

Entwurf und Realisierung eines kapazitiven Tomographie-Systems nach dem Dreielektroden-Messprinzip

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

vorgelegt der Fakultät für Elektrotechnik und
Informationstechnik der Technischen Universität Ilmenau

von
Diplom-Wirtschaftsingenieur Stefan Gebhardt
geboren am 16.08.1979 in Leinefelde

Gutachter: 1. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Hannes Töpfer
(Technische Universität Ilmenau)
2. apl. Prof. Dr.-Ing. habil. Franz Schmidt
(Technische Universität Ilmenau)
3. Dr.-Ing. Armin Kohler
(Rechner Industrie-Elektronik GmbH, Lampertheim)

vorgelegt am: 31.05.2013

verteidigt am: 15.07.2014

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2014000141

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit am Fachgebiet Theoretische Elektrotechnik der Technischen Universität Ilmenau und im weiteren Verlauf als externer Doktorand. Mein Dank gilt zunächst der Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen „Otto von Guericke e.V.“ (AiF), durch die ich im Rahmen von geförderten BMWi-Industrieprojekten finanziell unterstützt wurde.

Zudem bedanke ich mich aufrichtig bei Univ.-Prof. Dr.-Ing.habil.Dr.h.c.i.R.F. Hermann Uhlmann, der meine Promotion sowohl organisatorisch als auch wissenschaftlich betreut hat. Ich danke im gleichen Maß dem aktuellen Fachgebietsleiter Univ.-Prof. Dr.-Ing.habil. Hannes Töpfer, der mir eine reibungslose Fortführung meiner Tätigkeiten ermöglichte und um optimale messtechnische Voraussetzungen für meine experimentellen Untersuchungen bemüht war.

Mein besonderer Dank gilt Dr.-Ing. Gernot Scheinert, meinem Mentor und Kollegen an der Technischen Universität Ilmenau. Er hat mir die Möglichkeit der Promotion im Fachgebiet eröffnet und mich bei vielen organisatorischen Entscheidungen mit seinem Erfahrungsschatz unterstützt. Darüber hinaus beeinflusste er mein Denken und Handeln durch unsere zahlreichen konstruktiven Gespräche zu technischen und methodischen Fragestellungen und war mir stets eine Quelle der Inspiration.

Ebenfalls möchte ich mich bei der Entwicklungsabteilung der Rechner-Industrie-Elektronik GmbH unter der Leitung von Dr.-Ing. Armin Kohler bedanken. Nur durch ihre Unterstützung vor und während der Zeit als externer Doktorand konnte ich mein Vorhaben in angemessener Zeit vollenden.

Für die gute Zusammenarbeit insbesondere bei der Realisierung der Messelektronik sowie für die unzähligen wertvollen Konsultationen bedanke ich mich aufrichtig bei Dipl.-Ing. Ulrich Pok und den beteiligten Kollegen der Rechner-Industrie-Elektronik GmbH.

Weiterer Dank gebührt den Mitgliedern der Mittagsrunde, ehemaligen Kollegen am Fachgebiet Theoretische Elektrotechnik, ferner am Institut Informationstechnik, die mich durch ihre zahlreichen fachlichen und nicht fachlichen Gespräche unterstützt haben.

Für die wertvollen Hinweise und die Unterstützung bei der Implementierung der Algorithmen möchte ich mich bei meinen Studienkollegen und Freunden Claus Kutsche, Dipl.-Inf. André Hartmann und Dr.-Ing. Arvid Amthor bedanken. Zudem danke ich allen Korrekturlesern.

Weiterhin bedanke ich mich bei den von mir betreuten Diplomanden und Studienarbeitern, die mich durch ihre unermüdliche Arbeit ebenfalls unterstützt haben.

Bei einer solchen Aufzählung vergisst man leicht viele andere, die durch ihr Wirken und ihre Hilfe mein Arbeitsumfeld geprägt haben und zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Auch ihnen soll an dieser Stelle gedankt werden.

Meinen Eltern möchte ich auch ganz besonders für ihre großzügige Unterstützung während meiner gesamten Ausbildungszeit danken. Ohne sie wäre es sicher nicht zum Entstehen dieser Arbeit gekommen. Zum Schluss möchte ich meiner Freundin Tanja von ganzem Herzen danken. Sie hat durch ihre motivierenden Worte und ihr Verständnis für so manch langen Arbeitstag ebenfalls zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	VII
Abstract	IX
1 Einleitung	1
2 Einführung in die kapazitive Tomographie	5
2.1 Überblick tomographischer Verfahren	5
2.2 Funktionsprinzip der ECT	8
2.3 Komponenten eines ECT-Systems	11
2.3.1 Kapazitives Sensorarray	12
2.3.2 Mess- und Steuerungselektronik	17
2.3.3 Rekonstruktion und Auswertung	23
2.4 Historie	25
2.5 Leistungsfähigkeit und Grenzen der ECT	26
2.5.1 Bewertungskriterien	26
2.5.2 Erreichte Parameter und bekannte Anordnungen	29
2.5.3 Anwendungsgrenzen	33
2.5.4 Gegenwärtige Entwicklungsrichtungen	34
2.6 Dreielektroden-Messprinzip	36
3 Grundlagen der ECT	39
3.1 Empfindlichkeitsberechnung	39
3.1.1 Elektrisches Feld in einer ECT-Anordnung	39
3.1.2 Begriff der Empfindlichkeit	41
3.1.3 Methoden zur Bestimmung der Empfindlichkeitsmatrix	41
3.2 Modellierung und Simulation der Sensoranordnung	45
3.2.1 Numerische Feldberechnung	45
3.2.2 Allgemeine Prinzipien der Modellierung	47
3.2.3 Besonderheiten der Diskretisierung	51
3.2.4 Numerisches Rauschen	52
3.3 Bildrekonstruktion	55
3.3.1 Approximation der inversen Empfindlichkeitsmatrix	55
3.3.2 Rekonstruktionsalgorithmen	55

3.4	Bildauswertung	60
4	Entwurf des ECT-Systems	63
4.1	Zielstellung	63
4.2	Entwurfsparameter für eine optimale Sensorkonfiguration	65
4.2.1	Schlüsselgrößen	65
4.2.2	Applikation, Sensorform, Rekonstruktionsgebiet	67
4.2.3	Anzahl und Geometrie der Messelektroden	69
4.2.4	Anordnung der Messelektroden	70
4.2.5	Konfiguration von Schutzelektroden	71
4.2.6	Geometrie und Anordnung von Schirmelektroden	71
4.2.7	Geometrie und Materialeigenschaften der Isolationsschicht	72
4.2.8	Einfluss der Substratschicht	73
4.3	Auswahl und Modellierung der Sensoranordnung	73
4.4	Optimierung der Sensorkonfiguration	77
4.4.1	Ergebnisse ausgewählter Parameterstudien	79
4.4.2	Entwurfsrichtlinien und Konstruktionsparameter	85
4.4.3	Berechnung der Kapazitätsverhältnisse für eine optimierte Sensoranordnung	86
4.5	Rekonstruktionsalgorithmus und Bildauswertung	87
4.5.1	Der OIOR-Algorithmus	89
4.5.2	Positionsberechnung mit Referenzobjekten	92
4.6	Auswahl und Korrektur von Messwerten	95
4.6.1	Einfluss verschiedener Messstellengruppen	95
4.6.2	Messwertkorrektur	96
5	Realisierung des ECT-Systems	99
5.1	Experimentieranordnung	100
5.2	Mess- und Umschaltelektronik	101
5.2.1	Hardware	101
5.2.2	Realisierung der mittelbaren Umschaltung der Messkanäle	102
5.2.3	Maßnahmen zur Steigerung der Leistungsfähigkeit	105
5.3	Umsetzung der Algorithmen	106
5.3.1	Aufbau des Auswerteprogramms	106
5.3.2	Werkzeuge zur Verbesserung der Softwareeigenschaften	107
5.3.3	Benutzeroberflächen	108
6	Experimentelle Ergebnisse	111
6.1	Leistungsfähigkeit der Messelektronik	111
6.2	Bewertung der Rekonstruktion	113
6.2.1	Referenzbilder als Bewertungsbasis	113
6.2.2	Vergleich von Optimierungsalgorithmen	114
6.2.3	Rekonstruktion ausgewählter Permittivitätsverteilungen	115
6.2.4	Ausblendung von Objekten	118

6.3	Verbesserung der Bilddarstellung	119
6.4	Ergebnisse der Positionsberechnung	121
7	Zusammenfassung und Ausblick	123
	Literatur	126
	Symbolverzeichnis	149
	Abkürzungsverzeichnis	155
A	Auswahl bekannter ECT-Systeme und Anwendungen	157
B	Messstellenzuordnung	159

Kurzfassung

Die vorliegende Dissertation ist ein Beitrag zum Entwurf von ECT-Systemen (engl. Electrical Capacitance Tomography – ECT) in kompakter Bauweise für eine bestimmte Klasse von einfachen industriellen Applikationen. Sie behandelt den erstmaligen Entwurf und Aufbau eines tomographischen Sensorsystems nach dem Dreielektroden-Messprinzip auf Grundlage erarbeiteter Entwurfsrichtlinien. Im Fokus steht hierbei die Rekonstruktion und Positionsbestimmung von dielektrischen Referenzobjekten in einem geschlossenen Detektionsbereich.

Trotz des besonderen Schaltungsprinzips, mit dem mehrere Sensorkanäle gleichzeitig mit unterschiedlicher Messempfindlichkeit und geringer Störempfindlichkeit sowie ohne gegenseitige Beeinflussung ausgewertet werden können, wurde das Dreielektrodenprinzip bisher noch nicht für Anwendungen auf dem Gebiet der ECT untersucht.

Schwerpunkt der Arbeit sind spezifische Entwurfsregeln für einen im Querschnitt quadratischen und konstruktiv vereinfachten ECT-Sensor, die unter Berücksichtigung der Eigenschaften dieses Messprinzips aus einer systematischen Analyse der Einflüsse verschiedener Sensorparameter, insbesondere auf die Bildqualität, abgeleitet werden können. Durch die Implementierung eines effizienten Rekonstruktionsalgorithmus und eines geeigneten Lokalisierungsalgorithmus werden zudem die Grundvoraussetzungen für Messungen in Echtzeit auch bei begrenzten Rechenressourcen geschaffen.

Die Untersuchungen mit der entwickelten Experimentieranordnung bestehend aus einer optimierten Sensoranordnung und einem Auswerteprogramm sowie einer modularen Messelektronik mit Umschaltnetzwerk zeigen, dass sich ein derartiges Sensorsystem generell für die angestrebten Applikationen eignet.

Die Leistungsfähigkeit und Anwendungsgrenzen der einzelnen Systemkomponenten sind in der Arbeit ausführlich beschrieben, und es werden die notwendigen Ansätze zur Realisierung echtzeitfähiger Systeme dargelegt.

Das Dreielektroden-Messprinzip zeigt sich somit als eine aussichtsreiche Technik für die Entwicklung kompakter und kostengünstig realisierbarer ECT-Sensorsysteme mit einer robusten und leistungsfähigen kapazitiven Messelektronik.

Abstract

This thesis is a contribution to the design of electrical capacitance tomography (ECT) systems with compact construction for a specific class of simple industrial applications. The intention is the first design and implementation of a tomographic sensor system utilizing the three-electrodes measuring principle based on developed design guidelines. The investigations are focussing on image reconstruction and position determination of dielectric reference objects in a confined detection area.

In spite of a special circuit design, which is applicable to measuring multiple sensor channels simultaneously with different sensitivity, low electromagnetic susceptibility and without mutual interference, the three-electrodes principle was not yet been investigated for applications in the field of ECT.

The aim of the work are specific design rules for a square cross-sectional and constructively simplified ECT sensor, which can be derived from a systematic analysis of the influence of different sensor parameters especially on the image quality, taking into account of the used measuring principle's characteristics.

Through an efficient reconstruction algorithm and a suitable localisation algorithm, basic requirements for real-time measurements even in limited computing resources are furthermore established.

The studies carried out with the developed experimental system consisting of an optimised sensor configuration and a computer program as well as a modular measurement electronics with switching network show that this approach is generally suitable for the targeted applications.

The capability and limitations of the system components are described in detail, and necessary means of realising real-time applications are presented.

Therefore the three-electrodes principle appears to be a promising technology for the development of compact and cost-feasible ECT sensor systems with a robust and powerful capacitive measurement electronics.

Kapitel 1

Einleitung

Kapazitive Sensoren werden unter anderem als Wegsensoren, Abstandssensoren oder Näherungsschalter zur Detektierung von festen und flüssigen Medien eingesetzt. Näherungssensoren sind zum einen zur Füllstandüberwachung innerhalb von Behältern und Tanks vorteilhaft, aber auch zur Erkennung von dielektrischen und metallischen Objekten beispielsweise zum Zählen oder zur Überprüfung der Position geeignet. Sind mehrere Objekte an verschiedenen Positionen in einer Messzelle gleichzeitig zu erkennen, sind zwangsläufig entsprechend der Anzahl der Objekte gleich viele Sensoren notwendig. Jeder der Sensoren hat dabei seinen definierten Erfassungsbereich und muss bei der Inbetriebnahme unter konstanten Bedingungen auf das zu erkennende Objekt kalibriert werden. Jede während der Messung auftretende Abweichung der Objekte von ihrer Eichposition kann zu einer fehlerhaften Messung führen. Die Aufgaben der Zukunft liegen nicht mehr allein in der klassischen Detektierung von Objekten sondern in der Erkennung z.B. der Position, Form und Größe mehrerer Objekte unabhängig von ihrer Lage in der Messzelle. Allgemein und unabhängig von der Art des physikalischen Messprinzips sind für diese Art von Applikationen bildgebende Sensoren geeignet. Nach einer Studie der INTECHNO Consulting aus dem Jahr 2012 machten bildgebende Sensoren bereits 2011 einen Marktanteil von 19,2% am gesamten zivilen Sensorweltmarkt aus. Zudem zeichnet sich eine steigende Tendenz in Richtung dreidimensional auflösender Sensoren für eine bestimmte Klasse von Echtzeitanwendungen ab [136]. Mit herkömmlichen kapazitiven Sensoren kann man diese Applikationen bisher noch nicht erschließen.

Die kapazitive Tomographie (engl. Electrical Capacitance Tomography – ECT) ist ein Messverfahren, das zur Lösung derartiger Aufgaben prinzipiell anwendbar scheint. Nahezu alle ECT-Systeme bestehen aus drei Komponenten: einer Sensoranordnung, einer mehrkanaligen kapazitiven Messelektronik mit Umschaltwerk, und einem Computerprogramm zur Rekonstruktion und Auswertung von Permittivitätsverteilungen. Das erste lauffähige ECT-System wurde bereits im Jahr 1975 am U.S. Department of Energy's in Morgantown entwickelt. Ein erstes echtzeitfähiges ECT-System wurde dagegen in den späten 1980er Jahren am University of Manchester Institute of Science and Technology (UMIST) realisiert [63]. Bevorzugt werden ECT-Systeme zur Rekonstruktion mehrphasiger Materialverteilungen mit verschiedenen Permittivitäten eingesetzt,

insbesondere zur Untersuchung von Gemischen aus strömenden Flüssigkeiten, Gasen und Feststoffen in technischen Prozessen innerhalb von Rohrleitungen oder Behältern [7]. Durch eine zusätzliche Bildverarbeitung können aus den Rekonstruktionsbildern u.a. die Fließgeschwindigkeit von Flüssigkeitsgemischen abgeleitet werden, aber auch andere Anwendungen zur Identifizierung, Charakterisierung und Positionsbestimmung dielektrischer Referenzobjekte in Messzellen sind möglich [112, 135]. Typische industrielle Anwendungsfelder könnten z.B. die dynamische Überprüfung bestimmter Waren auf Vollständigkeit oder die Anordnung von Objekten innerhalb von Verpackungen sein. Eine besondere Bedeutung gegenüber anderen tomographischen Verfahren kommt der ECT deshalb zu, weil es sich hierbei um eine nicht-invasive Messmethode mit verhältnismäßig hoher Zuverlässigkeit, gesundheitlicher Unbedenklichkeit, aber auch relativ einfach realisierbarer Messtechnik handelt [199, 198, 194]. In vielen Fällen werden optische Messverfahren bereits mit großen Erfolg und mit den zuvor genannten Vorteilen eingesetzt. Dennoch erfordern diese zwingend eine optische Sichtbarkeit der Objekte, die beispielsweise bei Waren in nicht-transparenten Verpackungen nicht gegeben ist. Prinzipbedingt können zwar nur relativ geringe örtliche Auflösungen erreicht werden. Ein wesentlicher Vorteil ist aber die hohe erzielbare Messrate bzw. Bildrate, mit der auch dynamische Prozesse in Echtzeit abgebildet werden können. Üblicherweise werden dabei 100 Bilder pro Sekunde und mehr bei Auflösungen von einigen hundert Pixeln erreicht [196, 126, 155, 72].

ECT-Sensoren verfügen über mehrere Messelektroden, die peripher und elektrisch isoliert um ein typischerweise zylindrisches Messvolumen angeordnet sind. Durch eine veränderliche Materialverteilung innerhalb eines axial begrenzten Bereichs im Zylinderquerschnitt werden Kapazitätsänderungen zwischen den Elektroden des Sensors hervorgerufen. Mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus erfolgt letztlich die Berechnung der Materialverteilung auf Basis einer bestimmten Anzahl von Messwerten aller unabhängigen Kapazitätswerte. Die Aufgabe der Messelektronik besteht darin, alle Kapazitätswerte als Funktion der Permittivität des Materials zwischen den Messelektroden möglichst schnell und genau zu erfassen. Die maximal erreichbare Bildqualität und Messrate hängt dabei entscheidend von der erforderlichen Messgenauigkeit und damit vor allem von der Leistungsfähigkeit der kapazitiven Messelektronik ab. Neben einer hohen Messempfindlichkeit über einem weiten Grundkapazitätsbereich bei geringem Signal-Rausch-Verhältnis spielen für eine Echtzeitmessung innerhalb technischer Prozesse auch die Zuverlässigkeit der Messungen eine entscheidende Rolle, insbesondere bei extremen Temperatur-, Druck- und Feuchtigkeitseinflüssen sowie bei elektromagnetischen Störungen. Die meisten in der Literatur beschriebenen Systeme verfügen über eine von der passiven Sensorstruktur abgesetzte aufwendige Messelektronik, die über teilweise lange und aufwendig geschirmte Kabel mit dem ECT-Sensor verbunden ist. Zunehmend zeichnet sich allerdings der Trend zum Einsatz portabler und kostengünstiger Messmodule ab, deren Sensorelektronik und Elektrodenanordnung für jeden Kanal eine kompakte Einheit bilden. Alle Module müssen dabei unabhängig und ohne gegenseitige Beeinflussung arbeiten, und sollten an verschiedenen Messanordnungen von außen in geeigneter Weise und Anzahl an der Messzelle befestigt werden können [107, 108]. Durch die kompakte Bauweise reduzieren sich die Leitungslängen, womit

parasitäre Kabelkapazitäten und allgemein das Signalrauschen verringert werden können. Grundsätzlich sind hierfür Messprinzipien mit einem übergeordneten Signalgenerator geeignet, die zudem eine schnelle mehrkanalige Messwertaufnahme und Ansteuerung sowie eine hohe Datentransferrate zwischen den Modulen und der zentralen Steuereinheit bzw. Recheneinheit ermöglichen.

Das kapazitive Dreielektroden-Messprinzip (Dreielektrodenprinzip) zeichnet sich durch ein leistungsfähiges und integrationsfähiges Schaltungskonzept mit hoher Messempfindlichkeit und geringer Störanfälligkeit aus. An einer gemeinsamen Auswerteelektronik können zudem mehrere passive Sensoren nahezu ohne gegenseitige Beeinflussung betrieben werden. So sind anspruchsvolle Applikationen mit mehreren Messstellen unter erschwerten industriellen Umgebungsbedingungen kostengünstig lösbar [121]. Die existierende Technik bietet folglich gute Voraussetzungen zum Entwurf von Low-Cost Sensorsystemen in kompakter Bauweise für eine bestimmte Klasse von einfachen tomographischen Anwendungen. Dennoch wurde das Dreielektroden-Messprinzip bisher noch nicht auf seine Eignung für die ECT untersucht.

Aus den genannten Gründen wird der spezifische Entwurf und Aufbau eines modular aufgebauten kapazitiven Tomographie-Systems erstmals auf Basis dieses neuen Messprinzips zum Gegenstand dieser Arbeit gemacht. Als Ausgangssituation steht dabei weder eine geeignete Sensorkonfiguration noch eine mehrkanalige Sensorelektronik, die über ein entsprechendes Umschaltwerk oder über notwendige Schnittstellen zur Kommunikation mit einer Recheneinheit verfügt. Zur Vorbereitung für Anwendungen in Echtzeit müssen zudem leistungsfähige Algorithmen favorisiert oder gegebenenfalls entwickelt werden, die eine schnelle und qualitativ hochwertige Rekonstruktion und Auswertung von Schnittbildern trotz geringer Berechnungsressourcen gewährleisten.

Die Struktur der Arbeit wird durch Abbildung 1.1 veranschaulicht. Da die Sensorkonfiguration bekanntlich einen entscheidenden Einfluss auf die Rekonstruktionsqualität hat, liegt der erste Schwerpunkt in der Erarbeitung einer allgemein anwendbaren systematischen Vorgehensweise für den Entwurf und die Optimierung von ECT-Sensorsystemen. Mit dessen Anwendung sind letztlich verschiedene spezifische Entwurfsrichtlinien ableitbar, aus denen sich eine geeignete Sensorkonfiguration für das Dreielektrodenprinzip ergibt. Die Verifizierung der Simulationsergebnisse und Messung verschiedener Permittivitätsverteilungen erfolgt mittels einer überarbeiteten Messelektronik und durch ein zur Rekonstruktion und Positionsbestimmung von dielektrischen Referenzobjekten entwickeltes Auswerteprogramm. In **Kapitel 2** werden zunächst der Aufbau und die Funktionsweise von ECT-Systemen, die historische Entwicklung und der technisch-wissenschaftlichen Stand beschrieben sowie gegenwärtige Entwicklungsrichtungen in der kapazitiven Tomographie aufgezeigt. **Kapitel 3** befasst sich mit der Theorie, insbesondere mit den verschiedenen eingesetzten Rekonstruktionsalgorithmen und der dafür notwendigen numerischen Berechnung der Empfindlichkeitskoeffizienten. Nach der Beschreibung des ausgewählten Messprinzips erfolgt in **Kapitel 4** eine umfassende Diskussion verschiedener Schlüsselgrößen für ECT-Systeme und die Erarbeitung von relevanten Entwurfsparametern, die letztlich zu spezifischen Konstruktionsregeln für eine auf das Dreielektroden-Messprinzip und die angestrebte Applikation angepasste Sensoranordnung führen sollen. Für die Bild-

rekonstruktion und die Lokalisierung von Objekten wurden in der Literatur eine Vielzahl von Algorithmen publiziert aus denen entweder eine sinnvolle Auswahl nach erarbeiteten Kriterien zu treffen ist oder geeignete Ansätze zu entwickeln sind. Der Fokus liegt hierbei auf einer überzeugenden Berechnungsgenauigkeit, Bildqualität und Bildrate bei gleichzeitig geringen Rechenressourcen. Die realisierte Experimentieranordnung, bestehend aus den drei Komponenten ECT-Sensor, Messelektronik und Auswerteprogramm auf einem Computer, wird in **Kapitel 5** vorgestellt. Bei der Umsetzung der Elektronik stehen besonders die mittelbare Umschaltung der Messkanäle und die Maßnahmen zur Steigerung der Signal-Rausch-Verhältnisse im Fokus. Einen weiteren Schwerpunkt bildet das Auswerteprogramm, welches eine einfache Steuerung der Elektronik, eine geeignete Darstellung der Mess- und Rekonstruktionsergebnisse sowie eine ausreichende Bildrate und Bildqualität ermöglichen sollte. Im **Kapitel 6** werden ausgewählte Rekonstruktionsergebnisse auf Basis von numerisch berechneten Kapazitäten und Messungen mit der Experimentieranordnung gezeigt und bewertet, um die Leistungsfähigkeit der Sensoranordnung und die Anwendungsgrenzen des Gesamtsystems aufzuzeigen. Das **Kapitel 7** fasst die positiven Ergebnisse und neuen Erkenntnisse zusammen und gibt einen Ausblick zur Weiterentwicklung des ECT-Systems und zu zukünftig erschließbaren tomographischen Anwendungen mit dem Dreielektroden-Messprinzip.

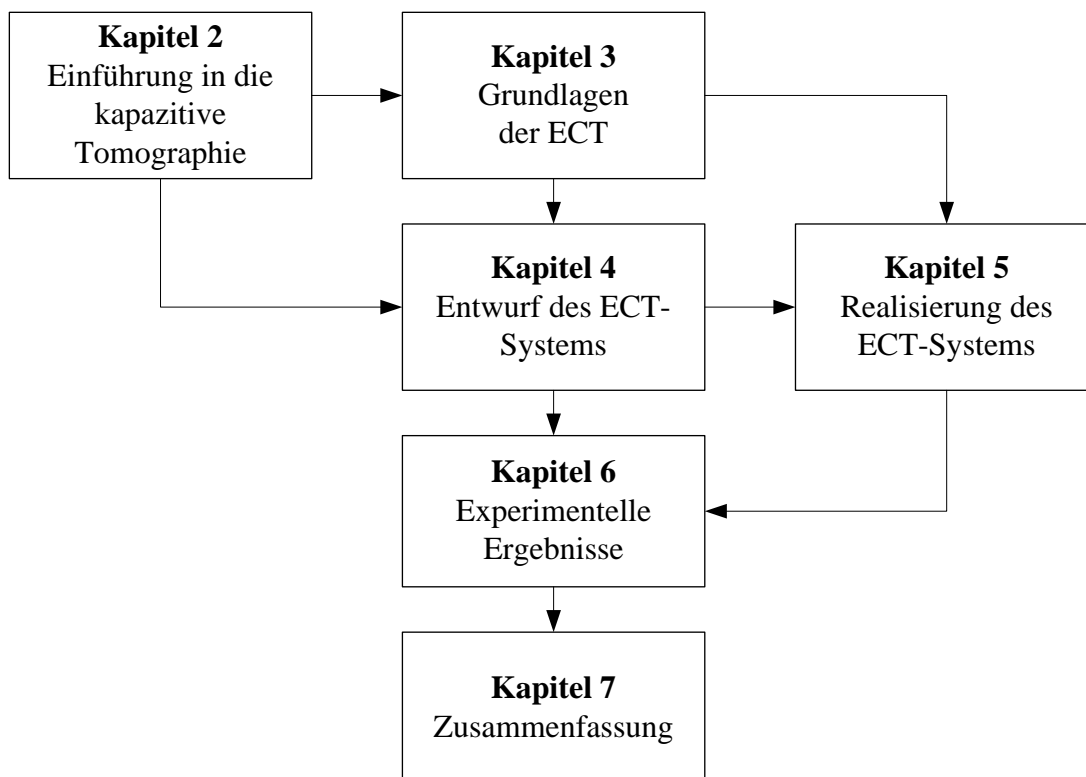


Abbildung 1.1: Struktur der Arbeit.

Kapitel 2

Einführung in die kapazitive Tomographie

2.1 Überblick tomographischer Verfahren

Der Begriff „Tomographie“ ist abgeleitet aus den altgriechischen Begriffen „tomos“ für „Schnitt“ und „graph“ für „schreiben“. Allgemein werden unter diesem Begriff bildgebende und zerstörungsfreie Verfahren, Schnittbildverfahren oder Schichtaufnahmeverfahren bezeichnet, die aus physikalischen Messgrößen ein Abbild realer Objekte in einem definierten Volumen erzeugen. Sie haben gegenüber konventionellen Werkstoffprüfverfahren den Vorteil, dass sich Objekte bzw. Medien meistens berührungslos und ohne mechanische Rückwirkung untersuchen lassen. Zudem können die zu messenden Größen an vielen Punkten im Messbereich gleichzeitig aufgenommen werden, was einen enormen Zeitvorteil bedeutet. Die aus linear unabhängigen Messungen der physikalischen Größen durch geeignete mathematische Inversionsverfahren abgeleiteten Informationen werden gewöhnlich orts aufgelöst als Grauwerte, Helligkeitsintensitäten oder Farbkodierungen in Form eines Schichtbildes, auch als Tomogramm bezeichnet, dargestellt. Durch die sequenzielle Abtastung eines Volumens entsteht eine Serie paralleler Querschnittbilder, die durch eine digitale Bildverarbeitung überlagerungsfrei zusammengesetzt werden, und damit letztlich zu einem dreidimensionalen Intensitätsbild der physikalischen Größe führen. Projektionstechniken wie die Radiographie oder die optische Projektion unterscheiden sich grundsätzlich von tomographischen Verfahren, indem sich hierbei die Bilder mehrerer Objektkonturen je nach Projektionsrichtung in den Rekonstruktionsbildern überlagern.

Tomographische Verfahren unterscheiden sich zunächst in der Art der genutzten physikalischen Wechselwirkung, wie der Reflexion, Brechung, Beugung, Streuung aber auch der Transmission durch Messung der Änderungen von Intensität, Polarisierung oder Laufzeit. Des Weiteren werden sie nach der Art der Messgröße unterschieden, die u.a. auf mechanischen oder elektromagnetischen Feldern beruhen. Zu diesen zählen z.B. Korpuskularstrahlen, Röntgenstrahlen, ultraviolette und infrarote Strahlen, Mikrowellen, Radiowellen oder Lichtwellen, Druckwellen, Schallwellen oder Ultraschallwellen, sowie quasi-stationäre

elektromagnetische Felder. In der Tabelle 2.1 ist eine Auswahl derzeit etablierter Verfahren aufgeführt, wovon einige vorrangig in der Medizin anzutreffen sind. Die meisten der Verfahren finden jedoch auch Anwendung in nahezu allen naturwissenschaftlichen Bereichen und zunehmend in der Verfahrenstechnik. In verfahrenstechnischen Anlagen ist vorwiegend die Analyse eines, an einem Prozess beteiligten und eine Apparatur durchströmenden, Komponentengemisches interessant. Diese Gemische bestehen häufig aus einer Kombination von zwei oder drei Komponenten, die jeweils entweder eine feste, flüssige oder gasförmige Phase besitzen. Aus physikalischer Sicht handelt es sich um in-situ Messungen von mehrphasigen und zeitlich rasch veränderlichen Strömungsfeldern. Die Visualisierung der Phasenverteilung erfolgt nach der Messwertbildung mit Hilfe von geeigneten Auswertalgorithmen [132, 194, 198].

Messverfahren	Abkürzung	Physikalische Größe
Röntgentomographie, Computertomografie	CT	Röntgenstrahlung
Linearbeschleuniger	LINAC	Korpuskularstrahlung
Positronen-Emissions-Tomografie	PET	Korpuskularstrahlung
Magnetresonanztomographie	MRT	Kernspinresonanz
Optische Kohärenztomographie	OCT	Optische Interferenz
Mikrowellentomographie	MWT	Mikrowellen-Reflexion
Sonographie, Ultraschalltomographie	SON	Ultraschall
Impedanztomographie	EIT	Elektrische Impedanz
Widerstandstomographie	ERT	Elektrischer Widerstand
Kapazitive Tomographie	ECT	Elektrische Kapazität

Tabelle 2.1: Tomographische Verfahren und deren physikalische Messgröße.

Die Energien und genutzten Frequenzen, die für die jeweiligen Messverfahren notwendig sind, unterscheiden sich enorm. Korpuskularstrahlungsverfahren und hoch energetische Wellen arbeiten mit Energien von 1 keV bis 5 MeV. Sie arbeiten in einem großen Frequenzbereich, der sich ausgehend vom stationären Feld bis zu sehr hohen Frequenzen von bspw. 10^8 MHz erstreckt. Hierzu zählen unter anderem α -, β -, γ -Strahlenverfahren, Röntgenstrahlverfahren, aber auch optische Verfahren im sichtbaren, ultravioletten und infraroten Bereich. Deutlich geringere Energien werden bei medizinischen Verfahren auf Basis von Mikrowellen, Radiowellen im Kurzwellenbereich und quasi-stationären elektromagnetischen Wellen und Feldern eingesetzt. Letztere arbeiten mit Frequenzen von 10 MHz bis zu wenigen 100 Hz.

Der Einsatz der jeweiligen Verfahren richtet sich nach ihrer örtlichen und zeitlichen Auflösung sowie den stofflichen Eigenschaften der Messobjekte. Diese beiden Kriterien sind jedoch bedingt durch das verwendete Messprinzip bzw. Messverfahren und den damit verbundenen messtechnischen Aufwand konträr zueinander. Die qualitative Zusammenstellung in Abbildung 2.1 gibt einen Überblick zu den in den 1990er Jahren erreichten Auflösungen der jeweiligen Verfahren [132, 8]. Eine Vielzahl tomographischer Messsysteme mit hochfrequenten Wechselfeldern erreichen zwar hohe Ortsauflösungen,

aber eher geringe Messzykluszeiten. Eine Sonderstellung nehmen die optischen Systeme ein, mit denen sich auch Messungen mit hoher Bildfrequenz und gleichzeitig hoher Bildauflösung ausführen lassen. Allerdings können nur transparente Medien untersucht werden.

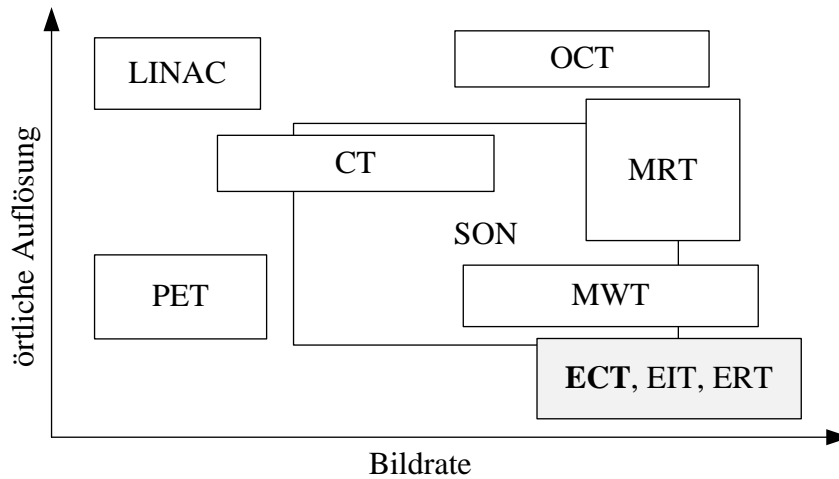


Abbildung 2.1: Zeitliche und örtliche Auflösung tomographischer Messverfahren.

Die elektrische Tomographie gilt als Oberbegriff der Widerstandstomographie (ERT), Impedanztomographie (EIT) und der kapazitiven Tomographie (ECT), wobei sie entsprechend ihrer Bezeichnung von den zugrunde liegenden elektrischen Messgrößen Impedanz, Widerstand und Kapazität abgeleitet sind. Sie besitzen gegenüber nahezu allen anderen genannten Verfahren den Vorteil, dass Apparaturen für Messungen mit hoher zeitlicher Auflösung realisiert werden können. Der Grund hierfür liegt zum einen in den geringen Schaltzeiten der verwendbaren elektronischen Bauelemente und zum anderen daran, dass keine mechanisch bewegten Teile für die Messung notwendig sind. Insbesondere im Rahmen der Prozessüberwachung ist hervorzuheben, dass Apparaturen für die elektrische Tomographie je nach Anspruch an die Ortsauflösung und damit auch der Messgenauigkeit mit relativ geringem Kostenaufwand realisierbar sind. Nachteilig ist dagegen, dass sich mit diesen Verfahren nur relativ geringe örtliche Auflösungen erzielen lassen [206]. Dieser Umstand ist vor allem den Ausbreitungseigenschaften des inhomogenen elektrischen Feldes geschuldet, zu denen die Brechung der Feldlinien an den dielektrischen Materialgrenzen innerhalb der Sensoranordnung und Streueffekte durch verteilte Elektrodenstrukturen zählen. Die damit begrenzte Eindringtiefe des Wirkfeldes in das Messmedium sollte hierbei nicht mit dem Begriff der Eindringtiefe des elektrischen Feldes in Abhängigkeit der Anregungsfrequenz verwechselt werden. Sie ist vielmehr abhängig vom Rauschpegel der Messelektronik und der Elektrodenkonfiguration und beschreibt im Zusammenhang mit der ECT die maximale Entfernung in orthogonaler Richtung zur Elektrode, für die eine Signaländerung am Ausgang der Elektronik gerade noch detektiert werden kann [62, 22].

Computergestützte Rekonstruktionsverfahren werden schon seit einigen Jahrzehnten nutzbringend zur berührungslosen Messung bzw. Visualisierung der Querschnittverteilung zweier strömender Stoffe in medizinischen Anlagen eingesetzt [63, 152]. Die ECT zählt im weiteren Sinne auch zu dieser Gruppe von tomographischen Verfahren, wobei man im Zusammenhang mit der Diagnose und Steuerung von technischen Prozessen eher den Begriff Prozesstomographie (PT) verwendet.

Seit mehr als 20 Jahren werden die verschiedensten Aspekte, die der Entwicklung von ECT-Systemen dienen, in der wissenschaftlichen Literatur beschrieben. Zahlreiche Forschungsaktivitäten, die bis auf das Jahr 1970 zurück gehen, haben die kapazitive Tomographie zu einer anwendungsreifen Methode gemacht [62, 194]. Zwar können nur relativ geringe Bildauflösungen erreicht werden, aber dafür hat es auch einige Vorteile. Zum Beispiel sind vergleichsweise hohe Messgeschwindigkeiten erreichbar. ECT-Systeme können zudem mit relativ geringem technischen Aufwand realisiert werden, da man insbesondere für die kapazitiven Sensoranordnungen keine mechanisch beweglichen Teile benötigt und diese auch für hohe Temperaturen und Drücke ausgelegt werden können [71]. Insbesondere bei den Anwendungen, für die sich andere tomographische Verfahren aus verschiedensten Gründen nicht eignen, stellt die ECT eine sinnvolle Lösung dar. Zum Beispiel ist die ECT, gegenüber der Röntgentomographie, ein sichereres und gesundheitlich unbedenkliches Messverfahren. Dementsprechend ist auch das kommerzielle Interesse an Applikationen in der chemischen, petrochemischen, metallurgischen, pharmazeutischen Industrie sowie Nahrungsmittelindustrie vorhanden [194]. Da es sich bei der ECT um ein schnelles nicht-invasives Verfahren handelt, eignet es sich zur Rekonstruktion von Fließprozessen in Rohrleitungen wie zur Darstellung von strömenden Stoffgemischen fester, gasförmiger und flüssiger Phasen [19]. Zudem existieren auch Systeme zur Messung der Geschwindigkeit und Konzentration mehrphasiger Materialströmungen [71, 68]. Des Weiteren werden die Systeme auch zur Erkennung der Annäherung, Position und Temperatur von Objekten [18], oder an menschlichen Körperteilen [141, 79] eingesetzt. Sie werden aber auch zur Materialcharakterisierung [101] und für die zerstörungsfreie Werkstoffprüfung NDT [27] benutzt. Bis auf wenige Ausnahmen, existieren allerdings nahezu alle realisierten Systeme entweder als Experimentierapparaturen oder als Prototypen [10, 189, 131].

2.2 Funktionsprinzip der ECT

Die Aufgabe der ECT besteht in der Abbildung einer realen Materialverteilung bzw. Permittivitätsverteilung $\varepsilon(x, y)$ bzw. der Änderung einer Permittivitätsverteilung in einem Detektionsbereich über dem Querschnitt eines Messvolumens. Die Permittivitätsänderungen werden dazu aus einem Satz von Messwertänderungen ermittelt, die den Änderungen der Kapazitäten zwischen den Messelektroden als Funktionen der Permittivität des Materials im Detektionsvolumen entsprechen. Das Messvolumen wird in radialer Richtung durch die technische Anordnung wie z.B. durch die dielektrische Wand einer Rohrleitung oder eines Behälters flankiert. Diese dient als Isolationsschicht gegenüber der elektrisch abgeschirmten kapazitiven Elektrodenanordnung (ECT-Sensor),

welche das gesamte Messvolumen peripher umschließt. Jedes zu rekonstruierende Material mit unterschiedlicher relativer Permittivität wird als Komponente bezeichnet [63]. Ein 2-Komponenten Materialgefüge kann beispielsweise entsprechend Abbildung 2.2 aus einem stabförmigen Objekt aus Kunststoff mit einer homogenen relativen Permittivität ε_r bestehen, welches sich im Detektionsbereich mit der minimalen relativen Permittivität ε_r^{\min} (Gas) befindet. Es ist aber nicht zwingend erforderlich, dass die zu erkennenden Objekte bzw. die Materialien eine homogene relative Permittivität haben müssen. Vielmehr muss man bei technischen Prozessen, insbesondere bei rasch veränderlichen mehrphasigen Gemischen (Flüssigkeit-Gas-Gemisch) mit inhomogenen Permittivitätsverteilungen rechnen, bei denen sich einzelne Komponenten an der Isolationschicht absetzen, miteinander vermischen oder unscharfe Materialgrenzen entstehen.

Um ein Materialgefüge abbilden zu können, ist das Berechnungsgebiet zunächst in eine bestimmte Anzahl und Anordnung von Pixeln eingeteilt, wobei jedem Pixel ein Index n zugeordnet ist. Auf Grundlage eines Satzes von Messwerten, der aus den Kapazitätsverhältnissen zwischen den Elektroden resultiert, und zuvor berechneten Empfindlichkeitskoeffizienten können anschließend normierte Permittivitäten g_n diskret für jeden n -ten Pixel berechnet werden. Die in einem Intensitätsvektor \mathbf{g} zusammen gefassten Intensitäten bzw. Grauwerte der relativen Permittivität werden anschließend in eine Intensitätsmatrix \mathbf{G} umgeformt und letztlich als Pixelbild dargestellt.

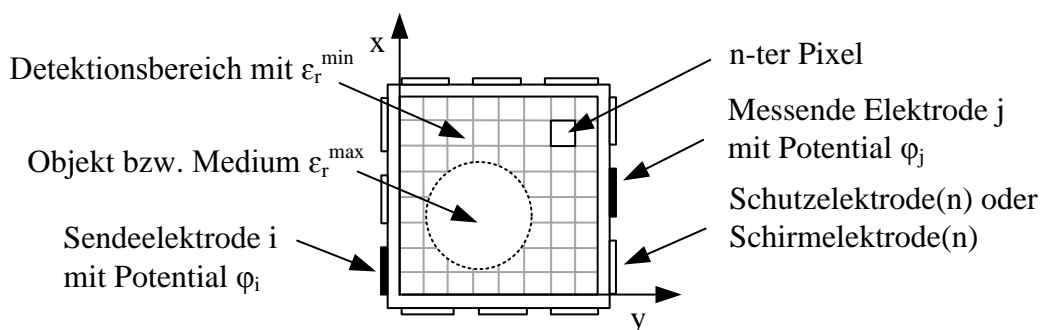


Abbildung 2.2: Vereinfachte Querschnittsdarstellung der Elektrodenanordnung eines typischen zylindrischen ECT-Sensors sowie des in quadratische Pixel unterteilten Detektionsgebietes zur Rekonstruktion einer Permittivitätsverteilung.

Ein Messwertsatz besteht aus einer bestimmten Anzahl und Reihenfolge von Messwerten, die sich aus allen unabhängigen Kombinationen von Teilkapazitäten der jeweiligen Elektrodenanordnung ableiten lassen. Die Messstellen $M_{i,j}$ sind durch die Sendelektrode i und die jeweils messende Elektrode j definiert. Entsprechend der Beschaltung der Elektroden und der im Detektionsgebiet befindlichen Permittivitätsverteilung resultiert für jede Messstelle ein elektrisches Feld und ein bestimmtes Potential auf den Elektroden. Daraus ergeben sich die Messwerte, welche nach einer Normierung und gemäß einer definierten Reihenfolge zum Messvektor $\boldsymbol{\lambda}$ zusammen gefasst werden. Da aber die Messwerte die gesuchte Permittivitätsverteilung lediglich implizit enthalten bzw. der Zusammenhang zwischen beiden Größen stark nichtlinear ist, müssen die Pixelintensitäten über

anspruchsvolle und mathematisch aufwendige Inversionsverfahren berechnet werden. Dabei wird der Zusammenhang zwischen den gemessenen Kapazitätsänderungen und den lokalen Permittivitäten im Detektionsbereich des ECT-Sensors üblicherweise durch den linearisierten Inversionsansatz stark vereinfacht approximiert [173]:

$$\mathbf{g} \approx \mathbf{S}^* \boldsymbol{\lambda}. \quad (2.1)$$

Um zum Inversionsansatz zu gelangen, bedarf es zunächst der Berechnung einer definierten Anzahl an Empfindlichkeitskoeffizienten $s_{i,j}^n$, welche die Empfindlichkeiten der Messkapazitäten einer bestimmten Messstelle infolge einer diskreten Permittivitätsänderung $\Delta\varepsilon_r(n)$ in einem definierten Pixel n beschreiben. Die Koeffizienten werden gewöhnlich in einer Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S} zusammen gefasst. Als Basis dienen hier auch wieder Teilkapazitäten zwischen den Elektrodenpaaren, die mit Hilfe eines geeigneten numerischen Modells des ECT-Sensors berechnet werden. Aufgrund der geforderten hohen Berechnungsgenauigkeit sind diese numerischen Simulationen äußerst rechenintensiv und können trotz leistungsfähiger Computer sehr zeitaufwendig sein. Zur vollständigen Berechnung aller Empfindlichkeitskoeffizienten können z.B. je nach Bildauflösung und Rechenleistung für eine einzige Sensoranordnung mehrere Stunden bzw. Tage an Berechnungszeit anfallen. Diese aufwendige Kapazitätsberechnung muss allerdings für eine bestimmte Sensoranordnung nur jeweils einmal für die Kalibrierung ermittelt werden.

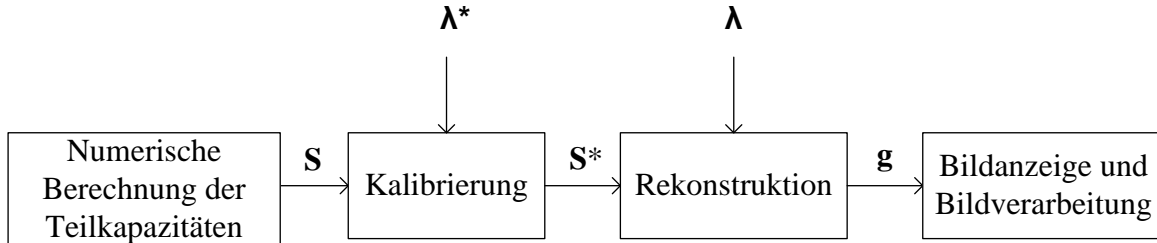


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung des Ablaufs einer ECT-Messung einschließlich Kalibrierung.

Um von den normierten Messwerten auf die gesuchte Permittivitätsverteilung bzw. den Intensitätsvektor \mathbf{g} direkt schließen zu können, ist es notwendig die berechnete Empfindlichkeitsmatrix vorher zu invertieren. Die maximale Anzahl M der unabhängigen Messungen ist aber in der Regel viel kleiner als die Anzahl N der Pixel. Durch die ungleiche Zeilen- und Spaltenanzahl kann demnach keine direkte Inverse der Empfindlichkeitsmatrix mit $N \times M$ Elementen gebildet werden, weshalb anstelle dessen eine Approximationsmatrix \mathbf{S}^* benutzt wird. Da eine Rekonstruktion auf Basis dieses direkten Inversionsansatzes infolge der unzureichend genauen Approximation häufig zu einer unbefriedigenden Bildqualität führt, werden iterative Approximationsverfahren zur Verbesserung von \mathbf{S}^* eingesetzt. Wie im Messablauf in Abbildung 2.3 gezeigt, lässt sich die iterative Berechnung der Näherungslösung als Kalibrierung verstehen und wird nachfolgend auch so bezeichnet. Der Kalibriervektor $\boldsymbol{\lambda}^*$ kann je nach Rekonstruktionsalgorithmus auf Simulationsdaten oder Messdaten beruhen. Um möglichst schnell

und zuverlässig zu einer guten Näherungslösung zu gelangen, gibt es eine Reihe von unterschiedlichen Ansätzen bzw. Algorithmen von denen einige ständig weiter entwickelt werden [194].

Egal ob es sich um ein direktes Verfahren oder ein iteratives Verfahren handelt, lassen sich aber letztlich folgende Schwierigkeiten für die Rekonstruktion feststellen. Dies wäre einerseits die Annahme eines linearen messtechnischen Zusammenhangs, obwohl die Beziehung zwischen der Permittivitätsverteilung und den Kapazitäten streng nichtlinear ist. Zum anderen lässt sich das inverse Problem, vor allem aufgrund der begrenzten Anzahl an Messwerten, als ein schlecht gestelltes und schlecht konditioniertes lineares Optimierungsproblem klassifizieren. Insbesondere im Hinblick auf eine zuverlässige Bildberechnung in Echtzeit ist daher der Einsatz von leistungsfähigen Rekonstruktionsalgorithmen auf Basis mathematischer Methoden der linearen und nichtlinearen Optimierung notwendig, z.B. mittels Regularisierungsverfahren [194]. Aufgrund der Relevanz für eine qualitative, schnelle und zuverlässige Bildrekonstruktion wird im weiteren Verlauf der Arbeit detaillierter auf diese Thematik eingegangen.

2.3 Komponenten eines ECT-Systems

Die Komponenten des ECT-Messsystems beeinflussen in verschiedener Art und Weise die Leistungsfähigkeit des Systems und sind wechselseitig voneinander abhängig. In den folgenden Abschnitten werden daher die Funktion und Relevanz jeder Komponente erläutert und darüber hinaus auf die in der Literatur beschriebenen Ansätze und Realisierungsmöglichkeiten eingegangen.

Die grundsätzliche Aufgabe eines kapazitiven Tomographie-Systems besteht darin, ein Mehrphasen-Materialgemisch unterschiedlicher Permittivität aus einem Satz von Messwerten zu rekonstruieren. Die berechneten Daten werden dazu als Intensitätsverteilung der relativen Permittivität ε_r über dem Querschnitt des Messvolumens dargestellt. Aufgrund des kapazitiven Messverfahrens lassen sich nur relativ geringe örtliche Auflösungen erzielen. Ein entscheidender Vorteil gegenüber vielen anderen tomographischen Verfahren für den Einsatz in Apparaturen und Prozessanlagen ist allerdings die hohe erzielbare zeitliche Auflösung, so dass auch Materialgemische in transienten Prozessen rekonstruiert werden können. Präzise und langzeitstabile Messungen können hierbei in einem Temperaturbereich von mehr als 200°C mit vertretbarem technischen Aufwand realisiert werden. Zudem wird allgemein mit vergleichsweise geringen Energien und Anregungsfrequenzen gearbeitet, was dessen Anwendung relativ ungefährlich macht und letztlich auch die Betriebskosten gering hält.

Die Skizze in Abbildung 2.4 zeigt ein typisches kapazitives Tomografie-System mit einem ECT-Sensor einschließlich radial-symmetrischer Elektrodenanordnung, einer Messelektronik, sowie einer Recheneinheit. Der wesentliche Bestandteil eines ECT-Sensors ist die Elektrodenanordnung, welche aus mehreren Messelektroden, Schirmelektroden und

Schutzelektroden besteht. Die gesamte Anordnung ist peripher um ein definiertes Detektionsvolumen angeordnet, wobei sich zwischen diesem Bereich und den Elektroden eine dielektrische Isolationsschicht befindet. Diese ist üblicherweise durch die Wandung einer Rohrleitung oder eines Behälters gegeben, welche von einem Materialgemisch ausgefüllt sind oder von diesem durchströmt werden. Die gesamte Sensoranordnung wird von einer Schirmelektrode umschlossen, die damit meist gleichzeitig das Gehäuse des Sensors bildet. Die Steuer- und Auswerteelektronik übernimmt in jedem Messzyklus die schrittweise elektrische Beschaltung der Elektroden und die kapazitive Messung bis die Messwerte aller Kombinationen von Messelektroden zur Verfügung stehen. Die Messwerte werden anschließend aufbereitet, digitalisiert und über eine definierte Schnittstelle einer Recheneinheit zur Verfügung gestellt. Die Recheneinheit ist hierbei typischerweise ein Computer. Dieser berechnet mit Hilfe von Rekonstruktionsalgorithmen die Permittivitätsverteilung für den Querschnitt des Detektionsvolumens und stellt diese gewöhnlicherweise als ein Schichtbild auf einem Monitor dar. Durch eine Bildverarbeitung und den Vergleich mehrerer Schnittbilder lassen sich darüber hinaus weitere Parameter wie z.B. die Fließgeschwindigkeit oder die Durchflussmenge berechnen.

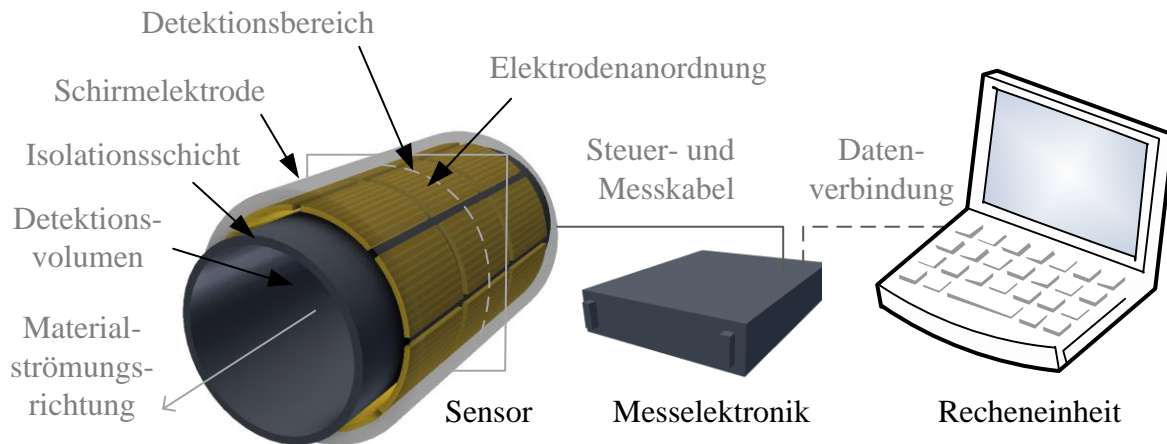


Abbildung 2.4: Typischer Aufbau eines ECT-Systems aus den Komponenten Sensor, Messelektronik und Recheneinheit.

2.3.1 Kapazitives Sensorarray

Da die Elektrodenkonfiguration eines ECT-Sensors maßgeblich über die Qualität der kapazitiven Messung und damit des rekonstruierten Bildes entscheidet, finden sich hierzu eine Fülle von wissenschaftlichen Veröffentlichungen die sich mit der Optimierung von Sensoranordnungen befassen.

Eine optimale Anordnung hängt von mehreren Faktoren ab. Die wesentlichen sind die Anzahl der (aktiven) Messelektroden, ihre geometrische Anordnung und Kontur, die elektrisch-konstruktiven Maßnahmen zur Feldformung und Schirmung, die Form und Konstruktion des Sensors sowie die Trägermaterialien und alle anderen Materialien

in unmittelbarer Nähe der Messelektroden. Viele der Faktoren sind darüber hinaus davon abhängig, welches Messprinzip zum Einsatz kommt und für welche Anwendung das ECT-System vorgesehen ist. Vor allem beeinflussen sie aber die grundsätzlichen Schlüsselparameter zum Entwurf einer ECT-Sensorstruktur: den Signalpegel und den kapazitiven Messbereich, das Durchdringungsvermögen des elektrischen Feldes in den Messraum, sowie die Messempfindlichkeiten [62]. Bei der Optimierung müssen stets mehrere Faktoren und Parameter gleichzeitig berücksichtigt werden. Üblicherweise wird deren Einfluss mittels Parameterstudien auf Basis numerischer Simulationen über dem Querschnitt der Anordnung oder am 3D-Modell ermittelt. Daher ist es umso wichtiger zu verstehen, wie die einzelnen Faktoren die technischen Kenngrößen eines Sensors beeinflussen, um diesen für eine bestimmte Anwendung optimieren zu können.

Häufig werden die Sensoren zur Überwachung von Materialgemischen in Rohrleitungen eingesetzt. Daher sind diese im Querschnitt meistens kreisförmig und verfügen beidseitig über einen entsprechenden Prozessanschluss zum Einbau in das vorhandene Rohrsystem. Für spezielle Anwendungen z.B. in der Energieindustrie werden auch quadratische Sensoranordnungen eingesetzt. Wie der von YANG beschriebene Sensor, welcher eine einfache quadratische Form mit 12 externen Elektroden [192] besitzt. Hierbei kann es, wie bei den kreisförmigen Anordnungen, zu Einbußen der Rekonstruktionsqualität im Zentrum des Messbereichs und insbesondere bei direkt benachbarten Elektroden in den Ecken kommen. LIU erweitert diese Anordnung daher um 4 weitere interne Elektroden im Zentrum des Messbereichs [97], um die Empfindlichkeit dort zu erhöhen. Die beschriebenen Sensorformen haben gemeinsam, dass sie über ihrer gesamten Länge den gleichen Querschnitt aufweisen, weshalb sie lediglich für eine sequentielle Rekonstruktion eines definierten Querschnittsbereichs des Messraums bestimmt sind. Neben den beschriebenen Sensorformen werden auch Sensoren mit anderen Formen (konisch, abgewinkelt) und entsprechenden Elektrodenanordnungen verwendet, die für eine direkte 3D-Rekonstruktion geeignet sind.

Die Elektroden eines ECT-Sensors sind in der Regel elektrisch isoliert vom Messvolumen sowie planar und gleichmäßig auf der dielektrischen Behälterwand oder Rohrwandung angebracht. Die wesentlichen Herausforderungen beim Aufbau einer derartigen Sensoranordnung betreffen die Wahl der Materialien für die Isolationsschicht bzw. die Substratschicht zur Befestigung der Elektroden, die Realisierung der Elektrodenanordnung, der Anschlüsse und der Messkabel sowie eventueller Messmodule unmittelbar am Sensor. Für die Isolationsschicht und das Substrat sollten dielektrische Materialien mit möglichst geringer Feuchtigkeitsabsorption und geringer Permittivität verwendet werden [100]. Außerdem sollten sie eine geringe mechanische und elektrische Empfindlichkeit gegenüber Temperaturänderungen aufweisen. Die relative Permittivität sollte so gewählt werden, dass es möglichst unter dem Wert des Materials im Messraum mit der höchsten relativen Permittivität liegt [172]. Die Dicke der Isolationsschicht und Trägermaterialien ist ebenfalls entscheidend, da diese unter Umständen eine unvorteilhafte Formung des elektrischen Feldes begünstigt und damit eine verminderte Messempfindlichkeit und eine geringere Bildqualität hervorrufen kann. Für die Feldverteilung im Messgebiet sind aber

vor allem die Anzahl, Anordnung und Form der Elektroden entscheidend, die meist als eine metallisierte Schicht auf einem Trägermaterial ausgeführt sind.

Die für eine bestimmte Applikation notwendige Anzahl der Messkanäle hängt primär von der beabsichtigten Auflösung des Rekonstruktionsbildes bzw. der Anzahl der Pixel N im Rekonstruktionsgebiet ab. Für die Berechnung der Permittivitätsverteilung, welche der Lösung eines inversen Optimierungsproblems entspricht, wird eine bestimmte Zahl von unabhängigen Messwerten aufgenommen. Der physikalische Zusammenhang zwischen der Permittivität in den Pixeln und den indirekt gemessenen Kapazitätswerten ist dabei ausgeprägt nichtlinear und die Anzahl der Pixel ist in der Regel wesentlich größer als die Anzahl der Messwerte. Je geringer die Anzahl der Elektroden ist, desto weniger unabhängige Messwerte stehen zur Verfügung, womit das zu lösende Gleichungssystem zunehmend schlecht-konditionierter wird. Mit einer höheren Elektrodenanzahl kann man dagegen eine bessere Kondition des Gleichungssystems erreichen. Allerdings kann man mit dieser Strategie nicht beliebig hohe Auflösungen erzielen, weil sich durch eine zu hohe Anzahl an Elektroden die Komplexität der Sensor konstruktion, die Anforderungen an die Messelektronik bezüglich der Signal-Rausch-Verhältnisse und der Messgeschwindigkeit, sowie die Schwierigkeiten bei der Lösung des inversen Optimierungsproblems erhöhen [39]. Die aus der Literatur bekannten Systeme arbeiten in der Regel mit 6, 8, 12 oder 16 Kanälen bzw. Messelektroden. Obwohl die Messgeschwindigkeit und das Signal-Rausch-Verhältnis unter einer hohen Anzahl an Messkanälen leidet existieren auch ECT-Systeme mit bis zu 32 Messelektroden, wobei in diesen Fällen wie z.B. bei YANG zwei Sensorarrays entlang eines Rohres hintereinander angebracht sind [195].

Die Geometrie und Lage der Elektroden zählt zur wichtigsten Größe, die die Leistungsfähigkeit der ECT-Sensoren bestimmt [87]. Unter der Geometrie versteht man die Oberflächenform der Elektroden, den Abstand zwischen den Mittelpunkten benachbarten Elektroden und die Breite des Spaltes zwischen zwei benachbarten Elektroden. Die Oberfläche der Elektroden kann in den verschiedensten Formen ausgeführt sein. Die Lage der Elektroden kann innen oder außen auf der Isolationsschicht sein. In der Literatur wurden meist kreisrunde, ringförmige, aber auch quadratische, rechteckige oder dreieckige Formen beschrieben, als auch von komplexen Formen wie kammartigen oder spiralförmigen Strukturen berichtet.

Die Länge der Messelektroden wird zum einen durch den kleinsten messbaren Kapazitätswert der Elektronik begrenzt und hängt zum anderen mit dem sogenannten Streueffekt zusammen. Dieser bezeichnet allgemein die Ausprägung parasitärer Felder an den Rändern benachbarter Elektroden, wobei im Zusammenhang mit der kapazitiven Tomographie hauptsächlich der Bereich an den beiden axialen Enden des Sensors gemeint ist [181]. Ein übliches Entwurfskriterium, um ein gutes Verhältnis zwischen elektrischem Nutzfeld und Streufeld zu gewährleisten, ist die Länge der Elektroden. Diese sollte mindestens so groß, wie der Durchmesser des Sensors bzw. der Elektrodenanordnung gewählt werden. Welchen Einfluss die Anordnung der Elektroden auf die Empfindlichkeit und Richtwirkung von planaren Sensorstrukturen hat, zeigt HEIDENBLUT [60] in seiner Arbeit zur

Steigerung der Empfindlichkeit von kapazitiven Näherungssensoren. Den Einfluss von Schirmelektroden zur Formung des elektrischen Feldes untersucht WÖCKEL [167] an einem frei beweglichen Roboterarm. Diese Studien zeigen anhand des Dreielektroden-Messprinzips, wie relevant die Elektrodenanordnung für eine optimale Feldausbreitung und Messempfindlichkeit ist [122]. Obwohl hierbei keine Tomographie beabsichtigt wurde und ein direkter Zusammenhang zwischen der Kapazität und dem Abstand zwischen Sensor und Messobjekt besteht, ist die Optimierung solcher Anordnungen aufgrund der Verwendung von drei Potentialen (Messpotential, Massepotential, Anregungspotential) recht komplex. So wird deutlich, wie aufwendig und schwierig das Erarbeiten einer optimalen Anordnung von mehreren Messelektroden, Schirmelektroden, und Masselektroden in einem Array für eine bestimmte tomographische Anwendung sein kann. Darüber hinaus sollte beachtet werden, dass die Platzierung der Elektroden immer gewissen Restriktionen, wie dem verfügbaren Platz an der Messeinrichtung, dem genutzten Messverfahren und auch der Geometrie des Sensors unterliegt.

