

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
03. Januar 2019 (03.01.2019)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2019/001849 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/053 (2006.01) A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/0275 (2006.01) G06T 7/00 (2017.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2018/063440

(22) Internationales Anmeldedatum:
23. Mai 2018 (23.05.2018)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2017 006 107.6
28. Juni 2017 (28.06.2017) DE

(71) Anmelder: DRÄGERWERK AG & CO. KGAA
[DE/DE]; Moislinger Allee 53-55, 23558 Lübeck (DE).

(72) Erfinder: STENDER, Birgit; Antonistr. 3, 23564 Lübeck (DE). PILIA, Nicolas; Kurt-Schumacher-Str. 27, 76726 Germersheim (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR PROCESSING AND VISUALIZING DATA RELATING TO CARDIAC AND PULMONARY CIRCULATION, OBTAINED BY MEANS OF AN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY DEVICE (EIT)

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR VERARBEITUNG UND VISUALISIERUNG VON MITTELS EINES ELEKTRO-IMPEDANZ-TOMOGRAPHIE-GERÄTES (EIT) GEWONNENEN DATEN HINSICHTLICH EINES DURCHBLUTUNGSZUSTANDES VON HERZ UND LUNGE

(57) Abstract: The present invention relates to a medical system (6000) which comprises an EIT module (30, 33, 8000), a mechanical ventilator module (7100), a dosing module (4), a data input module (50) and a control module (70). The control module (70) coordinates a breath-holding maneuver carried out on the mechanical ventilator module (7100). The control module (70) coordinates perfusion measurement and acquisition (50) of EIT data (3) carried out on the EIT module (30, 33, 8000). The control module (70) determines a variable indicating the pulmonary circulation, and makes same available.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein medizintechnisches System (6000) mit einem EIT-Modul (30, 33, 8000), einem Beatmungsmodul (7100), einem Dosiermodul (4), einem Dateneingangsmodul (50) und ein Kontrollmodul (70). Das Kontrollmodul (70) koordiniert ein Atemhaltenmanöver, welches am Beatmungsmodul (7100) ausgeführt wird. Das Kontrollmodul (70) koordiniert eine Perfusionsmessung und eine Datenerfassung (50) von EIT-Daten (3) welche am EIT-Modul (30, 33, 8000) ausgeführt wird. Das Kontrollmodul (70) ermittelt ein Maß, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert, und stellt dieses bereit.

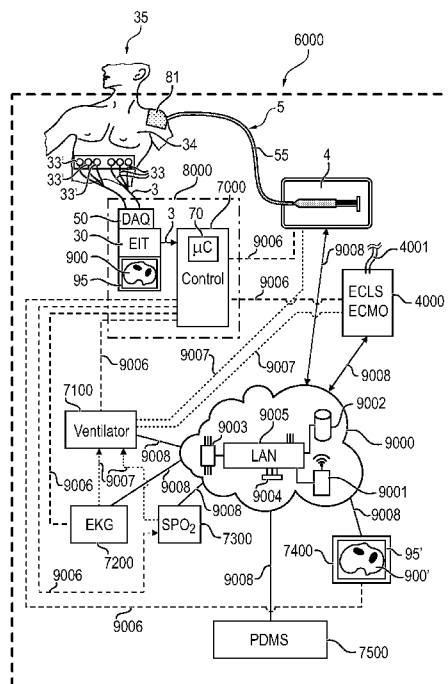


FIG. 4

WO 2019/001849 A1

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

BESCHREIBUNG

5 Drägerwerk AG & Co. KGaA, 23542 Lübeck, DE

Vorrichtung und Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels
eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) gewonnenen Daten
hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge

10

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge, insbesondere eines Blutvolumenstroms in die Lunge und eines Blutvolumens innerhalb der Lunge.

15

Aus dem Stand der Technik sind Vorrichtungen zur Elektro-Impedanz-Tomographie (EIT) bekannt. Diese Vorrichtungen sind mittels einer Anordnung von Elektroden dazu ausgestaltet und vorgesehen, aus mit Hilfe von Elektro-Impedanz-Messungen gewonnenen Signalen und daraus gewonnenen Daten und Datenströmen ein Bild, mehrere Bilder oder
20 eine kontinuierliche Bildfolge mittels eines Bildrekonstruktionsalgorithmus zu erzeugen. Diese Bilder oder Bildfolgen zeigen Unterschiede in der Leitfähigkeit verschiedener Körpergewebe, beispielsweise von Blut in Lunge und Herz, sowie Atemluft in der Lunge, als auch der Herz und Lunge umgebenden Skelettstruktur (Rippenbögen, Brustbein, Wirbelsäule) in einer horizontalen Ebene auf. Diese Bilder sind zur Beurteilung von
25 Zuständen der Lunge hinsichtlich Durchblutung (Perfusion) und Belüftung (Ventilation), wie auch der Durchblutung des Herzmuskels dienlich.

30

So beschreibt die US 6,236,886 einen elektrischen Impedanz-Tomographen mit einer Anordnung mehrerer Elektroden, Stromeinspeisung an mindestens zwei Elektroden und
ein Verfahren mit einem Algorithmus zur Bildrekonstruktion zur Ermittlung der Verteilung von Leitfähigkeiten eines Körpers, wie Knochen, Haut und Blutgefäße in einer prinzipiellen Ausgestaltung mit Komponenten zur Signalerfassung (Elektroden), Signalverarbeitung (Verstärker, A/D-Wandler), Stromeinspeisung (Generator, Spannungs-Strom-Wandler, Strombegrenzung) und Komponenten zu Steuerung (μC). Der elektrische Impedanz-
35 Tomograph ermöglicht eine Visualisierung von Leitfähigkeitsänderungen innerhalb eines Verlaufs eines Herzzyklus und die Überwachung von Blutströmen im Herz und in den Gefäßen.

In der US 5,807,251 wird ausgeführt, dass es bei der klinischen Anwendung der EIT bekannt ist, einen Satz von Elektroden bereitzustellen, welche unter einem bestimmten Abstand voneinander, beispielsweise um den Brustkorb eines Patienten in elektrischem Kontakt mit der Haut angeordnet werden und ein elektrisches Strom- oder Spannungseingangssignal jeweils abwechselnd zwischen verschiedenen oder allen der möglichen Paare von Elektroden zueinander benachbart angeordneter Elektroden anzulegen. Während das Eingangssignal an eines der Paare zueinander benachbart angeordneter Elektroden angelegt wird, werden die Ströme oder Spannungen zwischen jedem zueinander benachbarten Paar der übrigen Elektroden gemessen und die erhaltenen Messdaten mittels eines Bildrekonstruktionsalgorithmus verarbeitet, um eine Darstellung der Verteilung des spezifischen elektrischen Widerstands über einen Querschnitt des Patienten, um den der Elektrodenring angeordnet ist, zu erhalten und auf einem Bildschirm anzuzeigen.

15

Die EIT ist in der Lage, örtlich aufgelöst, aus den Impedanzunterschieden zwischen Luft/Gas und Blut zwischen Ventilation (Belüftung) und Perfusion (Durchblutung) zu differenzieren. In einem Atemzug eines Patienten sind mehrere Herzschlagzyklen zur gleichen Zeit vorhanden. Mit jedem Herzschlag strömt Blut in die Lunge hinein und auch wieder hinaus.

20

Die linke Herzkammer oder linke Ventrikel (Ventriculus cordis sinister), bzw. die linke Hauptkammer des Herzens zur Aufnahme von sauerstoffreichem Blut aus der Lungenvene wird in der medizinischen Fachterminologie - und so auch im Rahmen der vorliegenden Anmeldung - zumeist in Verbindung mit dem linken Vorhof (Atrium cordis sinistrum) als „linkes Herz“ oder „Bereich des linken Herzens“ bezeichnet.

25

Die rechte Herzkammer oder rechte Ventrikel (Ventriculus cordis dexter), bzw. die rechte Hauptkammer des Herzens mit Zufluss von sauerstoffarmen Blut aus dem Körperkreislauf (vena cava) wird in der medizinischen Fachterminologie - und so auch im Rahmen der vorliegenden Anmeldung - zumeist in Verbindung mit dem rechten Vorhof (Atrium cordis dextrum) als „rechtes Herz“ oder „Bereich des rechten Herzens“ bezeichnet.

30

Die Herzschlagzyklen weisen in der Herzschlag-Frequenz eine gewisse Variabilität auf und sind asynchron zur Atmung und sind verschieden von der Atem-Frequenz.

35

Die US9384549B2 zeigt eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Verarbeitung von EIT-Daten zu einer Verbesserung bei der ortsspezifischen Visualisierung der Durchblutung der Lunge. Durch eine Datenverarbeitung mit zeitlicher Synchronisierung von ventilationsbedingten und perfusionsbedingten Impedanzänderungen ergibt sich eine verbesserte
5 Darstellung von Ventilation und Perfusion in einer gemeinsamen Darstellung.

Weiterhin ist in der US9384549B2 beschrieben, eine Datenaufteilung der EIT-Daten in ventilationsbedingte Signale (Ventilation Related Signals), herz- und perfusionsbedingte Signale (Cardiac and Perfusion Related Signals), sowie der Herzaktivität zuzuordnende
10 perfusionsbedingte Signale (Cardiac Related Signals), der Lunge zuzuordnende perfusionsbedingte (Perfusion Related Signals) vorzunehmen.

Eine Zusammenwirkung, wie auch eine Kombination eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) mit einem Beatmungsgerät ist aus der US7162296B2 bekannt.
15 Dabei ist das Beatmungsgerät ausgebildet, eine Daten- und Bilderfassung am EIT-Gerät zu initiieren. Dies ermöglicht beispielsweise eine zeitlich definierte Daten- und Bilderfassung zu besonderen Zeitpunkten der Beatmung, beispielsweise in einer inspiratorischen oder expiratorischen Pause eine Daten- und Bilderfassung zu starten, um einen möglichst geringen Einfluss der Art und Weise der Beatmung oder der
20 Beatmungsform als Effekt in dem erfassten EIT-Bild wiederzufinden.

Auf Basis der auf diese Art gewonnenen EIT-Daten und/ oder EIT-Bildern und aus diesen EIT-Daten abgeleiteten Informationen können im EIT-Gerät verschiedene Parameter oder Zustandsgrößen in Bezug auf die Lunge des Patienten ermittelt werden, dem
25 Beatmungsgerät bereitgestellt werden, damit das Beatmungsgerät eine Anpassung der Beatmung auf Basis der EIT-Daten, bzw. der verschiedenen Parameter oder Zustandsgrößen vornehmen kann. Eine solche Anpassung der Beatmung ist beispielsweise eine Anpassung des positiven endexpiratorischen Drucks (PEEP), der Beatmungsfrequenz (RR), des Inspirations- zu Expirationsverhältnisses (I:E-Ratio).

30 Aus der US20150216443A1 ist eine Vorrichtung zur Bestimmung der regionalen Verteilung eines Maßes für die Lungenperfusion bekannt. Neben einer Impedanz-Tomographie-Einheit mit einer Vielzahl von am Thorax angeordneten Elektroden und mit einer mit den Elektroden verbundenen und zur paarweisen Zuführung von Wechselstrom oder
35 Wechselspannung, Erfassung von Spannungs- oder Stromsignalen und Erzeugung eines EIT-Bildes in der Ebene der am Thorax angeordneten Elektroden ausgebildeten Steuer-

und Auswerteeinheit weist diese Vorrichtung eine Zufuhreinrichtung zur intravenösen Zufuhr eines Leitfähigkeitskontrastmittels auf.

Eine solche Vorrichtung ist weiterhin aus dem Artikel Henning Lükschen et al.:
5 „Bestimmung der Lungenperfusion mittels elektrischer Impedanztomographie“,
Biomedizinische Technik, 2010, 55, Seite 2-3 bekannt. Eine solche EIT-Einheit hat eine
Mehrzahl von Elektroden, die um den Umfang im Wesentlichen in einer Ebene verteilt am
Thorax anbringbar sind. Ferner ist eine Steuer- und Auswerteeinheit vorhanden, die mit den
Elektroden verbunden ist und die dazu eingerichtet ist, sukzessive jedem Paar aus der
10 Mehrzahl von Elektroden Wechselstrom oder Wechselspannung zuzuführen und die
resultierenden Spannungs- oder Stromsignale der übrigen Elektroden als Messsignale
aufzunehmen und aus den Messsignalen die Impedanzverteilung in der Ebene zu
rekonstruieren. Genauer gesagt wird dabei nicht die Impedanz absolut bestimmt, sondern
ihre Veränderung gegenüber einer Referenzverteilung. Eine derartige EIT-Einheit ist zum
15 Beispiel in EP 2 228 009 A1 beschrieben. Ferner ist bei der bekannten Vorrichtung eine
manuell betätigte Zufuhreinrichtung (z.B. eine Spritze) zur intravenösen Zufuhr eines
Leitfähigkeitskontrastmittels vorhanden.

Als Leitfähigkeitskontrastmittel können Flüssigkeiten verwendet werden, deren Leitfähigkeit
20 sich deutlich von derjenigen des Blutes unterscheidet. Gebräuchlich sind beispielsweise
hypertonische Kochsalzlösungen mit Konzentrationen von bis zu 20%.

Nach Gabe eines Leitfähigkeitskontrastmittels lassen sich mittels des Impedanz-
Tomographie Gerätes (EIT) Werte einer Leitfähigkeitsdilution von Bereichen von Lunge und
25 Herz aufnehmen und beispielsweise in Form von Leitfähigkeitsdilutionskurven, wie in der
DE 10 2012 214 786 A1 gezeigt, darstellen.

Nach Gabe eines Leitfähigkeitskontrastmittels ergeben sich Impedanzänderungen beim
Einfließen des Kontrastmittels zuerst im Bereich des rechten Herzens in, sowie oberhalb
30 und unterhalb der Anordnung der EIT-Elektroden (Ebene), des Thorax im Bereich des
rechten Herzens, worauf anschließend das Kontrastmittel den Bereich des rechten Herzens
in Richtung Lunge verlässt und sich eine Impedanzänderung in der Ebene des Thorax im
Bereich der Lunge ergibt, wonach das Kontrastmittel dann zurück in den Bereich des linken
Herzens fließt und sich sodann eine Impedanzänderung in der Ebene des Thorax im
35 Bereich des linken Herzens ergibt.

Mit Hilfe einer oder mehrerer Leitfähigkeitsdilutionskurven ist eine qualitative Beurteilung der Durchblutungssituation der Lunge möglich, da auf Basis der erfassten Impedanzänderungen mittels des Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) festgestellt werden kann, wie die Funktion des Blutkreislaufs von Herz in die Lunge und zurück zum Herzen gegeben ist. Weitergehende qualitative Bestimmungen der Durchblutungssituation der Lunge, insbesondere einer Verteilung des Blutvolumenstroms (Pulmonary Blood Flow, PBF) in die Lunge und des Blutvolumens (Pulmonary Blood Volumen, PBV) innerhalb der Lunge sind auf Basis der regionalen Verteilung der Leitfähigkeiten nicht unmittelbar, sondern nur durch eine nachgelagerte Analyse einer Vielzahl von Leitfähigkeitsdilutionskurven möglich. Geeignete Verfahren, um regionale Durchblutungssituationen in der Lunge abzuschätzen, sind in der wissenschaftlichen Literatur, beispielsweise in einem Artikel von Borges, J.B., Suarze-Sipmann, F., Böhm S.H., Tusman. G., Melo, A., Maripuu, E., Sandström, M., Park, M., Costa E. L., Hedenstierna, G., Amato M.: "Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse" Journal of Applied Physiology 112 (1), Januar 2012, Seite 226-228 beschrieben.

Die vorliegende Erfindung hat sich zur Aufgabe gestellt, eine Vorrichtung und ein Verfahren wie auch ein System zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes gewonnenen Daten anzugeben, das eine quantifizierbare Auswertung hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge bereitstellt.

Eine mit dieser Aufgabe in einem engen Zusammenhang stehende weitere Aufgabe ergibt sich daraus, auf Basis von bereitgestellten Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes oder mit Hilfe eines verbesserten Elektro-Impedanz-Tomographie-Systems eine Verbesserung einer regionalen Auswertbarkeit hinsichtlich der Durchblutung von Bereichen der Lunge und Bereichen des Herzens zu erzielen.

Diese und weitere Aufgaben werden durch die beiliegenden, unabhängigen Patentansprüche gelöst, insbesondere durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

Die Aufgabe wird weiterhin durch eine zur Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 12 gelöst.

Die Aufgabe wird weiterhin durch ein System mit den Merkmalen des Patentanspruchs 13 gelöst.

Dabei gelten Merkmale und Details, die im Zusammenhang mit dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge beschrieben sind, selbstverständlich auch im Zusammenhang und im Hinblick auf die für die Durchführung des Verfahrens geeignete Vorrichtung, bzw. das System und jeweils umgekehrt, so dass bezüglich der Offenbarung zu den einzelnen Aspekten der Erfindung stets wechselseitig Bezug genommen wird, bzw. werden kann.

Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen und werden in der folgenden Beschreibung unter teilweiser Bezugnahme auf die Figuren näher erläutert.

Des Weiteren kann das Verfahren auch als ein Computerprogramm oder ein Computerprogrammprodukt bereitgestellt werden, so dass sich der Schutzbereich der vorliegenden Anmeldung ebenfalls auf das Computerprogrammprodukt und das Computerprogramm erstrecken.

Gemäß eines ersten Aspektes der Erfindung werden in einem erfindungsgemäßen Verfahren mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes gewonnenen Daten in einer Abfolge von Schritten verarbeitet, so dass eine quantifizierbare Auswertung hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge ermöglicht ist. Das erfindungsgemäße Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnene Daten hinsichtlich einer Durchblutung von Herz und Lunge eines Patienten gliedert sich in eine Schrittabfolge mit den folgenden Schritten:

- Bereitstellung einer Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax während einer Atemhaltephase repräsentieren auf Basis der mittels des Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten über einen innerhalb eines Betrachtungszeitraumes liegenden Signalverlauf,
- Bereitstellung einer Datenmenge, welche Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren,
- Ermittlung einer Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche eine pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des

- Herzens oder des Thorax indiziert auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten und auf Basis der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der mindestens einen Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens,
- 5 - Ermittlung einer Datenmenge, welche eine relative Verteilung einer Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, auf Basis der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität indizieren,
- 10 - Ermittlung eine Datenmenge, welche eine Zeit- oder eine Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, auf Basis der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des
- 15 Thorax indizieren,
- Ermittlung von zwei mit nach einem Bewertungskriterium klassifizierten ortsspezifischen Datenmengen auf Basis der Datenmenge, welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder auf Basis der Datenmenge
- 20 mit Zeit- oder Phaseninformationen, welche die Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert,
- wobei eine Datenmenge der zwei ortsspezifischen Datenmengen eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge zum Herzen gerichtet ist und eine weitere
- 25 Datenmenge der zwei ortsspezifischen Datenmengen eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom vom Herzen zur Lunge gerichtet ist,
- Ermittlung und Bereitstellung eines Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen und auf Basis
- 30 der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen,
- Ermittlung und Bereitstellung eines ersten Steuersignals, welches das, den Durchblutungszustand der Lunge indizierende Maß, indiziert.

Die Bereitstellung der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen kann als Bereitstellung einer Datenmenge von EIT-Daten in verschiedener Form ausgestaltet sein. Unter EIT-Daten sind dabei im Sinne der vorliegenden Erfindung folgende Signale oder Daten zu verstehen:

5

- EIT-Rohdaten, d.h. mit einem EIT-Gerät mittels einer Gruppe von Elektroden oder mittels eines Elektrodengürtels erfasste Messsignale, wie Spannungen oder Ströme, zugeordnet zu Elektroden oder Gruppen von Elektroden oder zu Positionen von Elektroden oder Gruppen von Elektroden am Elektrodengürtel.
- 10 - EIT-Bilddaten, d.h. Daten oder Signale, die mit einem Rekonstruktionsalgorithmus aus den EIT-Rohdaten ermittelt wurden und lokale Impedanzen, Impedanzunterschiede oder Impedanzveränderungen von Bereichen der Lunge oder Bereichen der Lunge und des Herzes eines Patienten wiedergeben.
- Klassifizierte EIT-Daten, d.h. EIT-Bilddaten oder Signale, die nach vorgegebenen
15 Kriterien vorsortiert oder vorklassifiziert sind.
Die Klassifikation kann dabei beispielsweise eine typisierte Aufteilung in EIT-Daten oder Signale, welche herz- und perfusionsbedingte (Cardiac and Perfusion Related Signals) Impedanzen, Impedanzunterschiede oder Impedanzveränderungen wiedergeben und in EIT-Daten oder Signale, welche ventilationsbedingte
20 Impedanzen, Impedanzunterschiede oder Impedanzveränderungen (Ventilation Related Signals) wiedergeben, umgesetzt sein.
- Speziell klassifizierte EIT-Daten, d.h. EIT-Bilddaten oder Signale, die nach speziellen vorgegebenen Kriterien vorsortiert oder vorklassifiziert sind. Eine solche spezielle Klassifikation kann dabei beispielsweise eine Aufteilung in EIT-Daten
25 oder Signale, welche im Wesentlichen perfusionsbedingte (Perfusion Related Signals) Impedanzen, Impedanzunterschiede oder Impedanzveränderungen der Lunge umfassen und in EIT-Daten oder Signale, welche perfusionsbedingte (Cardiac Related Signals) Impedanzen, Impedanzunterschiede oder Impedanzveränderungen des Herzens umfassen, welche durch
30 Blutvolumenänderungen in Bereichen des Herzens und seinen großen Blutgefäßen verursacht oder hervorgerufen werden, umgesetzt sein.

