

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

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
18. Oktober 2012 (18.10.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/139737 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61M 16/00 (2006.01) H03H 21/00 (2006.01)
H03H 17/02 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/001523

(22) Internationales Anmeldedatum:
5. April 2012 (05.04.2012)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2011 016 804.4
12. April 2011 (12.04.2011) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **DRÄGER MEDICAL GMBH** [—/DE];
Moislinger Allee 53 - 55, 23558 Lübeck (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **SATTLER, Frank**
[DE/DE]; Damaschkestrasse 2-4, 23560 Lübeck (DE).
EGER, Marcus [DE/DE]; Amselweg 16, 23562 Lübeck
(DE).

(74) Anwälte: **MANKE, Lars** et al.; Uexkill & Stolberg,
Beselerstr. 4, 22607 Hamburg (DE).

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

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

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: APPARATUS AND METHOD FOR DATA PROCESSING FOR PHYSIOLOGICAL SIGNALS

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR DATENVERARBEITUNG PHYSIOLOGISCHER SIGNALE

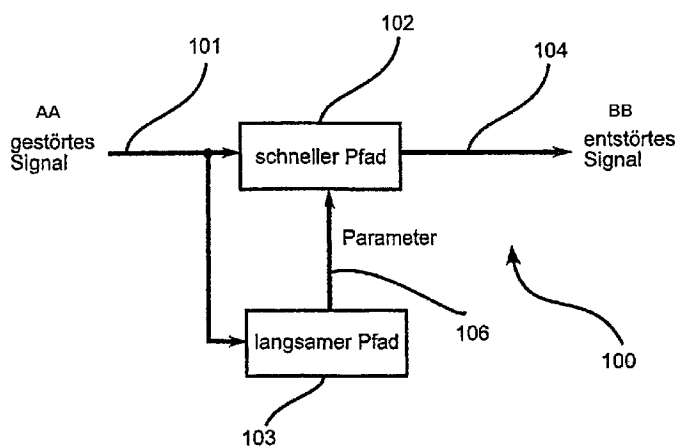


Fig. 1A

AA... Signal with interference
102... Fast path
BB... Signal with interference removed
103... Slow path

(57) Abstract: The invention relates to a filter apparatus (100) having a signal input (101) to which an input signal is applied which contains a useful component and a noise component, a fast signal path (102) and a slow signal path (103) arranged in parallel therewith, wherein the fast signal path and the slow signal path are coupled to the signal input, the fast signal path contains a filter in order to prompt fast filtering of the input signal, the slow signal path contains a filter in order to prompt slow filtering of the input signal, and an output of the slow signal path is coupled to the fast signal path by means of a signal line (106). A signal output (104) which is coupled to the fast signal path has an output signal applied to it which essentially contains useful components of the input signal.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Filtervorrichtung (100) mit einem Signaleingang (101), an dem ein Eingangssignal anliegt, das einen Nutzanteil und einen Störanteil enthält, einem schnellen Signalpfad (102) und einem parallel dazu angeordneten langsamen Signalpfad (103), wobei der schnelle Signalpfad und der langsame Signalpfad mit dem Signaleingang gekoppelt sind, der schnelle Signalpfad ein Filter enthält, um eine schnelle Filterung des Eingangssignals zu bewirken, der langsame Signalpfad ein Filter enthält,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/139737 A1

- *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)*

Beschreibung

5

Vorrichtung und Verfahren zur Datenverarbeitung physiologischer Signale

Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein das Gebiet der Verarbeitung physiologischer Signale und insbesondere eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Verarbeitung physiologischer Signale, speziell physiologische Signale von Menschen, für therapeutische und diagnostische Anwendungen sowie für Überwachungsanwendungen ("Monitoring"). Ein Spezialfall ist die Anwendung einer solchen Signal- bzw. Datenverarbeitung unter Verwendung einer Filtervorrichtung bei der Steuerung der Beatmung eines Patienten durch ein Beatmungsgerät.

15

Typischerweise können Signale von Sensoren, die der Erfassung physiologischer Eigenschaften dienen, nicht direkt weiterverwendet werden, sondern müssen geeignet gefiltert werden. Dies dient insbesondere dem Zweck, das gewünschte Nutzsignal, zum Beispiel ein EKG-Signal, von unerwünschten Signalen, etwa Rauschen oder Bewegungsartefakten, zu trennen, um dadurch das eigentliche Nutzsignal deutlicher hervortreten zu lassen.

20

Zur Durchführung einer solchen Filterung sind seit langem verschiedene Verfahren bekannt. Diese Verfahren basieren zumeist auf sogenannten linearen Filtern, deren Beschreibung durch lineare mathematische Transformationen (z.B. Fouriertransformation) erfolgen kann. Lineare Filter lassen sich vergleichsweise einfach entwerfen und besitzen signalunabhängige Eigenschaften, d.h. die Eigenschaften hängen nicht vom verarbeiteten Signal ab. Typischerweise sind solche Filter durch eine sogenannte Systemfunktion charakterisiert, die den Frequenzgang und den Phasengang widerspiegelt.

30

Grundsätzlich ist jedoch jede Form der Signalverarbeitung ("Filterung") mit einem gewissen Zeitaufwand verbunden. Dies bedeutet, dass das verarbeitete Signal erst nach einer bestimmten Verzögerungszeit am Ausgang der Signalverarbeitungseinheit zur Verfügung steht. Die Größe der Verzögerungszeit hängt dabei ganz entscheidend von den Filtereigenschaften ab.

35

Bei einigen Anwendungen, wie insbesondere bei der Verarbeitung physiologischer Signale, darf diese Verzögerungszeit jedoch eine bestimmte Grenze nicht überschreiten, da z.B. ein medizintechnisches Gerät sein Verhalten schnell genug ändern muss, um seinen Zweck zu erfüllen. Beispielsweise muss ein Beatmungsgerät schnell genug auf den Beatmungswunsch eines Patienten reagieren können, da eine Beatmung sonst nicht adäquat durchgeführt werden kann.

Da es physiologische Signale gibt, die einerseits einen hohen Filteraufwand, d.h. eine hohe Filterqualität, benötigen und andererseits aber nur geringe Verzögerungszeiten zulässig sind, entsteht hier eine besonders hohe Anforderung an die Signalverarbeitung, d.h. an das verwendete Filter.

Lineare Filter kommen hierbei schnell an ihre Grenzen, da insbesondere deren Fähigkeit Signale zu trennen ("Filtersteilheit" bzw. "Bandbreite") direkt mit der Verzögerungszeit zusammenhängt. Genau genommen gibt es einen Zusammenhang zwischen der Einschwingzeit und der dazu benötigten Frequenzbandbreite. In der Theorie der Filter spricht man hier vom Zeit-Bandbreite-Produkt. Dieses besagt, dass das Produkt aus Einschwingzeit und Frequenzbandbreite konstant ist. Dieser Zusammenhang ist fundamental und liegt an den linearen Eigenschaften dieser Filter. Es gibt deshalb keine Möglichkeit, schmalbandige bzw. steilflankige Filter mit sehr kleiner Verzögerungszeit zu bauen. Lange Einschwingzeiten bedeuten hierbei, dass das Filter Artefakte erzeugt, die von langer Dauer sind. Mit anderen Worten, jede kurze Änderung im Eingangssignal erzeugt am Ausgang einen Filterartefakt mit langer Dauer. Dieses Phänomen ist unter dem Begriff "Einschwingverhalten" bekannt. Anders und vereinfacht gesagt zeigen lineare Filter entweder schlechte Eigenschaften bei kurzen Verzögerungszeiten oder gute Eigenschaften bei langen Verzögerungszeiten.

Neben den klassischen linearen Filtern gibt es Filter, die im Gegensatz zu linearen Filtern zum Teil zeitvariante Signale verarbeiten können und zum Teil nicht auf linearen Verfahren basieren. Beispiele hierfür sind Blind Source Separation, Independent Component Analysis, Principal Component Analysis, Adaptive Filter und die Empirical Mode Decomposition. Obwohl diese Filter zum Teil erheblich bessere Eigenschaften als klassische lineare Filter haben, ist der damit verbundene Signalverarbeitungsaufwand hoch, und immer ergeben sich mehr oder weniger große Verzögerungszeiten. Deshalb sind diese Filter nicht für alle Anwendungen nutzbar.

Für diese Anwendungen kommen deshalb nur andersartige nichtlineare Filter in Betracht. Insbesondere lassen sich bei nichtlinearen Filtern die Einschwingzeit bzw. die Dauer von Filterartefakten und die Filterqualität ("Filtersteilheit" bzw. "Bandbreite") voneinander entkoppeln. Ein Beispiel für ein solches Filter stellt ein Schwellwertdetektor dar, der alle
5 Werte oberhalb einer bestimmten Schwelle z.B. auf Null setzt. Hier ist offensichtlich die Verzögerungszeit sehr klein, da ein Schwellwertvergleich sehr schnell durchführbar ist und ferner keine Filterartefakte auftreten. Folglich gibt es bei diesen Filtern kein Nachschwingen.

10 Aus dem Stand der Technik sind verschiedene Filterlösungen bekannt.

So beschreibt die DE 42 35 318 C2 eine Vorrichtung zum Entfernen einer Grundlinienschwankung von einem EKG-Signal, bei der ein Vorwärtsfilter und ein Rückwärtsfilter über einen Puffer seriell verbunden sind. Hierbei wird ein EKG-Signal an das Vorwärtsfilter
15 angelegt, das ein nichtlineares Phasenantwortverhalten hat und gefilterte Signaldaten erzeugt. Diese Daten werden in dem Puffer gespeichert, und Blöcke der gespeicherten Daten werden in zeitlich umgekehrter Reihenfolge an das ebenfalls nichtlineare Rückwärtsfilter angelegt, um auf diese Weise in Rückwärtsrichtung gefilterte Blöcke zu erzeugen.

20

Die DE 197 28 782 B4 betrifft ein nichtlineares Filter für schwingungsbehaftete Gebersignale zum Einsatz in Kraftfahrzeugen. Die Gebersignale werden an einen Eingang des Filters angelegt, wobei in einem Differenzbildungsglied eine Differenz eines Ausgangssignals des Filters von diesem Eingangssignal gebildet wird und die so gebildete Differenz
25 einmal direkt und einmal über ein nichtlineares Übertragungsglied einem Integrierglied aufgeschaltet wird. Das nichtlineare Übertragungsglied ist mit einer in ihrer Breite veränderlichen Mittelzone relativ geringer Verstärkung ausgestattet, wobei die Breite der Mittelzone durch einen die Amplitudendifferenz zwischen dem größten und kleinsten Signalwert des Filtereingangssignals während jeder Schwingungsperiodendauer der
30 störenden Schwingung im Eingangssignal bildenden Amplitudendetektor so nachgeführt wird, dass die Zeitkonstante des Filters nur während Änderungen des Nutzsignals auf einen kleinen Wert verringert wird und deshalb das Störsignal am Filterausgang nicht erscheint.

35 Die DE 195 18 528 A1 offenbart ein digitales Hochpassfilter mit Einrichtungen zur Wiederherstellung der Grundlinien, wobei das Hochpassfilter von einem Tiefpassfilter abgeleitet ist. Das Tiefpassfilter wird durch erste und zweite Tiefpassfilter gebildet, von

denen jeder ein gemeinsames Eingangssignal empfängt und ein zugehöriges Ausgangssignal ausgibt. Hierbei hat das erste Filter eine relativ hohe Grenzfrequenz, so dass es genau dem Eingangssignal folgt, jedoch nicht dessen Welligkeit signifikant dämpft. Das zweite Filter hat eine Grenzfrequenz, die in Abhängigkeit von einem Steuersignal geändert werden kann, welches auf Basis eines Vergleichs der Ausgangssignale beider Filter erzeugt wird.

Die EP 0 677 922 A2 betrifft allgemein ein schnelles Tiefpassfilter und ein langsames Tiefpassfilter, wobei beide Filter das gleiche Eingangssignal empfangen und die Ausgaben beider Filter verglichen werden, um die Antwortzeit des langsamen Tiefpassfilters zu erhöhen, wenn die Differenz der Ausgaben einen bestimmten Wert übersteigt, so dass das langsame Tiefpassfilter dem Eingangssignal schneller folgen kann.

Die EP 0 749 056 B1 zeigt ein rückgekoppeltes Nachlaufilter unter Verwendung mehrerer Integriatoren.

Die EP 1 346 743 A1 offenbart eine Vorrichtung zur Steuerung eines Beatmungsgeräts mit einer Abgabesteuerung für Atemgas, die an einen Sensor für ein Messsignal angeschlossen ist und einen Druckaufbau in Abhängigkeit von einem zum Messsignal korrespondierenden Triggersignal durchführt.

Die EP 1 793 374 A1 betrifft eine Filtervorrichtung zur aktiven Rauschreduktion.

Die US 4,248,240 zeigt eine Vorrichtung zum Detektieren der Aktivität der Atmungsorgane und des Herzens von Lebewesen, bei der EMG-Signale mit Hilfe eines Hochpassfilters gefiltert werden, dem ein Komparator parallel geschaltet ist.

Die US 5,777,909 betrifft ein Tiefpassfilter mit Koeffizientenumschaltung zur Verbesserung der Einschwingzeit.

Die US 7,535,859 B2 beschäftigt sich mit dem Problem der Sprachaktivitätserkennung unter Verwendung adaptiver Verfolgung des Grundrauschens.

Die US 2009/0143693 A1 beschreibt allgemein eine Vorrichtung zur Erzeugung von Bestimmungsindizes, um EKG-Störsignale zu identifizieren.

Die US 2010/0168595 A1 betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Beseitigung einer Grundlinienverschiebung mit einem ersten und einem zweiten Verstärker, dem ein Tiefpassfilter zwischengeschaltet ist. Die Ausgabe des ersten Verstärkers wird dem Tiefpassfilter als auch einer dem Tiefpassfilter parallel geschalteten Zeitverzögerungsschaltung zugeführt, deren Ausgangssignal zum Ausgangssignal des Tiefpassfilters addiert und dem zweiten Verstärker zugeführt wird.

