschallprüfung und Computertomografie im Bereich der Porositätsbewertung.

Es sind in den letzten Jahren jedoch verschiedene CT-Prüfverfahren mit der Absicht zur anwendungsorientierten Prüfung von CFK-Bauteilen entwickelt worden. So wird der zukünftige Einsatz einer laminografischen Tomografie oder einer robotergeführten CT erprobt und angewendet [BULLINGER et al. (2016)]. Mit den erweiterten Möglichkeiten zur quantitativen dreidimensionalen Untersuchung der Porosität in CFK-Werkstoffen ist man nicht auf eine konventionelle 360°-Rotation der Probe bzw. des Bauteils beschränkt. Es können nahezu beliebige Trajektorien abgefahren werden, wobei die aufgenommenen Projektionen über algebraische Rekonstruktionsverfahren zu volumetrischen Daten rekonstruiert werden. Flächige Strukturen, wie sie bei CFK-Bauteilen üblich sind, können somit im Vergleich zur konventionellen 3D-CT mit FDK-Rekonstruktionen, auch in einem größeren Umfang analysiert werden.

Computertomografische Untersuchungen zeichnen sich in der Tiefe an Informationen, der Genauigkeit und direkten Bestimmung der Volumenporosität aus. Derzeit ist sie jedoch noch nicht für die großflächige Bauteilprüfung geeignet. Abhängig von den Erfordernissen zur Informationstiefe ist es daher sinnvoll, konventionelle zerstörungsfreie Prüfverfahren, wie z. B. die Ultraschallprüfung, für großflächige Prüfungen zu verwenden. Bei unklaren Anzeigen oder grenzwertig hoher Porosität kostenaufwendiger Bauteile können einzelne Positionen durch lokale CT-Porositätscharakterisierungen näher untersucht werden. Es bietet sich in der Luftfahrt außerdem an, z. B. Zuschnittreste aus wasserstrahlgeschnittenen Nietbohrungen zu analysieren. Mit zukünftigen modernen CT-Verfahren, wie beispielsweise der Roboter-CT, können Messungen auch direkt an komplexen Bauteilen durchgeführt werden.

## Anhang

### A CT-System

Die CT-Untersuchungen dieser Arbeit wurden an einem *RayScan 150* CT-System des Herstellers *RayScan Technologies* durchgeführt, welches seitens *Airbus Group Innovations* im Rahmen der Promotion zur Verfügung gestellt wurde (Abbildung 8.1). Es wurde im Jahr 2015 vom *Fraunhofer IIS Entwicklungszentrum für Röntgentechnik (EZRT)* und der Fa. *Diondo* software- und hardwareseitig modernisiert. Im Wesentlichen wurden die Prüfkörpermanipulation, Aufnahme- und Rekonstruktionssoftware erneuert. Die CT-Messungen erfolgten daher an den zwei verschiedenen Steuerungsprogrammen *RayWare* von *RayScan Technologies* und *Volex* des *Fraunhofer EZRT*. Zur Datenrekonstruktion kamen stets die FDK-Rekonstruktionsalgorithmen von *RayScan Technologies* und *Volume Graphics (VGStudio MAX v.2.2)* zur Anwendung.



*Abbildung 8.1: RayScan 150 CT-System des Herstellers RayScan Technologies, welches im Jahr 2015 durch das Fraunhofer EZRT und Diondo modernisiert wurde.*

Das CT-System besteht aus einer Mikrofokusröhre der Fa. *Viscom* mit einem wechselbaren Röhrenkopf (Anhang A.1 und A.2). Man kann sie als Transmissionsröhre mit Diamanttarget (XT9160-TED) und Direktstrahlröhre mit Wolframtarget (XT9225-DED) betreiben, wobei je

nach Betriebsart die maximal mögliche Beschleunigungsspannung 160 kV bzw. 225 kV ist. Der verbaute Flachbilddetektor des Typs XRD 0820 CN15 von PerkinElmer hat  $1024^2$  Pixel bei einer Pixelkantenlänge von 0,2 mm und besitzt einen Gadoliniumoxysulfid ( $Gd_2O_2S$ ) Szintillator (Anhang A.3 und A.4).

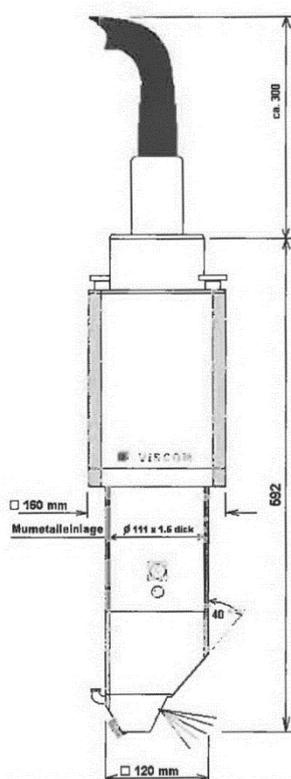
## A.1 Röntgenröhren: Viscom XT9225-DED und XT9160-TED



Viscom AG  
 UB XRay  
 Carl-Buderus-Str. 9-15  
 D-30455 Hannover  
 Tel. ++49 511 94996-0  
 Fax ++49 511 94996-900

## Röhrenbegleitschein XT9225-DED

Offene Ganzmetall Mikrofokus Röntgenröhre mit zylindrischem Direktstrahltarget



Typenbezeichnung	XT9225 - DED
Hersteller	Viscom AG
Serien-Nr.	90704347
Röhrentyp	Triode , gittergesteuert
Röhrengehäuse	geerdet, ohne Strahlenschutzhaube
Hochspannungsbereich	10 – 225 kV
Röhrenstrombereich	0 – 1,00 mA
Targetleistung	225 W max. (ab 100 W mit Wasserkühlung)
Dosisleistung bei 225 kV in 1 m Abstand	890 µGy/mAs
Targetmaterial	Wolfram
Eigenfilterung	0,4 mm Al
Nutzstrahlwinkel	24,8 °
Brennfleckgröße	< 5 µm
Detailerkennbarkeit	< 2 µm
Minimaler Fokus-Objekt-Abstand	4,5 mm
Masse	35,5 kg inkl. angeflanschte Vakuumkomponenten

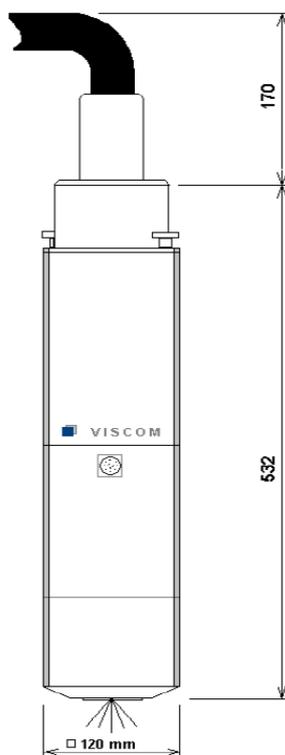
Quelle: [VISCOM (2001)]



Viscom AG  
 UB XRay  
 Carl-Buderus-Str. 9-15  
 D-30455 Hannover  
 Tel. ++49 511 94996-0  
 Fax ++49 511 94996-900

## Röhrenspezifikation XT9160-TXD

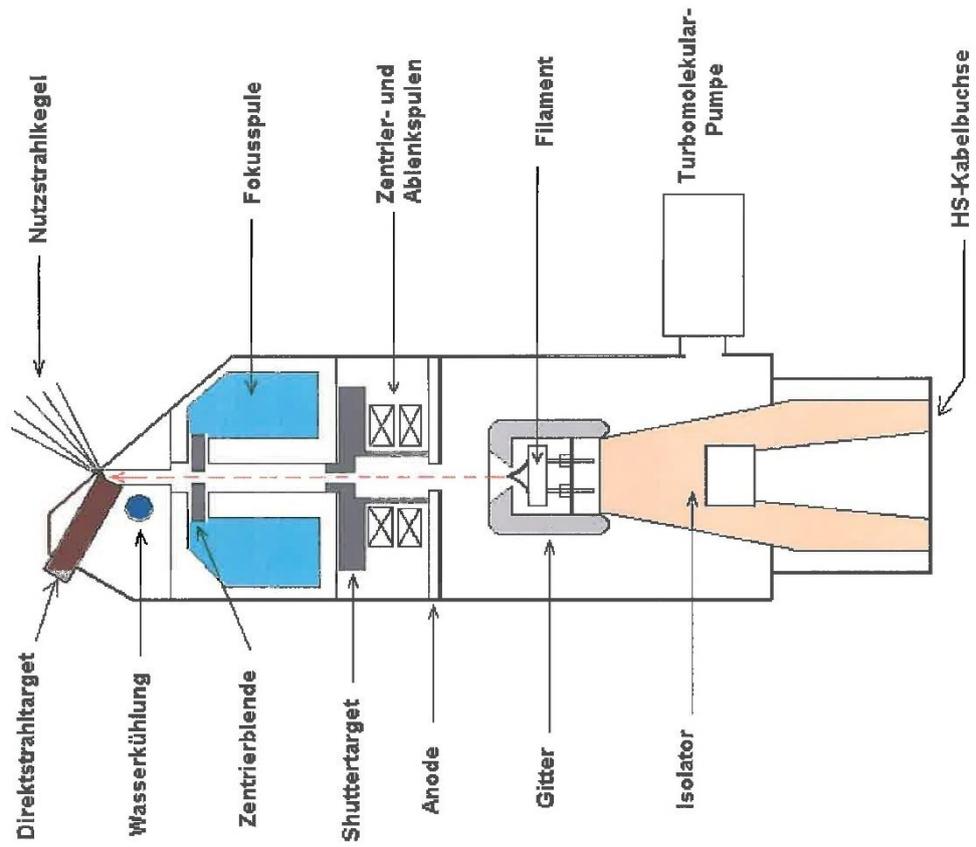
Offene Ganzmetall Sub-Mikrofokus Röntgenröhre mit Transmissionstarget



