



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2015 015 296.3**

(22) Anmeldetag: **30.11.2015**

(43) Offenlegungstag: **01.06.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 5/0488** (2006.01)

(71) Anmelder:
Drägerwerk AG & Co. KGaA, 23558 Lübeck, DE

(72) Erfinder:
Eger, Marcus, 23562 Lübeck, DE; Rostalski, Philipp, 23562 Lübeck, DE; Buchner, Herbert, 10785 Berlin, DE

(56) Ermittelte Stand der Technik:

DE 10 2007 062 214 B3
DE 10 2012 003 509 A1
WO 2015/ 032 504 A1

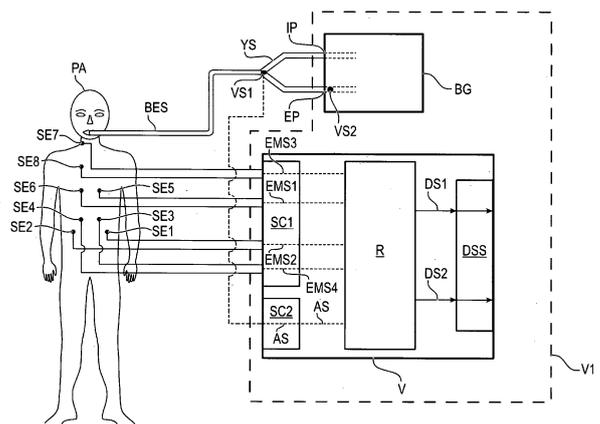
BUCHNER, Herbert ; AICHNER, Robert ; KELLERMANN, Walter: A Generalization of Blind Source Separation Algorithms for Convolutional Mixtures Based on Second-Order Statistics. In: IEEE Transactions on Speech and Audio Processing, Jan. 2005, Bd.13, H. 1, S. 120-134. - ISSN: 1063-6676 ; DOI: 10.1109/TSA.2004.838775

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zum Bereitstellen von Datensignalen indizierend Muskelaktivitäten, welche für inspiratorische sowie expiratorische Atemanstrengungen eines Patienten relevant sind**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Bereitstellen wenigstens eines ersten Datensignals und eines zweiten Datensignals, wobei das erste Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten indiziert und wobei das zweite Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten indiziert, wobei die Datensignale aus mittels Oberflächenmyographiesensoren erfassten EMG-Signalen generiert werden. Die Vorrichtung weist ferner eine Recheneinheit auf, welche ausgebildet ist zum Bestimmen einer Atemphaseninformation auf Basis eines Atemsignals und zum Überprüfen wenigstens eines der Elektromyographiesignale oder wenigstens eines der entmischten Signale auf Detektierbarkeit einer Herzsignalkomponente hin und ferner zum Zuordnen der Signale zu einer inspiratorischen Atemaktivität sowie einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten in Abhängigkeit der Atemphaseninformation.



Beschreibung

[0001] Es ist bekannt, dass Elektromyogrammsignale, welche an Hautoberflächen eines Patienten mittels Elektromyographiesensoren gewonnen werden können, für die Zwecke eines respiratorischen Monitorings oder aber eine Beatmung eines Patienten eingesetzt werden können. Derartige Verfahren sind aus den unten genannten Quellen bekannt

- DE 10 2007 052 897 B4,
- O'BRIEN, M. J., VAN EYKERN, L. A., PRECHTL, H. F. R. (1983): Monitoring respiratory activity in infants – a non-intrusive diaphragm EMG technique. In: P. Rolfe (ed.). Non-invasive Measurements. Vol. 2. Academic Press, London Ltd., 131–177,
- US 6588423 B
- WO 2008131798 A1

[0002] Eine Gewinnung von Elektromyogramm(EMG)-Signalen kann beispielsweise anhand von Oberflächenmyographiesensoren erfolgen, welche an äußeren Hautoberflächen des Patienten angebracht werden können. Alternativ kann dies durch Elektroden an oder in einem Katheter erfolgen, beispielsweise einem nasogastrischen Katheter, wobei der Katheter durch Einführen des Katheters in den Körper des Patienten eingebracht wird. Da das Einbringen eines solchen Katheters invasiv ist und möglicherweise Unwohlsein bei einem Patienten hervorruft, ist es vorteilhaft, lediglich auf Oberflächenmyographiesensoren zurückzugreifen, welche auf Hautoberflächen des Patienten außerhalb von Körperöffnungen des Patienten, wie zum Beispiel Nase, Ohr, Mund oder Rektum, aufgebracht werden können.

[0003] Ziel bei derartigen Verfahren ist es üblicherweise bzw. vorzugsweise, mittels eines Sensorpaares eine elektrische Potentialdifferenz als ein entsprechendes EMG-Signal zu gewinnen, welches eine Aktivität eines Muskels indiziert, welcher für entweder eine inspiratorische Aktivität des Patienten oder für eine expiratorische Aktivität des Patienten relevant ist. Falls sich anhand eines solchen EMG-Signals die durch einen inspiratorischen relevanten Muskel gezeigte Atemaktivität erfassen lässt, so kann hierdurch beispielsweise ein Signal dargestellt bzw. angezeigt werden, welches einem Kliniker eine Information darüber gibt, ob der Patient von sich aus inspiratorisch tätig ist. Entsprechendes gilt für eine expiratorische Atemaktivität.

[0004] Ferner kann es möglich sein, eine Beatmung des Patienten in Abhängigkeit von derartigen Informationen basierend auf EMG-Signalen zu steuern.

[0005] Probleme liegen üblicherweise darin, dass anhand von Oberflächenelektroden erfasste EMG-Signale trotz aufwendiger Maßnahmen möglicherweise durch Störungen, wie zum Beispiel ein EKG-Signal des Herzens in Form eines QRS-Komplexes, Bewegungsartefakte oder andere Effekten verfälscht bzw. gestört sein können.

[0006] Ferner ist es möglich, dass ein mittels eines ersten Sensorpaares gewonnenes erstes EMG-Signal inspiratorische Muskelaktivitäten des Patienten indiziert und ein mittels eines zweiten Sensorpaares gewonnenes zweites EMG-Signal eine expiratorische Muskelaktivität des Patienten indiziert, wobei die entsprechenden Sensorpaare an unterschiedlichen Stellen der Hautoberfläche des Patienten positioniert sind. Hierbei kann aber eine Aktivität der inspiratorischen relevanten Muskeln mittels sogenanntem Cross-Talk bzw. Übersprechen des ersten Signals Signalanteile in dem zweiten EMG-Signal erzeugen, welches die expiratorische Muskelaktivität indizieren soll, und umgekehrt. Daher ist es wichtig, nach einer Gewinnung der EMG-Signale den zuvor genannten Störungen entgegen zu wirken.

[0007] Typische Muskelgruppen, welche eine inspiratorische Aktivität bedingen bzw. erzeugen sind beispielsweise das obere Zwerchfell, das untere Zwerchfell oder die externe Interkostalmuskulatur (sogenannte Zwischenrippenmuskulatur).

[0008] Eine Muskelgruppe, welche üblicherweise eine expiratorische Muskelaktivität des Patienten bedingt bzw. erzeugt, ist beispielsweise die sogenannte interne Interkostalmuskulatur. Eine weitere Muskulatur, welche eine expiratorische Aktivität eines Patienten bedingt ist die sogenannte abdominale Muskulatur.

[0009] Der zuvor genannte Effekt des sogenannten Cross-Talks bzw. Übersprechens rührt daher, dass bei Kontraktion einer motorischen Nervenzelle zur Anregung der Kontraktion eines Muskels Aktionspotentiale auf Muskelfasern übertragen werden müssen. Eine wellenartige Ausbreitung solcher Aktionspotentiale in Muskelfasern geschieht mit einer Ausbreitungsgeschwindigkeit von beispielsweise 4 bis 6 m/s, sodass eine Laufzeitverzögerung bei den EMG-Signalen eben nicht vernachlässigbar ist. Die Ausbreitung eines solchen Aktions-

potentials in wellenförmiger Weise an einer bzw. von einer bestimmten Muskulatur kann eben auch an einer anderen Hautoberflächenposition bzw. Sensorposition im Rahmen einer anderen EMG-Signalerfassung einer anderen Muskulatur miterfasst werden, welches dann eben die sogenannte Cross-Talk Komponente an dem entsprechenden anderen EMG-Signal darstellt.

[0010] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, aus mittels Oberflächenmyographiesensoren erfassten EMG-Signalen wenigstens zwei Datensignale abzuleiten, welche eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels bzw. eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels indizieren. Hierbei soll den oben genannten Störungen entgegengewirkt werden.

[0011] Die erfindungsgemäße Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung nach dem Patentanspruch 1 sowie ein Verfahren nach dem Patentanspruch 11 als auch durch ein Programm nach dem Patentanspruch 16.

[0012] Die vorgeschlagene Vorrichtung zum Bereitstellen wenigstens eines ersten Datensignals und eines zweiten Datensignals stellt derartige Datensignale bereit, wobei ein erstes Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten indiziert und wobei ein zweites Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten indiziert.

[0013] Die Vorrichtung weist eine erste Schnittstelle auf, welche ausgebildet ist zum Erfassen wenigstens eines ersten und eines zweiten Elektromyographiesignals jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren. Ferner weist die Vorrichtung eine zweite Schnittstelle auf, welche ausgebildet ist zum Erfassen eines Atemsignals, welches eine Atemaktivität des Patienten indiziert.

[0014] Die Vorrichtung weist ferner eine Recheneinheit auf, welche ausgebildet ist zum Bestimmen einer Atemphaseninformation auf Basis des Atemsignals, wobei die Atemphaseninformation erste Zeitfenster inspiratorischer Atemaktivität und zweite Zeitfenster expiratorischer Atemaktivität indiziert. Ferner ist die Recheneinheit ausgebildet, um wenigstens ein erstes entmischtes Signal und wenigstens ein zweites entmischtes Signal auf Basis der Elektromyographiesignale zu bestimmen.

[0015] Die Recheneinheit ist ferner ausgebildet zum Überprüfen wenigstens eines der Elektromyographiesignale oder wenigstens eines der entmischten Signale auf Detektierbarkeit einer Herzsignalkomponente hin. Bei erfolgreicher Detektion der Herzsignalkomponente wird entweder die Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal unterdrückt oder aber es wird eines der entsprechenden entmischten Signale selektiert.

[0016] Die Recheneinheit ist ferner ausgebildet zum Bestimmen der Datensignale mittels Zuordnen wenigstens einer Untermenge der entmischten Signale zu einer inspiratorischen Atemaktivität sowie einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten in Abhängigkeit der Atemphaseninformation.

[0017] Die Vorrichtung weist ferner eine Datenschnittstelle auf, welche ausgebildet ist, die Datensignale bereitzustellen.

[0018] Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist vorteilhaft, da die bereitgestellten Datensignale nicht alleine unter Kenntnis der Elektromyographiesignale bestimmt werden, sondern weil die Bestimmung in Abhängigkeit der auf Basis des Atemsignals bestimmten Atemphaseninformation erfolgt. Somit erfolgt die Bestimmung der Datensignale, welche die inspiratorische bzw. expiratorische Muskelaktivität indizieren, mit einer höheren Sicherheit, da für diese Bestimmung die aus dem Atemsignal abgeleitete Atemphaseninformation herangezogen wird. Ferner ist die vorgeschlagene Vorrichtung vorteilhaft, da die Datensignale nicht nur allein auf Basis der entmischten Signale gewonnen werden, sondern da eine möglicherweise vorliegende Herzsignalkomponente entweder in den Elektromyographiesignalen oder aber den entmischten Signalen detektiert wird und dann entweder bereits vor Entmischen der Elektromyographiesignale unterdrückt wird oder aber eine Detektion der Herzsignalkomponente dazu führt, dass ein entsprechendes der entmischten Signale selektiert wird. Hierdurch kann ein Einfluss einer Herzsignalkomponente minimiert bzw. möglicherweise sogar eliminiert werden.

[0019] Die erfindungsgemäße Vorrichtung arbeitet somit mit einer größeren Genauigkeit als Verfahren, welche keinerlei Atemphaseninformationen auf Basis eines Atemsignals zur Bestimmung der Datensignale einfließen lassen, sondern lediglich anhand von Elektromyographiesignalen und nachgeschalteten Filterungs- bzw. Entmischungsalgorithmen, welche Datensignale herleiten.

[0020] Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist vorzugsweise eine Recheneinheit auf, die dazu ausgebildet ist, zwei der Elektromyographiesignale jeweils auf Detektierbarkeit einer jeweiligen Herzsignalkomponente hin zu überprüfen und, bei erfolgreicher Detektion, die entsprechende Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal zu unterdrücken. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da die Herzsignalkomponente bereits in einem oder zwei der EMG-Signale unterdrückt werden kann, sodass lediglich zwei EMG-Signale notwendig sind, um mittels einer Entmischung dieser EMG-Signale die Datensignale herzuleiten. Eine größere Anzahl von EMG-Signalen mit mehr als zwei EMG-Signalen ist bei dieser vorteilhaften Ausgestaltung nicht notwendig.

[0021] Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist vorzugsweise eine erste Schnittstelle auf, die ausgebildet ist zum Erfassen von wenigstens drei EMG-Signalen oder mehr als der EMG-Signale jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren, wobei die Recheneinheit ferner ausgebildet ist zum Bestimmen von wenigstens drei Signalen oder mehr als drei entmischter Signale auf Basis der Elektromyographiesignale, und wobei die Recheneinheit ferner ausgebildet ist zum Überprüfen, ob in einem der entmischten Signalen eine Herzsignalkomponente detektierbar ist und wobei die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, bei erfolgreicher Detektion das entsprechende entmischte Signal zu selektieren. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da durch Heranziehen einer höheren Anzahl von EMG-Signalen, also dreier EMG-Signale oder mehr als drei EMG-Signalen, eine genauere Bestimmung der Datensignale, welche die inspiratorische bzw. die expiratorische Muskelaktivität indizieren, möglich ist, wobei aufgrund der Überprüfung der entmischten Signale auf eine Herzsignalkomponente hin es ferner möglich ist, jenes entmischte Signal zu selektieren bzw. als inspiratorisches oder expiratorisches Datensignal auszuschließen, in welchem die Herzsignalkomponente detektierbar bzw. im Wesentlichen vorhanden ist.

[0022] Die erfindungsgemäße Vorrichtung weist ferner vorzugsweise eine dritte Schnittstelle zur Ausgabe von Anzeigedaten in Abhängigkeit der Datensignale an eine Anzeigeeinheit auf. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da mittels dieser Schnittstelle Anzeigedaten bereitgestellt werden können, welche dann für einen Kliniker in einer Anzeigeeinheit zur Anzeige gebracht werden können, sodass der Kliniker Kenntnis darüber gewinnen kann, zu welchen Zeitphasen ein Patient eine eigene inspiratorische Atemaktivität bzw. eigene expiratorische Atemaktivität aufweist.

[0023] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass die Vorrichtung ein Beatmungsgerät zur Beatmung des Patienten aufweist, und dass die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät in Abhängigkeit wenigstens eines der Datensignale anzusteuern. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da die mittels der Datensignale gewonnene Information darüber, wann ein Patient eine inspiratorische bzw. expiratorische Muskelaktivität aufweist, direkt dazu verwendet werden kann, eine Beatmung des Beatmungsgerätes zu steuern. Übliche Signale zur Steuerung einer Beatmung mittels eines Beatmungsgerätes für einen Patienten stellen üblicherweise auf sogenannte Flow-Signale bzw. Volumenstromsignale als pneumatische Signale eines Patienten ab. Weist ein Patient beispielsweise eine inspiratorische Aktivität auf, so zieht er zunächst einen Luftstrom bzw. Volumenstrom aus einem Beatmungsschlauch ein, wobei ein in dem Beatmungsschlauch befindlicher Volumenstromsensor erst dann eine Änderung des Volumenstromes indizieren kann, wenn die durch den Beatmungsschlauch gegebenen pneumatischen Widerstände durch die Atemanstrengung des Patienten überwunden wurden. Somit kommt es möglicherweise zu einer zeitlichen Verzögerung zwischen der tatsächlichen inspiratorischen Aktivität des Patienten und deren Detektion anhand des Volumenstromsensors im Beatmungsschlauch. Eine Detektion einer inspiratorischen Muskelaktivität anhand wenigstens eines der Datensignale kann sicherer sein, da das entsprechende Datensignal auf einem EMG-Signal beruht und eine Aktivität eines inspiratorisch relevanten Muskels in dem entsprechenden EMG-Sensorsignal früher indiziert wird als in dem zeitgleich erfassten Volumenstromsignal. Hierdurch lässt sich also eine genauere bzw. sicherere Beatmung des Patienten sicherstellen. Vorzugsweise kann das Datensignal, welches eine inspiratorische Aktivität der inspiratorisch relevanten Muskeln des Patienten indiziert, für eine Beatmungstriggerung verwendet werden. Diese Triggerung kann dann genauer sein als eine Triggerung, welche lediglich auf einem pneumatischen Atemsignal bzw. einem Volumenstromsignal basiert.

[0024] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass das pneumatische Atemsignal ein Volumenstromsignal ist, und dass die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, die Atemphaseninformation in Abhängigkeit des Volumenstromsignals und wenigstens eines vorgegebenen Schwellenwertes zu bestimmen. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da durch Verwendung eines Schwellenwertes kleinere Schwankungen des Volumenstromsignals außer Betracht bleiben, sodass mit höherer Zuverlässigkeit eine zuverlässigere Atemphaseninformation gewonnen werden kann als in dem Fall, dass kein Schwellenwert verwendet wird. Dieses ist insbesondere daher vorteilhaft, da

kleinere Schwankungen des Volumenstromsignals um den Nullwert herum bereits vor einer tatsächlichen inspiratorischen Phase des Patienten aufgrund von sogenannten Jitter-Effekten, Leckagen, oder aber Regelungseffekten des Beatmungsgerätes auftreten können, und diese aufgrund des Schwellenwertes außer Betracht bleiben.

[0025] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass die Herzsignalkomponente ein QRS-Komplex ist, und dass die Recheneinheit ferner bei Detektion des QRS-Komplexes einen zu dem QRS-Komplex in dem einen Elektromyographiesignal korrespondierenden Zeitabschnitt durch vorgegebene Werte ersetzt. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da die in einem oder mehreren der Elektromyographiesignale möglicherweise vorhandene Herzsignalkomponente in Form eines QRS-Komplexes aus dem entsprechenden Elektromyographiesignal reduziert oder aber gar unterdrückt werden kann.

[0026] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass die Recheneinheit dazu ausgebildet ist, die entmischten Signale mittels adaptiver digitaler Filterung der Elektromyographiesignale zu bestimmen. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da eine adaptive digitale Filterung der EMG-Signale es erlaubt, die Bestimmung der Datensignale bzw. der hierfür notwendigen entmischten Signale nicht nur mittels einer starren Filterung zu bestimmen, sondern adaptiv mitlaufen zu lassen, welches eben insbesondere zeitliche Änderungen der sogenannten Cross-Talk Effekte berücksichtigt, sodass ein automatisiertes Verfahren bereit steht, welches derartige zeitliche Änderungen der auftretenden Störungen berücksichtigt.

[0027] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät sowohl in Abhängigkeit von dem wenigstens einen Datensignal als auch in Abhängigkeit von dem Atemsignal zu ansteuern, und dass die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, eine Qualitätsbewertung des wenigstens einen Datensignals vorzunehmen, und dass die Recheneinheit in Abhängigkeit der Qualitätsbewertung entweder das wenigstens eine Datensignal oder das Atemsignal zur Ansteuerung des Beatmungsgerätes heranzieht. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da mittels der Qualitätsbewertung des Datensignals entschieden werden kann, ob das Datensignal in seiner Qualität hinreichend gut ist, um für eine Ansteuerung des Beatmungsgerätes dienen zu können, oder aber ob auf das Atemsignal für diese Ansteuerung des Beatmungsgerätes zurück gefallen werden sollte.

[0028] Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass die Recheneinheit ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät für eine druckgesteuerte Beatmungsunterstützung zu kontrollieren, und dass die druckgesteuerte Beatmungsunterstützung derart erfolgt, dass ein Beatmungsdruck wenigstens zeitweise in Abhängigkeit von dem wenigstens einen Datensignal erfolgt. Diese Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorteilhaft, da eine druckgesteuerte Beatmungsunterstützung ein übliches Verfahren im Rahmen einer Beatmung eines Patienten mittels eines Beatmungsgerätes ist, wobei nun der Beatmungsdruck nicht einfach durch eine vorgegebene Kennlinie die Beatmung des Patienten vorgibt, sondern dass nun der Beatmungsdruck, mit welchem der Patient beatmet wird, der tatsächlichen inspiratorischen bzw. expiratorischen Aktivität des Patienten angepasst werden kann.

[0029] Das erfindungsmäße Verfahren zeichnet sich vorzugsweise dadurch aus, dass dieses zum Bereitstellen wenigstens eines ersten Datensignals und eines zweiten Datensignals geeignet ist, wobei das erste Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels indiziert und wobei das zweite Datensignal eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels indiziert, aufweisend

- Erfassen wenigstens eines ersten und eines zweiten Elektromyographiesignals jeweiliger Oberflächenmyographie-Sensoren,
- Erfassen eines Atemsignals, welches eine Atemaktivität des Patienten indiziert,
- Bestimmen einer Atemphaseninformation, anhand des Atemsignals, welche erste Zeitfenster inspiratorischer Atemaktivität und zweite Zeitfenster expiratorischer Atemaktivität indiziert,
- Bestimmen wenigstens eines ersten entmischten Signals und eines zweiten entmischten Signals auf Basis der Elektromyographiesignale,
- Überprüfen wenigstens eines der Elektromyographiesignale oder wenigstens eines der entmischten Signale auf Detektierbarkeit einer Herzsignalkomponente hin und, bei erfolgreicher Detektion der Herzsignalkomponente, Unterdrücken der Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal oder Selektieren des entsprechenden entmischten Signals,

- Bestimmen der Datensignale mittels Zuordnung der entmischten Signale zu einer inspiratorischen Atemaktivität und einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten in Abhängigkeit der Atemphaseninformation,
- sowie Bereitstellen der Datensignale.