Als weiterer Stand der Technik sei genannt: AU 707148 B2; DE 101 64 446 A1; DE 10 2007 024 072 A1; DE 10 2007 062 214 B3; EP 0 889 291 A2; EP 1 365 296 A1; 10 US 4,915,103; US 5,353,788; US 5,980 463; US 6,588,423; US 2004/0260186 A1; US 2006/0152197 A1; WO 98/48877; WO 2006/131149 A1; WO 2006/029529 A1; DE 199 59 822 A1; US 5,820,560 A und WO 2009/096820 A1.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht allgemein in der Überwindung der Nachteile des Standes der Technik und insbesondere in der Realisierung einer schnellen Echtzeitfilterung bei gleichzeitiger Realisierung einer hohen Filterqualität, speziell im Bereich medizinischer Geräte, wie zum Beispiel Beatmungsgeräte.

Die Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1.

Die Aufgabe wird ebenfalls gelöst durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 7.

25 Die Aufgabe wird ebenfalls gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 12.

Die Aufgabe wird ebenfalls gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 13.

30 Geeignete Ausführungsformen ergeben sich aus den jeweiligen Unteransprüchen 2 bis 6 bzw. 8 bis 11 sowie aus den Unteransprüchen 14 und 15. ..

35 Die Erfindung wird anhand von Ausführungsbeispielen und Figuren im Folgenden näher erläutert.

Im Sinne der vorliegenden Erfindung wird der Begriff Echtzeitfilterung in dem Sinne verstanden, dass eine Filterung des Signals auf aktuell erfasste Messwerte angewendet wird und die Ergebnisse ohne wesentlichen zeitlichen Verzug, d.h. ohne oder mit geringer Verzögerung oder mit vernachlässigbar kleiner Verzögerung zur Verfügung stehen.

5

Unter einer geringen Verzögerung ist im Sinne der vorliegenden Erfindung eine Verzögerung eines Signals zu verstehen, die bei einer an die Signalbandbreite angepassten Abtastung und Auslegung der analogen Schaltungskomponenten durch analoge Signalverarbeitung und Verstärkung, Analog- zu Digitalwandlung, mathematische Umrechnungen und Normierungen, Digital- zu Analogwandlung, keinerlei Auswirkungen und Informationsverlust hinsichtlich einer unverfälschten Wiedergabe oder Weiterverarbeitung des Signals zur Folge haben. Als ein orientierendes Maß für eine an die Signalbandbreite angepasste Abtastung ist das Nyquist- Kriterium zu Grunde zu legen.

10

15

Die in der vorliegenden Erfindung gewählten Ausführungsbeispiele beschreiben die Filterung anhand von mindestens zwei parallelen Signalpfaden, an die zeitlich gleichzeitig ein gemeinsames Eingangssignal angelegt wird. Der Begriff "parallele Signalpfade" ist jedoch nicht auf eine zwingende Parallelität im Sinne von Multi-Processing beschränkt, sondern beschreibt vielmehr eine "funktionale" Parallelität. Im Sinne der vorliegenden Erfindung ist als "funktionale" Parallelität beispielsweise eine Verarbeitung von Signalen in gleichsam zeitgleicher Weise zu verstehen, z.B. in einem Multiplexing- oder Multitasking-Verfahren, wobei die Verarbeitung auch mittels lediglich einer arithmetisch-logischen Recheneinheit (ALU), einem μC , μP oder ähnlichem Prozessortyp erfolgen kann. Jeder der mindestens zwei Signalpfade wird vom Eingangssignal durchlaufen und dabei spezifisch in jedem dieser mindestens zwei Signalpfade gefiltert. Die Ausgangssignale dieser mindestens zwei Signalpfade werden miteinander in einer Weise verbunden, dass mindestens einer der mindestens zwei Signalpfade den anderen der mindestens zwei Signalpfade beeinflusst und somit auf dessen Ausgangssignal einwirkt, sodass am Ausgang mindestens einen Signalpfades durch die Einwirkung des mindestens einen anderen Signalpfades eine Verbesserung der Signalfilterung erreicht wird.

20

25

30

Eine Signalfilterung und eine Echtzeitfilterung umfassen im Sinne der vorliegenden Erfindung verschiedenste Arten der Filterung, welche im Ergebnis im Sinne der vorliegenden Erfindung gleichwirkend sind. So sind sowohl Filterungen basierend auf elektronischen Bauteilen, wie beispielsweise basierend auf Operationsverstärker-Schaltungen mit weiteren Bauteilen, wie Dioden, Widerständen, Kondensatoren oder Spulen, auch in geeigneter Kombination mit Spitzenwertdetektoren, Gleichrichtern,

35

Schieberegistern und anderen Logikschaltungen im Sinne der vorliegenden Erfindung umfasst. Eine beispielhafte Schaltungsvariante mit Operationsverstärkern ist als Sallen-Key- Schaltung dem Fachmann bekannt. Weiterhin sind Filterschaltungen basierend auf programmierbaren Bauteilen im Sinne der vorliegenden Erfindung mit umfasst. Als nicht abschließende Auflistung programmierbarer Typen von Bauteilen sind hier beispielhaft
5 FPGA (Field Programmable Gate Array), PAL (Programmable Array Logic), GAL (Generic Array Logic), ASIC (Application-specific integrated circuit), CPLD (Complex Programmable Logic Device) oder weitere analoge programmierbare Bausteine, digitale programmierbare Bausteine, sowie Kombinationen der in der Auflistung genannten Typen
10 genannt.

Weiterhin sind auch verschiedene Arten digitaler Filterungen, welche nach einer Analog- zu- Digitalwandlung in Form einer in Software implementierten Filterung durch eine Ablaufsteuerung in Form eines programmierten Quellcodes, in denen Filterkoeffizienten und / oder mathematische Gleichungsmodelle enthalten sind, welche mit Hilfe eines μ P's (Micro Processor), μ C's (Micro Controller) oder eines DSP's (Digital Signal Processor) in verschiedenen Ausführungen von Filtertypen ausgeführt werden, im Sinne der vorliegenden Erfindung als Möglichkeiten einer Signalfilterung und einer Echtzeitfilterung mit umfasst. Zu solchen, auf programmierbarem Quellcode basierenden Filtertypen
15 gehören beispielsweise FIR- Filter (Finite Impulse Response), IIR- Filter (Infinite Impulse Response), aber auch Glättungsfilter, Kalman- Filter, nichtlineare Filter wie Begrenzungsfilter oder Rangordnungsfilter.
20

Eine Signalfilterung und eine Echtzeitfilterung im Sinne der vorliegenden Erfindung findet beispielsweise Anwendung bei der Ansteuerung eines Beatmungsgeräts auf Basis entsprechend gefilterter physiologischer Signale eines Patienten. Eine solche Beatmungssteuerung erfordert eine minimale Verzögerungszeit bei der Filterung des physiologischen Signals, so dass die Beatmungssteuerung ohne wesentliche zeitliche Verzögerung auf sich ändernde Beatmungsanforderungen reagieren kann.
25

30

Das nachfolgend beschriebene erfindungsgemäße Verfahren zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale ermöglicht eine Trennung des Nutzanteiles eines physiologischen Signals von Störanteilen.

35 Das Verfahren zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale mit einem Nutzanteil und mit einem Störanteil, umfasst einen schnellen Signalpfad und einen parallelen langsamen Signalpfad, welche vom physiologischen Signal durchlaufen werden,

mit einer Verbindung zwischen den Signalausgängen des schnellen Signalpfades und des langsamen Signalpfades und einer weiteren Verbindung zwischen dem Signalausgang des schnellen Signalpfades mit dem Signaleingang des langsamen Signalpfades, wobei das physiologische Signal parallel in den Eingang des schnellen Signalpfades und in den Eingang des langsamen Signalpfades eingekoppelt wird, wobei der schnelle Signalpfad schnell durchlaufen wird und eine schnelle, vorzugsweise nichtlineare Filterung vorgenommen wird und am Signalausgang des schnellen Signalpfades ein gefiltertes Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals nicht vollständig durch die schnelle Filterung unterdrückt ist, wobei über die Verbindung das Verhalten des schnellen Signalpfades beeinflusst wird, wobei der langsame Signalpfad langsam durchlaufen wird und eine langsame, vorzugsweise nichtlineare Filterung vorgenommen wird, wobei über die weitere Verbindung das Verhalten des langsamen Signalpfades beeinflusst wird und wobei am Signalausgang des langsamen Signalpfades ein gefiltertes Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen durch die langsame Filterung unterdrückt ist, wobei am Signalausgang unverzögert gegenüber dem Signalausgang des schnellen Signalpfades ein gefiltertes Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen unterdrückt ist.

In einem bevorzugten ersten Ausführungsbeispiel (Figuren 1A, 1B, 1C und 1D) der Erfindung wird die Anwendung bei der Ansteuerung eines Beatmungsgeräts auf Basis eines entsprechend gefilterten elektromyographischen Signals (EMG) von einem Patienten dargestellt. In dieser Anwendung ist eine minimale Verzögerungszeit bei der Filterung des elektromyographischen Signals gefordert, so dass die Beatmungssteuerung ohne wesentliche zeitliche Verzögerung auf sich ändernde Beatmungsanforderungen reagieren kann. Bei diesem Ausführungsbeispiel hat die erfindungsgemäße Filterung das Ziel, die durch den Herzschlag des Patienten verursachten EKG-Artefakte - insbesondere die R-Zacken - ohne größere zeitliche Verzögerung zu entfernen, ohne das Nutzsignal zu beeinträchtigen.

Eine herkömmliche lineare Filterung (z.B. Hochpassfilter) hätte entweder eine zu hohe Verzögerungszeit zur Folge oder ein erheblicher Teil der Signalenergie ginge verloren, da

die Grenzfrequenz des Hochpassfilters entsprechend hoch eingestellt werden müsste, um die EKG-Artefakte hinreichend zu entfernen.

Das obige Problem wird gelöst, indem bei der Filterung eine Auftrennung des Signalpfades in mehrere separate Signalpfade erfolgt, und zwar in einen schnellen Signalpfad und mindestens einen langsamen Signalpfad. Die Signalpfade greifen auf dasselbe gestörte Eingangssignal zu, das sowohl einen Nutz- als auch einen Störanteil (z.B. EKG-Artefakte) enthält. Das Ergebnis der Filterung im langsamen Signalpfad steht erst nach einer größeren Verzögerungszeit zur Verfügung und wird dann bei der Filterung im schnellen Signalpfad zum Beispiel in Form von Parametern verwendet. Diese Kopplung des langsamen Signalpfades mit dem schnellen Signalpfad ist in bevorzugter Weise geeignet ausgebildet, das funktionale Verhalten des langsamen Signalpfades zu beeinflussen.

Im Sinne der vorliegenden Erfindung ist unter einem schnellen Signalpfad zu verstehen, dass ein Signal den schnellen Pfad vom Eingang bis zum Ausgang um einen Faktor 5 bis 20 mal schneller als den langsamen Signalpfad durchläuft. Zur Differenzierung der Begriffe "schneller Signalpfad" und "langsamer Signalpfad" soll verstanden werden, dass die Signaldurchlaufzeit im schnellen Pfad mindestens um den Faktor 2 kleiner ist als im langsamen Pfad. Dieser Faktor hat in bevorzugten Ausgestaltungen der Erfindung allgemein Werte zwischen 2 und 25, und vorzugsweise zwischen 5 und 20. Beispielhaft und typisch im Sinne der vorliegenden Erfindung für einen schnellen Signalpfad ist eine Durchlaufzeit von 20 Millisekunden, für einen langsamen Signalpfad eine Durchlaufzeit von 200 Millisekunden. Grundsätzlich soll der schnelle Signalpfad schnell auf Änderungen des Eingangssignals reagieren und gleichzeitig an seinem Ausgang eine möglichst glatte Hüllkurve zur Verfügung stellen, die dann zur Ansteuerung eines Gerätes dient. Für die Glättung der Hüllkurve ist natürlich eine gewisse Zeit (Reaktionszeit) erforderlich, die abhängig vom gewünschten Ausmaß der Glättung und der verwendeten Filter variieren kann. Die üblichen Durchlauf- bzw. Reaktionszeiten für den schnellen Pfad liegen daher in einem Bereich von vorzugsweise zwischen etwa 20 ms und etwa 200 ms. Im Gegensatz dazu liegen die Durchlauf- bzw. Reaktionszeiten im langsamen Pfad in einem Bereich von vorzugsweise zwischen 200 ms und etwa 10 s.

Für die Entfernung von EKG- Artefakten aus einem EMG- Nutzsignal sind die Signalpfade an die Signalbestandteile des EKG- Signals und des EMG- Signals angepasst.

Für das EKG- Signal ist eine Abtastung im Bereich von 250 Werten je Sekunde bis 1500 Werten je Sekunde erforderlich und zweckmäßig, für das EMG- Signal ist eine Abtastung im Bereich von 250 Werten je Sekunde bis 1500 Werten je Sekunde erforderlich und zweckmäßig.

5

Das gefilterte EMG- Nutzsinal soll nach einer Durchlaufzeit für die Filterung im Bereich innerhalb eines Atemzyklus eines Patienten, d.h. in einem Bereich von 0,05 Sekunden bis von 0,25 Sekunden zur weiteren Verwendung, beispielsweise zur Steuerung eines Beatmungsgerätes zur Verfügung stehen. Allgemein kann statt des Beatmungsgeräts auch irgendein anderes externes Gerät mit dem Signalausgang der Filtervorrichtung gekoppelt sein. Hierbei kann das externe Gerät über eine Signalleitung mit dem langsamen Pfad gekoppelt sein. Grundsätzlich kann der Signalausgang bei einer bevorzugten Ausgestaltung mit dem langsamen Signalpfad gekoppelt sein.

10

15

Auf dieser Grundlage ist der schnelle Signalpfad mit einer Durchlaufzeit von 0,02 Sekunden bemessen. Der langsame Signalpfad ist auf Grundlage des zeitlichen Verlaufs der EKG- Artefakte mit einer typischen Durchlaufzeit im Bereich von 0,3 Sekunden bis 1 Sekunden bemessen.

20

Zu einer deutlichen Verbesserung der Unterdrückung der EKG- Artefakte im EMG- Signal in der Praxis ist es aber durchaus realistisch, die Durchlaufzeit für den langsamen Signalpfad in einem Bereich von 1 Sekunden bis 10 Sekunden zu bemessen.

