



SCHWEIZERISCHE Eidgenossenschaft
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) CH 706 854 A2

(51) Int. Cl.: G01R 27/02 (2006.01)
G01N 27/02 (2006.01)
G01N 33/483 (2006.01)

Patentanmeldung für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(12) PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 01434/12

(71) Anmelder:
Dr. rer. nat. Lisseth Sandoval Soto, Mattenstrasse 13
4632 Trimbach (CH)
Prof. Dr.-Ing. Michael Stanimirov, Mattenstrasse 13
4632 Trimbach (CH)
Universidad Nacional de Costa Rica, Escuela de Quimica
3000 Heredia (CR)

(22) Anmeldedatum: 21.08.2012

(72) Erfinder:
Dr. rer. nat. Lisseth Sandoval Soto, 4632 Trimbach (CH)
Prof. Dr. Juan Valdes Gonzales, 3000 Heredia (CR)
Dr. Daniel Tabara, 1618 Châtel-St-Denis (CH)
Prof. Dr.-Ing. Michael Stanimirov, 4632 Trimbach (CH)

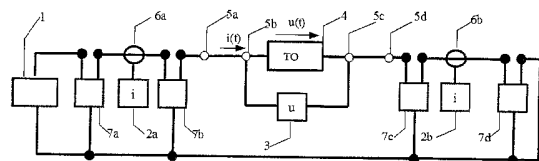
(43) Anmeldung veröffentlicht: 28.02.2014

(74) Vertreter:
Prof. Dr.-Ing. Michael Stanimirov, Mattenstrasse 13
4632 Trimbach (CH)

(54) Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien.

(57) Die Erfindung betrifft ein spektroskopisches Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Testobjekten (TO) mittels Messung des frequenzabhängigen Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien, wie Festkörper, Gewebe, Flüssigkeiten, Dispersionen, Schichten (auch Ionen-Schichten) oder Gase. Die Ersatzimpedanzen bzw. Ersatzwechselstromwiderstände der zu charakterisierenden Testobjekte bestehen aus bekannten, beliebig bzw. geeignet verschalteten, Grundelementen, wie Widerständen, Induktivitäten und Kapazitäten. Das Verfahren zur Impedanzmessung bzw. Impedanzspektroskopie ist ein digitales modellgestütztes Messverfahren zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Testobjekten, welches erfindungsgemäss eine wesentlich einfachere Hardware als die derzeit erforderliche ermöglicht sowie wesentlich kürzere Analysezeiten bei gleicher bzw. sogar höherer Genauigkeit als die bislang bekannten Verfahren.

Die Erfindung betrifft auch Anwendungen des Verfahrens bzw. Verwendungen der Vorrichtung, insbesondere auf den Gebieten der Medizin und Biologie. Beim erfindungsgemässen Verfahren werden am Testobjekt (TO) über Elektroden Ströme angelegt. Der Spannungsabfall $u(t)$ über dem Testobjekt (TO) und der das Testobjekt durchfliessende Strom $i(t)$ werden vom Messgerät (3) bzw. den Messgeräten (2a, 2b) gemessen.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein spektroskopisches Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Testobjekten mittels Messung des frequenzabhängigen Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien, wie Festkörper, Gewebe, Flüssigkeiten, Dispersionen, Schichten (auch Ionen-Schichten) oder Gase. Die Ersatzimpedanzen bzw. Ersatzwechselstromwiderstände der zu charakterisierenden Testobjekte bestehen aus bekannten, beliebig bzw. geeignet verschalteten, Grundelementen, wie Widerständen, Induktivitäten und Kapazitäten. Die Ersatzimpedanzen werden im Folgenden vereinfachend als Impedanzen bezeichnet. Bekannt sind derartige Verfahren und Systeme zur Bestimmung der elektrischen Materialeigenschaften unter den Namen: Elektrische Impedanz-Spektroskopie (EIS), Elektrische Impedanz-Tomographie (EIT), sowie Dielektrische Spektroskopie. Diese Verfahren gehören zur Gruppe von Verfahren wie Röntgen oder Kernspintomographie und liefern vergleichbare Informationen zu Materialeigenschaften, ohne den menschlichen Körper mit Röntgenstrahlen zu belasten, wobei die Raum und Zeitauflösung noch wesentlich schlechter ist. Deshalb werden derartige Verfahren und Systeme verwendet, um biologische und nichtbiologische Materialien, die sog. Testobjekte, wie Festkörper, Gewebe, Flüssigkeiten, Dispersionen und Emulsionen in unterschiedlichsten Anwendungen zu charakterisieren [1–4]. Wie z.B. für die Analyse auf Korrosion, Charakterisierung von zellulären Wachstumsprozessen für die Zwecke der Biopsie sowie pharmakologischer, toxikologischer und allergologischer Tests, sowie die Differenzierung von geordneten und ungeordneten Zellwachstum, für nichtinvasive und minimalinvasive Diagnose von Pathologien wie Zysten, Lipomen, Karzinomen, Sarkomen, Metastasen, von Haut- Brust-, Prostata-, oder Colonkrebs sowie von Lungenwasser oder die Analyse von Körperflüssigkeiten wie z.B. Hämatokrit-Anteil im Blut oder die Blugerinnung, Glukosegehalt im Schweiß, Urin und Blut, Steuerungen von Reaktoren in der Prozesstechnik, wie beispielsweise für die Bioäthanol-Gewinnung. Ebenso gibt es zahlreiche kommerzielle Systeme, Geräte und Komponenten sowie patentierte Ideen, wie z.B. den Chip AD5933 von der Firma Analoge Devices, das Bioimpedanzspektroskop IMSPec der Firma MEO-DAT, sowie das Konzept eines miniaturisierten Impedanzmessgerät in einer Pille nach [EP 115 997 A1]. Eine exemplarische Anwendung auf dem Gebiet der EIT ist beispielsweise die Analyse der Lungenfunktion von Neugeborenen [5, 6]. Dazu lässt man Ströme durch die Testobjekte fließen, misst Strom und Spannung mit Analog/Digital-Konvertern und berechnet aus den Abtastwerten von Strom und Spannung mit einem Rechner den Wechselstromwiderstand, die sog. Impedanz.

[0002] Die Einspeisung der Ströme kann resistiv oder kapazitiv über Elektroden sowie induktiv über Spulen erfolgen. Sog. 2- bzw. 4 - Elektroden-Verfahren und -Systeme werden für EIS und Mehrelektroden Systeme und Verfahren für EIT angewendet. Der Strom wird in der Regel mit Stromquellen erzeugt, für die es ebenfalls unterschiedliche bekannte Schaltungen gibt. Das Verfahren und System zur Impedanzmessung bzw. Impedanzspektroskopie gemäss Anspruch 1 ist ein digitales modellgestütztes Messverfahren zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Testobjekten, welches erfindungsgemäss eine wesentlich einfachere Hardware als die derzeit erforderliche ermöglicht sowie wesentlich kürzere Analysezeiten bei gleicher bzw. sogar höherer Genauigkeit als die bislang bekannten Verfahren und Systeme. Für den Schutz von Elektroenergiesystemen werden bereits seit den 90er-Jahren erfolgreich digitale modellgestützte Verfahren zur schnellen, kostengünstigeren und sensitiven zur Bestimmung der Leitungsimpedanz eingesetzt. [EP 1 203 961 B1]. Die erfindungsgemässe Anwendung derartiger Verfahren für Schmal- und Breitband-Impedanzspektroskopie sowie -Tomographie zur Charakterisierung von biologischen und nicht-biologischen Materialien gemäss Anspruch 1–10 zur Verbesserung der Qualität der spektroskopischen und tomographischen Messungen bzw. Analyse hinsichtlich Sensitivität und Verarbeitungszeit in der Medizin, Pharmazie, Chemie, Bio- und Umwelttechnologie sowie der Materialwissenschaften nach Anspruch 16 und 17 ist somit Hauptgegenstand. Erfindungsgemäss wird durch das Verfahren und die Vorrichtung die Raum- und Zeitauflösung der Impedanz-spektroskopischen und Impedanz-tomographischen Verfahren und Vorrichtungen erhöht. Ausserdem ergeben sich erfindungsgemäss System-Vereinfachungen nach den Ansprüchen 11 und 12, welche insbesondere bei der Miniaturisierung und Low-Cost-Produkten wirksam werden. Exemplarisch seien einige Anwendungen gemäss den Ansprüchen 16 und 17 genannt, z.B.: zur kostengünstigen Bestimmung des Wassergehaltes, der Viskosität oder der Marker-freien Identifikation von Biomarkern. Die erfindungsgemässen Weiterentwicklungen nach den Ansprüchen 1–15 werden beispielsweise zur Impedanzmessung in einer kostengünstigen, autarken, verschluckbaren Kapsel als Mittel für die Zwecke der medizinischen Diagnose und Therapie benutzt.

Stand der Technik

[0003] Um die Impedanz und insbesondere die Parameter der in ihr verschalteten Widerstände, Kapazitäten und Induktivitäten zu bestimmen, werden in der Regel der durch das Testobjekt fließende Strom und die über dem Testobjekt anliegende Spannung zeitaufgelöst gemessen und rechnerisch in die gesuchten Werte umgewandelt. Derartige Verfahren und Systeme zur Charakterisierung der elektrischen Materialeigenschaften sind grundsätzlich bekannt, kommerziell erhältlich und wurden bereits auch patentiert, sowie publiziert. Jedoch haben die zurzeit für die Impedanzspektroskopie verwendeten Verfahren und Systeme erhebliche Limitationen bezüglich Sensitivität, Zeitaufwand und Kosten, was im Folgenden detaillierter ausgeführt wird. Zur Kurzschlussdetektion auf Stromversorgungsleitungen werden effizientere Verfahren zur Impedanzbestimmung bezüglich Sensitivität, Zeitaufwand und Kosten entwickelt, wie z.B.: in [US 2002/158 641 A1]. Das zuletzt genannte Verfahren ermittelt direkt die Parameter der Impedanz, im speziellen Fall die Induktivität und den Widerstand. Ausserdem wird in [17] eine mathematische Methode zur Offsetkompensation für die Zwecke der Kurzschlussidentifikation in elektrischen Energiesystemen vorgestellt, welche ebenfalls für die elektrische Impedanzspektroskopie und Impedanztomographie zur Anwendung nach Anspruch 5 und 9 vorgeschlagen werden. Im Unterschied zur Impedanzspek-

roskopie werden im Prozess der Energieverteilung entstehenden Strom- und Spannungsverläufe zur Ermittlung der gesuchten Impedanzwerte verwendet und keine Ströme in das System eingespeist, um die gesuchten Werte zu bestimmen. Um die unterschiedlichen Wechselstromwiderstände bei unterschiedlichen Frequenzen zu ermitteln, werden die Ströme und Spannungen zeitaufgelöst gemessen und rechnerisch in die gesuchten Werte umgewandelt. Die digitale Standardberechnungsmethode zur Charakterisierung der elektrischen Materialeigenschaften mit Hilfe der Impedanz-Spektroskopie basiert grundsätzlich auf der Fouriertansformation. Im ersten Schritt werden die komplexen Zeiger von Strom, I_k , und Spannung, U_k , für die gewünschten Frequenzen $k \cdot \Delta f$ nach den wohl bekannten Formeln berechnet.

$$U_k = \operatorname{Re}(U_k) + j \cdot \operatorname{Im}(U_k) = \frac{2}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j2\pi k \Delta f \cdot nT_s} \cdot u_n \quad I_k = \operatorname{Re}(I_k) + j \cdot \operatorname{Im}(I_k) = \frac{2}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j2\pi k \Delta f \cdot nT_s} \cdot i_n \quad (1)$$

[0004] Wobei $\Delta f = 1/N \cdot T_a$ ist. Im zweiten Schritt werden die Zeiger nach dem Ohmschen Gesetz komplex dividiert.

$$Z_k = \frac{U_k}{I_k} = \frac{\operatorname{Re}(U_k) + j \cdot \operatorname{Im}(U_k)}{\operatorname{Re}(I_k) + j \cdot \operatorname{Im}(I_k)}$$

[0005] Diese Methode setzt stationäre sinusförmige Signale für Strom und Spannung voraus. Während in-stationärer Übergangsvorgänge ergeben sich falsche Ergebnisse. In der heutigen Praxis kann man in Geräten, wie z.B. von MEO-DAT, eine sog. Einschwingzeit einstellen, die so gross sein sollte, bis Strom und Spannung stationär sind. Diese Wartezeiten sind erfindungsgemäss nicht mehr erforderlich, was die Analysezeiten verkürzt, da das Verfahren auch Modelle für instationäre Prozesse und Signale impliziert. Die Genauigkeit des Verfahrens wird durch das Signal/Rausch-Verhältnis bestimmt. Insbesondere bei Multifrequenz-Signalen ist das nachteilig, da sich bei konstant angenommen Rauschen das Signal/Rausch-Verhältnis für jede einzelne Frequenz verschlechtert, je mehr Frequenzen das Multifrequenz-Signal enthält. Um ein optimales Signal/Rausch-Verhältnis zu erhalten, beaufschlagen deshalb Präzisions-Spektroskope die Testobjekte sequentiell mit einfrequenter Oszillationen mit der erforderlichen Frequenz. Die Messung kann erst erfolgen, wenn das System im stationären Zustand eingeschwungen ist. Hierfür sind in den qualitativ hochwertigen Impedanzspektroskopen Verzögerungs- bzw. Einschwingzeiten einzustellen. Da das Verfahren erfindungsgemäss ein Multifrequenzverfahren ist, welches nicht an stationäre sinusförmige Signalformen gebunden ist, kann die Analysezeit erfindungsgemäss durch «die Beaufschlagung des Testobjektes mit geeigneten Multifrequenz-Signalen weiter signifikant verkürzt werden.

[0006] Mit der Methode [2] kann man aus der komplexen Impedanz die einzelnen Komponenten, wie Widerstände, Kapazitäten, Induktivitäten etc., aus denen die Impedanz zusammengesetzt ist, ermitteln. Dafür wird das nichtlineare Verfahren nach Levenberg/Marquart verwendet, für welches die generelle Konvergenz nicht nachgewiesen werden kann, wodurch es sich für Echtzeitanwendungen nicht eignet.

[0007] Die Methode [1] basiert auf Signalmodellen, die über die komplexe Impedanz verknüpft sind. Die Bestimmung der Impedanz erfolgt über den Umweg der Korrelation mit Sinus- und Kosinus-Signalen. Bei in-stationären Stimulationsgrößen, versagt der Algorithmus prinzipbedingt, solange bis alle in-stationären Signalkomponenten ausser den Sinus- und Kosinusanteilen abgeklungen sind. Diese Wartezeiten bis zum Abklingen der in-stationären Signalkomponenten sind erfindungsgemäss nicht mehr erforderlich, da das Verfahren, wie bereits erwähnt, auch Modelle für in-stationäre Prozesse und Signale impliziert.