Die Verwendung einer peripher um die gesamte Elektrodenanordnung angeordneten und geerdeten Schirmelektrode bietet sich an, um das elektrische Wechselfeld im Messvolumen von externen Störfeldern abzuschirmen. Diese umschließende Elektrodenanordnung wird häufig über ein geerdetes Sensorgehäuse realisiert.

Als Grundkapazitäten werden diejenigen Kapazitäten zwischen allen Kombinationen von Messelektroden bezeichnet, die sich für eine Sensoranordnung ohne Objekte bzw. ohne Existenz eines Materialgemisches im Detektionsraum ergeben. Zwischen entfernten und benachbarten Elektroden unterscheiden sich diese oft um mehrere Größenordnungen [62].

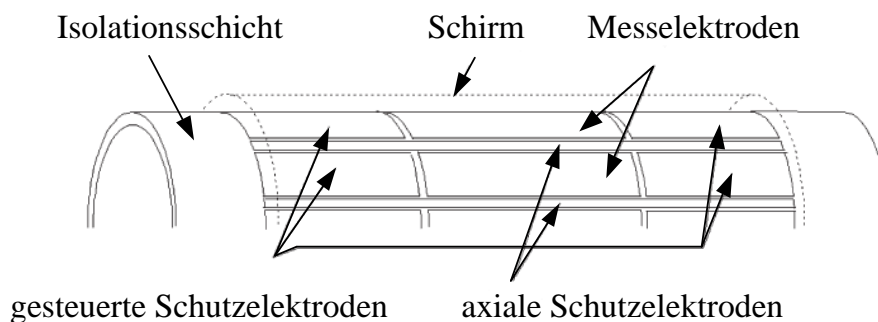


Abbildung 2.5: Teildarstellung eines typischen ECT-Sensors mit Schirm, axialen und gesteuerten Schutzelektroden, Quelle: [3].

Bei einer ungünstigen Elektrodenanordnung kann somit leicht der kapazitive Messbereich der angeschlossenen Messelektronik überschritten werden. Der Einsatz einer geerdeten Schirmelektrode, die die Messelektroden umfasst und sich bis zu den beiden Enden des Sensors bzw. des Detektionsbereiches auf der Isolationsschicht erstreckt, scheint daher zunächst sinnvoll. Aufgrund der Tatsache, dass diese geerdet ist und für alle anderen Elektroden eine Potentialsenke darstellt, reduziert sich damit aber unter

Umständen die Eindringtiefe des elektrischen Feldes ins Messmedium [186].

Wie in Abbildung 2.5 werden bei einigen Sensoren auch Schirmelektroden in den Zwischenräumen der Messelektroden und den Zwischenräumen der aktiven Schutzelektroden axial angebracht. Andere werden als radiale Elektroden in Form von Stegen am Außenschirm gemäß Abbildung 2.6 angeordnet [197]. Beide Varianten bezwecken eine Feldformung, z.B. zur Verringerung des Übersprechens zwischen den Kanälen direkt benachbarter Messelektroden und damit einen Qualitätsgewinn für die kapazitive Messung und folglich die Bildrekonstruktion. Gewöhnlich sieht man wegen der einfacheren mechanischen Konstruktion eher die radiale Variante. Eine weitere Option zur Verringerung der Grundkapazität zwischen direkt benachbarten und eng beieinander liegenden Messelektroden bieten nicht-gesteuerte planare Schutzelektroden auf der Isolationsschicht, welche die Messelektroden vollständig umfassen. Sie haben zusätzlich den Vorteil, dass sie neben der Grundkapazitätsverringern das Messfeld kaum verändern [186].

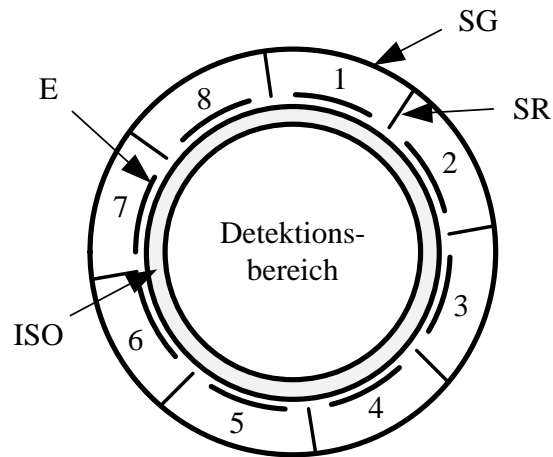


Abbildung 2.6: Querschnitt eines typischen ECT-Sensors mit 8 extern auf einer Isolationsschicht (ISO) angeordneten Messelektroden (E), einem die gesamte Anordnung umschließenden Schirmgehäuse (SG) und zusätzlichen radial angeordneten Schirmelektroden (SR).

Andere Möglichkeiten bieten entsprechend Abbildung 2.7 mehrere gesteuerte Schutzelektroden an beiden Enden der Messelektroden. Sind diese Elektroden dem jeweiligen Messkanal zugeschaltet, befinden sie sich immer auf dem gleichen Potential wie die Messelektroden. Sie stellen deshalb keine Senke für das elektrische Feld dar und sorgen dafür, dass sich das Feld in radialer Richtung im Bereich an den Grenzen der Messelektroden homogenisiert. Sensoren nach solchen Anordnungen kommen demnach mit kürzeren Messelektroden aus, als Sensoren ohne aktive Schutzelektroden [130].

Allerdings bringen Messungen mit gesteuerten Schutzelektroden auch Schwierigkeiten mit sich, da sie den sogenannten 3D-Effekt begünstigen [3, 199, 109, 109]. Der 3D-Effekt bezieht sich auf die Tatsache, dass bei der im Zusammenhang mit der ECT angewandten numerischen 2D-Feldberechnung nur eine normierte Kapazität berechnet wird. Dabei wird über die gesamte Länge des messenden Elektroden eine homogene Materialverteilung angenommen. Das heißt, man geht beispielsweise davon aus, dass ein fließendes Medium in axialer Richtung zum Zeitpunkt einer Messung über das gesamte Detektionsvolumen homogen ist. Die Materialverteilung ist aber nicht nur über den Sensor-

querschnitt inhomogen, sondern insbesondere bei flüssigen und gasförmigen Medien auch in axialer Richtung über die Länge des Sensors. Diese Tatsache führt zwangsläufig zu einer negativen Beeinflussung des Rekonstruktionsbildes, welche sich beispielsweise in verschliffenen Materialkanten oder einer Verringerung der erreichbaren Detaildarstellung im Rekonstruktionsbild zeigen kann. In der realen Messanordnung werden mitunter die beiden gesteuerten Schutzelektroden des jeweils sendenden Kanals mit dem Sendesignal beaufschlagt. Folglich resultieren die Messwerte jeder Messstelle nicht nur aus der Kapazität zwischen den beiden Messelektroden, sondern u.a. auch aus den zwei zusätzlichen Parallelkapazitäten zwischen der Messelektrode und den Schutzelektroden. Dies kommt einer Vergrößerung des Detektionsvolumens in Fließrichtung gleich, die den 3D-Effekt zusätzlich begünstigt.

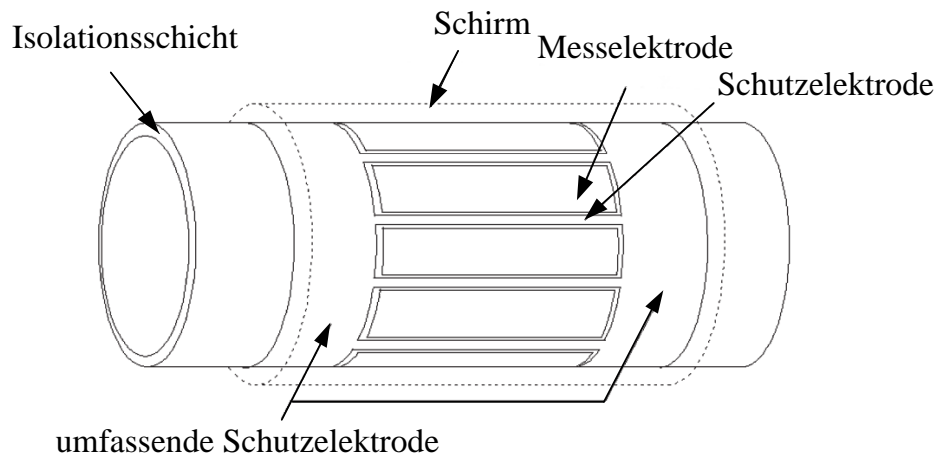


Abbildung 2.7: ECT-Sensor mit Schirm und einer umfassenden Schutzelektrode, Quelle: [3].

2.3.2 Mess- und Steuerungselektronik

In Abbildung 2.8 sind die wesentlichen elektronischen Komponenten eines typischen kapazitiven ECT-Systems dargestellt. Derartige Systeme müssen in der Lage sein z.B. kapazitive Änderungen bis $0,3 fF$ (kapazitive Auflösung) in einem kapazitiven Dynamikbereich mit 76 dB zu detektieren [66]. Diese Auflösung ist notwendig, da man als Basis für die Bildrekonstruktion eine Messgenauigkeit von mehr als 1% in dem typischen Messbereich von $10 fF$ bis zu $2 pF$ benötigt. Die damit verbundene Herausforderung liegt in den angestrebten Messgeschwindigkeiten unter Berücksichtigung parasitärer Kapazitäten bei Bildraten bis zu mehreren Tausend Bildern pro Sekunde.

Die an das Elektrodenarray mit m -Messkanälen angeschlossene Messelektronik besteht aus einem Umschaltnetzwerk, dem Signalgenerator, einer Eingangsschaltung mit nachgeschaltetem Wechselspannungsverstärker, einem Modul zur Signalkonditionierung inklusive DSP, Tiefpassfilter und Bandpassfilter, einem phasenempfindlichen Gleichrichter zur

Gewinnung der Ausgangsspannung und einem A/D-Wandler. Die Recheneinheit dient dabei der übergeordneten Steuerung der Messelektronik-Komponenten, sowie zur Rekonstruktion und zur Darstellung der Rekonstruktionsergebnisse.

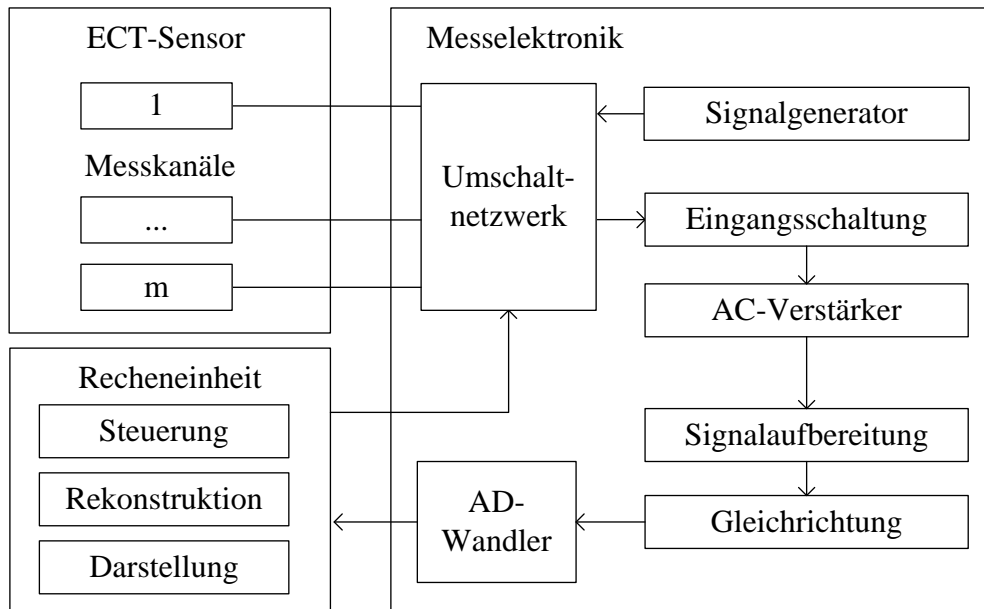


Abbildung 2.8: Elektronische Komponenten eines typischen ECT-Systems mit m Messkanälen.

Aus der Literatur sind verschiedene kapazitive Messprinzipien und Arten der Messwertaufnahme bekannt, welche nachfolgend bezüglich der Verwendung für tomographische Zwecke gegenüber gestellt werden. Das verwendete Messprinzip entscheidet maßgeblich über die Präzision der Tomografie-Messung [40]. Im Wesentlichen sind drei kapazitive Messprinzipien evaluiert [16]. Dazu zählen Systeme mit einem Impedanz-Analyser [14], das Ladungstransfer-Prinzip nach Schaltungschema (2.9a), sowie AC-basierte bzw. Wechselstrom-basierte Verfahren entsprechend der Messschaltung in Abbildung (2.9b) [86, 80, 117, 66].

In der kapazitive Tomographie trifft man am häufigsten auf AC-basierte Messprinzipien, da diese unempfindlicher gegenüber parasitären Kapazitäten als Messungen nach dem Ladungstransfer-Prinzip sind. Zudem können auch höhere Messgeschwindigkeiten mit kostengünstigeren Komponenten als bei Impedanz-Messsystemen erreicht werden.

Neben den unterschiedlichen Messprinzipien existieren auch verschiedene Arten der Messwertaufnahme. Die erste Messmethode stellt die Messung einer Elektrode gegen Masse dar. Eine Anregungselektrode sendet dabei ein von einem Schaltkreis erzeugtes meist sinusförmiges AC-Signal aus, welches durch eine auf virtueller Masse befindlichen Messelektrode aufgefangen, verstärkt und anschliessend in ein digitales Signal zurück transformiert wird. Problematisch sind in diesem Fall parasitäre Kapazitäten der an der Messung beteiligten Elektroden gegen Masse. Diese können deutlich größer sein, als die auszuwertenden

Kapazitätsänderungen. Um Messfehler zu verringern, die durch derartige parasitäre Kapazitäten entstehen, gibt es allerdings geeignete schaltungstechnische Maßnahmen wie u.a. niederohmige Ausgänge des Signalgenerators und Messeingänge auf virtueller Masse [15, 133]. Eine weitere Ursache für parasitäre Kapazitäten ist das Umschaltnetzwerk bzw. die häufig eingesetzte Multiplexeinheit zur Umschaltung der Messkanäle.

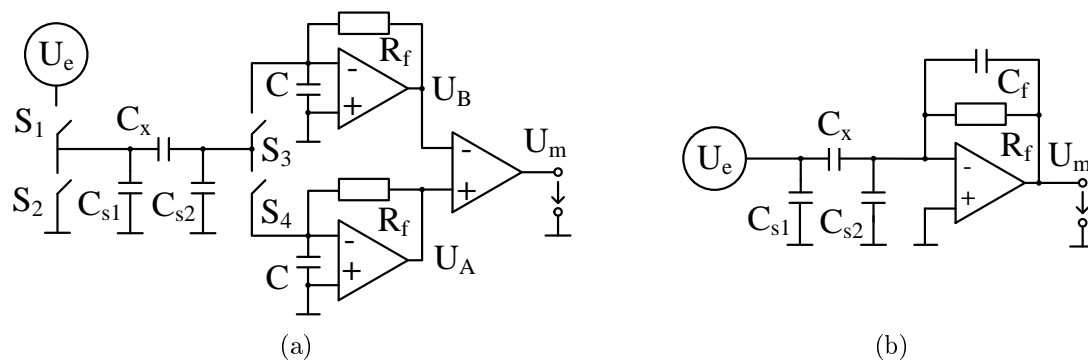


Abbildung 2.9: Messschaltung nach Ladungstransferprinzip (a) bzw. AC-basierten Messprinzip (b).

Bei der zweiten Art der Messwertaufnahme wird die Kapazität zwischen zwei von Masse isolierten Elektroden gemessen, indem eine Sendeelektrode mit einem alternierenden Anregungssignal beaufschlagt wird und damit ein Anregungsfeld im ECT-Sensor erzeugt wird. Das Potential auf den jeweiligen Messelektroden wird dabei durch Verstärker mit hohen Eingangsimpedanzen gemessen und anschließend in eine entsprechende Messkapazität umgerechnet. Diese Art der Messwertaufnahme unterscheidet sich von der erst genannten dadurch, dass der Einfluss von parasitären Streukapazitäten gegenüber Masse geringer ist, aber auch die Empfindlichkeit gegenüber elektrischen Störfeldern größer sein kann. Nurge [115] verwendet z.B. einen kommerziellen integrierten digitalen Schaltkreis mit masseisolierten Messeingängen, der mit Hilfe eines Schaltnetzwerkes zur Elektrodenumschaltung und zur Messung von Eigenkapazitäten dient. Eine zusätzliche Unterdrückung, der vom Schaltnetzwerk eingeprägten parasitären Offset-Kapazitäten, erfolgt durch ein separates Kompensationsmodul. Ein weiteres geeignetes Messverfahren verwendet ebenfalls isolierte Messelektroden, unterscheidet sich jedoch durch die Verwendung von aktiven Elektroden bzw. Schutzelektroden zur Schirmung der Messelektroden gegen Masse, um störende Feldstreuungen zu reduzieren [3, 4, 122].

Das Umschaltnetzwerk hat primär die Aufgabe das Sendesignal nacheinander auf die Messelektroden eines bestimmten Kanals zu schalten und dabei alle anderen Kanäle entweder in den Messmodus oder als Schirmelektroden umzuschalten. So wird entsprechend der Anzahl m der Messkanäle ein Satz linear unabhängiger Messwerte für eine beliebige Permittivitätsverteilung im Messvolumen aufgenommen. Die Umschaltung der Elektroden erfolgt üblicherweise in einer definierten Reihenfolge. Unter der Annahme eines ECT-Systems mit 8 Messelektroden wird jeweils eine der Elektroden von 1 bis 8 in aufsteigender Reihenfolge nacheinander mit dem Sendesignal beaufschlagt. Alle anderen werden auf vir-

tuellem Massepotential gehalten und arbeiten als Messelektroden. Wenn die Elektrode 1 als Sendelektrode geschaltet ist, dann wird eine Gesamtladung $Q_{1,j}$ von den Elektroden $j = 2, \dots, k$ erfasst und von jeder ein gewisser Ladungsbeitrag $Q_{1,2}, Q_{1,3}, \dots, Q_{1,k}$ indirekt über das elektrische Potential φ_j gemessen. Danach wird Elektrode 2 als Sendelektrode geschaltet und die Ladungen $Q_{2,3}, Q_{2,4}, \dots, Q_{2,k}$ gemessen. Der Messzyklus zur Bestimmung aller unabhängigen Kapazitäten $C_{i,j}$ kann beendet werden, wenn Elektrode $k - 1$ als Sendelektrode dient und die Ladung $Q_{k-1,k}$ aufgenommen wurde. Weil $C_{i,j} = C_{j,i}$ können M unabhängige Messungen entsprechend

$$M = \frac{m(m-1)}{2} \quad (2.2)$$

ermittelt werden. Dies bedeutet für einen 8-Elektroden-Sensor, dass maximal 28 unabhängige Messwerte verwendet werden können. Diese sequentielle Beschaltung einzelner Elektroden wird in der Literatur normalerweise als Messprotokoll, alternativ auch als Messzyklus, bezeichnet [10, 62, 29]. Um die Quantität und Qualität der kapazitiven Messungen zu steigern werden in einigen Veröffentlichungen verschiedene Messprotokolle vorgeschlagen, bei denen benachbarte Messelektroden paarweise oder als Triplets zu einer Messelektrode zusammengefasst werden [42]. Gemäß der Anzahl p der jeweils zusammengefassten Elektroden bezeichnet man diese als Protokoll 2 ($p = 2$) oder Protokoll 3 ($p = 3$). Ein Vorteil gegenüber der konventionellen Elektrodenkonfiguration besteht darin, dass die Anzahl der unabhängigen Messungen nach

$$M = \frac{m^*(m^* - (2p - 1))}{2} \quad (2.3)$$

mit $m^* = pm$ erheblich gesteigert werden kann. Für einen Sensor mit $m = 12$ Elektroden ergeben sich beispielsweise durch Bildung von Elektrodenpaaren $M = 252$ unabhängige Messungen und für Triplets mit $p = 3$ sogar $M = 558$ Messungen.

Durch eine solche Zusammenschaltung ist es möglich die effektiven Elektrodenflächen zu vergrößern ohne die Anzahl der Elektroden aus Platzgründen verringern zu müssen. Darüber hinaus kann die elektrische Feldquelle feiner bzw. segmentweise in Schritten von einer Elektrode rotiert werden. Außerdem gewinnt man durch die messtechnische Zusammenfassung an Signalpegel, was einhergeht mit einem höheren Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) und letztlich zu einer Steigerung der Qualität des Rekonstruktionsbildes führen kann [4]. Würde man die Segmentierung der Elektroden vornehmen ohne die Elektroden messtechnisch zusammen zu fassen, würde dies zu kleineren und unter Umständen nicht auswertbaren Kapazitätsänderungen führen. Durch die Zusammenfassung der Elektroden ist allerdings auch eine größere Anzahl an Umschaltern notwendig, welche zusätzliche parasitäre Kapazitäten mit sich bringt.

In der Regel besteht ein Umschaltnetzwerk aus mehreren digitalen Umschaltern, die zwischen den Messelektroden und der Messelektronik eingebunden sind und über eine zugehörige Steuerelektronik angesprochen werden. Die meisten ECT-Systeme arbeiten nach dem Protokoll 1, bei dem jeweils ein Kanal als Sender fungiert, jeweils ein anderer

Kanal misst, und alle anderen Kanäle an der ECT-Sensoranordnung als Schirmelektroden bzw. Schutzelektroden geschaltet sind. Die Elektronik ist ganz unterschiedlich realisiert und bringt je nach messtechnischen Umgebungsbedingungen in den meisten Fällen nicht vernachlässigbare Probleme wie z.B. parasitäre Kapazitäten bzw. Rauschen mit sich.

Das von CHEN beschriebene ECT-System arbeitet nach dem Ladungstransfer-Prinzip. Die Störgrößen in Form von nicht vernachlässigbaren parasitären Kapazitäten gegen Masse sind durch die verwendeten CMOS-Schalter hierbei viel größer als die zu messenden Kapazitätsänderungen und bewegen sich in einem Bereich von 10 pF bis zu mehreren 100 pF [15, 16]. Um parasitäre Kapazitäten zu verringern, nutzt RERKRATN z.B. ein AC-basiertes System mit einem mehrkanaligen Mikrocontroller-gesteuerten Multiplex-Schaltkreis, der sowohl direkt mit den 8 Elektroden am Sensor als auch direkt mit dem Signalgenerator und einem Schaltkreis zur Ladungsmessung verbunden ist [133]. Für spezielle Anwendungen gibt es auch andere Ansätze, wie die von LU beschriebene Brückenschaltung für Sensoranordnungen mit bis zu einem Meter Durchmesser. Den verschiedenen Koppelkapazitäten für jedes entsprechende Elektrodenpaar wird jeweils eine Ausgleichkapazität gegengeschaltet, die über einen Multiplexer-Schaltkreis ausgewählt wird. Um das Übersprechen zwischen den Messkanälen und dem Anregungssignal mit großer Amplitude zu verringern wird ein Umschaltnetzwerk aus mechanischen Schaltern benutzt [99]. Natürlich gibt es noch eine Vielzahl von anderen Implementierungsmöglichkeiten. Die Herausforderung bei der Implementierung der Umschaltung besteht jedoch letztlich immer darin, die Umschaltelektronik in geeigneter Weise in die Messkette einzubinden, so dass hohe Messgeschwindigkeiten bei gleichzeitig hoher Messempfindlichkeit erreicht werden können.

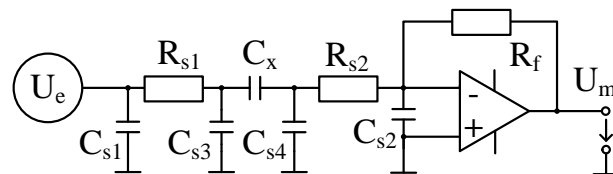


Abbildung 2.10: Ersatzschaltbild der Streukapazitäten für eine AC-basierte Messung.

Eine der primären Aufgaben für eine hohe Messempfindlichkeit ist die Verringerung des Einflusses, der durch den ECT-Sensor und die Messkabel verursachten Streukapazitäten. Gemeint sind einerseits die Koppelkapazitäten zwischen den Messelektroden und dem Schutzschirm C_{s3} , C_{s4} , andererseits auch die parasitären Kapazitäten C_{s1} , C_{s2} . In Abbildung 2.10 ist die Ersatzanordnung für eine AC-basierte Messelektronik dargestellt, welche weitestgehend unempfindlich gegenüber Streukapazitäten ist. C_{s1} liegt dem niederohmigen Ausgang des geregelten Signalgenerators parallel und hat keinen Einfluss auf die Messschaltung. Die Kapazität C_{s2} am Eingang des Operationsverstärkers befindet sich auf virtuellem Massepotential. Somit ergibt es eine vernachlässigbar kleine Potentialdifferenz zu Masse, die letztlich dazu führt, dass C_{s2} keinen Einfluss

auf die Ausgangsspannung hat. Unter der Voraussetzung, dass die Leitungsverluste R_{s1}, R_{s2} geringer als 1Ω sind und die sensorseitigen parasitären Kapazitäten sich im einfachen Nanofarad-Bereich bewegen, können auch diese vernachlässigt werden [204, 89].

Obwohl der Einfluss der Streukapazitäten weitestgehend vernachlässigbar ist, wird z.B. von SHENG und WENLI mittels einer Kompensationsschaltung versucht, den Einflüssen der Kapazitätsänderungen z.B. infolge von Temperaturänderungen durch eine Gegenkopplung im Signalweg zu minimieren [139, 168]. Die Messschaltung von PENG [117] ist darüber hinaus durch einen integrierten Analog-Schaltkreis nach der CDS-Technik in der Lage, Streukapazitäten von etwa 150 pF bei einer Auflösung von 1 fF und Empfindlichkeit von $1,5\text{ V/pF}$ zu kompensieren.

Die maximal erreichbare Messgeschwindigkeit der kapazitiven Systeme hängt aber auch von der Grundfrequenz f_g des Anregungssignals ab. Die meisten ECT-Systeme arbeiten mit sinusförmigen oder rechteckförmigen Signalen zwischen 100 kHz und 1 MHz . Dabei werden diskret aufgebaute Schaltungen, integrierte Schaltungen mit Leistungsverstärkern, aber auch kommerzielle Funktionsgeneratoren verwendet. Es gibt auch einen experimentellen Aufbau von FAN bei dem drei frequenzverschiedene Anregungssignale gleichzeitig zum Einsatz kommen. Auf Basis der MECaP-Technik werden hierbei durch einen Rechteck-Funktionsgenerator mit der Grundfrequenz 500 kHz und mittels eines Frequenzmultiplikators drei sinusförmige Anregungssignale mit Frequenzen von 1 MHz , 2 MHz und 3 MHz erzeugt. Diese Technik gestattet es zwei oder mehr Kapazitäten gleichzeitig zu messen um damit eine achtfache Steigerung der Messgeschwindigkeit gegenüber einem konventionellen 16-Kanal-System zu erreichen [34, 43].

Gewöhnlich arbeiten die Signalgeneratoren mit Spannungsamplituden \hat{U}_e im Bereich von etwa $10\text{ ... }20\text{ V}$, um eine ausreichende Feldstärke im Messraum zu erreichen. Je größer der Querschnitt des Messvolumens bzw. der Abstand zwischen den Messelektroden und Sendelektroden ist, je mehr Energie muss in die Sensoranordnung eingetragen werden, um elektronisch auswertbare Spannungsänderungen zu erzeugen. Das von LU beschriebene System arbeitet mit einem geregelten Signalgenerator und einem Leistungsverstärker zur Erzeugung von sinusförmigen Anregungssignalen mit Amplituden bis zu 1000 Volt , womit ausreichend große Ströme an einem Sensor mit einem Meter Durchmesser und 8 Elektroden resultieren die letztlich durch eine Brückenschaltung ausgewertet werden [99].

Die Anforderungen an die Rechentechnik sind im Hinblick auf eine hohe Rekonstruktionsgeschwindigkeit sowie eine nachgelagerte Bildverarbeitung ebenfalls beachtlich. Die für Echtzeit-Anwendungen oftmals geforderte Leistungsfähigkeit der Recheneinheit bereitet insbesondere dann Probleme, wenn die Datenerfassung und Bildberechnung ohne Computer erfolgen soll. Unter diesem Aspekt realisiert CUI ein aufwendiges und speziell auf die Bildberechnung konfiguriertes FPGA-Modul an einem 16-kanaligen Sensor, dass bis zu 1000 Bilder pro Sekunde rekonstruieren kann [20]. DEABES berichtet von einem rekonfigurierbaren drahtlosen ECT-System auf Basis der FPGA-Technologie. Desse Hardware besteht aus einem Sensor mit drei Messelektronik-Modulen, einer FPGA-

Plattform zur Signalverarbeitung, einem SDRAM Speicher, einem Ethernet-Modul, sowie einer VGA-Grafikkarte mit Monitor. Ein wesentlicher Vorteil der verwendeten Plattform liegt in der Möglichkeit den Rekonstruktionsalgorithmus aber auch die Datenerfassung von den Messmodulen Hardware-basiert zu implementieren, um damit extrem hohe Verarbeitungsgeschwindigkeiten von bis zu 6250 Bildern pro Sekunde zu erreichen [24].

2.3.3 Rekonstruktion und Auswertung

In der ECT werden sowohl nicht-iterative bzw. direkte, als auch iterative Rekonstruktionsverfahren eingesetzt. Ein zentrales Problem, insbesondere der iterativer Algorithmen, ist die hohe Berechnungsintensität. Je nachdem wie aufwendig das mathematische Verfahren und je höher die Anzahl an notwendigen Iterationen zur Bildberechnung sind, erhöht sich der Aufwand. Um eine Rekonstruktion in Echtzeit mit beispielsweise 100 Bildern pro Sekunde zu ermöglichen, werden die Algorithmen mittels Softwareumgebungen wie Delphi oder als C-Programm implementiert. Diese werden üblicherweise auf Computern oder auf leistungsfähigen integrierten Schaltkreisen ausgeführt. Aufgrund der Flexibilität während der Entwicklung von ECT-Systemen wird die Umsetzung der Algorithmen vor der endgültigen Implementierung oftmals zunächst über kommerzielle Software zur Lösung mathematischer Probleme wie MATLAB oder Mathematica, aber auch z.B. mit LabView realisiert.

Die meisten in der Literatur beschriebenen ECT-Auswerteprogramme ermöglichen die Rekonstruktion auf Basis verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen, während dessen sie auch die Steuerung der spezifischen mehrkanaligen Messelektronik übernehmen. Sie bieten darüber hinaus häufig auch eine entsprechende grafische Benutzeroberfläche zur Einstellung messtechnisch relevanter Parameter, wie z.B. der Messgeschwindigkeit und der Anzahl der Sensorelektroden sowie der Anzeige der rekonstruierten Permittivitätsverteilung mit der Möglichkeit zur Auswertung und Weiterverarbeitung der Bilddaten [124].

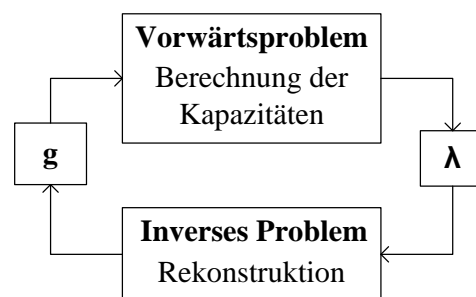


Abbildung 2.11: Schematische Darstellung eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens.

Die Abbildung 2.11 zeigt das prinzipielle Ablaufschema eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens, bei dem zur Rekonstruktion (Lösung des inversen Problems) auch die Berechnung der Kapazitäten (Lösung des Vorwärtsproblem) zur Verbesserung der Bildqualität eingebunden ist. Das primäre Ziel ist die Berechnung des Bildvektors \mathbf{g}

unter Nutzung des Messwertvektors $\boldsymbol{\lambda}$ in möglichst wenigen Iterationsschritten, wobei die reale Materialverteilung im Detektionsbereich möglichst genau abgebildet werden soll.

Zur Reduzierung der Berechnungszeit ist es nicht sinnvoll das Vorwärtsproblem in jedem Iterationsschritt numerisch zu lösen sondern nach Möglichkeit die Kapazitäten direkt mittels eines einfachen Ansatzes zu berechnen. Eine wichtige Voraussetzung hierfür ist, dass die Messung bzw. die Ermittlung der Kapazitäten physikalisch beschreibbar ist und sich die kapazitiv ermittelten Messwerte als Projektionen einer bekannten Permittivitätsverteilung aus dieser vereinfacht berechnen lassen.

Der nichtlineare Zusammenhang zwischen den Kapazitäten und den ortbezogenen Permittivitäten kann als ein System von linearen Approximationsgleichungen durch

$$\Delta \mathbf{c} = \mathbf{J} \Delta \varepsilon, \quad (2.4)$$

ausgedrückt werden, bei der $\Delta \mathbf{c}$ die Vektoren der Kapazitätsänderungen bzw. $\Delta \varepsilon$ die Vektoren der Permittivitätsänderungen darstellen. Allerdings schränkt die Annahme als linearer Zusammenhang auch dessen Anwendbarkeit in der Art ein, dass dieser nur für relativ gleichmäßige Permittivitätsverteilungen mit geringen Permittivitätsunterschieden der vorkommenden Materialien eine ausreichend genaue Approximation darstellt. Zur Beschreibung des Vorwärtsproblems werden für den Rekonstruktionsalgorithmus, neben den Messwerten der zu ermittelnden Materialverteilung, zunächst Eingangsdaten in Form von Empfindlichkeitskoeffizienten benötigt. Diese können in der Jakobi-Matrix \mathbf{J} zusammengefasst werden. Üblicherweise wird der Zusammenhang entsprechend

$$\boldsymbol{\lambda} = \mathbf{S} \mathbf{g} \quad (2.5)$$

in normierter Schreibweise verwendet. Die Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S} besitzt die Struktur der Jacobi-Matrix \mathbf{J} und beinhaltet deren normierte Empfindlichkeitskoeffizienten. Die normierten Permittivitätsänderungen und dessen Verteilung im Detektionsgebiet werden im Intensitätsvektor $\mathbf{g} = (g_1, \dots, g_n)^T$ zusammen gefasst. Die größte Intensität mit $g = 1$ wird durch die maximale im Detektionsgebiet auftretende relative Permittivität ε_r^{max} festgelegt. Die geringste Empfindlichkeit mit $g = 0$ wird durch das Medium mit der geringsten relativen Permittivität ε_r^{min} definiert, was im einfachsten Fall Vakuum oder ein Gase (z.B. Luft) darstellen kann. Die relative Permittivität ε_r der zu detektierenden Materialien bzw. der zu erkennenden Objekte sollte zwischen diesen beiden Permittivitätsgrenzen liegen.

Zur Ermittlung der Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S} wird der Detektionsbereich in eine definierte Anzahl von Teilflächen (Pixel) aufgeteilt, die unterschiedlich groß sein können und auch verschiedene Formen aufweisen können. Anschließend wird meist über eine numerische Feldberechnung für jeden Pixel n und jeden linear unabhängigen Messwert $\lambda_{i,j}$ ein Empfindlichkeitskoeffizient $s_{i,j}^n$ bestimmt und in die Empfindlichkeitsmatrix eingetragen. Die numerische Berechnung muss dabei mit hoher Genauigkeit ausgeführt werden, da sich die Qualität der Empfindlichkeitskoeffizienten unmittelbar auf die Qualität der

Rekonstruktionsergebnisse auswirkt. Der inverse Ansatz zur Rekonstruktion der Permittivitätsverteilung beruht auf der Umstellung des linearen Ansatzes zur Berechnung der normierten Messwerte in (2.5) und lässt sich gemäß

$$\mathbf{g} = \mathbf{S}^{-1} \boldsymbol{\lambda} \quad (2.6)$$

umstellen. Da aber aufgrund der ungleichen Zeilen- und Spaltenanzahl keine Inverse der Empfindlichkeitsmatrix existiert, wird diese durch eine Approximationsmatrix \mathbf{S}^* ersetzt, wobei diese mit Hilfe von Rekonstruktionsverfahren bzw. Rekonstruktionsalgorithmen schrittweise verbessert werden kann. Die verschiedenen Algorithmen eignen sich je nach Ansatz für bestimmte Darstellungsarten der Ergebnisse. Man unterscheidet zwischen der Darstellung der Permittivitätsverteilung des gesamten Detektionsbereiches und der Detaildarstellung definierter Bereiche. Dabei gibt es in Bezug auf die Berechnungsintensität zum Teil enorme Unterschiede. Je genauer und damit auch aufwendiger die numerische Berechnungen sind, desto besser ist in der Regel die erzielbare Bildqualität [112].

2.4 Historie

Das erste in der Literatur beschriebene ECT-System wurde vom US Department of Energy in Morgantown [37, 55, 36] entwickelt, um die Gas-/Flüssigkeitsverteilung in Rohrleitungen an einem Fließbettrockner darzustellen. Ein erstes in Echtzeit arbeitendes ECT-System wurde in den späten 1980er Jahren am UMIST (University of Manchester Institute of Science and Technology) entwickelt, um Pipelines mit durchströmenden 2-Phasen Gemischen zu überwachen [64, 66]. Andere Literaturquellen beschreiben die Messung von Flüssigkeitsgemischen sowie Gemischen aus Gas und Flüssigkeit [175, 65, 195, 177] u.a. in Förderanlagen und Reaktoren [176, 130, 131, 198]. Darüber hinaus wird von der Bestimmung des Anteils von Kunststoffteilen und Partikeln in Luftförderrinnen [208, 31, 32] und Wirbelschichtanlagen [56, 55, 160, 81] berichtet. Die Visualisierung von Verbrennungsprozessen [165] und 2-Phasen Gemischen in Brennkraftanlagen [59], rotierenden Öfen, Trockenanlagen, Absatzbecken, Zentrifugalabscheidern (Hydrozyklone), Reinigungsanlagen und Reaktionsbehältern in der chemischen Industrie stellen weitere Anwendungsmöglichkeiten dar. Einige Forschergruppen widmen sich der Berechnung der relativen und absoluten Fließgeschwindigkeit bzw. Schüttgeschwindigkeit der Gemische auf Basis der ECT-Messungen, aber auch der Charakterisierung von brennbaren und explosiven Flüssigkeiten für den Einsatz in Sicherheitssystemen [7, 71, 110].

Um auch die Rekonstruktion von dreiphasigen Gemischen mittels der ECT ausführen zu können, wurden in der Literatur drei Strategien beschrieben [161]. Die erste Strategie wurde bereits 1977 durch einen Rekonstruktionsalgorithmus auf Basis neuronaler Netzwerktechniken vorgestellt. Mit diesem Ansatz wurde erstmals ein mehrphasiges Gemisch aus Gasbläschen und Wassertropfen in einer ölartigen Flüssigkeit rekonstruiert [114]. Die zweite Strategie beruht auf einem Zwei-Moden-System, wobei zu den Informationen aus der kapazitiven Messung (erster Modus) weitere Informationen aus den Messungen

der Leitfähigkeit (zweiter Modus) ermittelt werden [21, 105]. Die dritte Strategie basiert auf einem rein kapazitiven Multi-Moden-System, welches zwischen zwei oder mehreren Materialeigenschaften durch die Anregung mit verschiedenen Frequenzen differenzieren kann. Ein Vorteil dieser Systeme liegt darin, dass alle erforderlichen Informationen mit dem gleichen Messprinzip und dem gleichen Rekonstruktionsalgorithmus gewonnen werden können. Nachteilig ist dagegen, dass diese Technik nur für relativ geringe Gas- und Feststoffkonzentrationen geeignet ist [76, 161, 162, 96].

Die zuvor beschriebenen Systeme basieren auf dem Verfahren der konventionellen ECT, nach denen zur Berechnung eines dreidimensionalen Tomogramms eine Serie von parallelen Intensitätsbildern mittels Bildverarbeitungsmethoden zusammengesetzt wird. Die zweidimensionalen Intensitätsbilder werden hierbei durch die sequentielle Abtastung eines definierten Querschnittbereichs des Messvolumens gewonnen. Eine dreidimensionale Erfassung in Echtzeit bei ausreichender Messgenauigkeit erfordert daher in erster Linie eine hohe Messgeschwindigkeit.

Um eine Steigerung der Bildrate zu erreichen, wird seit etwa 5 Jahren die auf der ECT basierende Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT bzw. 3D-ECT) entwickelt und getestet [184, 115, 144, 30, 102]. Vorteilhaft ist hierbei vor allem, dass die gleiche Messelektronik nutzbar ist, welche auch für die ECT eingesetzt werden kann [156]. Mit der ECVT lassen sich dreidimensionale Tomogramme von Gemischen aus festen, flüssigen und gasförmigen Medien direkt aus den Messwerten rekonstruieren [159]. Die Bilder setzen sich aus mehreren Teilvolumen (Voxel) zusammen. Ein weiterer Vorteil gegenüber der konventionellen zweidimensionalen ECT ist, dass der Querschnitt der Sensoren nicht konstant über dessen Länge sein muss. Vielmehr können hierfür spezielle zylindrische Elektrodenanordnungen aber auch komplexe Sensorgeometrien, z.B. an gewinkelten Rohrleitungen, eingesetzt werden. Diese Möglichkeit erfordert allerdings auch eine dreidimensionale Betrachtung des Detektionsraums und somit auch eine numerische 3D-Simulation zur Berechnung der Empfindlichkeitskoeffizienten für jeden Voxel.

2.5 Leistungsfähigkeit und Grenzen der ECT

2.5.1 Bewertungskriterien

Um die Leistungsfähigkeit von Rekonstruktionsalgorithmen bzw. eines gesamten ECT-Systems zu beschreiben, werden die Rekonstruktionsbilder einerseits qualitativ beurteilt und andererseits Kriterien formuliert, die der quantitativen Bewertung der Bilder dienen. Darüber hinaus wird auch die Messgeschwindigkeit und die Güte der Messergebnisse sowie deren Einfluss auf die Rekonstruktionsqualität beurteilt.

Die Leistungsfähigkeit der Rekonstruktion lässt sich über das erreichbare Darstellungsvermögen von Permittivitätsunterschieden in Abhängigkeit von der Größe, Form und Position der Objekte im Detektionsbereich ausdrücken. Eine qualitative Bewertung der Rekonstruktionsbilder erfolgt in vielen Fällen zunächst über einen visuellen Vergleich

zwischen dem rekonstruierten Bild und der bekannten Permittivitätsverteilung mit einem oder mehreren Referenzobjekten. Jedoch ist hierfür zwingend die Darstellung des berechneten Permittivitätsvektors als Bild erforderlich. Zudem können geringe Formunterschiede und Intensitätsdifferenzen im Rekonstruktionsbild nur schwer objektiv beurteilt werden. Letztlich kann diese Methode je nach Darstellungsweise des rekonstruierten Bildes und der subjektiven Einschätzung des Betrachters zu unterschiedlichen Ergebnissen führen [194, 174].

Um sowohl die Unterschiede in der örtlichen Verteilung von Referenzobjekten, als auch die Differenzen der Permittivitätsintensitäten quantitativ auswertbar zu machen, werden in der Literatur verschiedene Bewertungskriterien auf Basis statistischer Kenngrößen vorgeschlagen.

XIE empfiehlt beispielsweise die gleichzeitige Nutzung mehrerer Kriterien zur experimentellen Evaluierung verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen oder auch kapazitiver Tomographiesysteme, die sich neben einer identischen Messelektronik durch ihre Sensoranordnung mit 8 und 12 Elektroden unterscheiden. Dazu werden ein totaler Bildfehler und ein örtlicher Gebietsfehler (AE) gemäß

$$AE = \frac{N(g > 0) - N(g^r = 1)}{N(g^r = 1)} \quad (2.7)$$

eingeführt, durch diese man das rekonstruierte Bild bezüglich der Fläche, Position, Form und Intensität der Objekte mit dem Referenzbild vergleichbar machen kann [174]. Dabei stellt $N(g > 0)$ die Anzahl der Pixel im rekonstruierten Bild mit einer Intensität $g > 0$ dar. Durch $N(g^r = 1)$ ist die Anzahl der Pixel im Referenzbild mit $g^r = 1$ ausgedrückt.

Weiter wird ein Permittivitätsfehler (PE) entsprechend

$$PE = \frac{\bar{g} - \bar{g}^r}{\bar{g}^r} \quad (2.8)$$

definiert, welcher die normierte Differenz zwischen der durchschnittlichen Pixelintensität eines Referenzobjektes \bar{g}^r und der durchschnittlichen Pixelintensität des entsprechenden rekonstruierten Objektes \bar{g} darstellt.

Zudem wird die örtliche dielektrische Auflösung als Kenngröße für das kleinste darstellbare Detail im Detektionsbereich bzw. die kleinste messbare Permittivitätsänderung angegeben und ist in Pixeln und in Abhängigkeit von der Größe des Rekonstruktionsgebiets definiert.

YANG schlägt darüber hinaus zur Gegenüberstellung verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen einen relativen Bildfehler

$$e^{g, g^r} = \frac{\|\mathbf{g} - \mathbf{g}^r\|}{\|\mathbf{g}^r\|} \quad (2.9)$$

und den Pearson-Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} zwischen der Referenzanordnung und dem rekonstruierten Bild vor [194]:

$$\rho^{g,g^r} = \frac{\sum_{n=1}^m (g_n - \bar{g})(g_n^r - \bar{g}^r)}{\sqrt{\sum_{n=1}^m (g_n - \bar{g})^2 \sum_{n=1}^m (g_n^r - \bar{g}^r)^2}}. \quad (2.10)$$

Zudem wird der relative kapazitive Restfehler als ein weiteres Mittel zur Qualitätsbewertung der Rekonstruktion durch

$$e^\lambda = \frac{\|\boldsymbol{\lambda} - \mathbf{D}_z \mathbf{g}\|}{\|\boldsymbol{\lambda}\|} \quad (2.11)$$

eingeführt. Dazu erfolgt zunächst aus der rekonstruierten Permittivitätsverteilung eine Rückrechnung zu den Teilkapazitäten. Diese werden anschließend mit den gemessenen Kapazitäten über die Summe aller quadratischen Abweichungen (Residuen) miteinander verglichen. Obwohl die Methode der kleinsten Fehlerquadrate ein akzeptables Minimierungskriterium zur Lösung von unterbestimmten und schlecht-gestellten Optimierungsproblemen darstellt, führt die Minimierung des kapazitiven Restfehlers als alleiniges Kriterium in einigen Fällen auch zu physikalisch unsinnigen Ergebnissen führt [194]. Demnach muss ein kleinerer kapazitiver Restfehler nicht zwangsläufig auf ein besseres Rekonstruktionsbild hindeuten.

Das örtliche Auflösungsvermögen und das dielektrische Auflösungsvermögen sind unmittelbar abhängig von der Qualität der Messwerte, die sich aus deren absoluter und relativer Genauigkeit der Messwerte untereinander zusammensetzt. Die Genauigkeit wird natürlich in erster Linie durch den Rauschanteil verursacht, der vor allem durch die Messelektronik und die parasitären Umgebungsbedingungen bestimmt wird. Die Absolutwerte der Teilkapazitäten in einem ECT-Sensor unterscheiden sich teilweise um mehrere Größenordnungen, von mehreren Femtofarad bis zu einigen Picofarad. Darüber hinaus beträgt die Pixelgröße gewöhnlich nur einen Bruchteil der Gesamtfläche des Detektionsgebietes. Daher ist es einleuchtend, dass der Rauschanteil der Messelektronik insbesondere bei kleinen Kapazitätsänderungen eine nicht vernachlässigbare Größe darstellt. Das Rauschen schlägt sich bei Betrachtung zeitlich nacheinander folgender Rekonstruktionsbilder in einer Schwankung bzw. Unschärfe der örtlichen dielektrischen Intensitäten nieder. XIE führt dazu als eine weitere Kenngröße einen ortsabhängigen Permittivitätsfehler ein. Dieser wird als eine Kombination der Kenngrößen AE und PE sowie deren Jitter über einer definierten Anzahl von Rekonstruktionsbildern berechnet und bewertet.

Die Rekonstruktionsgeschwindigkeit hängt vom Algorithmus und von der Leistungsfähigkeit der Rechentechnik ab, auf dem die ECT-Software implementiert wurde. Für die Effizienz des Programms ist vor allem entscheidend, wie berechnungsintensiv der Rekonstruktionsalgorithmus ist und ob dieser in einem mathematischen Standardsoftware-Paket oder als ein individuelles Programm umgesetzt wurde. Die zentrale Aufgabe des Algorithmus ist es, den nichtlinearen Zusammenhang zwischen den

ermittelten Kapazitäten und der berechneten Permittivitätsverteilung möglichst genau abzubilden. Je höher die angestrebte Bildauflösung und die dafür notwendige Anzahl von Messwerten ist, desto mehr Rechenoperationen müssen ausgeführt werden.

Die Messrate von ECT-Systemen wird als Einzelbild pro Sekunde ausgedrückt. Sie setzt sich aus der Messgeschwindigkeit und der Rekonstruktionsgeschwindigkeit zusammen. Die Messrate, die alternativ auch als zeitliche Auflösung bezeichnet wird, ist in erster Linie von der Leistungsfähigkeit der Messelektronik bzw. dem entsprechenden Messverfahren abhängig. In diesem Zusammenhang spielt z.B. die Anregungsfrequenz und Signalstärke des erzeugten Anregungssignals, das Umschaltnetzwerk und die Art der Messkanal-Umschaltung eine Rolle. Weitere Zeitkomponenten stellen die AD-Wandlung der Messwerte, die digitale Weiterverarbeitung der Signale, sowie die erforderliche Datenkommunikation dar.

Ein weiteres enorm wichtiges Bewertungskriterium bzw. Qualitätsmerkmal ist das Signal-Rausch-Verhältnis des ECT-Gesamtsystems. Dieses ist einerseits abhängig von der maximal erreichbaren kapazitiven Auflösung der Elektronik, aber in erster Linie auch von der Abschirmung der Sensoren und der Zuleitungen gegenüber parasitären Effekten. Zu letzteren zählen u.a. parasitäre Kapazitäten, elektrische Störfelder, aber auch Änderungen von Materialeigenschaften infolge von Temperaturänderungen.

2.5.2 Erreichte Parameter und bekannte Anordnungen

Um den Stand der Technik bezüglich der Leistungsfähigkeit der ECT darzustellen, werden nachfolgend einige bis heute erreichte Parameter genannt und ausgewählte Anordnungen beschrieben. Zur Belegung der Aussagen werden entsprechende ECT-Anwendungen und beschriebene ECT-Systeme angeführt, die im Rahmen internationaler Forschungsprojekte erarbeitet und veröffentlicht wurden. Aus Gründen der Vergleichbarkeit ist zudem eine Auswahl der Systeme mit Quellenangaben einschließlich deren technischer Daten in Tabelle A.1 gegenüber gestellt.

Im Zusammenhang mit der kapazitiven Tomographie wurde in den meisten Literaturquellen über Rekonstruktionsalgorithmen zur Messung von zwei- und dreiphasigen Gemischen berichtet. Aber auch Ansätze zur Verbesserung der Messelektronik wurden vorgestellt, die insbesondere der Erhöhung der Messgeschwindigkeit und zur Verringerung parasitärer Kapazitäten aufgrund der Umschaltelektronik dienen. Dabei gilt bis heute, dass je höher die gewünschte örtliche Auflösung sein soll, desto anspruchsvoller das Erreichen einer hohen zeitlichen Auflösung ist. Aufgrund der in den 1990er Jahren zur Verfügung stehenden Leistungsfähigkeit der Messelektronik und Computertechnik war man gegenüber dem heutigen Stand der Technik grundsätzlich in der maximal erzielbaren zeitlichen und örtlichen Auflösung eingeschränkter. Dennoch berichtet YANG bereits im Jahr 1995 von bemerkenswerten kapazitiven Auflösungen [195]. Die Messungen mittels eines 12-kanaligen ECT-Systems basierten dabei auf einer nach dem Ladungstransferprinzip arbeitenden Messelektronik, mit der eine kapazitive Auflösung

von 300 aF erreicht wurde. Die verwendete Schaltung wurde bereits im Jahr 1988 am Institut UMIST entwickelt. In einem radial-symmetrischen Detektionsbereich konnte so die Permittivitätsverteilung eines Gemisches aus Öl und Gas, genauer die Lokalisierung von Gasblasen innerhalb einer von Öl durchströmten Plexiglas-Rohrleitung mit einem Durchmesser von etwa 76 mm, rekonstruiert werden. Durch den Einsatz eines für die damalige Zeit besonders leistungsfähigen Parallelrechners wurde eine zeitliche Auflösung von 25 Bildern pro Sekunde bei einer maximalen örtlichen Auflösung von 32×32 Pixeln erzielt.

Es wurde aber auch von der Tomographie dreiphasiger Gemische z.B. aus Luft, Öl und Wasser bereits in den späten 1990er Jahren berichtet. Dazu wurde eine geschirmte 8-Elektroden-Sensoranordnung um eine Kunststoff-Rohrleitung mit einem Innendurchmesser von 45 mm angebracht. Die verwendete phasenempfindliche Messbrückenschaltung arbeitet mit einem sinusförmigen Anregungssignal bei einer Frequenz von 100 kHz . Die Ansteuerung und Auswertung wurde durch einen herkömmlichen PC realisiert und somit eine zeitliche Auflösung von 5 Bilder/s bei einer örtlichen Auflösung von 256 Pixeln erreicht [76]. Einige Probleme bei der Anwendung traten aber infolge von kapazitiven Kurzschlüssen durch Wasser an der Innenseite der Rohrleitung auf. Diese konnten aber durch die Verwendung von PVC als Rohrleitungsmaterial reduziert werden.

Im Jahr 2004 konnte man bei der Untersuchung eines Gemisches aus Öl und Gas in in einer Kunststoffleitung mit 80 mm Durchmesser bereits eine zeitliche Auflösung von 140 Bilder/s bei einer örtlichen Auflösung von 6400 Pixeln erreichen. Ermöglicht haben dies eine deutlich leistungsfähigere Rechentechnik und die Entwicklung eines neuartigen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus. Diese beeindruckenden Parameter wurden mit einer quadratischen Sensoranordnung mit 12 Messkanälen und einer Elektronik erreicht, die bereits im Jahr 1999 entwickelt wurde [95]. Die Messelektronik stellt eine Weiterentwicklung der oben beschriebenen Auswerteelektronik vom UMIST aus dem Jahr 1988 dar, die aber hierbei mit einer sinusförmigen Anregung bei 500 kHz arbeitet. Durch ein geschicktes Umschaltnetzwerk konnten die parasitären Kapazitäten mit etwa 1 fF pro Messkanal signifikant reduziert werden. Die Störeinflüsse wurden dabei weitestgehend durch zwei CMOS-Umschalter in jedem Messkanal verursacht. Letztlich konnten die Kapazitäten mit einem Absolutfehler von $1,8\text{ fF}$ bzw. einem maximalen relativen Fehler von 2,3 % ermittelt werden [196, 192].

Maßstäbe in Bezug auf die kapazitive Auflösung wurden bei der Realisierung einer Elektronik für ein ECVT-System gesetzt. Der zur Messung von Eigenkapazitäten der Messelektroden eingesetzte Evaluierungsbausatz arbeitet mit einem kommerziell verfügbaren integrierten Schaltkreis. Dieser ermöglicht insbesondere durch einen modifizierten Sigma-Delta-Wandler mit einer Auflösung von 24-Bit eine präzise Messung der Kapazitäten bei hohen Grundkapazitäten. Die beschriebene Experimentierschaltung ist unter stabilen Umgebungstemperaturen in der Lage kapazitive Änderungen von $22,16\text{ aF}$ in einem Messbereich von circa $\pm 23\text{ pF}$ aufzulösen. Es wurde allerdings auch davon berichtet, dass das zugrunde liegende Messprinzip sowie zusätzliche Temperaturdriften

trotz Kompensationsmaßnahmen die zeitliche Auflösung einschränken. Darüber hinaus wird durch einen Rauschpegel von $1,5 fF$ die praktisch erreichbare kapazitive Auflösung deutlich beeinträchtigt [115].

Je größer der Durchmesser des Messvolumens und damit des Sensors, desto mehr Eintrittsfläche ist für elektrische Störfelder an den Rändern des Sensors gegeben. Damit geht auch eine geringere Signalstärke in der Mitte des Detektionsgebiets einher. Entsprechende elektrische Maßnahmen sollten demnach vorgenommen werden, um ausreichende Signal-Rausch-Verhältnisse und damit kapazitive Auflösungen als Voraussetzung für eine gute Rekonstruktionsqualität zu erzielen. Weitere Schwierigkeiten ergeben sich durch die Isolationsschichten am Sensor, die je nach Applikation aus Stabilitätsgründen stärker ausgeführt sein müssen aber folglich auch eine Erhöhung der ungewollten Kapazitäten in Reihe zu den Messkapazitäten mit sich bringen. YANG beschreibt beispielsweise einen relativ kleinen radialen Sensor mit einem Durchmesser des Detektionsgebietes von nur 32 mm, der für Drücke um 150 Bar konstruiert wurde. In einem Aluminiumgehäuse sind dazu 3 mm dicke Messingelektroden zwischen einem Substrat aus Epoxidharz und einer 0,5 mm starken Isolationsschicht aus PEEK eingebettet [199]. In der Literatur wurden aber auch erfolgreiche Anwendungen an Apparaturen mit einem Meter Durchmesser beschrieben. YANG beschreibt z.B. die erfolgreiche Echtzeit-Rekonstruktion zweiphasiger Gemische an Fließbetтанlagen zur Trocknung, Granulierung und Beschichtung von pharmazeutischen Produkten. Mit dem auf Basis des oben beschriebenen ECT-Systems der UMIST weiter entwickelten Messanordnung wurden Bilder mit 200 Pixeln bei einer zeitlichen Auflösung von 120 Bildern/s erreicht [187, 200, 16].

Die bisher aufgeführten ECT-Systeme besitzen jeweils eine vom Sensor abgesetzte Messelektronik, die meist über Koaxialkabel mit den Elektroden verbunden ist. Um die messtechnischen Nachteile dieser Kabelverbindungen und der dafür notwendigen Anschlüsse zu vermeiden, werden u.a. kompakte Mikrocontroller- oder DSP-gesteuerte Messmodule als Bestandteile des Sensors eingesetzt. Durch diese kann eine analoge Vorverarbeitung und Signalaufbereitung bereits am Sensor stattfinden und die Messwertübertragung an die Elektronik kann rein digital erfolgen. Eine Forschergruppe um MOHAMAD hat beispielsweise μC -basierte Messmodule auf Basis von FR4-Leiterplatten entwickelt. Rückseitig besitzen diese Leiterplatten jeweils für einen Messkanal eine Messelektrode und 2 Schirmelektroden. Für diese Konfiguration wurden ECT-Sensoren mit bis zu 16 Kanälen für verschiedene Sensordurchmesser und Wandstärken realisiert. Die Anwendbarkeit dieses Konzepts wurde durch die tomographische Messung von Luft-Wasser-Verteilungen im Querschnitt einer Plexiglas-Rohrleitung mit einem Durchmesser von 110 mm nachgewiesen. Über die maximal erreichbare Messgeschwindigkeit bzw. Bildrate wurden keine quantitativen Aussagen getroffen [107, 108].

Darüber hinaus werden auch modulare Tomographie-Systeme mit funkbasierter Messdatenübertragung beschrieben, mit welchen man die Kabelverbindungen zwischen Sensor und Elektronik deutlich reduzieren kann. Nicht nur deshalb, sondern auch durch den zusätzlichen Einsatz von FPGA-Modulen, wird eine Steigerung der Mess- und Rekon-

struktionsgeschwindigkeit um bis zu eine Größenordnung gegenüber den konventionellen ECT-Systemen erreicht. Die Forschergruppe um DEABES beschreibt diesbezüglich in 2010 ein derartiges System auf Basis der WSN-Technologie zur Ermittlung der Verteilungen von Metallteilchen in einer mit Sand gefüllten Rohrleitung, die über einen Durchmesser von 250 mm verfügt. Es werden bis zu 1000 Rekonstruktionsbilder pro Sekunde erreicht. Ob die Messempfindlichkeit auch zur Tomographie von ausschließlich nur dielektrischen Objekten ausreicht, wurde nicht berichtet [24].

Andere ECT-Systeme nach diesem Ansatz erreichen sogar zeitliche Auflösungen von mehreren tausend Bildern pro Sekunde für die Rekonstruktion dielektrischer Objekte. PHUA und YORK berichten im Jahr 2006 z.B. von einer Submillimeter Sensorstruktur mit 8 Messelektroden innerhalb einer konisch-kreisförmigen Lochöffnung mit einem maximalen Durchmesser der Elektrodenanordnung von nur 0,5 mm. Die Messelektronik in CMOS-Technologie ist dabei zusammen mit der Sensorstruktur auf einem Keramik-Träger platziert und erreicht eine kapazitive Auflösung von 280 aF . Die Position eines zylindrischen Körpers mit relativer Permittivität von $\epsilon_r = 20$ und einem Durchmesser von $DM = 20 \mu\text{m}$ konnte somit in einem Luftstrom mit einer beachtlichen zeitlichen Auflösung von bis zu 6250 Bilder/s ermittelt werden [120, 205].

Unter Verwendung neuronaler Netzwerktechniken für den Rekonstruktionsalgorithmus berichtet WARSITO bereits im Jahr 2007 von der Rekonstruktion 80 dreidimensionaler Intensitätsbilder pro Sekunde mit einer Auflösung von $20 \times 20 \times 20$ Voxeln. Diese beachtlichen Parameter wurden an einem Fließbett-Zerstäuber mittels eines 12-kanaligen ECT-Systems erreicht, welches mit einem rechteckförmigen Anregungssignal bei einer Grundfrequenz von $1,25 \text{ MHz}$ und nach dem Ansatz der ECVT arbeitet [164].

Derzeit sind drei Unternehmen weltweit bekannt, die ECT-Systeme kommerziell anbieten. Das im Jahr 1994 gegründete Unternehmen PROCESS TOMOGRAPHY Ltd. (PTL) mit Sitz in Großbritannien hat sich auf die Entwicklung und Herstellung von Verfahren, elektronischen Messsystemen und Software zur Analyse zweiphasiger Flüssigkeitsgemische auf Basis der ECT Technologie spezialisiert. Das Partnerunternehmen TOMOFLOW Ltd. entwickelt und vertreibt auf Basis der PTL Entwicklungen seit 2001 industriell einsetzbare tomographische Durchfluss-Messgeräte, die für den Laboreinsatz bestimmt sind. Eines dieser Systeme arbeitet in einem Frequenzbereich von $1 \dots 10 \text{ MHz}$. Laut den Angaben des Herstellers ist bei maximaler Anregungsfrequenz eine kapazitive Auflösung von 20 aF in einem Messbereich von 2 pF erreichbar. Durch die eingebauten Module mit FPGAs und DSPs können beispielsweise an einem radial-symmetrischen 8-kanaligen Sensor mit einer Wandung aus Plexiglas und einem Durchmesser von 100 mm sogar Messraten bis zu 5000 Bildern pro Sekunde bei einer Bildauflösung von 32×32 Pixeln gemessen werden [154]. Die ITS (Industrial Tomography Systems PLC), als dritter Anbieter von ECT-Systemen, vertreibt das mehrkanalige Messmodul M3000C zum Betrieb an maximal 24 Elektroden und bietet zudem speziell an die jeweilige Aufgabenstellung der Prozesstechnik angepasste Sensorarrays an [72]. Im Produktportfolio ist auch ein System enthalten, das einen kombinierten Betrieb auf Basis der ECT oder der ERT mit bis zu 32 Elek-

troden ermöglicht. Allerdings ist anzunehmen, dass die genannten Systeme mit Preisen von mehreren zehntausend Euro für einfache industrielle bildgebende Anwendungen aus ökonomischer Sicht nicht vertretbar sind.