[0030] Das erfindungsmäÙe Verfahren zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass der Schritt des Überprüfens darin besteht, zwei der Elektromyographiesignale jeweils auf Detektierbarkeit einer jeweiligen Herzsignalkomponente hin zu überprüfen und, bei erfolgreicher Detektion, die entsprechende Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal zu unterdrücken.

[0031] Das erfindungsmäÙe Verfahren zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass wenigstens drei oder mehr als drei Elektromyographiesignale jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren erfasst werden, wobei wenigstens drei oder mehr als drei entmischte Signale auf Basis der Elektromyographiesignale bestimmt werden, wobei der Schritt des Überprüfens darin besteht zu überprüfen, ob in einem der entmischten Signale eine Herzsignalkomponente detektierbar ist und, bei erfolgreicher Detektion, Selektieren des entsprechenden entmischten Signals.

[0032] Das erfindungsmäÙe Verfahren zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass dieses die Ausgabe von Anzeigedaten in Abhängigkeit der Datensignale an eine optische Anzeigeeinheit umfasst.

[0033] Das erfindungsmäÙe Verfahren zeichnet sich ferner vorzugsweise dadurch aus, dass dieses die Steuerung eines Beatmungsgerätes in Abhängigkeit wenigstens eines der zugeordneten Datensignale umfasst.

[0034] Für die unterschiedlichen Ausgestaltungen des oben vorgeschlagenen Verfahrens gelten die jeweils korrespondierenden Vorteile, wie zuvor in Bezug auf die verschiedenen Ausgestaltungen der erfindungsgemäÙen Vorrichtung genannt.

[0035] Vorgeschlagen wird ferner ein Programm mit einem Programmcode zur Durchführung des erfindungsgemäÙen Verfahrens, wenn der Programmcode auf einem Computer, einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente ausgeführt wird.

[0036] Im Folgenden wird die Erfindung anhand spezieller Ausführungsbeispielen ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens anhand der Figuren näher erläutert.

[0037] Dabei zeigen:

[0038] Fig. 1 eine erfindungsgemäÙe Vorrichtung sowie ein Beatmungsgerät,

[0039] Fig. 2 eine Gewinnung der Datensignale auf Basis von EMG-Signalen und eines Atemsignals gemäß eines ersten Ausführungsbeispiels,

[0040] Fig. 3 eine Gewinnung der Datensignale auf Basis von EMG-Signalen und eines Atemsignals gemäß eines zweiten Ausführungsbeispiels,

[0041] Fig. 4 bevorzugte Körperpositionen zur Positionierung von Oberflächenmyographiesensoren,

[0042] Fig. 5 beispielhafte Signale im Rahmen einer Unterdrückung eines EKG-Signals in einem EMG-Signal,

[0043] Fig. 6 beispielhafte Signale im Rahmen einer Gewinnung einer Atemphaseninformation zusammen mit einem Volumenstromsignal und einem Drucksignal,

[0044] Fig. 7 Schritte zur Bestimmung entmischter Signale auf Basis von EMG-Signalen in dem ersten Ausführungsbeispiel,

[0045] Fig. 8 beispielhafte EMG-Signale vor einer Entmischung gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel,

[0046] Fig. 9 Einhüllende der beispielhaften EMG-Signale vor einer Entmischung gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel,

[0047] Fig. 10 beispielhafte, entmischte Signale gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel,

- [0048]** Fig. 11 Einhüllende der entmischten Signale gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel,
- [0049]** Fig. 12 Schritte zur Zuordnung entmischter Signale zum Zwecke der Bestimmung der Datensignale in Abhängigkeit der Atemphaseninformation,
- [0050]** Fig. 13 beispielhafte Signale im Rahmen der Zuordnung der entmischten Signale zur Bestimmung der Datensignale,
- [0051]** Fig. 14 eine Abfolge von Signalverarbeitungsschritten zur Bestimmung der Datensignale auf Basis der EMG-Signale und der Atemphaseninformation gemäß dem zweiten Ausführungsbeispiel,
- [0052]** Fig. 15 beispielhafte EMG-Signale gemäß dem zweiten Ausführungsbeispiel,
- [0053]** Fig. 16 beispielhafte entmischte Signale gemäß dem zweiten Ausführungsbeispiel,
- [0054]** Fig. 17 Einhüllende der entmischten Signale gemäß dem zweiten Ausführungsbeispiel,
- [0055]** Fig. 18 eine Filterstruktur zur Entmischung der EMG-Signale zum Zwecke der Bestimmung der entmischten Signale gemäß dem zweiten Ausführungsbeispiel,
- [0056]** Fig. 19a eine vorteilhafte Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung aufweisend eine Schnittstelle zur Ausgabe von Anzeigedaten,
- [0057]** Fig. 19b eine vorteilhafte Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung aufweisend eine externe Datenschnittstelle zur Bereitstellung der gewonnenen Datensignale,
- [0058]** Fig. 20 eine vorteilhafte Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung umfassend das Beatmungsgerät,
- [0059]** Fig. 21a beispielhafte Signale zur Gewinnung einer Ansteuerungsinformation bzw. Triggerinformation zum Zwecke der Ansteuerung eines Beatmungsgerätes auf Basis wenigstens eines Datensignales,
- [0060]** Fig. 21b Schritte zur Qualitätsbewertung wenigstens eines der Datensignale, um in Abhängigkeit der Qualitätsbewertung entweder wenigstens eines der Datensignale oder das Atemsignal zur Ansteuerung des Beatmungsgerätes heranzuziehen, und schließlich
- [0061]** Fig. 22 Schritte zur Bestimmung einer Druckinformation, um in Abhängigkeit wenigstens eines Datensignals im Rahmen einer druckgesteuerten Beatmungsunterstützung einen Beatmungsdruck zu wählen.
- [0062]** Bei der nachfolgenden Beschreibung der beigefügten Figuren, die lediglich einige exemplarische Ausführungsbeispiele zeigen, können gleiche Bezugszeichen gleiche oder vergleichbare Komponenten bezeichnen. Ferner können zusammenfassende Bezugszeichen für Komponenten und Objekte verwendet werden, die mehrfach in einem Ausführungsbeispiel oder in einer Zeichnung auftreten, jedoch hinsichtlich eines oder mehrerer Merkmale gemeinsam beschrieben werden. Komponenten oder Objekte, die mit gleichen oder zusammenfassenden Bezugszeichen beschrieben werden, können hinsichtlich einzelner, mehrerer oder aller Merkmale gleich, jedoch gegebenenfalls auch unterschiedlich ausgeführt sein, sofern sich aus der Beschreibung nicht etwas anderes explizit oder implizit ergibt. Man beachte, dass ein Element, das als mit einem anderen Element „verbunden“ oder „verkoppelt“ dargestellt bzw. beschrieben wird, mit dem anderen Element direkt verbunden oder verkoppelt sein kann oder dass dazwischenliegende Elemente vorhanden sein können.
- [0063]** Fig. 1 zeigt die erfindungsgemäße Vorrichtung V sowie eine bevorzugte Ausgestaltung V1. In der bevorzugten Ausgestaltungsform der Vorrichtung V1 ist ein Beatmungsgerät BG integraler Bestandteil der erfindungsgemäßen Vorrichtung V1.
- [0064]** Gezeigt ist ferner ein Patient PA, an welchen ein Beatmungsschlauch BES angeschlossen ist, welcher wiederum an einen inspiratorischen Port IP und einen expiratorischen Port EP des Beatmungsgerätes BG mittels eines Y-Stücks YS angeschlossen ist.
- [0065]** Ein pneumatischer Sensor VS1, alternativ Atemsignalsensor genannt, befindet sich in der Nähe des Y-Stücks YS zur Erfassung eines Atemsignals AS. Der Atemsignalsensor ist vorzugsweise ein Volumenstrom-

sensor. Alternativ zum Atemsignalsensor VS1 kann ein Atemsignalsensor VS2, vorzugsweise ebenfalls ein Volumenstromsensor, an dem expiratorischen Port EP oder in Nähe des expiratorischen Ports EP des Beatmungsgerätes BG vorhanden sein, um ein Atemsignal zu erfassen. Vorzugsweise erfolgt die Erfassung des Atemsignals AS unter Heranziehung von Sensorsignalen zweier solcher Atemsignalsensoren VS1, VS2.

[0066] Gezeigt sind ferner unterschiedliche Oberflächenelektromyographiesensoren SE1, ..., SE8, welche an unterschiedlichen Stellen des Patienten P an seiner äußeren Hautoberfläche positioniert bzw. angebracht sind. Diese Oberflächenmyographiesensoren sind Sensoren, welche auf äußeren Hautoberflächen des Patienten außerhalb von Körperöffnungen des Patienten, wie zum Beispiel Nase, Ohr, Mund oder Rektum, aufgebracht werden können.

[0067] Mittels eines jeweiligen Sensorpaares SE5, SE6 wird ein jeweiliges Elektromyographie(EMG)-Signal EMS1 erfasst. Entsprechendes gilt für die Erfassung der gezeigten EMG-Signale EMS2, EMS3, EMS4.

[0068] Fig. 4 zeigt bevorzugte Elektrodenpositionen zur Positionierung von Oberflächenelektromyographiesensoren zur Erfassung entsprechender EMG-Signale. Ein EMG-Signal ist hierbei vorzugsweise eine Potentialdifferenz zwischen zwei Elektroden eines Sensorpaares. Ein solches Differenzpotential zwischen den Elektroden kann vorzugsweise unter Bezug auf ein Referenzpotential bestimmt werden, welches an einer Referenzelektrode R anliegt.

[0069] Mittels eines Sensorpaares der Positionen 5, 6 kann vorzugsweise ein EMG-Signal gewonnen werden, welches Signalkomponenten einer internen Interkostalmuskulatur indiziert. Eine interne Interkostalmuskulatur ist eine für eine expiratorische Aktivität relevante Muskulatur.

[0070] Mittels eines Sensorpaares der Positionen 1, 2 kann vorzugsweise ein EMG-Signal gewonnen werden, welches eine Muskelaktivität des unteren Zwerchfells indiziert, welches eine für eine expiratorische Atemaktivität relevante Muskulatur ist. Mittels der Sensorpositionen 3, 4 kann ein EMG-Signal gewonnen werden, welches eine Muskelaktivität des oberen Zwerchfells indiziert, welches ebenfalls eine Muskulatur für eine inspiratorische Atemaktivität indiziert.

[0071] Mittels der Positionen 7, 8 kann ein EMG-Signal erfasst werden, welches eine Herzsignalkomponente, auch EKG-Signal oder QRS-Komplex genannt, erfasst wird. Ein solches EKG- bzw. Herzsignal kann auch in den anderen zuvor genannten EMG-Signalen vorhanden sein, sodass das mittels der Elektroden der Position 7, 8 gewonnene EMG-Signal möglicherweise als Referenzsignal im Rahmen einer folgenden Signalverarbeitung verwendet werden kann.

[0072] Eine Erfassung eines EMG-Signals, z. B. des Signals EMS1, kann vorzugsweise mittels eines entsprechenden Sensorpaares, z. B. des Sensorpaares SE1 und SE2, erfolgen. Es kann jedoch alternativ hierzu eine Ermittlung eines EMG-Signals derart erfolgen, dass eine einzelne Elektrode ein einzelnes Potential erfasst, und dass das EMG-Signal dann als Potentialdifferenz zwischen diesem erfassten Potential und einem Bezugspotential bestimmt wird. Das Bezugspotential ist vorzugsweise ein aus mehreren Potentialen mehrerer Sensoren gemitteltes mittleres Potential.

[0073] Die Referenzelektrode muss nicht notwendigerweise zur Bestimmung von Potentialdifferenzen verwendet werden. Vorzugsweise wird das Potential der Referenzelektrode mit einem niederohmigen Eingang eines Signalverstärkers verbunden.

[0074] In der zuvor genannten Fig. 1 ist eine Situation gezeigt, in welcher vier EMG-Signale EMS1, ..., EMS4 erfasst werden. In einem ersten Ausführungsbeispiel der Erfindung werden wenigstens zwei EMG-Signale EMS1, EMS2 erfasst, wie später in Bezug auf die Fig. 2 näher erläutert. In einem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung werden drei oder mehr als drei EMG-Signale, bevorzugt vier EMG-Signale, EMS1, ..., EMS4 erfasst, wie später in Bezug auf die Fig. 3 näher erläutert.

[0075] Die Vorrichtung V, V1 weist eine Schnittstelle SC1 auf, mittels welcher die Elektromyographiesignale EMS1, ..., EMS4 der jeweiligen Oberflächenmyographiesensorpaare SE5 und SE6, SE1 und SE2, SE7 und SE8 sowie SE3 und SE4 erfasst werden können. Vorzugsweise weist diese Schnittstelle SC1 eine Analog/Digital-Wandlereinheit auf, um die erfassten EMG-Signale in digitale EMG-Signale umzuwandeln. Eine Referenzelektrode an der Position R aus Fig. 4 ist nicht explizit in der Fig. 1 gezeigt. Es ist jedoch für den Fachmann aufgrund der Fig. 4 und ihrer Beschreibung ersichtlich, dass die Schnittstelle SC1 der Vorrichtung V, V1 auch zur Erfassung eines Referenzpotentials mittels eines EMG-Signals eines Oberflächenelektromyographiesensoren

sensors der Position R ausgebildet sein kann um dann andere EMG-Signale EMS1, ..., EMS4, vorzugsweise alle EMG-Signale EMS1, ..., EMS4, anderer Sensoren in Beziehung zu dem EMG-Signal des Referenzpotentials zu setzen.

[0076] Die Schnittstelle SC1 nimmt vorzugsweise eine Entfernung eines jeweiligen DC-Anteils in dem jeweiligen EKG-Signal EMS1, ..., EMS4 vor.

[0077] Die Vorrichtung V, V1 weist ferner wenigstens eine weitere Schnittstelle SC2 auf, welche zur Erfassung des Atemsignals AS, das eine Atemaktivität des Patienten indiziert, ausgebildet ist. Die Schnittstelle SC2 weist vorzugsweise eine Analog/Digital-Wandler Einheit zur Digitalisierung des erfassten Atemsignals AS auf.

[0078] Die Vorrichtung V, V1 weist ferner eine Recheneinheit R auf.

[0079] Innerhalb der Vorrichtung V, V1 werden die erfassten Signale EMS1, ..., EMS4, AS von den Schnittstellen SC1, SC2 an die Recheneinheit R bereitgestellt, vorzugsweise in digitalisierter Form, also abgetastet und quantisiert. Dieses erfolgt vorzugsweise innerhalb der Vorrichtung V, V1 mittels vorgesehener Datenübertragungs- bzw. Datenkommunikationsmittels zwischen den einzelnen Einheiten SC1, SC2, R, wie beispielsweise mittels eines Datenbusses.

[0080] Die Recheneinheit R verfügt vorzugsweise über eine Speichereinheit, in welcher die erfassten Signale EMS1, ..., EMS4 sowie AS zumindest abschnittsweise und/oder zumindest temporär gespeichert werden können, um diese dann verarbeiten zu können. Eine solche Speichereinheit ist nicht explizit in der **Fig. 1** gezeigt.

[0081] Die Vorrichtung V, V1 bestimmt anhand der erfassten Signale EMS1, ..., EMS4, AS wenigstens ein erstes Datensignal DS1 sowie ein zweites Datensignal DS2.

[0082] Die Vorrichtung V, V1 verfügt ferner über eine Datenschnittstelle DSS, welche zum Bereitstellen der gewonnenen Datensignale DS1, DS2 ausgebildet ist. Diese Datenschnittstelle DSS kann entweder eine externe Schnittstelle sein, an welcher die Vorrichtung V, V1 die gewonnenen Datensignale DS1, DS2 an weitere Einheiten außerhalb der Vorrichtung V, V1 bereitstellt. Dieses ist so in **Fig. 1** dargestellt.

[0083] Vorzugsweise kann aber diese Datenschnittstelle DSS eine innerhalb der Vorrichtung V, V1 vorhandene Datenschnittstelle sein, an welcher die gewonnenen Signale DS1, DS2 zum Zwecke einer weiteren Nachverarbeitung innerhalb der Vorrichtung V, V1 bereitgestellt werden, sodass diese Datenschnittstelle DSS nicht unbedingt eine externe Datenschnittstelle sein muss.

[0084] Das erste Datensignal DS1 indiziert eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten und das zweite Datensignal indiziert DS2 eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels des Patienten.

[0085] **Fig. 2** zeigt Schritte, welche durch die Recheneinheit R gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel der Vorrichtung aus **Fig. 1** durchgeführt werden. Die Recheneinheit ist dazu ausgebildet, auf Basis von zwei Elektromyographiesignalen EMS1, EMS2 und dem Atemsignal AS die Datensignale DS1 und DS2 zu bestimmen.

[0086] In einem Bestimmungsschritt BS bestimmt die Recheneinheit auf Basis des Atemsignals AS eine Atemphaseninformation API, welche erste Zeitfenster inspiratorischer Atemaktivität und zweite Zeitfenster expiratorischer Atemaktivität indiziert. Dieser Bestimmungsschritt BS wird später unter Bezugnahme auf die **Fig. 6** näher erläutert.

[0087] Die Recheneinheit überprüft die zwei Elektromyographiesignale EMS1, EMS2 jeweils auf eine jeweilige Detektierbarkeit einer jeweiligen Herzsignalkomponente hin mittels eines jeweiligen Detektionsschrittes DS. Der Detektionsschritt DST wird später unter Bezug auf die **Fig. 5** näher erläutert. Ein Detektionsschritt DST indiziert eine Detektierbarkeit mittels einer Detektionsinformation DE1, DI2.

[0088] Ferner unterdrückt die Recheneinheit eine in einem EMG-Signal EMS1, EMS2 detektierte Herzsignalkomponente auf Basis des entsprechenden Detektionsergebnisses, bzw. der jeweiligen gewonnenen Detektionsinformation DI1, DI2, in dem entsprechenden EMG-Signal EMS1, EMS2. Dies erfolgt in einem jeweiligen Unterdrückungsschritt UES. Somit werden die entsprechenden, jeweiligen und möglicherweise modifizierten EMG-Signale EMS1', EMS2' gewonnen werden.

[0089] Auf Basis der EMG-Signale EMS1', EMS2', welche wiederum auf den EMG-Signalen EMS1 bzw. EMS2 basieren, werden entmischte Signale E1, E2 bestimmt. Es erfolgt eine Entmischung der Signale EMS1', EMS2' in einem Signalverarbeitungsschritt SV1 zur Gewinnung der entmischten Signale E1, E2. Der Signalverarbeitungsschritt SV1 wird später unter Bezug auf **Fig. 7** näher erläutert.

[0090] Die beiden gewonnenen, entmischten Signale E1, E2 werden in einem Zuordnungsschritt ZS1 in Abhängigkeit der gewonnenen Atemphaseninformation API einer inspiratorischen Atemaktivität bzw. einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten zugeordnet, um die Datensignale DS1, DS2 zu bestimmen. Der Zuordnungsschritt ZS1 wird später unter Bezug auf **Fig. 12** näher erläutert. In diesem Ausführungsbeispiel werden also beide bzw. alle gewonnenen, entmischten Signale E1, E2 in dem Zuordnungsschritt ZS1 verwendet.

[0091] **Fig. 3** zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei welcher wenigstens drei EMG-Signale, in diesem Beispiel vier EMG-Signale, EMS1, ..., EMS4, sowie das Atemsignal AS erfasst werden. Die Ableitung der Atemphaseninformation API in dem Bestimmungsschritt BS erfolgt analog zu dem ersten Ausführungsbeispiel aus **Fig. 2** und wird später unter Bezug auf **Fig. 6** erläutert.

[0092] Es werden in einem Signalverarbeitungsschritt SV2 auf Basis der Elektromyographiesignale EMS1, ..., EMS4 wenigstens drei entmischte Signale, in diesem Beispiel vier Signale, E11, ..., E14, bestimmt. Der Signalverarbeitungsschritt SV2 wird später unter Bezug auf **Fig. 18** näher erläutert.

[0093] Die entmischten Signale E11, ..., E14 werden jeweils dahingehend überprüft, ob in ihnen eine Herzsignalkomponente anhand des Detektionsschrittes DS detektierbar ist. Hieraus wird eine jeweilige Detektionsinformation D111, ..., D114 für das jeweilige korrespondierende EMG-Signal E11, ..., E14 gewonnen und an einen Selektions- und Zuordnungsschritt SUZS bereitgestellt. Dieser Selektions- und Zuordnungsschritt SUZS führt eine Selektion des einen entmischten Signals, in welchem eine Herzsignalkomponente am stärksten detektierbar ist, durch, um dann die verbleibenden entmischten Signale mittels einer Zuordnung zur Bestimmung der Datensignale DS1, DS2 zu verwenden. Es wird in diesem Ausführungsbeispiel also nur eine Untermenge der entmischten Signale in dem Zuordnungsschritt verwendet.

[0094] **Fig. 5** zeigt beispielhafte Signale im Zuge eines Detektionsschrittes DST, wie zuvor in Bezug auf die **Fig. 2** und **Fig. 3** erwähnt. Ein beispielhaftes EKG-Signal EKGS, welches eine Herzsignalkomponente bzw. aufeinander abfolgende QRS-Komplexe darstellt, ist möglicherweise in einem EMG-Signal vorhanden. Dargestellte Signale sind in dieser Darstellung nicht unbedingt gleich groß skaliert. Ein EMG-Signal EMSx ist in solchen Zeitfenstern unterdrückt, für welche die Herzsignalkomponente detektiert wurde. Diese Zeitfenster werden in einer Detektionsinformation Dlx anhand der Werte 0 und 1 indiziert. Die Wahl der logischen Werte 0 und 1 für die Indizierung der jeweiligen Zeitfenster ist hierbei nur beispielhaft, auch eine umgekehrte Verwendung der Werte 1 und 0 ist möglich. Die hier gezeigten Signale EKGS, Dlx, EMSx sollen nur das grundlegende Prinzip des Detektionsschrittes illustrieren.

[0095] Eine andere Herzsignalkomponente als der QRS-Komplex ist die sogenannte p-Welle, welche ebenfalls eine mögliche Störung darstellt. Die p-Welle kann um den Faktor 10 kleiner sein als der QRS-Komplex.

[0096] Ein Vorhandensein eines EKG-Signals bzw. eines QRS-Komplexes innerhalb des EMG-Signals kann mittels des sogenannten Pan-Tompkins-Algorithmus detektiert werden
Pan, Jiapu, Tompkins, Willis J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. BME-32, no. 3, pp. 230, 236, March 1985.

