3D-Bildgebung mittels miniaturisierter elektrischer Impedanztomographie

3D-Imaging using miniature electrical impedance tomography

Bachelorarbeit von Emily Reinhold Tag der Einreichung: 20. März 2024

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. Christoph Hoog Antink, KIS*MED

2. Gutachten: Maurice Rohr, M.Sc., KIS*MED

Darmstadt



Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik KIS*MED - Künstlich Intelligente Systeme der Medizin

Studiengang Medizintechnik

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen, um mich bei all jenen zu bedanken, die mich während meiner Bachelorthesis unterstützt und motiviert haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Hoog Antink für die Gelegenheit, mich mit diesem spannenden Thema zu beschäftigen und darüber hinaus für seine stetige Betreuung. Die wöchentlichen konstruktiven Gespräche mit wertvollen Anregungen haben mir nicht nur geholfen mein Thema zu vertiefen, sondern auch mein akademisches Verständnis zu erweitern.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei meinen Korrekturleser:innen Anja Reinhold, Janne Reinhold, Annegret Thompson, Magnus Thompson und Pauline Dapprich, die sich Zeit genommen haben, um meine Arbeit zu lesen und wertvolle Anmerkungen beizusteuern.

Des Weiteren möchte ich mich bei meinen Kommilitonen und Freunden bedanken, für den kontinuierlichen motivierenden und inspirierenden Austausch sowie gegenseitige Unterstützung.

Zum Schluss möchte ich mich bei meinen Eltern Anja und Georg Reinhold und meinen Geschwistern, für ihre stetige Unterstützung und die Ermöglichung meines Studiums, bedanken.

Erklärung zur Abschlussarbeit gemäß § 22 Abs. 7 APB TU Darmstadt

Hiermit erkläre ich, Emily Reinhold, dass ich die vorliegende Arbeit gemäß § 22 Abs. 7 APB der TU Darmstadt selbstständig, ohne Hilfe Dritter und nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt habe. Ich habe mit Ausnahme der zitierten Literatur und anderer in der Arbeit genannter Quellen keine fremden Hilfsmittel benutzt. Die von mir bei der Anfertigung dieser wissenschaftlichen Arbeit wörtlich oder inhaltlich benutzte Literatur und alle anderen Quellen habe ich im Text deutlich gekennzeichnet und gesondert aufgeführt. Dies gilt auch für Quellen oder Hilfsmittel aus dem Internet.

Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Mir ist bekannt, dass im Falle eines Plagiats (§ 38 Abs. 2 APB) ein Täuschungsversuch vorliegt, der dazu führt, dass die Arbeit mit 5,0 bewertet und damit ein Prüfungsversuch verbraucht wird. Abschlussarbeiten dürfen nur einmal wiederholt werden.

Bei einer Thesis des Fachbereichs Architektur entspricht die eingereichte elektronische Fassung dem vorgestellten Modell und den vorgelegten Plänen.

Darmstadt, 20. März 2024	
202300000000000000000000000000000000000	E. Reinhold

Zusammenfassung

Die Anwendung von In-vitro-Gewebemodellen, insbesondere von 3D-Zellkulturen in den Bereichen des Tissue Engineerings, der Pharmaindustrie und der Krebsforschung wächst in den letzten Jahrzehnten. Die zerstörungsfreie, Echtzeit-3D-Bildgebung, um das biologische Verhalten von 3D-Zellkulturen in-situ zu untersuchen, stellt eine Herausforderung dar. Die miniaturisierte elektrische Impedanztomographie (mEIT) zeigt sich aufgrund ihrer Merkmale als vielversprechende Bildgebungstechnik. Die EIT ist eine Bildgebungsmodalität, die die räumliche Impedanzverteilung, beziehungsweise deren Änderung in einem Erfassungsbereich mit einer hohen zeitlichen Auflösung visualisieren kann. Diese zeichnet sich durch ihre zerstörungsfreien, markierungsfreien und strahlungsfreien Eigenschaften aus. Die EIT hat zwar eine hohe zeitliche, aber eine nur geringe räumliche Auflösung. Bei der mEIT sind aufgrund der Größe des Tankphantoms die Anzahl und die Größe der Elektroden begrenzt, zudem sind die Signale nur sehr schwach. Das Ziel dieser Arbeit ist es zu prüfen, ob die elektrische Impedanztomographie (EIT) grundsätzlich geeignet ist, die Leitfähigkeitsverteilung einer 3D-Zellkultur mit einer hohen räumlichen Auflösung darzustellen und dabei den Einfluss der Elektrodenkonfiguration auf die Qualität der Bildgebung in Abhängigkeit von unterschiedlichen Faktoren zu untersuchen.

Dazu werden fünf verschiedene mEIT-Sensoren mit unterschiedlichen Elektrodenpositionen vorgeschlagen und untersucht. Zur Leistungsbewertung werden Simulationen mittels EIDORS für kugelförmige Targets an verschiedenen vertikalen und horizontalen Positionen durchgeführt. Des Weiteren wird der Einfluss von Rauschen, des Leitfähigkeitskontrasts, der Anzahl der Elektroden und der Ringe, in denen die Elektroden angeordnet werden, sowie die Größe der Elektroden analysiert.

Die Ergebnisse zeigen, dass mit einer zwei mal 16 Elektrodenkonfiguration mit einem maximalen Elektrodenradius in Teilbereichen des Tankphantoms eine aussagekräftige Rekonstruktion machbar ist. Allerdings hängt die Qualität der Rekonstruktion stark von der Positionierung des Targets ab. Einen besonders großen Bereich für Targetpositionen, bei denen eine präzise Rekonstruktion machbar ist, erreicht man mit einer Elektrodenpositionskombination aus seitlich und am Boden platzierten Elektroden.

Abstract

The use of in-vitro tissue models, especially 3D cell cultures in the fields of tissue engineering, the pharmaceutical industry and cancer research has been growing in recent decades. Non-destructive, real-time 3D imaging to investigate the biological behaviour of 3D cell cultures in-situ is a challenge. Miniaturised electrical impedance tomography (mEIT) is emerging as a promising imaging technique due to its advantages. EIT is an imaging modality that can visualise the spatial impedance distribution or its change in a detection area with a high temporal resolution. It is characterised by its non-destructive, marker-free and radiation-free properties. EIT has a high temporal resolution but only a low spatial resolution. With mEIT, the number and size of the electrodes are limited due to the size of the tank phantom and the signals are only very weak. The aim of this work is to examine, whether electrical impedance tomography (EIT) is fundamentally suitable for visualising the conductivity distribution of a 3D cell culture with a high spatial resolution and to investigate the influence of the electrode configuration on the quality of the imaging as a function of various factors.

For this purpose, five different mEIT sensors with different electrode positions are proposed and analysed. For performance evaluation, simulations are performed using EIDORS for spherical targets at different vertical and horizontal positions. Furthermore, the influence of noise, the conductivity contrast, the number of electrodes and the rings in which the electrodes are arranged as well as the size of the electrodes are analysed.

The results show that a two-by-16 electrode configuration with a maximum electrode radius in partial areas of the tank phantom allows for a meaningful reconstruction. However, the quality of the reconstruction strongly depends on the positioning of the target. A particularly large range for target positions where precise reconstruction is possible is with an electrode position combination of electrodes placed on the side and at the bottom.

Abkürzungen, Notation, Symbole und Operatoren

aEIT absolute elektrische Impedanztomographie

CT Computertomographie

DOT diffuse optische Tomographie

EIDORS Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software

EIS elektrische Impedanzspektroskopie EIT elektrische Impedanztomographie

fdEIT frequency difference elektrische Impedanztomographie

FEM Finite-Elemente-Methode

mEIT miniaturisierte elektrische Impedanztomographie

MRT Magnetresonanztomographie

NOSER Newton's One-Step Error Reconstructor

REM Rasterelektronenmikroskopie

SNR Signal to Noise Ratio

tdEIT time difference elektrische Impedanztomographie

TEER transepithelische elektrische Widerstand TEM Transmissionselektronenmikroskopie

aPE absoluter Positionsfehler CC Korrelationskoeffizient rVE relativer Volumenfehler

 $egin{array}{ll} m{A}^{-1} & & ext{inverse Matrix} \ m{A}^{\top} & & ext{transponierte Matrix} \ diag & & ext{Diagonalmatrix} \
abla-Operator & ext{V} & ext{Nabla-Operator} \end{array}$

Inhaltsverzeichnis

1	Einle	eitung	9
	1.1	Hintergrund und Motivation	9
	1.2	Ziele der Arbeit	10
	1.3	Gliederung der Arbeit	10
2	Grui	ndlagen der elektrischen Impedanztomographie	11
	2.1	Prozess der EIT	11
	2.2	elektrische Eigenschaften von biologischem Gewebe	12
	2.3	Anregungs- und Messmuster	14
		2.3.1 Adjazentes Messmuster	14
		2.3.2 Opposite Messmuster	15
		2.3.3 Skip- <i>n</i> Messmuster	16
	2.4	EIT Messmethoden	16
	2.5	Vorwärtsproblem	17
		2.5.1 Finite-Elemente-Methode (FEM)	19
	2.6	Inverse Problem	19
3		nd der Technik	22
		mEIT	22
	3.2	EIDORS	23
4	Bew	vertungsmethodik	24
	4.1	Korrelationskoeffizient	24
	4.2	relativer Volumenfehler	24
	4.3	absoluter Positionsfehler	25
5	Sim	ulationsaufbau und Durchführung	26
	5.1	Aufbau betrachteter Elektrodenanordnungen für die mEIT	26
	5.2	Grundlegende Informationen zum Simulationsaufbaus	27
	5.3	Auflösungsüberprüfung	27
	5.4	Einfluss von Rauschen	28
	5.5	Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts	28
	5.6	Einfluss von Positionierung und Anzahl der Elektroden	29
	5.7	Einfluss der Elektrodengröße	29
6	Aus	wertung	31
	6.1	Auflösungsüberprüfung	31
	6.2	Einfluss von Rauschen	35
	6.3	Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts	36

Lit	teratu	ır	43
7	Fazi	t und Ausblick	40
		Einfluss von Positionierung und Anzahl der Elektroden	

1 Einleitung

1.1 Hintergrund und Motivation

Die Anwendung von In-vitro Gewebemodellen, insbesondere 3D-Zellkulturen, hat großes Potenzial, z.B. im Bereich des Tissue Engineerings, der Pharmaindustrie und der Krebsforschung. In-vitro Gewebemodelle können als prädiktive Technologie für Arzneimittelscreenings und Toxizitätsprüfungen genutzt werden [1][2]. Damit bei Zelltests relevante Testdaten erzielt werden, sollte die spezifischen physiologische Funktion eines Gewebes möglichst genau nachgebildet werden. Dabei ist es wichtig, dass die gewebespezifische Architektur, mechanische und biochemische Signale und die Zell-Zell-Interaktion beim In-vitro Gewebemodell beachtet wird [3]. Die 3D-Zellkulturen ahmen im Gegensatz zu den 2D-Zellkulturen diese spezifischen physiologischen Funktionen des menschlichen Gewebes und somit die in-vivo-Bedingungen besser nach. Dadurch kann die Anzahl von Tierversuchen verringert und die Erfolgsquote in den frühen Stadien der Arzneimittelentwicklung verbessert werden [3]. Die Überwachung des Zellwachstums und der Zellviabilität in der Kultur spielt in diesen Fällen eine sehr wichtige Rolle. Für die bisherige Bestimmung der Lebensfähigkeit und des Wachstums von Zellen gibt es verschiedene Methoden. Dazu zählen mikroskopische, fluorimetrische, colorimetrische, luminometrische, durchflusscytometrische und impedanzänderungsbasierte Verfahren [4]. Diese Verfahren sind jedoch nicht optimal für die Überwachung von 3D-Gewebemodellen in den genannten Anwendungsbereichen. Die aus der medizinischen Bildgebung bekannten 3D-Bildgebungsmodalitäten Computertomographie (CT) und Magnetresonaztomographie (MRT) sind zum einen nicht anwendbar und zum anderen für den Masseneinsatz zu kostenintensiv. Eine häufig genutzte Modalität ist die MicroCT, jedoch ist diese aufgrund der ionisierenden Strahlung und der damit verbundenen Toxizität eine Endpunktanalyse [5]. Weitere beliebte Methoden sind auch die konfokale Laser-Scanning-Mikroskopie und die Fluoreszenzmikroskopie, da diese auch bei undurchsichtigen Geweben hochauflösende Bilder ermöglichen. Für 3D-Modelle sind diese aber aufgrund ihrer geringen Eindringtiefe nicht praktikabel [5]. Die Rasterelektronenmikroskopie (REM) und Transmissionselektronenmikroskopie (TEM) können für 3D-Zellkulturen genutzt werden. Für dieses Verfahren müssen die Proben aber fixiert und zerschnitten werden. Aufgrund dessen sind die REM und die TEM destruktive Endpunkttechniken und nicht geeignet für eine Echtzeitüberwachung [6]. Eine weitere Möglichkeit zur Visualisierung der Zellviabilität ist mittels Farbumwandlungstests, wie der MMT-Test. Für diesen Test wird eine Färbung benötigt und es braucht eine gewisse Zeit, womit keine markierungsfreie Echtzeitbildgebung möglich ist [7]. Darüber hinaus ist unklar, ob mit den verwendeten Substanzen auch Aussagen über die Mitte von 3D-Modellen getroffen werden können [6]. Impedanzbasierte Techniken für zelluläre Test sind z.B. die elektrische Impedanzspektroskopie (EIS), der transepithelische elektrische Widerstand (TEER) und die elektrische Impedanztomographie (EIT). Bei den impedanzbasierten Methoden wird über Elektroden Strom eingespeist und Spannungen gemessen. Darüber lassen sich die elektrischen Eigenschaften des Gewebes bestimmen, welche sich von Gewebeart zu Gewebeart unterscheiden. Zudem können über die elektrischen Eigenschaften auch Rückschlüsse auf die Zellviabilität sowie die Qualität der Zellkulturen geschlossen werden [8][7][6]. Bei der EIS und dem TEER ist keine räumliche Auflösung möglich, da bei diesen Verfahren nur Messungen mit vier Elektroden durchgeführt werden und somit nur

ein gesamter Impedanzwert bestimmt werden kann. Bei der EIT jedoch werden über mehrere Elektroden am Rand eines Objektes elektrische Spannungen gemessen, über die eine Aussage über die räumliche Impedanzverteilung im Inneren des Erfassungsbereich getroffen werden kann. Die EIT ist für die Überwachung der Lungenventilation bekannt und wird auch im Bereich der Brustkrebserkennung und Überwachung der Gehirnfunktion erforscht [9]. Die EIT ist eine Bildgebungsmodalität, die dabei zerstörungsfrei, strahlungsfrei und markierungsfrei ist. Zudem kann mit der EIT zeitlich- und räumlich aufgelöst werden. Aufgrund dieser Merkmale ist die EIT eine vielversprechende Technik für die Bildgebung und Langzeitüberwachung von zellulären Strukturen [6]. Jedoch hat die EIT eine sehr geringe räumliche Auflösung, welche durch die Anzahl der Elektroden, besonders in der mEIT durch die Größe der Sensorregion beeinflusst wird. Die Bildrekonstruktion der EIT ist ein inveres und nach Hadamard ein schlecht gestelltes Problem, trotz allem ist das Ziel eine hohe räumliche Auflösung zu erreichen [10].