2.5.3 Anwendungsgrenzen

Die genannten Systeme und Anwendungen zeigen, wie vielseitig einsetzbar und leistungsfähig kapazitive Tomographie-Systeme sind. Mit ihnen ist man heute in der Lage, rasch-veränderliche Permittivitätsverteilungen mit bis zu drei Phasen in Echtzeit zu rekonstruieren. Die qualitative Einordnung der ECT gegenüber den anderen tomographischen Verfahren, die in Abbildung 2.1 gegeben wurde, gilt demnach noch heute. Das bedeutet, dass die Auflösung der Rekonstruktionsbilder zwar relativ gering ist, aber dennoch können recht hohe Bildraten erreicht werden. Darüber hinaus können aus den berechneten Permittivitätsverteilungen auch weitere Größen abgeleitet werden. Handelt es sich um fließende zweiphasige Medien in Rohrleitungen, dann werden häufig zwei ECT-Sensoranordnungen hintereinander in Fließrichtung um das Rohr angebracht. Durch geeignete Korrelationstechniken können so beispielsweise Geschwindigkeitsprofile oder auch Konzentrationsprofile der Materialien ermittelt werden. Folglich bietet die ECT eine Reihe von Anwendungsmöglichkeiten in der Überwachung technischer dynamischer Prozesse z.B. an Fließbetтанlagen, in der Mengemessung an pneumatischen Fördereinrichtungen, bei der Beobachtung von Verbrennungsprozessen, zur Überwachung von Gas-Öl-Gemischen und zur Gewichtsbestimmung in laufenden technischen Prozessen [68, 125]. Auch zur Überwachung der Anwesenheit, Charakterisierung bzw. Formdetektierung von dielektrischen Objekten oder Personen wurden ECT-Systeme bereits getestet [150, 112, 135].

Allerdings erfordert die Anwendung der ECT, dass die Sensorelektroden durch eine dielektrische Wand, beispielsweise aus Kunststoff, Glas oder Keramik, vom Messvolumen elektrisch isoliert sind. Zur Überwachung eines technischen Prozesses in einem Metallrohr muss demnach ein Sensor mit dielektrischer Wand mit geeigneten Prozessanschlüssen eingesetzt werden. Bis auf einige Ausnahmen können ECT-Systeme nur dielektrische Medien bzw. deren Lage im Detektionsgebiet rekonstruieren. Des Weiteren ist die kapazitive Messung immer eine Volumenmessung, in der alle Materialien in axialer Richtung (auch die Isolationsschicht und die gesamte inhomogene Materialverteilung) insbesondere an den Rändern des Sensors in die Messung einfließen. Die Rekonstruktion von Permittivitätsverteilungen in der konventionellen ECT basiert aber auf zweidimensionalen Modelldaten in denen der gesamte Querschnittsbereich entlang der Elektroden mit einer homogenen Materialverteilung in axialer Richtung angenommen wird. Die hierbei resultierenden Berechnungsfehler reduzieren zwangsläufig die maximal erreichbare Bildauflösung und äußern sich z.B. in verschliffenen Objektkanten oder unscharfen Übergängen zweier Materialien.

Die Dimensionen der im Querschnitt radial-symmetrisch oder rechteckförmigen ECT-Sensoren reichen vom Submillimeter-Bereich bis zu einem Meter Durchmesser. Dabei

werden Bildauflösungen von wenigen hundert Pixeln bzw. Voxeln, aber auch Auflösungen bis zu einigen tausend Pixeln erreicht. Einige der Recheneinheiten sind heute in der Lage bis zu 6250 zweidimensionale Bilder pro Sekunde oder bis zu 80 dreidimensionale Bilder zu berechnen und zu verarbeiten. Für Echtzeitanwendungen ist dies schnell genug. Die Rekonstruktionsgeschwindigkeit stellt demnach also nicht die limitierende Komponente für die Messrate dar. Vielmehr ist die erreichbare kapazitive Auflösung die limitierende Größe für eine bestimmte Messgeschwindigkeit.

Mit den bekannten Messschaltungen für ECT-Systeme lassen sich bereits kapazitive Auflösungen bis in den Attifarad-Bereich erzielen, wobei der kapazitive Dynamikbereich über 75 dB betragen kann [66]. Um eine möglichst hohe Messgeschwindigkeit bzw. hohe Bildraten zu erzielen sind Anregungssignale mit entsprechend hoher Frequenz und eine ausreichende Parameterstabilität erforderlich. Viele Systeme arbeiten mit Signalgeneratoren, die meist sinusförmige Signale mit Frequenzen von einigen 100 kHz bis in den MHz-Bereich bereit stellen. Insbesondere um bessere Störfestigkeiten zu erreichen, werden aber auch andere Signalformen verwendet. Nach einer Verstärkung der Signale werden die Sendelektroden dann gewöhnlich mit Signalamplituden zwischen 10 V und 20 V angesteuert. Die hohen Frequenzen in Verbindung mit großen Amplituden können insbesondere im industriellen Umfeld problematisch bezüglich der elektromagnetischen Abstrahlung zu Akzeptanzproblemen führen.

Konventionelle ECT-Systeme arbeiten mit einer von der Sensoranordnung räumlich entfernt angeordneten Messelektronik, die Störeffekten durch das Umschaltnetzwerk und Kabelverbindungen unterliegt. Die parasitären Kapazitäten der CMOS-Schalter liegen in der Regel bei 8 pF und die Kabelkapazitäten bei etwa 100 pF/m . In der Summe ergeben sich damit nicht selten Kapazitäten von mehr als 150 pF , die speziell bei den Messprinzipien mit Masse als Bezugspotential parallel zur Messkapazität liegen. Dieser Wert liegt damit mehrere Größenordnungen über den Messkapazitäten und beeinträchtigt die maximal erreichbare kapazitive Auflösung [194]. Jeder Messkanal ist über mindestens ein geschirmtes Kabel - meist ein Koaxialkabel - zur analogen Messwertübertragung mit den jeweiligen kanalspezifischen Elektroden am Sensor verbunden. Je nach Applikation können die Kabelverbindungen zum ECT-Sensor mehrere Meter betragen. Die Temperaturabhängigkeit und Exemplarstreuungen dieser Kabelparameter verschlechtert die Messkonstanz zusätzlich. Obwohl es zu dieser Thematik eine Vielzahl von Veröffentlichungen mit Ansätzen zur Minimierung parasitärer Effekte durch Kabelverbindungen gibt, wurde bisher keine allgemeingültige Erklärung für die komplexen Zusammenhänge zwischen den auftretenden Drifterscheinungen und den dafür erforderlichen Kompensationsmaßnahmen gefunden.

2.5.4 Gegenwärtige Entwicklungsrichtungen

Die überwiegende Anzahl an Forschungsaktivitäten in der ECT widmet sich der Neu- und Weiterentwicklung von effizienten Rekonstruktionsalgorithmen und Bildverarbeitungstechniken. Bei anderen Forschergruppen steht die Erarbeitung von Entwurfsrichtlinien für optimale Sensorkonfigurationen im Vordergrund, wobei diese im Zusammenhang mit

dem verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus, dem Messprinzip, der beabsichtigten Anwendung als auch von der Art der kapazitiven Tomographie (ECT, ECVT) abhängig sind.

Immer wieder werden auch neue Schaltungsprinzipien auf deren Eignung und Verbesserungspotential für die ECT untersucht. Um die im Abschnitt 2.5.3 beschriebenen Einflüsse infolge parasitärer Kapazitäten durch das Umschaltnetzwerk zu reduzieren, werden schaltungstechnische Maßnahmen zur Steigerung der Leistungsfähigkeit vorgeschlagen. Hierzu findet man vor allem neue Ansätzen zur Generierung und Filterung der Anregungssignale sowie zur Konditionierung und Auswertung des Messsignals insbesondere für AC-basierte Systeme. Zur weiteren Steigerung der Leistungsfähigkeit steht auch die Verringerung des Einflusses parasitärer Kabelkapazitäten im Fokus der Forschung und Entwicklung. In diesem Zusammenhang wird unter anderen die Idee verfolgt, die effektiven Kabellängen zwischen Elektronik und Elektroden auf ein Minimum zu reduzieren. Dies lässt sich dadurch realisieren, dass die Messelektronik inklusive der elektronischen Komponenten zur Umschaltung möglichst nah an den Elektroden platziert wird.

Eine aussichtsreiche Möglichkeit besteht in der Realisierung von Messmodulen als eine kompakte Einheit aus Sensorelektronik und Elektrodenanordnung für jeweils einen Messkanal. Durch die Module wird gewährleistet, dass die Elektrodenumschaltung, Messwertaufnahme und Signalkonditionierung unmittelbar am Messort stattfinden kann. Die Steuerung der Module und Messdatenübertragung zur Recheneinheit erfolgt dagegen digital. Ein entscheidender Vorteil dieser modularen Bauweise wäre die drastische Reduzierung der Messkabelnängen. Insbesondere durch die Möglichkeit eine Seite der Leiterplatte mit einer gekrümmten oder flexibel gestalteten Elektrodenanordnung zu versehen, kann man sich mit relativ geringem Aufwand an Messzellen mit verschiedenen Abmessungen, Formen und Anzahl an Kanälen anpassen [107]. Dies kann neben dem technischen Fortschritt auch ökonomische Vorteile bei der Realisierung bestimmter Applikationen bringen. Die elektronischen Komponenten müssen jedoch an die platztechnischen Gegebenheiten im Bereich hinter den Messelektroden so angepasst und angeordnet sein, dass sie vor den rauen Messbedingungen am Sensor in Form von Verschmutzungen, Feuchtigkeits-, Temperatur-, und Druckeinflüssen geschützt sind. Trotz der erforderlichen kompakten Bauweise müssen sie zudem robust gegenüber elektromagnetischen Störfeldern sein. Sie sollten des weiteren auch bei hoher Messgeschwindigkeit eine geringe Störabstrahlung und hohe Messlinearität aufweisen sowie gute arbeitspunktabhängige Gleichlauf Eigenschaften der Kanäle mit einer hohen kapazitiven Auflösung über einen großen Dynamikbereich besitzen.

2.6 Dreielektroden-Messprinzip

Mit dem Dreielektrodenprinzip sind hochempfindliche und gegenüber parasitären Störsignalen robuste, aber auch gleichzeitig kostengünstige kapazitive Messungen realisierbar. Auf Basis des im Jahr 1968 patentierten Messprinzips wurden innerhalb der letzten zwei Jahrzehnte eine Vielzahl von leistungsfähigen mehrkanaligen Sensorsystemen entwickelt, die insbesondere unter anspruchsvollen industriellen Messbedingungen erprobt sind. Vor allem finden diese Systeme ihre Anwendung in der kapazitiven Füllstandüberwachung von Flüssigkeiten und Schüttgütern. Zudem werden auch Sensoren auf starren und flexiblen Leiterplatten zur Detektierung von Objekten in der Prozessautomation verwendet. Aber auch im Kollisionsschutz, z.B. bei Industrierobotern, wird diese Messtechnik eingesetzt. Hier werden teilweise Detektionsabstände bis zu 1m erreicht [2]. Dank des Schaltungsprinzips ist eine einfache Anpassung an die jeweiligen Messbedingungen und Installationsorte möglich, wobei mit einer Elektronik mehrere Messstellen nahezu ohne gegenseitige Beeinflussung erfasst werden können. Die Potentialänderungen an den Sensoren werden dabei über geschirmte Kabel zur Elektronik übertragen und dort weiter verarbeitet [121, 134].

Der grundsätzliche Aufbau eines Sensors besteht aus einer Messelektrode, einer Anregungselektrode und einer Masselektrode. Die Masselektrode ist häufig durch geerdete Maschinenteile bzw. Flächen gegeben. Zwischen der Masselektrode und der Anregungselektrode wird ein elektrisches Wechselfeld erzeugt. Die Messelektroden nehmen je nach Feldverteilung im Detektionsbereich ein bestimmtes Potential an, welches mit Bezug auf das galvanisch zu Masse getrennte Anregungspotential über einen kapazitiven Spannungsteiler gemessen und aufbereitet wird [48]. Dabei wird das Messsignal in erster Linie durch die Kapazität zwischen den Messelektroden und Masselektroden bestimmt. Durch die schirmende Wirkung der Anregungselektroden kann gegenüber den Masselektroden eine Feldformung erreicht werden. Die Anregungselektroden sind also als Schirmelektroden zu verstehen. Mit zylindrischen Näherungssensoren können kapazitive Änderungen von etwa 10 fF in ungeschirmter Umgebung nachgewiesen werden [47, 171]. Die analoge integrationsfähige Auswerteschaltung erlaubt es, den Sensor bzw. die Sensorelektroden unmittelbar an der Elektronik anzubringen. Ebenso können die Sensoren auch räumlich davon entfernt über eine Kabelverbindung betrieben werden, weil parasitäre Kapazitäten weitestgehend minimiert bzw. durch deren Einfluss verbundene Einbußen in der Empfindlichkeit elektronisch ausgeregelt werden. Es wurde in diesem Zusammenhang bereits von Sensoren an geschirmten Kabelverbindungen mit Längen bis zu 30 m berichtet [121].

Die realisierten Messschaltungen setzen auf speziell entwickelte Messmodule mit ASICs zur Vorverstärkung und Signalaufbereitung von zwei gemessenen Eingangsspannungen [128, 52]. Diese integrierten Schaltkreise zeichnen sich gegenüber der diskreten Messelectronik vor allem durch ihr nahezu lineares und vom Arbeitspunkt unabhängiges Übertragungsverhalten mit geringer Temperaturabhängigkeit in einem Bereich von -40°C bis 125°C aus. Die Messempfindlichkeiten sind für jeden Kanal in einem großen

kapazitiven Dynamikbereich einstellbar, der ein Vielfaches des Messbereichs betragen kann. Darüber hinaus gibt es die Möglichkeit vorverstärkte Eingangsspannungen mit jeweils einem einstellbaren Offset zu beaufschlagen. So können nachfolgend ausschließlich die Kapazitätsänderungen weiter verstärkt und aufbereitet werden. Alle Einstellungen sind auch während der Messung veränderbar. Diese Eigenschaften gestatten eine einfache und flexible Anpassung der Messelektronik an die jeweiligen kapazitiven Verhältnisse, d.h. eine separate Einstellung nahezu für jede beliebige Sensorform oder Messumgebung. In geschirmter Messumgebung lassen sich Änderungen der Messkapazität von $\Delta C < 1 \text{ fF}$ bei Grundkapazitäten im Bereich von mehreren Picofarad ermitteln [46]. Ein weiteres Merkmal ist die einfache Erweiterung zu mehrkanaligen Systemen, die darüber hinaus für jeden Sensorkanal eine unterschiedliche Verstärkung und Signalaufbereitung besitzen können. Das heißt, es können mehrere unterschiedliche Sensoren an einem Messsystem mit einem gemeinsamen Signalgenerator betrieben werden, ohne sich gegenseitig zu beeinflussen.

Die Erzeugung des Anregungssignals erfolgt durch einen geregelten Wechselspannungsgenerator GEN zwischen den Anregungselektroden und den Elektroden auf Massepotential. Somit können beispielsweise Lastkapazitäten von bis zu $C_l = 10 \text{ nF}$ ausgeregelt werden. Das Anregungssignal besitzt eine Trapezform mit konstanter Periodendauer und Amplitude. Für die meisten Anwendungen, wie auch für die experimentellen Untersuchungen in dieser Arbeit, wird eine Grundfrequenz von $f_g = 21,6 \text{ kHz}$ und eine geregelte Amplitude von $U_e = 10 \text{ V}$ verwendet. Die Anstiegs- und Abfallzeit sind bewusst derart eingestellt, dass die Sensorsysteme die industriellen Anforderungen entsprechend der derzeit geltenden Grenzwerte zur Störaussendung einhalten. Die durch die Differentiation der empfangenen trapezförmigen Signale und anschließende Spitzenwert-Gleichrichtung wird zudem eine bemerkenswerte Störfestigkeit und damit auch eine gute Messkonstanz erreicht.

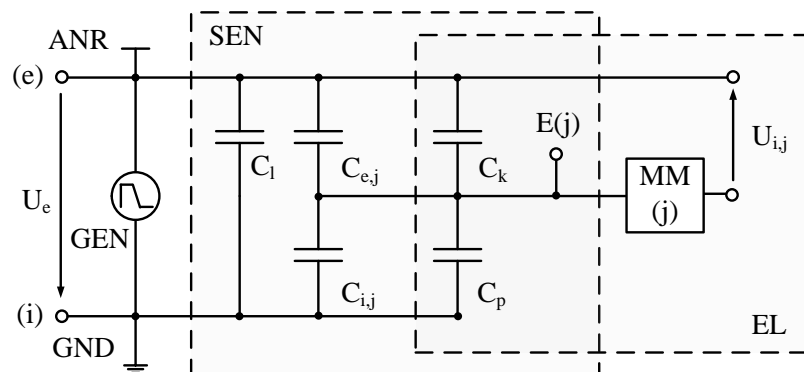


Abbildung 2.12: Vereinfachtes Ersatzschaltbild einer mehrkanaligen Messung für Messstelle $M_{i,j}$ nach dem Dreielektrodenprinzip, Unterteilung zwischen Signalgenerator (GEN), Elektronik (EL) einschließlich Messmodul und Messkabel, Sensor (SEN) mit Messelektrode $E(j)$, Masseelektroden GND (i) und Anregungselektroden (ANR), [128].

Das vereinfachte Ersatzschaltbild in Abbildung 2.12 zeigt die wesentlichen elektrischen Elemente einer mehrkanaligen Messung. Wie durch die gestrichelten Linien deutlich gemacht, sind einige Elemente und Teilkapazitäten sowohl der Sensoranordnung SEN als auch der Messelektronik zuzuordnen. Der Potentialunterschied zwischen einer beliebigen Messelektrode $E(j)$ und den Anregungselektroden ANR bestimmt die Höhe der Eingangsspannung am Messmodul $MM(j)$ und damit auch die analoge gleichgerichtete Messspannung $U_{i,j}$ am Ausgang. Eine gegenseitige Beeinflussung der Messelektroden findet dabei in einem geringen und für das Messsignal nicht signifikanten Maß statt. Die vereinfachte Übertragungsfunktion kann letztlich durch das Kapazitätsverhältnis $R_{i,j}$ entsprechend

$$R_{i,j} = \frac{C_{i,j} + C_p}{C_{i,j} + C_{e,j} + C_p + C_k} \quad (2.12)$$

als relativen Ausdruck für die Eingangsspannung am Messmodul angegeben werden.

Zur Berechnung der Messspannung ist neben dem Anregungssignal und der Signalverstärkung im jeweiligen Messmodul in erster Linie die Messkapazität $C_{i,j}$ zwischen der Messelektrode und der Masselektrode ausschlaggebend. Die Kapazitäten $C_{e,j}$ zu den Anregungselektroden und die als Kabel- und Anschlusseinflüsse zusammengefasste Kapazität C_k verringern die Messempfindlichkeit. Zwangsläufig ergeben sich auch messkanalspezifische parasitäre und zur Messkapazität parallel liegende Kapazitäten C_p , die durch die Messschaltung oder unzureichende Schirmung der Messschaltung oder Sensoranordnung auftreten. Diese Störgrößen verursachen unter Umständen neben systematischen Messfehlern auch signifikante Rauschbeiträge zu den Messsignalen.

Kapitel 3

Grundlagen der ECT

3.1 Empfindlichkeitsberechnung

3.1.1 Elektrisches Feld in einer ECT-Anordnung

Für die ECT werden mehrere Elektroden peripher zum Detektionsbereich angeordnet. Diese ermöglichen die Bestimmung eines Satzes unabhängiger Messwerte, welche hauptsächlich durch die Materialverteilung in einem Messvolumen über dem Querschnitt des Sensors bestimmt werden. Das Messvolumen wird dabei annähernd durch die Konturen der Elektrodenanordnung flankiert, genauer durch das inhomogene elektrische Feld zwischen diesen Elektroden. Die Kenngröße zwischen den Elektrodensegmenten, welche mit unterschiedlichen elektrischen Potentialen beaufschlagt werden, ist hierbei die Kapazität. Diese wird durch die resultierende Spannung für das jeweilige Elektrodenpaar indirekt gemessen. Das elektrische Feld eines idealen Plattenkondensators unterscheidet sich maßgeblich vom Feld in einem ECT-Sensor. Beim Plattenkondensator verlaufen die Feldlinien parallel und auf direktem Weg im gleichen Abstand von einer Elektrode zur anderen Elektrode. Die Feldlinien in ECT-Sensoranordnungen hingegen verlaufen, sowohl über der Länge des Sensors als auch über dessen Querschnitt, nicht parallel. Darüber hinaus besitzen sie unterschiedlich große Abstände zueinander und es bilden sich parasitäre Streufelder. Durch eine geeignete Sensorkonfiguration und die Verwendung von Schirm- oder Schutzelektroden wird der Einfluss von Streufeldern minimiert und eine annähernd homogene Felddausbreitung über die gesamte Länge der Messelektroden erreicht. Dieser Umstand gestattet eine zweidimensionale Feldberechnung über den Querschnitt eines definierten Volumenbereichs innerhalb des Sensors und stellt eine notwendige Voraussetzung für die konventionelle ECT dar.

Prinzipbedingt ist bei der ECT eine Vielzahl dielektrischer Doppelschichten im Messgebiet durch Materialien unterschiedlicher Permittivität vorhanden. Unter der Bedingung der Ladungsfreiheit im Detektionsbereich führen die Randbedingungen an diesen Materialgrenzschichten dazu, dass die elektrischen Feldlinien beim Eintritt in ein anderes Medium bzw. beim Durchgang durch eine dielektrische Doppelschicht entsprechend dem Verhältnis der Permittivitäten der benachbarten Medien gebrochen

werden [84]. Die Ausbreitung des elektrischen Feldes wird demnach durch die zu messenden Materialien gestört. Die Teilkapazitäten zwischen den Elektroden stehen folglich in einem nichtlinearen Zusammenhang mit der Permittivitätsverteilung im Messvolumen.

ECT-Systeme arbeiten mit zeitlich veränderlichen Feldern, deren Frequenzen überwiegend unter 500 kHz liegen. Für diesen Bereich kann, entsprechend dem elektrostatischen Fall, das quasistationäre Feld zwischen den Sensorelektroden auf der Poisson-Gleichung basierend nach

$$\nabla^2\varphi(x, y) = -\frac{\rho(x, y)}{\varepsilon(x, y)} \quad (3.1)$$

beschrieben werden [137]. Die Potentialverteilung auf den Elektroden ist für den zweidimensionalen Fall durch $\varphi(x, y)$ gegeben, und $\varepsilon(x, y)$ beschreibt die entsprechende Verteilung der Permittivität. In den meisten Anwendungen kann davon ausgegangen werden, dass der Messquerschnitt ladungsfrei ist. Damit vereinfacht sich der Term für die Ladungsverteilung $\rho(x, y)$ als Quelle des elektrischen Feldes zu Null. Man erhält nach Umstellung und Erweiterung den Ausdruck (3.2), der sich aus der Laplaceschen Gleichung und der Newtonschen Gleichung zusammen setzt. Die Laplacesche Gleichung gilt für eine homogene Verteilung der Permittivität, und mit Hilfe der Newtonschen Gleichung wird diese auf inhomogene Permittivitätsverteilungen erweitert:

$$\nabla^2\varphi(x, y) + \frac{1}{\varepsilon(x, y)}\nabla\varepsilon(x, y)\nabla\varphi(x, y) = 0. \quad (3.2)$$

Der letzte Term beschreibt mit

$$\vec{E}(x, y) = -\nabla\varphi(x, y) \quad (3.3)$$

das elektrische Feld und zeigt zugleich, dass der Zusammenhang zwischen Potential und Permittivität zwar linear bezüglich des Potentials, jedoch nichtlinear bezüglich der Permittivität ist [132]. Bei bekannter zweidimensionaler Verteilung des Potentials φ im Messquerschnitt kann die Ladungsmenge Q mittels der Maxwellschen Differentialgleichung $\text{div}\vec{D} = \nabla\vec{D} = \rho$, in der Integralform auch als Gaußscher Satz bekannt, nach

$$Q = \iint_A \vec{D}d\vec{A} = \iint_\Gamma \varepsilon(x, y)\nabla\varphi(x, y)d\Gamma \quad (3.4)$$

bezüglich der Messelektrodenfläche Γ bestimmt werden [3, 39].

Die Berechnung der Kapazität erfolgt allgemein entsprechend dem Verhältnis der Ladung Q an der Messelektrode j zur Potentialdifferenz $\Delta\varphi$ zwischen der Sendeelektrode i und der messenden Elektrode. Für eine bestimmte Elektrodenkombination am ECT-Sensor ergibt sich folglich der Ausdruck [98]:

$$C_{i,j} = \frac{Q_j}{\Delta\varphi_{i,j}} = \frac{1}{\Delta\varphi_{i,j}} \iint_\Gamma \varepsilon(x, y)\nabla\varphi(x, y)d\Gamma. \quad (3.5)$$

3.1.2 Begriff der Empfindlichkeit

Da die Potentialverteilung in einem streng nichtlinearen Zusammenhang mit der inhomogenen Permittivitätsverteilung im Messvolumen steht, kann die Kapazität zwischen den Elektrodenkombinationen nur als ein Funktional ξ des Permittivitätsgefüges im Messraum angesehen werden. Demzufolge ist es vorteilhaft, die Änderung der Kapazität als Antwort auf eine Änderung der Permittivitätsverteilung durch

$$\Delta C = \frac{d\xi}{d\varepsilon}(\Delta\varepsilon) + O((\Delta\varepsilon)^n) \quad (3.6)$$

als Differentialgleichung auszudrücken. Dabei ist $\frac{d\xi}{d\varepsilon}$ als die Empfindlichkeit s der Kapazität gegenüber der Permittivitätsverteilung definiert und $O((\Delta\varepsilon)^n)$ stellen permittivitätsabhängige Terme n -ter Ordnung dar [194].

Da die Permittivitätsänderungen in ECT-Anwendungen üblicherweise sehr klein sind, kann man die Terme $O((\Delta\varepsilon)^n)$ vernachlässigen und (3.6) vereinfacht sich zu einem linearen Ausdruck entsprechend

$$\Delta C = s\Delta\varepsilon. \quad (3.7)$$

Die Empfindlichkeit s beschreibt allgemein die Empfindlichkeit der Messeinrichtung gegenüber den Permittivitätsänderungen im Detektionsgebiet. Als Messeinrichtung ist hierbei sowohl die Sensoranordnung als auch die Messelektronik zu verstehen [194]. Um den linearisierten Ausdruck für ortsspezifische Änderungen der Permittivität implementierbar zu machen, muss dieser diskretisiert werden. Dies bedeutet für die zweidimensionale ECT, dass der Messbereich in n Elemente oder Pixel unterteilt wird, um die angestrebte Visualisierung der Permittivitätsverteilung entsprechend des definierten Pixelrasters realisieren zu können.

Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass für jede Permittivitätsverteilung in Abhängigkeit von der Anzahl der Messelektroden maximal M unabhängige Messwerte ermittelt werden können, ergibt sich ein Gleichungssystem mit M Differentialgleichungen nach (3.7).

Um eine vollständige Empfindlichkeitsanalyse zu realisieren, werden für alle unabhängigen Messungen der Zustandsvariablen $C_{i,j}$ zwischen der Sendeelektrode i und der Messelektrode j sowie für jeden Pixelindex n ein Empfindlichkeitskoeffizient $s_{i,j}^n$ nach

$$s_{i,j}^n = \frac{\delta C_{i,j}}{\delta \varepsilon_n}. \quad (3.8)$$

ermittelt, der die Empfindlichkeit der normierten Kapazität $C_{i,j}$ im Verhältnis zur Permittivität im n -ten Pixel beschreibt.

3.1.3 Methoden zur Bestimmung der Empfindlichkeitsmatrix

Bereits 1977 beschreibt YANG einen experimentellen Messaufbau zur Bestimmung der Empfindlichkeitskoeffizienten, in dem man den Einfluss eines Referenzobjekts mit der

Größe eines Pixels auf die resultierenden Kapazitäten für alle Pixelpositionen bestimmt [190]. Allerdings ist der Aufbau solcher Apparaturen recht aufwendig und die Methode anfällig für Messfehler. Daher haben sich für die Bestimmung der Teilkapazitäten bis heute numerische Feldberechnungsprogramme durchgesetzt, die dank leistungsfähigerer Computer die effizienteste Methode darstellen, nicht zuletzt auch deshalb, weil die derzeitigen Programmpakete effektive Feldberechnungsmethoden nutzen und umfangreiche Funktionen zur Parametrisierung und Datenaufbereitung bieten.

Für die Bestimmung der Teilkapazitäten wird das Beobachtungsgebiet zunächst in gleich große Flächenelemente unterteilt und jedem dieser Elemente entsprechend dem gewünschten Pixelraster ein Pixelindex n zugeordnet. Anschließend wird sukzessive jeder Pixel einzeln mit der zuvor definierten maximalen relativen Permittivität ε_r^{max} belegt, während allen anderen Pixel die definierte minimale relative Permittivität ε_r^{min} zugewiesen wird, und hierfür werden alle Kapazitäten $C_{i,j} = C_{i,j}^n$ ermittelt.

Entsprechend dem formulierten Differentialgleichungssystem werden normierte Empfindlichkeitskoeffizienten verwendet, die in den nachfolgenden Abschnitten mit $s_{i,j}^n$ bezeichnet seien. Diese werden allgemein nach Term

$$s_{i,j}^n = \frac{\lambda_{i,j}}{\varepsilon_r^{max} - \varepsilon_r^{min}} \quad (3.9)$$

berechnet, der als ein pixelbezogener Wichtungsterm bezüglich der Differenz zwischen minimaler und maximaler relativer Permittivität angesehen werden kann [173, 118]. In der Literatur werden verschiedene Modelle vorgestellt, von denen die hierfür notwendigen normierten Kapazitäten $\lambda_{i,j} = \lambda_{i,j}^n$ für alle Pixelindizes n abgeleitet werden. Zu den etablierten Ansätzen zählen das Serienmodell und das Parallelmodell.

YANG und BYARS stellen die Normierungsmethode nach dem Serienmodell gemäß

$$\lambda_{i,j} = \frac{(1/C_{i,j}) - (1/C_{i,j}^{min})}{(1/C_{i,j}^{max}) - (1/C_{i,j}^{min})} \quad (3.10)$$

vor, bei der das normierte Kapazitätsverhältnis $\lambda_{i,j}$ als eine nichtlineare Funktion der Kapazität $C_{i,j} = C_{i,j}^n$ bei Belegung des n -ten Pixel mit ε_r^{max} definiert ist [185, 188]. Beim parallelen Modell wird entsprechend

$$\lambda_{i,j} = \frac{C_{i,j} - C_{i,j}^{min}}{C_{i,j}^{max} - C_{i,j}^{min}} \quad (3.11)$$

die Kapazitätsdifferenz zwischen $C_{i,j} = C_{i,j}^n$ und $C_{i,j}^{min}$ zur Änderung der Kapazität der größtmöglichen Permittivitätsänderung ins Verhältnis gesetzt. Für $C_{i,j}^{max}$ sind üblicherweise alle Pixel im Detektionsgebiet vollständig mit ε_r^{max} belegt, wohingegen für $C_{i,j}^{min}$ die relative Permittivität ε_r^{min} gewählt wird.

In der Veröffentlichung von KIM werden an einer zylinderförmigen Sensoranordnung zwei neue Modelle (Grenzwertmodell, Adaptives Modell) vorgestellt, bei denen die normierten Kapazitätsverhältnisse aus einer Kombination von Serien- und Parallelmodell abgeleitet und damit zusätzlich korrigiert werden [78]. Anhand von rauschbehafteten Simulationsdaten gelangt man durch die kombinierten Modelle zu Empfindlichkeitsmatrizen, die neben einer für iterative Rekonstruktionsalgorithmen verbesserten Konvergenzrate auch dessen Störempfindlichkeit verringern, sowie die resultierende Bildqualität erhöhen.

Zur Normierung lassen sich entsprechend des verwendeten Messprinzips auch funktionale Zusammenhänge zwischen den Kapazitäten und der Messgröße, wie die Übertragungsfunktion gemäß (2.12), zur Berechnung heran ziehen [48]. Deren Verwendung ist insbesondere dann sinnvoll, wenn es erforderlich ist, Einflüsse auf die Messwerte zu berücksichtigen, die nicht von Messkapazität $C_{i,j}$ und dem Anregungssignal herrühren. Insbesondere haben Kabelkapazitäten C_k und verschiedene parasitäre Kapazitäten einen Einfluss auf den Messwert. Sofern diese Größen und weitere messtechnische Einflussfaktoren bekannt sind, kann das Kapazitätsverhältnis $R_{i,j}$ in Abhängigkeit von der elektrischen Ersatzanordnung des ECT-Systems abgeleitet werden. Somit ergibt sich nach dem Parallelmodell für die Berechnung der normierten Kapazitätsverhältnisse $\lambda_{i,j} = \lambda_{i,j}^n$ die Beziehung

$$\lambda_{i,j} = \frac{R_{i,j} - R_{i,j}^{min}}{R_{i,j}^{max} - R_{i,j}^{min}}, \quad (3.12)$$

aus der wiederum die normierten Empfindlichkeitskoeffizienten $s_{i,j}^n$ hervorgehen.

Unter Annahme des Parallelmodells wurden dazu exemplarisch auf Basis einer quadratischen Sensoranordnung mit $m = 12$ Messelektroden alle Kapazitätsverhältnisse für das in Abbildung 4.3 festgelegte Detektionsgebiet mit 20×20 quadratischen Pixeln ($N = 400$) numerisch ermittelt und daraus die Empfindlichkeitskoeffizienten berechnet [95]. Die Berechnung der Koeffizienten beruht hierbei auf Kapazitätsverhältnissen $R_{i,j}$, die neben den Messkapazitäten $C_{i,j}$ zusätzlich durch Kapazitäten zu den Schirmelektroden bestimmt werden. Kabelkapazitäten und parasitäre Kapazitäten wurden hierbei nicht berücksichtigt. Bei 12 Elektroden ergeben sich insgesamt jeweils 66 unabhängige Kapazitätsverhältnisse und damit auch 66 Konturplots, von denen einige ausgewählte in Abbildung 3.1 dargestellt sind. Die Summe aller Teilkapazitäten eines Kapazitätsverhältnisses $R_{i,j}$ beträgt mehr als das 50-fache der jeweiligen Messkapazität $C_{i,j}$. Damit liegen die maximal möglichen Werte der resultierenden Empfindlichkeitskoeffizienten unter 2×10^{-2} . Die höchsten Empfindlichkeiten treten in der unmittelbaren Umgebung der Elektroden auf und nehmen mit wachsender Entfernung von den Elektroden hyperbolisch ab. Weiterhin ist der Feldlinienverlauf zwischen Sendeelektrode und Messelektrode anhand des Empfindlichkeitsgebirges gut erkennbar. Zudem sind die meisten Koeffizienten nahezu Null, was auf eine schwach besetzte Empfindlichkeitsmatrix hindeutet.

Die Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S} beinhaltet die Empfindlichkeitsverteilungen aller Elektrodenpaare. Ihre Bildung erfolgt im Zusammenhang mit der kapazitiven Tomographie stets

nach der gleichen Vorschrift. Die Koeffizienten für jedes Elektrodenpaar werden als Vektor entsprechend einer definierten Messstellen- und Pixelreihenfolge in die Empfindlichkeitsmatrix eingetragen. Jedem Elektrodenpaar ist eine Zeile der Empfindlichkeitsmatrix zugeordnet. Für das angeführte Beispiel ergeben sich somit für \mathbf{S} insgesamt $M=66$ Spalten und eine Zeilenzahl von $N=400$, wonach ein Gleichungssystem der folgenden Gestalt resultiert:

$$\begin{array}{c}
 (\lambda_{1,2} \quad \dots \quad \lambda_{11,12}) \\
 [M \times 1]
 \end{array}
 =
 \begin{array}{c}
 \begin{pmatrix}
 s_{1,2}^1 & \dots & s_{1,2}^n & \dots & s_{1,2}^{400} \\
 \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\
 s_{i,j}^1 & \dots & s_{i,j}^n & \dots & s_{i,j}^{400} \\
 \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\
 s_{11,12}^1 & \dots & s_{11,12}^n & \dots & s_{11,12}^{400}
 \end{pmatrix} \\
 [M \times N]
 \end{array}
 \begin{array}{c}
 \begin{pmatrix}
 g_1 \\
 \dots \\
 g_n \\
 \dots \\
 g_{400}
 \end{pmatrix} \\
 [N \times 1]
 \end{array}
 . \quad (3.13)$$

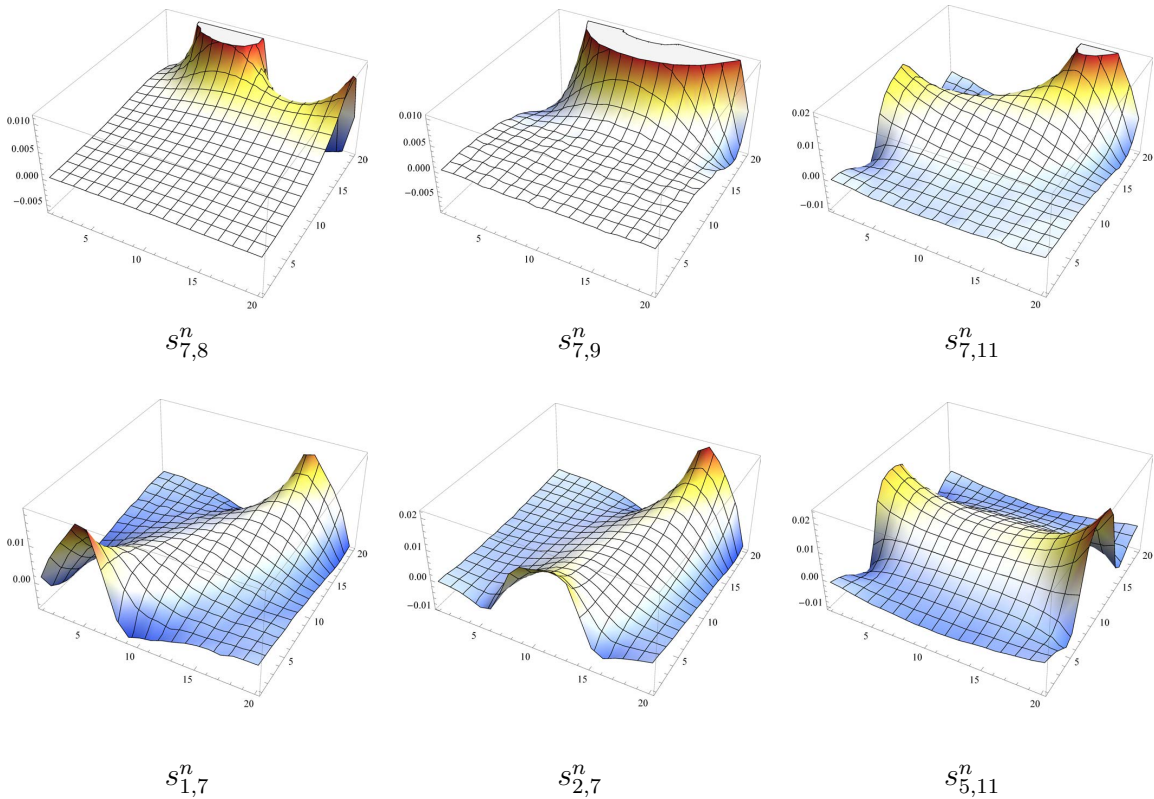


Abbildung 3.1: Dreidimensionale Konturplots von Empfindlichkeitskoeffizienten für ausgewählte Elektrodenpaare an einer quadratischen Sensoranordnung mit 12 peripher um dessen Querschnitt angeordneten Elektroden und einem Detektionsgebiet mit 20x20 quadratischen Pixeln.

Erfolgt die Ermittlung der Empfindlichkeitskoeffizienten nach dem Parallelmodell, müssen die Kapazitätsverhältnisse $\lambda_{i,j}$ für eine beliebige Permittivitätsverteilung in der glei-

chen Art normiert werden. Dazu werden alle numerisch berechneten Teilkapazitäten zunächst gemäß der Kapazitätsverhältnisse $R_{i,j}$ umgerechnet und anschließend entsprechend Gleichung (3.12) normiert. Die normierten Werte werden schließlich im Vektor λ in der Reihenfolge der Messstelle, wie sie für die Empfindlichkeitsmatrix definiert ist, zusammengefasst.

3.2 Modellierung und Simulation der Sensoranordnung

Um ein ECT-System analysieren zu können oder aber Ansätze zur Verbesserung seiner technischen Eigenschaften z.B. durch die Optimierung der Sensoranordnung zu finden, ist ein mathematisches Modell der geometrischen und elektrischen Konfiguration des Sensorarrays vorteilhaft. Damit können die Auswirkungen von Änderungen an der Geometrie und bestimmten Materialparametern untersucht und beurteilt werden, aber auch eine Bewertung von Rekonstruktionsalgorithmen auf Basis der berechneten Daten kann erfolgen [3, 88].

3.2.1 Numerische Feldberechnung

Wegen des streng nichtlinearen Zusammenhangs der Kapazitäten und der sie beeinflussenden inhomogenen Permittivitätsverteilung ist es nicht ratsam nach einer Lösung auf analytischem Weg zu suchen. Man versucht daher eine Näherungslösung mittels numerischer Simulationen zu finden, die das elektrische Feld bzw. die Potentialverteilung im Detektionsgebiet hinreichend genau approximiert.

Diese numerischen Simulationen haben in erster Linie die Aufgabe, die resultierenden Kapazitäten zwischen den elektrischen Leitern der Sensoranordnungen, die zur Bestimmung der Empfindlichkeitskoeffizienten benötigt werden, effizient zu berechnen. Der analytische Weg würde sich hierbei insbesondere aufgrund der verteilten Elektrodenanordnung als zu aufwendig erweisen. Der Aufwand steigt zusätzlich, wenn eine Analyse zahlreicher Entwurfsparameter bei der Optimierung der Sensorkonfiguration angestrebt wird. Weil die numerischen Modelle nicht den Anspruch einer vollständigen Modellierung erheben, werden nur relevante Einflüsse und Parameter einbezogen. So werden beispielsweise die Mess- und Umschaltelektronik oder Signalkabel und Temperatureinflüsse nicht berücksichtigt, weil nur die Sensorstruktur maßgeblich für die Kapazitätsberechnung ist.

Bei der Definition des numerischen Modells für eine Sensoranordnung ist zunächst bedeutsam, um welche Art von elektromagnetischen Feld es sich handelt. Allgemein setzt sich die elektrische Feldstärke in zeitlich veränderlichen Feldern in einem Raumpunkt \vec{r} aus zwei Komponenten entsprechend

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = -\nabla\varphi(\vec{r}, t) - \frac{\delta\vec{A}_p}{\delta t} \quad (3.14)$$

zusammen. Sind die signifikanten Frequenzanteile des Anregungsfeldes gering genug, so ist die zeitliche Veränderung des mit dem Verschiebungsstrom verknüpften magnetischen

Feldes so gering, dass der örtliche Beitrag der Wirbelfeldstärke $\vec{E}_W(\vec{r})$ gemäß

$$\vec{E}(\vec{r}) = \vec{E}_Q(\vec{r}) + \vec{E}_W(\vec{r}) \quad (3.15)$$

gegenüber der Quellenfeldstärke $\vec{E}_Q(\vec{r})$ vernachlässigt werden kann. Möglich ist dies, weil die Laufzeit der elektromagnetischen Welle von der Feldquelle bis zu jedem beliebigen Raumpunkt innerhalb der Anordnung geringer ist als die Anstiegs- bzw. die Abfallzeit des Anregungssignals. Meist genügt es, dass die Änderungszeiten des Anregungssignals 5-10 mal größer sind als die Laufzeit. Da dies für ECT-Sensoren der Fall ist, kann sich folglich auch keine signifikante elektromagnetische Wirkung an einem bestimmten Raumpunkt im Detektionsgebiet einstellen. Somit berechnet sich das quasistationäre Feld $\vec{E}(\vec{r})$ lediglich aus der Ladungsverteilung und seiner Potentialfunktion nach Gleichung (3.3) für den elektrostatischen Fall [137].

Bei der Berechnung des elektrischen Feldes innerhalb eines ECT-Sensors handelt es sich um ein Randwertproblem, welches allgemein durch die Laplace-Gleichung ausgedrückt werden kann. Zur mathematischen Beschreibung wird die Sensoranordnung mit allen ihren relevanten geometrischen sowie elektrischen Parametern modelliert, und damit auch das Detektionsgebiet definiert. Das resultierende System linearer Differentialgleichungen wird schließlich von einem Rechner gelöst. Hierzu bieten sich verschiedene Optimierungsmethoden wie Finite-Elemente-Methoden, Finite-Differenzen-Methoden, Ersatzladungsverfahren, Boundary-Element-Methoden, Momenten-Methoden oder das Monte-Carlo-Verfahren an. Im Zusammenhang mit der ECT werden überwiegend die Methoden der finiten Elemente (FEM) und der finiten Differenzen (FDM) eingesetzt.

Dabei werden Lösungsgebiet und Sensorstruktur zunächst diskretisiert, indem eine Unterteilung in eine definierte Anzahl endlich kleiner Elemente vorgenommen wird. Die Elemente sind dabei durch ihre Position, Fläche sowie eine jeweils konstante Permittivität charakterisiert. Die Diskretisierung erfolgt je nach Netzgenerierungsmethode unterschiedlich, woraus verschiedene Typen von Gitternetzen resultieren. Grundsätzlich unterscheidet man hierbei zwischen regulären Gittern, in bspw. kartesischen oder polaren Koordinaten, und nicht-regulären Gittern mit unregelmäßiger Struktur. Letztere haben den Vorteil, dass die notwendige Anzahl der numerischen Gitterelemente dank ihrer beliebigen triangularen Form und Anordnung zur Beschreibung einer Geometrie geringer ist. Man kann beispielsweise eine ortsspezifische Gitterverfeinerung vornehmen und an anderen, weniger relevanten, Stellen ein weitaus gröberes Gitter verwenden, ohne die Simulationsgenauigkeit signifikant zu verringern. Ein zusätzlicher Vorteil ist, dass die Gitterzellen so eingebettet werden können, dass der Rand des Objektes durch die Begrenzungen der Zellen genau nachgebildet wird [129]. Trotz dieser Vorteile kann es auch für einige Anordnungen sinnvoll sein, die numerischen Elemente entsprechend der Anordnung und Form der Pixel festzulegen, insbesondere wenn es sich um kreisförmige Querschnittflächen mit dreieckigen Pixeln handelt [106].

Bei der FEM unterliegt allgemein jedes Element einer definierten polynomialen Ansatzfunktion, die beim Übergang von einem zum anderen Element bestimmte Stetigkeitsbedingungen erfüllen muss. Diese Funktion dient der Approximation des Potentials

innerhalb der Elemente und basiert auf der ersten Kirchhoff'schen Maschengleichung [84]. Hat man die Potentiale aller Elemente bestimmt, setzt man diese in die zu lösende Systemgleichung (Systemmatrix) ein. Unter Berücksichtigung der Anfangsbedingungen, Randbedingungen und Übergangsbedingungen erhält man ein numerisch lösbares Gleichungssystem. Mit anderen Worten werden die integralen Gleichungen zur Beschreibung des elektrischen Feldes approximiert, indem sie in ein großes System von linearen Differentialgleichungen transformiert werden.

Die ECT beruht auf einem dreidimensionalen Feldproblem, welches im Prinzip auch dreidimensional gelöst werden sollte. Wenn die Längen der Messelektroden größer als der Durchmesser des Sensors sind und/oder gesteuerte Schutzelektroden zur Feldformung an beiden Enden der Messelektroden verwendet werden, ist es möglich das dreidimensionale Feld vorzugsweise auch mittels einer 2D-Anordnung bezüglich der Geometrie und Feldausbreitung hinreichend genau zu beschreiben [3, 61]. Denn bei gleicher Berechnungsgenauigkeit im Detektionsgebiet benötigt die 3D-Simulation ein Vielfaches an numerischen Elementen. Dies wird insbesondere dann deutlich, wenn man sich vergegenwärtigt, dass 2D-Modelle kapazitiver Tomographieanordnungen typischerweise schon mit mehreren 10000 numerischen Elementen diskretisiert sind. Je nach Leistungsfähigkeit des Computersystem ergeben sich folglich für die Bestimmung aller Empfindlichkeitskoeffizienten Berechnungszeiten von über 50 Stunden [50, 106].

Es gibt eine Reihe von kommerziellen und nicht-kommerziellen Programmen, die elektromagnetische Feldsimulationen in 2D und 3D für den Entwurf und die Optimierung von elektrischen Maschinen ermöglichen. Der FEM kommt dabei eine besondere Bedeutung zu, weil es sich bei einem ECT-Sensor zwar um eine komplizierte Geometrie, aber auch um eine geometrisch endliche Anordnung handelt. Für die Feldberechnung stehen dafür meist mehrere Lösungsverfahren sowie ein Präprozessor-Modul zur Datenaufbereitung und zur Aufstellung der Systemmatrix zur Auswahl. Aber auch ein Postprozessor-Modul zur Berechnung abgeleiteter Größen wie der Feldstärke, Kräften und Teilkapazitäten ist häufig enthalten. Der Trend geht dabei zum rechnergestützten Entwurf (CAD), bei dem alle Module über eine gemeinsame Arbeitsdatenbank miteinander gekoppelt sind. Daher bieten alle Programme eine entsprechende grafische Benutzerschnittstelle. Über sie können die Geometrie, Materialeigenschaften, Potentiale und Randbedingungen recht komfortabel und mit Plausibilitätsüberprüfung eingegeben werden, sowie die Ergebnisse der Simulation (Feldbilder, Parametertrends) geeignet dargestellt werden. Einige bekannte Vertreter sind EIDOL [92], TOSCA [140], QUICKFIELD [151], COMSOL [110] und das Programm Ansoft MAXWELL [5], dass in der Version 12 im Rahmen dieser Arbeit verwendet wird.

3.2.2 Allgemeine Prinzipien der Modellierung

Eine Modellbildung sollte definitionsgemäß stets mit dem Ziel einer angemessenen Abstraktion der technischen Anordnung erfolgen. Für das Modell eines ECT-Sensors heißt dies, eine vereinfachte Abbildung der realen Sensoranordnung durch das Weglassen von unnötigen geometrischen Details und die Betonung der charakterisierenden elektrischen

Eigenschaften an den Elektroden darzustellen. Allerdings sollte man sich stets bewusst sein, dass mit jeder Vereinfachung das Modell gegenüber der Realität verfälscht und man damit auch die Gültigkeit des Modells begrenzt wird. Von großer Bedeutung ist daher eine Verifikation und Anpassung des Modells durch den Vergleich der simulierten Ergebnisse mit den theoretischen Erwartungen.

Geht man von einem Sensor für die klassische ECT aus, wird meist mit Hilfe von Schirmelektroden einer Feldverformung an den beiden Enden des Messbereich entgegen gewirkt und ein gleichbleibender Querschnitt über die gesamte Länge des Messbereichs eingehalten. Somit ist die Berechnung des elektrischen Feldes über den Querschnitt der Anordnung mit einem zweidimensionalen Modell unter Berücksichtigung eines unvermeidbaren Modellierungsfehlers möglich [197, 39].

Eine weitere Abstraktion der Anordnung erfolgt anschließend mit der Festlegung der Größe des Lösungsgebietes. Je nach der grundlegenden Geometrie und den realen elektrischen Randbedingungen muss ein entsprechender Abstand zwischen dem Rand des Berechnungsgebietes und der Sensorstruktur gewählt werden. Der Grund hierfür ist, dass der Rand üblicherweise mit der Neumann-Randbedingung definiert ist und entlang seiner Kontur ausschließlich tangentielle Feldstärke-Vektoren auftreten können. Vom Sensor ausgehende Feldlinien enden entweder am Sensor oder den Objekten im Lösungsgebiet, können jedoch den Rand niemals überwinden. Handelt es sich beispielsweise um eine Elektrodenanordnung, die sich quasi im freien bzw. elektrisch nicht geschirmten Raum befindet, so sollte der allseitige Abstand zum Rand so groß gewählt werden, dass das elektrische Messfeld möglichst wenig durch den Feldlinienverlauf am Rand beeinflusst wird. Allerdings führt ein zu großer Abstand zu einem unnötig großen Rechengebiet, was letztlich zu einer Reduzierung der Genauigkeit bei der Approximation der Potentialverteilung im Messbereich führt.

Andere Möglichkeiten bieten die „Balooning“ Optionen, die ausgehend von einer bestimmten Linienkontur (beispielsweise von den Außenkonturen des Sensors) eine Lösung extrapolieren. Die Extrapolation endet an theoretisch unendlich entfernten Orten, die durch die Richtungen der Normalenvektoren entlang der Linie vorgegeben sind. Dabei kann entweder angenommen werden, dass jegliche Ladungen an den entfernten Orten kompensiert werden (elektrisch isolierte Sensorstruktur) oder aber die Spannung dort zu Null definiert wird (elektrisch geerdetes System).

Bei einem ECT-Sensor ist allerdings immer eine äußere Schirmung der Elektrodenanordnung notwendig und vorhanden, die entweder durch das Sensorgehäuse oder eine zusätzliche, die gesamte Anordnung umschließende, Schirmelektrode realisiert ist. Im Querschnitt flankiert die Schirmung den Sensor allseitig und kann somit bei der 2D-Modellierung vorteilhaft zur Begrenzung des Lösungsgebietes genutzt werden. Da es sich messtechnisch um eine Elektrode auf Massepotential handelt, welche vom Messfeld nicht überwindbar ist, ist es ratsam diese im Modell als elektrostatische Senke mit einem konstanten Potential von Null zu definieren. Die Grenze des Lösungsgebietes kann

folglich mit standardmäßiger Randbedingung unmittelbar an die Außenkonturen der allseitigen Schirmung gelegt werden.

Prinzipiell ist es immer ratsam in der Anordnung vorkommende Symmetrien auszunutzen, um das resultierende Gleichungssystem zu reduzieren und damit den Berechnungsaufwand zu minimieren. Hier bietet das Programm MAXWELL drei Möglichkeiten: „Even-Symmetrie“, „Odd-Symmetrie“ und „Matching“. Allerdings verbieten sich im vorliegenden Fall alle diese Optionen, da wegen der Sensorgeometrie und der inhomogenen Materialverteilung im Detektionsbereich keine Symmetrien vorhanden sind und keine periodisch wiederkehrende Strukturen nutzbar sind.

Um dennoch Rechenaufwand zu reduzieren, können die Querschnittsflächen der Elektroden aus der Berechnung ausgeschlossen werden. Diese Option kann für ECT-Sensoren deshalb gewählt werden, weil unter der Voraussetzung eines konstanten Potentials auf den Leiterkonturen (Dirichlet-Randbedingung) für die Berechnung der Teilkapazitäten nur die Form und Anordnung der Elektroden zueinander entscheidend ist.

Wenn die reale Geometrie des Sensors scharfe Ecken und Kanten besitzt, diese aber für die Kapazitätsberechnung nur von geringer Bedeutung sind, sollte man diese nach Möglichkeit stumpfer oder abgerundet modellieren [138]. So lassen sich eine Vielzahl von Berechnungsfehlern bei der Lösung des Differentialgleichungssystems vermeiden. Gleichmaßen sollten die geometrischen Formen nicht dünner als unbedingt notwendig und nicht mit zu langen Kanten modelliert werden bzw. kompakte Strukturen bevorzugt werden. Darüber hinaus führen enorme Unterschiede in den Längenabmessungen zu einer unnötig feinen lokalen Diskretisierung auch an Stellen, die irrelevant für die Kapazitätsberechnung sind.

Bei der Festlegung der relativen Permittivität der Materialien sollte man beachten, dass diese in der Realität je nach Umgebungsbedingungen variieren kann. Sie ist eine komplexe Größe nach

$$\varepsilon_r = \varepsilon_r' + i \varepsilon_r'' \quad (3.16)$$

bei der ε_r' die Quantität der Polarisierbarkeit des Materials ausdrückt und ε_r'' die dielektrischen Verluste angibt. Letztere geben Auskunft über die Fähigkeit eines Stoffes, die Feldenergie eines angelegten Wechselfeldes mit hoher Frequenz in Reibungswärme umzusetzen. Im Takt der angelegten Frequenz ändern sich nämlich in einem Werkstoff die Verschiebungs- und Drehrichtungen der Ladungsschwerpunkte, was zum Schwingen der Dipole führt. Genau genommen ist die charakteristische Frequenzabhängigkeit das Resultat der Resonanz zwischen Eigenfrequenz der Dipole und der Frequenz des Wechselfeldes. Aufgrund der Dipolschwingungen entsteht letztlich Reibungswärme, die zu dielektrischen Reibungsverlusten führt. Je stärker die Polarisation eines Stoffes ist, desto größer sind auch dessen frequenzbedingte dielektrische Verluste [38].

Neben der Frequenzabhängigkeit ist die Permittivität auch von der Temperatur des Materials abhängig. Der Temperaturkoeffizient kann dabei, je nach Art des Stoffes und nach Temperaturbereich, sowohl positiv als auch negativ sein. Hierfür sind zwei Effekte

verantwortlich. Einerseits nimmt ε_r mit steigender Temperatur zu, weil die Moleküle dann leichter beweglich sind. Andererseits bewirkt ein zunehmender Grad an Unordnung der Ladungsträger unter Zunahme der inneren Energie eine Abnahme der relativen Permittivität [38]. Unter Kenntnis dieser Effekte ist also sinnvoll, die dielektrischen Eigenschaften aller nicht-metallischen Materialien am Sensor und im Messbereich unter den gegebenen Messbedingungen zunächst experimentell zu bestimmen. Anschließend sollten die Permittivitäten im numerischen Modell entsprechend eines bestimmten Arbeitspunkt definiert werden.

Die Eingabe und Verwaltung der Materialeigenschaften wird bei MAXWELL dank einer integrierten Materialdatenbank sowohl für statische, als linear- oder nichtlinear abhängige Materialcharakteristika (z.B. Temperaturcharakteristik) deutlich erleichtert. Alle elektrischen Materialeigenschaften lassen sich als globale Modellparameter definieren und unabhängig voneinander ändern. Gleiches gilt auch für die Geometrieigenschaften, Elektrodenpotentiale und Anregungsfrequenzen. Diese Tatsache gestattet die Änderung eines oder mehrerer Parameter mittels einer übergeordneten Modulschnittstelle im Programm. So können recht komfortabel Parameterstudien durchgeführt werden, ohne dass der Benutzer das Modell manuell ändern muss.

Für jede Parametereinstellung wird eine bestimmte Sensorkonfiguration diskretisiert und damit auch ein entsprechendes lineares Gleichungssystem erzeugt. Zur Lösung der Systemgleichung steht sowohl ein direktes Gauß-Eliminationsverfahren als auch ein iteratives Verfahren (ICCG) zur Verfügung. Das direkte Verfahren sollte bei schwach besetzten Systemmatrizen mit großer Konditionszahl [138, 26] eingesetzt werden. Es ist zwar einerseits langsamer, dafür aber stets konvergent. Wesentlich schneller arbeitet das iterative Lösungsverfahren, das jedoch Konvergenzprobleme insbesondere bei nichtlinearen Verhältnissen oder Sprüngen in den Materialeigenschaften benachbarter Elemente aufweisen kann. Allerdings kann optional eine automatische Auswahl des geeigneteren Verfahrens erfolgen, indem das Programm vor dem Start der Berechnung die Matrixkondition prüft.

Um eine vollständige und ausreichend genaue Kapazitätsberechnung für eine Sensorstruktur mit einer Vielzahl an Elektroden auszuführen, sind eine Reihe von Feldsimulationen notwendig. Dazu wird jeweils eine der Elektroden mit einem Potential von 1 Volt beaufschlagt, während allen anderen das Potential 0 Volt zugewiesen wird. Für eine Sensoranordnung mit einer definierten Anzahl an elektrischen Leitern wird folglich die gleiche Anzahl an Feldsimulationen ausgeführt, die zu den Teilkapazitäten $C_{i,j}$ führen

$$C_{i,j} = \frac{2W_{i,j}}{\Delta\varphi_{i,j}^2} \quad (3.17)$$

Für die elektrostatische Feldberechnung ist die im Feldgebiet gespeicherte Energie ein naheliegendes Funktional, um den Näherungsfehler für die Potentialverteilung auszudrücken [138, 39]. Im Programm MAXWELL erfolgt die Bestimmung der Energie $W_{i,j}$ nach Anlegen einer Potentialdifferenz $\Delta\varphi_{i,j}$ zwischen der i-ten Elektrode und j-ten Elektrode durch

$$W_{i,j} = \frac{1}{2} \iint_A D_i E_j d\vec{A}, \quad (3.18)$$

indem zunächst das E-Feld und danach das D-Feld über die Materialgleichung berechnet wird. Dabei ist D_i die elektrische Flussdichte für den Fall, dass die i -te Elektrode mit 1V beaufschlagt wird. E_j ist das elektrische Feld für den Fall, dass die j -te Elektrode das Potential 1V besitzt.

Die Kapazität quantifiziert wiederum die maximal speicherbare Energiemenge im elektrischen Feld des Sensors in Abhängigkeit von der Permittivitätsverteilung und Potentialdifferenz zwischen zwei Leitern bzw. Elektroden. Wurden die Kapazitäten für eine Anordnung bestimmt, gibt die im System gespeicherte Energie eine Auskunft über die Genauigkeit der berechneten Kapazitäten.

Das Ziel der Finite-Elemente-Optimierungsmethoden ist demnach die Minimierung der Systemenergie bzw. des Energiefehlers. Um die Systemenergie möglichst effektiv zu verringern, sollte das Detektionsgebiet schrittweise diskretisiert werden. Das heißt, man beginnt zunächst mit einem grob diskretisiertem Gitter und verfeinert dieses ortsabhängig in jedem Iterationsschritt. Für jede Iteration erhöht sich aufgrund einer größeren Anzahl an numerischen Elementen die Berechnungsdauer. Die Systemenergie und ihre Änderung von einem Iterationsschritt zum nächsten gibt dabei Auskunft über den Genauigkeitszuwachs und gilt zudem als Abbruchkriterium zur Festlegung eines maximal zulässigen numerischen Approximationsfehlers [138].

3.2.3 Besonderheiten der Diskretisierung

Die Anzahl der finiten Gitterelemente bestimmt maßgeblich die Größe des zu lösenden linearen Gleichungssystems und damit den Rechenaufwand zur Ermittlung der Feldverteilung. Im Hinblick auf eine annehmbare Rechenzeit sollte die Anzahl der notwendigen Diskretisierungselemente möglichst gering sein. Durch die Einhaltung der allgemeinen Modellierungsprinzipien kann eine gute Ausgangslage für die Generierung des initialen Finite-Elemente Gitternetzes geschaffen werden. Zu beachten ist allerdings, dass das Netz aus dreieckigen Gitterelementen lediglich eine Näherung der realen Anordnung darstellt. An allen nichtplanaren Oberflächen entstehen zunächst zwangsläufig Approximationsfehler und demzufolge auch numerische Schwierigkeiten, die durch zusätzliche Netzverfeinerungen an diesen Stellen verringert werden können [138].