25

Das resultierende Ausgangssignal enthält idealerweise nur den Nutzanteil. In Wirklichkeit wird der Störanteil lediglich stärker verringert als der Nutzanteil. Bevorzugt wird mindestens im schnellen Signalpfad ein Filter mit nichtlinearen Eigenschaften verwendet. Im langsamen Signalpfad können die bekannten Methoden der linearen Filterung inklusive adaptiver Filter verwendet werden, da die größere Verzögerungszeit keine Rolle spielt.

30

In einem weiteren zweiten Ausführungsbeispiel (Figur 2) erfolgt eine Quervernetzung von Informationen zwischen mehreren Signalpfaden. Somit können Ergebnisse der langsamen Filterung eines Signals auf die schnelle Filterung eines anderen Signals angewendet werden. Dieses zweite Ausführungsbeispiel lässt sich durch eine Replikation und Vernetzung der Signalpfade aus dem ersten Ausführungsbeispiel ableiten, wobei eine zusätzliche Verrechnungs- bzw. Entscheidungseinheit (VE) vorgesehen ist. Alternativ können die langsamen Signalpfade komplett in der Entscheidungseinheit enthalten sein.

35

In einem weiteren dritten Ausführungsbeispiel (Figuren 3A und 3B) gibt es im Vergleich zum ersten Ausführungsbeispiel zusätzliche Rückführungen vom Ausgang des schnellen Signalpfades oder von einem Ausgang des gespeisten externen Geräts auf den langsamen Signalpfad. Hierdurch wird eine automatische Adaption der Signalverarbeitung ermöglicht.

In einem weiteren vierten Ausführungsbeispiel (Figur 4) gibt es im Vergleich zum zweiten Ausführungsbeispiel zusätzliche Rückführungen von den Ausgängen der schnellen Pfade oder von einem Ausgang (bzw. von mehreren Ausgängen) des gespeisten externen Geräts auf die Verrechnungs-/Entscheidungseinheit. Wie in Figuren 3A und 3B wird hierdurch eine automatische Adaption der Signalverarbeitung ermöglicht.

Die vorliegende Erfindung wird nun anhand einiger Ausführungsbeispiele unter Bezugnahme auf die Figuren beschrieben, die verschiedene Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Datenverarbeitung physiologischer Signale bzw. der erfindungsgemäßen Filtervorrichtung zeigen. Obwohl sich die folgende Beschreibung auf eine Vorrichtung zur Datenverarbeitung bzw. auf eine Filtervorrichtung zur Verwendung bei der Steuerung eines Beatmungsgeräts bezieht, kann die erfindungsgemäße Vorrichtung, wie für den Fachmann offensichtlich, auch für die Verarbeitung anderer physiologischer Signale verwendet werden kann, bei denen es darauf ankommt, Störsignale ohne größere zeitliche Verzögerung zu entfernen, ohne das Nutzsignal zu beeinträchtigen.

Figur 1A zeigt eine schematische Darstellung von einem ersten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, das mit dem Ziel der Echtzeitfilterung bei der Ansteuerung eines Beatmungsgerätes verwendet werden kann;

Figur 1B zeigt eine Abwandlung der Ausführungsbeispiels aus Figur 1A;

Figur 1C zeigt die Ausgestaltung aus Figur 1A, in der das "langsame Filter" mit einem zusätzlichen Block "Artefakt-Analyse" versehen ist, der Eingänge für Zusatzsignale aufweist;

Figur 1D zeigt Details des "schnellen Pfades" und des "langsamen Pfades" aus Figuren 1A bis 1C;

- Figur 2 zeigt eine schematische Darstellung von einem zweiten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, bei dem eine Quervernetzung von Informationen zwischen mehreren Signalpfaden erfolgt;
- 5 Figur 3A zeigt eine schematische Darstellung von einem dritten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, bei dem im Vergleich zum ersten Ausführungsbeispiel zusätzliche Rückführungen vom Ausgang des schnellen Signalpfades oder vom Ausgangssignal eines externen Geräts auf den langsamen Signalpfad vorgesehen sind;
- 10 Figur 3B zeigt eine Abwandlung der Ausführungsbeispiels aus Figur 3A;
- Figur 4 zeigt eine schematische Darstellung von einem vierten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, bei dem im Vergleich zum zweiten
- 15 Ausführungsbeispiel zusätzliche Rückführungen von den Ausgängen der schnellen Pfade oder vom Ausgangssignal des gespeisten externen Geräts auf die Verrechnungs-/Entscheidungseinheit vorgesehen sind;
- Figuren
- 20 5A bis 5C zeigen beispielhaft Darstellungen eines durch das EKG gestörten elektromyographischen Signals zur Erläuterung der Funktion des ersten Ausführungsbeispiels aus Figuren 1A bis 1C; und
- Figur 6 ist eine Darstellung, in der eine detaillierte Ausgestaltung des schnellen und des langsamen Signalpfades des Ausführungsbeispiels aus Figur 1B
- 25 gezeigt ist.

Figur 1A zeigt eine Darstellung von einem ersten Ausführungsbeispiel einer Filtervorrichtung 100 der vorliegenden Erfindung. Die Filtervorrichtung 100 weist einen

30 schnellen Signalpfad 102 und mindestens einen langsamen Signalpfad 103 auf, die parallel angeordnet sind. Die Signalpfade 102 und 103 greifen auf dasselbe gestörte Eingangssignal 101 zu, das sowohl einen Nutz- als auch einen Störanteil enthält. Das Ergebnis der Filterung im langsamen Signalpfad 103 steht erst nach einer größeren Verzögerungszeit zur Verfügung und wird dann bei der Filterung im schnellen Signalpfad

35 102 zum Beispiel in Form von Parametern verwendet. Hierzu ist der langsame Signalpfad 103 über eine Signalleitung 106 mit dem schnellen Signalpfad 102 gekoppelt. Das resultierende Ausgangssignal 104 enthält idealerweise nur den Nutzanteil. In Wirklichkeit

wird der Störanteil aber lediglich stärker verringert als der Nutzanteil. Bevorzugt wird mindestens im schnellen Signalpfad 102 ein Filter mit nichtlinearen Eigenschaften verwendet. Im langsamen Signalpfad 103 können die bekannten Methoden der linearen Filterung inklusive adaptiver Filter verwendet werden, da die größere Verzögerungszeit
5 keine Rolle spielt.

Die Filtervorrichtung 100 aus Figur 1A findet vorzugsweise bei der Echtzeitfilterung physiologischer Signale Anwendung, beispielsweise bei der Filterung elektromyographischer Signale von einem Patienten, die zur Ansteuerung eines Beatmungsgeräts
10 auf Basis der entsprechend gefilterten elektromyographischen Signale verwendet werden. Wie vorstehend erläutert, erfordert eine solche Beatmungssteuerung eine minimale Verzögerungszeit bei der Filterung des elektromyographischen Signals, was durch die Filtervorrichtung aus Figur 1A erreicht wird.

15 Zum Beispiel kann die Filtervorrichtung 100 aus Figur 1A mit dem Ziel verwendet werden, die durch den Herzschlag des Patienten verursachten EKG-Artefakte (z.B. die R-Zacken) ohne größere zeitliche Verzögerung zu entfernen, ohne dabei das Nutzsignal zu beeinträchtigen.

20 Figur 1B zeigt eine Abwandlung der in Figur 1A gezeigten Filtervorrichtung. Die Filtervorrichtung 110 hat ebenfalls einen schnellen Signalpfad 112 und mindestens einen langsamen Signalpfad 113, die parallel angeordnet sind und auf dasselbe gestörte Eingangssignal 111 zugreifen. Das Ergebnis der Filterung im langsamen Signalpfad 113 steht erst nach einer größeren Verzögerungszeit zur Verfügung und wird dann bei der
25 Filterung im schnellen Signalpfad 112 zum Beispiel in Form von Parametern verwendet. Hierzu ist der langsame Signalpfad 113 über eine Signalleitung 116 mit dem schnellen Signalpfad 112 gekoppelt. Ferner wird ein Signal vom schnellen Signalpfad 112, das nicht das Ausgangssignal 114 sein muss, über eine Signalleitung 117 an den langsamen Signalpfad 113 zurückgeführt, um auf diese Weise das funktionale Verhalten des
30 langsamen Signalpfades 113 zu beeinflussen. Mit Hilfe dieser Signalarückführung bzw. Signalarückkopplung lässt sich beispielsweise die Geschwindigkeit des langsamen Signalpfades 113 innerhalb bestimmter Grenzen an die jeweilige Anwendung anpassen.

Figur 1C zeigt eine Ausgestaltung aus Figur 1A, in der der langsame Signalpfad 103 mit
35 einem zusätzlichen Block 107 "Artefakt-Analyse" versehen ist, der Eingänge für Zusatzsignale aufweist. Diese Zusatzsignale stammen beispielsweise von externen Quellen (Quellen für Störsignale) bzw. externen Geräten, die Störsignale in Form von

Spannungen und Strömen unterschiedlicher Frequenzen erzeugen. Beispiele solcher Geräte sind das Beatmungsgerät selbst, Netzteile des Beatmungsgeräts oder anderer Geräte, Anästhesiegeräte, Gasmonitore, Blutdruckmessgeräte, Sauerstoffsättigungsmessgeräte ($S_{\text{P}}\text{O}_2$). Der Block 107 kann aber auch andere Sensorsignale erhalten, wie zum Beispiel Signale von Dehnungssensoren (z.B. für Abdomen/Thorax), Beschleunigungssensoren, Sensoren zur Messung der Thoraximpedanz, etc. In Figur 1C sind diese beispielhaften Geräte als Störsignalquellen eingezeichnet. Von diesen Geräten stammende Zusatzsignale können aber auch - jedes für sich oder in Kombination oder in Kombination mit dem EKG-Signal - verwendet werden, um bestimmte patientenbedingte Situationen (z.B. Sauerstoffmangel, Blutdruckabfall, Husten, Schluckauf, Seufzer, Atemaussetzer und/oder Atemfrequenzschwankungen) zu erkennen und die Steuerung beispielsweise des Beatmungsgeräts entsprechend anzupassen oder zu modifizieren. Beispiele von verwendeten Zusatzsignalen sind Flow (Atemstrom), Druck (Atemdruck), PEEP (Positive EndExpiratory Pressure), RR-, CO_2 -, O_2 - und $S_{\text{P}}\text{O}_2$ -Konzentration, NIV (Non-Invasive Ventilation), BP (Blood Pressure), Anästhesiegas-Konzentration, Netzspannung und Netzfrequenz. Aber auch die Netzfrequenz oder die Beatmungsfrequenz selbst sind beispielsweise zur Adaption und Auslegung der Filterfrequenzen oder bei der Anwendung von Korrelation/Wavelet-Filterung vorteilhaft im langsamen Pfad zu kennen, um das Nutzsignal aus dem gestörten Signal im schnellen Pfad zu extrahieren. Es ist offensichtlich, dass der Artefakt-Analyse-Block 107 auch in den anderen Ausführungsbeispielen der Figuren 1B, 2, 3A, 3B und 4 verwendet werden kann.

Figur 1D zeigt Details des schnellen Signalpfades 102 und des langsamen Signalpfades 103 aus Figuren 1A und 1C, wobei die dargestellten Komponenten aber auch in den jeweiligen Pfaden aus Figur 1B enthalten sein können. Wie in Figur 1D zu sehen, liegt an den Eingängen sowohl des schnellen Pfades 102 wie auch des langsamen Pfades 103 ein gestörtes EMG- oder sEMG-Signal 101 an (EMG = Elektromyogramm / sEMG = Surface EMG). Im schnellen Pfad 102 wird dieses gestörte EMG-Signal beispielsweise einem QRS-Detektor 1001, einem P-Wellen-Detektor 1002, einem Netzartefakt-Detektor 1003, einem Crosstalk-Detektor 1004, einem Schluckauf-Detektor 1005 oder einem oder mehreren anderen Detektoren 1006 zugeführt, die in dieser Beschreibung offenbart sind, und gleichzeitig einem Baseline-Filter 1008 zugeführt. Die Ausgaben dieser Detektoren werden einem Logikfunktion-Block und/oder Fuzzy-Controller 1007 zugeführt, dessen Ausgabe dem Baseline-Filter 1008 und einem Artefakt-Entfernung-Block 1009 zugeführt wird, wobei dem Artefakt-Entfernung-Block außerdem die Ausgabe des Baseline-Filters zugeführt wird. Die Ausgabe des Artefakt-Entfernung-Blocks wird anschließend der Hüllkurven-Berechnung 1010 zugeführt, die das entstörte EMG- bzw. sEMG 104 ausgibt.

In Figur 1D ist ferner gezeigt, dass das gestörte EMG- bzw. sEMG-Signal 101 auch dem langsamen Signalpfad 103 zugeführt wird, der die vorstehend erläuterten Komponenten enthält und dessen Ausgabe mit dem schnellen Signalpfad 102 gekoppelt ist. Ferner ist dargestellt, dass dem langsamen Signalpfad optional verschiedene pneumatische Signal
5 101a zugeführt werden können.

Wie in Figur 1D dargestellt, enthält der Block "schneller Pfad" 102 für verschiedene mögliche Artefakte einen jeweiligen Detektor und einen Logikblock, in dem das zeitliche Auftreten der Artefakte logisch verknüpft wird. Die Verknüpfung kann beispielsweise durch
10 logische Kombination von binären Signalen erfolgen, die das detektierte oder/und erwartete Auftreten von spezifischen Artefakten beschreiben. Alternativ können graduelle zeitliche Verläufe verwendet werden, die die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von spezifischen Artefakten beschreiben. Zur Kombination solcher Verläufe bietet sich beispielsweise die gezeigte Fuzzy-Logik an.

15

Wie vorstehend bereits erwähnt, enthält der Block "schneller Pfad" (ähnlich wie in Figur 6) weiterhin einen Baseline-Filter, einen Block zur Artefaktentfernung sowie einen Block, der die Hüllkurvenberechnung durchführt. Die Blöcke "Baseline-Filter" und Artefaktentfernung" werden von dem Ausgangssignal des Logikblocks moduliert. Beispielsweise werden
20 Parameter des Baseline-Filters (z.B. des Rangordnungsfilters) abhängig von dem Grad der Artefakterwartung angepasst. Ähnlich wird der Block "Artefaktentfernung" nur aktiv, wenn er entsprechend von dem Logikblock angesteuert wird.