1.2 Ziele der Arbeit

Diese Arbeit befasst sich mit der miniaturisierten elektrischen Impedanztomographie (mEIT) für den Bereich der 3D-Bildgebung von 3D-Zellkulturen. Das Ziel dieser Arbeit ist es zu prüfen, ob die elektrische Impedanztomographie (EIT) grundsätzlich geeignet ist, die Leitfähigkeitsverteilung einer 3D-Zellkultur mit einer hohen räumlichen Auflösung darzustellen und dabei den Einfluss der Elektrodenkonfiguration auf die Qualität der Bildgebung in Abhängigkeit von unterschiedlichen Faktoren zu untersuchen.

Die Beiträge dieser Bachelorarbeit lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Evaluierung verschiedener Elektrodenanordnungen an Tankphantomen
- Beurteilung des Einflusses von Rauschen auf die Qualität der Rekonstruktion für die verschiedener Elektrodenanordnungen
- Bewertung der Elektrodenanzahl und -größe

1.3 Gliederung der Arbeit

Diese Arbeit gliedert sich inhaltlich wie folgt: In Kapitel 2 der Arbeit werden zunächst die elektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe und die Grundlagen der elektrischen Impedanztomographie (EIT), wie der Prozess, das Vorwärstproblem, das Inverse Problem und das Messprinzip näher erläutert. In Kapitel 3 wird ein Überblick über den aktuellen Forschungsstand im Bereich der EIT beziehungsweise mEIT aufgezeigt. Die zur Bewertung der Qualität der mEIT genutzten Kriterien werden in Kapitel 4 eingeführt. In Kapitel 5 wird der zugrundeliegende Simulationsaufbau beschrieben und das methodische Vorgehen in dieser Arbeit näher erläutert. Die erzielten Ergebnisse werden in dem darauffolgenden Kapitel 6 dargestellt, ausgewertet und diskutiert. Abschließend folgt in Kapitel 7 eine Schlussfolgerung in Form eines Fazits sowie eines Ausblicks für weitere Studien.

2 Grundlagen der elektrischen Impedanztomographie

In Kapitel 2 werden die Grundlagen der elektrischen Impedanztomographie (EIT) erklärt. Zunächst wird in Abschnitt 2.1 der Prozess der EIT im Allgemeinen beschrieben. In Abschnitt 2.2 werden die zugrundeliegenden elektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe erläutert. Im Abschnitt 2.3 wird das Messprinzip für die EIT erklärt. Während im darauffolgenden Abschnitt 2.4 die möglichen Messmethoden absolute- und differenzielle EIT näher erläutert werden. Danach folgt in Abschnitt 2.5 die physikalisch-mathematische Formulierung der EIT und die Beschreibung des Vorwärtsproblems. Abschließend wird in Abschnitt 2.6 das Inverse Problem der EIT beschrieben und auf einige bekannte Regularisierungen eingegangen.

2.1 Prozess der EIT

Die EIT ist ein bildgebendes Verfahren, das die räumliche Impedanzverteilung beziehungsweise deren Änderung in einem Körper, mittels Stromeinspeisung und Spannungsmessung an der Oberfläche des zu untersuchenden Körpers, visualisieren kann [11].

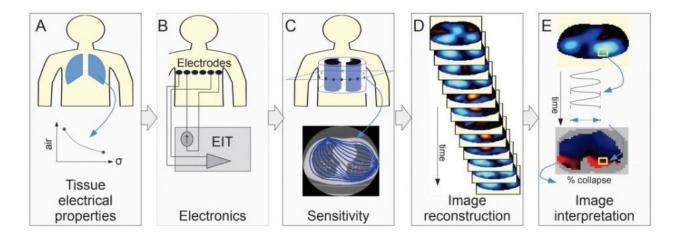


Abbildung 2.1: Überblick über den Prozess der EIT. (A) Gewebearten unterscheiden sich in ihren elektrischen Eigenschaften. (B) Die Stromeinspeisung und Spannungsmessung erfolgt über am Körper platzierte Elektroden. (C) Die Sensitivität wird durch die Verteilung und die elektrischen Eigenschaften des Körpers und dem Einspeise- und Messmuster beeinflusst. (D) Aus den Messungen kann mittels Rekonstruktionsalgorithmen die Leitfähigkeitsverteilung oder Änderung bildlich dargestellt werden. (E) Aus diesen Ergebnissen lassen sich Rückschlüsse zum Beispiel über die Physiologie, schließen. [11]

Dabei wird davon Gebrauch gemacht, dass die Materialien beziehungsweise die biologischen Gewebearten sich in ihren elektrischen Eigenschaften unterscheiden [11][12]. Für die Strominjektion und Spannungsmessung werden Elektroden zirkulär und äquidistant an der Oberfläche des Körpers angebracht. Meist werden eine Anzahl von 8, 16 oder 32 Elektroden genutzt. Über die Oberflächenelektroden werden kleine bekannte Wechselströme mit einer maximalen Amplitude von $10\,\mathrm{mA}$ und meist einer Frequenz im Bereich von 10 kHz bis 1 MHz eingespeist [11][13][6]. Dies entspricht den Sicherheitsstandards für medizinische elektrische Geräte (ISO/IEC 60601), damit es zu keiner Gefährdung oder Beeinträchtigung für das Messobjekt beziehungsweise des Patienten kommt. Dabei ist die maximal zu verwendende Amplitude abhängig von der Frequenz. Beispielsweise wäre bei einer Frequenz von $50\,\mathrm{kHz}$ eine maximale Stromstärke von $5\,\mathrm{mA}$ erlaubt [11][14]. An den übrigen, nicht einspeisenden Elektroden wird gleichzeitig die Randspannung gemessen. Die Messung entspricht einer 4-Leitermessung. Die Strominjektion und Spannungsmessung folgt dabei einem vorher festzulegenden und spezifischen Muster und wird so lange fortgeführt, bis alle nicht-redundanten Elektrodenkombinationen verwendet wurden [6]. Die Messdaten werden in einem EIT-Frame zusammengetragen [14]. Die Sensitivität und somit die gemessene Spannungsverteilung wird durch das Einspeise- und Messmuster und durch die elektrischen Eigenschaften der unterschiedlichen Bestandteile des Körpers und deren Verteilung beeinflusst [11]. Spezielle Rekonstruktionsalgorithmen ermöglichen es, aus den Messdaten die räumliche Impedanzverteilung des Körpers zu rekonstruieren und bildlich darzustellen [14]. Diese Bilder können interpretiert werden, um wichtige Informationen zu erhalten, wie über die pulmonale Ventilation oder die Zellviabilität [15][16].

2.2 elektrische Eigenschaften von biologischem Gewebe

Mittels der EIT können die elektrischen Eigenschaften von Materialien oder biologischem Gewebe dargestellt und untersucht werden. Die Bioimpedanz entspricht dem komplexen Widerstand von biologischem Gewebe und lässt sich durch Stromeinspeisung und Spannungsmessung ermitteln. Die Impedanz wird als Quotient aus der komplexen Spannung \underline{U} und dem komplexen Strom \underline{I} definiert [14]:

$$\underline{Z}(\omega) = \frac{\underline{U}}{\underline{I}} \tag{2.1}$$

Biologisches Gewebe ist eine komplexe Struktur, bestehend aus mehreren einzelnen Zellen ähnlicher Art, die eine gemeinsame Funktion erfüllen [17]. Ein bekanntes und einfaches elektrisches Ersatzschaltbild für Gewebe lässt sich mit drei Komponenten modellieren, wie in Abbildung 2.2 zu sehen ist [6].

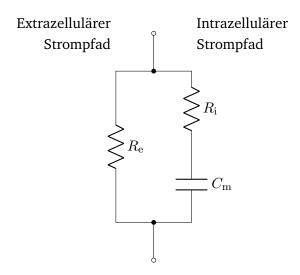


Abbildung 2.2: Einfaches äquivalentes elektrisches Ersatzschaltbild vom Zellmodell bestehend aus Extrazellularraum, Intrazellularraum und Zellmembran. Der Extrazellularraum und der Intrazellularraum werden durch die Widerstände R_e und R_i modelliert. Die Zellmembran entspricht dem kapazitiven Widerstand C_m [11][6].

$$Z(j\omega) = \frac{\left(R_i + \frac{1}{j\omega C_i}\right)R_e}{R_i + R_e + \frac{1}{j\omega C_i}}$$
(2.2)

Dabei wird der extrazelluläre Raum und der intrazelluläre Raum durch die Widerstände R_e und R_i repräsentiert. In der Extrazellularflüssigkeit und im Zytosol sind Ionen wie Natrium, Kalium, Kalzium, Magnesium und Chlorid gelöst, daher sind R_e und R_i in der Regel gut leitend. Die Zellmembran ist aus einer Lipid-Doppelschicht aufgebaut, welche isolierend wirkt, und wird durch den kapazitiven Anteil C_m modelliert. Somit ist die Bioimpedanz frequenzabhängig. Bei kleinen Frequenzen ist der Einfluss der Kapazität auf die Impedanz sehr hoch. Somit fließt der Strom bei kleinen Frequenzen nur durch den extrazellulären Raum. Da der kapazitive Anteil der Impedanz mit steigender Frequenz sinkt, fließt der Strom bei höheren Frequenzen auch durch die Zellen [11]. Biologisches Gewebe lässt sich durch die spezifische Leitfähigkeit in der Art und dem Zustand unterscheiden [12]. In Tabelle 2.1 sind einige spezifische Leitwerte bei einer Anregungsfrequenz von $50\,\mathrm{kHz}$ aufgelistet.

Gewebeart	Leitfähigkeit $\sigma(\mathrm{Sm^{-1}})$
Blut	0.7008
Dura	0.50168
Fett	0.024246
Herzmuskulatur	0.19543
Knochenrinde	0.020642
Knorpel	0.17706
Körperflüssigkeit	1.5

Tabelle 2.1: Beispielhafte spezifische Leitfähigkeiten σ von verschiedenen Gewebearten bei $f=50\,\mathrm{kHz}$. [18]

Beim Zelltod kommt es zu radikalen Änderungen der Leitfähigkeit durch Veränderungen der Zellmembran. Somit lässt sich über die spezifische Leitfähigkeit von biologischem Gewebe Aussagen über die Lebensfähigkeit von Zellen ableiten und lebendes Gewebe in seiner Art und seinem Zustand unterscheiden [7].

2.3 Anregungs- und Messmuster

Bei der EIT werden Elektroden an der Oberfläche des Messobjekts angebracht. Im Fall der mEIT werden die Elektroden häufig am Boden des Tankphantom in einem Kreis oder am Rand in einer Ebene angeordnet. Dabei ist zu beachten, dass die Elektroden äquidistant und möglichst genau positioniert werden müssen. Für die Messung der EIT wird über zwei Elektroden ein Strom eingespeist und über alle anderen Elektroden wird die Spannung zwischen jeweils zwei Elektroden gemessen. Dieses Muster rotiert einmal um den Tank. Dabei ist zu beachten, dass niemals über dieselben Elektroden die Spannung gemessen wird, über die der Strom eingespeist wird. Die Messung entspricht einer 4-Leitermessung und die unbekannte Kontaktimpedanz kann vernachlässigt werden. Die verwendeten Kombinationen von Elektroden werden auch Einspeise- und Messmuster (engl. injection and measurement pattern) genannt. Für die Stromeinspeisung und Spannungsmessung über die Oberflächenelektroden können verschiedene Kombinationen der Elektroden verwendet werden. Dabei beeinflusst das gewählte Einspeise- und Messmuster die Sensitivitätsverteilung im Messobjekt und auch die Auflösung [19]. Zum Beispiel wird die Anzahl der linear unabhängigen Messungen vom gewählten Messmuster, aber auch durch die Elektrodenanzahl beeinflusst. Damit wird auch die maximal zu erwartende Auflösung beeinflusst. Die Sensitivität beschreibt die Änderung der Messung durch Leitwertveränderungen im Inneren des Messobjekts und somit die Empfindlichkeit der Messung. Die gemessene Spannung wird zusammen mit der zur Einspeisung und für die Spannungsmessung genutzten Elektroden in einem EIT-Frame gespeichert. Die wichtigsten und verbreitetsten Einspeise- und Messmuster werden im Folgenden für eine Elektrodenkonfiguration von $N_{el} = 16$ erläutert.

2.3.1 Adjazentes Messmuster

Das adjazente Messmuster ist das wohl bekannteste und verbreitetste Muster. Beim adjazente Messmuster wird über zwei benachbarte Elektroden der Strom eingespeist und über alle anderen benachbarten Elektroden die Spannung gemessen. In Abbildung 2.3 ist der Ablauf für das adjazente Messmuster für 16 Elektroden dargestellt.

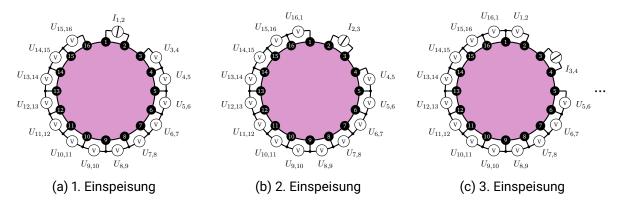


Abbildung 2.3: Adjazentes Einspeisungs- und Messmuster der EIT für 16 Elektroden. Es wird das Muster für die ersten drei Einspeisepositionen dargestellt. $I_{1,2}$ entspricht dem eingespeisten Strom und U den gemessenen Spannungen.

Dabei wird bei der ersten Einspeisung der Strom $I_{1,2}$ zwischen den Elektroden eins und zwei eingespeist und die Spannung zwischen den Elektroden drei und vier, vier und fünf usw. bis 15 und 16 gemessen. Danach wird zwischen den Elektroden zwei und drei der Strom $I_{2,3}$ eingespeist und zwischen den Elektroden vier und fünf, fünf und sechs usw. gemessen. Dieses Muster rotiert einmal, bis über alle benachbarten Elektroden Strom eingespeist wurde. Somit ergeben sich N_{el} $(N_{el}-3)=208$ Spannungsmessungen für einen kompletten EIT-Frame. Für die Stimulation wird eine Stromquelle eingesetzt, damit idealerweise $I_{1,2}=I_{2,3}=I_{3,4}=\ldots=I_{16,1}$ gilt. Nach dem Reziprozitätstheorem sind somit nur die Hälfte der Spannungsmessungen linear unabhängig [20]. Das Reziprozitätstheorem ist entsprechend der Zweitortheorie für lineare Netzwerke gültig. Aus diesem Grund ergeben sich beim Vertauschen des Stromeinspeise- und des Spannungsmessungsortes keine neue Informationen. Somit ergeben sich in diesem Fall nur

$$l = \frac{N_{el} \left(N_{el} - 3 \right)}{2} = 104 \tag{2.3}$$

linear unabhängige Messungen. In der Theorie würde es ausreichen, nur die linear unabhängigen Messungen durchzuführen. In der Praxis werden dennoch alle Kombinationen gemessen, um beispielsweise fehlerhafte Elektroden zu erkennen oder eine Mittelwertbildung durchzuführen [14].