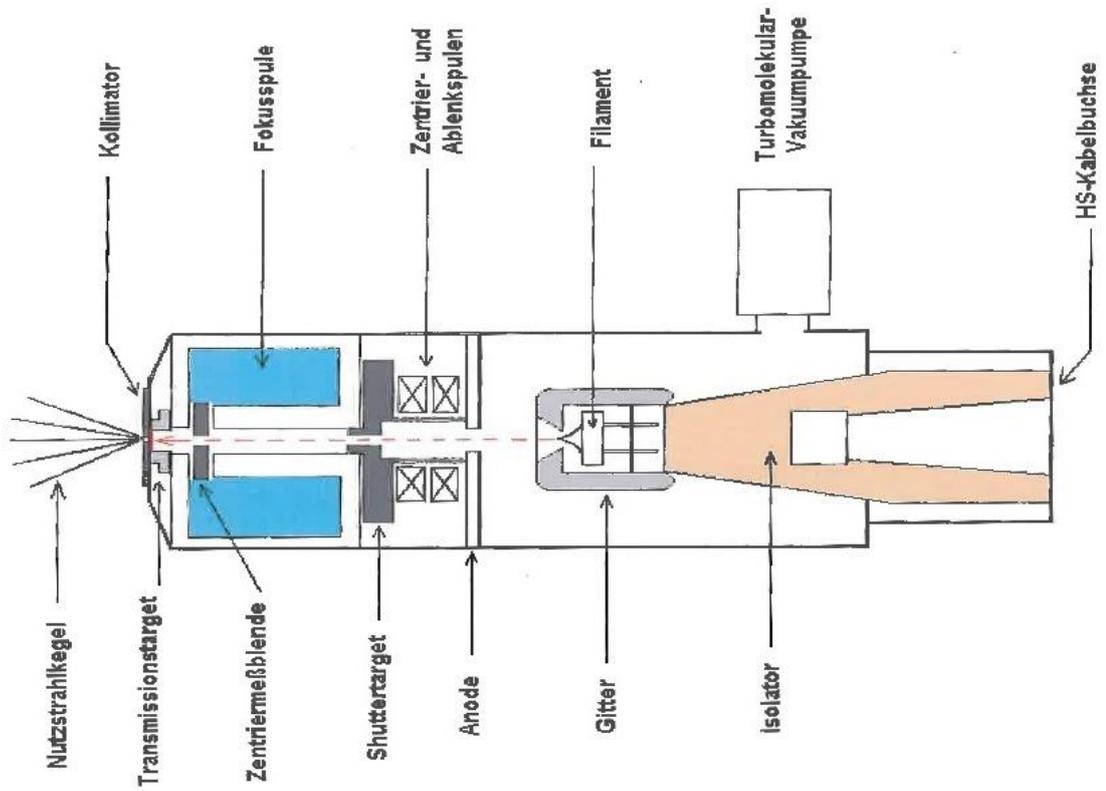
Typenbezeichnung	XT9160 -TXD
Hersteller	Viscom AG
Röhrentyp	Triode , gittergesteuert
Röhrengehäuse	geerdet, ohne Strahlenschutzhaube
Hochspannungsbereich	10 – 160 kV
Röhrenstrombereich	0 – 1,00 mA
Targetleistung	µfokus-Betrieb: 40 W max. / sub-µfokus: < 1 W
Dosisleistung bei 160 kV in 1 m Abstand	580 µGy/mAs
Targetmaterial	Wolfram
Eigenfilterung	0,4 mm Al / 0,4 mm Be (sub-µfokus)
Nutzstrahlwinkel	150 ° , mit Kollimator ca. 25 °
Brennfleckgröße	< 4 µm / < 1 µm (sub-µfokus)
Detailerkennbarkeit	bis < 500 nm
Minimaler Fokus-Objekt-Abstand	0,4 mm
Masse	32,5 kg inkl. angeflanschte Vakuumkomponenten

Quelle: [VISCOM (2001)]

Viscom XT9225-DED



Viscom XT9160-TED



Quelle: [VISCUM (2001)]

## A.2 Röntgenspektren der Röntgenröhren

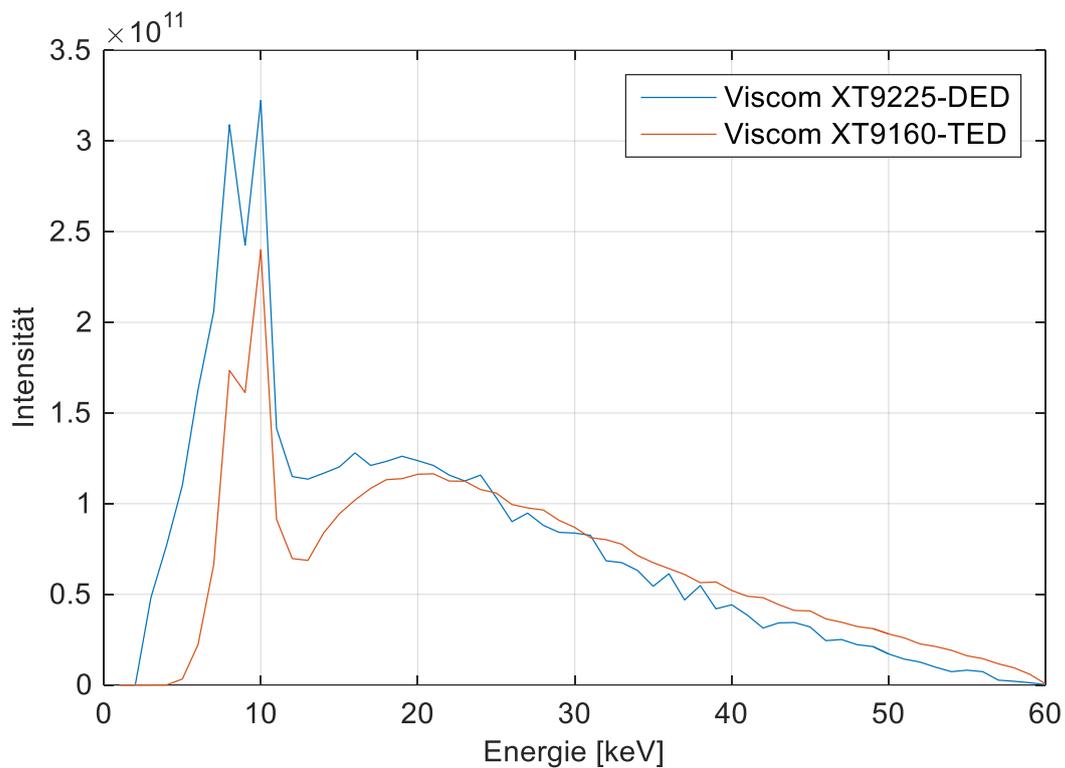


Abbildung A.1: Röntgenspektren Viscom XT9160-TED und Viscom XT9225-DED Röntgenröhren für  $U=60$  kV.

Quelle: Exportiert aus der *2X-Processing Suite* Software des Fraunhofer IIS EZRT.

## A.3 Detektor PerkinElmer XRD 0820 CN15



**XRD 0820 CN15**  
**Product Specification**

### 1.2 Readout Specification

Sensor:

Total pixel number	1024x1024
Active pixel number	1012x1012
Pitch	200 $\mu\text{m}$
Total area	204.8x204.8mm <sup>2</sup>
Diode capacity	2.1 pF
Dark current	<1 pA/Pixel

Electronics:

Charge amplifier	16 x 128 channel ASIC
Feedback Capacity (Gain):	0.5 pF, 1 pF, 2 pF, 4 pF, 8 pF
ADC	16 (16bit, 1MSps)
Integration time (minimum)	133 ms
Non-Linearity:	< 1 % (10 % to 90 % FSR)

Detector:

Protection Class	<input type="checkbox"/> protection class II
Dynamic range	> 80 dB
Response Non-Uniformity	< +/- 2% (10 % to 90 % of FSR)
Image lag	< 8 % (1 <sup>st</sup> frame)
Maximum frame rate	7.5 fps
Scintillator	Kasei DRZ Standard
Radiation energy	25 keV – 225 keV

Table 1 Readout Specification at 1pF feedback capacitance and 7.5 fps with image corrections applied

#### A.4 Detektorsensitivität des PerkinElmer XRD 0820 CN15 Detektors

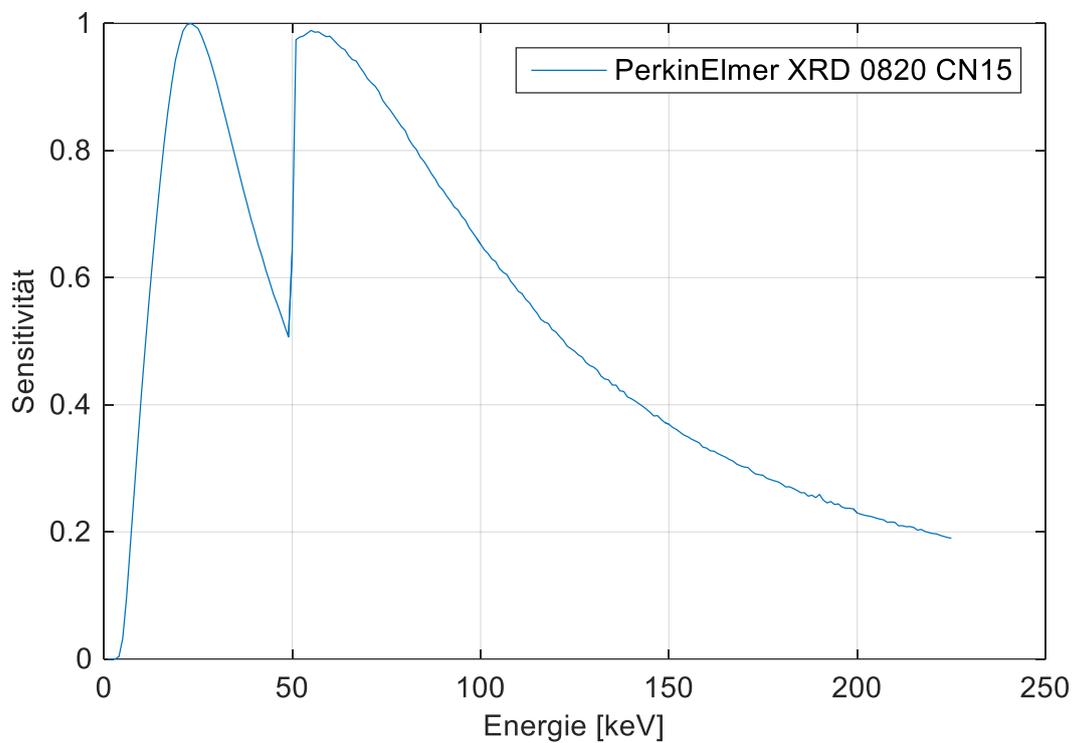


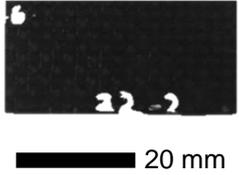
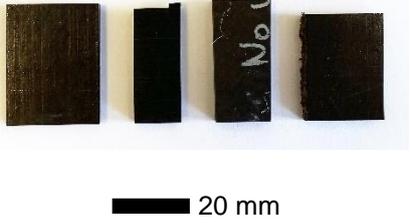
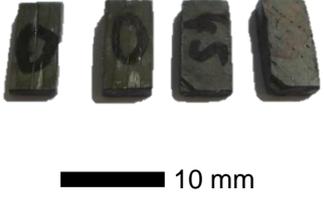
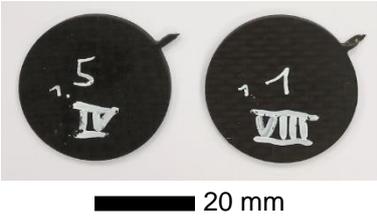
Abbildung A.2: Detektorsensitivität des PerkinElmer XRD 0820 CN15 Detektors.

Quelle: Exportiert aus der *2X-Processing Suite* Software des Fraunhofer IIS EZRT.

## B Porenmodelle und Porenproben

### B.1 Porenproben

Tabelle B.1: Analytierte Porositätsproben mit unterschiedlichem Laminataufbau, Faser-/ Harzsystemen und Fertigungsverfahren.