Alle Blöcke des schnellen Pfades erhalten Zugriff auf die Parameter, die der langsame
25 Pfad 103 ermittelt hat, wie bereits erläutert wurde. So können die Detektoren optional an die jeweiligen Artefakteigenschaften angepasst werden. Diese Parameter sind zum Beispiel EKG-Parameter 1011, Crosstalk-Parameter 1012, Schluckaufparameter 1013, Netzartefaktparameter 1014, Parameter für Spontanatmung und weitere Parameter.

30 Nach der Artefaktentfernung können, wie nachfolgend unter Bezugnahme auf Figur 6 beschrieben wird, Qualitätsmaße berechnet werden, welche zur Verbesserung der Parameterbestimmung im langsamen Pfad verwendet werden können. Wenn sich beispielsweise nach der erfolgten Artefaktentfernung herausstellt, dass die Artefakte nicht vollständig entfernt wurden, könnten die entsprechenden Artefaktparameter angepasst
35 werden, um im Folgeschritt eine verbesserte Entfernung zu erreichen. Die Berechnung der Qualitätsmaße muss nicht im schnellen Pfad erfolgen. Wird sie im langsamen Pfad durchgeführt, werden dafür jedoch Signale aus dem schnellen Pfad benötigt. Dies

entspricht der Rückführung 317 in Figur 3B, was nachfolgend im größeren Detail beschrieben wird.

Figur 2 zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel der Filtervorrichtung der vorliegenden
5 Erfindung. Bei dieser Filtervorrichtung 200 erfolgt allgemein eine Quervernetzung von
Informationen zwischen mehreren Signalpfaden. Die Filtervorrichtung hat eine Mehrzahl
von Signaleingängen 1 bis n, die mit Bezugszeichen 201-1 bis 201-n bezeichnet sind, um
mehrere verschiedene physiologische Eingangssignale (z.B. elektromyographische
10 Signale, EKG-Signal, Atemfrequenz, etc.) von einem Patienten zu empfangen, die jeweils
sowohl einen Nutz- als auch einen Störanteil enthalten. Jedes dieser Eingangssignale
wird sowohl einem langsamen Signalpfad 203-1 bis 203-n als auch einem schnellen
Signalpfad 202-1 bis 202-n zugeführt. Die schnellen Signalpfade enthalten jeweils ein
vorzugsweise nichtlineares Filter, um eine schnelle Filterung zu bewirken, und die
15 langsamen Signalpfade enthalten jeweils ein vorzugsweise lineares Filter, um eine
langsame Filterung zu bewirken. An den Ausgängen der jeweiligen schnellen Signalpfade
202-1 bis 202-n liegen jeweils die im Wesentlichen entstörten Signale 204-1 bis 204-n an.
Die Ausgänge der langsamen Signalpfade 203-1 bis 203-n sind jeweils mit einer
Verrechnungs-/Entscheidungseinheit 205 verbunden, deren Ausgänge jeweils mit
20 schnellen Signalpfaden 202-1 bis 202-n gekoppelt sind. Auf diese Weise lassen sich die
Ausgänge der langsamen Signalpfade auf beliebige Weise mit gewünschten schnellen
Signalpfaden gekoppelt werden. Somit können Ergebnisse der langsamen Filterung eines
Signals beliebig auf die schnelle Filterung eines anderen Signals angewendet werden.

In Figuren 3A und 3B ist ein drittes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung
25 gezeigt. Die Filtervorrichtungen 300 und 310 aus Figuren 3A und 3B sind in ihrem
grundsätzlichen Aufbau den Filtervorrichtungen 100 und 110 aus Figuren 1A und 1B
ähnlich. Beide Filtervorrichtungen empfangen an ihren Eingängen 301 bzw. 311 ein
gestörtes (physiologisches) Signal, das einem schnellen Signalpfad 302/312 und einem
dazu parallel geschalteten langsamen Signalpfad 303/313 zugeführt. Der Ausgang
30 304/314 des schnellen Signalpfades liegt ein nahezu entstörtes Signal an, das einem
Gerät 309/319 (z.B. einem Beatmungsgerät) zugeführt wird. Wie in Figur 3A zu sehen,
wird das Ausgangssignal 304 als Rückkopplungssignal an den langsamen Signalpfad
303 zurückgeführt. In Figur 3B ist eine alternative Ausgestaltung gezeigt, in der ein Signal
von einer beliebigen Stelle des nichtlinearen Filters des schnellen Signalpfades 312 an
35 eine beliebige Stelle des linearen Filters des langsamen Signalpfades 313 zurückgeführt
wird. Im Vergleich zum ersten Ausführungsbeispiel ist in den Ausgestaltungen der Figuren
3A/3B eine zusätzliche Rückführung von einem Ausgang des gespeisten externen

Gerätes 309/319 auf den langsamen Signalpfad 303/313 vorgesehen. Hierdurch wird eine automatische Adaption der Signalverarbeitung ermöglicht.

Das in Figur 4 gezeigte Ausführungsbeispiel ist ähnlich dem in Figur 2 gezeigten
5 Ausführungsbeispiel mit der Ausnahme, dass ein externes Gerät 409-1 mit den
Ausgängen 404-1 bis 404-n der schnellen Signalpfade 402-1 bis 402-n gekoppelt ist. Ein
Ausgang dieses Geräts 409-1 ist mit einem Eingang der Verrechnungs-
/Entscheidungseinheit 405 gekoppelt. Ferner sind die Ausgänge der schnellen
Signalpfade 402-1 bis 402-n mit der Verrechnungs-/ Entscheidungseinheit 405
10 rückgekoppelt.

Figuren 5A bis 5C zeigen beispielhaft Darstellungen eines durch das EKG gestörten
elektromyographischen Signals zur Erläuterung der Funktion des ersten Ausführungs-
beispiels. Im schnellen Signalpfad ist ein nichtlineares Filter basierend auf einer
15 Ausreißeranalyse (Vergleich mit fester Schwelle, gestrichelte horizontale Linie) realisiert,
um die R-Zacken des EKGs zu entfernen (Fig. 5A, $t=50$, $t=120$, $t=290$). Das Ergebnis der
Filterung zeigt Fig. 5B: die gepunkteten Signalanteile wurden entfernt. Neben den R-
Zacken ist jedoch auch ein Teil des Nutzsignals betroffen, das ebenfalls entfernt wird
($t=105$, $t=130$).

20 Um besser zwischen Nutzsignal und R-Zacken unterscheiden zu können, wird für Fig. 5C
nun anstelle einer festen Schwelle der langsame Pfad mit einem Standard-QRS-
Erkennungsverfahren (z.B. Pan-Tompkins [siehe J. Pan and WJ. Tompkins: A real time
QRS detection algorithm, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32,
25 No. 3, March 1985]) versehen, der als Parameter für den schnellen Pfad die Höhe der
letzten R-Zacke liefert. Diese wird im schnellen Pfad für die Unterscheidung zwischen
Nutzsignal und R-Zacke verwendet, indem die Schwelle (gestrichelte Linie) nachgestellt
wird.

30 Figur 6 ist eine detaillierte Darstellung eines bevorzugten Ausführungsbeispiels einer
Filtervorrichtung 600 mit einem langsamen und einem schnellen Signalpfad. Der schnelle
Signalpfad 602 enthält ein Baselinefilter 605, einen Block 606 zum Entfernen eines EKG-
Signals (bzw. Ausreißer), eine Hüllkurvenberechnungseinheit 607 und eine Einheit 608
zum Berechnen eines Qualitätsmaßes. Das gestörte Eingangssignal 601 wird einem
35 Eingang des Baselinefilters 605 zugeführt, dessen Ausgang mit einem ersten Eingang
des Blocks 606 zum Entfernen des EKG-Signals gekoppelt ist. Dabei durchläuft das
Eingangssignal das Baselinefilter, das tieffrequente Anteile (z.B. die R-Zacke des im

Eingangssignal enthaltenen EKG-Signals) des Eingangssignals entfernt und als linearer Filter mit Hochpasscharakteristik oder als nichtlinearer Filter ausgelegt sein kann. Der Block 606 zur EKG-Entfernung hat zwei Ausgänge, von denen ein erster Ausgang mit einem Eingang der Hüllkurvenberechnungseinheit 607 und ein zweiter Ausgang mit einem ersten Eingang der Einheit 608 zum Berechnen eines Qualitätsmaßes gekoppelt sind. Der Ausgang der Hüllkurvenberechnungseinheit 607 liefert das im Wesentlichen entstörte Ausgangssignal 604, das sowohl am Ausgang des schnellen Signalpfades 602 (und somit am Ausgang der Filtervorrichtung) zur Verfügung steht als auch einem zweiten Eingang der Einheit 608 zugeführt wird. Der Block 606 zum Entfernen eines EKG-Signals hat einen zweiten Eingang, dem ein dynamischer Schwellwert zugeführt wird, der von einer Einheit 611 zur Schwellwertberechnung des langsamen Signalpfades 603 geliefert wird, was nachfolgend in größerem Detail erläutert wird. Ferner hat die Einheit 608 zum Berechnen eines Qualitätsmaßes einen Ausgang, auf dem ein Signal an einen ersten Eingang der Einheit 611 zur Schwellwertberechnung und an einen zweiten Eingang einer EKG-Signalerkennungseinheit 609 des langsamen Signalpfades 603 ausgegeben wird, wobei dieses Signal dem Qualitätsmaß entspricht, auf Basis dessen die Schwellwertberechnung und die EKG-Signalerkennung durchgeführt wird.

Das Baselinefilter 605 des schnellen Signalpfades 602 hat allgemein die Aufgabe, eine Grundlinie ("Baseline") des gestörten Eingangssignals 601 zu beseitigen. Die Grundlinie besteht typischerweise aus einem Gleichanteil (Frequenz gleich Null) und niederfrequenten Anteilen. Dieses Baselinefilter 605 ist hier als nichtlineares Filter ausgelegt, um einerseits möglichst geringe Signalverzögerungszeiten zu erreichen und um andererseits die Form des EKG-Signals (bzw. Ausreißer) so wenig wie möglich zu verändern. Dies ist insbesondere deshalb ein Problem, weil die R-Zacke des EKGs üblicherweise eine Dreieckform aufweist, die einen Gleichanteil enthält. Dieser Gleichanteil wird durch die bekannten linearen Filter (hier Hochpassfilter) grundsätzlich hin zu einem bipolaren Signal verändert, da die R-Zacke durch die lineare Filterung einer Faltung mit der Impulsantwort des Hochpassfilters unterworfen wird. Das in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel verwendete nichtlineare Filter basiert auf der Benutzung eines Rangordnungsfilters. Signalfilterungen auf Basis von Rangordnungsfiltern sind, anders als gleitende oder auf Basis vordefinierter Anzahlen von Messwerten durchgeführte Filterungen in der Art einer arithmetischen Mittelwertbildung, unempfindlich für Ausreißer im Signal. Rangordnungsfilter im Sinne der vorliegenden Erfindung sind beispielsweise Medianfilter, Extremwertfilter oder sogenannte „Smoothing“-Filter oder „einen Messwert auswählende Filter“, die aus einer vorbestimmten, in das Filter eingespeisten Messwertanzahl nach einer Rangordnung einen bestimmten Wert das Filter

passieren lassen, also beispielsweise den größten Messwert, den zweit- größten Messwert, den kleinsten Messwert, den zweit- kleinsten Messwert, einen mittleren Wert aus der Messwertanzahl oder einen nächstliegend größeren oder nächstliegend kleineren Wert zum mittleren Wert aus der Messwertanzahl. Solche Filter sind auch als folgende

5 Filtertypen „1 – aus- 3 – Filter“, „1 – aus- 5 – Filter“, „1 – aus- n – Filter“, „minimaler Wert – aus- 5 – Filter“, „maximaler Wert – aus- 5 – Filter“, „Minimum – aus- n – Filter“, „Maximum – aus- n – Filter“, „mittlerer Wert – aus- n – Filter“ bekannt (oft auch "Medianfilter" genannt) und werden beispielsweise vielfach im Bereich der Bildbearbeitung eingesetzt. Die beschriebenen Filtertypen sind im Rahmen der vorliegenden Erfindung nur in einer

10 beispielhaften Aufzählung genannt, welche in keiner Weise einschränkend auf die Bezeichnung eines Rangordnungsfilters, sondern vielmehr sind Modifikationen und Kombinationen dieser Typen im Sinne der vorliegenden Erfindung mit umfasst. Kennzeichnend für solche Rangordnungsfiler ist, dass ein Messwert das Filter unverändert passieren kann, anders als bei anderen Filtern, in denen mehrere Messwerte

15 zu einem neuen Wert am Filterausgang führen, wie beispielsweise bei einer arithmetischen Mittelwertfilterung. Durch Differenzbildung mit dem ungefilterten Signal entsteht ein Signal, das diese Ausreißer noch enthält, aber dennoch die Grundlinie entfernt. Ausreißer in Form der R-Zacke des EKG-Signals werden dabei in ihrer Form erhalten, aber mit verminderter Höhe und Länge. Diese Verminderung der Höhe und

20 Länge hängt mit der Verzögerungszeit des Baselinefilters 605 zusammen.

Der Block 606 zur EKG-Entfernung soll die Signalanteile entfernen, die dem EKG zuzuordnen sind. Dadurch, dass durch die Baselinefilterung des Baselinefilters 605 insbesondere die R-Zacke in ihrer Form nicht verzerrt wird, kann mittels einer Schwellwertdetektion auf einfache Weise die R-Zacke des EKGs erkannt werden. Ein geeigneter

25 Schwellwert, der durch die Einheit 611 zur Schwellwertberechnung des langsamen Signalpfades 603 geliefert wird, ist allerdings für eine effektive Erkennung bei gleichzeitig geringer Fehlerquote erforderlich. Ist eine R-Zacke (bzw. ein Ausreißer) erkannt, kann das Signal an dieser Stelle z.B. auf Null oder auf einen anderen geeigneten Wert gesetzt

30 werden. Dies erfolgt erfindungsgemäß in einer solchen Weise, dass die nachfolgende Hüllkurvenberechnung nicht wesentlich beeinträchtigt wird. Zum einen sollte der Zeitabschnitt des Ausreißers bzw. der Zeitabschnitt, bei dem das Signal auf einen geeigneten Wert gesetzt wird, so kurz wie möglich sein, damit keine Nutzsignalanteile ersetzt werden. Bei der vorliegenden Filtervorrichtung haben die genannten nichtlinearen Filter gegenüber

35 linearen Filtern den Vorteil, dass es kein Nachschwingen ("Klingeln") gibt, was dazu führt, dass Ausreißer durch das Baselinefilter 605 nicht zeitlich verlängert werden. Zum anderen muss die Berechnung der Hüllkurve während der Zeit des entfernten Ausreißers so

erfolgen, dass sich das Hüllkurvensignal stetig - und nicht sprunghaft - verändert. Bevorzugt wird die Hüllkurve während der Zeit des entfernten Ausreißers extrapoliert, um einen möglichst glatten Hüllkurvenverlauf zu erzielen.

