



(10) **DE 10 2010 039 790 A1** 2012.03.01

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2010 039 790.3**  
(22) Anmeldetag: **26.08.2010**  
(43) Offenlegungstag: **01.03.2012**

(51) Int Cl.: **A61B 5/053** (2006.01)  
**A61B 19/00** (2006.01)  
**A61M 5/00** (2006.01)  
**G01N 27/02** (2006.01)

(71) Anmelder:  
**Hahn-Schickard-Gesellschaft für angewandte  
Forschung e.V., 78052, Villingen-Schwenningen,  
DE**

(74) Vertreter:  
**Schoppe, Zimmermann, Stöckeler, Zinkler &  
Partner, 82049, Pullach, DE**

(72) Erfinder:  
**Trebbels, Dennis, 67489, Kirrweiler, DE; Jugl,  
Michael, 93186, Pettendorf, DE; Zengerle, Roland,  
79183, Waldkirch, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:

**US 6 962 587 B2**  
**US 2007 / 0 179 397 A1**  
**US 6 109 270 A**

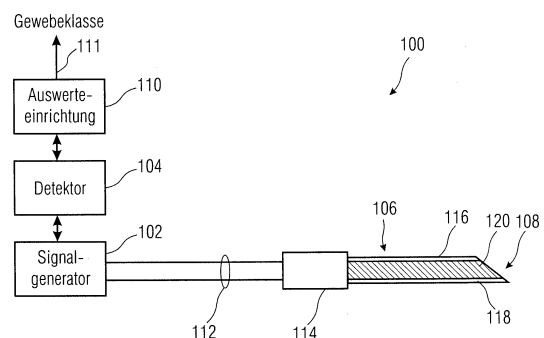
**Maximum Length Sequence. 29.06.2010,  
Wikipedia - die freie Enzyklopädie [online].  
In: [http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Maximum\\_Length\\_Sequence&stableid=76111252](http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Maximum_Length_Sequence&stableid=76111252)**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur elektrischen und dielektrischen Charakterisierung von biologischen Materialien unter Verwendung eines Chirp- oder MLS-Signals**

(57) Zusammenfassung: Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material mit einem Signalgenerator, einer Einstechvorrichtung, einem Detektor und einer Auswerteeinrichtung. Der Signalgenerator ist ausgebildet, um ein Chirp-Signal oder MLS-Signal zu erzeugen. Die Einstechvorrichtung weist ein Einstechende sowie einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter auf, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter durch ein Isoliermaterial voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende führen und an dem Einstechende frei liegen, wobei die Einstechvorrichtung ausgebildet ist, um das von dem Signalgenerator 102 erzeugte Signal an ein dem Einstechende benachbartes biologisches Material über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter anzulegen und um ein von dem biologischen Material abhängiges Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter abzugreifen. Ferner ist der Detektor ausgebildet, um das abgegriffene Signal zu detektieren, wobei die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, um das detektierte Signal auszuwerten.



## Beschreibung

**[0001]** Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung betreffen eine Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, insbesondere eine Vorrichtung, die für eine Führung bzw. Navigation einer Kanüle in biologischem Material das Material benachbart zur Kanülenspitze bestimmt.

**[0002]** Die Führung bzw. Navigation einer Kanüle in biologischem Gewebe ist eine bekannte Herausforderung in vielen Bereichen der Medizintechnik, wie z. B. bei der Blutgefäßpunktion, der gezielten Stimulation von Nerven und der Zufuhr von Medikamenten. Dabei ist insbesondere eine korrekte und präzise Positionierung der Kanülenspitze im Zielgewebe entscheidend. In der Regel wird die Kanüle hierzu fortwährend in das biologische Gewebe eingeführt, bis die Kanülenspitze die korrekte Position bzw. das Zielgewebe erreicht. Um eine Führung der Kanüle in biologischem Gewebe in Echtzeit zu ermöglichen, ist neben einer hohen räumlichen Auflösung ebenfalls eine hohe zeitliche Auflösung erforderlich.

**[0003]** Bekannte Methoden zur Führung von Nadeln und Kanülen in biologischem Gewebe sind z. B. die Magnetresonanztomographie, die Computertomographie und die Sonographie. Die Magnetresonanztomographie und die Computertomographie weisen eine hohe räumliche Auflösung auf und ermöglichen somit eine präzise Positionierung der Kanülenspitze im Zielgewebe. Magnetresonanz- und Computertomographie-Einrichtungen erzeugen jedoch in der Regel nur stationäre Bilder, womit eine Führung der Kanüle in biologischem Gewebe in Echtzeit nicht möglich ist. Darüber hinaus sind Magnetresonanz- und Computertomographie-Einrichtungen sehr teuer, nur stationär einsetzbar und kompliziert in der Handhabung. Des Weiteren wird der Patient bei der Computertomographie einer elektromagnetischen Strahlung, in der Regel einer Röntgenstrahlung, ausgesetzt. Im Bereich der Sonographie sind mobile Einrichtungen bekannt. In der räumlichen Auflösung ist die Sonographie der Magnetresonanztomographie und der Computertomographie jedoch unterlegen. Ferner erzeugen Sonographieeinrichtungen in der Regel nur zwei dimensionale Bilder, womit eine dreidimensionale Führung der Kanüle in biologischem Gewebe nicht möglich ist. Darüber hinaus sind auf den erzeugten Bildern herkömmliche Nadeln und Kanülen nicht erkennbar, so dass der Einsatz von Nadeln und Kanülen erforderlich ist, die speziell für die Sonographie geeignet sind. Hinzu kommt bei der Sonographie die Notwendigkeit, die Position des Transmitters während der Führung bzw. Navigation der Kanüle konstant zu halten, was sich insbesondere bei mobilen Anwendungen als schwierig gestaltet.

**[0004]** Somit erfüllt keine der soeben aufgeführten Methoden die Anforderungen, die zeitkritische Situa-

tionen, wie z. B. eine medizinische Notfallhilfe, an die Führung bzw. Navigation von Nadeln und Kanülen stellen.

**[0005]** Eine weitere bekannte Methode zur Führung von Nadeln und Kanülen in biologischem Gewebe beruht auf der Impedanzspektroskopie. Die Impedanzspektroskopie basiert auf der Analyse von Impedanzspektren, die für jedes Gewebe charakteristisch sind. Hierzu werden über geeignete Elektroden mehrere Frequenzen an das Gewebe angelegt und die Gewebeantwort über eine Messeinrichtung erfasst. Die aus den Messergebnissen ableitbaren dielektrischen Gewebeeigenschaften können anschließend analysiert und zur Klassifizierung von biologischem Gewebe, wie z. B. von Fett, Muskeln und Blut, verwendet werden.

**[0006]** In der Veröffentlichung "Impedance-based tissue discrimination for needle guidance" von Kalvoy, L. Frich, S. Grimnes, O. G. Martinsen, P. K. Hol und A. Stubhaug wird beispielsweise ein Konzept zur Führung von Nadeln aufgezeigt, das auf der Impedanzspektroskopie basiert. Das aufgezeigte Konzept benötigt jedoch eine zusätzliche Referenzelektrode und zeigt darüber hinaus lediglich eine gute räumliche Auflösung.

**[0007]** Der vorliegenden Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde eine Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischen Material zu schaffen, die eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung aufweist.

**[0008]** Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material nach Anspruch 1, einem Verfahren nach Anspruch 14 oder einer Verwendung eines Chirp-Signals oder MLS-Signals nach Anspruch 15 gelöst.

**[0009]** Die Erfindung schafft eine Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material mit einem Signalgenerator, einer Einstechvorrichtung, einem Detektor und einer Auswerteeinrichtung. Der Signalgenerator ist ausgebildet, um ein Chirp-Signal oder MLS-Signal zu erzeugen. Die Einstechvorrichtung weist ein Einstechende sowie einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter auf, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter durch ein Isoliermaterial voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende führen und an dem Einstechende frei liegen, wobei die Einstechvorrichtung ausgebildet ist, um das von dem Signalgenerator **102** erzeugte Signal an ein dem Einstechende benachbartes biologisches Material über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter anzulegen und um ein von dem biologischen Material abhängiges Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter abzugreifen. Ferner ist der Detektor ausgebildet, um das abgegriffene

Signal zu detektieren, wobei die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, um das detektierte Signal auszuwerten.

**[0010]** Die Erfindung schafft ferner ein Verfahren zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bei dem ein Chirp-Signal oder ein MLS-Signal erzeugt wird. Das erzeugte Signal wird an ein biologisches Gewebe über eine Einstechvorrichtung an das biologische Material angelegt, wobei die Einstechvorrichtung ein Einstechende sowie einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter aufweist, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter durch ein Isoliermaterial voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende führen und an dem Einstechende frei liegen. Ferner wird ein von dem biologischen Material abhängiges Signal über die zumindest zwei voneinander isolierten elektrisch leitfähigen Leiter der Einstechvorrichtung abgegriffen. Des Weiteren wird das abgegriffene Signal detektiert und ausgewertet.

**[0011]** Bei der herkömmlichen Impedanzspektroskopie wird für die Bestimmung von biologischem Material ein Sinussignal mit steigender Frequenz (sweep) erzeugt, wobei bedingt durch den Zeitaufwand zum Durchlaufen des erforderlichen Frequenzspektrums eine hohe zeitliche Auflösung nicht realisierbar ist. Im Gegensatz dazu wird bei der vorliegenden Erfindung ein Chirp-Signal oder MLS-Signal erzeugt, das einen breiten Frequenzbereich und eine Periodendauer von 100 ms oder weniger oder eine Periodendauer von 50 ms oder weniger aufweist. Innerhalb dieser 100 ms oder weniger bzw. 50 ms oder weniger werden somit die für die Bestimmung des biologischen Materials erforderlichen Frequenzen an das biologische Material angelegt, wodurch eine hohe zeitliche Auflösung gegeben ist. Durch die Einstechvorrichtung, die das Chirp-Signal oder MLS-Signal direkt an dem Einstechende an das biologische Material über zumindest zwei elektrisch leitfähige Leiter anlegt und am Einstechende ein von dem biologischen Material abhängiges Signal über die zumindest zwei elektrisch leitfähigen Leiter abgreift, ist darüber hinaus, im Gegensatz zur bekannten Impedanzspektroskopie, gleichzeitig eine hohe räumliche Auflösung und eine hohe zeitliche Auflösung gegeben.