Probenbezeichnung	Laminataufbau	Faser	Harz	Exemplarische Abbildung
E1	[0/90] <sub>16</sub>	AS4C (3k)	M18/1	
E3				
E4				
E5				
E6				
F1	20 Prepreg Leinengewebelagen C 970/PWC T300 3K UT (TY)			
PS0 (Material X)	[0] <sub>24</sub>	n/a	n/a	
PS1 (Material X)				
PS2 (Material X)				
PS3 (Material X)				
RTM6 Reinharzprobe	--	--	RTM6	
P1V0	[0] <sub>15</sub>	AS4C (3k)	M18/1	
P1V45				
P1IX0				
P1IX45				
P1III6				
P1IV5				
P1V4				
P1I18				
P1II7				

Neben den tabellarisch aufgeführten Porositätsproben wurden im Rahmen des *MAIzfp* Forschungsprojekts weitere sechs Porositätsplatten nach dem Fertigungsverfahren aus Kapitel 1.4.2 gefertigt. Aus den Porositätsplatten wurden jeweils neun Porositätsproben mit einem Durchmesser von 20 mm durch Wasserstrahlschneiden herausgeschnitten (Abbildung B.1). Um Delaminationen vor allem an den äußerst porösen Probenausschnitten zu vermeiden, wurden die Start- und Endpunkte 7 mm außerhalb des Probenbereichs gewählt.

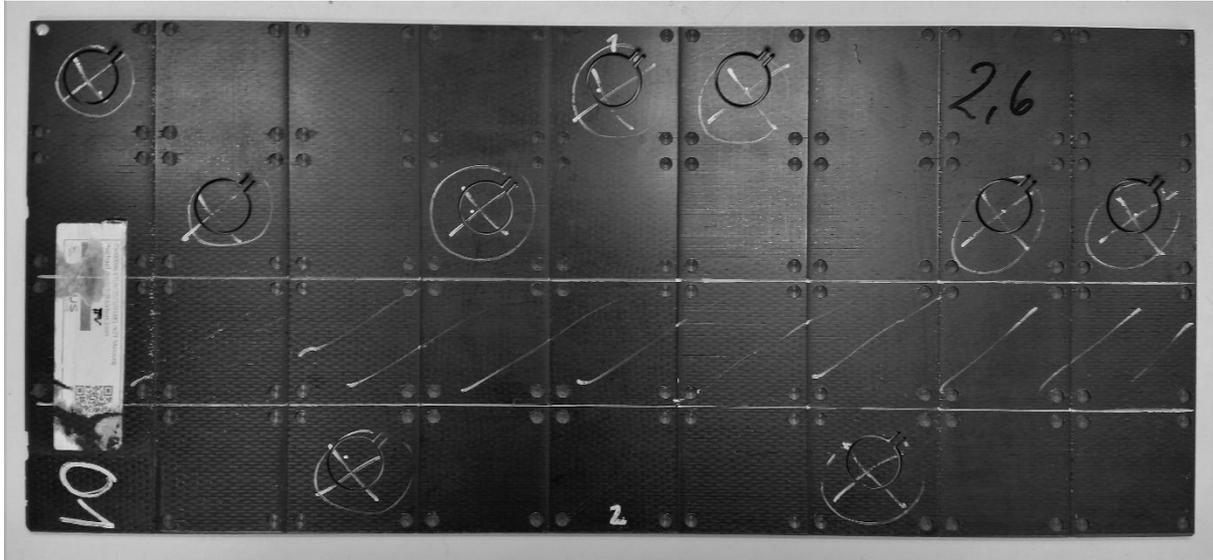


Abbildung B.1: Porositätsplatte 1 nach dem Wasserstrahlschneiden.

Der Laminataufbau der Porositätsplatten wurde von einem unidirektionalen Aufbau bis zu einem quasiisotropen Aufbau variiert. Die Platten 1, 6 und 8 sind aus einem UD-Gelege (Prepreg) mit AS4C-Fasern und einer M18/1-Matrix des Herstellers *Hexcel* aufgebaut (Tabelle B.2).

Tabelle B.2: Laminataufbau der Porositätsplatten 1, 6 und 8.

Lage	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Platte 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Platte 6	0	0	0	0	0	0	45	90	45	0	0	0	0	0	0
Platte 8	0	-45	45	90	0	-45	45	90	45	0	-45	0	90	45	-45

Die Platten 9, 11, und 13 sind aus einem Gewebe (Prepreg) mit einem M18/1-Harz und einer AS4C-Faser des Herstellers *Hexcel* aufgebaut (Tabelle B.3).

Tabelle B.3: Laminataufbau der Porositätsplatten 9, 11 und 13

Lage	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Platte 9	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90
Platte 11	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	0/90	0/90	0/90	0/90
Platte 13	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90	45/-45	0/90

Die Nomenklatur der Proben setzt sich wie folgt zusammen (Abbildung B.2):

*Plattennummer-Porositätsstufe-Probenreihe*

1-1-D	1-2-D	1-3-D	1-4-D	1-5-D	1-6-D	1-7-D	1-8-D	1-9-D
1-1-C	...	...	...	...	...	...	...	...
1-1-B	...	...	...	...	...	...	...	...
1-1-A	...	...	...	...	...	...	...	...

*Abbildung B.2: Schematische Beschriftung zur Nomenklatur der Probenbezeichnungen an den Porositätsplatten 1, 6, 8, 9, 11, und 13.*

## B.2 Synthetisch generierte Porenmodelle

Die Untersuchungen zur Porositätscharakterisierung von CFK-Werkstoffen basiert neben durchgeführter CT-Messungen an Porositätsproben auch auf CT-Simulationen. Die dazu notwendigen Porositätsmodelle besitzen eine exakt definierte Porosität und wurden mit eigens dafür entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Tools erstellt. Poren die in den Modellen platziert sind haben einen definierten Abstand zu den Außenflächen der Modelle. Da die ausgewerteten Volumina (ROIs) kleiner sind als die Gesamtvolumina der Modelle, entspricht die modellierte Volumenporosität nicht der ausgewerteten Volumenporosität der CT-Simulationen (vgl. Tabelle 6.1, S. 111). Die ausgewertete Volumenporosität ist daher auch in den nominellen Modellen geringfügig größer als die modellierte Porosität der Modelle.

### Kugelförmige Poren

Zur Erzeugung kugelförmiger Porosität wurde in *Matlab*<sup>®</sup> ein Tool mit grafischer Benutzeroberfläche erstellt (Anhang C). Die Erzeugung von Poren basiert auf volumetrischen Voxeldaten (Kapitel 4.2). Es wurden Porenmodelle mit verschiedenen Porengrößen und annähernd konstanter Volumenporosität erzeugt (Tabelle B.4).

### Linsenförmige Poren

Die linsenförmigen Porenmodelle wurden mithilfe eines dazu entwickelten *Matlab*<sup>®</sup>-Tools mit grafischer Benutzeroberfläche erstellt (Anhang C). Die Informationen zur Porengeometrie wurden durch eine Analyse realer Poren der Probe PS1 gewonnen (Kapitel 4.2, Abbildung 4.3). Aus der Analyse geht der mittlere Porendurchmesser  $\mu$  und die zugehörige Standardabweichung  $\sigma$  für die Ausdehnung jeder Raumrichtung hervor, welche als konstante Bezugsgröße zur Porenmodellierung dient. Es wurden sechs Porenmodelle mit unterschiedlicher Volumenporosität erstellt (Tabelle B.5).

### **Nadelförmige Poren**

Die nadelförmigen Porenmodelle wurden wie auch die linsenförmigen Modelle mithilfe eines dazu entwickelten und skriptbasierten *Matlab*®-Tools erstellt. Nadelförmige Poren treten in CFK-Werkstoffen häufig zwischen den Filamenten in Rovings auf. Es wurden Routinen zur Erzeugung eines Leinengewebes geschrieben, in dessen Rovings analog zur Faserrichtung nadelförmige Poren platziert werden (Kapitel 4.2). Neben der nadelförmigen Porosität tritt auch im Matrixwerkstoff Porosität auf, in welchen kugelförmige Poren eingebracht wurden. Aufgrund der Komplexität (geringe Porengröße) und der großen Anzahl an Poren ist das Meshing zur Erzeugung stereolithografischer Daten (STL-Daten) aufwändig. Ebenso ist die CT-Simulation an den Meshs rechenaufwändig und damit nicht praktikabel. Die Untersuchungen hinsichtlich nadelförmiger Poren beschränkt sich daher auf nur einen Datensatz mit einer nadelförmigen Porosität von 0,5 Vol.-% und einer kugelförmigen Porosität von 1,0 Vol.-% (Tabelle B.6).

Tabelle B.4: Parameterwahl zur Erzeugung synthetischer Porositätsproben mit kugelförmiger Porosität.

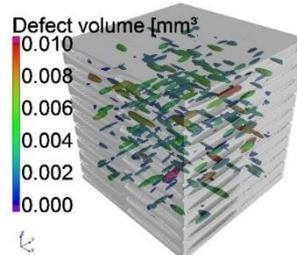
Porenmodell	$S_{x,min}, S_{y,min}$ [mm]	$S_{z,min}$ [mm]	$d_{max}$ [mm]	$\varphi_P$ (modelliert) [Vol.-%]	3D-Darstellung
SH07	0,2	0,05	1,2	2,46	
SH08	0,2	0,05	0,8	2,47	
SH09	0,2	0,05	0,4	2,46	
SH10	0,2	0,05	0,3	2,46	
SH11	0,2	0,05	0,2	2,45	

Tabelle B.5: Parameterwahl zur Erzeugung synthetischer Porositätsproben mit linsenförmiger Porosität.

Porenmodell	$\mu_x$ $\sigma_x$ [mm]	$\mu_y$ $\sigma_y$ [mm]	$\mu_z$ $\sigma_z$ [mm]	$\Phi_P$ (modelliert) [Vol.-%]	3D-Darstellung
FP1	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	0,5	
FP2	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	1,0	
FP3	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	2,0	
FP4	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	2,5	
FP5	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	3,0	
FP6	0,200 0,150	0,164 0,121	0,055 0,020	4,0	

Tabelle B.6: Parameterwahl zur Erzeugung synthetischer Porositätsproben mit nadelförmiger Porosität in den Rovings und kugelförmiger Porosität in der Matrix.