- 5 Für eine Anwendung zur Steuerung eines Beatmungsgeräts ist die Berechnung der Hüllkurve sinnvoll, um daraus einen Triggerzeitpunkt zu generieren. Die Information, z.B. an welchen Stellen Ausreißer erkannt wurden, können in der Hüllkurvenberechnungseinheit 607 benutzt werden, etwa um einen glatten Hüllkurvenverlauf zu garantieren.
- 10 Aus den Signalen der EKG-Entfernung und/oder der Hüllkurvenberechnung sowie aus internen Variablen der EKG-Entfernung lässt sich ein Qualitätsmaß errechnen, das die Qualität dieser Stufe charakterisiert. Dieser Qualitätsmaß-Parameter kann in dem langsamen Signalpfad 603 benutzt werden. Das Qualitätsmaß kann z.B. angeben, mit welcher Wahrscheinlichkeit der Ausreißer zu Recht erkannt wurde - also wie sicher die
- 15 Entscheidung zur Eliminierung des Ausreißers war. Alternativ kann das Qualitätsmaß ein Signal- zu Rausch-Verhältnis darstellen.

Wie in Figur 6 gezeigt, enthält der langsame Signalpfad 603 eine EKG-Signalerkennungseinheit 609 (bzw. – allgemeiner ausgedrückt - eine Einheit zur Ausreißerererkennung), eine

20 Einheit 610 zur Bestimmung der Höhe und des Zeitpunkts des EKGs bzw. des Ausreißers sowie eine Einheit 611 zur Schwellwertberechnung. Die EKG-Signalerkennungseinheit 609 hat einen ersten Eingang, an dem das gestörte Eingangssignal 601 anliegt, und einen zweiten Eingang, dem das Parametersignal des Qualitätsmaßes von der Einheit 608 zum Berechnen des Qualitätsmaßes zugeführt wird. Die EKG-Signalerkennungseinheit 609 hat

25 ferner einen Ausgang, der mit einem ersten Eingang der Einheit 610 gekoppelt ist. Die Einheit 610 hat einen zweiten Eingang, an dem ebenfalls das gestörte Eingangssignal 601 anliegt, und einen Ausgang, der mit einem zweiten Eingang der Einheit 611 gekoppelt ist.

- 30 Die EKG-Signalerkennungseinheit 609 setzt typischerweise ein Standardverfahren ein, wie z.B. einen Pan-Tompkins-Algorithmus. Dabei spielt die damit verbundene Signalverzögerungszeit eine untergeordnete Rolle. Insbesondere lassen sich zur Filterung relativ langsame lineare Filter verwenden. Die Einheit 609 liefert üblicherweise den Zeitpunkt z.B. für das Maximum des EKGs, das normalerweise dem R-Peak zuzuordnen
- 35 ist. Dieser Zeitpunkt kann jedoch aufgrund der internen Signalverarbeitung in der EKG-Signalerkennung nicht exakt genug bestimmt werden. Um den genauen Zeitpunkt des Maximums und den entsprechenden Wert zu erhalten, erfolgt in der Einheit 610 zur

Bestimmung der Höhe und des Zeitpunkts des EKGs ein Vergleich mit dem Originalsignal. Diese Information dient dann bei der Schwellwertberechnung zur Bestimmung eines geeigneten Schwellwertes für die EKG-Entfernung im schnellen Signalpfad 602.

- 5 Das Qualitätsmaß, das im schnellen Signalpfad 602 berechnet wurde, lässt sich dann noch nutzen, um die EKG-Signalerkennung und die Schwellwertberechnung zu verbessern.

- 10 Vorstehend wurden Ausgestaltungen beschrieben, die auf das Entfernen von EKG-Artefakten gerichtet ist. Zusätzlich oder alternativ kann die Filtervorrichtung der vorliegenden Erfindung ausgestaltet sein, um Netzstörungen von 50 bzw. 60 Hz in einem Wechselspannungsnetz mit 230V bzw. 110V aus dem Eingangssignal herauszufiltern. Auch hier erfolgt die Signalverarbeitung in mehr als einem Pfad, d.h. in mindestens einem schnellen Signalpfad (entsprechend der Anforderung an möglichst kurze Verzögerung) und
- 15 mindestens einem langsamen Pfad, wobei die Ergebnisse der Berechnungen des langsamen Pfades erst später (z.B. nach Beendigung des aktuellen Atemzuges) verfügbar sein müssen.

- Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in dem mindestens einen langsamen
- 20 Signalpfad bevorzugt folgende Signalparameter ermittelt werden, die im schnellen Signalpfad für die Signalverarbeitung verwendet werden:

- EKG-Parameter zur Quantifizierung des Grades der Beeinflussung des physiologischen Signals durch Herzartefakte z.B. für die Entscheidung, ob QRS-Erkennung und QRS-Entfernung überhaupt durchzuführen sind

25

- weitere spezifische EKG-Parameter, z.B. Parameter der R-Zacken, der P-Wellen, der QRS-Komplexe, dabei jeweils
 - individuelle und mittlere Amplitudenhöhe, -breite oder -leistung der Artefakte sowie die Streuung (ggf. zusätzlich andere Parameter der Signalamplitudenverteilung)

30

 - individueller und mittlerer Abstand zwischen den Artefakten sowie die Streuung (ggf. zusätzlich andere Parameter der Signalamplitudenverteilung)
 - individuelle und mittlere Amplitudenhöhe oder -leistung der Signalabschnitte zwischen den Artefakten sowie deren Streuung (ggf. zusätzlich andere Parameter der Signalamplitudenverteilung)

35

 - Erwartungsfenster (ja/nein) für das erwartete Auftreten von spezifischen Artefakten bzw. des Nutzsignals
- Schluckparameter, z.B. Häufigkeit des Auftretens und der Intensität des Artefakts

- Crosstalk-Parameter zur Quantifizierung des Grades der Störung des physiologischen Signals durch Übersprechen (elektrische Aktivität anderer Muskeln) oder Bewegung. Dies kann durch Analysen der Korrelation des physiologischen Signals mit pneumatischen Signalen (z.B. Atemwegsfluss) erfolgen.
- 5 • Netzartefakte-Parameter zur Quantifizierung des Grades der Störung des physiologischen Signals durch Netzartefakte (50/60 Hz), z.B. für die Erkennung von gelockerten oder sogar abgefallenen Elektroden
- Parameter für Spontanatmung, z.B. Atemrate, Atemzugsdauer, Dauer der Inspiration, Dauer der Expiration, dabei jeweils der individuelle und mittlere Wert
10 sowie die Streuung (ggf. andere Parameter der Verteilung), z.B. für die Einstellung der Parameter der Hüllkurvenberechnung
- alternativ: graduelle zeitliche Verläufe, die die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von spezifischen Artefakten bzw. des Nutzsignals beschreiben

15 Es sei angemerkt, dass die obigen Parameter in Figur 1D im Block "langsamer Pfad" dargestellt sind.

Diese Parameter dienen dazu, in dem mindestens einen schnellen Signalpfad mindestens eine (konstante oder dynamisch veränderliche) Schwelle so einzustellen, dass die Artefakte vom übrigen Nutzsignal leicht zu unterscheiden sind, und daraufhin die Artefakte
20 aus dem Nutzsignal zu entfernen.

Grundsätzlich erfolgt die Entfernung der Artefakte mit einem (ggf. dynamischen) Vorlauf und einem (ggf. dynamischen) Nachlauf. Das heißt, das Zeitfenster, das den Artefakt
25 beinhaltet, ist entweder konstant oder abhängig von den im langsamen Signalpfad ermittelten Parametern der Artefakte (z.B. der Breite oder/und Höhe). Für Artefakte, die z.B. so klein sind, dass sie mittels einer Schwelle nicht präzise detektiert werden können (z.B. P-Wellen), ist es möglich, mittels eines aus dem langsamen Pfad bestimmten Erwartungsfensters (oder graduellen Verlaufs der Wahrscheinlichkeit) den Artefakt hart
30 auszuschneiden und ihn durch ein simuliertes Nutzsignal zu ersetzen oder durch Adaption von Signalverarbeitungsverfahren anderweitig unwirksam zu machen. Letzteres kann durch Umschalten der Filtercharakteristik oder durch graduelle Anpassung der Filterparameter erfolgen – innerhalb des Erwartungsfensters oder abhängig vom Wahrscheinlichkeitsverlauf.

35

Schließlich wird für das artefaktbereinigte Nutzsignal ein Maß bestimmt, welches den Grad der elektrischen Muskelaktivität repräsentiert. Hierfür können die Hüllkurve, ein

Zähler für Signal-Nulldurchgänge, der Verlauf der RMS-Werte oder ein anderes Leistungsmaß verwendet werden. Das Leistungsmaß des artefaktbereinigten Nutzsignals dient zum Monitoring der Atemaktivität und/oder zur Steuerung der Beatmung durch ein Beatmungsgerät.

- 5 Die in der Figur 1B beschriebene Signalfilterung ist an dieser Stelle in einer besonderen erfindungsgemäßen Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Verfahrens auf Basis programmierten Quellcodes für eine Implementierung in Software nochmals dargestellt.

10 In einem Verfahren zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale mit einem Nutzanteil und einem Störanteil,

- wird an einem Signaleingang eines schnellen Signalpfades 112 und parallel und zeitlich gleichzeitig dazu in einen Signaleingang eines langsamen Signalpfad 113 ein gestörtes physiologisches Signal 111 als Eingangssignal eingespeist,
- 15 - wird im schnellen Signalpfad eine 112 eine schnelle Filterung durchlaufen,
- wird im langsamen Signalpfad 113 eine langsame Filterung durchlaufen,
- wird ein Parameter 116 des langsamen Signalpfades 113 in den schnellen Signalpfad 112 eingespeist,
- wird ein Rückführungssignal 117 des schnellen Signalpfad 113 in den langsamen
- 20 Signalpfad 112 zurück geführt,
- liegt ein entstörtes physiologisches Signal 114 als gefiltertes Ausgangssignal an, welches gegenüber dem Durchlauf des schnellen Signalpfades 112 unverzögert ist.

25 In diesem erfindungsgemäßen Verfahren wird im schnellen Signalpfad 112 eine schnelle nichtlineare Filterung vorgenommen, wobei der Störanteil des physiologischen Signals nicht vollständig durch die schnelle Filterung unterdrückt wird. Die schnelle Filterung im schnellen Signalpfad 112 wird dabei vorzugsweise auf nichtlineare Weise durchgeführt.

30 In diesem erfindungsgemäßen Verfahren wird im langsamen Signalpfad 113 eine langsame Filterung vorgenommen, wobei der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen vollständig durch die langsame Filterung unterdrückt wird. Die langsame Filterung im langsamen Signalpfad 113 wird dabei vorzugsweise auf lineare Weise durchgeführt.

35 In diesem erfindungsgemäßen Verfahren werden der langsame Signalpfad 113 und der schnelle Signalpfad 112 parallel durchlaufen, wobei sich nach dem parallelen Durchlauf ein entstörtes Signal 114 als gefiltertes Ausgangssignal ergibt, welches im Wesentlichen

den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen unterdrückt wird.