Die EIT-Daten können dabei unter speziellen Bedingungen der Signalerfassung erzeugt worden sein. Spezielle Bedingungen der Signalerfassung ergeben sich beispielsweise aus
35 den Randbedingungen von Atmung und Beatmung in Zusammenhang mit der Zuführung (Dosierung) und Gabe (Verabreichung) der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung in den Blutkreislauf.

Vorbestimmte Flüssigkeitsmengen einer Indikatorlösung oder Gaben einer Indikatorlösung werden im klinischen Sprachgebrauch als ein Bolus oder als eine Bolusmenge bezeichnet. Geeignete Orte am Körper des Patienten zur Zuführung und Gabe der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung in den Blutkreislauf sind venöse Blutgefäße.

- 5 Entweder die Gabe erfolgt zentralvenös, beispielsweise über einen zentralen Venenkatheter oder über das proximale Lumen eines Swan-Ganz-Katheters oder die Gabe erfolgt peripher beispielsweise über die Armvenen.

Geeignete Indikatorlösungen haben einen Leitfähigkeitskontrast gegenüber dem Blut.

- 10 Geeignete Indikatorlösungen sind beispielsweise Kochsalzlösungen. Bei einer von 0,9% abweichenden Konzentration ist die osmotische Konzentration (Osmolarität) dieses Kontrastmittels anders als die des Blutes, Kochsalzlösungen sind daher sorgsam anzuwenden. Bei einer Messung mit diesem Indikator sind deshalb die applizierte Menge, die Anzahl der Wiederholungen für eine Mittelung und die Konzentration so gering als
15 möglich zu wählen.

Die EIT-Daten können dabei auf den bestimmten Betrachtungszeitraum begrenzt sein oder als eine Teilmenge einer über einen längeren Zeitraum erfassten Datenmenge von Impedanzwerten oder von Impedanzwerten abgeleiteten Werten oder Daten gewonnen
20 worden sein. Der Betrachtungszeitraum kann sich dabei in Zusammenhängen von Atmung und/ oder Beatmung und/ oder in Zusammenhang mit der Zuführung und Gabe der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung in den Blutkreislauf ergeben.

- Als Betrachtungszeiträume im Zusammenhang mit den Randbedingungen von Atmung und
25 Beatmung ergeben sich besondere Beatmungsmodi, Atemhaltemanöver zur Erzeugung einer oder mehrerer Atemhaltephasen, insbesondere bei einem koordinierten Betrieb von EIT-Gerät und Beatmungsgerät.

- Als Betrachtungszeiträume im Zusammenhang mit der Zuführung und Gabe der
30 vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung ergeben sich, basierend auf einem Zeitverlauf von relativen Impedanzänderungen $Z(t)$ als Bezugszeitverlauf $B(t)$, wobei der Bezugszeitverlauf $B(t)$, oftmals auch als sogenannte „Baseline“ bezeichnet, sich - beginnend mit dem Atemhaltemanöver und der Gabe der Indikatorlösung (Bolus) - als ein im Wesentlichen exponentieller Abfall $B(t)$ im Zeitverlauf
35 der relativen Impedanzänderung $Z(t)$ darstellt, folgende Varianten:

Variante A, ein Zeitintervall vom Beginn bis zum Abschluss einer dynamischen Änderung einer mittleren oder aufsummierten Impedanz über eine Vielzahl von Bildelementen in den EIT-Bildern.

- 5 Dabei wird das Zeitintervall $[t_{\text{start}}, t_{\text{end}}]$ der durch die Gabe der Indikatorlösung (Bolus) verursachten dynamischen Änderung in einer Zeitreihe von relativen Impedanzwerten, welche den relativen Impedanzzeitverlauf kennzeichnen, gemittelt oder summiert und durch den Startzeitpunkt t_{start} und den Endzeitpunkt t_{end} definiert, wobei der Startzeitpunkt t_{start} gemäß Formel 1, bzw. Formel 2 bestimmbar sind.

10

$$t_{\text{start}} = \min \left\{ t \mid |\Delta Z(t)| > c_{s1} \wedge \int_{t-\Delta T_s}^t |\Delta Z(t)| dt > c_{s2} \wedge \frac{d}{dt} |\Delta Z(t)| > c_{s3} \right\}, \quad \text{Formel 1}$$

$$t_{\text{end}} = \min \left\{ t \mid t > t_{\text{start}} \wedge |\Delta Z(t)| < c_{e1} \wedge \int_{t-\Delta T_e}^t |\Delta Z(t)| dt < c_{e2} \right\}, \quad \text{Formel 2}$$

- 15 Der Startzeitpunkt t_{start} ist gekennzeichnet durch eine absolute Abweichung $|\Delta Z(t)| = |Z(t) - B(t)|$ im relativen Impedanzzeitverlauf $Z(t)$ gegenüber dem Bezugszeitverlauf $B(t)$ (Baseline), die einen bestimmten konstanten Wert c_{s1} überschreitet in Kombination mit einer Integration über das zeitliche Intervall der Länge ΔT_s sowie einer zeitlichen Änderung dieser absoluten Abweichung, die bestimmte konstante Werte c_{s2} bzw. c_{s3} überschreiten.

- 20 Der Endzeitpunkt t_{end} ist gekennzeichnet durch die Annäherung des relativen Impedanzverlaufs $Z(t)$ an den Bezugszeitverlauf $B(t)$, charakterisiert durch eine im Wesentlichen zeitlich konstante absolute Abweichung $|\Delta Z(t)|$ unterhalb eines konstanten Werts c_{e1} in Kombination mit einem Wert für das Integral über das zeitliche Intervall der Länge ΔT_e unterhalb eines konstanten Wertes c_{e2} .

25

Der Zustand im Endzeitpunkt nach der Gabe der Indikatorlösung (Bolus) ist ein Gleichgewichtszustand, der durch den Abschluss aller dynamischen Vorgänge und Ausgleichvorgänge im Herz-/Kreislaufsystem gekennzeichnet ist.

- 30 Variante B, ein Zeitintervall $[t_{\text{rH,start}}, t_{\text{IH,end}}]$ vom Beginn bis zum Ende einer absoluten Abweichung im Impedanzzeitverlauf $Z_{\text{rH}}(t)$ gegenüber dem Bezugszeitverlauf $B_{\text{rH}}(t)$ (Baseline).

- 35 Dabei wird das Zeitintervall $[t_{\text{rH,start}}, t_{\text{IH,end}}]$ zwischen einem Startzeitpunkt $t_{\text{rH,start}}$ gemäß Formel 3 einer durch die Gabe der Indikatorlösung (Bolus) verursachten absoluten Abweichung $|\Delta Z_{\text{rH}}(t)| = |Z_{\text{rH}}(t) - B_{\text{rH}}(t)|$ im relativen Impedanzzeitverlauf $Z_{\text{rH}}(t)$ gegenüber

dem Bezugszeitverlauf $B_{rH}(t)$ (Baseline) in einem Bildbereich, welcher Bereiche des rechten Herzens repräsentiert, und einem im Zeitverlauf nachfolgenden Endzeitpunkt $t_{IH,end}$ gemäß Formel 4 und in Analogie zu Formel 3 einer durch die Gabe der Indikatorlösung (Bolus) verursachte absolute Abweichung $|\Delta Z_{IH}(t)| = |Z_{IH}(t) - B_{IH}(t)|$ im relativen Impedanzzeitverlauf $Z_{IH}(t)$ gegenüber dem Bezugszeitverlauf $B_{IH}(t)$ (Baseline) in einem Bildbereich, welcher Bereiche des linken Herzens repräsentiert, detektiert.

$$t_{rH,start} = \min \left\{ t \mid |\Delta Z_{rH}(t)| > c_{rH,s1} \wedge \int_{t-\Delta T_{rH,s}}^t |\Delta Z_{rH}(t)| dt > c_{rH,s2} \wedge \frac{d}{dt} |\Delta Z_{rH}(t)| > c_{rH,s3} \right\}, \quad \text{Formel 3}$$

$$t_{IH,end} = \min \left\{ t \mid t > t_{rH,start} \wedge |\Delta Z_{IH}(t)| < c_{IH,e1} \wedge \int_{t-\Delta T_{IH,e}}^t |\Delta Z_{IH}(t)| dt < c_{IH,e2} \right\}, \quad \text{Formel 4}$$

10

Variante C, bei einem koordinierten Betrieb von EIT-mit Gerät zur Infusionsgabe, beispielsweise ausgestaltet als manuelle Infusion, manuelle oder automatische Spritzen- oder Peristaltikpumpe, oder als ein sogenannter Power Injector ergibt sich als Variante einer Zeitdauer eines Betrachtungszeitraumes ein vorbestimmtes Zeitintervall, definierbar als ein vorbestimmtes Zeitintervall, beginnend von einer manuellen oder einer automatisierten Dosierung der Indikatorlösung (Bolus) mit einer Dosierzeitdauer von einigen Sekunden, beispielsweise zwei bis fünf Sekunden bis zum Ablauf eines festgelegten Zeitintervalls, beispielsweise dreißig bis fünfzig Sekunden, oder alternativ, bis zu einer Detektion eines Endzeitpunktes t_{end} bzw. $t_{IH,end}$ berechnet entsprechend Formel 2 bzw. Formel 4.

20

Ein koordinierter Betrieb von EIT-Gerät und Beatmungsgerät, wie in der DE 103 01 202 B3 beschrieben, ermöglicht beispielsweise leichter die Gestaltung von Analysezeiträumen ohne, dass Atmungsaktivitäten des Patienten oder der Betrieb der Beatmung durch das Beatmungsgerät einen wirksamen Einfluss auf Daten der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentieren, ausüben können. Ein Atemhaltemanöver kann während der Einatemphase (inspiratory hold maneuver) oder der Ausatemphasen (expiratory hold maneuver) oder auch als ein Wechsel in einem druckkontrollierten Beatmungsmodus auf einen Beatmungsmodus mit einem konstantem Druckniveau (CPAP) ausgestaltet werden. Mögliche Ausgestaltungen und Anwendungen von Atemhaltemanövern in der Elektroimpedanztomographie sind beispielsweise in der WO 2009 035 965 A1 beschrieben.

35

Ein Atemhaltemanöver lässt sich beispielsweise auf folgende Weise als eine Koordination zwischen einem EIT-Gerät und einem Beatmungsgerät realisieren:

- 5 Schritt 1: Am Beatmungsgerät wird durch den Anwender ein Atemhaltemanöver vorbereitet,
Schritt 2: Am EIT-Gerät wird eine Perfusionsmessung gestartet,
Schritt 3: Das EIT-Gerät sendet eine Anfrage zum Start eines Atemhaltemanövers an das Beatmungsgerät,
10 Schritt 4: Das Beatmungsgerät initiiert das Atemhaltemanöver und sendet eine Bestätigung über den Erfolg des Manöverstarts an das EIT-Gerät.

15 Anschließend erfolgt die Gabe der Indikatorlösung (Injektion) entweder direkt darauf nachfolgend oder nach einer festgelegten kurzen Wartezeit oder nach einer Detektion eines stabilen Bezugszeitverlaufs $B_{z_{i...n}}(t)$ (stabile Baseline) in einem Impedanzzeitverlauf $\Delta Z_{i...n}(t)$, der für eine größere Anzahl von Bildelementen im EIT-Bild kennzeichnend ist. Alternativ kann der Start der Injektion auch automatisiert erfolgen.

20 Insbesondere eine Einbeziehung einer ansteuerbaren Infusionsquelle ermöglicht eine solche oder weitere Automatisierung. Beispielsweise mittels einer Einbeziehung einer Spritzenpumpe in den koordinierten Betrieb von EIT-Gerät und Beatmungsgerät ist eine EIT-Daten- und Bilderfassung mit einer Synchronisation der Gabe, bzw. Verabreichung der Indikatorlösung (Bolus) mit einem Atemhaltemanöver, ermöglicht so dass die bereitgestellte Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen, welche eine Überlagerung von
25 herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentieren auf Basis der mittels des Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten über einen innerhalb eines Betrachtungszeitraumes liegenden Signalverlaufs durch die Art
30 und Weise der Koordination von EIT-Gerät, Spritzenpumpe und Beatmungsgerät auf einen geeigneten Analysezeitraum angepasst ist, ohne, dass eine Sortierung oder Nachbearbeitung der Daten hinsichtlich der Lage des Analysezeitraums im Betrachtungszeitraum erforderlich ist.

35 Die Bereitstellung der Datenmenge, welche Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren, kann dabei aus verschiedenen Quellen von Informationen erfolgen. Informationen zu Herzrate, bzw. Pulsschlag können

von verschiedenen Geräten oder Gerätekonstellationen bereitgestellt werden, die ausgestaltet sind, einen pulsatilen Messwert zu erfassen, beispielsweise von einem

- 5 - Gerät mit Funktionen eines Elektro-Kardiogramms (EKG), z.B. in Ausgestaltung eines physiologischen Monitors,
- Gerät mit Funktionen zur Messung oder Bestimmung einer Sauerstoffsättigung, bzw. einer Sauerstoffpartialdruckmessung mittels Photoplethysmographie (SPO₂), z.B. in Ausgestaltung eines physiologischen Monitors oder eines Gerätes zur Sauerstoffpartialdruckmessung,
- 10 - EIT-Gerät mit integrierten EKG-Funktionalitäten,
- EIT-Gerät mit integrierten Funktionalitäten zur Messung oder Bestimmung einer Sauerstoffsättigung, bzw. Sauerstoffpartialdruckmessung mittels Photoplethysmographie (SpO₂).

15 Die Bereitstellung der Datenmenge, welche die Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren, kann dabei mittels einer direkten Datenverbindung des bereitstellenden Gerätes, beispielsweise mittels einer elektrischen oder optischen seriellen (RS232, RS485, USB, IRDA) oder parallelen (IEEE488) Datenschnittstelle oder auch mittels telemetrischer Datenübertragung (GSM, 20 UMTS, Bluetooth) an das EIT-Gerät erfolgen.

Die Bereitstellung der Datenmenge, welche die Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren, kann aber alternativ durch eine Datenkoordination in einem Datenverbund (Netzwerk, Server-Verbund, Intranet, Internet, 25 Cloud) über verschiedenen Komponenten (Server, Router, Switches, Hubs) eines Datennetzwerkes (LAN, WLAN), beispielsweise in Form eines Patient Area Network (PAN) mit optionaler Anbindung an ein Patientendaten Management System (PDMS) im Krankenhaus oder in einem Verbund mehrerer Krankenhäuser drahtgebunden, drahtlos oder optisch (Glasfaser-Netzwerk) erfolgen. Ein solches „Patient Area Network (PAN)“ ist 30 in der US 2008/000479 A1 beschrieben.

Unter einer Cloud, bzw. unter Cloud Computing ist im technischen Sprachgebrauch der Informations- und Netzwerktechnologie eine Ausführung von Programmen, etwa Rechenroutinen, Verarbeitung von Daten oder Messsignalen mit Hilfe von Steuerungs- und 35 Regelungsalgorithmen, Datenverarbeitung, Datenkoordination (Datenbank/ Datensatz-Management) oder zu verstehen, wobei diese Programme oder Teilroutinen der Programme nicht auf lokalen Recheneinheiten oder Geräten installiert sind, sondern aus

der Ferne auf einem anderen Rechner oder verteilt auf mehreren anderen Rechnern, beispielsweise in einem Krankenhaus-Netzwerk (Intranet) oder einem weltweiten Netzwerkverbund (WWW, Internet) aufgerufen werden.

5 Die Ermittlung der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche eine pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indizieren auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten und auf Basis der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der mindestens einen Herzfunktion, insbesondere auf Basis der
10 Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens kann auf verschiedene Weisen erfolgen. Die Herzrate kann auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten wie folgt bestimmt werden: In einer ersten Variante wird ein Signal, welches für einen mittleren Wert oder einen Mittelwert aller Elemente oder einer Teilmenge der Datenmenge repräsentativ ist, aus der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) oder einer geeigneten
15 Teilmenge bestimmt.

In einer zweiten Variante wird aus der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen ein Leistungsdichtespektrum berechnet und aus dem Leistungsspektrum die Herzrate in einem charakteristischen Frequenzbereich, vorzugsweise mittels einer robusten Methodik
20 bestimmt.

Ein charakteristischer Frequenzbereich in einem physiologisch sinnvollen Bereich ist für einen Erwachsenen beispielsweise ein Frequenzbereich oberhalb einer charakteristischen Frequenz von 0,67 Hz, was einer Herzschlagrate von 40 Schlägen je Minute entspricht.
25

Ein charakteristischer Frequenzbereich in einem physiologisch sinnvollen Bereich ist für ein Kind in einem Alter von 2 Jahren beispielsweise ein Frequenzbereich oberhalb einer charakteristischen Frequenz von 2 Hz, was einer Herzschlagrate von 120 Schlägen je Minute entspricht. Eine robuste Methodik ist beispielsweise ein parametrischer Ansatz einer
30 Schätzung mittels eines autoregressiven Modells, wie es beispielsweise in einem wissenschaftlichen Aufsatz von Takalo R.; Hytti H.; Ihalainen H.: „Tutorial on Univariate Autoregressive Spectral Analysis“, Journal of Clinical Monitoring and Computing, 2005, 19: Seite 402-404 beschrieben ist. Dabei kann die Art und Weise der Signalverarbeitung, insbesondere die Wahl der spektralen Analyse- oder Durchlass-/ Sperrbereiche von Filtern
35 aus der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der mindestens einen Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens abgeleitet

werden, da sich typische Herzfrequenzen von typischen Atemfrequenzen ungefähr um einen Faktor von vier bis fünf unterscheiden.

Die Ermittlung einer Datenmenge, welche eine relative Verteilung einer Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten und auf Basis der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der mindestens einen Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens, erfolgt dabei wie nachfolgend beschrieben.

10

Für ein jedes Element der Datenmenge an Bildpunkten wird ein Amplitudenspektrum oder ein Amplitudendichtespektrum, beispielsweise durch Anwendung einer schnellen Fouriertransformation (Fast Fourier Transformation, FFT) berechnet. Amplitudenwerte in einem Intervall um die typische und bekannte Herzfrequenz werden in jedem der Amplitudenspektren aufsummiert oder aufsummiert und anschließend gemittelt.

15

Alternativ kann auch ein Leistungsspektrum bzw. ein Leistungsdichtespektrum zur Ermittlung der Datenmenge, welche eine relative Verteilung einer Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, zugrunde gelegt werden, wobei in einem Intervall um die typische und bekannte Herzfrequenz die Werte der Datenmenge aufsummiert bzw. gemittelt werden.

20

Die Ermittlung einer Datenmenge, welche eine Zeit- oder eine Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten und auf Basis der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der mindestens einen Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens, erfolgt dabei auf Basis eines Phasenspektrums.

25

Die Zeit- oder Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax kann auf Basis des Phasenspektrums bestimmt werden, welches beispielsweise - wie zuvor bereits zum Amplitudenspektrum beschrieben - ebenfalls durch Anwendung einer FFT berechnet wurde. Diese Werte des Phasenspektrums werden analog zum Amplitudenspektrum in einem Intervall um die typische und bekannte Herzfrequenz gemittelt. Alternativ kann ein Ähnlichkeitsmaß paarweise zwischen allen oder einer Mehrzahl von Elementen der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) bestimmt werden, beispielsweise ein Ähnlichkeitsmaß

30
35

welches mit Hilfe einer Ermittlung eines linearen Korrelationskoeffizienten auf Basis von Elementen der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) ermittelbar ist.

- 5 Die Ermittlung von zwei mit nach einem Bewertungskriterium klassifizierten ortsspezifischen Datenmengen auf Basis der Datenmenge, welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder auf Basis der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, welche die Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder
- 10 des Thorax indiziert, erfolgt derart, dass als Basis für das Bewertungskriterium ein Ansatz gewählt wird, wobei eine Menge von Elementen im Bild, also innerhalb der Bildpunkte der ursprünglichen Datenmenge, einen zusammenhängenden Bereich bildet. Diese Basis wird mit weiteren Kriterien kombiniert, so dass sich verschiedene Ausgestaltungsvarianten des Bewertungskriteriums ergeben, wie nachfolgend beschrieben. Einem jedem Element der
- 15 ursprünglichen Datenmenge an Bildpunkten ist jeweils ein Eintrag aus der Datenmenge, welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, bzw. das Ähnlichkeitsmaß indiziert zugeordnet. Für die Datenmenge, welche die relative Verteilung von Leistung oder
- 20 Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, bzw. das Ähnlichkeitsmaß indiziert, wird im Verlauf der weiteren Beschreibung auch eine verkürzte Ausdrucks- und Schreibweise als „Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung“, bzw. „Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, bzw.
- 25 Ähnlichkeitsmaß“, „Datenmenge mit Ähnlichkeitsmaßen“ oder „Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen“ verwendet.