Laminatdefinition		3D-Darstellung
Rovingbreite [mm]	1,5	
Rovinghöhe [mm]	0,15	
Anzahl Laminatlagen	10	
<b>Porositätsdefinition: nadelförmige Porosität (Rovingporosität)</b>		
Max. Porenlänge (x, y) [mm]	2	
Max. Porendurchmesser (xz, yz) [mm]	0,5	
Min. Porengröße (x, y, z) [mm]	0,1	
Länge/Durchmesser-Verhältnis	3	
Min. Porengröße [mm <sup>3</sup> ]	0,1	
Volumenporosität nadelförmig [Vol.%]	0,5	
<b>Porositätsdefinition: kugelförmige Porosität (Matrixporosität)</b>		
Max. Porendurchmesser (x, z) [mm]	4	
Max. Porendurchmesser (y) [mm]	2	
Min. Porengröße [mm <sup>3</sup> ]	0,8	
Volumenporosität kugelförmig [Vol.%]	1	



## C Grafische Benutzeroberflächen zur Porenmodellierung

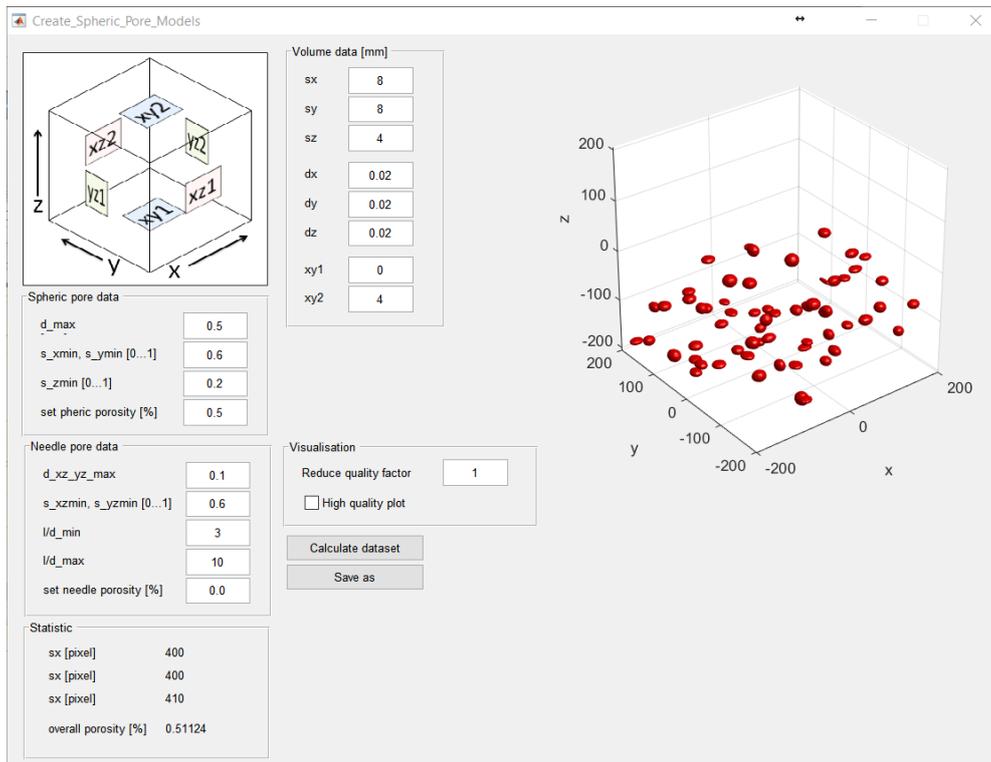


Abbildung C.1: Grafische Matlab®-Benutzeroberfläche zur Erzeugung kugelförmiger Porosität

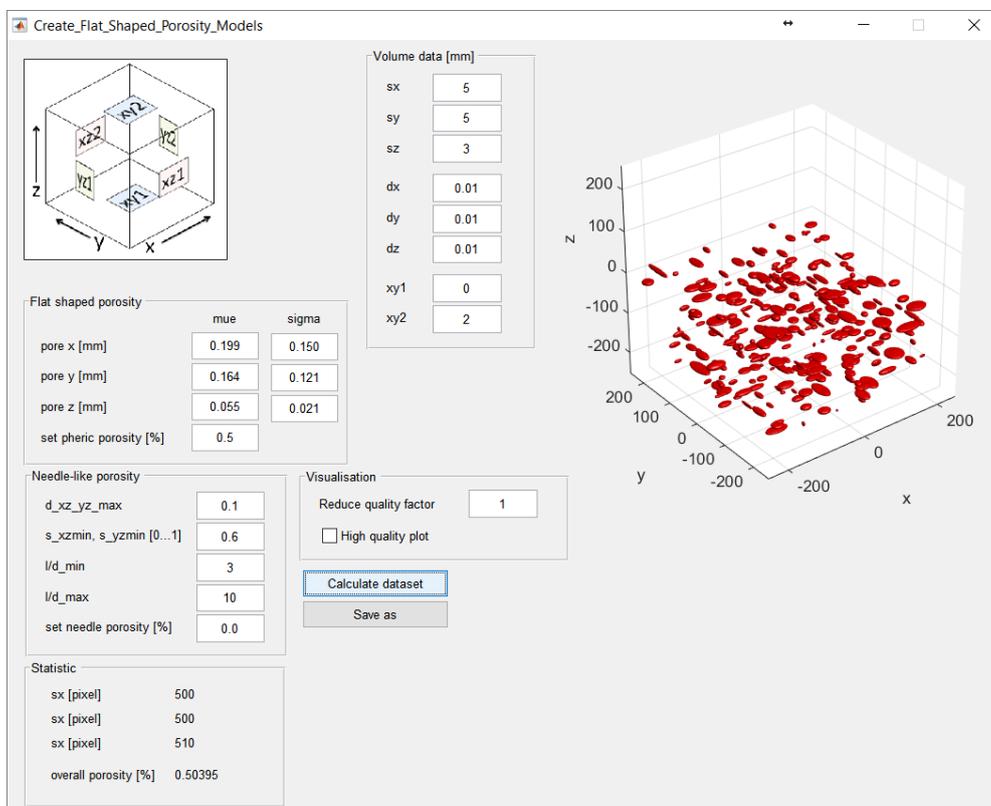


Abbildung C.2: Grafische Matlab®-Benutzeroberfläche zur Erzeugung linsenförmiger Porosität

## D Rauschen aus experimentellen Rauschleistungsspektren (NPS)

### D.1 Vergleich von synthetischem NPS- und realem Rauschen

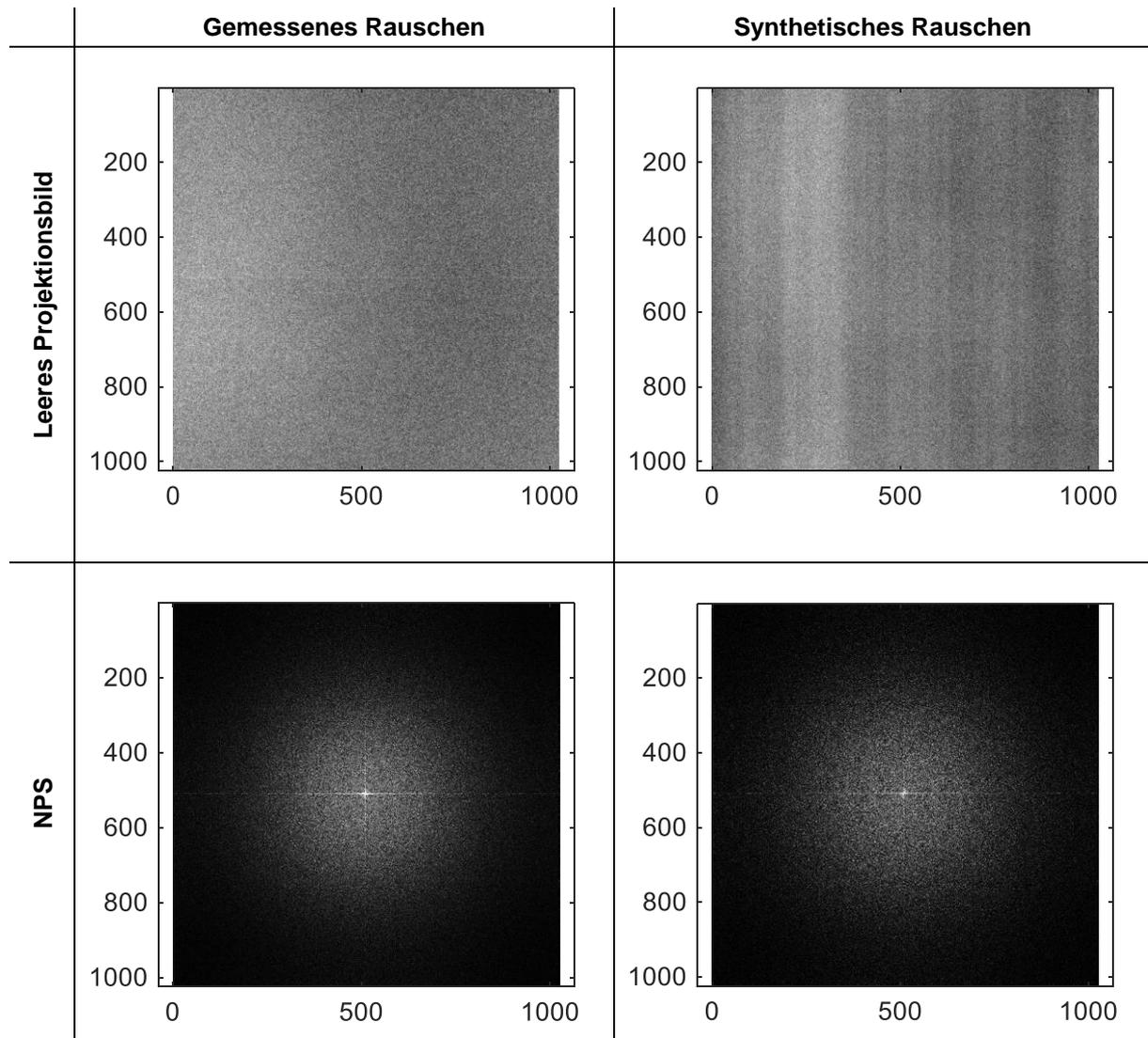


Abbildung D.1: Vergleich eines gemessenen und synthetisch generierten Leerbilds und den zugehörigen Rauschleistungsspektren.

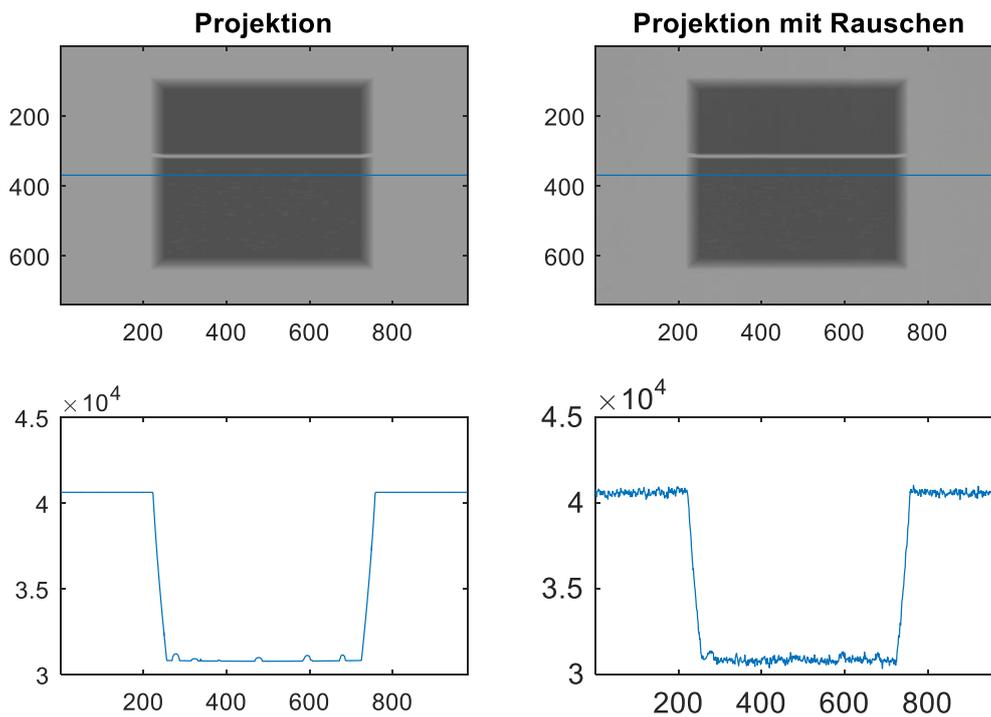


Abbildung D.2: Vergleich einer simulierten Projektion mit und ohne Rauschen. Die unteren Diagramme veranschaulichen den Grauwertverlauf der exemplarisch gewählten Pixelreihen 370.