**[0012]** Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung sind der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter coaxial angeordnet, um einen coaxialen Leiter zu bilden, wobei der erste elektrisch leitfähige Leiter ein coaxialer Innenleiter und der zweite elektrisch leitfähige Leiter ein coaxialer Außenleiter ist.

**[0013]** Ferner ist bei Ausführungsbeispielen der Erfindung der coaxiale Außenleiter ausgebildet, um in biologisches Material einzudringen. Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung wird das von dem Signalgenerator erzeugte Chirp-Signal (Zirpe-Signal) oder

MLS-Signal (MLS = Maximum Length Sequence, dt. Folge maximaler Länge), die im Frequenzbereich mehrere Frequenzen aufweisen, über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter an das biologische Material benachbart zum Einstechende angelegt, wobei das biologische Material wie eine frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz wirkt, wodurch ein von dem biologischen Material abhängiges Signal hervorgerufen wird, das über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter abgegriffen werden kann. Dieses Signal kann z. B. von dem Detektor detektiert und von der Auswerteeinrichtung ausgewertet werden, um das biologische Material benachbart zum Einstechende zu bestimmen.

**[0014]** Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung weist die Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material eine hohe zeitliche und räumliche Auflösung auf, wodurch eine dynamische Führung bzw. Navigation von Nadeln und Kanülen in biologischem Material in Echtzeit möglich ist.

**[0015]** Ferner kann bei Ausführungsbeispielen der Erfindung der coaxiale Innenleiter zusammen mit dem Isoliermaterial aus den coaxialen Außenleiter entfernt werden, um eine Kanüle zu bilden und um z. B. nach dem Erreichen der korrekten Position bzw. des Zielmaterials z. B. eine Zufuhr von Medikamenten zu ermöglichen.

**[0016]** Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung werden nachfolgend unter Bezugnahme auf die beiliegenden Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

**[0017]** [Fig. 1](#) eine schematische Ansicht eines Ausführungsbeispiels einer Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material;

**[0018]** [Fig. 2](#) eine schematische Ansicht eines Ausführungsbeispiels der Einstechvorrichtung;

**[0019]** [Fig. 3](#) eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Einstechvorrichtung;

**[0020]** [Fig. 4](#) eine schematische Ansicht eines beispielhaften elektrischen Ersatzschaltbildes der frequenzabhängigen Lastimpedanz des biologischen Materials benachbart zum Einstechende;

**[0021]** [Fig. 5](#) eine graphische Ansicht eines Ausführungsbeispiels eines Chirp-Signals im Zeitbereich;

**[0022]** [Fig. 6](#) eine graphische Ansicht eines Ausführungsbeispiels eines Chirp-Signals im Frequenzbereich;

**[0023]** [Fig. 7](#) eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, wobei

das Chirp-Signal als Spannung an das biologische Material angelegt wird.

**[0024]** **Fig. 8** eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Vorrichtung zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, wobei das Chirp-Signal als Strom in das biologische Material eingepreßt wird.

**[0025]** In der nachfolgenden Beschreibung der Ausführungsbeispiele der Erfindung werden in den Figuren gleiche oder gleichwirkende Elemente mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

**[0026]** **Fig. 1** zeigt eine schematische Ansicht eines Ausführungsbeispiels einer Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material. Bei Ausführungsbeispielen ist der Begriff „invasiv“ sowohl auf lebendes als auch auf nichtlebendes biologisches Material, z. B. auf lebendes und nichtlebendes biologisches Gewebe, anwendbar. Die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material ist somit bei Ausführungsbeispielen ausgebildet, um lebendes und/oder nichtlebendes biologisches Material zu bestimmen.

**[0027]** Bei Ausführungsbeispielen weist die Vorrichtung **100** einen Signalgenerator **102** zur Erzeugung eines Chirp-Signals (Zirpe-Signals) auf. Das Chirp-Signal ist ein zeitlich veränderliches Signal mit steigender Frequenz, wobei bei Ausführungsbeispielen der Frequenzbereich bzw. Spektralbereich des erzeugten Chirp-Signals für die Bestimmung von biologischem Material optimiert ist. Hierzu kann bei Ausführungsbeispielen das Chirp-Signal niederfrequent sein und z. B. Frequenzen im Bereich von 0 Hz bis 1 MHz aufweisen, wobei sich der Frequenzbereich bei manchen Ausführungsbeispielen nicht über den gesamten Bereich erstreckt. Ferner ist der Signalgenerator **102** bei Ausführungsbeispielen ausgebildet, um ein periodisches Chirp-Signal zu Erzeugen und um den erforderlichen Frequenzbereich innerhalb von 100 ms oder weniger zu durchlaufen, wodurch eine Bestimmung des biologischen Materials von mindestens 10 Mal pro Sekunde gegeben ist. Bei anderen Ausführungsbeispielen ist der Signalgenerator ausgebildet, um den erforderlichen Frequenzbereich innerhalb von 50 ms oder weniger zu durchlaufen, wodurch eine Bestimmung des biologischen Materials von mindestens 20 Mal pro Sekunde gegeben ist. Bei Ausführungsbeispielen ist das Chirp-Signal ein periodisches Signal mit steigender Frequenz mit einer Periodendauer von 100 ms oder weniger bzw. von 50 ms oder weniger. Dies schafft somit die Voraussetzung für eine hohe zeitliche Auflösung, die bei der Erzeugung eines herkömmlichen Sinussignals mit steigender Frequenz (sweep), bedingt durch den Zeitaufwand zum Durchlaufen des erforderlichen Frequenzspektrums, nicht realisierbar ist.

**[0028]** Bei Ausführungsbeispielen kann der Signalgenerator **102** ferner ausgebildet sein, um ein MLS-Signal (MLS = Maximum Length Sequence, dt. Folge maximaler Länge) zu erzeugen. Das MLS-Signal ist eine zufällige periodische binäre Sequenz, die die Werte 1 und 0 aufweisen kann. Bei Ausführungsbeispielen kann ferner ein Signal erzeugt werden, bei dem anstelle von dem Wert 0, der Wert  $-1$  verwendet wird. Das MLS-Signal weist im Frequenzbereich ein flaches Spektrum ohne konstanten Anteil auf und ist somit einem weißen Rauschen relativ ähnlich. Bei Ausführungsbeispielen ist das MLS-Signal ein pseudozufälliges periodisches binäres Signal mit einer Periodendauer von 100 ms oder weniger bzw. von 50 ms oder weniger.

**[0029]** Die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material weist ferner einen Detektor **104** und eine Einstechvorrichtung **106** mit einem Einstechende **108** auf. Die Einstechvorrichtung **106** weist einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter **116** und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter **118** auf, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter **116** und **118** durch ein Isoliermaterial **120** voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende **108** führen und an dem Einstechende frei liegen. Wird die Einstechvorrichtung **106** z. B. in biologisches Material eingeführt, so wird das von dem Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal oder MLS-Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter **116** und **118** an das biologische Material benachbart zu dem Einstechende **108** angelegt. Dabei wirkt das biologische Material wie eine frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz, wodurch ein von dem biologischen Material abhängiges Signal hervorgerufen wird, das über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter **116** und **118** abgegriffen werden kann. Dabei weisen unterschiedliche Materialarten, wie z. B. Fett, Muskeln und Blut, jeweils eine unterschiedliche charakteristische frequenzabhängige Lastimpedanz auf. Durch das Chirp-Signal oder MLS-Signal, die mehrere Frequenzen aufweisen, ist es somit möglich, die charakteristische frequenzabhängige Lastimpedanz des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108** und somit die Materialart zu bestimmen.

**[0030]** Bei einem Ausführungsbeispiel kann der Signalgenerator **102** z. B. eine ansteuerbare Spannungsquelle aufweisen, die ein Chirp-Signal erzeugt, wodurch das Chirp-Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter als Spannung an das biologische Material angelegt wird, wobei durch die frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz des biologischen Materials ein charakteristischer Stromfluss hervorgerufen wird und von dem ersten und dem zweiten elektrisch leitfähigen Leiter geführt wird.

**[0031]** Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel kann der Signalgenerator **102**, z. B. eine ansteu-

erbare Stromquelle aufweisen, die ein Chirp-Signal erzeugt, wodurch das Chirp-Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter als Strom in das biologische Material eingeprägt wird, wobei durch die frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz des biologischen Materials ein charakteristischer Spannungsabfall zwischen dem ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter hervorgerufen wird. Dieser von dem biologischen Material abhängiger charakteristischer Spannungsabfall kann über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter abgegriffen werden.

**[0032]** Die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material weist ferner einen Detektor **104** auf, der ausgebildet ist, um das abgegriffene Signal zu detektieren. Bei Ausführungsbeispielen kann der Detektor z. B. ausgebildet sein, um ein Spannungswert und/oder ein Stromwert des abgegriffenen Signals zu detektieren. Ferner weist die Vorrichtung **100** eine Auswerteeinrichtung auf, die ausgebildet ist, um das von dem Detektor **104** detektierte Signal auszuwerten, um das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** zu bestimmen. Bei Ausführungsbeispielen kann die Auswerteeinrichtung die Materialart z. B. rechnerisch aus dem angelegten Chirp-Signal und dem detektierten Signal ermitteln. Die Auswerteeinrichtung **110** kann ferner eine Ausgabe **111** aufweisen, die ausgebildet ist, um die Materialart auszugeben.