Die Bestimmung der ortsspezifischen Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom vom rechten Herz hin zur Lunge gerichtet ist, kann als die Menge der Elemente bestimmt

30 werden, die im Bild, also innerhalb der Bildpunkte der ursprünglichen Datenmenge, einen zusammenhängenden Bereich bilden und deren Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung einen bestimmten Anteil eines vorbestimmten Maximalwerts überschreitet, beispielsweise einen Anteil von 40% oder 50% des Maximalwerts der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung überschreitet.

35

Dazu ist als ein weiteres Kriterium zur Bestimmung der ortsspezifischen Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom vom rechten Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, eines der nachfolgenden weiteren Kriterien erforderlich:

- 5
 - es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen gewählt, in welchem die Summe der Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung sich als maximal ergibt,
 - es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen gewählt, welcher die meisten Bildelemente enthält,
- 10
 - es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen auf Basis von weiteren Informationen gewählt, also beispielsweise ein Bereich, für welchen sich basierend auf Studien, Untersuchungen und Auswertungen einer großen Anzahl von Patientendaten eine bestimmte Wahrscheinlichkeit ergibt.

- 15 Die Bestimmung der ortsspezifische Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom vom rechten Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, kann in einer ersten alternativen Variante als die Menge der Elemente bestimmt werden, die im Bild, also innerhalb der Bildpunkte der ursprünglichen Datenmenge, einen zusammenhängenden Bereich bilden und deren Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung einen
- 20 bestimmten Anteil eines vorbestimmten Maximalwerts überschreitet, beispielsweise einen Anteil von 5% oder 10% des Maximalwerts der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung überschreiten und deren Einträge in der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, bzw. Ähnlichkeitsmaß in einem bestimmten Intervall von liegen, bzw. bei deren Einträgen das Ähnlichkeitsmaß für mindestens ein anderes Element des
- 25 zusammenhängenden Bereichs einen vorbestimmten Wert überschreitet. Eine Überschreitung im Hinblick auf ein solches Ähnlichkeitsmaß ist beispielsweise bei einem linearen Korrelationskoeffizienten, wie etwa $>0,80$ oder $>0,85$ gegeben. Dazu ist als ein weiteres Kriterium zur Bestimmung der ortsspezifische Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom vom rechten Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, eines der nach folgend
- 30 weiteren Kriterien erforderlich:

- es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen gewählt, in welchem die Summe der Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung sich als maximal ergibt,
- 35
 - es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen gewählt, welcher die meisten Bildelemente enthält,

- es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen auf Basis von weiteren Informationen gewählt, also beispielsweise ein Bereich, für welchen sich basierend auf Studien, Untersuchungen und Auswertungen einer großen Anzahl von Patientendaten eine bestimmte Wahrscheinlichkeit ergibt.

5

Die Bestimmung der ortsspezifische Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom vom rechten Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, kann in einer zweiten alternativen Variante als die Menge der Elemente bestimmt werden, die im Bild, also innerhalb der Bildpunkte der ursprünglichen Datenmenge, einen zusammenhängenden Bereich bilden und deren

10 Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung einen bestimmten Anteil eines vorbestimmten Maximalwerts überschreitet, beispielsweise einen Anteil von 5% oder 10% des Maximalwerts der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung überschreitet und deren Einträge in der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen in Bezug zu Einträgen von Signalen liegen, welche eine Herzaktivität

15 indizieren, wie beispielsweise Zeitabschnitte in EKG-Daten mit signifikanten Signalelementen, etwa die sogenannte „R-Zacke“ oder der sogenannte „QRS-Komplex“.

Die Bestimmung der ortsspezifische Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge in den Bereich des linken Herzens gerichtet ist, wird als die Menge der Elemente

20 bestimmt, die im Bild, also innerhalb der Bildpunkte der ursprünglichen Datenmenge, einen zusammenhängenden Bereich bilden und deren Einträge in der Datenmenge der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung einen bestimmten Anteil eines vorbestimmten Maximalwerts überschreitet, beispielsweise einen Anteil von 5% oder 10% des Maximalwerts der relativen Amplituden- bzw. Leistungsverteilung überschreiten. Dazu ist

25 als ein weiteres Kriterium zur Bestimmung der ortsspezifische Datenmenge, in welchem ein Blutvolumenstrom von der Lunge zum Herzen gerichtet ist, eines der nach folgend weiteren Kriterien erforderlich:

- die Einträge in der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen weisen in
- 30 Bezug zur Periodendauer der Herzaktivität T_{Heart} Phasenlagen von $0,45 * T_{\text{Heart}}$ bis $0,55 * T_{\text{Heart}}$ auf und ergeben sich damit in Bezug zu Elementen der Datenmenge, in welchen ein Blutvolumenstrom vom Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, diese Phasenlage kann beispielsweise alternativ auf Basis einer Phasenverschiebung gegenüber der sogenannte „R-Zacke“ oder dem sogenannten „QRS-Komplex“ in
- 35 EKG-Daten ermittelt werden, wobei zusätzlich zum Bezug zur Periodendauer noch die Zeitdauer (preejection time) zwischen Erregung und Start der Kontraktion Hauptkammerkammer berücksichtigt wird,

- für mindestens ein Element der Datenmenge mit Ähnlichkeitsmaßen ist das Ähnlichkeitsmaß dieser Einträge in Bezug zu Elementen der Datenmenge, in welchen ein Blutvolumenstrom vom Herzen hin zur Lunge gerichtet ist, derart gegeben, dass eine besonders geringe Ähnlichkeit gegeben ist, beispielsweise also ein linearer Korrelationskoeffizient $< 0,7$ gegeben ist,
- es wird ein Bereich unter allen im Bild zusammenhängenden Bereichen auf Basis von weiteren Informationen gewählt, also beispielsweise ein Bereich, für welchen sich basierend auf Studien, Untersuchungen und Auswertungen einer großen Anzahl von Patientendaten eine bestimmte Wahrscheinlichkeit ergibt.

10

Die Ermittlung des Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert und die Ermittlung und Bereitstellung des ersten Steuersignals, welches das, den Durchblutungszustand der Lunge indizierende Maß indiziert, erfolgt auf Basis der ermittelten zwei ortsspezifischen Datenmengen und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen. Die ermittelten zwei ortsspezifischen Datenmengen repräsentieren einen Bereich des Herzens (Region of Interest, ROI A), in dem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge zum Herzen gerichtet ist und einen Bereich des Herzens (Region of Interest, ROI B), in welchem ein Blutvolumenstrom vom Herzen zur Lunge gerichtet ist. Diese beide Bereiche (ROI A, ROI B) repräsentieren damit den sogenannten Lungenkreislauf, also den Kreislauf, in welchem sauerstoffarmes und kohlendioxidreiches Blut vom Herzen zur Lunge gefördert wird und sauerstoffreiches und kohlendioxidarmes Blut nach dem CO_2/O_2 -Gasaustausch in der Lunge zum Herzen zurück gefördert wird und von dort in den sogenannten Körperkreislauf zur Versorgung von Organen und Muskeln mit Sauerstoff in den Körper gefördert wird.

25

Das erste Steuersignal kann zu einer Ausgabe an eine mit dem EIT-Gerät direkt oder indirekt verbundene Anzeigeeinheit, Weitergabe in einem Datenverbundsystem, Datennetzwerk (LAN, WLAN, PAN, Cloud) verwendet werden.

Die zuvor in den Schritten beschriebenen Funktionalitäten mit der Bereitstellung einer Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen, welche eine Überlagerung der herzspezifischen Signalanteile mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung repräsentieren, die Ermittlung der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC), die Ermittlung der Datenmenge, welche eine relative Verteilung einer Signalleistung oder eine relative Amplitudenverteilung von herzspezifischen Impedanzsignalen in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, die Ermittlung der Datenmenge, welche Zeit- oder eine

35

Phaseninformation der Herzaktivität indiziert, können dabei auf einer Recheneinheit ausgeführt werden. Ebenso, ist es möglich, wie zu der Bereitstellung der Datenmenge, welche die Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren, zuvor ausgeführt, dass die Ausführungen dieser Funktionalitäten oder Teile dieser Funktionalitäten, wie auch die in den weiteren Ausführungsformen des Verfahrens beschriebenen Schritte und Funktionalitäten in einem Datenverbund (Netzwerk, Server-Verbund, Intranet, Internet, Cloud, Cloud Computing) über verschiedenen Komponenten (Server, Router, Switches, Hubs) eines Datennetzwerkes (LAN, WLAN), beispielsweise in Form eines Patient Area Network (PAN) mit optionaler Anbindung an ein Patientendaten Management System (PDMS) im Krankenhaus oder in einem Verbund mehrerer Krankenhäuser drahtgebunden, drahtlos oder optisch (Glasfaser-Netzwerk) in einer Form des zuvor näher beschriebenen Cloud Computing erfolgen.

Die zwei ortsspezifischen Datenmengen oder die zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen werden auf folgende Weise zu einer weiter verfeinerten Bestimmung des Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert, verarbeitet, wobei als beispielhafte Ausgestaltungen von verfeinerten Bestimmungen eine Bestimmung eines Blutvolumenstromes (PBF) durch die Lunge und/oder eine Bestimmung eines Blutvolumens (PBV) innerhalb der Lunge vorteilhaft sind. Ein besonders robuster Ansatz zur weiter verfeinerten Bestimmung des Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert, basiert beispielsweise auf einer Schätzung der sogenannten Residuenfunktion mittels Dekonvolution. Dekonvolution bezeichnet die Umkehrung der Faltungsoperation (Konvolution). Dekonvolution wird in der Bildverarbeitung beispielsweise zur Schärfung von Bildern angewendet. Da es sich bei der Elektroimpedanztomographie nach Anwendung der Bildrekonstruktion ebenfalls um aus Impedanzwerten ermittelte Bilder einer Belüftungssituation oder Durchblutungssituation der Lunge handelt, sind auf diese EIT-Bilder und insbesondere im Rahmen der vorliegenden Erfindung auch auf eine Serie von EIT-Bildern, welche einen Durchgang (Dilution) der verabreichten Indikatorlösung durch Gewebe im Thorax, also durch Lungenbereiche und Herzbereiche darstellen oder repräsentieren, Bildverarbeitungsroutinen auf Basis von Dekonvolution anwendbar. Die zugrundeliegende Indikator-dilutionstheorie wurde bereits im Zusammenhang mit zerebraler Perfusionsbildgebung basierend auf Zeitreihen radiologischer Verfahren unter Kontrastmittelgabe beschrieben. Hierzu sind insbesondere Paul Meier and Kenneth L. Zierler: "On the theory of the indicator-dilution method for measurement of blood flow and volume", Journal of Applied Physiology, 1954, 6(12): Seite 733-743, Yoshiharu Ohno, Hiroto Hatabu, Kenya Murase, Takanori Higashino, Hideaki Kawamitsu, Hirokazu Watanabe, Daisuke Takenaka, Masahiko Fujii, and Kazuro Sugimura:

“Quantitative assessment of regional pulmonary perfusion in the entire lung using three-dimensional ultrafast dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging: Preliminary experience in 40 subjects”, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2004, 20(3): Seite 356-357 und Leif Ostergaard, Robert M. Weisskopf, David A. Chesler, Carsten Gyldensted, Bruce R. Rosen: “High resolution measurements of cerebral blood flow using intravascular trace bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis“, Magnetic Resonance in Medicine, 1996, 36(5): Seite 715-718 als Veröffentlichungen zu nennen.

Stellt beispielsweise die eine ortsspezifische und strömungs- und perfusionsspezifische Datenmenge den Impedanzzeitverlauf in einem zuführenden Gefäß dar, so kann diese Datenmenge als Eingangssignal eines dynamischen Systems aufgefasst werden, oftmals auch als sogenannte „arterielle Inputfunktion“ (AIF) bezeichnet. Das dynamische Systemverhalten wird durch die Residuenfunktion beschrieben, die gleichzeitig den Anteil der noch im Gewebe verbleibenden Indikatorlösung kennzeichnet. Der Verlauf einer Impedanzänderung $Z_{ROI}(t)$ in einer betrachteten Region (region of interest, ROI) als Reaktion auf den Verlauf der arteriellen Inputfunktion kann demzufolge als Faltung der AIF $Z_{AIF}(t)$ mit der Residuenfunktion $R_0R(t)$ aufgefasst werden:

$$Z_{ROI}(t) = Z_{AIF}(t) \otimes [R_0R(t)] \quad \text{Formel 5}$$

20

Nach Schätzung der Residuenfunktion mittels Dekonvolution ergeben sich der pulmonale Blutvolumenstrom (PBF) und das pulmonale Blutvolumen (PBV) in der jeweiligen Region wie folgt:

$$PBF_{ROI} = R_0 \quad \text{Formel 6}$$

$$PBV_{ROI} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} Z_{ROI}(t) dt}{\int_{-\infty}^{\infty} Z_{AIF}(t) dt} \quad \text{Formel 7}$$

Methoden der Schätzung von Blutflüssen sind beispielsweise in der wissenschaftlichen Abhandlung von Leif Ostergaard, Robert M. Weisskopf, David A. Chesler, Carsten Gyldensted, Bruce R. Rosen: “High resolution measurements of cerebral blood flow using intravascular trace bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis“, Magnetic Resonance in Medicine, 1996, 36(5): Seite 715-718 beschrieben,

Ein weniger robuster, aber dafür weniger rechenintensiver Ansatz zur Bestimmung von relativen Perfusionsverteilungen ist die sogenannte „Maximal Slope Method“, welcher beispielsweise in Miles KA.: „Measurement of tissue perfusion by dynamic computed

tomography“, British Journal of Radiology,1991, 64: Seite 409-410 und Konstas AA, Goldmakher GV, Lee TY, Lev MH.: “Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke, part 1: theoretic basis” American Journal of Neuro Radiology, 2009, 30: Seite 663-667 beschrieben ist.

5

$$PBF_{ROI} = \frac{\max(\frac{dZ_{ROI}(t)}{dt})}{\max(Z_{AIF}(t))} \quad \text{Formel 8}$$

Auf Basis von EIT-Daten wurden mit diesem Ansatz Perfusionsverteilungen bislang allerdings nur ohne die Bestimmung einer arteriellen Inputfunktion (AIF) lediglich über die zeitliche Ableitung als relative Perfusionsverteilungen bestimmt, wie beispielsweise in
10 Borges, J.B., Suarze-Sipmann, F., Böhm S.H., Tusman. G., Melo, A., Maripuu, E., Sandström, M., Park, M., Costa E. L., Hedenstierna, G., Amato M.: “Regional lung perfusion estimated by electrical impedance tomography in a piglet model of lung collapse” Journal of Applied Physiology 112 (1), Januar 2012, Seite 226-228 dargelegt.

15

Die mittlere Transitzeit (mean transit time, MTT) ist ein weiterer Parameter, der gebräuchlich für die Charakterisierung eines Perfusionszustands ist:

$$MTT_{ROI} = \frac{PBV_{ROI}}{PBF_{ROI}} \quad \text{Formel 9}$$

20

Ebenfalls ein gebräuchlicher Perfusionsparameter ist ein Zeitpunkt T_{max} , an dem die Residuenfunktion (Formel 5) ihr Maximum erreicht.

Kennzeichnet der ausgewählte Bereich (ROI) eine Region im linken Herzen, so
25 charakterisieren die Parameter nicht den Perfusionszustand einer Region in der Lunge, sondern den Zustand der gesamten Lunge.

In einer alternativen Ausführungsform kann auf Basis eines Vergleiches der Amplituden der herzspezifischen Impedanzänderungen mit den relativen Impedanzänderungen, welche
30 durch die Indikatorgabe bedingt sind die oben aufgeführte Berechnungen des Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge beschreibt (PBF, PBV und MTT) bei Berechnung über die zuvor erwähnte Residuenfunktion auch auf Basis des gesamten Signalanteils in den jeweiligen ausgewählten Bereichen (ROI), also nicht nur auf Basis des durch die Indikatorlösung hervorgerufenen strömungs- und perfusionsspezifischen Anteils
35 durchgeführt werden.

Als Analysezeitraum innerhalb des Betrachtungszeitraums dient dabei beispielsweise und vorzugsweise ein Zeitraum, der die Verweildauer der Indikatorlösung im Lungenkreislauf kennzeichnet. Der Beginn dieses Zeitraums ist durch die - im Zusammenhang mit den Varianten A, B, C von Betrachtungszeiträumen im Zusammenhang mit der Zuführung und
5 Gabe der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge der Indikatorlösung erläuterten - initialen Detektion einer Änderung im strömungs- und perfusionsspezifischen Anteil der EIT-Daten, beispielsweise als eine signifikante globale Impedanzänderung oder als eine lokale signifikante Impedanzänderung im Bereich des rechten Herzens zu Beginn der Einströmung der Indikatorlösung gekennzeichnet.

10

Als Ende des Analysezeitraums wird ein Zeitpunkt gewählt, zu welchem die Indikatorlösung den Lungenkreislauf wieder verlassen hat, wobei wieder ein stationärer Wert des strömungs- und perfusionsspezifischen Anteils der EIT-Daten gegeben ist, also beispielsweise keine signifikante globale Impedanzveränderung oder keine lokale
15 signifikante Impedanzveränderung im Bereich des linken Herzens gegeben ist. Dabei stellt sich typischerweise eine Impedanzverteilung ein, welche im Wesentlichen - bis auf eine Offset-Verschiebung - der Impedanzverteilung entspricht, welche vor oder am Beginn des Analysezeitraums gegeben war.

20 Der Analysezeitraum kann unter Einbeziehung der Herzrate definiert werden. Bei einer gegenüber dem Referenzzustand erhöhten instantanen oder gemittelten Herzrate wird der Analysezeitraum entsprechend verkürzt, bei einer niedrigeren Herzrate entsprechend verlängert.

25 Vorzugsweise erfolgt in einem weiteren Schritt eine Ermittlung und Bereitstellung eines zweiten Steuersignals auf Basis der zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen. Das zweite Steuersignal kann direkt zu einer Visualisierung auf einer Anzeigeeinheit verwendet werden, ohne, dass eine weitere
Einbeziehung von bereitgestellten EIT-Daten, also der Datenmenge an Bildpunkten mit
30 Impedanzsignalen erforderlich ist. Daher ist die Verwendung der zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen von Vorteil.

Das zweite Steuersignal kann zu einer Ausgabe an eine mit dem EIT-Gerät direkt oder indirekt verbundene Anzeigeeinheit, Weitergabe in ein Datennetzwerk (LAN, WLAN, PAN,
35 Cloud) verwendet werden. Der Aufwand an Datenmengen-Verwaltung (Adressierung) und an Datenverarbeitung, welcher zur Visualisierung mit dem zweiten Steuersignal bereitgestellt werden muss, ist gegenüber der Bereitstellung der Datenmenge an

Bildpunkten mit Impedanzsignalen in Kombination mit dem ersten Steuersignal deutlich (ca. 30% - 50%) reduziert.

5 In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt in einem weiteren Schritt vor oder nach der Ermittlung der ortsspezifischen Datenmengen, eine Trennung in ortsspezifisch-, strömungs- und perfusionsspezifische Datenmengen. Eine Signaltrennung zur Ermittlung von strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen wird beispielsweise derart vorgenommen, wie es in der US 9,384,549 BB ausgeführt und beschrieben ist.

10

In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt in einem weiteren Schritt nach der Ermittlung der zwei ortsspezifischen Datenmengen oder der zwei ortsspezifisch-, strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen als Maß, welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, eine Bestimmung und Bereitstellung eines Blutvolumenstromes (PBF) durch die Lunge und/ oder eines Blutvolumens (PBV) innerhalb
15 der Lunge.

In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt in einem weiteren Schritt eine Ermittlung und Bereitstellung eines dritten Steuersignals auf Basis des Maßes, welches den
20 Durchblutungszustand der Lunge indiziert, insbesondere auf Basis des Blutvolumenstroms (PBF) durch die Lunge oder auf Basis des Blutvolumens (PBV) und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten.

Das dritte Steuersignal kann zu einer Ausgabe an eine mit dem EIT-Gerät direkt oder
25 indirekt verbundene Anzeigeeinheit, Weitergabe in ein Datennetzwerk (LAN, WLAN, PAN, Cloud) verwendet werden.

In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt vor der Ermittlung der Datenmenge (CRIC) mit herzspezifischen Impedanzänderungen eine Bereitstellung einer
30 gemeinsamen Datenmenge von ventilationsspezifischen Signalen mit der Datenmenge an Bildpunkten, welche die Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche die Ausbreitung der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentiert eine Signaltrennung aus der gemeinsamen
35 Datenmenge zur Bereitstellung der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen.

Die Signaltrennung von ventilationspezifischen und herzspezifischen Signalen zur Ermittlung der Datenmenge (CRIC) mit herzspezifischen Impedanzänderungen erfolgt beispielsweise durch zeitliche Mittelung über eine größere Anzahl von Herzzyklen, die Hoch- oder Bandpassfilterung im Frequenzbereich oder mit Hilfe von Verfahren, die auf der
5 Verwendung von Hauptkomponenten (principal component analysis, PCA) beruhen.