[0097] Der Pan-Tompkins Algorithmus gibt üblicherweise einen Pulse Stream aus. Dabei wird die zeitliche Lage des QRS Komplexes durch einen einzelnen Peak bzw. Spike markiert. Eine vorgegebene zeitliche Breite bzw. ein Zeitfenster um einen solchen detektierten Signalpeak herum kann als das EKG-Signal bzw. als QRS-Komplex interpretiert werden kann, sodass ein solches Zeitfenster dann eines der Zeitfenster mit dem Wert 0 der Detektionsinformation Dlx darstellt. Ein solches Zeitfenster beginnt vorzugsweise ca. 20 bis 50 ms vor dem Spike und endet 50 bis 90 ms nach dem Spike. Außerhalb des durch einen Spike verursachten Zeitfensters nimmt die Detektionsinformation Dlx den Wert 1 an. Für solche detektierten Zeitfenster mit dem Wert 0 wird das EKG-Signal bzw. die Herzsignalkomponente in dem EMG-Signal EMSx unterdrückt. Diese Unterdrückung erfolgt dadurch, dass das EMG-Signal EMSx innerhalb dieser Zeitfenster durch vorgegebene Werte, beispielsweise Nullwerte, ersetzt wird.

[0098] Die **Fig. 6** zeigt beispielhafte Signale im Rahmen eines Bestimmungsschrittes BS, welcher zuvor in Bezug auf die **Fig. 2** und **Fig. 3** erwähnt wurde. In der **Fig. 6** ist über der Zeit t ein Volumenstromsignal \dot{V}

gezeigt, welches beispielhaft eine inspiratorische Phase und eine expiratorische Phase darstellt. Auf Basis des Atemsignals \dot{V} wird die Atemphaseninformation API bestimmt. Die Atemphaseninformation API indiziert ein erstes inspiratorisches Zeitfenster ZFA inspiratorischer Atemaktivität sowie ein zweites expiratorisches Zeitfenster ZFB expiratorischer Atemaktivität. Ein Zeitfenster einer inspiratorischen Aktivität ZFA ist hierbei derart zu verstehen, dass während dieses Zeitfensters ZFA im Wesentlichen die Inspiration des Patienten stattfindet. Ein Zeitfenster einer expiratorischen Aktivität ZFB ist hierbei derart zu verstehen, dass während dieses Zeitfensters ZFB im Wesentlichen die Expiration des Patienten stattfindet, dass aber das Zeitfenster nicht auf einen solchen Teilzeitraum der Expiration beschränkt ist sondern vorzugsweise weitere Teilzeiträume umfasst, vorzugsweise einen weiteren Teilzeitraum, welcher bis zu einem Beginn eines darauffolgenden Zeitraumes bzw. Zeitfenster einer darauffolgenden Inspiration andauert.

[0099] Übersteigt das Atemsignal \dot{V} einen vorgegebenen positiven Schwellenwert SW1, so wird auf den Anfangszeitpunkt A einer inspiratorischen Aktivität des Patienten geschlossen. Dieser Zeitpunkt A kann dann als der Beginn des Zeitfensters der inspiratorischen Aktivität ZFA festgelegt werden. Zur Bestimmung eines Endzeitpunktes EN der inspiratorischen Atemaktivität bzw. des Beginns der expiratorischen Atemaktivität, auch Cycling-Off Zeitpunkt genannt, kann vorzugsweise einer der hier gezeigten Endzeitpunkte ENa, ENb oder ENc verwendet werden. Die jeweiligen Endzeitpunkte ENa, ENb, ENc unterscheiden sich dadurch, dass jeweilige unterschiedliche Schwellenwerte SW1, SW2, SW3 angewendet werden, welche durch das Volumenstromsignal \dot{V} zu den jeweiligen Zeitpunkten unterschritten werden. In diesem Beispiel wird der Beginn des expiratorischen Zeitfensters ZFB der expiratorischen Atemaktivität mittels des Schwellenwertes SW1 als der Zeitpunkt EN1 bestimmt.

[0100] Die **Fig. 6** zeigt ferner zu dem Volumenstrom \dot{V} korrespondierende Druckwerte P, welche ebenfalls oder anstatt des Volumenstroms \dot{V} mittels eines pneumatischen Sensors in dem Atemkreislauf detektiert werden können. Eine alternative Bestimmung eines Anfangszeitpunktes A einer inspiratorischen Phase bzw. eines inspiratorischen Zeitfensters besteht darin, dass das Drucksignal P zum Zeitpunkt A einen vorgegebenen Druckschwellenwert unterschreitet. Dieses ist so nicht explizit in der **Fig. 6** gezeigt. Es kann jedoch möglicherweise davon ausgegangen werden, dass im Zuge einer inspiratorischen Atemaktivität des Patienten ein sogenanntes Ansaugen von Atemluft in dem Atemkreislauf durch den Patienten kurzzeitig zu einem hier nicht gezeigten Druckabfall unterhalb eines vorgegebenen Druckschwellenwertes führen kann, sodass dieser Zeitpunkt, zu welchem dieser Druckschwellenwert unterschritten wird, als der Anfangszeitpunkt A der inspiratorischen Atemaktivität bzw. des Zeitfensters der inspiratorischen Atemaktivität bestimmt werden kann. Die Bestimmung eines Endzeitpunktes der inspiratorischen Atemaktivität bzw. der Beginn einer expiratorischen Atemaktivität kann dann wie zuvor beschrieben unter Bezug auf das Volumenstromsignal ermittelt werden.

[0101] **Fig. 7** zeigt einen zuvor unter Bezug auf **Fig. 2** genannten Signalverarbeitungsschritt SV1 gemäß dem ersten Ausführungsbeispiel. Anhand einer digitalen Filterstruktur FS1 wird eine digitale Signalverarbeitung bzw. eine digitale Filterung der EMG-Signale EMS1', EMS2' durchgeführt, um die entmischten Signale E1, E2 zu bestimmen. Die Filterstruktur FS1 ist ein sogenanntes Matrix-Filter bzw. Matrix-Filterstruktur, bei welchem jedes der eingehenden Signale EMS1', EMS2' prinzipiell einen Signalanteil zu einem der ausgehenden Signale E1, E2 bzw. der entmischten Signale beitragen kann. Die Filter F11, ..., F22 sind hier bei Finite-Impulse-Response(FIR)-Filter. Diese Signalanteile sind abhängig von den Filterkoeffizienten der einzelnen Filter F11, F21, F12, F22.

[0102] In einem Schritt der Koeffizientenbestimmung FBE werden unter Kenntnis der eingehenden EMG-Signale EMS1', EMS2', sowie der ausgehenden, entmischten Signale E1, E2 als auch aktueller Filterkoeffizienten der einzelnen Filter F11, ..., F22 neue, aktualisierte Filterkoeffizienten der Filter F11, F21, F12, F22 der Filterstruktur FS1 in einem adaptiven Verfahren bestimmt.

[0103] Die Entmischung der EMG-Signale EMS1', EMS2' läuft vorzugsweise kontinuierlich über die eingehenden Signale EMS1', EMS2' ab. Die Bestimmung der Filterkoeffizienten in dem Bestimmungsschritt FBE erfolgt hierbei schrittweise. Die Bestimmung Filterkoeffizienten der einzelnen Filter F11, ..., F22 der Filterstruktur FS1 werden hierbei in einem Bestimmungsschritt FBE bestimmt, welcher später noch genauer erläutert wird.

[0104] Vorzugsweise können die entmischten Signale E1, E2 noch einer Hüllfilterung HF unterzogen werden. Ein anderer Begriff für Hüllfilterung ist Hüllkurvenfilterung. Hierbei wird das jeweilige entmischte Signal E1, E2 mit einem laufenden Rechteckfenster von etwa 300 ms multipliziert und anschließend der sogenannte Root-Mean-Square(RMS)-Wert berechnet. Durch eine zeitliche Verschiebung eines solchen Fensters und anschließender RMS-Wert Bestimmung ergibt sich ein jeweiliges geglättetes Hüllkurvensignal HE1, HE2. Anstelle eines

Rechteckfensters kann hier auch eine Fensterfunktion gewählt werden, welche eine nicht-konstante Gewichtung der einzelnen Signalwerte vornimmt. Diese Gewichtung kann z. B. eine Trapezoid-Gewichtung sein. Die Gewichtung mittels der Fensterfunktion wird vorzugsweise als Finite-Impulse-Response-Filter implementiert.

[0105] Die **Fig. 8** zeigt beispielhafte eingehende EMG-Signale EMS1', EMS2' nach einer Entfernung einer möglichen EKG- bzw. Herzsignalkomponente wie zuvor unter Bezug auf **Fig. 2** bzw. **Fig. 5** beschrieben. Die **Fig. 8** zeigt ferner Anfangszeitpunkte A sowie Endzeitpunkte EN eines Zeitfenster inspiratorischer Aktivität, welche die Atemphaseninformation indizieren, die auf Basis des Atemsignals zuvor bestimmt wurde. Für eine anschaulichere Betrachtung sind in **Fig. 9** zu den aus **Fig. 8** gezeigten EMG-Signalen die entsprechenden Null-gefilterten Signale HEEMS1' bzw. HEEMS2' dargestellt.

[0106] **Fig. 10** zeigt beispielhafte entmischte Signale E1, E2. Die **Fig. 11** zeigt die entsprechenden einer Hüllfilterung unterzogenen, entmischten Signale HE1, HE2.

[0107] Auch hierbei ist die in den **Fig. 8**, **Fig. 9** und **Fig. 10** gezeigten und aus dem Atemsignal bestimmte Atemphaseninformation als Anfangs- und Endzeitpunkte A, A2, EN, EN2 inspiratorischer Phasen bzw. inspiratorischer Zeitfenster aufgetragen.

[0108] Durch Vergleich der Signale HEMS1', HEMS2' der **Fig. 11** mit den Signalen HE1, HE2 der **Fig. 9** kann erkannt werden, dass insbesondere für die zweite inspiratorische Phase zwischen den Zeitpunkten A2 und EN2 das Signal HE1 aus **Fig. 11** eine bessere Repräsentation einer inspiratorischen Muskelaktivität darstellt als das Signal HEEMS1' aus der **Fig. 9**. Insbesondere ist der maximale Peak zwischen den Punkten A2 und EN2 in dem Signal HE1 eindeutig innerhalb dieses Zeitfensters vorhanden, während dieser Peak in dem Signal HEEMS1' auch einen wesentlichen Anteil außerhalb dieses Zeitfensters bereits vor dem Zeitpunkt A2 aufweist.

[0109] Die **Fig. 12** zeigt Teilschritte des zuvor erwähnten Zuordnungsschrittes ZS1, welcher zuvor unter Bezug auf die **Fig. 2** und in Zusammenhang mit dem ersten Ausführungsbeispiel erwähnt wurde.

[0110] Die entmischten Signale E1, E2 werden zunächst in einem jeweiligen Schritt der Signalenergiebestimmung SEB hinsichtlich ihrer jeweiligen Signalenergie analysiert. Hierbei wird entsprechende Signalinformation SI1, SI2 unter Kenntnis der zuvor gewonnenen Atemphaseninformation API bestimmt. Der Schritt SEB ist hier als ein Schritt ausgezeigt, welcher für die Signale E1 und E2 separat ausgeführt werden kann, wobei es für den Fachmann ersichtlich ist, dass dieser Schritt SEB unter Kenntnis beider entmischten Signale E1, E2 durchzuführen ist, wie später unter Bezug auf **Fig. 13** erläutert wird.

[0111] **Fig. 13** zeigt beispielhaft eine Atemphaseninformation API sowie ein auf Basis des entmischten Signals EN1 gewonnenes Energiesignal SEE1 als auch ein auf Basis des entmischten Signals EN2 gewonnenes Energiesignal SEE2. Ein prinzipiell anzunehmendes Zeitfenster Z1 einer inspiratorischen Aktivität, indiziert durch die Atemphaseninformation API, wird durch jeweilige Zeitversätze ZV, welche vorzugsweise 100 ms betragen, an seinem Anfang A und seinem Ende E modifiziert. Somit ergibt sich ein modifiziertes Zeitfenster Z1' mit den Zeitpunkten A' und E'. Dieses ist also ein Zeitfenster Z1', welches als Zeitfenster einer inspiratorischen Aktivität angenommen werden kann. Das durch die Atemphaseninformation API indizierte Zeitfenster Z2 der expiratorischen Aktivität wird gemäß der Anwendung des Zeitversatzes ZV modifiziert, um das Zeitfenster Z2' zu erhalten.

[0112] Jenes der entmischten Signale E1, E2, für welches das entsprechende Energiesignal SEE1, SEE2 innerhalb des inspiratorischen Zeitfensters Z1' die höhere bzw. die höchste Signalenergie aufweist, wird als für dieses Zeitfenster Z1' als das Signal bestimmt, welches eine inspiratorische Muskelaktivität einer inspiratorischen Atemphase indiziert. In dem hier gezeigten Beispiel wird nun also angenommen, dass das entmischte Signal E1 eine inspiratorische Muskelaktivität während einer inspiratorischen Atemaktivität des Patienten indiziert, da das Energiesignal SEE1 die höchste Signalenergie innerhalb des Zeitfensters Z1' besitzt. Dieses wird in einer Signalinformation SI1 anhand entsprechender Null-Eins-Werte indiziert, wie als durchgezogene Linie im unteren Signalverlauf SI1/SI2 eingezeichnet. Da das Energiesignal SEE2 eine geringere Signalenergie während des inspiratorischen Zeitfensters Z1' aufweist als das Energiesignal SEE1, wird dies in einer Signalinformation SI2, hier als gestrichelte Linie eingezeichnet, entsprechend durch den Wert 0 indiziert. Es kann also für das Zeitfenster Z1' das entmischte Signal E2 als jenes angenommen werden, welches eine expiratorische Muskelaktivität während einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten indiziert.

[0113] Gemäß der Darstellung aus **Fig. 12** können die so gewonnenen Signalinformationen SI1, SI2 dann in einem Zuordnungsschritt ZU1 im Zuge eines Auswahlsschrittes AW verwendet werden, um die Werte der

entmischten Signale E1, E2 den Datensignalen DS1 bzw. DS2 zuzuordnen. Hierbei wird jenes der entmischten Signale, hier E1, dem ersten Datensignal D1 zugeordnet, für welches sich die höchste Anzahl an Zeitfenstern ergibt, zu welchem das entmischte Signal als das inspiratorische Signal angenommen wurde. Das entsprechend andere Signal, hier E2, wird dem zweiten Datensignal DS2 zugeordnet. Dieses wird, wie zuvor unter Bezug auf die **Fig. 13** näher erläutert, eben durch die Signalinformationen S11, S12 indiziert bzw. bereitgestellt.

[0114] Die abgeleiteten Datensignale DS1, DS2 können vorzugsweise noch einer Hullfilterung HF unterzogen werden.

[0115] Die **Fig. 14** zeigt eine Bestimmung der Datensignale DS1, DS2 auf Basis von wenigstens drei EMG-Signalen, in diesem konkreten Beispiel vier EMG-Signalen EMS1, ..., EMS4, wie zuvor unter Bezugnahme auf die **Fig. 3** gemäß des zweiten Ausführungsbeispiels erläutert. Hierbei ist der Selektions- und Zuordnungsschritt SUZS genauer dargestellt. Der Selektions- und Zuordnungsschritt SUZS besteht aus einem Selektionsschritt SEL und einem Zuordnungsschritt ZU2.

[0116] Auf Basis der Detektionsinformation DI1, ..., DI4 aus jeweiligen Detektionsschritten DS kann in dem Selektionsschritt SEL eines der vier entmischten Signale E11, ..., E14 als das Signal herausselektiert werden, welches am stärksten bzw. im Wesentlichen eine Herzsignalkomponente bzw. ein EKG-Signal aufweist. Es verbleiben somit nur noch drei entmischte Signale E11, ..., E13. Hierbei ist das Selektieren des entmischten Signals E12 in dem Schritt SEL nur beispielhaft zu sehen, es könnte auch eines der anderen entmischten Signale E11, E13, E14 selektiert werden. Es wird auf Basis der Detektionsinformation DI1, ..., DI4 jenes der entmischten Signale E11, ..., E14 als das EKG-Signal bzw. das Herzsignal herausselektiert, welches die meisten Zeiträume bzw. Zeitfenster aufweist, innerhalb welcher eine jeweilige Herzsignalkomponente detektiert werden konnte.

[0117] Die verbleibenden, nicht selektierten entmischten Signale E11, E13, E14 werden nun wieder jeweils einem Signalenergiebestimmungsschritt SEB, wie zuvor unter **Fig. 13** erläutert, zugeführt, wobei die Atemphaseninformation API herangezogen wird. Es werden jeweilige Signalinformationen S111, S113, S114 bestimmt, wie zuvor unter Bezug auf **Fig. 13** erläutert. Anhand dieser Signalinformationen S111, S113, S114 kann in dem Zuordnungsschritt ZU2 dann eines der Signale E11, E13, E14 als das Signal identifiziert bzw. selektiert werden, welches eine inspiratorische Muskelaktivität indiziert. Konkurrieren zwei der entmischten Signale E11, E13, E14 als inspiratorische Signale miteinander, so wird jenes Signal als das inspiratorische Signal dem ersten Datensignal DS1 zugeordnet, welches eine höhere Atemaktivität aufgrund einer höheren Signalenergie innerhalb der inspiratorischen Phase indiziert. Gleiches gilt für eine möglicherweise konkurrierende Situation zwischen zwei der Signale E11, E13, E14 bezüglich einer expiratorischen Atemaktivität während expiratorischer Phasen. Somit können in dem Zuordnungsschritt ZU2 zwei der entmischten und zuvor in dem Schritt SEL nicht selektierten Signale E11, E13, E14 zugeordnet werden, um die Datensignale DS1, DS2 zu gewinnen. Diese Signale DS1, DS2 können vorzugsweise wieder einer Hullfilterung HF unterzogen werden.

[0118] **Fig. 18** zeigt eine Variante zur Signalverarbeitung in Form des Signalverarbeitungsschrittes SV2, bei welchem P unterschiedliche EMG-Signale EMS1, ..., EMSP, hier mit $P = 4$, eingehen, und bei welchem Q verschiedene Ausgangssignale als entmischte Signale E1, ..., EQ, hier mit $Q = 4$, bestimmt werden. Die Filterstruktur FS2 ist hierbei eine Matrix-Filter-Struktur, welche aus den P Eingangssignalen die Q Ausgangssignale abbildet. Die Filter F11, ..., FPQ sind hierbei FIR-Filter. Die Filterkoeffizienten der einzelnen Filter F11, ..., FPQ der Filterstruktur FS2 werden hierbei wiederum in einem Bestimmungsschritt FBE bestimmt, wobei unter Kenntnis der eingehenden EMG-Signale EMS1, ..., EMSP sowie der ausgehenden, entmischten Signale E1, ..., EQ als auch aktueller Filterkoeffizienten der einzelnen Filter neue, aktualisierte Filterkoeffizienten der Filter in einem adaptiven Verfahren bestimmt werden.

[0119] Es wird nun unter Bezug auf das zweite Ausführungsbeispiel und **Fig. 18** erläutert, in welcher Weise die Filterung der eingehenden EMG-Signale EMS1, ..., EMSP zur Gewinnung der entmischten Signale E1, ..., EQ erfolgen kann. Es ist hierbei dem Fachmann klar, dass die Wahl von $P = 4$ und $Q = 4$ nur eine mögliche Wahl ist, es können auch jeweils $P = 2$ und $Q = 2$ Signale verwendet werden, wie zuvor unter Bezug auf das erste Ausführungsbeispiel erwähnt.

[0120] Die P vorliegenden EMG-Signale EMS1, ..., EMSP sind zeitdiskrete Signale. Es werden zur Bestimmung der Filterkoeffizienten jeweils I Samples eines Signals EMS1, ..., EMSP verwendet, wobei die entsprechenden Signalausschnitte aus den Signalen EMS1, ..., EMSP zeitgleich ausgeschnitten werden. Es ergibt sich also für ein Signal EMSp mit dem Kanalindex $p = 1 \dots P$ der P Kanäle bei einem Sampleindex $i = 1 \dots I$ ein entsprechendes Signal

$$x'_p(i)$$

wie durch die Signale $x'_1(i)$ und $x'_p(i)$ in **Fig. 18** angedeutet.

[0121] Ein Vektor, welcher für einen Zeitpunkt bzw. Sampleindex i die einzelnen Werte der einzelnen P Kanäle aufweist ist dann gegeben als

$$x'(i) = [x'_1(i), \dots, x'_p(i)]^T.$$

[0122] Zum Zwecke eines sogenannten Spherings erfolgt zunächst eine Hauptkomponentenanalyse bzw. Eigenwertzerlegung der räumlichen Kovarianzmatrix mittels

$$E D E^T = \hat{E}\{x'(i)x'^T(i)\},$$

so dass dann das Sphering durchgeführt werden kann mittels

$$x(i) \leftarrow E D^{-1/2} E^T x'(i).$$

[0123] Die so erhaltenen Signale

$$x_p(i)$$

können dann in M Signalblöcke jeweiliger Blocklänge N mit dem Blockindex $m = 1 \dots M$ aufgeteilt werden, wobei aufeinander folgende Blöcke sich zu 50% überlappen, wobei dann die Blockanzahl

$$M = \frac{I}{\frac{N}{2}}$$

ist. Innerhalb eines Signalblocks gibt es dann $n = 1 \dots N$ Samples.

[0124] Ein Signalblock mit dem Index m und laufendem Sampleindex $n = 1 \dots N$ ist dann gegeben durch

$$x_p(m, n) = x_p(n + (m - 1) \cdot N/2)$$

[0125] Es wird dann für jeden der Kanäle mit Index $p = 1 \dots P$ und jeden Block eine Frequenztransformation, vorzugsweise eine Fast-Fourier-Transformation (FFT), durchgeführt

$$X_p^{(r)}(m) = \text{FFT}\{x_p(m, n)\},$$

wobei r der Frequenzindex der L diskreten Frequenzbins $r = 1 \dots L$ ist.

[0126] Für einen festen Blockindex m und einen festen Frequenzindex r ergibt sich dann für die Frequenztransformierte

$$X_p^{(r)}(m)$$

ein Vektor der Dimensionalität $1 \times P$.

