

# Mikrowellensensoren und –messtechnik zum kontaktlosen Monitoring biotechnologischer Prozesse

*Thomas Nacke<sup>1</sup>, Ralf Klukas<sup>2</sup>, Daniel Martin<sup>1</sup>, Yahor Zaikou<sup>1</sup>*

*<sup>1</sup>Institut für Bioprocess- und Analysenmesstechnik e.V., Rosenhof, 37308 Heilbad Heiligenstadt, Germany*

*<sup>2</sup>IRK Dresden, Nossener Str. 30, 01723 Mohorn, Germany  
[thomas.nacke@iba-heiligenstadt.de](mailto:thomas.nacke@iba-heiligenstadt.de)*

## Zusammenfassung

Für ein effizientes Monitoring von Fermentationsprozessen ist die kontaminationsfreie messtechnische Erfassung des Prozessverlaufs unerlässlich. In diesem Beitrag wird eine Mikrowellensorik zur kontaktlosen Bestimmung der frequenzabhängigen Permittivität und Leitfähigkeit von Fermentationsmedien vorgestellt. Da Mikrowellen (MW) ohne größere Dämpfung Kunststoffe durchdringen, lassen sich Messanordnungen realisieren, die ohne direkten Kontakt mit den zu untersuchenden Medien funktionsfähig und langzeitstabil anwendbar sind. MW-Sensoren können z.B. direkt an der Außenhülle eines Fermenters angebracht werden oder als "Clamp-On"-Sensor an Schläuchen installiert werden.

**Keywords:** Mikrowellen, Sensoren, kontaktlos, Einwegbioreaktoren

## Einleitung

"Single-Use" (SU) bzw. Einweg-Technologien für biotechnologische Anwendungen basieren mehrheitlich auf Kunststoffmaterialien und sind für den einmaligen Gebrauch bestimmt. Der Mangel an geeigneter Sensortechnik für messtechnische Installationen an "Single-Use Bioreactors" (SUB) für die pharmazeutische Produktion stellt einen bedeutenden limitierenden Faktor für deren weiteren Etablierung dar. Bezüglich einer gewünschten messtechnischen Ausstattung gibt es zwischen Edelstahl- oder Glasreaktoren gegenüber SUB kaum Unterschiede. Da SUB aus Polymerfolien bestehen und typischerweise mit Gammastrahlen sterilisiert werden, ergeben sich für den Einbau, Kalibration und Sterilisation von Sensoren neue Bedingungen. Durch den Einweg-Charakter dieser Bioreaktoren sollten Sensoren auch als SU Devices mit geringen Kosten, einfacher Handhabung und hoher Präzision zur Anwendung kommen. Dies bedeutet, dass sterilisierbare Sensorelemente als preiswerte Einwegartikel im Reaktor konzipiert werden müssen (in-situ) oder dass diese über einen mechanischen Port außerhalb (ex-situ) montiert werden. Die dazugehörige elektronische Auswerteeinheit ist in beiden

Fällen ein wiederverwendbarer Bestandteil der Reaktorperipherie.

Für die Messung von Standardparametern wie Temperatur und Druck existieren Messsysteme. Auch für pH und Gelöstsauerstoff bzw. pO<sub>2</sub> gibt es von verschiedenen Herstellern bereits optische Messsysteme, welche in SU etabliert sind [1]. Die Bestimmung der Lebendbiomasse erfolgt über dielektrische bzw. impedanzspektroskopische Messsysteme, bei welchen über ein Elektrodensystem ein Messsignal von wenigen mV in einem Frequenzbereich von ca. 100 kHz bis 10 MHz eingekoppelt wird [2]. Von der Firma ABER Instruments Ltd wird ein Messsystem angeboten, bei welchem die Elektroden als Patch in den SUB eingeklebt und abschließend mit Gammastrahlen sterilisiert werden. Die gemessene frequenzabhängige Kapazität korreliert mit dem Wachstumsverlauf der Zellkultur. Limitierend wirken sich die nicht vermeidbaren Elektrodeneigenschaften wie Elektrodeneipolarisation und Elektrodenfouling auf die Langzeitstabilität aus. Weitere noch nicht kommerziell verfügbare ex-situ Ansätze verschiedener Messgrößen für das Prozessmonitoring bestehen in der Installation von kontaktlosen (keine direkte Berührung mit dem zu untersuchenden Medium) optischen,