[0008] Die Methode [3] verwendet zur energieeffizienten Berechnung wenige Abtastwerte von speziellen stationären Strom- und Spannungssignalen. Die Methode [4] berechnet ebenfalls das Spektrum sehr effizient. Alle diese Methoden setzen stationäre Signalmodelle voraus mit den oben beschriebenen Nachteilen, die erfindungsgemäss durch das Verfahren behoben werden. Die kommerziell verfügbaren Impedanzspektroskope sowie das in [EP 115 997 A1] beschriebene miniaturisierte System verwenden die Standardmethode und Standardhardware, bei welcher der sog. Stimulationskreis aus Stromquellen besteht, welche mit unterschiedlichen Schaltungen aufgebaut sein können, wie z.B. Bipolar nach [8] oder nach Howland [7], oder auch [9–14]. Diesen Schaltungen ist gemeinsam, dass sie die multifrequenten Ströme möglichst breitbandig und genau erzeugen. Erfindungsgemäss können durch die Anwendung der Verfahren nach Anspruch 1–10 für die elektrische Impedanzspektroskopie einfachere Schaltungen nach Anspruch 11 und 12 zur breitbandigen Stimulation und Auswertung nach Anspruch 5 ohne Genauigkeitsverluste bei gleichzeitig kürzeren Analysezeiten benutzt werden.

[0009] In [21] werden Methoden vorgestellt, die auf Signalmodellen von u und i basieren, die über die Impuls- und Sprungantwort verknüpft sind. Die Bestimmung der Impedanz erfolgt über Regression, wobei unterschiedliche Zeitkonstanten ermittelt werden. Aufgrund numerischer Eigenschaften der eingesetzten Verfahren ist die Komplexität zu untersuchenden Objekte limitiert. Ein Prototyp eines vorgestellten Gerätes zur Ermittlung der Fleischqualität konnte sich bis heute nicht kommerziell durchsetzen. Die erfindungsgemässe Kombination von stationären und in-stationären Signalkomponenten sowie mit einem Term zur Offsetkompensation nach Anspruch 4 und 9 für die Zwecke der Ansprüche 16 und 17 ist bislang in den erfindungsgemäss angeführten Anwendungen nicht bekannt.

Kurze Beschreibung der Darstellungen

[0010] Fig. 1. stellt die Vorrichtung mit der die erfindungsgemäss vorteilhaften Verfahren angewendet werden können, sowie die Verbindungen und Lage der einzelnen Komponenten

1 Stimulationseinheit, Auswerte- und Kommunikations- und Ausgabereinheit, sowie die Energieversorgung
2a, 2b Strommessgeräte, welche Strom und Spannung zeitaufgelöst erfassen

- 3 Spannungsmessgerät, welches die Spannung zeitaufgelöst erfassen,
- 4 Testobjekt, welches ein Festkörper, eine Flüssigkeit, Dispersion, Gas biologisches oder nichtbiologisches Gewebe sein kann
- 5 Elektroden welche als Klebe- oder Nadelelektroden sowie mit Mikronadeln besetzte Flächen oder Flächen, Stab-, Zylinder-, Kugel, Halbkugel-oder Plattenelektroden sowie flexiblen Textilelektroden oder auch kapazitiv (mit isolierender Schicht) ausgeführt sein können
- 6 Stromsensor, der resistiv, z.B. als Shunt, aktiv mit einem Transimpedanzwandler oder induktiv mit einem Transformator, einer Rogowski- oder anders geformte Luftspule ausgeführt sein kann 7a,7b, 7c, 7d Schutz- und Filtereinheit, für die Einhaltung der elektromagnetischen Verträglichkeit sowie des Abtasttheoremes garantieren, sowie die Modifikation der Signalformen von Strom und Spannung

[0011] Fig. 2 zeigt die erfindungsgemäss einfache Stimulations- und Messeinheit und ihre Verbindungen untereinander.

- 2 Strommessgerät, welches den Strom zeitaufgelöst erfasst,
- 3 Spannungsmessgerät, welches die Spannung zeitaufgelöst erfassen,
- 4 Testobjekt, welches ein Festkörper, eine Flüssigkeit, Dispersion, Gas biologisches oder nichtbiologisches Gewebe sein kann
- Strom- und Spannungsmessgeräte (Fig. 1 (2, 3)), welche Strom und Spannung zeitaufgelöst erfassen
- 5 Elektroden welche als Klebe- oder Nadelelektroden sowie mit Mikronadeln besetzte Flächen oder Flächen, Stab-, Zylinder-, Kugel, Halbkugel-oder Plattenelektroden sowie flexiblen Textilelektroden oder auch kapazitiv (mit isolierender Schicht) ausgeführt sein können
- 6 Stromsensor, der resistiv, z.B. als Shunt, aktiv mit einem Transimpedanzwandler oder induktiv mit einem Transformator, einer Rogowski- oder anders geformte Luftspule ausgeführt sein kann 8 Schaltelemente, welche mechanisch als einfacher Schalter, Mikroschalter, oder elektronisch mit Transistoren, FET's oder auch als einfach FET-Stromquellen ausgeführt sein können

[0012] Fig. 3 zeigt die Integration der Vorrichtung in eine Tablettenkapsel.

- 1 Elektroden, die auch als Antennen genutzt werden können
- 2 Energiequelle z.B. Batterie oder Spule, über die Energie eingekoppelt werden kann
- 3 Kommunikationseinheit inkl. Antenne, die Informationen nach aussen kommuniziert
- 4 mC...MikroController
- 5 S...Stimulationseinheit, die als H-Brücke oder mit einfachen FET-Stromquellen ausgeführt sein können

[0013] Fig. 4 zeigt exemplarisch ausgewählte elektrische Ersatzschaltbilder, mit denen Testobjekte modelliert werden können.

- a) RC-Parallelschaltung mit R...Parallelwiderstand, C-Parallelwiderstand
- b) RC-Serienschaltung mit R...Serienwiderstand, C-Serienwiderstand
- c) RCR-Schaltung mit Rs...Serienwiderstand, Rp...Polarisationswiderstand, CH-Helmholzkapazität
- d) RCR-Schaltung mit Ri... Widerstand der intrazellulären Flüssigkeit, Ri... Widerstand der extrazellulären Flüssigkeit, CM...Membrankapazität

[0014] Fig. 5 zeigt eine einfache FET-Stromquelle.

[0015] Fig. 6 zeigt welche Komponenten benötigt werden, um mit einem kommerziellen Mikrokontroller ein digitales Breitbandspektroskop aufzubauen. Das Übersichtschaltbild nur die für die Implementation eines Impedanzspektroskopes notwendigen Komponenten und deren Verbindungen.

- BO binäre Ausgänge
- MUX...Multiplexer
- Gain...Verstärker mit variabler Verstärkung
- DAC Digital/ Analog-Konverter
- μC...Mikrokontroller-Core
- RAM, FLASH Speicher
- V_{REF}...interne Referenzspannung
- f_{CPU}...interner Oszillator
- serial out... Serielle Interfaces z.B ZigBee oder USB
- Mikrokontroller-externe Komponenten: Verstärker und Antialisfilter, Spannungsversorgung mit Transformator, Graetzbrücke und DC/DC-Wandler

[0016] Fig. 7 enthält das Übersichtschaltbild mit dem die Implementation eines digitalen Breitband-Impedanzspektroskopes auf einem einzigen Chip, der die Komponenten nach Fig. 6 enthält, für Lowcost-Anwendungen. Man benötigt

- Rshunt... Shunt-Widerstand
- Batterie
- Kommunikationsleitungen oder Radio-Chip für die drahtlose Kommunikation
- Ebenso ist das komplette, funktionelle elektrische Schema offengelegt, mit dem das digitale Breitbandspektroskop aufgebaut werden kann.

[0017] Fig. 8 zeigt unterschiedliche Elektrodenausführungen

- a) 2-Elektroden-Konfiguration mit 2 Nadelelektroden
- b) 2-Elektroden-Konfiguration mit einer bipolaren konzentrischen Nadelelektrode
- c) 2-Elektroden-Konfiguration mit 2 Elektroden in sog. Interdigitalstruktur am Boden eines Gefässes zur Zellanalyse (Im Gefäss wachsen die zu analysierenden Zellen.)

[0018] Fig. 9 zeigt unterschiedliche Elektrodenausführungen

- a) Mehr-Elektroden-Konfiguration mit 4 Elektroden am Rand des Gefässes zur räumlichen Auflösung
- b) 2-Elektroden-Konfiguration mit einer Elektrode im Gefässzentrum und dem Gefäss als Gegenelektrode

[0019] Fig. 10 zeigt exemplarische unterschiedliche Elektrodenausführungen, bei denen die Elektroden an der Aussen- oder Innenwand des Gefässes angebracht sind

Darstellung der Erfindung:

[0020] Es stellt sich deshalb die Aufgabe, ein Verfahren und ein System der eingangs genannten Art bereitzustellen, welches eine einfache, schnelle und genaue Möglichkeit zur Bestimmung des Impedanz-Spektrums sowie der einzelnen, die Impedanz bildenden, Parameter, wie Widerstände, Kapazitäten und Induktivitäten, erlaubt. Diese Aufgabe wird in verschiedenen Verfahrens- und Vorrichtungsausprägungen gemäss den Ansprüchen 1 bis 9 gelöst. Dazu wird der durch das Testobjekt fließende Strom und die über dem Testobjekt anliegende Spannung zeitaufgelöst gemessen und rechnerisch in die gesuchten Werte umgewandelt. Vorzugsweise wird eine grössere Anzahl von-Messwerten verwendet, so dass ein Gleichungssystem überbestimmt wird. Die Impedanz-Parameter können sodann mit Ausgleichsrechnung ermittelt werden. Vorzugsweise werden die Fehlerquadrate bzw. die Varianzen minimiert, was mittels einfacher Matrixinversion oder rekursiv bzw. iterativ möglich ist.

Anstelle der bislang verwendeten stationären Signalmodelle werden Systemmodelle und Signalmodelle für in-stationäre Signalkomponenten verwendet. Die Berechnung der Impedanz-Parameter, wie die Ortskurve bzw. Widerstände, Kapazitäten und Induktivitäten basiert auf einem angenommenen Modell-Zusammenhang zwischen Strom und Spannung im Zeitbereich, der durch eine lineare Differenzialgleichung beschrieben werden kann.

$$b_0 \cdot u + b_1 \cdot \frac{du}{dt} + b_2 \cdot \frac{d^2u}{dt^2} + \dots + b_{M_u-1} \cdot \frac{d^{M_u-1}u}{dt^{M_u-1}} = a_0 i + a_1 \cdot \frac{di}{dt} + \dots + a_{M_i-1} \frac{d^{M_i-1}i}{dt^{M_i-1}} \quad (3)$$

[0021] Aus dieser Gleichung lässt sich der Zusammenhang im z-Bereich zwischen Strom und Spannung nach unterschiedlichen Methoden ableiten [16]. Die unterschiedlichen Methoden haben unterschiedliche Eigenschaften bezüglich Genauigkeit, Stabilität versus einer bestimmten Abtastfrequenz. Favorisiert ist das Verfahren der bilinearen Substitution, wobei andere Entwurfsmethoden ebenfalls erfolgreich angewendet werden können.

$$u(z) \cdot (1 + \beta_1 z^{-1} + \dots + \beta_{M_u-1} z^{-(M_u-1)}) = i(z) \cdot (\alpha_0 + \alpha_1 z^{-1} + \dots + \alpha_{M_i-1} z^{-(M_i-1)}) \quad (4)$$

[0022] Aus dieser Gleichung lässt sich der Zusammenhang zwischen den Abtastwerten von Strom und Spannung im Zeitbereich [16].

$$u_n = -\beta_1 u_{n-1} - \dots - \beta_{M_u-1} u_{n-(M_u-1)} + \alpha_0 i_n + \dots + \alpha_{M_i-1} i_{n-(M_i-1)} \quad (5)$$

[0023] In Matrixnotation ergibt sich folgende Darstellung für den Modell-Zusammenhang zwischen Strom, Spannung und den Parametern der elektrischen Ersatzschaltung.

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad \Theta^T = \begin{bmatrix} -u_{n-1} & \dots & -u_{n-(M_u-1)} & i_n & \dots & i_{n-(M_i-1)} \\ \beta_1 & \dots & \beta_{M_u-1} & \alpha_0 & \dots & \alpha_{M_i-1} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$y_n = u_n$$

[0024] M_u & M_i legen die Modellordnung, und die die Anzahl der gesuchten Parameter ($M=M_u+M_i$) fest, welche durch die Anzahl der elektrischen Energiespeicher in der elektrischen Ersatzschaltung und deren Verschaltung bestimmt wird. Ausserdem ist m_n der Messvektor, Θ der Parametervektor und y_n der Modellausgang. In diesem Fall ist der Modellausgang z.B. der aktuelle Spannungsabtastwert. Das Gleichungssystem, welches den Modellausgang, den Parameter- und den Messvektor definiert, wird im Folgenden vereinfachend als Modell bezeichnet, dessen Eingang in diesem Fall der Strom und Ausgang die Spannung ist.

Die Impedanz ist durch den Parametervektor definiert. Alternativ kann aber auch die folgende Darstellung mit dem Strom als Ausgang bzw. dem aktuellen Stromabtastwert als Modellausgang und demzufolge die Spannung als Eingang.

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad \Theta^T = \begin{bmatrix} -i_{n-1} & \dots & -i_{n-(M_i-1)} & u_n & \dots & u_{n-(M_u-1)} \\ \gamma_1 & \dots & \gamma_{M_u-1} & \kappa_0 & \dots & \kappa_{M_u-1} \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$y_n = i_n$$

[0025] Alternativ kann aber der Modellausgang auch aus einer Kombination von Abtastwerten gebildet werden. Um die Stimulations- und Messkreise zu vereinfachen, kann man eine Offsetkompensation rechnerisch in das Modell integrieren. Das Verfahren kombiniert das Systemmodell für den Zusammenhang zwischen Strom und Spannung mit dem Signalmodell für das Offset. $y_n = \xi \cdot 1$

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -u_{n-1} & \dots & -u_{n-(M_u-1)} & i_n & \dots & i_{n-(M_i-1)} & 1 \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} \beta_1 & \dots & \beta_{M_u-1} & \alpha_0 & \dots & \alpha_{M_i-1} & \xi \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$y_n = u_n$$

[0026] Das Offset wird explizit durch den eingefügten Parameter ξ berechnet, aber nicht in die Berechnung der Impedanz verwendet. Man verwendet nur die Parameter α und β nicht den Parameter ξ . Dadurch ist das Berechnungsergebnis der Parameter robust gegen das Auftreten von Offsets und dessen Drift. Aufwendige Kompensationshardware oder Methoden können entfallen. Die Berechnung des Parametervektors, der die Impedanz bestimmt, erfolgt durch ein Fehlerquadratminimierungsverfahren. Zum Beispiel durch die Methode der kleinsten Quadrate von Gauss, was exemplarisch für ein Modell mit einem Spannungsausgang, weiter ausgeführt ist.

$$e_n = y_n - \Theta \cdot m_n^T \quad \sum_{n=0}^{N-1} e_n^2 = \sum_{n=0}^{N-1} (y_n - \Theta \cdot m_n^T)^2 \quad (9)$$

[0027] Die Berechnung des Parametervektors erfolgt nach der Formel unten.

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot y_n \right) = (\Psi^T \Psi)^{-1} \Psi^T Y \quad \text{mit}$$

$$\Psi = \begin{bmatrix} m_n^T \\ \vdots \\ m_{n-(N-1)}^T \end{bmatrix} \quad Y = \begin{bmatrix} y_n \\ \vdots \\ y_{n-(N-1)} \end{bmatrix} \quad (10)$$

[0028] Es existieren mehrere Alternativen zur Berechnung des Parametervektors, die unterschiedliche Rand- bzw. Prozessbedingungen berücksichtigen. Alternativ lässt sich der Parametervektor sich auch mit der gewichteten Methode der kleinsten Quadrate ermitteln. Dabei werden die einzelnen Fehler zwischen Modellausgang, Mess- und Parametervektor mit dem Wichtungsfaktor w_n gewichtet, was vorzugsweise nach folgender Vorschrift erfolgen kann.