[0127] Ferner erfolgt eine sogenannte Zentrierung der Frequenztransformierten gemäß

$$X_p^{(r)}(m) \leftarrow X_p^{(r)} - \frac{1}{N} \sum_{m'=0}^{N-1} X_p^{(r)}(m').$$

[0128] Auf Basis der nun vorliegenden Frequenztransformierten

$$X_p^{(r)}(m)$$

können dann im Frequenzbereich für die Filter $F11, \dots, FPQ$ Filterkoeffizienten berechnet werden. Dieses erfolgt iterativ über eine vorgegebene Anzahl von l_{\max} Iterationen, wobei $l = 1 \dots l_{\max}$ der Iterationsindex ist.

[0129] Hierbei werden die Q Ausgangssignale bzw. die Q entmischten Signale E_1, \dots, E_Q mit Kanalindex $q = 1 \dots Q$ im Zeitbereich als

$$y_q(i)$$

angenommen, welche im Frequenzbereich im Zuge der Blockverarbeitung dann geschrieben werden können als

$$Y^{(r)}(m).$$

[0130] Der Frequenzgang eines Filters F_{pq} aus **Fig. 18** mit dem Filterindex p, q lässt sich im Frequenzbereich schreiben als

$$W_{pq}^{(r)}$$

mit dem Frequenzindex $r = 1 \dots L$.

[0131] Die gesamte Übertragungsfunktion der gesamten Filterstruktur aus **Fig. 18** lässt sich dann für die aktuelle Iteration l schreiben als

$$W^{(r)l} = \begin{bmatrix} W_{11}^{(r)} & W_{12}^{(r)} & \dots & W_{1P}^{(r)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ W_{Q1}^{(r)} & \dots & \dots & W_{QP}^{(r)} \end{bmatrix}$$

[0132] Für die erste Iteration $l = 1$ können für die Übertragungsfunktionen Initialisierungswerte $W^{(r)l-1}$ eingesetzt werden und dann so in dieser ersten Iteration $l = 1$ zunächst Ausgangssignale $Y^{(r)}(m)$ im Frequenzbereich bestimmt werden gemäß

$$Y^{(r)}(m) = W^{(r)l-1} X^{(r)}(m),$$

wobei

$$X^{(r)}(m) = [X_1^{(r)}(m), \dots, X_p^{(r)}(m)]^T,$$

$$Y^{(r)}(m) = [Y_1^{(r)}(m), \dots, Y_p^{(r)}(m)]^T.$$

[0133] Je Kanal $p = 1 \dots P$ und Block $m = 1 \dots M$ kann dann ein breitbandiger Normierungsfaktor

$$b_p(m) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{r=0}^{m-1} |Y_p^{(r)}(m)|^2}$$

bestimmt werden.

[0134] Nun lässt sich eine normierte Multivariate Score-Funktion aufstellen gemäß

$$\Phi^{(r)}(m) = \left[\frac{Y_1^{(r)}(m)}{b_1(m)}, \dots, \frac{Y_p^{(r)}(m)}{b_p(m)} \right]^T.$$

[0135] Neue Filterkoeffizienten im Zeitbereich für die aktuelle Iteration l können auf Basis der vorangegangenen Iteration $l - 1$ dann in einem Updateschritt ermittelt werden gemäß

$$W^{(r)l} = W^{(r)l-1} + \mu \left[l - \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} \Phi^{(r)}(m) (Y^{(r)}(m))^H \right] W^{(r)l-1}.$$

[0136] Hierbei ist μ ein Schrittweitenfaktor aus dem Bereich $0 < \mu < 1$.

[0137] Die Filterkoeffizienten $W^{(r)l}$ können vorzugsweise noch einem Minimum-Distortion-Prinzip unterworfen werden

$$W^{(r)l} \leftarrow \text{diag}\{(W^{(r)l})^{-1}\}W^{(r)l}.$$

[0138] Zur Durchführung einer weiteren Iteration $l + 1$ kann nun wieder mit dem obigen Schritt der Bestimmung von Ausgangssignalen $Y^{(r)}(m)$ im Frequenzbereich bestimmt auf Basis der neuen Filterkoeffizienten gemäß

$$Y^{(r)}(m) = W^{(r)l}X^{(r)}(m)$$

begonnen werden.

[0139] Es werden dann also l_{\max} Iterationen durchgeführt, welche auf Filterkoeffizienten

$$W^{(r)l_{\max}} = \begin{bmatrix} W_{11}^{(r)} & W_{12}^{(r)} & \dots & W_{1P}^{(r)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ W_{Q1}^{(r)} & \dots & \dots & W_{QP}^{(r)} \end{bmatrix}$$

führen.

[0140] Für ein Filter aus **Fig. 18** mit dem Index pq sind nun also Frequenzwerte

$$W_{pq} = [W_{pq}^{(r=1)} \dots W_{pq}^{(r=L)}]$$

gegeben.

[0141] Es lassen sich dann für dieses Filter mit dem Index pq Filterkoeffizienten $w_{p,q}$ mit Koeffizientenindex k und Filterlänge K im Zeitbereich

$$w_{p,q} = [w_{p,q}(k = 1) \dots w_{p,q}(k = K)]$$

durch eine Rücktransformation bestimmen gemäß

$$w_{p,q} = \text{IFFT}\{W_{p,q}\}.$$

[0142] Durch Anwendung der Filterkoeffizienten auf die FIR-Filter F_{11}, \dots, F_{PQ} können dann die Eingangssignale $EMS_1 \dots EMS_P$ gefiltert werden um die entmischten Signale E_1, \dots, E_Q zu gewinnen.

[0143] Vorzugsweise erfolgt die oben beschriebene Bestimmung der Filterkoeffizienten schrittweise derart, dass zunächst Signalausschnitte der Eingangssignale $EMS_1 \dots EMS_P$ zur Bestimmung erster Filterkoeffizienten verwendet werden, dass diese ersten Filterkoeffizienten dann zunächst fortlaufend auf die zeitlich weiter eingehenden Eingangssignale $EMS_1 \dots EMS_P$ angewendet werden und dass die Filterkoeffizienten dann zu weiteren, späteren Zeitpunkten gemäß dem oben beschriebenen Algorithmus adaptiert werden.

[0144] Alternative Ausgestaltungen von Algorithmen zur Entmischung von Eingangssignalen und Gewinnung von Ausgangssignalen finden sich unter anderem in folgenden Quellen:

H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "Blind source separation for convolutive mixtures: A unified treatment," In Y. Huang and J. Benesty (eds.), *Audio Signal Processing for Next-Generation Multimedia Communication Systems*, Kluwer Academic Publishers, Boston/Dordrecht/London, pp. 255–293, Feb 2004.

H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "TRINICON-based blind system identification with application to multiple-source localization and separation," In S. Makino, T.-W. Lee, and S. Sawada (eds.), *Blind Speech Separation*, Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg, pp. 101–147, Sept. 2007.

H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "A Generalization of Blind Source Separation Algorithms for Convolutive Mixtures Based on Second Order Statistics," *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing*, vol. 13, no. 1, pp. 120–134, Jan 2005.

[0145] Die **Fig. 15** zeigt beispielhafte Signale korrespondierend zu jenen, welche in Bezug auf die **Fig. 14** erwähnt werden. Hierbei stellt das EMG -Signal EMS_2 jenes Signal dar, welches am unteren Zwerchfell gewonnen wurde, das Signal EMS_4 jenes, welches am oberen Zwerchfell gewonnen wurde, das Signal EMS_1

jenes, welches an der internen Interkostalmuskulatur gewonnen wurde und das Signal EMS3 jenes, welches am Sternum gewonnen wurde. Diese Signale wurden mittels einer Hochpassfilterung von ihrem jeweiligen DC-Anteil befreit.

[0146] Die **Fig. 16** zeigt beispielhaft entmischte Signale E11, ..., E14, welche aus einer Entmischung der EMG-Signale aus **Fig. 15** resultieren.

[0147] Die **Fig. 17** zeigt die entmischten Signale aus **Fig. 16** nach einer Hullfilterung, wie bereits unter Bezug auf die **Fig. 14** erwähnt. In der **Fig. 17** ist hierbei das entsprechende gefilterte Signal HE2 vornehmlich jenes, welches eine EKG-Signalkomponente aufweist, wohingegen die weiteren Signale HE4, HE1, HE3 jeweils eine inspiratorische bzw. eine expiratorische Muskelaktivität des Patienten indizieren.

[0148] Die jeweiligen Anfangs- und Endzeitpunkte A, EN der einzelnen Zeitfenster inspiratorischer bzw. expiratorischer Aktivität sind wiederum in der **Fig. 17** eingetragen. Hierbei lässt sich erkennen, dass beispielsweise gerade das Signal HE4 bzw. eben das korrespondierende Signal E14 eine Muskelaktivität inspiratorischer Aktivität indiziert.

[0149] Es wird ferner ersichtlich, dass zwar in den eingehenden EMG-Signalen EMS2, EMS4, EMS1 aus **Fig. 15** jeweils eine Herzsignalkomponente äußerst dominierend enthalten ist, dass jedoch aufgrund der Entmischung bzw. Filterung zur Bestimmung der entmischten Signale E12, E14, E11, E13, siehe **Fig. 16**, der jeweilige EKG-Signalanteil bzw. das Übersprechen des EKG-Signals hinein in die Signale EMS4 und EMS1 deutlich vermindert werden konnte. Das hier gezeigte Verfahren stellt sich also leistungsfähig heraus, um eine Entmischung von EMG-Signalen mit jeweiligen Cross-Talk-Anteilen vorzunehmen, um Signale zu erhalten, die eine inspiratorische bzw. expiratorische Muskelaktivität indizieren. Dieses Verfahren ist deshalb besonders leistungsfähig, da als Referenzinformation die Atemphaseninformation API Einfluß findet, welche aus dem Atemsignal gewonnen wird.

[0150] **Fig. 19a** zeigt eine bevorzugte Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung V, bei welcher die durch die Recheneinheit R bestimmten Datensignale DS1, DS2 jeweils noch einer Hullfilterung HF unterzogen werden, bevor über eine externe Displayschnittstelle bzw. Anzeigeschnittstelle DIS Anzeigedaten AD bereitgestellt werden, welche die Datensignale DS1, DS2 indizieren. Die Anzeigedaten AD können dann an einer hier nicht gezeigten Anzeigeeinheit zur Anzeige gebracht werden können, um dem Kliniker eine Information über das Vorliegen einer inspiratorischen bzw. expiratorischen Muskelaktivität anzuzeigen. Die Hullfilterung ist hier deshalb gestrichelt eingezeichnet, da diese optional bzw. nur vorzugsweise durchzuführen ist.

[0151] Die Anzeigedaten AD können derart strukturiert sein, dass eine Darstellung der Signale DS1, DS2 als Zeitreihe vorgenommen werden kann, wobei eine inspiratorische Aktivität positiv und eine expiratorische Aktivität negativ aufgetragen wird.

[0152] Vorzugsweise sind die Anzeigedaten AD derart strukturiert, dass eine Darstellung als Piktogramm erfolgt, wobei die Elektrodenpositionen zusammen mit dem Ergebnis der zugeordneten, getrennten Quellensignale angezeigt werden können, sodass entsprechende Muskeln hinsichtlich ihrer Aktivität dargestellt werden können.

[0153] Vorzugsweise können die Anzeigedaten AD zusätzlich das im Rahmen der Selektion selektierte EKG-Signal aufweisen bzw. indizieren.

[0154] Die **Fig. 19b** zeigt eine Variante der Vorrichtung V, bei welcher eine externe Datenschnittstelle EDS ein Ausgabedatensignal DAS bereitstellt, welches die Datensignale DS1, DS2 indiziert. Vorzugsweise werden hierbei die Datensignale DS1, DS2 noch einer Nullfilterung HF unterzogen, bevor diese an die externe Datenschnittstelle EDS weitergegeben werden. Das Ausgabedatensignal DAS ist hierbei geeignet, um durch die externe Datenschnittstelle EDS über ein Kommunikationsmedium, beispielsweise ein Netzwerk, übertragen zu werden. Das Netzwerk kann ein drahtloses oder ein drahtgebundenes Netzwerk sein.

[0155] **Fig. 20** zeigt eine bevorzugte Ausgestaltungsform V1 der Vorrichtung, bei welcher die gewonnenen Datensignale DS1, DS2 nur bevorzugt einer Hullfilterung HF unterzogen werden, und dann über eine interne Datenschnittstelle IDS an eine weitere Recheneinheit R2 der Vorrichtung V1 weitergegeben werden. Die Vorrichtung V1 umfasst das Beatmungsgerät BG.

[0156] Hierbei ist die zuvor genannte wenigstens eine Recheneinheit eine Kombination aus den Recheneinheiten R und R2.

[0157] Die Recheneinheit R2 ist ausgebildet, um das Atemsignal AS entgegenzunehmen. Die Recheneinheit R2 ist ferner geeignet, um das Beatmungsgerät BG in Abhängigkeit von wenigstens einem der Datensignale DS1, DS2 anzusteuern. Hierzu stellt die Recheneinheit R2 unter Kenntnis der Datensignale DS1, DS2 eine Triggerinformation TI an das Beatmungsgerät BG bereit. Hierdurch kann das Beatmungsgerät BG diese Triggerinformation TI zum Triggern der Beatmung des Patienten im Rahmen eines Beatmungsmodus verwenden.

[0158] Die Fig. 21a zeigt beispielhafte Signalverläufe zum Gewinnen der Triggerinformation TI. Das mit einem Hullfilter gefilterte Signal DS1, hier dargestellt als HDS1, ist über der Zeit t aufgetragen. Bei Überschreiten des Hullgefilterten Datensignals HDS1 über einen vorgegebenen Schwellenwert SWI hinaus wird ein Zeitpunkt t_{TR} festgestellt, zu welchem eine Triggerung bzw. ein Beginn einer inspiratorischen Phase beginnt. Dieses ist dadurch indiziert, dass die Triggerinformation TI beispielsweise von dem Wert 0 auf den Wert 1 springt.

[0159] Das Ende der inspiratorischen Phase bzw. der Zeitpunkt des sogenannten Cycling-Off liegt dann vor, wenn das hullgefilterte Datensignal HDS1 den vorgegebenen Schwellenwert SWI unterschreitet, sodass auf den Zeitpunkt t_{CO} geschlossen werden kann. Hier ändert sich die Triggerinformation TI wieder entsprechend von dem Wert 1 auf den Wert 0.

[0160] Die Fig. 21b zeigt ein Blockschaltbild einer Auswertung bzw. Signalverarbeitung, bei welcher die Recheneinheit R2 als Teil der wenigstens einen Recheneinheit dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät BG sowohl in Abhängigkeit von dem wenigstens einen Datensignal DS1 als auch in Abhängigkeit des Atemsignals AS anzusteuern. Die Recheneinheit R2 ist ferner dazu ausgebildet, eine Qualitätsbewertung des Datensignals DS1 im Rahmen eines Bewertungsschritts SQE vorzunehmen. Ferner wird vorzugsweise die Qualitätsbewertung SQE auch auf Basis des Datensignals DS2 durchgeführt. Das Ergebnis der Qualitätsbewertung ist eine Schaltinformation SIF. Die Recheneinheit R2 ist ausgebildet, in Abhängigkeit der in dem Schritt SQE erfolgten Qualitätsbewertung bzw. der Schaltinformation SIF entweder zeitweise das eine Datensignal DS1 direkt oder indirekt zur Ansteuerung des Beatmungsgeräts BG heranzuziehen, oder aber zeitweise das Atemsignal AS ohne das Datensignal DS1 zur Ansteuerung des Beatmungsgeräts BG heranzuziehen. Dieses erfolgt auf Basis der erfolgten Qualitätsbewertung SQE. Die Triggerinformation TI wird also entweder auf Basis des einen Datensignals DS1 oder des Atemsignals AS bestimmt.

[0161] Das Atemsignal AS wird einem Bestimmungsschritt BS analysiert, sodass eine Atemphaseninformation API gewonnen wird. Dieser Bestimmungsschritt BS wurde zuvor im Detail unter Bezug auf die Fig. 6 genauer beschrieben. Die Atemphaseninformation API indiziert Zeitpunkte eines Triggers bzw. den Beginn einer inspiratorischen Phase als auch ein Ende einer expiratorischen Phase bzw. einen Cycling-Off-Zeitpunkt genannt wird.

[0162] In einem oberen Zweig der Fig. 21b erfolgt die zuvor genannte Hullfilterung HF des ersten Datensignals DS1 zur Gewinnung des Hullgefilterten Datensignals HDS1. In einem Schwellenwertentscheidungsschritt SWE, wie zuvor genauer in Bezug auf die Fig. 21a erläutert, wird dann die Triggerinformation TIE gewonnen, welche gleich der Triggerinformation TI aus der Fig. 21a ist. Dieses ist also eine Triggerinformation TI, welche auf Basis des EMG-Signals bzw. der mehreren EMG-Signale gewonnen wird. Die Atemphaseninformation API kann auch als eine Atemtriggerinformation TIA aufgefasst werden. In dem Qualitätsbewertungsschritt SQE wird also eine Information SIF gewonnen, welche entscheidet, ob als Triggerinformation TI die zuvor auf Basis der EMG-Signale gewonnene Triggerinformation TIE ausgegeben wird oder aber die auf Basis des Atemsignals AS gewonnene Triggerinformation TIA ausgegeben wird. Dieses ist dann die finale Triggerinformation TI, welche ebenfalls in Fig. 20 eingezeichnet ist.

[0163] Im Rahmen des Qualitätsbewertungsschrittes SQE wird diese Schaltinformation SIF so gewonnen, dass bei Vorliegen eines qualitativ nicht hochwertigen EMG basierten Triggersignals TIE auf das inspiratorische Signal AS zur Gewinnung der Triggerinformation TIA zurückgefallen wird. Die Signalqualitätsinformation SIF, auch Signalqualitätsindex genannt, lässt sich beispielsweise derart bestimmen, dass die jeweilige Signalenergie während einer inspiratorischen bzw. einer expiratorischen Phase jeweils normiert auf einzelne Zeiteinheiten ins sogenannte Energieverhältnis gesetzt werden, sodass ein solcher Energieverhältnisquotient mit einem Energieverhältnisschwellenwert verglichen werden kann, wobei bei Überschreiten dieses Schwellenwertes die Triggerinformation TIE auf Basis der EMG-Signale verwendet wird und bei Unterschreiten des Schwellenwertes die Triggerinformation TIA auf Basis des Atemsignals AS herangezogen wird.

[0164] Fig. 22 zeigt Schritte zur Gewinnung einer Druckinformation PI, welche ebenfalls durch die Recheneinheit R2 der Fig. 20 gewonnen werden kann, um dann in Abhängigkeit der Druckinformation PI das Beatmungsgerät BG anzusteuern. Hierbei ist die Recheneinheit R2 dazu ausgebildet, das Beatmungsgerät BG für eine druckgesteuerte Beatmungsunterstützung zu kontrollieren. Die druckgesteuerte Beatmungsunterstützung des Gerätes BG erfolgt derart, dass ein Beatmungsdruck wenigstens zeitweise in Abhängigkeit von dem gewonnenen wenigstens einem Datensignal DS1, vorzugsweise beider Signale DS1 und DS2, erfolgt. Vorzugsweise erfolgt die Beatmungsunterstützung derart, dass der Beatmungsdruck proportional zur Hüllkurve des wenigstens einen Datensignals HDS1 erfolgt. Hierbei wird aus dem wenigstens einen Datensignal DS1 mittels der Hüllfilterung HF das gefilterte Signal HDS1 gewonnen, wie zuvor beschrieben. In einem Funktionsbestimmungsschritt FK1 wird dann eine Druckinformation PI1 aus dem Hüll-gefilterten Signal HDS1 gewonnen. Die Druckinformation PI kann dann in einem multiplexen Schritt MS auf Basis der gewonnenen Druckinformation PI1 gebildet werden. Beispielsweise ist die Druckinformation PI gleich der Druckinformation PI1. In diesem Fall besteht der Multiplexingschritt MS in einem einfachen Mappen der Druckinformation PI1 auf die Information PI. Diese Information PI kann dann wie in Fig. 20 gezeigt dem Beatmungsgerät BG bereitgestellt werden bzw. die Ansteuerung des Beatmungsgerätes BG erfolgt durch die Recheneinheit R2 in Abhängigkeit der gewonnenen Druckinformation PI wie zuvor genannt.

[0165] Vorzugsweise kann gemäß Fig. 22 auch aus dem Datensignal DS2 eine weitere Druckinformation PI2 korrespondierend zu der Gewinnung der Druckinformation PI1 aus dem Datensignal DS1 gewonnen werden. In dem Multiplexingschritt MS kann nun die Druckinformation PI auf Basis der beiden Druckinformationen PI1 und PI2, welche auf den jeweiligen Datensignale DS1 und DS2 basieren, gewonnen werden. Hierbei kann also auch vorzugsweise im Rahmen einer expiratorischen Phase eine Druckinformation PI2 verwendet werden. Somit kann die Druckinformation PI zur Steuerung des Beatmungsgerätes BG aus Fig. 20 sowohl vorzugsweise in inspiratorischen als auch expiratorischen Phasen eine druckkombinierte Beatmung in Abhängigkeit der gewonnenen Druckinformation bzw. in Abhängigkeit der zwei Datensignale DS1 und DS2 durchführen.

[0166] Hierbei kann es auch vorgesehen werden, den Positive-End-Expiratory-Pressure(PEEP)-Wert auf Basis der Druckinformation PI zu wählen und das Beatmungsgerät BG in Abhängigkeit des so gewonnenen PEEP-Wertes zu steuern. Ferner können auch weitere Parameter der Zeitsteuerung in Abhängigkeit der Druckinformation PI gewählt werden.

[0167] Vorzugsweise kann auch eine Anpassung bzw. Erhöhung des Basisflusses während der Inspiration als auch eine Anpassung bzw. Absenkung des Basisflusses während der Expiration unter Kenntnis der Druckinformation PI gewählt werden.

[0168] Vorzugsweise werden die gewonnenen Datensignale DS1 und DS2 zur Feststellung einer möglichen Änderung der respiratorischen Muskelrekrutierung analysiert, um eine drohende Erschöpfung der respiratorischen Muskulatur frühzeitig zu erkennen.