2.3.2 Opposite Messmuster

Beim opposites Messmuster liegen die stromführenden Elektroden sich gegenüber und die Spannung wird wie beim adjazenten Messmuster über alle anderen jeweils nebeneinander liegenden Elektrodenpaare gemessen, wie in Abbildung 2.11(b) gezeigt. Mit diesem Muster ergeben sich N_{el} ($N_{el}-4$) = 192 Spannungsmessungen. Davon sind allerdings nur 96 Messungen linear unabhängig, was vergleichsweise mit dem adjazente Messmuster wenig ist. Das opposite Messmuster hat eine hohe Sensitivität in der Mitte des zu untersuchenden Objektes, aber es können auch Spiegelartefakten auftreten [21].

2.3.3 Skip-n Messmuster

Mit dem Skip-n Messpattern können die verschiedenen Einspeise- und Messmuster beschrieben werden. Dabei steht n für die Anzahl übersprungener Elektroden zwischen den zum Einspeisen oder zum Messen genutzten Elektroden. Bei einem Skip-2, Skip-1 Messmuster werden, wie in Abbildung 2.4c, beim Einspeisen zwei Elektroden und beim Messen jeweils eine Elektrode übersprungen. Es können auch das adjazente Messmuster als Skip-0 und das opposite Messmuster als Skip- $(N_{el}/2)-1$, Skip-0 Messmuster beschrieben werden [21].

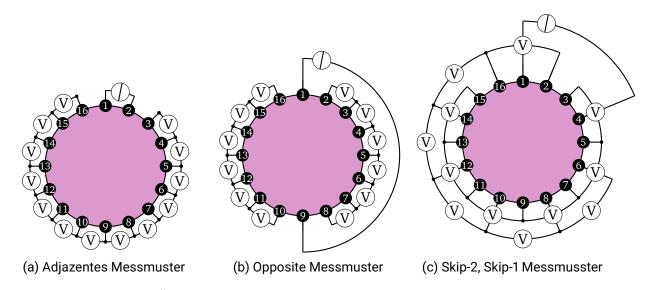


Abbildung 2.4: Übersicht über drei verschiedene Einspeise- und Messmuster.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das adjazente Messmuster die wohl am weit verbreitetsten Methode ist. Es können relativ viele linear unabhängige Messungen erzielt werden, es hat aber nur eine geringe Sensitivität in der Objektmitte. Die Sensitivität in der Objektmitte erhöht sich mit dem Winkel zwischen den zur Stromeinspeisung verwendeten Elektroden. Dabei verringert sich aber auch die Anzahl der linear unabhängigen Messungen [21]. Im Folgenden der Arbeit wird das adjazente Messmuster verwendet, wenn nicht anders angegeben.

2.4 EIT Messmethoden

Es lassen sich zwei verschiedene Messmethoden der EIT unterscheiden, die absolute EIT und die differenz EIT.

Bei der absoluten EIT (aEIT) wird die Rekonstruktion aus einem einzelnen Datensatz erstellt. Die Rekonstruktion der aEIT wird relativ stark durch die geometrische Modellungenauigkeiten, Positionierungsgenauigkeit der Elektroden und Messrauschen beeinflusst. Aus diesem Grund ist die aEIT schwieriger umzusetzen und wird deshalb seltener angewendet [21].

Bei der differenz EIT wird ein Referenz-Messdatensatz verwendet, der von den Messdaten subtrahiert wird. Der Referenzdatensatz kann über mehrere Datensätze gemittelt werden, damit er möglichst rauschfrei ist. Aufgrund des Referenzdatensatz können Störungen und Artefakte reduziert werden. Die differenz EIT lässt

sich in time difference EIT (tdEIT) und frequency difference EIT (fdEIT) unterteilen. Bei der tdEIT werden die Leitfähigkeitsänderungen über die Zeit rekonstruiert. Ein Beispiel ist die Lungenventilationsüberwachung. Dabei wird der Referenzdatensatzes z.B. über eine Periode der Atmung gemittelt [21].

$$\Delta V = V_{t_1} - V_{t_0} \tag{2.4}$$

Die fdEIT nutzt die frequenzabhängige Eigenschaft von biologischem Gewebe und verwendet zur Erstellung der Messdatensätze unterschiedliche Frequenzen zu einem Zeitpunkt. Die ftEIT kann beispielsweise zur Tumorerkennung genutzt werden, da in solch einem Fall kein Referenzdatensatz von vor der Erkrankung vorliegt [14].

$$\Delta V = V_{f_1} - V_{f_0} \tag{2.5}$$

Im Folgenden dieser Arbeit wird die time difference EIT (tdEIT) verwendet.

2.5 Vorwärtsproblem

Die EIT lässt sich in zwei Teile unterteilen, dem Vorwärts- und dem Inversen Problem. Das Vorwärtsproblem beschreibt die Aufgabe, das Verhalten eines Systems oder Modells entlang der Kausalitätskette (von den Ursachen zu den Wirkungen) zu erklären. In der EIT beschreibt das Vorwärtsproblem die Berechnung der resultierenden Spannungen an der Oberfläche eines Körpers bei bekannter Anregung durch Einspeisung von Strömen und elektrischen Leitfähigkeitsverteilung im Inneren des Körpers. Wie im Abschnitt 2.2 erklärt, ist die Impedanz von biologischem Gewebe zwar frequenzabhängig, jedoch wird im Weiteren dieser Arbeit die Anregung als monofrequent angenommen und somit die Bioimpedanz als frequenzunabhängig und lediglich ortsvariant angenommen.

Die physikalisch-mathematischen Grundlagen für das Vorwärtsproblem der EIT bilden die Maxwell Gleichungen. Da für die EIT nur Wechselströme mit geringen Frequenzen genutzt werden, kann das magnetische Feld vernachlässigt werden. Somit gilt die quasi-statische Näherung. Die quasi-statische Näherung ist zulässig für Objekte deren Durchmesser kleiner ist als die elektromagnetische Wellenlänge und die Skin-Tiefe bei entsprechender Frequenz des angelegten Wechselstroms [22][11]. Es wird von einem dreidimensionalen geschlossenen und begrenzten Körper Ω mit dem Rand $\partial\Omega$ und einer ortsvarianten Leitfähigkeit $\sigma(\vec{x})$ ausgegangen. Dabei ist \vec{x} die Ortskoordinate und es gilt $\vec{x} \in \Omega$. Da es sich um einen dreidimensionalen

Körper handelt, ist $\vec{x} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$ Für die elektrische Feldstärke $\vec{E}(\vec{x})$ und für das elektrische Potential $\Phi(\vec{x})$ gilt

$$\vec{E}(\vec{x}) = -\nabla \Phi(\vec{x}). \tag{2.6}$$

Mit dem Ohmschen Gesetz $\vec{J}(\vec{x}) = \sigma(\vec{x}) \cdot \vec{E}(\vec{x})$ lässt sich die elektrische Flussdichte $\vec{J}(\vec{x})$ definieren als

$$\vec{J}(\vec{x}) = -\sigma(\vec{x})\nabla\Phi(\vec{x}). \tag{2.7}$$

Für den Körpers Ω wird die Quellenfreiheit im Inneren angenommen. Das bedeutet, dass die Summe der in den Körper hineinfließenden Ströme gleich der Summe der hinausfließenden Ströme ist. Mit der Kontinuitätsgleichung ergibt sich die folgende partielle Differenzgleichung:

$$\nabla \vec{J}(\vec{x}) = -\nabla \cdot (\sigma(\vec{x})\nabla \Phi(\vec{x})) = 0 \qquad \vec{x} \in \Omega \setminus \partial \Omega.$$
 (2.8)

Für die skalare Stromdichte $j(\vec{x})$ auf dem Rand gilt

$$j(\vec{x}) = -\vec{J}(\vec{x}) \cdot \vec{n}(\vec{x}) = \sigma(\vec{x}) \nabla \Phi(\vec{x}) \cdot \vec{n}(\vec{x}) \qquad \vec{x} \in \partial \Omega$$
 (2.9)

wobei $\vec{n}(\vec{x})$ der nach außen zeigende Normalvektor zum Rand $\partial\Omega$ ist. Mittels der Neumann-Randbedingung hat die partielle Differentialgleichung 2.9, bei gegebener Randstromdichte $j(\vec{x})$ und Leitfähigkeitsverteilung $\sigma(\vec{x})$, bis auf eine additive Konstante eine eindeutige Lösung $\Phi(\vec{x})$. Die additive Konstante entspricht dabei der Wahl einer Erdungskonstante [11][23]. Die Beziehung zwischen der Leitfähigkeitsverteilung $\sigma(\vec{x})$ und den Spannungsmessungen $\vec{V} \in \mathbb{R}^m$ kann somit ausgedrückt als

$$\vec{V} = F(\sigma(\vec{x})) + e \tag{2.10}$$

wobei F der nichtlineare Vorwärtsoperator ist. Das Vorwärtsproblem kann unter der Annahme, dass sich die Leitwertverteilung nur geringfügig für die Differenzbildgebung ändern, zu folgendem linearen Gleichungssystem approximiert werden [14][16]:

$$\Delta \vec{V} = \mathbf{J} \Delta \vec{\sigma}. \tag{2.11}$$

Dabei entspricht ${\bf J}$ der Sensitivitätsmatrix, welche die erwartete Spannungsänderung bei Leitfähigkeitsveränderungen beschreibt. Die Sensitivitätsmatrix wird durch eine Jacobimatrix, mit der Größe $N_{FEM} \times M_{Mess}$, charakterisiert. N_{FEM} ist dabei die Anzahl der Elemente des FEM-Modells und M_{Mess} ist die Anzahl der Spannungsmessungen [14].

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial V_1}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial V_1}{\partial \sigma_2} & \frac{\partial V_1}{\partial \sigma_3} & \dots & \frac{\partial V_1}{\partial \sigma_N} \\ \frac{\partial V_2}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial V_2}{\partial \sigma_2} & \frac{\partial V_2}{\partial \sigma_3} & \dots & \frac{\partial V_2}{\partial \sigma_N} \\ \frac{\partial V_3}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial V_3}{\partial \sigma_2} & \frac{\partial V_3}{\partial \sigma_3} & \dots & \frac{\partial V_3}{\partial \sigma_N} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial V_M}{\partial \sigma_1} & \frac{\partial V_M}{\partial \sigma_2} & \frac{\partial V_M}{\partial \sigma_3} & \dots & \frac{\partial V_M}{\partial \sigma_N} \end{bmatrix}$$

$$(2.12)$$

 $\Delta \vec{V}$ sind die gemessenen Spannungsdifferenzen und $\Delta \vec{\sigma}$ entspricht den diskreten Leitfähigkeitsänderungen.

$$\Delta \vec{V} = \begin{bmatrix} V_{1,1} - V_{1,2} \\ \cdots \\ V_{M,1} - V_{M,2} \end{bmatrix}, \quad \Delta \vec{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{1,1} - \sigma_{1,2} \\ \cdots \\ \sigma_{N,1} - \sigma_{N,2} \end{bmatrix}$$

$$(2.13)$$

2.5.1 Finite-Elemente-Methode (FEM)

Das Vorwärtsproblem kann für einfache Geometrien und sehr einfache Impedanzverteilungen analytisch gelöst werden. Für komplexe Impedanzverteilungen, Geometrien und Elektrodenmodelle wird das Vorwärtsproblem regulär mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) gelöst. Dabei wird der zu untersuchende Körper Ω in eine endliche Anzahl N_{FEM} Elemente zerlegt und ein FEM-Modell des Tankphantoms erstellt. Für dreidimensionale Körper wird als Elementform Tetraeder genutzt, für zweidimensionale Dreiecke. Die Elemente schneiden sich an ganzen Flächen, Kanten oder Eckpunkten. Die Größe der Elemente variiert. In Bereichen, in denen eine hohe Stromdichte erwartet wird, wie in der Nähe der Elektroden, sind die Elemente kleiner. Damit kann eine höhere Rechengenauigkeit erreicht werden. Das FEM-Modell kann als Widerstandsnetzwerk interpretiert werden. Dafür wird die Annahme getroffen, dass die Leitfähigkeit innerhalb eines Elements konstant und der Potentialverlauf stückweise stetig ist [11][23].

2.6 Inverse Problem

Im Gegensatz zum Vorwärtsproblem beschreibt das Inverse Problem die Aufgabe, aus einem Satz von beobachteten Ergebnissen auf die ursprünglichen Bedingungen zurückzuschließen. Bei der EIT soll die Leitfähigkeitsverteilung $\vec{\sigma}(\vec{x})$ innerhalb eines Körpers, basierend auf Spannungsmessungen \vec{V} durch Anlegen bekannter Ströme, rekonstruiert werden.

$$\vec{\sigma}(\vec{x}) = F^{-1}(\vec{V}) \tag{2.14}$$

Es kann aus Gleichung 2.11 vermutet werden, dass die Bestimmung der Rekonstruktionsmatrix durch die Invertierung der Sensitivitätsmatrix eine naheliegende Vorgehensweise darstellt. Das Inverse Problem ist jedoch nach Hadamard ein "schlecht gestelltes" Problem [24]. Nach Hadamard ist ein mathematisches Modell "schlecht gestellt", sobald eines der folgenden Kriterien verletzt ist

- 1. Existenz der Lösung;
- 2. Eindeutigkeit der Lösung;
- 3. Stabilität der Lösung.

Im Fall der EIT ist die Existenz der Lösung des Inversen Problems im Allgemeinen vorhanden. Die Eindeutigkeit dieser Lösung wird allerdings meist nicht erfüllt. Dies liegt dara,. dass das rekonstruierte Bild eine höhere Auflösung, bzw. Anzahl an Elementen im FEM-Modell hat als linear unabhängige Spannungsmessungen. Folglich hat die Sensitivitätsmatrix keinen vollen Rang und ist somit auch nicht invertierbar. Auch das letzte Kriterium ist verletzt. Das bedeutet, dass die rekonstruierte Leitfähigkeitsverteilung $\vec{\sigma}(\vec{x})$ nicht stetig von den Spannungsmessungen \vec{V} abhängig ist [23]. Aus diesem Grund kann leichtes Messrauschen und Störfaktoren große Auswirkungen auf die Lösung haben.

