



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:  
07.06.2006 Patentblatt 2006/23

(51) Int Cl.:  
A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: 05024364.1

(22) Anmeldetag: 09.11.2005

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR  
HU IE IS IT LI LT LU LV MC NL PL PT RO SE SI  
SK TR  
Benannte Erstreckungsstaaten:  
AL BA HR MK YU

(72) Erfinder:  
• Czygan, Gerald, Dr.  
91054 Buckenhof (DE)  
• Lippert, Michael, Dr.  
91522 Ansbach (DE)

(30) Priorität: 02.12.2004 DE 102004059082

(74) Vertreter: Lindner-Vogt, Karin L.  
Hardtstrasse 9  
70499 Stuttgart (DE)

(71) Anmelder: BIOTRONIK CRM Patent AG  
6340 Baar (CH)

(54) **Vorrichtung zum Bestimmen der Thorax-Impedanz**

(57) Elektromedizinisches Implantat (100) mit wenigstens einem Messsignalgenerator (130), einer Impedanzmesseinheit (140) zur Bestimmung der Impedanz von menschlichem oder tierischem Gewebe, einer Kontrolleinheit (120), die zum Steuern von Messsignalgenerator (130) und Impedanzmesseinheit (140) mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) wenigstens mittelbar verbunden ist, sowie einer Elektrodenanordnung (170, 180) mit mindestens zwei Elektroden (170, 180), die direkt oder mittelbar mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbunden sind oder wenigstens zeitweilig verbunden werden können, oder mit einem Anschluss für eine solche Elektrodenanordnung (170, 180), wobei der Messsignalgenerator (130) ausgebildet ist, einen Strompuls oder eine Serie von Strompulsen zu erzeugen und abzugeben, und dass die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, zu einem bestimmten Zeitpunkt den Messsignalgenerator (130) zu veranlassen, einen Strompuls zu erzeugen und abzugeben, und die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung nach Verstärken wenigstens zweier unterschiedlich langer, mit dem Beginn des Abgebens des Strompulses beginnender und noch vor Ende der Abgabe des Strompulses endender Zeitspannen zu messen und einen die jeweils gemessene Spannung repräsentierenden Spannungswert auszugeben.

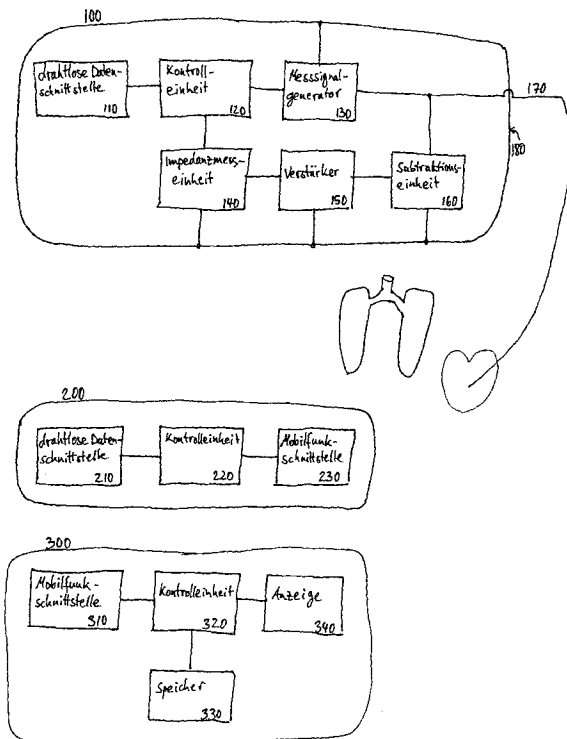


Abb. 3

**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein elektromedizinisches Implantat wie zum Beispiel einen Herzschrittmacher, Kardioverter, Defibrillator oder ein reines Monitoring-Implantat, das über Mittel zum Erfassen der Impedanz von menschlichem oder tierischem Gewebe verfügt.

**[0002]** Außerdem betrifft die Erfindung ein System mit wenigstens einem solchen elektromedizinischen Implantat, das zusätzlich mit einer drahtlosen Datenschnittstelle versehen ist, und einem Patientengerät, einem Home Monitoring Service Center oder beidem.

**[0003]** Aus dem Stand der Technik sind elektromedizinische Implantate mit Mitteln zur Impedanzbestimmung von menschlichem oder tierischem Gewebe zum Beispiel aus US 5,957,861 bekannt. Dort wird eine Vorrichtung dargelegt, die durch regelmäßiges Messen und langfristige Überwachung der Impedanz von Lungengewebe die Bildung von Lungenödemem frühzeitig zu erkennen hilft. Ödeme sind Flüssigkeitsansammlungen, die insbesondere bei Patienten mit chronischem Herzversagen auftreten. Der Körper reagiert auf das verminderte Pumpvermögen des Herzens mit Kompensationsmechanismen, die jedoch langfristig zu einer fortschreitenden Verschlechterung des Herzzustandes führen. Unter anderem erhöht sich die Vorlast und es kommt zu erhöhter Flüssigkeitsretention. Der erhöhte Druck im Lungenkreislauf kann im fortgeschrittenen Zustand die Bildung von Lungenödemem hervorrufen.

**[0004]** Die Impedanzmessung des Lungengewebes macht sich den Effekt zu Nutzen, dass mit Flüssigkeit gefülltes Körpergewebe einen anderen Leitwert aufweist als gesundes Gewebe. Die Erfahrung zeigt, dass solche Impedanzmessungen eine frühere Diagnose eines Lungenödems erlauben als traditionelle Verfahren. Elektromedizinische Implantate, die durch Impedanzmessungen einem Arzt solche Daten zur Verfügung stellen, die die Diagnose eines Lungenödems erlauben, genießen deshalb einige Aufmerksamkeit in der Entwicklung.

**[0005]** Insbesondere als vorteilhaft hat sich dabei die Integration der Impedanzmessung in einen Herzschrittmacher erwiesen.

**[0006]** Herzschrittmacher werden gewöhnlich unterhalb des Schlüsselbeins auf der dem Herzen gegenüberliegenden, aus Sicht des Arztes linken Körperseite implantiert und verfügen über eine Elektrode, die im Herzgewebe des Patienten verankert ist. In dieser Konstellation liegt der Hauptteil des Lungengewebes des Patienten zwischen dem Herzschrittmachergehäuse und der Elektrode im Herzen. Wird nun durch die Herzelektrode ein geringer Strom injiziert, der zu schwach ist, um einen Herzschlag oder eine sonstige Reaktion des Körpers hervorzurufen, kann gleichzeitig die zwischen Herzschrittmachergehäuse und Elektrode anliegende Spannung gemessen werden. Diese Spannung ist, bezogen auf den Wert des initiierten Stromes, ein Indikator für den Zustand des Lungengewebes des Patienten. Dabei genügt jedoch nicht die Betrachtung des Absolutwertes der gemessenen Impedanz, da diese in hohem Maße von der Anatomie des Patienten und der Qualität des Kontaktes zwischen Herzschrittmacher-Elektrode und Körpergewebe abhängig ist. Vielmehr müssen die gemessenen Impedanzwerte über längere Zeit gespeichert und mit älteren Werten verglichen werden. Treten innerhalb von Tagen oder Wochen Veränderungen des gemessenen Impedanzwertes auf, kann dies ein Hinweis auf die Bildung eines Lungenödems sein.

**[0007]** Handelsübliche Herzschrittmacher und sonstige elektromedizinische Implantate verfügen gewöhnlich über eine drahtlose Datenschnittstelle, über die der Herzschrittmacher medizinische und technische Daten an ein externes Gerät übermitteln kann. Wenn eine langreichweitige Telemetrie im Schrittmacher integriert wurde, können die von einem solchen Herzschrittmacher ermittelten Impedanzwerte des Lungengewebes auf diese Weise an ein Home Monitoring Service Center übermittelt werden, wo die Daten einem betreuenden Arzt zum Stellen einer Diagnose zur Verfügung gestellt werden. Befindet der betreuende Arzt aufgrund der übermittelten Daten, dass die Gefahr einer Lungenödembildung gegeben ist, kann der Patient lange vor dem Auftreten physischer Beschwerden zur Behandlung bestellt werden.

**[0008]** Die in US 5,957,861 beschriebene Vorrichtung hat jedoch den Nachteil, dass langfristige Veränderungen der gemessenen Impedanzwerte auch aufgrund anderer Ursachen entstehen können, wie z.B. der Vernarbung des den Herzschrittmacher und die Herzschrittmacherelektrode umgebenden Gewebes, oder einer Änderung der Herzgeometrie aufgrund fortschreitenden Herzversagens.

**[0009]** Im Hinblick auf den Stand der Technik ergibt sich somit die Aufgabe, eine Vorrichtung einzuführen, die eine zuverlässigere Bestimmung der Lungenimpedanz unabhängig von sonstigen langfristigen Veränderungen erlaubt.

**[0010]** Diese Aufgabe wird durch die erfindungsgemäße Vorrichtung dadurch gelöst, dass die Lungenimpedanz so gemessen wird, dass insbesondere die durch das Lungengewebe verursachten Komponenten der Impedanz den Messwert bestimmen.

**[0011]** Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass der kapazitive Anteil der zu bestimmenden Impedanz zu einem großen Teil auf die Lunge zurückzuführen ist, während die ohmschen Anteile durch die Gesamtheit des Körpergewebes bestimmt werden. Dementsprechend beruht die Erfindung auf dem Gedanken, dass die erfindungsgemäße Vorrichtung den gemessenen Impedanzwert in seine Komponenten zerlegen können soll, um Fehlalarme oder, schlimmer noch, eine Verdeckung der Symptome einer tatsächlich vorhandenen Ödembildung aufgrund der genannten oder anderer Effekte ausschließen zu können.

**[0012]** Wird das zwischen Herzschrittmacherelektrode und Herzschrittmachergehäuse liegende Körpergewebe in ein

elektrisches Ersatzschaltbild überführt, so ergibt sich dieses in Näherung als Serienschaltung eines ohmschen Widerstandes, der die Kontaktwiderstände der Messelektroden und das Herz- und sonstige Gewebe repräsentiert, und eines sogenannten RC-Gliedes, das das Lungengewebe darstellt.

**[0013]** Der Gegenstand der hier vorliegenden Erfindung vermag aufgrund ihrer neuartigen Messmethode Impedanzänderungen von Gewebe außerhalb der Lunge (vorwiegend ohmsche Komponenten) zu unterdrücken, und damit selektiv Impedanzänderungen der Lunge herauszustellen, indem sie den kapazitiven Teil der Impedanz berücksichtigt.

**[0014]** Zur Impedanzmessung verfügt das erfindungsgemäße elektromedizinische Implantat in jedem Falle über einen Messsignalgenerator, eine Impedanzmesseinheit, eine Kontrolleinheit sowie wenigstens zwei Elektroden oder einen Anschluss für Elektroden, von denen eine die zur Herzstimulation verwendete Herzelektrode und die andere das Gehäuse des elektromedizinischen Implantates als Referenzelektrode sein können. Die Elektroden bzw. deren Anschlüsse sind direkt oder mittelbar mit dem Messsignalgenerator und der Impedanzmesseinheit verbunden oder verbindbar. Sowohl der Messsignalgenerator als auch die Impedanzmesseinheit sind wiederum mit der Kontrolleinheit verbunden.

**[0015]** Es sind auch Ausführungen des elektromedizinischen Implantates vorgesehen, die über mehr als zwei Elektroden verfügen, wobei diese beliebige im Stand der Technik bekannte und für die Messung geeignete Elektroden sein können. Sind mehr als zwei Elektroden vorgesehen, kann das elektromedizinische Implantat dazu ausgebildet sein, mit im Betrieb veränderlich vorgebbaren Kombinationen von Elektroden betrieben zu werden, so dass Messsignalgenerator und Impedanzmesseinheit mit unterschiedlichen Elektroden verbunden werden können.