[0169] Obwohl manche Aspekte im Zusammenhang mit einer Vorrichtung beschrieben wurden, versteht es sich, dass diese Aspekte auch eine Beschreibung des entsprechenden Verfahrens darstellen, sodass ein Block oder ein Bauelement einer Vorrichtung auch als einentsprechender Verfahrensschritt oder als ein Merkmal eines Verfahrensschrittes zu verstehen ist. Analog dazu stellen Aspekte, die im Zusammenhang mit einem oder als ein Verfahrensschritt beschrieben wurden, auch eine Beschreibung eines entsprechenden Blocks oder Details oder Merkmals einer entsprechenden Vorrichtung dar.

[0170] Je nach bestimmten Implementierungsanforderungen können Ausführungsbeispiele der Erfindung die Recheneinheit in Hardware und/oder in Software. Eine Umsetzung der genannten Recheneinheit kann hier als wenigstens eine Recheneinheit erfolgen oder aber durch mehrere Recheneinheiten im Verbund. Die Implementierung kann unter Verwendung eines digitalen Speichermediums, beispielsweise einer Floppy-Disk, einer DVD, einer Blu-Ray Disc, einer CD, eines ROM, eines PROM, eines EPROM, eines EEPROM oder eines FLASH-Speichers, einer Festplatte oder eines anderen magnetischen oder optischen Speichers durchgeführt werden, auf dem elektronisch lesbare Steuersignale gespeichert sind, die mit einer programmierbaren Hardwarekomponente derart zusammenwirken können oder zusammenwirken, dass das jeweilige Verfahren durchgeführt wird.

[0171] Eine programmierbare Hardwarekomponente kann als Recheneinheit durch einen Prozessor, einen Computerprozessor (CPU = Central Processing Unit), einen Computer, ein Computersystem, einen anwendungsspezifischen integrierten Schaltkreis (ASIC = Application-Specific Integrated Circuit), einen integrierten Schaltkreis (IC = Integrated Circuit), ein Ein-Chip-System (SOC = System on Chip), ein programmierbares Lo-

gikelement oder ein feldprogrammierbares Gatterarray mit einem Mikro-prozessor (FPGA = Field Programmable Gate Array) gebildet sein.

[0172] Das digitale Speichermedium kann daher maschinen- oder computerlesbar sein. Manche Ausführungsbeispiele umfassen also einen Datenträger, der elektronisch lesbare Steuersignale aufweist, die in der Lage sind, mit einem programmierbaren Computersystem oder einer programmierbare Hardwarekomponente derart zusammenzuwirken, dass eines der hierin beschriebenen Verfahren durchgeführt wird. Ein Ausführungsbeispiel ist somit ein Datenträger (oder ein digitales Speichermedium oder ein computerlesbares Medium), auf dem das Programm zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren aufgezeichnet ist.

[0173] Schalter, wie z. B. jener in **Fig. 21b**, sind hier nur konzeptuell dargestellt. Es versteht sich, dass eine solche Schaltlogik durch Hardware und/oder Software realisiert werden kann.

[0174] Allgemein können Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung als Programm, Firmware, Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt mit einem Programmcode oder als Daten implementiert sein, wobei der Programmcode oder die Daten dahin gehend wirksam ist bzw. sind, eines der Verfahren durchzuführen, wenn das Programm auf einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente abläuft. Der Programmcode oder die Daten kann bzw. können beispielsweise auch auf einem maschinenlesbaren Träger oder Datenträger gespeichert sein. Der Programmcode oder die Daten können unter anderem als Quellcode, Maschinencode oder Bytecode sowie als anderer Zwischencode vorliegen.

[0175] Ein weiteres Ausführungsbeispiel ist ferner ein Datenstrom, eine Signalfolge oder eine Sequenz von Signalen, der bzw. die das Programm zum Durchführen eines der hierin beschriebenen Verfahren darstellt bzw. darstellen. Der Datenstrom, die Signalfolge oder die Sequenz von Signalen kann bzw. können beispielsweise dahin gehend konfiguriert sein, um über eine Datenkommunikationsverbindung, beispielsweise über das Internet oder ein anderes Netzwerk, transferiert zu werden. Ausführungsbeispiele sind so auch Daten repräsentierende Signalfolgen, die für eine Übersendung über ein Netzwerk oder eine Datenkommunikationsverbindung geeignet sind, wobei die Daten das Programm darstellen.

[0176] Ein Programm gemäß einem Ausführungsbeispiel kann eines der Verfahren während seiner Durchführung beispielsweise dadurch umsetzen, dass dieses Speicherstellen ausliest oder in diese ein Datum oder mehrere Daten hinein schreibt, wodurch gegebenenfalls Schaltvorgänge oder andere Vorgänge in Transistorstrukturen, in Verstärkerstrukturen oder in anderen elektrischen, optischen, magnetischen oder nach einem anderen Funktionsprinzip arbeitenden Bauteile hervorgerufen werden. Entsprechend können durch ein Auslesen einer Speicherstelle Daten, Werte, Sensorwerte oder andere Informationen von einem Programm erfasst, bestimmt oder gemessen werden. Ein Programm kann daher durch ein Auslesen von einer oder mehreren Speicherstellen Größen, Werte, Messgrößen und andere Informationen erfassen, bestimmen oder messen, sowie durch ein Schreiben in eine oder mehrere Speicherstellen eine Aktion bewirken, veranlassen oder durchführen sowie andere Geräte, Maschinen und Komponenten ansteuern.

Bezugszeichenliste

(Teil der Beschreibung)

A, A', A2	Anfangszeitpunkt
AD	Anzeigedaten
API	Atemphaseninformation
AS	Atemsignal
AW	Auswahlschritt
BG	Beatmungsgerät
BES	Beatmungsschlauch
BS	Bestimmungsschritt
DAS	Ausgabedatensignal
DI1, ..., DI4, DI11, ..., DI14, DIx	Detektionsinformation
DIS	Displayschnittstelle
DST	Detektionsschritt
DS1, DS2	Datensignal
DSS	Datenschnittstelle
E1, E2, E11, ..., E14, EQ	entmischtes Signal
EN, EN1, EN2, EN3, ENa, ENb, ENc	Endzeitpunkt
EDS	externe Datenschnittstelle
EKGS	EKG-Signal
EMS1, ..., EMS4, EMS1', EMS2', EMSP, EMSx	EMG-Signal
EP	expiratorischer Port
F11, F21, F12, F22.	Filter
FBE	Koeffizientenbestimmung
FK1	Funktionsbestimmungsschritt
FS1, FS2	Filterstruktur
HE1, HE2	geglättetes Hüllkurvensignal
HEEMS1', HEEMS2', HE1, ..., HE4, HDS1	Hullgefiltertes Signal
HF	Hullfilterung

IDS	interne Datenschnittstelle
IP	inspiratorischer Port
MS	multiplexer Schritt
PA	Patient
P	Drucksignal
PI, PI1, PI2,	Druckinformation
QE	Bewertungsschritt
R, R2	Recheneinheit
SC1, SC2	Schnittstelle
SE1, ..., SE8	Oberflächenelektromyographiesensor
SEB	Signalenergiebestimmung
SEE1, SEE2	Energiesignal
SEL	Selektionsschritt
SI1, SI2, SI11, SI12, SI13	Signalinformation
SIF	Schaltinformation
SQE	Qualitätsbewertungsschritt
SUZS	Selektions- und Zuordnungsschritt
SV1, SV2	Signalverarbeitungsschritt
SW1, SW2, SW3, SWI	Schwellenwert
SWE	Schwellenwertentscheidungsschritt
TI, TIA, TIE	Triggerinformation
UES	Unterdrückungsschritt
V	Volumenstromsignal
V, V1	Vorrichtung
VS1, VS2	Atemsignalsensor
YS	Y-Stücks
Z1, Z1', Z2, Z2'	Zeitfenster
ZFA	inspiratorisches Zeitfenster
ZFB	expiratorisches Zeitfenster
ZS1, ZU1, ZU2	Zuordnungsschritt
ZV	Zeitversatz

ZITATE ENHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

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

Zitierte Patentliteratur

- DE 102007052897 B4 [0001]
- US 6588423 B [0001]
- WO 2008131798 A1 [0001]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- O'BRIEN, M. J., VAN EYKERN, L. A., PRECHTL, H. F. R. (1983): Monitoring respiratory activity in infants – a non-intrusive diaphragm EMG technique. In: P. Rolfe (ed.). Non-invasive Measurements. Vol. 2. Academic Press, London Ltd., 131–177 [0001]
- Pan, Jiapu, Tompkins, Willis J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. BME-32, no. 3, pp. 230, 236, March 1985 [0096]
- H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "Blind source separation for convolutive mixtures: A unified treatment," In Y. Huang and J. Benesty (eds.), Audio Signal Processing for Next-Generation Multimedia Communication Systems, Kluwer Academic Publishers, Boston/Dordrecht/London, pp. 255–293, Feb 2004 [0144]
- H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "TRINICON-based blind system identification with application to multiple-source localization and separation," In S. Makino, T.-W. Lee, and S. Sawada (eds.), Blind Speech Separation, Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg, pp. 101–147, Sept. 2007 [0144]
- H. Buchner, R. Aichner, and W. Kellermann, "A Generalization of Blind Source Separation Algorithms for Convolutive Mixtures Based on Second Order Statistics," IEEE Transactions on Speech and Audio Processing, vol. 13, no. 1, pp. 120–134, Jan 2005 [0144]

Patentansprüche

1. Vorrichtung (V, V1) zum Bereitstellen wenigstens eines ersten Datensignals (DS1) und eines zweiten Datensignals (DS2, wobei das erste Datensignal (DS1) eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels eines Patienten (PA) indiziert und wobei das zweite Datensignal (DS2) eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels des Patienten (PA) indiziert, aufweisend

- eine erste Schnittstelle (SC1), ausgebildet zum Erfassen wenigstens eines ersten und eines zweiten Elektromyographiesignals (EMS1, ..., EMS4) jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren (SE1, SE2, ..., SE7, SE8),
- eine zweite Schnittstelle (SC2), ausgebildet zum Erfassen eines Atemsignals (AS, welches eine Atemaktivität des Patienten (PA) indiziert,

sowie wenigstens eine Recheneinheit (R, R2), welche ausgebildet ist

- zum Bestimmen einer Atemphaseninformation (API) auf Basis des Atemsignals (AS), welche erste Zeitfenster inspiratorischer Atemaktivität (ZFA) und zweite Zeitfenster expiratorischer Atemaktivität (ZFB) indiziert,
- ferner zum Bestimmen wenigstens eines ersten entmischten Signals (E1, E11) und eines zweiten entmischten Signals (E2, E12) auf Basis der Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4),
- ferner zum Überprüfen wenigstens eines der Elektromyographiesignale (EMS1, EMS2) oder wenigstens eines der entmischten Signale (E11, E12, E13, E14) auf Detektierbarkeit einer Herzsignalkomponente hin und, bei erfolgreicher Detektion der Herzsignalkomponente,
- Unterdrücken der Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal (EMS1, EMS2)
- oder Selektieren des entsprechenden entmischten Signals (E11, E12, E13, E14),
- ferner zum Bestimmen der Datensignale (DS1, DS2) mittels Zuordnen wenigstens einer Untermenge der entmischten Signale (E1, E2, E11, ..., E14) zu einer inspiratorischen Atemaktivität sowie einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten (PA) in Abhängigkeit der Atemphaseninformation (API),

sowie ferner eine Datenschnittstelle (DSS, IDS, DIS, EDS), welche ausgebildet ist zum Bereitstellen der Datensignale (DS1, DS2).

2. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, wobei die Recheneinheit (R, R2) dazu ausgebildet ist, zwei der Elektromyographiesignale (EMS1, EMS2) jeweils auf Detektierbarkeit einer jeweiligen Herzsignalkomponente hin zu überprüfen und, bei erfolgreicher Detektion, die entsprechende Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal (EMS1, EMS2) zu unterdrücken.

3. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, wobei die erste Schnittstelle (SC1) ausgebildet ist zum Erfassen wenigstens dreier oder mehr als drei Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4) jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren (SE1, SE2, ..., SE7, SE8), wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner ausgebildet ist zum Bestimmen von wenigstens drei entmischten Signalen (E1, E2, E11, ..., E14) auf Basis der Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4), und wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner ausgebildet zum Überprüfen, ob in einem der entmischten Signale (E11, E12, E13, E14) eine Herzsignalkomponente detektierbar ist und, bei erfolgreicher Detektion, das entsprechende entmischte Signal (E11, E12, E13, E14) zu selektieren.

4. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, aufweisend eine Schnittstelle (DIS) zur Ausgabe von Anzeigedaten (AD) in Abhängigkeit der Datensignale (DS1, DS2) an eine Anzeigeeinheit.

5. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung (V1) ein Beatmungsgerät (BG) zur Beatmung des Patienten (PA) aufweist, und dass die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät (BG) in Abhängigkeit wenigstens eines der Datensignale (DS1, DS2) anzusteuern.

6. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, wobei das Atemsignal (AS) ein Volumenstromsignal (\dot{V}) ist, und wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, die Atemphaseninformation (API) in Abhängigkeit des Volumenstromsignals (\dot{V}) und wenigstens eines vorgegebenen Schwellenwertes (SW1, SW2, SW3) zu bestimmen.

7. Vorrichtung (V) nach Anspruch 2, wobei die Herzsignalkomponente ein QRS-Komplex ist,

und wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner bei Detektion des QRS-Komplexes einen zu dem QRS-Komplex in dem einen Elektromyographiesignal (EMS1, EMS2) korrespondierenden Zeitabschnitt durch vorgegebene Werte ersetzt.

8. Vorrichtung (V) nach Anspruch 1, wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, die entmischten Signale (E1, E2, E11, ..., E14) mittels adaptiver digitaler Filterung der Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4) zu bestimmen.

9. Vorrichtung (V1) nach Anspruch 5, wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät (BG) sowohl in Abhängigkeit von dem wenigstens einen Datensignal (DS1) als auch in Abhängigkeit von dem Atemsignal (AS) anzusteuern, und wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, eine Qualitätsbewertung des wenigstens einen Datensignals (DS1) vorzunehmen, wobei die Recheneinheit (R, R2) in Abhängigkeit der Qualitätsbewertung entweder das wenigstens eine Datensignal (DS1) oder das Atemsignal (AS) zur Ansteuerung des Beatmungsgerätes (BG) heranzieht.

10. Vorrichtung (V1) nach Anspruch 5, wobei die Recheneinheit (R, R2) ferner dazu ausgebildet ist, das Beatmungsgerät (BG) für eine druckgesteuerte Beatmungsunterstützung zu kontrollieren, und wobei die druckgesteuerte Beatmungsunterstützung derart erfolgt, dass ein Beatmungsdruck wenigstens zeitweise in Abhängigkeit von dem wenigstens einen Datensignal (DS1) erfolgt.

11. Verfahren zum Bereitstellen wenigstens eines ersten Datensignals (DS1) und eines zweiten Datensignals (DS2),

wobei das erste Datensignal (DS1) eine Aktivität wenigstens eines für eine inspiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels indiziert und

wobei das zweite Datensignal (DS2) eine Aktivität wenigstens eines für eine expiratorische Atemanstrengung relevanten Muskels indiziert, aufweisend

– Erfassen wenigstens eines ersten und eines zweiten Elektromyographiesignals (EMS1, ..., EMS4) jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren (SE1, SE2, ..., SE7, SE8),

– Erfassen eines Atemsignals (AS), welches eine Atemaktivität des Patienten (PA) indiziert,

– Bestimmen einer Atemphaseninformation (API), anhand des Atemsignals (AS), welche erste Zeitfenster inspiratorischer Atemaktivität (ZFA) und zweite Zeitfenster expiratorischer Atemaktivität (ZFB) indiziert,

– Bestimmen wenigstens eines ersten entmischten Signals (E1, E12) und eines zweiten entmischten Signals (E2, E12) auf Basis der Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4),

– Überprüfen wenigstens eines der Elektromyographiesignale (EMS1, EMS2) oder wenigstens eines der entmischten Signale (E11, E12, E13, E14) auf Detektierbarkeit einer Herzsignalkomponente hin und, bei erfolgreicher Detektion der Herzsignalkomponente,

– Unterdrücken der Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal (EMS1, EMS2)

– oder Selektieren des entsprechenden entmischten Signals (E11, E12, E13, E14),

– Bestimmen der Datensignale (DS1, DS2) mittels Zuordnung wenigstens einer Untermenge der entmischten Signale (E1, E2, E11, ..., E14) zu einer inspiratorischen Atemaktivität und einer expiratorischen Atemaktivität des Patienten (PA) in Abhängigkeit der Atemphaseninformation (API),

– Bereitstellen der Datensignale (DS1, DS2).

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Schritt des Überprüfens darin besteht, zwei der Elektromyographiesignale (EMS1, EMS2) jeweils auf Detektierbarkeit einer jeweiligen Herzsignalkomponente hin zu überprüfen und, bei erfolgreicher Detektion, die entsprechende Herzsignalkomponente in dem entsprechenden Elektromyographiesignal (EMS1, EMS2) zu unterdrücken.

13. Verfahren nach Anspruch 11,

wobei wenigstens drei oder mehr Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4) jeweiliger Oberflächenmyographiesensoren (SE1, SE2, ..., SE7, SE8) erfasst werden,

wobei wenigstens drei oder mehr entmischte Signale (E11, E12, E13, E14) auf Basis der Elektromyographiesignale (EMS1, ..., EMS4) bestimmt werden,

und wobei der Schritt des Überprüfens darin besteht zu überprüfen, ob in einem der entmischten Signale (E11, E12, E13, E14) eine Herzsignalkomponente detektierbar ist und, bei erfolgreicher Detektion, Selektieren des entsprechenden entmischten Signals (E11, E12, E13, E14).

14. Verfahren nach Anspruch 11,

ferner aufweisend,

– Ausgabe von Anzeigedaten (AD) in Abhängigkeit der Datensignale (DS1, DS2) an eine optische Anzeigeeinheit.

15. Verfahren nach Anspruch 11,

ferner aufweisend,

– Steuerung eines Beatmungsgerätes (BG) in Abhängigkeit wenigstens eines der zugeordneten Datensignale (DS1, DS2).

16. Programm mit einem Programmcode zur Durchführung des Verfahrens gemäß einem der Ansprüche 11 bis 15 wenn der Programmcode auf einem Computer, einem Prozessor oder einer programmierbaren Hardwarekomponente ausgeführt wird.

Es folgen 22 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

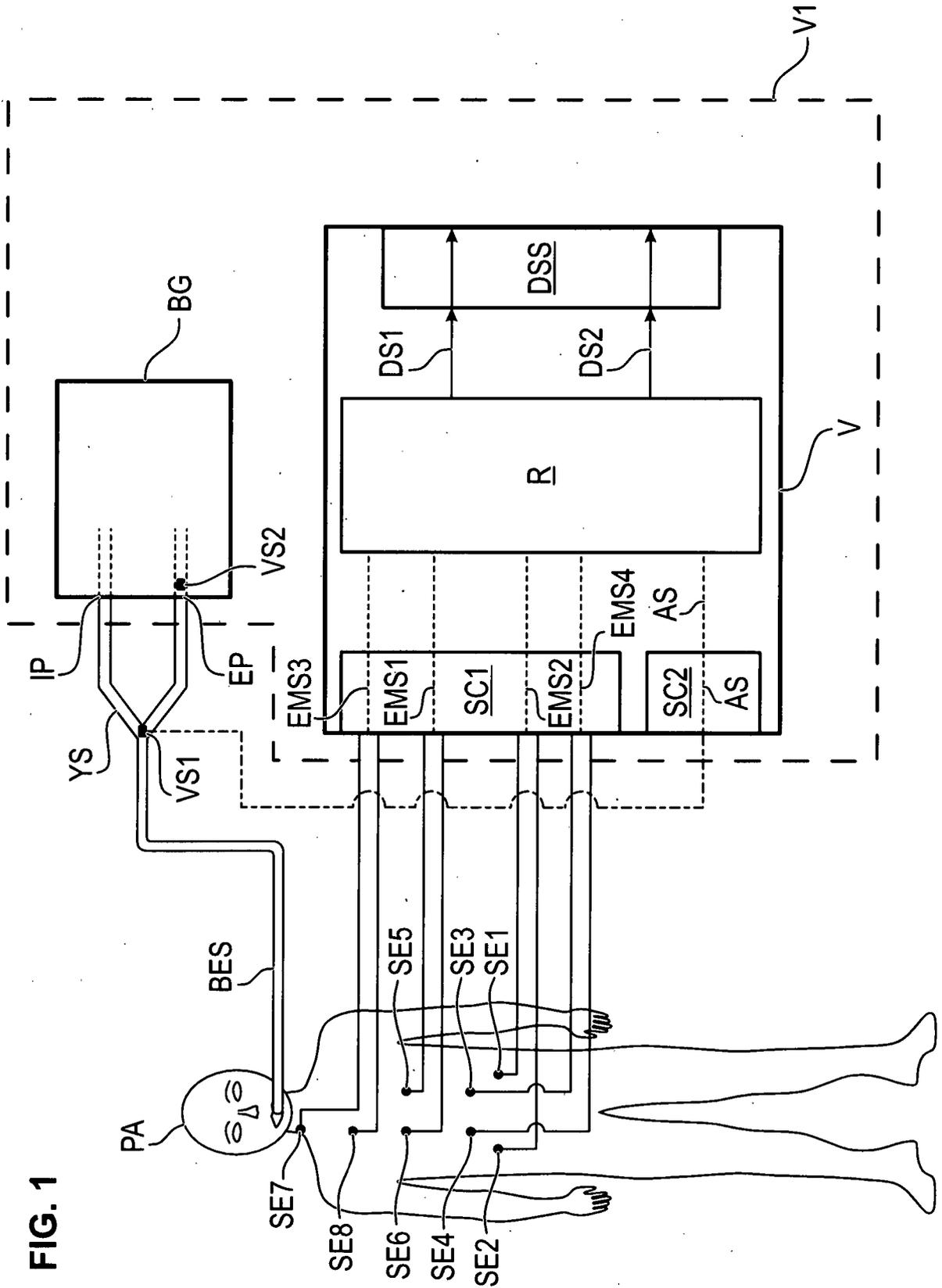
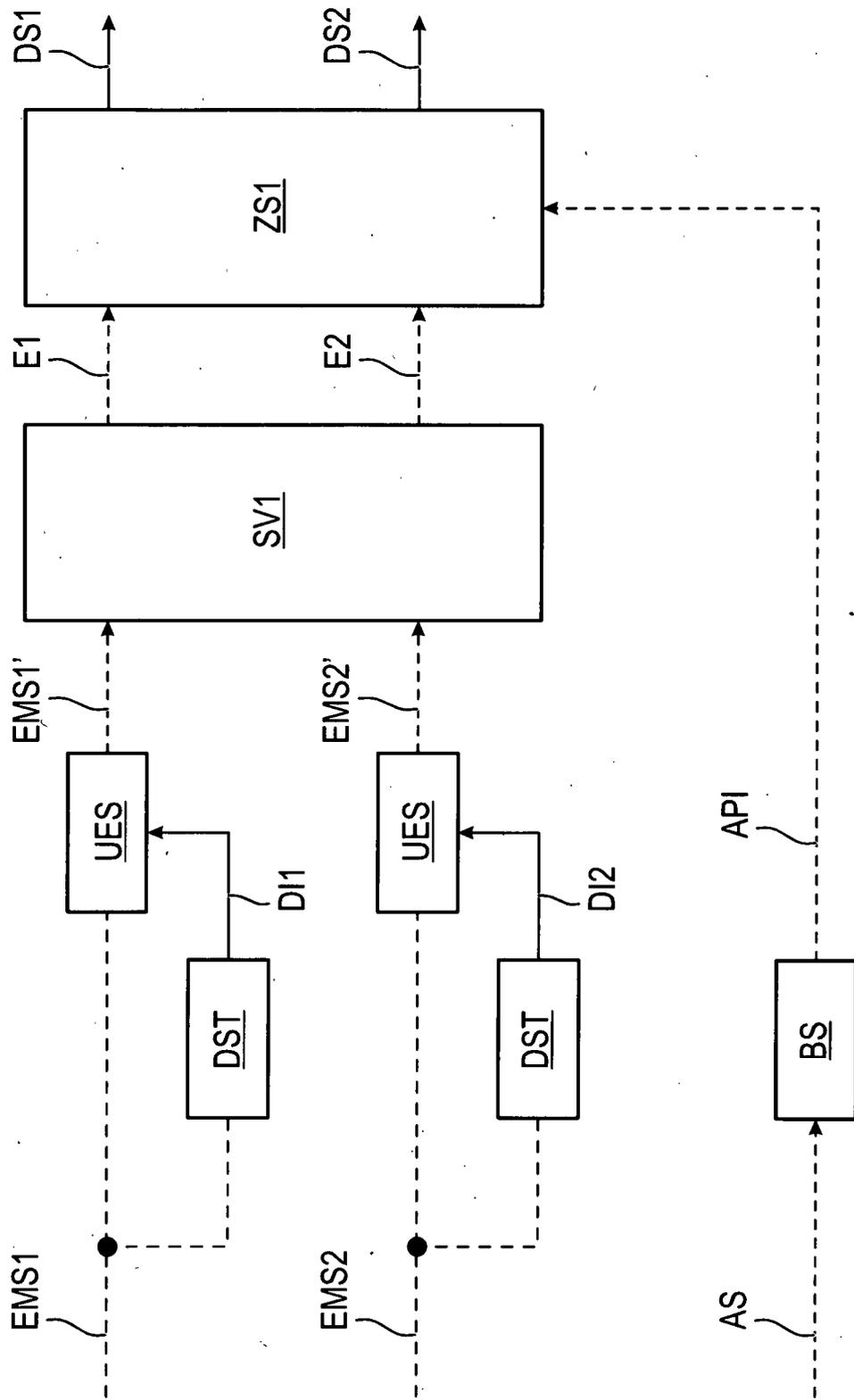