Als Konsequenz daraus folgt, dass die Sensitivitätsmatrix nicht invertierbar ist. Daher ist eine Regularisierung notwendig, d.h. es werden mittels a-priori Wissen zusätzliche Annahmen getroffen, um den Lösungsraum einzuschränken. Zum Lösen des Inversen Problem wird es zunächst in ein Minimierungsproblem umformuliert, um die Differenz zwischen den gemessenen Spannungsverteilungen und den geschätzten zu minimieren.

$$\Delta \overrightarrow{\hat{\sigma}} = \underset{\Delta \vec{\sigma}}{\operatorname{argmin}} \left(\frac{1}{2} \| \mathbf{J} \Delta \vec{\sigma} - \Delta \vec{V} \|_{2}^{2} \right)$$
 (2.15)

 $\Delta\hat{\sigma}$ bezeichnet hierbei die geschätzte Leitfähigkeitsänderung. Wie oben schon erwähnt kann mittels Regularisierung die Lösung des Problems stabilisiert werden. Dazu wird ein Regulairsierungsterm $R(\Delta\sigma)$ hinzugefügt.

$$\Delta \overrightarrow{\hat{\sigma}} = \underset{\Delta \vec{\sigma}}{\arg \min} \left(\frac{1}{2} \|\Delta \vec{V} - J \Delta \vec{\sigma}\|_{2}^{2} + R(\Delta \vec{\sigma}) \right)$$
 (2.16)

Eine gängige Wahl für den Regularisierungsterm ist

$$R(\Delta \vec{\sigma}) = \|\lambda \mathbf{L}(\vec{\sigma} - \vec{\sigma}_{ref})\|_{2}^{2}$$
(2.17)

wobei L als Regularisierungsmatrix definiert wird. Der Regularisierungsterm wird durch den Hyperparameter λ gewichtet. Als "Least-Squares" Lösung ergibt sich für die Rekonstruktionsmatrix R_M folgendes Ergebnis [11][6]:

$$\Delta \overrightarrow{\hat{\sigma}} = \underbrace{\left(J^T J + \lambda L^T L\right)^{-1} J^T}_{\text{RM}} \Delta \overrightarrow{V}. \tag{2.18}$$

Im Folgenden werden drei häufig genutzte Regularisierungsmethoden für die EIT beschrieben.

Tikhonov-Regularisierung

Die einfachste und am häufigsten genutzte Regularisierungsmethodik ist die Tikhonov-Regularisierung. Dabei wird die Einheitsmatrix I als Regularisierungsmatrix verwendet. Somit ergibt sich für den Regulaisierungsterm:

$$R(\Delta \vec{\sigma}) = \|\lambda \mathbf{I} \Delta \vec{\sigma}\|_2^2 \tag{2.19}$$

Für \vec{Z}_s nahe der Null führt Tikhonov-Regularisierung zu einer ortsinvarianten Bestrafung beziehungsweise handelt es sich um eine ortsinvariante "Kleinheitsannahme". Da die Sensitivität im zu untersuchenden Körper sehr stark variiert, wird in der EIT wird die Tikhonov-Regularisierung jedoch nur wenig genutzt [25][11][23].

NOSER-Regularisierung

Eine weitere Methode ist die Newton's One-Step Error Reconstructor (NOSER) Regularisierung. Dabei entspricht die Regulaisierungsmatrix der Diagonalmatrix der quadrierten Jacobimatrix.

$$R(\Delta \vec{\sigma}) = \|\lambda \Delta \vec{\sigma}^T \operatorname{diag} (\mathbf{J}^T \mathbf{J}) \Delta \vec{\sigma}\|_2^2$$
(2.20)

i und j sind Indizes von Elementen des FEM-Modells. Bei der NOSER-Regularisierung handelt es sich um eine ortsvariante "Kleinheitsannahme" [26][11][23].

Laplace-Regularisierung

Eine andere Möglichkeit ist die Laplace-Regularisierung. Dabei wird die Differenz der Werte zwischen benachbarten Elementen bewertet. Somit wird bei der Laplace-Regularisierung eine "Glattheitsannahme" getroffen, das bedeute, dass angenommen wird, dass es keine großen Impedanzsprünge gibt [11][23].

$$R(\Delta \vec{\sigma}) = \|\lambda \mathbf{L} \Delta \vec{\sigma}\|_2^2 \tag{2.21}$$

Dabei beschreibt ${f L}$ die diskrete Laplace-Funktion.

3 Stand der Technik

3.1 mEIT

Die EIT ist in den 1980er Jahren als Bildgebungsmodalität für die Medizin aufgekommen und ist damit im Vergleich zu herkömmlichen bildgebenden Verfahren wie das Röntgen, die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT), eine relativ neue und vielversprechende Technologie [14]. Die erste bekannten Veröffentlichungen zur EIT-Methode stammen von Henderson und Webster aus den Jahren 1976 und 1978 [27]. Das erste klinische Impedanztomographiesystem wurde von Brian Brown und David Barber entwickelt. Mittels dieses Gerätes wurden die ersten impedanztomographischen Bilder 1982 und 1984 veröffentlicht [28]. Das erste kommerziell erhältliche EIT-Gerät im klinischen Kontext zur kontinuierlichen Ventilationsüberwachung wurde 2011 von der Firma Drägerwerk AG & Co. KGaA auf den Markt gebracht [11]. Aktuell befindet sich die EIT noch zum größten Teil im Forschungsstadium, wird aber auch teilweise schon klinisch genutzt. Bekannte medizinische Anwendungsbereiche sind das Überwachen der Lungenventilationsfunktion, der kardialen Funktion, der Gehirnfunktion, der Magen- und Darmfunktion sowie der Brustkrebserkennung [9][11]. Auch außerhalb des klinischen Kontexts findet die EIT Anwendung Bsp. in der Geophysik [29][30]. Seit Anfang der 2000er wird auch an einer miniaturisierten elektrischen Impedanztomographie zur biosensorischen Anwendung geforscht, da es aufgrund der Zerstörungsfreiheit, Strahlungsfreiheit und Markierungsfreiheit großes Potential auf dem Gebiet zeigt. Zu den neuen Anwendungen gehört die Zellkulturüberwachung, Bildgebung der Zell-Wirkstoffreaktion, dem Zellwachstum und der Lebensfähigkeitsbewertung [16]. Der erste mEIT- Sensor zur 2D-Bildgebung für In-vitro Experimente wurde 2006 von Linderholm et al. entwickelt [31]. Für diesen Sensor wurden 16 planare, parallele Elektroden verwendet. Von Sun et al. wurde 2010 ein mEIT-Sensor für die on-Chip Zellbildgebung vorgestellt [32]. Dabei wurde lediglich eine 2D-Rekonstruktion erstellt. Von Yang et al. wurde ein planarer mEIT Sensor zur 3D-Zellbildgebung vorgestellt [16]. Dieser ist aus 16 Elektroden aufgebaut, die in der Nähe des Rands am Boden platziert sind. Dazu wurde ein neuer Regularisierungsalgorithmus vorgeschlagen, der 3D-Laplace und sparsity joint Regularisierungsalgorithmus. Es wurden sowohl Simulationen an Testphantomen als auch reale Experimente an Brustkrebszellen durchgeführt. Aufgrund von Artefakten in der Bildgebung wurde diese zu einem 16 Elektroden Sensor mit zwei Kreisen weiterentwickelt. Zudem wurde ein sparsity Algorithmus mit Medianfilter zur Rauschunterdrückung verwendet [33]. Der vorgeschlagene Sensor von Yin et al. wurde auch zusätzlich zur Bildgebung von Gewebe mit einem Scafold untersucht [34][35]. 2023 wurde ein mehrkreisiger, planarer Sensor mit 30 Elektroden für die dreidimensionale miniaturisierte EIT mit einem neuen Einspeise- und Messmuster vorgeschlagen. Dieser lieferte vielversprechende Ergebnisse [10]. Außerdem wurden auch Rekonstruktionsverfahren für die mEIT basierend auf maschinellem Lernen zur Verbesserung der Qualität der Bildrekonstruktion untersucht [36][37]. Darüber hinaus wurde die EIT auch zur 2D-Echtzeitüberwachung der Zellteilung auf Ebene einer einzelnen Zelle untersucht [38]. Die mEIT ist aufgrund all ihrer Vorteile eine aufstrebende und vielversprechende Technik, da die Qualität der 3D-Bildrekonstruktion noch immer nicht perfekt ist, muss diese allerdings trotz aller bisher unternommenen Untersuchungen noch weitererforscht- und -entwickelt werden.

3.2 EIDORS

EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software) ist eine Open-Source-Software-Toolbox, die für die Bildrekonstruktion in den Bereichen elektrische Impedanztomographie (EIT) und diffuse optische Tomographie (DOT) entwickelt wurde [39][40] und für diese Arbeit genutzt wird. Die Software basiert auf den Dissertationen von Marko Vaukhonen (1997) [41] und Nicolas Polydorides (2002) [42] und wurde über die Jahre weiterentwickelt [43][44]. Mit Hilfe von EIDORS kann man Vorwärtsmodellierungen und Bildrekonstruktionen (inverse Modellierungen) für die EIT durchführen. EIDORS wird in den Bereichen Medizin, Industrie und Geophysik eingesetzt und ist in MATLAB und Octave implementiert [45][39]. In der EIT-Forschung und -Simulation ist EIDORS neben COMSOL Multiphysics eine anerkannte Software [32][46] [38][6]. Es werden die gängigen EIT-Bildrekonstruktionsalgorithmen wie der One Step Gauss-Newton (OSGN), Total Variation Reconstruction (TV) und GREIT-Algorithmus und bekannte Regularisierungen wie Tikhnov-Prior, Laplace-Filter-Prior oder Noser-Prior bereit gestellt. Für die Vorwärtsmodellierung arbeitet EIDORS mit der FEM und nutzt NETGEN zur Erstellung eines FEM-Modell [40].

4 Bewertungsmethodik

Um die Qualität der Rekonstruktion von simulierten Daten zu bewerten, werden bestimmte Kriterien benötigt. Für diese Arbeit ist es wichtig, eine möglichst hohe Genauigkeit für die Abbildung des Targets im rekonstruierten Bild zu erreichen. Die folgenden Methoden wurden ausgewählt, um die Simulation auf das gewünschte Leistungsmaß zu bewerten. In Kapitel 4 werden die drei verschiedenen Bewertungskriterien, der Korrelationskoeffizient, der relative Volumenfehler und der absolute Positionsfehler, die für diese Arbeit genutzt wurden, genauer erklärt.

4.1 Korrelationskoeffizient

Eins sehr bekannte und häufig genutzte Methode zur quantitativen Bewertung einer EIT-Rekonstruktion ist die Betrachtung des Korrelationskoeffizienten (CC) zwischen den spezifischen Leitfähigkeitswerten des rekonstruierten Modells $\hat{\sigma}$ und des simulierten Modells σ .

$$CC = \frac{\sum_{i=1}^{\omega} \left(\hat{\sigma}_i - \overline{\hat{\sigma}}\right) \left(\sigma_i - \overline{\sigma}\right)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{\omega} \left(\hat{\sigma}_i - \overline{\hat{\sigma}}\right)^2 \sum_{i=1}^{\omega} \left(\sigma_i - \overline{\sigma}\right)^2}}$$
(4.1)

Dabei ist ω die Anzahl der Elemente des FEM-Modells. $\overline{\hat{\sigma}}$ und $\overline{\sigma}$ bezeichnen die Mittelwerte der spezifischen Leitfähigkeitswerte des rekonstruierten und des simulierten Modells. Mit dem Korrelationskoeffizienten lässt sich eine Aussage treffen, ob ein linearer Zusammenhang zwischen den spezifischen Leitfähigkeitswerte der einzelnen Elemente des rekonstruierten und des simulierten Bildes besteht. Der Korrelationskoeffizient kann Werte im Bereich von Minus Eins bis Eins annehmen. Bei Werten größer als Null (CC>0) besteht ein positiver Zusammenhang. Bei größeren Leitfähigkeitswerten im simulierten Bild sind auch die Leitfähigkeitswerte im rekonstruierten Bild größer. Bei Werten nahe Eins (beziehungsweise Minus Eins) besteht ein stärkerer linearer Zusammenhang zwischen den beiden Variablen, als bei Werten nahe Null. Der CC sollte idealerweise möglichst groß, beziehungsweise nahe an der Eins liegen. Somit kann die Position und Form eines Targets eines rekonstruierten Bildes bewertet werden, dabei lässt der Korrelationskoeffizient Raum für einen Skalierungsfaktor des Leitfähigkeistwertes vom rekonstruierten Target.

4.2 relativer Volumenfehler

Der relative Volumenfehler (rVE) ist ein Maß für das Verhältnis des Volumens vom rekonstruierten Target $v_{\rm r}$ zum Volumen des tatsächlichen Target $v_{\rm t}$.

$$rVE = \frac{v_{\rm r} - v_{\rm t}}{v_{\rm t}} \tag{4.2}$$

Die Elemente vom Target im rekonstruierten Bild werden wie in [47] bestimmt. Alle Elemente die eine Leitfähigkeit größer als $\frac{1}{4}$ des maximalen Leitwerts im rekonstruierten Bild $\hat{\sigma}(\mathbf{x})$ haben, werden zum Target gezählt.

$$T(\mathbf{x}) = \begin{cases} \text{Target} & \text{wenn } \hat{\sigma}(\mathbf{x}) \geqslant \frac{1}{4} \max(\hat{\sigma}) \\ \text{Hintergrund} & \text{sonst.} \end{cases}$$
 (4.3)

Dabei sind $\hat{\sigma}(\mathbf{x})$ die spezifischen Leitfähigkeitswerte der einzelnen Elemente und \mathbf{x} ist die Variable für die Elementenkennnummer. Somit beinhaltet $T(\mathbf{x})$ die Information für jedes Element des Modells, ob es zum Target oder zum Hintergrund gehört. Der rVE sollte idealerweise möglichst klein und nahe Null liegen. Zudem sollte er unabhängig von der Positionierung des Targets im Tank sein. Positive Werte bedeuten, dass das rekonstruierte Volumen größer als das tatsächliche Target ist, während Werte kleiner als Null darauf hindeuten, dass das rekonstruierte Target kleiner als das tatsächliche Target ist. Der rVE wird als Prozentsatz angegeben. Mit dem rVE lässt sich die Präzision des rekonstruierten Bildes beurteilen.

4.3 absoluter Positionsfehler

Der absolute Positionsfehler (APE) ist ein Maß für die Abweichung zwischen dem Mittelpunkt des rekonstruierten Target $\vec{p}_{\rm r}$ und dem Mittelpunkt des tatsächlichen Target $\vec{p}_{\rm t}$ unabhängig von der Richtung der Abweichung.

$$aPE = \|\vec{p}_{t} - \vec{p}_{r}\| \tag{4.4}$$

Die Elemente vom Target im rekonstruierten Bild werden für den aPE auch wie für den rVE nach der Methode von [47] bestimmt. Der aPE sollte möglichst klein und unabhängig von der Positionierung des Targets im Tank sein. Der absoluter Positionsfehler wird in cm angegeben. Mit dem aPE lässt sich die Richtigkeit des rekonstruierten Bildes beurteilen.