Bezugszeichenliste

	100	Filtervorrichtung
5	101	Eingangssignal
	101a	pneumatische Signale
	102	schneller Signalpfad
	103	langsamer Signalpfad
	104	Ausgangssignal
10	106	Signalleitung
	107	Artefakt-Analyse-Block
	110	Filtervorrichtung
	111	Eingangssignal
	112	schneller Signalpfad
15	113	langsamer Signalpfad
	114	Ausgangssignal
	116	Signalleitung, Verbindung, Parameter
	117	Signalleitung, Verbindung, Rückführungssignal
	200	Filtervorrichtung
20	201-1 bis 201-n	Eingangssignal
	202-1 bis 202-n	schneller Signalpfad
	203-1 bis 203-n	langsamer Signalpfad
	204-1 bis 204-n	Ausgangssignal
	205	Verrechnungs-/Entscheidungseinheit
25	300	Filtervorrichtung
	301	Eingangssignal
	302	schneller Signalpfad
	303	langsamer Signalpfad
	304	Ausgangssignal
30	306	Signalleitung, Verbindung,
	307	Signalleitung , Verbindung,
	308	Signalleitung , Verbindung,
	309	externes Gerät
	310	Filtervorrichtung
35	311	Eingangssignal
	312	schneller Signalpfad
	313	langsamer Signalpfad

	314	Ausgangssignal
	316	Signalleitung, Verbindung,
	317	Signalleitung, Verbindung,
	319	externes Gerät
5	400	Filtervorrichtung
	401-1 bis 401-n	Eingangssignal
	402-1 bis 402-n	schneller Signalpfad
	403-1 bis 403-n	langsamer Signalpfad
	404-1 bis 404-n	Ausgangssignal
10	405	Verrechnungs-/Entscheidungseinheit
	409-1	externes Gerät
	600	Filtervorrichtung
	601	Eingangssignal
	602	schneller Signalpfad
15	603	langsamer Signalpfad
	604	Ausgangssignal
	605	Baselinefilter
	606	Block zum Entfernen eines EKG-Signals
	607	Hüllkurvenberechnungseinheit
20	608	Einheit zum Berechnen eines Qualitätsmaßes
	609	EKG-Signalerkennungseinheit
	610	Einheit zur Bestimmung der Höhe und des Zeitpunkts des EKGs
	611	Einheit zur Schwellwertberechnung
25	1001	QRS-Detektor
	1002	P-Wellen-Detektor
	1003	Netzartefakt-Detektor
	1004	Crosstalk-Detektor
	1005	Schluckauf-Detektor
30	1006	weitere Detektoren
	1008	Baseline-Filter
	1009	Artefakt-Entfernung
	1010	Hüllkurvenberechnung
	1011	EKG-Parameter
35	1012	Crosstalk-Parameter
	1013	Schluckaufparameter
	1014	Netzartefaktparameter

1015

Parameter für Spontanatmung

Patentansprüche

1. 5 Filtervorrichtung (100; 110; 300) mit:
einem Signaleingang (101; 111; 301; 311), an dem ein Eingangssignal anliegt, das einen Nutzanteil und einen Störanteil enthält;
einem schnellen Signalpfad (102; 112; 302; 312) und einem parallel dazu angeordneten langsamen Signalpfad (103; 113; 303; 313);
10 wobei der Signaleingang mit Eingängen des schnellen Signalpfades und des langsamen Signalpfades gekoppelt ist;
wobei der schnelle Signalpfad ein Filter enthält, um eine schnelle Filterung des Eingangssignals zu bewirken;
wobei der langsame Signalpfad ein Filter enthält, um eine langsame Filterung des Eingangssignals zu bewirken;
15 wobei ein Ausgang des langsamen Signalpfades über eine Signalleitung (106; 116; 306; 316) mit dem schnellen Signalpfad gekoppelt ist; und
einem Signalausgang (104; 114; 304; 314), der mit einem Ausgang des schnellen Signalpfades gekoppelt ist und an dem ein Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen Nutzanteile des Eingangssignals enthält.
20
2. Filtervorrichtung nach Anspruch 1, bei der der schnelle Signalpfad ein Filter mit nichtlinearen Eigenschaften aufweist und der langsame Signalpfad ein Filter mit linearen Eigenschaften oder ein adaptives Filter aufweist.
- 25 3. Filtervorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, mit einer weiteren Signalleitung (117; 317), über die ein Signal von dem schnellen Signalpfad an den langsamen Signalpfad zurückgeführt wird, um das funktionale Verhalten des langsamen Signalpfades zu beeinflussen.
- 30 4. Filtervorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der ein Ausgang des schnellen Signalpfades (302) über eine Signalleitung (308) mit einem Eingang des langsamen Signalpfades (303) gekoppelt ist.
- 35 5. Filtervorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der an dem Signaleingang physiologische Signale von einem Patienten anliegen, die nach ihrer Filterung zur Ansteuerung eines Beatmungsgerätes (309; 319) verwendet werden.

6. Filtervorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der der langsame Signalpfad (103; 113; 203-1 bis 203-n; 303; 313; 603) mit einem Artefakt-Analyse-Block (107) versehen ist, der Eingänge für Zusatzsignale aufweist.

5

7. Filtervorrichtung (200; 400) mit einer Mehrzahl von Signaleingängen (201-1 bis 201-n; 401-1 bis 401-n), an denen jeweils ein Eingangssignal anliegt, das einen Nutzanteil und einen Störanteil enthält;
einer Mehrzahl von parallel angeordneten schnellen Signalpfaden (202-1 bis 202-n; 402-1 bis 402-n);
einer Mehrzahl von parallel angeordneten langsamen Signalpfaden (203-1 bis 203-n; 403-1 bis 403-n);
wobei jeder der Mehrzahl von Signaleingängen jeweils mit einem Eingang der Mehrzahl von parallel angeordneten schnellen Signalpfaden und der Mehrzahl von parallel angeordneten langsamen Signalpfaden gekoppelt ist;
wobei jeder schnelle Signalpfad (202-1 bis 202-n; 402-1 bis 402-n) ein Filter enthält, um eine schnelle Filterung des Eingangssignals zu bewirken;
wobei jeder langsame Signalpfad (203-1 bis 203-n; 403-1 bis 403-n) ein Filter enthält, um eine langsame Filterung des Eingangssignals zu bewirken;
wobei jeder langsame Signalpfad (203-1 bis 203-n; 403-1 bis 403-n) über jeweilige Signalleitungen mit zugehörigen Eingängen einer Verrechnungs-/Entscheidungseinheit (205; 405) gekoppelt ist;
wobei jeder schnelle Signalpfad (202-1 bis 202-n; 402-1 bis 402-n) über jeweilige Signalleitungen mit zugehörigen Ausgängen der Verrechnungs-/Entscheidungseinheit (205; 405) gekoppelt ist; und
einer Mehrzahl von Signalausgängen (204-1 bis 204-n; 404-1 bis 404-n), die jeweils mit Ausgängen der schnellen Signalpfade (202-1 bis 202-n; 402-1 bis 402-n) gekoppelt sind und an denen jeweils Ausgangssignale anliegen, die im Wesentlichen Nutzanteile der Eingangssignale enthalten.

10

15

20

25

30

8. Filtervorrichtung nach Anspruch 7, bei der jeder der Mehrzahl von schnellen Signalpfaden ein Filter mit nichtlinearen Eigenschaften aufweist und jeder der Mehrzahl von langsamen Signalpfaden ein Filter mit linearen Eigenschaften oder ein adaptives Filter aufweist.

35

9. Filtervorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 8, bei der die Ausgänge (404-1 bis 404-n) der schnellen Signalpfade (402-1 bis 402-n) über jeweilige Signal-

leitungen mit zugehörigen Eingängen der Verrechnungs-/ Entscheidungseinheit (405) gekoppelt sind.

- 5 10. Filtervorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9 zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale von einem Patienten, die nach ihrer Filterung zur Ansteuerung eines Beatmungsgerätes verwendet werden.
- 10 11. Filtervorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der der langsame Signalpfad (103; 113; 203-1 bis 203-n; 303; 313; 603) mit einem Artefakt-Analyse-Block (107) versehen ist, der Eingänge für Zusatzsignale aufweist.
- 15 12. Verfahren zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale mit einem Nutzanteil und mit einem Störanteil, umfassend einen physiologischen Signal zu durchlaufenden schnellen Signalpfad (102; 112; 302; 312) mit einem Signaleingang und einem Signalausgang und umfassend einen parallel dazu vom physiologischen Signal zu durchlaufenden langsamen Signalpfad (103; 113; 303; 313) mit einem Signaleingang und einem Signalausgang, umfassend eine Verbindung (106;116;306;316), welche den Signalausgang des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) mit dem Signalausgang des langsamen Signalpfades (103; 113; 303; 313) als einen Signalausgang (104; 114; 304; 314) verbindet und umfassend eine weitere Verbindung (117; 317), welche den Signalausgang des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) mit dem Signaleingang des langsamen Signalpfades (103; 113; 303; 313) verbindet,
- 20 wobei das physiologische Signal parallel in den Eingang des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) und in den Eingang des langsamen Signalpfades (103; 113; 303; 313) eingekoppelt wird, wobei der schnelle Signalpfad (102; 112; 302; 312) schnell durchlaufen wird und am Signalausgang des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) ein gefiltertes Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals nicht vollständig durch die schnelle Filterung unterdrückt ist, wobei über die Verbindung (106;116;306;316) das Verhalten des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) beeinflusst wird, wobei
- 25 wobei der langsame Signalpfad (103; 113; 303; 313) langsam durchlaufen wird, wobei über die weitere Verbindung (117; 317) das Verhalten des langsamen Signalpfades (103; 113; 303; 313) beeinflusst wird und wobei am Signalausgang des langsamen Signalpfades (103; 113; 303; 313) ein gefiltertes Ausgangssignal
- 30
- 35

anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen durch die langsame Filterung unterdrückt ist, wobei am Signalausgang (104; 114; 304; 314) unverzögert gegenüber dem Signalausgang des schnellen Signalpfades (102; 112; 302; 312) ein gefiltertes Ausgangssignal anliegt, das im Wesentlichen den Nutzanteil des physiologischen Signals enthält und in dem der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen unterdrückt ist.

13. Verfahren zur Echtzeitfilterung physiologischer Signale mit einem Nutzanteil und einem Störanteil, wobei
- an einem Signaleingang eines schnellen Signalpfades (112) und parallel und zeitlich gleichzeitig dazu in einen Signaleingang eines langsamen Signalpfades (113) ein gestörtes physiologisches Signal (111) als Eingangssignal eingespeist wird, im schnellen Signalpfad eine (112) eine schnelle Filterung durchlaufen wird, im langsamen Signalpfad (113) eine langsame Filterung durchlaufen wird, ein Parameter (116) des langsamen Signalpfades (113) in den schnellen Signalpfad (112) eingespeist wird, ein Rückführungssignal (117) des schnellen Signalpfades (113) in den langsamen Signalpfad (112) zurück geführt wird, ein entstörtes physiologisches Signal (114) als gefiltertes Ausgangssignal anliegt, welches gegenüber dem Durchlauf des schnellen Signalpfades (112) unverzögert ist.
14. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 oder 13, wobei im schnellen Signalpfad (112) der Störanteil des physiologischen Signals nicht vollständig unterdrückt wird.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 oder 13, wobei im langsamen Signalpfad (113) der Störanteil des physiologischen Signals im Wesentlichen vollständig unterdrückt wird.