**[0016]** In einer ersten Umsetzung der erfindungsgemäßen Lehre ist der Messsignalgenerator dazu ausgebildet, einen Strompuls oder eine Folge von Strompulsen zu erzeugen und abzugeben. Besonders bevorzugt werden biphasische Strompulse verwendet, wie weiter unten erläutert wird. Die Impedanzmesseinheit bestimmt dabei die Impedanz, indem sie die halbe Spannungsdifferenz der während zweier gegenüberiger Strompulse gemessenen Spannungen bestimmt. Dies hat den Vorteil, dass durch diese differentielle Messweise externe, über die Messdauer konstante Störspannungen (elektrochemisches Potential, IEGM) unterdrückt werden. Während der Abgabe eines solchen Strompulses bestimmt die Impedanzmesseinheit des elektromedizinischen Implantates wenigstens zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten die zwischen den Messelektroden anliegende Spannung und gibt einen die jeweils gemessene Spannung repräsentierenden Spannungswert, der auch eine digital kodierte Zahl sein kann, aus.

**[0017]** Die Differenz der beiden während der Abgabe eines Strompulses gemessenen Spannungen entsteht aufgrund der Umladung der kapazitiven Impedanzanteile des Lungengewebes und liefert einen verbesserten Indikator für den Zustand des Patienten. Die im elektrischen Ersatzschaltbild des Körpergewebes in Serie mit dem Lungengewebe liegenden ohmschen Widerstände werden durch die Differenzbildung der beiden während der Abgabe eines Strompulses gemessenen Spannungswerte auf einfache Weise eliminiert. Dadurch wird das Messergebnis auch nicht aufgrund von langfristigen Veränderungen dieser ohmschen Widerstände, etwa durch Narbenbildung an den Kontaktstellen des elektromedizinischen Implantates, verfälscht.

**[0018]** In einer alternativen Umsetzung des elektromedizinischen Implantates ist der Messsignalgenerator ausgebildet, Strompulse variabler Pulsdauern zu erzeugen. Die Kontrolleinheit des elektromedizinischen Implantates veranlasst die Abgabe wenigstens zweier unterschiedlich langer Strompulse-während derer wenigstens jeweils eine Messung durch die Impedanzmesseinheit durchgeführt wird. Diese Messungen finden jeweils mit einem festen Abstand zum Zeitpunkt des Endes des jeweiligen Strompulses statt. Wegen der unterschiedlichen Dauer der Strompulse ist bei den beiden Messungen folglich eine unterschiedlich lange Zeit seit Beginn der Abgabe des Strompulses verstrichen, so dass die kapazitiven Elemente der Lungenimpedanz unterschiedlich lang aufgeladen wurden. Durch die unterschiedlich langen Ladezeiten ergeben sich unterschiedliche Messspannungen, deren Differenz wiederum einen besseren Indikator für den gegenwärtigen Zustand des Lungengewebes abgibt als der reine Impedanzwert selbst.

**[0019]** Bei beiden alternativen Umsetzungen des Erfindungsgedankens können mehr als zwei Messungen pro Messzyklus durchgeführt werden. Im ersten Fall geschieht dies durch mehr als zwei Messungen während der Abgabe eines einzelnen Strompulses, bei der zweiten Alternative durch die Abgabe von mehreren verschiedenen langen Strompulsen und der Durchführung einer Messung pro Strompuls.

**[0020]** Bei einer unabhängigen und alternativen Umsetzung der Erfindung ist der Messsignalgenerator dazu ausgebildet, Sinusströme unterschiedlicher Frequenzen zu erzeugen.

**[0021]** Aufgrund des unterschiedlichen Frequenzverhaltens von Herz- und Lungengewebe erzeugen zwei Sinusströme gleicher Amplitude, aber unterschiedlicher Frequenz, die in das Körpergewebe injiziert werden, an den Messelektroden unterschiedlich starke Sinusspannungen. So ist zum Beispiel bekannt, dass der spezifische Widerstand von Lungengewebe für eine zehnfach höhere Frequenz auf etwa 60% des Wertes bei der niedrigeren Frequenz abfällt, wo hingegen der spezifische Widerstand von Herzgewebe nur um ca. 5% abfällt.

**[0022]** Aus der Literatur sind folgende Werte bekannt:  $p(10 \text{ kHz})/p(100 \text{ kHz})$  ergibt für Lungengewebe etwa 1,7, für Herzgewebe 1,05, wobei  $p(f)$  der spezifische Widerstand des Gewebes bei der Frequenz  $f$  ist.

**[0023]** Dieser dritten Umsetzung des erfinderischen Gedankens liegt die Lehre zugrunde, dass sich aus zwei Impedanzmessungen bei unterschiedlichen Frequenzen durch Subtraktion des Impedanzwertes für die Messung mit einem Messsignal höherer Frequenz vom Impedanzwert der Messung mit niedriger Frequenz ein überwiegend von der Impe-

danz des Herzgewebes unabhängiger Messwert ergibt, weshalb die sich aus dem Stand der Technik ergebende Aufgabe, einen verbesserten Indikator für die Bildung von Lungenödemen zur Verfügung zu stellen, auch durch die dritte Umsetzungsweise gelöst wird.

**[0024]** Hierzu ein Beispiel: setzt man näherungsweise voraus, dass die Impedanzen von Lungengewebe und Herzgewebe in Reihe geschaltet sind, ergibt sich die Gesamtimpedanz  $Z_{\text{ges}}$  zu  $Z_{\text{ges}} = Z_{\text{Herz}} + Z_{\text{Lunge}}$ . Da  $Z(10 \text{ kHz}) = p(10 \text{ kHz})/p(100 \text{ kHz}) * Z(100 \text{ kHz})$  ist, folgt:

$$Z(10 \text{ kHz}) - Z(100 \text{ kHz}) = 0,05 * Z_{\text{Herz}}(100 \text{ kHz}) + 0,7 * Z_{\text{Lunge}}(100 \text{ kHz})$$

**[0025]** Werden folglich die für zwei unterschiedliche Frequenzen gemessenen Impedanzen subtrahiert, ist das Ergebnis in hohem Maße von der Impedanz der Lunge abhängig, jedoch nur in geringem Maße von der die Qualität der Messung beeinträchtigenden Herzimpedanz (Verhältnis 14:1).

**[0026]** Ein weiterer Aspekt der Erfindung richtet sich auf ein System, das neben einem elektromedizinischen Implantat der dargelegten Art über ein Patientengerät oder ein Home Monitoring Service Center oder beides verfügt.

**[0027]** Moderne elektromedizinische Implantate, insbesondere Herzschrittmacher, Defibrillatoren und dergleichen, bieten Arzt und Patienten ein Höchstmaß an Sicherheit und Komfort durch sogenannte Home Monitoring Funktionen.

**[0028]** Dabei protokolliert das Implantat Diagnose- und Therapieinformationen und überträgt diese Informationen über eine drahtlose Datenschnittstelle an ein externes Patientengerät, das der Patient nach ärztlicher Vorgabe mit sich führt. Von dort werden die Daten z.B. über ein Mobiltelefonnetz an das Home Monitoring Service Center weitergeleitet, wo sie für den Arzt gespeichert und visualisiert werden. Der Arzt kann sich auf diese Weise direkt über den Therapieverlauf und den aktuellen Gesundheitszustand seiner Patienten informieren und bekommt die Möglichkeit, schnell auf eventuelle Gesundheitsveränderungen zu reagieren. Die mittelbare Übertragung der Patientendaten über das Patientengerät bringt neben weiteren Vorteilen vor allem den des geringeren Leistungsverbrauchs für die Übertragung seitens des Implantates mit sich, dessen Batterien nur operativ gewechselt werden können.

**[0029]** Ohne Home Monitoring kann der Arzt diese Informationen nur im Rahmen einer Untersuchung des Patienten abfragen. In kritischen Situationen würde dies zu unerwünschten Verzögerungen im Informationsfluss führen. Zudem ist jede Untersuchung für Arzt und Patient mit erheblichem Zeitaufwand verbunden. Häufige Untersuchung beeinträchtigen Mobilität und Lebensqualität des Patienten.

**[0030]** Beim Home Monitoring werden die Implantatinformationen über das Patientengerät (siehe auch US 6553262, US 5752976) im Hintergrund verschickt, ohne dass der Patient in der normalen Lebensführung eingeschränkt wird; d.h., er genießt die Sicherheit des ärztlichen Monitorings ohne die Belastung von häufigen Untersuchungen.

**[0031]** Das beanspruchte System aus neuartigem elektromedizinischem Implantat und Patientengerät und/oder Home Monitoring Service Center erweitert die bekannten Vorteile solcher Systeme durch die Verfügbarkeit verbesserter Messdaten, die die Beurteilung des Gesundheitszustandes eines Patienten durch seinen betreuenden Arzt erleichtern.

**[0032]** In einer besonders bevorzugten Ausführung des elektromedizinischen Implantates verfügt dieses über eine Kontrolleinheit, die dazu ausgebildet ist, die Differenz der gemessenen Spannungswerte zweier zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführter Spannungsmessungen zu bestimmen. Diese beiden Spannungsmessungen werden dabei zu unterschiedlichen Zeitpunkten während der Abgabe eines Strompulses oder während zweier verschiedener Strompulse mit unterschiedlichen zeitlichen Abstand zum Beginn der Ausgabe der Strompulse durchgeführt. Besonders bevorzugt werden die beiden Spannungsmessungen während der Abgabe zweier gegenpoliger Strompulse durchgeführt, wobei bei der Differenzbildung die Vorzeichen der gemessenen Spannungen berücksichtigt werden. Durch diese biphasische Spannungsmessung werden externe Spannungen (elektrochemisches Potential, Ladung auf der Elektrode, IEGM) unterdrückt. Durch die Differenzbildung der bei verschiedenen Pulsdauern durchgeführten biphasischen Spannungsmessungen wird der zeitlich invariante Teil der beiden Messspannungen aus dem Ergebnis eliminiert, wodurch dieses einen besonders guten Indikator für den Zustand des Lungengewebes abgibt.

**[0033]** In einer besonders vorteilhaften Ausführung der Erfindung ist diese dazu ausgebildet, mehrere Messungen während der Abgabe eines einzigen Strompulses oder während der Abgabe mehrere Strompulse mit verschiedenem zeitlichen Abstand zum Beginn der Abgabe des jeweiligen Pulses durchzuführen. In jeder realen Messanordnung werden Messungen immer durch Störeinflüsse wie Rauschen oder elektromagnetische Störfelder verfälscht. Werden mehr als zwei Messungen durchgeführt, kann der Einfluss dieser Fehlerquellen durch mathematische Ausgleichsverfahren verringert werden. Dabei steigt die Qualität des Messergebnisses mit der Anzahl der durchgeführten Messungen.

**[0034]** Im vorliegenden Fall soll im wesentlichen der kapazitive Anteil der Lungenimpedanz bestimmt werden, weshalb das erwartete Ergebnis die Charakteristik einer Lade- bzw. Entladekurve aufweist. In dieser Ausführung ist die Kontrolleinheit des elektromedizinischen Implantates deshalb dazu ausgebildet, zu jedem Messpunkt gemäß der bekannten Formel für das Aufladen eines Kondensators Ausgleichskurvenwerte zu berechnen, deren Wert insbesondere von den

Parametern  $\tau$ , der Zeitkonstante, und  $U_0$ , der Ladespannung, abhängen. Die Kontrolleinheit bestimmt dabei für eine Vielzahl von Parameterkombinationen mögliche Ausgleichskurvenwerte oder greift auf eine in einem nichtflüchtigen Speicher abgelegte Tabelle solcher Werte zu und vergleicht diese mit den tatsächlich gemessenen Werten. Dieser Vergleich wird besonders bevorzugt durch die Bestimmung des minimalen Betrages der Summe der Quadrate der Differenzen zwischen Messwerten und Ausgleichskurvenwerten durchgeführt. Als Ergebnisparameterkombination wird diejenige Parameterkombination angesehen, die im Vergleich mit den tatsächlich bestimmten Messwerten die geringste Summe der Quadrate der einzelnen Abweichungen aufweist.

**[0035]** Ist das elektromedizinische Implantat ausgebildet, mehrere unterschiedlich lange Strompulse auszugeben und pro Strompuls nur eine Spannungsmessung durchzuführen, werden die für jeden Strompuls bestimmten Messwerte nach dem zeitlichen Abstand der Messung zum Beginn der Ausgabe des jeweiligen Strompulses sortiert und anschließend dem gleichen Ausgleichsverfahren zugeführt.