**[0033]** Die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material ist jedoch nicht auf die Klassifizierung von biologischen Materialien beschränkt, sondern vielmehr kann die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bei Ausführungsbeispielen ausgebildet sein, um charakteristische Eigenschaften von biologischem Material gleicher Materialart bzw. Materialklasse zu bestimmen. So kann bei Ausführungsbeispielen die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material z. B. ausgebildet sein, um zu bestimmen, ob ein Tumor gutartig oder bösartig ist.

**[0034]** In dem in [Fig. 1](#) gezeigten Ausführungsbeispiel sind der Signalgenerator **102**, der Detektor **104** und die Einstechvorrichtung **106** beispielhaft über eine Messleitung **112** miteinander verbunden. Ferner können die Einstechvorrichtung **106** und die Messleitung **112** z. B. über ein optionales Verbindungselement **114** verbunden sein, wobei das Verbindungselement **114** ausgebildet sein kann, um die Einstechvorrichtung **106** von der Messleitung **112**, z. B. nach dem Erreichen der korrekten Position bzw. des Zielmaterials, zu trennen.

**[0035]** [Fig. 2](#) zeigt eine schematische Ansicht eines Ausführungsbeispiels der Einstechvorrichtung **106**. Der erste elektrisch leitfähige Leiter **116** und der zweite elektrisch leitfähige Leiter **118** sind koaxial ange-

ordnet, um einen koaxialen Leiter zu bilden, wobei der erste elektrisch leitfähige Leiter **116** der koaxiale Innenleiter **116** und der zweite elektrisch leitfähige Leiter **118** der koaxiale Außenleiter **118** ist. Der koaxiale Innenleiter **116** und der koaxiale Außenleiter **118** sind ferner durch das Isoliermaterial **120** voneinander isoliert. Der koaxiale Außenleiter **118** kann ferner ausgebildet sein, um in biologisches Material einzudringen, wobei die Einstechvorrichtung **106** bei dem in [Fig. 2](#) gezeigten Ausführungsbeispiel ein schräges Einstechende **108** und somit die Form einer Nadel aufweist. Bei Ausführungsbeispielen kann der koaxiale Innenleiter **116** zusammen mit dem Isoliermaterial **120** aus dem koaxialen Außenleiter **118** entfernt werden, um ferner eine Hohlnadel bzw. Kanüle zu bilden. Darüber hinaus kann das Verbindungselement **114** ausgebildet sein, um die Messleitung **112** von der Einstechvorrichtung **106** zu trennen, um z. B. nach dem Erreichen der korrekten Position bzw. des Zielmaterials eine Zufuhr von z. B. Medikamenten zu ermöglichen. Die erfindungsgemäße Einstechvorrichtung **106**, die die Form einer Nadel oder Kanüle aufweist, ist darüber hinaus für die Impedanzmessung des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108** optimiert, wobei der im inneren der Kanüle angeordnete koaxiale Leiter z. B. als abgeschirmter Leiter verwendet werden kann. Das Einstechende **108** bildet dabei eine koaxiale Sonde, so dass am Einstechende **108** das vom Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal an das biologische Material benachbart zum Einstechende angelegt werden kann.

**[0036]** [Fig. 3](#) zeigt eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Einstechvorrichtung **106**. Der erste elektrisch leitfähige Leiter **116** und der zweite elektrisch leitfähige Leiter **118** sind koaxial angeordnet, um einen koaxialen Leiter zu bilden, wobei der erste elektrisch leitfähige Leiter **116** der koaxiale Innenleiter und der zweite elektrisch leitfähige Leiter **118** der koaxiale Außenleiter ist. Bei dem in [Fig. 3](#) gezeigten Ausführungsbeispiel ist der koaxiale Innenleiter **121** darüber hinaus rohrförmig ausgebildet, um eine Kanüle zu bilden, um z. B. nach dem Erreichen der korrekten Position bzw. des Zielmaterials z. B. eine Gefäßpunktion zu ermöglichen.

**[0037]** Die Einstechvorrichtung **106** ist jedoch nicht auf die in den [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) gezeigten Ausführungsbeispiele beschränkt, sondern vielmehr kann die Einstechvorrichtung **106** z. B. zumindest einen weiteren elektrisch leitfähigen Leiter aufweisen, der durch das Isoliermaterial **120** von dem ersten und zweiten elektrisch leitfähigen Leiter **116** und **118** isoliert ist, zu dem Einstechende **108** führt, und an dem Einstechende **108** frei liegt. Ferner kann die Einstechvorrichtung **106** bei einem Ausführungsbeispiel ein nichtleitendes Material aufweisen, das beidseitig mit jeweils einer elektrisch leitfähigen Schicht bedeckt ist, wobei das nichtleitende Material z. B. die Form ei-



ner Nadel oder Kanüle aufweist und wobei die beiden elektrisch leitfähigen Schichten voneinander isoliert sind. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel kann die Einstechvorrichtung **106** z. B. einen oder mehrere elektrisch leitfähige Leiter aufweisen, die innen und/oder außen auf einer Nadel oder Kanüle angeordnet sind und die ausgebildet sind, um das vom Signalgenerator **102** erzeugte Signal an das dem Einstechende **108** benachbarte biologische Material anzulegen.

**[0038]** Die nachfolgenden Ausführungsbeispiele der Erfindung beziehen sich beispielhaft auf die Einstechvorrichtung **106** aus **Fig. 2**, die die Form einer Nadel oder Kanüle aufweist. Die Ausführungsbeispiele sind jedoch genauso auf andere Einstechvorrichtungen **106**, z. B. auf die in **Fig. 3** gezeigte Einstechvorrichtung **106**, anwendbar.

**[0039]** **Fig. 4** zeigt eine schematische Ansicht eines beispielhaften elektrischen Ersatzschaltbildes der frequenzabhängigen Lastimpedanz des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108**. Das Ersatzschaltbild entspricht dem Cole-Cole-Modell und bildet die frequenzabhängige Lastimpedanz des biologischen Materials zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** über die Ohmschen Widerstände  $R_e$  und  $R_i$  sowie die Kapazität  $C_m$  ab. Der Ohmsche Widerstand  $R_i$  und die Kapazität  $C_m$  sind in Reihe geschaltet und bilden den frequenzabhängigen Anteil der Lastimpedanz ab. Parallel dazu ist der Ohmsche Widerstand  $R_e$  zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** geschaltet.

**[0040]** Der Ohmsche Widerstand  $R_e$  des elektrischen Ersatzschaltbildes entspricht der frequenzunabhängigen elektrischen Leitfähigkeit des biologischen Materials. Die Kapazität  $C_m$  bildet die Membrankapazität ab und weist bei niedrigen Frequenzen eine hohe Impedanz auf, wodurch diese den niederfrequenten Stromfluss durch das Zellinnere blockiert. Das innere Zellplasma wird in dem elektrischen Ersatzschaltbild von dem Widerstand  $R_e$  abgebildet. Da die Parameter  $R_e$ ,  $R_i$  und  $C_m$  des elektrischen Ersatzschaltbildes für jede Materialart unterschiedlich sind, ist es möglich, das biologische Material anhand der frequenzabhängigen Impedanz zu bestimmen. Der Signalgenerator **102** der Vorrichtung **100** zur Bestimmung von biologischem Material, wie z. B. von Körpergewebe, erzeugt hierzu bei Ausführungsbeispielen ein Chirp-Signal mit einem für die Bestimmung von biologischem Material optimierten Frequenzbereich.

**[0041]** **Fig. 5** zeigt eine graphische Ansicht eines Ausführungsbeispiels eines linearen Chirp-Signals im Zeitbereich. Dabei ist auf der horizontalen Achse die Zeit in  $\mu\text{s}$  und auf der vertikalen Achse die relative Amplitude des Chirp-Signals normiert auf den

Wert eins aufgetragen. Das Chirp-Signal ist ein zeitlich veränderliches Signal mit steigender Frequenz, wobei die Frequenz bei dem in **Fig. 5** gezeigten Ausführungsbeispiel linear ansteigt. Bei anderen Ausführungsbeispielen kann das Chirp-Signal eine nichtlineare, z. B. exponentiell, ansteigende Frequenz aufweisen. In dem in **Fig. 5** gezeigten Ausführungsbeispiel weist das Chirp-Signal ferner eine Periodendauer von  $30 \mu\text{s}$  auf. D. h. innerhalb dieser  $30 \mu\text{s}$  werden alle für die Bestimmung des biologischen Materials erforderlichen Frequenzen von dem Signalgenerator **102** erzeugt und können somit über die Einstechvorrichtung **106** an das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** angelegt werden.

**[0042]** **Fig. 6** zeigt eine graphische Ansicht eines Ausführungsbeispiels des linearen Chirp-Signals aus **Fig. 5** im Frequenzbereich. Dabei ist auf der horizontalen Achse die Frequenz in MHz und auf der vertikalen Achse die relative Amplitude normiert auf den Wert eins aufgetragen. Das Chirp-Signal weist für nahezu den gesamten Frequenzbereich bis zu einer Grenzfrequenz eine nahezu konstante Amplitude auf, wodurch das Chirp-Signal über nahezu den gesamten Frequenzbereich ein für die Bestimmung von biologischem Material optimiertes Signal-Rausch-Verhältnis aufweist.

**[0043]** Das Chirp-Signal ist jedoch nicht auf das in den **Fig. 5** und **Fig. 6** gezeigte Ausführungsbeispiel beschränkt, sondern vielmehr kann ein Chirp-Signal mit einem für die Bestimmung von biologischem Material optimierten Spektrum auf verschiedene Arten konfiguriert und generiert werden. Hierzu kann bei Ausführungsbeispielen das Chirp-Signal niederfrequent sein und z. B. Frequenzen im Bereich von 0 Hz bis 1 MHz aufweisen, wobei sich der Frequenzbereich des Chirp-Signals bei manchen Ausführungsbeispielen nicht über den gesamten Bereich erstreckt.