5 Simulationsaufbau und Durchführung

Zur Untersuchung der 3D Bildgebung mittels einem mEIT-Sensor wurde in dieser Arbeit eine Forschung mithilfe von Simulationen durchgeführt. Dabei wurden fünf verschiedene Elektrodenkonfigurationen entwickelt und auf unterschiedliche Einflüsse untersucht. In diesem Kapitel wird der Aufbau und die Durchführung der Simulationen zur Evaluierung der miniaturisierten elektrischen Impedanztomographie (mEIT) Konfigurationen beschrieben. Im Abschnitt 5.1 werden die verschiedenen untersuchten Elektrodenkonfigurationen für das mEIT-Tankphantom vorgestellt. Im Abschnitt 5.2 werden die grundlegenden Informationen zum Simulationsaufbau genannt, wie die Maße und spezifische Leitfähigkeitswerte von Target und dem Hintergrund, das genutzte Einspeisungs- und Messmuster, die genutzte Regulariserung und das gewählte SNR. Im Abschnitt 5.3 wird beschrieben, wie die Abhängigkeit von der Positionierung der Impedanzänderung untersucht wird. Die Prüfung des Einflusses von Rauschen wird in Abschnitt 5.4 erläutert. Im Abschnitt 5.5 wird die Untersuchung des Einflusses des Leitfähigkeitskontrast auf die Rekonstruktion erklärt. Im Abschnitt 5.6 wird die Untersuchung zum Einfluss der Positionierung und Anzahl der Elektroden beschrieben. Im Abschnitt 5.7 wird erklärt, wie der Einfluss der Elektrodengröße untersucht wird.

5.1 Aufbau betrachteter Elektrodenanordnungen für die mEIT

Für diese Arbeit wurden fünf verschiedene Elektrodenkonfigurationen für die mEIT untersucht, welche die gleiche Geometrie haben und sich lediglich in der Positionierung der Elektroden unterscheiden. Die Tankphantome sind zylinderförmig haben jeweils einen Innendurchmesser von $1~\rm cm$ und eine Höhe von $0.5~\rm cm$. Der Erfassungsbereich entspricht dem kompletten inneren Zylindervolumen. Die Elektroden sind kreisförmige Elektroden und haben eine Durchmesser von $0.02~\rm cm$. Die Modelle haben $32~\rm oder$ 64 Elektroden über die die Messung durchgeführt wird. Die Elektroden sind kreisförmig und äquidistant am Boden oder um den Mantel des Zylinders in sogenannten Ringen angeordnet. Jeder Ring enthält $32~\rm Elektroden$. Dabei sind die Ringe, wie in Abbildung $5.1~\rm zu$ sehen, positioniert. Für das erste Tankmodell ist ein Ring am Boden des Tankphantoms mit einem Radius von $0.4~\rm cm$ positioniert. Beim Tankmodell zwei sind zwei Ringe am Boden des Tankphantoms mit einem Radius von $0.4~\rm cm$ und $0.2~\rm cm$ angebracht. Beim dritten Tankmodell ist ein Ring mit Elektroden am Boden des Tankphantoms mit einem Radius von $0.3~\rm cm$ und ein Ring seitlich von Tankphantom in der Höhe von $0.25~\rm cm$ positioniert. Für das dritte Tankmodell ist nur ein Ring seitlich in der Höhe von $0.25~\rm cm$ angeordnet. Beim fünften Tankmodell sein zwei Ringe mit Elektroden am Rand des Tankphantoms in der Höhe von $0.1~\rm cm$ und $0.4~\rm cm$ positioniert.

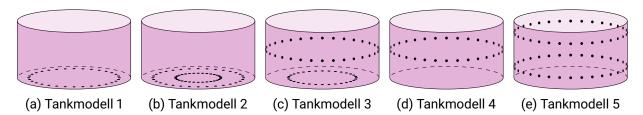


Abbildung 5.1: Übersicht über die verschiedene Elektrodenpositionen der betrachteten Tankmodelle.

	Tankg	röße	Position der Ringe mit jeweils 32 Elektroden erster Ring zweiter Ring				
Tankmodell	Radius in cm	Höhe in cm	Radius in cm	U	Radius in cm	U	
Tankmodell 1	0.5	1	0.4	0	_	_	
Tankmodell 2	0.5	1	0.4	0	0.2	0	
Tankmodell 3	0.5	1	0.3	0	0.5	0.25	
Tankmodell 4	0.5	1	0.5	0.25	_	_	
Tankmodell 5	0.5	1	0.5	0.1	0.5	0.4	

Tabelle 5.1: Übersicht über die Maße der betrachteten Tankmodelle und der Positionierung der Elektroden die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind. Jeder Ring enthält dabei 32 Elektroden. Dabei sind die Maße in Zylinderkoordinaten angegeben. Der Ursprung liegt in der Mitte des Zylinderboden.

5.2 Grundlegende Informationen zum Simulationsaufbaus

Für die Durchführung der Simulationen wurde die MATLAB Toolbox EIDORS genutzt, welche in Abschnitt 3.2 näher beschrieben wird. Für das Vorwärtsmodell wurde ein FEM-Modell entsprechend der in Abschnitt 5.1 genannten Maße verwendet. Es wird ein kugelförmiges Target verwendet, das einen Durchmesser von $0.2\,\mathrm{cm}$ und eine Leitfähigkeit von $2\,\mathrm{S\,m^{-1}}$ hat. Die Hintergrundleitfähigkeit entspricht $1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$. Für diese Arbeit wird das adjazente Einspeise- und adjazente Messmuster mit einer Stromstärke von $0.001\,\mathrm{A}$ angewendet. Somit werden für die Tankmodelle eins und vier, die eine Elektrodenanzahl von 32 Elektroden haben, 464 unabhängige Messungen erzielt. Für die Tankmodelle zwei, drei und fünf, die zwei Ringe an Elektroden und somit 64 Elektroden haben, ergeben sich 1952 unabhängige Messungen. Zur Rekonstruktion wird die NOSER-Regularisierung genutzt. Das rekonstruierte Bild wird aus 62349 tetraedrischförmigen Elementen gebildet. Die Simulation wird mit einem SNR von $50\,\mathrm{dB}$ durchgeführt. Als Referenzdatensatz wird eine Messung ohne Target nur mit der Hintergrundleitfähigkeit gewählt. Im folgenden der Arbeit gelten die hier getroffenen Angaben für die jeweiligen Durchführungen, wenn nicht anders angegeben.

5.3 Auflösungsüberprüfung

Bei der EIT ist die Qualität der Rekonstruktion abhängig von der Positionierung der Impedanzänderung. Wenn die Impedanzänderung weiter von den Elektroden entfernt liegt, ist auch die gemessene Spannungsänderung geringer. Um die Abhängigkeit der Qualität der räumlichen Auflösung für die verschiedenen mEIT-Sensoren für verschiedene Positionen im Tankphantom zu untersuchen, wird ein Testset mit 20 verschiedene Positionen

für ein kugelförmiges Target genutzt. Da die Tankphantome rotationssymmetrisch sind, wurden die Targets nur in der xz-Ebene platziert, wie in Abbildung 5.2 zu sehen ist. Der Mittelpunkt des Targets entspricht den Koordinaten der gewählten Targetposition. Der Koordinatenmittelpunkt (0,0) befindet sich in der Mitte des Zylinderbodens. Es wird für jede Targetposition eine Simulation durchgeführt.

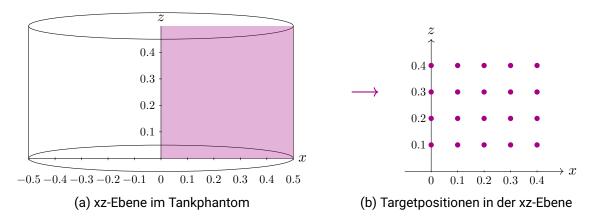


Abbildung 5.2: Übersicht über die verschiedenen Targetpositionierungen in der xz-Ebene zur Untersuchung der Rekonstruktionsqualität an verschiedenen Stellen.

5.4 Einfluss von Rauschen

Die Qualität der Messsignale kann mittels dem Signal to Noise Ratio (SNR) beschrieben, dies definiert das Verhältnis vom gemessenen Signal zum Rauschen. Das bedeutet je höher der SNR, desto besser die Signalqualität. Um den Einfluss von Rauschen beim Messsignal auf die Qualität der 3D Rekonstruktion der verschiedenen Tankmodelle genauer zu untersuchen, werden Simulationen mit SNR von $20~\mathrm{dB}-50~\mathrm{dB}$ durchgeführt. Da das SNR im Fall der EIT abhängig von der Position des Targets ist und es aufgrund vom Rauschen und des schlecht gestellten Inversen Problems zu Schwankungen in den Ergebnissen kommt, werden die Ergebnisse über, wie in Abschnitt 5.3 beschrieben, 20 verschieden Positionen für ein kugelförmiges Target gemittelt.

5.5 Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts

Als Leitfähigkeitskontrast wird die Differenz zwischen der Leitfähigkeit der Targets und der Leitfähigkeit des Hintergrunds definiert. Dabei stellt sich die Frage, ob auch geringe und negative Leitfähigkeitskontraste aussagekräftig rekonstruiert werden können. Ein negativer Leitfähigkeitskontrast bedeutet, dass die Leitfähigkeit des Targets geringer ist als die Hintergrundleitfähigkeit. Um den Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts auf die Qualität der Rekonstruktion zu prüfen, werden Simulationen mit Leitfähigkeitswerten von $0.1\,\mathrm{S\,m^{-1}}-2\,\mathrm{S\,m^{-1}}$ für das Target untersucht. Die Hintergrundleitfähigkeit bleibt dabei bei $1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$. Auch hier werden die Ergebnisse pro Leitfähigkeitswert fürs Target über die in Abschnitt 5.3 beschriebenen 20 verschiedenen Positionen gemittelt.

5.6 Einfluss von Positionierung und Anzahl der Elektroden

Bisher wurden für zwei Tankmodelle 32 Elektroden und für drei Tankmodelle 64 Elektroden genutzt, da die Tankmodelle eins und vier nur einen Ring mit je 32 Elektroden verwendet haben, wie in Tabelle 5.1 zu sehen ist. Die Qualität der Rekonstruktion ist abhängig von der Anzahl an unabhängigen Spannungsmessungen und die sind direkt abhängig von der Anzahl an Elektroden. Aus diesem Grund wird nun für jedes Tankmodell die gleiche Anzahl an Elektroden genutzt. Somit kann untersucht werden, wie stark die Qualität der Rekonstruktion von der Anzahl der Elektroden und der Positionierung bedingt wird. In Tabelle 5.2 ist zu sehen, wie viele Elektroden pro Ring genutzt werden und, wo dieser Ring positioniert ist. Die Ergebnisse sind über die in Abschnitt 5.3 beschriebenen 20 verschiedenen Positionen gemittelt.

		Position der Ringe mit Elektroden								
		erster	Ring		zweite	r Ring				
Tankmodell	R in cm	R in cm H in cm Elektrodenanzahl		R in cm	H in cm	Elektrodenanzahl				
1	0.4 0		32	-	_	_				
2	0.4 0		16	0.2	0	16				
3	0.3	0	16	0.5	0.25	16				
4	0.5	0.25	32	_	_	_				
5	0.5	0.1	16	0.5	0.4	16				

Tabelle 5.2: Übersicht über die Positionierung und Anzahl der Elektroden, die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind. Dabei sind die Maße in Zylinderkoordinaten angegeben. R steht für den Radius und H für die Höhe des Ringes. Der Ursprung liegt in der Mitte des Zylinderbodens.

5.7 Einfluss der Elektrodengröße

Bisher wurden kreisförmige Elektroden mit einem Radius von $0.01~\mathrm{cm}$ genutzt. Da die mEIT-Sensoren eine begrenzte Größe haben, ist die Anzahl und die Größe der Elektroden begrenzt. Aus diesem Grund wird im Folgenden der Einfluss der Elektrodengröße auf die Rekonstruktion geprüft. Dabei werden pro Ring jeweils nur 16 Elektroden angeordnet, damit der Radius der kreisförmige Elektroden variiert werden kann. In der Tabelle 5.3 ist eine Übersicht über die Positionierung der Elektrodenringe und Anzahl pro Ring gegeben. Es werden Elektrodengrößen von $0.01~\mathrm{cm}$ bis zur maximalen Größe, die für das jeweilige Tankmodell möglich ist. Allerdings muss die Elektroden so klein sein, dass sie sich nicht überschneiden. Somit hängt die maximale Elektrodengröße vom kleinsten Ringradius ab. In Tabelle 5.3 ist auch die maximale Elektrodengröße für die jeweiligen Tankmodelle dargestellt. Dabei wird für das Ergebnis jeweils der Mittelwert über die in Abschnitt 5.3 beschriebenen 20 verschiedenen Positionen genommen.

	Position der Ringe mit Elektroden							
	erster Ring			zweiter Ring				
Tankmodell	R in cm	H in cm	Α	R in cm	H in cm	Α	\mid max. Elektrodenradius in $ m cm$	
1	0.4	0	16	_	_	_	0.07	
2	0.4	0	16	0.2	0	16	0.03	
3	0.3	0	16	0.5	0.25	16	0.05	
4	0.5	0.25	16	_	_	_	0.09	
5	0.5	0.1	16	0.5	0.4	16	0.09	

Tabelle 5.3: Übersicht über die Positionierung und Anzahl der Elektroden die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind und dem Maximalen Radius für die kreisförmigen Elektroden. Die Maße sind in Zylinderkoordinaten angegeben. R steht für den Radius und H für die Höhe des Rings und A steht für die Anzahl an Elektroden für den jeweiligen Ring . Der Ursprung liegt in der Mitte des Zylinderboden.

6 Auswertung

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen präsentiert, ausgewertet und diskutiert. Zu Beginn werden im Abschnitt 6.1 die unterschiedlichen Tankmodelle hinsichtlich ihrer Qualität der Rekonstruktion für verschiedene horizontale und vertikale Targetpositionen untersucht und verglichen. Im Abschnitt 6.2 werden die Tankmodelle bezüglich ihrer Rauschstabilität mittels eines Liniendiagramms analysiert. Im Abschnitt 6.3 wird der Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts sowie des inversen Leitfähigkeitskontrasts auf die Genauigkeit der Rekonstruktion betrachtet. Im Abschnitt 6.4 werden die Tankmodelle für nur jeweils insgesamt 32 Elektroden analysiert, um den Einfluss von mehreren Elektrodenringen zu untersuchen. Abschließend wird im Abschnitt 6.5 der Einfluss der Elektrodengröße auf die Genauigkeit der Rekonstruktion für die verschiedenen Tankmodelle bewertet.