MAXWELL bietet eine adaptive Gittergenerierung, bei der die dreieckigen Elemente zur Verminderung des Energiefehlers automatisch verfeinert werden. Der Prozess wird bis zum Erreichen eines der beiden Abbruchkriterien fortgesetzt. Entweder dienen der Energiefehler und die Änderung der Systemenergie als Kriterium, oder es wird abgebrochen, wenn die angegebene maximale Anzahl an Verfeinerungsschritten erreicht ist [5].

Vor der Generierung des initialen Gitters als auch zwischen den Iterationsschritten kann eine optionale Gitterverfeinerung durchgeführt werden. Mit dieser Technik werden weitere Elemente entlang ausgewählter vorhandener Objekte bzw. der triangularen Elementkonturen erzeugt. Bei geschickter Anwendung, z.B. durch eine lokale Verfeinerung insbesondere in Bereichen mit kritischem Feldverhalten, kann die Zahl der für eine Konvergenz notwendigen numerischen Elemente und Iterationsschritte mitunter deutlich reduziert werden [5].

Auf Basis des resultierenden Finite-Elemente-Gitters wird nach jedem Iterationsschritt und in Abhängigkeit von den Elektrodenpotentialen das elektrische Feld berechnet. Während der adaptiven Gittergenerierung wird die aktuelle Finite-Elemente-Lösung ausgenutzt, um problematische Bereiche in der Anordnung zu lokalisieren, welche einen großen Näherungsfehler erzeugen. Diese Gebiete werden dann gegebenenfalls im nächsten Iterationsschritt feiner diskretisiert [5].

Da die Teilkapazitäten zwischen den Messelektroden im elektrostatischen Fall ausschließlich von der Geometrieordnung, sowie der Verteilung und Permittivität der Materialien abhängen, müssen die Anregungspotentiale im Modell nicht zwangsläufig den Potentialen an der realen Anordnung entsprechen [211]. Damit lässt sich durch eine geschickte Festlegung der Elektrodenpotentialen die Gitterverfeinerung lokal beeinflussen. Je größer die Differenz zwischen den Potentialen zweier Elektroden ist, desto feiner wird in deren Zwischenbereich diskretisiert. Demzufolge kann man gezielt in jenen Messbereichen fein diskretisieren lassen, welche entscheidend für die Genauigkeit der Kapazitätsberechnung sind. Andere Bereiche, die sich z.B. hinter einer Schirmelektrode befinden und die Teilkapazitäten nicht beeinflussen, kommen mit einem gröberen Gitter aus [5].

3.2.4 Numerisches Rauschen

Da bei jeder numerischen Simulation Berechnungsfehler entstehen, ist es von Bedeutung deren Größenordnung abzuschätzen und möglichst gering zu halten. Bei der Messung der realen Eigenschaften des ECT-Systems, bei der Modellbildung und bei der numerischen Berechnung entstehen verschiedene Arten von Fehlern, die die Genauigkeit der Ergebnisse einschränken. Dazu zählen Datenfehler, Modellierungsfehler, Rundungsfehler und Diskretisierungsfehler bzw. Approximationsfehler.

Datenfehler entstehen durch meist unvermeidbare fehlerhafte Eingabedaten, die durch ungenaue Messungen an der Originalanordnung oder durch die Annahme von Schätzwerten (z.B. Permittivität für einen bestimmten Temperatur oder ein bestimmtes Anregungssignal) entstehen. Außerdem verfälscht die Abstraktion der Anordnung das Modell und man handelt sich schwer abschätzbare Fehler ein, die den Gültigkeitsbereich des Modells verringern. Im Abschnitt 3.2.2 wurde auf einige Prinzipien bei der Modellbildung eingegangen. Hält man sich an diese Prinzipien, so können eine Vielzahl potentieller Modellierungsfehler vermieden werden [138].

Rundungsfehler entstehen durch die numerische Berechnung mit einer endlichen und fes-

ten Zahl an signifikanten Stellen, die ein Runden der (Zwischen-)Ergebnisse notwendig machen. Man geht dabei von dem selben maximalen Standardfehler für jede elementare Rechenoperation aus. Der Finite-Elemente-Algorithmus wird letztlich durch die Fortpflanzung der Rundungsfehler numerisch instabil, die von einer zur nächsten Rechenoperation auftreten.

Die sogenannten Approximationsfehler werden im Zusammenhang mit der FEM als Diskretisierungsfehler oder Abbruchfehler bezeichnet. Diese Fehler entstehen durch die Umformulierung des kontinuierlichen mathematischen Feldproblems in ein endliches bzw. diskretes Problem, dessen Berechnung nach einer definierten endlichen Anzahl an Schritten abgebrochen wird. In der Regel gilt dabei für die FEM, dass sich die gesamte Systemenergie W und auch die Änderung der Systemenergie mit jedem Iterationsschritt bzw. mit jeder Gitterverfeinerung reduziert. Je geringer die Abbruchschranke err bzw. der maximal tolerierbare Energiefehler definiert wurde, desto mehr numerische Elemente werden generiert. Jedoch ist unabhängig von der Wahl der Abbruchkriterien ein Restfehler bei der Feldberechnung auch bei rundungsfreier Rechnung nicht vermeidbar [138].

Um ein geeignetes Maß für die Genauigkeit der Kapazitätsberechnung zu erhalten, kann man eine oder mehrere Messstellen als Referenz auswählen, für die man gleich große Kapazitätswerte erwartet. Für jede der ausgewählten Messstellen wird die relative Abweichung der simulierten Teilkapazität $C_{i,j}$ zur jeweiligen Referenzkapazität $C_{i,j}^r$ entsprechend

$$e_{C,C^r} = \frac{|C_{i,j} - C_{i,j}^r|}{C_{i,j}^r} \quad (3.19)$$

bestimmt. Der Mittelwert aller relativen Abweichungen stellt letztlich den Rauschwert bzw. relativen Kapazitätsfehler dar.

Um die Verringerung des Energiefehlers bzw. den Genauigkeitszuwachs der Kapazitätsberechnung mit zunehmender Gitterverfeinerung am Beispiel zu verdeutlichen, wird das zweidimensionale Modell einer quadratischen Sensoranordnung in Abbildung 3.2b mit vier peripher um den Querschnitt eines dielektrischen Rahmens angeordneten Elektroden genutzt. Bei Einstellung einer Gitterverfeinerung von 5% je Iterationsschritt wurden für bestimmte Abbruchschranken die resultierende Systemenergie, die Energieänderung von einem Schritt zum nächsten (Delta-Energie) und die Anzahl der numerischen Dreieckselemente aufgenommen sowie die vier Teilkapazitäten zwischen allen direkt benachbarten Elektroden berechnet.

In Abbildung 3.2a ist der Zusammenhang zwischen der Diskretisierung mit dem numerischen Simulationsprogramm MAXWELL und den definierten Restfehlern bzw. der Delta-Energie logarithmisch skaliert dargestellt. Die (Delta)-Energie zeigt allgemein eine hyperbolische Abnahme mit zunehmender Anzahl an numerischen Elementen. Die Energiewerte für andere Abbruchschranken sollten im dargestellten Bereich näherungsweise auf den angedeuteten Kurven zwischen den diskreten Werten liegen. Aufgrund des symmetrischen Aufbaus des berechneten Modells sollten die berechneten Kapazitätswerte stets der Referenzkapazität entsprechen. Jedoch wird der Wert der

Referenzkapazität von $10,977 \text{ pF}/m$ beginnend mit einer Abweichung von etwa 15% erst mit 2000 Elementen ausreichend genau approximiert.

Die Teilkapazitäten zwischen entfernten Elektroden sind je nach ECT-Anordnung allgemein um mehrere Größenordnungen kleiner, als die benachbarter Elektroden. Die Kapazitätsänderungen können sogar noch eine Größenordnung geringer sein [62]. Für die Simulation ist es häufig sinnvoll, den maximal tolerierbaren Kapazitätsfehler eine Größenordnung kleiner als die minimal detektierbaren kapazitiven Änderungen zu wählen. Am Beispiel der dargestellten Modellanordnung könnte es beispielsweise erforderlich sein Kapazitätsänderungen bis zu $10 \text{ fF}/m$ zu detektieren. Dies hätte zur Folge, dass man den mittleren relativen Kapazitätsfehler kleiner als 1% definieren müsste, und dieser letztlich erst bei einer Abbruchschranke von etwa $err \leq 0,02\%$ erreicht wird.

Zusammenfassend sei erwähnt, dass die Abbruchschranke err nur für das simulierte Modell Gültigkeit besitzt. Ändert sich die Sensoranordnung, beispielsweise durch die Erhöhung der Elektrodenanzahl oder der geometrischen Komplexität, ist unter Umständen eine andere Einstellung zu wählen. Welche Genauigkeit bei der Kapazitätsberechnung notwendig ist, hängt von der Sensoranordnung und der vorgesehenen Anwendung ab. Die erforderliche Abbruchschranke sollte demnach für jedes Modell empirisch ermittelt werden.

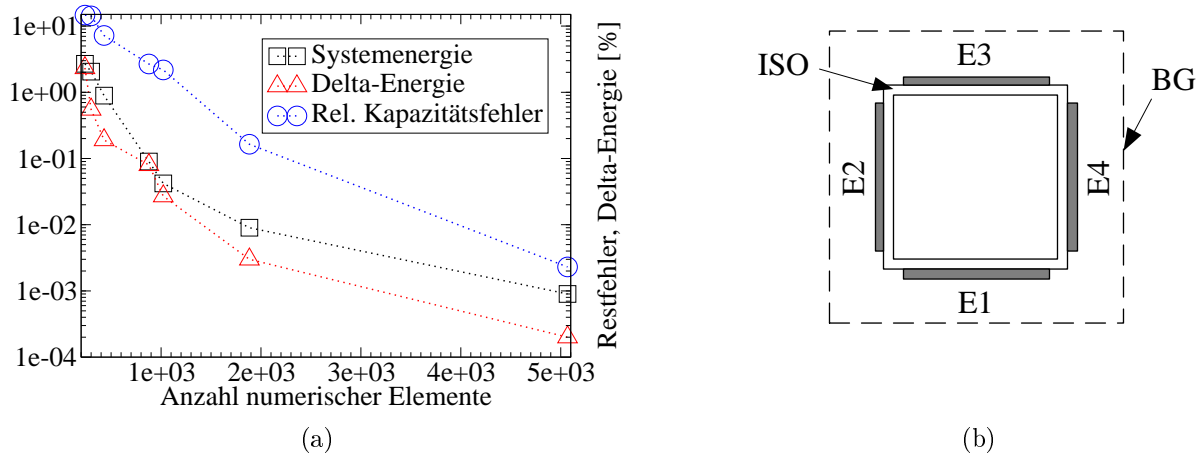


Abbildung 3.2: Prozentuale Energiefehler und (Delta)-Energiewerte sowie gemittelte relative Kapazitätsfehler (a) in Abhängigkeit von der Anzahl der numerischen Gitterelemente für eine FEM-Simulation auf Basis eines zweidimensionalen Modells einer ECT-Sensoranordnung (b), Berechnungsgebiet (BG), Isolationsschicht (ISO), Messelektroden (E1-E4).

3.3 Bildrekonstruktion

3.3.1 Approximation der inversen Empfindlichkeitsmatrix

Es ist bereits bekannt, dass im Ansatz zur Rekonstruktion der Permittivitätsverteilung für die Inverse der Empfindlichkeitsmatrix üblicherweise eine Approximationsmatrix \mathbf{S}^* verwendet wird, womit sich allgemein die Beziehung

$$\mathbf{g} = \mathbf{S}^* \boldsymbol{\lambda} \quad (3.20)$$

ergibt. Als nullte Näherung ist hierbei die Transponierte \mathbf{S}^T der Empfindlichkeitsmatrix (auch als Pseudoinverse bezeichnet) weit verbreitet. Gemäß dem Ansatz in 2.1 ergibt sich für die lineare Rückprojektion:

$$\mathbf{g} \approx \mathbf{S}^T \boldsymbol{\lambda}. \quad (3.21)$$

Zur Lösung dieses sogenannten inversen Problems wird im einfachsten Fall eine direkte Berechnung nur mit der Transponierten \mathbf{S}^T vorgenommen. Alle Verfahren nach diesem vereinfachten linearisierten Inversionsansatz werden als lineare Rückprojektionsverfahren bezeichnet.

Der für diesen Ansatz notwendige Berechnungsaufwand ist zwar gering, aber die Fehleranfälligkeit bei der Lösung des inversen Problems, insbesondere bezüglich der Empfindlichkeit gegenüber Messfehlern und Rauschen, führt häufig zu unbefriedigenden Bildern oder sogar unbrauchbaren Ergebnissen. Um die Matrix \mathbf{S}^T zu verbessern und damit der mathematischen Instabilität und Fehlersensitivität entgegen zu wirken, werden in der Literatur weitere Methoden zur Generierung der Pseudoinversen \mathbf{S}^* , aber auch iterative Rekonstruktionsverfahren zur Optimierung von \mathbf{S}^T vorgeschlagen.

3.3.2 Rekonstruktionsalgorithmen

Bis in die späten 1990er Jahre kamen für Echtzeitsysteme lediglich nichtiterative Rekonstruktionsalgorithmen bzw. direkte Methoden zum Einsatz. Die lineare Rückprojektions-technik war dabei wegen ihrer einfachen Anwendung weit verbreitet und wird auch heute noch eingesetzt. Dennoch bringt diese nur Bilder von relativ geringer Qualität hervor, vor allem weil sie empfindlich gegenüber fehlerbehafteten Eingangsdaten ist. Eine gegenüber Messfehlern unempfindlichere direkte Lösungsmethode ist die SVD. Dieses Verfahren basiert auf der Einzelwertzerlegung der Empfindlichkeitsmatrix nach

$$\mathbf{S} = \mathbf{U} \boldsymbol{\Sigma} \mathbf{V}^T, \quad (3.22)$$

wobei \mathbf{U} eine orthogonale $M \times M$ Matrix, \mathbf{V} eine orthogonale $N \times N$ Matrix und $\boldsymbol{\Sigma}$ eine nichtquadratische $M \times N$ Matrix ist. Auf der Hauptdiagonalen von $\boldsymbol{\Sigma}$ sind die Einzelwerte von \mathbf{S} entsprechend ihres Wertes sortiert eingetragen.

Die Permittivitätsverteilung ergibt sich durch Multiplikation des Messvektors $\boldsymbol{\lambda}$ mit der Pseudoinversen $\mathbf{V} \boldsymbol{\Sigma}^{-1} \mathbf{U}^T$. Trotzdem erhält man keine eindeutige Lösung, weil das

inverse Problem immer noch schlecht konditioniert und unterbestimmt ist. Zudem ist das Verfahren gegenüber hochfrequentem Rauschen in den Messwerten anfällig [182]. Um hier bessere Bilder hervorzubringen bedarf es Rekonstruktionsalgorithmen, die sich an Regularisierungsverfahren orientieren oder anderer Stabilisierungsansätze bedienen. So wird mit der TSVD beispielsweise die SVD um einen Regularisierungsterm mit Filterwirkung erweitert [194]. Andere Verfahren basieren auf der Methode der kleinsten Quadrate. LEI und YANG beschreiben verschiedene Verfahren, welche an simulierten und rauschbehafteten Eingangsdaten die Anwendung einer modifizierten Methode der kleinsten Quadrate (TLS) mit einem Regularisierungsparameter zur Verbesserung der örtlichen Bildauflösung nutzen [85, 202]. Darüber hinaus ist beispielsweise mit der TRTLS-Methode auch eine Kombination von Optimierungsmethoden möglich, bei der die TLS-Methode mit dem Tikhonov-Regularisierungsansatz erweitert wird [6].

Die Tikhonov-Regularisierung ist eine der am meisten etablierten Methoden zur Lösung schlecht gestellter bzw. unterbestimmter inverser Probleme [153]. Die Qualität der Ergebnisse hängt stark vom Regularisierungsparameter μ ab, der entsprechend der Art und Intensität der Messfehler gewählt wird. Die Lösung des inversen Problems nach

$$\mathbf{g} = (\mathbf{S}^T \mathbf{S} + \mu \mathbf{I})^{-1} \mathbf{S}^T \boldsymbol{\lambda} \quad (3.23)$$

wurde erstmalig von PENG und LIONHEART in der ECT angewandt [118, 92]. Die Bestimmung eines optimalen Wertes für den Regulierungsparameter erfolgt entweder empirisch oder mittels statistischer Methoden, bspw. der Kreuzvalidierung [53] oder der L-Curve-Methode [57]. Über einen der Tikhonov-Methode ähnlichen Ansatz, die MLRR, wird von YAN im Jahr 2001 berichtet [179]. Der hauptsächliche Unterschied zur Tikhonov-Methode besteht hierbei darin, dass an Stelle einer Empfindlichkeitsmatrix eine durch multiple lineare Regression ermittelte Systemmatrix benutzt wird.

Mit der Verfügbarkeit leistungsfähigerer Rechner wurden auch Echtzeitanwendungen mit iterativen Algorithmen attraktiver, die eine berechnungsintensivere Lösung des Optimierungsproblems durch eine schrittweise Verbesserung der Empfindlichkeitsmatrix auch unter Nutzung von Regularisierungsmethoden gestatten. Damit kann letztlich die Bildqualität gesteigert und die Empfindlichkeit gegenüber Messfehlern im Vergleich zu direkten Algorithmen deutlich gesenkt werden. Jeder Iterationsschritt besteht aus zwei Teilproblemen: dem inversen Problem zur Rekonstruktion der Permittivitätsverteilung und dem Vorwärtsproblem zur Berechnung der Kapazitätswerte aus der Permittivitätsverteilung. Das Ziel besteht darin, mit einem geeigneten Verfahren den Kapazitätsfehler zwischen berechneten und gemessenen Werten mit einer möglichst geringen Anzahl an Iterationsschritten zu minimieren.

Häufig angewandte iterative Algorithmen beruhen auf linearen Optimierungstechniken wie z.B. die iterative Tikhonov-Regularisierung [58], die iterative MLRR [183], das Gradienten-Verfahren SGDM [11, 93], aber auch das weit verbreitete Landweber-Iterationsverfahren mit verschiedenen Modifikationen zur Verbesserung der Konvergenzstabilität [127, 191, 178, 75, 90, 203]. Einige Autoren beschreiben zudem die Anwendung

artverwandter Rekonstruktionsalgorithmen wie die algebraische Rekonstruktionstechnik ART oder die SIRT-Methode, welche bereits in der Röntgentomographie etabliert sind [130, 149, 77, 204]. Durch eine Kombination aus ART und SIRT konnte YOSSONTIKUL mit der SART an einer quadratischen Sensoranordnung die Bildqualität verbessern und gleichzeitig die Anzahl der notwendigen Iterationen senken [207]. HUANG zeigt 2006 auf Basis der Tikhonov-Regularisierungsmethode und der ART einen neuen Algorithmus zur quantitativen Bestimmung des Gasblasenanteils in Flüssigkeiten [67]. Eine Verbesserung der Rekonstruktionsgüte resultiert nach KIM auch aus dem Einsatz der (gerichteten) algebraischen Rekonstruktionstechnik DART, bei der die Rekonstruktion mit einer entsprechend der Feldlinienverläufe im Beobachtungsraum modifizierten Empfindlichkeitsmatrix vorgenommen wird.

Die am weitesten in der ECT verbreiteten iterativen Rekonstruktionsalgorithmen basieren auf dem Landweber-Iterationsverfahren [95]. Dieses von LANDWEBER 1951 vorgeschlagene und später nach ihm benannte Verfahren wurde ursprünglich zur Lösung eines Systems aus Fredholmschen Integralgleichungen erster Ordnung entwickelt. Solche Gleichungen verfügen über exakte rechte Seiten, wie sie beispielsweise in der Röntgentomographie vorkommen [83]. Obwohl es nicht für jede Sensoranordnung und Messung das effizienteste Verfahren darstellt [44, 213, 207], weist es doch alle Eigenschaften eines Regularisierungsverfahrens auf [127]. Für die ECT wurde 1999 von YANG erstmals ein Algorithmus angewandt, der auf der Landweber-Methode basiert [191].

Entsprechend der Reihenfolge in der schematischen Darstellung in Abbildung 2.11 werden die Gleichungen für die Rückprojektion und für das Vorwärtsproblem wiederholt nacheinander gelöst.

Als Approximationsmatrix \mathbf{S}^* wird für das Landweber-Iterationsverfahren die Transponierte \mathbf{S}^T der Empfindlichkeitsmatrix benutzt und im einfachsten Fall durch

$$\mathbf{S}^* = \alpha_L \mathbf{S}^T \quad (3.24)$$

mit einem konstanten Faktor α_L multipliziert, der allgemein als Schrittweite bezeichnet wird. Letztlich kann der Ansatz zur Verbesserung des Rekonstruktionsbildes gemäß

$$\mathbf{g}_{k+1} = \mathbf{g}_k + \alpha_L \mathbf{S}^T (\mathbf{c} - \mathbf{S} \mathbf{g}_k) \quad (3.25)$$

oder nach Umformung folgendermaßen ausgedrückt werden:

$$\mathbf{g}_{k+1} = \alpha_L \mathbf{S}^T \mathbf{c} + (\mathbf{I} - \alpha_L \mathbf{S}^T \mathbf{S}) \mathbf{g}_k. \quad (3.26)$$

Der Wert des Faktors α_L sollte allgemein so gewählt sein, dass dieser den Iterationsprozess beschleunigt, ergo die Konvergenz des Verfahrens begünstigt. Üblicherweise wird $\alpha_L = 1$ oder $\alpha_L = 2$ angenommen, bzw. ein fixer Wert im Bereich $0 < \alpha_L < 2 \|\mathbf{S}^T \mathbf{S}\|_2^{-1}$ gewählt [191, 58]. Ein konstanter Faktor führt aber nicht in jedem Fall zur Konvergenz, weshalb das Landweber-Verfahren auch als semikonvergentes Verfahren bezeichnet

wird. Folglich kann eine zu groß gewählte Iterationsanzahl deutliche Artefakte im Rekonstruktionsbild zur Folge haben [95]. Ein Konvergieren des Verfahrens ist allgemein nicht garantiert, wenn die notwendige Bedingung $\|\alpha_L \mathbf{S}^T \mathbf{S}\| \leq 2$ nicht erfüllt ist [191].

In den meisten Fällen bringt eine Anpassung des Faktors für jeden Iterationsschritt einen Zugewinn an Konvergenzstabilität und folglich auch an Bildqualität. Dieser Faktor, der auch als adaptive oder optimale Schrittweite α_k bezeichnet ist, kann über verschiedene Kostenfunktionen ermittelt werden. In der Literatur werden aber auch andere Ansätze angeführt, die z.B. mittels zusätzlicher Operatoren oder Erweiterungsterme dem semi-konvergenten Verhalten des Landweber-Verfahrens entgegen wirken [90, 75, 178].

Bezüglich des Konvergenzkriteriums als Bedingung zum Iterationsabbruch werden in der Literatur ebenfalls mehrere Vorschläge diskutiert [194, 116]. Eine Möglichkeit besteht in der Definition eines Stop-Kriteriums [191]. Demnach ist α_L zur Kontrolle der Konvergenzrate nach

$$\alpha_L = \frac{2}{\lambda_{S,S^T}^{max}} \quad (3.27)$$

abschätzbar, wobei λ_{S,S^T}^{max} der maximale Eigenwert des Matrixproduktes $\mathbf{S}\mathbf{S}^T$ ist.

Ein weiteres Kriterium, um die Konvergenz des iterativen Verfahrens zu beurteilen, ist nach YANG die Bewertung des Unterschiedes zweier sukzessiver Bildvektoren [191]. Hierbei wird der Algorithmus solange ausgeführt, bis die Norm der Differenz zweier Residuenvektoren aus der k -ten und $(k+1)$ -ten Iteration einen definierten minimalen Abstand η unterschreitet:

$$\|\mathbf{e}_{k+1}^C - \mathbf{e}_k^C\| < \eta. \quad (3.28)$$

Trotz der adaptiven Berechnung der Schrittweite können wegen der Unterbestimmtheit des Optimierungsproblems dennoch diverse Schwierigkeiten bezüglich der Stabilität des Verfahrens auftreten. Um eine zusätzliche Möglichkeit zur Stabilisierung und zur Steuerung der Konvergenzrate zu schaffen, werden Regularisierungsterme in den Iterationsprozess implementiert. Ein physikalisch motivierter Ansatz wird z.B. von YANG vorgeschlagen und beruht auf der Tatsache, dass im Detektionsbereich nur relative Permittivitätswerte im Bereich zwischen ε_r^{min} und ε_r^{max} vorkommen dürfen [170]. Der Wertebereich der normierten Permittivitäten wird demnach so eingeschränkt, dass im ermittelten Bildvektor keine Intensitäten kleiner als Null und größer als Eins zulässig sind.

Die Implementierung erfolgt über eine nichtlineare Projektionsfunktion F durch

$$\mathbf{g}_{k+1} = F [\mathbf{g}_k + \alpha_L \mathbf{S}^T (\mathbf{c} - \mathbf{S}\mathbf{g}_k)], \quad (3.29)$$

welche in jedem Iterationsschritt berechnet wird. Dabei werden die Grauwerte größer als Eins zu $g_n = 1$ definiert und diejenigen Grauwerte, die kleiner als Null sind, mit $g_n = 0$ beschränkt [191].

Eine weitere Klasse von iterativen Algorithmen beruht auf Methoden der lokalen nichtlinearen Optimierung, bei der zur Rekonstruktion meist die erste oder zweite Ableitung der Zielfunktion Anwendung findet. Diese Methoden, meist in Kombination mit Regularisierungsverfahren, erlauben den streng nichtlinearen physikalischen Zusammenhang zwischen Kapazitätswerten und ortsspezifischen Permittivitäten noch exakter abzubilden. Dazu zählen u.a. die Total-Variation-Methode [35, 145, 201], die Newton-Raphson-Methode [194], die Levenberg-Marquardt-Methode [142, 143], sowie das Konjugierte-Gradienten-Verfahren [210], das Gauß-Newton-Verfahren [9, 157] und das Quasi-Newton-Verfahren [209].

Eine Sonderstellung nehmen Algorithmen ein, bei denen die rechenintensive iterative Verbesserung der Empfindlichkeitsmatrix vor der eigentlichen Messung nur aufgrund von vorhandenen Initialisierungsdaten erfolgt. So verfolgen LIU und DONG beispielsweise innovative Ansätze mit einer an den iterativen Landweber-Algorithmus angelehnten Optimierungsstrategie, die der eigentlichen Rekonstruktion auf Basis der LBP voran gestellt ist und nur einmalig bei der Kalibrierung des Systems vorgenommen werden muss [95, 28]. Einen ähnlichen Ansatz verwendet KIM mit dem OLDART-Algorithmus [77]. Alle genannten Algorithmen bieten optimale Voraussetzungen für eine schnelle und dennoch qualitativ überzeugende Bildrekonstruktion auch bei begrenzten Rechenressourcen.

Wenn auch die genannten Ansätze und Regularisierungsverfahren dem nichtlinearen Charakter des inversen Problems Rechnung tragen und oft zu akzeptablen Ergebnissen führen, werden ohne zusätzliche Einbeziehung von Randbedingungen des elektrischen Feldes und der Eigenschaften der Permittivitätsverteilung mitunter physikalisch unsinnige Werte berechnet. Sind also relevante Eigenschaften der realen Verteilung bekannt, werden zusätzliche Parameter (z.B. Wichtungparameter, Bestrafungsparameter) eingeführt, deren optimale Werte während des Iterationsprozesses gesucht werden. Die Suche basiert im Wesentlichen auf dem Vergleich zwischen den gemessenen Werten und den berechneten Kapazitätsverhältnissen [70]. Diese sogenannten modellbasierten Optimierungsmethoden werden auch in Verbindung mit stochastischen Methoden angewandt, um eine detailreichere Objektdarstellung zu erhalten [166, 91]. So wird beispielsweise in einer Veröffentlichung von LOSER die iterative Berechnung bestimmter Wichtungsmatrizen entlang der Feldlinien im Beobachtungsraum beschrieben [98]. Viele dieser modellbasierten Methoden erfordern jedoch einen hohen Berechnungsaufwand, weshalb STEINER eine logarithmische Transformation der Permittivitätswerte zur Verbesserung der Bildqualität ohne signifikanten zusätzlichen Rechenaufwand vorschlägt. Die Wirksamkeit des Ansatzes und seine industrielle Anwendungstauglichkeit wurde anhand von Simulations- und Messergebnissen bestätigt [147, 148].

Insbesondere für die Rekonstruktion von dreiphasigen Gemischen oder zur Steigerung der Effizienz von Rekonstruktionsalgorithmen werden evolutionäre Algorithmen bzw. neuronale Netzwerkverfahren eingesetzt [161, 163, 212, 17]. Der auf dem NN-MOIRT und einem modifizierten neuronalen Hopfield-Netzwerk basierende Algorithmus von

WARBITO konvergiert entsprechend der Materialphasen in verschiedene Richtungen und gelangt damit zu einer bemerkenswerten Bildqualität ohne signifikante Artefakte [161]. Beim Vergleich dieses Verfahrens mit anderen gewöhnlich eingesetzten Verfahren wie der LBP, der iterativen LBP und der simultanen Rekonstruktionstechnik SIRT wurden drastische Verbesserungen der Genauigkeit und Konsistenz der Rekonstruktion bei der Tomographie von Gemischen aus Gas, Öl und Flüssigkeit gemacht. Ein Nachteil evolutionärer Ansätze ist allerdings, dass das Anlernen des neuronalen Netzes sehr berechnungsintensiv sein kann [161, 103]. Aus diesem Grund zeigen MARASHDEH und WARBITO oder ABDELRAHMAN und GUPTA effizientere Techniken, die auf verschiedenen Feed-Forward Netzwerkansätzen beruhen und sogar in unterschiedliche iterative Rekonstruktionsverfahren implementierbar sind [54, 1]. Je nach zugrunde liegenden Algorithmus kann hiermit eine Steigerung der Genauigkeit und Qualität, aber auch eine Verbesserung der Konvergenzrate erreicht werden [104].

Im Zusammenhang mit direkten Algorithmen werden auch Ansätze auf Basis von Fuzzy-Methoden beschrieben, die ohne eine Empfindlichkeitsmatrix zur Permittivitätsverteilung gelangen. CAO beschreibt beispielsweise in seinen Veröffentlichungen verschiedene Methoden, die im Unterschied zu den herkömmlichen Verfahren auch bestimmte Teilregionen des Messgebiets separat und ohne Informationen über das restliche Messgebiet rekonstruieren können [13, 12]. Ein weiterer bemerkenswerter Algorithmus auf Basis eines Fuzzy Interference System (FIS) wird von DEABES erprobt [25]. Ihm gelingt es, die Verteilung von geerdeten metallischen Einschlüssen in einem Behälter mit dielektrischen Material geringer Permittivität zu rekonstruieren, was mit den traditionellen Verfahren nicht möglich ist.

3.4 Bildauswertung

Aus den Intensitätsbildern mehrphasiger Materialgemische in technischen Anlagen lassen sich weitere Informationen ableiten, die zur Prozessüberwachung und Prozesssteuerung von Bedeutung sein können. Dazu werden die Rekonstruktionsbilder zweier identisch aufgebauter und in axialer Richtung einer Rohrleitung oder eines Behälters hintereinander angeordneter ECT-Sensoren in Zonen eingeteilt und miteinander verglichen. Die orts- und zeitbezogenen Informationen können dann z.B. zur Bestimmung der Materialkonzentration, Fließgeschwindigkeit und sogar zur Berechnung der Flussrate oder des Materialvolumens heran gezogen werden [155, 71, 68, 152].

Darüber hinaus kann die ECT auch zur Bestimmung der Anzahl, Form und Position von Objekten wie z.B. Partikeln in gasförmigen oder flüssigen Medien dienen [50, 164]. Dazu werden die Intensitätsbilder mittels leistungsfähiger Bildverarbeitungstechniken aufbereitet und mit statistischen Methoden weiterverarbeitet. YANG nutzt beispielsweise die Kapazitätswerte zweier Permittivitätsverteilungen, die mittels eines angepassten 2-Ebenen-Sensors in definierten und mit den Fließeigenschaften des Mediums abgestimmten Zeitintervallen gemessen werden und anschließend über statistische Methoden und

spezielle Filtermethoden aufbereitet werden [199]. ZANGL und FUCHS zeigen in ihren Veröffentlichungen sogar die Bestimmung der Bahnkurve von Partikeln mittels der Adaption und Kombination von Bildverarbeitungstechniken und Bildfiltermethoden, welche die dreidimensionale Ausbreitung des elektrischen Feldes berücksichtigen [41, 211].

Kapitel 4

Entwurf des ECT-Systems

4.1 Zielstellung

Mit der ECT lassen sich im Vergleich zu anderen tomographischen Verfahren nur geringe örtliche Auflösungen, aber dafür hohe Bildraten erzielen. So lassen sich z.B. Materialströmungen in Echtzeit rekonstruieren. Durch die Aufbereitung und den sequentiellen Vergleich der Rekonstruktionsbilder in Echtzeit können u.a. Informationen wie die örtliche Verteilung, das Stoffmengenverhältnis und die Fließgeschwindigkeit der Gemische bestimmt werden. Nahezu alle bekannten ECT-Systeme sind zu Forschungszwecken als Prototypen in Anlagen und Apparaturen der chemischen Industrie eingebunden. Der Sensor ist dabei direkt oder indirekt in die Prozessanlage integriert. Somit lassen sich beispielsweise in-situ-Messungen mittels Messzellen in einer Rohrleitung oder einem Bypass realisieren. Um unter erschwerten Messbedingungen eine ausreichende Messkonstanz bei gleichzeitig hoher Messempfindlichkeit zu gewährleisten, muss die Sensoranordnung für einen großen Druck- und Temperaturbereich konzipiert sein. Weitere Herausforderungen bestehen in der Realisierung der Rohrwandung zwischen Messraum und Elektroden, dessen Material einerseits eine möglichst geringe Permittivität haben sollte, aber auch unter Umständen für hygienische Bereiche geeignet sein sollte und beständig gegenüber chemisch aggressiven Stoffen sein muss.

Gewöhnliche kapazitive Sensoren werden im industriellen Umfeld z.B. zur Detektierung von dielektrischen und metallischen Objekten als auch zur Füllstandmessung von Schüttgütern und Flüssigkeiten eingesetzt. Dies wird durch die Überwachung von Schwellwerten realisiert. Dabei müssen die Objekte und Materialien in einer definierten Position gemessen werden, um gleichbleibende Messverhältnisse zu gewährleisten. Wird eine gleichzeitige Detektierung von mehreren Objekten oder eine Überprüfung auf Vollständigkeit, Beschädigung oder Fehlpositionierung z.B. innerhalb von Verpackungen angestrebt, erhöhen sich die Messanforderungen. Zudem steigert sich der Aufwand durch die Ansteuerung und Auswertung mehrerer Sensoren entsprechend der Anzahl und Position der zu überprüfenden Objekte. Auch in diesem Fall ist eine definierte Lage der Objekte in der Messzelle zwingend erforderlich. Jede Positionsabweichung der Verpackung von der Referenzposition oder der Lage der Messobjekte würde eine fehlerhafte Messung verursachen.

Ein ECT-System würde diese Messaufgaben vermutlich qualitativ besser als auch zuverlässiger lösen können. Dabei würde eine an das Messproblem angepasste Sensoranordnung mit einem Elektroden-Array das zu überwachende Messvolumen umgeben. Das System könnte damit eine berührungslose und zerstörungsfreie tomographische Messung garantieren, mit der mehrere Objekte in Echtzeit im Überwachungsraum gezählt, identifiziert und charakterisiert werden können.

Die heute verfügbaren ECT-Systeme sind aber für solche industriellen Anwendungen entweder technisch und konstruktiv nicht geeignet, oder aus ökonomischer Sicht nicht vertretbar. Mit einem kapazitiven Tomographie-System nach dem Dreielektroden-Messprinzip könnten diese Applikationen kostengünstiger gelöst werden. Über die Möglichkeiten der konventionellen Sensoren hinaus, wären damit die Position von mehreren dielektrischen Objekten unabhängig von ihrer Größe, Form und Position in der Messzelle detektierbar. Auch die Ermittlung der Anzahl oder Überprüfung auf Vollständigkeit auch innerhalb von geschlossenen Kunststoff- oder Papierverpackungen ist vorstellbar.

Das Ziel dieser Arbeit ist daher der Entwurf und anschließende Aufbau eines experimentellen ECT-Systems nach dem Dreielektrodenprinzip. Obwohl die damit verbundene Schaltungstechnik wesentliche Voraussetzungen für die kapazitive Tomographie erfüllt, wurde dieses Messprinzip bis heute noch nicht für derartige Zwecke eingesetzt. Als Ausgangspunkt für den Entwurf empfiehlt sich zunächst eine Sensoranordnung zu finden, die für die genannten tomographischen Anwendungen grundsätzlich geeignet ist, um diese unter Beachtung der Eigenschaften des Messprinzips zu vereinfachen. Aufgrund der komplexen wechselseitigen Abhängigkeiten zwischen den Schlüsselgrößen und den daraus resultierenden Parametern für den Entwurf von ECT-Systemen werden zunächst alle relevanten Informationen in den folgenden Abschnitten diskutiert. Für die anschließende Optimierung der Sensorkonfiguration empfehlen sich simulationsgestützte Studien zum Einfluss verschiedener Sensorparameter auf die Bildqualität. Dabei werden mehrere Referenz-Objektanordnungen auf Basis numerisch berechneter Teilkapazitäten rekonstruiert und die entsprechenden Bilder bewertet. Für die Rekonstruktion und Bildauswertung sollten effiziente und für Echtzeitanwendungen geeignete Algorithmen favorisiert und gegebenenfalls entwickelt werden. Zur Realisierung der experimentellen Anordnung ist neben der Implementierung der Algorithmen auch eine Weiterentwicklung der derzeit bestehenden mehrkanaligen Sensorelektronik notwendig. Die neue Elektronik sollte möglichst modular aufgebaut sein und über eine Schaltung zur Ansteuerung und Umschaltung der Sensorelektroden verfügen. Die Experimentieranordnung soll letztlich zur Durchführung verschiedener Untersuchungen dienen, die der Ermittlung der Leistungsfähigkeit und Anwendungsgrenzen, aber auch der Ableitung von Verbesserungsmöglichkeiten für ein kostengünstig umsetzbares ECT-System dienen.

Einige inhaltliche Ausführungen und Darstellungen in den folgenden Abschnitten basieren auf den Ergebnissen im Sachbericht eines Kooperationsprojektes mit dem Förderkennzeichen KF0156802FK7, welches der Autor während seiner Tätigkeit an der Technischen Universität Ilmenau bearbeitet hat [52]. Die entsprechenden Stellen sind durch Literaturverweise gekennzeichnet.

4.2 Entwurfparameter für eine optimale Sensorkonfiguration

Zum Entwurf eines kapazitiven ECT-Sensors ist es zunächst notwendig, alle für eine leistungsfähige Messung relevanten Schlüsselgrößen zu kennen und in ihrer Gesamtheit zur Beurteilung der Rekonstruktionsqualität bzw. Leistungsfähigkeit des Sensorsystems heran zu ziehen. Dazu werden mehrere Schlüsselgrößen in der Literatur genannt, die für die Konfiguration einer kapazitiven Sensoranordnung grundsätzlich von Bedeutung sind: die Signalpegel, die Linearität und Empfindlichkeit der Messung, der kapazitive Messbereich, das Durchdringungsvermögen des elektrischen Feldes in den Messraum, und das Übersprechen benachbarter Elektroden [199, 62]. Zur weiteren Optimierung sind allerdings zusätzliche Schlüsselgrößen, wie die Verteilung der Empfindlichkeitskoeffizienten und die örtliche Auflösung sowie die erreichbare Bildauflösung notwendig.

4.2.1 Schlüsselgrößen

Der Signalpegel am Ausgang eines kapazitiven Näherungssensors folgt der physikalisch bedingten Annäherungscharakteristik mit hyperbolischem Verlauf, die allgemein eine nichtlineare Verringerung der Messkapazität bei linearer Abstandsvergrößerung in orthogonaler Richtung zwischen einem Objekt und der (planar ausgebildeten) Elektrodenenebene zeigt [49, 101]. Im Nahbereich aber zeigen kapazitive Sensoren ein zunehmend steiles und linear approximierbares Verhalten. In einem ECT-Sensor sind mehrere Messelektroden in einer Ebene angeordnet. Platziert man zwischen ihnen jeweils eine Schirmelektrode oder verringert den Abstand der Messelektroden zueinander, lässt sich eine weitere Linearisierung des Verhalten erreichen. Allerdings müssen damit auch Einbußen bezüglich der Eindringtiefe des elektrischen Wirkfeldes in den Messraum in Kauf genommen werden.

Unter dem sogenannten Soft-Feld-Effekt, der auch als 3D-Effekt bezeichnet wird, versteht man die Auswirkungen des Unterschiedes zwischen der vereinfachten Annahme eines zweidimensionalen Feldproblems innerhalb der Elektrodenanordnung und der tatsächlichen räumlichen Felddausbreitung im Sensor. Dieser Effekt lässt sich z.B. durch eine Begrenzung des elektrischen Detektionsgebiets mittels axialer Schutzelektroden minimieren.

Jede kapazitive Messelektronik besitzt einen begrenzten Messbereich. Die Grundkapazität definiert dabei die untere Grenze des Messbereichs und wird zu einem Großteil von der Sensoranordnung bestimmt. Die Grundkapazitäten in einem ECT-Sensor werden vor allem durch die Sensorkonstruktion bestimmt und ergeben sich gewöhnlich für die Situation, wenn sich im Messvolumen kein Material oder keine Objekte befinden. Die obere Grenze des Messbereichs ergibt sich für jede Teilkapazität durch die zu ermittelnde Permittivitätsverteilung. Die Kapazitätsänderungen sind dabei oftmals mehr als eine Größenordnung geringer als die Grundkapazitäten [188]. Aus dieser Tatsache heraus ist eine der Aufgaben zur Optimierung der Sensorkonfiguration die Reduzierung der

Grundkapazität und Vergrößerung des kapazitiven Messbereichs, so dass ein maximales Signal-Rausch-Verhältnis erreicht werden kann.

Die Eindringtiefe kann man als die maximale Entfernung in orthogonaler Richtung zu den Elektroden einer planaren Sensorstruktur definieren, für die in Folge einer Änderung der Permittivitätsverteilung eine Signaländerung am Sensorausgang detektiert werden kann. Obwohl einige Autoren verschiedene Richtwerte für das Eindringungsvermögen in ein Medium ermittelt haben (z.B. in Abhängigkeit vom kapazitiven Wertebereich oder der Objektgröße), so ist diese Kenngröße in der Praxis nicht eindeutig definiert. Letztlich ist sie aber vom Rauschpegel der Messelektronik abhängig und auch vom Abstand zwischen den Messelektroden beeinflusst. Häufig wird auch das dielektrische Auflösungsvermögen als Kenngröße für die kleinste messbare Permittivitätsänderung in einem bestimmten Bereich im Messvolumen heran gezogen [62, 22].

Das Übersprechen bezeichnet die gegenseitige Beeinflussung benachbarter Messelektroden aufgrund der Streufelder an deren Rändern. Dieser ungewollte Effekt sollte möglichst gering gehalten werden, was in der technischen Ausführung durch Schutzelektroden zwischen den Messelektroden oder einer Abstandsvergrößerung zwischen benachbarten Messelektroden erreicht werden kann. Allerdings wirken sich solche Änderungen negativ auf den Signalpegel und auf die örtliche Auflösung aus.

Unter der für die ECT allgemein gültigen Annahme, dass die Permittivität innerhalb eines Pixels konstant sein muss, bestimmen die definierte Bildauflösung und die entsprechende Anordnung der Pixel im Detektionsgebiet die Höhe und Verteilung der Empfindlichkeitskoeffizienten. Entsprechend der Ausführungen im Abschnitt 3.1.3 ergibt sich für jede Elektrodenkombination eine bestimmte Verteilung, die jeweils in einem Konturplot dargestellt werden kann. Das primäre Ziel ist es, durch eine geschickte Anordnung der Messelektroden sowie den geeigneten Einsatz von Schirm- und Schutzelektroden möglichst homogene Empfindlichkeitsverteilungen für alle unabhängigen Messungen zu erreichen [172].

Das örtliche Auflösungsvermögen beschreibt das kleinste Detail, welches im Detektionsgebiet aufgelöst werden kann und hängt von der Geometrie der Elektroden und deren Anordnung zueinander ab. Dabei wird die örtliche Auflösung in orthogonaler Richtung von der axialen Auflösung unterschieden. Für beide Größen werden Richtwerte in der Literatur angegeben. Unter der Verwendung von Schutzelektroden an den Enden des Sensors kann man beispielsweise eine axiale Auflösung erzielen, die maximal der Länge der Messelektroden entspricht. Die Definition der orthogonalen Auflösung eines ECT-Sensors ist dagegen eher vom gewählten Messelektrodenpaar und von der jeweiligen Koordinate im Detektionsgebiet abhängig.

Eine Betrachtung der angeführten Schlüsselgrößen mit ihren teilweise gegensätzlichen Wirkungen auf die Rekonstruktionsqualität führt letztlich zur Erkenntnis, dass deren alleinige Verwendung ohne quantitative Bewertung der Rekonstruktionsbilder nicht ausreichend für die Optimierung der Sensorkonfiguration ist. In diesem Zusammen-

hang ist die minimal auflösbare Pixelgröße bzw. die erreichbare Bildauflösung als Schlüsselgröße geeignet. Sie ist sowohl durch die orthogonale Auflösung definiert, als auch vom Rekonstruktionsalgorithmus abhängig [62]. Als indirekte Bezugsgröße für die Bildauflösung werden in der Literatur üblicherweise die bereits in Abschnitt 2.5.1 erläuterten Bewertungskriterien heran gezogen.

4.2.2 Applikation, Sensorform, Rekonstruktionsgebiet

Bevor man mit der Definition des grundsätzlichen Sensoraufbaus und der Modellbildung beginnt, sollte zunächst klar sein welche Applikationen mit der Sensoranordnung angestrebt werden. In diesem Zusammenhang ist vor allem entscheidend, welchen physikalischen Messbedingungen bzw. Umgebungsbedingungen und konstruktiven Restriktionen der Sensor unterliegt. Unter Beachtung dieser Rahmenbedingungen und der beschriebenen Schlüsselgrößen ist die Konfiguration des Sensors von entscheidender Bedeutung für dessen technische Eigenschaften. Unter der Sensorkonfiguration ist die Gesamtheit aller Entwurfparameter bzw. Konstruktionsparameter zu verstehen, die im Wesentlichen wie folgt zusammen gefasst werden können.

Die Reihenfolge der Entwurfparameter entspricht der systematischen Vorgehensweise zur Auswahl und Optimierung der Sensoranordnung in dieser Arbeit. Entsprechend dieser Vorgehensweise werden nachfolgend die allgemeinen Aspekte zur Definition der Entwurfparameter und deren Effekte auf die Schlüsselgrößen diskutiert.

1. Applikation, Sensorform, Rekonstruktionsgebiet
2. Anzahl und Geometrie der Messelektroden
3. Anordnung der Messelektroden
4. Konfiguration von Schutzelektroden
5. Geometrie und Anordnung von Schirmelektroden
6. Geometrie und Materialeigenschaften der Isolationsschicht
7. Einfluss der Substratschicht

Selbstverständlich müssen Sensoren bzw. Sensorsysteme im industriellen Umfeld auch außergewöhnlichen physikalischen Mess- und Umgebungsbedingungen genügen. Dass heißt, dass sie für einen erweiterten Temperatur- Druck- und Feuchtigkeitsbereich zuverlässig arbeiten und ausreichend genaue Messwerte liefern sollten. Zudem sind auch die Eigenschaften der zu messenden Medien von Bedeutung. Häufig unterliegt man daher bei der Auswahl der Sensorwerkstoffe und der konstruktiven Gestaltung der Anordnung diversen Restriktionen. Die im Rahmen des Entwurfs beabsichtigte ECT-Sensoranordnung ist für die Rekonstruktion eines oder mehrerer dielektrischer Objekte im industriellen Bereich vorgesehen, dennoch wird die messtechnische Verifizierung der

Simulationsergebnisse zunächst unter konstanten Laborbedingungen vorgenommen.

Alle ECT-Sensoren haben gemeinsam, dass sich deren geometrische Elektrodenanordnung über die gesamte Länge des Sensors nicht ändert. Unter dieser Voraussetzung lassen sie sich mittels eines zweidimensionalen Modells beschreiben und optimieren. In der Literatur sind zwei grundsätzliche Formen von ECT-Anordnungen beschrieben. Am weitesten verbreitet sind radial-symmetrische Sensoren, die überwiegend in technischen Prozessen mit strömenden Mediangemischen eingesetzt werden. Quadratische oder allgemein rechteckige Anordnungen wurden ebenfalls für verschiedene Anwendungen beschrieben. ECVT-Sensoren, die im Rahmen des Entwurfs keine Anwendung finden sollen, dürfen sich dagegen axial in ihrer Form ändern. Auch die Form und Anordnung der Elektroden kann differieren, so dass beispielsweise dreieckige oder unsymmetrisch angeordnete Elektroden möglich sind. Allerdings sind für die Berechnung der Kapazitätsverhältnisse solcher Anordnungen auch dreidimensionale Modelle notwendig.

Die äußere Form von ECT-Sensor wird meistens durch den Prozessanschluss bestimmt, mit dem der Sensor in eine vorhandene Prozesskette integriert werden soll. Das Rekonstruktionsgebiet sollte jedoch im Fall der Detektierung eines oder mehrerer Messobjekte(s) idealerweise deren Kontur oder der Größe der sie umschließenden Verpackung anpasst sein. Insbesondere wird hierdurch eine hohe Eindringtiefe des elektrischen Feldes in die Objekte begünstigt. Prinzipiell ist eine Sensoranordnung auch durch Skalierung auf größere oder kleinere Messobjekte anpassbar. Allerdings ist man hierbei zum einen durch den Streufeld-Effekt, d.h. die Feldstreuung an den Enden der Elektroden, aber auch durch die kapazitive Messauflösung limitiert [200]. Vergrößert man zum Beispiel den Durchmesser eines ECT-Sensors, so müssen auch zwangsläufig die Elektroden verlängert werden, um den Einfluss von Störfeldern an den Enden des Sensors zu verringern. Verringert man den Durchmesser zur Detektierung kleinerer Objekte, so ist es nicht ratsam auch die Länge der Elektroden proportional zu verringern, um eine Erhöhung der axialen Auflösung zu erreichen. Dies deshalb, weil man durch die Längenreduzierung auch eine Verringerung der Messkapazität hervor ruft und damit an die Grenzen des kapazitiven Messbereichs der Elektronik kommen kann.

Hat man sich auf die Kontur des Detektionsbereichs festgelegt, erfolgt die Einteilung in Pixel. Je kleiner deren Flächen gewählt werden, umso mehr Pixel mit unbekanntem Permittivitätswerten g_n sind letztlich zu berechnen. Damit erhöhen sich die Unterbestimmtheit des Gleichungssystems für das inverse Problem und die damit verbundenen Schwierigkeiten zur Approximation der Lösung desgleichen. Folglich ist es für den Entwurf ratsam, mit einem groben Pixelraster zu beginnen und sich unter Verwendung eines geeigneten Rekonstruktionsalgorithmus schrittweise an die gewünschte Auflösung anzunähern. Idealerweise kann man sich an einem System orientieren, für das bereits Messdaten und Rekonstruktionsbilder vorliegen, um diese mit den eigenen Ergebnissen zu vergleichen. Damit werden einerseits die Beurteilung des numerischen Modells und eine erste Einschätzung der Eignung für die geplante Applikation möglich, aber auch die Leistungsfähigkeit des verwendeten Algorithmus deutlich.

4.2.3 Anzahl und Geometrie der Messelektroden

Ein wesentlicher Parameter der Sensorkonfiguration ist die Anzahl der planaren Messelektroden, die peripher um den Messraum angeordnet werden sollen. Mit dieser Festlegung erhält man eine Kompromisslösung bezüglich der erzielbaren Empfindlichkeit, der axialen Auflösung, der radialen Auflösung im Sensorquerschnitt, sowie der Messgeschwindigkeit. In der Literatur werden meistens ECT-Sensoren mit 8 oder 12 Elektroden verwendet. Prinzipiell lassen sich mit mehr Elektroden auch Verbesserungen der Bildqualität erzielen, wie anhand von simulierten Anordnungen mit 20, 24 und 32 Elektroden in der Literatur nachgewiesen wurde [119, 197].

Eine Erhöhung der Elektrodenanzahl kann zwar eine Verbesserung der Auflösung der rekonstruierten Querschnittsverteilung ermöglichen, allerdings erhöht sich damit auch die Anzahl der Messkanäle und die damit verbundene Komplexität der Messelektronik. Weil mit einer höheren Elektrodenanzahl auch mehr unabhängige Kapazitätsverhältnisse resultieren, wird zwangsläufig auch mehr Zeit für die Messung benötigt. Weiterhin erhöhen sich die Eigenwerte der Empfindlichkeitsmatrix, was die Lösung des inversen Problems zusätzlich erschwert [181].

Wird dagegen die Anzahl der Elektroden verringert, hat man zugleich weniger Messkanäle. Dies vereinfacht einerseits den Aufwand zur Realisierung der Hardware und ermöglicht zudem eine höhere Messgeschwindigkeit aufgrund der geringeren Anzahl an unabhängigen Messungen. Allerdings verringert sich damit auch die maximal erreichbare radiale Auflösung bzw. Bildqualität.

Da die Messelektroden normalerweise den Großteil des Messbereichs umschließen, zieht eine höhere Elektrodenanzahl zwangsläufig eine Verringerung derer maximal möglichen Breiten nach sich. Da die Elektrodenoberflächen in erster Linie für die Messempfindlichkeit und den Betrag der Kapazitätsänderungen zwischen den Elektroden entscheidend sind, könnte man die Elektrodenlänge bei schmalen Elektroden vergrößern und bei breiteren Elektroden verringern. Das heißt, dass mit einer geringen Anzahl an kurzen jedoch breiten Messelektroden die gleiche Empfindlichkeit erreichbar wäre wie mit einer großen Anzahl an langen und schmalen Messelektroden.

Mit kürzeren Messelektroden würden sich prinzipiell höhere axiale Auflösungen erzielen lassen. Durch den damit verbundenen Einfluss von Streufeldern an deren axialen Enden verliert eine zweidimensionale Berechnung des Detektionsbereichs jedoch zunehmend an Gültigkeit. Dies geht einher mit einer Reduzierung der maximal erzielbaren radialen Auflösung der Schnittbilder. Werden die Elektroden mit ihrer Verkürzung dagegen auch breiter gestaltet, dann haben diese Streufelder wiederum weniger Einfluss. Jedoch verringert sich damit auch die axiale Auflösung. Demnach muss man stets entscheiden, welche Priorität jeweils die axiale Auflösung und die radiale Auflösung haben sollen.

Um einen guten Kompromiss zwischen der axialen Auflösung, dem kapazitiven Messbereich und den Einflüssen von Streufeldern zu finden, sollte die Länge stets größer als der Durchmesser des Messvolumens gewählt werden [109]. Bei der Längenreduzierung bis zu diesem Grenzwert verringern sich die Messkapazitäten in etwa proportional zur

Elektrodenlänge. Eine weitere Reduzierung führt dazu, dass der Streufeld-Effekt überwiegt und die Messkapazitäten sehr klein werden. Ist die Länge jedenfalls kleiner als der Durchmesser, so können zudem die Störeinflüsse an den beiden axialen Enden der Elektroden nicht mehr ignoriert werden, sodass eine zweidimensionale Modellbetrachtung zunehmend ihre Gültigkeit verliert. Unter Beachtung des Messfehlers von unter 1%, der für die ECT erforderlich ist, sollten je nach Empfindlichkeit der Messelektronik bei der Festlegung der Messelektrodenlängen die minimal detektierbaren Kapazitätsänderungen bekannt sein und nicht unterschritten werden [3].

4.2.4 Anordnung der Messelektroden

In den meisten Fällen und insbesondere bei der Messung von Flüssigkeiten und Gasen werden in der Literatur Sensoren mit externen Elektroden beschrieben, die durch eine dielektrische Schicht vom Messmedium isoliert um den Messraum angeordnet sind. Die Elektroden sind dabei häufig zwischen die Isolationsschicht und eine Substratschicht zwischen den Elektroden und dem Schirm bzw. dem Sensorgehäuse eingebettet. Externe Elektroden haben bei einem industriellen Einsatz den Vorteil, dass die Elektroden nicht mit dem Medium in Kontakt kommen und ungewollte gegenseitige Beeinflussungen vermieden werden können. Ein Problem dieser Anordnung stellt allerdings die abnehmende Empfindlichkeit in Richtung des Messgebietszentrums dar. Um die Empfindlichkeit in diesem Bereich zu erhöhen, könnten z.B. zusätzliche Messelektroden in der Mitte des Messbereichs hilfreich sein, über dessen Realisierungsmöglichkeiten in der Literatur aber bisher keine Aussagen getroffen wurden [193].

Aus messtechnischer Sicht verursacht eine dielektrische Wand auch Koppelkapazitäten, die der Messkapazität in Reihe liegen und zusätzliche nichtlineare Komponenten für die Rekonstruktion darstellen. Erlaubt es die Applikation, so stellen innen liegende Elektroden die bessere Wahl zum Erreichen einer möglichst großen Messgenauigkeit dar. Allerdings ergeben sich bei dieser Konfiguration auch eine Reihe von Schwierigkeiten und damit Anwendungsrestriktionen, wie z.B. die Erosion der Elektroden und Verschmutzung des Messmediums, sowie Schwierigkeiten bei der mechanischen Konstruktion.

Bei ECT-Sensoren sind die Messelektroden üblicherweise gleichmäßig auf der Isolationswand verteilt. Sieht man von den Ecken bei quadratischen Sensoren ab, ergeben sich damit auch gleich große Abstände zwischen ihnen. Werden keine Schutz- oder Schirmelektroden zwischen den Messelektroden angebracht, resultieren die Ladungen auf den Messelektroden aus einer Verkopplung des elektrischen Feldes im Detektionsraum und dem Feld, welches sich durch die Anordnung und dielektrischen Materialien hinter den Messelektroden ergibt. Je nachdem wie groß der Abstand zwischen den Messelektroden ist, desto mehr beeinflussen sich diese beiden Bereiche. Ob dies eine Rolle für die Sensorengrößen und die Messqualität spielt, gilt es unter Beachtung des Messprinzips mittels Simulation und Experiment zu untersuchen. Die Dimensionierung des Abstandes stellt damit einen weiteren zu optimierenden Entwurfsparameter dar [145].

4.2.5 Konfiguration von Schutzelektroden

Schutzelektroden werden zwischen aktiven und passiven Schutzelektroden unterscheiden. Während alle passiven Schutzelektroden galvanisch verbunden sind und mit dem Bezugspotential bzw. Massepotential der Messschaltung beaufschlagt sind, werden aktive Schutzelektroden einem Messkanal zugeordnet und dem Potential der zugehörigen Messelektrode nachgeführt [180].

Durch eine Anordnung aus passiven Schutzelektroden auf der Isolationsschicht, die vollständig die Messelektroden umfasst, kann man einerseits den Einfluss von Störfeldern an den Enden des Sensors verringern und andererseits die Verringerungen der Grundkapazitäten zwischen den benachbarten Messelektroden erreichen. Jedoch entstehen hierbei auch ungewollte Kapazitäten zwischen den Messelektroden und den Schutzelektroden, die sich je nach Messprinzip negativ auf die Empfindlichkeit auswirken können. Die Breiten der Schutzelektroden zwischen den Messelektroden und deren allseitiger Abstand zu den Messelektroden müssen daher gegebenenfalls unter diesen Gesichtspunkten optimiert werden.

Entsprechend der im Kapitel 2.3.1 diskutierten Anordnungen werden gesteuerte bzw. aktive Schutzelektroden an den beiden Enden der Messelektroden eingesetzt. Nach der dargestellten Skizze in Abbildung 2.5 sind z.B. einem Messkanal immer jeweils zwei Schutzelektroden in axialer Richtung zugeordnet. Im diesem Fall werden für den jeweils sendenden Kanal neben der Messelektrode auch die zwei Schutzelektroden mit dem Sendesignal beaufschlagt. Für alle anderen Kanäle werden die Schutzelektroden auf Masse oder virtueller Masse gehalten. Diese Konfiguration erhöht nicht nur die Signalpegel im Detektionsraum durch die verlängerten Sendeelektroden, sondern minimiert auch den Einfluss der Streufelder an den Enden des Detektionsbereichs. Zudem wird dafür gesorgt, dass sich das elektrische Messfeld weniger in axialer Richtung ausbreitet. Diese Konfiguration stellt damit eine Art Verlängerung des effektiven Detektionsgebiets in axialer Richtung dar. Damit lässt sich vermuten, dass die Messelektroden kürzer als der Durchmesser des Sensors dimensioniert werden können. Dies funktioniert jedoch nur, wenn der die kapazitive Messung beeinflussende Bereich gleichmäßig mit einem Material gefüllt ist, wodurch über die gesamte Länge der Messelektroden eine homogene Feldverteilung erzielt wird. Allerdings ist für eine derartige Anwendung auch keine Tomographie notwendig.

4.2.6 Geometrie und Anordnung von Schirmelektroden

In der ECT sind drei unterschiedliche Arten der Anordnung von Schirmelektroden bekannt. Obwohl dies für das numerische Modell nur eine untergeordnete Bedeutung hat, ist die allgemeine Aussage, nach der die Schirmelektroden unbedingt klassisch geerdet sein müssen, nicht allgemein gültig. Dies deshalb, weil deren Funktion vom Messprinzip bzw. vom Bezugspotential der Messung abhängig ist.

Eine absolute Notwendigkeit für jeden ECT-Sensor stellt eine, die gesamte Elektrodenanordnung umschließende, Schirmung zur Minimierung des Einflusses externer Störfelder dar. Meistens wird sie durch ein metallisches Sensorgehäuse realisiert, welches zugleich die notwendige mechanische Stabilität gewährleistet und in vielen Fällen über Prozessanschlüsse an den axialen Sensorenden verfügt.

Um die Grundkapazität zwischen den benachbarten Messelektroden zu minimieren, können radiale Schirmelektroden Abhilfe schaffen. Diese werden üblicherweise als Stege zwischen den Messelektroden mit einer Befestigung an der äußeren Schirmung realisiert. Eine andere Möglichkeit besteht in der Anbringung von streifenförmigen Schirmelektroden zwischen den Messelektroden auf der Isolationsschicht. Beide Varianten haben aus messtechnischer Sicht keine negativen Auswirkungen auf die Messung. Jedoch stellt die mechanische Realisierung eine schwierige Aufgabe dar. Ein Verzicht auf diese Art der Schirmelektroden zieht zwangsläufig eine Verschlechterung einiger technischer Kenngrößen nach sich. Dennoch sollte diese Konfiguration aus Gründen eines einfachen und kostengünstigen mechanischen Sensoraufbaus für den Entwurf in Betracht gezogen werden.

Eine letzte Möglichkeit bietet sich durch die Anordnung von Schirmelektroden an den beiden axialen Enden der Messelektroden. Obwohl sie eine zusätzliche Abschirmung gegenüber externen Rauschquellen darstellen, haben sie jedoch einen negativen Effekt auf die kapazitive Messung. Der Grund liegt in der natürlichen Eigenschaften des elektrischen Feldes, wonach sich die Feldlinienverlauf primär nach dem niedrigsten Potential ausrichtet. Das effektive Wirkungsfeld wird folglich zu den Enden des Sensors verschleppt.