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot w_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot w_n \cdot y_n \right) = (\Psi^T W \Psi)^{-1} \Psi^T W Y \quad \text{mit} \quad W = \begin{bmatrix} w_0 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & w_{N-1} \end{bmatrix} \quad (11)$$

[0029] Anstelle der Wichtungsfaktoren w_n können aber auch Wichtungsmatrizen W , die von die Diagonalform abweichen, Anwendung finden. Diese Wichtungsmatrizen können vorzugsweise über Korrelationsfunktionen gebildet werden, oder wie bei der verallgemeinerten Methode der kleinsten Quadrate (GLS...Generalized Least Square), bei der aus dem korrelierten Fehler e_n (farbiges Rauschen) der nichtkorrelierte Fehler ε_n durch ein entsprechendes autoregressives Filter (AR-Filter) erzeugt wird.

$$\varepsilon(z) = \frac{1}{F(z^{-1})} e'(z) \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -\varepsilon_{n-1} & \dots & -\varepsilon_{n-(M_\varepsilon-1)} \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} f_1 & \dots & f_{M_\varepsilon-1} \end{bmatrix} \quad y_n = u_n \quad (12)$$

[0030] Die Erzeugung des nichtkorrelierten Fehlers erfolgt sequentiell in mehreren Schritten, wobei zunächst die Systemparameter nach Gg. (10) bestimmt werden, wobei die Modelle nach Gg. (6), (7), oder (8) angewendet werden können. Danach werden die Parameter des Filter ebenfalls mit der Methode der kleinsten Quadrate bestimmt, wobei als Modell nach Gg. (12) zu verwenden ist. Danach werden die Ein- und Ausgangsgrößen mit dem Filter F verarbeitet, was neue Ein- und Ausgangsgrößen ergibt, auf die wiederum Gg. (10) angewendet werden kann. Diese Schritte werden solange angewendet, bis sich der Parametervektor nicht mehr signifikant ändert. Das Verfahren kann aber auch mit dem später angewendeten rekursiven Verfahren nach Gg. (17) implementiert werden.

Alternativ kann aber auch ein autoregressives Signalmodell mit gleitendem Mittel und endogenen Variablen (ARMAX) verwendet werden (ELS...Extended Least Square). Dieses Verfahren kann nichtrekursiv in Schritten oder rekursiv Anwendung finden. Dazu ist folgendes Modell zu wählen.

$$\begin{aligned}
 & \left[\begin{array}{l} \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{array} \right] \begin{array}{l} P_n = \Phi \cdot P_{n-1} \cdot \Phi^T + Q \\ K = P_n \cdot m_n^T [m_n^T \cdot P_n \cdot m_n + R]^{-1} \\ \Theta_n = \Theta_{n-1} + K [y_n - m_n^T \cdot \Theta_{n-1}] \\ P_n = (E - K \cdot m_n^T) \cdot P_{n-1} \\ Z_{mezz}(\omega) = f(e^{j\omega T}, \Theta_n) \end{array} \quad \begin{array}{l} \Theta_{n-1} = \Phi \cdot \Theta_n + w_n \quad \text{mit } \Phi = E \\ y_n = \Theta_n \cdot m_n^T + \varepsilon_n \end{array} \quad (20)
 \end{aligned}$$

[0040] In dieser Vorschrift ist K das Kalman-Gain. Die Matrizen Q, R und P sind geeignet zu initialisieren. Die mit n indizierten Variablen e und w stellen die entsprechenden Fehlerterme dar.

[0041] Ein weiteres Verfahren löst ein im Zeitbereich aufgestelltes Gleichungssystem, welches den Zusammenhang zwischen Strom und Spannung und den Impedanzparametern herstellt.

$$\begin{aligned}
 i(t) = f(t, R, L, C) \Rightarrow \begin{array}{c} i(t_1) = f(t_1, R, L, C, u(t_1)) \\ \vdots \\ i(t_N) = f(t_N, R, L, C, u(t_N)) \end{array} \Rightarrow \begin{array}{c} u(t) = f(t, R, L, C, i(t)) \\ \vdots \\ u(t_N) = f(t_N, R, L, C, i(t_N)) \end{array} \quad (21)
 \end{aligned}$$

[0042] Die Gleichungssysteme für u(t) und i(t) können für jede beliebige Schaltung mit den existierenden Methoden der Netzwerkberechnung aufgestellt werden.

[0043] Mit den Gleichungen für u & i für unterschiedliche Zeiten t_k wird ein neues Gleichungssystem mit Hilfe der gleitenden Mittelwerte aufgestellt. Deswegen besitzt es glättende Eigenschaften. Wobei die Mittelwerte in unterschiedlichen Fenstern gebildet werden. In der Vorschrift sind die unterschiedlichen Fenster durch unterschiedliche Indizes (z.B. k, l oder kl...km) dargestellt. Im Folgenden werden die Grössen i(t) und u(t) durch die Variablen x(t) und y(t) substituiert.

$$\begin{aligned}
 \sum_k x(t_k) &= \sum_k f(t_k, R, L, C, y(t_k)) \\
 &\vdots \\
 \sum_l x(t_l) &= \sum_l f(t_l, R, L, C, y(t_l)) \quad (22)
 \end{aligned}$$

[0044] Sind die Parameter (R, L, C oder deren Verknüpfungen), die nun als Θ bezeichnet werden, in Linearkombinationen im Gleichungssystem enthalten, lässt es sich leicht in Matrixschreibweise aufstellen.

$$\begin{bmatrix} \sum_{k1} x(t_{k1}) \\ \vdots \\ \sum_{km} x(t_{km}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k1} f_1(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) & \cdots & \sum_{k1} f_{km}(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{km} f_1(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) & \cdots & \sum_{km} f_{km}(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_m \end{bmatrix} \quad (23)$$

[0045] Die Parameter können nun bestimmt werden mit den folgenden Methode:

$$\begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k1} f_1(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) & \cdots & \sum_{k1} f_{km}(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{km} f_1(t_{km}, R, L, C, y(t_{k1})) & \cdots & \sum_{km} f_{km}(t_{km}, R, L, C, y(t_{k1})) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k1} x(t_{k1}) \\ \vdots \\ \sum_{km} x(t_{km}) \end{bmatrix} \quad (24)$$

[0046] Aus den Parametern kann man die Impedanz mit dem Zusammenhang Z=f(ω, Θ) bestimmen. Da die Verfahren erfindungsgemäss nicht mehr an sinusförmige Signale gebunden sind, können anstelle der sinusförmige Oszillationen erzeugenden Hardware, erfindungsgemäss beliebige Signalformen so auch einfache Recht- oder Dreieck-förmige Signale erzeugende Schaltungen, wie die H-Schaltung, in Kombination mit Kapazitäten verwendet werden. Die Stimulation der Testobjekte kann mit Spannung oder Strom erfolgen. Einfache FET-Stromquellen sind ebenfalls einsetzbar. Das Verfahren stellt keine besonderen Genauigkeitsanforderungen an die Signalformen, was die Stimulationskreise vereinfacht.

Wesentliche Merkmale und Vorteile des Verfahrens und der Vorrichtung sind:

- [0047] 1. Das Verfahren ist nicht an spezielle Signalformen gebunden; lediglich die Anzahl der Frequenzkomponenten des Spektrums des Stimulationssignales sollte der Modellordnung angepasst sein. Beispielsweise sollten vorzugsweise mindestens 2 Frequenzen für die Identifikation der Parameter eines Systems 1. Ordnung gewählt werden.
- 2. Das Verfahren kann sowohl für stationäre als auch für in-stationäre Signalformen angewendet werden, was die Analysezeit erheblich verkürzt.
- 3. Die Stimulationskreise können ohne Genauigkeitsverluste vereinfacht werden, was insbesondere für die Miniaturisierung und für niedrigere Kosten vorteilhaft ist.
- 4. Mit relativ einfachen Hardwaremodifikationen lassen sich unterschiedliche Multifrequenz-Signalformen erzeugen, die sich für die schnelle und genaue Breitbandimpedanzspektroskopie eignen.
- 5. Im Gegensatz zu den bislang existierenden Standardmethoden zur Bestimmung der (Bio)-Impedanz, die als Fehlermodell normalverteiltes Rauschen voraussetzen, können nun spezielle Prozess- bzw. Randbedingungen besser, z.B. im Modellfehler, modelliert bzw. berücksichtigt werden.
- 6. Die Vorrichtung zeichnet sich durch besondere Einfachheit gegenüber den bekannten Standardvorrichtungen aus.

[0048] Eine Signalmodell-basierte Methode für die Impedanzberechnung, welche auch bei instationären Prozessen und Signalen korrekte Impedanzmesswerte gibt, wird im Folgenden dargestellt. Sie beruht auf dem Ansatz, die instationären Signalkomponenten explizit in das Signalmodell mit aufzunehmen. Diese Komponenten, wie z.B. Exponentialglieder, werden durch die Polynome einer Taylorreihe bis zur Ordnung K-1 modelliert.

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad m_n^T = \left[(nT_a)^0 \quad \dots \quad (nT_a)^{K-1} \quad e^{-j\omega_0 n T_a} \quad \dots \quad e^{-j\omega_{M-1} n T_a} \right]$$

$$\Theta^T = \left[\beta_0 \quad \dots \quad \beta_{K-1} \quad \alpha_0 \quad \dots \quad \alpha_{M-1} \right]$$

$$x_n = u_n, i_n \quad y_n = i_n, u_n \quad (25)$$

[0049] Für die Berechnung der Impedanz Z_{meas} werden die Anteile der Polynome, die mit den Parametern β quantifiziert werden, nicht verwendet, sondern – analog zur Offsetkompensationsmethode – nur die stationären Oszillationsanteile für Strom und Spannung, die mit den Parametern $\alpha^{<u></u>$ in der Spannung und $\alpha^{<u></u>$ im Strom quantifiziert werden.

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot y_n \right) \Rightarrow Z_{meas}(\omega_k, \Theta) = \frac{\alpha_k^{(n)}}{\alpha_k^{(i)}} \quad (26)$$

[0050] Alternativ können diese Parameter auch mit dem Verfahren RLS, WLS, GLS und ELS sowie Kaiman-Filtern ermittelt werden. Die unterschiedlichen Ausprägungen unterscheiden sich im Modell durch a) die Anzahl der Polynome, welche vorzugsweise mit $K=2\dots3$ zu wählen ist, und b) die Anzahl der Oszillationen M, welche applikationsabhängig ist.

[0051] Bei Vorhandensein eines sog. BIAS dieser explizit berechnet werden und zur Korrektur verwendet werden, was nur für vorzugsweise nur weisse Rauschsignale sinnvolle Ergebnisse liefert. Das angewendete Verfahren ist als CLS bekannt. [18] Alternativ kann die Berechnung des Parametervektors eines Modells für die Impedanz zur Umgehung des BIAS-Problems aber auch mit das sog. Verfahren der Hilfsvariablen (IV...Instrumental Variables) angewendet werden. Hierzu wird eine transponierte Hilfsvariablenmatrix WIV benutzt, mit welcher der Modellfehler durch-multipliziert wird. Als Hilfsvariablen lass sich vorzugsweise die Abtastwerte der Eingangssignale oder die Schätzwerte der ungestörten Ausgangswerte verwenden. Die nicht-rekursive und rekursive Lösung der so entstandenen Gleichungssysteme ergibt das Verfahren, nach welchem der Parametervektor alternativ bestimmt werden kann.

[0052] Die oben beschriebenen Verfahren nach Ansprüchen 1 bis 10 sind für die Anwendung für die Bestimmung der Parameter von Mehrgrössensystemen prädestiniert, sog. MIMO-Systemen, was insbesondere für Impedanz-Tomographie geeignet ist. Im Prinzip wird für jeden Modellausgang ein separates Teilmodell verwendet. Dazu sind die Mess- und Parametervektoren entsprechen [19, 20] zu gruppieren. Die Lösung des Gleichungssystems wendet die oben genannten Verfahren an.

[0053] Die Vorrichtungen zur Anwendung der Verfahren gemäss Anspruch 10 bestehen grundsätzlich aus am Testobjekt angebrachten 2-, 4- oder Mehr-Elektrodensystemen, an die Spannungen angelegt oder durch die Ströme eingespeist werden, um das Testobjekt zu stimulieren bzw. anzuregen. Die Ströme und Spannungen werden zeitaufgelöst erfasst. Die Ströme und Spannungen können mit Strom- oder Spannungsquellen erzeugt werden. Durch das Verfahren werden können auch präzise Ergebnisse erzielt werden, wenn die Stimulationskreise sehr einfach gemäss Anspruch 11 und 12 ausgeführt sind. Das ermöglicht Platz- und Preisvorteile, was insbesondere für die Miniaturisierung und Einwegprodukte, sog. Disposals, von Vorteil ist. Auch können leicht Single-Chip-Lösungen aufgebaut werden.

[0054] Bei Vorrichtungen Mehrelektrodensystemen, welche insbesondere für EIT-Systeme verwendet werden, sind dann die Elektroden so am Testobjekt anzubringen, dass die Ströme die interessierenden Teile durchströmen, was mit Filz-, Klebe-, Mikronadel- oder auch Textilelektroden erfolgen kann.

Wege zur Ausführung der Erfindung:

[0055] Da das Verfahren und die Vorrichtung zahlreiche Ausführungsalternativen, die in Kombination an- und verwendet werden können,

Vorrichtungsausführungsbeispiel Gesamtsystem:

[0056] Die Vorteile dieser Ausführungsform der Vorrichtung, welche das Verfahren ermöglicht, ergeben sich aus den Ansprüchen 1, 2 und 3.

[0057] Fig. 4 zeigt exemplarische Ersatzschaltungen für die elektrisch zu charakterisierenden Testobjekte (TO, 2). Fig. 1 zeigt wie die Testobjekte, TO (2), durch Elektroden (5a...5d) z.B. nach der 4-Elektroden-Methode zu kontaktieren sind. Nach dieser-Methode müssen die Elektroden (5a) und (5d) so mit dem Testobjekt kontaktiert werden, dass über sie der Strom, der das Testobjekt an den relevanten Regionen durchströmen soll, eingespeist wird. Die Elektroden (5b) und (5c) sind so mit dem Testobjekt zu kontaktieren, dass die Spannung über den relevanten, vom Strom durchflossenen, Regionen, gemessen werden kann. Der das Testobjekt durchströmende Strom, $i(t)$ kann durch die Messgeräte (2a) oder/und (2b) zeitaufgelöst erfasst werden, während die über dem Testobjekt abfallende Spannung, $u(t)$, mit dem Messgerät (3) ebenfalls zeitaufgelöst erfasst wird. Grundsätzlich ist nur eines der beiden Strommessgeräte für die Strommessung erforderlich. Die Stimulations-, Auswerte- und Kommunikationseinheit (1) erzeugt den Stimulationsstrom, $i(t)$, welcher das Testobjekt durchströmt, wenn das Testobjekt mit Strom stimuliert bzw. angeregt wird, oder die Stimulationsspannung $u(t)$, welche am Testobjekt angelegt wird, wenn das Testobjekt mit Spannung stimuliert bzw. angeregt wird. Die Stimulation erfolgt mit Strom- oder Spannungsquellen nach [7, 8]. Das Verfahren gestattet anstelle von spannungsgesteuerten Stromquellen, welche sinusförmige Oszillationen generieren, erfindungsgemäss auch die Verwendung von einfachen FET-Konstantstromquellen aus Fig. 5 als Stimulationskreise, mit denen sich sequenziell Rechteck-förmige Ströme mit jeweils entgegengesetzter Richtung erzeugen lassen, ohne Genauigkeits- oder Zeitverluste bei der Bestimmung der Impedanz im Vergleich zur Standardmethode zu erhalten. Mit Hilfe der Filtereinheiten (7a...7d), die als passive RC-Schaltungen ausgeführt sein können, lassen sich aus den Rechtecksignalen leicht andere Signalformen, wie beispielsweise Sägezahn-ähnliche Signale, generieren, was Flexibilität im spektralen Inhalt der Multifrequenzsignale gibt.