## E Modulübertragungsfunktionen

Der Einfluss einer Unschärfe radiografischer Aufnahmen bzw. Projektionen auf die Porositätscharakterisierung wurde anhand von Simulationen ermittelt (Kapitel 5.5). Die Erzeugung von Modulübertragungsfunktionen zur Berücksichtigung der Basis-Ortsauflösung des Detektors und die dazu verwendete Parametrierung der Simulationen in CIVA sind in Kapitel 5.5 beschrieben. Abbildung E.1 veranschaulicht die zugehörigen Auswertungen der MTF an radiografischen- (RT) und rekonstruierten Simulationsdaten (CT). Ein Vergleich beider Diagramme zeigt, dass die hierzu angewandte FDK-Rekonstruktion mit der verwendeten linearen Interpolation und Shepp-Logan Filterung keinen merklichen Beitrag zur Unschärfe hat. Die dargestellte Modulübertragungsfunktion  $MTF_{Reko}$  der Rekonstruktion wurde nach Gleichung (2.26) berechnet (Kapitel 2.6.3), wobei aufgrund des verhältnismäßig kleinen Einflusses einer Variation der Detektor-MTF auf das Ergebnis (Kapitel 5.5) der Mittelwert aller Übertragungsfunktionen mit

$$MTF_{Reko}(f) = \frac{1}{n_{MTF}} \sum_{i=1}^{n_{MTF}} \frac{MTF_{CT}(f)}{MTF_{RT}(f)}$$

berechnet werden konnte. Analog hierzu zeigen die schwarz unterbrochen-durchgezogenen Linien die zugehörige Standardabweichung zu  $MTF_{Reko}$ .

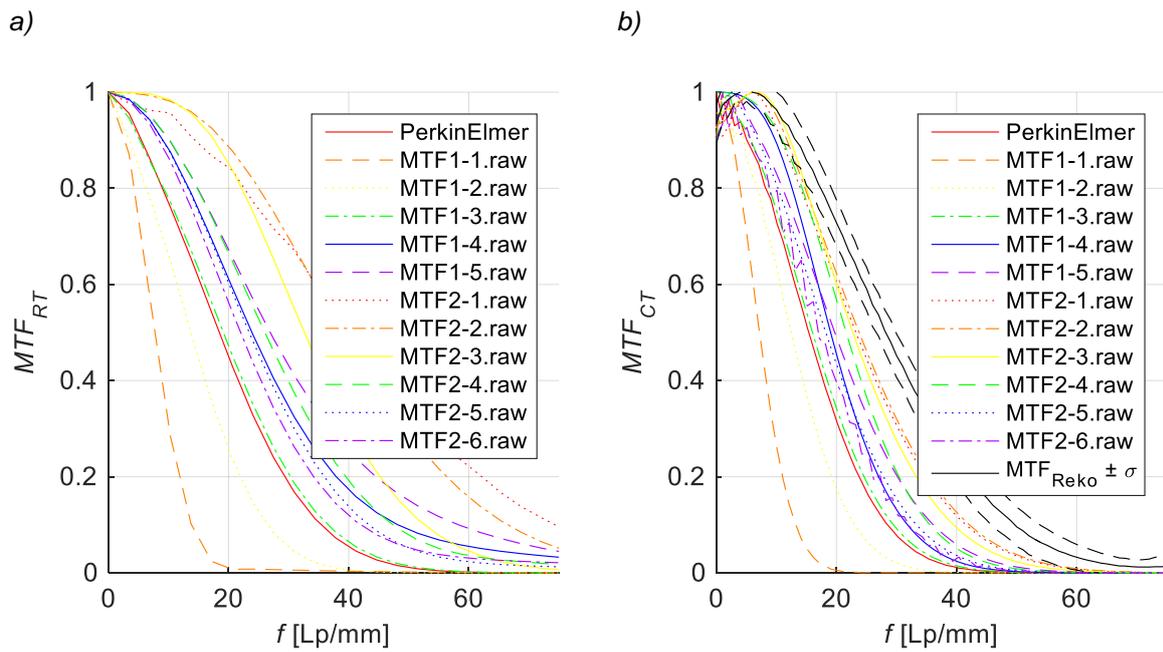


Abbildung E.1: Ermittelte Modulationsübertragungsfunktionen der a) Projektionen und b) Rekonstruktionen von CT-Simulationen zur Bewertung des Einflusses der Bildunschärfe auf die Porositätsermittlung.

---

## Literaturverzeichnis

- Aach, T., Flohr, T., Mertelmeier, T., Kötz, K., Beer, S., Botterweck, H., Ermert, H., Schaeffter, T., Gleich, B., & Borgert, J. (2014). *Medizinische Bildgebung*: Walter de Gruyter GmbH & Co KG.
- Aldrich, J. (1997). RA Fisher and the making of maximum likelihood 1912-1922. *Statistical Science*, 12(3), 162-176.
- Aligizaki, K. K. (2005). *Pore structure of cement-based materials: testing, interpretation and requirements*: CRC Press.
- Arroyo, P., Garcia, E., Ruiz, P., & Lasagni, F. (2014). Porosity characterization of CFRP parts by ultrasonic and X-ray tomographic non-destructive methods. Paper presented at the International Symposium on NDT in Aerospace, Madrid, Spain.
- B. Plank, J. Sekelja, G. Mayr, & J. Kastner. (2010). Porositätsbestimmung in der Flugzeugindustrie mittels Röntgen-Computertomografie. Paper presented at the Industrielle Computertomografie Fachtagung, Wels/Austria.
- Back, E., Coster, D., Gudden, B., Hertz, G., Kratzer, A., Ladenburg, R., Meitner, L., Paschen, F., Pauli, W., & Pohl, R. (2013). *Lehrbuch der Physik: Lehre von der strahlenden Energie Zweiter Band*: Springer-Verlag.
- Bauer, N. (2007). *Handbuch zur industriellen Bildverarbeitung: Qualitätssicherung in der Praxis*: Fraunhofer-Allianz Vision.
- Bavendiek, K., Ewert, U., & Zscherpel, U. (2007). Digital Detector Arrays (Flat Panel Detectors). Paper presented at the International Workshop on Imaging NDE, Kalpakkam, India.
- Berens, A. P. (1989). NDE reliability data analysis. *ASM Handbook.*, 17, 689-701.
- Bertović, M. (2016). *Human Factors in Non-Destructive Testing (NDT): Risks and Challenges of Mechanised NDT*. (Dr. phil. Dissertation), Technischen Universität Berlin, Berlin.
- Bhat, M. R., Binoy, M. P., Surya, N. M., Murthy, C. R. L., & Engelbart, R. W. (2012). Non-destructive evaluation of porosity and its effect on mechanical properties of carbon fiber reinforced polymer composite materials. 1080-1087. doi:<http://dx.doi.org/10.1063/1.4716341>
- Bielajew, A. F., Hirayama, H., Nelsony, W. R., & Rogers, D. W. O. (1994). History, overview and recent improvements of EGS4. Paper presented at the SLAC-PUB-6499.
- Birch, R., & Marshall, M. (1979). Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge (Li) detector. *Physics in Medicine and Biology*, 24(3), 505.
- Birt, E., & Smith, R. (2004). A review of NDE methods for porosity measurement in fibre-reinforced polymer composites. *Insight-Non-Destructive Testing and Condition Monitoring*, 46(11), 681-686.
- Boey, F., & Lye, S. (1990). Effects of vacuum and pressure in an autoclave curing process for a thermosetting fibre-reinforced composite. *Journal of Materials Processing Technology*, 23(2), 121-131.

- Brandt, A. M. (2009). Cement-based composites: materials, mechanical properties and performance: CRC Press.
- Brandt, C., & Maaß, P. (2015). A state space approach for the non-destructive evaluation of CFRP with ultrasonic testing. Paper presented at the International Symposium on NDT in Aerospace, Bremen.
- Brandt, S., & Dahmen, H. D. (2013). Physik: Ein Lehrbuch zum Gebrauch neben Vorlesungen: Springer-Verlag.
- Brettschneider, J., Thornby, J. A., Nichols, T. E., & Kendall, W. S. (2014). Spatial analysis of dead pixels. Warwick, Centre for Research in Statistical Methodology.
- Brüning, R., Küttner, A., & Flohr, T. (2008). Mehrschicht-CT: Ein Leitfaden. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag
- Bullinger, O., Schnars, U., Schulting, D., Redmer, B., Tschaikner, M., & Ewert, U. (2016). Laminographic Inspection of Large Carbon Fibre Composite Aircraft-Structures at Airbus. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Munich/Germany.
- Busse, G., Wu, D., & Karpen, W. (1992). Thermal wave imaging with phase sensitive modulated thermography. *Journal of Applied Physics*, 71(8), 3962-3965.
- Butcher, J., & Messel, H. (1958). Electron number distribution in electron-photon showers. *Physical Review*, 112(6), 2096.
- Butcher, J. C., & Messel, H. (1960). Electron number distribution in electron-photon showers in air and aluminium absorbers. *Nuclear Physics*, 20, 15-128.
- Campbell, F. C., Mallow, A. R., & Browning, C. E. (1995). Porosity in carbon fiber composites an overview of causes. *Journal Of Advanced Materials*, 26(4), 18-33.
- ISO 14127:2008. Carbon-fibre-reinforced composites: Determination of the resin, fibre and void contents.
- CEA-List. (2013). CIVA 11 Manual
- Cheng, R. C., & Lies, T. (1988). One-sided confidence bands for cumulative distribution functions. *Technometrics*, 30(2), 155-159.
- Cignoni, P., & Ranzuglia, G. (2015, 31.08.2015). MeshLab Website. Retrieved from <http://meshlab.sourceforge.net/>
- Ciliberto, A., Cavaccini, G., Salvetti, O., Chimenti, M., Azzarelli, L., Bison, P., Marinetti, S., Freda, A., & Grinzato, E. (2002). Porosity detection in composite aeronautical structures. *Infrared physics & technology*, 43(3), 139-143.
- Costa, M. L., De Almeida, S. f. M., & Rezende, M. C. (2001). The influence of porosity on the interlaminar shear strength of carbon/epoxy and carbon/bismaleimide fabric laminates. *Composites Science and Technology*, 61(14), 2101-2108.
- Cox, D. R., & Hinkley, D. V. (1974). Theoretical statistics. London: Chapman and Hall.
- Cramér, H. (1961). Mathematical methods of statistics (Vol. 9): Princeton university press.