**[0036]** Da die Berechnung von Exponentialfunktionen sehr rechenaufwendig ist, kann eine Ausgleichskurve der Messwerte alternativ auch durch eine Approximation durch ein Polynom berechnet werden. In diesem Fall kann das bekannte Verfahren der kleinsten Fehlerquadrate verwendet werden, das sich für Polynome mit geringem Rechenaufwand durchführen lässt.

**[0037]** Der Fachmann wird in jedem Fall erkennen, dass ihm eine große Bandweite von mathematischen Fehlerreduktionsverfahren zur Verfügung steht, die die Berechnung eines verbesserten Gesamtmessergebnisses auf der Grundlage der ursprünglichen Messergebnisse ermöglichen.

**[0038]** Da die bekannte exponentielle Ladefunktion zu Beginn steil und zu ihrem Ende immer flacher ansteigt, geben Messungen in ihrem Anfangsbereich besseren Aufschluss hinsichtlich der tatsächlich gegebenen Parameter, weshalb in einer vorteilhaften Umsetzung der Erfindung diese dazu ausgebildet ist, mehr Spannungsmessungen zu Beginn der Ausgabe eines Strompulses als gegen deren Ende durchzuführen. Dadurch kann der Messfehler rechnerisch minimiert werden, wodurch die Ergebnis-Parameter besonders gut geeignet sind, Veränderungen der Beschaffenheit des Lungengewebes des Patienten aufzuzeigen.

**[0039]** Wird die Vielzahl der Messwerte wiederum während der Ausgabe mehrerer Strompulse bestimmt, kann der Messfehler der Ergebnis-Parameter-Kombination in äquivalenter Weise reduziert werden, indem mehr Strompulse kurzer Pulsdauer als längerer Pulsdauer ausgegeben werden.

**[0040]** In einer Fortführung des erfinderischen Gedankens kann das elektromedizinische Implantat außerdem dazu ausgebildet sein, anstelle der oder zusätzlich zur Ergebnisparameterkombination die Differenz zweier Ausgleichskurvenwerte, die nach dem bereits beschriebenen Verfahren bestimmt wurden, zu berechnen und als Ergebnis auszugeben. Dabei wird vorzugsweise die Differenz der Ausgleichskurvenwerte des jeweils ersten und letzten während der Abgabe eines Strompulses gemessenen Spannungswertes bestimmt.

**[0041]** In einer entsprechenden Umsetzung der alternativen Messmethode bei Ausgabe mehrerer unterschiedlich langer Strompulse ist das elektromedizinische Implantat dazu ausgebildet, die Differenz der Ausgleichskurvenwerte für die Spannungsmessungen des jeweils längsten und des kürzesten Strompulses zu bestimmen. Die Bestimmung dieses Spannungsdifferenzwertes aus den Ausgleichskurvenwerten hat den Vorteil, dass ein fehlerreduzierter Messwert für die kapazitive Komponente der Gewebeimpedanz zur Verfügung gestellt wird.

**[0042]** Ist der Messsignalgenerator des elektromedizinischen Implantates dazu ausgebildet, Strompulse zu erzeugen, so verfügt eine besonders bevorzugte Variante des elektromedizinischen Implantates über einen Messsignalgenerator, der ausgebildet ist, biphasische Strompulse zu erzeugen.

**[0043]** Biphasische Strompulse weisen Signalanteile positiver und negativer Auslenkung auf. Sie können an den Nulldurchgängen in zwei oder mehr Abschnitte aufgeteilt werden, die jeweils einem der beiden Vorzeichen zugehören. Bei der Anwendung in elektromedizinischen Implantaten werden insbesondere solche biphasischen Strompulse bevorzugt, bei denen sich die Integrale der positiven und der negativen Signalanteile gleichen, so dass die Differenz der beiden Integrale 0 ergibt. Biphasische Strompulse werden deshalb bevorzugt, weil sie nicht zu Elektrolyseeffekten führen oder die Verteilung von Ionen in der Körperflüssigkeit beeinflussen und deshalb medizinisch verträglicher sind. Weiterhin wird somit das "Aufladen" des Elektroden-Gewebe-Interface vermieden und die Sensing-Eigenschaften des Implantats nicht beeinflusst. Der Einfluss externer Spannungen, insbesondere solcher Gleichspannungsanteile, die nicht auf impedanzbedingtem Spannungsabfall beruhen, wie z.B. elektrochemischer Potentiale und der IEGM-Signale des Myokards, auf das Messsignal kann durch die Messung mit biphasischen Pulsen eliminiert werden.

**[0044]** In der dritten unabhängigen Umsetzung des Erfindungsgedankens ist der Messsignalgenerator des elektromedizinischen Implantates dazu ausgebildet, Sinusströme unterschiedlicher Frequenzen zu erzeugen und abzugeben. Der Impedanzmeseinheit fällt dann die Aufgabe zu, die Amplitude der bei der Abgabe eines sinusförmigen Stromes an den Messelektroden anliegenden Sinusspannung oder die Phasendifferenz zwischen sinusförmigem Messsignal und der an den Messelektroden anliegenden Sinusspannung zu bestimmen. Sowohl das Verhältnis der Amplituden als auch das Phasenverhältnis von Messsignal und gemessener Sinusspannung können Aufschluss über den kapazitiven Anteil der Gewebeimpedanz geben.

**[0045]** Die Amplitudenmessung wird bevorzugt über Mittelung der Messspannung in einem geeigneten Filter oder

einer Phase-Locked Loop (PLL) und anschließender Messung der resultierenden Gleichspannung durchgeführt, die Messung des Phasenverhältnisses durch Detektion der Nulldurchgänge von Messsignal und gemessenem Signal und Bestimmen der Zeiten, die zwischen den Nulldurchgängen liegen.

**[0046]** In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung kann diese dazu ausgebildet sein, die Frequenz des erzeugten sinusförmigen Messsignals mit der Zeit zu erhöhen, bis die Impedanzmesseinheit eine bestimmte, vorgebbare Phasendifferenz feststellt. Zur Verbesserung der Messsicherheit kann in einer Abwandlung dabei ein Zeitraum vorgegeben werden, über den die vorgebbare Phasendifferenz festgestellt werden soll. Alternativ kann die Impedanzmesseinheit auch dazu ausgebildet sein, maximale oder minimale Phasendifferenzen zwischen Messsignal und gemessenem Signal während eines vorgebbaren Zeitraumes zu detektieren.

**[0047]** Die Qualität der Messung kann verbessert werden, indem die Messspannung zuvor geeignet gefiltert wird, wodurch Störsignale anderer Frequenzen eliminiert oder unterdrückt werden können. Eine bevorzugte Ausführung dieser alternativen Form des elektromedizinischen Implantates verfügt deshalb über ein Filter, das zwischen Messelektrode und Impedanzmesseinheit geschaltet ist und als Tiefpass- oder Bandpassfilter ausgeführt ist. Der Durchlassbereich des Filters ist dabei so gewählt, dass die Frequenz der vom Messsignalgenerator erzeugten Sinusströme in ihn fällt.

**[0048]** In einer besonders vorteilhaften Fortführung dieser bevorzugten Ausführung des elektromedizinischen Implantates ist der Durchlassbereich des Filters kleiner als die Differenz der Frequenzen des höchst- und des niedrigstfrequenten Sinusstromes, der vom Messsignalgenerator abgegeben wird. Damit jedoch das Filter die jeweiligen Messsignale passieren lässt, ist der Durchlassbereich zusätzlich noch veränderbar gestaltet, so dass bei jeder Einzelmessung etwaige Störeinflüsse besonders breitbandig unterdrückt werden.

**[0049]** In einer weiteren Ausführung verfügt das elektromedizinische Implantat über eine Subtraktionseinheit, die dazu ausgebildet ist, eine Differenz der durch die Impedanzmesseinheit für unterschiedliche Sinusströme bestimmten Amplitudenspannungen zu bestimmen und als Amplitudendifferenzwert auszugeben. Auf diese Weise wird von der Subtraktionseinheit ein Ergebniswert zur Verfügung gestellt, der überwiegend von der Impedanz des Lungengewebes abhängig ist und somit einen besonders guten Indikator für den Zustand des Lungengewebes darstellt.

**[0050]** Gemäß der dieser alternativen Umsetzung der Erfindung zugrundeliegenden Lehre werden für die Bestimmung der Lungenimpedanz Sinusströme einer Frequenz zwischen ungefähr 1 kHz und ungefähr 100 kHz besonders bevorzugt. Frequenzen zwischen 2 und 20 kHz sind technisch leicht beherrschbar und die Eigenschaften von Körpergewebe bei einer Injektion von Strömen dieser Frequenzen hinreichend bekannt.

**[0051]** Zwischen Messelektrode und Impedanzmesseinheit kann vorteilhafterweise ein Verstärker geschaltet werden, der dazu ausgebildet ist, die zwischen den Messelektroden anliegende Messspannung zu verstärken oder abzuschwächen und die resultierende Spannung der Impedanzmesseinheit zuzuleiten. Indem der Verstärkungsfaktor des Verstärkers veränderbar gestaltet wird, kann das elektromedizinische Implantat die an der Impedanzmesseinheit anliegende Spannung dergestalt an den Messbereich der Impedanzmesseinheit anpassen, dass eine möglichst genaue Messung durchgeführt werden kann. In dieser Variante des elektromedizinischen Implantates wird der Messwert der Impedanzmessung auf den Verstärkungsfaktor des Verstärkers bezogen. Ist der Verstärkungsfaktor des Verstärkers im Betrieb dergestalt anpassbar, dass der Betrag des Maximalwertes der verstärkten Spannung einen ersten Spannungswert nicht unter- und einen zweiten Spannungswert nicht überschreitet, ist außerdem gewährleistet, dass die Impedanzmesseinheit nicht übersteuert wird, was grobe Messfehler zur Folge hätte.

**[0052]** Da die von der Impedanzmesseinheit zu bestimmende Spannung bzw. Amplitude gewöhnlich einen zeit- bzw. frequenzinvarianten Anteil aufweist, verfügt eine weitere vorteilhafte Variante über eine Subtraktionseinheit, die dem Verstärker vorgeschaltet ist. Diese Subtraktionseinheit ist dazu ausgebildet, vor der Messung der Messspannung durch die Impedanzmesseinheit diese um einen konstanten, einstellbaren Wert zu verringern, so dass der Impedanzmesseinheit möglichst nur der zeitvariante bzw. frequenzvariante Teil der Messspannung zugeführt wird. Auf diese Weise wird der Messfehler bei der Bestimmung des kapazitiven Impedanzanteils minimiert.

**[0053]** Wird die Messung der Gewebeimpedanz nur zwischen zwei Punkten im Körper vorgenommen, erfasst der resultierende Messwert unterschiedliche Geweberegionen in unterschiedlicher Gewichtung, da der Messstrom bevorzugte Wege durch das Gewebe wählt. Werden mehr als zwei Elektroden vorgesehen, kann die Qualität der Impedanzmessungen dadurch verbessert werden, dass die Impedanz zwischen unterschiedlichen Kombinationen von Elektroden bestimmt wird. Der Messstrom fließt dabei aufgrund der unterschiedlichen Positionierung der Elektroden im Körper auf unterschiedlichen Wegen, weshalb mehrere für unterschiedliche Elektrodenanordnungen durchgeführte Messungen die Gesamtheit des Lungengewebes besser zu berücksichtigen vermögen. Deswegen sind bei Ausführungen des elektromedizinischen Implantates mit mehr als zwei Elektroden solche Ausführungen bevorzugt, bei denen Impedanzmesseinheit und Messsignalgenerator mit unterschiedlichen Elektroden verbunden werden können.

**[0054]** Vorteilhafter Weise ist die Kontrolleinheit von elektromedizinischen Implantaten mit mehr als zwei Elektroden dazu ausgebildet, die für unterschiedliche Elektrodenanordnungen bestimmten Messwerte in einen die verschiedenen Messwerte repräsentierenden Mittelwert zu überführen. Wird dieser Mittelwert als Ergebnis ausgegeben, ermöglicht er eine kompaktere Darstellung und Übermittlung als verbesserter Indikator für den Zustand des Lungengewebes des Patienten.