**[0044]** Bei höheren Frequenzen weisen unterschiedliche Materialarten in der Regel ein unterschiedliches frequenzabhängiges Verhalten auf, wobei bei Ausführungsbeispielen dieses frequenzabhängige Verhalten für die Bestimmung von biologischem Material genutzt wird. Ferner weist die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, bedingt durch den frequenzabhängigen Stromteiler Effekt des biologischen Materials und durch die Verwendung des Chirp-Signals mit einer nahezu konstanten Amplitude über den gesamten Frequenzbereich, eine hohe Empfindlichkeit auf.

**[0045]** Für eine hohe zeitliche Auflösung ist es ferner erforderlich, alle relevanten Frequenzkomponenten des biologischen Materials innerhalb einer kurzen Zeit zu bestimmen. Hierzu ist bei Ausführungsbeispielen der Signalgenerator **102** ausgebildet, um ein periodisches Chirp-Signal zu Erzeugen und um

den erforderlichen Frequenzbereich innerhalb von 100 ms oder weniger zu durchlaufen, wodurch eine Bestimmung des biologischen Materials von mindestens 10 Mal pro Sekunde gegeben ist. Bei Ausführungsbeispielen kann der Signalgenerator **102** ausgebildet sein, um den erforderlichen Frequenzbereich innerhalb von 50 ms oder weniger zu durchlaufen, wodurch eine Bestimmung des biologischen Materials von mindestens 20 Mal pro Sekunde gegeben ist. Dies schafft somit die Voraussetzung für eine hohe zeitliche Auflösung, die bei der Erzeugung eines herkömmlichen Sinussignals mit steigender Frequenz (sweep), bedingt durch den Zeitaufwand zum Durchlaufen des erforderlichen Frequenzspektrums, nicht realisierbar ist. Durch die Verwendung des Chirp-Signals werden somit alle für die Bestimmung des Impedanzspektrums erforderlichen Frequenzen durch den Signalgenerator innerhalb eines sehr kurzen Zeitraums erzeugt und können über die Einstechvorrichtung **106** an das dem Einstechende **108** benachbarte biologische Material angelegt werden.

**[0046]** Fig. 7 zeigt eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, wobei das Chirp-Signal als Spannung an das biologische Material angelegt wird. Die Vorrichtung **100** weist hierzu einen Signalgenerator **102** auf, der ausgebildet ist, um das Chirp-Signal zu erzeugen, wobei der Signalgenerator **102** technisch gesehen z. B. eine gesteuerte Spannungsquelle aufweisen kann.

**[0047]** Die Vorrichtung **100** weist ferner eine Einstechvorrichtung **106** auf, die z. B. die Form einer Kanüle aufweist. Durch die erfindungsgemäße Einstechvorrichtung **106** ist ein sehr schmaler Aufbau der Kanüle realisierbar. Bei Ausführungsbeispielen weist das Einstechende **108** eine Querschnittsfläche von 25 mm<sup>2</sup> oder weniger auf, wobei die Querschnittsnormale parallel zum Wellenleiter bzw. zur Kanüle oder Nadel liegt. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel weist das Einstechende **108** eine Querschnittsfläche von 9 mm<sup>2</sup> oder weniger auf. Darüber hinaus ist es nicht erforderlich, eine Kanüle zu verwenden, die an der Kanülenspitze Elektroden und/oder eine Messeinrichtung aufweist, sondern vielmehr es ist möglich, die erforderliche Messeinrichtung, wie z. B. den Signalgenerator **102**, den Detektor **104** und die Auswerteeinrichtung **110**, entfernt anzuordnen. Die entfernt angeordnete Messeinrichtung kann dabei über eine Messleitung **112**, z. B. ein Koaxialkabel, mit der Einstechvorrichtung verbunden werden. Bei Ausführungsbeispielen ist der Signalgenerator **102** ferner ausgebildet, um ein niederfrequentes breitbandiges Chirp-Signal zu erzeugen. Bedingt durch den niedrigen Frequenzbereich, der bei Ausführungsbeispielen im Bereich von 0 Hz bis 1 MHz liegen kann, ist es nicht erforderlich, die Messleitung **112** und die Einstechvorrichtung **106** als Wel-

lenleiter auszubilden, sondern vielmehr ist es z. B. möglich, eine herkömmliche kostengünstige Messleitung **112** zu verwenden. Bei Ausführungsbeispielen kann zur Berücksichtigung der parasitären Effekte, z. B. der parasitären Effekte der Messleitung **112** und der Einstechvorrichtung **106**, eine Open-Charge-Kalibrierungsmessung bzw. eine Kalibrierungsmessung ohne Last durchgeführt werden. Bei einem anderen Ausführungsbeispielen kann zur Berücksichtigung der parasitären Effekte eine Short-Charge-Kalibrierungsmessung bzw. eine Kalibrierungsmessung mit einer kurzgeschlossenen Last durchgeführt werden.

**[0048]** Das vom Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal wird über die Messleitung **112** und über den inneren koaxialen Leiter **116** und den äußeren koaxialen Leiter **118** als Spannung an das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** angelegt. Bei einem Ausführungsbeispiel kann das Chirp-Signal dabei über den koaxialen Innenleiter **116** geführt werden wobei sich der koaxiale Außenleiter **118** beispielsweise auf einem Bezugspotential, wie z. B. auf Massepotential befindet. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel kann das Chirp-Signal über den koaxialen Außenleiter **118** geführt werden, wobei sich der koaxiale Innenleiter beispielsweise auf einem Bezugspotential, wie z. B. auf Massepotential befindet.

**[0049]** Das Chirp-Signal, das in Form einer Spannung über den koaxialen Innenleiter **116** und den koaxialen Außenleiter **118** an das biologische Material angelegt wird, ruft durch die frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz des biologischen Materials einen charakteristischen materialabhängigen Stromfluss hervor, wobei sich der Stromfluss bedingt durch den Stromteilereffekt der Lastimpedanz mit steigender Frequenz ändert. Dieser von dem biologischen Material abhängiger charakteristischer Strom fließt über den koaxialen Innenleiter **116** und den koaxialen Außenleiter **118**.

**[0050]** Die Vorrichtung **100** weist ferner einen Detektor **104** auf, der zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** geschaltet ist und der ausgebildet ist, um den Stromfluss zu detektieren. Bei Ausführungsbeispielen kann der Detektor **104** hierzu z. B. eine Abtastvorrichtung oder eine Hochgeschwindigkeitsabtastvorrichtung aufweisen, die ausgebildet ist, um einen Stromwert zu detektieren. Bei anderen Ausführungsbeispielen kann der Detektor z. B. einen Strommesser aufweisen.

**[0051]** Ferner weist die Vorrichtung **100** eine Auswerteeinrichtung **110** auf, die ausgebildet ist, um das von dem Detektor **104** detektierte Signal, z. B. der Stromfluss als Funktion der Zeit, auszuwerten. Bei Ausführungsbeispielen kann das detektierte Signal im Frequenzbereich analysiert werden, wobei jede Materialart, wie z. B. Fett, Muskeln und Blut, bedingt

durch die charakteristische frequenzabhängige Lastimpedanz ebenfalls ein charakteristisches Frequenzspektrum aufweist. Bei Ausführungsbeispielen kann das von dem Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal oder MLS-Signal und das von dem Detektor **104** detektierte Signal in den Frequenzbereich transformiert werden, wobei die Übertragungsfunktion des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108** rechnerisch bestimmt wird. Bei anderen Ausführungsbeispielen kann die Auswerteeinrichtung ferner ausgebildet sein, um rechnerisch aus dem bekannten eingespeisten elektrischen Messsignal und dem resultierenden detektierten Stromfluss die charakteristische frequenzabhängige Übertragungsfunktion des Materials an der Kanülenspitze bzw. benachbart zum Einstechende **108** zu ermitteln. Die Auswerteeinrichtung **110** kann ferner eine Ausgabe aufweisen, die ausgebildet ist, um die Materialart auszugeben.

**[0052]** Fig. 8 zeigt eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels der Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, wobei das Chirp-Signal als Strom in das biologische Material eingepreßt wird. Die Vorrichtung **100** weist hierzu einen Signalgenerator **102** auf, der ausgebildet ist, um das Chirp-Signal zu erzeugen, wobei der Signalgenerator **102** technisch gesehen z. B. eine gesteuerte Stromquelle aufweisen kann.

**[0053]** Das vom Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal wird über die Messleitung **112** und über den inneren koaxialen Leiter **116** und den äußeren koaxialen Leiter **118** als Strom in das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** eingepreßt. Bei einem Ausführungsbeispiel kann das Chirp-Signal dabei über den koaxialen Innenleiter **116** geführt werden wobei bei einem anderen Ausführungsbeispiel das Chirp-Signal über den koaxialen Außenleiter **118** geführt werden kann.

**[0054]** Das Chirp-Signal, das in Form eines Stroms über den koaxialen Innenleiter **116** und den koaxialen Außenleiter **118** in das biologische Material eingepreßt wird, ruft durch die frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz des biologischen Materials einen charakteristischen materialabhängigen Spannungsabfall zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** hervor, wobei sich der Spannungsabfall bedingt durch den Stromteiler-effekt der Lastimpedanz mit steigender Frequenz ändert. Dieser von dem biologischen Material abhängiger charakteristischer Spannungsabfall kann über den koaxialen Innenleiter **116** und den koaxialen Außenleiter **118** abgegriffen werden.