- Cunningham, I., & Fenster, A. (1987). A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Medical physics*, 14(4), 533-537.
- Dahm, M. (2006). *Grundlagen der Mensch-Computer-Interaktion*. München: Pearson Studium.
- Damaschke, F. (1996). *Quantitative Bewertung der inneren Struktur von Faserverbundwerkstoffen mittels Ultraschallsignalanalyse*. (Dipl.-Ing. Diplomarbeit), Carl von Ossietzky Universität Oldenburg.
- Demtröder, W. (1998). *Experimentalphysik 4 (Vol. 2)*. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Deutsch, V., Platte, M., & Vogt, M. (2013). *Ultraschallprüfung: Grundlagen und industrielle Anwendungen*: Springer-Verlag.
- Deutschland. (2016). *Röntgenverordnung : Textausgabe (7., aktualisierte Auflage ed.)*. Landsberg am Lech.
- Dewdney, A. K. (1995). Verfahren von Newton-Raphson *Der Turing Omnibus* (pp. 149-155): Springer Berlin Heidelberg.
- Drechsler, K. (2004). *Werkstoffe und Fertigungsverfahren der Luft- und Raumfahrttechnik. Vorlesungsunterlagen*. Universität Stuttgart.
- Dubois, P., Lonne, S., Jenson, F., & Mahaut, S. (2010). Simulation of Ultrasonic, Eddy Current, and Radiographic Techniques within the CIVA Software Platform. Paper presented at the European Conference and Exhibition on Non-Destructive Testing, Moscow, Russia.
- Durand, L. P. (2008). *Composite Materials Research Progress*. New York: Nova Science Publishers.
- Dykstra PC, & MJ, M. (1989). The BRL-CAD package an overview. DTIC Document.
- EASN. (2012, 23.07.2016). QUICOM Project Website. Retrieved from <http://www.quicom.eu/>
- EASN. (2015). Final Report: Quantitative inspection of complex composite aeronautic parts using advanced X-ray techniques (QUICOM, ACP2-GA-2012-314562). Retrieved from <http://cordis.europa.eu/docs/results/314/314562/final1-314562-quicom-final-report-publishable-.pdf>
- Eckstein, P. P. (2010). *Statistik für Wirtschaftswissenschaftler: eine realdatenbasierte Einführung mit SPSS*. Wiesbaden: Gabler Verlag | Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH.
- Ermanni, P. (2007). *Manuskript zur Vorlesung: Composites Technologien*. ETH Zürich.
- ETH-Zürich. (2015, 27.12.2016). *Analysegeräte*. Retrieved from <http://www.luiw.ethz.ch/analysegeraete.html>
- Ewert, U., Redmer, B., Rädcl, C., Schnars, U., Henrich, R., Bavendiek, K., & Jahn, M. (2012). Mobile computed tomography for inspection of large stationary components in nuclear and aerospace industries. *Materials Transactions*, 53(2), 308-310.
- Feldkamp, L., Davis, L., & Kress, J. (1984). Practical cone-beam algorithm. *JOSA A*, 1(6), 612-619.

- Fernandez, R., & Foucher, F. (2013). New Applications of the NDT Simulation Platform CIVA. Paper presented at the Singapore International NDT Conference & Exhibition, Singapore.
- Fernandez, R., & Leveque, A. (2012). CIVA Computed Tomography Modeling. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Durban, South Africa.
- Fessler, J. (2009). Manuscript: X-ray imaging. Chapter 6: Noise and SNR. University of Michigan.
- Filsinger, J., Lorenz, T., Stadler, F., & Utecht, S. (2000). German Patent No. DE 10013409 C1.
- Gleiter, A. (2012). Mess- und Auswertemethoden für die dynamische Thermografie. (Ph.D. Thesis), Universität Stuttgart, Stuttgart.
- Gonzalez, R. C., & Woods, R. E. (2007). Digital Image Processing (3rd Edition ed.). Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.
- Grager, J.-C. (2014). Quantitative Impact- und Porositätscharakterisierung an CFK-Werkstoffen mittels zerstörungsfreier Prüfmethode. (Masterthesis), Technische Universität München, München.
- Grager, J.-C., Schropp, M., Mooshofer, H., Sause, M. G., Zelenyak, A.-M., & Grosse, C. U. (2016). Ultrasonic Imaging of Carbon Fiber-Reinforced Plastics Using the Full Matrix Capture Data Acquisition Technique. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Munich, Germany.
- Greiffenberg, D. (2010). Charakterisierung von CdTe-Medipix2-Pixeldetektoren. (Dissertation), Universität Freiburg, Freiburg.
- Grosse, C. U. (2016). Modules for an Efficient and Holistic Application of NDT Methods for Fiber Reinforced Polymeres. Paper presented at the European Conference on Composite Materials, Munich, Germany.
- Grosse, C. U., Goldammer, M., Grager, J.-C., Heichler, G., Jahnke, P., Jatzlau, P., Kiefel, D., Mosch, M., Oster, R., & Sause, M. G. R. (2016). Comparison of NDT Techniques to Evaluate CFRP-Results Obtained in a MAIzfp Round Robin Test. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing.
- Gullberg, G., Crawford, C., & Tsui, B. (1986). Reconstruction algorithm for fan beam with a displaced center-of-rotation. IEEE transactions on medical imaging, 5(1), 23-29.
- Guni, E. (2012). Untersuchung von CdTe als Sensormaterial für die spektroskopische Röntgenbildgebung. (Dr. rer. nat. Dissertation), Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen-Nürnberg.
- Hanke, R. (2010). Computertomographie in der Materialprüfung: Stand der Technik und aktuelle Entwicklungen. Paper presented at the DGZfP-Jahrestagung, Erfurt/Germany.
- Hanson, K. M. (1981). Noise and contrast discrimination in computed tomography. Radiology of the Skull and Brain, 5, 3941-3955.
- Hegemann, J. (2009). Simulation und Bewertung von Porosität in CFK mit Ultraschall. (Doktor-Ingenieur), Technische Universität München TUM, München.

- Heine, B. (2011). *Werkstoffprüfung* (2 ed.). München: Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag.
- Heinzi, C., Weissenböck, J., Reh, A., Kastner, J., Dierig, T., Guenther, T., Kiefel, D., & Stoessel, R. (2014). Software tools for robust extraction, analysis and visualization of porosities in XCT scans of fiber-reinforced polymers. Paper presented at the NDT in Aerospace, Madrid/Spain.
- Heismann, B. J., Leppert, J., & Stierstorfer, K. (2003). Density and atomic number measurements with spectral x-ray attenuation method. *Journal of Applied Physics*, 94(3). doi:<http://dx.doi.org/10.1063/1.1586963>
- Hertel, I. V., & Schulz, C.-P. (2015). *Atome, Moleküle und optische Physik 1*. Berlin: Springer-Verlag.
- Hexcel. (2015, 14.08.2016). HexPly® M18/1 Product Datasheet. Retrieved from [http://www.hexcel.com/Resources/DataSheets/Prepreg-Data-Sheets/M18\\_1\\_eu.pdf](http://www.hexcel.com/Resources/DataSheets/Prepreg-Data-Sheets/M18_1_eu.pdf)
- Hiller, J., & Kasperl, S. (2010). Zum Verhältnis von Bildqualität und Messgenauigkeit in der CT-Metrologie. Paper presented at the Industrielle Computertomografie Tagung, Wels/Austria.
- Hillger, W., Henrich, R., & Elze, S. (2002). Ultraschallprüftechnik zur Porositätsbestimmung in CFK-Bauteilen. Paper presented at the DGZfP-Jahrestagung, Weimar/Germany.
- Holub, W., Linke, R., Amr, M., Volland, V., & Hassler, U. (2015). RoboCT und Tomosynthese – Laminographische Mikro-CT großer Faserverbundbauteile aus der Luftfahrt. Paper presented at the DACH-Jahrestagung, Salzburg/Austria.
- Hsu, D. K., & Uhl, K. M. (1987). A morphological study of porosity defects in graphite-epoxy composites Review of progress in quantitative nondestructive evaluation (pp. 1175-1184): Springer.
- Hubbell, J. H., & Seltzer, S. M. (2004, 05.01.2016). Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). Retrieved from <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/>
- Jakubek, J., Jakubek, M., Platkevic, M., Soukup, P., Turecek, D., Sykora, V., & Vavrik, D. (2014). Large area pixel detector WIDEPIX with full area sensitivity composed of 100 Timepix assemblies with edgeless sensors. *Journal of Instrumentation*, 9(04), C04018.
- Judd, N. C., & Wright, W. (1978). Voids and their effects on the mechanical properties of composites- an appraisal. *Sampe Journal*, 14, 10-14.
- Kak, A. C., & Slaney, M. (1988). *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: IEEE Press.
- Kalender, W. A. (2006). *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*: Publicis Publishing.
- Kanzler, D. (2016). Zuverlässigkeitsanalyse von digitalen Radiographie-Systemen bei der Prüfung von realen Materialdefekten. (Dr.-Ing. Dissertation), Universität Rostock.
- Kardos, J. L., Duduković, M. P., & Dave, R. (1986). Void growth and resin transport during processing of thermosetting - Matrix composites. In K. Dušek (Ed.), *Epoxy Resins and Composites IV* (pp. 101-123). Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.