FIG. 2



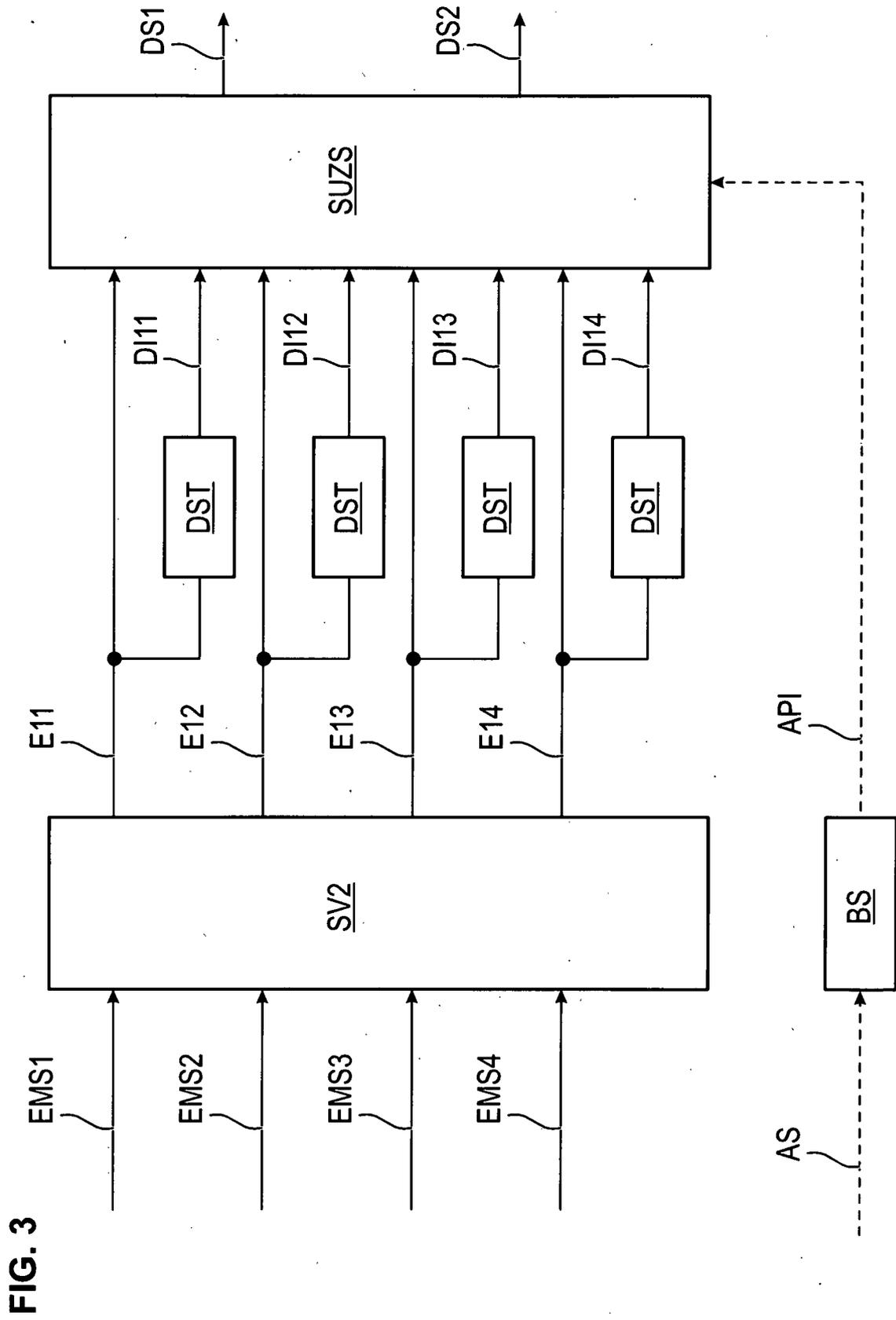


FIG. 3

FIG. 4

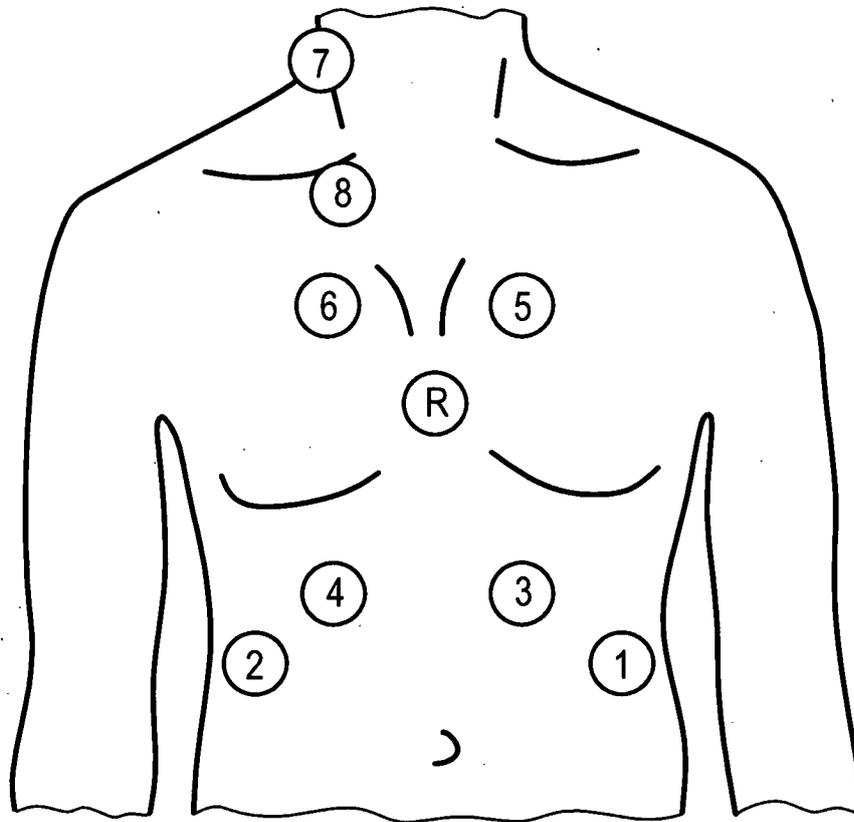
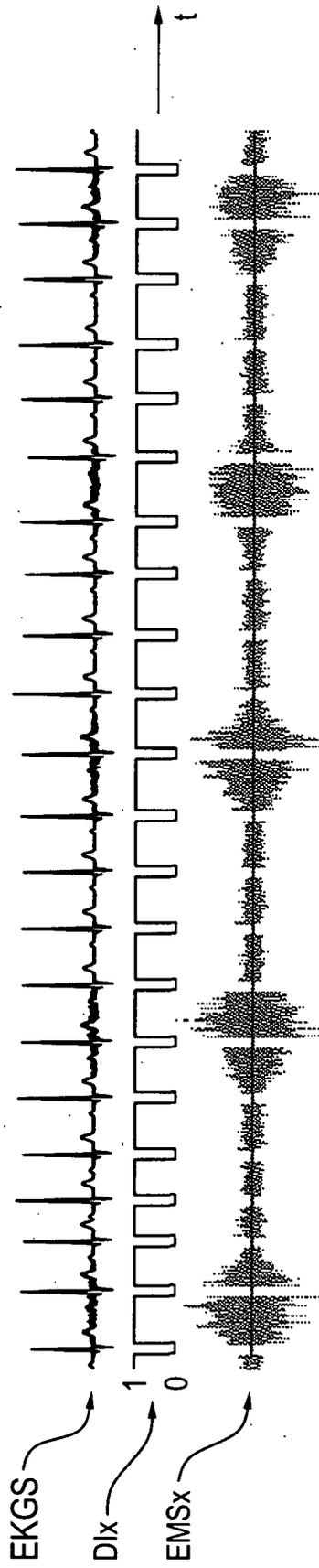