**[0055]** Die Vorrichtung **100** weist ferner einen Detektor **104** auf, der zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** geschaltet ist und der ausgebildet ist, um den Spannungsab-

fall bzw. die Spannungsdifferenz zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118** zu detektieren. Bei Ausführungsbeispielen kann der Detektor **104** hierzu z. B. eine Abtastvorrichtung oder eine Hochgeschwindigkeitsabtastvorrichtung aufweisen, die ausgebildet ist, um einen Spannungswert zu detektieren. Bei anderen Ausführungsbeispielen kann der Detektor z. B. einen Spannungsmesser aufweisen.

**[0056]** Ferner weist die Vorrichtung **100** eine Auswerteeinrichtung **110** auf, die ausgebildet ist, um das von dem Detektor **104** detektierte Signal, z. B. der Spannungsabfall als Funktion der Zeit, auszuwerten. Bei Ausführungsbeispielen kann das detektierte Signal im Frequenzbereich analysiert werden, wobei jede Materialart, wie z. B. Fett, Muskeln und Blut, bedingt durch die charakteristische frequenzabhängige Lastimpedanz ebenfalls ein charakteristisches Frequenzspektrum aufweist. Bei Ausführungsbeispielen kann das von dem Signalgenerator **102** erzeugte Chirp-Signal oder MLS-Signal und das von dem Detektor **104** detektierte Signal in den Frequenzbereich transformiert werden, wobei die Übertragungsfunktion des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108** rechnerisch bestimmt wird. Bei anderen Ausführungsbeispielen kann die Auswerteeinrichtung ferner ausgebildet sein, um rechnerisch aus dem bekannten eingespeisten elektrischen Messsignal und dem resultierenden detektierten Spannungsabfall die charakteristische frequenzabhängige Übertragungsfunktion des Materials an der Kanülenspitze bzw. benachbart zum Einstechende **108** zu ermitteln. Die Auswerteeinrichtung **110** kann ferner eine Ausgabe aufweisen, die ausgebildet ist, um die Materialart auszugeben.

**[0057]** Die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bzw. das erfindungsgemäße Messsystem ermöglicht es somit, präzise Informationen über das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** zu erhalten, wobei zur Bestimmung der charakteristischen elektrischen und/oder dielektrischen Eigenschaften des biologischen Materials die komplexe Lastimpedanz ausgewertet wird.

**[0058]** Ausführungsbeispiele der Erfindung beschreiben eine Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material, die eine hohe zeitliche und räumliche Auflösung aufweist und somit eine dynamische Führung bzw. Navigation von Nadeln und Kanülen in biologischem Material in Echtzeit ermöglicht. Hierzu ist die Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bei Ausführungsbeispielen ausgebildet, um das biologische Material benachbart zum Einstechende **108** mindestens 10 mal pro Sekunde zu bestimmen. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird das biologische Ma-



terial benachbart zum Einstechende mindestens 20 mal pro Sekunde bestimmt.

**[0059]** Ein Vorteil der in [Fig. 2](#) beschriebenen Kanüle bzw. Einstechvorrichtung **106** ist der geringe Abstand zwischen dem koaxialen Innenleiter **116** und dem koaxialen Außenleiter **118**, wodurch die Kanüle eine kleine, eindeutig definierbare Sensitivitäts-Zone aufweist. Darüber hinaus ermöglicht die Einstechvorrichtung **106**, die an dem Einstechende **108** zumindest zwei frei liegende elektrisch leitfähige Leiter aufweist, die Bestimmung der Lastimpedanz des biologischen Materials ohne eine zusätzliche Referenzelektrode. Für die Optimierung der zeitlichen Auflösung wird bei Ausführungsbeispielen ein Chirp-Signal oder MLS-Signal erzeugt, das eine schnelle Bestimmung des biologischen Materials benachbart zum Einstechende **108** ermöglicht.

**[0060]** Die Erfindungsgemäße Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material ermöglicht somit die Führung bzw. Navigation von Nadeln und Kanülen z. B. bei der Gefäßpunktion. Hierzu zählt z. B. der schnelle Anschluss einer Herz-Lungen-Maschine. Die Vorrichtung **100** ermöglicht ferner einen einfachen Zugang zu Gefäßen um z. B. Katheter zu legen. Darüber hinaus ermöglicht die Vorrichtung **100** die Führung bzw. Navigation von Nadeln und Kanülen z. B. bei der Nervenpunktion, z. B. zur gezielten Stimulation von Nerven und der Verabreichung von Medikamenten direkt am Nerv. Ferner kann durch die Vorrichtung **100** ein Führungsdraht mit einem Haken im Zielmaterial befestigt werden, wobei der Führungsdraht anschließend als Wegweiser dient.

**[0061]** Ausführungsbeispiele der Erfindung beziehen sich auf ein Sensorsystem zur Messung elektrischer und dielektrischer Materialparameter und beschreiben eine Vorrichtung **100** bzw. messtechnische Anordnung zur invasiven Bestimmung elektrischer und dielektrischer Eigenschaften von biologischem Material. Die Messdaten werden von der Vorrichtung **100** ausgewertet und dienen zur Unterscheidung verschiedener Materialarten untereinander. Eingesetzt wird die Vorrichtung **100** zur Navigation einer Nadel oder Kanüle in biologischem Material, z. B. im Körpergewebe, während des Einstechvorgangs. Die charakteristischen Materialeigenschaften werden am Einstechende **108** bzw. an der Kanülenspitze gemessen. Der Messvorgang beruht auf der Einspeisung eines Chirp-Signals oder MLS-Signals in die Kanüle bzw. Einstechvorrichtung **106**. Das Chirp-Signal bzw. das MLS-Signal ruft in dem biologischen Material ein von dem biologischen Material abhängiges Signal hervor, wobei das hervorgerufene Signal die Informationen über die materialtypischen elektrischen und dielektrischen Eigenschaften aufweist. Ein Detektor **104**, z. B. eine Abtasteinheit, liest das reflektierte Signal in die Auswerteeinrichtung **110** ein, wo-

bei die Auswerteeinrichtung **110** das Signal analysiert und charakteristische Parameter auswertet.

**[0062]** Ausführungsbeispiele der Erfindung beschreiben eine Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bzw. ein Messprinzip, welches für die Bestimmung von biologischem Material niederfrequente Messsignale verwendet. Es ist daher technisch nicht erforderlich, die Nadel/Kanüle z. B. als Wellenleiter auszubilden. Bei der verwendeten Messmethode wird ein breitbandiges elektrisches Messsignal in die Kanüle bzw. Einstechvorrichtung **106** eingespeist. Dieses breitbandige Messsignal enthält gleichzeitig mehrere unterschiedliche Frequenzanteile und ermöglicht somit eine schnelle Messung der elektrischen Materialparameter an der Kanülenspitze bei vielen unterschiedlichen Frequenzen. Insbesondere die Verwendung von Chirp-Signalen und MLS-Signalen ist vorteilhaft für eine schnelle und breitbandige Messung. Ausführungsbeispiele der Erfindung beschreiben ferner eine Vorrichtung **100** zur invasiven Bestimmung von biologischem Material bzw. ein Messsystem, das einen Signalgenerator **102** aufweist, der ein definiertes breitbandiges Messsignal, z. B. ein Chirp-Signal oder ein MLS-Signal, erzeugt. Der Signalgenerator kann technisch gesehen sowohl eine Spannungsquelle als auch eine Stromquelle sein. Das erzeugte Messsignal, z. B. ein Spannungssignal oder ein Stromsignal, wird in die als Sensorelement dienende Kanüle eingespeist. Das erzeugte Signal kann dabei sowohl auf dem innen liegenden Leiter als auch auf dem außen liegenden Leiter bis zur Kanülenspitze geführt werden. Das eingespeiste breitbandige Messsignal kann an der Kanülenspitze in das die Spitze umgebende Medium bzw. Material, z. B. ein Körpergewebe, übertreten. Der durch das Messsignal im Medium bzw. Material hervorgerufene Stromfluss wird über einen Rückleiter, z. B. dem koaxialen Außenleiter **118**, abgeleitet. Sofern der Signalgenerator **102** eine Spannungsquelle ist, wird der rückfließende Strom mit einem Strommesser ermittelt. Ist der Signalgenerator **102** eine Stromquelle, so wird die über der Kanüle abfallende Spannung mit einem Spannungsmesser gemessen. Die gemessenen Daten, z. B. Stromfluss als Funktion der Zeit oder Spannung als Funktion der Zeit, werden einer elektronischen Auswerteeinrichtung **110** zugeführt. Diese ermittelt z. B. rechnerisch aus dem bekannten eingespeisten elektrischen Messsignal und dem resultierenden gemessenen Stromfluss bzw. Spannungsverlauf die charakteristische frequenzabhängige Übertragungsfunktion des Mediums bzw. Materials an der Kanülenspitze.

**[0063]** Ausführungsbeispiele der Erfindung beschreiben eine Vorrichtung zur invasiven Messung elektrischer und dielektrischer Materialeigenschaften bzw. Gewebeeigenschaften zur Anwendung in der Medizintechnik. Die Vorrichtung **100** weist dabei einen Signalgenerator **102** zur Erzeugung eines zeit-

lich veränderlichen periodischen oder nichtperiodischen Messsignalen auf, welches gleichzeitig mehrere definierte Frequenzanteile enthält (= breitbandiges Messsignal). Ferner weist die Vorrichtung **100** eine Messleitung **112** auf, die den Signalgenerator **102** elektrisch mit der Einstechvorrichtung **106** bzw. einer speziell ausgebildeten Kanüle/Nadel verbindet. Die spezielle Nadel/Kanüle dient als Sensorelement und weist mindestens zwei voneinander isolierte Leiter auf, welche bis zum Einstechende **108** bzw. bis zur Nadel/Kanülenspitze ausgeführt sind. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die Leiter koaxial angeordnet, wobei die Kanülenwand bzw. koaxiale Außenleiter **118** als erster der mindestens zwei elektrischen Leiter verwendet wird und ein zweiter Leiter koaxial im Inneren der Nadel/Kanüle angeordnet ist. Des Weiteren weist die Vorrichtung **100** einen Detektor **104** auf, der in der Lage ist, den Spannungsabfall über dem Sensorelement bzw. der Kanüle und/oder den Stromfluss durch das Sensorelement zu messen, wobei die Vorrichtung **100** ferner eine Auswerteeinrichtung **110** aufweist mit mindestens einem Eingang zur Aufnahme des gemessenen Stromverlaufs und/oder Spannungsverlaufs sowie mit mindestens einem Ausgang zur Ausgabe der in der Auswerteeinrichtung **110** verarbeiteten Daten. Der Signalgenerator **102** kann ein breitbandiges Messsignal erzeugen, welches mehrere unterschiedliche Frequenzanteile enthält, wobei bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel ein Chirp-Signal verwendet wird. Als Sensorelement dient dabei die Spitze einer speziell geeigneten Nadel/Kanüle, welche über mindestens zwei Elektroden verfügt. Die Kanülenspitze kann ferner zwei Elektrodenflächen aufweisen, die über mindestens zwei elektrische Leiter verbunden sind und mit dem Signalgenerator **102** und der elektronischen Messeinrichtung verbunden sind.