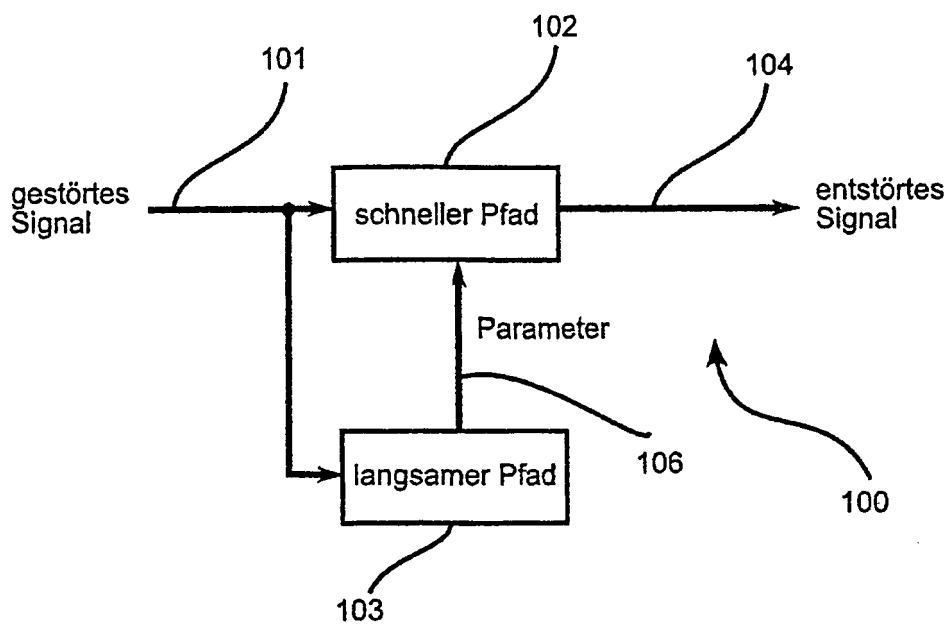


Fig. 1A

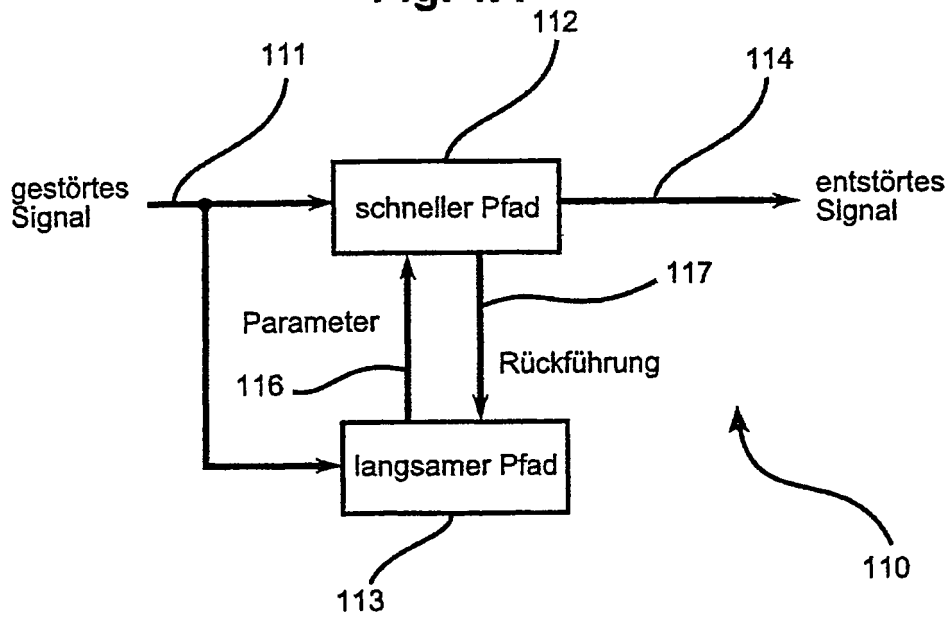


Fig. 1B

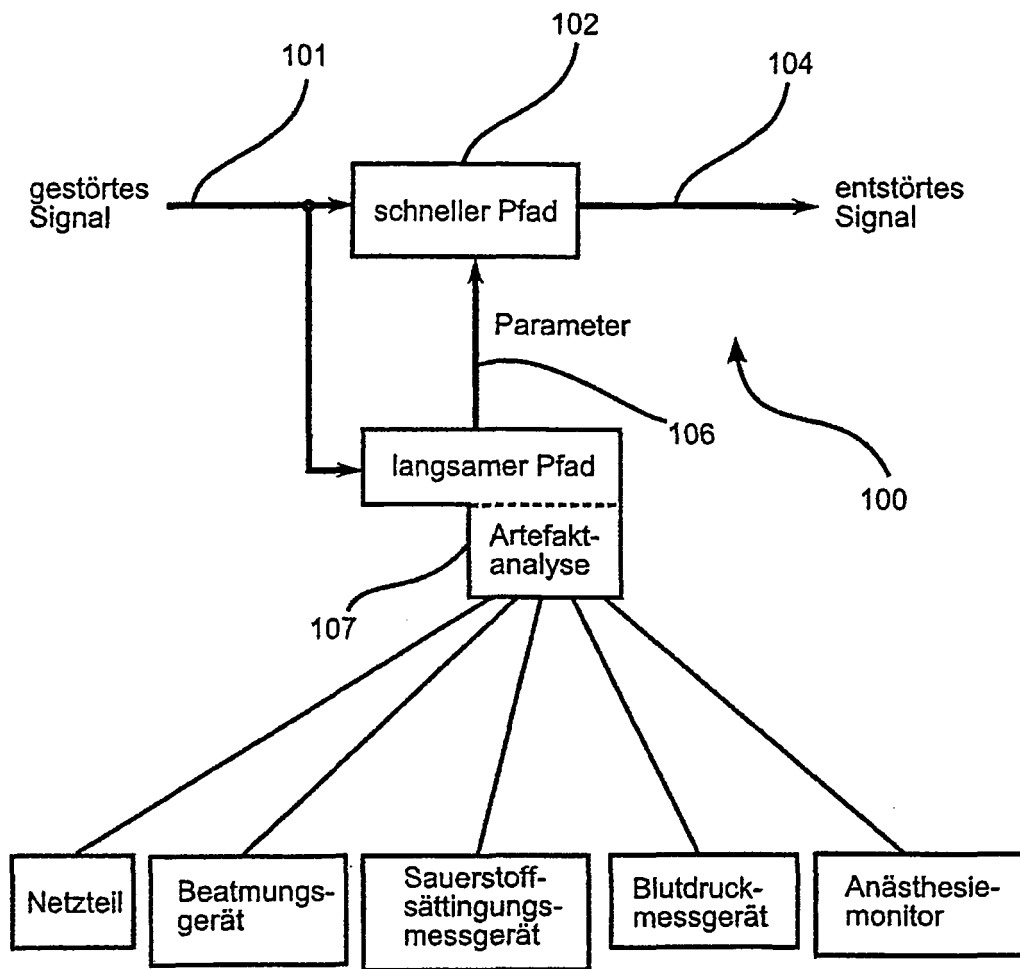


Fig. 1C

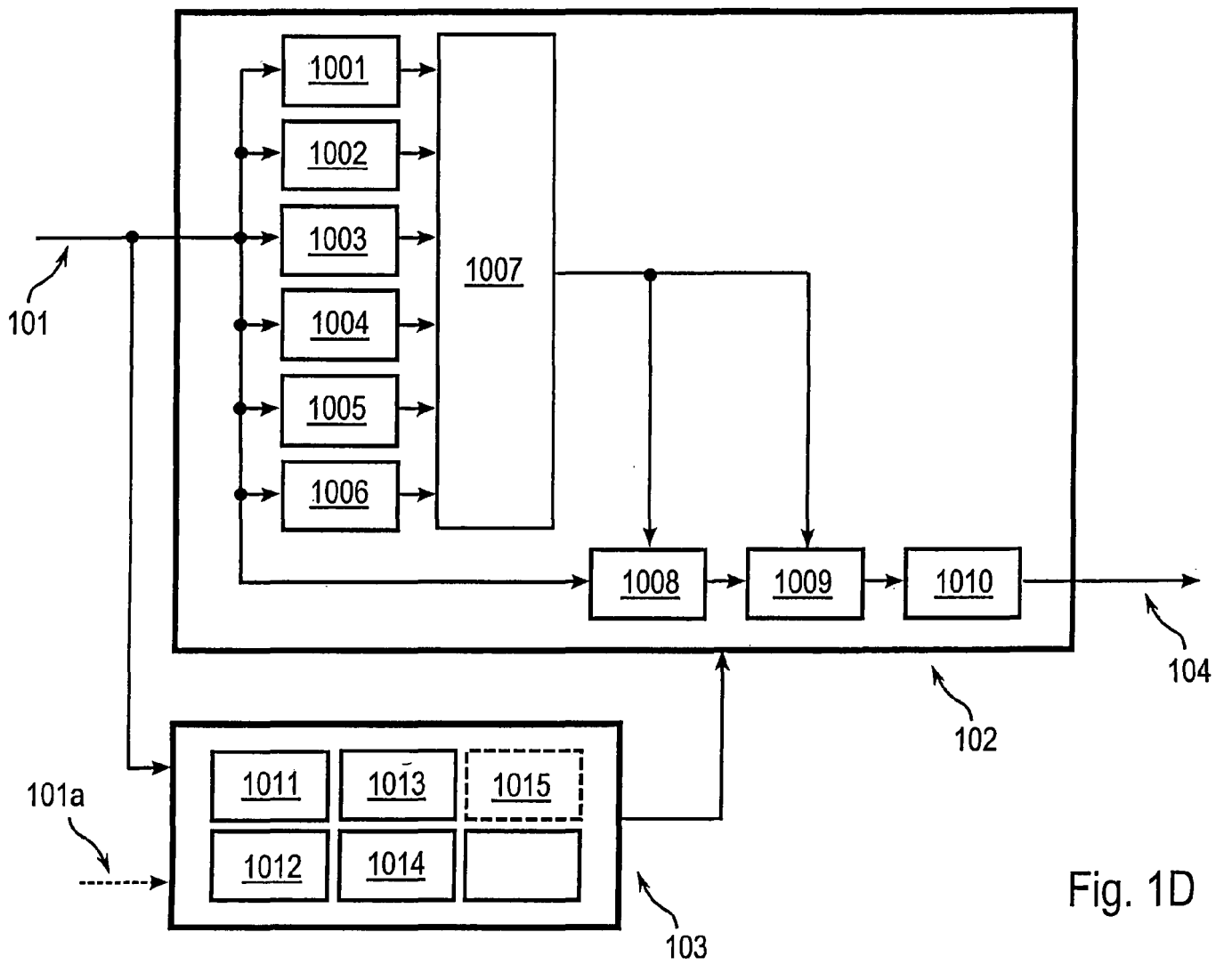


Fig. 1D

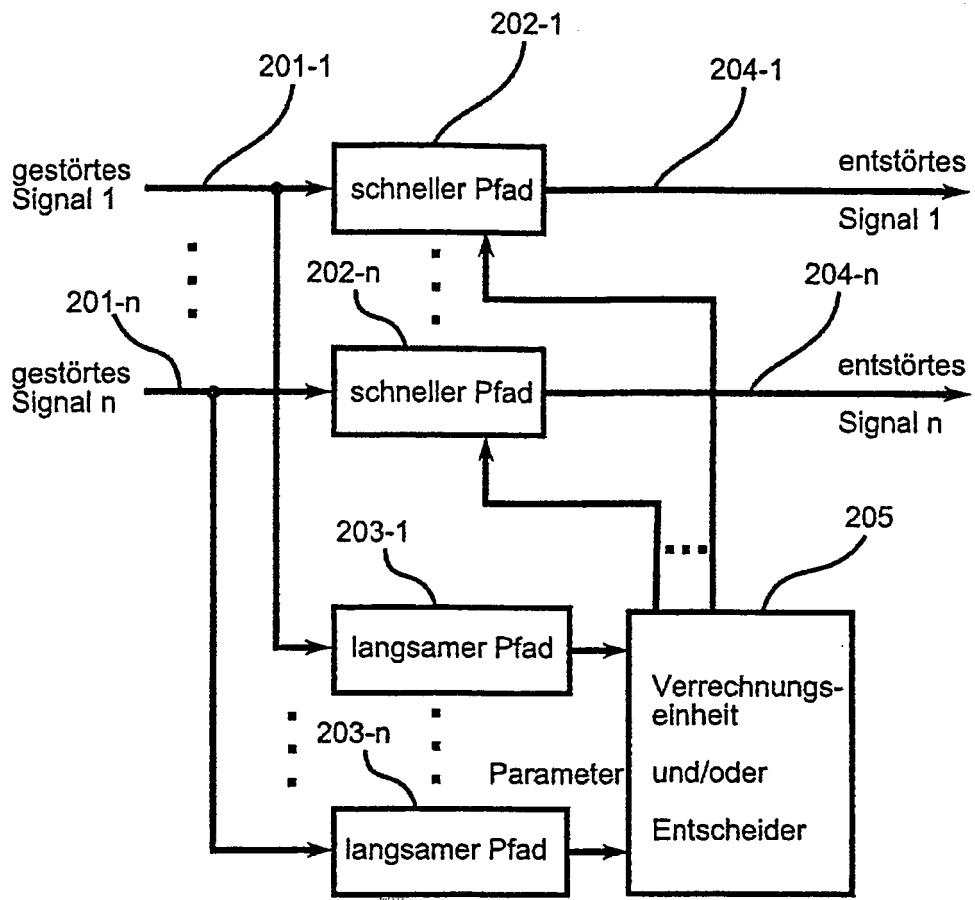


Fig. 2

200

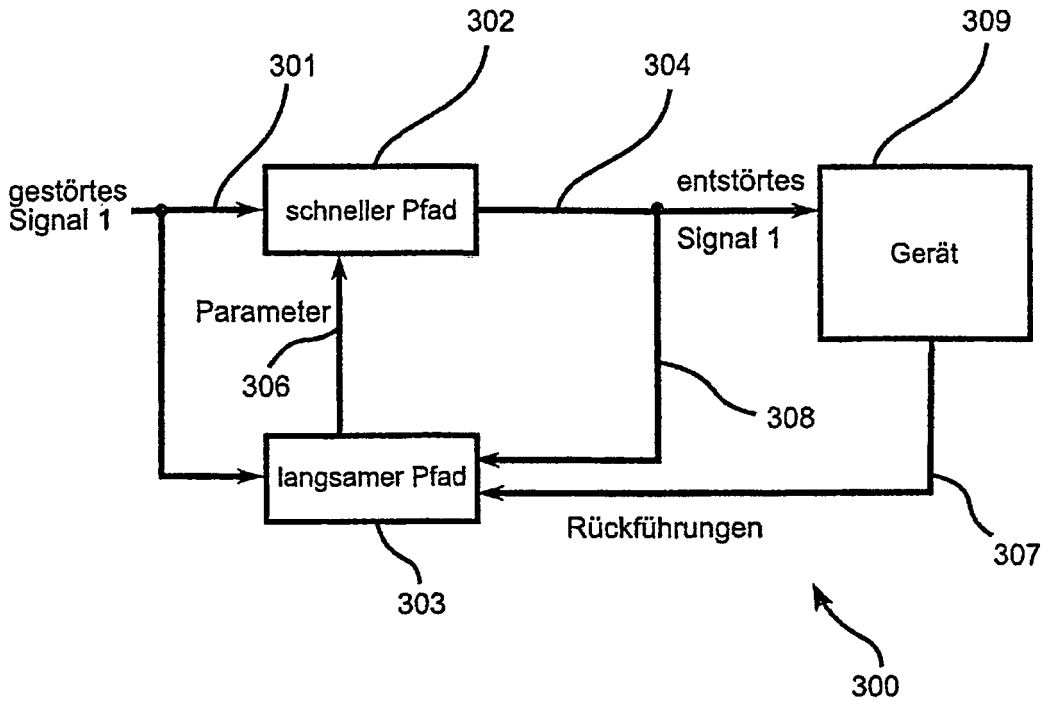


Fig. 3A

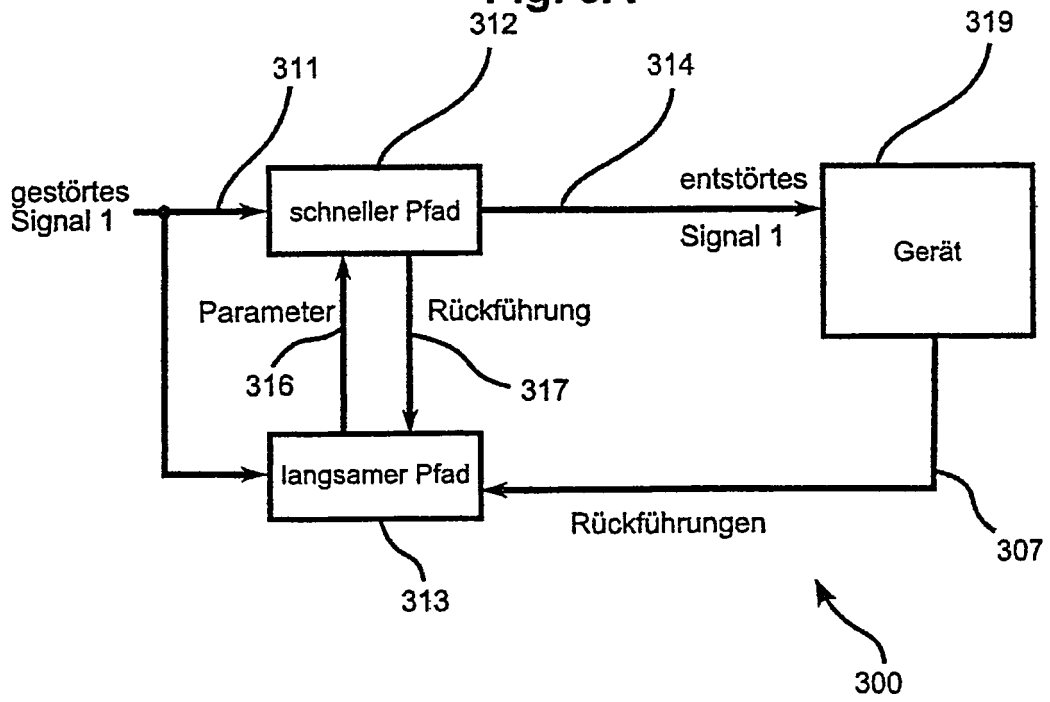


Fig. 3B

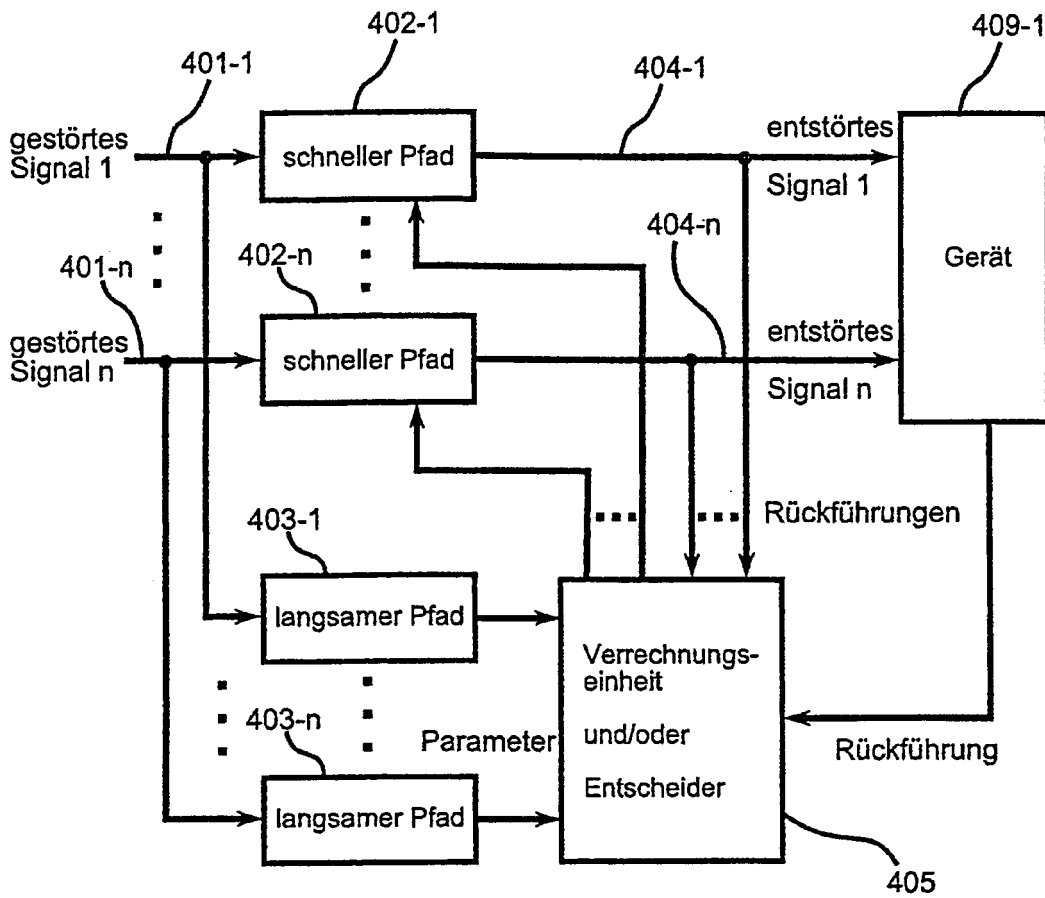


Fig. 4

ungefiltertes Eingangssignal

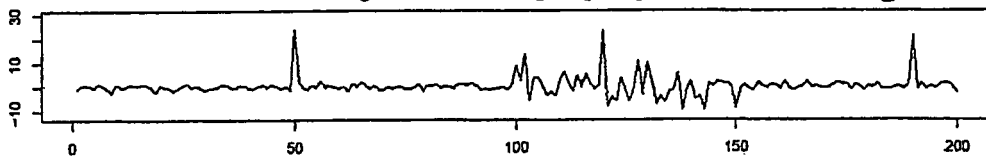


Fig. 5A

Signalanteil oberhalb fester Schwelle entfernt

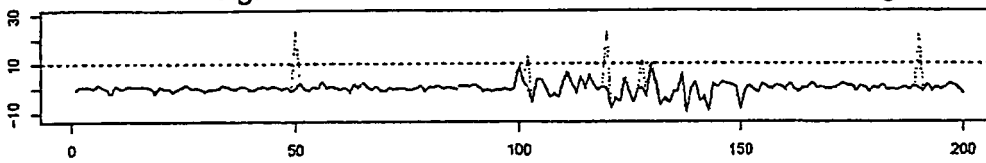


Fig. 5B

Signalanteil oberhalb angepasster Schwelle entfernt

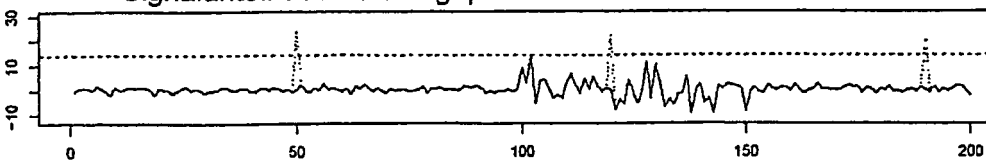


Fig. 5C

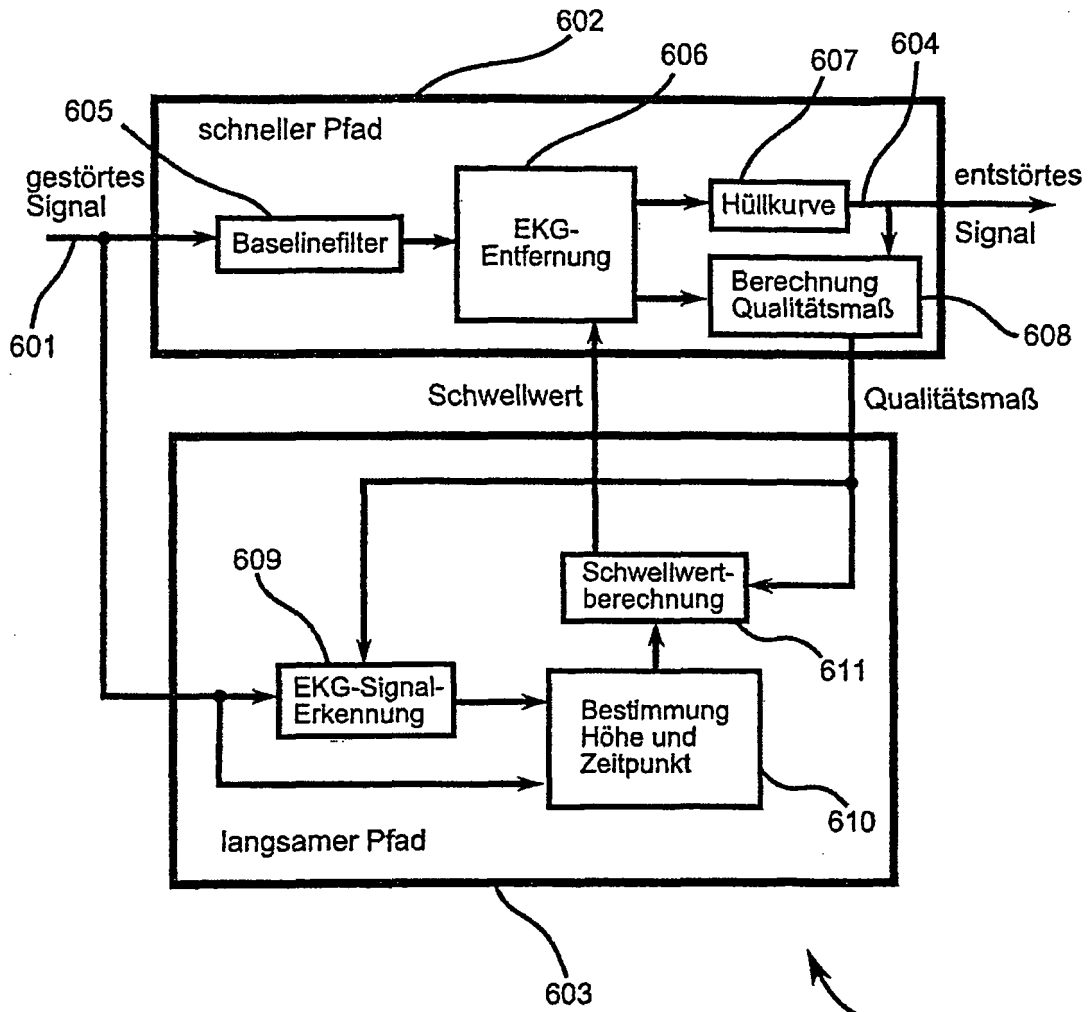


Fig. 6

600

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/001523A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61M16/00 H03H17/02
ADD. H03H21/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61M H03H A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2008/288199 A1 (BATRUNI ROY G [US]) 20 November 2008 (2008-11-20)	1,2,4, 6-8, 11-15
Y	paragraphs [0041], [0044], [0059]; figures 4B,22	5,10
Y	----- US 2008/308104 A1 (BLOMBERG URBAN [SE] ET AL) 18 December 2008 (2008-12-18) cited in the application abstract	5,10
X	----- US 2006/056641 A1 (NADJAR HAMID S [CA] ET AL NADJAR HAMID SHEIKHZADEH [CA] ET AL) 16 March 2006 (2006-03-16) cited in the application paragraphs [0038] - [0041], [0049]; figure 1 ----- -/--	1,3,7,9, 12,13

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 August 2012

Date of mailing of the international search report

30/08/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Koprinarov, Ivaylo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/001523

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 259 387 A (DEPINTO VICTOR M [US]) 9 November 1993 (1993-11-09) column 4; figure 10 -----	1,13
X	US 2009/122930 A1 (MENKHOFF ANDREAS [DE]) 14 May 2009 (2009-05-14) figures 3,4 -----	1,13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/001523

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 2008288199	A1	20-11-2008	US 2008288199 A1	20-11-2008
			US 2012029881 A1	02-02-2012

US 2008308104	A1	18-12-2008	CN 101203260 A	18-06-2008
			EP 1896102 A1	12-03-2008
			US 2008308104 A1	18-12-2008
			WO 2006131149 A1	14-12-2006

US 2006056641	A1	16-03-2006	AT 508419 T	15-05-2011
			CA 2481631 A1	15-03-2006
			DK 1638010 T3	16-01-2012
			DK 1804652 T3	05-09-2011
			EP 1638010 A2	22-03-2006
			US 2006056641 A1	16-03-2006
			US 2007265508 A1	15-11-2007
			WO 2006029529 A1	23-03-2006

US 5259387	A	09-11-1993	AU 2590692 A	05-04-1993
			US 5259387 A	09-11-1993
			WO 9305574 A1	18-03-1993

US 2009122930	A1	14-05-2009	DE 102008054153 A1	28-05-2009
			US 2009122930 A1	14-05-2009

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/001523

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61M16/00 H03H17/02
 ADD. H03H21/00

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61M H03H A61B