FIG. 5



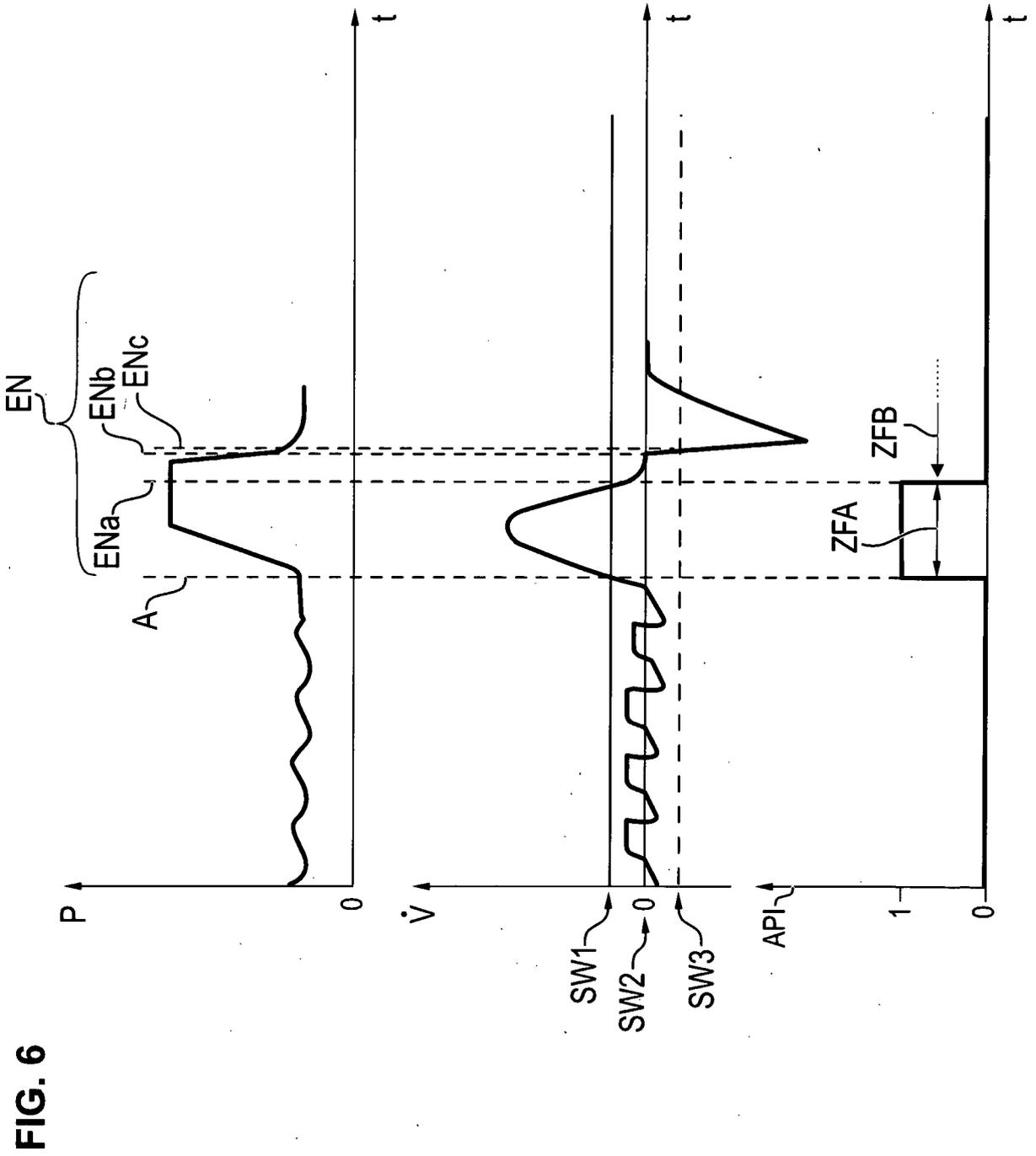


FIG. 6

FIG. 8

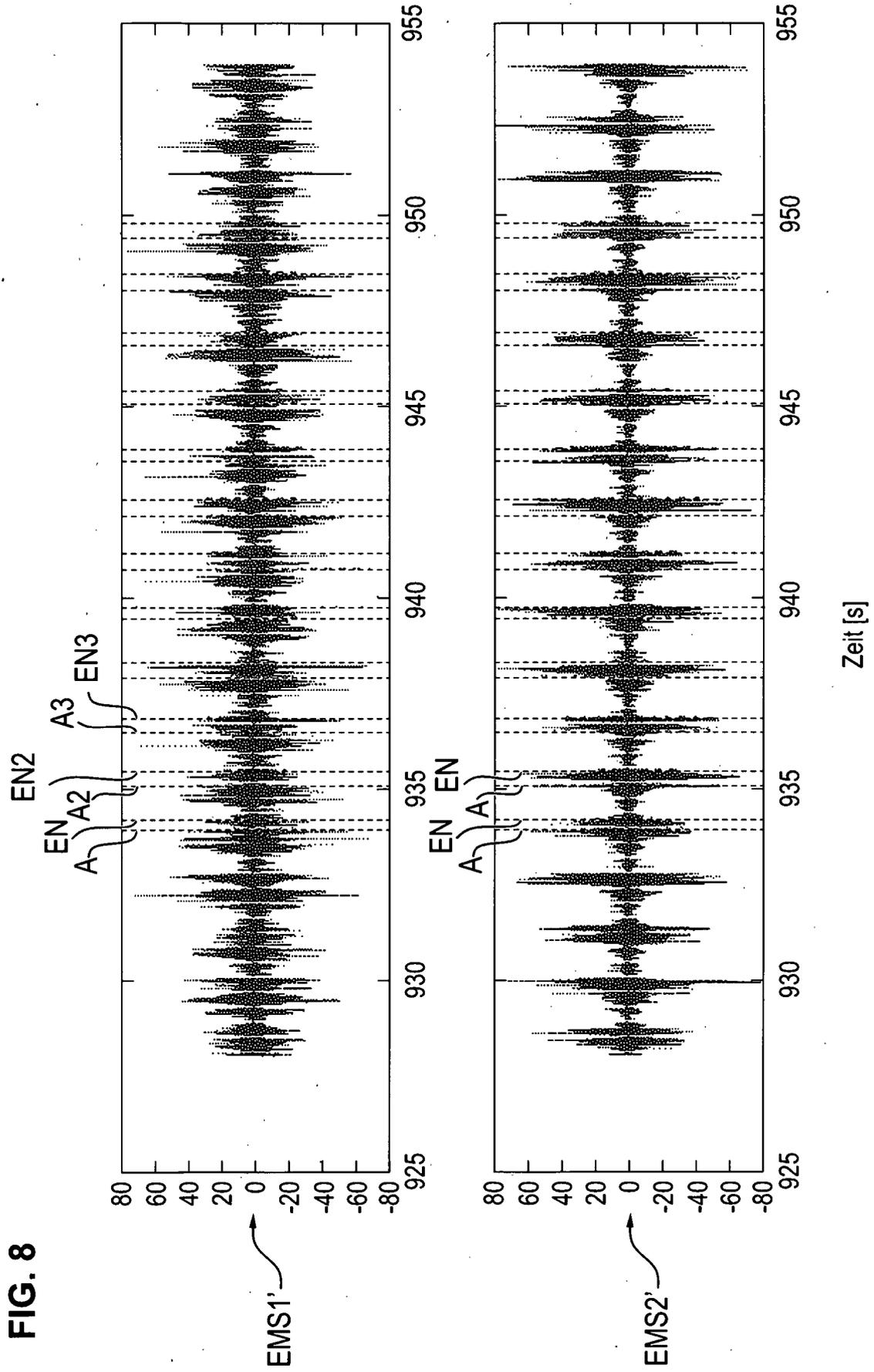


FIG. 9

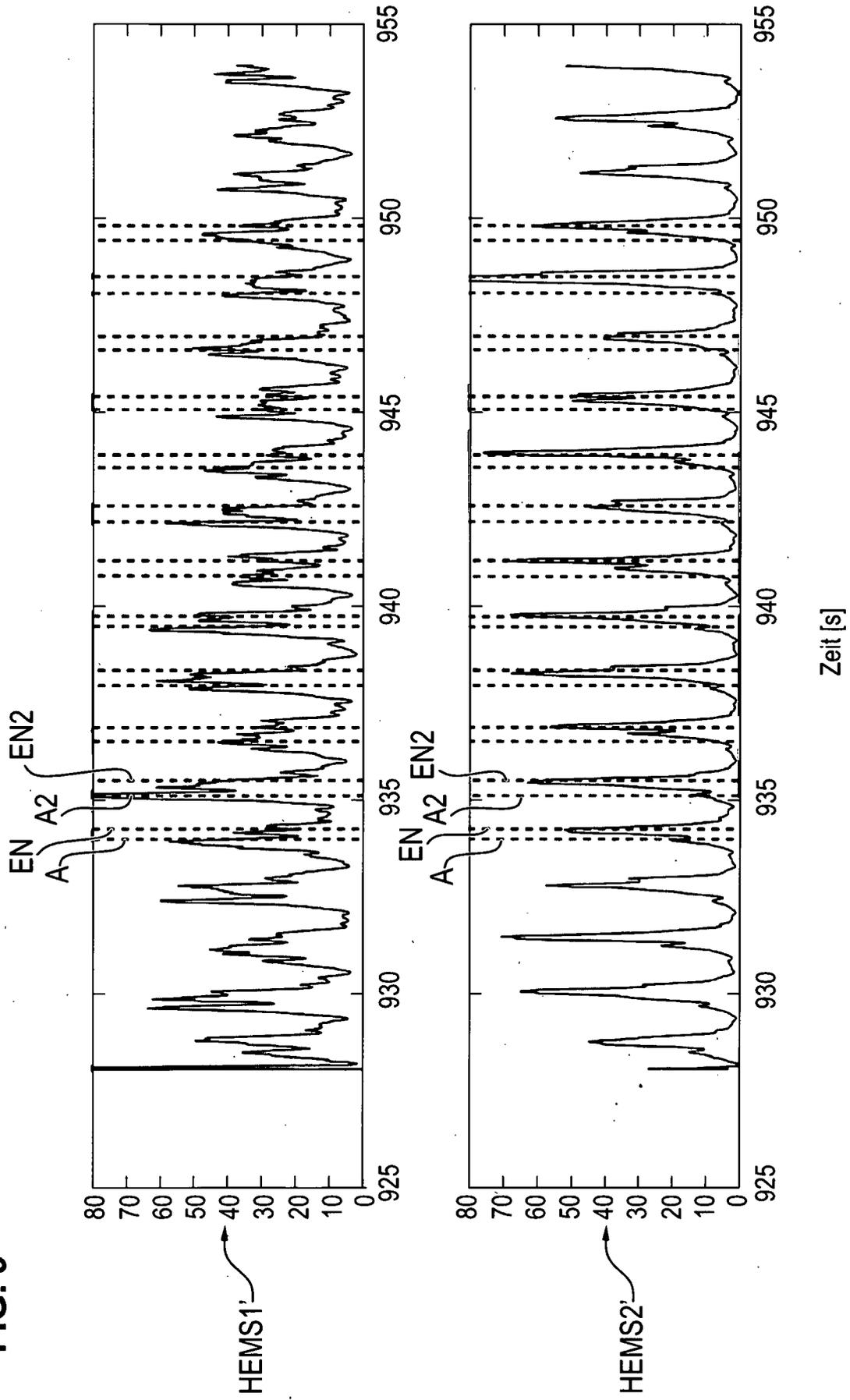


FIG. 10

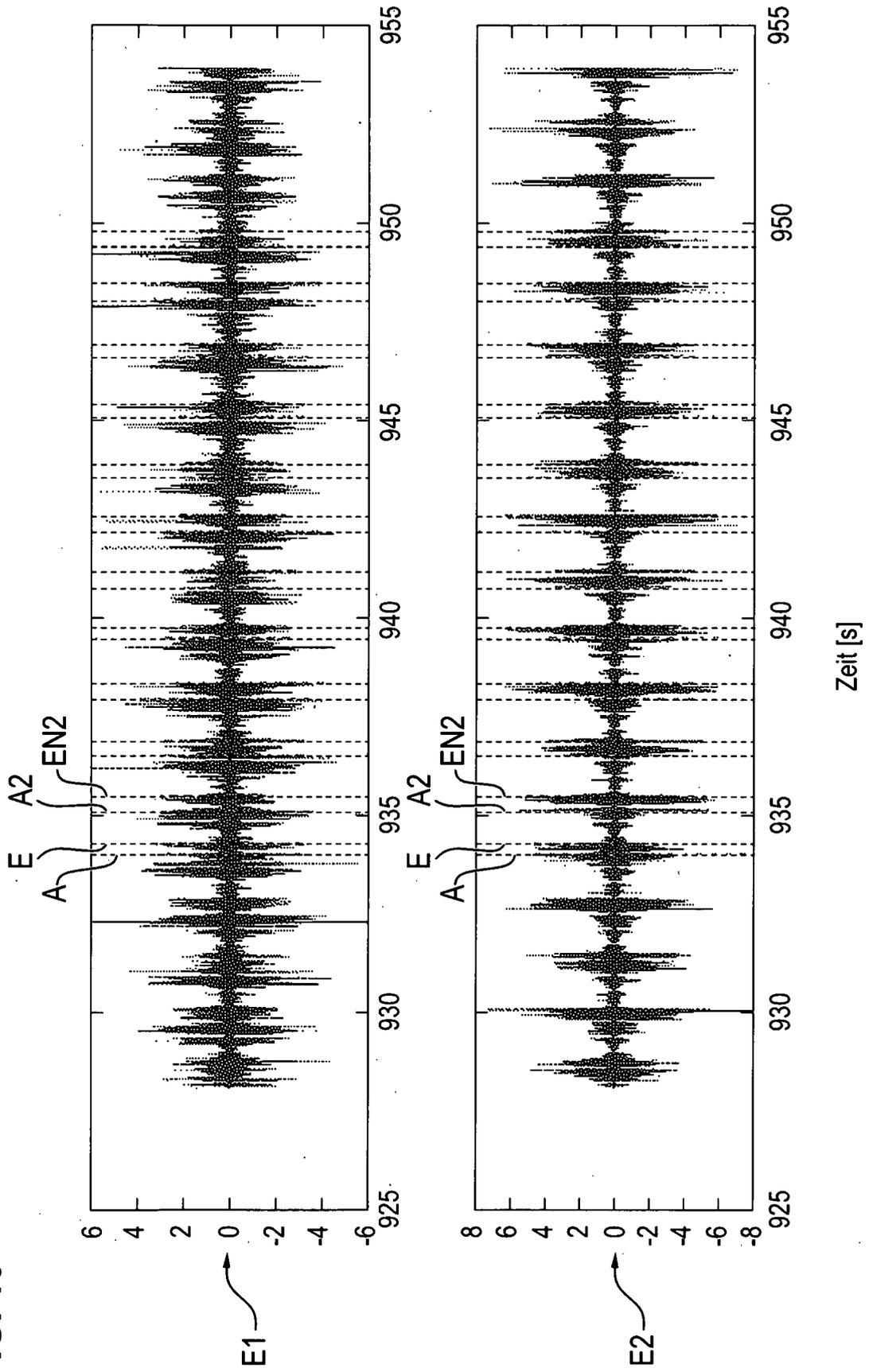
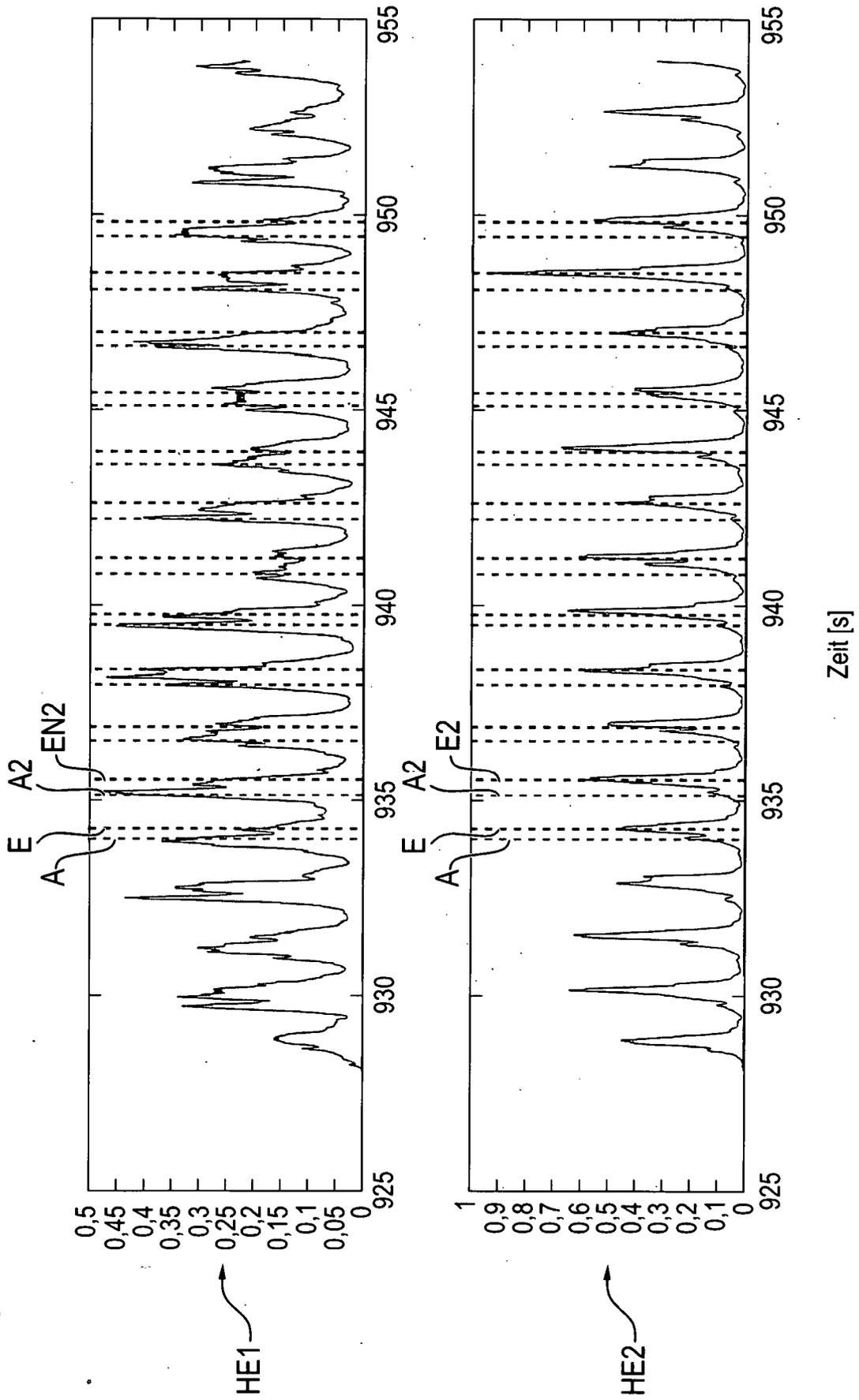