**[0055]** Alle beanspruchten Ausführungen eines elektromedizinischen Implantates mit Mitteln zur Impedanzbestimmung von Körpergewebe sind besonders bevorzugt als Herzschrittmacher, Kardioverter oder Defibrillator ausgeführt. Die typische Positionierung solcher elektromedizinischer Implantate und ihrer Elektroden erlaubt eine besonders einfache Integration der Mittel zur Impedanzbestimmung von Körpergewebe, die insbesondere bei Patienten mit Herzinsuffizienz besonders sinnvoll sind, weil diese in hohem Maße der Gefahr der Ödembildung ausgesetzt sind.

**[0056]** Da die Messung der Gewebeimpedanz aufgrund der Positionierung der Herzelektrode auch vom Kontraktionszustand des Herzens und vom Blutgehalt der Blutgefäße und Kapillaren abhängig ist, wird in einer Ausführung des elektromedizinischen Implantates vorteilhafterweise ein Herzaktivitätsdetektor vorgesehen, der ausgebildet ist, den Herzzyklus eines Patienten zu messen. Indem der Herzaktivitätsdetektor den Herzzyklus eines Patienten bestimmt, können die Strompulse vom Messsignalgenerator zu festen Zeitpunkten innerhalb eines Herzzyklus abgegeben werden, so dass für Messungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten identische oder nahezu identische Messbedingungen sichergestellt werden können.

**[0057]** Alternativ werden während eines oder mehrerer Herzzyklen mehrere Messungen durchgeführt und die Messergebnisse anschließend gemittelt. Auf diese Weise kann ein vom jeweiligen Herzzustand weitgehend unabhängiger Impedanzwert gewonnen werden. Diese Mittelung kann auch im Patientengerät oder im Home Monitoring Service Center vorgenommen werden.

**[0058]** Die Impedanz des Lungengewebe hängt in hohem Maße von dem in der Lunge enthaltenen Luftvolumen ab, weshalb eine besonders bevorzugte Ausführung des elektromedizinischen Implantates über einen Atemaktivitätsdetektor verfügt, der ausgebildet ist, den Atemzyklus eines Patienten zu messen. Durch den Atemaktivitätsdetektor kann das elektromedizinische Implantat Impedanzmessung zu bestimmten Zeitpunkten innerhalb eines Atemzyklus durchführen, so dass die Zeitpunkte mehrerer Messungen jeweils beispielsweise auf den Moment des maximalen Ausatmens, des maximalen Einatmens oder eines anderen Zeitpunktes im Atemzyklus gelegt werden können. Hierdurch werden die gemessenen Impedanzwerte von dem Atemzustand weitgehend unabhängig, so dass die Vergleichbarkeit von Messwerten, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten gewonnen wurden, verbessert wird.

**[0059]** Genau wie bei der Mittelung der Messergebnisse verschiedener während eines oder mehrerer Herzzyklen durchgeführter Impedanzmessungen ein vom Herzzustand unabhängiger Vergleichswert gewonnen werden kann, wird ein noch weiter verbesserter Vergleichswert gestellt, wenn sich die Mittelung auf Messergebnisse erstreckt, die während eines ganzen oder mehrerer Atemzyklen bestimmt wurden. Eine besonders bevorzugte Variante der Erfindung ist deshalb dazu ausgebildet, einen Mittelwert der Messergebnisse einer Mehrzahl während einiger Atemzyklen durchgeführten Impedanzmessungen zu berechnen. Diese Mittelung kann auch im Patientengerät oder im Home Monitoring Service Center vorgenommen werden.

**[0060]** Anstelle der Bestimmung des Mittelwertes kann auch der Median der Messergebnisse einer Reihe von Impedanzmessungen treten. Der Median hat den Vorteil, dass er mit geringerem Rechenaufwand bestimmt werden kann und dass sein Wert nicht durch extreme Messwerte, die auf Messfehlern beruhen könnten, verzerrt wird.

**[0061]** Alle Varianten des erfindungsgemäßen elektromedizinischen Implantates verfügen vorzugsweise über eine drahtlose Datenübertragungsschnittstelle, die dazu ausgebildet ist, neben anderen medizinischen oder technischen Daten die durch die Kontrolleinheit bestimmten Ergebniswerte wie Spannungsdifferenzwert, Mittelwert, Wert des ersten Parameters  $U_0$ , Wert des zweiten Parameters  $\tau$  und Amplitudendifferenzwert und/oder einen oder mehrere der von der Impedanzmesseinheit bestimmten Spannungs- bzw. Amplitudenwerte über die drahtlose Datenübertragungsschnittstelle direkt oder mittelbar über ein Patientengerät an ein Home Monitoring Service Center zu senden. Alle diese Daten sind dabei vorzugsweise als binäre Digitalzahlen kodiert. Durch die drahtlose Datenübertragung der Patientendaten kann dem behandelnden Arzt der Zugriff auf aktuelle, den Zustand des Lungengewebes des Patienten indizierende Messwerte eingeräumt werden, ohne dass der Patient sich dazu in ein Krankenhaus begeben müsste.

**[0062]** In einer Variante des beanspruchten Systems mit einem erfindungsgemäßen elektromedizinischen Implantat und einem Patientengerät und einem Home Monitoring Service Center sind das Patientengerät oder das Home Monitoring Service Center dazu ausgebildet, Kurzzeit- und Langzeitmittelwerte der einzelnen vom elektromedizinischen Implantat empfangenen Patientendaten zu berechnen. Diese Mittelwerte liefern einen guten Vergleichswert zur Beurteilung der zuletzt empfangenen Patientendaten.

**[0063]** In einer weiteren Variante sind das Patientengerät oder das Home Monitoring Service Center dazu ausgebildet, empfangene Patientendaten mit den berechneten Kurzzeit- und Langzeitmittelwerten, etwa durch Subtraktion der Mittelwerte von den Patientendaten, zu vergleichen.

**[0064]** Eine bevorzugte Variante des Systems ermöglicht es dem behandelnden Arzt, eine Vielzahl von Patienten bequem zu betreuen, indem es ausgebildet ist, Abweichungen der mit den Mittelwerten verglichenen Patientendaten anzuzeigen. Dabei können besonders starke Abweichungen gesondert hervorgehoben werden.

**[0065]** Im Folgenden soll die Erfindung anhand von Abbildungen von Ausführungsbeispielen und weiteren erläuternden Abbildungen beschrieben werden.

**[0066]** Abbildung 1 zeigt modellhaft ein elektrisches Ersatzschaltbild des Körpergewebes zwischen den beiden Messelektroden im Betriebsfall.

**[0067]** Abbildung 2 zeigt in seinen vier Unterabbildungen a, b, c und d mehrere unterschiedliche Spannungsverläufe, wie sie sich bei der Injektion eines biphasischen Strompulses in das Körpergewebe ergeben können.

**[0068]** Abbildung 3 zeigt ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels der Erfindung.

**[0069]** Abbildung 4 zeigt drei Koordinatensysteme, die mögliche Strom- und Spannungsverläufe während der Durchführung des Messverfahrens zeigen.

**[0070]** Abbildung 5 zeigt ein weiteres Beispiel einer Folge- von biphasischen Strompulsen, wie sie besonders vorteilhaft für eine differentielle Messung der Gewebeimpedanz eingesetzt werden kann.

**[0071]** Abbildung 1 zeigt ein Netzwerk mehrerer diskreter Elemente. Es ergibt sich im wesentlichen als Serienschaltung eines ohmschen Widerstandes  $R_h$  und einer Parallelschaltung von mehreren Widerständen und einer Kapazität  $C$ .  $R_h$  repräsentiert hierbei den Widerstand des Herzgewebes, in dem eine Messelektrode angeordnet ist. Der Einfachheit halber wurden sonstige Kontaktwiderstände der beiden Messelektroden mit in den Widerstand  $R_h$  einbezogen. Die Parallelschaltung der Kapazität  $C$  und der ohmschen Widerstände  $R_{in}$ ,  $R_{ex}$  und  $R_{edema}$  beschreibt in Näherung das Widerstandsverhalten des zwischen Herzen und elektromedizinischem Implantat liegenden Lungengewebes.  $R_{in}$ ,  $R_{ex}$  und  $C$  charakterisieren das elektrische Verhalten des gesunden Lungengewebes, während  $R_{edema}$  nur hinzutritt, wenn der ohmsche Widerstand des Lungengewebes aufgrund einer Ödembildung herabgesetzt wird. Der durch das Ödem verringerte ohmsche Widerstand ist in dem elektrischen Ersatzschaltbild durch Parallelschaltung des Widerstands  $R_{edema}$  berücksichtigt.

**[0072]** Während der zeitinvariante Teil der durch die Injektion eines Strompulses erzeugten Messspannung von der Serienschaltung des Widerstandes  $R_h$  und den Widerständen  $R_{in}$ ,  $R_{ex}$  und  $R_{edema}$  abhängt, wird der zeitvariante Teil der Messspannung allein von den Widerständen  $R_{in}$ ,  $R_{ex}$ ,  $R_{edema}$  und der Kapazität  $C$  bestimmt. Die Abhängigkeit des zeitvarianten Spannungsanteils von  $R_{edema}$  ist dabei wesentlich stärker als die des zeitinvarianten. Dies verdeutlicht, wie durch die Bestimmung des zeitvarianten Messspannungsanteils die Aussagekraft der gewonnenen Impedanzwerte steigt und zusätzlich Veränderungen des Widerstandes  $R_h$  durch Vernarbung des die Messelektroden umgebenden Gewebes als Fehlerquelle bei der langfristigen Beobachtung der Entwicklung der Gewebeimpedanzwerte eliminiert werden kann.

**[0073]** Abbildung 2 unterteilt sich in zwei Unterabbildungen, welche jede für sich wiederum in zwei weitere Teilabbildungen zerfallen. Dadurch ergeben sich insgesamt vier Teilabbildungen, die mit den Buchstaben a bis d benannt sind. Die erste Unterabbildung zeigt in den Teilabbildungen a und b zwei Spannungsverläufe, wie sie sich bei der Injektion eines rechteckigen Strompulses in das Körpergewebe ergeben könnten. Die beiden Spannungsverläufe wurden für bis auf den Wert des Widerstandes  $R_h$  identische Ersatzschaltbilder des Körpergewebes berechnet. In der Unterabbildung b wurde der Wert des Widerstandes  $R_h$  reduziert, was eine Abnahme des Maximalwertes des Spannungsverlaufs zur Folge hat. Deutlich erkennbar ist bei Vergleich der beiden Teilabbildungen a und b, dass sich durch die Verringerung des Widerstandes lediglich eine Abnahme des konstanten Sockelteils der Spannungskurve ergibt, während der zeitvariante obere Teil weiterhin einen identischen Verlauf aufweist. Dieses Verhalten bestätigt, dass die Differenz zweier zu unterschiedlichen Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  gewonnener Spannungsmesswerte einen von dem Widerstand des Herzgewebes  $R_h$  unabhängigen Indikator liefern.

**[0074]** In der zweiten Unterabbildung der Abbildung 2 wurde bei konstantem Widerstand  $R_h$  nun ein Widerstand  $R_{edema}$  in das Ersatzschaltbild aufgenommen. Dieser dem Widerstand  $R_{ex}$  parallel geschaltete Widerstand verringert den parallel zur Kapazität  $C$  liegenden ohmschen Widerstand, so dass diese Kapazität schneller aufgeladen beziehungsweise entladen werden kann. Während sich durch den Vergleich der beiden Spannungskurven in den Teilabbildungen c und d deutlich eine Abnahme der Amplitude des zeitvarianten Anteils der Spannungskurve zeigt, bleibt der konstante Teil der Spannungssignale trotz des Hinzutretens des Widerstandes  $R_{edema}$  nahezu konstant. Es kann also gefolgert werden, dass die Differenz der beiden Messwerte zu Beginn und zum Ende der Ausgabe des Strompulses einen im wesentlichen vom Widerstand des Herzgewebes unabhängigen, aber von der Bildung von Ödemen in hohem Maße abhängigen Indikator stellt.