6.1 Auflösungsüberprüfung

Zunächst werden die in Abschnitt 5.1 vorgestellten Tankmodelle miteinander verglichen. Zur Visualisierung der Ergebnisse wurden die in Abbildung 6.1 dargestellten Boxplots für die unterschiedlichen Tankmodelle zu den verschiedenen Bewertungsparametern erstellt. Durch diese Analyse lassen sich Unterschiede in der Qualität der Bildrekonstruktion der verschiedenen Modelle aufzeigen.

Der vorliegende Boxplot 6.1a visualisiert die Verteilung des Korrelationskoeffizienten von den in Abschnitt 5.3 untersuchten Targetpositionen für die fünf verschiedenen Tankmodelle. Tankmodell 1 weist im Vergleich zu den anderen Modellen eine eher geringere Streuung der Werte auf. Das Maximum liegt bei 0.58 und das Minimum bei -0.04. Ein negativer Korrelationskoeffizient kann darauf hinweisen, dass möglicherweise die Leitwerte für das Target kleiner, als für den Hintergrund, rekonstruiert wurden. Der Median (in rot dargestellt) liegt bei 0.05 für das erste Tankmodell. Das Tankmodell weist zudem zwei Ausreißer für höhere Korrelationskoeffizienten auf. Das kann zum einen ein zufälliges Ergebnis sein oder zum anderen kann es zwei Targetpositionen geben, für welche das Target deutlich genauer rekonstruiert werden kann. Tankmodell 2 hat eine große Streuung der Werte, welches sich an der Länge des oberen Whiskers erkennen lässt. Das Maximum hat einen Wert von 0.68, das Minimum von -0.02 und der Median von 0.09. Auch das Tankmodell 2 weist einen Ausreißer auf. Das Tankmodell 3 weist auch eine eher große Streuung der Werte nach oben auf. Der Maximalwert liegt bei 0.64 und der Minimalwert bei 0.05. Der Median beträgt 0.2. Für das Tankmodell 4 zeigt sich ähnlich wie für das Tankmodell 1 eine eher geringe Streuung der Werte für den Korrelationskoeffizienten. Der Maximalwert liegt bei 0.57, der Minimalwert bei -0.01 und der Median bei 0.1. Auch dieses Tankmodell weist zwei Ausreißer auf. Das fünfte Tankmodell zeigt erneut eine größere Streuung der Werte nach oben. Das Maximum liegt bei 0.59 und das Minimum bei 0.08. Der Median hat einen Wert von 0.16. Der Median variiert für die verschiedene Modelle. Für Tankmodell 3 und 5 ist dieser am höchsten. Das bedeutet, dass die Tankmodelle 3 und 5 das Target für die meisten Positionen am genausten rekonstruieren können. Allerdings nicht für alle Positionen, da beide eine große Streuung der Werte aufzeigen.

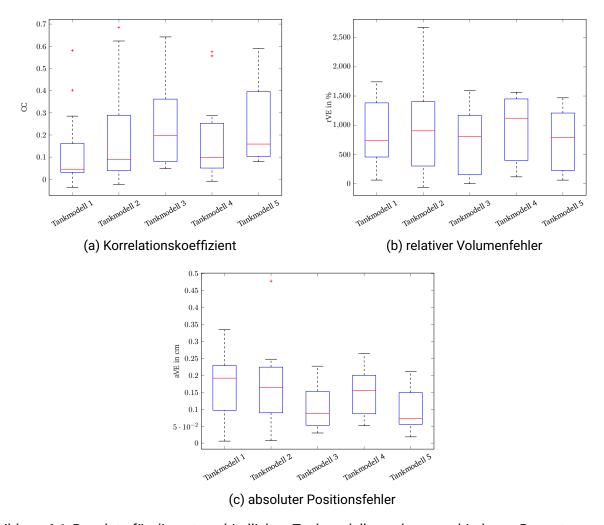


Abbildung 6.1: Boxplots für die unterschiedlichen Tankmodelle zu den verschiedenen Bewertungsparametern, Korrelationskoeffizient, relativer Volumenfehler und absoluter Positionsfehler.

Der Boxplot 6.1b visualisiert die Verteilung des relativen Volumenfehlers von den untersuchten Targetpositionen für die fünf verschiedenen Tankmodelle. Die berechneten Ergebnisse zeigen eine große Spannweite. Besonders auffällig sind die Ergebnisse für Tankmodell 2. Beim Tankmodell 2 ist die Spannweite zwischen Minimum und Maximum besonders groß. Dabei sind die Werte weit für dieses Modell nach oben gestreut. Das Minimum liegt bei -64.74~% und das Maximum liegt bei 2677.92~%. Daraus folgt, dass diese Elektrodenkonfiguration an einigen Positionen das Volumen des Targets kleiner rekonstruiert als es tatsächlich ist und an anderen extrem viel größer. Für die anderen Modelle ist die Spannweite sehr ähnlich. Beim Tankmodell 1 liegt das Maximum bei 1743.18~% und das Minimum bei 59.29~%. Für das dritte Tankmodell liegt das Maximum bei 1596.52~% und das Minimum bei -3.4309~%. Der Maximalwert vom Tankmodell 4 liegt bei 1564.79~% und das Minimum bei 114.83~%. Beim Tankmodell 5 beträgt der maximale Wert 1469.28~% und der minimale Wert 148.80~%. Wenn die Werte stark streuen, gibt dies einen Hinweis darauf, dass die Präzision der Rekonstruktion des Targets stark von der Position des Targets abhängig ist. Der Median variiert für die verschiedenen Modelle. Für Tankmodell 1, 3 und 5 ist dieser am niedrigsten und liegt bei 114.80~% und 111.00.1~%. Es ist jedoch zu beachten, dass der Interquartilbereich des Tankmodells 1, trotz des niedrigsten Median, höher

32

liegt als bei den Modellen 3 und 5. Beim Tankmodell 1 liegt der Wert des unteren Quartils bei 454.81~%, für Tankmodell 3 bei 151.89~% und für Tankmodell 5 bei 226.16~%. Es lässt sich aus den Ergebnissen schließen, dass mit den Tankmodellen 3 und 5 durchschnittlich für alle Positionen die Volumengröße des Targets am präzisesten rekonstruiert werden kann. Die starke Streuung der Werte weist darauf hin, dass die Präzision der Rekonstruktion stark von der Position des Targets abhängt. Mit Tankmodell 2 und 3 kann für bestimmte Positionen die Targetgröße exakt rekonstruiert werden. Überraschenderweise jedoch kann mittels der Elektrodenkonfiguration vom zweiten Tankmodell teilweise die Volumengröße des Targets nicht gut rekonstruiert werden. Erstaunlicherweise schneidet das Tankmodell 1 im Vergleich sogar besser ab, trotz weniger Elektroden und nur einem Elektrodenring.

Der Boxplot 6.1c visualisiert die Verteilung des absoluten Positionsfehlers von den untersuchten Targetpositionen für die fünf verschiedenen Tankmodelle. Tankmodell 1 weist eine große Streuung der Werte im Vergleich zu den restlichen Tankmodellen auf. Die Werte sind annähernd gleich stark nach oben und unten gestreut. Das Minimum liegt bei $0.01\,\mathrm{cm}$, das Maximum bei $0.33\,\mathrm{cm}$ und der Median liegt bei $0.19\,\mathrm{cm}$. Das Maximum vom Tankmodell 2 hat einen Wert von $0.48~\mathrm{cm}$, das Minimum von $0.01~\mathrm{cm}$ und der Median liegt bei $0.16~\mathrm{cm}$. Das Tankmodell 2 weist einen extremen Ausreißer nach oben auf. Dieser lässt sich durch Schwankungen vom Rauschen beziehungsweise der Instabilität bei der Rekonstruktion erklären. Zwar weist das Tankmodell 2 erneut eine etwas größere Streuung der Werte auf, im Vergleich zum Tankmodell 1 jedoch eine geringere. Das Maximum für Tankmodell 3 liegt bei 0.23 cm, das Minimum bei 0.03 cm und der Median bei $0.09~\mathrm{cm}$. Für das vierte Tankmodell beträgt der maximale $aPE~0.26~\mathrm{cm}$, der minimale aPE $0.05~\mathrm{cm}$ und der Median liegt bei $0.16~\mathrm{cm}$. Beim fünften Tankmodell beträgt der maximale $aPE~0.21~\mathrm{cm}$, der minimale 0.02 cm und der Median liegt bei 0.07 cm. Die Tankmodelle 3, 4 und 5 weisen eine deutlich geringere Streuung der Werte auf als Tankmodell 1 und 2. Allerdings erzielen Tankmodell 1 und 2 den niedrigsten Wert für den aPE. Dies kann durch eine zufällig gute Mittelung der Position bei einem zu groß rekonstruierten Target erklärt werden oder es gibt spezifische Positionen für das Target, für die die Positionen sehr exakt rekonstruiert werden kann. Dennoch haben der Interquartilbereich und der Median von den Tankmodellen 3 und 5 die niedrigsten Werte für dn aPE. Somit können durchschnittlich über alle Targetpositionen die Tankmodelle 3 und 5 die Position des Targets am besten rekonstruieren.

Die Analyse der Boxplots zeigt, dass es für alle Tankmodelle spezifische Targetpositionen gibt, an welchen eine aussagekräftige Rekonstruktion des Target machbar ist. Das dritte und das fünfte Tankmodell erzielen im Durchschnitt die besten Ergebnisse. Allerdings weisen auch diese beiden Tankmodelle größere Schwankungen der Ergebnisse auf. Insbesondere Tankmodell 2 zeigt eine breite Spanne an Ergebnissen und erzielt teilweise schlechtere Ergebnisse als Tankmodell 1, obwohl Tankmodell 2 über zwei Elektrodenringe verfügt. Die Ergebnisse deuten ebenfalls darauf hin, dass die Qualität der Rekonstruktion stark von der Position des Targets abhängig ist.

Um die Schwankungen und die Verteilung der Bewertungsparameter, die innerhalb des betrachteten Bereichs räumlich dargestellt sind zu untersuchen, werden diese in einem xz-Diagramm aufgetragen. In Abbildung 6.2 sind die einzelnen Bewertungsparameter, für die unterschiedlichen Tankmodelle farblich gekennzeichnet, räumlich dargestellt. Die Ergebnisse wurden zuvor interpoliert. Beim CC sind die gelben Bereiche die Positionen, an denen das Target am genauesten rekonstruiert werden kann. Beim VE und VE und die lilanen Bereiche die Positionen, an denen das Target am präzisesten bzw. an der richtigen Position rekonstruiert werden kann. Die Skalen stimmen für die einzelnen Bewertungsparameter jeweils überein.

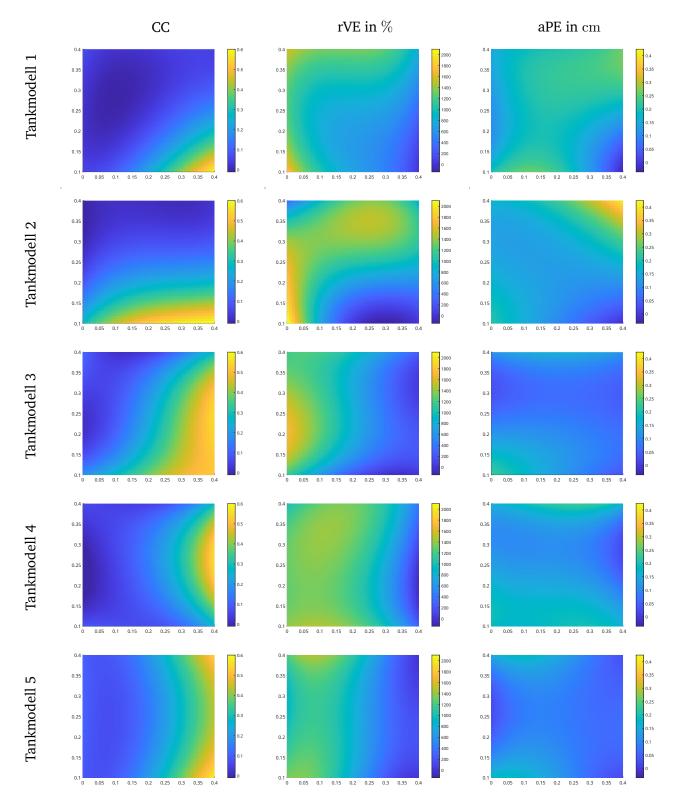


Abbildung 6.2: Übersicht über die räumliche Verteilung für die verschiedenen Bewertungsparameter, Korrelationskoeffizient, relativer Volumenfehler und absoluter Positionsfehler zu den unterschiedlichen Tankmodellen.

Für das erste Tankmodell zeigt sich, dass für eine Targetposition unten rechts am Rand die genaueste Rekonstruktion erzielt werden kann. Vom dem Punkt (0.4, 0) nimmt die Genauigkeit der Rekonstruktion für radial weiter entfernt platzierte Targets ab. Der Bereich für die Targetplatzierung, in dem eine sehr genaue Rekonstruktion machbar ist, ist sehr klein. Dadurch kann der niedrige Median beim CC erklärt werden. Die räumliche Verteilung für die Fehler verhält sich sehr ähnlich. Beim aPE jedoch kann man erkennen, dass für Positionen mit x=0 der aPE wieder etwas kleiner wird, während der rVE an diesen Positionen besonders groß ist. Somit kann die oben genannte Vermutung der teilweise guten Ergebnisse aufgrund einer zufällig guten Mittlung bei einem zu groß rekonstruierten Target mit den hier gezeigten Bildern bestätigt werden. Für das zweite Tankmodell zeigt sich, dass alle Targetpositionen im ganzen unteren Bereich genauer rekonstruiert werden können, bis auf direkt in der Mitte. Die Genauigkeit der Rekonstruktion nimmt dabei für Targetpositionen nach oben hin ab. Interessanterweise zeigt sich für den Volumenfehler, dass für die Targetpositionen ganz oben in der Mitte und am Rand eine wieder etwas präzisere Rekonstruktion möglich ist. Auf der anderen Seite ist der aPE für die Position ganz oben am Rand am höchsten. Für Tankmodell 3zeigt sich ein vergleichsweise großer Bereich, in dem eine genaue Rekonstruktion machbar ist. Dieser Bereich liegt außen am Rand bis zur Mitte des Bodens. Die Genauigkeit nimmt für Positionen zur Mitte hin ab. Die Verteilung für den rVE verhält sich ähnlich. Auch für den aPE ist die Verteilung ähnlich, jedoch ist auch hier in der Mitte der Positionsfehler, bei einem erhöhtem Volumenfehler, geringer. Beim Tankmodell 4 ist eine sehr genaue Rekonstruktion für ein Target möglich, welches sich am Rand des Tankphantoms befindet. Am genausten ist die Rekonstruktion auf einer mittleren Höhe. Die Genauigkeit nimmt von diesem Punkt aus radial ab. Auch bei diesem Tankmodell verhält sich die Verteilung der Bewertungsparameter ähnlich zur Verteilung vom CC. Bei dieser Elektrodenanordnung zeigt sich ebenfalls eine leichte Verbesserung des Positionsfehlers bei gleichzeitiger Verschlechterung des Volumenfehlers in der Mitte. Für das fünfte Tankmodell zeigt sich eine hohe Genauigkeit in der Rekonstruktion für Targetpositionen am Rand des Tankphantoms. Diese werden für Positionen zum oberen und unteren Rand genauer. Zur Mitte hin nimmt der CC ab. Für den rVE und den aPE zeigt sich ein ähnliches Bild.