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

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

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2008/288199 A1 (BATRUNI ROY G [US]) 20. November 2008 (2008-11-20)	1,2,4, 6-8, 11-15
Y	Absätze [0041], [0044], [0059]; Abbildungen 4B,22	5,10
Y	US 2008/308104 A1 (BLOMBERG URBAN [SE] ET AL) 18. Dezember 2008 (2008-12-18) in der Anmeldung erwähnt Zusammenfassung	5,10
X	US 2006/056641 A1 (NADJAR HAMID S [CA] ET AL NADJAR HAMID SHEIKHZADEH [CA] ET AL) 16. März 2006 (2006-03-16) in der Anmeldung erwähnt Absätze [0038] - [0041], [0049]; Abbildung 1	1,3,7,9, 12,13
	----- -/--	

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

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
22. August 2012	30/08/2012

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

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 259 387 A (DEPINTO VICTOR M [US]) 9. November 1993 (1993-11-09) Spalte 4; Abbildung 10 -----	1,13
X	US 2009/122930 A1 (MENKHOFF ANDREAS [DE]) 14. Mai 2009 (2009-05-14) Abbildungen 3,4 -----	1,13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/001523

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2008288199 A1	20-11-2008	US 2008288199 A1 US 2012029881 A1	20-11-2008 02-02-2012
US 2008308104 A1	18-12-2008	CN 101203260 A EP 1896102 A1 US 2008308104 A1 WO 2006131149 A1	18-06-2008 12-03-2008 18-12-2008 14-12-2006
US 2006056641 A1	16-03-2006	AT 508419 T CA 2481631 A1 DK 1638010 T3 DK 1804652 T3 EP 1638010 A2 US 2006056641 A1 US 2007265508 A1 WO 2006029529 A1	15-05-2011 15-03-2006 16-01-2012 05-09-2011 22-03-2006 16-03-2006 15-11-2007 23-03-2006
US 5259387 A	09-11-1993	AU 2590692 A US 5259387 A WO 9305574 A1	05-04-1993 09-11-1993 18-03-1993
US 2009122930 A1	14-05-2009	DE 102008054153 A1 US 2009122930 A1	28-05-2009 14-05-2009

专利名称(译)	用于生理信号的数据处理的装置和方法		
公开(公告)号	EP2696924A1	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	EP2012715833	申请日	2012-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	德尔格医疗有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	德尔格医疗GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	德尔格医疗GMBH		
[标]发明人	SATTLER FRANK EGER MARCUS		
发明人	SATTLER, FRANK EGER, MARCUS		
IPC分类号	A61M16/00 H03H17/02 H03H21/00 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/0488 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61M16/00 A61M16/024 A61M2230/00 A61M2230/005 A61M2230/04 A61M2230/42 A61M2230/60 H03H17/0261 H03H17/0294 H03H2021/0083 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/0488 A61B5/14542 A61B5/4836 A61B5/725 A61M16/0051 A61M16/0057		
代理机构(译)	UEXKÜLL & STOLBERG		
优先权	102011016804 2011-04-12 DE		
其他公开文献	EP2696924B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种滤波器装置(100)，其具有信号输入(101)，其上施加输入信号，其包含有用分量和噪声分量，快速信号路径(102)和慢速信号路径(103)与此并行，其中快速信号路径和慢速信号路径耦合到信号输入端，快速信号路径包含一个滤波器以提示输入信号的快速滤波，慢速信号路径包含一个滤波器以便提示输入信号的慢速滤波，慢速信号路径的输出通过信号线(106)耦合到快速信号路径。耦合到快速信号路径的信号输出(104)具有施加到其上的输出信号，该输出信号基本上包含输入信号的有效分量。