Ultraschall- und Mikrowellen- bzw. Hochfrequenzsensoren. Diese ex-situ Sensoren müssen über einen speziellen Port an den SUB und an Zuleitungen angeschlossen werden. Ultraschall und MW-Sensoren können auch optisch opake Materialien durchdringen und eignen sich somit zur kontaktlosen Bestimmung von Konzentrationsänderungen während einer Fermentation oder einer nachgeschalteten Produktaufarbeitung. Der Wellenlängenbereich für die Hochfrequenzsensoren erstreckt sich von dm bis mm. Eine Frequenz von 30 MHz hat eine Wellenlänge von 1 m, bei 30 GHz sind es 1 cm und bei 300 GHz nur noch 1 mm.

### Messtechnischer Ansatz

In der Vergangenheit wurden Sensoren für den Hochfrequenzbereich mit diskreten Lösungen realisiert. Diese hatten bisher durch die relativ großen Abmessungen, einem komplexen Aufbau, verbunden mit relativ hohen Kosten, einen breiten Einsatz in der Industrie erschwert. Mikrowellensensoren basieren auf der Wechselwirkung eines hochfrequenten elektromagnetischen Felds mit Materie. Die Eigenschaft, wie ein elektrisch isolierender, polarer oder unpolarer Stoff (Dielektrika) von einem elektromagnetischen Feld durchdrungen wird, bezeichnet man als Permittivität (dielektrische Leitfähigkeit - Durchlässigkeit eines Materials für elektrische Felder). Die Wechselwirkung von Mikrowellen mit polaren Stoffen z.B. Wasser beruht darauf, dass sich die polarisierten Moleküle im angelegten elektrischen Feld ausrichten. Wird das Feld umgepolt, richten sich die Moleküle neu aus. Das Zurückbleiben der Moleküle gegenüber dem hochfrequenten elektrischen Feld (Phasenverschiebung) wird makroskopisch mit einer komplexen relativen Permittivität ( $\epsilon_r$ ) beschrieben (1). Der Ausdruck  $\omega = 2\pi f$  ist die Kreisfrequenz und  $f$  steht für Frequenz. Die Permittivität gibt somit an, um wie viel größer die Kapazität eines Kondensators ist, wenn statt Luft ( $\epsilon_r = 1$ ) ein anderes Material gleicher Dicke als Dielektrikum verwendet wird. Der Realteil der relativen Permittivität ( $\epsilon_r'$ ) hängt mit der Polarisierbarkeit eines Materials bzw. mit dessen Fähigkeit, Ladungen zu speichern (elektrische Kapazität), zusammen. Der Imaginärteil ( $\epsilon_r''$ ) erfasst die dielektrischen Verluste durch Absorbieren von Energie während der Umpolarisierung und durch ohmsche Verluste. Die komplexe Wechselstromleitfähigkeit ( $\sigma$ ) ist über die Beziehung (2) mit dem Imaginärteil der Permittivität verknüpft.

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_r'(\omega) - j\epsilon_r''(\omega) \quad (1)$$

$$\sigma'(\omega) = \epsilon_r''(\omega) \epsilon_0 \quad (2)$$

Da Mikrowellen ohne direkten Kontakt tief in das Material eindringen oder das Material sogar voll durchdringen können, ist die Technik für zerstörungsfrei sensorische Anwendungen gut geeignet. Wie bereits aus der optischen Messtechnik bekannt, erfolgt beim Auftreffen einer elektromagnetischen Welle auf eine Grenzschicht eines Materials eine Reflexion und beim Durchdringen eine Absorption durch das zu untersuchende Material ("Material Under Test" – MUT) sowie Streuungen an Materialteilen. Als Messverfahren kommen sowohl Transmissions-, Reflexions- und Resonanzverfahren zum Einsatz.