Allgemein zeigt sich, dass die Rekonstruktionen für Targetpositionen in der Nähe der Elektroden am genauesten sind. Alle Modelle zeigen eine schlechte Rekonstruktion für Targetpositionen in der Mitte vom Tankphantom. An diesen Stellen kann die Größe des Targets nicht präzise geschätzt werden. Aber der Positionsfehler ist an dieser Stelle meist etwas verbessert, was darauf hindeutet, dass ein rotationssymmetrisches Objekt zum Mittelpunkt erzeugt wird, welches zu einer guten Mittelung für den Positionsfehler führt. Allerdings gibt es für jedes Tankmodell einen Bereich, in dem die Rekonstruktion eines Targets machbar ist. Diese Bereiche sind jedoch für jedes Tankmodell unterschiedlich groß und lokalisiert. Besonders das Tankmodell 3 sticht dabei heraus, da es einen sehr großen Bereich aufweist, für den eine genaue Rekonstruktion möglich ist.

6.2 Einfluss von Rauschen

Zur Überprüfung der Stabilität der Rekonstruktion für die verschiedenen Tankmodelle werden über alle Positionen gemittelte Korrelationskoeffizienten für ein SNR von $20\,\mathrm{dB}-50\,\mathrm{dB}$ in einem Liniendiagramm aufgetragen.

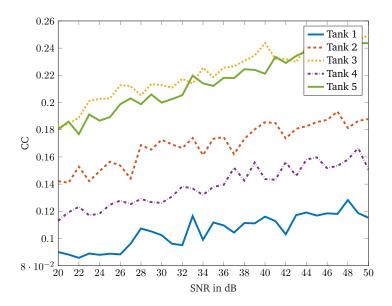


Abbildung 6.3: Darstellung des gemittelter Korrelationskoeffizient über alle Positionen für ein SNR von $20\,\mathrm{dB} - 50\,\mathrm{dB}$ als Liniendiagramm zur Beurteilung des Einflusses von Rauschen.

Es ist direkt zu erkennen, dass der CC für alle Tankmodelle steigt, wenn der SNR größer wird. Das bedeutet, je höher das SNR desto besser ist die Qualität der Rekonstruktion. Dieses Verhalten wurde auch erwartet. Man kann aber auch erkennen, dass Tankmodell 3 und 5 im Vergleich zu den anderen Tankmodellen einen höheren durchschnittlichen Korrelationswert aufweisen. Zudem liegen die beiden Kurven von Tankmodell 3 und 5 sehr nah beieinander, was bedeutet, sie erzielen durchschnittlich ähnlich gute Ergebnisse. Tankmodell 1 und 4, welche nur 32 Elektroden haben, erreichen die niedrigsten und somit schlechtesten Ergebnisse. Außerdem haben alle Tankmodelle eine ähnliche Steigung, lediglich Tankmodell 3 und 5 haben eine etwas steilere Steigung.

Auch hier zeigt sich, dass Tankmodell 3 und 5 im gesamten Tankbereich durchschnittlich am besten das Target rekonstruieren können. Tankmodell 1 un 4 erzielen deutlich schlechtere Ergebnisse, was möglicherweise an der geringeren Anzahl an Elektroden liegen kann. Jedoch sind alle Tankmodelle ähnlich rauschempfindlich, aufgrund der ähnlichen Steigung. Dies bedeutet, dass sich die Qualität der Rekonstruktion durchschnittlich in den Tankmodellen gleich verschlechtert.

6.3 Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts

Um den Einfluss des Leitfähigkeitskontrasts auf die Qualität der Rekonstruktion zu untersuchen, wird in Abbildung 6.4 der durchschnittliche Korrelationskoeffizient für alle Targetpositionen der unterschiedlichen Tankmodelle über verschiedene Leitfähigkeitswerte in einem Liniendiagramm aufgetragen. Der Leitfähigkeitskontrast beschreibt die Differenz zwischen der Targetleitfähigkeit und der Hintergrundleitfähigkeit. Es werden sowohl Leitfähigkeitswerte für das Target betrachtet, die größer als auch kleiner als die Hintergrundleitfähigkeit sind. Die Hintergrundleitfähigkeit beträgt $1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$.

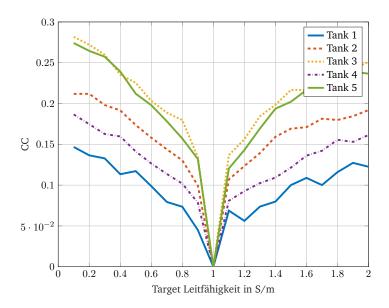


Abbildung 6.4: Darstellung des Leitfähigkeitskontrast als Liniendiagramm vom gemittelter Korrelationskoeffizient über alle Positionen für eine Targetleitfäigkeit von $0.1\,\mathrm{S\,m^{-1}}-2\,\mathrm{S\,m^{-1}}$ bei einer Hintergrundleitfähigkeit von $1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$.

Die Graphen verlaufen alle bis zu einer Targetleitfähigkeit von $1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$ fallend und danach wachsend. Daraus kann man schließen, dass je größer der Leitfähigkeitskontrast wird, desto präziser wird die durchschnittliche Rekonstruktion. Die Graphen für Tankmodell 3 und 5 verlaufen oberhalb der Anderen. Somit zeigt sich auch hier, dass Tankmodell 3 und 5 auch bei einem niedrigeren Leitfähigkeitskontrast eine präzisere Rekonstruktion erstellen können. Je größer der Leitfähigkeitskontrast wird, desto deutlicher wird auch der Unterschied zwischen Tankmodell 3 und 5 und den anderen Tankmodellen 1, 2 und 4. Im Bereich von $0.1\,\mathrm{S\,m^{-1}} - 1\,\mathrm{S\,m^{-1}}$ verlaufen die Graphen steiler als im Bereich von $1\,\mathrm{S\,m^{-1}} - 2\,\mathrm{S\,m^{-1}}$. Das deutet darauf hin, dass im Durchschnitt ein Target mit einer geringeren Leitfähigkeit als die Hintergrundleitfähigkeit besser rekonstruiert werden kann. Somit lässt sich sagen, dass sowohl bei einem negativen als auch bei einem positiven Leitfähigkeitskontrast eine Rekonstruktion machbar ist.

6.4 Einfluss von Positionierung und Anzahl der Elektroden

In diesem Abschnitt werden die in Abschnitt 5.1 vorgestellten Tankmodelle mit nur 32 Elektroden für jedes Tankmodell verglichen. Zur Visualisierung der Ergebnisse wurde Boxplot für die unterschiedlichen Tankmodelle zu dem Korrelationskoeffizienten erstellt. Durch diese Analyse lassen sich Unterschiede in der Leistungsfähigkeit durch die unterschiedlichen Positionierungen der Elektroden bei gleicher Anzahl Elektroden der verschiedenen Modelle aufzeigen. Außerdem lässt sich diese mit den Ergebnissen aus dem Abschnitt 6.1 vergleichen, um zu überprüfen, ob eine Erhöhung der Elektroden eine tatsächliche Verbesserung der Qualität der Rekonstruktion bewirkt.

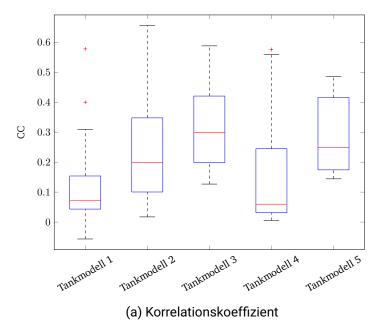


Abbildung 6.5: Boxplots für die unterschiedlichen Tankmodelle zu dem Bewertungsparametern Korrelationskoeffizient bei nur 32 Elektroden.

Im Boxplot 6.1a wird wie in Abschnitt 6.1 die Verteilung des Korrelationskoeffizienten für die unterschiedlichen Targetpositionen zu den fünf verschiedenen Tankmodellen visualisiert. Tankmodell 1 weist im Vergleich zu den anderen Modellen eine eher geringere Streuung der Werte auf. Das Maximum liegt bei 0.58, das Minimum bei -0.06 und der Median bei 0.07. Das Tankmodell weist wie in Abschnitt 6.1 zwei Ausreißer auf. Aus dem Grund sind diese wahrscheinlich keine Zufälle, sondern zwei Targetpositionen, für welche eine sehr genaue Rekonstruktion erstellt werden kann. Für Tankmodell 2 zeigt der Boxplot erneut eine große Streuung der Werte nach oben hin. Das Maximum hat einen Wert von 0.66 und das Minimum von 0.02. Der Median liegt für diese Elektrodenkonfiguration bei 0.2. Im Vergleich zur Abbildung 6.1a gibt es beim Tankmodell 2 keinen Ausreißer. Dies kann daran liegen, dass es sich zuvor um ein zufälliges Ergebnis handelte, oder sich nun die Präzision der Rekonstruktion so verbessert hat, dass im Verhältnis die Rekonstruktion an dieser Stelle nicht mehr so viel besser ist, dass sie als Ausreißer gilt. Das Tankmodell 3 weist auch eine etwas große Streuung der Werte auf. Der Maximalwert liegt bei 0.59, der Minimalwert bei 0.13 und der Median bei 0.3. Die Werte für das Tankmodell 4 sind nach oben stark gestreut. Der Maximalwert liegt bei 0.58, der Minimalwert bei 0.01 und der Median bei 0.06. Auch dieses Tankmodell weist erneut zwei Ausreißer auf. Beim fünften Tankmodell sind die Werte für den Korrelationskoeffizienten weniger stark gestreut. Der maximale Wert für den CC beträgt 0.49, der minimale 0.144 und der Median liegt bei 0.25.

Tankmodell 3 und 5 haben im Vergleich zu den anderen Tankmodellen den höchsten Median und Minimum. Allerdings hat das Tankmodell 2 den höchsten maximalen Wert für den CC. Aus den Ergebnissen lässt sich schließen, dass mit Tankmodell 3 und 5 durchschnittlich für alle Positionen das Target am genausten rekonstruiert werden kann. Aber mit Tankmodell 2 ist für einen sehr spezifischen Bereich im Tankphantom die genaueste Rekonstruktion möglich. Im Vergleich mit den Ergebnissen aus 6.1 zeigt sich, anders als angenommen, dass durch die Reduktion der Anzahl der Elektroden die Qualität der Rekonstruktion sich verbessert. Dies lässt sich möglicherweise durch die Erhöhung des Winkels zwischen den einzuspeisenden Elektrodenpaaren erklären. Da, wie in Abschnitt 2.3 beschrieben, sich durch die Erhöhung des Winkels die

Sensitivität in Richtung Mitte des Tankphantoms verbessert. Außerdem zeigen sich leichte Unterschiede bei den Ergebnissen für die Tankmodelle 1 und 3, obwohl sich bei diesen Modellen nichts verändert hat. Somit lässt sich anhand dieser Analyse sagen, dass die Aufteilen von Elektroden eine wichtige Rolle zur Verbesserung der Genauigkeit der Rekonstruktion spielt und diese möglichst auf zwei Ringe aufgeteilt werden sollten.

6.5 Einfluss der Elektrodengröße

Zur Überprüfung des Einfluss der Elektrodengröße auf die Qualität der Rekonstruktion für die verschiedenen Tankmodelle werden über alle Positionen gemittelte Korrelationskoeffizienten für Elektrodengrößen von $0.01~{\rm cm}-0.09~{\rm cm}$ in einem Liniendiagramm dargestellt.

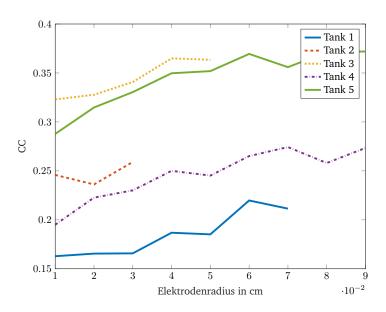


Abbildung 6.6: Gemittelter Korrelationskoeffizient über alle Positionen für Elektrodengrößen von $0.01~\mathrm{cm}-0.09~\mathrm{cm}.$

Es lässt sich ein allgemeiner Anstieg des Korrelationskoeffizienten bei steigendem Elektrodenradius erkennen. Somit verbessert sich die Qualität der Rekonstruktion bei zunehmender Elektrodengröße. Dies lässt sich möglicherweise durch Reduktion der Kontaktimpedanz erklären. Außerdem haben größere Elektroden ein besseres SNR. Wenn sich der Elektrodenradius vergrößert, nimmt die Differenz zwischen den Elektroden ab und das SNR wird in realen Versuchen schlechter, allerdings kann dies hier nicht passend simuliert werden. Die Graphen steigen mit einer ähnlichen Steigung, dies ist jedoch schwer genau zu sagen, da es aufgrund des Rauschens zu Schwankungen in den Ergebnissen und einem nicht ganz linearen Verlauf kommt und nicht alle gleich lang verlaufen. Man kann erkennen, dass die Kurve für das Tankmodell 3 am höchsten liegt, danach kommen absteigend die Tankmodell 5, 2, 4 und 1.

Die Analyse zeigt, dass sich für diese Simulation die Qualität der Rekonstruktion mit steigendem Elektrodenradius verbessert. Dies sollte allerdings unter realen Bedingungen überprüft werden.

7 Fazit und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurden fünf verschiedene Elektrodenkonfigurationen zur 3D-Bildgebung mittels mEIT vorgeschlagen. Diese wurden bezüglich der Qualität ihrer räumlichen Auflösung analysiert, um zu überprüfen, ob diese grundsätzlich zur Bildgebung von 3D-Zellkulturen geeignet sind. Darüber hinaus wurden verschiedene Einflussfaktoren zur Verbesserung der mEIT untersucht.