[0058] Die Messung des Stromes kann dabei mit Sensoren (6a, 6b) erfolgen, welche mit unterschiedlichen Technologien, welche stromproportionale Grössen ausgeben wie z.B. Shunts, Transformatoren, Hall-Sensoren etc. erfolgen. Fig. 1 und 2 stellen exemplarisch 2 mögliche Positionen für die Strommessung dar. Die Stromsensoren versorgen die Messgeräte (6a und 6b) mit den zeitkontinuierlichen Eingangsgrössen.

Die Messgeräte 3 und 2a, b übermitteln an die Stimulations- und Auswerteeinheit die zeitaufgelösten Messwerte zur Ermittlung der gesuchten Werte. Die Einheiten (7a...7d) sind mögliche Schutz- und Filtereinheiten, die an den eingezeichneten Orten installiert sein können. Die Schutz- und Filtereinheiten können Komponenten zum Zwecke der elektromagnetischen Verträglichkeit und zur Einhaltung des Abtasttheorems enthalten. Die Komponenten 2, 3, 6, 7 können auch in 1 integriert sein, was insbesondere bei der miniaturisierten Impedanzspektroskop nach Anspruch erforderlich ist.

Vorrichtungsausführungsbeispiel Stimulation mit H-Brückenschaltung:

[0059] Die Vorteile dieser Ausführungsform des Verfahrens und der Vorrichtung ergeben sich aus den Ansprüchen 1, 2 und 3. Fig. 2 zeigt für den Fall, dass die Stimulation mit einer H-Brücke erfolgt, wie das Testobjekt, TO (2), durch Elektroden (5) nach der 2-Elektroden-Methode zu kontaktieren ist, so dass es von einem Strom, $i(t)$, der durch das Messgerät (2) zeitaufgelöst erfasst wird, durchflossen wird, während die über dem Testobjekt abfallende Spannung, $u(t)$, mit dem Messgerät (3) ebenfalls zeitaufgelöst erfasst wird. Mit den Schaltelementen (8), die in der H-Schaltung angeordnet sind, lässt sich der Strom abwechselnd in beide Richtungen in das Testobjekt einspeisen. Die Messung des Stromes kann dabei mit einem Sensor (6) erfolgen.

Vorrichtungsausführungsbeispiel Impedanzspektroskop in einer Tablettenkapsel:

[0060] Die Vorteile dieser Ausführungsform der miniaturisierten Vorrichtung, welche eine In-Vivo-Analyse für Diagnostische Zwecke ergeben sich aus Anspruch 5.

Fig. 3 zeigt schematisch, ein auf Tablettengrösse miniaturisiertes Impedanzspektroskop mit den Komponenten 1...Elektroden, 2...Energiespeicher, 3...drahtlose Kommunikationseinheit, 4...digitale Recheneinheit, 5...Stimulationseinheit mit Messgeräten zur zeitaufgelösten Erfassung der Ströme und Spannungen. Im Unterschied zu der oben dargestellte Ausführung, werden hier die elektrischen Eigenschaften der die Tablette umgebenden Materie bestimmt. Für die die Stimulationseinheit sind vorzugsweise die H-Brücke bzw. die FET-Stromquellen zu verwenden.

Vorrichtungsausführungsbeispiel Impedanzspektroskop für Lowcost-Anwendungen:

[0061] Die Vorteile dieser Ausführungsform der miniaturisierten Vorrichtung, welche eine In-Vivo-Analyse für Diagnostische Zwecke ergeben sich aus Anspruch 5.

Fig. 3 zeigt schematisch, ein auf Tablettengrösse miniaturisiertes Impedanzspektroskop mit den Komponenten 1...Elektroden, 2...Energiespeicher, 3...drahtlose Kommunikationseinheit, 4...digitale Recheneinheit, 5...Stimulationseinheit mit Messgeräten zur zeitaufgelösten Erfassung der Ströme und Spannungen. Im Unterschied zu der oben dargestellte Aus-

führung, werden hier die elektrischen Eigenschaften der die Tablette umgebenden Materie bestimmt. Für die die Stimula-tionseinheit sind vorzugsweise die H-Brücke bzw. die FET-Stromquellen zu verwenden.

Verfahrensausführungsbeispiel OLS:

[0062] Die Messgeräte (2) und (3) werden mit einer Abtastrate $f_A=1/T_A$ betrieben und liefern eine Reihe von Spannungs-werten u_0, u_1, \dots, u_{N-1} und eine Reihe von Stromwerten i_0, i_1, \dots, i_{N-1} . Aus diesen Werten bestimmt man die Ersatzparameter R und C für den Fall, dass das Testobjekt (4) mit einer einfachen Parallelschaltung von R & C Fig. 4 approximiert werden kann. Die folgende Differenzialgleichung beschreibt den Zusammenhang zwischen Strom und Spannung bei einer Parallelschal-tung von R und C.

$$i(t) = \frac{u(t)}{R} + C \frac{du(t)}{dt} \tag{27}$$

[0063] Aus dieser Beziehung kann mit eingangs erwähnten Entwurf zeitdiskreter Darstellungen kontinuierlicher Prozesse via Laplace z-Transformation und bilineare Substitution $s=A_D(z-1)/(z+1)$, $A_D=T_A/2$ die zeitdiskrete Gleichung abgeleitet werden [16].

Diese Gleichung ist Grundlage für die Ermittlung der gesuchten Werte R und C. Hierzu werden N Messungen des Stromes (i_0, i_1, \dots, i_{N-1}) und der Spannung (u_0, u_1, \dots, u_{N-1}) benötigt, um daraus ein Gleichungssystem mit (N-1) Gleichungen für α_0 und α_1 aufzustellen, so dass die Parameter berechnet werden können.

$$u_n - u_{n-1} = \alpha_0 i_n + \alpha_1 i_{n-1} \quad \text{mit} \quad \begin{aligned} \alpha_0 &= \frac{RCA_D + 1}{CA_D} \\ \alpha_1 &= \frac{RCA_D - 1}{CA_D} \end{aligned} \tag{28}$$

[0064] In Matrizenschreibweise erhält man folgendes Gleichungssystem.

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad \begin{aligned} m_n^T &= [i_n \quad i_{n-1}] \\ \Theta^T &= [\alpha_0 \quad \alpha_1] \\ y_n &= u_n - u_{n-1} \end{aligned} \tag{29}$$

[0065] Dieses Gleichungssystem wird in folgenden alternative Verfahren zur Berechnung des Parametervektors verwen-det: OLS, RLS, TLS, GLS, ELS, WLS und Kalmanfilter.

Aus den Parametern können dann über die Lösung des inversen Problems $(R, C)=f^{-1}(Z(z))$ die Kapazität C und der Wider-stand R ermittelt werden. Aus dem Parametervektor kann aber auch direkt die Impedanz Z_{meas} ermittelt werden.

$$R = \frac{\alpha_0 + \alpha_1}{2} \quad C = \frac{2}{(\alpha_0 - \alpha_1)A_D} \quad \begin{aligned} Z(z, \Theta) &= \frac{\alpha_0 + \alpha_1 z^{-1}}{1 - z^{-1}} \\ Z_{meas}(\omega) &= Z(e^{j\omega T_A}, \Theta) \end{aligned} \tag{30}$$

[0066] Der Parametervektor kann nun mit verschiedenen Methoden ermittelt werden. Vorzugsweise ist N mindestens grösser als die Modellordnung +2, in diesem Fall $N>3$. Die Parameterwerte können in diesem Fall mit höherer Genauigkeit ermittelt werden. Beispielsweise können die Parameter mit der Fehlerquadratminimierung nach Gauss bestimmt werden.

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot y_n \right) \tag{31}$$

Verfahrensausführungsbeispiel RLS:

[0067] Ebenso können die Parameter des Ersatzkreises aber auch mit er rekursiven Methode der Fehlerquadratminimie-rung (RLS) bestimmt werden.

$$\left. \begin{aligned} K &= P \cdot m_n \left[\lambda + m_n^T \cdot P \cdot m_n \right]^{-1} \\ \Theta &= \Theta + K \left[y_n - m_n^T \cdot \Theta \right] \\ P &= \left(E - K \cdot m_n^T \right) \cdot \frac{P}{\lambda} \\ Z_{meas}(\omega) &= Z(e^{j\omega T_A}, \Theta) \end{aligned} \right\} \tag{32}$$

[0068] Der Vergessensfaktor sollte vorzugsweise zwischen 0,8 und 0,99 liegen und P, die sog. Präzisionsmatrix, zwischen 10^3 E und 10^5 E.

Verfahrensausführungsbeispiel TLS:

[0069] Mit dem untenstehenden Ansatz lassen sich die Parameter des Ersatzkreises ebenso mit der Total Least Square - Methode (TLS)

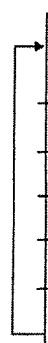
$$0 = \begin{bmatrix} m_n^T & y_n \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \Theta \\ -1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_n & i_{n-1} & (u_n - u_{n-1}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \alpha_0 \\ \alpha_1 \\ -1 \end{bmatrix} \quad (33)$$

[0070] Zuerst muss das Gleichungssystem kann nach [1] mit der sog. Singulärwertzerlegung (SVD) rechnerisch in Zwischenergebnisse V umgewandelt werden. In einem zweiten Schritt werden aus den Zwischenergebnissen V die Parameter Θ ermittelt, welche sich dann in einen Impedanzverlauf umwandeln lassen.

$$\Theta = \begin{bmatrix} \alpha_0 \\ \alpha_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{v_{1,3}}{v_{3,3}} \\ \frac{v_{2,3}}{v_{3,3}} \end{bmatrix} \quad (34)$$

Verfahrensausführungsbeispiel Kalman-Filter:

[0071] Oder die Parameter können die Parameter aber auch mit einem Kaiman-Filter bestimmt werden.



$$\begin{aligned} P_n &= \Phi \cdot P_{n-1} \cdot \Phi^T + Q \\ K &= P_n \cdot m_n^T \cdot [m_n^T \cdot P_n \cdot m_n + R]^{-1} \\ \Theta_n &= \Theta_{n-1} + K \cdot [y_n - m_n^T \cdot \Theta_{n-1}] \\ P_n &= (E - K \cdot m_n^T) \cdot P_{n-1} \\ Z_{meas}(\omega) &= Z(e^{j\omega T_s}, \Theta_n) \end{aligned} \quad \begin{aligned} \Theta_{n+1} &= \Phi \cdot \Theta_n + w_n \quad \text{mit} \quad \Phi = E \\ y_n &= \Theta \cdot m_n^T + \varepsilon_n \end{aligned} \quad (35)$$

Verfahrensausführungsbeispiel Offset:

[0072] Das folgend ausgeführte Ausführungsbeispiel ermöglicht die Hardware von Impedanzspektroskopen zu vereinfachen, da die Kompensation von Offsets oder Driften per Rechnung erfolgt. Dazu wird das Offset explizit durch den eingefügten Parameter ξ , modelliert bzw. ermittelt. In der Ermittlung der Impedanz verwendet man verwendet nur die Parameter α und β nicht den Parameter ξ .

$$\begin{aligned} y_n &= \Theta \cdot m_n^T \quad \text{with} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} i_n & i_{n-1} & 1 \end{bmatrix} \\ & \quad \quad \quad \Theta^T = \begin{bmatrix} \alpha_0 & \alpha_1 & \xi \end{bmatrix} \\ & \quad \quad \quad y_n = u_n - u_{n-1} \end{aligned} \quad (36)$$

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot y_n \right)$$

[0073] In der Ermittlung der Impedanz verwendet man verwendet nur die Parameter α und β nicht den Parameter ξ .

$$\begin{aligned} R &= \frac{\alpha_0 + \alpha_1}{2} \quad C = \frac{2}{(\alpha_0 - \alpha_1)A_D} \quad Z(z) = \frac{\alpha_0 + \alpha_1 z^{-1}}{1 - z^{-1}} \\ Z_{meas}(\omega) &= Z(e^{j\omega T_s}, \Theta) \end{aligned} \quad (37)$$

Verfahrensausführungsbeispiel Signalmodell Kalmanfilter:

[0074] Die folgende Ausführungsform des Kaimanfilters, welche sog. «cordische» Darstellungsformen für die Ausführung trigonometrischer Funktionen verwendet, soll beschrieben werden. Das Signalmodell für Ström und Spannung besteht

aus 1 Frequenzkomponente für eine bestimmte Kreisfrequenz und einem Term, der einen linearen Trend zur Offsetkompensation modelliert. Daraus ergeben sich die unten dargestellten applikationsspezifischen Matrizen.

$$\Phi = \begin{bmatrix} \cos(\omega T_a) & \sin(\omega T_a) & 0 \\ -\sin(\omega T_a) & \cos(\omega T_a) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad m^T = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (38)$$

[0075] Möglich wären aber auch folgende applikationsspezifische Matrizen:

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad m^T = \begin{bmatrix} \cos(\omega n T_a) \\ \sin(\omega n T_a) \\ 1 \end{bmatrix} \quad (39)$$

[0076] Die Ausführungsvorschrift, die für u und i ausgeführt werden muss, erhält dann folgendes Aussehen.

$$\left. \begin{aligned} P_n &= \Phi \cdot P_{n-1} \cdot \Phi^T + Q \\ K &= P_n \cdot m_n \left[m_n^T \cdot P_n \cdot m_n + R \right]^{-1} \\ \Theta_n &= \Theta_{n-1} + K \left[y_n - m_n^T \cdot \Theta_{n-1} \right] \\ P_n &= \left(E - K \cdot m_n^T \right) \cdot P_n \end{aligned} \right\} \quad \begin{aligned} \Theta_{n+1} &= \Phi \cdot \Theta_n + w_n \quad \text{mit} \quad \Phi = E \\ y_n &= \Theta \cdot m_n^T + \varepsilon_n \end{aligned} \quad (40)$$

[0077] Mit den Parametervektoren für u und i kann dann die Impedanz für die bereits festgelegte Kreisfrequenz ermittelt werden.

$$Z_{meas}(\omega, \Theta) = \frac{\Theta_0^{(u)} + j\Theta_1^{(u)}}{\Theta_0^{(i)} + j\Theta_1^{(i)}}$$

Verfahrensausführungsbeispiel Direct Estimation:

[0078] Die RC-Parallelschaltung nach Fig. 4b: Die Strom/Spannungs-Beziehung in diesem RC-Glied stellt die Gleichung unten dar. Diese Gleichung wird für unterschiedliche Zeitpunkte t_k aufgestellt.