Die Abb. 1 zeigt einen MW-Resonanzsensor, welcher z.B. an Schläuchen als Input oder Output Monitor für flüssige Medien am SUB betrieben werden kann. Mit diesem Sensor können Materialuntersuchungen von pumpfähigen Flüssigkeiten im Frequenzbereich von ca. 2,0 – 2,8 GHz durchgeführt werden. Die Sensorgeometrie kann für Schläuche von 0,5 mm bis 5 mm und größer angepasst werden.

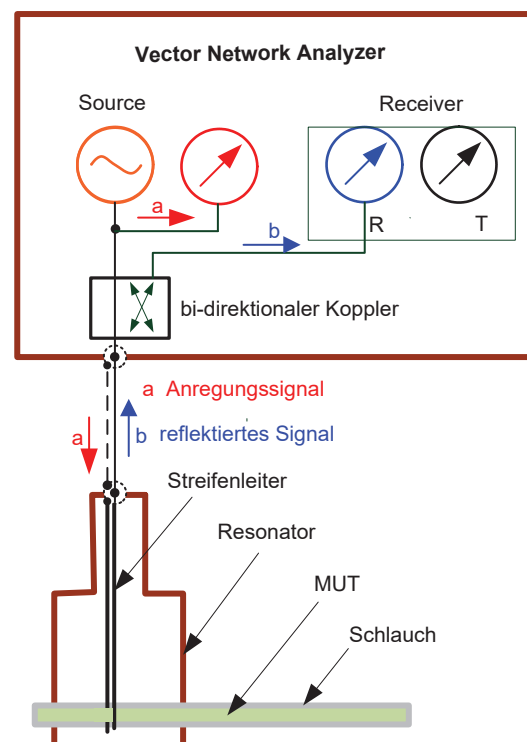


Abb. 1: Allgemeiner Aufbau einer MW-Reflexionsmessung mit Sensor (Resonator)

Zur Messung des komplexen Reflexionsfaktors (Streuparameter  $S_{11}$ ) müssen die zum Messobjekt hinlaufende Welle (a) und die rücklaufende Welle (b) durch Bauelemente mit Richtwirkung voneinander getrennt werden. Der Streuparameter  $S_{11}$  berechnet sich nach Formel (3). Der Reflexionsfaktor und die Impedanz sind wiederum durch die Funktion (4) verknüpft.

Damit kann die materialabhängige Permittivität  $\epsilon_r$  des Untersuchungsobjektes nach Gl. 5. berechnet werden. Dabei ist zu beachten, dass alle Größen in den Formeln 3 bis 5 komplexe Eigenschaften haben und den funktionalen Zusammenhang darstellen.

$$S_{11} = \frac{b}{a} \quad (3)$$

$$S_{11} = \frac{Z_{MUT} - Z_0}{Z_{MUT} + Z_0} \quad (4)$$

$$Z_{MUT} = \sqrt{\frac{\mu_r}{\epsilon_r}} \quad (5)$$

Dabei ist  $Z_{MUT}$  die Wellenimpedanz des Untersuchungsobjektes und  $Z_0$  die genormte Wellenimpedanz (50 Ohm) der Messleitungen und des Analysators. Die Signalanalyse beruht somit auf Fehlanpassung durch die materialabhängige Impedanz des MUT gegenüber  $Z_0$  von 50 Ohm. Bei den meisten biologischen Objekten ist  $\mu_r = 1$ . Da sich die Permittivität von Wasser von anderen wässrigen und flüssigen Medien bzw. Mischungen stark unterscheidet ( $\epsilon_{H_2O} = 80,5$ , Alkohol mit  $\epsilon_{C_2H_5OH} = 24,1$ , Cellulose mit  $\epsilon_{Cellulose} = 3,05$  bei Frequenzen um 1 GHz und Temperatur von 25°C), haben MW-Sensoren ein großes Potenzial für präzise und schnelle Anwendungen in der Medizin, Biotechnologie und Nahrungsmitteltechnik.