Aus den Ergebnissen zeigt sich, dass bei einer Elektrodenkonfigurationen aus zwei mal 16 Elektroden mit einem maximalen Elektrodenradius für Targetpositionen in bestimmten Teilbereichen des Tankmodells aussagekräftige Rekonstruktionen machbar sind. Allerdings hängt die Qualität der Rekonstruktion stark von der Positionierung des Targets ab. Bei einer Elektrodenpositionskombination aus seitlich und am Boden platzierten Elektroden kann ein besonders großer Bereich für Targetpositionen, bei denen eine präzise Rekonstruktion machbar ist, erzielt werden. Auch bei stärkerem Rauschen ist eine Rekonstruktion möglich, jedoch nimmt diese mit abnehmendem SNR linear für alle Elektrodenkonfigurationen gleich ab. Außerdem zeigt sich, dass mit nur 16 Elektroden pro Ring durchschnittlich eine präzisere Rekonstruktion erzielt werden kann. Darüber hinaus zeigen die Ergebnisse der Simulation, dass durch eine Vergrößerung des Elektrodenradius die Qualität der Rekonstruktion weiter verbessert werden kann.

In zukünftigen Arbeiten könnten, basierend auf den Ergebnissen dieser Arbeit, mittels echter biologischer Gewebe zum einen die Tankmodelle unter realen Bedingungen getestet und zum anderen der Einfluss der Elektrodengröße überprüft werden. Für die Optimierung der Sensitivität in der Mitte des vorgeschlagenen Tankphantoms könnten weitere Messmuster untersucht werden. Außerdem zeigen Rekonstruktionsverfahren basierend auf maschinellem Lernen großes Potenzial zu deren Verbesserung. Da bei der mEIT die Signale nur sehr schwach sind und eine erhöhte Empfindlichkeit gegenüber Sensorfehlern vorliegt, sollte aus diesen Gründen maschinelles Lernen für die Rekonstruktionsverfahren für das vorgeschlagene Tankmodell geprüft werden.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Überblick über den Prozess der EIT. (A) Gewebearten unterscheiden sich in ihren elektrischen Eigenschaften. (B) Die Stromeinspeisung und Spannungsmessung erfolgt über am Körper platzierte Elektroden. (C) Die Sensitivität wird durch die Verteilung und die elektrischen Eigenschaften des Körpers und dem Einspeise- und Messmuster beeinflusst. (D) Aus den Messungen kann mittels Rekonstruktionsalgorithmen die Leitfähigkeitsverteilung oder Änderung bildlich dargestellt werden. (E) Aus diesen Ergebnissen lassen sich Rückschlüsse zum	
2.2	Beispiel über die Physiologie, schließen. [11]	11
2.3	dem kapazitiven Widerstand C_m [11][6]	13
2.4	U den gemessenen Spannungen	15 16
5.1 5.2	Übersicht über die verschiedene Elektrodenpositionen der betrachteten Tankmodelle Übersicht über die verschiedenen Targetpositionierungen in der xz-Ebene zur Untersuchung	27
J. <u>Z</u>	der Rekonstruktionsqualität an verschiedenen Stellen	28
6.1	Boxplots für die unterschiedlichen Tankmodelle zu den verschiedenen Bewertungsparametern, Korrelationskoeffizient, relativer Volumenfehler und absoluter Positionsfehler	32
6.2	Übersicht über die räumliche Verteilung für die verschiedenen Bewertungsparameter, Korrelationskoeffizient, relativer Volumenfehler und absoluter Positionsfehler zu den unterschied-	
6.3	lichen Tankmodellen	34
6.4	$20\mathrm{dB} - 50\mathrm{dB}$ als Liniendiagramm zur Beurteilung des Einflusses von Rauschen Darstellung des Leitfähigkeitskontrast als Liniendiagramm vom gemittelter Korrelationsko-	36
0.4	effizient über alle Positionen für eine Targetleitfäigkeit von $0.1\mathrm{Sm^{-1}}-2\mathrm{Sm^{-1}}$ bei einer	0.5
6.5	Hintergrundleitfähigkeit von $1 \mathrm{S}\mathrm{m}^{-1}$	37
	onskoeffizient bei nur 32 Elektroden	38
6.6	Gemittelter Korrelationskoeffizient über alle Positionen für Elektrodengrößen von $0.01~\mathrm{cm}-0.09~\mathrm{cm}$	30

Tabellenverzeichnis

2.1	Beispielhafte spezifische Leitfähigkeiten σ von verschiedenen Gewebearten bei $f=50\mathrm{kHz}.$ [18]	13
5.1	Übersicht über die Maße der betrachteten Tankmodelle und der Positionierung der Elektroden die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind. Jeder Ring enthält dabei 32 Elektroden. Dabei sind die Maße in Zylinderkoordinaten angegeben. Der Ursprung liegt in der Mitte des Zylinderboden.	27
5.2	Übersicht über die Positionierung und Anzahl der Elektroden, die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind. Dabei sind die Maße in Zylinderkoordinaten angegeben. R steht für den Radius und H für die Höhe des Ringes. Der Ursprung liegt in der	
- 0	,	29
5.3	Übersicht über die Positionierung und Anzahl der Elektroden die ringförmig und äquidistant in sogenannten Ringen angeordnet sind und dem Maximalen Radius für die kreisförmigen Elektroden. Die Maße sind in Zylinderkoordinaten angegeben. R steht für den Radius und H für die Höhe des Rings und A steht für die Anzahl an Elektroden für den jeweiligen Ring.	
	Der Ursprung liegt in der Mitte des Zylinderboden	30

Literatur

- [1] V. Mironov, T. Trusk, V. Kasyanov, S. Little, R. Swaja und R. Markwald, "Biofabrication: a 21st century manufacturing paradigm", *Biofabrication*, Jg. 1, Nr. 2, S. 022 001, 2009.
- [2] R. Edmondson, J. J. Broglie, A. F. Adcock und L. Yang, "Three-dimensional cell culture systems and their applications in drug discovery and cell-based biosensors", *Assay and drug development technologies*, Jg. 12, Nr. 4, S. 207–218, 2014.
- [3] F. Pampaloni, E. G. Reynaud und E. H. Stelzer, "The third dimension bridges the gap between cell culture and live tissue", *Nature reviews Molecular cell biology*, Jg. 8, Nr. 10, S. 839–845, 2007.
- [4] A. Blaeser, Cell culture essentials, Darmstadt, Apr. 2023.
- [5] K. Bardsley, A. J. Deegan, A. El Haj und Y. Yang, "Current state-of-the-art 3D tissue models and their compatibility with live cell imaging", *Multi-Parametric Live Cell Microscopy of 3D Tissue Models*, S. 3–18, 2017.
- [6] H. Wu, "Electrical impedance tomography for real-time 3D tissue culture monitoring", 2020.
- [7] H. Wu, W. Zhou, Y. Yang, J. Jia und P. Bagnaninchi, "Exploring the potential of electrical impedance tomography for tissue engineering applications", *Materials*, Jg. 11, Nr. 6, S. 930, 2018.
- [8] R. Pethig und D. B. Kell, "The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology", *Physics in Medicine & Biology*, Jg. 32, Nr. 8, S. 933, 1987.
- [9] S. Mansouri, Y. Alharbi, F. Haddad, S. Chabcoub, A. Alshrouf und A. A. Abd-Elghany, "Electrical Impedance tomography–recent applications and developments", *Journal of Electrical Bioimpedance*, Jg. 12, Nr. 1, S. 50–62, 2021.
- [10] L. Yang, H. Wu, K. Liu, B. Chen, S. Huang und J. Yao, "A Multicircle Planar Electrical Impedance Tomography Sensor for 3-D Miniature Imaging", *IEEE Sensors Journal*, Jg. 23, Nr. 9, S. 9697–9706, 2023.
- [11] A. Adler und D. Holder, Hrsg., *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*. CRC Press, Mai 2023, ISBN: 9781032161174.
- [12] S. Gabriel, R. Lau und C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Physics in medicine & biology*, Jg. 41, Nr. 11, S. 2271, 1996.
- [13] Y. Yang, "Advanced digital electrical impedance tomography system for biomedical imaging", 2018.
- [14] S. Kaufmann, *Instrumentierung der Bioimpedanzmessung: Optimierung mit Fokus auf die Elektroimpedanztomographie (EIT)*. Springer-Verlag, 2015.
- [15] C. Putensen, B. Hentze, S. Muenster und T. Muders, "Electrical impedance tomography for cardio-pulmonary monitoring", *Journal of clinical medicine*, Jg. 8, Nr. 8, S. 1176, 2019.

43

- [16] Y. Yang, J. Jia, S. Smith, N. Jamil, W. Gamal und P.-O. Bagnaninchi, "A miniature electrical impedance tomography sensor and 3-D image reconstruction for cell imaging", *IEEE Sensors Journal*, Jg. 17, Nr. 2, S. 514–523, 2016.
- [17] N. Menche, *Biologie Anatomie Physiologie*, 9. Aufl. Elsevier Health Sciences, März 2020, ISBN: 9783437268045.
- [18] I. di Fisica Applicata "Nello Carrara". "Dielectric Properties of Body Tissues". Zugriff: 18.Februar.2024. (), Adresse: http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php.
- [19] A. Adler, P. O. Gaggero und Y. Maimaitijiang, "Adjacent stimulation and measurement patterns considered harmful", *Physiological measurement*, Jg. 32, Nr. 7, S. 731, 2011.
- [20] S. Paul und R. Paul, Grundlagen der Elektrotechnik und Elektronik 1, Gleichstromnetzwerke und ihre Anwendungen. Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg Berlin, Heidelberg, Feb. 2023, ISBN: 978-3-662-66187-1 (Softcover), 978-3-662-66188-8 (eBook). DOI: 10.1007/978-3-662-66188-8. Adresse: https://doi.org/10.1007/978-3-662-66188-8.
- [21] T. Menden, "Frequenz-differentielle elektrische Impedanztomographie zur thorakalen Gewebedifferenzierung", Diss., Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2023, 2023.
- [22] H. Klingbeil, *Grundlagen der elektromagnetischen Feldtheorie*. Springer, 2022, ISBN: 9783662651261. DOI: 10.1007/978-3-662-65126-1.
- [23] C. B. Hoog Antink, "Adaptive Rekonstruktionsoptimierung in der elektrischen Impedanztomographie", Magisterarb., RWTH Aachen University, Juni 2012.
- [24] J. Hadamard, "Sur les problèmes aux dérivées partielles et leur signification physique", *Princeton university bulletin*, S. 49–52, 1902.
- [25] M. Vauhkonen, D. Vadász, P. A. Karjalainen, E. Somersalo und J. P. Kaipio, "Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography", *IEEE transactions on medical imaging*, Jg. 17, Nr. 2, S. 285–293, 1998.
- [26] M. Cheney, D. Isaacson, J. C. Newell, S. Simske und J. Goble, "NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem", *International Journal of Imaging systems and technology*, Jg. 2, Nr. 2, S. 66–75, 1990.
- [27] R. P. Henderson und J. G. Webster, "An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Nr. 3, S. 250–254, 1978.
- [28] B. H. Brown und A. D. Seagar, "The Sheffield data collection system", *Clinical physics and physiological measurement*, Jg. 8, Nr. 4A, S. 91, 1987.
- [29] N. Lesparre, A. Adler, D. Gibert und F. Nicollin, "Electrical impedance tomography in geophysics application of EIDORS", in *Proc. EIT*, Citeseer, 2011, S. 1–4.
- [30] E. Zimmermann, "Phasengenaue Impedanzspektroskopie und-tomographie für geophysikalische Anwendungen", Diss., Universitäts-und Landesbibliothek Bonn, 2011.
- [31] P. Linderholm, T. Braschler, J. Vannod, Y. Barrandon, M. Brouard und P. Renaud, "Two-dimensional impedance imaging of cell migration and epithelial stratification", *Lab on a Chip*, Jg. 6, Nr. 9, S. 1155–1162, 2006.
- [32] T. Sun, S. Tsuda, K.-P. Zauner und H. Morgan, "On-chip electrical impedance tomography for imaging biological cells", *Biosensors and Bioelectronics*, Jg. 25, Nr. 5, S. 1109–1115, 2010.

44

- [33] X. Yin, Y. Yang, J. Jia und C. Tan, "3D image reconstruction on a miniature planar EIT sensor using sparsity with median filter", in *2017 IEEE SENSORS*, IEEE, 2017, S. 1–3.
- [34] Y. Yang, H. Wu und J. Jia, "Simulation study of scaffold 3D cell culture imaging using a miniature planar EIT sensor", in 2017 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST), IEEE, 2017, S. 1–6.
- [35] Y. Yang, H. Wu, J. Jia und P.-O. Bagnaninchi, "Scaffold-based 3-D cell culture imaging using a miniature electrical impedance tomography sensor", *IEEE Sensors Journal*, Jg. 19, Nr. 20, S. 9071–9080, 2019.
- [36] Z. Chen, Y. Yang und P.-O. Bagnaninchi, "Hybrid learning-based cell aggregate imaging with miniature electrical impedance tomography", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Jg. 70, S. 1–10, 2020.
- [37] Z. Chen, Y. Yang, J. Jia und P. Bagnaninchi, "Deep learning based cell imaging with electrical impedance tomography", in *2020 IEEE international instrumentation and measurement technology conference (I2MTC)*, IEEE, 2020, S. 1–6.
- [38] X. Li, F. Yang, W. He und B. Rubinsky, "A theoretical study on real time monitoring of single cell mitosis with micro electrical impedance tomography", *Biomedical Microdevices*, Jg. 21, S. 1–10, 2019.
- [39] A. Adler und W. R. Lionheart, "EIDORS: Towards a community-based extensible software base for EIT", in *Proceedings of the 6th Conference on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography, London*, 2005.
- [40] A. Adler und W. R. Lionheart, "Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT", *Physiological measurement*, Jg. 27, Nr. 5, S25, 2006.
- [41] M. Vauhkonen, "Electrical Impedance Tomography and Prior Information", Diss., University of Kuopio, Finland, 1997.
- [42] N. Polydorides, "Image reconstruction algorithms for soft-field tomography", Diss., University of Manchester: UMIST, 2002.
- [43] N. Polydorides und W. R. Lionheart, "A Matlab toolkit for three-dimensional electrical impedance tomography: a contribution to the Electrical Impedance and Diffuse Optical Reconstruction Software project", *Measurement science and technology*, Jg. 13, Nr. 12, S. 1871, 2002.
- [44] A. Adler, A. Borsic, N. Polydorides und W. R. Lionheart, "Simple FEMs aren't as good as we thought: experiences developing EIDORS v3. 3", 2008.
- [45] A. Adler. "EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software". Accessed: 07. January. 2024. (Dez. 2022), Adresse: https://eidors3d.sourceforge.net/.
- [46] T. Sun, S. Tsuda, K.-P. Zauner und H. Morgan, "On-chip electrical impedance tomography for imaging biological cells", in *2018 7th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies (MOCAST)*, IEEE, Bd. 25, 2018, S. 1–4.
- [47] A. Adler, J. H. Arnold, R. Bayford u. a., "GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images", *Physiological measurement*, Jg. 30, Nr. 6, S35, 2009.