Sowohl die Teilkapazitäten zu den Schutzelektroden als auch die zu den Schirmelektroden können einen unterschiedlichen Einfluss auf das Messergebnis haben. Werden axiale Elektroden verwendet, so kann sich dieser Effekt durch den zusätzlichen Feldeintrag der verlängerten Sendeelektroden auf die Messwert- und Bildqualität auswirken. Besonders stark macht sich dies bei Materialien bemerkbar, bei denen sich in axialer Richtung inhomogene Verteilungen ergeben (z.B. strömende Flüssigkeitsgemische). Zur tomographischen Detektierung von kompakten dielektrischen Objekten, die sich womöglich über die gesamte Sensorlänge erstrecken, muss dagegen eine gleichbleibende Position über die gesamte axiale Länge des Detektionsvolumens gewährleistet sein.

4.2.7 Geometrie und Materialeigenschaften der Isolationsschicht

Die Isolationsschicht ist die dielektrische Schicht zwischen den externen Messelektroden und dem Detektionsvolumen, die für jede Messstelle im Bereich der Sendeelektroden und Messelektroden zusätzliche Kapazitäten in Reihe zur Messkapazität einträgt. Je kleiner diese Kapazitäten sind, desto höher ist die Linearität der Messung. Da auch die anderen Schlüsselgrößen positiv beeinflusst werden, gilt die allgemeine Aussage dass bei geringerer Wandstärke bessere technische Sensoreigenschaften zu erwarten sind. Die optimale Dicke ist aber abhängig von den physikalischen und geometrischen

Rahmenbedingungen. Bei den in der Literatur beschriebenen ECT-Sensoren liegt die Dicke der Isolationsschicht üblicherweise zwischen 2 und 4 Millimetern.

Zur Erzielung einer möglichst homogenen Feldverteilung und Linearität der Messung ist es aufgrund des 3D-Effektes außerdem ratsam, ausschließlich Isolationsmaterialien mit einer relativen Permittivität bei ϵ_r^{min} zu verwenden. Handelt es sich beispielsweise um die Detektierung von dielektrischen Objekten in Luft, so sind Isolationsmaterialien mit hohem Luftanteil ideal, die der relativen Permittivität von Luft $\epsilon_r = 1,0006$ möglichst nahe kommen. Die Verwendung von Materialien mit ausreichender mechanischer Stabilität und geringer Feuchtigkeitsaufnahme ist dabei selbstverständlich und gilt allgemein für alle kapazitiven Sensoren, um beispielsweise Erschütterungen stand zu halten oder Driften durch Permittivitätsänderungen der Isolationsschicht zu vermeiden.

4.2.8 Einfluss der Substratschicht

Das Substrat ist das Trägermaterial für die Elektroden und ist meist als eine Schicht im Bereich zwischen den Messelektroden und dem Sensorgehäuse ausgebildet. Bezüglich der mechanischen Stabilität und der Feuchtigkeitsabsorption gelten hierfür die gleichen Aussagen, wie für die Isolationsschicht. Idealerweise ist die Sensorkonstruktion so angepasst, dass dieser Bereich mit Material einer geringen Permittivität gefüllt ist. Die Permittivität des Substratmaterials sollte ansonsten entsprechend der Permittivität der Isolationsschicht gewählt werden. Dies gilt insbesondere für Anordnungen mit eingebetteten Messelektroden, bei denen die Isolationsschicht und das Substrat eine Materialgrenze in unmittelbarer Nähe der Messelektroden bilden. So leuchtet für eine Konfiguration mit innen liegenden Messelektroden ohne Verwendung einer Isolationsschicht bzw. einer Schicht mit hohem Luftanteil ein, dass das Substratmaterial eine möglichst geringe Permittivität besitzen sollte. Für den Fall, dass keine Schirmelektroden zwischen den Messelektroden verwendet werden, bestimmt die Permittivität des Substrats zudem die Grundkapazitätswerte zwischen den Elektroden.

4.3 Auswahl und Modellierung der Sensoranordnung

Für den Entwurf des ECT-Systems nach dem Dreielektrodenprinzip steht als Ausgangssituation weder eine geeignete Sensoranordnung noch ein leistungsfähiger Rekonstruktionsalgorithmus zur Verfügung. Daher erscheint es sinnvoll, eine für dieses Messprinzip adaptierbare Sensoranordnung zu finden, für die bereits überzeugende und gut dokumentierte Ergebnisse der Bildrekonstruktion bekannt sind.

LIU beschreibt in seiner Veröffentlichung einen neuen und außerordentlich effizienten Rekonstruktionsalgorithmus [95]. Dieser als OIOR „Offline-iteration online-reconstruction“ benannte Algorithmus liefert trotz eines sehr geringen Aufwandes für die nicht-iterative Rekonstruktionsberechnung eine außerordentlich hohe Bildqualität. Damit werden hohe Bildraten auch bei begrenzten Leistungsressourcen ermöglicht. Zum Nachweis der

bemerkenswerten Leistungsfähigkeit des Algorithmus werden auf Basis von Feldsimulationsdaten und Messdaten unterschiedliche Permittivitätsverteilungen mit dielektrischen Objekten in Luft mit bemerkenswert guten Ergebnissen rekonstruiert. Die Anordnungen bestehen u.a. aus mehreren kreisförmigen Stäben an verschiedenen Positionen mit einem Durchmesser von 20 mm und einer relativen Permittivität von $\varepsilon_r = 2,6$. Einige rekonstruierte Objektanordnungen sind zudem von einer Kunststoffschicht mit $\varepsilon_r = 1,8$ teilweise und vollständig umgeben.

Besonders interessant an den Studien ist aber der im Querschnitt quadratische Sensor, der für die im Rahmen dieser Arbeit beabsichtigten Applikationen besonders geeignet erscheint. Die 12 Messelektroden umschließen hierbei einen Detektionsbereich mit den Abmaßen von $80\text{ mm} \times 80\text{ mm}$, der mit einer Auflösung von 80×80 quadratischen Pixeln abgebildet werden kann. Dazwischen sind Schutzelektroden zur Verringerung der Grundkapazitäten zwischen den Messelektroden angeordnet. An beiden Enden des Sensors befinden sich axiale Schutzelektroden, die ungewollten Feldverformungen an den axialen Rändern des Detektionsvolumens entgegen wirken sollen. Die Länge der Schutzelektroden mit 80 mm und deren Breite von 18 mm ist identisch zu den Abmaßen der Messelektroden. Zur Abschirmung gegenüber äußeren elektrischen Störfeldern ist die gesamte Elektrodenanordnung von einem metallischen Schirm umschlossen, der gleichzeitig das Gehäuse der gesamten Sensoranordnung bildet. Die Außenmaße des Gehäuses können anhand der Skizzen in der Literatur nur abgeschätzt werden, da hierzu keine weiteren Angaben gemacht sind. Es wird eine axiale Länge von 250 mm und eine Gesamtbreite von 120 mm im Querschnitt angenommen. Die Substratschicht hinter den Elektroden ist vermutlich als Luft definiert. Die Anordnung aus Mess- und Schutzelektroden befindet sich auf einem dielektrischen Träger, der als Isolationsschicht zum Detektionsgebiet dient. Über dessen Dicke und relative Permittivität wurden keine Angaben gemacht. Die Materialdicke wird daher mit 4 mm abgeschätzt. Das Material ist wahrscheinlich entsprechend der Entwurfparameter für eine optimale Sensoranordnung gewählt, womit dessen relative Permittivität vermutlich möglichst gering anzunehmen ist.

Der vorgestellte Algorithmus, vor allem aber die in diesem Zusammenhang dargestellte Sensoranordnung, stellen einen geeigneten Ausgangspunkt für den Entwurf eines neuartigen ECT-Systems nach dem Dreielektroden-Messprinzip dar. Um ähnlich gute Rekonstruktionsergebnisse zu erzielen und eine kostengünstige Realisierung des Sensors zu gewährleisten, ist allerdings eine Optimierung der Sensorkonfiguration notwendig, die in erster Linie auf eine Vereinfachung der Elektrodenanordnung abzielt. Dazu wird zunächst ein numerisches 2D Modell des Sensors entsprechend Abbildung (4.1) erarbeitet, dessen Geometrie und Elektrodenanordnung aus den Informationen in der Literatur abgeleitet werden.

Da nach dem Dreielektroden-Messprinzip keine Schutzelektroden vorgesehen sind, werden die Schutzelektroden zwischen den aktiven Elektroden als Schirmelektroden SER mit dem Anregungspotential belegt. Die Dicke der Isolationsschicht ist mit 3 mm festgelegt und dessen Material mit $\varepsilon_r = 1,1$ definiert. Sowohl das Detektionsgebiet, als

auch alle anderen Bereiche die nicht zur Sensorstruktur zählen, wurden als Luft mit einer relativen Permittivität von $\varepsilon_r^{min} = 1,0006$ definiert. Diese Festlegung gilt auch für den Bereich hinter den Messelektroden, um die Kapazitäten zum Schirmgehäuse möglichst gering zu halten. Das Material, d.h. alle Pixel oder Objekte im Detektionsgebiet werden wegen der angestrebten Anwendungen im weiteren Verlauf mit einer konstanten relativen Permittivität angenommen, wobei dieser entsprechende Wert auch zur maximalen relativen Permittivität ε_r^{max} definiert wird. Für eine bestimmte Messstelle $M_{i,j}$ werden die Elektroden E1 bis E12 jeweils derart beschaltet, dass eine Elektrode mit Massepotential beaufschlagt wird, während alle anderen Elektroden als Anregungselektroden festgelegt sind [51]. Um numerische Berechnungsprobleme zu minimieren, wurde die Dicke aller Messelektroden und des Schirmgehäuses mit 1 mm modelliert, obwohl die reale Dicke der Elektroden vermutlich nur etwa $0,1\text{ mm}$ beträgt.

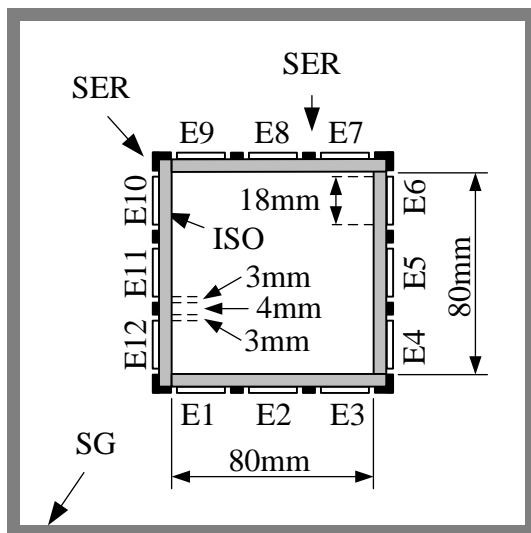


Abbildung 4.1: Querschnittsansicht des 2D-Modells als Ausgangsmodell für die Optimierung der Sensoranordnung nach dem Dreielektrodenprinzip, Geometrie entsprechend dem Modell von LIU [95], aktive Elektroden (E1-E12), Schirmelektroden zwischen den aktiven Elektroden (SER), Schirmgehäuse (SG), Isolationsschicht (ISO).

Nahezu alle bekannten ECT-Sensoranordnungen verfügen über ein umfassendes geerdetes Schirmgehäuse unmittelbar hinter den Messelektroden. Eine derartige Konfiguration hätte für einen Sensor nach dem Dreielektrodenprinzip eine Konzentration des elektrischen Feldes im Bereich (Substratbereich) hinter den Messelektroden und erhöhte Grundkapazitäten zur Folge. Eine Abschirmung gegenüber dieser Masselektrode erreicht man nur durch eine rückseitige Schirmung der Messelektroden mit dem Anregungspotential. Daher wird im Modell und für alle weiteren Untersuchungen das Schirmgehäuse mit dem Anregungspotential belegt. Eine weitere umfassende Schirmung auf Massepotential muss im Modell nicht berücksichtigt werden. Obwohl dieser äußere Schirm für eine technische Anwendung in den meisten Fällen sicherlich notwendig wäre, hat er wegen dem allseitigen Schirm SG für die Teilkapazitäten $C_{i,j}$ und $C_{e,j}$ keine Bedeutung.

Die numerischen Simulationen, mit denen die Teilkapazitäten im weiteren Verlauf der Arbeit berechnet werden, sind mit der Finite-Elemente-Software Ansoft Maxwell Version 12.1 auf einer Workstation mit 8 GB Hauptspeicher und einem Intel Xeon 64-Bit Prozessor bei einer Taktfrequenz von 2,8 GHz durchgeführt. Zum Erreichen der notwendigen hohen Genauigkeit der numerischen Berechnungen sollte das Finite-Elemente Gitter insbesondere im Detektionsgebiet ausreichend fein sein. So wurden

für einzelne Bereiche des Berechnungsgebietes zunächst maximale Kantenlängen der numerischen Dreieckselemente festgelegt und die adaptive Gittergenerierung bei einem relativen Energiefehler von $5^{-5}\%$ gewählt. Um die minimale Änderung der Feldenergie zu unterschreiten, benötigt der Algorithmus mehr als 75000 numerische Elemente. Dies bedeutet eine Rechenzeit von 10 Minuten für eine Geometrieordnung. Zur Bestimmung aller Empfindlichkeitskoeffizienten multipliziert sich diese Zeit normalerweise mit der Anzahl der Pixel. Der Berechnungsaufwand lässt sich aber in vielen Fällen durch Ausnutzung von Symmetrien reduzieren.

In Abbildung 4.2 sind ausgewählte Äquipotentiallinien dargestellt, die sich aus der numerischen 2D-Simulation des Ausgangsmodells mit einem dielektrischen kreisförmigen Objekt in der Mitte des Detektionsgebietes ergeben. Die angezeigten Feldlinien verlaufen von der Anregungselektrode bzw. den Messelektroden zur Masselektrode. Der eine Teil des elektrischen Feldes konzentriert sich im Detektionsgebiet, ein anderer nicht vernachlässigbarer Bereich mit hoher Feldstärke konzentriert sich hinter der jeweiligen mit Massepotential beaufschlagten Elektrode. Durch die genannten Eigenschaften des Dreielektroden-Messprinzips ergeben sich einige Besonderheiten für das elektrische Feld sowie für den funktionalen Zusammenhang zwischen den Teilkapazitäten und den resultierenden Messwerten.

Aus diesem Grund kann man nicht alle in der Literatur getroffenen Aussagen zu den Entwurfparametern übernehmen. Vielmehr muss unter Beachtung der Eigenschaften für jeden Parameter gesondert geprüft werden, ob dieser auch für das hier betrachtete Messprinzip und die gewählte Anordnung gültig ist, oder gegebenenfalls angepasst werden muss.

Für den Entwurf des ECT-Systems erfolgt die Normierung der numerisch ermittelten Kapazitäten nach dem im Kapitel 3.1.3 eingeführten Parallelmodell. Die Teilkapazitäten werden dabei entsprechend der vereinfachten Übertragungsfunktion nach dem Dreielektroden-Messprinzip mittels Gleichung (2.12) berechnet und die resultierenden Kapazitätsverhältnisse daraufhin nach Gleichung (3.12) normiert. Parasitäre Kapazitäten zu Masse sind hierbei nicht berücksichtigt. Die Kabelkapazitäten C_k werden mit 711 pF für alle Signalleitungen und Steckverbindungen am Sensor angenommen. Unter der Annahme, dass die Messsignalverstärkung an allen Messkanälen identisch sind, haben diese durch die Normierung aller Eingangsdaten keinen Einfluss auf das Ergebnis

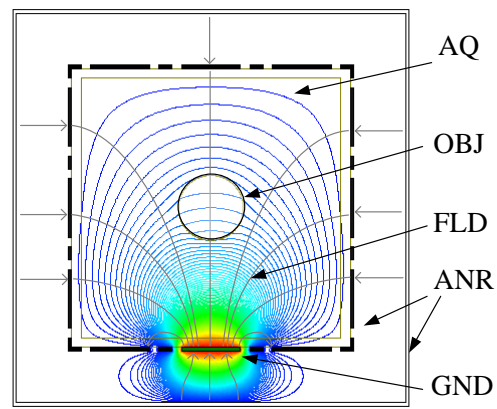


Abbildung 4.2: Ausgewählte Äquipotentiallinien (AQ) und skizzierte Feldlinien (FLD) auf Basis des 2D-Modells der Ausgangskonfiguration mit einem kreisförmigen dielektrischen Objekt (OBJ) in der Mitte des Detektionsbereichs, Massepotential (GND), Anregungspotential (ANR).

und werden deshalb auch nicht berücksichtigt. Neben den Messkapazitäten $C_{i,j}$ gehen auch die Kapazitäten $C_{e,j}$ zwischen der Messelektrode und allen Anregungselektroden in das Ergebnis ein. Dazu zählen im Ausgangsmodell alle aktiven Elektroden mit Anregungspotential, die Schirmelektroden SER, sowie das Schirmgehäuse SG.

Mit der in Abschnitt 5.1 beschriebenen Experimentieranordnung werden für beliebige Objektanordnungen die Messspannungen $U_{i,j}$ ermittelt, die durch

$$\lambda_{i,j}^{mess} = \frac{U_{i,j} - U_{i,j}^{min}}{U_{i,j}^{max} - U_{i,j}^{min}} \quad (4.1)$$

ebenfalls nach dem Parallelmodell normiert werden. Die normierten Werte $\lambda_{i,j}^{mess}$ werden nach der gleichen definierten Reihenfolge zusammengefasst wie in λ . Geht man von einer korrekten Übertragungsfunktion und ausreichend genauen Simulationswerten für eine bestimmte Referenzanordnung im Detektionsgebiet aus, sollte

$$\lambda \approx \lambda_{mess} \quad (4.2)$$

gelten. Dies bedeutet, dass der aus den berechneten Teilkapazitäten gewonnene Messvektor λ idealerweise die gleichen oder zumindest ähnliche Ergebnisse wie der Messvektor λ_{mess} hervorbringen sollte.

4.4 Optimierung der Sensorkonfiguration

Das Ziel der Optimierung ist eine Sensorkonfiguration, die eine einfache Realisierung des ECT-Sensors für eine bestimmte Klasse von tomographischen Anwendungen erlaubt. Unter Berücksichtigung der Eigenschaften des Dreielektroden-Messprinzips, insbesondere des Übertragungsverhaltens der analogen Messelektronik, soll dabei gleichzeitig eine möglichst hohe Bildqualität erreicht werden.

Dazu werden verschiedene Permittivitätsverteilungen mit dem OIOR-Algorithmus bei 300 Iterationsschritten berechnet und die Qualität der Rekonstruktionsbilder bestimmt. Die Bildqualität wird über die Berechnung des Bildfehlers e^{g,g^r} (2.9) bzw. des Pearson-Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} (2.10) zwischen den Referenzbildern der tatsächlichen Permittivitätsverteilung in Tabelle 6.1 und den resultierenden Schnittbildern bestimmt. Mit diesen Koeffizienten und durch einen visuellen Vergleich der rekonstruierten Bilder können letztlich Trends bei Parametervariationen ermittelt und bewertet werden.

Die Referenz-Permittivitätsverteilungen bestehen aus mehreren dielektrischen Objekten an verschiedenen Positionen im Detektionsgebiet. Der $80\text{ mm} \times 80\text{ mm}$ messende Beobachtungsbereich wird in ein Raster mit quadratischen Pixeln entsprechend Abbildung 4.3 eingeteilt. Für die gewählte Auflösung mit 20×20 Pixeln ergeben sich dadurch jeweils gleich große Elemente von $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$.

Das Bezugs-Koordinatensystem wurde so gewählt, dass sich das Raster im ersten Quadranten befindet. Die Pixel sind fortlaufend in positiver x' - und y' -Richtung nummeriert, wobei die Pixelkoordinaten mittels einer einfachen Transformation aus den x, y -Richtungskordinaten in Millimetern abgeleitet werden können [46]. Allgemein geht man davon aus, dass die Objekte im gesamten Querschnitt aus einem homogenen dielektrischen Material bestehen. Aufgrund der relativ geringen Auflösung des Bildrasters kann damit die reale Objektkontur z.B. bei einem kreisförmigen Querschnitt nur annähernd abgebildet werden [52]. Bei den zu detektierenden Objekten an den Referenz-Objektpositionen $P_{ref}(x', y')$ handelt es sich um PVC-Stäbe mit Durchmessern von 10 mm , 20 mm und 30 mm .

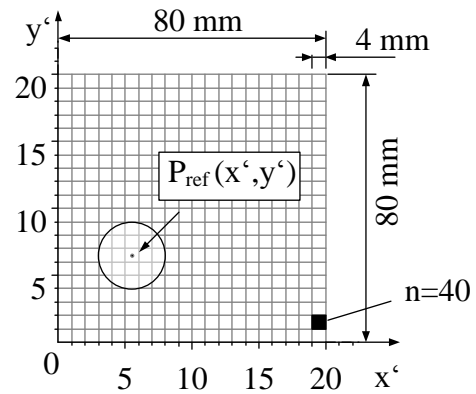


Abbildung 4.3: Koordinatensystem und Pixeldefinition im Messbereich mit Pixelindex n und Mittelpunkt des kreisförmigen Referenzobjektes auf der Position $P_{ref}(x', y')$.

Die in Abbildung 4.4 dargestellten Messergebnisse lassen eine stetige Verringerung der relativen Permittivität des PVCs mit zunehmender Frequenz vermuten. Da die Grundfrequenz des Anregungssignals bei etwa 22 kHz liegt, wird die relative Permittivität der Objekte zu $\epsilon_r = 3,25$ und auch die maximale relative Permittivität zu $\epsilon_r^{max} = 3,25$ im numerischen Modell angenommen.

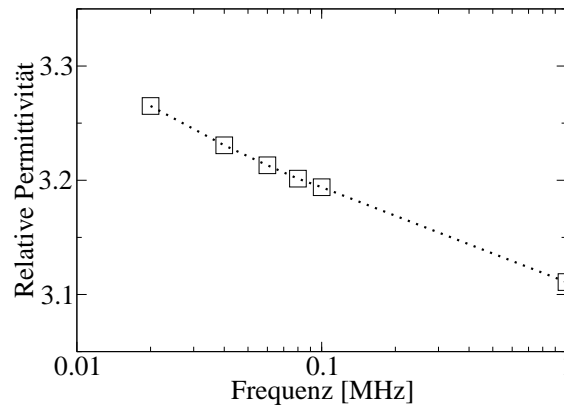


Abbildung 4.4: Gemessene relative Permittivität des Materials der Referenzobjekte in Abhängigkeit von der Anregungsfrequenz. Messtechnik: LCR-Messbrücke Agilent E4980A mit sinusförmiger Anregung im Frequenzbereich von 20 kHz bis 1 MHz , Testapparatur Hewlett-Packard 16451B mit Plattenkondensatoranordnung zur Untersuchungen zylinderförmigen Materialproben eines Durchmessers von 56 mm und einer Dicke von 5 mm , [52].

4.4.1 Ergebnisse ausgewählter Parameterstudien

Für die Parameterstudien wird das Ausgangsmodell der Sensoranordnung in Abbildung 4.1 heran gezogen. Mit dieser Konfiguration lassen sich aber unter Berücksichtigung der Kapazitätsverhältnisse in Gleichung (2.12) zunächst nur Bilder mit relativ geringer Rekonstruktionsqualität berechnen. Durch den Vergleich der resultierenden Rekonstruktionsbilder und deren systematische Bewertung in den einzelnen Studien lassen sich jedoch Entwurfparameter für eine Sensorkonfiguration mit quadratischem Querschnitt ableiten, mit der die tomographische Messung nach dem Dreielektrodenprinzip möglich ist.

Unabhängig von der Art der Parameterstudien lässt sich dabei allgemein feststellen, dass sich die größten Bildfehler für Referenzobjekte mittig im Detektionsgebiet ergeben, aber auch für alle Parametervariationen ein Korrelationskoeffizient von mindestens $\rho^{g,g^r} \geq 0,7$ resultiert. Um fundierte Aussagen zur Qualität der Rekonstruktionsbilder treffen zu können und daraus Trends in Abhängigkeit der Entwurfparameter abzuleiten, ist jedoch häufig neben der quantitativen Beurteilung durch Korrelationskoeffizienten ein visueller Vergleich der Rekonstruktionsbilder erforderlich.

Einfluss der Schirmelektroden zwischen den Messelektroden

Nach dem Dreielektrodenprinzip werden die zwischen den Messelektroden befindlichen Schirmelektroden SER mit dem Anregungspotential beaufschlagt. Wie bereits beschrieben, bewirken die Elektroden mit Anregungspotential eine Feldformung und reduzieren außerdem das Übersprechen zwischen benachbarten Messelektroden.

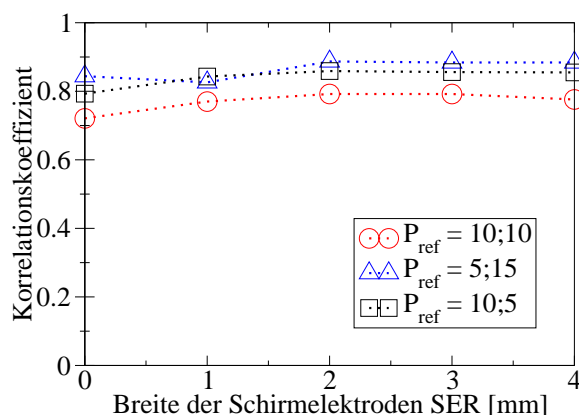


Abbildung 4.5: Korrelationskoeffizienten zwischen Rekonstruktionsbild und Referenzbild auf Basis von numerisch berechneten Teilkapazitäten für kreisförmiges Referenzobjekt mit $r = 10 \text{ mm}$ an ausgewählten Positionen, Studien zum Einfluss der Breite der Schirmelektroden SER.

In erster Linie soll durch diese Anordnung die Grundkapazität zwischen einer Messelektrode und der unmittelbar benachbarten Messelektrode verringert werden, während dessen die durch Änderung der Permittivitätsverteilung im Messvolumen verursachten Kapazitätsänderungen $\Delta C_{i,j}$ nur unwesentlich beeinflusst werden oder sogar vergrößert werden. Allerdings führt eine Änderung der Permittivitätsverteilung im Detektionsgebiet auch zu

einer Änderung der Kapazität $\Delta C_{e,j}$ zwischen den Messelektroden und den Elektroden auf Anregungspotential. Da sich aber eine Änderung dieser Teilkapazitäten je nach Messstelle und Materialverteilung im Detektionsgebiet unterschiedlich stark auf die jeweiligen Kapazitätsverhältnisse $R_{i,j}$ auswirkt, wird der nichtlineare Zusammenhang zwischen den Messkapazitäten und den Messwerten durch diese Schirmelektroden zusätzlich begünstigt. Vor dem Hintergrund einer Vereinfachung der Sensoranordnung sollte nun geklärt werden, ob man auf diese Schirmelektroden verzichten kann ohne dabei die Qualität der Rekonstruktionsbilder erheblich einzuschränken.

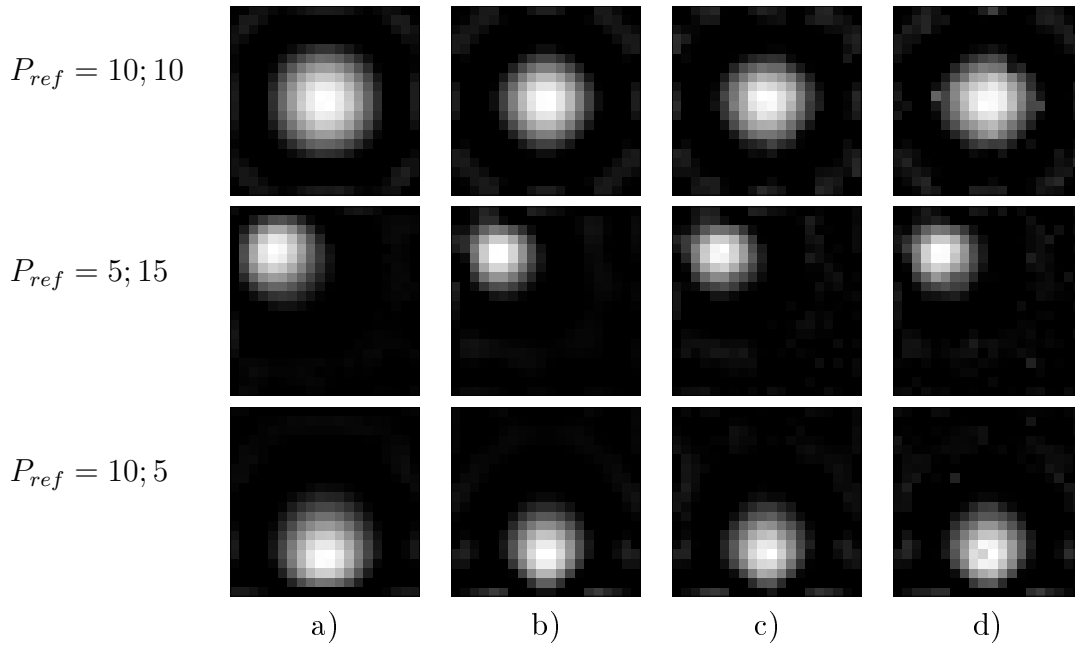


Abbildung 4.6: Rekonstruktionsbilder der Studie zum Einfluss der Schirmelektrodenbreite für ein kreisförmiges Referenzobjekt mit $r = 10 \text{ mm}$, Anordnung ohne Schirmelektroden (a), mit den Breiten 2 mm (b), 3 mm (c), 4 mm (d).

Eine gleichmäßige Verringerung der Breiten aller Schirmelektroden auf Basis des Ausgangsmodells soll Erkenntnisse über deren Einfluss bei konstanter Anordnung und Breite der Messelektroden mit 18 mm geben. In Abbildung 4.5 sind die Korrelationskoeffizienten und in Abbildung 4.6 die Rekonstruktionsbilder mit einem Objekt an unterschiedlichen Referenzpositionen für verschiedene Schirmelektrodenbreiten und ohne Schirmelektroden zwischen den Messelektroden eingetragen. Anhand der Korrelationskoeffizienten lässt sich für die Objekte mit den Positionen $P_{ref} = 5; 15$ und $P_{ref} = 10; 5$ eine geringfügige Abnahme der Korrelation für Breiten größer und kleiner von 3 mm erkennen. Für die Objektposition $P_{ref} = 10; 10$ im Zentrum des Detektionsbereichs zeigt sich für die gleiche Breite dagegen ein Extremwert. Die Rekonstruktionsbilder zeigen die Ursachen dieses Trends. Demnach lässt sich bei Verwendung von Schirmelektroden zwar eher die Form der Referenzobjekte ableiten, aber es zeichnen sich auch mit zunehmender Breite mehr Pixelfehler entlang der Objektkanten und an den Grenzen des Detektionsgebiets

im Bereich zwischen den Messelektroden ab. Ohne Schirmelektroden werden die Objekte etwas größer als deren tatsächliche Querschnittsfläche rekonstruiert, aber dafür lassen sich weniger Pixelfehler feststellen. Die Konturen der rekonstruierten Objekte wirken in allen untersuchten Fällen leicht verschliffen, insbesondere aber bei Objekten nahe der Isolationsschicht. Zudem werden bei einigen Pixeln in den Ecken des Detektionsgebietes fälschlicherweise geringe Grauwerte rekonstruiert. Aufgrund der beschriebenen verhältnismäßig geringen Qualitätseinbußen kann man für den Entwurf der Sensoranordnung also auf die Schirmelektroden verzichten und damit den Aufbau des ECT-Sensors gegenüber der Ausgangsanordnung vereinfachen. Die nachfolgenden Studien werden daher ohne die Schutzlektroden ausgeführt.

Einfluss der Messelektroden

Die Pixelfehler, die in der voran gegangenen Studie in den Ecken des Detektionsgebietes aufgetreten sind, lassen sich durch die Variation des Abstandes der Messelektroden zu den Ecken der Isolationsschicht beeinflussen. Die besten Ergebnisse werden für Abstand von 3 mm erzielt, welcher für die weiteren Studien konstant gehalten wird.

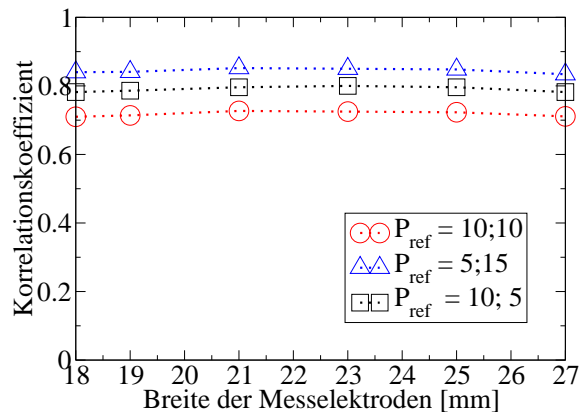


Abbildung 4.7: Korrelationskoeffizienten zwischen Rekonstruktionsbild und Referenzbild auf Basis von numerisch berechneten Teilkapazitäten für kreisförmiges Referenzobjekt mit $r = 10\text{ mm}$ an ausgewählten Positionen, Studien zum Einfluss der Messelektrodenbreite.

In Abbildung 4.7 sind die Korrelationskoeffizienten über der Messelektrodenbreite bei stets gleichmäßiger Anordnung der Elektroden exemplarisch für ein kreisförmiges Referenzobjekt an ausgewählten Positionen aufgetragen. Für Messelektrodenbreiten von 21 mm bis 25 mm ändert sich der Korrelationsfehler nur geringfügig um etwa 2% . Wählt man die Elektroden breiter oder schmäler, führt dies zu einer geringen Verschlechterung der Bildqualität. Man sollte sich in diesem Fall für die größere Breite mit 25 mm entscheiden, um große Signalpegeländerungen an den Messelektroden zu erreichen, die Eindringtiefe des Messfeldes zu erhöhen, und infolge dessen das Signal-Rausch-Verhältnis zu steigern.

Einfluss der Isolationsschicht

Für die Wandstärke der Isolationsschicht ist ein Kompromiss zwischen der dielektrischen Beeinflussung und der mechanischen Stabilität zu finden. Eine Verringerung der Isolationsschichtdicke bringt grundsätzlich eine Verbesserung der Bildqualität, soweit der Detektionsbereich gleich groß und gleichermaßen unterteilt bleibt. Um auch die mechanische Stabilität der Anordnung gewährleisten zu können, wird die erforderliche Wandstärke mit 5 mm festgelegt und keine weiteren Untersuchungen zur Reduzierung der Materialstärke vorgenommen. Bekanntermaßen ist die Ablenkung der Feldlinien beim Übergang von der Isolationsschicht in ein anderes Medium umso stärker, je mehr sich die relative Permittivität eines Dielektrikum von der des angrenzenden Materials unterscheidet. Aus diesem Grund wird eine Studie durchgeführt, bei der die Bildqualität über der relativen Permittivität der Isolationsschicht für verschiedene Referenzanordnungen untersucht wird. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.8 in Form der resultierenden Korrelationskoeffizienten dargestellt.

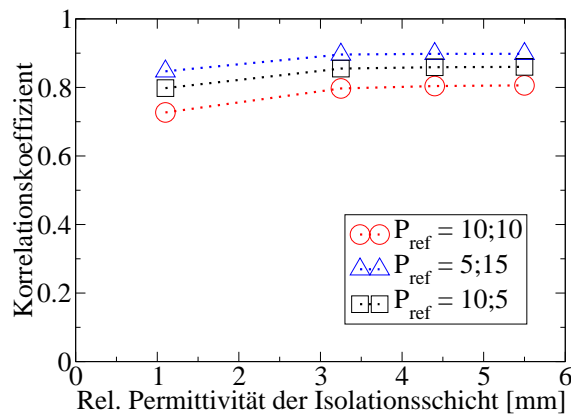


Abbildung 4.8: Korrelationskoeffizienten zwischen Rekonstruktionsbild und Referenzbild auf Basis von numerisch berechneten Teilkapazitäten für kreisförmiges Referenzobjekt mit $r = 10\text{ mm}$ an ausgewählten Positionen, Studien zum Einfluss der relativen Permittivität der Isolationsschicht, $\varepsilon_r = 1,1; 3,25; 4,4; 5,5$.

Wählt man die Isolationsschicht mit der Permittivität $\varepsilon_r = 1,1$ erreicht man die höchste Bildqualität mit den geringsten Pixelfehlern. Zu dieser Erkenntnis gelangt man in dem Fall aber durch den Vergleich der Korrelationskoeffizienten nicht. Wie auch im vorangegangenen Abschnitt ist die visuelle Bewertung der Bilder hier vorteilhafter. Die größten und nahezu gleichen Korrelationskoeffizienten ergeben sich ab $\varepsilon_r \geq 3,25$. Dennoch lassen sich mit weiterer Erhöhung der relativen Permittivität zunehmend Pixelfehler an den Rändern des Detektionsgebietes feststellen. So lässt sich für die Detektierung von Objekten in Luft und die Berechnung derer Positionen der Zusammenhang ableiten, dass mit einer Reduzierung der relativen Permittivität der Isolationsschicht eine Verbesserung der Bildqualität erreichbar ist.

Einfluss des Schirmgehäuses

In Abbildung 4.9 ist der Einfluss des Abstandes zwischen den Messelektroden und dem Schirm SG auf Anregungspotential für ausgewählte Referenzpositionen dargestellt. Geht man von geschirmten Messkabeln zwischen der Elektronik und den Messelektroden aus, deren Schirm auf Anregungspotential liegt, muss man im 2D-Modell auch die zu $C_{e,j}$ parallelen Kabelkapazitäten mit $C_k = 56 \text{ pF}$ an jedem Messkanal berücksichtigen. Je größer diese angenommen werden, desto weniger haben die Änderungen der Kapazitäten $C_{e,j}$ zwischen den Messelektroden und Anregungselektroden einen ungewollten Einfluss auf die Messwerte.

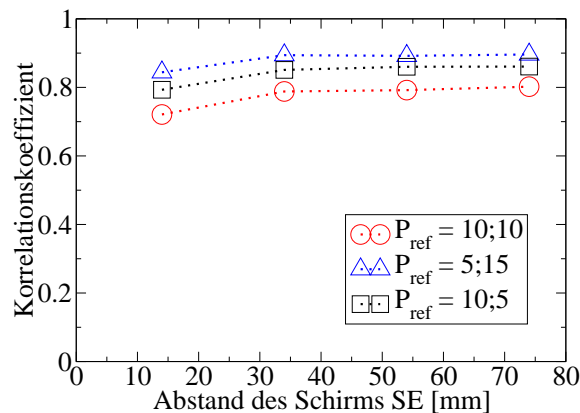


Abbildung 4.9: Korrelationskoeffizienten zwischen Rekonstruktionsbild und Referenzbild auf Basis von numerisch berechneten Teilkapazitäten für kreisförmiges Referenzobjekt mit $r = 10 \text{ mm}$ an ausgewählten Positionen, Studien zum Einfluss des Abstandes zwischen dem Schirm und den Messelektroden, Abstände: 14 mm ; 34 mm ; 54 mm ; 74 mm .

Mit kompakteren Sensoranordnungen können die Kabelkapazitäten verringert und damit z.B. die Messempfindlichkeit gesteigert werden, aber auch die Empfindlichkeit gegenüber Temperaturänderungen kann verkleinert werden. Je mehr allerdings die Kabelkapazität reduziert wird, desto mehr ergibt sich mit kleiner werdenden Abständen zwischen den Messelektroden und dem Schirm eine Erhöhung der Feldstärke in diesem Bereich. Je nach Lage der Messelektrode und mit kleiner werdendem Abstand zum Schirm resultieren damit unterschiedliche Kapazitäten $C_{e,j}$ für jede Messstelle, die letztlich eine Verringerung der Bildqualität nach sich ziehen können. Ein zu geringer Abstand zeigt sich in Pixelfehlern entlang der Isolationsschicht oder im Bereich der Objektkanten. Allerdings wird auch die Schirmwirkung gegenüber äußeren Störfeldern mit größer werdendem Abstand verringert. Entsprechend dem Übertragungsverhalten der Messung nach dem Dreielektrodenprinzip sollte auch beachtet werden, dass für alle Messstellen eine Zunahme von $C_{e,j}$ durch einen geringen Abstand des Schirmgehäuses bewirkt wird. Diese führt wiederum zu einer Abnahme der Messempfindlichkeit. Allgemein wurde ein von Mindestabstand von 5 mm für eine ausreichende Messempfindlichkeit ermittelt. Ein guter Kompromiss zwischen der Abschirmwirkung, der Messempfindlichkeit und der Bildqualität wird durch einen Abstand bei 54 mm erreicht.

Axiale Elektroden

In diesem Abschnitt werden die Besonderheiten der axialen Elektrodenanordnung und dessen Konfiguration erläutert. Die Elektrodengeometrien in Abbildung 4.10 sind in beiden Fällen identisch und entsprechen dem Entwurf des Sensors in axialer Schnittdarstellung für zwei gegenüberliegende Messkanäle. Die Anordnung der Elektroden ist wie bei der Ausgangsanordnung derart, dass die Querschnittsgeometrie für die Messelektroden und die axialen Schirmelektroden an allen Messkanälen identisch sind und deren Längen jeweils 80 mm betragen. Das Detektionsgebiet wird mit einer axialen Länge von 250 mm festgelegt. Der Abstand zwischen diesen Elektroden wurde jeweils mit 4 mm gewählt. Als geeignetes Mittel für eine ungestörte Feldausbreitung wurden in der Literatur aktive axiale Schutzelektroden verwendet. Da beim Dreielektroden-Messprinzip keine Schutzelektroden vorgesehen sind, werden die axialen Elektroden (AS) im weiteren Verlauf jeweils zusammen mit den Messelektroden (E_j) zwischen Massepotential (GND) und Anregungspotential (ANR) umgeschaltet. Der numerisch berechnete Äquipotentiallinienplot in Abbildung 4.10a zeigt, dass sich im gesamten Detektionsbereich eine annähernd homogene Feldausbreitung ergibt, wenn alle Elektroden des Sendekanals auf Masse geschaltet sind und sich die axialen Elektroden aller Messkanäle auf Anregungspotential befinden. Anhand der Verteilung der Äquipotentiallinien in Abbildung 4.10b lässt sich erkennen, dass sich das elektrische Feld nicht optimal gleichmäßig in radialer Richtung zwischen der Messelektrode (E_j) und der Sendeelektrode (E_i) ausbreitet. Alle axialen Elektroden sind hierbei konstant als Anregungselektroden (ANR) definiert, während dessen sich die Sendeelektrode auf Massepotential befindet. Insbesondere an den Ränder der Masselektrode kommt es zu einer starken Feldlinienverformung in axialer Richtung. Eine zweidimensionale numerische Berechnung der Teilkapazitäten liefert bei dieser Konfiguration vermutlich unbefriedigende Ergebnisse.

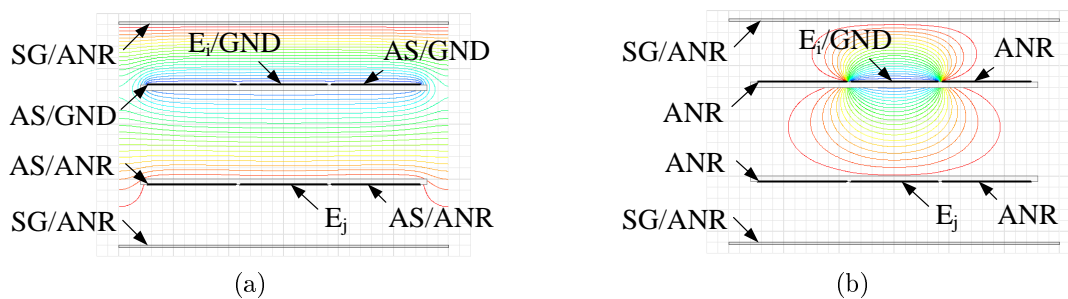


Abbildung 4.10: Äquipotentiallinienplots im Detektionsbereich ohne Objekte auf Basis des Modells der axialen Elektrodenanordnung in Schnittdarstellung mittig durch das Detektionsgebiet, Messelektrode (E_j), Sendeelektrode (E_i), umschaltbare axiale Elektroden (AS), Schirm (SG), Masse (GND), Anregungspotential (ANR), mit umschaltbaren axialen Elektroden (a), mit axialen Anregungselektroden (b).

4.4.2 Entwurfsrichtlinien und Konstruktionsparameter

Aus den Ergebnissen der Parameterstudien ergeben sich Entwurfsrichtlinien für eine Sensorkonfiguration, die wie folgt zusammen gefasst werden können [52].

- Quadratischer Querschnitt der Sensoranordnung
- Keine Schirmelektroden zwischen den Messelektroden
- Gleichmäßige Anordnung der Messelektroden außen auf der Isolationsschicht
- Messelektrodenlänge entsprechend der Breite des Detektionsgebiets
- Permittivität der Isolationsschicht möglichst klein
- Materialdicke der Isolationsschicht unter Beachtung der mechanischen Stabilität möglichst gering
- Schirmgehäuse auf Anregungspotential
- Zu geringer Abstand zwischen Schirmgehäuse und Messelektroden verringert Messempfindlichkeit
- Zu großer Abstand zwischen Schirmgehäuse und Messelektroden verringert Abschirmwirkung gegenüber der Umgebung
- Identische axiale Elektrodenanordnung an allen Messkanälen
- Geometrie von Messelektroden und axialen Elektroden identisch

Aus den genannten Entwurfsrichtlinien sind schließlich konkrete Konstruktionsparameter für die optimierte ECT-Sensoranordnung nach dem Dreielektrodenprinzip ableitbar.

- Breite des Detektionsgebietes mit 80 mm
- Messelektrodenbreite mit 25 mm
- Materialdicke der Isolationsschicht mit 5 mm
- Abstand der äußeren Messelektroden zur Ecke der Isolationsschicht mit 3 mm
- Abstand zwischen Schirmgehäuse und Messelektroden mit 54 mm
- Messkanäle bestehend aus Messelektrode und 2 axialen Elektroden
- Abstand zwischen axialen Elektroden und Messelektroden mit 4 mm

die Übereinstimmung der Ergebnisse von Simulation und Experiment. Für die Verifizierung der Simulationsergebnisse werden für jede Geometrieordnung 66 normierte Kapazitätsverhältnisse aus den simulierten Teilkapazitäten berechnet, die später mit den normierten Messspannungen verglichen werden. Ohne Objekte im Detektionsgebiet ergeben sich zwischen den Elektrodenpaaren verschiedene Messkapazitäten $C_{i,j}$ von etwa 100 fF/m bis 20 pF/m . Dies entspricht einem Verhältnis von ungefähr 1:200 zwischen dem größten und kleinsten Wert. Bringt man ein Objekt mit den Eigenschaften $r = 10 \text{ mm}$ und $\varepsilon_r = 3,25$ an die Position $P_{ref}(x', y') = 10, 10$, dann ändern sich die Werte im Bereich von $1,3 \text{ fF/m}$ bis 76 fF/m was einem Verhältnis von 1:58 entspricht. Alle aus den Teilkapazitätsänderungen resultierenden normierten Kapazitätsverhältnisse sind prozentual in Abbildung 4.12 dargestellt, wobei die Messstellennummern nach der Tabelle B.1 den jeweiligen Kanalindizes des Elektrodenpaares zugeordnet sind.

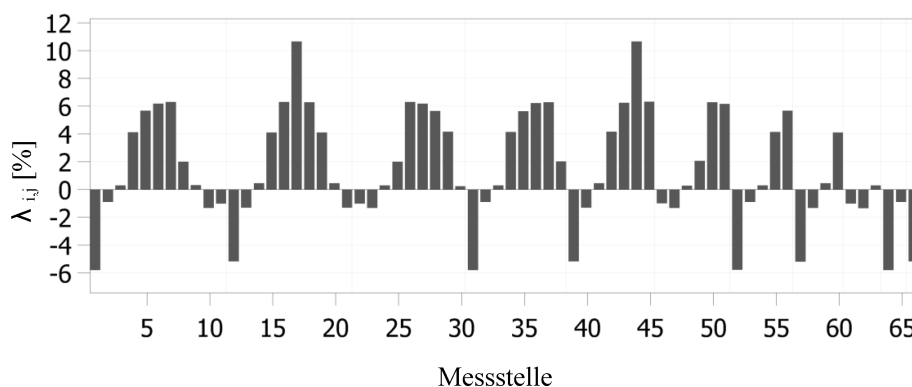


Abbildung 4.12: Normierte Kapazitätsverhältnisse eines Messvektors, numerisch berechnet für einen mittig und axial in der optimierten Sensoranordnung befindlichen, kreisförmigen Stab mit $r = 10 \text{ mm}$ und $\varepsilon_r = 3,25$ gegenüber der Anordnung ohne Objekte, Messstellennummern nach Tabelle B.1.

Die Kapazitätsverhältnisse für die Minimum-Permittivitätsverteilung und Maximum-Permittivitätsverteilung, sowie die Werte für alle Pixelpositionen, bilden die Grundlage für den im folgenden Abschnitt beschriebenen Rekonstruktionsalgorithmus.

4.5 Rekonstruktionsalgorithmus und Bildauswertung

Das lineare Vorwärtsproblem ist ein System linearer Gleichungen, welches eine bestimmte Anzahl nichtlinearer Projektionen einer diskretisierten Feldverteilung auf einen Satz von Messwerten beschreibt. Der Zusammenhang zwischen beiden Größen wird über eine Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S} approximiert. Soll aus einem Satz gemessener Werte auf eine unbekannte Feldverteilung geschlossen werden, so kann dies nur indirekt geschehen. Der Grund hierfür liegt darin, dass bei der ECT die Anzahl der Pixel normalerweise größer ist als die Anzahl der Messwerte und damit die Matrix \mathbf{S} nicht quadratisch ist. Eine für die direkte Rückwärtsrechnung und nach Umstellung des Gleichungssystems notwendige

inverse Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{S}^{-1} kann daher nicht existieren.

Daher wird eine Matrix \mathbf{S}_0^* als initiale Approximation von \mathbf{S}^{-1} angenommen, womit sich zwangsläufig Näherungsfehler ergeben, die in einer Residuen-Matrix \mathbf{R} nach

$$\mathbf{R} = \mathbf{I} - \mathbf{S}_0^* \mathbf{S} \quad (4.3)$$

definiert werden können. Nach der Umstellung ergibt sich für die inverse Empfindlichkeitsmatrix der Zusammenhang:

$$\mathbf{S}^{-1} = (\mathbf{I} - \mathbf{R})^{-1} \mathbf{S}_0^*. \quad (4.4)$$

Das Prinzip iterativer tomographischer Rekonstruktionsalgorithmen beruht auf Reihenentwicklungsverfahren mit dem Ziel der schrittweisen Minimierung der Residuen, was zu einer Verbesserung der Approximation der inversen Empfindlichkeitsmatrix führt. Die k -te Approximation von \mathbf{S}^{-1} ergibt sich dabei gemäß [169]:

$$\mathbf{S}_k^* = (\mathbf{I} + \mathbf{R}) + \dots + \mathbf{R}^{k-1} \mathbf{S}_0^*. \quad (4.5)$$

Nach Umformulierung des Reihenansatzes (4.5) und Einsetzen in die Definitionsgleichung (4.3) resultiert wiederum

$$\mathbf{R}^k \mathbf{S}_0^* = \mathbf{S}^* (\mathbf{I} - \mathbf{S} \mathbf{S}_k^*). \quad (4.6)$$

Das inverse Problem lässt sich unter Verwendung der eingeführten Matrix \mathbf{S}^* für die $(k+1)$ -te Approximation dann wie folgt beschreiben:

$$\mathbf{g}_{k+1} = \mathbf{S}_{k+1}^* \mathbf{c}. \quad (4.7)$$

Für die iterative Berechnung des Intensitätsvektors \mathbf{g} , respektive die Berechnung unter Erweiterung von (4.7) mit dem Reihenentwicklungsansatz (4.5), ergibt sich

$$\mathbf{g}_{k+1} = \mathbf{g}_k + \mathbf{R}^k \mathbf{S}_0^* \mathbf{c}. \quad (4.8)$$

Schließlich lässt sich diese Gleichung mittels (4.6) so umformulieren, dass der nachfolgende Ausdruck als Ansatz zur iterativen Verbesserung der Bildqualität geeignet ist [191].

$$\mathbf{g}_{k+1} = \mathbf{g}_k + \mathbf{S}_0^* (\mathbf{c} - \mathbf{S} \mathbf{g}_k) \quad (4.9)$$

Das Produkt $\mathbf{S} \mathbf{g}_k$ stellt die lineare Vorwärtsprojektion auf Basis des aktuell berechneten Bildes der k -ten Iteration. Durch den Residuenvektor \mathbf{e}_k^C werden die berechneten Kapazitätswerte in jedem Iterationsschritt von den gemessenen Kapazitäten subtrahiert:

$$\mathbf{e}_k^C = \mathbf{c} - \mathbf{S} \mathbf{g}_k. \quad (4.10)$$

Während des Iterationsprozesses wird die Norm dieses kapazitiven Residuenvektors bzw. der Residuen-Matrix \mathbf{R} tendenziell kleiner. Sie wird sich aber aufgrund von Messfehlern und der linearen Approximation von Vorwärtsprojektion und Rückprojektion nur an einen Wert größer als Null annähern [191]. Durch die Multiplikation des Residuenvektors \mathbf{e}_k^C mit der Matrix \mathbf{S}_0^* gelangt man zu einem Intensitätsvektor mit Korrekturwerten, ähnlich einem Fehlerbild, mit dem das berechnete Bild \mathbf{g}_k der k-ten Iteration nach folgendem korrigiert wird:

$$\mathbf{g}_{k+1} = \mathbf{g}_k + \mathbf{S}_0^* \mathbf{e}_k^C. \quad (4.11)$$

Die lineare Vorwärtsprojektion könnte natürlich auch durch die numerische Feldberechnung ersetzt werden, was ohne Zweifel zu einer höheren Genauigkeit aber auch zu einem größeren Rechenaufwand führt. Für Echtzeitanwendungen sind nach derzeitigem Technikstand immer noch die Vorwärtsprojektion oder die direkte Implementierung eines stark vereinfachten FEM-Ansatzes vorteilhaft [146].

Nach welcher Anzahl an Iterationen die Reihenentwicklung abgebrochen wird, kann durch ein geeignetes Konvergenzkriterium festgelegt werden [95]. Ist die Kondition bzw. der betragsmäßig größte Eigenwert von \mathbf{R} kleiner als Eins, so stellt \mathbf{S}^* jedenfalls eine hinreichende Approximation dar. Diese Bedingung lässt sich auch in der euklidischen Schreibweise durch $\|\mathbf{R}\|_2 < 1$ ausdrücken. Durch die Anwendung der Gleichung erhält man folglich

$$\|\mathbf{I} - \mathbf{S}^* \mathbf{S}\|_2 < 1. \quad (4.12)$$

Dessen weitere Vereinfachung führt letztlich zu

$$\|\mathbf{S}^* \mathbf{S}\|_2 < 2 \quad (4.13)$$

und stellt ein geeignetes Kriterium zur Konvergenz des Iterationsverfahrens dar [191].

4.5.1 Der OIOR-Algorithmus

Das Landweber-Verfahren mit den angeführten Erweiterungen zur Verbesserung der Konvergenzstabilität hat im Vergleich zu modellbasierten Algorithmen den Vorteil ohne Vorkenntnisse über die Permittivitätsverteilung im Sensor (z.B. die Form und Anzahl von Objekten) zu konvergieren. Eine unvermeidbare Beeinträchtigung aller iterativen Rekonstruktionsverfahren für die ECT ist allerdings, dass der Iterationsprozess nach der Messung erfolgt und sich respektive direkt auf die Rekonstruktionszeit auswirkt. Insbesondere bei klassischen Landweber-basierten Iterationsverfahren sind relativ viele Iterationen für die Konvergenz notwendig. Für eine Echtzeit-Rekonstruktion mit beispielsweise einigen 100 Pixeln und mehreren Bildern pro Sekunde sind daher sowohl eine ausreichende Rechenleistung bzw. ein schneller Speicherzugriff notwendig, weshalb nach dem heutigem Technikstand meist Computer für die Rekonstruktion eingesetzt werden. Um eine ausreichende Rekonstruktionsgeschwindigkeit auch bei beschränkter

Rechenleistung (z.B. bei Verwendung von DSPs) zu erreichen, bedarf es geeigneter Algorithmen bei denen der Rechenaufwand für die Rekonstruktion deutlich geringer ist, als bei den konventionellen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen.

Der OIOR-Algorithmus orientiert sich am Landweber-Verfahren und erreicht in Bezug auf die Bildqualität ähnliche gute Ergebnisse. Allerdings ist mit gleichen Rechenressourcen eine deutlich höhere Rekonstruktionsgeschwindigkeit erreichbar. Dieser Geschwindigkeitsvorteil wird durch einen zweistufigen Ansatz möglich.

Während der ersten Stufe vor der Messung, werden die rechenintensiven Iterationen zur Ermittlung einer Koeffizientenmatrix bzw. Systemmatrix als Approximation der inversen Empfindlichkeitsmatrix einmal ausgeführt. Die dafür benötigte Zeit fällt also nur bei der Eichung des Systems an. Während der Messung wird diese stets gleiche verbesserte Matrix für eine schnelle Rekonstruktion der Permittivitätsverteilung mittels der linearen Rückprojektionstechnik (LBP) benutzt [95].

Bei der Rekonstruktion geht man üblicherweise vom linearisierten inversen Projektionsansatz nach Gleichung 3.20 aus. Demnach dient die Transponierte \mathbf{S}^T der Empfindlichkeitsmatrix als initiale Näherung des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen dem Vektorraum der Kapazitätsverhältnisse und dem Vektorraum der Permittivitätsverteilung. Die Herleitung des Algorithmus zur Kalibrierung bzw. zur Verbesserung der Systemmatrix stammt vom Iterationsansatz des Landweber-Verfahrens nach Gleichung (3.26) [95], wobei anstelle von α_L in jedem Iterationsschritt die adaptive Schrittweite α_k zur Erhöhung der Konvergenzstabilität erneut berechnet wird.

Zunächst wird als Prämisse ein generischer Vektor $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N$ eingeführt, der iterativ durch

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{B}_k \mathbf{v} \quad (4.14)$$

mit ($k = 0, 1, \dots, z$) berechnet werden kann. Unter der zweiten Annahme $\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{D}_{k+1} \mathbf{v}$ folgt

$$\mathbf{D}_{k+1} = \mathbf{A}_k \mathbf{D}_k + \mathbf{B}_k, \quad (4.15)$$

wobei \mathbf{v} ein generischer Vektor $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^M$ ist und \mathbf{A}_k , \mathbf{B}_k und \mathbf{D}_k als generische Matrizen gemäß $\mathbf{A}_k \in \mathbb{R}^{N \times N}$, $\mathbf{B}_k \in \mathbb{R}^{N \times M}$ und $\mathbf{D}_k \in \mathbb{R}^{N \times M}$ definiert sind.

Wenn sich für den ersten Iterationsdurchlauf ($k = 1$) nach (4.14) mit $\mathbf{x}_0 = \mathbf{D}_0 \mathbf{v}$ folgende Ausdrücke

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_1 &= \mathbf{A}_0 \mathbf{D}_0 \mathbf{v} + \mathbf{B}_0 \mathbf{v} \\ &= (\mathbf{A}_0 \mathbf{D}_0 + \mathbf{B}_0) \mathbf{v} = \mathbf{D}_1 \mathbf{v} \end{aligned} \quad (4.16)$$

ergeben, dann gilt für eine beliebige Iteration

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{k+1} &= \mathbf{A}_k \mathbf{D}_k \mathbf{v} + \mathbf{B}_k \mathbf{v}, \\ &= (\mathbf{A}_k \mathbf{D}_k + \mathbf{B}_k) \mathbf{v} = \mathbf{D}_{k+1} \mathbf{v}. \end{aligned} \quad (4.17)$$

Ausgehend von den oben genannten Prämissen kann der Ansatz nach Landweber, durch das Einsetzen der Terme $\mathbf{A}_k = \mathbf{I} - \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{S}$, $\mathbf{B}_k = \alpha_k \mathbf{S}^T$ sowie $\mathbf{x}_k = \mathbf{g}_k$ und $\mathbf{v} = \mathbf{c}$ äquivalent zu Gleichung (4.17) beschrieben und umformuliert werden:

$$\begin{aligned} \mathbf{g}_{k+1} &= \mathbf{A}_k \mathbf{g}_k + \mathbf{B}_k \mathbf{c}_k, \\ &= (\mathbf{I} - \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{S}) \mathbf{g}_k + \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{c}, \\ &= \mathbf{g}_k - \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{S} \mathbf{g}_k + \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{c}. \end{aligned} \quad (4.18)$$

Der OIOR-Iterationsansatz resultiert durch das Einsetzen der Terme aus (4.18) in Gleichung (4.15) und beschreibt angelehnt an das Landweber-Verfahren die schrittweise angestrebte Verbesserung der Systemmatrix bzw. transponierten Empfindlichkeitsmatrix mit $D_0 = \mathbf{S}^T$ und durch den Ausdruck:

$$\begin{aligned} \mathbf{D}_{k+1} &= (\mathbf{I} - \alpha_k \mathbf{S}^T \mathbf{S}) \mathbf{D}_k + \alpha_k \mathbf{S}^T. \\ &(k = 0, 1, \dots, z) \end{aligned} \quad (4.19)$$

Dieser iterative Kalibrierprozess wird vor der eigentlichen Messung und Rekonstruktion der unbekanntenen Permittivitätsverteilung ausgeführt, weshalb dieser in der Literatur als „Offline“-Kalibrierung bezeichnet wird. Der notwendige Berechnungsaufwand wirkt sich folglich nicht auf die Rekonstruktionszeit aus. Diese Eigenschaft macht den OIOR-Algorithmus besonders für Echtzeitanwendungen interessant, insbesondere wenn die Leistungsressourcen des Systems bzw. der verwendeten Recheneinheit beschränkt sind.

Nach jedem Iterationsschritt kann der Intensitätsvektor \mathbf{g}_k durch lineare Rückprojektion mittels

$$\mathbf{g}_k = \mathbf{D}_k \mathbf{c} \quad (4.20)$$

berechnet werden, bzw. optional als Rekonstruktionsbild und dargestellt werden.

Wie im Abschnitt 3.1.3 beschrieben, ist der Kapazitätsvektor \mathbf{c} auch durch den Messvektor $\boldsymbol{\lambda}$ mit den normierten Kapazitätsverhältnissen oder normierten Messwerten ersetzbar, wodurch sich folgender Ausdruck ableiten lässt:

$$\mathbf{g}_k = \mathbf{D}_k \boldsymbol{\lambda}. \quad (4.21)$$

Bei vielen iterativen Rekonstruktionsverfahren ist die Schrittweite α maßgeblich für die Konvergenz und Konvergenzgeschwindigkeit. Speziell bei den Landweber-basierten Verfahren kann unter Umständen eine zu hohe Iterationsanzahl zu einer deutlichen Verringerung der Bildqualität führen, obwohl sich die Werte im Kalibrierfehlervektor \mathbf{e}_k verkleinern [94]. Durch die Berechnung einer optimalen Schrittweite in jedem Iterationsschritt kann dieses Problem minimiert werden.