Durch Einbringen von Materialproben (MUT) in einen Resonator werden infolge der Veränderungen der dielektrischen Eigenschaften als Folge einer veränderten Energiespeicherung die Resonanzfrequenz ( $f_r$ ) und der Formfaktor des Resonanzspektrums gegenüber dem unbelasteten (leeren) Resonator verändert. Die Resonanzfrequenz hängt von der geometrischen Bauform und den verwendeten Materialien des Applikators ab. Diese Eigenschaften ermöglichen eine Reihe von Berechnungsmethoden zur Bestimmung der komplexen Permittivität [3].

In praktischen Anwendungen und besonders in der Biotechnologie mit heterogenen Materialmischungen ist die exakte Bestimmung der komplexen Permittivität der einzelnen Stoffanteile kaum möglich. Für praktische Anwendungen sollte ein Messverfahren bereitgestellt werden, dass mit einfachen Mitteln die Messung einer Produkteigenschaft mit hoher Messgenauigkeit über einen großen Materialbereich, wie z.B. des Wasseranteils, ermöglicht. Ein mit der Resonanzkurve zusammenhängender materialabhängiger Messwert, kann die Breite, die Amplitude, die Steigung in einer Flanke oder die Frequenzverschiebung sein. Bei monotonem Verlauf

kann mit diesen Werten ein funktionaler Zusammenhang für die Berechnung der Materialeigenschaften hergestellt werden. Über eine angepasste Kalibrationsfunktion kann dann Änderungen der Eigenschaften der Resonanzkurve zur Berechnung von Materialeigenschaften angewendet werden.

Bevor der Sensor konstruiert und gefertigt wurde, erfolgten zunächst Simulationen der elektromagnetischen Eigenschaften in Verbindung mit einer optimalen Sensorgeometrie unter Anwendung der „electromagnetic modeling and simulation software“ WIPL-D. Nach Vorgabe einer Sensorgeometrie (Resonator mit Streifenleiter, mit einem durchgezogenen Schlauch mit bekannten mechanischen und dielektrischen Eigenschaften) erfolgten Berechnungen der elektromagnetischen Feldverteilungen innerhalb des Sensors in Abhängigkeit der Fluideigenschaften (Permittivität, Leitfähigkeit von z.B. Wasser, Alkohol, Elektrolyten u.a.). Die Abb. 2 zeigt beispielhaft eine numerische Simulation mit optimierter elektrischer Feldverteilung (E-Feld).

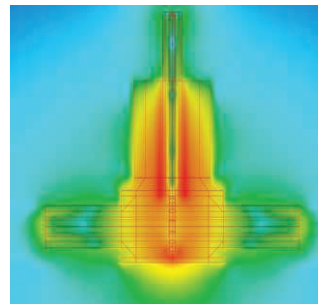


Abb. 2: Elektromagnetisches Simulationsmodell

Nach erfolgreicher Simulation wurden Sensoren für verschiedene Schlauchdurchmesser gefertigt (Abb. 3).



Abb. 3: Resonator mit Schlauchdurchführung in Clamp-On-Ausführung

Der kompakte Sensor besteht aus einer Durchflusskammer, welche als Resonator für eine Resonanzfrequenz von ca. 2,2 GHz entwickelt wurde

Die Abb. 3 zeigt ein Muster aus Edelstahl für die Aufnahme eines Schlauches (THOMAFLO-PTFE-Chemieschlauch, Typ: RCT®-ZS-DKA-

SW, Innendurchmesser 1,9 mm, Außendurchmesser 2,8 mm, RCT Reichelt Chemietechnik GmbH + CO).

Die hier vorgestellten experimentellen Untersuchungen erfolgten mit einem Messaufbau (Abb. 4), bei welchem in einem Laborbioreaktor (1L) der Firma Mytron sowohl Mischversuche als auch die Kultivierung von Mikroorganismen in einer gerührten Flüssigkeit bei konstanter Temperatur möglich sind. Durch den Einsatz einer sterilisierbaren Leitfähigkeitssonde (Hamilton, Conducell 4USF Arc PG-120, feste Messfrequenz bei ca. 10 kHz) konnte online die Leitfähigkeit mitbestimmt werden.