Eine Anwendung mit Hochpass-/ Bandpassfilterungen ist in der wissenschaftlichen Publikation bei Frerichs I, Pulletz S, Elke G, Reifferscheid F, Schadler D, Scholz J, Weiler N: „Assessment of changes in distribution of lung perfusion by electrical impedance tomography“, Respiration, 2009: Seite 3-4, wie auch bei Vonk Noordegraaf A, Kunst PW, Janse A, Marcus JT, Postmus PE, Faes TJ, de Vries PM: „Pulmonary perfusion measured by means of electrical impedance tomography“, Physiology Measurements, 1998: Seite
10 265-267 ausgeführt.

15 Eine Anwendung der Hauptkomponentenanalyse im Zusammenhang mit EIT-Daten ist in der wissenschaftlichen Publikation bei Deibele JM, Luepschen H, Leonhardt S: „Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography“. Physiology Measurement, 2008: Seite 2 bis 6 beschrieben.

20 In einer bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt in einem weiteren Schritt ein Vergleich der ermittelten Datenmenge, welche eine relative Leistungsverteilung/ Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert und dem Maß, welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, mit Hilfe mindestens eines Vergleichswertes. Der mindestens eine Vergleichswert
25 kann dabei als ein einzelner Vergleichswert oder aus einer Kombination oder aus Kombinationen von Vergleichswerten aus einer Gruppe von Vergleichswerten gebildet werden. Die Gruppe von Vergleichswerten weist einen oder mehrere der verschiedenen Vergleichswerte auf, insbesondere eine zeitlich vor der ermittelten Datenmenge ermittelte Datenmenge oder ein zeitlich vor dem ermittelten Maß ermitteltes Maß des gleichen
30 Patienten, eine zeitlich vor der ermittelten Datenmenge ermittelte Datenmenge oder ein zeitlich vor dem ermittelten Maß ermitteltes Maß eines anderen Patienten oder eine mittlere typische Datenmenge oder ein mittleres typisches Maß einer Klasse von Patienten.

Auf Basis des Vergleichs wird ein viertes Steuersignal ermittelt und bereitgestellt, welches
35 eine Information hinsichtlich der Situation des Patienten als eine Abweichung einer aktuellen Patientensituation von einer Soll- oder Normalsituation, eine Klassifizierung einer

Beatmungssituation, einen Trend im Krankheitsverlauf, insbesondere einen Genesungsfortschritt indiziert.

Das vierte Steuersignal kann zu einer Ausgabe an eine mit dem EIT-Gerät direkt oder
5 indirekt verbundene Anzeigeeinheit, Weitergabe in ein Datennetzwerk (LAN, WLAN, PAN, Cloud) verwendet werden.

In einer weiter bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt in einem weiteren Schritt auf Basis des ersten, des zweiten oder des vierten Steuersignals eine
10 Visualisierung mit Informationen bezüglich einer örtlichen zweidimensionalen oder dreidimensionalen Lage der zwei ortsspezifischen und/ oder der ortsspezifisch-, strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen im Bereich des Herzens, der Lunge oder des Thorax in einer frontalen oder transversalen Ansicht der Lunge oder des Herzens.

15 Die Visualisierung zeigt dabei vorzugsweise die ortsspezifischen und/ oder der ortsspezifisch-, strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen im Bereich des Herzens in einer bildlichen Darstellung als markierte Bereiche (ROI A, ROI B), (ROI A', ROI B') in einer transversalen Ansicht der Lunge. Die transversale Ansicht stellt einen
20 horizontalen Schnitt in der Ebene der am Thorax angeordneten Elektroden dar.

In einer weiter bevorzugten Ausführungsform des Verfahrens erfolgt auf Basis des dritten Steuersignals eine Ausgabe des Maßes, welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert und/ oder des Blutvolumenstroms (PBF) und/ oder des Blutvolumens (PBV) oder
25 in Form eines Zahlenwertes oder in Form einer Kurve eines Zeitverlaufs.

Die Visualisierung zeigt dabei vorzugsweise das Blutvolumen und/oder den Blutvolumenstrom als Zahlenwerte, in Form von Diagrammen, beispielsweise Balkendiagrammen, in Relation zu Vergleichswerten von Blutvolumina und/oder
30 Blutvolumenstrom, als zeitlichen Verlauf des Blutvolumens und/oder Blutvolumenstroms oder zeitlichen Verlauf von Veränderungen des Blutvolumens und/oder Blutvolumenstroms in einer grafischen Darstellung eines Kurvenverlaufs oder Zeitverlaufs.

35 Die beschriebenen Ausführungsformen stellen jeweils für sich als auch in Kombination miteinander besondere Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens zur

Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge dar. Dabei sind durch Kombination oder Kombinationen mehrerer Ausführungsformen ergebende Vorteile und weitere Ausführungsformen gleichwohl vom Erfindungsgedanken mit erfasst, wenn auch nicht sämtliche Kombinationsmöglichkeiten von Ausführungsformen 5 dazu im Detail jeweils ausgeführt sind. Die vorstehend beschriebenen, erfindungsgemäßen Ausführungsformen des Verfahrens können auch in Form eines computerimplementierten Verfahrens als Computerprogrammprodukt mit einem Computer ausgebildet sein, wobei der Computer zur Durchführung des oben beschriebenen, erfindungsgemäßen Verfahrens 10 veranlasst wird, wenn das Computerprogramm auf dem Computer bzw. auf einem Prozessor des Computers oder einem sogenannten „Embedded System“ als Teil eines Medizingerätes, insbesondere des EIT-Gerätes ausgeführt wird. Dabei kann das Computerprogramm auch auf einem maschinenlesbaren Speichermedium gespeichert sein. In einer alternativen Ausgestaltung kann ein Speichermedium vorgesehen sein, 15 welches zur Speicherung des vorstehend beschriebenen, computer-implementierten Verfahrens bestimmt ist und von einem Computer lesbar ist. Es liegt im Rahmen der vorliegenden Erfindung, dass nicht alle Schritte des Verfahrens zwangsläufig auf ein und derselben Computerinstanz ausgeführt werden müssen, sondern sie können auch auf unterschiedlichen Computerinstanzen, beispielsweise in einer Form des zuvor näher 20 beschriebenen Cloud Computing ausgeführt werden. Auch kann die Abfolge der Verfahrensschritte gegebenenfalls variiert werden. Weiterhin ist möglich, dass einzelne Abschnitte des vorstehend beschriebenen Verfahrens in einer separaten, beispielsweise für sich selbst verkaufsfähigen Einheit (wie z.B. auf einem vorzugsweise in der Nähe des Patienten angeordneten Daten-Auswertungssystem) andere Teile auf einer anderen 25 verkaufsfähigen Einheit (wie z.B. auf einer Anzeige- und Visualisierungseinheit, welche beispielsweise als ein Teil eines Krankenhaus-Informationen-Systems vorzugsweise in einem zur Überwachung mehrerer Patientenräume eingerichteten Raum angeordnet ist, sozusagen als verteiltes System, ausgeführt werden können.

30 Vorstehend wurde die Erfindung nach einem ersten Aspekt der Erfindung für das erfindungsgemäße Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge beschrieben. Gemäß eines ersten weiteren Aspektes der Erfindung wird eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines 35 Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge bereitgestellt.

Gemäß eines weiteren Aspektes der Erfindung wird ein erfindungsgemäßes System zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge bereitgestellt.

- 5 Die für das erfindungsgemäße Verfahren beschriebenen Vorteile lassen sich in gleicher oder in ähnlicher Weise mit der Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens oder dem erfindungsgemäßen System, sowie den beschriebenen Ausführungsformen der Vorrichtung oder des Systems erzielen.
- 10 Weiterhin sind die beschriebenen Ausführungsformen und deren Merkmale und Vorteile des Verfahrens auf die Vorrichtung und das System übertragbar, wie auch die beschriebenen Ausführungsformen der Vorrichtung und des Systems auf das Verfahren übertragbar sind.
- 15 Sämtliche der zu der beschriebenen Vorrichtung oder dem beschriebenen System erzielbaren Vorteile sind in gleicher oder ähnlicher Weise mit dem, als ersten Aspekt der Erfindung beschriebenen Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge, insbesondere eines Blutvolumenstroms in die Lunge und eines Blutvolumens
- 20 innerhalb der Lunge, zu erzielen. Selbstredend lassen sich auch sämtliche Vorteile des Verfahrens zur Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge, insbesondere eines Blutvolumenstroms in die Lunge und eines Blutvolumens innerhalb der Lunge, auch mit Hilfe der beschriebenen Vorrichtung und/oder dem beschriebenen System
- 25 erzielen.

- Die entsprechenden funktionalen Merkmale des Verfahrens werden dabei durch entsprechende gegenständliche Module einer Vorrichtung, insbesondere durch Hardware-Bausteine (μ C, DSP, MP, FPGA, ASIC, GAL), ausgebildet, die beispielsweise in Form eines
- 30 Prozessors, mehrere Prozessoren (μ C, μ P, DSP) oder in Form von Instruktionen in einem Speicherbereich implementiert sein können, die durch den Prozessor verarbeitet werden. Die erfindungsgemäße Vorrichtung zu einer Durchführung der Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographiegerätes (EIT) gewonnenen Daten zu einer quantifizierbare Auswertung hinsichtlich einer
- 35 Durchblutungssituation der Lunge weist

- eine Dateneingangseinheit
- eine Kontrolleinheit und
- eine Datenausgabereinheit

auf.

5

Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist mittels der Dateneingangseinheit zu einem Empfang von Daten ausgestaltet. Die Dateneingangseinheit weist dabei vorzugsweise Schnittstellenelemente, wie beispielsweise Verstärker, A/D-Wandler, Bauteile zum Überspannungsschutz (ESD-Protection), Logikelemente und weitere Elektronik-
10 Komponenten zum drahtgebundenen oder drahtlosen Empfang der Daten und Signale, sowie Anpassungselemente, wie Code- oder Protokoll-Konvertierungselemente zur Anpassung der Signale und Daten für die weitere Verarbeitung in der Kontrolleinheit auf.

Die Kontrolleinheit ist zu einer Verarbeitung der mittels eines Elektro-Impedanz-
15 Tomographieverfahrens (EIT) gewonnenen Daten zu einer quantifizierbare Auswertung vorzugsweise als eine Berechnungs- und Steuerungseinheit, z.B. in Form eines Mikrocontrollers (μC) oder Mikroprozessors (μP) mit weiteren Funktionen ausgestaltet. Die Kontrolleinheit ist mit Funktionen zur Datenverarbeitung, Funktionen zur Koordination von Datenmengen, wie auch zur Koordination von Datenberechnungen und Funktions- und
20 Berechnungsabläufen, welche beispielsweise in Form von Quellcode in einer höheren Programmiersprache (C, Java, Algol, Fortran) oder einer Maschinensprache (Assembler) in einem der Kontrolleinheit zugeordneten Datenspeicher (RAM, ROM, EEPROM) oder Speichermedium (Festplatte, USB-Stick) vorliegen ausgestaltet, die vorliegende Erfindung mit Verarbeitung und Visualisierung von Daten eines Elektro-Impedanz-Tomographie-
25 Gerätes (EIT) hinsichtlich einer Durchblutungssituation der Lunge, insbesondere eines Blutvolumenstroms in die Lunge und eines Blutvolumens innerhalb der Lunge in die Praxis umzusetzen. Die Kontrolleinheit weist dazu Elemente zur Datenverarbeitung, Berechnung und Ablaufsteuerung, wie Mikrocontroller (μC), Mikroprozessoren (μP), Signalprozessoren (DSP), Logikbausteine (FPGA, PLD), Speicherbausteine (ROM, RAM, SD-RAM) und
30 Kombinationsvarianten davon beispielsweise in Form eines „Embedded System“ auf.

Die Datenausgabereinheit ist zur Erzeugung und Bereitstellung von Ausgabesignalen und/oder Steuersignalen ausgebildet. Das Ausgabesignal ist vorzugsweise als ein Videosignal (z.B. Video Out, Component Video, S-Video, HDMI, VGA, DVI, RGB) dazu ausgestaltet,
35 auf einer mit der Ausgabereinheit drahtlos oder drahtgebunden (WLAN, Bluetooth, WiFi) verbundenen Anzeigereinheit oder auf der Ausgabereinheit selbst, eine grafische,

numerische oder bildliche Darstellung der Durchblutungssituation der Lunge zu ermöglichen.

Die Durchführung des Verfahrens zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels
5 eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten
hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge wird erfindungsgemäß von
der Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zur Verarbeitung und Visualisierung von
mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten
hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge derart umgesetzt, dass

10

- mittels der Dateneingangseinheit
eine Bereitstellung einer Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen,
welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der
Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung
15 einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge einer Indikatorlösung in Bereichen der
Lunge, des Herzens oder des Thorax während einer Atemhaltephase
repräsentieren auf Basis der mittels des Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes
(EIT) gewonnenen Daten über einen innerhalb eines Betrachtungszeitraumes
liegenden Signalverlaufs erfolgt,
- 20 - mittels der Dateneingangseinheit eine Bereitstellung einer Datenmenge, welche
Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer
Herzrate, repräsentieren, erfolgt,
- mittels der Kontrolleinheit eine Ermittlung einer Datenmenge mit herzspezifischen
Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche eine pulsatile Herzaktivität,
25 insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen
der Lunge, des Herzens oder des Thorax indizieren auf Basis der Datenmenge an
Bildpunkten und auf Basis der Datenmenge mit Informationen hinsichtlich der
mindestens einer Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder
des Pulsschlags des Herzens erfolgt,
- 30 - mittels der Kontrolleinheit eine Ermittlung einer Datenmenge, welche eine relative
Verteilung einer Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative
Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem
vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, auf Basis der Datenmenge mit
herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die
35 pulsatile Herzaktivität indizieren, erfolgt,
- mittels der Kontrolleinheit eine Ermittlung einer Datenmenge, welche eine Zeit- oder
eine Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder

- des Thorax indiziert, auf Basis der Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indizieren, erfolgt,
- 5 - mittels der Kontrolleinheit eine Ermittlung von zwei mit nach einem Bewertungskriterium klassifizierten ortsspezifischen Datenmengen auf Basis der Datenmenge, welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder auf Basis der Datenmenge mit Zeit- oder Phaseninformationen, welche die Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, wobei
- 10 eine Datenmenge der zwei ortsspezifischen Datenmengen eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge zum Herzen gerichtet ist und eine weitere Datenmenge der zwei ortsspezifischen Datenmengen eine Teilmenge in der
- 15 Datenmenge an Bildpunkten mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom vom Herzen zur Lunge gerichtet ist, erfolgt,
- mittels der Kontrolleinheit eine Ermittlung eines ersten Steuersignals, welches ein, einen Durchblutungszustand der Lunge indizierendes Maß indiziert, auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten
- 20 mit Impedanz-Signalen erfolgt,
- mittels der Datenausgabereinheit eine Bereitstellung des ersten Steuersignals erfolgt.

Gemäß eines weiteren Aspektes der Erfindung wird ein erfindungsgemäßes System zur

25 Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge bereitgestellt. Das erfindungsgemäße System weist ein Kontrollmodul mit den Merkmalen, Eigenschaften und Komponenten der zuvor beschriebenen erfindungsgemäßen Vorrichtung, also Dateneingangseinheit, Kontrolleinheit und

30 Datenausgabereinheit auf, sowie ein Dosiermodul zu einer Gabe, bzw. Dosierung oder Verabreichung einer Indikatorlösung, ein Beatmungsmodul und ein EIT-Modul mit einer Elektrodenanordnung auf. Durch das erfindungsgemäße System wird die zu dem Verfahren beschriebene Koordination zwischen EIT-Modul und Beatmungsmodul in der Praxis ermöglicht, wobei durch das Kontrollmodul die Gabe der Indikatorlösung, das

35 Atemhaltemanöver und die EIT-Datenerfassung, mit Start und Dauer über den Betrachtungszeitraum koordiniert und kontrolliert wird.

In dem erfindungsgemäßen System mit EIT-Modul, Beatmungsmodul, Dosiermodul, Dateneingangsmodul und Kontrollmodul wird mittels des Kontrollmoduls

- eine Initiierung eines Atemhaltemanövers am Beatmungsmodul,
- 5 • eine Initiierung einer Impedanzmessung am EIT-Modul,
- eine Datenerfassung von EIT-Daten am EIT-Modul,
- eine Ermittlung eines Maßes, welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert,
- 10 • eine Ermittlung und Bereitstellung eines ersten Steuersignals, welches das Maß, welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, indiziert.

koordiniert.

15 In dem erfindungsgemäßen System erfolgt die Bereitstellung von EIT-Daten, die Ermittlung des Maßes, welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, wie auch die Ermittlung und Bereitstellung des ersten Steuersignals erfindungsgemäß, wie zu dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge beschrieben.

20

Das System kann in vielfältiger Weise ausgestaltet sein. So können beispielsweise das Beatmungsmodul und das EIT-Modul als eine Baueinheit oder eine bauliche Gerätezusammenfügung ausgestaltet sein. So können beispielsweise das Beatmungsmodul, das EIT-Modul und das Dosiermodul als eine Baueinheit oder eine bauliche Gerätezusammenfügung ausgestaltet sein. So kann beispielsweise die Kontrolleinheit als Element des Beatmungsmoduls oder des EIT-Moduls ausgestaltet sein. So kann beispielsweise das Kontrollmodul als separate bauliche Einheit ausgestaltet sein, welche in einem Datenverbund (Cloud), beispielsweise in einem Datennetzwerk (LAN) mit den übrigen Komponenten Beatmungsmodul, EIT-Modul und Dosiermodul verbunden ist.

25

30 Auch können weitere Komponenten mit in den Datenverbund einbezogen sein und somit Daten und Informationen, welche Zustände des Herzens oder des Herzkreislaufsystems wie Puls, Blutdruck, Sauerstoffsättigung, Atemgasparameter, Blutgaswerte, indizieren und welche von dem Kontrollmodul zur Koordination der Interaktion der Komponenten Beatmungsmodul, EIT-Modul und Dosiermodul verwendbar sind, bereitstellen.

35

Die vorliegende Erfindung wird nun mit Hilfe der folgenden Figuren und den zugehörigen Figurenbeschreibungen ohne Beschränkungen des allgemeinen Erfindungsgedankens näher erläutert. Es zeigen:

- 5 die Figur 1 eine schematische Darstellung eines Ablaufplans zu einer Verarbeitung von Daten eines EIT-Gerätes zu einer Bestimmung eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge,
- die Figuren 2a bis 2e weitere Ausgestaltungen des Ablaufplans nach der Figur 1,
- 10 die Figur 3 eine schematische Darstellung eine Anordnung von EIT-Gerät mit Elektrodenanordnung und Spritzenpumpe an einem Patienten und
- die Figur 4 eine schematische Darstellung eines medizintechnischen Systems
- 15 mit einem EIT-Gerät.

In der Figur 1 ist ein Ablaufplan gezeigt, welcher eine Verarbeitung und eine Visualisierung von mittels eines Elektroimpedanz-Tomographiegerätes (EIT) gewonnenen Daten hinsichtlich einer Durchblutung von Herz und Lunge eines Patienten zeigt. Die Verarbeitung

20 wird anhand einer Schrittabfolge 1 gezeigt, welche mit einem Start 100 beginnt und mit einem Stopp 999 endet.

In einem ersten Schritt 11 erfolgt eine Bereitstellung einer Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen mit

25 Signalanteilen enthält, welche eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge 55 (Figur 3, Figur 4) einer Indikatorlösung repräsentiert. Die Datenmenge an Bildpunkten 110 weist damit Daten auf, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentieren, mit Signalanteilen,

30 welche die Ausbreitung der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung in den Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentieren. Die Ausbreitung der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung ergibt sich dadurch, dass während einer Erfassung von Daten 3 (Figur 3) mit einem Elektroimpedanz-Tomographiegerät 30 (Figur 3) an einem Patienten 35 (Figur 3) die vorbestimmte Flüssigkeitsmenge 55 der Indikatorlösung in den Blutstrom des Patienten 35 (Figur 3) injiziert wird. Die Injektion der

35 Menge 55 der Indikatorlösung mittels einer invasiven Infusionszuführung 81, beispielsweise in Form einer Salzlösung kann über einen zentralen oder peripheren Venenkatheter gegeben werden. Alternativ ist auch die Gabe über ein Lumen eines Swan-Ganz-Katheters

möglich. Typische Zugangswege sind Blutgefäße am Hals des Patienten 35, beispielsweise die Vena jugularis interna. Wenn die Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignal während eines Zeitbereiches ohne eine Atemaktivität, sei es Einatmung oder Ausatmung des Patienten 35 (Figur 3), erfasst ist, so sind in der Datenmenge 110 keine Effekte von Atmung oder Beatmung enthalten. Die Datenmenge 110 enthält in diesem Fall somit keine Variation in den Impedanzen oder Impedanzunterschieden, welche die Belüftungssituation der Lunge des Patienten 35 (Figur 3) indizieren. Typischerweise wird eine zeitliche Dauer ohne Einfluss von Atmung oder Beatmung im Verlauf einer maschinellen Beatmung mittels eines sogenannten Atemhaltemanövers bewirkt. Dabei wird für eine vorbestimmte Dauer, sei es in einem zeitlichen Zusammenhang mit der inspiratorischen oder expiratorischen Pause der Beatmung, die Beatmung derart kontrolliert, dass Atemgas weder in die Lunge des Patienten hinein- noch aus der Lunge des Patienten hinausströmt. Somit enthält die Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen lediglich die herzspezifischen Signalanteile sowie die Signalanteile, welche durch die Ausbreitung der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung mit dem Luftkreislauf durch Herz und Lunge des Patienten 35 (Figur 3) beeinflusst sind. Die Ausbreitung der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung stellt damit gleichsam einen vorgegebenen maximalen Zeitrahmen des Betrachtungszeitraums für die weitere Verarbeitung der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen dar.