**[0075]** Das in Abbildung 3 gezeigte System mit einem Herzschrittmacher 100, einem Patientengerät 200 und einem Home Monitoring Service Center 300 soll als Beispiel für ein System der beanspruchten Art dienen.

**[0076]** Der Herzschrittmacher 100 verfügt zur Kommunikation mit dem Patientengerät 200 über eine drahtlose Datenschnittstelle 110, welche mit der zentralen Kontrolleinheit 120 des Herzschrittmachers 100 verbunden ist. Die Kontrolleinheit 120 ist mit dem Messsignalgenerator 130 und der Impedanzmesseinheit 140 verbunden und steuert diese zur Bestimmung der Impedanz des Lungengewebes. Dem Messsignalgenerator 130 fällt hierbei die Aufgabe zu, Messsignale zu erzeugen und über die angeschlossene Herzelektrode 170 auszugeben. Als Referenzelektrode dient das Gehäuse des Herzschrittmachers 100. Zwischen das Gehäuse und die Herzschrittmacherelektrode 170 ist die Subtraktionseinheit 160 geschaltet, die ausgebildet ist, von einer an den beiden Elektroden anliegenden Messspannung eine konstante Offset-Spannung abzuziehen und die resultierende Spannung dem Verstärker 150 zuzuführen. Der Verstärker 150 verstärkt die von der Subtraktionseinheit 160 empfangene Messspannung, so dass der Messbereich der Impedanzmesseinheit 140 möglichst vollständig genutzt wird, ohne die Impedanzmesseinheit 140 zu übersteuern. Die Impedanzmesseinheit 140 bestimmt zu von der Kontrolleinheit 120 festgelegten Zeitpunkten die an ihren Messeingang anliegende

Messspannung und gibt einen entsprechenden Spannungsmesswert an die Kontrolleinheit 120. Die Kontrolleinheit 120 ist dabei ausgebildet, die von der Impedanzmesseinheit 140 empfangenen Spannungsmesswerte zu speichern und wenigstens die Differenz zweier aufeinanderfolgender Impedanzmessungen zu berechnen. Werden mehr als zwei Messungen pro ausgegebenem Strompuls durchgeführt oder werden mehrere verschieden lange Strompulse ausgegeben, während derer jeweils eine Impedanzmessung durchgeführt wird, ist die Kontrolleinheit 120 dazu ausgebildet, Ausgleichskurvenwerte zu berechnen, so dass ein fehlerreduzierter Ergebniswert bereitgestellt werden kann. Dieser Ergebniswert und ggf. weitere Messdaten werden von der Kontrolleinheit 120 über die drahtlose Datenschnittstelle 110 an das Patientengerät 200 gesandt.

**[0077]** Das Patientengerät 200 verfügt über eine drahtlose Datenschnittstelle 210, eine Kontrolleinheit 220 und eine Mobilfunkschnittstelle 230. Anstelle der Mobilfunkschnittstelle könnte auch eine Schnittstelle für eine drahtgebundene Kommunikationsform, etwa über eine gewöhnliche Telefonleitung, vorgesehen sein. Die drahtlose Datenschnittstelle 210 empfängt die von der drahtlosen Datenschnittstelle 110 des Herzschrittmachers 100 gesandten Patientendaten und gibt diese an die Kontrolleinheit 220 des Patientengeräts 200 weiter. Die Kontrolleinheit 220 leitet die empfangenen Patientendaten entweder unverändert über die Mobilfunkschnittstelle 230 an das Home Monitoring Service Center 300 weiter oder entlastet diese, indem sie bereits ansonsten der Kontrolleinheit 320 des Home Monitoring Service Centers zufallende Aufgaben vor der Übertragung der Patientendaten an das Home Monitoring Service Center 300 auf die Patientendaten anwendet.

**[0078]** Das Home Monitoring Service Center 300 empfängt die von dem Patientengerät 200 über ein Mobilfunknetz versandten Patientendaten über die Mobilfunkschnittstelle 310, die mit der Kontrolleinheit 320 des Home Monitoring Service Centers 300 verbunden ist. Verfügt das Patientengerät anstelle der Mobilfunkschnittstelle 230 über eine Schnittstelle für die drahtgebundene Kommunikation, ist für das Home Monitoring Service Center anstelle oder zusätzlich zu der Mobilfunkschnittstelle 310 eine drahtgebundene Datenübertragungsschnittstelle vorgesehen. Das Home Monitoring Service Center 300 verfügt in dem Beispiel zusätzlich über einen Speicher 330 sowie eine Anzeige 340. Die Kontrolleinheit 320 ist dazu ausgebildet, die empfangenen Patientendaten in dem Speicher 330 abzulegen sowie Kurzzeit- und Langzeitmittelwerte der aktuell und zuvor empfangenen Patientendaten zu berechnen. Außerdem vergleicht die Kontrolleinheit 320 die empfangenen Patientendaten mit den zuvor berechneten Kurzzeit- und Langzeitmittelwerten der Patientendaten. Stellt die Kontrolleinheit 320 dabei eine Diskrepanz der aktuellen Messwerte von den Mittelwerten, gegebenenfalls über ein wählbares Maß hinaus fest, so bringt die Kontrolleinheit 320 diese Diskrepanz auf der Anzeige 340 mit geeigneten optischen oder akustischen Mitteln zur Anzeige.

**[0079]** Die Abbildung 4 zeigt drei Koordinatensysteme, die mögliche Kurvenverläufe für eine Impedanzmessung darstellen. Im ersten der Koordinatensysteme ist ein biphasischer Strompuls gezeigt, der sich in drei Abschnitte, zwei positive und einen zwischen diesen beiden liegenden negativen, unterteilen lässt. Die Pulsdauer der drei Abschnitte ist dabei so gewählt, dass sich die Zeiten  $\Delta t_1$  und  $\Delta t_3$  genau zur Pulsdauer  $\Delta t_2$  des negativen Pulses addieren. Auf diese Weise ist sichergestellt, dass die Integrale der positiven und negativen Signalanteile sich gegenseitig wegheben, was eine bessere medizinische Verträglichkeit garantiert.

**[0080]** Im zweiten Koordinatensystem ist ein qualitativer Verlauf einer Messspannung dargestellt, wie sie sich bei der Injektion des im ersten Koordinatensystem gezeigten biphasischen Strompulses ergeben könnte. Während der Abgabe des Strompulses werden insgesamt drei Spannungsmessungen durchgeführt, während jedes Abschnittes des biphasischen Strompulses eine. Alle drei Spannungsmessungen werden mit einem konstanten zeitlichen Abstand zum Ende des jeweiligen Abschnittes des Strompulses durchgeführt, wodurch sich für die drei Abschnitte unterschiedlich lange Abstände zum Beginn des jeweiligen Abschnittes ergeben. Aufgrund der unterschiedlichen Aufladedauern der elektrischen Kapazität C der Lunge liefern alle drei Spannungsmessungen unterschiedliche Messwerte. Der Betrag des Messwertes des negativen Abschnittes des biphasischen Strompulses ist aufgrund der höchsten Ladedauer am größten, der des ersten Abschnittes des Strompulses am zweitgrößten und der des dritten Abschnittes am kleinsten.

**[0081]** Im dritten in Abbildung 4 dargestellten Koordinatensystem wurden die auf den Messwert  $U_3$  des kürzesten Abschnittes des biphasischen Strompulses bezogenen Messwerte über die bei jeder Spannungsmessung gegebenen zeitlichen Abstände  $\Delta t$  vom Beginn der Ausgabe des jeweiligen Abschnittes des biphasischen Strompulses als Spannungsdifferenzen aufgetragen. Aufgrund dieser Differenzbildung ergibt sich die resultierende Spannungsdifferenz  $\Delta U_3$  für den kürzesten Abschnitt des Strompulses in dem Koordinatensystem zu 0. Neben den drei Spannungsdifferenzen wurde in dem Koordinatensystem eine Ausgleichskurve eingetragen, die der bekannten Ladecharakteristik eines Kondensators folgt. Die den Verlauf dieser Ausgleichskurve bestimmenden Parameter  $\tau$  und  $U_0$  können als Ergebniswert der Lungenimpedanzmessung dienen. Alternativ oder ergänzend kann auch die Differenz der Ausgleichskurvenwerte für die zweite und dritte Messung bestimmt werden.

**[0082]** In Abbildung 5 ist ein weiterer zeitlicher Verlauf einer Folge von Strompulsen für die Bestimmung der Impedanz des zwischen den Elektroden liegenden Gewebes zu sehen. Auf der Ordinate sind die Zeitpunkte der Impedanzmessungen markiert.

**[0083]** Die Messung wird differentiell durchgeführt. D.h. es werden biphasische Strompulse verwendet, die aus zwei direkt aufeinander folgenden gleichlangen, aber gegenpoligen Strompulsen bestehen. Während jeder der beiden Strom-

pulshälften wird jeweils eine Messung mit demselben zeitlichen Abstand zum Beginn der Abgabe der jeweiligen Strompulshälfte durchgeführt. Die Beträge der bei den beiden Teilmessungen bestimmten Spannungen werden addiert und das Zwischenergebnis halbiert. Auf diese Weise werden störende Gleichspannungen, die die Messung verfälschen könnten, eliminiert.

**[0084]** Die gezeigte Folge von biphasischen Strompulsen zeigt mehrere Strompulse unterschiedlicher Breite. Dabei wird pro biphasischem Strompuls nur eine differentielle Impedanzmessung bestehend aus zwei Teilmessungen durchgeführt. Um den kapazitiven Teil der Impedanz zu bestimmen, werden die Messergebnisse der Messungen für verschiedenen breite Strompulse bzw. verschieden lange seit Beginn der Abgabe des jeweiligen Strompulses verstrichene Zeiten wie bereits beschrieben ausgewertet. Alternativ können auch mehrere Messungen pro Strompulshälfte durchgeführt werden. Dann müssen die einzelnen Messungen gemäß ihrem zeitlichen Abstand zum Beginn der jeweiligen Strompulshälfte den entsprechenden Messungen der anderen Strompulshälfte zugeordnet werden, bevor die Mittelung zur Eliminierung störender Gleichspannungen und die Bestimmung des kapazitiven Anteils des Gewebeimpedanz durchgeführt wird.

## Patentansprüche

1. Elektromedizinisches Implantat (100) mit wenigstens einem Messsignalgenerator (130), einer Impedanzmesseinheit (140) zur Bestimmung der Impedanz von menschlichem oder tierischem Gewebe, einer Kontrolleinheit (120), die zum Steuern von Messsignalgenerator (130) und Impedanzmesseinheit (140) mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) wenigstens mittelbar verbunden ist, sowie einer Elektrodenanordnung (170, 180) mit mindestens zwei Elektroden (170, 180), die direkt oder mittelbar mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbunden sind oder wenigstens zeitweilig verbunden werden können, oder mit einem Anschluss für eine solche Elektrodenanordnung (170, 180), **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messsignalgenerator (130) ausgebildet ist, einen Strompuls oder eine Serie von Strompulsen zu erzeugen und abzugeben, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, zu einem bestimmten Zeitpunkt den Messsignalgenerator (130) zu veranlassen, einen Strompuls zu erzeugen und abzugeben, und die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung nach Verstreichen wenigstens zweier unterschiedlich langer, mit dem Beginn des Abgebens des Strompulses beginnender und noch vor Ende der Abgabe des Strompulses endender Zeitspannen zu messen und einen die jeweils gemessene Spannung repräsentierenden Spannungswert auszugeben.
2. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, einen eine Differenz zwischen dem ersten und dem letzten während der Abgabe eines Strompulses durch die Impedanzmesseinheit (140) gemessenen Spannungswert repräsentierenden Wert zu bestimmen und als Spannungsdifferenzwert auszugeben.
3. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung nach Verstreichen von mehr als zwei unterschiedlich langen, mit dem Beginn des Abgebens des Strompulses beginnenden und noch vor Ende der Abgabe des Strompulses endenden Zeitspannen zu messen und den jeweils gemessenen Spannungswert auszugeben, und **dass** die Kontrolleinheit (120) außerdem dazu ausgebildet ist, für die Zeitpunkte jedes Veranlassens einer Spannungsmessung in Abhängigkeit eines ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines zweiten Parameters  $\tau$  eine Mehrzahl von Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  zu bestimmen, die sich gemäß der Formel

$$U_A = U_0 * (1 - e^{-t/\tau})$$

errechnen, wobei  $e$  die Eulersche Zahl und  $t$  die verstrichene Dauer zwischen dem ersten Veranlassen einer Spannungsmessung während des jeweiligen Strompulses und dem Zeitpunkt des Veranlassens einer Spannungsmessung, für die die Mehrzahl von Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  bestimmt werden soll, sind, für eine Mehrzahl von Kombinationen eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  die Summe der Quadrate der Differenzen aller während desselben Strompulses gemessenen Spannungswerte und des für jeden Spannungswert gemäß der jeweiligen Kombination eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  errechneten Ausgleichskurvenwertes  $U_A$  zu bestimmen, sowie durch Wahl der geringsten Summe eine Kombination eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  zu bestimmen und als Ergebnisparameterkombination auszugeben.

4. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung nach Verstreichen von mehr als zwei unterschiedlich langen, mit dem Beginn des Abgebens des Strompulses beginnenden und noch vor Ende der Abgabe des Strompulses endenden Zeitspannen zu messen und den jeweils gemessenen Spannungswert auszugeben, und **dass** die Kontrolleinheit (120) außerdem dazu ausgebildet ist, die Koeffizienten eines als Ausgleichskurve fungierenden Polynoms, für das die Summe der Quadrate der Differenzen aller während desselben Strompulses gemessenen Spannungswerte und der Funktionswerte des Polynoms für die Zeitpunkte des Veranlassens einer Spannungsmessung minimal ist, zu bestimmen und als Ergebniskoeffizienten auszugeben.
5. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, die Impedanzmesseinheit (140) mit zunehmender verstrichener Zeit seit Beginn der Abgabe des durch den Messsignalgenerator (130) in Abgabe befindlichen Strompulses nach zunehmenden Zeitspannen seit dem jeweils letzten Veranlassen einer Spannungsmessung erneut zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung zu messen.
6. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 3 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, einen eine Differenz zwischen den Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  der Ergebnisparameterkombination bzw. der Ergebniskoeffizienten für die Dauern  $t$  des ersten und des letzten Veranlassens einer Spannungsmessung repräsentierenden Wert zu bestimmen und als Spannungsdifferenzwert auszugeben.
7. Elektromedizinisches Implantat (100) mit wenigstens einem Messsignalgenerator (130), einer Impedanzmesseinheit (140) zur Bestimmung der Impedanz von menschlichem oder tierischem Gewebe, einer Kontrolleinheit (120), die zum Steuern von Messsignalgenerator (130) und Impedanzmesseinheit (140) mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) wenigstens mittelbar verbunden ist, sowie einer Elektrodenanordnung (170, 180) mit mindestens zwei Elektroden (170, 180), die direkt oder mittelbar mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbunden sind oder wenigstens zeitweilig verbunden werden können, oder mit einem Anschluss für eine solche Elektrodenanordnung (170, 180), **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messsignalgenerator (130) ausgebildet ist, Strompulse variabler Pulsdauer zu erzeugen und abzugeben, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, zu wenigstens zwei unterschiedlichen Zeitpunkten den Messsignalgenerator (130) zu veranlassen, einen Strompuls zu erzeugen und abzugeben, so dass die Abgabe des ersten Strompulses vor dem Beginn der Abgabe des zweiten Strompulses beendet ist und die Pulsdauern der abgegebenen Strompulse sich voneinander unterscheiden, und die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung zu Beginn einer bestimmten, mit dem Ende der Abgabe des jeweiligen Strompulses endenden Zeitspanne zu messen und als einen die gemessene Spannung repräsentierenden Spannungswert auszugeben.
8. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, einen eine Differenz zwischen den während zweier unterschiedlich langer vom Messsignalgenerator (130) abgegebenen Strompulse durch die Impedanzmesseinheit (140) gemessenen Spannungswerten repräsentierenden Wert zu bestimmen und als Spannungsdifferenzwert auszugeben.

9. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, zu mehr als zwei unterschiedlichen Zeitpunkten den Messsignalgenerator (130) zu veranlassen, einen Strompuls zu erzeugen und abzugeben, so dass die Abgabe des ersten Strompulses vor dem Beginn der Abgabe des zweiten Strompulses beendet ist und die Pulsdauern der abgegebenen Strompulse sich voneinander unterscheiden, und die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung zu Beginn einer bestimmten, mit dem Ende der Abgabe des jeweiligen Strompulses endenden Zeitspanne zu messen, und **dass** die Kontrolleinheit (120) außerdem dazu ausgebildet ist, für die Zeitpunkte jedes Veranlassens einer Spannungsmessung in Abhängigkeit eines ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines zweiten Parameters  $\tau$  eine Mehrzahl von Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  zu bestimmen, die sich gemäß der Formel

$$U_A = U_0 * (1 - e^{-t/\tau})$$

errechnen, wobei  $e$  die Eulersche Zahl und  $t$  die Dauer zwischen dem Zeitpunkt des Beginns der Abgabe des Strompulses, während dessen Abgabe die Kontrolleinheit (120) die Spannungsmessung veranlasst hat, für die die Mehrzahl von Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  bestimmt werden soll, und dem Zeitpunkt des Veranlassens der Spannungsmessung, für die die Mehrzahl von Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  bestimmt werden soll, sind, für eine Mehrzahl von Kombinationen eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  die Summe der Quadrate der Differenzen aller während der mehr als zwei Strompulse gemessenen Spannungswerte und des für jeden Spannungswert gemäß der jeweiligen Kombination eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  errechneten Ausgleichskurvenwertes  $U_A$  zu bestimmen, sowie durch Wahl der geringsten Summe eine Kombination eines Wertes des ersten Parameters  $U_0$  und/oder eines Wertes des zweiten Parameters  $\tau$  zu bestimmen und als Ergebnisparameterkombination auszugeben.

10. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, zu mehr als zwei unterschiedlichen Zeitpunkten den Messsignalgenerator (130) zu veranlassen, einen Strompuls zu erzeugen und abzugeben, so dass die Abgabe des ersten Strompulses vor dem Beginn der Abgabe des zweiten Strompulses beendet ist und die Pulsdauern der abgegebenen Strompulse sich voneinander unterscheiden, und die Impedanzmesseinheit (140) zu veranlassen, die zwischen den mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung zu Beginn einer bestimmten, mit dem Ende der Abgabe des jeweiligen Strompulses endenden Zeitspanne zu messen, und **dass** die Kontrolleinheit (120) außerdem dazu ausgebildet ist, die Koeffizienten eines als Ausgleichskurve fungierenden Polynoms, für das die Summe der Quadrate der Differenzen aller während der mehr als zwei Strompulse gemessenen Spannungswerte und der Funktionswerte des Polynoms für die zeitlichen Abstände der Zeitpunkte des Veranlassens einer Spannungsmessung vom Zeitpunkt des Beginns der Ausgabe des jeweiligen Strompulses minimal ist, zu bestimmen und als Ergebniskoeffizienten auszugeben.

11. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 9 oder 10, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** der Messsignalgenerator (130) dazu ausgebildet ist, Strompulse variabler Pulsdauer zu erzeugen, wobei die Pulsdauer wenigstens eine erste Dauer und längstens eine zweite Dauer beträgt, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Messsignalgenerator (130) zur Abgabe einer größeren Anzahl von Strompulsen vergleichsweise geringerer Pulsdauer als von Strompulsen mit vergleichsweise größerer Pulsdauer zu veranlassen.

12. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 9 bis 11, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, einen eine Differenz zwischen den Ausgleichskurvenwerten  $U_A$  der Ergebnisparameterkombination bzw. der Ergebniskoeffizienten für die Dauern  $t$  der Strompulse mit der jeweils längsten und kürzesten Pulsdauer repräsentierenden Wert zu bestimmen und als Spannungsdifferenzwert auszugeben.

13. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messsignalgenerator (130) dazu ausgebildet ist, biphasische Strompulse zu erzeugen.
- 5 14. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 13, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Impedanzmeseinheit (140) dazu ausgebildet ist, während der Abgaben unterschiedlich gepolter Abschnitte eines biphasischen Strompulses durch den Messsignalgenerator (130) Impedanzmessungen durchzuführen, und dass die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, die dabei bestimmten Messwerte zueinander in Bezug zu setzen und einen differentiellen Messwert zu bestimmen und auszugeben, der eine Differenz zwischen zwei während der Abgaben unterschiedlich gepolter Abschnitte eines biphasischen Strompulses bestimmten Messwerten repräsentiert.
- 10 15. Elektromedizinisches Implantat (100) mit wenigstens einem Messsignalgenerator (130), einer Impedanzmeseinheit (140) zur Bestimmung der Impedanz von menschlichem oder tierischem Gewebe, einer Kontrolleinheit (120), die zum Steuern von Messsignalgenerator (130) und Impedanzmeseinheit (140) mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmeseinheit (140) wenigstens mittelbar verbunden ist, sowie einer Elektrodenanordnung (170, 180) mit mindestens zwei Elektroden (170, 180), die direkt oder mittelbar mit dem Messsignalgenerator (130) und der Impedanzmeseinheit (140) verbunden sind oder wenigstens zeitweilig verbunden werden können, oder mit einem Anschluss für eine solche Elektrodenanordnung (170, 180), **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messsignalgenerator (130) dazu ausgebildet ist, Sinusströme wenigstens zweier unterschiedlicher Frequenzen zu erzeugen und abzugeben, und **dass** die Impedanzmeseinheit (140) dazu ausgebildet ist, die Amplitude wenigstens einer Sinusspannung und/oder das Phasenverhältnis zwischen zwei Sinusspannungen zu messen und als einen die gemessene Amplitude bzw. das gemessene Phasenverhältnis oder beide repräsentierenden Spannungswert auszugeben.
- 15 20 25 16. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Messsignalgenerator (130) jeweils nach dem Verstreichen einer vorgebbaren Zeit solange zu veranlassen, die Frequenz des vom Messsignalgenerator (130) erzeugten und abgegebenen Sinusstromes zu erhöhen, bis die Impedanzmeseinheit (140) eine bestimmte, vorgebbare Phasendifferenz zwischen dem Sinusstrom und der an den mit der Impedanzmeseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegenden Spannung feststellt und der Kontrolleinheit (120) signalisiert.
- 30 17. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 16, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, einen Zeitraum vorzugeben, über den die von der Impedanzmeseinheit (140) gemessene Phasendifferenz fortlaufend festgestellt werden soll, bevor die Impedanzmeseinheit (140) das Feststellen der Phasendifferenz signalisiert.
- 35 18. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 15 bis 17, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Impedanzmeseinheit dazu ausgebildet ist, das Maximum und/oder das Minimum der gemessenen Phasendifferenzen zwischen dem Sinusstrom und der an den mit der Impedanzmeseinheit (140) verbundenen Elektroden (170, 180) anliegenden Spannung zu bestimmen und auszugeben.
- 40 19. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 15 bis 18, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Impedanzmeseinheit (140) über ein Filter mit wenigstens einer Elektrode verbunden oder zu verbinden ist, wobei das Filter als Tiefpass- oder Bandpassfilter einen Durchlassbereich aufweist, der ein Eingangssignal der Frequenz des vom Messsignalgenerator (130) erzeugten Sinusstromes möglichst wenig dämpft.
- 45 20. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 19, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Durchlassbereich des Filters kleiner ist als die Differenz der höchsten und der niedrigsten Frequenz der vom Messsignalgenerator (130) erzeugten Sinusströme und **dass** die Eckfrequenzen des Filters veränderbar sind und dergestalt vorgegeben werden können, dass die Frequenzen der jeweils vom Messsignalgenerator (130) erzeugten Sinusströme innerhalb des durch die vorgegebenen Eckfrequenzen bestimmten Durchlassbereichs des Filters liegen.
- 50 55 21. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 15 bis 20, **dadurch gekennzeichnet, dass** das elektromedizinische Implantat (100) über eine Subtrahierer verfügt, der mit der Impedanzmeseinheit (140) verbunden und dazu ausgebildet ist, einen eine Differenz wenigstens zweier durch die Impedanzmeseinheit

## EP 1 665 983 A2

(140) für Sinusströme unterschiedlicher Frequenzen bestimmter Amplituden repräsentierenden Wert zu bestimmen und als Amplitudendifferenzwert auszugeben.