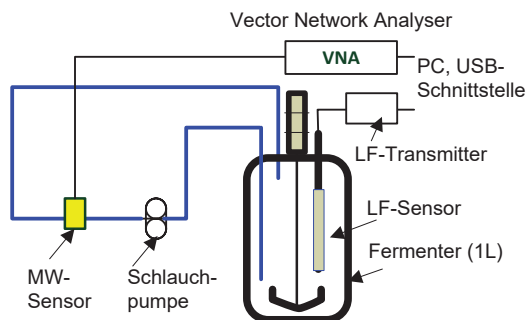


Abb. 4: Versuchsaufbau für Durchmischungs- und bakterielle Wachstumsversuche

Die Sonde diente als Referenzmesssystem zur Kalibrierung der MW-Sonde bei der Bestimmung der Leitfähigkeit von Elektrolyten mit unterschiedlichen Konzentrationen. Eine Schlauchpumpe diente zur Förderung der Reaktorflüssigkeiten zum MW-Sensor. Um den Einfluss von Schwankungen der Umgebungstemperatur zu vermeiden, wurde das Messsystem zusammen mit dem Reaktor in einen Wärmeschrank der Firma Mytron (120 L) installiert. Für den Reaktor und für den Wärmeschrank wurde die gleiche Sollwerttemperatur entsprechend des Versuchs vorgegeben (Fluidmischungen bevorzugt bei einer Referenztemperatur von 25 °C und Fermentationen bei 37 °C).

## Experimente

Die Abb. 5 zeigt beispielhaft den Einfluss verschiedener Inhaltsstoffe auf das Frequenzverhalten, wenn sich unterschiedlichen Permittivitäten im Schlauchstück des Resonators befinden.

In weiteren experimentellen Applikationen unter Anwendung des MW-Sensors soll die Leistungsfähigkeit des Messsystems für fluidische Anwendungen dokumentiert werden. Die MW-Messtechnik kann somit als eine Methode der instrumentellen chemischen Prozess-Analytik angewendet werden.

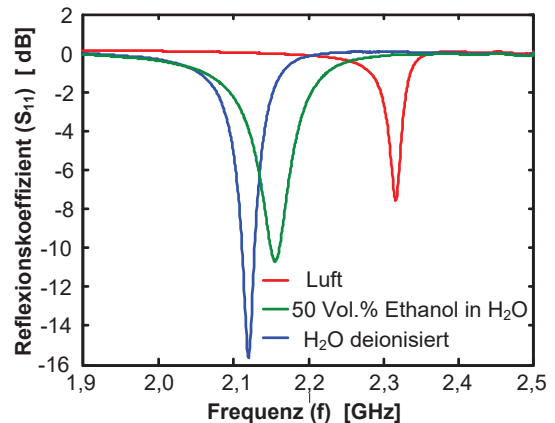


Abb. 5: Reflexionskoeffizient ( $S_{11}$ ) in Abhängigkeit vom Füllmaterial des Schlauchs. (Schlauch gefüllt mit Luft, Wasser und Alkohol-Wassergemisch)

## Applikation - Leitfähigkeitsmessungen

Die elektrische Leitfähigkeit (LF) einer Lösung ist eine universelle physikalische Größe. Alle in der Probe gelösten Ionen beeinflussen die LF. Bei der LF-Messung erfolgt also die Erfassung eines Summenparameters. Abb. 6 zeigt die Anwendung des MW-Sensors zur Bestimmung der LF eines KCl-Elektrolyten.

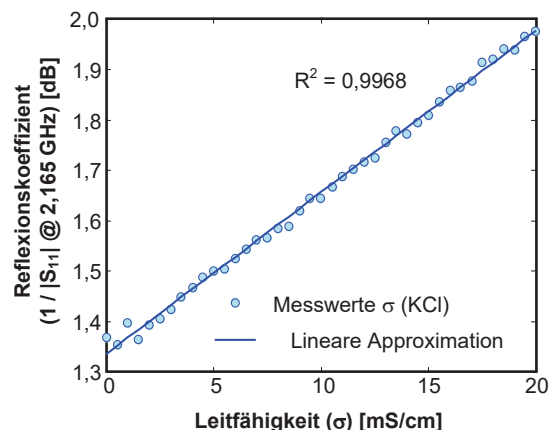


Abb. 6: Korrelation von  $S_{11}$  (Festfrequenz von mit der Leitfähigkeit in Abhängigkeit von der Leitfähigkeit eines KCl Elektrolyten.