20

In einem an den ersten Schritt 11 folgenden Schritt 12 erfolgt eine Bereitstellung einer Datenmenge 120, welche Informationen mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentiert. Diese Datenmenge 120 mit Informationen hinsichtlich der Herzfunktion bzw. Herzrate kann auf verschiedene Weise gewonnen worden sein und wird in diesem Schritt 12 bereitgestellt. Die Gewinnung der Information hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion kann dabei als Dateninformation von einem physiologischen Monitor, von einem Monitor zur Überwachung der Sauerstoffsättigung (SPO₂), von einem Gerät zur Messung eines Elektrokardiogramms (EKG) oder auch von einem Gerät zur Elektroimpedanz-Tomographie (EIT) bereitgestellt werden. Auch können Informationen hinsichtlich dieser mindestens einer Herzfunktion von Kombinationen von Geräten, beispielsweise einer Kombination eines Beatmungsgerätes mit einem Gerät zur Elektroimpedanz-Tomographie oder einem Gerät zur Elektroimpedanz-Tomographie mit Funktionen zur EKG und/oder SPO₂-Messung bereitgestellt werden.

35 In einem zweiten Schritt 21 wird eine Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen 200 (CRIC) auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen und auf Basis der Datenmenge 120 mit Informationen hinsichtlich der

mindestens einen Herzfunktion ermittelt. Dazu wird in jedem Bildpunkt der Datenmenge 110 an Bildpunkten mit Impedanzsignalen die jeweilige pulsatile Herzaktivität ermittelt.

In einem dritten Schritt 31 wird eine Datenmenge 301 bestimmt, welche eine relative
5 Verteilung einer Signalleistung oder eine relative Amplitudenverteilung von
herzspezifischen Impedanzsignalen in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert. Die
Ermittlung 31 der Datenmenge 301 erfolgt dabei auf Basis der Datenmenge 200 mit
herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit den Informationen, welche die pulsatile
Herzaktivität indizieren. Der vorbestimmte Frequenzbereich ergibt sich dabei als ein
10 physiologisch sinnvoller Bereich von Frequenzen, die Herzaktivitäten kennzeichnen.
Typischerweise liegen Herzfrequenzen bei normalem Sinus-Rhythmus in einem Bereich
von ungefähr 40 Schlägen je Minute bis zu 240 Schlägen je Minute und mehr. Dies
entspricht einem spektralen Frequenzbereich von unter 1 Hz bis zu 4 Hz. Nach der
Ermittlung 31 der Datenmenge 301 mit der relativen Verteilung einer Signalleistung oder
15 einer relativen Amplitudenverteilung erfolgt eine Ermittlung 32 einer Datenmenge 302,
welche eine Zeit- oder eine Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge,
des Herzens oder des Thorax indiziert. Diese Ermittlung 32 der Datenmenge mit Zeit- oder
Phaseninformationen der Herzaktivität erfolgt auf Basis der Datenmenge 200 mit
herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC), welche Informationen hinsichtlich der
20 pulsatilen Herzaktivitäten enthält. Die Datenmenge 302 mit den Zeit- oder
Phaseninformationen enthält dabei Informationen darüber, in welche Teilmengen der
Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen Zuströmungen oder Abströmungen
in oder aus der Lunge bzw. Abströmungen und Zuströmungen vom bzw. zum Herzen
gegeben sind.

25

In einem vierten Schritt 41 erfolgt eine Ermittlung von zwei ortsspezifischen Datenmengen
401, 402 auf Basis der Datenmengen 301, 302. Anhand eines Bewertungskriteriums 440
werden die Datenmengen 301, welche die relative Verteilung von Leistung oder
Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanzsignale
30 indiziert und die Datenmenge 302 mit Zeit- oder Phaseninformationen von Herzaktivitäten
in Bereich von Lunge und Herz klassifiziert. Als Ergebnis der Klassifizierung ergibt sich die
Datenmenge 401, welche eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit
Impedanzsignalen indiziert, in welchen ein Blutvolumenstrom als eine Strömung aus der
Lunge zum linken Herzen gerichtet ist. Als weiteres Ergebnis der Klassifizierung ergibt sich
35 die Datenmenge 402, welche eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit
Impedanzsignal indiziert, in welchen ein Blutvolumenstrom als eine Strömung vom rechten
Herzen zur Lunge gerichtet ist. Diese beiden ortsspezifischen Datenmengen 401, 402

beschreiben damit Bereiche von Lunge und/oder Herz, in welchen ein Blutaustausch zwischen Lunge und Herz stattfindet. Die beiden Datenmengen 401, 402 sind damit repräsentativ für lokal abgrenzbare Bereiche, sogenannten „regions of interest“ (ROI), welche Strömungen und Strömungsrichtungen im Blutaustausch zwischen Herz und Lunge darstellen, also dem sogenannten Lungenkreislauf im Herzkreislaufsystem der Lunge zuzuordnen sind.

In einem fünften Schritt 51 erfolgt eine Ermittlung und Bereitstellung eines ersten Steuersignals 500, welches ein, einen Durchblutungszustand der Lunge indizierendes Maß 3000 indiziert. Die Ermittlung des ersten Steuersignals 500 erfolgt dabei auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen. Das Steuersignal 500 ist dazu geeignet und dazu vorgesehen, die Teilmengen 401, 402 in der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen als Teil der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen zu indizieren. Das erste Steuersignal 500 ist dazu ausgebildet und dazu vorgesehen, auf einer Anzeigeeinrichtung 95, welche in dieser Figur als eine optionale Komponente mit gestrichelter Linienführung schematisch angedeutet ist, eine Visualisierung auf einem Element 99 der Anzeigeeinrichtung 95 zu ermöglichen. In dieser Figur 1 sind weitere optionale Komponenten eingezeichnet. So sind als weitere Elemente 99' bzw. 99'' ein Element zur Darstellung eines Kurvenverlaufs 99' sowie ein Element zur Darstellung eines Zahlenwertes 99' mit dargestellt. In dieser Figur 1 wird das erste Steuersignal 500 in optionaler Weise weiteren Komponenten zugeführt und/oder bereitgestellt. Diese optionalen Komponenten 901, 902, 902', 902'' sind mit gestrichelter Linie zeichnerisch an das erste Steuersignal 500 mittels einer Schnittstelle 901 angebunden. Mittels der Schnittstelle 901 können Netzwerkkomponenten (LAN) 902', Netzwerk- oder Datenserver 902'' wie auch Mittel zur drahtlosen Datenweiterleitung 902 mit dem ersten Steuersignal versorgt werden. Auf diese Weise ist eine Bereitstellung der Datenmengen 401, 402 in einen Daten- oder Netzwerkverbund ermöglicht, um die mittels dieser Datenverarbeitung gewonnenen Informationen hinsichtlich des Durchblutungszustandes und der Strömungsverhältnisse von Lunge und Herz nicht nur unmittelbar am Elektroimpedanz-Tomographiegerät (EIT) 30 (Figur 3), also am Ort der Datengewinnung, darstellen zu können, sondern auch eine Datenweitergabe an weitere Einheiten im Datenverbund, beispielsweise in einem Krankenhausnetzwerk, zu ermöglichen.

Die Figuren 2a bis 2e zeigen Ausgestaltungen des Ablaufs 1 nach der Figur 1. Diese Ausgestaltungen weisen zusätzliche Schritte auf, welche in den Ablauf 1 zusätzlich bzw.

alternativ oder in Teilen zusätzlich eingebunden sein können. Gleiche Elemente in den Figuren 1 und 2a sind in den Figuren 1 und 2a mit den gleichen Bezugsziffern bezeichnet.

In der Figur 2a wird beschrieben, dass in einem weiteren Schritt 42 vor oder nach der
5 Ermittlung 41 der ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 eine Signaltrennung auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen und/oder auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 erfolgt. Als Ergebnis werden zwei ortsspezifische und strömungs- und perfusionsspezifische Datenmengen 403, 404 ermittelt und bereitgestellt. Im Anschluss an diese Signaltrennung 42 erfolgt in einem weiteren Schritt 61
10 eine Ermittlung und Bereitstellung eines zweiten Steuersignals 600 auf Basis der zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen 403, 404.

Diese in der Figur 2a beschriebenen zusätzlichen Schritte 42, 61 sind in den Ablauf 1 nach der Figur 1, wie in der Figur 2a zeichnerisch angedeutet, nach dem vierten Schritt 41 mit
15 der Ermittlung der ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 eingebunden. Gegenüber der Figur 1 weist diese Ermittlung der zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen 403, 404 den Vorteil auf, dass das zweite Steuersignal 600 direkt zu einer Visualisierung 900, 900' (Figur 1, Figur 3, Figur 4) verwendet werden kann, ohne dass eine Einbeziehung der Datenmenge an Bildpunkten
20 110 mit Impedanzsignalen für die Ausgabe erforderlich ist.

In der Figur 2b ist eine Erweiterung des Ablaufs 1 nach der Figur 1 bzw. ebenfalls des Teilablaufs in der Figur 2a gezeigt. Gleiche Elemente in den Figuren 1, 2a sowie 2b sind mit den gleichen Bezugszeichen in den Figuren 1, 2a sowie 2b gezeigt. Das im Ablauf 1
25 der Figur 1 ermittelte Maß 3000 für den Durchblutungszustand der Lunge wird in der Figur 2b nach der Ermittlung 41 der ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 in einem Schritt 43 spezifisch ermittelt. Unter Einbeziehung der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen wird in dem Schritt 43 ein Blutvolumenstrom PVF 3001 durch die Lunge ermittelt. Zusätzlich wird, basierend auf dem Blutvolumenstrom PVF 3001 ein Blutvolumen
30 (PBV) 3002 innerhalb der Lunge in dem weiteren Schritt 43 auf Basis der ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 und der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen ermittelt. Das Maß 3000, welches den Durchblutungszustand der Lunge initiiert, kann somit in Form des Blutvolumenstroms PVF 3000, sowie auch des Blutvolumens (PBV) 3002 ausgestaltet sein und in einem weiteren Schritt 71 als ein drittes Steuersignal 700 auf Basis
35 des Maßes 3000, PVF 3001 sowie (PBV) 3002 ermittelt und bereit gestellt werden. Diese zusätzlichen Schritte in der Figur 2b sind in den Ablauf 1 nach der Figur 1 eingebunden,

wobei die Bereitstellung 71 des Steuersignals 700 zu einer Visualisierung 900, 900' (Figur 1, Figur 3, Figur 4) geeignet ist.

Die Figur 2c zeigt eine alternative Ausgestaltung der Figur 2b. Gleiche Elemente in den
5 Figuren 1, 2a, 2b, 2c sind in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c mit den gleichen Bezugsziffern
bezeichnet. Im Unterschied zur Figur 2b werden in der Figur 2c in der Ermittlung 43' anstatt
der ortsspezifischen Datenmengen 401, 402 die zwei ortsspezifischen und strömungs- und
perfusionsspezifischen Datenmengen 403, 404 zur Bestimmung des Blutvolumenstromes
PVF 3001 durch die Lunge oder des Blutvolumens (PBV) 3002 als Maß 3000, welches den
10 Durchblutungszustand der Lunge indiziert, verwendet. In einem weiteren Schritt 71' wird
ein alternatives drittes Steuersignal 700' auf Basis des Maßes 3000, welches den
Durchblutungszustand der Lunge indiziert, ermittelt und bereitgestellt. Die Einbindung der
Schritte nach der Figur 2c erfolgt in vergleichbarer Weise, wie zu der Figur 2b beschrieben,
mit einer Möglichkeit einer Anbindung an eine Visualisierung 900, 900' (Figur 1, Figur 3,
15 Figur 4).

In der Figur 2d ist eine alternative Ausgestaltung der Datenbereitstellung 11 (Figur 1) des
Ablaufs 1 nach der Figur 1 gezeigt. Gleiche Elemente in der Figur 1 und in der Figur 2d sind
in den Figuren 1 und 2d mit den gleichen Bezugsziffern bezeichnet. Anstatt einer
20 Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen, welche eine Überlagerung von
herzspezifischen Signalanteilen in der Lunge mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung
der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung in Bereichen der Lunge und des Thorax
repräsentieren, wird eine gemeinsame Datenmenge an Bildpunkten 110' mit
Impedanzsignalen bereit gestellt, welche zusätzlich zu den herzspezifischen Signalanteilen
25 und den durch die Ausbreitung der Menge 55 (Figur 3, Figur 4) der Indikatorlösung
bedingten Signalanteilen, ventilationsspezifische Signalanteile 130 enthält, welche auf
Effekten von Einatmung/ Ausatmung in der Lunge von Atmung oder Beatmung basieren.
Diese Datenmenge an Bildpunkten 110' wird dazu in einer weiteren Signalverarbeitung 11'
in einem weiteren zusätzlichen Schritt einer Signaltrennung unterzogen. Diese
30 Signaltrennung 11' dient der Entfernung der ventilationsspezifischen Signale 130 aus der
Datenmenge 110'. Als Ergebnis der Signaltrennung 11' ergibt sich wiederum eine
Bereitstellung einer Datenmenge an Bildpunkten 110, welche die Überlagerung von
herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge und des Herzens oder des Thorax
mit Signalanteilen, welche die Ausbreitung der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge 55 (Figur
35 3, Figur 4) der Indikatorlösung in Bereichen von Lunge, Herz oder Thorax repräsentiert. Die
Einbindung des Schrittes 11' erfolgt gemäß dieser Figur 2d in dem Ablauf 1 der Figur 1 als
zusätzlicher Schritt 11' bzw. als Teil des in der Figur 1 im Ablauf 1 gezeigten und

beschriebenen ersten Schrittes mit Bereitstellung 11 der Datenmenge an Bildpunkten 110 mit Impedanzsignalen.

In der Figur 2e sind eine zusätzliche, weitere Verarbeitung der Signale und Ergebnisse des Ablaufs 1 der Figur 1, wie auch zusätzliche und Ausgestaltungen nach den Figuren 2b sowie 2c gezeigt. Gleiche Elemente in den Figuren 1, 2b, 2c, 2e sind in den Figuren 1, 2b, 2c, 2e mit den gleichen Bezugsziffern bezeichnet. Die in den Figuren 1, 2b, 2c ermittelten Datenmengen 301, welche eine relative Leistungsverteilung/Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanzsignale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, wie auch das Maß 3000, welche den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, werden in einem weiteren Schritt 81 mit Vergleichswerten 301', 301'', 301''' der relativen Leistungs-/Amplitudenverteilung und/oder auch des Maßes 3000', 3000'', 3000''', 3001', 3001'', 3001''', 3002', 3002'', 3002''' vergleichen. Die Indizes ', '', ''' geben dabei verschiedene Situationen an, in welchen die Vergleichswerte ermittelt worden sind. Der Index ' bezeichnet eine Datenmenge 301' als ein Maß 3000', 3001', 3002' des gleichen Patienten. Der Index '' bezeichnete eine Datenmenge 301'' als ein Maß 3000'', 3001'', 3002'' eines anderen Patienten. Der Index ''' bezeichnet eine typische Datenmenge 301''' als ein Maß 3000''', 3001''', 3002''' einer Klasse von Patienten. Als Ergebnis dieses Vergleichs 81 wird ein viertes Steuersignal 800 erzeugt, welches zu einer Ausgabe, beispielsweise einer Visualisierung 900, 900' (Figur 1, Figur 3, Figur 4) bereitgestellt wird und somit im Zusammenhang mit dem Ablauf 1 der Figur 1 Verwendung finden kann.

Die Figur 3 zeigt eine schematische Darstellung einer Anordnung eines EIT-Systems 8000 mit einem EIT-Gerät 30 und Elektrodenanordnung 33 mit einer Vielzahl von Elektroden E_1, \dots, E_n 33' in Kombination mit einer Spritzenpumpe 4 in einer gemeinsamen Ausgestaltung als medizintechnisches System 6000. Das medizintechnische System 6000 nach dieser Figur 3 ermöglicht eine gemeinsame Funktionalität zur Durchführung der Verarbeitung eine Visualisierung von mittels eines Elektroimpedanz-Tomographiegerätes (EIT) gewonnenen Daten hinsichtlich einer Durchblutung von Herz und Lunge eines Patienten gemäß dem Ablauf 1 nach der Figur 1. Gleiche Elemente in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e, 3 sind in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e, 3 mit den gleichen Bezugsziffern bezeichnet. Am Oberkörper (Thorax) eines Patienten 35 ist die Elektrodenanordnung 33 mit den Elektroden E_1, \dots, E_n 33' angeordnet. Eine Messwerterfassungs- und Einspeiseeinheit 40 ist ausgebildet in einem Messzyklus jeweils an einem Paar der Elektroden 33' ein Signal, vorzugsweise einen Wechselstrom (Stromeinspeisung) oder auch eine Wechselspannung (Spannungseinspeisung) einzuspeisen. Die sich durch die Wechselstromspeisung (Stromeinspeisung) resultierenden Spannungssignale werden als Signale an den übrigen

Elektroden 33' von der Messwerterfassungs- und Einspeiseeinheit 40 erfasst und als EIT-Daten 3 der Dateneingangseinheit 50 bereitgestellt. Neben der Messwerterfassung Ebenfalls am Patienten 35 ist die Spritzenpumpe 4 über eine Infusionsleitung 5 und einen Ort einer invasiven Infusionszuführung 81, beispielsweise ausgestaltet als ein Zugang im Halsbereich des Patienten 35, angeordnet. Die bereit gestellten EIT-Daten 3 werden im EIT-Gerät 30 über eine Dateneingangseinheit 50 einer Kontrolleinheit 70 zugeführt. In der Kontrolleinheit 70 ist ein Datenspeicher 77 vorgesehen, welcher zu einer Speicherung eines Programmcodes ausgestaltet ist. Der Ablauf des Programmcodes wird durch einen, in der Kontrolleinheit als wesentliches Element angeordneten Mikrocontroller oder andere Ausgestaltung von Rechenelementen (FPGA, ASIC, μ P, μ C, GAL) koordiniert. Die Rechnungs- und Steuerungseinheit 70 ist damit vorbereitet und dazu vorgesehen, die in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e Schrittabfolge zu koordinieren und die dargestellten Schritte mit Vergleichsoperationen, Rechenoperationen, Speicher- und Datenorganisation der Datenmengen, beispielsweise der Datenmengen 200, 301, 302 (Figur 1) 401, 402 (Figur 2a), 403, 404 (Figur 2b) durchzuführen. Mittels einer Datenausgabeeinheit 90 werden die von der Kontrolleinheit 70 ermittelten Werte als Steuersignale 500 (Figur 1), 600 (Figur 2a), 700 (Figur 2b), 700' (Figur 2c), 800 (Figur 2e) und Ergebnisse 3000 (Figur 1), 3001, 3002 (Figuren 2b, 2c) an eine Datenausgabeeinheit 90 bereit gestellt und zu einer Visualisierung 900 auf eine Anzeigeeinrichtung 95 gebracht. Eine Alternative einer Visualisierung 900' (Figur 4) auf einer externen Anzeigeeinrichtung 95' (Figur 4) ist in der in der Figur 4 gezeigten Ausgestaltung des Medizintechnischen Systems 6000 gezeigt. Neben der Visualisierung 900 sind noch weitere Elemente 99' auf der Anzeigeeinrichtung 95 vorhanden, beispielsweise Bedienelemente 98, Elemente 99'' zur Darstellung von Zahlenwerten oder Elemente 99' zur Darstellung von zeitlichen Verläufen bzw. Kurven.