**[0064]** Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung weist die Einstechvorrichtung **106** bzw. das Sensorelement eine Kanüle z. B. bestehend aus einem elektrisch leitfähigem Material mit einem koaxial angeordnetem elektrisch leitfähigem Innenleiter auf, der durch ein nicht leitendes Dielektrikum isoliert ist.

**[0065]** Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung weist die Einstechvorrichtung **106** bzw. das Sensorelement eine Kanüle z. B. bestehend aus einem elektrisch nicht leitenden Material auf, welche auf der Innenseite sowie auf der Außenseite der Kanülenwand mit einer elektrisch leitfähigen Schicht bedeckt ist, wobei die innere leitfähige Schicht jeweils an den Enden des Sensorelements keinen Kurzschluss mit der leitfähigen äußeren Schicht aufweist.

**[0066]** Bei Ausführungsbeispielen der Erfindung weist die Einstechvorrichtung **106** bzw. das Sensorelement die Bauform einer Kanüle oder Nadel auf und verfügt über zusätzliche innen liegende oder außen

angebrachte elektrische Leiter, die das eingespeiste Messsignal zur Spitze der Kanüle oder Nadel leiten.

**[0067]** Ausführungsbeispiele der Erfindung beschreiben ferner eine Einstechvorrichtung **106** bzw. ein Sensorelement, das die Bauform einer Kanüle oder Nadel aufweist, welche über einen hohlen koaxialen innen liegenden elektrischen Leiter verfügt, der die eingespeiste Messsignale zur Spitze der Kanüle/Nadel leitet.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Nicht-Patentliteratur**

- "Impedance-based tissue discrimination for needle guidance" von Kalvoy, L. Frich, S. Grimnes, O. G. Martinsen, P. K. Hol und A. Stubhaug [\[0006\]](#)

## Patentansprüche

1. Vorrichtung (100) zur invasiven Charakterisierung von biologischen Materialien mit folgenden Merkmalen:

einem Signalgenerator (102), der ausgebildet ist, um ein Chirp-Signal oder ein MLS-Signal zu erzeugen; einer Einstechvorrichtung (106), die ein Einstechende (108) sowie einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter (116) und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter (118) aufweist, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter (116,118) durch ein Isoliermaterial (120) voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende (108) führen und an dem Einstechende (108) frei liegen, wobei die Einstechvorrichtung (106) ausgebildet ist, um das von dem Signalgenerator (102) erzeugte Chirp-Signal oder MLS-Signal an ein dem Einstechende (108) benachbartes biologisches Material über dem ersten und zweiten elektrisch leitfähigen Leiter (116, 118) anzulegen und um ein von dem biologischen Material abhängiges Signal über den ersten und den zweiten elektrisch leitfähigen Leiter (116, 118) abzugreifen; einem Detektor (104), der ausgebildet ist, um das abgegriffene Signal zu detektieren; und einer Auswerteeinrichtung (110), die ausgebildet ist, um das detektierte Signal auszuwerten.

2. Vorrichtung (100) nach Anspruch 1, bei der der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter (116, 118) koaxial angeordnet sind, um einen koaxialen Leiter zu bilden, wobei der erste elektrisch leitfähige Leiter (116) der koaxiale Innenleiter (116) und der zweite elektrisch leitfähige Leiter (118) der koaxiale Außenleiter (118) ist.

3. Vorrichtung (100) nach Anspruch 2, bei der der koaxiale Außenleiter (118) ausgebildet ist, um in biologisches Material einzudringen.

4. Vorrichtung (100) nach Anspruch 2 oder 3, bei der der koaxiale Innenleiter (116) zusammen mit dem Isoliermaterial (120) aus dem koaxialen Außenleiter (118) entfernbar ist, um eine Kanüle zu bilden.

5. Vorrichtung (100) nach Anspruch 2 oder 3, bei der der koaxiale Innenleiter (116) rohrförmig ausgebildet ist, um eine Kanüle zu bilden.

6. Vorrichtung (100) nach Anspruch 1, bei der die Einstechvorrichtung (106) zumindest einen weiteren elektrisch leitfähigen Leiter aufweist, der durch das Isoliermaterial (120) von dem ersten und zweiten elektrisch leitfähigen Leiter (116, 118) isoliert ist, zu dem Einstechende (108) führt, und an dem Einstechende (108) frei liegt.

7. Vorrichtung (100) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei der die Einstechvorrichtung (106) die Form einer Nadel oder Kanüle aufweist.

8. Vorrichtung (100) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei der der Detektor (104) ausgebildet ist, um einen Spannungswert oder Stromwert des abgegriffenen Signals zu detektieren.

9. Vorrichtung (100) nach Anspruch 8, bei der die Auswerteeinrichtung (110) ausgebildet ist, um den vom Detektor (104) detektierten Spannungswert oder Stromwert auszuwerten, um das biologische Material benachbart zum Einstechende (108) zu bestimmen, um eine Materialart zu erhalten.

10. Vorrichtung (100) nach Anspruch 9, bei der die Auswerteeinrichtung (110) eine Ausgabe (111) aufweist, die ausgebildet ist, um die Materialart auszugeben.

11. Vorrichtung (100) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Signalgenerator (102), die Einstechvorrichtung (106) und der Detektor (104) über eine Messleitung (112) verbunden sind.

12. Vorrichtung (100) nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Einstechvorrichtung (106) und die Messleitung (112) über ein Verbindungselement (114) verbunden sind.

13. Vorrichtung (100) nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Verbindungselement (114) ausgebildet ist, um eine Trennung zwischen Einstechvorrichtung (106) und Messleitung (112) zu ermöglichen.

14. Verfahren zur invasiven Bestimmung von biologischem Material mit folgenden Schritten:  
Erzeugen eines Chirp-Signals oder eines MLS-Signals;  
Anlegen des erzeugten Chirp-Signals oder MLS-Signals an ein biologisches Gewebe über eine Einstechvorrichtung, die ein Einstechende sowie einen ersten elektrisch leitfähigen Leiter und einen zweiten elektrisch leitfähigen Leiter aufweist, wobei der erste und der zweite elektrisch leitfähige Leiter durch ein Isoliermaterial voneinander isoliert sind, zu dem Einstechende führen und an dem Einstechende frei liegen;  
Abgreifen eines von dem biologischen Material abhängigen Signals über die zumindest zwei voneinander isolierten elektrisch leitfähigen Leiter der Einstechvorrichtung;  
Detektieren des abgegriffenen Signals; und  
Auswerten des detektierten Signals.

15. Verwendung eines Chirp-Signals oder MLS-Signals zur Bestimmung von biologischem Material in der Medizintechnik über die frequenzabhängige komplexe Lastimpedanz des biologischen Materials.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen



Anhängende Zeichnungen

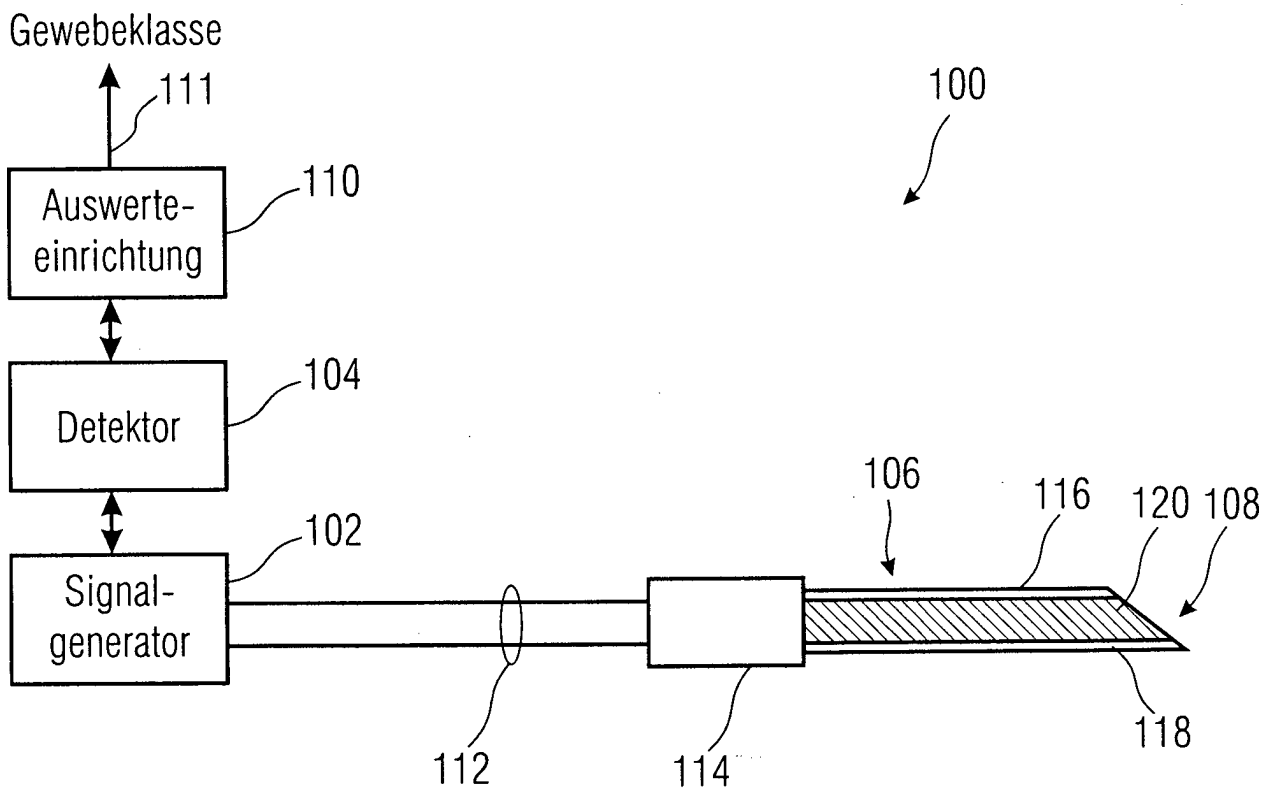


FIG 1

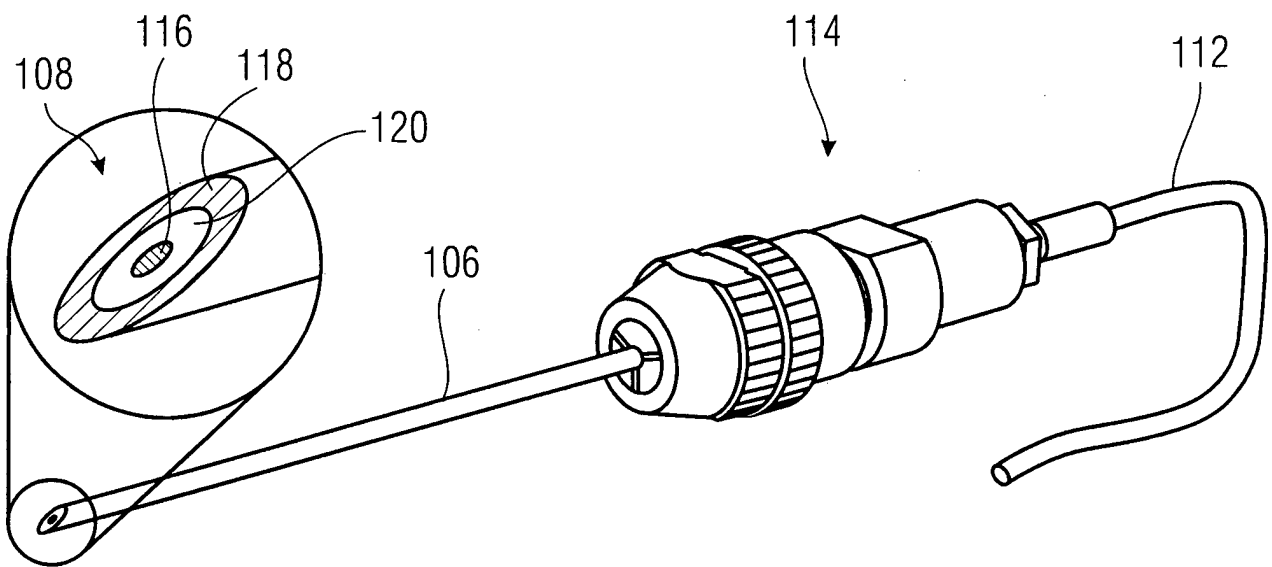


FIG 2

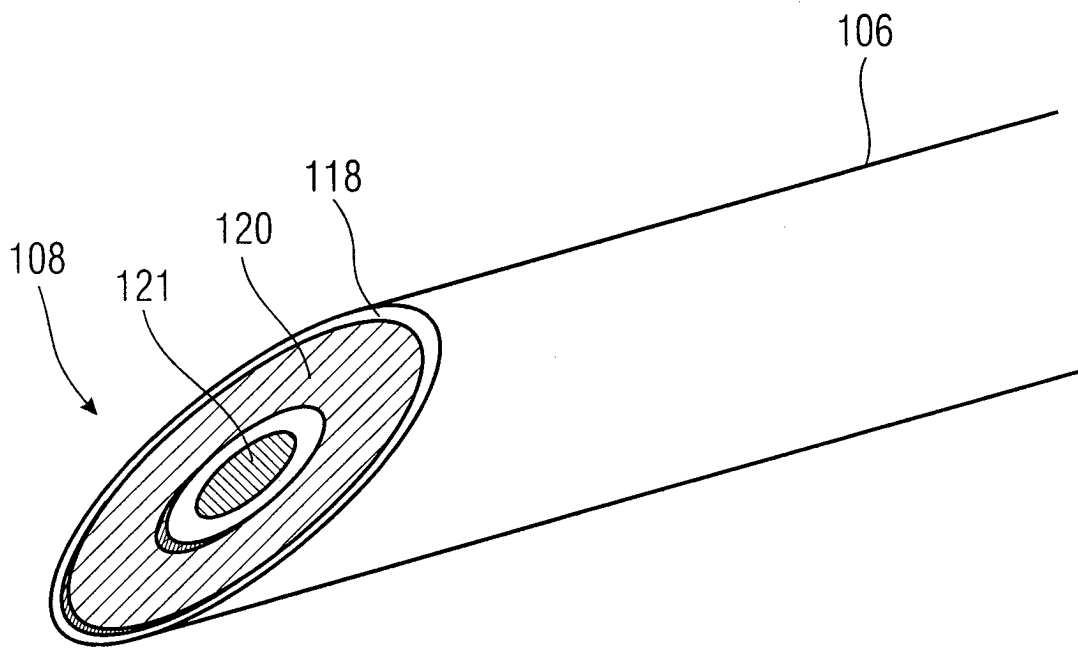


FIG 3

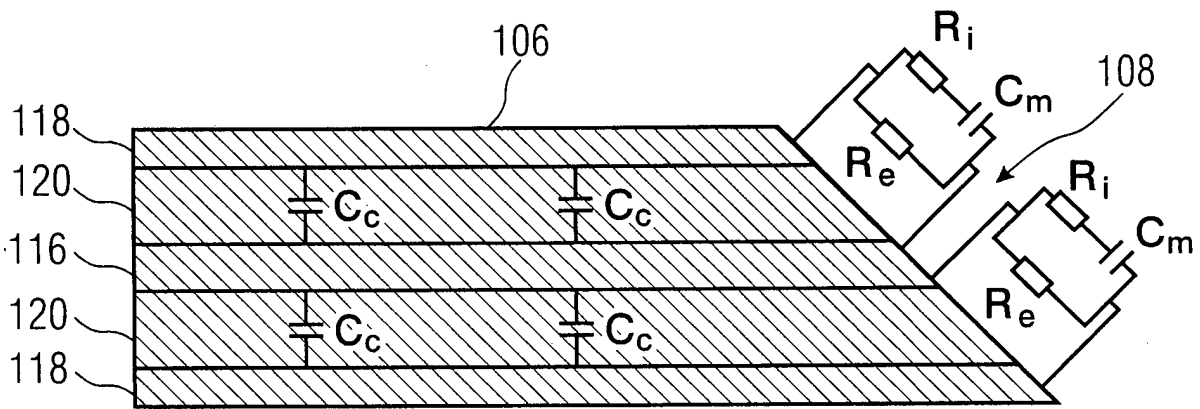