LF-Messungen ist eine Standardmessmethode in der Prozessanalytik und im analytischen Labor. Die messtechnische Bestimmung der LF eignet sich optimal, um Wasser in verschiedensten Anwendungen zu charakterisieren und für Reinheitsprüfung von nichtwässrigen Proben.

## Applikation - Mischversuche

Flüssigkeiten können auf Basis der materialabhängigen frequenzabhängigen Permittivität messtechnisch charakterisiert werden. Somit eignen sich messtechnische Methoden zur Bestimmung der Permittivität von z.B. flüssigen Medien, um Aussagen zur Reinheit, zum

Mischungsverhältnis und z.B. zur Alterung von Ölen und Schmierstoffen zu erfassen. Die Abb. 7 zeigt die Bestimmung des Mischungsverhältnisses von Wasser in Alkohol. Ausgangspunkt bilden die Spektren des Reflexionskoeffizienten ( $S_{11}$ ).

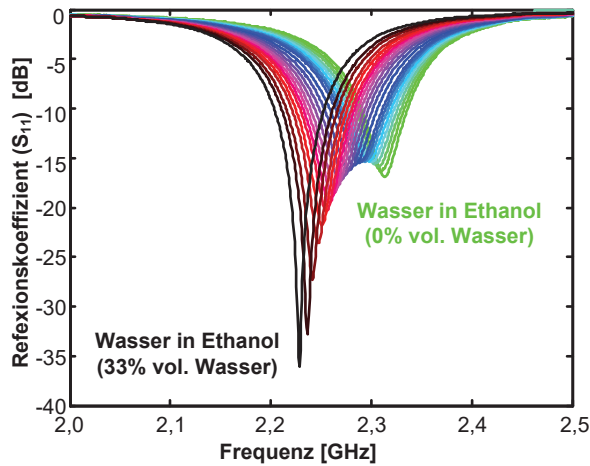


Abb. 7: Resonanz-Frequenzspektrum von  $S_{11}$  einer Wasser/Ethanolmischung

Durch Berechnung der Verschiebung der Resonanzfrequenz ( $S_{11}$ ) besteht eine relativ einfache Auswertemethode. Die Abb. 8 zeigt die Korrelation des berechneten Mischungsverhältnisses mit der realen Wasser/Ethanolmischung in %.

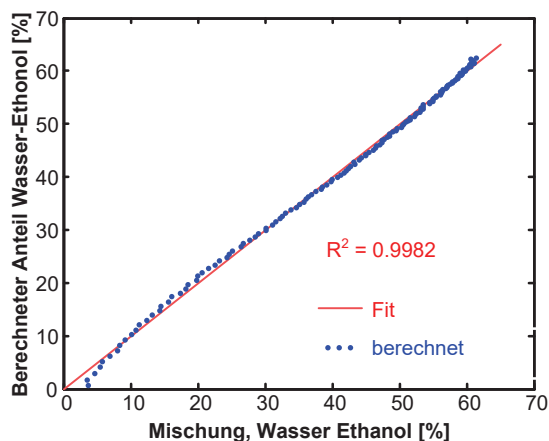


Abb. 8: Berechnetes Mischungsverhältnis

Die Abb. 9 zeigt die messtechnische Bestimmung einer Proteinkonzentration (Typton/Pepton Casein von Roth: art. 8952.3) in einem Phosphatpuffer (Sigma, p-4417-50TAB).

Zur Durchführung einer quantitativen Analyse ist die Kalibration mit einer Standardlösung notwendig. Anschließend erfolgt die Konzentrationsmessung der Proben. In der Routine kann für diese Bestimmungen ein Schlauchsensor in Analogie zu Durchflussküvetten wie diese für photometrische Methoden, verwendet werden zum Einsatz kommen.

Bei diesem Versuch wurde über den Zeitverlauf von 6 Stunden alle 60 Sekunden eine Messung zur Aufnahme eines MW-Spektrums durchgeführt.