25

Die Zusammenwirkung der Spritzenpumpe 4 mit dem EIT-Gerät 30 gestaltet sich wie folgt: Es wird von der Spritzenpumpe 4 eine vorbestimmte Menge 55 (Bolus) einer Indikatorlösung über die Infusionsleitung 5 und den Ort der invasiven Infusionszuführung 81 in den Blutkreislauf des Patienten 35 injiziert. Diese Menge 55 der Indikatorlösung durchströmt mit dem Blutfluss den Blutkreislauf des Patienten 35 und gelangt sodann mit dem sauerstoffarmen und kohlendioxidreichen Blut in den rechten Vorhof des Herzens des Patienten 35. Von dort gelangt diese Menge 55 der Indikatorlösung mit dem Blutfluss in die Lunge des Patienten 35 und von der Lunge zurück mit dem sauerstoffreichen und von Kohlendioxid befreiten Blut über den linken Vorhof des Herzens wieder in den Blutkreislauf zur Versorgung von Organen und Muskeln mit Sauerstoff des Patienten 35. Die Durchströmung der Lunge durch die Menge 55 der Indikatorlösung bewirkt eine Veränderung der Leitfähigkeit als Messeffekt, welcher mittels des EIT-Gerätes 30 und der

30
35

zugeordneten Elektrodenanordnung 33 als örtlich und zeitlich signifikante Veränderung der Impedanzen sowohl in einem Bereich 402 in der Ebene der Elektrodenanordnung 33 erfasst werden kann, in denen die Menge 55 der Indikatorlösung durch die Ebene der Elektrodenanordnung 33 mit dem Blutfluss vom Herzen in die Lunge einströmt, wie auch in
5 einem Bereich 401 in der Ebene der Elektrodenanordnung 33 erfasst werden kann, in denen die Menge 55 der Indikatorlösung durch die Ebene der Elektrodenanordnung 33 mit dem Blutfluss von der Lunge in das Herz zurückströmt. Die in den Figuren 1 mit dem Ablauf 1 beschriebene Vorgehensweise ermöglicht, wenn sie durch die Kontrolleinheit 70 durchgeführt wird, eine Bestimmung dieser zwei Bereiche (ROI Regions of interest) 401,
10 402 in der bildlichen Darstellung, bzw. Visualisierung 900 der EIT-Daten 3, in denen die Menge 55 der Indikatorlösung von der Lunge in das Herz einströmt (ROI A) und wieder aus dem Herzen hin zur Lunge ausströmt (ROI B). Diese Bereiche (ROI A, ROI B) entsprechen den Bereichen, welche in der Figur 1 im Ablauf 1 als ortsspezifische Datenmengen 402, 401 bezeichnet sind.

15

Die Figur 4 zeigt eine schematische Darstellung eines medizintechnischen Systems 6000 mit einem EIT-Gerät. Gleiche Elemente in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e, 3, 4 sind in den Figuren 1, 2a, 2b, 2c, 2d, 2e, 3, 4 mit den gleichen Bezugsziffern bezeichnet.

20 Das medizintechnische System 6000 weist neben den Komponenten nach der Figur 3 mit EIT-System 8000 mit EIT-Gerät 30 und Infusionspumpe 4 als weitere Komponenten ein Beatmungsgerät 7100, ein EKG-Messgerät 7200, ein SPO₂-Messgerät 7300, ein Visualisierungsgerät 7400, ein Patienten-Managementsystem 7500, ein Gerät zu einer extrakorporalen Lungenunterstützung 4000 in einer datentechnischen Zusammenwirkung
25 untereinander und miteinander in einem Datenverbundsystem 9000 (cloud) auf.

Das Datenverbundsystem 9000 weist Telemetriekomponenten (WLAN, Bluetooth) 9001, Datenspeicher (Fileserver, Festplattenspeicher, Hard Disk), zentrale und dezentrale Recheneinheiten (Server) 9002, Schalt- und Koordinationseinheiten (Router, Switch) 9003,
30 Einheiten 9004 (HUB) zur Pegelanpassung und Pegelverstärkung auf. Die Geräte 7100, 7200, 7300, 4000, 7400, 8000, 7500 und die Komponenten 9001, 9002, 9003, 9004 sind in dem medizintechnischen System 6000 zu einem Netzwerk 9005 im Datenverbundsystem 9000 über Datenverbindungen 9008 verbunden. Diese Datenverbindungen 9008 im Datenverbundsystem 9000 sind in dieser Figur 4 in ununterbrochener Linie eingezeichnet.

35

Das EIT-System 8000 ist aufgebaut, wie zu der Figur 3 beschrieben. Das EIT-System 8000 besteht damit aus EIT-Gerät 30 mit Kontrolleinheit 70, Dateneingangseinheit 50,

Elektrodenanordnung 33 mit einer Anzahl von Elektroden E_1, \dots, E_n 33' und einer zu einer Visualisierung 9000 geeigneten Ausgabereinheit 95. An oder in der Dateneingangseinheit 50 ist Messwerterfassungseinheit 40 (Figur 3) zur Signaleinspeisung und Signalerfassung, wie auch zu einer Vorverarbeitung (Verstärkung, Filterung) der Signale der Elektroden 33' angeordnet. An oder in der Anzeigeeinrichtung 95 ist eine Datenausgabereinheit 90 (Figur 3) angeordnet. Über die Dateneingangseinheit 50 gelangen die erfassten Signale als EIT-Daten 3 von der Elektrodenanordnung 33 mit der Vielzahl von Elektroden 33' zu der Kontrolleinheit 70 in dem EIT-Gerät 30. Das EIT-System 8000 mit den Komponenten 30, 40, 50, 70, 90, 95 ist in dieser Figur 4 mit einer äußeren Umrandung in Form einer Strich-Punktlinie dargestellt.

In dieser Figur 4 sind in dem medizintechnischen System 6000 weitere Datenverbindungen 9006, 9007 eingezeichnet. So gibt es direkte Datenverbindungen 9006 in dem medizintechnischen System 6000 von den Geräten 7100, 7200, 7300, 4000, 7400 zum EIT-System 8000 bzw. EIT-Gerät 30. Diese direkten Datenverbindungen 9006 zum EIT-Gerät 30 sind in dieser Figur 4 in gestrichelter Linie gezeigt. Daneben gibt es in dem medizintechnischen System 6000 direkte Datenverbindungen 9007 von verschiedenen Komponenten 7200, 7300, 4000 zum Beatmungsgerät 7100. Diese direkten Datenverbindungen 9007 zum Beatmungsgerät 7100 sind in dieser Figur 4 in gestrichelter Linie eingezeichnet. Über die direkten Datenverbindungen 9006, 9007 sind unmittelbare Interaktionen zwischen dem EIT-System 8000 und/ oder dem Beatmungsgerät 7100 mit den übrigen Geräten 7200, 7300, 4000 ohne eine Einbeziehung des Datenverbundsystems 9000 möglich.

Über die Datenverbindungen 9008 können alle Komponenten des medizintechnischen Systems 6000 unter Einbeziehung des Datenverbundsystems 9000 miteinander in eine Zusammenwirkung und Koordination gebracht werden. Vorzugsweise wird diese Koordination durch eine zentrale Kontrolleinheit 7000 ausgeführt. Diese zentrale Kontrolleinheit 7000 ist in dieser Figur 4 als ein Bestandteil des EIT-Systems 8000 in Anbindung zum EIT-Gerät oder auch als Bestandteil des EIT-Gerätes 30 dargestellt. Die zentrale Kontrolleinheit 7000 kann die in der zu Figur 3 beschriebene Funktionalität mit Verarbeitung und Visualisierung von EIT-Daten 3 hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge koordinieren. Diese Koordination kann dergestalt ablaufen, dass die Infusionspumpe 4 von der zentralen Kontrolleinheit 7000 ebenso wie das Beatmungsgerät 7100 wie auch weitere Komponenten derart miteinander koordiniert werden, dass die Gabe der Menge 55 der Indikatorlösung mit der Steuerung des Beatmungsgerätes 7100 vorzugsweise während eines besonderen Manövers der

maschinellen Beatmung in einer sogenannten Atemhaltephase erfolgt und zugleich mittels des EIT-Gerätes 30 die Erfassung von EIT-Daten 3 über den Zeitraum der Atemhaltephase hinweg als Betrachtungszeitraum bewirkt wird. Die Elektroden 33' der Elektrodenanordnung 33 sind am Thorax 34 eines Patienten 35 angeordnet. Die Spritzenpumpe 4 bewirkt über eine Infusionsleitung 5 die Gabe der Menge 55 der Indikatorlösung an einem Ort einer invasiven Infusionszuführung 81, in dieser Figur 4 in Übereinstimmung mit der Darstellung zu der Figur 3 im Hals- bzw. Schulterbereich des Patienten 35. Das Gerät zur extrakorporalen Lungenunterstützung 4000 wird mittels einer in dieser Figur 4 nur angedeuteten Blutkreislaufanbindung 4001 mit dem Patienten 35 verbunden, um Sauerstoff dem Patienten zuzuführen und Kohlendioxid aus dem Blutkreislauf des Patienten 35 extrakorporal zu entfernen. Die Blutkreislaufanbindung 4001 des Gerätes zur extrakorporalen Lungenunterstützung (ECLS, ECMO) 4000 dient der Anbindung des Blutkreislaufs des Patienten 35 an das Gerät zur extrakorporalen Lungenunterstützung 4000, beispielsweise durch einen invasiven Zugang (arteriell/venös) im Bereich der Leiste des Patienten 35 oder an anderen geeigneten Körperstellen.

Eine Möglichkeit einer Zusammenwirkung des Beatmungsgerätes 7100 mit dem Gerät zur extrakorporalen Lungenunterstützung 4000 kann derart ausgestaltet sein, das das Beatmungsgerät 7100 einerseits den Zeitpunkt der Gabe der Menge 55 der Indikatorlösung angepasst an die Gestaltung der Beatmung und Beatmungsmanöver (Atemhaltephase) koordiniert, als auch während der Dauer der Atemhaltephase die Versorgung des Patienten mit Sauerstoff vom Beatmungsgerät 7100 zu übernehmen.

In dem Datenverbundsystem 9000 ist das Netzwerk 9005 dazu ausgestaltet, physikalisch (drahtgebundene Leitungsverbindungen, optische Datenverbindungen, telemetrische Datenverbindungen) wie datentechnisch (Übertragungsprotokolle, Fehlerbehandlung) die Daten oder Anweisungen zwischen den einzelnen Komponenten 4000, 7100, 7200, 7300, 7400, 7500, 8000 auszutauschen und die entsprechende Infrastruktur mit den Komponenten 9001, 9002, 9003, 9004 und Datenverbindung 9008 zu organisieren. Die Datenverbindungen 9008 können sowohl drahtgebunden als auch drahtlos telemetrisch oder drahtlos optisch erfolgen. Das Visualisierungsgerät 7400 ist als eine zusätzliche oder alternative Anzeigeeinrichtung 95' zur im EIT-Gerät 30 und/oder EIT-System 8000 vorhandenen Anzeigevorrichtung 95 im System 6000 vorhanden. Diese alternative oder zusätzliche Anzeigevorrichtung 95' kann beispielsweise in einem Überwachungsraum angeordnet sein, in welchem das klinische Personal eine Vielzahl von Informationen und/oder Daten einzelner oder mehrerer Patienten dargestellt bekommt und damit hinsichtlich

von Auswertungen von gesundheitlichen Situationen einzelner Patienten und zu deren umfassender Überwachung nutzen kann.

Die zentrale Kontrolleinheit 7000 ist in dieser Figur 4 als Ausgestaltung der Kontrolleinheit
5 70 des EIT-Systems 8000 mit dem EIT-Gerät 30 der Anzeigeeinrichtung 95 und der Dateneingangseinheit 50 gezeigt.

Es sind allerdings im Sinne der vorliegenden Erfindung auch andere Ausgestaltungen mit Anordnungen der zentralen Kontrolleinheit 7000 in dem System 6000 mit Möglichkeiten der
10 Datenbereitstellung 11 (Figur 1, Figur 2d), Möglichkeiten der Datenverarbeitung 21, 31, 41, 51 (Figur 1) 42, 61 (Figur 2a), 43, 71 (Figur 2b), 43', 71' (Figur 2c), 81 (Figur 2e) im EIT-System 8000, Datenverbundsystem 9000 oder Medizintechnischen System 6000 mit umfasst. So kann die zentrale Kontrolleinheit 7000 auch beispielsweise und vorzugsweise als Teil des Beatmungsgerätes 7100 oder als Teil des Datenverbundsystems 9000,
15 beispielsweise auf einem in diesem Datenverbundsystem 9000 dazu speziell angeordneten und geeigneten Datenserver 9002, ausgestaltet sein. Dies ergibt die Möglichkeit, dass die Verarbeitung zu einer Visualisierung von EIT-Daten 3 hinsichtlich eines Durchblutungszustandes von Herz und Lunge, wie auch die Koordination der Spritzenpumpe 4 und des Beatmungsgerätes 7100 hinsichtlich der Gabe der Menge 55 der
20 Indikatorlösung und zur Organisation von speziellen Beatmungseinstellungen und Atemhaltephasen am Beatmungsgerät 7100 von einem außerhalb des EIT-Systems 8000 angeordneten Ort, gleichsam von einer Schalt- oder Fernwartungsstation, ausgeführt werden können. Daneben bietet die Einbindung der Visualisierung in das Datenverbundsystem 9000 die Möglichkeit, spezielle Rechenvorschriften abgesetzt von
25 EIT-Gerät 30 oder EIT-System 8000 unabhängig vom Ort der Messung ausführen und für die Verwendung bei der Begutachtung der Situation des Patienten 35 verwenden zu können.

Dies sind einige Vorteile, welche sich mit den Komponenten 4000, 7100, 7200, 7300, 7400,
30 7500, 8000, insbesondere für EIT-System 8000 als Bestandteile in einem Datenverbundsystem 9000 ergeben, welche in dieser Figur 4 aber nur beispielhaft und ohne Anspruch auf Vollständigkeit beschrieben sind.

BEZUGSZEICHENLISTE

	1	Ablauf
5	3	Daten
	4	Infusionspumpe
	5	Infusionsleitung, Schlauchleitung
	10	Vorrichtung zur Verarbeitung und Visualisierung von EIT-Daten
10	11, 12, 21, 31, 32, 41, 51	Schritte im Ablauf 1,
	11', 42, 43, 43', 61, 71, 71', 81	zusätzliche, optionale Schritte im Ablauf 1,
	30	EIT-Gerät
	33	Elektrodenanordnung
	33'	Elektroden
15	34	Thorax
	35	Patient
	40	Messwerterfassungs- und Einspeiseeinheit 40
	50	Dateneingangseinheit
	55	Menge der Indikatorlösung
20	70	Kontrolleinheit, Berechnungs-/ Steuerungseinheit, μC
	77	Datenspeicher
	81	Ort der invasiven Infusionszuführung
	90	Datenausgabeeinheit
	95, 95'	Anzeigeeinrichtung
25	98	Bedienelemente
	99, 99', 99''	Elemente der Anzeigeeinrichtung 95
	100	START
	110	EIT-Datenmenge mit Impedanz-Signalen unter Bolus-Durchlauf des Indikatorsignals
30	110'	gemeinsame EIT-Datenmenge mit Impedanz-Signalen (ventilationsspezifisch und Bolus-spezifisch)
	120	Datenmenge mit Herzrateninformation
	130	Datenmenge mit ventilationsspezifischen Signalen
35	200	Datenmenge herzspezifische Impedanzänderungen (CRIC) (Cardiac related impedance changes)
	301	Datenmenge spektrale relative Leistungsbeurteilung

	301', 301'', 301'''	Vergleichs-Datenmenge der spektralen relativen Leistungsbeurteilung
	302	Datenmenge mit Phaseninformation, Zeitinformation
	401, 402	ROI A, ROI B, ortsspezifische Datenmengen
5	403, 404	ROI A', ROI B' ortsspezifische und strömungs- und perfusionsspezifische Datenmengen
	440	Bewertungskriterium
	500	erstes Steuersignal
	600	zweites Steuersignal
10	700, 700'	drittes Steuersignal
	800	viertes Steuersignal
	900, 900'	Visualisierung
	901	Schnittstelle/ Interface
	902, 902', 902''	Netzwerkkomponenten
15	999	STOPP
	3000	Maß für die Lungendurchblutung
	3000', 3000'', 3000'''	Vergleichsmaß für die Lungendurchblutung
	3001	Blutvolumenstrom BVF
	3001', 3001'', 3001'''	Vergleichs-Blutvolumenstrom BVF
20	3002	Blutvolumenstrom (PBV)
	3002', 3002'', 3002'''	Vergleichs-Blutvolumenstrom (PBV)
	4000	Extrakorporale Lungenunterstützung (ECLS, ECMO)
	4001	Blutkreislaufanbindung
	6000	System
25	7000	Zentrale Kontrolleinheit
	7100	Beatmungsgerät, Ventilator
	7200	EKG-Messgerät (Elektrokardiogramm)
	7300	SPO ₂ -Messgerät
	7400	Visualisierungsgerät, Bildschirm, Monitor
30	7500	Patientendaten Management System
	8000	EIT-System
	9000	Datenverbundsystem, Cloud
	9001	Telemetriekomponenten (WLAN, Bluetooth)
	9002	Datenspeicher, Recheneinheiten (Server)
35	9003	Schalt-/ Koordinationseinheit (Router, Switch)
	9004	Pegelanpassung und Pegelverstärkung (Hub)
	9005	Netzwerk im Datenverbundsystem

9006	direkte Datenverbindungen zum EIT-Gerät
9007	direkte Datenverbindungen zum Beatmungsgerät
9008	Datenverbindungen im Datenverbundsystem

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines
5 Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten (3) hinsichtlich
einer Durchblutung von Herz und Lunge eines Patienten (35) mit den Schritten:
- Bereitstellung (11) einer Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-
Signalen, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in
Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche
10 eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge (55) einer
Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax während
einer Atemhaltephase repräsentieren auf Basis der mittels des Elektro-Impedanz-
Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten (3) über einen innerhalb eines
Betrachtungszeitraumes liegenden Signalverlauf.
 - 15 - Bereitstellung (12) einer Datenmenge (120), welche Informationen hinsichtlich
mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren.
 - Ermittlung (21) einer Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen
(200) (CRIC) mit Informationen, welche eine pulsatile Herzaktivität, insbesondere
eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge,
20 des Herzens oder des Thorax indizieren auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten
(110) und auf Basis der Datenmenge (120) mit Informationen hinsichtlich der
mindestens einer Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder
des Pulsschlags des Herzens.
 - Ermittlung (31) einer Datenmenge (301), welche eine relative Verteilung einer
25 Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative Amplitudenverteilung der
herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich
indiziert, auf Basis der Datenmenge (200) mit herzspezifischen
Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität
indizieren.
 - 30 - Ermittlung (32) einer Datenmenge (302), welche eine Zeit- oder eine
Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder
des Thorax indiziert, auf Basis der Datenmenge (200) mit herzspezifischen
Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität,
insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in
35 Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indizieren.
 - Ermittlung (41) von zwei mit nach einem Bewertungskriterium (440) klassifizierten
ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) auf Basis der Datenmenge (301),

- welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder auf Basis der Datenmenge (302) mit Zeit- oder Phaseninformationen, welche die Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, wobei eine Datenmenge (401) der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge zum Herzen gerichtet ist und wobei eine weitere Datenmenge (402) der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom vom Herzen zur Lunge gerichtet ist,
- Ermittlung (51) und Bereitstellung eines Maßes (3000), welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen,
 - Ermittlung (51) und Bereitstellung eines ersten Steuersignals (500), welches das, den Durchblutungszustand der Lunge indizierende Maß (3000), indiziert.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei in einem weiteren Schritt vor oder nach der Ermittlung (41) der ortsspezifischen Datenmengen (401, 402), eine Signaltrennung (42) auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen und/ oder auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) erfolgt und zwei ortsspezifisch-, strömungs- und perfusionsspezifische Datenmengen (403, 404) bereitgestellt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei in einem weiteren Schritt eine Ermittlung und Bereitstellung (61) eines zweiten Steuersignals (600) auf Basis der zwei ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen (403, 404) erfolgt.
4. Verfahren nach Anspruch 1 oder nach Anspruch 2, wobei in einem weiteren Schritt als Maß (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, nach der Ermittlung der Datenmengen (401, 402) eine Bestimmung (43) und Bereitstellung eines Blutvolumenstromes (PBF) (3001) durch die Lunge oder eines Blutvolumens (PBV) (3002) innerhalb der Lunge auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) und der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen erfolgt.