Im Gegensatz zu den konventiellen iterativen Methoden erlaubt der OIOR-Algorithmus vorteilhafterweise eine relativ aufwendige Berechnung der Schrittweite nach

$$\alpha_k = \frac{\|\mathbf{S}^T \mathbf{e}_k\|_2^2}{\|\mathbf{S} \mathbf{S}^T \mathbf{e}_k\|_2^2} \quad (4.22)$$

in jedem Iterationsschritt. Dazu wird in jeder Schleife ein Kalibrierfehlervektor \mathbf{e}_k nach

$$\mathbf{e}_k = \boldsymbol{\lambda}^* - \mathbf{S}\mathbf{D}_k\boldsymbol{\lambda}^* \quad (4.23)$$

zwischen einem Kalibriervektor $\boldsymbol{\lambda}^*$ und einem berechneten Vektor nach Ausdruck $\mathbf{S}\mathbf{D}_k\boldsymbol{\lambda}^*$ ermittelt. Eine besondere Eigenschaft der iterativen „Offline“-Kalibrierung ist, dass der Kalibriervektor lediglich die Schrittweite beeinflusst. Dies bedeutet, wenn der iterative Algorithmus eine Serie von konvergierenden \mathbf{D}_k erzeugt, dann resultiert unabhängig von $\boldsymbol{\lambda}^*$ nach einer entsprechend notwendigen Anzahl an Iterationsschritten K bzw. nach Konvergenz des Verfahrens immer die gleiche kalibrierte Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{D}_K [95]. Für die Rekonstruktionen werden alle Elemente des Kalibriervektors mit $\lambda_{i,j}^* = 1$ angenommen.

Die eigentliche „Online“-Rekonstruktion basiert auf dem Ansatz der LBP:

$$\mathbf{g}_K = \mathbf{D}_K\boldsymbol{\lambda}. \quad (4.24)$$

$$(0 \leq k \leq K)$$

Jedoch wird anstelle von \mathbf{S}^T die verbesserte Empfindlichkeitsmatrix \mathbf{D}_K nach K Iterationsschritten benutzt, um die Intensitätsverteilung bzw. das Rekonstruktionsbild zu berechnen.

Man erreicht mit dem OIOR-Algorithmus also die gleiche Rekonstruktionsgeschwindigkeit wie mit der linearen Rückprojektionstechnik, erzielt aber dabei eine ähnlich gute Rekonstruktionsqualität wie mit dem Landweber-Verfahren.

4.5.2 Positionsberechnung mit Referenzobjekten

Der in diesem Abschnitt beschriebene Algorithmus zur Positionsberechnung von Referenzobjekten mit zuvor bekannter Form unterscheidet sich maßgeblich von den Verfahren zur Formerkennung von Objekten. Bei diesen steht die Charakterisierung der Form im Vordergrund, wobei die Position der Objekte eher unbekannt ist.

Um die Berechnung der Position von Objekten im Detektionsgebiet auf Basis der Rekonstruktionsbilder möglichst schnell und genau ausführen zu können, wird der in Abbildung 4.13 schematisch dargestellte Lokalisierungsalgorithmus entwickelt [46]. Der grundsätzliche Ansatz des Algorithmus rührt aus der Korrelation als Werkzeug zur Analyse der Unterschiede zwischen zwei Bildern einer Sequenz bzw. eines Bewegungsablaufes [73]. Er besteht im Wesentlichen aus der Berechnung des geometrischen Schwerpunktes von zuvor bekannten Referenzobjekten als zweidimensionale Koordinate $P_{ref}(x', y')$ im rekonstruierten Schnittbild. Beispielsweise liefert der Algorithmus für einen kreisförmigen Stab mit einem definierten Durchmesser als Referenzobjekt die Koordinate für dessen Mittelpunkt. Insbesondere für rekonstruierte Bilder mit hoher Auflösung und mit mehreren Referenzobjekten wird ein mehrstufiger Ansatz verfolgt, um Berechnungszeit einzusparen.

Grundsätzlich werden für zwei unterschiedliche Auflösungen und alle definierten Pixelindizes n Referenzbilder (entsprechend der Auflösung des Rekonstruktionsbildes $\check{\mathbf{G}}_n^r$, mit reduzierter Auflösung $\check{\mathbf{G}}_n^r$) erzeugt und diese mit dem rekonstruierten Bild bzw. dem Bild in reduzierter Auflösung verglichen, um die Position des Stabes zu ermitteln. Die Objekte in den Referenzbildern haben dabei den Intensitätswert 1, alle anderen Bildbereiche werden mit dem Wert 0 definiert.

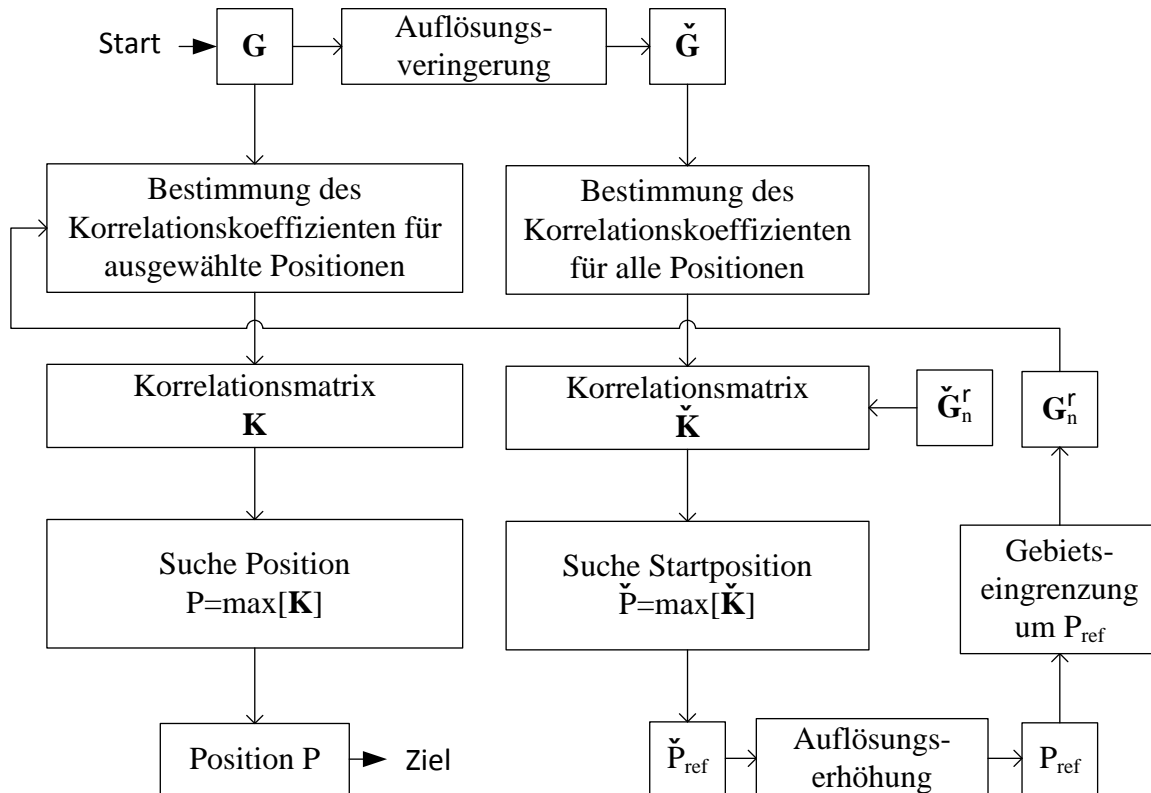


Abbildung 4.13: Schematische Darstellung des Lokalisierungsalgorithmus zur Berechnung des Mittelpunktes eines Referenzobjektes.

Am Beispiel der quadratischen Rekonstruktionsbilder mit 20×20 Pixeln lässt sich der Algorithmus wie folgt beschreiben. Das zur Intensitätsmatrix \mathbf{G} zugehörige Rekonstruktionsbild in Abbildung (4.14a) wird zunächst auf 25% seiner Auflösung skaliert, womit sich eine Intensitätsmatrix $\check{\mathbf{G}}$ mit 10×10 Pixeln gemäß der Abbildung (4.14b) ergibt. Durch den Vergleich dieser Intensitätsmatrix mit den Intensitätsmatrizen der Referenzbilder in reduzierter Auflösung $\check{\mathbf{G}}_n^r$ gelangt man zur Korrelationsmatrix $\check{\mathbf{K}}$ in reduzierter Auflösung. Durch die Suche nach dem größten Pearson'schen Korrelationskoeffizienten in dieser Matrix ergibt sich der Referenzmittelpunkt \check{P}_{ref} , durch den sich nach der Auflösungserhöhung der Referenzmittelpunkt P_{ref} und damit das Gebiet mit den höchsten Wahrscheinlichkeiten für den geometrischen Objektschwerpunkt (4.14c) ergibt. Für die Berechnung des tatsächlichen Objektmittelpunktes P wird anschließend nur in diesem

eingegrenzten Gebiet gesucht. Im Detail bedeutet dies, dass nur diejenigen Referenzmatrizen \mathbf{G}_n^r zur Bestimmung der Korrelationskoeffizienten heran gezogen werden, für die sich die Objektpositionen im begrenzten Gebiet um den Referenzmittelpunkt P_{ref} befinden. Im letzten Schritt wird in diesem relevanten Wahrscheinlichkeitsbereich (4.14d) der Pixel mit dem höchsten Korrelationskoeffizienten durch Vergleich mit den entsprechenden Referenzbildern mit 20×20 Pixeln gesucht. Die Berechnung erfolgt nach dem gleichen Suchverfahren, dass auch für die reduzierte Auflösung beschrieben ist. Wird ein zweites Objekt gesucht, werden die zuvor eingegrenzten Gebiete vor dem Start des Suchverfahrens ausgeschlossen.

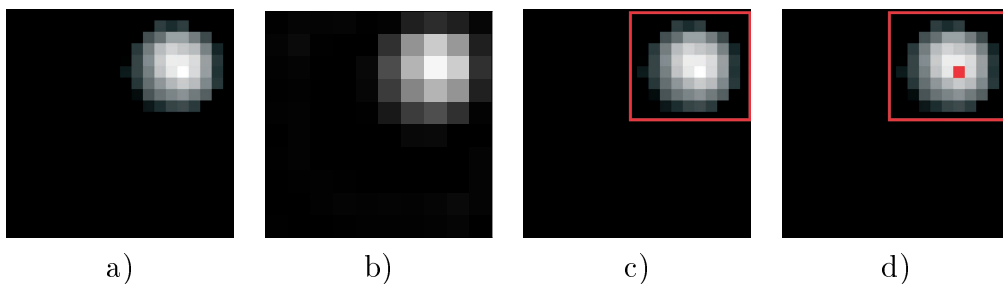


Abbildung 4.14: Schematische Darstellung der Teilschritte zur Lokalisierung eines Referenzobjektes [52].

Mit dem zuvor beschriebenen Lokalisierungsalgorithmus ist man in der Lage die pixelgenaue Position mehrerer Objekte im Detektionsgebiet zu ermitteln. Durch die begrenzte Auflösung der Referenzbilder besitzt das Referenzobjekt zunächst scharfe Kanten im Übergangsbereich zum anderen Medium. Eine formtreue Verschiebung des Referenzobjektes ist dabei nur pixelweise möglich. Um den Mittelpunkt der Referenzobjekte präziser, mit einer Genauigkeit in Pixelbruchteilen, berechnen zu können, wird der Ansatz der Subpixel-Antastung aufgegriffen und angepasst. Die Subpixel-Antastung bzw. das Subpixeling ist ein häufig eingesetztes Mittel in der industriellen Bildverarbeitung und dient allgemein der Erkennung von Kanten, genauer als es das Bildraster durch seine Auflösung ermöglicht [74]. Die Steigerung der Auflösung unterhalb der Pixelrastergröße wird durch Kombination verschiedener Vorverarbeitungs- und Auswerteverfahren erreicht. Subpixel-Verfahren arbeiten im Allgemeinen zweistufig, wobei in der ersten Stufe die Kante pixelgenau detektiert wird und in der zweiten Stufe eine Feinanalyse erfolgt. Dazu wird nicht nur der Kantenort in die Betrachtungen einbezogen, sondern auch die Kantenform und Umgebung der Kante in definierten Richtungen und unterschiedlichen Entfernungen ausgewertet. Dabei sind verschiedene mathematische Ansätze möglich. Im Ergebnis kann der Kantenort innerhalb von Bruchteilen eines Pixels bestimmt werden. Ein Maß für die Feinheit der erreichbaren Subpixel-Auflösung ist der Interpolationsfaktor.

Der Ansatz zur subpixelgenauen Berechnung der Position eines Referenzobjektes besteht darin, zunächst ein Referenzbild $\hat{\mathbf{G}}^r$ in Subpixelauflösung gemäß dem Interpolationsfaktor bzw. Subpixelfaktor p' zu erzeugen. Die Koordinaten des Referenzobjektes werden ebenfalls in den Subpixelbereich mit den Koordinaten x'_h, y'_h skaliert. Über den Subpixelfaktor wird die maximal erreichbare Positionsgenauigkeit von $1/p'$ Pixel definiert. Die

höhere Auflösung ($x'_h \times y'_h$) ergibt sich aus der Multiplikation des Subpixelfaktors mit der ursprünglichen Auflösung des rekonstruierten Bildes nach $((p' \times x) \times (p' \times y))$. Ausgehend von den subpixelgenauen Bildmatrizen schließt sich die Rückrechnung auf die ursprüngliche Auflösung an. Dabei werden die binären Bildmatrizen mit den Intensitätswerten $g = 0; 1$ durch ein geeignetes Interpolationsverfahren in ein Referenzbild mit mehreren Intensitätsstufen umgewandelt. Folglich entstehen auch weichere Objektkanten, die z.B. die natürliche Kontur kreisförmiger Stäbe besser abbilden können.

4.6 Auswahl und Korrektur von Messwerten

4.6.1 Einfluss verschiedener Messstellengruppen

Aus den voran gegangenen Betrachtungen auf Basis numerischer Simulationsergebnisse geht hervor, dass sich stark unterschiedliche Grundkapazitäten zwischen benachbarten Elektroden und denen mit größerer Entfernung nachteilig auf die Mess- und Rekonstruktionsqualität auswirken können. Bei quadratischen ECT-Sensoranordnungen zeigen die direkt benachbarten Messelektroden insbesondere an den Ecken deutlich höhere Grundkapazitäten als alle anderen Elektrodenpaare.

Eine gezielte Auswahl bestimmter Messstellen, die für die Rekonstruktion nicht verwendet werden, könnte daher positive Auswirkungen auf die Rekonstruktionsqualität haben. Mit weniger Messstellen könnte darüber hinaus auch eine Steigerung der Messgeschwindigkeit erzielt werden. Andererseits hat man aber ohnehin schon deutlich weniger Messwerte als Pixel, weshalb die Auswirkungen einer Auswahl von bestimmten Messwerten auf die Bildqualität in nachfolgender Studie untersucht werden. Hierbei macht eine Differenzierung dreier Gruppen Sinn. Im Fall A werden alle 66 Messstellen berücksichtigt, jedoch im Fall B bleiben alle 12 Messstellen der direkt benachbarten Elektroden unberücksichtigt. Für Fall C bleiben die Messstellen der direkt benachbarten Elektroden an den Ecken unberücksichtigt, womit nur 4 Messstellen $M_{1,12}$, $M_{3,4}$, $M_{6,7}$ und $M_{9,10}$ entfallen.

Berücksichtigte Messstellen	$P_{ref} = 10; 10$	$P_{ref} = 5; 15$	$P_{ref} = 10; 5$
Fall A, 66 Messstellen	0,797	0,902	0,858
Fall B, 54 Messstellen	0,819	0,905	0,869
Fall C, 62 Messstellen	0,824	0,897	0,866

Tabelle 4.1: Korrelationskoeffizienten der Rekonstruktionsbilder mit einem Objekt ($\epsilon_r = 3,25$, $r = 10\text{ mm}$) an verschiedenen Referenzpositionen in Abhängigkeit der berücksichtigten Messstellen: alle 66 Messstellen (Fall A), ohne Messstellen der direkt benachbarten Elektroden (Fall B), ohne Messstellen der Elektrodenpaare an den Ecken des Detektionsgebietes (Fall C).

Die Ergebnisse der Studie sind in Tabelle 4.1 für drei verschiedene Referenzpositionen eines kreisförmigen Objektes gezeigt und anhand der Rekonstruktionsbilder in Abbildung 4.15 für eine Referenzposition beispielhaft dargestellt. Betrachtet man allein die berechneten Korrelationskoeffizienten, so ergeben sich für den Fall A die geringsten Überein-

stimmungen mit den Referenzanordnungen. Betrachtet man zusätzlich die Rekonstruktionsbilder, zeigt sich allerdings, dass in den Fällen B und C die Kreiskontur verloren geht. Insbesondere macht sich dies bei Objekten am Rand des Detektionsgebietes bemerkbar. Zudem kann man eine geringfügige Zunahme an Pixelfehlern gegenüber Fall A erkennen.

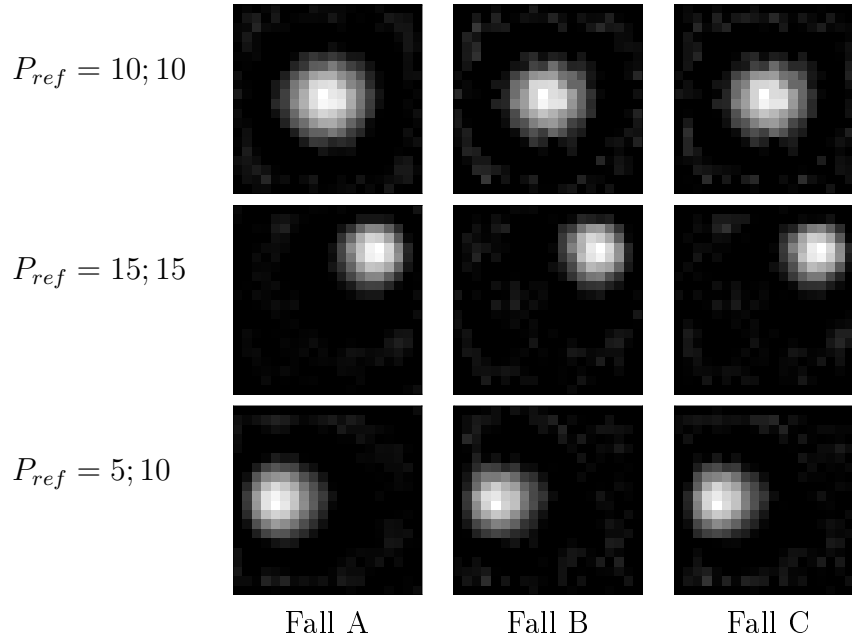


Abbildung 4.15: Rekonstruktionsbilder mit einem Objekt ($\varepsilon_r = 3, 25$, $r = 10 \text{ mm}$) an verschiedenen Positionen in Abhängigkeit der berücksichtigten Messstellen: alle 66 Messstellen (Fall A), ohne Messstellen der direkt benachbarten Elektroden (Fall B), ohne Messstellen der Elektrodenpaare an den Ecken des Detektionsgebietes (Fall C).

4.6.2 Messwertkorrektur

Ohne eine messstellenspezifische Korrektur der Messwerte wären die Messergebnisse in einigen Fällen unbrauchbar. Durch die Annahme eines vereinfachten linearen Zusammenhangs zwischen den Teilkapazitäten und den Messwerten gemäß der Übertragungsfunktion in (2.12) kann es zu Abweichungen zwischen den Messwerten $U_{i,j}$ und den Kapazitätsverhältnissen $R_{i,j}$ kommen. Diese Abweichungen folgen unter anderem aus den Zuleitungskabeln, den geometrischen Toleranzen am Sensor und besonders der Messelektronik. Dieser Umstand wäre weniger kritisch, wenn die Abweichungen an allen Messstellen gleich groß wären. Dann würden sich nämlich für alle Messstellen die gleichen relativen Abweichungen ergeben, die sich wiederum durch die Normierung nach Gleichung (4.1) heraus rechnen lassen.

Durch Symmetrieunterschiede im physikalischen Aufbau der Messanordnung und unterschiedliche elektrische Eigenschaften in den Messkanälen können allerdings signifikante Differenzen zwischen den Simulationsergebnissen und den Messergebnissen folgen. Eine

vollständige Simulation der Elektronik, einschließlich der Berücksichtigung des kanalspezifischen Übertragungsverhaltens, wäre sehr aufwendig. Da die Messelektronik unabhängig vom Arbeitspunkt stets den gleichen systematischen Fehler an allen Kanälen hervorruft, wird eine kanalspezifische Korrektur aller Messwerte auf Basis einer definierten Permittivitätsverteilung vorgeschlagen. Dazu wird der Korrekturfaktor

$$v_{i,j} = \frac{U_{i,j}^{min}}{R_{i,j}^{min}} \quad (4.25)$$

eingeführt. Dieser gibt für jede Messstelle die Relation zwischen dem berechneten Kapazitätsverhältnis $R_{i,j}^{min}$ und der gemessenen Spannung $U_{i,j}^{min}$ für die Minimal-Permittivitätsverteilung an. Die Korrektur aller Werte $U_{i,j}$ erfolgt dann für die Messung einer beliebigen Permittivitätsverteilung stets nach:

$$U_{i,j}^{korr} = v_{i,j} U_{i,j}. \quad (4.26)$$

Die Bestimmung der Korrekturfaktoren und die Korrektur der Spannungen als notwendige Voraussetzung für die Rekonstruktion der gemessenen Objektanordnungen sind auch im nachfolgend beschriebenen Auswerteprogramm implementiert. Damit werden bei den Messungen ausschließlich die korrigierten Spannungswerte $U_{i,j}^{korr}$ zur Normierung für den Messvektor $\lambda_{i,j}^{mess}$ entsprechend Gleichung (4.1) herangezogen.

Kapitel 5

Realisierung des ECT-Systems

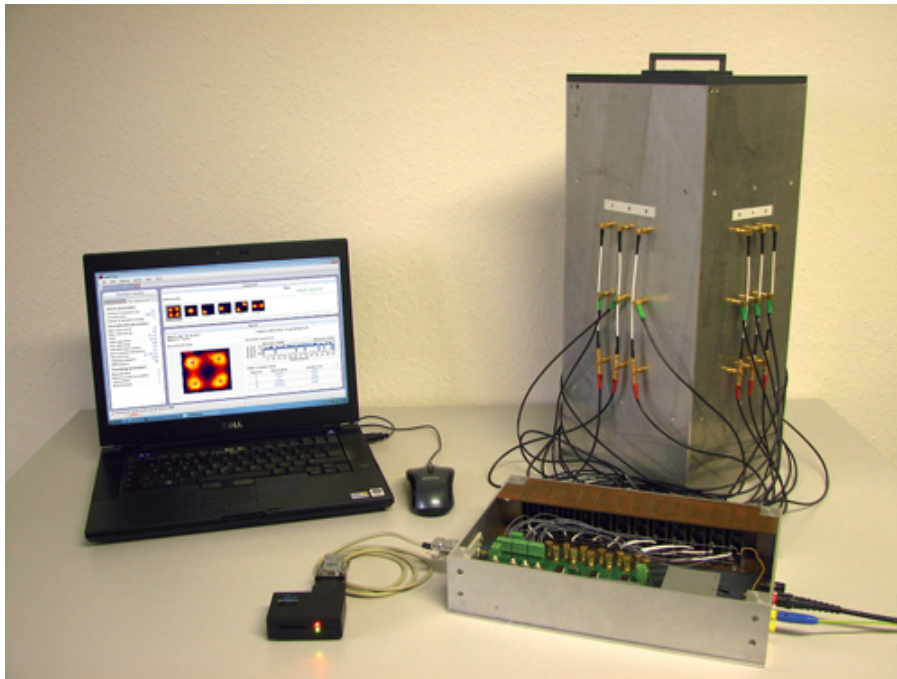


Abbildung 5.1: Experimentieranordnung des ECT-Systems bestehend aus Sensoranordnung, Messelektronik, Kommunikationsmodul sowie Computer mit Auswerteprogramm.

Die Abbildung 5.1 zeigt den experimentellen Aufbau des ECT-Systems bestehend aus Sensor, Messelektronik und Computer. Das Elektronikgehäuse besteht aus Aluminium und liegt auf Anregungspotential zur allseitigen Schirmung der elektronischen Komponenten. Sowohl das Anregungspotential als auch die Messsignale werden der Elektrodenanordnung über geschirmte Kabel zugeführt. Je zwei Messkabel gleicher Länge sind für jeden der 12 Kanäle der geschirmten Sensoranordnung vorgesehen. Jede Messelektrode und axiale Elektrode ist über ein Koaxialkabel mit der Elektronik verbunden. An einer Seitenwand des Messelektronikgehäuses befinden sich die Anschlüsse für die Spannungsversorgung und die Zuführung des Massepotentials. An der gegenüberliegenden Seiten-

Anschlüssen. Insgesamt wurden vier Hartschaumplatten an ihren Längskanten miteinander verbunden und spannen einen Raum von $80\text{ mm} \times 80\text{ mm} \times 260\text{ mm}$ auf. Der Detektionsbereich wurde in der Skizze idealisiert mit einer Höhe von etwa 80 mm dargestellt. Für jeden Messkanal sind zum Anschluss der Messleitungen drei SMB-Buchsen in das Schirmgehäuse integriert. Nicht dargestellt ist, dass die auf die Trägerplatten geklebten Kupferelektroden auf kürzestem Weg über geschirmte Koaxialkabel an den Buchsen in den Gehäuseplatten angeschlossen sind. Als Referenzobjekte können dielektrische Stäbe mit verschiedenen Konturen und Durchmessern verwendet werden. Die zwei Objekthalterungen verfügen über Gewindebohrungen, die der definierten Positionierung von bis zu neun Stäben über die gesamte Sensorlänge im Detektionsraum dienen [52].

5.2 Mess- und Umschaltelektronik

5.2.1 Hardware

Die angepasste und vergleichsweise kostengünstig realisierbare Messelektronik in Abbildung 5.3 besteht aus den elektronischen Grundkomponenten Steuerplatine, Bedieneinheit und Messmodulen sowie einem unabhängigen Signalgenerator-Modul.

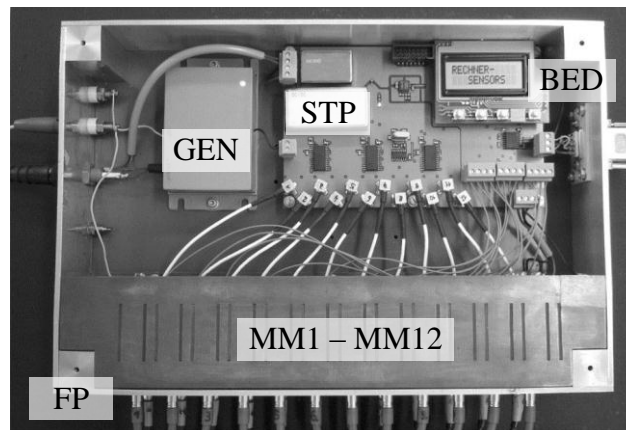


Abbildung 5.3: Messelektronik mit 12 geschirmten Messmodulen (MM1-MM12), Steuerplatine (STP), Signalgenerator (GEN), Bedieneinheit mit Display (BED), Frontplatte (FP), Gehäusedeckel nicht abgebildet, [52, 128].

Über die Bedieneinheit wird der selektive Zugriff auf einzelne Kanäle bzw. deren Messwerte, aber auch auf übergeordnete Messparameter ermöglicht. Außen an der Frontplatte befinden sich 24 SMB-Buchsen. Je zwei Buchsen sind dabei einem der 12 Sensorkanäle zugeordnet. Der erste SMB-Anschluss gilt der parallelen Beschaltung der axialen Elektroden, wobei das angeschlossene Kabel an der Sensoranordnung aufgeteilt wird. Der zweite Anschluss des Buchsenpaars dient jeweils der Beschaltung der aktiven Messelektroden. An der Innenseite der Frontplatte sind 12 identisch aufgebaute Messmodule befestigt und durch Schirmplatten voneinander getrennt [52]. Alle Kanäle können mittels einer Steuerung zwischen drei verschiedenen Modi (Senden, Schirmen,

Messen) umgeschaltet werden. Im Sendemodus werden sowohl die axialen Elektroden als auch die Messelektrode eines i -ten Kanals mit dem Massepotential beschaltet, während dessen sich alle anderen Kanäle im Schirmmodus oder Messmodus befinden. In diesen beiden Modi werden die Module derart eingestellt, dass die axialen Elektroden mit dem Anregungspotential beaufschlagt werden und das von den Messelektroden empfangene Signal parallel auf allen Modulen verstärkt und gleichgerichtet wird. Einer der Kanäle wird je nach gewählter Messstelle jeweils im Messmodus betrieben. Im Unterschied zu den anderen Kanälen, wird nur in diesem j -ten Messkanal die Messspannung $U(j)$ am entsprechenden Messmodul in einen digitalen Wert umgewandelt und weiterverarbeitet.

Die Abbildung 5.4 zeigt eine vereinfachte Darstellung der Hardwarestruktur der Experimentiereinrichtung. Der Signalgenerator ist bis zu einer bestimmten Lastkapazität C_l unabhängig von der kapazitiven Messung, insbesondere sind die Messkapazitäten nicht Bestandteil der Generatorschaltung. Die Parameter des Anregungssignals sind identisch zu den Angaben in Kapitel 2.6 gewählt. Jedem Messkanal CH ist ein Messmodul MM zugeordnet, welches über einen ASIC zur analogen Signalaufbereitung sowie ein Umschaltwerk mit zwei elektronisch steuerbaren Umschaltern verfügt. Ein zentraler Mikrocontroller steuert das Umschalten der kanalspezifischen Komponenten in den jeweils erforderlichen Modus. Dies betrifft sowohl die Messmodule als auch die mehrkanaligen Analog-Digital-Wandler (ADU). Jedem ADU sind vier Messkanäle zugeordnet. Die Analogspannungen $U(j)$ werden sequentiell in digitale Werte umgewandelt und anschließend vom Controller ausgelesen. Der Mikrocontroller schließlich ist über eine digitale Schnittstelle mit dem Computer verbunden.

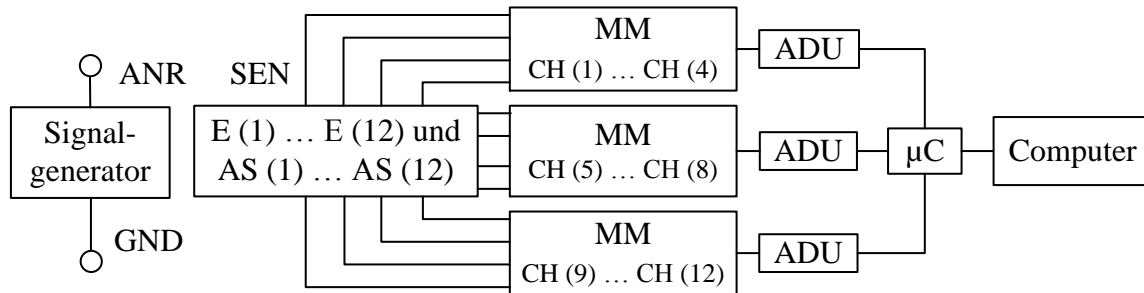


Abbildung 5.4: Vereinfachte Darstellung der Hardwarestruktur des ECT-Systems, mit Signalgenerator (GEN) zwischen Anregungspotential (ANR) und Massepotential (GND), Sensor (SEN) mit aktiven Messelektroden (E1-E12) und axialen Elektroden (AS1-AS12), der Elektronik mit den Messmodulen (MM) der Messkanäle (CH), den 3 AD-Wandlern (ADU) an einem Mikrocontroller (μC), [128].

5.2.2 Realisierung der mittelbaren Umschaltung der Messkanäle

Wie bereits zuvor erläutert, werden die Messmodule bezüglich der analogen Schaltung nur zwischen zwei Zuständen umgeschaltet. Im ersten Zustand (Senden) wird das Massepotential auf die Elektroden geschaltet. Im zweiten Zustand werden die axialen Elektroden

AS mit dem Anregungspotential beaufschlagt und das empfangene Signal an den Messelektroden verstärkt und gleichgerichtet. Für die ECT-Messung bedeutet dies: Wenn das i -te Modul sendet, dann befinden sich alle anderen Messmodule im Messzustand ohne sich signifikant gegenseitig zu beeinflussen. Für den Wechsel zwischen den Zuständen erweist sich dabei eine mittelbare und vom Messeingang des ASICs getrennte Umschaltung der Messelektrode als geeignet. Die Potentialbeschaltung der Messelektroden und axialen Elektroden ist folglich auf den einzelnen Messmodulen gemäß der vereinfachten Schaltung in Abbildung 5.5 realisiert. Jeder Kanal j besitzt eine masseisolierte aktive Messelektrode $E(j)$, die sich zwischen zwei axialen Elektroden $AS(j)$ zur Abschirmung der Messelektrode gegen Masse befindet. Sowohl die Messelektrode als auch die axialen Elektroden können in jedem Kanal gleichsinnig umgeschaltet werden. Dies geschieht durch den in der Eingangsbeschaltung befindlichen Umschalter $Sw1$, welcher die axialen Elektroden direkt und die Messelektrode indirekt zwischen Anregungspotential ANR und Masse schaltet. Schaltet $Sw1$ auf ANR, dann befindet sich das Modul im Zustand Messen und der im ASIC integrierte Schalter $Sw2$ schaltet das über den kapazitiven Spannungsteiler anliegende Eingangssignal gleichzeitig zur Verstärkung und Gleichrichtung gegenüber dessen Bezugspotential ANR durch. Im Sendezustand ist $Sw1$ auf GND geschaltet und $Sw2$ schaltet das Bezugspotential auf den Eingang, womit eine Übersteuerung der internen Operationsverstärker vermieden werden soll.

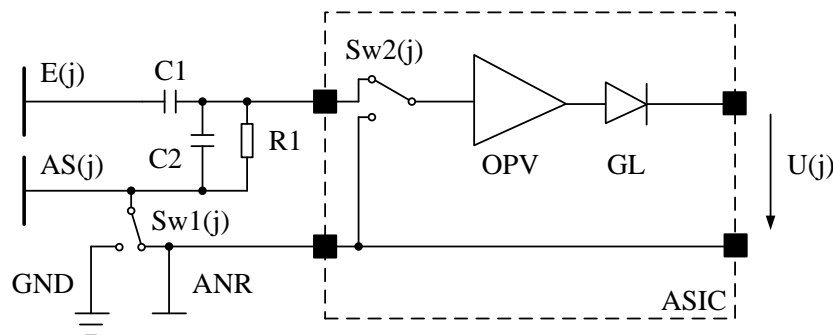


Abbildung 5.5: Prinzipskizze der Eingangsbeschaltung eines Messkanals auf dem j -ten Messmodul mit integriertem Schaltkreis (ASIC) im Sendezustand, Messelektrode $E(j)$ und zugehöriger axialer Elektrode $AS(j)$, Umschalter $Sw_1(j)$ zur Elektrodenbeschaltung, Verstärker-Schaltung (OPV), Gleichrichterschaltung (GL) im ASIC, sowie interner Schalter $Sw_2(j)$ zur Eingangssignal-Umschaltung.

Abschließend sei darauf hingewiesen, dass für die Stabilität von Wechselspannungsverstärkern mit sehr großer Verstärkung ein stabiles Bezugspotential von eminent großer Bedeutung ist. Normalerweise wird alles dafür getan, dass dieser Bezugspunkt über kleinste komplexe Widerstandswerte mit der Versorgungsspannungsquelle verbunden wird. Bei dieser Art der „Erdung“ werden kapazitive und induktive Einkopplungen von anderen Schaltungsteilen „kurzgeschlossen“. In dem hier realisierten Umschaltwerk wird dieses Prinzip aber bewusst verletzt, da die Potentialumschaltung hierbei mit nur einem Umschalter je Modul gelöst werden kann. Dennoch haben die Analogschalter für die hier vorliegenden Bedingungen komplexe Verlustwiderstände, die nicht mehr vernachlässig-

bar sind. Ebenso ergeben sich Verkopplungen zu umgebenden Potentialen, wobei die Kopplung zum Generatorsignal am schädlichsten ist. Der Pegelunterschied zwischen der Signaleingangsleitung zum ASIC und der Generatoramplitude liegt im Bereich von 10^5 bis 10^7 . Eine weitere Herausforderung der umgesetzten Schaltung besteht darin, dass die für eine lineare Messung mit großen Grundkapazitäten und sehr kleinen Messkapazitätsänderungen erforderlichen Bauelemente in der Eingangsbeschaltung des ASICs einmal im Kleinsignalbereich und zum anderen über dem gesamten Eingangsbereich arbeiten müssen. Die Möglichkeiten für die Variation dieser Bauelemente sind begrenzt, da für den Messmodus eng tolerierte Zeitkonstanten eingehalten werden müssen.

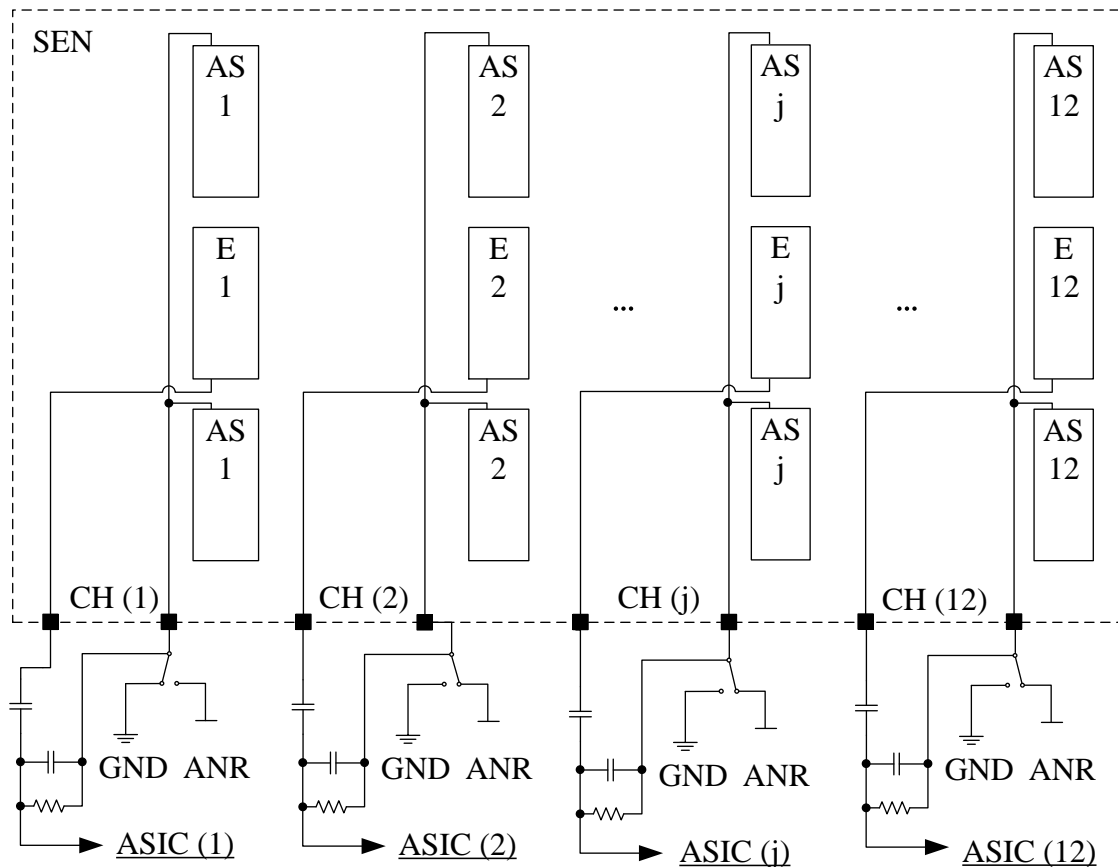


Abbildung 5.6: Prinzipskizze des Umschaltnetzwerkes am Beispiel der Messstelle $M_{1,2}$, bei der Messkanal CH1 auf Masse geschaltet ist und mit den Messelektroden $E_2 \dots E_{12}$ gemessen wird, aktive axiale Elektroden (AS), Umschalter (S_w), Messmodule (MM), Sensoranordnung (SEN), [52].

Die Prinzipien zur Realisierung der Messstellenumschaltung wurden in die nachfolgende beschriebene Messroutine überführt, wobei diese für die Kalibrierung des Systems und für die Messungen identisch ist. Die Abbildung 5.6 stellt das Umschaltnetzwerk mit 12 Kanälen stark vereinfacht dar. Es soll das Prinzip der Umschaltung für den Fall zeigen, dass Elektrode 1 auf Masse geschaltet ist und alle anderen die Teilkapazität zur Elektrode 1 messen. Außer Kanal 1 sind alle anderen Kanäle des Elektrodenarrays auf Anregungspotential geschaltet. Die aktiven Messelektroden $E_2 \dots E_{12}$ werden nacheinander von der

übergeordneten Steuerelektronik abgefragt ohne dass weitere Umschaltvorgänge erforderlich sind. Danach wird das Massepotential auf Kanal 2 geschaltet und die Elektroden $E3...E12$ werden gemessen. Diese Messroutine wiederholt sich, bis alle 66 Messwerte aufgenommen sind.

5.2.3 Maßnahmen zur Steigerung der Leistungsfähigkeit

Zwar zeichnet sich das 3-Elektroden-Messprinzip unter anderem durch eine gute Störsignal-Unterdrückung in bestimmten Grenzen aus, dennoch ist ein kompakter Aufbau der Messelektronik mit einer sorgfältig geschirmten Signalführung für eine hohe Messwertqualität unbedingt notwendig. Dazu zählt einerseits die gegenseitige Abschirmung der einzelnen Messmodule zueinander und eine geschirmte Leitungsführung zu den Messmodulen. Zudem ist es wichtig, dass der Umschalter $Sw_1(j)$ möglichst geringe parasitäre Koppelkapazitäten zu Masse einträgt und darüber hinaus eine hohe Trennung zwischen Massepotential und Anregungspotential (Schirmpotential) gewährleistet, insbesondere weil der Potentialunterschied $\Delta U_e = 10V$ beträgt. Damit können unerwünschte parasitäre Effekte und letztlich Rauschspannungen minimiert werden. Die integrierte Bauweise der Verstärkerbausteine ermöglicht es, die gesamte analoge Signalaufbereitung für einen Kanal auf einer einzigen Platine zu realisieren, was letztlich auch eine Integration von Elektronik und Sensorelektroden zu kompakten Messmodulen ermöglicht. Die Anordnung der Bauelemente ist zudem so konzipiert, dass die Zuleitung des Potentials GND zum Umschalter einen möglichst geringen Einfluss auf die Messeingänge des ASICs hat.

Zur Verbesserung der Gleichlaufeigenschaften zwischen dem Signalgenerator und den Messmodulen wurde ein spezieller Generator auf Basis der, auch auf den Messmodulen verwendeten, ASICs entwickelt und aufgebaut. Hierdurch konnte eine die Zeit bis zum Erreichen eines stabilen Betriebszustandes von anfangs 15 Minuten auf etwa 5 Minuten verkürzt werden.

Durch die Art der Signalverarbeitung in den verwendeten ASICs und unter den beschriebenen Messparametern wird dem Gleichspannungssignal $U_{i,j}$ am Ausgang ein signifikantes niederfrequentes Grundrauschen überlagert [52]. Geeignete Glättungsfilter für jeden Messkanal sind daher unbedingt notwendig. Durch einen dreistufigen, passiven RC-Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 3 Hz und einer in der digitalen Signalaufbereitung integrierten Mittelwertbildung wurde nur eine Kompromisslösung gefunden, mit der aber zwangsläufig nur geringe Messgeschwindigkeiten erreicht werden können.

Durch weitere Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass nur eine optimierte Gleichrichtung in den integrierten Schaltkreisen und eine darauf angepasste Filterung das Rauschen deutlich reduzieren kann. Zudem können die einzelnen identischen Messmodule so angepasst werden, dass sie unmittelbar außen an der jeweiligen Messzelle montierbar und jederzeit austauschbar sind. Damit würden einerseits die Verstärkung der empfangenen Signale und die Signalaufbereitung direkt am Sensor erfolgen, und andererseits die Leitungslängen und parasitären Kapazitäten minimiert werden. Die momentan realisier-

te drahtlose Datenübertragung und Auswertesoftware eignet sich schon jetzt für dieses Konzept. Durch eine Parallelisierung der Messdatenaufnahme mittels separater Mikrocontroller oder DSPs für jeden Kanal, einschließlich schnellerer AD-Wandlung, kann eine Geschwindigkeitssteigerung erreicht werden. Eine übergeordnete Einheit zur Steuerung der Module und weiteren Signalverarbeitung auf Basis von DSPs kann eine zusätzliche Steigerung bringen. Je nach Anforderung an die Auflösung kann es auch sinnvoll sein, die Anzahl der Messkanäle auf 8, 6 oder gar 4 zu reduzieren.

5.3 Umsetzung der Algorithmen

5.3.1 Aufbau des Auswerteprogramms

In Abbildung 5.7 ist der prinzipielle Aufbau des Auswerteprogramms CAPTOM dargestellt. Alle Programmteile wurden so implementiert, dass sie auf verschiedenen Betriebssystemen (Windows, Linux/Unix, Mac OSX) lauffähig sind. Der modulare Ansatz bei der Implementierung von CAPTOM gewährleistet die Unabhängigkeit der einzelnen Programmteile untereinander und macht die Austauschbarkeit einzelner Module möglich. Jedes Programmmodul ist damit bei entsprechender Parameterübergabe in der Lage, selbstständig zu arbeiten. So kann beispielsweise der Algorithmus zur Bildrekonstruktion einfach ausgetauscht werden.

Die Verwaltungsklassen dienen zur Koordination der Kernkomponenten, die man grob in Kommunikationsmodul, Kalibrier- und Rekonstruktionsmodul sowie das Bildverarbeitungsmodul einteilen kann.

Die Kernkomponenten greifen bei ihrer Ausführung auf gemeinsame Komponenten und Bibliotheken zu. Das Kommunikationsmodul übernimmt zum einen die vom Benutzer gewählten Einstellungen (Anzahl der Kanäle, Messgeschwindigkeit, Messmodus, etc.) und sendet sie an den Mikrocontroller. Andererseits werden mittels dieses Moduls Messdaten, Status- und Fehlermeldungen vom Mikrocontroller abgefragt. Die Kommunikation mittels eines CAN-WLAN-Umsetzers ist auf Basis eines TCP/IP basierten Protokolls realisiert. CAPTOM fungiert dabei als Client und das Programm auf dem Mikrocontroller ist als Server definiert. Der Messablauf wird gemäß den vorgenommenen Benutzereinstellungen durch den Mikrocontroller organisiert. Durch Erprobung konnte u.a. ermittelt werden, dass aufgrund der Übertragungslatenzen eine controllerseitige Steuerung bereits ab Messgeschwindigkeiten von ca. 30 Einzelmessungen pro Sekunde sinnvoll ist. Im Kalibrier- und Rekonstruktionsmodul stehen neben dem OIOR-Algorithmus auch andere Rekonstruktionsalgorithmen wie LBP, SVD und Tikhonov zur Auswahl. Die Rekonstruktionsparameter können als Voreinstellungen abgespeichert werden.

Im Modul Bildverarbeitung werden primär die Positionen von Referenzobjekten in den rekonstruierten Bildern entsprechend des beschriebenen Lokalisierungsalgorithmus berechnet. Die Referenzobjekte und die Anzahl der zu suchenden Objekte können auch im Programm definiert werden. Darüber hinaus stehen Werkzeuge zur Bildaufbereitung und verschiedene Ansichtsoptionen zur Verfügung.

Unter den gemeinsamen Komponenten sind Bibliotheken, Funktionen und Datenstruktu-

ren zu verstehen, die zahlreiche wiederkehrende Aufgaben behandeln. Beispielhaft seien die Verarbeitung von XML-Dateien, Verwaltung von Einstellungen, effiziente Matrixberechnung und plattformunabhängige grafische Benutzeroberflächen genannt.

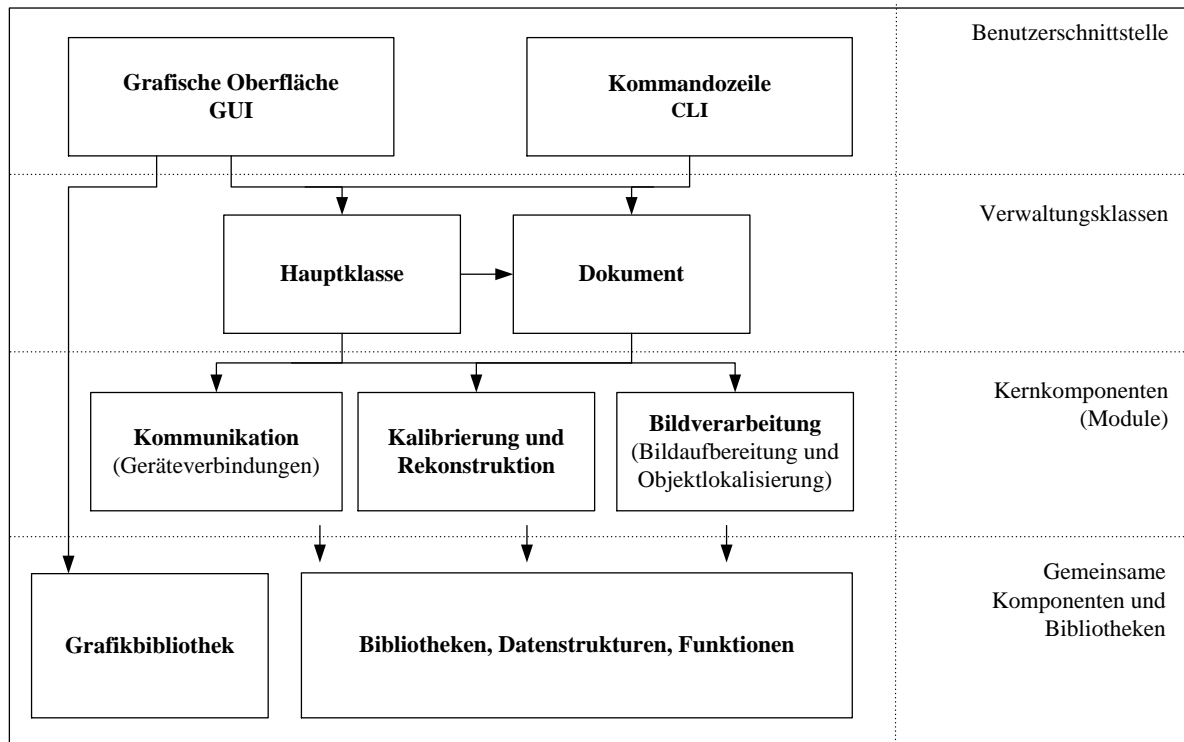


Abbildung 5.7: Modulstruktur des Auswerteprogramms CAPTOM auf dem PC, [82].

5.3.2 Werkzeuge zur Verbesserung der Softwareeigenschaften

In den nachfolgenden Ausführungen werden einige in CAPTOM integrierte Werkzeuge und Funktionen zur Steigerung der Leistungsfähigkeit genannt. Weiterhin werden die wichtigsten eingesetzten Softwarebibliotheken kurz erläutert. Dabei angegebene Versionsnummern bezeichnen jeweils diejenigen Versionen, mit denen das Programm bereits erfolgreich erstellt und getestet wurde [82].

Durch die implementierten SIMD-Instruktionen können beispielsweise mehrere auf dem Computer zur Verfügung stehende Prozessorkerne parallel genutzt werden, um mit einem Befehlsaufruf gleichzeitig mehrere gleichartige Datensätze in einem Register verarbeiten zu können oder gleichartige Rechenoperationen ausführen zu können. Neben der Möglichkeit auf mehreren Prozessorkernen parallel zu rechnen wurde gleichzeitig bei der Implementierung auch auf Multithreading-Fähigkeit gesetzt. Dies ermöglicht das gleichzeitige Abarbeiten mehrerer Vorgänge im Auswerteprogramm. Beispielsweise kann somit während einer Dauermessung auch auf Benutzereingaben reagiert und

die Darstellung der Rekonstruktionsbilder verändert werden. Weitere Optimierungen betreffen aufwändige Matrixoperationen, wo ein für die jeweilige Matrixgröße im Hinblick auf die Cachespeicher-Nutzung günstiger Algorithmus automatisch gewählt wird.

Eine oft genutzte Bibliothek für Routinen aus dem Bereich der linearen Algebra ist LAPACK bzw. deren C-Portierung CLAPACK [111]. CLAPACK 3.0 wird im Auswerteprogramm zur Matrixinversion und zur Berechnung der Singulärwertzerlegung genutzt. Alternativ kann auf die kostenpflichtige Intel Math Kernel Library (MKL) zurückgegriffen werden, die dank hardwarespezifischer Optimierungen eine höhere Rechenleistung erzielt [69]. Sie kann an Stelle der eigenen Implementierungen weitere mathematische Aufgaben übernehmen. Insbesondere betrifft dies die Multiplikation großer Matrizen [82].

Für Aufgaben der Zeitmessung, der Parallelisierung und der Netzwerkkommunikation greift CAPTOM unter anderem auf einige Komponenten aus der Bibliothekensammlung boost in der Version 1.42.0 zurück [23]. Sie stellt Lösungen für häufig im Rahmen der C++-Entwicklung auftretende Problemstellungen bereit und ist maßgeblich am neuesten Sprachstandard von C++ beteiligt [82].

Das Framework Qt ermöglicht die Entwicklung GUI-basierter Anwendungen, die auf Windows-, Unix/Linux- und Mac OSX -Systemen lauffähig sind ohne umfangreiche Änderungen zu erfordern [113]. Neben GUI-Funktionalität bietet Qt eine umfassende Sammlung weiterer Hilfsmittel zur Entwicklung plattformunabhängiger Anwendungen, die im CAPTOM-Programm jedoch nur im Bereich der mit Qt 4.7.3 erstellten GUI genutzt werden [82].

Nachfolgend werden einige Angaben zur Berechnungsgeschwindigkeiten für die Rekonstruktion und Bildverarbeitung gemacht, welche die Leistungsfähigkeit der Softwarewerkzeuge vermitteln sollen. Einige kapazitive Tomographiesysteme arbeiten mit Messraten von mehr als 100 Bildern pro Sekunde, die durch die iterative Rekonstruktion aber auch die Messwertaufnahmezeit bestimmt sind. Die eigens mit dem Auswerteprogramm ermittelten Berechnungszeiten auf Basis eines Prozessors mit $3,0\text{ GHz}$ Taktfrequenz zeigen, dass eine theoretische Messrate von 5000 Bildern pro Sekunde einschließlich der Bestimmung von 4 Objektpositionen erreichbar ist [52]. Dies ist insbesondere möglich, weil beim OIOR-Algorithmus die iterative Berechnung bereits bei der Kalibrierung ausgeführt wird und die Rekonstruktion dagegen nur wenig Rechenaufwand bedeutet. Im Detail heißt dies für die Rekonstruktion eine Zeit von $30\ \mu\text{s}$ für ein Bild mit 20×20 Pixeln. Die Berechnung einer Objektposition dauert jeweils weitere $45\ \mu\text{s}$. Die Kalibrierung nach dem OIOR-Algorithmus benötigt etwa $650\ \text{ms}$. Allgemein gilt für den Anstieg der Berechnungszeit in Abhängigkeit von der Anzahl der Pixel ein quadratischer Zusammenhang bei der Kalibrierung und Positionsbestimmung. Für die Rekonstruktion besteht dagegen ein linearer Zusammenhang.

5.3.3 Benutzeroberflächen

Die Bedienung von CAPTOM kann über zwei verschiedene Bedienschnittstellen erfolgen [52]. Die erste Möglichkeit ist über eine grafische Benutzeroberfläche gegeben. Die

Abbildung 5.8 zeigt die GUI, die als eine Schnittstelle zur Konfiguration und Steuerung des Programms dient.

Unterteilt ist die Oberfläche in eine Parameterübersicht, eine Gesamtübersicht aller durchgeführten Messungen innerhalb eines Experiments, und die Detailanzeige für ausgewählte Messungen. In der Detailanzeige werden die Rekonstruktionsbilder einer Messung, die normierten Kapazitätsverhältnisse für den jeweiligen Messvektor als Balkendiagramm, und die berechneten Objektpositionen mit verschiedenen Ansichtsoptionen dargestellt. Die Rekonstruktionsbilder sind dabei normiert und entsprechend der gewählten Farbpalette dargestellt. Standardmäßig werden Bilder in Graustufen mit 256 Intensitätsstufen angezeigt, wobei ein schwarzer Pixel der relativen Permittivität ε_r^{min} entspricht und ein weißer Pixel ε_r^{max} . Zudem können die Bilder mit einfachen Bildverarbeitungstechniken wie einem einstellbaren Intensitätsminimum g_N^{min} und Intensitätsmaximum g_N^{max} , sowie einem veränderbaren Gammakorrektur-Exponenten γ visualisiert werden.

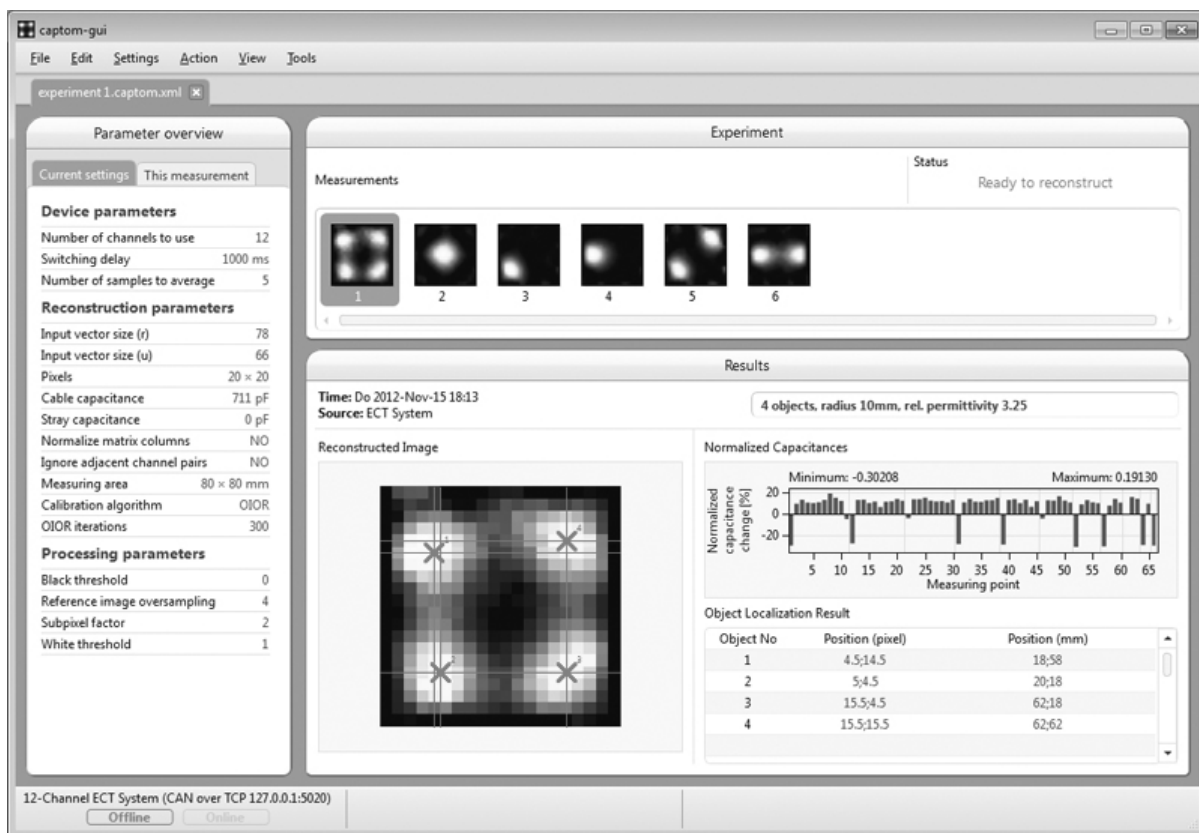


Abbildung 5.8: GUI - Grafische Benutzeroberfläche des Auswerteprogramms.

Die Einstellungen der Messparameter und Optionen für Rekonstruktion, Positionsbe-rechnung und visuelle Darstellung (z.B. wählbare Farbskalen und Achsen, Bild-drehung, Rasteranzeige) werden über separate Menüs aufgerufen. Für die Rekonstruktion können mehrere Messmodi, u.a. Einzelmessungen oder repetierende Messungen, gewählt wer-

den. Es können aber auch simulierte Messdaten und zuvor abgespeicherte Messwerte eingelesen werden. Weitere nützliche Werkzeuge bietet die Oberfläche durch die Auswahl eigenständiger Module für die Diagnose der Schnittstellen zur Messelektronik und zum Test der Performance der Recheneinheit, auf der das Programm läuft. Darüber hinaus wird der Export aller eingelesenen, gemessenen und verarbeiteten Daten über Tabellen und Grafiken in verschiedenen Formaten ermöglicht.

Die zweite Option als Bedienschnittstelle ist durch die kommandozeilenbasierte Nutzeroberfläche (CLI) zur Eingabe der Steuerparameter und zur Ausgabe der Ergebnisse in Textform, nach erfolgter Messung und Positionsberechnung gegeben. Die CLI ist unabhängig von den Qt-Bibliotheken. Die Austauschbarkeit der Benutzerschnittstellen ermöglicht es ferner, dass die Einstellung der Messparameter oder auch die Definition der Referenzobjekte zuvor mittels der grafischen Benutzeroberfläche vorgenommen werden können, und die Messung anschließend mit gleichen Einstellungen über die kommandozeilenbasierte Benutzeroberfläche ausgeführt wird.

Kapitel 6

Experimentelle Ergebnisse

Dieses Kapitel dient der Darstellung und Bewertung, der mit der realisierten Experimentieranordnung und Messdatenverarbeitung erreichbaren Ergebnisse. Im ersten Abschnitt werden zunächst die wichtigsten Messgrößen aufgezeigt, die mit der Messelektronik erzielt werden können. Danach erfolgt ein Abschnitt zur Bewertung der Rekonstruktion, der mit einer allgemeinen Beschreibung der Bewertungsbasis für die Rekonstruktionsbilder beginnt. Anschließend werden die im Auswertprogramm implementierten verschiedenen Rekonstruktionsalgorithmen gegeneinander verglichen. Nachfolgend wird ein Auswahl von Rekonstruktionsbildern verschiedener Permittivitätsverteilungen mit einem oder mehreren im Querschnitt gleichen Kunststoffstäben aus PVC gezeigt. Dabei werden die unter Verwendung von Simulationsdaten mit dem OIOR-Algorithmus resultierenden Bilder, den auf Messdaten basierenden Bildern gegenüber gestellt. Somit lassen sich die Leistungsfähigkeit und die Grenzen der Rekonstruktion nach dem Dreielektrodenprinzip mit dem Gesamtsystem erkennen. In den letzten Abschnitten werden weitere Möglichkeiten diskutiert, die durch unterschiedliche Kalibrierung und eine zusätzliche Bildverarbeitung ermöglicht werden. Am Ende des Kapitels werden die Messergebnisse genutzt, um die Fehler der Positionsberechnung für verschiedene Referenzanordnungen, als ein weiteres Maß zur Bewertung der Leistungsfähigkeit des Systems, zu ermitteln.

6.1 Leistungsfähigkeit der Messelektronik

Mit der Experimentieranordnung lassen sich für den leeren Detektionsraum des ECT-Sensors, d.h. ohne Objekte im Messvolumen, Spannungswerte an den Ausgängen der ASICs von $U_{i,j} = 64\text{ mV} \dots 10\text{ V}$ messen. Dies entspricht einem Verhältnis von 1:156.

In Abbildung 6.1 sind alle normierten Spannungswerte eines Messvektors λ_{mess} auf Basis der korrigierten Spannungsänderungen dargestellt, welche infolge eines axial im Sensor an $P_{ref} = 10; 10$ positionierten kreisförmigen Stabes mit einem Radius von $r = 10\text{ mm}$ und einer relativen Permittivität von $\varepsilon_r = 3,25$ resultieren. Die Ergebnisse zeigen eine ausreichende Übereinstimmung mit dem Messvektor der berechneten Kapazitätsverhältnisse entsprechend Abbildung 4.12. Alle normierten Werte bewegen sich dabei im Bereich von -5% bis zu $9,5\%$.