$$i(t) = \frac{u(t)}{R} + C \frac{du(t)}{dt} \Rightarrow \begin{aligned} i(t_1) &= \frac{u(t_1)}{R} + C \frac{du(t_1)}{dt} \\ i(t_2) &= \frac{u(t_2)}{R} + C \frac{du(t_2)}{dt} \\ &\vdots \\ i(t_N) &= \frac{u(t_N)}{R} + C \frac{du(t_N)}{dt} \end{aligned} \quad (41)$$

[0079] Summiert man die Spannungen $u(t_k)$ in 2 aufeinanderfolgenden Fenstern, ergeben sich 2 unterschiedliche Gleichungen, in denen die Parameter R & C jeweils in einer Linearkombination enthalten sind. Die Fenster müssen nicht zwingend aufeinanderfolgend sein. Sie dürfen sich auch überlappen. Die Länge der Fenster für die Summation und die relative Lage der Summationsfenster zueinander, bestimmen die Filtereigenschaften des direkten Parameterestimationsalgorithmus.

$$\begin{aligned} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) &= \frac{1}{R} \cdot \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) + C \cdot \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{du(t_k)}{dt} \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) &= \frac{1}{R} \cdot \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) + C \cdot \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{du(t_k)}{dt} \end{aligned} \quad (42)$$

[0080] Arrangiert man das Gleichungssystem in Matrixschreibweise, lässt es sich nach dem Vektor, der die Parameter R & C enthält, durch Anwendung der Matrizeninversion umstellen.

$$\begin{bmatrix} 1 \\ R \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{du(t_k)}{dt} \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{du(t_k)}{dt} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) \end{bmatrix} \quad (43a)$$

[0081] Die Parameter können aber auch nach (43b) aus den integrierten Gleichungen (41, 42) ermittelt werden

$$\begin{bmatrix} 1 \\ R \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} u(t_k) dt & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} u(t_k) dt & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} i(t_k) dt \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} i(t_k) dt \end{bmatrix} \quad (43b)$$

[0082] Aus den Parametern kann man nun die Impedanz errechnen.

$$Z(\omega) = \frac{u(\omega)}{i(\omega)} = \frac{R}{1 + j\omega RC} \quad (44)$$

[0083] RC-Serienschaltung nach Fig. 4c: Das Verfahren ermittelt über eine direkte Estimation die Parametern R & C eines einfachen RC-Gliedes im Zeitbereich. Die Strom/Spannungs-Beziehung in diesem RC-Glied stellt die Gleichung unten dar. Diese Gleichung wird für unterschiedliche Zeitpunkte t_k aufgestellt.

$$\begin{aligned} u(t_1) &= R \cdot i(t_1) + \frac{1}{C} \int_0^{t_1} i(t) dt \\ u(t) &= R \cdot i(t) + \frac{1}{C} \int_0^t i(t) dt \Rightarrow u(t_2) = R \cdot i(t_2) + \frac{1}{C} \int_0^{t_2} i(t) dt \\ &\quad \vdots \\ u(t_N) &= R \cdot i(t_N) + \frac{1}{C} \int_0^{t_N} i(t) dt \end{aligned} \quad (45)$$

[0084] Summiert man die Spannungen $u(t_k)$ in 2 aufeinanderfolgenden Fenstern, ergeben sich 2 unterschiedliche Gleichungen, in denen die Parameter R & C jeweils in einer Linearkombination enthalten sind. Die Fenster müssen nicht zwingend aufeinanderfolgend sein. Sie dürfen sich auch überlappen. Die Länge der Integrationsfenster, der Fenster für die Summation und die relative Lage der Summationsfenster zueinander, bestimmen die Filtereigenschaften des direkten Parameterestimationsalgorithmus.

$$\begin{aligned} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) &= R \cdot \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) + \frac{1}{C} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} i(t) dt \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) &= R \cdot \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) + \frac{1}{C} \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} i(t) dt \end{aligned} \quad (46)$$

[0085] Arrangiert man das Gleichungssystem in Matrixschreibweise, lässt es sich nach dem Vektor, der die Parameter R & C enthält, durch Anwendung der Matrizeninversion umstellen.

$$\begin{bmatrix} R \\ 1 \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} i(t) dt \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} i(t) dt \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) \end{bmatrix} \quad (47a)$$

[0086] Die Parameter können aber auch nach (47b) aus den differenzierten Gleichungen (45, 46) ermittelt werden

$$\begin{bmatrix} R \\ \frac{1}{C} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{di(t_k)}{dt} & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{di(t_k)}{dt} & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{du(t_k)}{dt} \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{du(t_k)}{dt} \end{bmatrix} \quad (47b)$$

[0087] Aus den Parametern kann man nun die Impedanz errechnen.

$$Z(\omega) = \frac{u(\omega)}{i(\omega)} = \frac{1 + j\omega RC}{j\omega C} \quad (48)$$

[0088] Diese beiden Verfahren sind nicht mehr an die Periodendauer der tiefsten Harmonischen gebunden. Ebenso nicht an eine spezielle Signalform. Das Beobachtungsfenster lässt sich an die Applikation anpassen. Mit diesem Algorithmus kann ein robustes Impedanzspektroskop aufgebaut werden, mit kürzerer Analysezeit als die Periodendauer der niedrigsten Oszillation.

Ausführungsbeispiel Impedanzspektroskop für Lowcost-Anwendungen:

[0089] Mit den heute kommerziell verfügbaren Technologien für das sog. «Embedded Signalprocessing and Control» auf einem einzigen Chip nach Fig. 5, ist es möglich, ein Breitband-Impedanz-Spektroskop mit kommerziellen Mixed-Signal-Microcontrollern aufzubauen. Aus Fig. 7 sind die Vorteile ersichtlich, da funktionell nur ein Chip, eine Batterie, 2 Shunt-Widerstände sowie serielle digitale Kommunikationsverbindungen benötigt werden.

Ausführungsbeispiel Elektrischer Impedanz-Tomograph für die nichtinvasive Diagnose von Brustkrebs oder Lungenödemen:

[0090] Das System besteht vorzugsweise aus einem Mehrelektrodensystem, welches beispielsweise in einem breiten Gürtel, T-Shirt oder BH-Körbchen in Form von Textilelektroden eingearbeitet sein können. Die Stimulationskreise können nach Fig. 2 oder 5 ausgeführt sein. Die Ströme und Spannungen können mit Messgeräten zeitaufgelöst erfasst werden und werden zur Auswerteeinheit übermittelt. Das Ergebnis wird an eine Anzeigeeinheit kommuniziert, wo sie ausgegeben wird, was optisch oder auch akustisch erfolgen kann. Die Auswerteeinheit wendet die vorgängig beschriebenen Verfahren für Mehrgrossensysteme gemäss den Ansprüchen 1 bis 9 an.

Formelzeichen

[0091]

$u(t), i(t)$	Zeitwerte von Spannung, Strom
u_n, i_n	Abtastwerte von Spannung, Strom
U_k, I_k	komplexe Zeiger von Strom und Spannung
Z_k	komplexer Wechselstromwiderstand, Impedanz
T_a	Abtastzeitschritt
N	Anzahl der Abtastwerte in einem Beobachtungsfenster
Δf	Frequenzschritt, -Differenz, -Unterschied
a, b	Koeffizienten der Differenzialgleichung (indiziert mit a_0, b_0 etc.)
K_u	Modellordnung der Spannung (max. Ordnung der Ableitung der Spannung)
K_i	»Modellordnung des Stromes (max. Ordnung der Ableitung des Stromes)
$u(z), i(z)$	z-Transformierte von Spannung, Strom
α, β	Koeffizienten der Differenzengleichung (indiziert mit α_0, β_0 etc.)
M_u	zeitdiskrete Modellordnung der Spannung
M_i	zeitdiskrete Modellordnung des Stromes
Θ	Parametervektor

CH 706 854 A2

m_n	Messvektor, Datenvektor
y_n	Ausgangswert, Modellausgang
e_n, ε_n, w_n	Modellfehler, Approximationsfehler, Störung
ξ	Parameter für das Offset
κ, γ	weitere Koeffizienten des Parametervektors (indiziert mit κ_0, γ_0 etc.)
e'	korreliertes bzw. farbiges Rauschen, z-transformiert $e'(z)$
ε	nichtkorreliertes Rauschen, z-transformiert $\varepsilon(z)$, indiziert ε_n
$F(z^{-1})$,	z-Transformierte einer Filterfunktion,
$C(z^{-1}), D(z^{-1})$	z-Transformierte einer Filterfunktion,
f	Filterkoeffizienten (indiziert f_0 , etc.)
$f()$	Funktion von
$f^{-1}()$	Umkehrfunktion von
w	Wichtungskoeffizient (indiziert mit w_0, w_n etc.)
W	Wichtungsmatrix
Z	Impedanz
z	z-Operator
Z_{meas}	zu messende Impedanz des Testobjektes
TO	Testobjekt
R, L, C	Widerstand, Kapazität, Induktivität
K	Kaiman-Gain,
P, Q, R	zu initialisierende Matrizen im Kaiman-Filter
E	Einheitsmatrix
t	Zeit
j	imaginäre Einheit
Indizes	
n	Index für Abtastwert
kl, km, l, k	Index für Summen in unterschiedlichen Beobachtungsfenstern

Referenzen

- [0092] [1] Seoane, F., Lindecrantz, K.: A Novel Approach for Estimation of Electrical Bioimpedance: Total Least Square. Springer, ICEBI 2007
- [2] C. Polonschii et.al; Multi Frequency, MultiChannel, Differential Impedance Analyzer for Rapid Assays. Springer, ICEBI 2007
- [3] A. Ronk, et.al., 2007. Simultaneous multi-frequency bio-impedance measurement applying synchronised uniform or non-uniform sampling Springer, ICEBI 2007
- [4] A.Paterno et.al, Phase/Magnitude Retrieval Algorithms in Electrical Bioimpedance Spectroscopy, Springer, IFMBE, 2009
- [5] Vauhkonen, M. Karjalainen, P.A. Kaipio, J.P., IEEE transactions on Biomedical Engineering, Vol.45, Issue 4, 1998, A Kaiman Filter Approach to track Fast Impedance Changes in Electrical Impedance Tomography
- [6] Hussein El Dib, Andrew Tizzard and Richard Bayford, Dynamic Electrical Impedance Tomography for Neonate Lung Function Monitoring using Linear Kaiman Filter,
- [7] Horowitz, Hill The Art of Electronics Cambridge, 1995

- [8] Tietze Schenk, Halbleiterschaltungstechnik, Springer 1991
 [9] SEOANE Fernando, BRAGÖS Ramon, LINDECRANTZ Kaj «Current Source for Multifrequency Broadband Electrical Bioimpedance Spectroscopy Systems. A Novel Approach» dans Proceedings of the 28th IEEE, EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006
 [10] BERTEMES-FILHO P., BROWN B.H, WILSON A.J. «A comparison of modified Howland circuits as current generators with current mirror type circuits» dans Physiological Measurement. 21 (2000) 1–6
 [11] CHENG Kuo-Sheng, CHEN Cheng-Yu, HUANG Min-Wei, CHEN Chien-Hung «A Multi-Frequency Current Source For Bioimpedance Application» dans
 [12]: ROSS ALEXANDER S., SAULNIER G J, NEWELL J C, ISAACSON D «Current source design for electrical impedance tomography» dans Physiological Measurement. 24 (2003) 509–516
 [13] CHEN Cheng-Yu, LU Yi-Yu, HUANG Wen-Lung, CHENG Kuo-Shang «The Simulation of Current Generator Design for Multi-Frequency Electrical Impedance Tomograph» dans Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006
 [14]: WANG W., BRIEN M., GU D-W., YANG J. «A Comprehensive Study on Current Source Circuits» dans IFMBE Proceedings 17, pp. 213–216, 2007
 [15] Carroll, R.J. Ruppert D., Transformation and Weighting in Regression, Chapman and Hall, New York, 1988
 [16] Stearns, Digitale, Verarbeitung analoger Signale, Oldenbourg, 1995
 [17] Stanimirov, Schnelle Kurzschlussidentifikation auf Freileitungen, Dissertation Technische Hochschule Zittau 1996
 [18] Stoica, Söderström, BIAS correction in least Square identification, Int. J Control 35, 449–457
 [19] Hensel, H. Methoden des rechnergestützten Entwurfs und Echtzeiteinsatzes zeitdiskreter Mehrgrößenregelungen und ihre Realisierung in einem CAD-System, Dissertation TH Darmstadt, 1987, VDI-Fortschrittberichte
 [20] Schumann, Digitale Mehrgrößenregelung Dissertation TH Darmstadt, 1982, VDI-Fortschrittberichte
 [21] Pliquett, U. Elektrische Netzwerkanalyse biologischer Gewebe, Dissertation IHS Mittweida, 1991

Patentansprüche

1. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Hilfe des elektrischen Wechselstromwiderstandes, der Impedanz, bei welchem der Strom, der das Material durchströmt und die Spannung, die über dem Material abfällt, mit einer Rate $1/T_a$ gemessen werden, um eine Reihe von N Abtastwerten von Strom, $i_0 \dots i_{N-1}$ und Spannung $u_0 \dots u_{N-1}$ zu erhalten, deren durch den mathematisch-physikalischer Zusammenhang einer elektrischen Ersatzschaltung von beliebig vielen Elementen, wie Induktivitäten, Widerständen oder Kapazitäten etc., durch eine zeitdiskrete Differenzgleichung, der Form

$$u_n = -\beta_1 u_{n-1} - \dots - \beta_{M_u-1} u_{n-(M_u-1)} + \alpha_0 i_n + \dots + \alpha_{M_i-1} i_{n-(M_i-1)}$$

oder

$$i_n = -\gamma_1 i_{n-1} - \dots - \gamma_{M_i-1} i_{n-(M_i-1)} + \kappa_0 u_n + \dots + \kappa_{M_u-1} u_{n-(M_u-1)}$$

sowie einer anderen abgeleiteten Form dieser Gleichungen beschrieben werden kann dadurch gekennzeichnet, dass N grösser als die Summe der Modellordnungen für Strom & Spannung, $(M_i + M_u)$, und die Abtastwerte in ein Gleichungssystem, der Form

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -u_{n-1} & \dots & -u_{n-(M_u-1)} & i_n & \dots & i_{n-(M_i-1)} \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} \beta_1 & \dots & \beta_{M_u-1} & \alpha_0 & \dots & \alpha_{M_i-1} \end{bmatrix}$$

$$y_n = u_n$$

oder

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -i_{n-1} & \dots & -i_{n-(M_i-1)} & u_n & \dots & u_{n-(M_u-1)} \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} \gamma_1 & \dots & \gamma_{M_i-1} & \kappa_0 & \dots & \kappa_{M_u-1} \end{bmatrix}$$

$$y_n = i_n$$

sowie einer anderen abgeleiteten Form dieser Gleichungen, bei der der Modellausgang auch eine Kombination von Abtastwerten sein kann, in diese Gleichung eingesetzt werden kann, und so ein Gleichungssystem überbestimmen, bei dem die Parameter α & β jeweils Funktionen der Abtastfrequenz, einer Referenzfrequenz ω_0 und der Parameter der Elemente der Ersatzschaltung, wie Induktivitäten, Widerständen oder Kapazitäten etc., der allgemeinen Form im z-Bereich

$$\alpha_m(z) = f(R, L, C, T_a, \omega_0) \quad \beta_m(z) = f(R, L, C, T_a, \omega_0)$$

sind, und dass aus dem überbestimmten Gleichungssystem die Impedanz Z_{meas} der Form

$$Z(z) = f(z, R, L, C, T_a) \quad Z(z) = f(z, \Theta) \quad Z_{\text{meas}}(\omega) = Z(e^{j\omega T_a}) = f(\omega, R, L, C)$$

sowie die Ersatzparameter beliebig vieler Induktivitäten, Widerstände oder Kapazitäten etc., (R,L,C etc.) aus den inversen funktionalen Zusammenhängen

$$(R, L, C) = f^{-1}(Z(z)) \quad (R, L, C) = f^{-1}(Z_{meas}(\omega))$$

unter Verwendung der Fehlerausgleichsrechnung, nach welcher der optimale Parametervektor Θ ermittelt wird, insbesondere der verallgemeinerten, gewichteten der Form

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot w_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} w_n \cdot m_n \cdot y_n \right)$$

quantitativ bestimmt werden kann, wobei sich im Fall $w_n=1$ das sog. ungewichtete Verfahren ergibt.

- Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der für die Impedanzmessfunktion zu bestimmende optimale Parametervektor Θ , alternativ iterativ unter Anwendung der rekursiven gewichteten Fehlerausgleichsrechnung, der Form

$$\left[\begin{array}{l} \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{array} \right] \left\{ \begin{array}{l} K = P \cdot m_n \left[\lambda + m_n^T \cdot P \cdot m_n \right]^{-1} \\ \Theta = \Theta + K \left[y_n - m_n^T \cdot \Theta \right] \\ P = \left(E - K \cdot m_n^T \right) \cdot P \\ Z_{meas}(\omega) = Z(e^{j\omega T}, \Theta) \end{array} \right.$$

gelöst wird, indem für eine Vielzahl von n ein Näherungswert für Θ_n bzw. Θ berechnet wird, wobei die Stärke der Wichtung, bzw. die Länge des Gedächtnisses, bzw. Vergessens von der Wahl von λ bestimmt wird, welche vorzugsweise zwischen 0,8...0,99 liegen sollte, während bei der Wahl von $\lambda=1$ die Ergebnisse der ungewichteten Methode entsprechen, quantitativ bestimmt werden kann.

- Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der für die Impedanzmessfunktion zu bestimmende optimale Parametervektor Θ , alternativ unter Anwendung der totalen Fehlerausgleichsrechnung, der Form quantitativ bestimmt wird.

$$\Theta = \begin{bmatrix} m_n^T & y_n \\ -1 \end{bmatrix} \Rightarrow SVD \left(\begin{bmatrix} m_n^T & y_n \\ -1 \end{bmatrix} \right) = U \cdot \text{diag}(\sigma_1 \dots \sigma_N) \cdot V^T$$

wobei zuerst muss das Gleichungssystem nach [1] mit der sog. Singulärwertzerlegung (SVD) rechnerisch in Zwischenergebnisse V umgewandelt werden und anschliessend aus den Zwischenergebnissen V die Parameter Θ ermittelt werden, aus welchen sich dann der gewünschte Impedanzverlauf der Impedanzmessfunktion generieren lässt.

- Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der für die Impedanzmessfunktion zu bestimmende optimale Parametervektor Θ , alternativ unter Anwendung von Kaiman-Filtern, der Form

$$\left[\begin{array}{l} \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \end{array} \right] \left\{ \begin{array}{l} P_n = \Phi \cdot P_{n-1} \cdot \Phi^T + Q \\ K = P_n \cdot m_n^T \left[m_n^T \cdot P_n \cdot m_n + R \right]^{-1} \\ \Theta_n = \Theta_{n-1} + K \left[y_n - m_n^T \cdot \Theta_{n-1} \right] \\ P_n = \left(E - K \cdot m_n^T \right) \cdot P_n \\ Z_{meas}(\omega) = Z(e^{j\omega T}, \Theta_n) \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} \Theta_{n+1} = \Phi \cdot \Theta_n + v_n \quad \text{mit} \quad \Phi = E \\ y_n = \Theta \cdot m_n^T + \varepsilon_n \end{array} \right.$$

quantitativ bestimmt werden kann, indem das Gleichungssystem für die Modellabweichungen für eine Vielzahl von n mit einem Näherungswert für Θ_n gelöst wird.

- Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem der vorangegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Ermittlung der Ersatzparameter des Ersatzkreises, wie Induktivität, Kapazitäten und Widerstände etc. offsetkompensiert aus dem optimale Parametervektor Θ nach den Verfahren nach Anspruch 1 bis 4, alternativ unter Anwendung eines mit einem Signalmodell für das Offset ($y_n = \xi \cdot 1$) kombiniertes Systemmodells, der Form

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{with} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -u_{n-1} & \dots & -u_{n-(M_n-1)} & i_n & \dots & i_{n-(M_n-1)} & 1 \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} \beta_1 & \dots & \beta_{M_n-1} & \alpha_0 & \dots & \alpha_{M_n-1} & \xi \end{bmatrix}$$

$$y_n = u_n$$

oder

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{with} \quad m_n^T = \begin{bmatrix} -i_{n-1} & \dots & -i_{n-(M_n-1)} & u_n & \dots & u_{n-(M_n-1)} & 1 \end{bmatrix}$$

$$\Theta^T = \begin{bmatrix} \gamma_1 & \dots & \gamma_{M_n-1} & \kappa_0 & \dots & \kappa_{M_n-1} & \xi \end{bmatrix}$$

$$y_n = i_n$$

bestimmt werden kann, wobei sowohl die Spannung als auch Strom als Modellausgang und sowohl Strom als auch Spannung als Modelleingang fungieren können, was die aufwendige Offsetkompensation per Hardware in einigen Anwendungen einspart.

6. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion, für die Charakterisierung von Materialeigenschaften, mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung, dadurch gekennzeichnet, dass sich aus einem im Zeitbereich aufgestellten Gleichungssystem für einen beliebigen elektrischen Ersatzkreis, der aus Widerständen, Kapazitäten, Induktivitäten etc. nach Fig. 4 bestehen kann, welches auf dem Zusammenhang von Strom und Spannung bzw. deren Abtastwerte sowie über verschiedenen Fenstern gebildete Mittelwerte der Form

$$\begin{bmatrix} \sum_{k1} x(t_{k1}) \\ \vdots \\ \sum_{km} x(t_{km}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k1} f_i(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) & \dots & \sum_{k1} f_{km}(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{km} f_i(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) & \dots & \sum_{km} f_{km}(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_m \end{bmatrix}$$

die Parameter der Ersatzschaltung sowie die Impedanzverläufe $Z=f(\omega, \Theta)$ durch Lösen des Gleichungssystems in der Form

$$\begin{bmatrix} \theta_1 \\ \vdots \\ \theta_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k1} f_i(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) & \dots & \sum_{k1} f_{km}(t_{k1}, R, L, C, y(t_{k1})) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{km} f_i(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) & \dots & \sum_{km} f_{km}(t_{km}, R, L, C, y(t_{km})) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k1} x(t_{k1}) \\ \vdots \\ \sum_{km} x(t_{km}) \end{bmatrix}$$

bestimmen lassen, wobei für x und y jeweils Abtastwerte von Strom und Spannung bzw. deren (Mehrfach)-Ableitungen oder (Mehrfach)-Integrale entsprechend deren Kopplung durch den elektrischen Ersatzkreis verwendet werden müssen und die einzelnen Elemente des Parametervektors auch math.-physikalisch verknüpfte Basisparameter, wie Widerstand, Induktivität oder Kapazität, enthalten dürfen.

7. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass sich mit der Vorschrift der Form

$$\begin{bmatrix} 1 \\ R \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{du(t_k)}{dt} \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{du(t_k)}{dt} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) \end{bmatrix}$$

oder

$$\begin{bmatrix} 1 \\ R \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} u(t) dt & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} u(t) dt & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} i(t) dt \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} i(t) dt \end{bmatrix}$$

die Parameter der Parallelschaltung einer Kapazität und eines Widerstandes nach Fig. 4b) sowie deren Impedanzverläufe $Z=f(\omega, R, C)$ nach (44) bestimmen lassen, wobei die Summations- und Integrationsfenster so zu wählen sind, dass mindestens 2 Abtastwerte darin liegen sollten.

8. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass sich mit der Vorschrift der Form

$$\begin{bmatrix} R \\ 1 \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \int_0^{t_k} i(t) dt \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \int_0^{t_k} i(t) dt \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} u(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K u(t_k) \end{bmatrix}$$

oder

$$\begin{bmatrix} R \\ 1 \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{di(t_k)}{dt} & \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} i(t_k) \\ \sum_{k=\frac{K}{2}}^K \frac{di(t_k)}{dt} & \sum_{k=\frac{K}{2}}^K i(t_k) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^{\frac{K-1}{2}} \frac{du(t_k)}{dt} \\ \sum_{k=1}^K \frac{du(t_k)}{dt} \end{bmatrix}$$

die Parameter der Parallelschaltung einer Kapazität und eines Widerstandes nach Fig. 4c sowie deren Impedanzverläufe $Z=f(\omega, R, C)$ nach (48) bestimmen lassen, wobei die Summations- und Integrationsfenster so zu wählen sind, dass mindestens 2 Abtastwerte darin liegen sollten.

9. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung, dadurch gekennzeichnet, dass die Impedanz unter Anwendung der Fehlerausgleichsrechnung für Signalmodelle für Strom und Spannung, der Form

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T \quad \text{mit} \quad m_n^T = \left[(nT_a)^0 \quad \dots \quad (nT_a)^{K-1} \quad e^{-j\omega_0 n T_a} \quad \dots \quad e^{-j\omega_{M-1} n T_a} \right]$$

$$\Theta^T = [\beta_0 \quad \dots \quad \beta_{K-1} \quad \alpha_0 \quad \dots \quad \alpha_{M-1}]$$

$$x_n = u_n, i_n \quad y_n = i_n, u_n$$

unter Anwendung von

$$\Theta = \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot m_n^T \right)^{-1} \cdot \left(\sum_{n=0}^{N-1} m_n \cdot y_n \right) \Rightarrow Z_{meas}(\omega_k) = \frac{\alpha_k^{(u)}}{\alpha_k^{(i)}}$$

oder einem der vorangegangenen Verfahren gemäss den vorangegangenen Ansprüchen zur Ermittlung des optimalen Parametervektor Θ , bestimmt werden kann.

10. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Impedanz unter Verwendung des Kalman-Filters für Signalmodelle der Ordnung $(M + 1)$ für Strom und Spannung, vorzugsweise der Formen

$$\Phi = \begin{bmatrix} \cos(\omega_1 T_a) & \sin(\omega_1 T_a) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\sin(\omega_1 T_a) & \cos(\omega_1 T_a) & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & \cos(\omega_M T_a) & \sin(\omega_M T_a) & 0 \\ 0 & \dots & 0 & -\sin(\omega_M T_a) & \cos(\omega_M T_a) & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad m^T = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ \vdots \\ 1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

unter Verwendung der Vorschrift, die jeweils für u und i anzuwenden ist,

$$\begin{aligned} P_n &= \Phi \cdot P_{n-1} \cdot \Phi^T + Q \\ K &= P_n \cdot m_n^T \cdot [m_n^T \cdot P_n \cdot m_n + R]^{-1} \\ \Theta_n &= \Theta_{n-1} + K \cdot [y_n - m_n^T \cdot \Theta_{n-1}] \\ P_n &= (E - K \cdot m_n^T) \cdot P_n \end{aligned} \quad \Theta_{n+1} = \Phi \cdot \Theta_n + w_n \quad \text{mit} \quad \Phi = E$$

$$y_n = \Theta \cdot m_n^T + \varepsilon_n$$

$$Z_{meas}(\omega_k, \Theta) = \frac{\Theta_k^{(u)} + j\Theta_{k+1}^{(u)}}{\Theta_k^{(i)} + j\Theta_{k+1}^{(i)}}$$

bestimmt werden kann, wobei k im Intervall $[1 \dots 2 \cdot M]$ mit M die Anzahl der Frequenzkomponenten grösser als 1 zu wählen ist und die Zeitaufösung der gewünschten Werte durch Anwendung des adaptiven Verfahrens erheblich erhöht werden kann, insbesondere wenn Impedanzwerte bei tiefen Frequenzen ermittelt werden.

11. Verfahren für eine Impedanzmessfunktion für die Charakterisierung von Materialeigenschaften mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der optimale Parametervektor Θ für die Impedanzbestimmung, alternativ unter Anwendung der Verallgemeinerten Methode der kleinsten Quadrate (GLS) nach (12), unter Verwendung des Modells Erweiterten Methode der kleinsten Quadrate (ELS) nach (13) sowie dem Verfahren mit Biaskorrektur (CLS), welche spezielle Umgebungsbedingungen bzw. Randbedingungen zusätzlich zu den Modellen, zur Ermittlung der Impedanz, modellieren, oder der Totalen Methode der kleinsten Quadrate (TLS) nach (18, 19) quantitativ bestimmt werden kann.
12. Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mittels Messung des Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien zur Ausführung der Verfahren nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche umfassend
 - Stimulationseinheit, welche aus Strom oder Spannungsquellen bestehen kann, sowie Auswerte- und Kommunikations- und Ausgabereinheit (Fig. 1 (1)),
 - Schutz- und Filtereinheit (Fig. 1 (7)), welche unter anderem die Einhaltung der elektromagnetischen Verträglichkeit sowie des Abtasttheoremes garantieren
 - Strom- und Spannungsmessgeräte (Fig. 1 (2, 3)), welche Strom und Spannung zeitaufgelöst erfassen
 - Elektroden (Fig. 1 (5), 7–10), welche als Klebe- oder Nadelelektroden sowie mit Mikronadeln besetzte Flächen oder Flächen, Stab-, Zylinder-, Kugel, Halbkugel- oder Plattenelektroden sowie flexiblen Textilelektroden beliebiger Form ausgeführt sein können und als Antennen für die Kommunikation fungieren können, wobei
 - die Elektroden (Fig. 1 (5), 7–10) mit der Stimulations-, Auswerte- und Kommunikationseinheit (Fig. 1 (1), 7–10) derart miteinander verbunden sind, dass von der Stimulationseinheit generierte der Strom zum einen das Testobjekt durchströmen kann und zum anderen vom Messgerät (Fig. 1 (2)), während die über dem Testobjekt abfallende Spannung durch das Messgerät (Fig. 1 (3)) erfasst werden kann, dadurch gekennzeichnet, dass die Stimulationseinheit, welche im einfachsten Fall nur mit einer FET-Stromquelle zur Strominjektion gemäss Fig. 5 oder einem einfachen Schaltelement, über welches eine Spannung angelegt wird, ausgeführt sein kann, das Testobjekt mit geeigneten, frei wählbaren, der Applikation angepassten, Strömen via Elektroden durchfliessen lässt bzw. Spannungen, die ebenfalls frei wählbar der Applikation anpassbar sind, via Elektroden an das Testobjekt anlegt, welche dann mit den Messgeräten zeitaufgelöst erfasst und der Auswertereinheit übermittelt, die ein Auswertemittel für die Bestimmung der Impedanz $Z=f(u_n, i_n)$, der Impedanzparameter $(\alpha, \beta=f(u_n, i_n))$ oder der Parameter eines elektrischen Ersatzkreises $(R, L, C=f(u_n, i_n))$ enthält, genutzt werden können und deren Ergebnisse ausgegeben werden können.
13. Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mittels Messung des Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien nach Anspruch 11, umfassend
 - Stimulationsschaltung, bestehend aus einer H-Schaltung, bei der die Schaltelemente (Fig. 2 (8)) elektronisch oder elektromechanisch ausgeführt sein können
 - Schutz- und Filtereinheit, die als einfache passive RC-Filter (Fig. 1 (7)) ausgeführt sein können, wobei die Messgeräte (Fig. 2 (2, 3)) so angeordnet sind, dass sie den Strom durch das Testobjekt und die Spannung über dem Testobjekt erfassen, dadurch gekennzeichnet, dass über die H-Schaltung einfach sequenziell entgegengesetzt fliessende Ströme in das Testobjekt eingespeist werden, welche vorzugsweise bereits auch mit binären Ausgängen konventioneller Mikrokontroller (BO) gemäss Fig. 7 ausgeführt werden kann, wobei die Signalform, beispielsweise eine Rechteckform, einfach durch die vorzugsweise passive Filtereinheit, beispielsweise durch eine RC-Schaltung in eine andere Signalform, beispielsweise eine Sägezahnform, umgewandelt werden kann, wobei sich die Stimulationssignale Strom und Spannung einfach mit den Spannungsfällen über Shunts gemäss Fig. 7 erfassen lassen, wobei grundsätzlich nur ein Shunt erforderlich wäre.
14. Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mittels Messung des Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien nach den Ansprüchen 11 und 12 dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung auch zusammen mit mehr als 4 Elektroden für elektrische Impedanz-Tomographie (EIT) verwendet werden kann, wobei die Anzahl der Messstellen für Strom und Spannung die Raumauflösung erhöht.
15. Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mittels Messung des Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien nach Anspruch 11 dadurch gekennzeichnet, dass das die Stimulationssignale auch kapazitiv über Kapazitäten bzw. Kondensatoren unterschiedlicher Geometrie oder induktiv, über Spulen unterschiedlicher Geometrie oder Transformatoren, zur Stimulation des Testobjektes eingekoppelt werden können.
16. Vorrichtung zur Bestimmung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mittels Messung des Wechselstromwiderstandes der zu charakterisierenden Materialien nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche dadurch gekennzeichnet, dass das die gemessenen Signale von Strom und Spannung auch kapazitiv, über Kapazitäten bzw. Kondensatoren unterschiedlicher Geometrie, oder induktiv, über Spulen unterschiedlicher Geometrie, Transformatoren, zur Impedanz- bzw. Parameterbestimmung ausgekoppelt werden können, wodurch die gewünschte Sensorfunktion auch ohne direkten galvanischen Kontakt zum Testobjekt, also von «aussern», wenn sich das Testobjekt innerhalb eines elektrisch und magnetisch nicht schirmenden Gefässes oder Rohres befindet, ausführbar ist.