5. Verfahren nach Anspruch 1 oder nach Anspruch 2, wobei in einem weiteren Schritt als das Maß (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, nach der Ermittlung der Datenmengen (403, 404) eine Bestimmung (43') und
5 Bereitstellung eines Blutvolumenstromes (PBF) (3001) durch die Lunge oder eines Blutvolumens (PBV) (3002) innerhalb der Lunge auf Basis der ortsspezifischen und strömungs- und perfusionspezifischen Datenmengen (403, 404) erfolgt.
- 10 6. Verfahren nach Anspruch 4, wobei in einem weiteren Schritt eine Ermittlung (71) und Bereitstellung eines dritten Steuersignals (700) auf Basis des Maßes (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, insbesondere auf Basis des Blutvolumenstroms (PBF) (3001) durch die Lunge oder auf Basis des Blutvolumens (PBV) (3002) und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten (110) erfolgt.
- 15 7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei in einem weiteren Schritt die Ermittlung (71') und Bereitstellung eines dritten Steuersignals (700') auf Basis des Maßes (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, insbesondere auf Basis des Blutvolumenstroms (PBF) (3001) durch die Lunge oder auf Basis des Blutvolumens (PBV) (3002) den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, erfolgt.
- 20 8. Verfahren nach Anspruch 1, wobei vor der Ermittlung (21) der Datenmenge (200) (CRIC) mit herzspezifischen Impedanzänderungen eine Bereitstellung (11') einer gemeinsamen Datenmenge (110') von ventilationsspezifischen Signalen (130) mit
25 der Datenmenge an Bildpunkten (110), welche die Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche die Ausbreitung der vorbestimmten Flüssigkeitsmenge (55) einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax repräsentiert mit ventilationsspezifischen Signalen (130)
30 erfolgt und eine Signaltrennung aus der gemeinsamen Datenmenge (110') zur Bereitstellung der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen erfolgt.
- 35 9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei in einem weiteren Schritt ein Vergleich (81) der ermittelten Datenmenge (301), welche eine relative Leistungsverteilung/ Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert und dem

Maß (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, mit Hilfe mindestens eines Vergleichswertes erfolgt, wobei der mindestens eine Vergleichswert als ein einzelner Vergleichswert oder aus einer Kombination oder aus Kombinationen von Vergleichswerten aus einer Gruppe von Vergleichswerten gebildet wird, wobei die Gruppe von Vergleichswerten einen oder mehrere der verschiedenen Vergleichswerte (301', 301'', 301''', 3000', 3000'', 3000''') aufweist:

- eine zeitlich vor der ermittelten Datenmenge (301) ermittelte Datenmenge (301') des gleichen Patienten (35),
- ein zeitlich vor dem ermittelten Maß (3000) ermitteltes Maß (3000') des gleichen Patienten (35),
- eine zeitlich vor der ermittelten Datenmenge (301) ermittelte Datenmenge (301'') eines anderen Patienten,
- ein zeitlich vor dem ermittelten Maß (3000) ermitteltes Maß (3000'') eines anderen Patienten,
- ein mittlere typischer Datenmenge (301''') einer Klasse von Patienten
- ein mittleres typisches Maß (3000''') einer Klasse von Patienten

wobei auf Basis des Vergleichs ein viertes Steuersignal (800) ermittelt und bereitgestellt wird, welches eine Information hinsichtlich der Situation des Patienten (35) als eine

- eine Abweichung einer aktuellen Patientensituation von einer Soll- oder Normalsituation,
- eine Klassifizierung einer Beatmungssituation,
- einen Trend im Krankheitsverlauf, insbesondere einen Genesungsfortschritt

indiziert.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei auf Basis des ersten (500), des zweiten (600) oder des vierten (800) Steuersignals eine Visualisierung (95, 99, 900, 900') mit Informationen bezüglich einer örtlichen zweidimensionalen oder dreidimensionalen Lage der zwei ortsspezifischen (401, 402) und/ oder der ortsspezifischen und strömungs- und perfusionsspezifischen Datenmengen (403, 404) im Bereich des Herzens, der Lunge oder des Thorax in einer frontalen oder transversalen Ansicht der Lunge oder des Herzens erfolgt.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei auf Basis des dritten Steuersignals (700, 700') eine Ausgabe (95, 99'', 99') des Maßes (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert und/ oder des Blutvolumenstroms (PBF) (3001) und/ oder des Blutvolumens (PBV) (3002) in Form von Zahlenwerten, Diagrammen, in Relation zu Vergleichswerten (3000', 3000'', 3000''', 3001', 3001'', 3001''', 3002', 3002'', 3002''') oder Kurve eines Zeitverlaufs erfolgt.
12. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zur Verarbeitung und Visualisierung von mittels eines Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten (3) hinsichtlich einer Durchblutung von Herz und Lunge eines Patienten (35) gemäß der vorherigen Verfahrensansprüche mit den Schritten:
- Bereitstellung (11) einer Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen, welche eine Überlagerung von herzspezifischen Signalanteilen in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax mit Signalanteilen, welche eine Ausbreitung einer vorbestimmten Flüssigkeitsmenge (55) einer Indikatorlösung in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax während einer Atemhaltephase repräsentieren auf Basis der mittels des Elektro-Impedanz-Tomographie Gerätes (EIT) gewonnenen Daten (3) über einen innerhalb eines Betrachtungszeitraumes liegenden Signalverlauf mittels der Dateneingangseinheit (50),
 - Bereitstellung (12) einer Datenmenge (120), welche Informationen hinsichtlich mindestens einer Herzfunktion, insbesondere einer Herzrate, repräsentieren mittels der Dateneingangseinheit (50),
 - Ermittlung (21) einer Datenmenge mit herzspezifischen Impedanzänderungen (200) (CRIC) mit Informationen, welche eine pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten (110) und auf Basis der Datenmenge (120) mit Informationen hinsichtlich der mindestens einer Herzfunktion, insbesondere auf Basis der Herzschlagrate oder des Pulsschlags des Herzens mittels der Kontrolleinheit (70),
 - Ermittlung (31) einer Datenmenge (301), welche eine relative Verteilung einer Signalleistung oder Leistungsdichte oder eine relative Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale in einem vorbestimmten Frequenzbereich indiziert, auf Basis der Datenmenge (200) mit herzspezifischen

- Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität indizieren, mittels der Kontrolleinheit (70),
- 5 - Ermittlung (32) eine Datenmenge (302), welche eine Zeit- oder eine Phaseninformation der Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, auf Basis der Datenmenge (200) mit herzspezifischen Impedanzänderungen (CRIC) mit Informationen, welche die pulsatile Herzaktivität, insbesondere eine Herzschlagrate oder einen Pulsschlag des Herzens in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indizieren, mittels der Kontrolleinheit (70),
- 10 - Ermittlung (41) von zwei mit nach einem Bewertungskriterium (440) klassifizierten ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) auf Basis der Datenmenge (301), welche die relative Verteilung von Leistung oder Leistungsdichte oder die Amplitudenverteilung der herzspezifischen Impedanz-Signale indiziert und/ oder auf Basis der Datenmenge (302) mit Zeit- oder Phaseninformationen, welche die Herzaktivität in Bereichen der Lunge, des Herzens oder des Thorax indiziert, wobei eine Datenmenge (401) der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom aus der Lunge zum Herzen gerichtet ist und wobei eine weitere Datenmenge (402) der zwei ortsspezifischen
- 15 Datenmengen (401, 402) eine Teilmenge in der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen indiziert, in welchem ein Blutvolumenstrom vom Herzen zur Lunge gerichtet ist, mittels der Kontrolleinheit (70),
- 20 - Ermittlung (51) und Bereitstellung eines ersten Steuersignals (500), welches ein, einen Durchblutungszustand der Lunge indizierendes Maß (3000) indiziert auf Basis der zwei ortsspezifischen Datenmengen (401, 402) und auf Basis der Datenmenge an Bildpunkten (110) mit Impedanz-Signalen mittels der Kontrolleinheit (70),
- 25 - Bereitstellung des ersten Steuersignals (500), welches das, den Durchblutungszustand der Lunge indizierende Maß (3000) indiziert mittels der
- 30 Datenausgabereinheit (90).

13. System (6000) mit einem EIT-Modul (30, 33, 8000), Beatmungsmodul (7100), Dosiermodul (4), Dateneingangsmodul (50) und Kontrollmodul (70), wobei das Kontrollmodul (70)

5

- ein Atemhaltemanöver am Beatmungsmodul (7100) initiiert und koordiniert,
- eine Impedanzmessung am EIT-Modul (30, 33, 8000) initiiert und koordiniert,
- eine Datenerfassung (50) von EIT-Daten (3) am EIT-Modul (30, 33, 8000)

10

- koordiniert,
- ein Maß (3000), welches einen Durchblutungszustand der Lunge indiziert, ermittelt,
- ein erstes Steuersignal (500), welches das Maß (3000), welches den Durchblutungszustand der Lunge indiziert, ermittelt und bereitstellt.