- Kassera, W. (2012). Motorflug kompakt: ein Lehrbuch für den Motorflieger: Motorbuch Verlag.
- Kastner, J., Plank, B., & Rao, G. (2016). Evaluation of a Testpiece for Porosity in Carbon Fibre Reinforced Polymers Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Munich/Germany.
- Kiefel, D., Stoessel, R., & Dominguez, N. (2015). Reliability Optimization of Quantitative CFRP Porosity Characterization Using  $\mu$ -CT. Paper presented at the International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Ghent, Belgium.
- Kiefel, D., Stoessel, R., & Grosse, C. (2014). Quantitative Impact Characterization of Aeronautical CFRP Materials with Non-Destructive Testing Methods. Paper presented at the QNDE, Boise, Idaho, USA.
- Kiefel, D., Stoessel, R., Plank, B., Heinzl, C., & Kastner, J. (2014). CFRP porosity characterisation using  $\mu$ -Computed Tomography with optimized test parameters supported by XCT-simulation. Paper presented at the Conference on Industrial Computed Tomography (iCT2014), Wels, Austria.
- Kleineberg, M., Herbeck, L., & Schöppinger, C. (2002). Advanced liquid resin infusion-A new perspective for space structures. Paper presented at the European Conference on Spacecraft Structures, Materials and Mechanical Testing, Toulouse, France.
- Knapp, W. (2011). Längenmessung, Toleranzen und Messunsicherheit. Vorlesungsfolien: IWF, ETH Zürich. Zürich.
- Koenig, A., & Glière, A. (2000). Radiographs simulation using system MTF. AIP Conference Proceedings, 509(1), 643-650. doi:<http://dx.doi.org/10.1063/1.1306110>
- Köhler, C., Vogt, G., & Blumauer, M. (2014). Ultraschallprüfung zum Qualitätsnachweis in der VINCI-Schubkammer (Neue ARIANE 5 Oberstufe). Paper presented at the DGZfP-Jahrestagung, Potsdam/Germany.
- Koushyar, H., Alavi-Soltani, S., Minaie, B., & Violette, M. (2012). Effects of variation in autoclave pressure, temperature, and vacuum-application time on porosity and mechanical properties of a carbon fiber/epoxy composite. Journal of Composite Materials, 46(16), 1985-2004.
- Kramers, H. A. (1923). XCIII. On the theory of X-ray absorption and of the continuous X-ray spectrum. The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science, 46(275), 836-871.
- Kraus, T., Kühnel, M., & Witten, E. (2016). Composites - Marktbericht 2016: Marktentwicklungen, Trends, Ausblicke und Herausforderungen (CCeV & AVK). Retrieved from [http://www.carbon-composites.eu/media/2448/marktbericht\\_2016\\_cccv-avk.pdf](http://www.carbon-composites.eu/media/2448/marktbericht_2016_cccv-avk.pdf)
- Krautkrämer, J., & Krautkrämer, H. (1986). Werkstoffprüfung mit Ultraschall. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Krieger, H. (2009). Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes, 3. überarb. u. erw. Auflage, Vieweg+ Teubner/GWV Fachverlage, Wiesbaden.
- Krieger, H. (2013). Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz: Band 2: Strahlungsquellen, Detektoren und klinische Dosimetrie: Springer-Verlag.

- Lawless, J. F. (2003). *Statistical models and methods for lifetime data*. UK: John Wiley & Sons.
- DIN EN 2564:1998. Luft- und Raumfahrt - Kohlenstofffaser-Lamine: Bestimmung der Faser-, Harz- und Porenanteile.
- Luxmoore, R. (1981). Micro-, meso-, and macroporosity of soil. *Soil Science Society of America Journal*, 45(3), 671-672.
- Maisl, M., Schorr, C., Porsch, F., & Haßler, U. (2010). Computerlaminographie, Grundlagen und technische Umsetzung. Paper presented at the Conference on Industrial Computed Tomography, Wels/Austria.
- Malecki, A. D. (2013). *X-Ray Tensor Tomography*. (Dissertation), Technische Universität München.
- Marsaglia, G., & Tsang, W. W. (2000). The ziggurat method for generating random variables. *Journal of statistical software*, 5(8), 1-7.
- Mathy, F., Poidevin, C., Cattiaux, G., & Sollier, T. (2010). Radiographic Testing Simulation with CIVA-RX-Assessment on Representative Nuclear Components. Paper presented at the European Conference and Exhibition on Non-Destructive Testing, Moscow, Russia.
- Mayr, G., Hendorfer, G., Plank, B., & Sekelja, J. (2010). Porosity determination in CFRP specimens by means of pulsed thermography combined with effective thermal diffusivity models. *AIP Conference Proceedings*, 1211(1), 1103-1110. doi:<http://dx.doi.org/10.1063/1.3362166>
- Mayr, G., Plank, B., Gruber, J., Sekelja, J., & Hendorfer, G. (2015). Quantitative evaluation of the effective thermal diffusivity for model-based porosity prediction in CFRP. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, 13(1), 70-82. doi:<http://dx.doi.org/10.1080/17686733.2015.1093310>
- Mayr, G., Plank, B., Sekelja, J., & Hendorfer, G. (2011). Active thermography as a quantitative method for non-destructive evaluation of porous carbon fiber reinforced polymers. *NDT & E International*, 44, 537-543. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.ndteint.2011.05.012>
- Meola, C., & Toscano, C. (2014). Flash Thermography to Evaluate Porosity in Carbon Fiber Reinforced Polymer (CFRPs). *Materials (1996-1944)*, 7(3), 1483-1501. doi:<http://dx.doi.org/10.3390/ma7031483>
- Min, Y., Haidong, G., Xingdong, L., Fanyong, M., & Dongbo, W. (2012). A new method to determine the center of rotation shift in 2D-CT scanning system using image cross correlation. *NDT & E International*, 46, 48-54. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.ndteint.2011.09.001>
- Moler, C. B. (2008). *Numerical Computing with MATLAB: Revised Reprint* (pp. 15): Siam.
- Nachtrab, F., Salamon, M., Uhlmann, N., & Volland, V. (2009). Neuartige, photonenzählende Röntgendetektoren in der ZfP. Paper presented at the DGZfP-Jahrestagung, Münster, Germany.
- ISO 15708-1:2002. *Non-destructive testing - Radiation methods - Computed tomography: Part 1: Principles*.
- Ohser, J., & Schladitz, K. (2009). *3D Images of Material Structures*. Weinheim/Germany: Wiley-VCH.

- Olivier, P., Cottu, J., & Ferret, B. (1995). Effects of cure cycle pressure and voids on some mechanical properties of carbon/epoxy laminates. *Composites*, 26(7), 509-515. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0010-4361\(95\)96808-J](http://dx.doi.org/10.1016/0010-4361(95)96808-J)
- Olivier, P. A., Mascaro, B., Margueres, P., & Collombet, F. (2007). CFRP with voids: ultrasonic characterization of localized porosity, acceptance criteria and mechanical characteristics. Paper presented at the International Conference on Composite Materials, Kyoto/Japan.
- Oster, R. (2011). Einsatz der ZfP in der Entwicklung und Produktion bei Eurocopter Deutschland. Paper presented at the CCeV.
- Oster, R. (2012). Non-destructive testing methodologies on helicopter fiber composite components challenges today and in the future. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Durban, South Africa.
- Otsu, N. (1975). A threshold selection method from gray-level histograms. *Automatica*, 11(285-296), 23-27.
- Paul, K. F. (2010). Bedeutung und praxisgerechte Bestimmung von Bodenkennwerten für den Brunnenbau. Paper presented at the Fachkongress zur Bohrtechnik, Brunnenbau und Geothermie, Hof.
- PerkinElmer. (2006). Product Specification and Datasheet of the Detector: XRD 0820 CN15.
- Perterer, M. (2012). Schadensidentifikation und -bewertung von CFK-Bauteilen mittels phasenmodulierter Thermographie. (Dr.-Ing. Dissertation), Technische Universität München.
- Pfeiffer, F., Bech, M., Bunk, O., Kraft, P., Eikenberry, E. F., Bronnimann, C., Grunzweig, C., & David, C. (2008). Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer. *Nat Mater*, 7(2), 134-137. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1038/nmat2096>
- Pfeiffer, F., Weitkamp, T., Bunk, O., & David, C. (2006). Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources. *Nat Phys*, 2(4), 258-261. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1038/nphys265>
- Plank, B., Mayr, G., Reh, A., Kiefel, D., Stoessel, R., & Kastner, J. (2014). Evaluation and Visualisation of Shape Factors in Dependence of the Void Content within CFRP by Means of X-ray Computed Tomography. Paper presented at the European Conference and Exhibition on Non-Destructive Testing, Prague, Czech Republic.
- Plank, B., Sekelja, J., Mayr, G., & Kastner, J. (2010). Porositätsbestimmung in der Flugzeugindustrie mittels Röntgen-Computertomografie. Paper presented at the Industrielle Computertomografie Fachtagung, Wels, Austria.
- Podgorsak, E. B. (2010). *Radiation physics for medical physicists*: Springer Science & Business Media.
- Prade, F., Schaff, F., Senck, S., Meyer, P., Mohr, J., Kastner, J., & Pfeiffer, F. (2017). Nondestructive characterization of fiber orientation in short fiber reinforced polymer composites with X-ray vector radiography. *NDT & E International*, 86, 65-72.
- Ralston, A., & Rabinowitz, P. (2001). *A first course in numerical analysis* (Republication of the 2nd edition published by McGraw-Hill, 1978. ed.). Mineola, NY: Dover Publications.

- Rao, G., Plank, B., & Kastner, J. (2016). Comparison of different segmentation methods for porosity evaluation in CFRP-reference samples with real porosity samples. Paper presented at the Conference on Industrial Computed Tomography, Wels/Österreich.
- Redmer, B., Ewert, U., Schimmelmann, O., Schnars, U., Bavendieck, K., & Jahn, M. (2009). Tomographische vor-Ort-Prüfung großer Komponenten aus Faserkompositen in der Luftfahrt. Paper presented at the DGZfP-Jahrestagung, Münster/Germany.
- Reh, A. (2015). Visualization of Porosity in Carbon Fiber Reinforced Polymers. (Ph.D. Thesis), Vienna University of Technology, Vienna, Austria.
- Reh, A., Plank, B., Kastner, J., Gröller, E., & Heinzl, C. (2012). Porosity Maps - Interactive Exploration and Visual Analysis of Porosity in Carbon Fiber Reinforced Polymers. *Computer Graphics Forum*, 31(3pt3), 1185-1194. doi:<http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-8659.2012.03111.x>
- Reh, A., Plank, B., Kastner, J., Gröller, E., & Heinzl, C. (2013). Advanced Visualization Methods for Porosity in Carbon Fiber Reinforced Polymers. Paper presented at the International Conference on Tomography of Materials and Structures, Ghent, Belgium.
- Riegert, G. (2007). Induktions-Lockin-Thermografie : ein neues Verfahren zur zerstörungsfreien Prüfung. (Dr.-Ing. Dissertation), Universität Stuttgart, Stuttgart.
- Riegert, G., Zweschper, T., & Busse, G. (2004). Lockin thermography with eddy current excitation. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, 1(1), 21-32.
- Rodríguez-Hortalá, M., Hatzmann, J., & Degischer, H. (2012). Structural characterisation of defects in CFRP laminates produced with different epoxy resin systems and their influence on the mechanical properties. Paper presented at the European Conference on Composite Materials, Venice, Italy.
- Röntgen, W. C. (1898). Über eine neue Art von Strahlen. *Annalen der Physik*, 300(1), 1-11.
- Rummel, W. D. (2010). Non-Destructive Inspection Reliability - History, Status And Future Path. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Durban, South Africa.
- Samaniego, F. J. (2014). *Stochastic modeling and mathematical statistics*. Boca Raton: CRC Press.
- Samei, E. (2003a). Performance of digital radiographic detectors: Factors affecting sharpness and noise. *Advances in digital radiography: RSNA*, pp 49-61.
- Samei, E. (2003b). Performance of digital radiographic detectors: Quantification and assessment methods. *Advances in digital radiography: RSNA*, pp 37-47.
- Samei, E., Flynn, M. J., & Reimann, D. A. (1998). A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical physics*, 25(1), 102-113.
- Satterthwaite, J. C. (1998, 03.09.2015). EGS-Nova: An Adaptation of EGS in C/C++. Retrieved from <http://rcwww.kek.jp/research/egs/epub/aap/js3nov98.html>
- Sause, M. G., Stoessel, R., Oster, R., Soehnchen, R., Jahnke, P., Seemann, A., Goldammer, M., & Grosse, C. U. (2016). MAIzfp—A Joint Research Effort on NDT of Fiber Reinforced