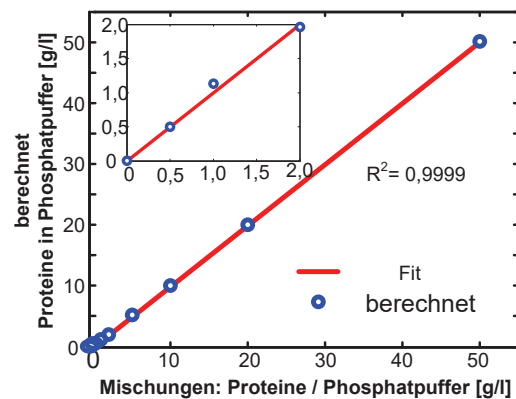


Abb. 9: Bestimmung einer Protein Konzentration in einem Phosphatpuffer

Weitere Anwendungsmöglichkeiten bestehen in der Untersuchung der Kinetik von chemischen Prozessen. Hier kann mit der MW-Spektroskopie die zeitliche Änderung der Konzentration eines Reaktionspartners, verbunden mit sich ändernden dielektrischen Eigenschaften durch Messung z.B. der Resonanzverhaltens, in kurzen Zeitabständen über einen längeren Zeitraum bestimmt werden. Die Änderung der Dämpfung durch Messung der Reflektions-Transmissionsspektren über einer bestimmten Zeitspanne entspricht der Geschwindigkeit der Reaktion.

#### Applikation – Mikrobielles Wachstums

Wenn Mikroorganismen in flüssigen Nährmedien wachsen, entstehen durch den Metabolismus und durch absterbende Zellen kleinere geladene Moleküle. Die dabei entstehenden Ionen führen zu messbaren Veränderungen der Kapazität und der elektrischen Leitfähigkeit des Mediums.

Die Abb. 10 zeigt den typischen zeitlichen Verlauf einer E. coli Batchkultur. Die zeitliche Änderung der LF als Folge der Zellvermehrung wurde mit dem kalibrierten MW-Sensor, wie in Abb. 4 dargestellt, aufgezeichnet und berechnet. Die Messwerte des kontaktlosen MW-Sensors korrelieren mit den Messungen des Referenzmesssystems zur Bestimmung der Leitfähigkeit der Suspension und der Offline-Trendbestimmung der optischen Dichte ( $OD_{600}$ ).

Als Nährmedium wurde eine Lösung aus 10 g/L NaCl, 10 g/L Trypton und 5 g/L Hefeextrakt hergestellt. In 500 ml sterilisiertes Nährmedium wurden beim Start 1,5 ml E. coli mit einer Zelldichte von  $2 \times 10^7$  Zellen/ml inokuliert.

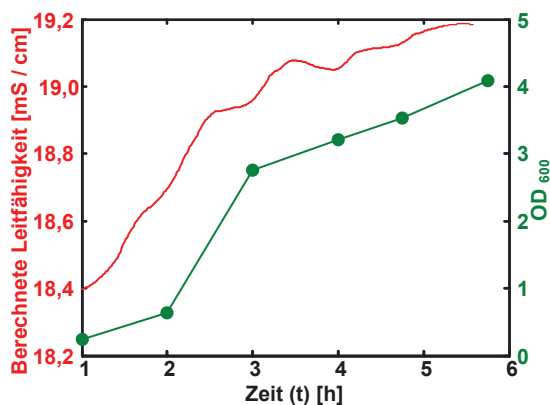


Abb. 10: Wachstumsverlauf einer *E. coli* Batch-Kultur bei 37°C in einem 1 L Fermenter

Die OD<sub>600</sub> stieg über die gesamte Zeit von ca. 0,28 auf 4,1 an. Die Leitfähigkeit stieg von 18,26 mS/cm<sup>1</sup> bis auf 19,2 mS/cm<sup>1</sup> an und die Anzahl von Zellen erreichte nach 6 h ca. 4x10<sup>9</sup> Zellen/ml.