FIG 4



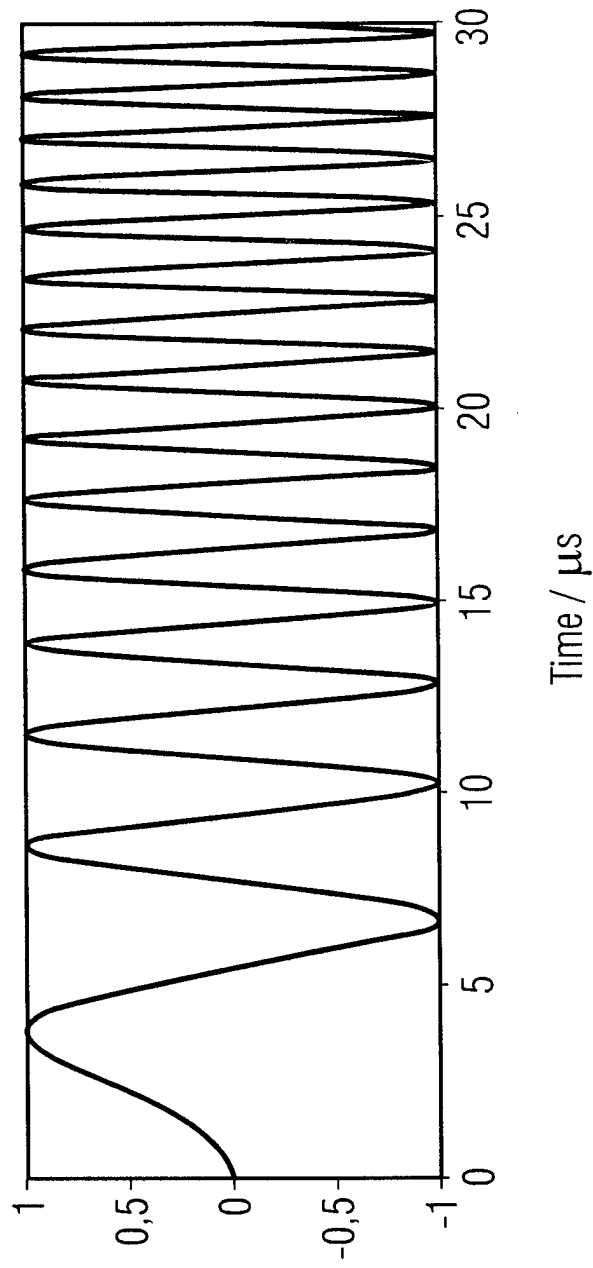


FIG 5

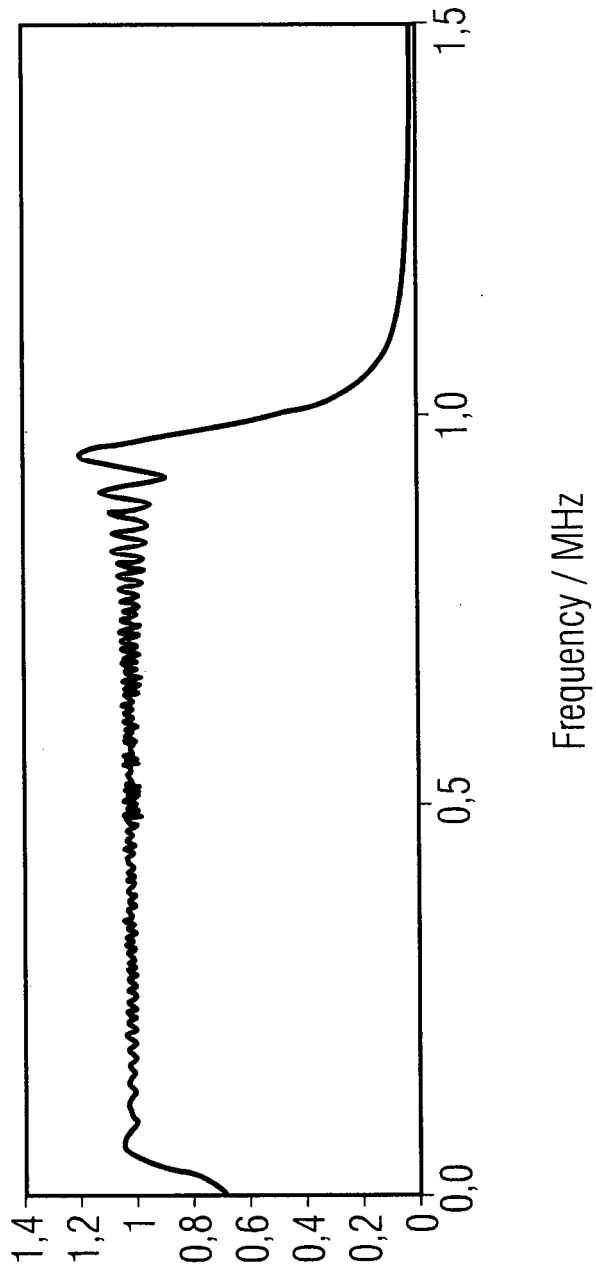


FIG 6

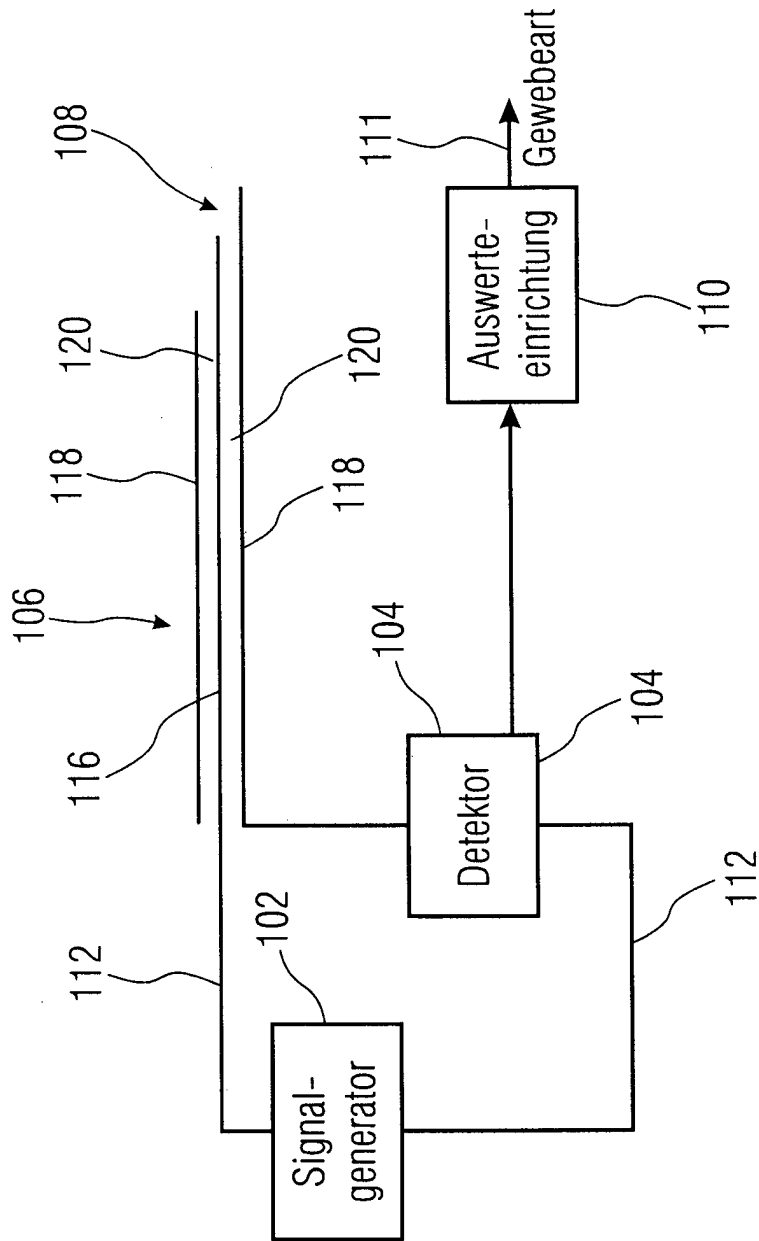


FIG 7

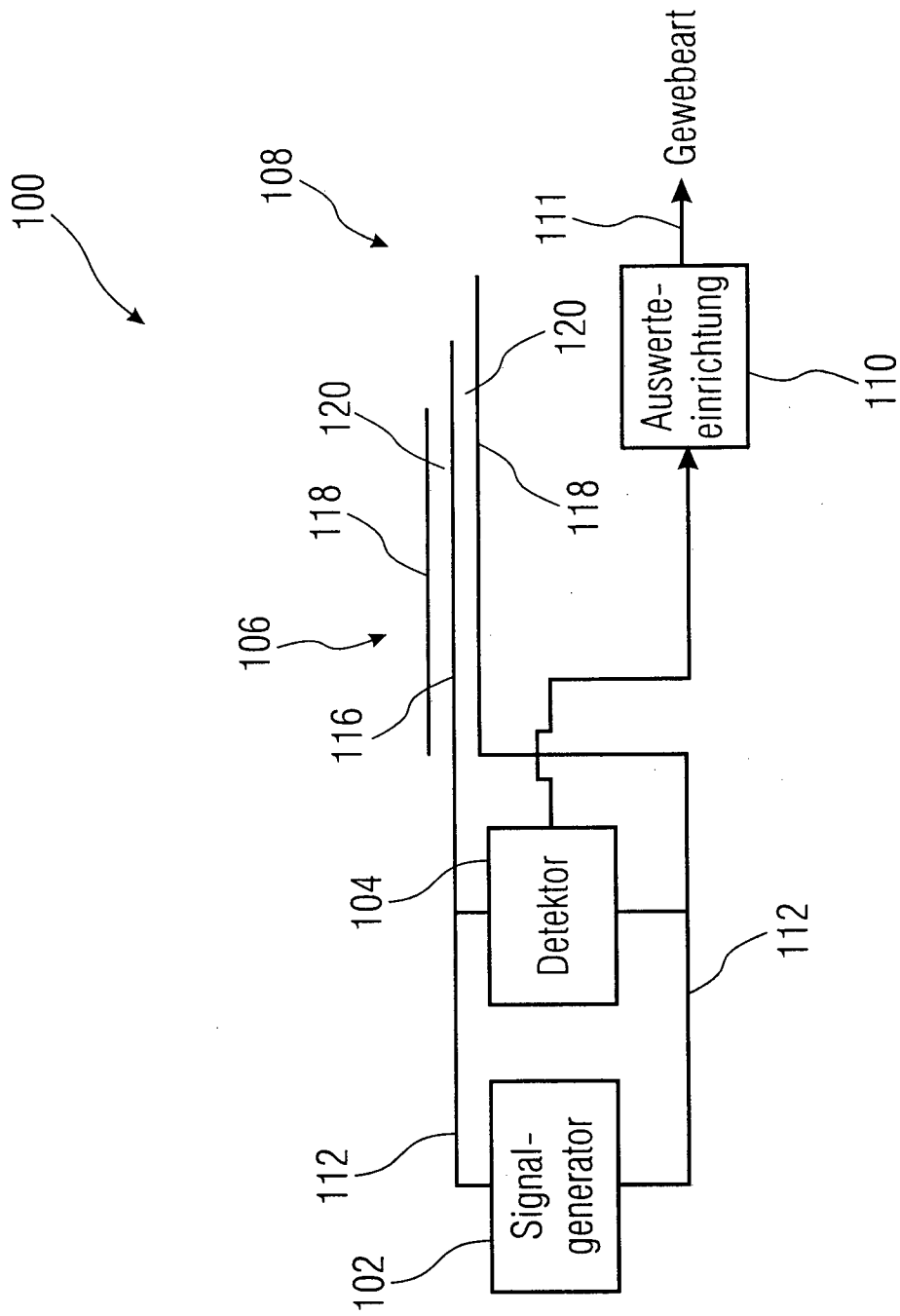


FIG 8