17. Anwendung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche
- zur Detektion von Substanzen, wie Eiweisse (Proteine), Schadstoffen, Öl (Lipide), Glukose, Wasser, Kohlenwasserstoffe, sowie deren Gemische, in Materialien, Geweben, Flüssigkeiten, Dispersionen und Emulsionen zur Charakterisierung von biologischen und nicht-biologischen Materialien, Flüssigkeiten, Dispersionen, Emulsionen und Geweben,
 - zur Aufnahme des Impedanzspektrums unterschiedlicher biologischer sowie nicht-biologischer Materialien, Geweben, Flüssigkeiten, Schichten (auch Ionenschichten),
 - als Mittel zur schnellen Ermittlung des Impedanzspektrums von Zysten, Lipomen, Karzinomen, Sarkomen, Ödemen anhand dem Körper entnommener Proben
 - als Mittel zur Durchführung von zytologischen, toxikologischen, ökotoxikologischen und allergologischen Tests,
 - als Mittel zur Impedanzmyographie, wobei Stimulation und Messung auch über Textilelektroden, welche an einem oder mehreren Gürteln angebracht sein können,
 - zur Beobachtung bzw. Monitoring, Steuerung und Regelung Verfahrens- und biotechnologischer Prozesse, wie der Biotreib- und Rohstoffproduktion, unter Nutzung von Algen, Cyanobakterien sowie anderen Mikroorganismen oder Enzymen sowie zur Bestimmung von Reaktionskonstanten, wie z.B. der Michaelis-Mentenkonstanten in enzymatischen Reaktionen,
 - zur Qualitätskontrolle von Lebensmitteln, wie Getränke z.B. Säfte, Wein, Bier, Milch und deren Produkte, Fleisch, Fisch, Honig, Eier, Mehl, Gemüse, wie Bananen, Tomaten, Kirschen, Pilzen Futtermittel, wie Heu oder Silage, Pharmaka sowie Zwischenprodukten, in Produktion, Auslieferung oder Lagerung
 - zur Qualitätskontrolle von Lebensmitteln hinsichtlich der Verifikation, Identifikation der Herkunft von Fleisch, Fisch (Delfin, Wal, Hai, Schwein etc.)
 - zur Qualitätskontrolle von Spermien, Stammzellen in Produktion, Auslieferung oder Lagerung
 - zur Qualitätskontrolle von kühl bzw. cryotechnisch gelagerten Produkten, wie Stammzellen, Spermien, zu transplantierenden Organen oder Blut
 - zum Monitoring von Pflanzenwachstum, sowie dem Monitoring Pflanzen-physiologischer Parameter
 - als Mittel zur Impedanzmessung für sog. Herz- und Hirnschrittmacher, für die Steuerung, das Monitoring
 - als Mittel zur Fruchtwasseruntersuchung,
 - als Mittel zur optimalen Platzierung und der Überwachung/Feststellung der aseptischen Lockerung von Implantaten
 - zur Korrosionsanalyse, Korrosionsdetektion und Korrosionsmonitoring,
 - zur Bestimmung der Zusammensetzung, des Feuchtegehaltes und der Viskosität von Materialien, Dispersionen und Emulsionen
 - zum In-Situ-Monitoring der Qualität bzw. Zusammensetzung von Trink- und Abwasser sowie verfahrenstechnischer Produkte in Prozessen,
 - zur Beobachtung bzw. Monitoring von zellulären Wachstums- und Differenzierungs- und Transformationsprozessen, Zelle-Zelle-Interaktionen, Zellhaftung, Zellform, Zellgröße, Zellmenge, Aktivität der Ionenkanäle, Zellmetabolismus, insbesondere in In-vivo und In-vitro-Systemen,
 - als Mittel zur Bestimmung des Zustandes von Filtern oder Membranen in Filtern, (Mikro)-(Bio)-Reaktoren oder künstlichen Organen, wie einer künstlichen Pankreas oder einem Dialysesystem, wobei die Spacer/Abstandshalter/Stabilisatoren welche etwaige die Membranen oder Filter evtl. umgeben multifunktional als Elektroden benutzt werden könnten
 - zur Bestimmung der Dicke und Ausdehnung und Einwachsen von biologischen und nichtbiologischen Schichten,
 - zur Beobachtung, bzw. dem Monitoring, Steuerung und Regelung von Prozessen in (Mikro)-(Bio)-Reaktoren, oder disposable (Membran)-Reaktoren
 - zur Charakterisierung und Identifikation von Bakterien, Viren und anderen Mikroorganismen wie z.B. Identifikation der unterschiedlichen Stadien des Malaria-Zyklus in Blut
 - zur Beobachtung der Aktivität von Ionenkanälen in Zellen oder des Zell-Metabolismus
 - zur Charakterisierung und Identifikation von Nanopartikeln
 - zur Beobachtung der vulkanischen und seismischen Aktivität in Regionen
 - als Mittel zum Monitoring und Feststellung der Wiederherstellung der Barrierefunktion der Haut und zur objektiven Erkennung der Propriozeption bzw. der Funktion der Propriozeptoren,
 - als Mittel zum Monitoring des Wasserhaushaltes von Menschen, oder Glukose in Schweiß, Blut, Urin, zur Monitoring, Feststellung der Blutgerinnung
 - zur Entwicklung intelligenter medizinischer Geräte, wie beispielsweise das intelligente Skalpell, welches vor dem Schnitt das Vorhandensein von Krebszellen verifiziert
- dadurch gekennzeichnet dass, die jeweils gewünschte Sensorfunktion in Echtzeit durch Anwendung der Impedanzmessung «Marker-frei», d.h. dass die Substanzen detektiert werden können, ohne Zugabe spezieller Marker-Substanzen, welche sich nach unterschiedlichen Mechanismen an die zu detektierenden Substanzen heften, sowie sehr schnell ein Breitbandiges Spektrum erzeugt werden kann, wobei die Funktion in einem Bruchteil der Periodendauer der tiefsten Oszillation des Spektrums betragen kann, ein ausführbar ist.
18. Verwendung der Vorrichtung zur Ausführung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und

Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche als Mittel

- zur Detektion von Substanzen, wie Eiweisse (Proteine), Schadstoffen, Öl (Lipide), Glukose, Wasser, Kohlenwasserstoffe, sowie deren Gemische, in Materialien, Geweben, Flüssigkeiten, Dispersionen und Emulsionen zur Charakterisierung von biologischen und nicht-biologischen Materialien, Flüssigkeiten, Dispersionen, Emulsionen und Geweben,
 - zur Aufnahme des Impedanzspektrums unterschiedlicher biologischer sowie nicht-biologischer Materialien, Geweben, Flüssigkeiten, Schichten (auch Ionenschichten),
 - als Mittel zur schnellen Ermittlung des Impedanzspektrums von Zysten, Lipomen, Karzinomen, Sarkomen, Ödemen anhand dem Körper entnommener Proben
 - als Mittel zur Durchführung von toxikologischen, ecotoxikologischen und allergologischen Tests,
 - als Mittel zur Impedanzmyographie, wobei Stimulation und Messung auch über Textilelektroden, welche an einem oder mehreren Gürteln angebracht sein können,
 - zur Beobachtung bzw. Monitoring, Steuerung und Regelung Verfahrens- und biotechnologischer Prozesse, wie der Biotreib- und Rohstoffproduktion, unter Nutzung von Algen, Cyanobakterien sowie anderen Mikroorganismen oder Enzymen sowie zur Bestimmung von Reaktionskonstanten, wie z.B. der Michaelis-Mentenkonstanten in enzymatischen Reaktionen,
 - zur Qualitätskontrolle von Lebensmitteln, wie Getränke z.B. Säfte, Wein, Bier, Milch und deren Produkte, Fleisch, Fisch, Honig, Eier, Mehl, Gemüse, wie Bananen, Tomaten, Kirschen, Pilzen, Futtermittel wie Heu oder Silage, Pharmaka sowie Zwischenprodukten, in Produktion, Auslieferung oder Lagerung
 - zur Qualitätskontrolle von Lebensmitteln hinsichtlich der Verifikation, Identifikation der Herkunft von Fleisch, Fisch (Delfin, Wal, Schwein)
 - zur Qualitätskontrolle von Spermien, Stammzellen in Produktion, Auslieferung oder Lagerung
 - zur Qualitätskontrolle von kühl bzw. cryotechnisch gelagerten Produkten, wie Stammzellen, Spermien, zu transplantierenden Organen oder Blut
 - zum Monitoring von Pflanzenwachstum, sowie dem Monitoring Pflanzen-physiologischer Parameter
 - als Mittel zur Impedanzmessung für sog. Herz- und Hirnschrittmacher, für die Steuerung, das Monitoring
 - als Mittel zur Fruchtwasseruntersuchung,
 - als Mittel zur optimalen Platzierung und der Überwachung/Feststellung der aseptischen Lockerung von Implantaten
 - zur Korrosionsanalyse, Korrosionsdetektion und Korrosionsmonitoring,
 - zur Bestimmung der Zusammensetzung, des Feuchtegehaltes und der Viskosität von Materialien, Dispersionen und Emulsionen
 - zum In-Situ-Monitoring der Qualität bzw. Zusammensetzung von Trink- und Abwasser sowie verfahrenstechnischer Produkte in Prozessen,
 - zur Beobachtung bzw. Monitoring von zellulären Wachstums- und Differenzierungs- und Transformationsprozessen in Invitro-Systemen,
 - als Mittel zur Bestimmung des Zustandes von Filtern oder Membranen in Filtern, (Mikro)-(Bio)-Reaktoren oder künstlichen Organen, wie einer künstlichen Pankreas oder einem Dialysesystem, wobei die Spacer/Abstandshalter/Stabilisatoren welche etwaige die Membranen oder Filter evtl. umgeben multifunktional als Elektroden benutzt werden könnten
 - zur Bestimmung der Dicke und Ausdehnung und Einwachsen von biologischen und nichtbiologischen Schichten,
 - zur Beobachtung, bzw. dem Monitoring, Steuerung und Regelung von Prozessen in (Mikro)-(Bio) -oder disposable (Membran)-Reaktoren
 - zur Charakterisierung von Bakterien
 - zur Charakterisierung und Identifikation von Nanopartikeln
 - zur Beobachtung der vulkanischen und seismischen Aktivität in Regionen
 - als Mittel zum Monitoring und Feststellung der Wiederherstellung der Barrierefunktion der Haut und zur objektiven Erkennung der Propriozeption bzw. der Funktion der Propriozeptoren,
 - als Mittel zum Monitoring des Wasserhaushaltes von Menschen, oder Glukose in Schweiß, Blut, Urin, zur Monitoring, Feststellung der Blutgerinnung,
- dadurch gekennzeichnet dass, die jeweils gewünschte Sensorfunktion durch Anwendung der Impedanz-Messung «Marker-frei», d.h. dass die Substanzen detektiert werden können, ohne Zugabe spezieller Marker-Substanzen, welche sich nach unterschiedlichen Mechanismen an die zu detektierenden Substanzen heften, sowie sehr schnell ein breitbandiges Spektrum erzeugt werden kann, wobei die Funktion in einem Bruchteil der Periodendauer der tiefsten Oszillation des zu analysierten Spektrums betragen kann, ein ausführbar ist.

19. Anwendung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche in zeitlich synchroner Kombination mit optischen und akustischen Analysemethoden, wie Mikroskopie, IR-Spektroskopie, VIS-Spektroskopie, Fluoreszenz-Spektroskopie und/oder (Ultra)-Schall-Analyse bzw. -Spektroskopie zur Bestimmung von Materialeigenschaften, dadurch gekennzeichnet dass, die gewünschte Sensorfunktion durch die verknüpfte Anwendung und Auswertung mehrerer unterschiedlicher Sensorprinzipien aufgrund der Korrelationsfreiheit der jeweiligen Störungen,

aufgrund der unterschiedlichen physikalischen Entstehungsmechanismen, sensitiver und auch schneller ausführbar ist.