15

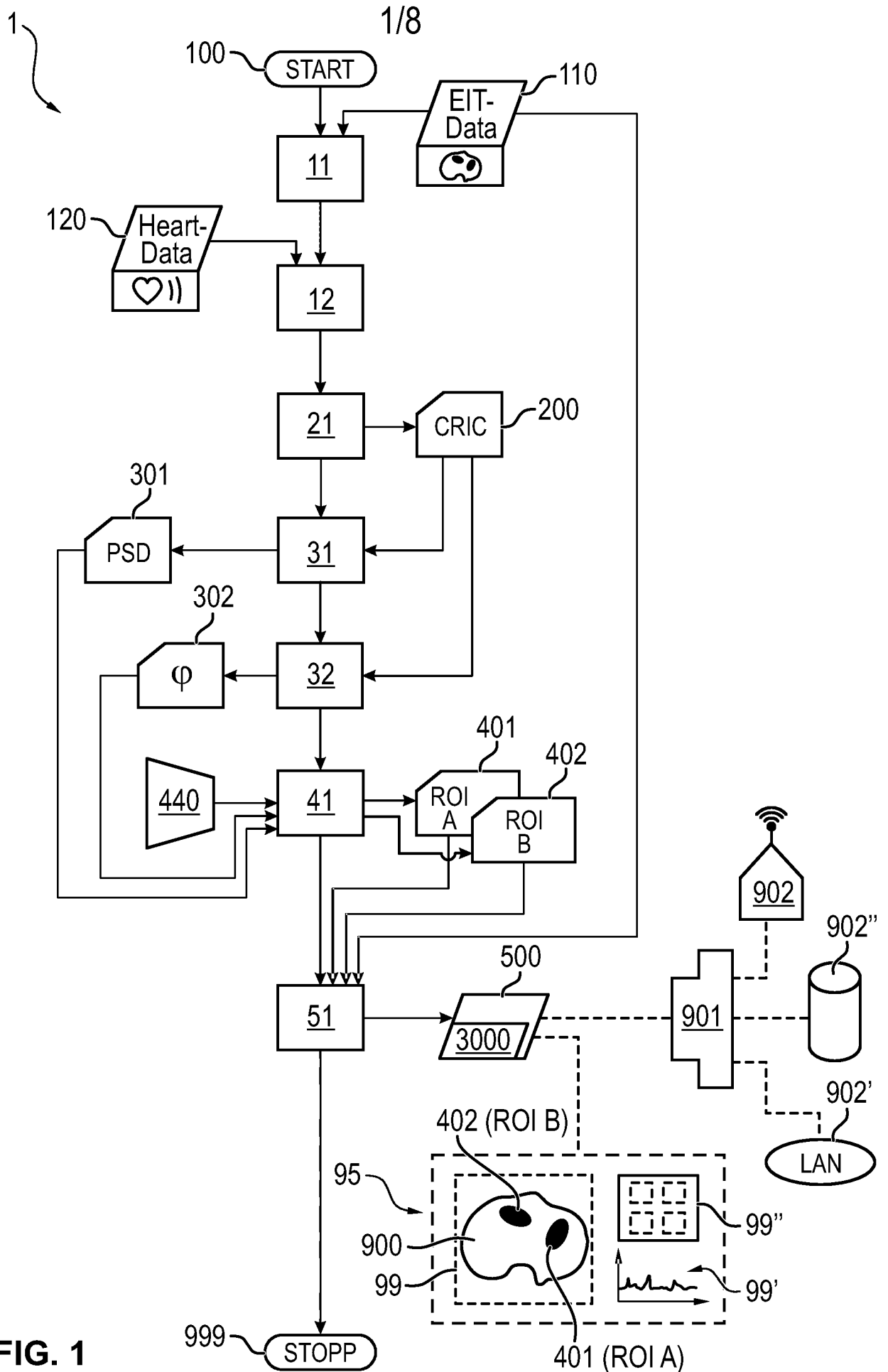


FIG. 1

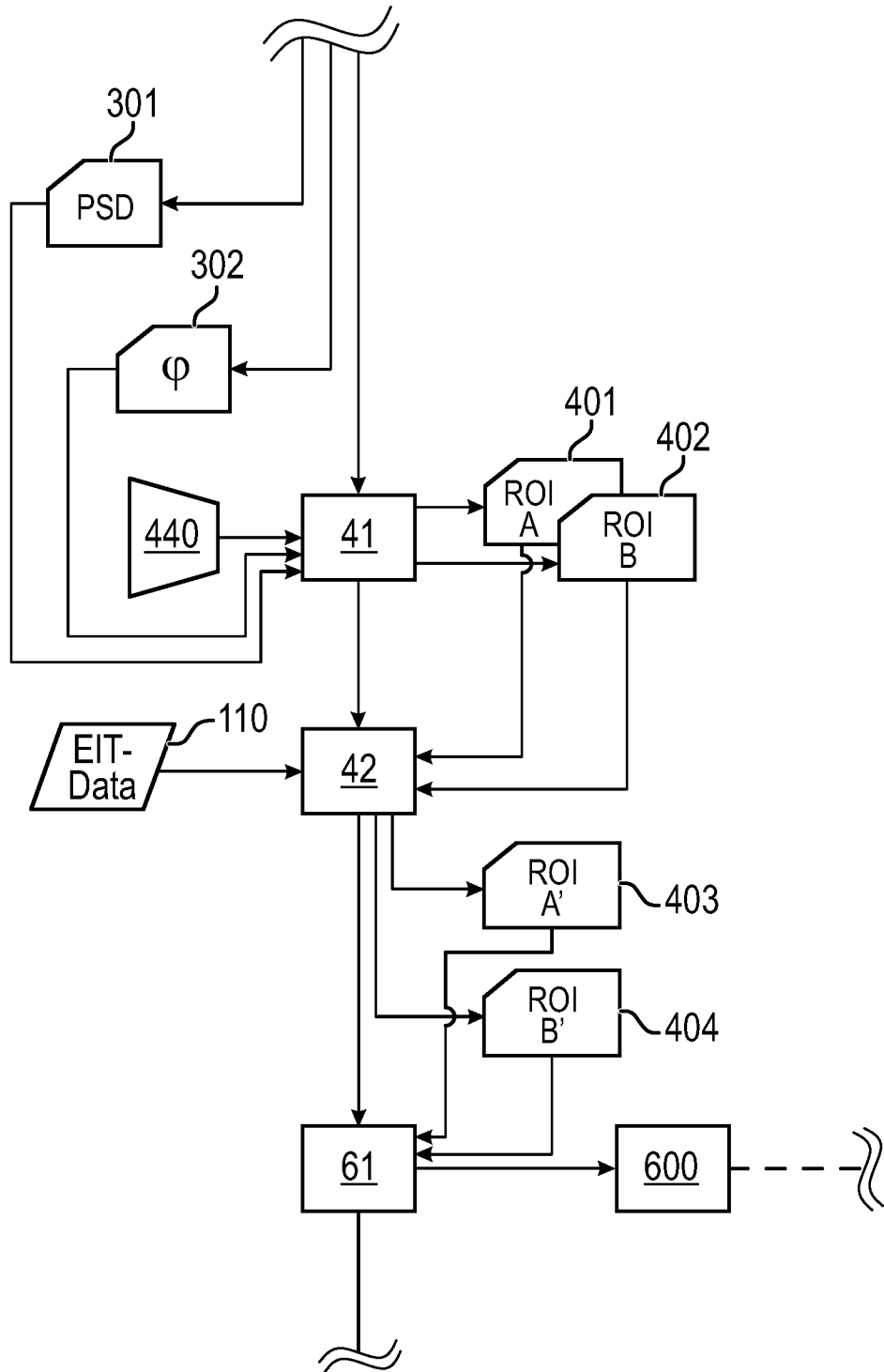


FIG. 2a

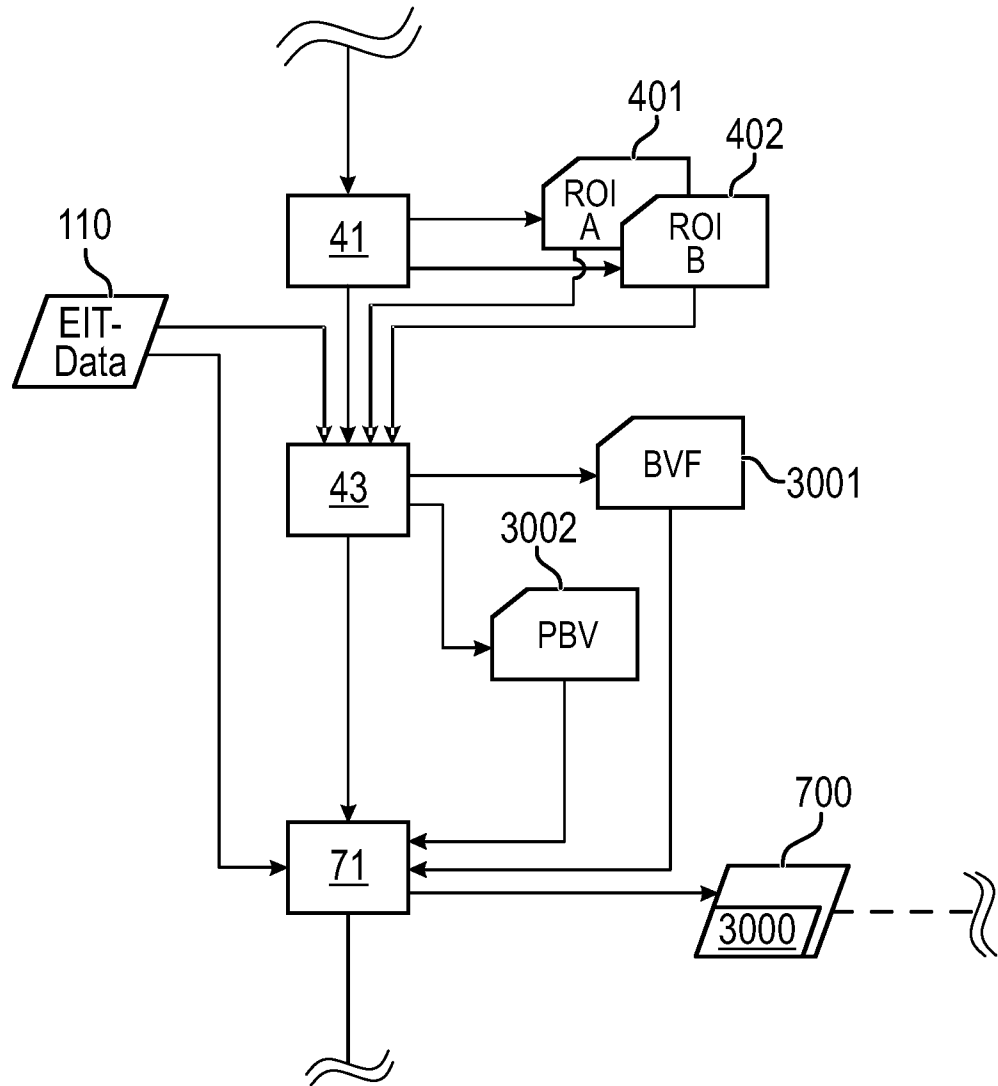


FIG. 2b

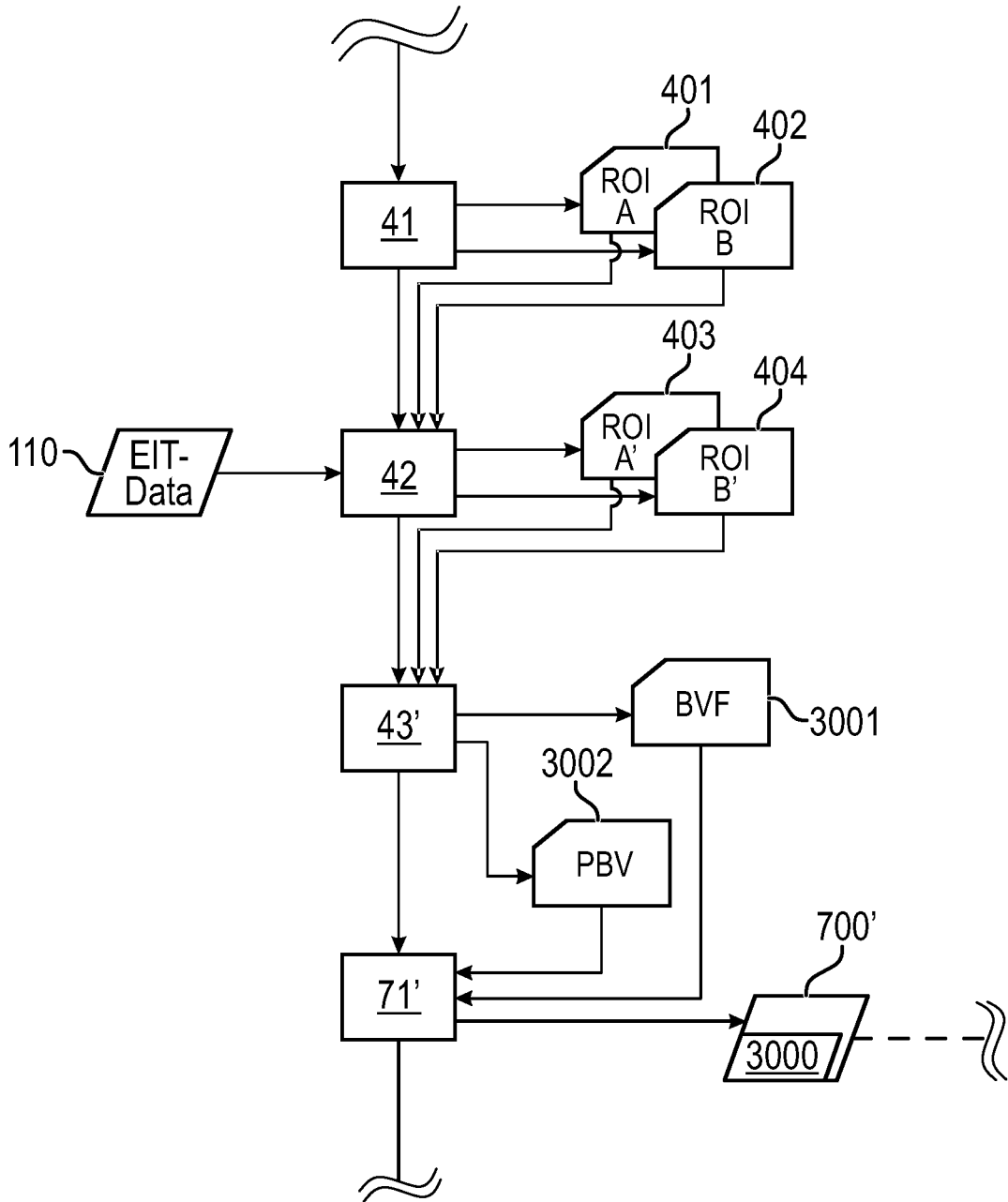


FIG. 2c

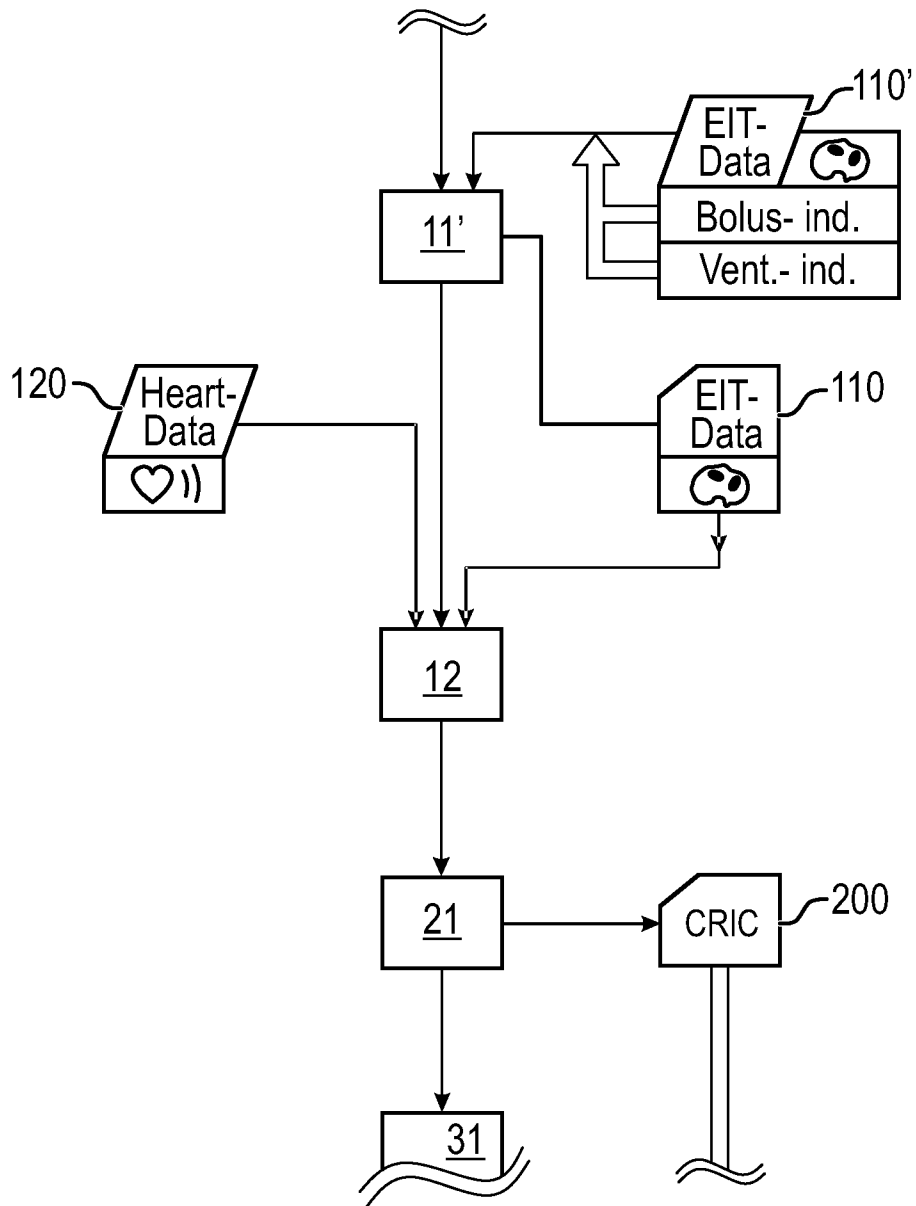


FIG. 2d

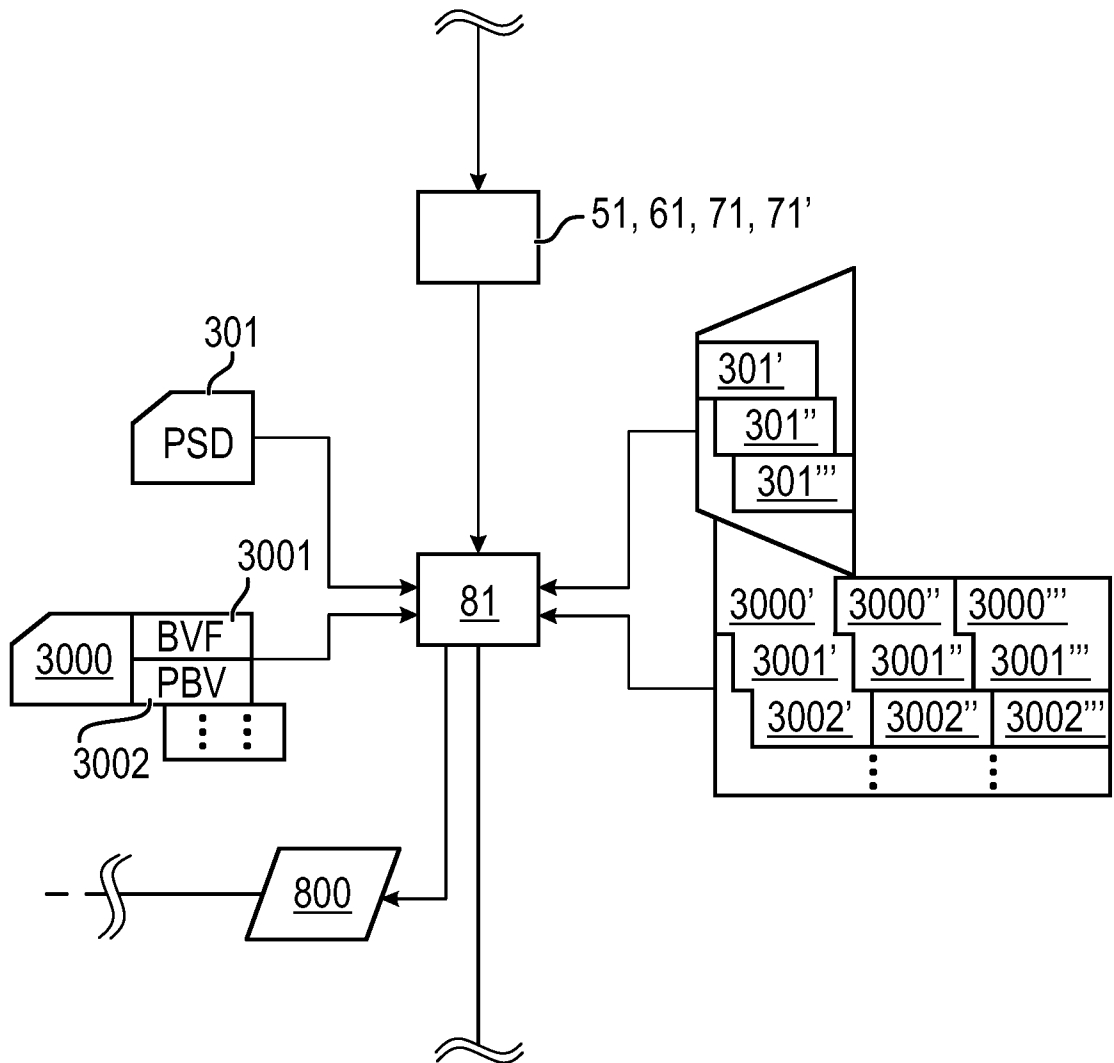


FIG. 2e

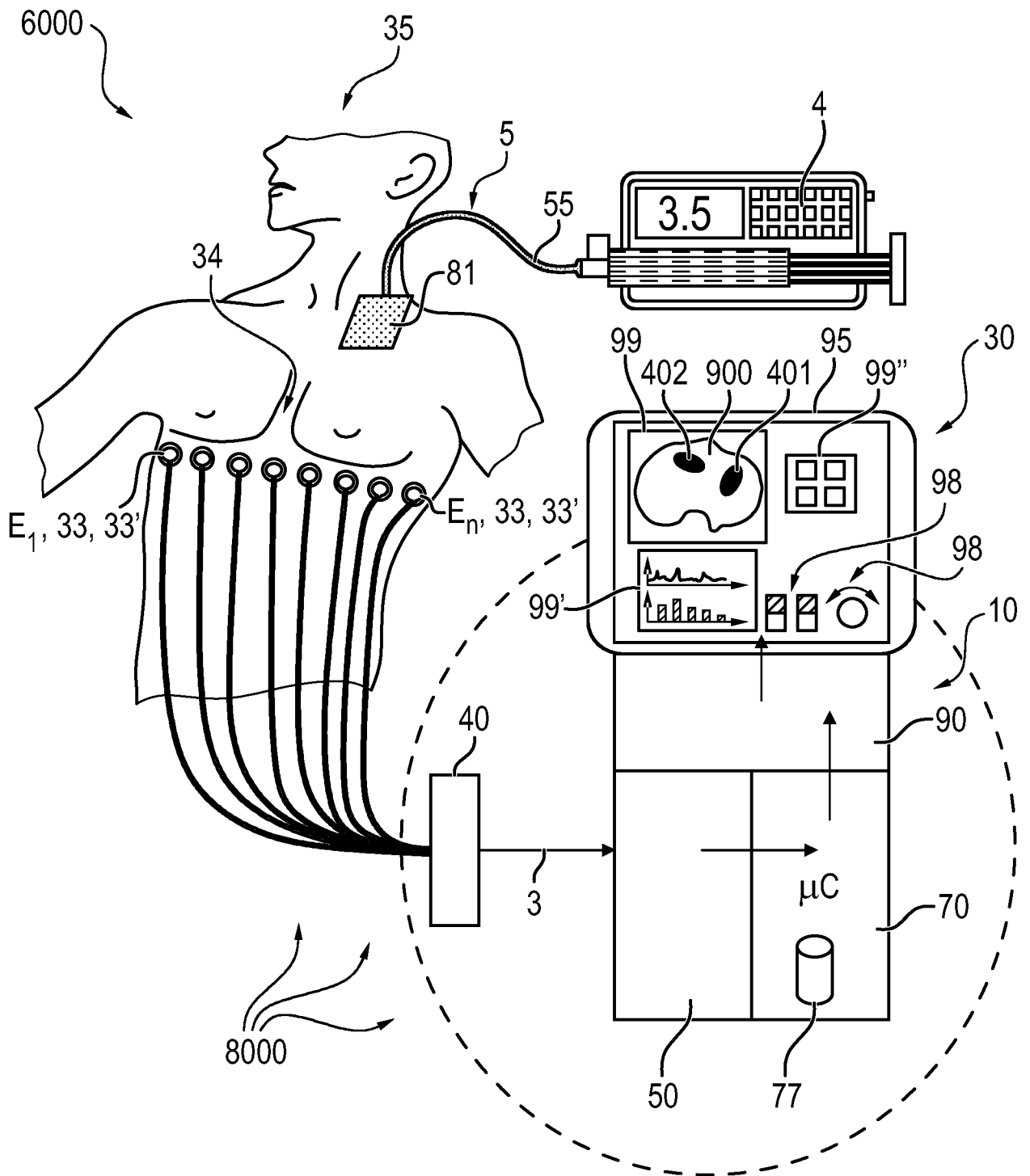


FIG. 3

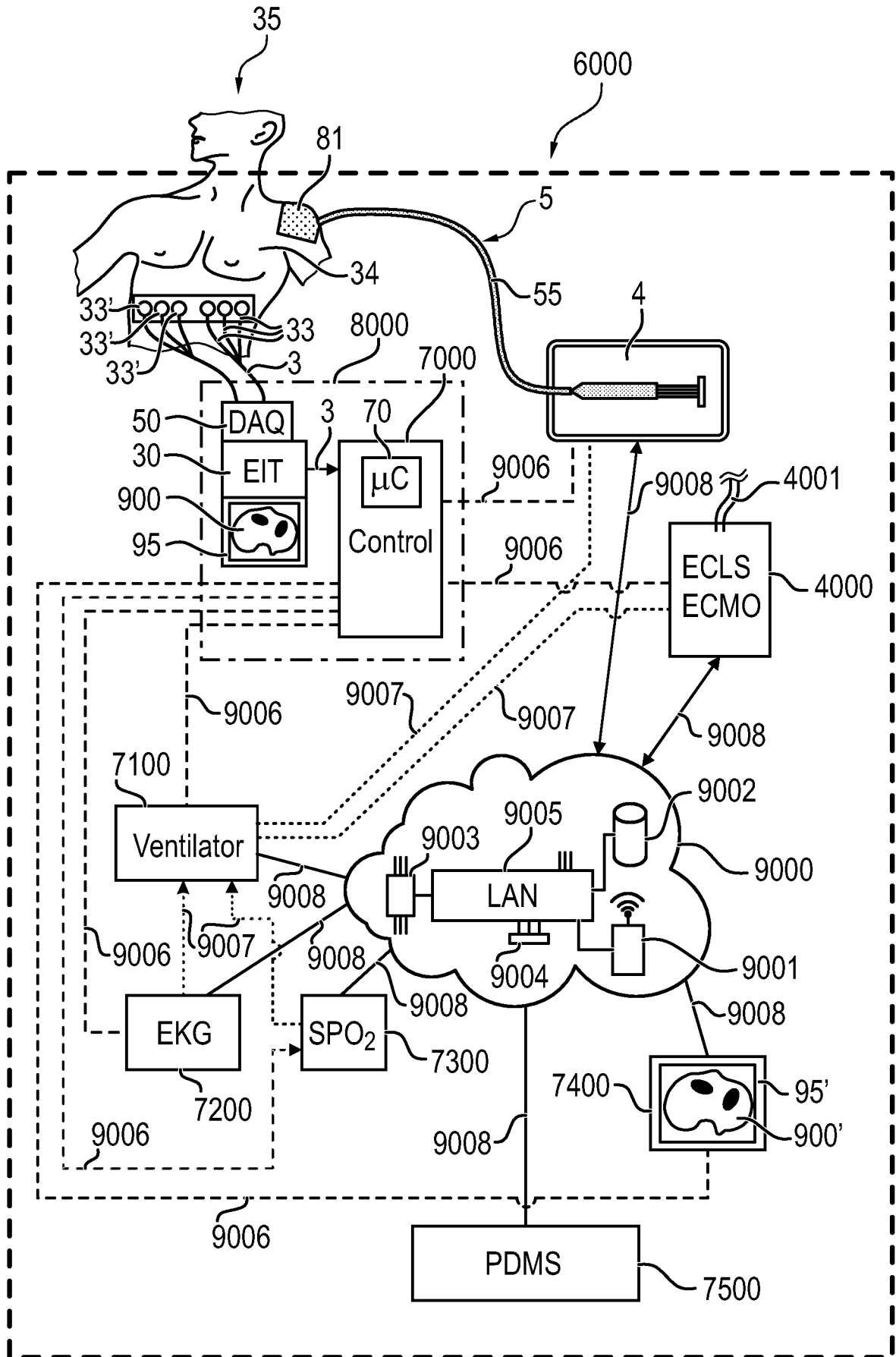


FIG. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2018/063440

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 5/053</i> (2006.01)i; <i>A61B 5/0275</i> (2006.01)i; <i>A61B 5/024</i> (2006.01)i; <i>A61M 16/00</i> (2006.01)i; <i>G06T 7/00</i> (2017.01)i; <i>A61B 5/00</i> (2006.01)n		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B; A61M; G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009035965 A1 (CARDINAL HEALTH 207 INC [US]; WEILER NORBERT [DE]) 19 March 2009 (2009-03-19) cited in the application	13
A	paragraph [0007] paragraph [0018] - paragraph [0026] figures 1,2	1-12
X	DE 10301202 B3 (DRAEGER MEDICAL AG [DE]) 22 January 2004 (2004-01-22) cited in the application	13
Y	paragraph [0012] - paragraph [0024]	9
A	figures	1-8,10-12
Y	DE 102014009439 A1 (DRÄGERWERK AG & CO KGAA [DE]) 31 December 2015 (2015-12-31) cited in the application	1-12
	paragraph [0039] - paragraph [0040] paragraph [0062] paragraph [0097] - paragraph [0128] figures	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 August 2018		Date of mailing of the international search report 12 September 2018
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Görlach, Tobias Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2018/063440

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2014094664 A1 (SOLA I CAROS JOSEP [CH] ET AL) 03 April 2014 (2014-04-03) paragraph [0109] - paragraph [0115] figures 2,3	1-12
.....		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/EP2018/063440

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2009035965	A1	19 March 2009	AU	2008299098	A1	19 March 2009
				BR	PI0817068	A2	11 October 2016
				CA	2699281	A1	19 March 2009
				CN	101801265	A	11 August 2010
				EP	2194863	A1	16 June 2010
				JP	5793301	B2	14 October 2015
				JP	6043829	B2	14 December 2016
				JP	2010538748	A	16 December 2010
				JP	2015144860	A	13 August 2015
				NZ	584034	A	28 October 2011
				RU	2010114175	A	20 October 2011
				US	2009118634	A1	07 May 2009
				WO	2009035965	A1	19 March 2009
				ZA	201001732	B	28 August 2013
DE	10301202	B3	22 January 2004	NONE			
DE	102014009439	A1	31 December 2015	BR	102015014979	A2	26 January 2016
				CH	709834	A2	31 December 2015
				CN	105212929	A	06 January 2016
				DE	102014009439	A1	31 December 2015
				US	2015379706	A1	31 December 2015
US	2014094664	A1	03 April 2014	EP	2704623	A1	12 March 2014
				US	2014094664	A1	03 April 2014
				WO	2012150258	A1	08 November 2012

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B5/053 A61B5/0275 A61B5/024 A61M16/00 G06T7/00
 ADD. A61B5/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B A61M G06T

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2009/035965 A1 (CARDINAL HEALTH 207 INC [US]; WEILER NORBERT [DE]) 19. März 2009 (2009-03-19) in der Anmeldung erwähnt	13
A	Absatz [0007] Absatz [0018] - Absatz [0026] Abbildungen 1,2	1-12
X	DE 103 01 202 B3 (DRAEGER MEDICAL AG [DE]) 22. Januar 2004 (2004-01-22) in der Anmeldung erwähnt	13
Y	Absatz [0012] - Absatz [0024]	9
A	Abbildungen	1-8, 10-12
	----- -/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen Siehe Anhang Patentfamilie

- * Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
- "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
- "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
- "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
- "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
- "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
13. August 2018	12/09/2018

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Görlach, Tobias
--	--

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	DE 10 2014 009439 A1 (DRÄGERWERK AG & CO KGAA [DE]) 31. Dezember 2015 (2015-12-31) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0039] - Absatz [0040] Absatz [0062] Absatz [0097] - Absatz [0128] Abbildungen -----	1-12
Y	US 2014/094664 A1 (SOLA I CAROS JOSEP [CH] ET AL) 3. April 2014 (2014-04-03) Absatz [0109] - Absatz [0115] Abbildungen 2,3 -----	1-12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2018/063440

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2009035965 A1	19-03-2009	AU 2008299098 A1	19-03-2009
		BR PI0817068 A2	11-10-2016
		CA 2699281 A1	19-03-2009
		CN 101801265 A	11-08-2010
		EP 2194863 A1	16-06-2010
		JP 5793301 B2	14-10-2015
		JP 6043829 B2	14-12-2016
		JP 2010538748 A	16-12-2010
		JP 2015144860 A	13-08-2015
		NZ 584034 A	28-10-2011
		RU 2010114175 A	20-10-2011
		US 2009118634 A1	07-05-2009
		WO 2009035965 A1	19-03-2009
		ZA 201001732 B	28-08-2013

DE 10301202 B3	22-01-2004	KEINE	

DE 102014009439 A1	31-12-2015	BR 102015014979 A2	26-01-2016
		CH 709834 A2	31-12-2015
		CN 105212929 A	06-01-2016
		DE 102014009439 A1	31-12-2015
		US 2015379706 A1	31-12-2015

US 2014094664 A1	03-04-2014	EP 2704623 A1	12-03-2014
		US 2014094664 A1	03-04-2014
		WO 2012150258 A1	08-11-2012