Die kleinsten ausgewerteten kapazitiven Änderungen liegen bei $\Delta C_{i,j} \approx 100 \text{ aF}$. Die tatsächlich gemessenen Spannungsänderungen reichen von $\Delta U_{i,j} \approx -17,5 \text{ mV}$ bis $\Delta U_{i,j} \approx 100 \text{ mV}$. Für die Messstellen $M_{1,12}$, $M_{3,4}$, $M_{6,7}$ und $M_{9,10}$ der Elektrodenpaare in den Ecken des Sensors werden die größten Absolutspannungen mit $U_{i,j} \approx 10 \text{ V}$ gemessen. Obwohl die Elektrodenanordnung symmetrisch ist und damit auch die Änderungen zwischen diesen Elektrodenpaaren gleich groß sein sollten, resultieren unterschiedliche Spannungsänderungen, beispielsweise von $\Delta U_{9,10} \approx -65 \text{ mV}$ bis $U_{3,4} \approx -100 \text{ mV}$.

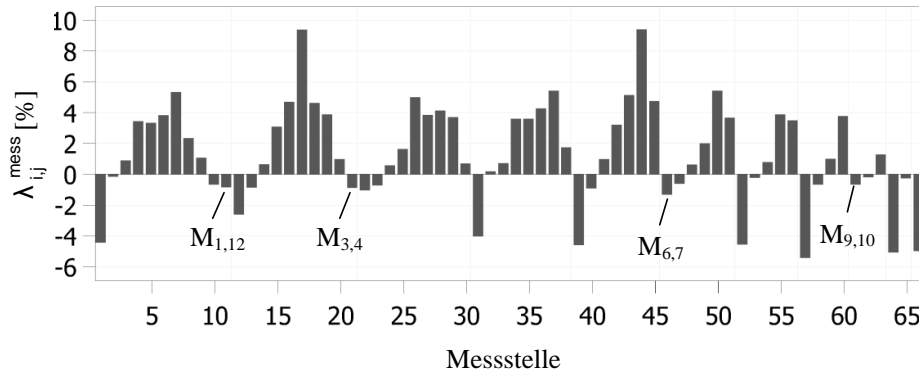


Abbildung 6.1: Normierte Spannungswerte eines Messvektors, gemessen mit der Experimentieranordnung für einen mittig angeordneten und axial im Sensor befindlichen kreisförmigen PVC-Stab mit $r = 10 \text{ mm}$ und $\varepsilon_r = 3,25$ gegenüber der Anordnung ohne Objekte, Messstellennummern nach Tabelle B.1.

Als einer der Gründe lässt sich die Grundwelligkeit auf dem analogen Gleichspannungssignal mit nicht vernachlässigbaren schwankenden Amplituden und Frequenzanteilen unter 100 Hz an den Ausgängen der ASICs ausmachen. Diese Rauschspannung $U_{i,j}^R$ besitzt eine von den Arbeitspunkten unabhängige Amplitude, womit für jede Messstelle in etwa die gleiche Rauschspannung resultiert. Die Ursache für diesen Umstand liegt in der Parametrierung der Gleichrichtung in den ASICs. Um überhaupt verlässliche Messdaten für die Rekonstruktion zu erhalten, müssen neben der analogen Filterung für jede Messstelle mindestens 3 Einzelmessungen gemittelt werden. Darüber hinaus muss nach jeder der 11 Kanalumschaltungen für den Wechsel der Masseelektrode eine Umschaltverzögerung von mindestens 200 ms in Kauf genommen werden, um stabile Messwerte an den Ausgängen der ASICs zu gewährleisten. Ebenfalls negativ auf die Messrate wirkt sich die derzeit sequentielle Messwertaufnahme und digitale Signalwandlung mit hoher Auflösung aus. Die Messrate im kHz -Bereich, die mit dem Auswerteprogramm theoretisch erreichbar ist, wird demnach durch die mit dem niederfrequenten Rauschen verbundenen notwendigen Maßnahmen erheblich reduziert [128].

Mit der Messparametereinstellung, die für die Experimente gewählt wurde, beträgt die Messrate lediglich $0,045 \text{ s}^{-1}$. Die entsprechende Zeit von 22 Sekunden für die Messung einer Anordnung setzt sich zusammen aus den festgelegten Verzögerungszeiten der 11 Kanalmodus- Umschaltungen mit jeweils 500 ms sowie den 66 Zeitabschnitten mit jeweils etwa 250 ms , die für die AD-Wandlung und Datenaufbereitung beansprucht werden.

Ob es sich um verlässliche Messwerte handelt, kann man durch den Messfehler bzw. den Rauschanteil abgeschätzt werden. Für die Messstellen $M_{1,12}$, $M_{3,4}$, $M_{6,7}$ und $M_{9,10}$ ergeben sich maximale Rauschpegel von etwa $250\mu V$. Setzt man diesen Rauschpegel ins Verhältnis mit den an diesen Messstellen ermittelten Spannungsänderungen $\Delta U_{i,j} \approx -30mV$, resultiert ein relativer Rauschanteil von etwa 0,8 %, der knapp unter dem für die kapazitive Tomographie geforderten kapazitiven Messfehler von 1 % liegt.

Um eine Qualitätsbeurteilung der Messsignale vorzunehmen, wurde das Signal-Rausch-Verhältnis in Anlehnung an die Literatur als Verhältnis zwischen Signalspannung und Rauschspannung zu $SNR = U_{i,j}/U_{i,j}^R$ definiert. Zur Bestimmung des SNR wurden mit der Messelektronik jeweils für jede Messstelle eine definierte Anzahl von Messwerten aufgenommen und daraus der RMS-Mittelwert, das RMS-Rauschen und das pp-Rauschen ermittelt. Für das RMS-Rauschen wurde die Standardabweichung σ der Messdaten verwendet und für das pp-Rauschen die Differenzen zwischen dem betragsmäßig größten und kleinsten Messwerten berechnet. Da das pp-Rauschen typischerweise etwa 6 bis 8 mal so groß wie das RMS-Rauschen ist, wird im Nachfolgenden nur das RMS-Rauschen betrachtet. Je nach Messstelle werden mit nachgelagerter Signalaufbereitung SNR-Werte zwischen 2000 und 25000 erzielt. Da bezüglich des Temperaturbereichs keine Norm für ECT-Messeinrichtungen existiert, wird für die messtechnischen Untersuchungen ein Umgebungstemperaturbereich von $10^\circ C$ bis $35^\circ C$ angenommen, und unter normalem Luftdruck sowie bei 40%...80% relativer Luftfeuchte gemessen. Für diesen Bereich sind keine merklichen Änderungen der Messwerte und Qualität der Rekonstruktionsbilder erkennbar. Weitere Untersuchungen zum Einfluss dieser Größen wurden nicht angestellt.

6.2 Bewertung der Rekonstruktion

6.2.1 Referenzbilder als Bewertungsbasis

Die Tabelle 6.1 zeigt beispielhaft einige binäre Referenzbilder (e-h), die zur Berechnung der Bewertungsparameter heran gezogen werden. Die als Basis für die Referenzbilder benutzten Querschnittsdarstellungen der tatsächlich gemessenen zweidimensionalen Permittivitätsverteilungen mit einem stabförmigen Objekt bzw. mehreren Stäben sind in den Bildern (a-d) dargestellt. Sie dienen als Referenz zur visuellen Beurteilung der Rekonstruktionsbilder. Nicht dargestellt sind ebenfalls erfolgreich rekonstruierte Permittivitätsverteilungen mit mehreren Referenzobjekten, die über gleiche und unterschiedliche Formen sowie verschiedene Ausrichtungen im Detektionsgebiet verfügen. Die in den folgenden Abschnitten getroffenen allgemeinen Aussagen gelten auch für diese Objektanordnungen.

Alle Objekte sind stets in der Farbe weiß visualisiert und verfügen in allen Anordnungen über eine konstante relative Permittivität $\varepsilon_r = \varepsilon_r^{max} = 3,25$. Die schwarz eingefärbten Bereiche stellen den im Detektionsbereich mit Luft gefüllten Teil dar. Abgebildet sind nur kreisrunde Objekte mit gleichem Radius.

Zur objektiven Bewertung der Rekonstruktionsbilder können sowohl der Pearson-Korrelationskoeffizient ρ^{g,g^r} in Gleichung (2.10) als auch der Bildfehler e^{g,g^r} in Gleichung

(2.9) verwendet werden. Da aber aus beiden Parametern ähnliche Ergebnisse resultieren und sich demzufolge auch die gleichen Rückschlüsse ziehen lassen, wird in den folgenden Abschnitten nur der Korrelationskoeffizient zum Vergleich der Bilder heran gezogen.

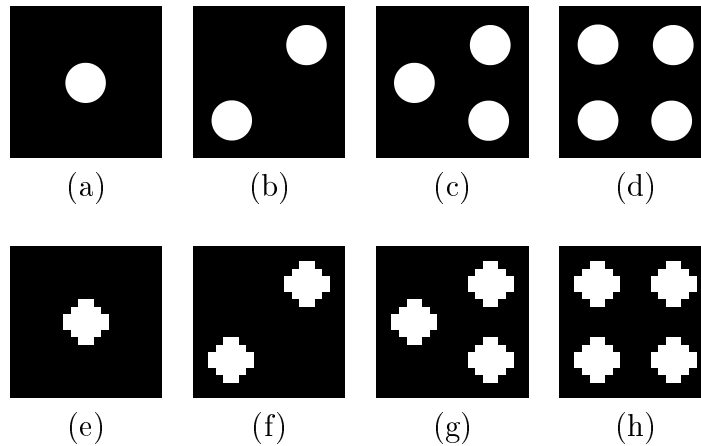


Tabelle 6.1: Binäre Bilder einer Auswahl von tatsächlichen Permittivitätsverteilungen mit einem bzw. mehreren stabförmigen Referenzobjekt(en) ($r = 10 \text{ mm}$) im Detektionsbereich (a-d) und entsprechende Referenzbilder (e-h).

6.2.2 Vergleich von Optimierungsalgorithmen

In Tabelle 6.2 sind Rekonstruktionsbilder zweier gemessener Permittivitätsverteilungen mit einem Objekt bzw. vier Objekten für verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen dargestellt.

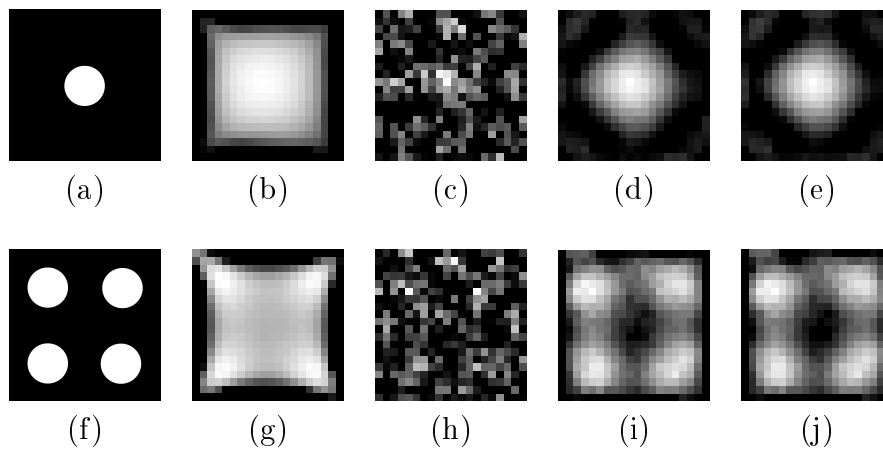


Tabelle 6.2: Rekonstruktionsbilder auf Basis von Messungen mit der Experimentieranordnung für verschiedene Rekonstruktionsalgorithmen, a) Referenzbild, b) lineare Rückprojektion LBP, c) SVD-Algorithmus, d) Tikhonov-Algorithmus ($\mu = 0,001$), e) OIOR-Algorithmus (300 Iterationsschritte).

Die lineare Rückprojektion LBP und der SVD-Algorithmus liefern keine überzeugenden Ergebnisse. Bei der Wahl des iterativen Tikhonov Algorithmus oder des OIOR-Algorithmus lassen sich die Objekte dagegen eindeutig lokalisieren und auch deren Kontur ist erkennbar. Allerdings hängt die Bildqualität beim Algorithmus nach Tikhonov unmittelbar vom Regularisierungsparameter μ ab, der empirisch ermittelt werden muss. Für das dargestellte Bild wurde ein optimaler Regularisierungsparameter von $\mu = 0,001$ gefunden.

6.2.3 Rekonstruktion ausgewählter Permittivitätsverteilungen

In den Tabellen 6.3 bis 6.6 sind die Rekonstruktionsbilder ausgewählter Referenzanordnungen mit PVC-Stäben unterschiedlichen Durchmessers (a-e) auf Basis von Messdaten der Experimentieranordnung (f-j) und Simulationsdaten (k-o) dargestellt. Die Kalibrierung für den Rekonstruktionsalgorithmus OIOR wurde in allen Fällen mit 300 Iterationsschritten vorgenommen.

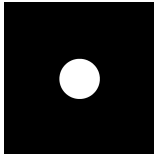
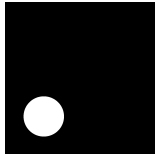
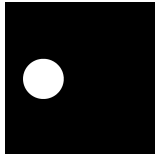
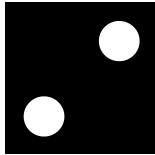
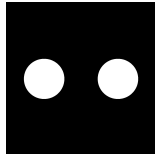
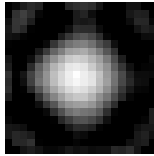
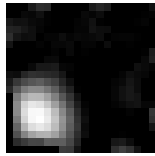
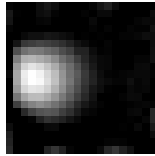
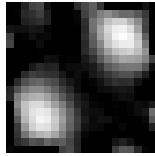
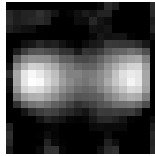
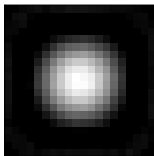
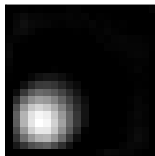
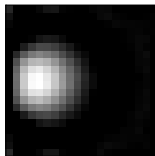
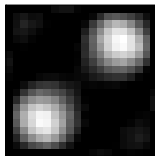
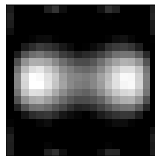
					
	a)	b)	c)	d)	e)
					
$\rho^{g:g^r}$	f) 0,69	g) 0,80	h) 0,75	i) 0,79	j) 0,73
					
$\rho^{g:g^r}$	k) 0,71	l) 0,83	m) 0,78	n) 0,83	o) 0,75

Tabelle 6.3: Rekonstruktionsbilder ausgewählter Permittivitätsverteilungen (a-e) mit stabförmigen Objekten ($\varepsilon_r = 3, 25$, $r = 10 \text{ mm}$) auf Basis von Messdaten der Experimentieranordnung (f-j) und Simulationsdaten (k-o), einschließlich Korrelationskoeffizienten $\rho^{g:g^r}$, unter Verwendung des Rekonstruktionsalgorithmus OIOR mit 300 Iterationsschritten.

Handelt es sich um gleich große Objekte im Detektionsbereich mit ausreichendem Abstand zueinander, werden zumindest für die untersuchten Anordnungen mit

$r = 5 \dots 15 \text{ mm}$ bessere Korrelationen mit Zunahme des Radius erzielt. Die höchsten Korrelationskoeffizienten ergeben sich dabei jeweils für die Referenzanordnungen (b) bis (d), bei denen sich die Objekte am Rand oder in den Ecken des Detektionsgebietes befinden. Die Unterschiede zwischen den aus Messdaten generierten Rekonstruktionsbildern und solchen auf Basis von Simulationsdaten sind, wie in Tabelle 6.3 veranschaulicht, auf den ersten Blick gering. Dennoch werden mit den Rekonstruktionsbildern (f-j) aller gemessenen Anordnungen allgemein zwischen 2% und 10% geringere Korrelationskoeffizienten erreicht. Bei genauerer Betrachtung der Bilder lassen sich dazu entlang des gesamten Randes des Detektionsgebiets in der unmittelbaren Umgebung der Messelektroden verschiedene Intensitätserhöhungen feststellen, obwohl sich an diesen Stellen kein Material befindet. Diese Bildfehler sind je nach Anordnung und Objektdurchmesser unterschiedlich stark ausgeprägt. Begründet liegt dieser Effekt in erster Linie darin, dass neben der indirekten Beschaltung der Messelektrode E des jeweils i-ten Kanals mit dem Massepotential GND auch die beiden axialen Elektroden AS mit GND beschaltet werden. Demzufolge ergibt sich eine andere axiale Feldausbreitung als die in der 2D-Simulation zur Berechnung der Kalibrierdaten angenommen.

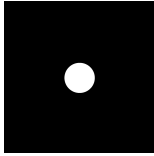
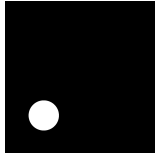
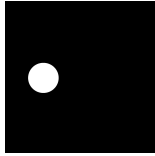
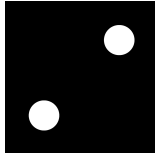
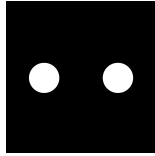
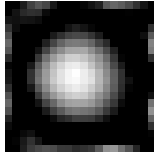
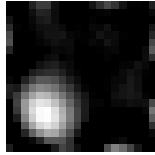
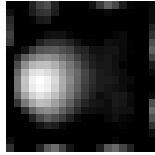
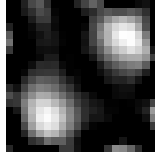
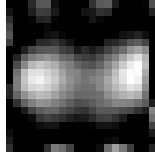
					
	a)	b)	c)	d)	e)
					
ρ^{g,g^r}	0,50	0,67	0,58	0,63	0,53

Tabelle 6.4: Rekonstruktionsbilder ausgewählter Permittivitätsverteilungen (a-e) mit stabförmigen Objekten ($\varepsilon_r = 3,25$, $r = 5 \text{ mm}$), einschließlich Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} , auf Basis von Messdaten (f-j) mit der Experimentieranordnung unter Verwendung des Rekonstruktionsalgorithmus OIOR mit 300 Iterationsschritten.

Was sich aus den Rekonstruktionsbildern nicht ableiten lässt, ist die exakte Kontur der Objekte. Ein kreisförmiger Stab, insbesondere mit unbekanntem Durchmesser, lässt sich beispielsweise nicht eindeutig von einem rechteckigen Stab unterscheiden. Insbesondere wenn sich die Objekte am Rand und in den vier Ecken des Detektionsgebietes befinden, wird deren Kontur verschliffen. Aufgrund von unterschiedlichen elektrischen Eigenschaften der Kanäle und des Sensoraufbaus im Rahmen der Fertigungstoleranzen lässt sich zudem eine gewisse Unsymmetrie bei der Rekonstruktion erkennen. Besonders lässt sich dies bei der Rekonstruktion kleinerer Objekte mit geringeren Messwertänderungen wie

in Bild (j) der Tabelle 6.4 erkennen, bei dem die Kontur eines Stabes in Richtung und entlang des rechten Bildrandes verschliffen wird.

Allgemein lässt sich aber für die Rekonstruktion auf Basis von Messungen kreisrunder Objekte mit gleichem Radius festhalten, dass die Rekonstruktionsbilder akzeptable Ergebnisse zur Positionsberechnung hervor bringen. Die rekonstruierten Stäbe werden dabei in bestimmten Grenzen eindeutig als einzelne Objekte erkannt. Haben die Objekte allerdings einen kleineren Abstand als einen bestimmten querschnittsabhängigen Mindestabstand zueinander, ändern sich deren rekonstruierte Konturen. Zur Abschätzung sollte man bei gleichen kreisförmigen Objekten einen Mindestabstand in Höhe des größten Objektradius einhalten. Das heißt, je größer die zu rekonstruierenden Objekte sind, desto eher werden beide Konturen bei Annäherung zueinander verschliffen. Wie in Bild (j) der Tabelle 6.5 wird dann z.B. ein großer Bereich zwischen den beiden Stäben fälschlicherweise auch mit Pixelintensitäten $g_n > 0$ berechnet.

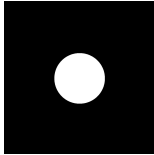

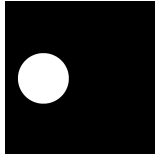
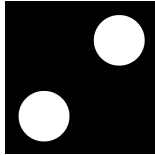
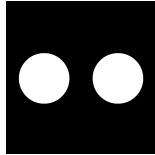
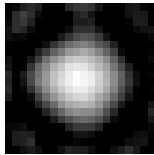
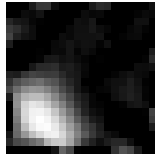
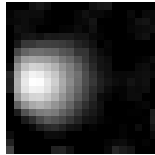
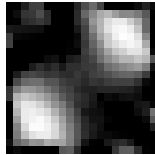
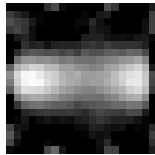
					
	a)	b)	c)	d)	e)
					
	f)	g)	h)	i)	j)
ϱ^{g,g^r}	0,84	0,86	0,87	0,85	0,83

Tabelle 6.5: Rekonstruktionsbilder ausgewählter Permittivitätsverteilungen (a-e) mit stabförmigen Objekten ($\varepsilon_r = 3,25$, $r = 15\text{ mm}$), einschließlich Korrelationskoeffizienten ϱ^{g,g^r} , auf Basis von Messdaten (f-j) mit der Experimentieranordnung unter Verwendung des Rekonstruktionsalgorithmus OIOR mit 300 Iterationsschritten.

Handelt es sich um Stäbe mit unterschiedlichen Durchmessern in einer Anordnung, so beeinflusst das größere Objekt die Rekonstruktion des flächenmäßig kleineren Objektes negativ. Durch weitere Studien kommt man zu dem Ergebnis, dass die Rekonstruktion des kleineren Objektes erst signifikant beeinflusst wird, wenn sich die Querschnittsflächen der Stäbe um mehr als den Faktor 3 unterscheiden. In den Beispielen in Tabelle 6.6 wurden zwei oder drei Objekte mit verschiedenen Radien $r = 5\text{ mm}$, 10 mm , 15 mm gemeinsam rekonstruiert. Entsprechend der Radien ergibt sich ein Flächenverhältnis von 1:4:9. Bei Anwesenheit eines Objektes mit $r = 15\text{ mm}$ werden alle weiteren kleineren Objekte mit $r \leq 10\text{ mm}$ unzureichend genau erkannt. Ein Vergleich der Korrelationskoeffizienten zeigt, dass sich noch geringere Übereinstimmungen bei den Referenzanordnungen mit $r = 5\text{ mm}$ gemäß der Rekonstruktionsbilder (f,h,e) ergeben. Alle weiteren Objekte

deren Radien $r \leq 5 \text{ mm}$ sind, werden demzufolge überhaupt nicht mehr erkannt. Nicht dargestellt sind Anordnungen, bei denen der maximale Objektradius $r = 10 \text{ mm}$ beträgt. Hierfür können auch weitere kleinere Objekte mit Radien im Bereich von $10 \geq r \geq 4 \text{ mm}$ erkannt werden. Die Aussagen zu den Mindestabständen für ausschließlich gleich große Objekte, haben bei unterschiedlichen Objekten keine Gültigkeit. Als Richtwert für den Mindestabstand sollte hierbei der größte in der Anordnung vorkommende Objektdurchmesser angenommen werden.

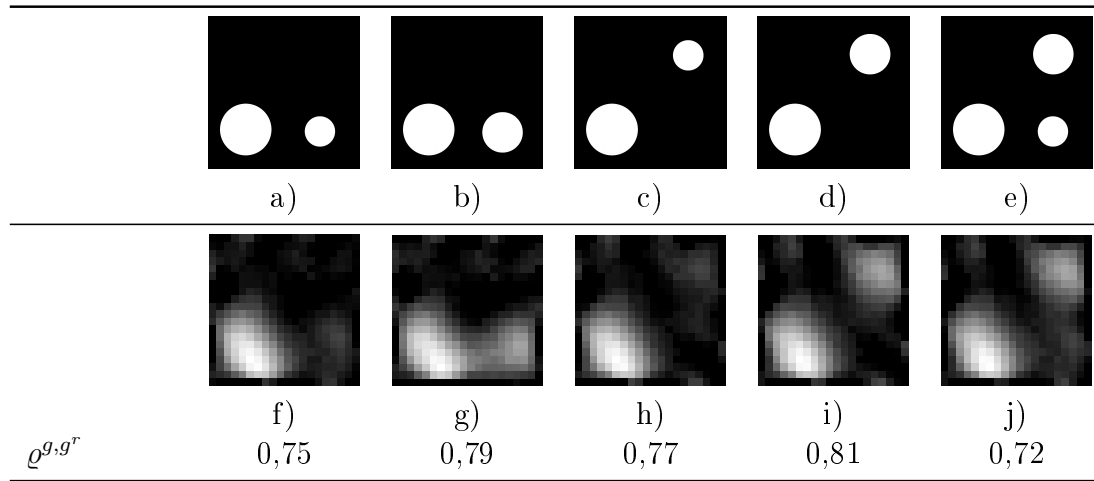


Tabelle 6.6: Rekonstruktionsbilder ausgewählter Permittivitätsverteilungen (a-e) mit stabförmigen Objekten verschiedenen Durchmessers ($\varepsilon_r = 3, 25$), einschließlich Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} , auf Basis von Messdaten (f-j) mit der Experimentieranordnung unter Verwendung des Rekonstruktionsalgorithmus OIOR mit 300 Iterationsschritten.

6.2.4 Ausblendung von Objekten

Die allgemein angewendete und auch hier eingesetzte Zweipunkt-Normierung aller Kapazitätsverhältnisse gestattet es durch einen Kunstgriff bei der Kalibrierung, eine bestimmte Kalibrieranordnung von beispielsweise einem oder mehreren Objekten gleicher relativer Permittivität aus dem Rekonstruktionsbild der Messanordnung auszublenden [188].

In den dargestellten Fällen in Tabelle 6.7 wird die Kalibrierung auf Basis der Messwerte der dargestellten Kalibrieranordnungen mit einem bis vier PVC-Stäben (a-d) mit einem Radius von $r = 10 \text{ mm}$ vorgenommen. Anschließend werden die Änderungen der Kapazitätsverhältnisse aufgrund der verschiedenen Messanordnungen (e-h) ermittelt, welche zur Berechnung der Rekonstruktionsbilder (m-p) heran gezogen werden. Wie am Beispiel der Messanordnung mit zwei Objekten in Bild (e) zu erkennen, wird die Kalibrierung hierbei mit einem Objekt nach Bild (a) ausgeführt. Als Rekonstruktionsbild (m) sollte, wie im Referenzbild (i) gezeigt, idealerweise das Differenzbild aus Mess-

und Kalibrieranordnung resultieren. Die Ergebnisse aus den Beispielanordnungen mit Korrelationskoeffizienten um $\rho^{g,g^r} = 0,77$ bestätigen, dass die Ausblendung von Objekten funktioniert. Wie am Beispiel des Rekonstruktionsbildes (p) ersichtlich, lässt sich sogar ein von vier kreisrunden Stäben umschlossener und im Querschnitt quadratischer Stab in Bild (h) detektieren. Der Ansatz bringt allerdings nur gute Resultate für die Fälle, in denen alle Objekte etwa gleich große Flächen und die gleiche relative Permittivität besitzen.

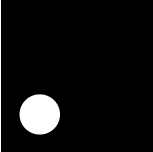
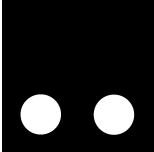
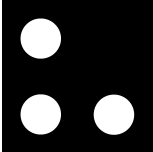
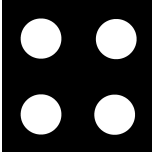
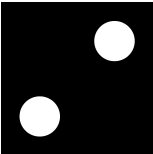
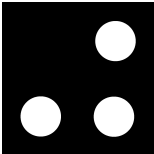
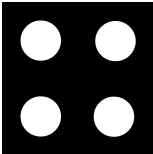
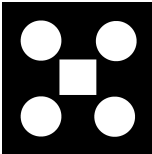
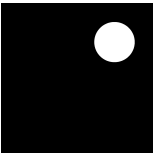
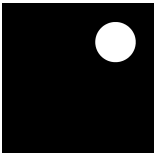
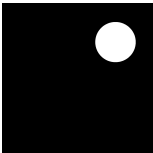
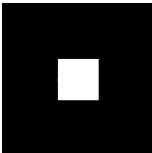
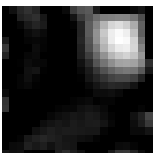
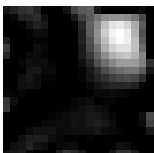
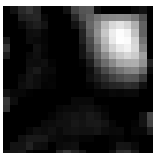
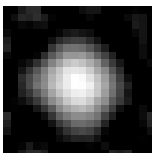
Kalibrieranordnung				
	a)	b)	c)	d)
Messanordnung				
	e)	f)	g)	h)
Referenz-Differenzbild				
	i)	j)	k)	l)
Rekonstruktionsbild				
	m)	n)	o)	p)
ρ^{g,g^r}	0,77	0,77	0,76	0,77

Tabelle 6.7: Rekonstruktionsbilder als Differenzdarstellung zwischen Messanordnung und Kalibrieranordnung mit unterschiedlicher Anzahl und Position von stabförmigen Objekten ($\varepsilon_r = 3,25$) und Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} durch den Vergleich mit den jeweiligen Referenzbildern, unter Verwendung des Rekonstruktionsalgorithmus OIOR mit 300 Iterationsschritten.

6.3 Verbesserung der Bilddarstellung

In diesem Abschnitt wird ein Werkzeug des Auswerteprogramms zur Verbesserung der Darstellung von Materialgrenzen durch Festlegung mehrerer Intensitäts-Schwellwerte am Beispiel aufbereiteter Rekonstruktionsbilder vorgestellt. Die Bilder werden anhand ihrer

zugehörigen Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} mit den Referenzbildern nach Tabelle 6.1 verglichen. Die normierten Kapazitätsverhältnisse für die Rekonstruktion wurden gemäß der Bilder in Tabelle 6.8 aus numerischen Simulationen ermittelt und gemäß der Bilder in Tabelle 6.9 gemessen. Bei den aufgeführten Beispielen wurden ein Intensitätsminima bzw. ein unterer Graustufen-Schwellwert mit $g_N^{min} = 0,6$, ein Intensitätsmaxima mit $g_N^{min} = 1$ und eine Gammakorrektur mit dem Exponenten $\gamma = 0,3$ gewählt. Damit sind alle Pixel mit einer Intensität unterhalb von 60% als schwarz definiert und die ursprünglich berechneten Grauwerte werden jeweils nur zwischen diesen beiden Schwellen dargestellt.

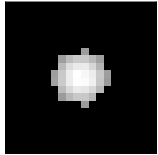
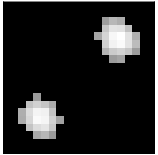
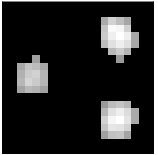
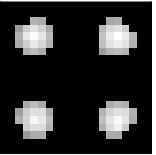
				
	a)	b)	c)	d)
ρ^{g,g^r}	0,83	0,93	0,85	0,85

Tabelle 6.8: Aufbereitete Rekonstruktionsbilder mit entsprechenden Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} auf Basis der Referenzanordnungen in Tabelle 6.1, $\varepsilon_r = 3,25$, λ aus numerischen Simulationsdaten.

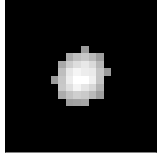
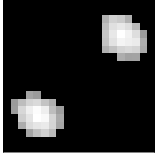
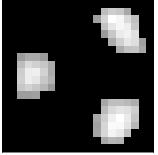
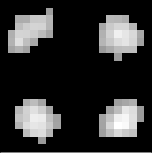
				
	a)	b)	c)	d)
ρ^{g,g^r}	0,82	0,83	0,72	0,69

Tabelle 6.9: Aufbereitete Rekonstruktionsbilder mit entsprechenden Korrelationskoeffizienten ρ^{g,g^r} auf Basis der Referenzanordnungen in Tabelle 6.1, $\varepsilon_r = 3,25$, λ aus Messdaten.

Die gewählten Schwellwerte wurden empirisch ermittelt und stellen das Optimum mit den größtmöglichen Korrelationen zu den zugehörigen Referenzbildern der Anordnungen (a-d) dar. Für andere Anordnungen mit beispielsweise größeren und kleineren Radien der PVC-Stäbe als $r = 10\text{ mm}$ können auch andere Schwellen geeigneter sein. Allgemein werden für die Beispielanordnungen Steigerung der Korrelation von etwa 4-10% erreicht. Darüber hinaus werden mit den Simulationsdaten erwartungsgemäß bessere Übereinstimmungen zu den Referenzbildern als mit den Messdaten erreicht. Hierbei muss wie auch zuvor, die berechnete Korrelation und visuelle Beurteilung (z.B. die Übereinstimmung der Objektkonturen mit denen der Referenzobjekte) heran gezogen werden. Die erreichten Korrelationskoeffizienten liegen allgemein für die Simulationsdaten-basierten

Bilder im Bereich von $\varrho^{g,g^r} = 0,75 \dots 0,95$ und für die Messdaten-basierten Bilder bei $\varrho^{g,g^r} = 0,65 \dots 0,85$. Die besten Rekonstruktionsbilder (b) gelangen jeweils mit zwei symmetrisch angeordneten Objekten in den Ecken. Die geringsten Korrelationskoeffizienten ergeben sich bei mehr als drei Objekten in den Bildern (d) und z.B. wie in den Bildern (c) mit unsymmetrischer Verteilung der Objekte im Detektionsgebiet.

6.4 Ergebnisse der Positionsberechnung

In Tabelle 6.10 sind die Ergebnisse der Objektlokalisierung auf Basis der messtechnisch ermittelten und aufbereiteten Rekonstruktionsbilder des vorherigen Abschnitts dargestellt. Für die abgebildeten Anordnungen (a-d) konnten die Objektmittelpunkte P mit einer maximalen Abweichung von $\pm 2,5\%$ von den Referenzmittelpunkten P_{ref} in beide Koordinatenrichtungen bestimmt werden. Die prozentuale Angabe bezieht sich dabei jeweils auf die Breite vom Detektionsbereich und die Referenzmittelpunkte der Stäbe sind stets in der Mitte eines Pixels angenommen.

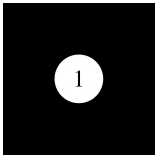
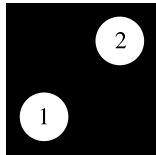
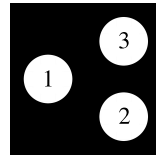
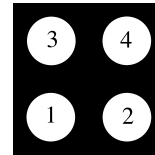
Referenzanordnung mit Objektnumerierung				
	a)	b)	c)	d)
Referenzposition ($x'; y'$)				
P_{ref} (Objekt 1)	10;10	5;5	5;10	5;5
P_{ref} (Objekt 2)	-	15;15	15;5	15;5
P_{ref} (Objekt 3)	-	-	15;15	5;15
P_{ref} (Objekt 4)	-	-	-	15;15
Max. Messfehler in %				
ΔP (Objekt 1)	0	2,5	2,5	2,5
ΔP (Objekt 2)	-	2,5	2,5	2,5
ΔP (Objekt 3)	-	-	2,5	2,5
ΔP (Objekt 4)	-	-	-	2,5

Tabelle 6.10: Maximale prozentuale Abweichungen der gemessenen Objektmittelpunkte P in beide Koordinatenrichtungen ($x'; y'$) im Vergleich zu den Referenzmittelpunkten P_{ref} entsprechend der Referenzanordnungen aus Tabelle 6.1.

Für das betrachtete Detektionsgebiet mit 20×20 Pixeln bzw. mit $80 \text{ mm} \times 80 \text{ mm}$ bedeutet dies, dass die Positionen aller Referenzobjekte mit einer maximalen Abweichung von einem halben Pixel bzw. $\pm 2 \text{ mm}$ berechnet wird.

Die Berechnung der Mittelpunkte für weitere gemessene Objektverteilungen mit einem bis fünf kreisrunden Stäben mit Radien im Bereich $5\text{ mm} < r \leq 15\text{ mm}$ ergeben ebenfalls überzeugende Ergebnisse. Die Abweichungen von der Referenzposition betragen hierbei unter der Voraussetzung von Mindestabständen zwischen den Objekten maximal $\pm 2,5\%$ in beide Koordinatenrichtungen. Für zwei Stäbe mit beispielsweise einem Radius von $r = 5\text{ mm}$ und Abstand von mindestens 5 mm ist deren ursprüngliche Kontur nach der Rekonstruktion zwar nicht mehr erkennbar, aber der Lokalisierungsalgorithmus berechnet auch dann noch zwei Positionen mit jeweils einer Abweichung von $\pm 5\%$. Letztlich kann man allgemein zusammenfassen, dass je größer die Querschnittsflächen der Objekte sind, desto eher die Abweichungen der berechneten Schwerpunkte mit Reduzierung der Objektabstände steigen.

Kapitel 7

Zusammenfassung und Ausblick

Aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der kapazitiven Tomographie zielen auf Messmodule ab, die eine Integration von Elektrodenanordnung und Messelektronik als kompakte Einheit ermöglichen. Ein wesentlicher Vorteil liegt in der Verringerung parasitärer Einflüsse und der relativ einfachen Anpassung der Systemkomponenten an verschiedene Applikationen. Um den Anforderungen im industriellen Bereich auch unter ungünstigen Umgebungsbedingungen gerecht zu werden, sind leistungsfähige kapazitive Schaltungsprinzipien sowie effizient arbeitende Systemkomponenten erforderlich.

Die vorliegende Arbeit leistet einen Beitrag zur kapazitiven Tomographie und zielt auf die Realisierung kostengünstiger tomographischer Sensorsysteme in kompakter Bauweise ab. Sie beschäftigt sich im Kern mit dem Entwurf von ECT-Sensoren unter Berücksichtigung anwendungsspezifischer und Messprinzip-spezifischer Eigenschaften. Der erste Schwerpunkt der Arbeit liegt in der Erarbeitung relevanter Schlüsselgrößen und Entwurfparameter für den Entwurf einer spezifischen Sensorstruktur, sowie in der Anwendung einer davon abgeleiteten systematischen Vorgehensweise zur Optimierung der Elektrodenkonfiguration für einen konstruktiv-vereinfachten Sensor nach dem Dreielektroden-Messprinzip. Die Auswahl und Implementierung eines echtzeitfähigen Rekonstruktionsalgorithmus und eines Algorithmus zur Lokalisierung von Objekten in einem Auswerteprogramm stellen einen weiteren Schwerpunkt dar. Der Funktionsnachweis wird mittels einer Experimentieranordnung erbracht, die sich durch eine integrationsfähige modular aufgebaute Auswerteelektronik einschließlich Umschaltwerk, die optimierte Sensoranordnung, sowie ein geeignetes Computerprogramm für die Rekonstruktion und Positionsberechnung von Referenzobjekten in Echtzeit, auszeichnet. Als Ergebnis der Dissertation steht erstmalig ein ECT-System nach dem industriell erprobten kapazitiven Dreielektrodenprinzip, wobei die gewonnenen Erkenntnisse grundsätzlich dem Aufbau modularer Sensorsysteme in kompakter Bauweise für eine bestimmte Klasse von einfachen tomographischen Applikationen dienen.

Eine Einführung in die ECT, die erforderlichen Grundlagen und die Besonderheiten des kapazitiven Dreielektroden-Messprinzips wurden im ersten Teil der Arbeit vermittelt. Die Optimierung der Sensorkonfiguration unter Berücksichtigung dieses Messprinzips sowie

der beabsichtigten Anwendungen erfolgte im Rahmen des **Kapitel 4** auf Grundlage einer bereits publizierten zylinderförmigen Sensoranordnung, die ein im Querschnitt quadratisches Detektionsgebiet umschließt [95]. Als wesentliche Voraussetzung für den Entwurf des ECT-Systems, genauer die damit verbundene Optimierung der Sensorkonfiguration, wurde zunächst eine vollständige Darstellung aller relevanten Schlüsselgrößen und Entwurfparameter erarbeitet. Auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse konnte daraufhin anhand von modellgestützten Parameterstudien systematisch eine, für das neue Messprinzip und für die Rekonstruktion von stabförmigen Objekten optimierte, Sensorkonfiguration abgeleitet werden. Die Bewertung erfolgte in erster Linie durch den Vergleich von Rekonstruktionsbildern auf Basis numerisch berechneter Kapazitätsverhältnisse für definierte Permittivitätsverteilungen mit mindestens einem dielektrischen Referenzobjekt im Detektionsgebiet, wobei deren Position, Anzahl und Querschnitt variiert wurden. Unter anderem wurden bei den Studien der Einfluss der Elektrodenkonfiguration, des Schirmgehäuses und der Isolationsschicht untersucht. Dabei konnten beispielsweise die Elektrodenkonfiguration deutlich vereinfacht werden, optimale Breiten und Längen der Mess- und Schirmelektroden definiert werden sowie eine optimale Potentialbeschaltung der Elektroden festgelegt werden. Über die genannten Entwurfsrichtlinien hinaus wurden noch eine Reihe weiterer spezifischer Konstruktionsparameter erarbeitet, die ebenfalls in den Aufbau der Sensoranordnung eingeflossen sind.

Für die Rekonstruktion wurde der für Echtzeitanwendungen geeignete OIOR-Algorithmus favorisiert und anschließend unter Mitwirkung des Autors in einem Auswerteprogramm implementiert. Er unterscheidet sich deutlich von den anderen in der ECT eingesetzten Algorithmen, weil die iterativen Berechnungen nur einmal während der Inbetriebnahme des Systems, d.h. vor der eigentlichen Messung bzw. Rekonstruktion, vorgenommen werden müssen. Ein eigens entwickelter Lokalisierungsalgorithmus zur Berechnung der Positionen von rekonstruierten Referenzobjekten sowie Werkzeuge zur Bildverbesserung der Bilddarstellung werden ebenfalls vom Programm zur Verfügung gestellt. So konnten auf einem gewöhnlichen PC beeindruckende Bildraten mit bis zu 5000 Schnittbildern pro Sekunde erzielt werden. Die Berechnungszeit für die Rekonstruktion und Positionsbestimmung von 4 stabförmigen Objekten beispielsweise beträgt nur etwa $200 \mu s$.

Die realisierte ECT-Experimentieranordnung ist in **Kapitel 5** beschrieben und umfasst die optimierte Sensoranordnung, eine modular aufgebaute Mess- und Umschaltelektronik, sowie ein Steuer-/Auswerteprogramm auf einem Computer. Die Elektronik beinhaltet neben kommerziell verfügbaren Komponenten auch mehrere Eigenentwicklungen der Arbeitsgruppe des Autors. So besitzt jedes Messmodul z.B. jeweils einen neuartigen ASIC zur Signalverstärkung und Aufbereitung der empfangenen Sensorsignale. Eine der Herausforderungen bei der Realisierung der 12 unabhängigen Messmodule bestand in der mittelbaren Umschaltung der Elektrodenpotentiale.

Im experimentellen Teil der Arbeit in **Kapitel 6** wurde die Leistungsfähigkeit der Systemkomponenten untersucht. Eine Analyse der Elektronik ergab, dass durch eine ungeeignete Parametrierung der Signal-Gleichrichtung in den ASICs deren Ausgangssignale mit ungleichen niederfrequenten Störspannungsanteilen überlagert werden. Verschiedene Maßnahmen, wie der Einsatz von Tiefpassfiltern und einer speziell auf das Dreielektroden-Messprinzip angepassten Umschaltelektronik einschließlich zugehöriger

Umschaltroutine führten zu einer Steigerung der Signal-Rausch-Verhältnisse. Die erreichbaren Werte liegen je nach Messstelle zwischen 2000 und 25000. Die höchste kapazitive Auflösung der Messelektronik beträgt 100 aF bei Grundkapazitäten von etwa 1 pF .

Die notwendigen Maßnahmen zur Signalfilterung und die damit erforderlichen Umschaltverzögerungen zwischen den Sensorelektroden führen jedoch zur Begrenzung der maximalen Messrate, obwohl mit dem Auswerteprogramm beachtlich hohe Bildraten nachgewiesen wurden. Unter Berücksichtigung dieser Einschränkungen werden dennoch akzeptable Rekonstruktionsergebnisse erreicht, die die Resultate aus den Studien auf Basis der numerischen Simulationsdaten stützen. Die Rekonstruktionsbilder mit 400 quadratischen Pixeln korrelieren dabei zwischen 65% und 85% mit ihren entsprechenden gemessenen Referenz-Objektanordnungen. Diese bestehen aus einem bis mehreren axial im Detektionsgebiet angeordneten Stäben, die in ihrem Durchmesser bzw. ihrer Kontur gleich oder unterschiedlich gewählt wurden. Auf Basis der Rekonstruktionsbilder konnten alle Objekte mit einer maximalen Abweichung von einem halben Pixel bzw. $\pm 2\text{ mm}$ entfernt von der Referenzposition bestimmt werden.

Als Ansätze zur Steigerung der Messgeschwindigkeit wurden die Überarbeitung der Gleichrichtung in den ASICs, die Anpassung der Signalfilterung, die Verbesserung der Struktur der AD-Wandlung und die Erhöhung der Anregungsfrequenz bestimmt.

Die Erkenntnisse aus den Parameterstudien und Messergebnisse mit der realisierten Experimentieranordnung zeigen prinzipiell, dass sich das Dreielektrodenprinzip zur Realisierung von modularen ECT-Systemen mit kostengünstig realisierbarer Messelektronik eignet. Ein auf dem Entwurf in dieser Arbeit basierendes tomographisches Sensorsystem würde eine Vielzahl neuer industrieller Anwendungen mit einer robusten und leistungsfähigen Messtechnik ermöglichen und insgesamt eine Bereicherung für die kapazitive Tomographie darstellen. Über die Möglichkeiten der nach dem Dreielektrodenprinzip arbeitenden aktuellen Sensoren hinaus eröffnen sich für diese Technik neue Einsatzfelder wie eine positionsunabhängige Objektdetektierung mittels angepasster kompakter Messzellen in Fördereinrichtungen. Hierbei wäre z.B. im Rahmen der Qualitätskontrolle eine Charakterisierung von Objekten, eine Überprüfung auf Vollständigkeit oder deren Unversehrtheit sogar im verpackten Zustand möglich. Zudem ergeben sich durch den modularen Aufbau neue Anwendungsmöglichkeiten für die Füllstandmessung in metallischen und nicht-metallischen Behältern. Hier könnten beispielsweise mehrere Messmodule einschließlich ihrer Elektrodenanordnung in die Behälterwand integriert werden, um das Volumen von Flüssigkeiten oder Schüttgütern trotz inhomogener Materialverteilung bzw. ungleichmäßiger Oberflächenkontur platzsparender und genauer als bisher zu bestimmen.

Literatur

- [1] ABDELRAHMAN, M.A. ; GUPTA, A. ; DEABES, W.A.: A Feature-Based Solution to Forward Problem in Electrical Capacitance Tomography of Conductive Materials. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 60 (2011), Feb., Nr. 2, S. 430 –441. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 60)
- [2] AiF: Kapazitives Kollisionsschutzsystem / Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen, PRO INNO II, Förderkennzeichen: KF0156801WM5. http://www.forschungskoop.de/forschungskoop/60_pdf/pi-beispiele/pro_inno_226.pdf (2008). – Projektbericht, Ergebnisse geförderter Projekte in PRO INNO (Förderprogramm des BMWi). – (letzter Aufruf 24.09.2012) (Zitiert auf Seite 36)
- [3] ALME, K.J. ; MYLVAGANAM, S.: Electrical Capacitance Tomography - Sensor Models, Design, Simulations, and Experimental Verification. In: *Sensors Journal, IEEE* 6 (2006), Oct., Nr. 5, S. 1256–1266. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf den Seiten 15, 16, 17, 19, 40, 45, 47 und 70)
- [4] ALME, K.J. ; MYLVAGANAM, S.: Comparison of Different Measurement Protocols in Electrical Capacitance Tomography Using Simulations. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 56 (2007), Dec., Nr. 6, S. 2119–2130. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf den Seiten 19 und 20)
- [5] ANSYS (Hrsg.): *Ansoft Maxwell - Online Help*. Ansys, 2012. <http://www.ansoft.com> (Zitiert auf den Seiten 47, 51 und 52)
- [6] BECK, Amir ; BEN-TAL, Aharon: On the solution of the tikhonov regularization of the total least squares problem. In: *Society for Industrial and Applied Mathematics* 17 (2006), Nr. 1, S. 98–118 (Zitiert auf Seite 56)
- [7] BECK, M. S. ; BYARS, M. ; DYAKOWSKI, T. ; WATERFALL, R. ; HE, R. ; WANG, S.J. ; WANG, W.Q.: Principles and industrial applications of electrical capacitance tomography. In: *Measurement + Control* 30 (1997), Nr. 7, S. 197–200 (Zitiert auf den Seiten 2 und 25)
- [8] BECK, M. S. ; DYAKOWSKI, T. ; WILLIAMS, R.A.: Process tomography - the state of the art. In: *Transactions of the Institute of Measurement and Control* 20 (1998), Nr. 4, S. 163–177 (Zitiert auf Seite 6)

- [9] BRANDSTATTER, Bernhard ; HOLLER, Gert ; WATZENIG, Daniel: Reconstruction of inhomogeneities in fluids by means of capacitance tomography. In: *COMPEL: Int J for Computation and Maths. in Electrical and Electronic Eng.* 22 (2003), Nr. 3, S. 508–519 (Zitiert auf Seite 59)
- [10] BYARS, M.: Developments in Electrical Capacitance Tomography / Process Tomography Ltd., 86, Water Lane, Wilmslow, Cheshire. SK9 5BB UK. 2001. – Forschungsbericht (Zitiert auf den Seiten 8 und 20)
- [11] BYUN, Jin-Kyu ; LEE, Ju-Hyun ; PARK, Il-Han ; LEE, H.B. ; CHOI, K. ; HAHN, Song-Yop: Inverse problem application of topology optimization method with mutual energy concept and design sensitivity. In: *Magnetics, IEEE Transactions on* 36 (2000), July, Nr. 4, S. 1144–1147. – ISSN 0018–9464 (Zitiert auf Seite 56)
- [12] CAO, Zhang ; XU, Lijun ; FAN, Wenru ; WANG, Huaxiang: 2D ECT for sensors of non-circular cross sections using the factorization method. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, S. 67 –70 (Zitiert auf Seite 60)
- [13] CAO, Zhang ; XU, Lijun ; WANG, Huaxiang: 2D ECT with square sensor using Calderon’s method. In: *Imaging Systems and Techniques, 2009. IST ’09. IEEE International Workshop on*, 2009, S. 47–51 (Zitiert auf Seite 60)
- [14] CAO, Zhang ; XU, Lijun ; XU, Chengfeng ; WANG, Huaxiang: Electrical resistance tomography(ERT) by using an ECT sensor. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, S. 63 –66 (Zitiert auf Seite 18)
- [15] CHEN, Deyun ; TANG, Wenming ; WANG, Lili ; YU, Xiaoyang: Hardware Design and System Calibration for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Mechatronics and Automation, 2007. ICMA 2007. International Conference on*, 2007, S. 3088–3093 (Zitiert auf den Seiten 19 und 21)
- [16] CHEN, Dixiang ; DENG, Xiang ; YANG, Wuqiang: Comparison of three electrical capacitance tomography systems. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, S. 57 –62 (Zitiert auf den Seiten 18, 21, 31 und 158)
- [17] CHEN, Yu ; SONG, Yuchen ; ZHANG, Jian: A Novel Principal Component Analysis Flow Pattern Identification Algorithm for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Machine Vision and Human-Machine Interface (MVHI), 2010 International Conference on*, 2010, S. 235 –238 (Zitiert auf Seite 59)
- [18] CHEN, Zhenhai ; LUO, R.C.: Design and implementation of capacitive proximity sensor using microelectromechanical systems technology. In: *Industrial Electronics, IEEE Transactions on* 45 (1998), Dez, Nr. 6, S. 886 –894. – ISSN 0278–0046 (Zitiert auf Seite 8)

- [19] CHENG, B.: *Security imaging devices with planar capacitance sensor arrays*, The University of Manchester, UK, Diss., 2008 (Zitiert auf Seite 8)
- [20] CUI, Ziqiang ; WANG, Huaxiang ; TANG, Lei ; ZHANG, Lifeng ; CHEN, Xiaoyan ; YAN, Yong: A Specific Data Acquisition Scheme for Electrical Tomography. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, 2008. IMTC 2008. IEEE*, 2008. – ISSN 1091–5281, S. 726–729 (Zitiert auf Seite 22)
- [21] CUI, Ziqiang ; WANG, Huaxiang ; XU, Yanbin ; ZHANG, Lifeng ; YAN, Yong: An integrated ECT/ERT dual modality sensor. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2009. I2MTC '09. IEEE*, 2009. – ISSN 1091–5281, S. 1434–1438 (Zitiert auf Seite 26)
- [22] DA SILVA, M. J.: Impedance Sensors for Fast Multiphase Flow Measurement and Imaging. In: *Elektrotechnik und Informationstechnik* 13 (2008), Nr. 2, S. 170 (Zitiert auf den Seiten 7 und 66)
- [23] DAWES, B. ; ABRAHAMS, D. ; RIVERA, R.: *boost C++ libraries*. <http://www.boost.org>. – letzter Aufruf 06.02.2013 (Zitiert auf Seite 108)
- [24] DEABES, W.A. ; ABDALLAH, M. ; ELKEELANY, O. ; ABDELRAHMAN, M.A.: Reconfigurable wireless stand-alone platform for Electrical Capacitance Tomography. In: *Computational Intelligence in Control and Automation, 2009. CICA 2009. IEEE Symposium on*, 2009, S. 112–116 (Zitiert auf den Seiten 23, 32 und 158)
- [25] DEABES, W.A. ; ABDELRAHMAN, M.A.: Nonlinear single step fuzzy image reconstruction algorithm for grounded conductors in ECT. In: *American Control Conference (ACC), 2010*, 2010. – ISSN 0743–1619, S. 5320–5325 (Zitiert auf Seite 60)
- [26] DEUFLHARD, P. ; HOHMANN, A.: *Numerische Mathematik I: eine algorithmisch orientierte Einführung*. De Gruyter, 2002 (De Gruyter Lehrbuch Bd. 1). – ISBN 9783110171822 (Zitiert auf Seite 50)
- [27] DIAMOND, Geoff G. ; HUTCHINS, David A.: A New Capacitive Imaging Technique for NDT. In: *European Conference on NDT Poster 229* (2006), S. 1–8 (Zitiert auf Seite 8)
- [28] DONG, Xiangyuan ; GUO, Shuqing ; YU, Hailong: Fast image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography. In: *Industrial Electronics and Applications, 2009. ICIEA 2009. 4th IEEE Conference on*, 2009, S. 3753–3756 (Zitiert auf Seite 59)
- [29] DONTI, S S.: Capacitance based tomography for industrial applications. In: *M.Tech. credit seminar report, Electronic System Group, EE Dept., IIT Bombay* (2004), S. 1–19 (Zitiert auf Seite 20)

- [30] DU, B. ; MARASHDEH, Q. ; WARSITO, W. ; A.-H. ; PARK, A. ; FAN, L. S.: Development of Electrical Capacitance Volume Tomography (ECVT) and Electrostatic Tomography (EST) for 3D Density Imaging of Fluidized Bed System. In: *The 12th International Conference on Fluidization - New Horizons in Fluidization Engineering, ECI Symposium Series* RP4 (2007). – ISSN 1424–8220 (Zitiert auf Seite 26)
- [31] DYAKOWSKI, T. ; EDWARDS, R. B. ; XIE, C. G. ; WILLIAMS, R. A.: Application of capacitance tomography to gas-solid flows. In: *Chemical Engineering Science* 52 (1997), Nr. 13, S. 2099 – 2110. – ISSN 0009–2509. – Process Tomography (Zitiert auf Seite 25)
- [32] DYAKOWSKI, Tomasz ; JEANMEURE, Laurent F. C. ; JAWORSKI, Artur J.: Applications of electrical tomography for gas-solids and liquid-solids flows – a review. In: *Powder Technology* 112 (2000), Nr. 3, S. 174 – 192. – ISSN 0032–5910 (Zitiert auf Seite 25)
- [33] FAN, L.-S ; MARASHDEH, Q ; WARSITO, W: *3D and real time electrical capacitance volume-tomography sensor design and image reconstruction*. Offenlegungsschrift, WO002006102388A1, 2010 (Zitiert auf Seite 158)
- [34] FAN, Zhaoyan ; GAO, R.X.: A new sensing method for Electrical Capacitance Tomography. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2010 IEEE*, 2010. – ISSN 1091–5281, S. 48 –53 (Zitiert auf Seite 22)
- [35] FANG, Weifu: A nonlinear image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 15 (2004), Nr. 10, S. 2124–2132 (Zitiert auf Seite 59)
- [36] FASCHING, George E. ; LOUDIN, W.J. ; SMITH, Jr. N.S.: Capacitive system for three-dimensional imaging of fluidized-bed density. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 43 (1994), Feb., Nr. 1, S. 56–62. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 25)
- [37] FASCHING, George E. ; SMITH, Nelson S.: A capacitive system for three-dimensional imaging of fluidized beds. In: *Review of Scientific Instruments* 62 (1991), Sep., Nr. 9, S. 2243 –2251. – ISSN 0034–6748 (Zitiert auf Seite 25)
- [38] FISCHER, H. ; HOFMANN, H. ; SPINDLER, J.: *Werkstoffe in der Elektrotechnik: Grundlagen- Aufbau- Eigenschaften- Prüfung- Anwendung- Technologie*. Hanser Fachbuchverlag, 2007. – ISBN 9783446407077 (Zitiert auf den Seiten 49 und 50)
- [39] FLORES, Norberto ; GAMIO, J. C. ; ORTIZ-ALEMÁN, Carlos ; DAMIÁN, Enrique: Sensor Modeling for an Electrical Capacitance Tomography System Applied to Oil Industry. In: *Proceedings of the COMSOL Multiphysics User's Conference 2005 Boston*, 2005 (Zitiert auf den Seiten 14, 40, 48 und 50)

- [40] FRANZ, Joachim: Verfahren zur Messung kleiner Kapazitäten mit hoher Auflösung. In: *tm – Technisches Messen, Oldenbourg Wissenschaftsverlag* 67 (2000), Apr., S. 177–181 (Zitiert auf Seite 18)
- [41] FUCHS, A. ; ZANGL, H. ; WATZENIG, D. ; NEUMAYER, M.: Investigations on Inverse Filtering to Sharpen Electrical Capacitance Tomography Images. In: *International IGTE Symposium on Numerical Field Calculation in Electrical Engineering*, 2008 (Zitiert auf Seite 61)
- [42] GAMIO, J.C.: A comparative analysis of single- and multiple-electrode excitation methods in electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 13 (2002), Nr. 12, S. 1799–1809 (Zitiert auf Seite 20)
- [43] GAO, R. X. ; FAN, Zhanoyan: *Multiple Excitation Capacitance Polling for Enhanced Electronic Capacitance Tomography*. Offenlegungsschrift, WO002011002793A1, 2011 (Zitiert auf Seite 22)
- [44] GAO, Yanli ; XU, Qing ; ZHOU, Feng: Research on Factors of Influencing ECT Image Reconstruction. In: *Industrial Electronics and Applications, 2007. ICIEA 2007. 2nd IEEE Conference on*, 2007, S. 1627–1630 (Zitiert auf Seite 57)
- [45] GAUGLER-LUTZ: *Rohacell PMI-Hartschaumstoff*. <http://www.gaugler-lutz.de/leicht-sandwichbau/rohacell.html>. – letzter Aufruf 26.10.2012 (Zitiert auf Seite 100)
- [46] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G.: Position determination based on electrical capacitance tomography. In: *COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering* Vol. 30, Iss: 4 (2011), S. 1224–1236 (Zitiert auf den Seiten 37, 78, 86, 92 und 100)
- [47] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G. ; UHLMANN, F.H.: Temperature influence on capacitive sensor structures. In: *Information technology and electrical engineering - devices and systems, materials and technologies for the future . - Ilmenau : Verl. ISLE, ISBN 3-938843-15-2*, 2006, S. 127–128 (Zitiert auf Seite 36)
- [48] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G. ; UHLMANN, F.H.: Investigation of the temperature influences on capacitive sensor materials. In: *Przeglad elektrotechniczny . - Warszawa : Wydawn, VDE-Verl., ISBN 978-3-8007-3166-4* Bd. 11, Not Sigma, ISSN 0033-2097, Nov. 2007, S. 14–17 (Zitiert auf den Seiten 36 und 43)
- [49] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G. ; UHLMANN, F.H.: Towards digital capacitive proximity sensor. In: *Advanced aspects of theoretical electrical engineering - Sozopol '07; Pt. 2: Regular papers . - Sofia, ISBN 978-954-951846-7*, 2007, S. 9–14 (Zitiert auf Seite 65)
- [50] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G. ; UHLMANN, F.H.: Image reconstruction with electrical capacitance tomography and position determination of reference objects.