20. Verwendung der Vorrichtung zur Ausführung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche in zeitlich synchroner Kombination mit optischen und akustischen Analysemethoden, wie Mikroskopie, IR-Spektroskopie, VIS-Spektroskopie, Fluoreszenz-Spektroskopie und/oder (Ultra)-Schall-Analyse bzw. -Spektroskopie zur Bestimmung von Materialeigenschaften, dadurch gekennzeichnet dass, die gewünschte Sensorfunktion durch die verknüpfte Anwendung und digitale Auswertung mehrerer unterschiedlicher Sensorprinzipien aufgrund der Korrelationsfreiheit der jeweiligen Störungen, aufgrund der unterschiedlichen physikalischen Entstehungsmechanismen, sensitiver und auch schneller ausführbar ist.
21. Anwendung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche innerhalb einer verschluckbaren endoskopischen Kapsel, welche zus. Bild- und Temperaturinformation auch Impedanzmesswerte nach aussen drahtlos übermitteln kann, oder innerhalb einer Pipette, bei der die erforderlichen Elektroden in die Pipettenspitze integriert sind,
 - zur Erhöhung der Qualität der Kapselendoskopie durch Impedanzmesswerte
 - zur Effizienzerhöhung der Pipettierungdadurch gekennzeichnet dass, die Impedanzmessfunktion kostengünstig miniaturisiert implementiert werden kann, sowie sehr schnell ein breitbandiges Impedanzspektrum, aus dem die Leitfähigkeit abgeleitet werden kann, erzeugt werden kann, wobei die Funktion in einem Bruchteil der Periodendauer der tiefsten Oszillation des zu analysierten Spektrums betragen kann, ein ausführbar ist.
22. Verwendung der Vorrichtung zur Ausführung des Verfahrens für eine Impedanzmessfunktion zur Charakterisierung der elektrischen Eigenschaften von Materialien mit Ermittlung der Impedanz aus den Abtastwerten von Strom und Spannung nach einem oder mehreren der vorangegangenen Ansprüche innerhalb einer verschluckbaren endoskopischen Kapsel, welche zus. Bild- und Temperaturinformation auch Impedanzmesswerte nach aussen drahtlos übermitteln kann, oder innerhalb einer Pipette, bei der die erforderlichen Elektroden in die Pipettenspitze integriert sind, oder innerhalb einer Pipette, bei der die erforderlichen Elektroden in die Pipettenspitze integriert sind,
 - zur Erhöhung der Qualität der Kapselendoskopie durch Impedanzmesswerte
 - zur Effizienzerhöhung der Pipettierungdadurch gekennzeichnet dass, die Impedanzmessfunktion kostengünstig miniaturisiert implementiert werden kann, sowie sehr schnell ein breitbandiges Impedanzspektrum, aus dem die Leitfähigkeit abgeleitet werden kann erzeugt werden kann, wobei die Funktion in einem Bruchteil der Periodendauer der tiefsten Oszillation des zu analysierten Spektrums betragen kann, ein ausführbar ist.

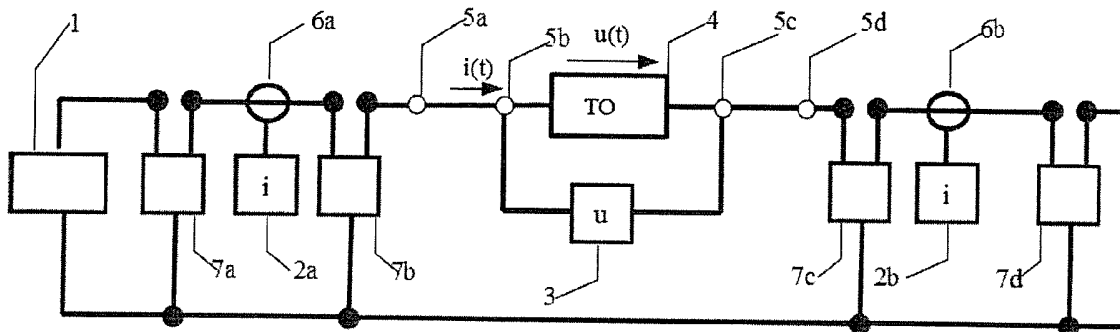


Fig. 1

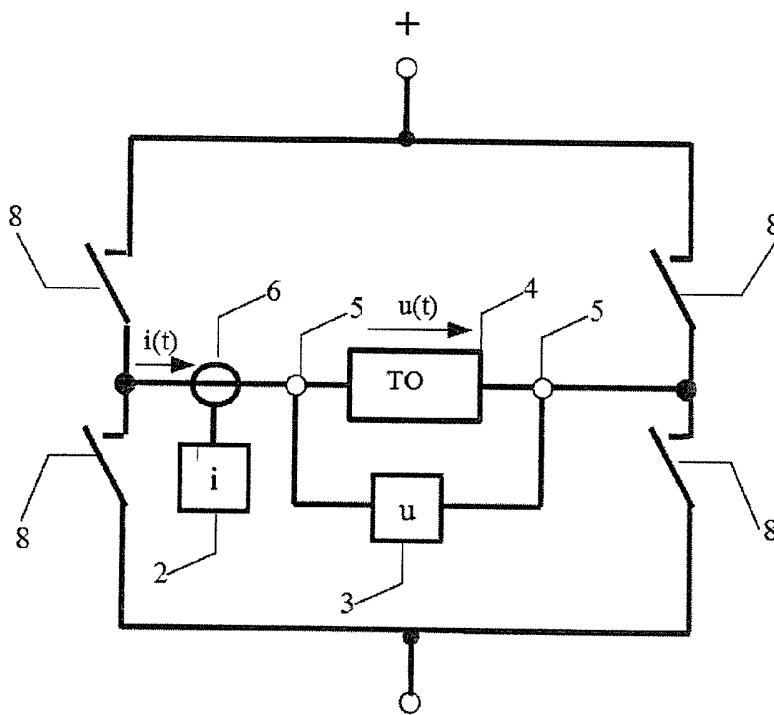


Fig. 2

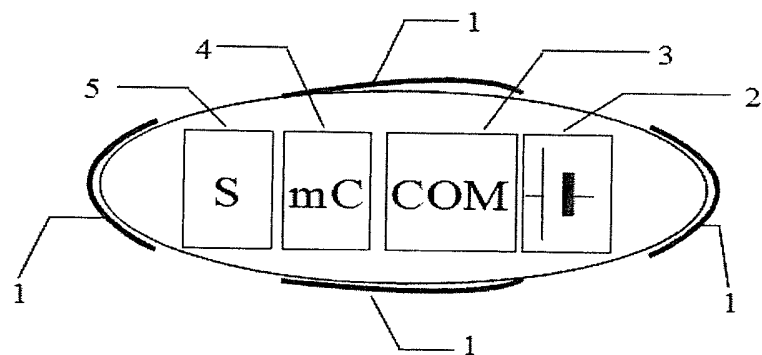


Fig. 3

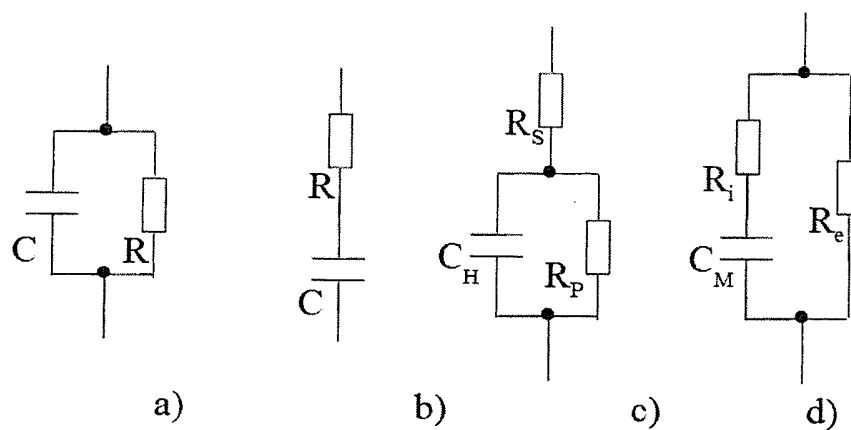


Fig. 4

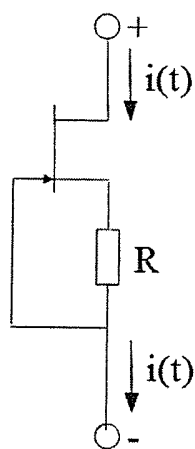


Fig. 5

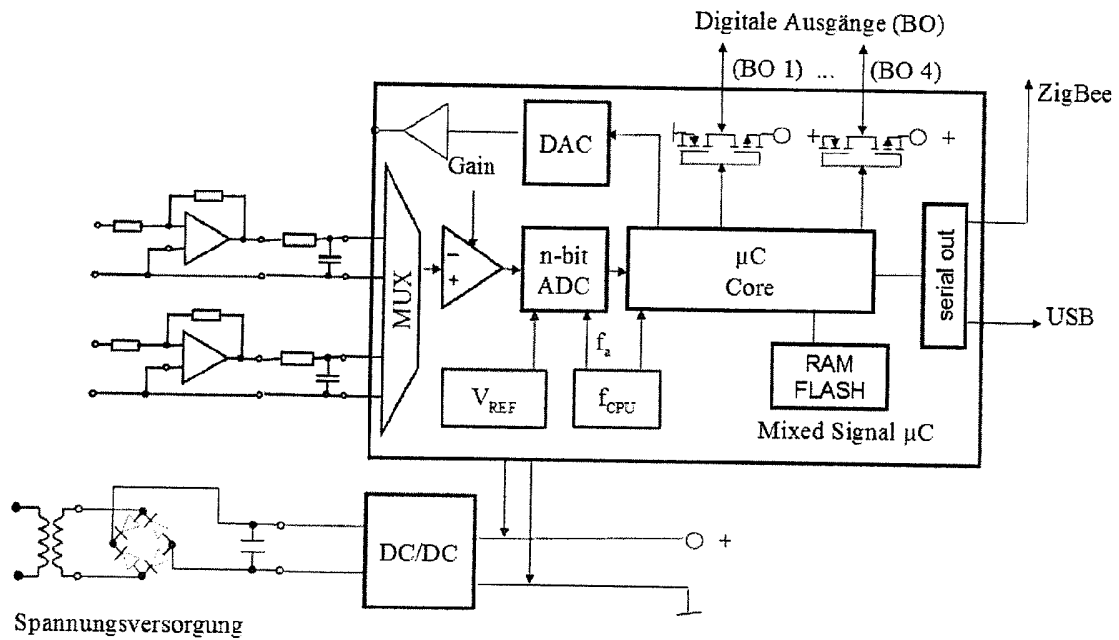


Fig. 6

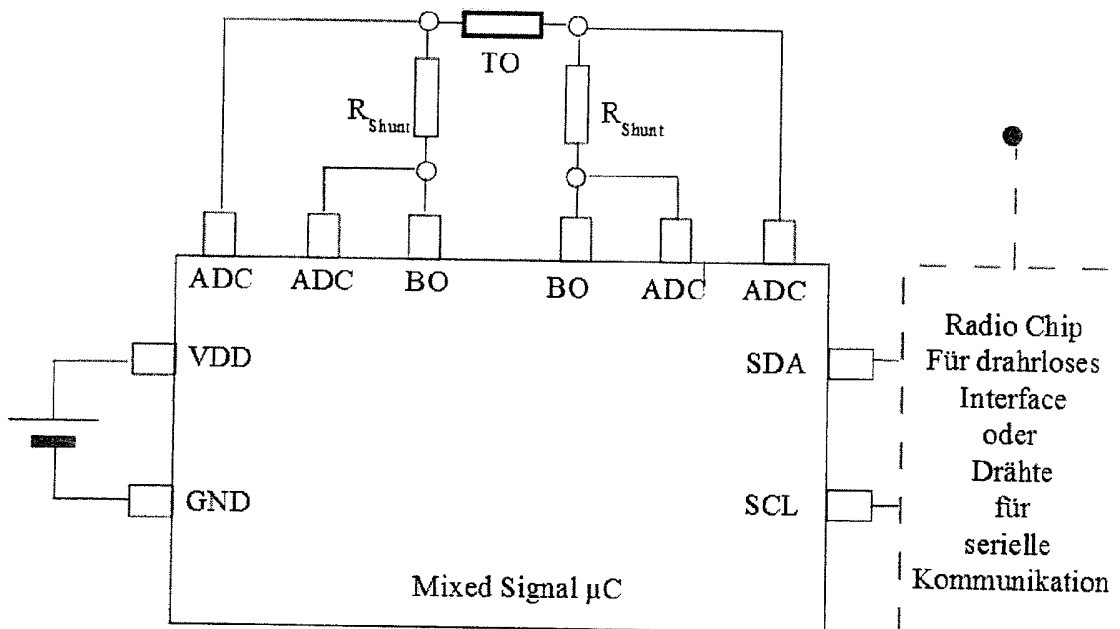
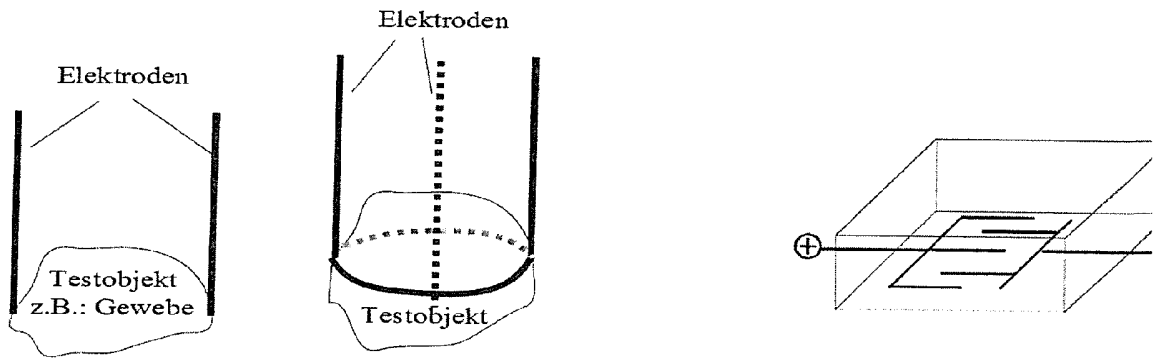


Fig. 7

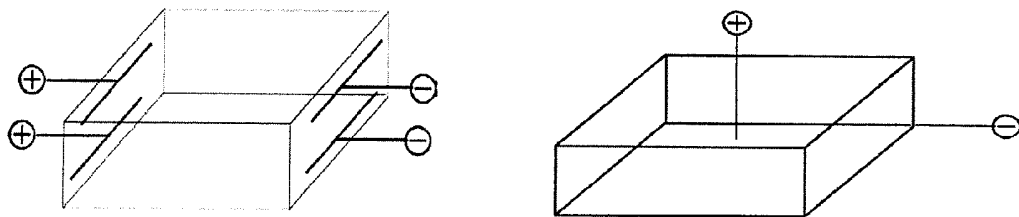


a)

b)

c)

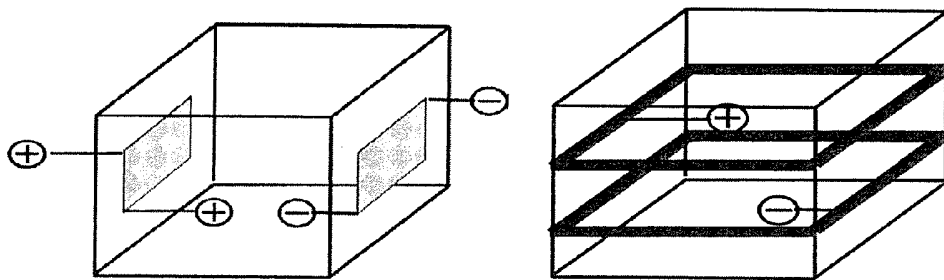
Fig. 8



a)

b)

Fig. 9



a)

b)

Fig. 10