Häufig werden organische Säuren im mikrobiellen Maßstab hergestellt. Für einen optimalen Produktionsverlauf ist das Online-Monitoring von wichtigen Prozessgrößen, wie die Lebend-Biomasse (Zellzahl), Nährstoffverbrauch, Produktkonzentration, der Anteil von Gelöstsauerstoff u.a., unter sterilen Bedingungen eine wichtige Voraussetzung.

Die Erfassung der komplexen frequenzabhängigen dielektrischen Materialeigenschaften entlang einer biologischen Prozesskette durch breitbandige MW-Sensoren ermöglicht in Verbindung mit etablierten Prozessmessmethoden einen tieferen Einblick in das Prozessgeschehen.

Bezüglich ausführlicherer Informationen wird an dieser Stelle auf die Literaturstelle [5] verwiesen.

### Zusammenfassung

In diesem Beitrag wurde modellhaft die Anwendung von MW-Sensoren zur kontaktlosen Überwachung von Flüssigkeiten in Reaktoren und Dosiersystemen vorgestellt. Die berührungslose Arbeitsweise von kostengünstig herzustellenden MW-Sensoren vermeidet jegliche Kontamination der zu untersuchenden Proben. Somit sind für das Monitoring von SUB kontaktlose, kontinuierliche MW-Messverfahren zur dielektrischen Bestimmung der Permittivität und der Leitfähigkeit mit angepasster Tiefenaufösung in einem weiten Frequenzbereich geeignet. Bisherige Untersuchungen zeigen, dass in einem weiten Frequenzbereich sowohl einzelne Resonanzen

als auch Mehrfachresonanzen für sensorische Anwendungen an SUB zur Charakterisierung der Suspensionen anwendbar sind [4, 5].

Erste Modifikationen zur Entwicklung preiswerter elektronischer Prozessmesstechnik für eine breite Anwendung konnten bereits erfolgreich abgeschlossen werden.

Neben der Realisierung und Anwendung weiterer Sensorelemente als Patches bzw. Mikrostreifenleiter erfolgen aktuell Entwicklungen von "Six-Port-Reflectometer" [6] als preiswerte Alternative für handelsübliche Standard-VNA mit höherem elektronischem Aufwand.

Die Hauptvorteile der MW-Spektroskopie sind: berührungsfreies Messen, kein Zerstören der Proben und eine hohe Messgeschwindigkeit.

Allgemein kann festgestellt werden, dass die Anwendung von dielektrischen Hochfrequenzmesstechniken im GHz Frequenzbereich nicht nur das Potential für SUT Applikationen hat, sondern darüber hinaus können mit diesen Messmethoden auch Informationen über dynamische Strukturen von Proteinen und Membranen von Zellen und Geweben erfasst werden.

Vielfältige Anwendungsmöglichkeiten in der Pharmazie, der Lebensmittelproduktion und in der medizinischen Diagnostik können mit dieser Messtechnik erschlossen werden.

### Danksagung

Die Arbeiten sind im Rahmen des AIF Projektes mit der FKZ: ZF4019601DB5 entstanden. Die Autoren danken dem BMWi für die finanzielle Unterstützung.

### Literaturnachweis

- [1] A. Glindkamp, D. Riechers, C. Rehbock, B. Hitzmann, T. Scheper, K. Reardon, *Adv. Bioch. Engin/Biotechnol* 115, 145-169 (2009); doi: 10.1007/10\_2009\_10
- [2] G. Markx, C. Davey, D. Kell, P. Morris, *Journal of General Microbiology* 137(4), 735-743 (1991); doi: 10.1016/0168-1656(91)90337-U
- [3] M. Venkatesh, G. Raghavan, *Canadian Biosystems Engineering* 47(7) 15-30 (2005)
- [4] R. Knöchel, R. Jahns, W. Taute, C. Döscher, *Proceedings of the First European Conference on Moisture Measurement*, Weimar, Germany, (2010)
- [5] T. Nacke, A. Barthel, D. Frense, M. Meister, B. Cahill, *Chemie Ingenieur Technik* 85(1-2) 179-185 (2013); doi: 10.1002/cite.201200147]
- [6] G. Engen, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* 25(12) 1075-1080 (1977); doi: 10.1109/TMTT.1977.1129277