- In: *ISTET 2009 : XV International Symposium on Theoretical Electrical Engineering, 22 - 24 June 2009, Lübeck, Germany / Informationstechnische Gesellschaft im VDE (ITG), ISBN 978-3-8007-3166-4*, 2009, S. 248–251 (Zitiert auf den Seiten 47 und 60)
- [51] GEBHARDT, S. ; SCHEINERT, G. ; UHLMANN, F.H.: Image reconstruction with iterative calibration algorithm for electrical capacitance tomography. In: *Information technology and electrical engineering - devices and systems, materials and technologies for the future . - Ilmenau : ISLE, ISBN 978-3-938843-44-4*, 2009, S. 133–134 (Zitiert auf Seite 75)
- [52] GEBHARDT, Stefan ; TÖPFER, Hannes: Entwicklung optimierter Sensorstrukturen und Rekonstruktions-Algorithmen für die kapazitive Tomografie / Fachgebiet Theoretische Elektrotechnik, Fak. Elektrotechnik und Informationstechnik, TU Ilmenau. 2010. – Sachbericht, Kooperationsprojekt: Industrielle Anwendung der kapazitiven Tomografie (Förderprogramm des BMWi). – AiF, Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen, PRO INNO II, Förderkennzeichen: KF0156802FK7 (Zitiert auf den Seiten 36, 64, 78, 85, 94, 100, 101, 104, 105 und 108)
- [53] GOLUB, G ; HEATH, M ; WAHBA, G: Generalized cross-validation as a method for choosing a good ridge parameter. In: *Technometrics* 21 (1979), S. 215–223 (Zitiert auf Seite 56)
- [54] GUPTA, A. ; ABDELRAHMAN, M.A. ; DEABES, W.A.: A feature based solution to Forward Problem in Electrical Capacitance Tomography. In: *System Theory, 2009. SSSST 2009. 41st Southeastern Symposium on*, 2009. – ISSN 0094–2898, S. 49 –53 (Zitiert auf Seite 60)
- [55] HALOW, J.S. ; FASCHING, G. E. ; NICOLETTI, P. ; SPENIK, J.L.: Observations of a fluidized bed using capacitance imaging. In: *Chemical Engineering Science* 48 (1993), Nr. 4, S. 643 – 659. – ISSN 0009–2509 (Zitiert auf Seite 25)
- [56] HALOW, J.S. ; NICOLETTI, P.: Observations of fluidized bed coalescence using capacitance imaging. In: *Powder Technology* 69 (1992), Nr. 3, S. 255 – 277. – ISSN 0032–5910 (Zitiert auf Seite 25)
- [57] HANSEN, P. C.: Analysis of discrete ill-posed problems by means of L-curve. In: *SIAM* 34 (1992), S. 561–580 (Zitiert auf Seite 56)
- [58] HANSEN, Per C.: *Rank-deficient and discrete ill-posed problems*. Philadelphia, SIAM, 1998 (Zitiert auf den Seiten 56 und 57)
- [59] HE, R. ; XIE, C.G. ; WATERFALL, R.C. ; BECK, M.S. ; BECK, C.M.: Engine flame imaging using electrical capacitance tomography. In: *Electronics Letters* 30 (1994), Mar., Nr. 7, S. 559 –560. – ISSN 0013–5194 (Zitiert auf Seite 25)

- [60] HEIDENBLUT, Stefan: *Entwicklung kapazitiver Sensorstrukturen mit maximaler Richtwirkung bei vorgegebener Reichweite*, Technische universität Ilmenau, Diplomarbeit, 2003 (Zitiert auf Seite 14)
- [61] HOLLER, G. ; FUCHS, A. ; SCHWEIGHOFER, B. ; BRASSEUR, G.: Comparison of measurement results and simulations based on finite element method for an electrical capacitance tomography system. In: *Sensors for Industry Conference, 2004. Proceedings the ISA/IEEE*, 2004, S. 109–115 (Zitiert auf Seite 47)
- [62] HU, Xiaohui ; YANG, W.Q.: Planar capacitive sensors –designs and applications. In: *Sensor Review* 30 (2010), S. 24–39. – ISSN 0260–2288 (Zitiert auf den Seiten 7, 8, 13, 15, 20, 54, 65, 66 und 67)
- [63] HUANG, S.M. ; PLASKOWSKI, A.B. ; XIE, C.G. ; BECK, M.S.: Capacitance-based tomographic flow imaging system. In: *Electronics Letters* 24 (1988), Mar., Nr. 7, S. 418–419. – ISSN 0013–5194 (Zitiert auf den Seiten 1, 8 und 9)
- [64] HUANG, S.M. ; PLASKOWSKI, A.B. ; XIE, C.G. ; BECK, M.S.: Tomographic imaging of two-component flow using capacitance sensors. In: *Journal of Physics E: Scientific Instruments* 22 (1989), Nr. 3, S. 173–177 (Zitiert auf Seite 25)
- [65] HUANG, S.M. ; XIE, C.G. ; B.S. HOYLE, B. ; LENN, C.P. ; BECK, M.S.: Transputer-based electrical capacitance tomography for real-time imaging of oilfield flow pipelines. In: *Proceedings Tomography - A Strategy for Industrial Exploitation*. Manchester, 1992 (ECAPT'92), S. 281–294 (Zitiert auf Seite 25)
- [66] HUANG, S.M. ; XIE, C.G. ; THORN, R. ; SNOWDEN, D. ; BECK, M.S.: Design of sensor electronics for electrical capacitance tomography. In: *Circuits, Devices and Systems, IEE Proceedings G* 139 (1992), Feb., Nr. 1, S. 83 –88. – ISSN 0956–3768 (Zitiert auf den Seiten 17, 18, 25 und 34)
- [67] HUANG, Zhiyao ; WANG, Baoliang ; LI, Haiqing: Application of electrical capacitance tomography to the void fraction measurement of two-phase flow. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 52 (2003), Feb., Nr. 1, S. 7–12. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 57)
- [68] HUNT, Andrew ; PENDLETON, John ; BYARS, Malcolm: Non-Intrusive Measurement of Volume and Mass Using Electrical Capacitance Tomography. In: *ASME Conference Proceedings* 2004 (2004), Nr. 41758, S. 605–611 (Zitiert auf den Seiten 8, 33 und 60)
- [69] INTEL: *Intel Software Network, Math Kernel Library*. <http://software.intel.com/en-us/articles/intel-mkl>. – letzter Aufruf 06.02.2013 (Zitiert auf Seite 108)
- [70] ISAKSEN, O. ; NORDTVEDT, T.: A new reconstruction algorithm for process tomography. In: *Measurement Science and Technology* 4 (1993), S. 1464–1475 (Zitiert auf Seite 59)

- [71] ISMAIL, I. ; GAMIO, J.C. ; BUKHARI, S.F.A. ; YANG, W.Q.: Tomography for multi-phase flow measurement in the oil industry. In: *Flow Measurement and Instrumentation* 16 (2005), Nr. 2-3, S. 145 – 155. – ISSN 0955–5986. – Tomographic Techniques for Multiphase Flow Measurements (Zitiert auf den Seiten 8, 25 und 60)
- [72] ITS INDUSTRIAL TOMOGRAPHY SYSTEMS PLC (Hrsg.): *Product Sheet - M3000C*. Manchester, UK: ITS Industrial Tomography systems plc, 2002. <http://www.itoms.com/products/Electrical-Capacitance-Tomography-M3C-Instrument> (Zitiert auf den Seiten 2 und 32)
- [73] JÄHNE, Bernd: *Digitale Bildverarbeitung*. Springer, 2005 (6. Auflage). – 642 S. – ISBN: 3540249990 (Zitiert auf Seite 92)
- [74] JAHR, Ingmar: *Lexikon der industriellen Bildverarbeitung*. Spurbuchverlag, 2003 (Zitiert auf Seite 94)
- [75] JANG, J D. ; LEE, S H. ; KIM, K Y. ; CHOI, B Y.: Modified iterative Landweber method in electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 17 (2006), Nr. 7, S. 1909 (Zitiert auf den Seiten 56 und 58)
- [76] JOHANSEN, G A. ; FROYSTEIN, T ; HJERTAKER, B T. ; OLSEN, O: A dual sensor flow imaging tomographic system. In: *Measurement Science and Technology* 7 (1996), Nr. 3, S. 297 (Zitiert auf den Seiten 26, 30 und 158)
- [77] KIM, Ji-Hoon ; KANG, Byoung-Chae ; CHOI, Bong-Yeol ; LEE, Seong-Hun ; KIM, Kyung-Youn: On-Line Directional Algebraic Reconstruction Technique for Electrical Capacitance Tomography. In: *Sensors, 2006. 5th IEEE Conference on, 2006.* – ISSN 1930–0395, S. 923–926 (Zitiert auf den Seiten 57 und 59)
- [78] KIM, Yong S. ; LEE, Seong H. ; IJAZ, Umer Z. ; KIM, Kyung Y. ; CHOI, Bong Y.: Sensitivity map generation in electrical capacitance tomography using mixed normalization models. In: *Measurement Science and Technology* 18 (2007), Nr. 7, S. 2092–2102 (Zitiert auf Seite 43)
- [79] KIMOTO, A. ; NAKATANI, T. ; MATSUOKA, Y.-I. ; SHIDA, K.: Reconstruction of temperature patterns in the cylindrical head model from electrical capacitance tomography. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 54 (2005), Dec., Nr. 6, S. 2407 – 2411. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 8)
- [80] KJAERGAARD-RASMUSSEN, J. ; YANG, W.Q.: A compact electrical capacitance tomography system. In: *Imaging Systems and Techniques, 2008. IST 2008. IEEE International Workshop on, 2008*, S. 175–180 (Zitiert auf Seite 18)
- [81] KÜHN, F T. ; SCHOUTEN, J C. ; MUDDE, R F. ; BLEEK, C M. d. ; SCARLETT, B: Analysis of chaos in fluidization using electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 7 (1996), Nr. 3, S. 361 (Zitiert auf Seite 25)

- [82] KUTSCHE, Claus: *Steuer- und Visualisierungssoftware für kapazitive Tomografie nach dem Drei-Elektroden-Prinzip, Entwicklungs- und Benutzerhandbuch, Version 0.9.4.* 2012. – Rechner Industrie-Elektronik GmbH (Zitiert auf den Seiten 107 und 108)
- [83] LANDWEBER, L.: An iterative formula for Fredholm integral equations of the first kind. In: *Am. J. Math.* 73 (1951), S. 615–624 (Zitiert auf Seite 57)
- [84] LEHNER, Günther: *Elektromagnetische Feldtheorie.* Springer-Verlag, 2008 (Zitiert auf den Seiten 40 und 47)
- [85] LEI, J. ; LIU, S. ; LI, Z.H. ; SUN, M.: Image reconstruction algorithm based on the extended regularised total least squares method for electrical capacitance tomography. In: *Science, Measurement & Technology, IET* 2 (2008), Sep., Nr. 5, S. 326–336. – ISSN 1751–8822 (Zitiert auf Seite 56)
- [86] LI, Qiangwei ; HUANG, Zhiyao ; WANG, Baoliang ; LI, Haiqing: Online Voidage Measurement of Two-Phase Flow Based on the Ant System Algorithm. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 58 (2009), Feb., Nr. 2, S. 411–415. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 18)
- [87] LI, X.B. ; LARSON, S.D. ; ZYUZIN, A.S. ; MAMISHEV, A.V.: Design principles for multichannel fringing electric field sensors. In: *Sensors Journal, IEEE* 6 (2006), Apr., Nr. 2, S. 434 – 440. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf Seite 14)
- [88] LI, Y ; YANG, W.Q.: Virtual electrical capacitance tomography sensor. In: *Journal of Physics: Conference Series* 15 (2005), S. 183–188 (Zitiert auf Seite 45)
- [89] LI, Yan ; JIN, Tianbo ; MENG, Xiaoying ; CHEN, Deyun ; ZHANG, Liyong: The Study on Image Data Acquisition System for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Industrial Electronics and Applications, 2007. ICIEA 2007. 2nd IEEE Conference on*, 2007, S. 1635–1638 (Zitiert auf Seite 22)
- [90] LI, Yi ; YANG, Wuqiang: Image reconstruction by nonlinear Landweber iteration for complicated distributions. In: *Measurement Science and Technology* 19 (2008), Nr. 9, S. 094014 (8pp) (Zitiert auf den Seiten 56 und 58)
- [91] LI, Yi ; YANG, Wuqiang ; TSAMAKIS, D. ; WU, Zhipeng ; LENN, C. ; XIE, Chenggang ; HUANG, Songming ; CUTLER, A.: Model-based image reconstruction algorithm for measurement of multiphase distributions. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, S. 96 –99 (Zitiert auf Seite 59)
- [92] LIONHEART, William R.: Reconstruction Algorithms for Permittivity and Conductivity Imaging. In: *Proceedings of the 2nd World Congress on Industrial Process Tomography, Hannover, Germany* (2001), Aug., S. 4–11 (Zitiert auf den Seiten 47 und 56)

- [93] LIU, Lei ; CHEN, Yu ; SONG, Yuchen: A Novel Barzilai-Borwein Image Reconstruction Algorithm for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Machine Vision and Human-Machine Interface (MVHI), 2010 International Conference on*, 2010, S. 385–388 (Zitiert auf Seite 56)
- [94] LIU, S. ; FU, L. ; YANG, W.Q.: Comparison of three image-reconstruction algorithms for electrical capacitance tomography. In: *Proc. of 2nd World Congress on Industrial Process Tomography, Hannover, Germany* (2001), S. 29–34 (Zitiert auf Seite 91)
- [95] LIU, S. ; FU, L. ; YANG, W.Q. ; WANG, H.G. ; JIANG, F.: Prior-online iteration for image reconstruction with electrical capacitance tomography. In: *Science, Measurement and Technology, IEE Proceedings - 151* (2004), May, Nr. 3, S. 195–200. – ISSN 1350–2344 (Zitiert auf den Seiten 30, 43, 57, 58, 59, 73, 75, 89, 90, 92, 124 und 158)
- [96] LIU, S. ; YAN, R. ; WANG, H.G. ; JIANG, F. ; DONG, X.: Applications of electrical Capacitance Tomography in Two Phase Flow Visualization. In: *Journal of Thermal Science* 136 (2004), May, Nr. 2, S. 179–186. – ISSN 1003–2169 (Zitiert auf Seite 26)
- [97] LIU, S. ; YANG, W.Q. ; WANG, H.G.: Electrical capacitance tomography sensor with internal-external electrodes. In: *Proceedings of SPIE Conference: Process Imaging for Automatic Control* 4188 (2000), S. 300–307 (Zitiert auf Seite 13)
- [98] LOSER, Thomas ; WAJMAN, Radoslaw ; MEWES, Dieter: Electrical capacitance tomography: image reconstruction along electrical field lines. In: *Measurement Science and Technology* 12 (2001), Nr. 8, S. 1083–1091 (Zitiert auf den Seiten 40 und 59)
- [99] LU, Decai ; SHAO, Fuqun ; GUO, Zhiheng ; WANG, Yan: The Research of Electrical Capacitance Tomography System for Large Industrial Equipments. In: *Testing and Diagnosis, 2009. ICTD 2009. IEEE Circuits and Systems International Conference on*, 2009, S. 1–4 (Zitiert auf den Seiten 21 und 22)
- [100] MAMISHEV, A.V. ; LESIEUTRE, B.C. ; ZAHN, M.: Optimisation of multi-wavelength interdigital dielectrometry instrumentation and algorithms. In: *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation* 5 (3) (1998), May, Nr. 5, S. 408–420. – ISSN 0018–9219 (Zitiert auf Seite 13)
- [101] MAMISHEV, A.V. ; SUNDARA-RAJAN, K. ; YANG, Fumin ; DU, Yanqing ; ZAHN, M.: Interdigital sensors and transducers. In: *Proceedings of the IEEE* 92 (2004), May, Nr. 5, S. 808 – 845. – ISSN 0018–9219 (Zitiert auf den Seiten 8 und 65)
- [102] MARASHDEH, Q. ; FAN, L.-S. ; DU, B. ; WARSITO, W.: Electrical Capacitance Tomography - A Perspective. In: *Ind. Eng. Chem. Res.* 47 (2008), Jan., Nr. 10 (Zitiert auf Seite 26)

- [103] MARASHDEH, Q. ; TEIXEIRA, F.L.: Sensitivity matrix calculation for fast 3-D electrical capacitance tomography (ECT) of flow systems. In: *Magnetics, IEEE Transactions on* 40 (2004), Mar., Nr. 2, S. 1204–1207. – ISSN 0018–9464 (Zitiert auf Seite 60)
- [104] MARASHDEH, Q. ; WARSITO, W. ; FAN, Liang-Shih ; TEIXEIRA, F.L.: Nonlinear forward problem solution for electrical capacitance tomography using feed-forward neural network. In: *Sensors Journal, IEEE* 6 (2006), Apr., Nr. 2, S. 441–449. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf Seite 60)
- [105] MARASHDEH, Qussai ; WARSITO, Warsito ; FAN, Liang-Shih ; TEIXEIRA, Fernando L.: A Multimodal Tomography System Based on ECT Sensors. In: *Sensors Journal, IEEE* 7 (2007), Mar., Nr. 3, S. 426–433. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf Seite 26)
- [106] MIRKOWSKI, J. ; SMOLIK, W.T. ; YANG, M. ; OLSZEWSKI, T. ; SZABATIN, R. ; RADOMSKI, D.S. ; YANG, W.Q.: A New Forward-Problem Solver Based on a Capacitor-Mesh Model for Electrical Capacitance Tomography. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 57 (2008), May, Nr. 5, S. 973–980. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf den Seiten 46 und 47)
- [107] MOHAMAD, E.J. ; RAHIM, R.A. ; LING, Leow P. ; RAHIMAN, M.H.F. ; FAIZAN BIN MARWAH, O.M. ; AYOB, N.M.N.: Segmented Capacitance Tomography Electrodes: A Design and Experimental Verifications. In: *Sensors Journal, IEEE* 12 (2012), May, Nr. 5, S. 1589 –1598. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf den Seiten 2, 31, 35 und 158)
- [108] MOHAMAD, Elmy J. ; ABDUL RAHIM, Ruzairi: Multiphase flow reconstruction in oil pipelines by portable capacitance tomography. In: *Sensors, 2010 IEEE*, 2010. – ISSN 1930–0395, S. 273 –278 (Zitiert auf den Seiten 2, 31 und 158)
- [109] MOU, C. ; PENG, L. ; YAO, D. ; ZHANG, B. ; XIAO, D.: Numerical analysis of three dimensional space effect with electrical tomography sensor. In: *Ind. Process Tomography, 2005, Aizu, Japan. Proceedings of 4th World Congr. on*, 2005, S. 47–51 (Zitiert auf den Seiten 16 und 69)
- [110] NAN, Li ; BAO-LONG, Guo ; CHUAN, Huang: Characterisation of Liquid Properties by Electrical Capacitance Tomography Sensor for Security Applications. In: *Electronic Commerce and Security, 2009. ISECS '09. Second International Symposium on* Bd. 1, 2009, S. 305–308 (Zitiert auf den Seiten 25 und 47)
- [111] NETLIB: *CLAPACK*. <http://www.netlib.org/clapack>. – letzter Aufruf 06.02.2013 (Zitiert auf Seite 108)
- [112] NEUMAYER, M. ; STEINER, G. ; WATZENIG, D.: Electrical Capacitance Tomography: Current sensors/algorithms and future advances. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 IEEE International*, 2012. – ISSN 1091–5281, S. 929 –934 (Zitiert auf den Seiten 2, 25 und 33)

- [113] NOKIA QYJ, Qt Development F.: *Qt - A cross-plattform application and UI framework*. <http://qt.nokia.com>. – letzter Aufruf 06.02.2013 (Zitiert auf Seite 108)
- [114] NOORALAHYAN, A. Y. ; HOYLE, B.S.: Three-component tomographic flow imaging using artificial neural network reconstruction. In: *Chem. Eng. Sci.* 52 (1977), S. 2139–2148 (Zitiert auf Seite 25)
- [115] NURGE, Mark A.: Electrical capacitance volume tomography with high contrast dielectrics using a cuboid sensor geometry. In: *Measurement Science and Technology* 18 (2007), Nr. 5, S. 1511–1520 (Zitiert auf den Seiten 19, 26 und 31)
- [116] PAN, T.S. ; YAGLE, A.E.: Acceleration of Landweber-type algorithms by suppressing of projection on the maximum singular value. In: *IEEE Trans. Med. Imaging* 11 (1992), S. 479–487 (Zitiert auf Seite 58)
- [117] PENG, Jia ; CHAN, P.K.: A tomography based switched-capacitor measuring circuit with low offset and low temperature drift. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2004. IMTC 04. Proceedings of the 21st IEEE* Bd. 2, 2004. – ISSN 1091–5281, S. 1429–1432 Vol.2 (Zitiert auf den Seiten 18 und 22)
- [118] PENG, Lihui ; MERKUS, Henk ; SCARLETT, Brian: Using Regularization Methods for Image Reconstruction of Electrical Capacitance Tomography. In: *Particle & Particle Systems Characterization* 17 (2000), Nr. 3, S. 96–104. – ISSN 1521–4117 (Zitiert auf den Seiten 42 und 56)
- [119] PENG, Lihui ; YE, Jiamin ; LU, Geng ; YANG, Wuqiang: Evaluation of Effect of Number of Electrodes in ECT Sensors on Image Quality. In: *Sensors Journal, IEEE* 12 (2012), May, Nr. 5, S. 1554 –1565. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf Seite 69)
- [120] PHUA, Tin N. ; YORK, T.: Weak-Inversion Measurement Circuit for Miniature Electrical Capacitance Tomography. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 57 (2008), Feb., Nr. 2, S. 379–385. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf den Seiten 32 und 158)
- [121] POK, Ulrich: Empfindliche kapazitive Messungen. In: *A&D Kompendium 2009/2010, Publish Industry Verlag GmbH* (2010), S. 129–131. – ISBN 3-934698-64-6 (Zitiert auf den Seiten 3 und 36)
- [122] POK, Ulrich: *Kapazitive Messeinrichtung zur kontinuierlichen Standregelung für Medien unterschiedlicher Dielektrizitätskonstanten*. Patentschrift, DE19528384C2, 1995 (Zitiert auf den Seiten 15 und 19)
- [123] PROCESS TOMOGRAPHY LTD (Hrsg.): *AN3 - Engineering Design Rules for ECT Sensors*. Application Note 3, Issue 4. Process Tomography Ltd, Mar. 2001. <http://www.tomography.com/pdf/apnote3.pdf>. – (Letzter Aufruf 16.09.2011) (Zitiert auf Seite 158)

- [124] PROCESS TOMOGRAPHY LTD (Hrsg.): *ECT32v2 Software for Electrical Capacitance Tomography*. Manual. 64, Courthill House, Water Lane, Wilmslow, Cheshire, SK9 5AJ, United Kingdom: Process Tomography Ltd, June 2005. <http://www.tomography.com/products.htm>. – (Letzter Aufruf 05.09.2012) (Zitiert auf Seite 23)
- [125] PROCESS TOMOGRAPHY LTD (Hrsg.): *Details of tomoflow technology*. 64, Courthill House, Water Lane, Wilmslow, Cheshire, SK9 5AJ, United Kingdom: Process Tomography Ltd, 2009. <http://www.tomography.com/products.htm>. – (Letzter Aufruf 18.09.2012) (Zitiert auf Seite 33)
- [126] PROCESS TOMOGRAPHY LTD (Hrsg.): *Electrical Capacitance Tomography System Type PTL300E*. Manual. 64, Courthill House, Water Lane, Wilmslow, Cheshire, SK9 5AJ, United Kingdom: Process Tomography Ltd, Dez. 2009. <http://www.tomography.com/products.htm>. – (Letzter Aufruf 14.09.2012) (Zitiert auf den Seiten 2 und 158)
- [127] RAMLAU, Ronny: *Modifizierte Landweber-Iterationen für Inverse Probleme*, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Universität Potsdam, Diss., Jan. 1997 (Zitiert auf den Seiten 56 und 57)
- [128] RECHNER INDUSTRIE-ELEKTRONIK, GmbH: Entwicklung und Erprobung der Steuer- und Messelektronik für tomographische Applikationen, Sachbericht / Lampertheim. 2010. – Kooperationsprojekt: Industrielle Anwendung der kapazitiven Tomografie (Förderprogramm des BMWi). – AiF, Arbeitsgemeinschaft industrieller Forschungsvereinigungen, PRO INNO II, Förderkennzeichen: KF0160202FK7 (Zitiert auf den Seiten 36, 37, 100, 101, 102 und 112)
- [129] REDECKER, Matthias: *Gittergenerierungsmethoden zur Finite Elemente Simulation aus Bilddaten*, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Diplomarbeit, 2010 (Zitiert auf Seite 46)
- [130] REINECKE, N ; MEWES, D: Recent developments and industrial/research applications of capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 7 (1996), Nr. 3, S. 233 (Zitiert auf den Seiten 16, 25 und 57)
- [131] REINECKE, N. ; MEWES, D.: Tomographic imaging of trickle-bed reactors. In: *Chemical Engineering Science* 51 (1996), Nr. 10, S. 2131 – 2138. – ISSN 0009–2509. – Chemical Reaction Engineering: From Fundamentals to Commercial Plants and Products (Zitiert auf den Seiten 8 und 25)
- [132] REINECKE, Thomas ; PETRITSCH, Georg ; SCHMITZ, Dirk ; MEWES, Dieter: Tomographische Messverfahren - Visualisierung zweiphasiger Strömungsfelder. In: *Chemie Ingenieur Technik* 69 (1997), Nr. 10, S. 1379–1394 (Zitiert auf den Seiten 6 und 40)

- [133] RERKRATN, A. ; LERTPAKDEE, T. ; CHITSAKUL, K. ; SANGWORASIL, M. ; PETCH-MANEELUMKA, W.: 8-Electrode Data Collection System For Electrical Capacitance Tomography. In: *SICE-ICASE, 2006. International Joint Conference, 2006*, S. 5273–5276 (Zitiert auf den Seiten 19 und 21)
- [134] SCHÄFER, M.: Füllstände komfortabel kapazitiv erfassen. In: *Chemie Ingenieur Technik* 5 (1998), S. 492 (Zitiert auf Seite 36)
- [135] SCHLEGL, T. ; BRETTERKLIEBER, T. ; NEUMAYER, M. ; ZANGL, H. ; BRASSEUR, G.: A Novel Sensor Fusion Concept for Distance Measurement in Automotive Applications. In: *IEEE Sensors Journal* (2011) (Zitiert auf den Seiten 2 und 33)
- [136] SCHROEDER, Norbert: *Entwicklung des Sensormarktes für den freien zivilen Weltmarkt bis 2016*. <http://www.intechnoconsulting.com/ic/press/details/e-press-se2016-us.pdf>. Version: 2012. – letzter Aufruf 06.02.2013 (Zitiert auf Seite 1)
- [137] SCHWAB, A.J.: *Begriffswelt der Feldtheorie*. Springer, 2002. – ISBN 9783540420187 (Zitiert auf den Seiten 40 und 46)
- [138] SCHWARZ, H.R. ; KÖCKLER, N.: *Numerische Mathematik*. Bd. 7. Auflage. Teubner, 2009. – ISBN 9783835101142 (Zitiert auf den Seiten 49, 50, 51, 52 und 53)
- [139] SHENG, Liu ; YIJIAN, Shen ; GUIBIN, Zheng: Design of Data Acquisition System for 12-Electrode Electrical Capacitance Tomography. In: *Mechatronics and Automation, 2007. ICMA 2007. International Conference on, 2007*, S. 2293–2297 (Zitiert auf Seite 22)
- [140] SMART ENGINEERING GMBH (Hrsg.): *Tosca Tutorials*. Smart Engineering GmbH, Feb. 2012. <http://www.smart-fem.de/tutorials.html> (Zitiert auf Seite 47)
- [141] SMITH, Joshua ; WHITE, Tom ; DODGE, Christopher ; PARADISO, Joseph ; GERSHENFELD, Neil ; ALLPORT, David: Electric Field Sensing For Graphical Interfaces. In: *IEEE Comput. Graph. Appl.* 18 (1998), May, S. 54–60. – ISSN 0272–1716 (Zitiert auf Seite 8)
- [142] SMOLIK, W.: Reconstruction of complex objects in electrical capacitance tomography. In: *Imaging Systems and Techniques, 2009. IST '09. IEEE International Workshop on, 2009*, S. 432–437 (Zitiert auf Seite 59)
- [143] SMOLIK, W.T.: Accelerated Levenberg-Marquardt method with an optimal step length in electrical capacitance tomography. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on, 2010*, S. 204 –209 (Zitiert auf Seite 59)

- [144] SOLEIMANI, M.: Three-dimensional electrical capacitance tomography imaging. In: *Insight: The Journal of non destructive testing and condistion monitoring* 48 (10) (2006), S. 613–617 (Zitiert auf Seite 26)
- [145] SOLEIMANI, Manuchehr ; LIONHEART, William R.: Nonlinear image reconstruction for electrical capacitance tomography using experimental data. In: *Measurement Science and Technology* 16 (2005), Nr. 10, S. 1987–1996 (Zitiert auf den Seiten 59 und 70)
- [146] SPINK, D.M.: Direct finite element solution for the capacitance, conductance or inductance and force in linear electrostatic and magnetostatic problems. In: *Int. Comput. Math. Elec. Electron. Engng* 15 (1996), S. 70–84 (Zitiert auf Seite 89)
- [147] STEINER, G. ; WATZENIG, D.: Electrical Capacitance Tomography with physical bound constraints. In: *SICE Annual Conference, 2008*, 2008, S. 1100–1105 (Zitiert auf Seite 59)
- [148] STEINER, G. ; WATZENIG, D.: Logarithmic parameter reconstruction in electrical tomography. In: *COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering* 28 (2009), Nr. 44, S. 879–891 (Zitiert auf Seite 59)
- [149] SU, Bangliang ; ZHANG, Yiheng ; PENG, Lihui ; YAO, Danya ; ZHANG, Baofen: The use of simultaneous iterative reconstruction technique for electrical capacitance tomography. In: *Chemical Engineering Journal* 77 (2000), Nr. 1-2, S. 37 – 41. – ISSN "1385–8947" (Zitiert auf Seite 57)
- [150] TENIOU, S. ; MERIBOUT, M. ; BELARBI, K.: Real-Time Reconstruction of Moving Objects in an Electrical Capacitance Tomography System Using Inter-Frame Correlation. In: *Sensors Journal, IEEE* 12 (2012), July, Nr. 7, S. 2517 –2525. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf Seite 33)
- [151] TERA ANALYSIS LTD (Hrsg.): *Quickfield Userguide 5.9*. Tera Analysis Ltd, Feb. 2012. <http://quickfield.com/demo/manual.pdf> (Zitiert auf Seite 47)
- [152] THORN, R. ; HUANG, S.M. ; XIE, C.G. ; SALKELD, J.A. ; HUNT, A. ; BECK, M.S.: Flow imaging for multi-component flow measurement. In: *Flow Measurement and Instrumentation* 1 (1990), Nr. 5, S. 259 – 268. – ISSN 0955–5986 (Zitiert auf den Seiten 8 und 60)
- [153] TIKHONOV, Andrey N. ; ARSENIN, V. Y.: *Solutions of Ill-Posed Problems*. Washington DC, Winston, 1977 (Zitiert auf Seite 56)
- [154] TOMOFLOW LTD (Hrsg.): *Tomoflow TFLR5000 ECT and Two-Phase Flow Analysis Measurement System, Flow Analysis with the Tomnoflow R5000*. 64, Courthill House, Water Lane, Wilmslow, Cheshire, SK9 5AJ, United Kingdom: Tomoflow Ltd, Mar. 2010. <http://www.tomography.com/products.htm>. – (Letzter Aufruf 04.10.2011) (Zitiert auf den Seiten 32 und 158)

- [155] TOMOFLOW LTD (Hrsg.): *Tomoflow R100*. 64, Courthill House, Water Lane, Wilmslow, Cheshire, SK9 5AJ, United Kingdom: Tomoflow Ltd, 2012. <http://www.tomoflow.com>. – (Letzter Aufruf 14.10.2012) (Zitiert auf den Seiten 2 und 60)
- [156] VAUHKONEN, M. ; RIMPILAINEN, V. ; HEIKKINEN, L.: Three-dimensional capacitance tomography of a conical fluidized bed reactor. In: *Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2012 IEEE International*, 2012. – ISSN 1091–5281, S. 921–923 (Zitiert auf Seite 26)
- [157] WALLINGER, C. ; D. WATZENIG, D. ; STEINER, G. ; BRANDSTÄTTER, B.: Adaptive monotonicity method for permittivity imaging. In: *13. International IGTE Symposium on Numerical Field Calculation in Electrical Engineering*, 2008, S. 168–173 (Zitiert auf Seite 59)
- [158] WANG, F. ; MARASHDEH, Q. ; WARSITO, W. ; LIANG-SHIH, Fan: Imaging Horizontal Gas/Solid Jet Penetration in A Gas-solid Fluidized Bed Using Electrical Capacitance Volume Tomography. In: *Proceedings of AIChE Annual Meeting, Philadelphia, PA, USA* (2008), Nov. (Zitiert auf Seite 158)
- [159] WANG, Fei ; MARASHDEH, Qussai ; FAN, Liang-Shih ; WARSITO, Warsito: Electrical Capacitance Volume Tomography: Design and Applications. In: *Sensors* 10 (2010), Nr. 3, S. 1890–1917. – ISSN 1424–8220 (Zitiert auf Seite 26)
- [160] WANG, S.J. ; DYAKOWSKI, T. ; XIE, C.G. ; WILLIAMS, R.A. ; BECK, M.S.: Real time capacitance imaging of bubble formation at the distributor of a fluidized bed. In: *The Chemical Engineering Journal and the Biochemical Engineering Journal* 56 (1995), Nr. 3, S. 95 – 100. – ISSN 0923–0467 (Zitiert auf Seite 25)
- [161] WARSITO, W ; FAN, L-S: Neural network based multi-criterion optimization image reconstruction technique for imaging two- and three-phase flow systems using electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 12 (2001), Nr. 12, S. 2198 (Zitiert auf den Seiten 25, 26, 59 und 60)
- [162] WARSITO, W. ; FAN, L. S.: ECT imaging of three-phase fluidized bed based on three-phase capacitance model. In: *Chemical Engineering Science* 58 (2003), Nr. 3-6, S. 823 – 832. – ISSN 0009–2509 (Zitiert auf Seite 26)
- [163] WARSITO, W. ; FAN, L. S.: *Neural network based multi-criteria optimization image reconstruction technique for imaging two- and three-phase flow systems using electrical capacitance tomography*. Patentschrift, US000006577700B1, 2003 (Zitiert auf Seite 59)
- [164] WARSITO, W. ; MARASHDEH, Q. ; FAN, Liang-Shih: Electrical Capacitance Volume Tomography. In: *Sensors Journal, IEEE* 7 (2007), Apr., Nr. 4, S. 525–535. – ISSN 1530–437X (Zitiert auf den Seiten 32, 60 und 158)
- [165] WATERFALL, R.C.: Imaging combustion using electrical capacitance tomography. In: *The Institution of Electrical Engineers*, 2000, S. 12/1–12/4 (Zitiert auf Seite 25)

- [166] WATZENIG, D. ; FOX, C.: A review of statistical modelling and inference for electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 20 (2009), Nr. 5, S. 052002 (22pp) (Zitiert auf Seite 59)
- [167] WÖCKEL, Sebastian: *Entwicklung, Simulation und Erprobung einer kapazitiven Schutzglocke (Schutzhülle) um einen frei beweglichen Sensorarm*, Technische universität Ilmenau, Diplomarbeit, 2004 (Zitiert auf Seite 15)
- [168] WENLI, Fu ; JINCHUANG, Zhao ; JINGJIE, Lei: Development on 3D electrical capacitance tomography instrument. In: *Control and Decision Conference, 2009. CCDC '09. Chinese*, 2009, S. 4486–4488 (Zitiert auf Seite 22)
- [169] WESTLAKE, J.R. ; WILEY (Hrsg.): *A Handbook of Numerical Matrix Inversion and Solution of Linear Equations*. New York, 1968 (Zitiert auf Seite 88)
- [170] WILLIAMS, R.A. ; BECK, M.S.: *Process tomography - Principles, Techniques and Applications*. Butterworth Heinemann, 1995 (Zitiert auf Seite 58)
- [171] WÖCKEL, S.: *Entwicklung, Simulation und Erprobung einer kapazitiven Schutzhülle um einen frei beweglichen Roboterarm*, TU-Ilmenau, Diplomarbeit, 2003 (Zitiert auf Seite 36)
- [172] XIE, C G. ; STOTT, A L. ; PLASKOWSKI, A ; BECK, M S.: Design of capacitance electrodes for concentration measurement of two-phase flow. In: *Measurement Science and Technology* 1 (1990), Nr. 1, S. 65 (Zitiert auf den Seiten 13 und 66)
- [173] XIE, C.G. ; HUANG, S.M. ; HOYLE, B.S. ; THORN, R. ; LENN, C. ; SNOWDEN, D. ; BECK, M.S.: Electrical capacitance tomography for flow imaging: system model for development of image reconstruction algorithms and design of primary sensors. In: *Circuits, Devices and Systems, IEE Proceedings G* 139 (1992), Feb., Nr. 1, S. 89 –98. – ISSN 0956–3768 (Zitiert auf den Seiten 10 und 42)
- [174] XIE, C.G. ; HUANG, S.M. ; LENN, C.P. ; STOTT, A.L. ; BECK, M.S.: Experimental evaluation of capacitance tomographic flow imaging systems using physical models. In: *Circuits, Devices and Systems, IEE Proceedings - 141* (1994), oct, Nr. 5, S. 357 –368 (Zitiert auf Seite 27)
- [175] XIE, C.G. ; PLASKOWSKI, A. ; BECK, M.S.: 8-electrode capacitance system for two-component flow identification, Part 1 : Tomographic flow imaging. In: *Physical Science, Measurement and Instrumentation, Management and Education, IEE Proceedings A* 136 (1989), July, Nr. 4, S. 173–183. – ISSN 0143–702X (Zitiert auf Seite 25)
- [176] XIE, C.G. ; REINECKE, N. ; BECK, M.S. ; MEWES, D. ; WILLIAMS, R.A.: Electrical tomography techniques for process engineering applications. In: *The Chemical Engineering Journal and the Biochemical Engineering Journal* 56 (1995), Nr. 3, S. 127 – 133. – ISSN 0923–0467 (Zitiert auf Seite 25)

- [177] XIE, Dailiang ; HUANG, Zhiyao ; JI, Haifeng ; LI, Haiqing: An Online Flow Pattern Identification System for Gas-Oil Two-Phase Flow Using Electrical Capacitance Tomography. In: *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* 55 (2006), Oct., Nr. 5, S. 1833–1838. – ISSN 0018–9456 (Zitiert auf Seite 25)
- [178] XIONG, Xiao-yun ; ZHANG, Zhao-tian ; YANG, Wu-qiang: A stable image reconstruction algorithm for ECT. In: *Journal of Zhejiang University - Science A* 6 (2005), Dec., Nr. 12, S. 1401–1404 (Zitiert auf den Seiten 56 und 58)
- [179] YAN, H. ; LIU, L.J. ; XU, H. ; SHAO, F.Q.: Image reconstruction in electrical capacitance tomography using multiple linear regression and regularization. In: *Measurement Science and Technology* 12 (2001), Nr. 5, S. 575–581 (Zitiert auf Seite 56)
- [180] YAN, H. ; SHAO, F. ; WANG, S.: Simulation study of capacitance tomography sensors. In: *Proc. 1st World Congr. Ind. Tomography, Buxton, U.K.* (1999), Apr., S. 388–394 (Zitiert auf Seite 71)
- [181] YAN, H. ; SHAO, F.Q. ; XU, H. ; WANG, S.: Three-dimensional analysis of electrical capacitance tomography sensing fields. In: *Measurement Science and Technology* 10 (1999), Nr. 8, S. 717 (Zitiert auf den Seiten 14 und 69)
- [182] YAN, Hua ; LIU, Chunting ; GAO, Jing: Electrical capacitance tomography image reconstruction based on singular value decomposition. In: *Intelligent Control and Automation, 2004. WCICA 2004. Fifth World Congress on* Bd. 4, 2004, S. 3783–376a Vol.4 (Zitiert auf Seite 56)
- [183] YAN, Hua ; LIU, Li J. ; QIANG, Da Z.: An Iterative Electrical Capacitance Tomography Image Reconstruction Algorithm. In: *Computational Intelligence and Design, 2009. ISCID '09. Second International Symposium on* Bd. 1, 2009, S. 310–313 (Zitiert auf Seite 56)
- [184] YAN, Hua ; NING, Xiukun ; WANG, Yifan ; ZHOU, Yinggang: Sensing field analysis of 3D direct capacitance imaging sensor. In: *Computer Engineering and Technology (ICCET), 2010 2nd International Conference on* Bd. 1, 2010, S. V1–710 –V1–714 (Zitiert auf Seite 26)
- [185] YANG, W. Q. ; BYARS, M.: An improved normalization approach for electrical capacitance tomography. In: *Proceedings of 1st World Congr. on Industrial Process Tomography (Buxton, UK)* (1999), S. 215–8 (Zitiert auf Seite 42)
- [186] YANG, W Q. ; SPINK, D M. ; GAMIO, J C. ; BECK, M S.: Sensitivity distributions of capacitance tomography sensors with parallel field excitation. In: *Measurement Science and Technology* 8 (1997), Nr. 5, S. 562 (Zitiert auf Seite 16)
- [187] YANG, W. Q. ; WANG, H. G.: *Methods and apparatus relating to fluidised beds.* Patentschrift, WO 2009030876, 2009 (Zitiert auf den Seiten 31 und 158)

- [188] YANG, W.Q.: Calibration of capacitance tomography systems: a new method for setting system measurement range. In: *Measurement Science and Technology* 7 (1996), Nr. 6, S. L863–L867 (Zitiert auf den Seiten 42, 65 und 118)
- [189] YANG, W.Q.; BYARS, M.: An Improved Normalisation Approach for Electrical Capacitance Tomography. In: *1st World Congress on Industrial Process Tomography, Buxton, Great Manchester* (1999) (Zitiert auf Seite 8)
- [190] YANG, W.Q.; CONWAY, W.F.: Measurement of sensitivity distributions of capacitance tomography sensors. In: *Review of Scientific Instruments* 69 (1997), Nr. 1, S. 233–236 (Zitiert auf Seite 42)
- [191] YANG, W.Q.; D.M., Spink; T.A., York; MCCANN, H.: An image-reconstruction algorithm based on Landweber's iteration method for electrical-capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 10 (1999), Nr. 11, S. 1065–1069 (Zitiert auf den Seiten 56, 57, 58, 88 und 89)
- [192] YANG, W.Q.; LIU, S.: Electrical capacitance tomography with square sensor. In: *Electronics Letters* 35 (1999), Feb., Nr. 4, S. 295–296. – ISSN 0013–5194 (Zitiert auf den Seiten 13, 30 und 158)
- [193] YANG, W.Q.; LIU, S.; WANG, H.G.: Electrical capacitance tomography sensor with internal-external electrodes. In: *Proc. of SPIE Conference: Process Imaging for Automatic Control, Boston, USA* 4188 (2000), Nov., S. 300–307 (Zitiert auf Seite 70)
- [194] YANG, W.Q.; PENG, Lihui: Image reconstruction algorithms for electrical capacitance tomography. In: *Measurement Science and Technology* 14 (2003), Nr. 1, S. R1–R13 (Zitiert auf den Seiten 2, 6, 8, 11, 27, 28, 34, 41, 56, 58 und 59)
- [195] YANG, W.Q.; STOTT, A.L.; BECK, M.S.; XIE, C.G.: Development of capacitance tomographic imaging systems for oil pipeline measurements. In: *Review of Scientific Instruments* 66 (1995), Nr. 8, S. 4326–4332 (Zitiert auf den Seiten 14, 25, 29 und 158)
- [196] YANG, W.Q.; YORK, T.A.: New AC-based capacitance tomography system. In: *Science, Measurement and Technology, IEE Proceedings - 146* (1999), Jan., Nr. 1, S. 47–53. – ISSN 1350–2344 (Zitiert auf den Seiten 2, 30 und 158)
- [197] YANG, Wuqiang: Key issues in designing capacitance tomography sensors. In: *Sensors, 2006. 5th IEEE Conference on*, 2006. – ISSN 1930–0395, S. 497–505 (Zitiert auf den Seiten 16, 48 und 69)
- [198] YANG, Wuqiang: Tomographic Imaging based on Capacitance Measurement and Industrial Applications. In: *Imaging Systems and Techniques, 2007. IST '07. IEEE International Workshop on*, 2007, S. 1–6 (Zitiert auf den Seiten 2, 6 und 25)

- [199] YANG, Wuqiang: Design of electrical capacitance tomography sensors. In: *Measurement Science and Technology* 21 (2010), Nr. 4, S. 042001 (Zitiert auf den Seiten 2, 16, 31, 61 und 65)
- [200] YANG, Wuqiang: Imaging pharmaceutical fluidised beds by electrical capacitance tomography. In: *Imaging Systems and Techniques (IST), 2010 IEEE International Conference on*, 2010, S. 52–56 (Zitiert auf den Seiten 31, 68 und 158)
- [201] YANG, Xiaoguang: Research on the total variation regularization algorithm for electrical capacitance tomography. In: *Computer Application and System Modeling (ICCASM), 2010 International Conference on* Bd. 5, 2010, S. V5–77–V5–81 (Zitiert auf Seite 59)
- [202] YANG, Xiaoguang ; LI, Jianwei: Image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography based on multi-dimensional support vector regression. In: *Computer Application and System Modeling (ICCASM), 2010 International Conference on* Bd. 5, 2010, S. V5–73–V5–76 (Zitiert auf Seite 56)
- [203] YAO, Chen ; XIAOWEI, Wang ; JIANGYAN, Jin: Study on Image Reconstruction Algorithm for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Hybrid Intelligent Systems, 2009. HIS '09. Ninth International Conference on* Bd. 2, 2009, S. 480–483 (Zitiert auf Seite 56)
- [204] YING, Ji: Design and Implementation of Hardware System for Electrical Capacitance Tomography. In: *Education Technology and Computer Science, 2009. ETCS '09. First International Workshop on* Bd. 1, 2009, S. 588–593 (Zitiert auf den Seiten 22 und 57)
- [205] YORK, T A. ; PHUA, T N. ; REICHEL, L ; PAWLOWSKI, A ; KNEER, R: A miniature electrical capacitance tomograph. In: *Measurement Science and Technology* 17 (2006), Nr. 8, S. 2119 (Zitiert auf den Seiten 32 und 158)
- [206] YORK, Trevor: Status of electrical tomography in industrial applications. In: *Journal of Electronic Imaging* 10 (2001), Nr. 3, S. 608–619 (Zitiert auf Seite 7)
- [207] YOSSONTIKUL, C. ; UNGPINITPONG, P. ; CHITSAKUL, K. ; SANGWORASIL, M.: A comparative study of capacitance image reconstruction. In: *Communications, Computers and signal Processing, 2003. PACRIM. 2003 IEEE Pacific Rim Conference on* Bd. 2, 2003, S. 1024–1027 (Zitiert auf Seite 57)
- [208] YOUNG, M. ; PICKUP, E. ; DELOUGHRY, R. ; HARTLEY, T. ; NIXON, S.A. ; BARRATT, L.: Development of a variable density flowmeter for an industrial application using tomographic imaging. In: *Advances in Electrical Tomography (Digest No: 1196/143), IEE Colloquium on*, 1996, S. 14/1–14/3 (Zitiert auf Seite 25)
- [209] YU, Chen ; FAN, Sun ; BO, Yi ; DEYUN, Chen: A novel quasi-newton image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography system. In: *Computing*,

- Communication, Control, and Management, 2009. CCCM 2009. ISECS International Colloquium on* Bd. 2, 2009, S. 89–93 (Zitiert auf Seite 59)
- [210] YU, Chen ; JIYE, Han ; YUCHEN, Song ; WEI, Liu: A Novel Conjugate Gradient Image Reconstruction Algorithm for Electrical Capacitance Tomography System. In: *Challenges in Environmental Science and Computer Engineering 1* (2010), S. 260–264. ISBN 978–0–7695–3972–0 (Zitiert auf Seite 59)
- [211] ZANGL, Hubert ; FUCHS, Anton ; STEINER, Gerald ; WATZENIG, Daniel: Utilizing Spatial Filtering Effects for Velocimetry and Tomography in Flow Measurement Applications. In: *International IGTE Symposium on Numerical Field Calculation in Electrical Engineering [Elektronische Ressource], Graz* (2006), Sep., S. 254–257 (Zitiert auf den Seiten 52 und 61)
- [212] ZHANG, Li-Feng ; WANG, Hua-Xiang ; MA, Min ; JIN, Xiu-Zhang: Image reconstruction algorithm for electrical capacitance tomography based on radial basis function neural network. In: *Machine Learning and Cybernetics, 2005. Proceedings of 2005 International Conference on* Bd. 7, 2005, S. 4149–4152 Vol. 7 (Zitiert auf Seite 59)
- [213] ZHANG, Yonggao ; GAO, Yanli ; XU, Qing ; ZHOU, Feng: Development and Study of Image Reconstruction Algorithm for Electrical Capacitance Tomography. In: *Industrial Electronics and Applications, 2007. ICIEA 2007. 2nd IEEE Conference on*, 2007, S. 2113–2117 (Zitiert auf Seite 57)

Symbolverzeichnis

A	Fläche
\vec{A}_p	Magnetisches Vektorpotential
$\mathbf{A}_k \in \mathbb{R}^{N \times N}$	Generischer Vektor
α_L	Verstärkungsfaktor
α_k	Adaptive Schrittweite
$\mathbf{B}_k \in \mathbb{R}^{N \times M}$	Generischer Vektor
\mathbf{c}	Kapazitätsvektor
$\Delta \mathbf{c}$	Vektor mit Kapazitätsänderungen
$C_{i,j}$	Kapazität zwischen Sendelektrode und Messelektrode
$\Delta C_{i,j}$	Kapazitätsänderung zwischen Sendelektrode und Messelektrode
$C_{i,j}^r$	Referenzkapazität für bestimmte Messstelle i, j
$C_{e,j}$	Kapazität zwischen allen Anregungselektroden und der Messelektrode
$\Delta C_{e,j}$	Kapazitätsänderung zwischen allen Anregungselektroden und der Messelektrode
C_k	Kabelkapazität
C_p	Parasitäre Kapazität
C_l	Lastkapazität des Generators
$C_{i,j}^{min}$	Kapazität an Messstelle i, j für Minimal- Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{min})
$C_{i,j}^{max}$	Kapazität an Messstelle i, j für Maximal- Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{max})
d	Abstand zwischen axialen Elektroden und Messelektroden
$\mathbf{D}_k \in \mathbb{R}^{N \times M}$	Generische Matrix zur Approximation der inversen Empfindlichkeitsmatrix
\vec{D}	Elektrische Flußdichte
δ	Infinitesimale Änderung
\vec{E}	Elektrische Feldstärke
\vec{E}_Q	Quellenfeldstärke
\vec{E}_W	Wirbelfeldstärke

\mathbf{e}^C	Kapazitäts-Residuenvektor
\mathbf{e}^λ	Kalibrierfehlervektor
e^{g, g^r}	Bildfehler zwischen Rekonstruktionsbild und Referenzbild
e^λ	Kapazitiver Restfehler
\mathbf{e}_k	Kalibrierfehlervektor
e^{C, C^r}	Relative Abweichung einer simulierten Teilkapazität von der Referenzkapazität für eine bestimmte Messstelle
ε	Permittivität
$\varepsilon(x, y)$	Permittivitätsverteilung
ε_0	Permittivität des Vakuums
ε_r	Relative Permittivität
ε'_r	Realteil der rel. Permittivität, Polarisierbarkeit
ε''_r	Imaginärteil der rel. Permittivität, dielektrische Verluste
ε^{min}	Minimale Permittivität
ε^{max}	Maximale Permittivität
$\Delta\varepsilon_r$	Relative Permittivitätsänderung
F	Projektionsfunktion
f_g	Grundfrequenz des Generators
\mathbf{G}	Intensitätsmatrix
$\check{\mathbf{G}}$	Intensitätsmatrix in reduzierter Auflösung
\mathbf{G}^r	Intensitätsmatrix eines Referenzbildes
$\check{\mathbf{G}}^r$	Intensitätsmatrix eines Referenzbildes in reduzierter Auflösung
$\hat{\mathbf{G}}^r$	Intensitätsmatrix eines Referenzbildes in Subpixelauflösung
\mathbf{G}_n^r	Intensitätsmatrix mit Referenzmittelpunkt P_{ref} auf Pixel n
$\check{\mathbf{G}}_n^r$	Intensitätsmatrix in reduzierter Auflösung mit P_{ref} auf Pixel n
$\hat{\mathbf{G}}_n^r$	Intensitätsmatrix in Subpixelauflösung mit P_{ref} auf Pixel n
\mathbf{g}	Intensitätsvektor von \mathbf{G}
\mathbf{g}^r	Intensitätsvektor von \mathbf{G}^r
g_n	Intensität für Pixel n
g_n^r	Intensität für Pixel n im Referenzbild
g_N^{min}	Intensitätsminimum
g_N^{max}	Intensitätsmaximum
\bar{g}, \bar{g}^r	Mittelwert aller Elemente von \mathbf{g}, \mathbf{g}^r im Bereich der Referenzobjekte
\mathbf{I}	Einheitsmatrix
i	Kanalindex der Sendeelektrode
\mathbf{J}	Jacobi-Matrix

j	Kanalindex der messenden Elektrode
\mathbf{K}	Korrelationsmatrix zwischen \mathbf{G} und \mathbf{G}^r
$\check{\mathbf{K}}$	Korrelationsmatrix zwischen $\check{\mathbf{G}}$ und $\check{\mathbf{G}}^r$
k	Iterationsindex des Rekonstruktionsalgorithmus
K	Maximale Anzahl der Iterationsschritte
l	Länge der aktiven Elektroden bzw. Messelektroden
M	Maximale Anzahl unabhängiger Messungen
$M_{i,j}$	Messstelle i, j
m	Anzahl der Messkanäle
\bar{N}	Teilmenge aller Pixel mit $\bar{N} \subset \{1, 2, \dots, n\}$
N	Anzahl der Pixel im Rekonstruktionsgebiet
$N(g > 0)$	Anzahl der Pixel im rekonstruierten Bild mit $g > 0$
$N(g^r = 1)$	Anzahl der Pixel im Referenzbild mit $g^r = 1$
n	Pixelindex
p	Messprotokoll, Anzahl zusammengefasster Elektroden
P	Berechneter Mittelpunkt für ein Referenzobjekt, in Pixelkoordinaten x', y'
P_{ref}	Referenzmittelpunkt in Pixelkoordinaten x', y'
\check{P}_{ref}	Referenzmittelpunkt für reduzierte Auflösung
\hat{P}_{ref}	Referenzmittelpunkt für Subpixelauflösung
$Q_{i,j}$	Ladung zwischen Sendeelektrode i und Messelektrode j
\hat{q}	Subpixelfaktor
\check{q}	Skalierungsfaktor
\mathbf{R}	Residuen-Matrix
$R_{i,j}$	Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j
$R_{i,j}^{min}$	Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j für Minimal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{min})
$R_{i,j}^{max}$	Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j für Maximal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{max})
r	Objektradius
\vec{r}	Raumpunkt
\mathbf{S}	Empfindlichkeitsmatrix
\mathbf{S}^{-1}	Inverse Empfindlichkeitsmatrix
\mathbf{S}^T	Transponierte Empfindlichkeitsmatrix
\mathbf{S}^*	Approximationsmatrix der inversen Empfindlichkeitsmatrix
$s_{i,j}^n$	Empfindlichkeitskoeffizient für definierte Messstelle i, j und Pixel n
t	Zeit

T	Umgebungstemperatur
$U(j)$	Messspannung am Ausgang der Messelektronik des Kanals CH_j
$U_{i,j}$	Messspannung für Messstelle i, j
$U_{i,j}^{korr}$	Korrigierte Messspannung für Messstelle i, j
$U_{i,j}^{min}$	Messspannung für Messstelle i, j für Minimal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{min})
$U_{i,j}^{max}$	Messspannung an Messstelle i, j für Maximal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{max})
$U_{i,j}^R$	Rauschspannung für Messstelle i, j
\hat{U}_e	Spannungsamplitude des Anregungssignals
$\Delta U_{i,j}$	Spannungsänderung an Messstelle i, j
$v_{i,j}$	Korrekturfaktor für Messstelle i, j
$\mathbf{v} \in \mathbb{R}^N$	Generischer Vektor
$W_{i,j}$	Gespeicherte Energie für Messstelle i, j
$\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N$	Generischer Vektor
x, y	Richtungskordinaten für Sensorquerschnittsebene (SI-Längeneinheiten)
z	Richtungskordinate orthogonal zur Sensorquerschnittsebene
x', y'	Richtungskordinaten in Pixel-Einheiten
x'_h, y'_h	Richtungskordinaten in Subpixel-Einheiten
x'_l, y'_l	Richtungskordinaten für reduzierte Auflösung
ρ	Ladung
φ	Elektrisches Potential
φ_i, φ_j	Potential an Sendelektrode i bzw. Messelektrode j
$\Delta\varphi_{i,j}$	Potentialdifferenz zwischen Sendelektrode und Messelektrode
Γ	Elektrodenoberfläche
$\boldsymbol{\lambda}$	Messvektor mit normierten Kapazitätsverhältnissen
$\boldsymbol{\lambda}_{mess}$	Messvektor mit normierten Spannungswerten
$\boldsymbol{\lambda}^r$	Messvektor der Referenz-Permittivitätsanordnung
$\boldsymbol{\lambda}^*$	Kalibriervektor
$\lambda_{i,j}$	Normiertes Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j
$\lambda_{i,j}^{min}$	Normiertes Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j für Minimal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{min})
$\lambda_{i,j}^{max}$	Normiertes Kapazitätsverhältnis an Messstelle i, j für Maximal-Permittivitätsverteilung (alle Pixel auf ε_r^{max})
$\lambda_{i,j}^{mess}$	Normierte Spannungswerte bzw. Spannungsänderungen an Messstelle i, j
$\lambda_{i,j}^*$	Elemente des Kalibriervektors

λ_{S,S^T}^{max}	Maximaler Eigenwert des Matrixproduktes S, S^T
ρ^{g,g^r}	Pearson-Korrelationskoeffizient zwischen \mathbf{g} und \mathbf{g}^r
μ	Tikhonov Regularisierungsparameter
∇	Nabla Operator, Gradient
∇^2	Laplace Operator
$\ \cdot \ _2$	Euklidische Norm, 2-Norm
η	Minimaler Bildvektorabstand
γ	Exponent der Gammakorrektur
σ	Standardabweichung
ξ	Funktional

Abkürzungsverzeichnis

AC	Alternating Current
ADC	Analog-to-digital converter
AE	Örtlicher Gebietsfehler
AM	Aktive Messelektrode
ANR	Anregungspotential
ART	Algebraic Reconstruction Technique
AS	Aktive axiale Elektrode
AQ	Äquipotentiallinien
BED	Bedieneinheit
BEM	Boundary Elements Method
BG	Numerisches Berechnungsgebiet
BMWi	Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie
CAD	Computer-Aided Design
CDS	Correlated Double Sampling Technik
CH	Messkanal
CLI	Command Line Interface
DART	Directional Algebraic Reconstruction Technique
DM	Durchmesser des Messvolumens
DSP	Digital Signal Processor
E	Aktive Messelektrode
EL	Elektronik, Auswertelektronik
ECT	Electrical capacitance tomography
ECVT	Electrical capacitance volume tomography
FDM	Finite-Difference Method
FEM	Finite-Elements Method
FLD	Feldlinien
FP	Frontplatte des Messelektronik-Gehäuses
FPGA	Field Programmable Gate Array
GEN	Signalgenerator
GL	Gleichrichterschaltung
GND	Masselektrode, Massepotential
GUI	Graphical User Interface
HM	Höhe des Messvolumens
ICCG	Incomplete Choleski Conjugate Gradient Method

ISO	Isolationsschicht, Dielektrischer Träger
LBP	Linear Back Projection
LFP	Linear Forward Projection, Lineares Vorwärtsproblem
MATLAB	MATrix LABoratory
MM	Messmodul
MECaP	Multiple Excitation Capacitance Polling
MLRR	Multiple Linear Regression and Regularization
NDT	Non-destructive testing
OBJ	Objekt, Referenzobjekt
NN-MOIRT	Neural Network Multi-Criterion Optimization Image Reconstruction
OIOR	Offline Iteration Online Reconstruction
OLDART	On-Line Directional Algebraic Reconstruction Technique
OPV	Operationsverstärker-Schaltung
ÖA	örtliche Auflösung
PE	Permittivitätsfehler
PEEK	Polyetheretherketon
PH	Phasen des Mediengemisches
PVC	Polyvinylchlorid
QF	Querschnittsfläche des Messvolumens
RMS	Effektivwert
SART	Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique
SG	Schirmgehäuse, Schirm
SEN	ECT-Sensor, Sensoranordnung
SER	Schirmelektroden zwischen den aktiven Messelektroden
SIMD	Single Instruction - Multiple Data - Architektur
SGDM	Steepest Gradient Descent Methode
SIRT	Simultaneous Iterative Reconstruction Technique
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
SR	Radiale Schirmelektroden
STP	Steuerplatine
SVD	Singular Value Decomposition
SVP	Sensitivity Variation Parameter
TLS	Total Least Squares-Methode
TRTLS	Tikhonov Regularization Total Least Squares
TSVD	Truncated Singular Value Decomposition
UMIST	University of Manchester Institute of Science and Technology
VM	Messvolumen, Detektionsbereich
WSN	Wireless Sensor Network
ZA	zeitliche Auflösung
μ C	Mikrocontroller

Anhang A

Auswahl bekannter ECT-Systeme und Anwendungen

Anwendung	Messsystem, Sensor	Technische Daten	Referenz
ECT, Experiment Rohrleitung PH: Gas/Öl	UMIST ECT System k: 12 QF: radialsymmetrisch	ÖA: 32x32 Pixel ZA: 25 Bilder/s DM=76,2 mm	Yang [195] 1995
ECT, Experiment Rohrleitung PH: Gas/Öl/Wasser	Messbrücke k: 8, $f_g = 100 kHz$ QF: radialsymmetrisch	ÖA: 256 Pixel ZA: 5 Bilder/s DM=45 mm	Johansen [76] 1996
ECT, Experiment Behälter PH: Gas/Öl	UMIST ECT system k: 12, $f_g = 500 kHz$ QF: quadratisch	ÖA: 80x80 Pixel ZA: 140 Bilder/s DM=80 mm	Liu [95, 192, 196] 2004
ECT, Pharmazie Fließbett-Trockner PH: Gas/Granulat	UMIST ECT system k: 12, $f_g = 500 kHz$ QF: radialsymmetrisch	ÖA: >200 Pixel ZA: 120 Bilder/s DM=1 m	Yang [187, 200, 16] 2010
ECT, Experiment Rohrleitung PH: Luft/Wasser	Portable Messmodule k: 16 QF: radialsymmetrisch	ÖA: >200 Pixel ZA: k.A. DM=110 mm	Mohamad [107, 108] 2010
ECT, Experiment Rohrleitung PH: Sand/Metall	FPGA-WSN Modul k: 12 QF: radialsymmetrisch	ÖA: 256 Pixel ZA: <1000 Bilder/s DM=250 mm	Deabes [24] 2009
ECT, Experiment Subminiatur-Sensor PH: Luft/Stab	CMOS-Elektronik k: 8, $f_g = 1,25 MHz$ BF: radialsymmetrisch	ÖA: >600 Pixel ZA: 6250 Bilder/s DM=0,5 mm HM=2 mm	Phua, York [120, 205] 2006, 2008
ECVT, Industrie Fließbett- Zerstäuber PH: Gas/Pulver	PTL DAM-200(300) k: 12, $f_g = 1,25 MHz$ BF: radialsymmetrisch	ÖA: 8000 Voxel ZA: 80 Bilder/s DM=100 mm HM=100 mm	Warsito, Wang [164, 158, 126] [33, 123] 2008
ECT System Rohrleitung	TFL R5000 k: 8/16, $f_g = 1...10 MHz$ QF: radialsymmetrisch	ÖA: 1024 Pixel ZA: <5000 Bilder/s DM=100 mm	Tomoflow [154] 2009

Tabelle A.1: Auswahl bekannter ECT-Systeme und Anwendungen mit relevanten, soweit angegebenen, technischen Daten und Quellenangaben.

Anhang B

Messstellenzuordnung

Messstelle	i	j	Messstelle	i	j	Messstelle	i	j	Messstelle	i	j
1	1	2	18	2	9	35	4	9	52	7	8
2	1	3	19	2	10	36	4	10	53	7	9
3	1	4	20	2	11	37	4	11	54	7	10
4	1	5	21	2	12	38	4	12	55	7	11
5	1	6	22	3	4	39	5	6	56	7	12
6	1	7	23	3	5	40	5	7	57	8	9
7	1	8	24	3	6	41	5	8	58	8	10
8	1	9	25	3	7	42	5	9	59	8	11
9	1	10	26	3	8	43	5	10	60	8	12
10	1	11	27	3	9	44	5	11	61	9	10
11	1	12	28	3	10	45	5	12	62	9	11
12	2	3	29	3	11	46	6	7	63	9	12
13	2	4	30	3	12	47	6	8	64	10	11
14	2	5	31	4	5	48	6	9	65	10	12
15	2	6	32	4	6	49	6	10	66	11	12
16	2	7	33	4	7	50	6	11			
17	2	8	34	4	8	51	6	12			

Tabelle B.1: Zuordnung der Messstellennummern zur jeweiligen Messstelle $M_{i,j}$ an einem Sensor mit 12 Messelektroden bzw. 12 Messkanälen, wobei Kanalindex i die Sendeelektrode und Kanalindex j die messende Elektrode bezeichnet.