- Composites within the Leading-Edge Cluster MAI Carbon. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Munich, Germany.
- Schiebold, K. (2014). *Zerstörungsfreie Werkstoffprüfung-Ultraschallprüfung*: Springer-Verlag.
- Schladitz, K. (2016). Geometrische Charakterisierung von Objekten und Komponenten in Volumenbildern. Retrieved from Fraunhofer-Institut für Techno- und Wirtschaftsmathematik ITWM: <https://www.itwm.fraunhofer.de/fileadmin/ITWM-Media/Abteilungen/BV/Pdf/Charakterisierung.pdf>
- Schnars, U., & Henrich, R. (2006). Applications of NDT methods on composite structures in aerospace industry. Paper presented at the Conference on damage in composite materials, Stuttgart, Germany.
- Schnars, U., & Kück, A. (2009). Application of POD analysis at Airbus. Paper presented at the European-American Workshop on Reliability of NDE, Berlin, Germany.
- Schörner, K. (2012). Development of Methods for Scatter Artifact Correction in Industrial X-ray Cone-beam Computed Tomography. (Dr. rer. nat. Dissertation), Technische Universität München.
- Schürmann, H. (2007). *Konstruieren mit Faser-Kunststoff-Verbunden*: Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York.
- Sharma, Y., Wieczorek, M., Schaff, F., Seyyedi, S., Prade, F., Pfeiffer, F., & Lasser, T. (2016). Six dimensional X-ray Tensor Tomography with a compact laboratory setup. *Applied Physics Letters*, 109(13), 134102. doi:10.1063/1.4963649
- Siewerdsen, J., Cunningham, I., & Jaffray, D. (2002). A framework for noise-power spectrum analysis of multidimensional images. *Medical physics*, 29(11), 2655-2671.
- Spieß, L., Teichert, G., Schwarzer, R., Behnken, H., & Genzel, C. (2009). *Moderne Röntgenbeugung: Röntgendiffraktometrie für Materialwissenschaftler, Physiker und Chemiker*. Wiesbaden: Springer-Verlag.
- Spießberger, C. (2012). Merkmalsanalyse mit thermischen Wellen in der zerstörungsfreien Werkstoff- und Bauteilprüfung. (Dr.-Ing. Dissertation), Universität Stuttgart.
- Stocker, H. (2015). Vorlesungsskript: Volkswirtschaftliche Analysemethoden. Kapitel 18: Die Maximum-Likelihood Methode. Universität Innsbruck.
- Stoessel, R. (2004). Air-coupled ultrasound inspection as a new non-destructive testing tool for quality assurance. (Dr.-Ing. Dissertation), Universität Stuttgart.
- Stoessel, R. (2016). Computed Tomography at Airbus Group. Paper presented at the Conference on Industrial Computed Tomography, Wels/Austria.
- Stoessel, R., & Kiefel, D. (2014). CFRP Inner Structure and Defect Characterization Using  $\mu$ -Computed Tomography. Paper presented at the QNDE, Boise, Idaho, USA.
- Stoessel, R., Kiefel, D., Oster, R., Diewel, B., & Llopart Prieto, L. (2011).  $\mu$ -Computed Tomography for 3D Porosity Evaluation in Carbon Fibre Reinforced Plastics (CFRP). Paper presented at the International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Berlin/Germany.

- Stone, D., & Clarke, B. (1975). Ultrasonic attenuation as a measure of void content in carbon-fibre reinforced plastics. *Non-destructive testing*, 8(3), 137-145.
- Summerscales, J. (1994). Manufacturing defects in fibre-reinforced plastics composites. *Insight-Wigston then Northampton*, 36, 936-936.
- Suter, D., & Evers, F. (2006, 08.11.2016). Medizinphysik Seminarvortrag (WS 2006/07): Röntgenquellen und Röntgendetektoren. Retrieved from Universität Dortmund: <https://e3.physik.uni-dortmund.de/~suter/Seminare/MedPhys06/Roentgen-Folien.pdf>
- Tabary, J., & Glière, A. (2001). Coupling photon Monte Carlo simulation and CAD Software. Application to X-ray nondestructive evaluation. *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation and Applications*. (pp. 461-466). Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag.
- Tabary, J., Guillemaud, R., Mathy, F., & Hugonnard, P. (2004). Combination of high resolution analytically computed uncollided flux images with low resolution Monte Carlo computed scattered flux images. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 51(1), 212-217.
- Tabary, J., Hugonnard, P., & Mathy, F. (2007). SINDBAD: a realistic multi-purpose and scalable X-ray simulation tool for NDT applications. Paper presented at the International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography, Lyon, France.
- Tabary, J., Hugonnard, P., Mathy, F., & Guillemaud, R. (2004). Recent improvements for scatter simulation in SINDBAD, a coupled photon Monte Carlo and CAD software. Paper presented at the World Conference on Non-Destructive Testing, Montreal, Canada.
- Tang, J.-M., Lee, W. I., & Springer, G. S. (1987). Effects of cure pressure on resin flow, voids, and mechanical properties. *Journal of Composite Materials*, 21(5), 421-440.
- Tisseur, D. (2013, 05.12.2013) One-on-One Interview, Personal CIVA Training and Meeting at CEA/Interviewer: D. Kiefel. Saclay, France.
- Toscano, C., Meola, C., & Carlomagno, G. M. (2013). Porosity Distribution in Composite Structures with Infrared Thermography. 2013. doi:<http://dx.doi.org/10.1155/2013/140127>
- Toscano, C., Meola, C., Iorio, M. C., & Carlomagno, G. M. (2012). Porosity and Inclusion Detection in CFRP by Infrared Thermography. 2012. doi:<http://dx.doi.org/10.1155/2012/765953>
- Trofimowa, T. I. (2013). *Physik*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- Tucker, D. M., Barnes, G. T., & Chakraborty, D. P. (1991). Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Medical physics*, 18(2), 211-218.
- Varfolomeev, A., & Svetloolobov, I. (1959). Monte-Carlo calculations of electromagnetic cascades with account of the influence of the medium on Bremsstrahlung. *Soviet Physics, JETP-USSR*, 9(6), 1263-1270.
- Viscom. (2001). Dokumentation zur Viscom Röntgenröhre XT9225-DED und XT9160-TED.
- Vo, N., Drakopoulos, M., Atwood, R. C., & Reinhard, C. (2014). Reliable method for calculating the center of rotation in parallel-beam tomography. *Optics express*, 22(16), 19078-19086.
- VolumeGraphics. (2013). *VGStudio MAX v.2.2 Handbuch*.

- Wadell, H. (1935). Volume, shape, and roundness of quartz particles. *The Journal of Geology*, 250-280.
- Wang, Y. (2016). *Computed Tomography*. Manuscript. Polytechnic University, Brooklyn, NY, USA.
- Weise, K., & Wöger, W. (2005). *Meßunsicherheit und Meßdatenauswertung*: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- Zamperoni, P. (2013). *Methoden der digitalen Bildsignalverarbeitung*: Springer-Verlag.
- DIN EN ISO 19232-1:2013. Zerstörungsfreie Prüfung – Bildgüte von Durchstrahlungsaufnahmen: Teil 1: Ermittlung der Bildgütezahl mit Draht-Typ-Bildgüteprüfkörper.
- DIN EN ISO 19232-5:2013. Zerstörungsfreie Prüfung – Bildgüte von Durchstrahlungsaufnahmen: Teil 5: Bestimmung der Bildunschärfezahl mit Doppeldraht-Typ-Bildgüteprüfkörpern.
- DIN EN ISO 17636-2:2013. Zerstörungsfreie Prüfung von Schweißverbindungen – Durchstrahlungsprüfung: Teil 2: Röntgen- und Gammastrahlungstechniken mit digitalen Detektoren.
- Zweschper, T., Dillenz, A., Riegert, G., Scherling, D., & Busse, G. (2003). Ultrasound excited thermography using frequency modulated elastic waves. *Insight-Non-Destructive Testing and Condition Monitoring*, 45(3), 178-182.

## Liste eigener Veröffentlichungen

- Stoessel R., Kiefel D., Oster R., Diewel B., Llopart Prieto L. (2011).  $\mu$ -Computed Tomography for 3D Porosity Evaluation in Carbon Fibre Reinforced Plastics (CFRP). International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Berlin, Germany.
- Kiefel D., Stoessel R., Plank B., Heinzl C., Kastner J. (2014). CFRP porosity characterization using  $\mu$ -Computed Tomography with optimized test parameters supported by XCT-simulation. International Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria.
- Plank B., Mayr G., Reh A., Kiefel D., Stoessel R., Kastner J. (2014). Evaluation and visualisation of shape factors in dependence on the void content within CFRP by means of X-ray computed tomography. European Conference on Non-Destructive Testing, Prague, Czech Republic.
- Kiefel D., Stoessel R., Grosse C. U. (2014). Quantitative Impact Characterization of Aeronautical CFRP Materials with Non-Destructive Testing Methods. Quantitative Nondestructive Evaluation Conference, Boise, USA.
- Stoessel R., Kiefel D. (2014). CFRP inner structure and defect characterization using  $\mu$ -Computed Tomography. Quantitative Nondestructive Evaluation Conference, Boise, USA.
- Heinzl C., Weissenböck J., Reh A., Kastner J., Dierig T., Günther T., Kiefel D., Stoessel R. (2014). Software tools for robust extraction, analysis and visualization of porosities in XCT scans of fiber-reinforced polymers. Symposium for NDT in Aerospace, Madrid, Spain.
- Kiefel D., Stoessel R., Dominguez N. (2015). Reliability Optimization of Quantitative CFRP Porosity Characterization Using  $\mu$ -XCT. International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Ghent, Belgium.
- Meer T., Tornow C., Nägele M., Heckner S., Stössel R., Kiefel D., Kalms M. (2015). Qualitätsgesicherter Klebeprozess in der Luftfahrt: Klebt es oder klebt es nicht? (Teil 1). adhäsion KLEBEN & DICHTEN: 2015; 59 (6), 24-29.
- Meer T., Tornow C., Nägele M., Heckner S., Stössel R., Kiefel D., Kalms M. (2015). Qualitätsgesicherter Klebeprozess in der Luftfahrt: Klebt es oder klebt es nicht? (Teil 2). adhäsion KLEBEN & DICHTEN: 2015; 59 (7-8):38-45.
- Grosse C. U., Goldammer M., Grager J.-C., Heichler G., Jahnke P., Jatzlau P., Kiefel D., Mosch M., Oster R., Sause M. G. R., Stössel R., Ulrich M. (2016). Comparison of NDT Techniques to Evaluate CFRP - Results Obtained in a MAIzfp Round Robin Test. World Conference on Non-Destructive Testing (WCNDT), Munich, Germany.