FIG. 11



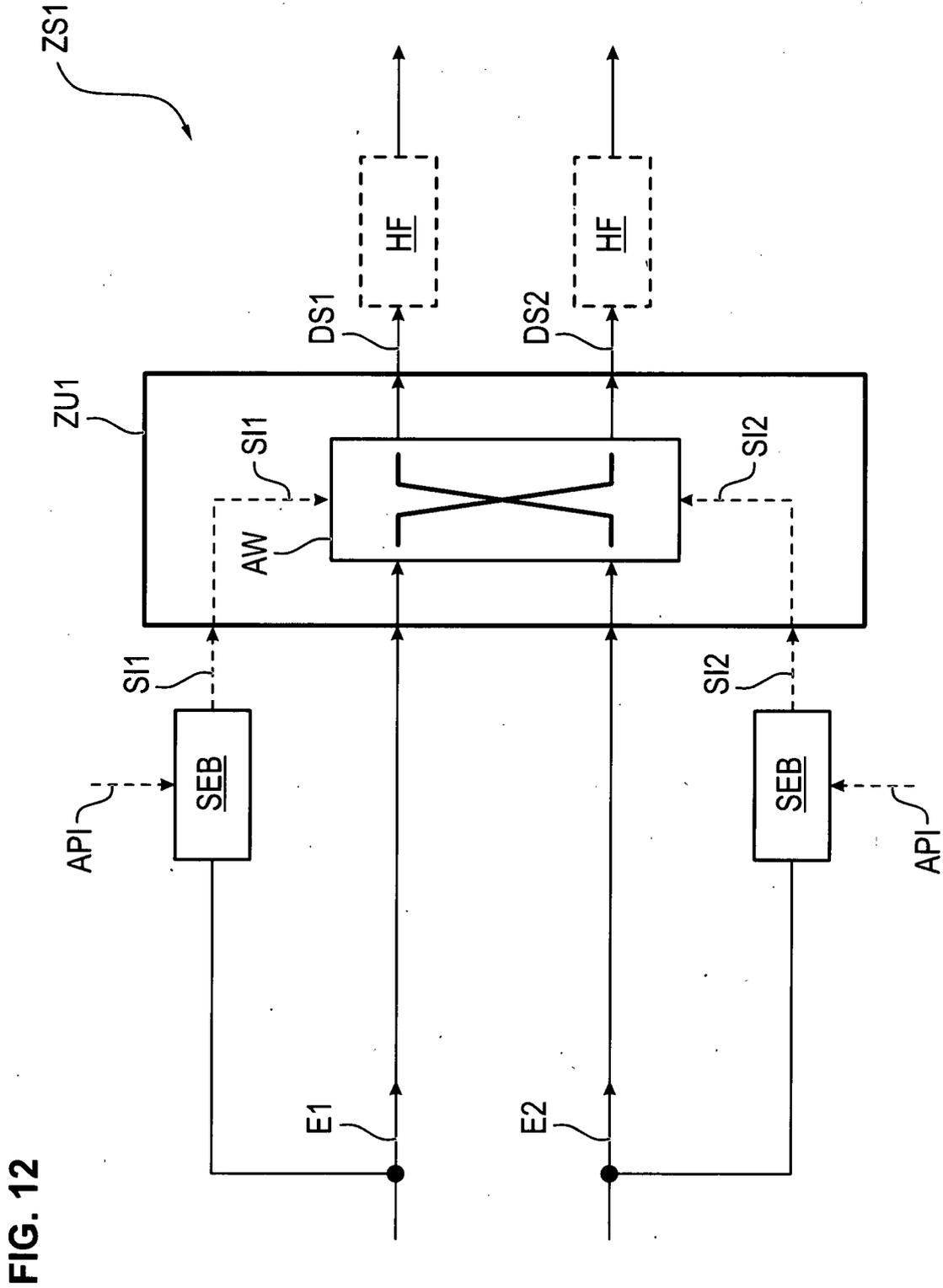


FIG. 12

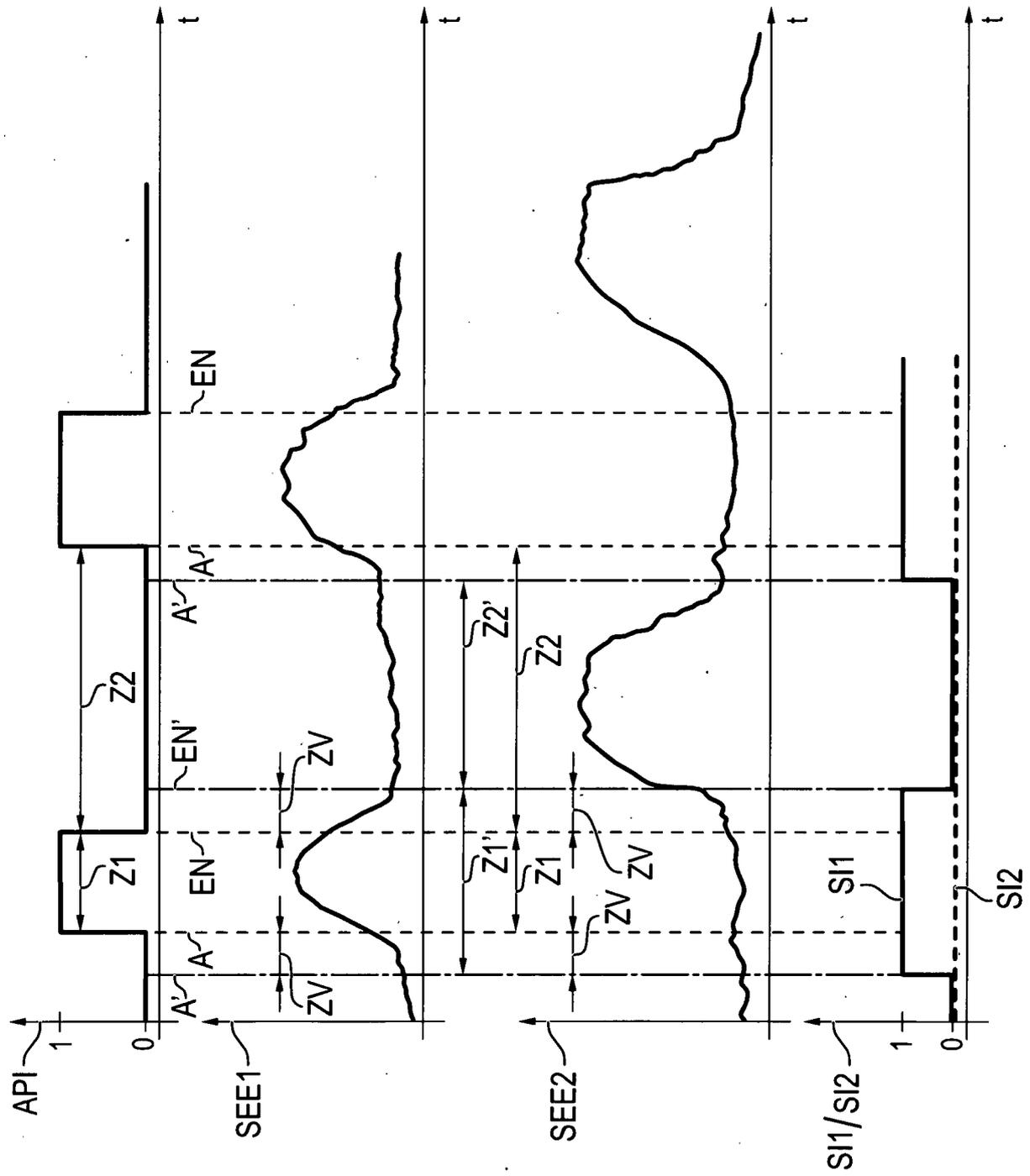


FIG. 13

FIG. 14

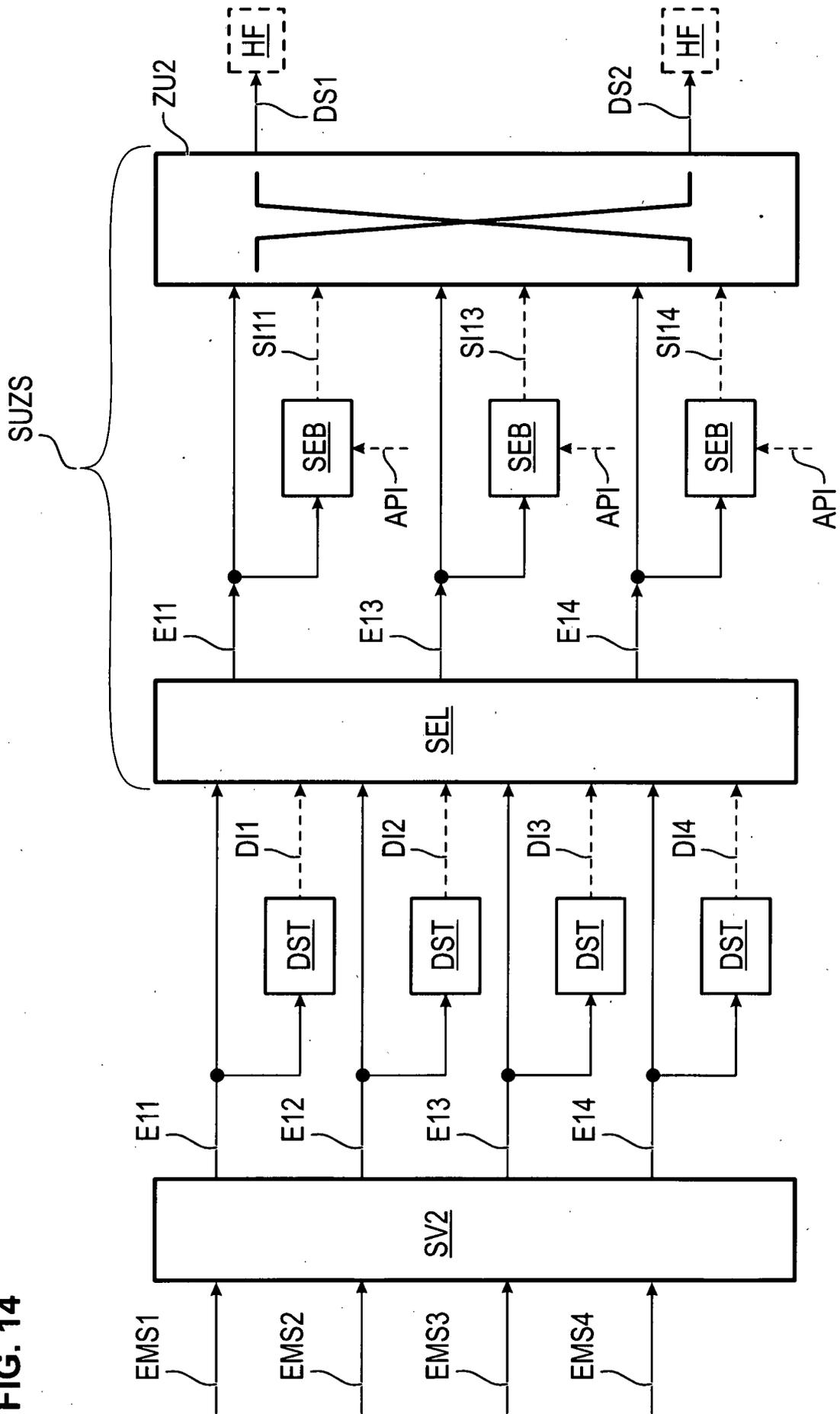


FIG. 15

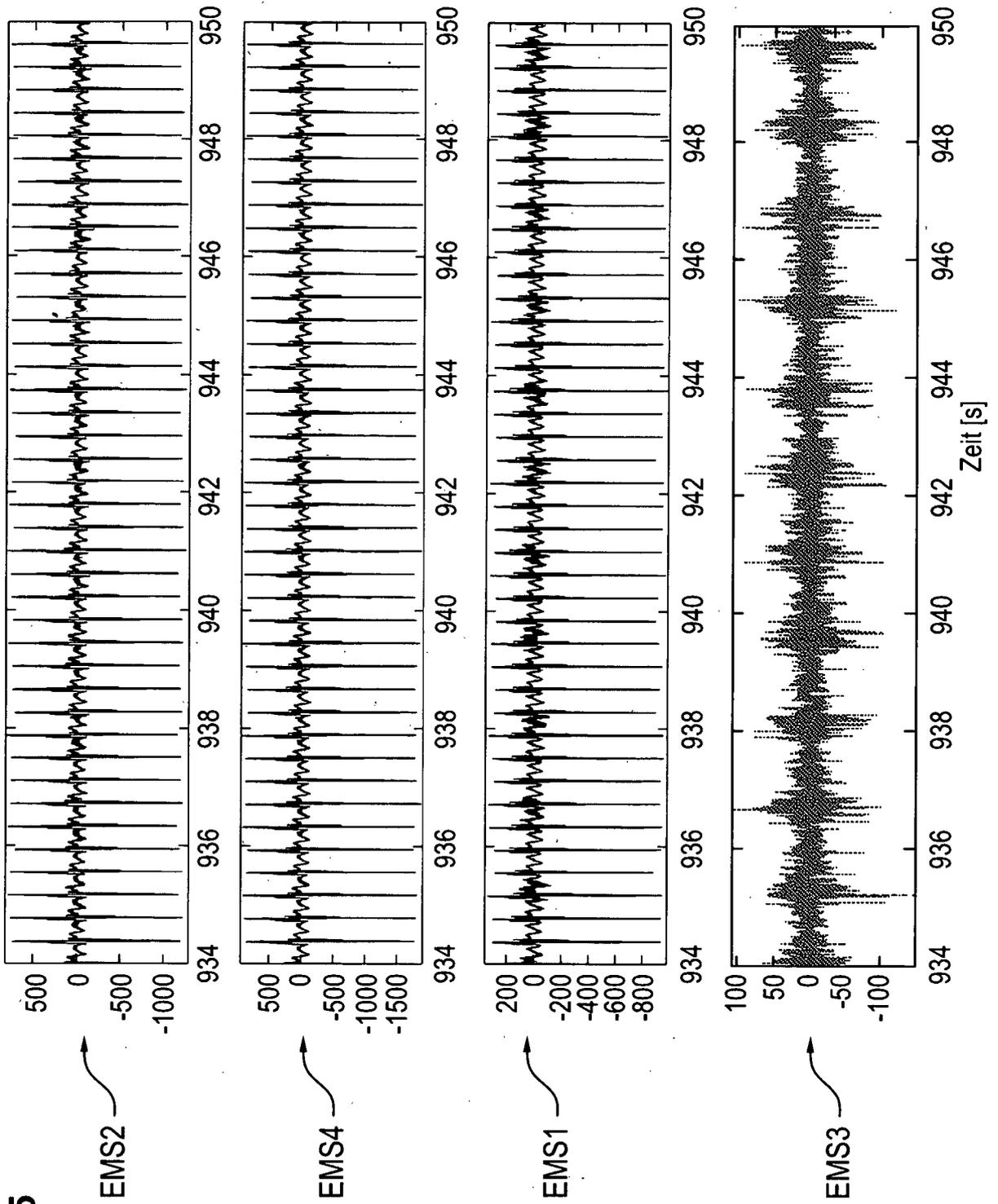


FIG. 16

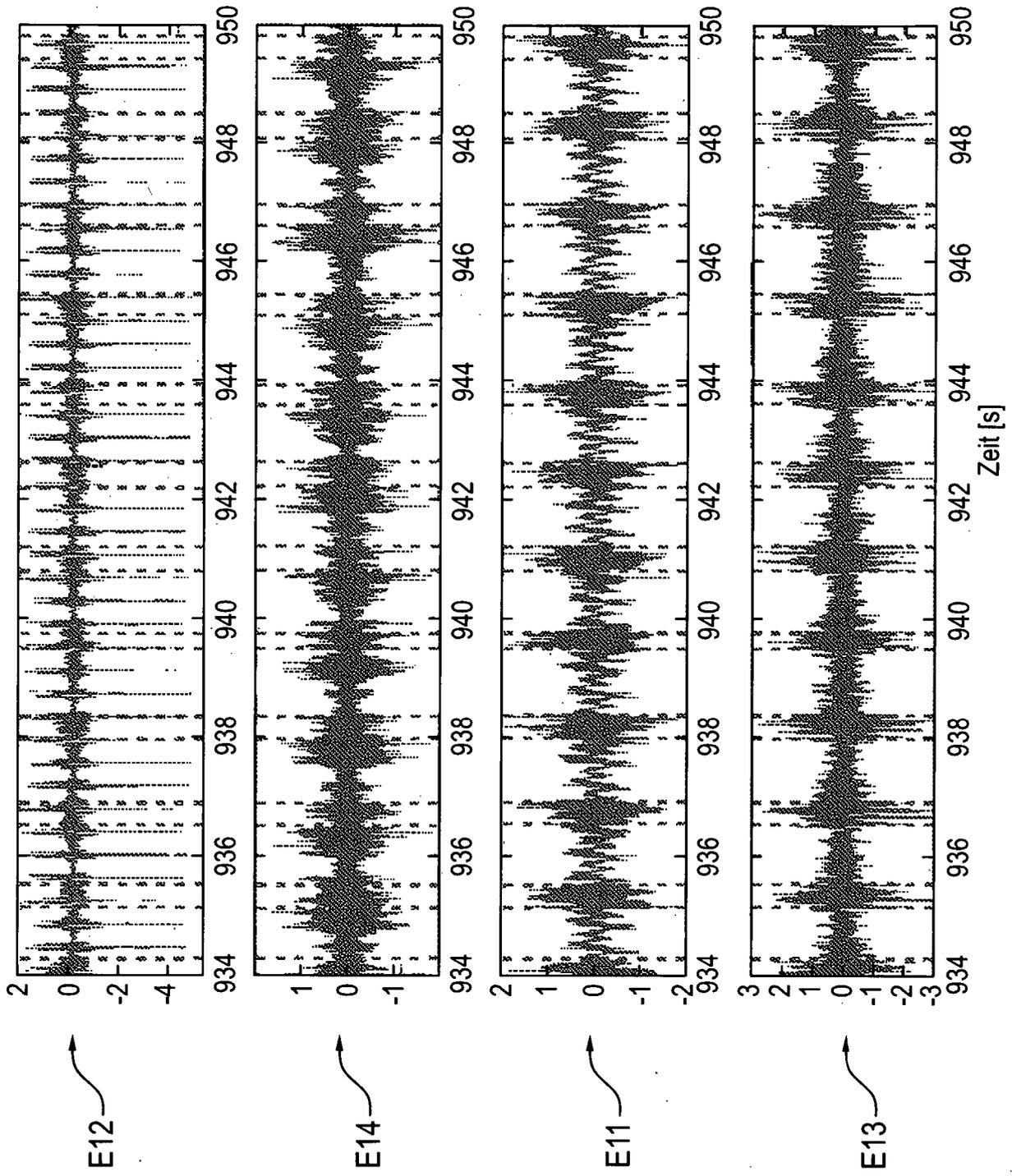


FIG. 17

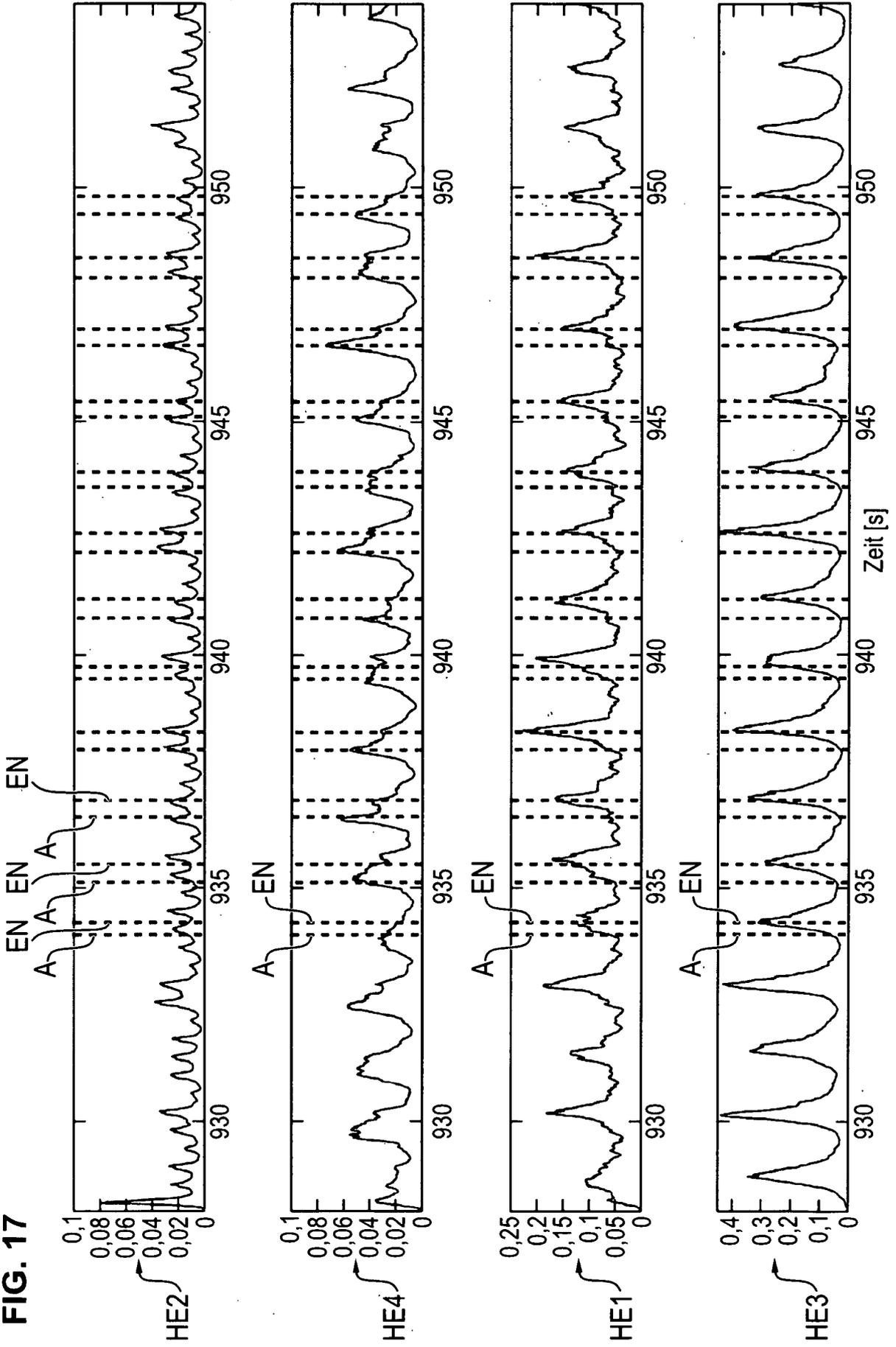
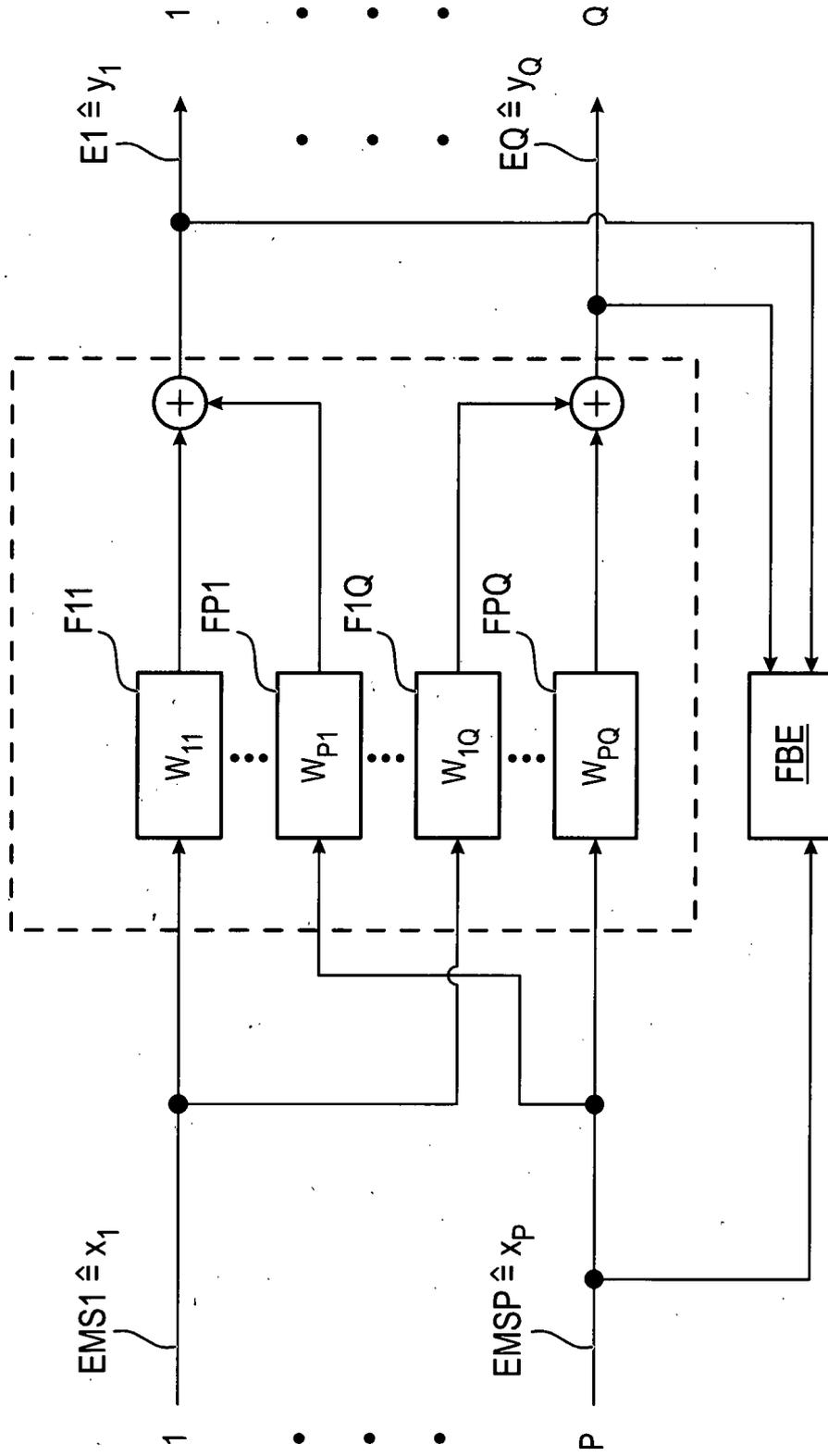


FIG. 18



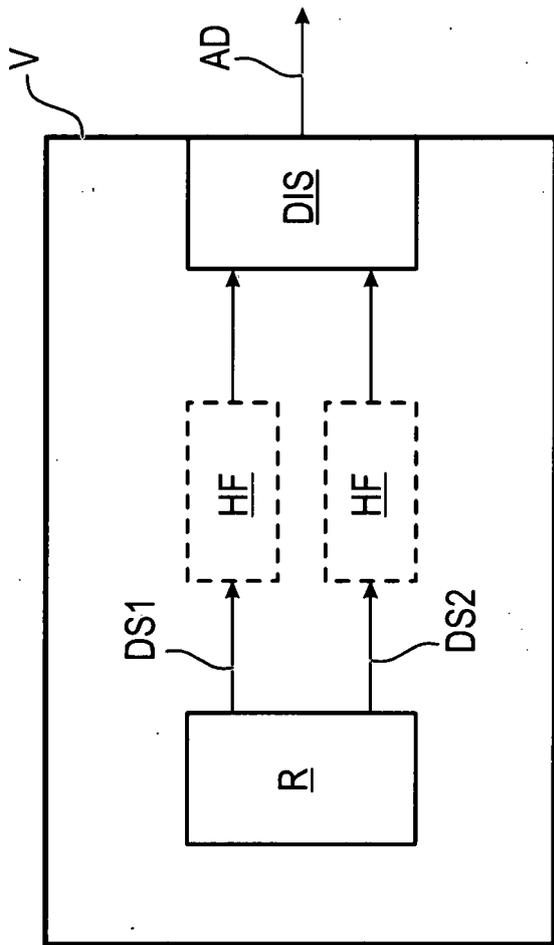


FIG. 19a

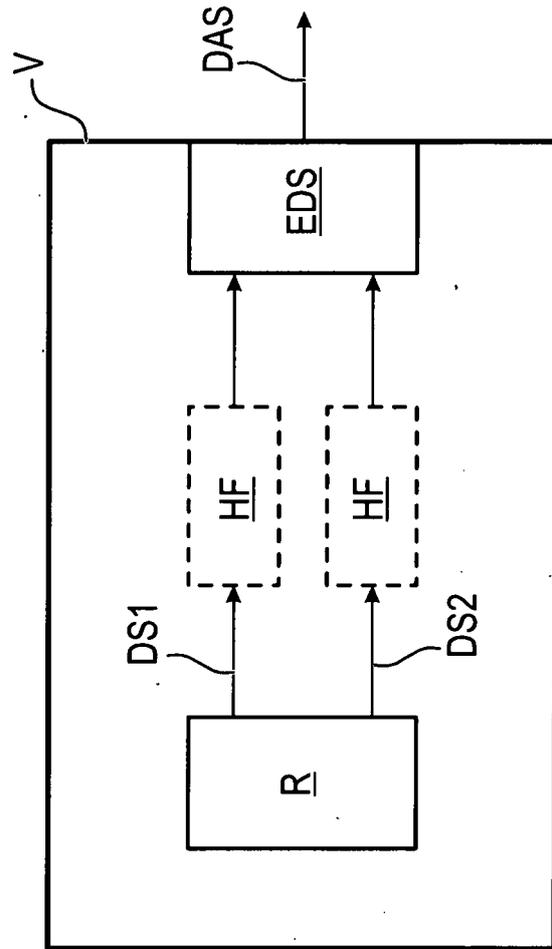


FIG. 19b

FIG. 20

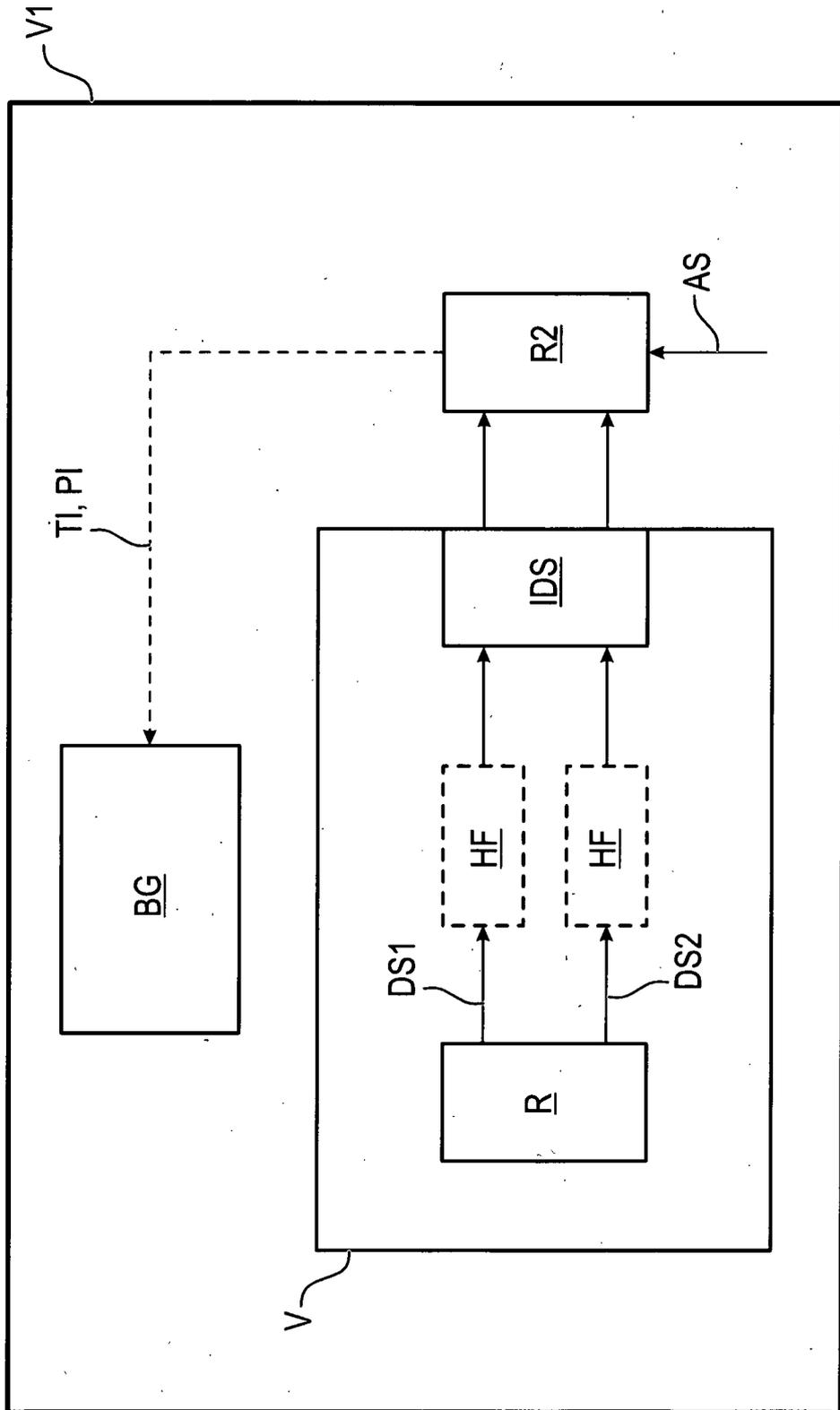


FIG. 21a

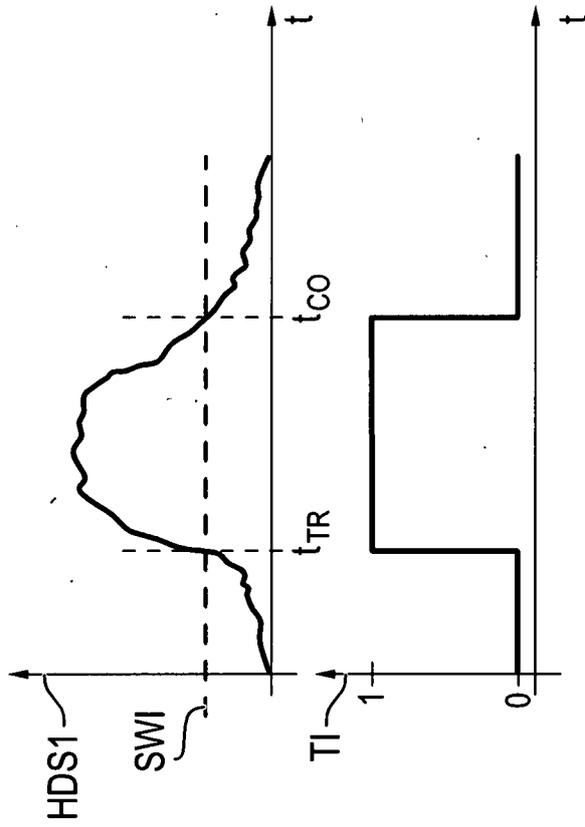


FIG. 21b

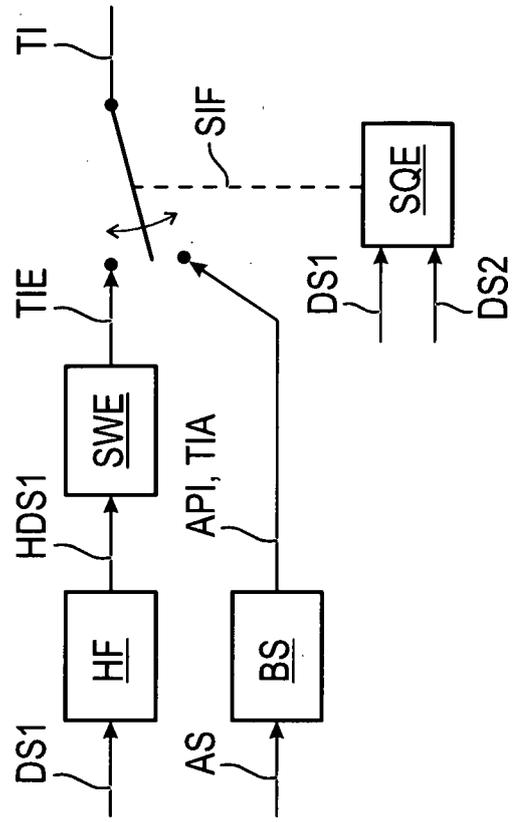


FIG. 22