- 5 22. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 15 bis 21, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Messsignalgenerator (130) ausgebildet ist, einen Sinusstrom einer Frequenz von ungefähr 2 kHz und/oder einen Sinusstrom einer Frequenz von ungefähr 20 kHz zu erzeugen.
- 10 23. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Impedanzmesseinheit (140) ein Verstärker (150) vorgeschaltet ist, der dazu ausgebildet ist, eine zwischen einer mit dem Messsignalgenerator (130) und einer über den Verstärker mittelbar mit der Impedanzmesseinheit (140) verbundenen Elektrode (170, 180) anliegende Spannung zu verstärken bzw. abzuschwächen und die resultierende Spannung der Impedanzmesseinheit (140) zuzuleiten, wobei der Verstärkungsfaktor des Verstärkers (150) veränderbar ist.
- 15 24. Elektromedizinisches Implantat (100) nach Anspruch 23, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Verstärkungsfaktor des Verstärkers (150) im Betrieb dergestalt angepasst werden kann, dass der Betrag des Maximalwertes der verstärkten Spannung einen ersten Spannungswert nicht unterschreitet und einen zweiten Spannungswert nicht überschreitet.
- 20 25. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 23 oder 24, **dadurch gekennzeichnet, dass** dem Verstärker (150) eine Subtraktionseinheit (160) vorgeschaltet ist, die ausgebildet ist, einen vorgegebenen und einstellbaren Spannungswert von der an der Subtraktionseinheit (160) anliegenden Spannung abzuziehen und die resultierende Spannung dem Verstärker (150) zuzuführen.
- 25 26. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das elektromedizinische Implantat (100) über mehr als zwei Elektroden (170, 180) verfügt oder mit mehr als zwei Elektroden (170, 180) verbunden werden kann, und **dass** die Impedanzmesseinheit (140) dazu ausgebildet ist, mit einer wählbaren Elektrode (170, 180) und einer feststehenden oder wählbaren Elektrode (170, 180) verbunden zu werden und eine zwischen diesen Elektroden (170, 180) anliegende Spannung zu messen.
- 30 27. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das elektromedizinische Implantat (100) über mehr als zwei Elektroden (170, 180) verfügt oder mit mehr als zwei Elektroden (170, 180) verbunden werden kann, und **dass** der Messsignalgenerator (130) dazu ausgebildet ist, mit einer wählbaren Elektrode (170, 180) und einer feststehenden oder wählbaren Elektrode (170, 180) verbunden zu werden.
- 35 28. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der Ansprüche 26 oder 27, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, für mehrere verschiedene Kombinationen zweier mit Impedanzmesseinheit (140) und Messsignalgenerator (130) verbundener oder zu verbindenden Elektroden (170, 180) den Messsignalgenerator (130) zum Abgeben eines Strompulses oder eines Sinusstromes und die Impedanzmesseinheit (140) zum Messen der zwischen der jeweiligen Kombination zweier Elektroden (170, 180) anliegenden Spannung zu veranlassen und einen Mittelwert der jeweils dabei bestimmten, die gemessenen Spannungen repräsentierenden Spannungswerte zu berechnen und auszugeben.
- 40 29. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das elektromedizinische Implantat (100) ein Herzschrittmacher, Kardioverter oder Defibrillator ist.
- 45 30. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** das elektromedizinische Implantat (100) über einen Herzaktivitätsdetektor verfügt, der ausgebildet ist, den Herzzyklus eines Patienten zu erfassen und zu einem bestimmten Zeitpunkt innerhalb eines Herzzyklus ein Signal an die Kontrolleinheit (120) auszugeben, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Messsignalgenerator (130) nach dem Empfangen eines Signals von dem Herzaktivitätsdetektor dazu zu veranlassen, einen Strompuls oder ein Messsignal zu erzeugen und über wenigstens eine Elektrode (170, 180) abzugeben.
- 50 31. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet,**
- 55

**dass** das elektromedizinische Implantat (100) über einen Atemaktivitätsdetektor verfügt, der ausgebildet ist, den Atemzyklus eines Patienten zu erfassen und zu einem bestimmten Zeitpunkt innerhalb eines Atemzyklus ein Signal an die Kontrolleinheit (120) auszugeben,  
 und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Messsignalgenerator (130) nach dem Empfangen eines Signals von dem Herzaktivitätsdetektor dazu zu veranlassen, einen Strompuls oder ein Messsignal zu erzeugen und über wenigstens eine Elektrode (170, 180) abzugeben.

32. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das elektromedizinische Implantat (100) dazu ausgebildet ist, Serien von Impedanzmessungen durchzuführen, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Mittelwert der Messergebnisse einer Serie von Impedanzmessungen zu bestimmen und als Ergebniswert auszugeben.

33. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das elektromedizinische Implantat (100) dazu ausgebildet ist, Serien von Impedanzmessungen durchzuführen, und **dass** die Kontrolleinheit (120) dazu ausgebildet ist, den Median der Messergebnisse einer Serie von Impedanzmessungen zu bestimmen und als Ergebniswert auszugeben.

34. Elektromedizinisches Implantat (100) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das elektromedizinische Implantat (100) über eine drahtlose Datenübertragungsschnittstelle (110) verfügt und **dass** die drahtlose Datenübertragungsschnittstelle (110) dazu ausgebildet ist, einen oder mehrere der durch die Kontrolleinheit (120) bestimmten oder ausgegebenen Parameter wie Spannungsdifferenzwert, Mittelwert, Wert des ersten Parameters  $U_0$ , Wert des zweiten Parameters  $\tau$  und Amplitudendifferenzwert und/oder einen oder mehrere der von der Impedanzmesseinheit (140) bestimmten Spannungs- bzw. Amplitudenwerte über die drahtlose Datenübertragungsschnittstelle (110) direkt oder mittelbar als Patientendaten an ein Home Monitoring Service Center (300) zu senden.

35. System mit wenigstens einem elektromedizinischen Implantat (100) nach Anspruch 34 und einem Patientengerät (200), einem Home Monitoring Service Center (300) oder beidem, wobei das elektromedizinische Implantat (100) und das Patientengerät (200) über drahtlose Datenübertragungsschnittstellen (110, 210) und das Patientengerät (200) und das Home Monitoring Service Center (300) über drahtlose (230, 310) oder drahtgebundene Datenübertragungsschnittstelle miteinander verbunden sein können.

36. System nach Anspruch 35, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das Patientengerät (200) oder das Home Monitoring Service Center (300) dazu ausgebildet ist, die von dem elektromedizinischen Implantat (100) empfangenen Patientendaten zu speichern und Kurzzeit- und Langzeitmittelwerte der einzelnen Patientendaten zu berechnen.

37. System nach Anspruch 36, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das Patientengerät (200) oder das Home Monitoring Service Center (300) dazu ausgebildet ist, empfangene Patientendaten mit den berechneten Kurzzeit- und Langzeitmittelwerten zu vergleichen.

38. System nach Anspruch 37, **dadurch gekennzeichnet**, **dass** das Patientengerät (200) oder das Home Monitoring Service Center (300) dazu ausgebildet ist, Abweichungen der mit den Kurzzeit- und Langzeitmittelwerten verglichenen Patientendaten von den Kurzzeit- und Langzeitmittelwerten anzuzeigen.

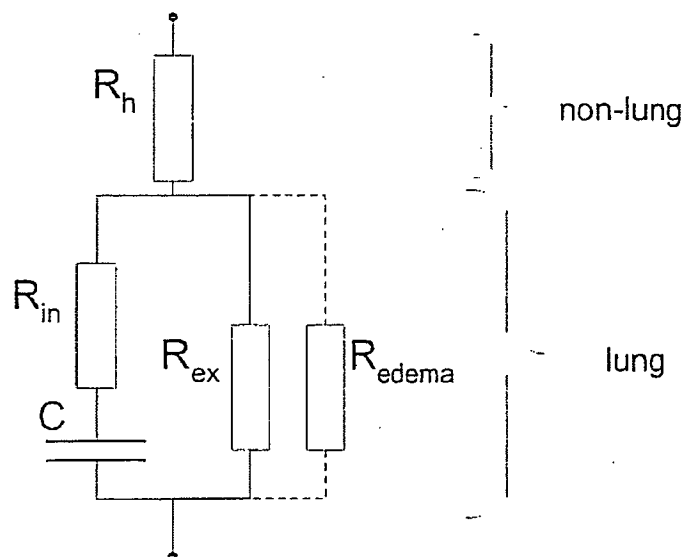


Abb. 1

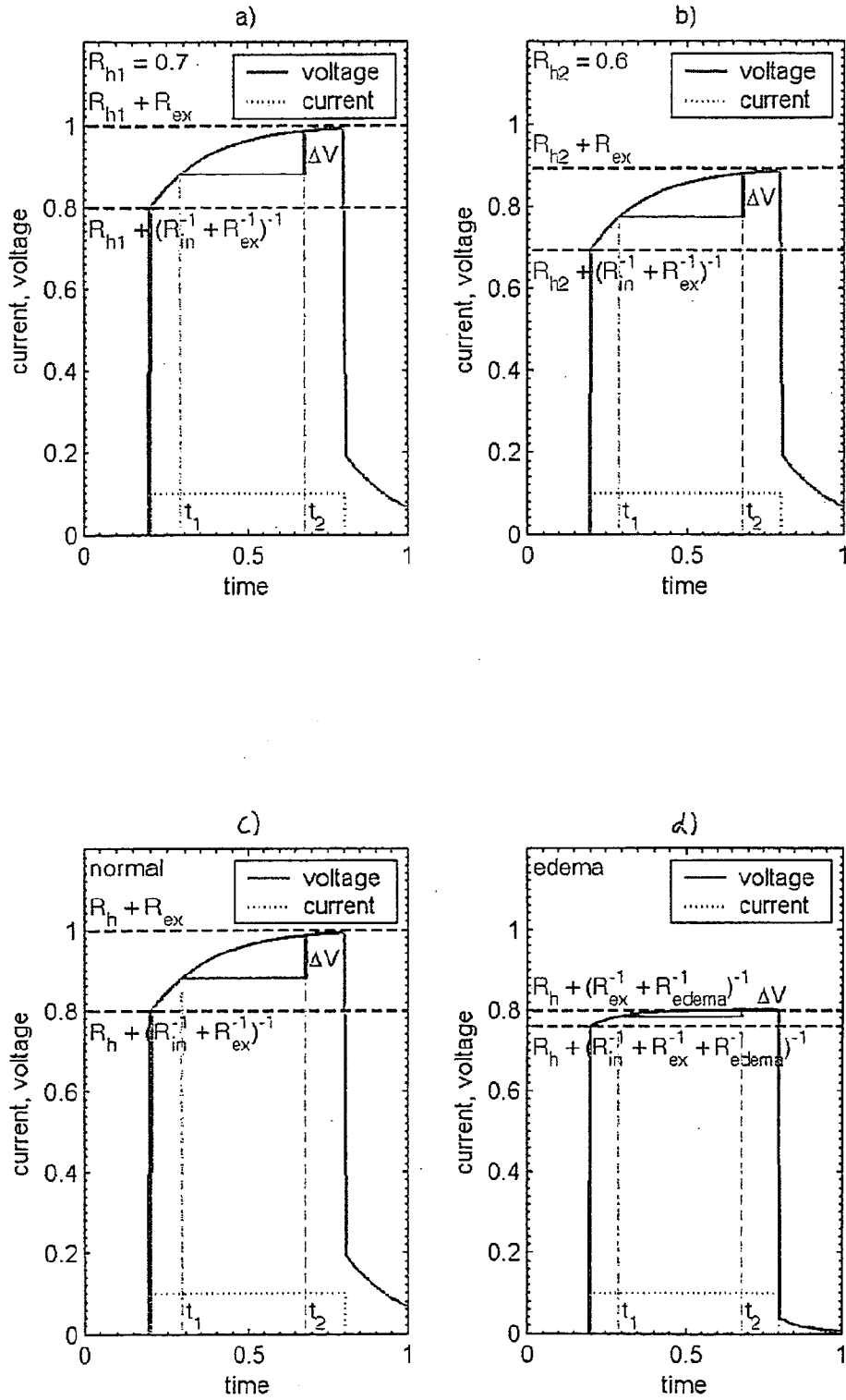


Abb.2

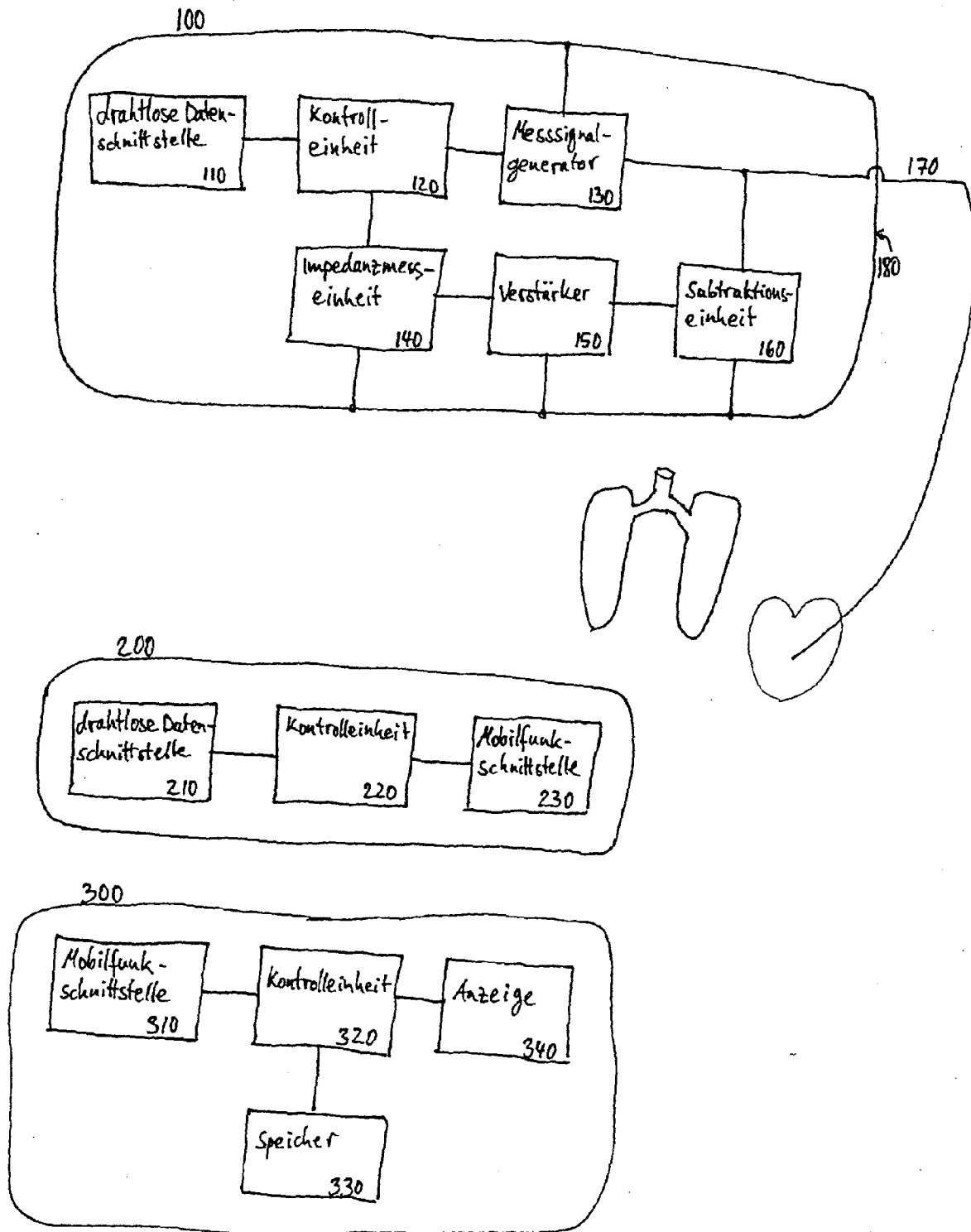


Abb. 3

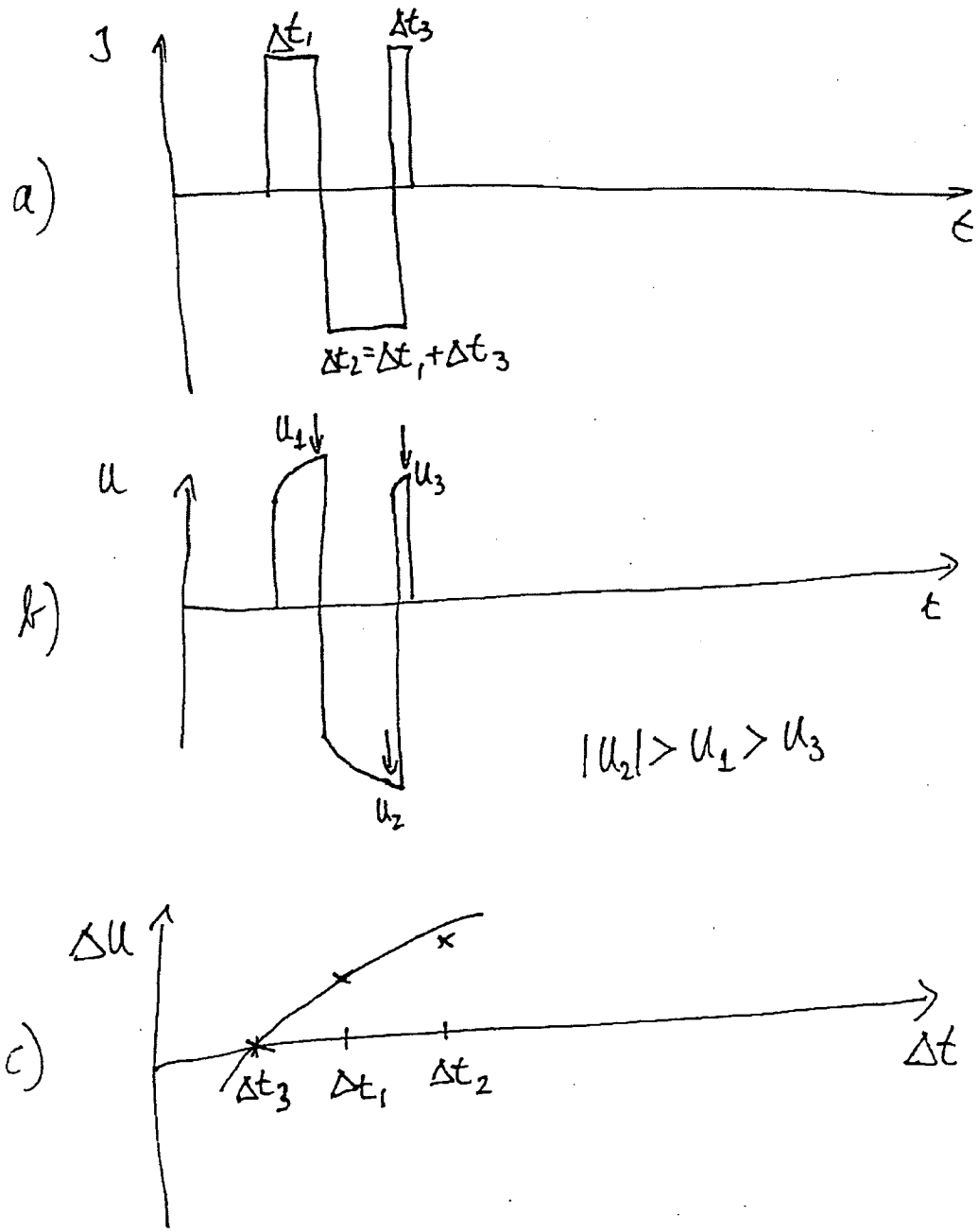


Abb. 4

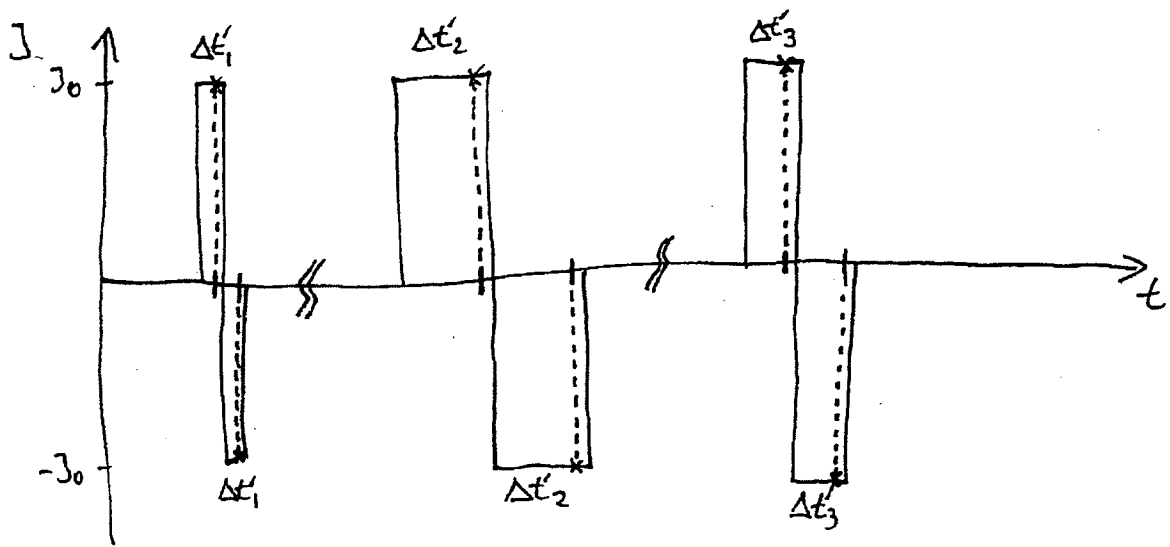


Abb. 5

专利名称(译)	用于确定胸腔阻抗的装置		
公开(公告)号	<a href="#">EP1665983A2</a>	公开(公告)日	2006-06-07
申请号	EP2005024364	申请日	2005-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	百多力CRM专利公司		
申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK CRM专利AG		
当前申请(专利权)人(译)	BIOTRONIK CRM专利AG		
[标]发明人	LIPPERT MICHAEL DR		
发明人	CZYGAN, GERALD, DR. LIPPERT, MICHAEL, DR.		
IPC分类号	A61B5/053 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0031 A61B5/0537		
优先权	102004059082 2004-12-02 DE		
其他公开文献	EP1665983A3 EP1665983B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

植入物具有与阻抗测量单元 ( 140 ) 和测量信号发生器 ( 130 ) 连接的电极。阻抗测量单元在经过不同长度的时间跨度之后测量电极之间的电压，所述时间跨度开始于电流脉冲的输送开始并且在电流脉冲的输送结束之前结束。提供表示测量电压的电压值。还包括用于包括电子医疗植入物的胸部阻抗确定系统的独立权利要求。

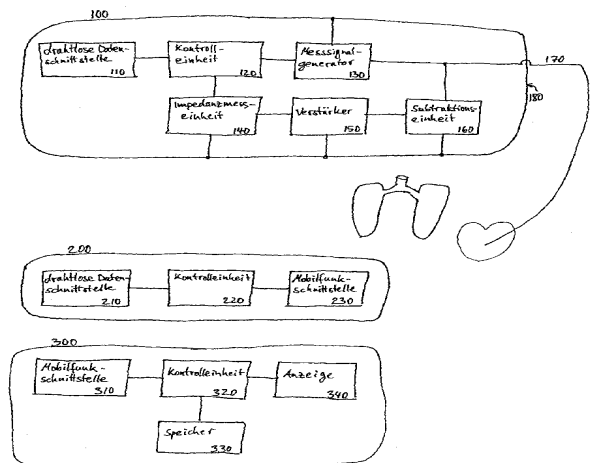


Abb.3