





IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,  
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,  
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD,  
TG).

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

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz  
3)

---

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe (T) einer, insbesondere schlafenden, Person. Es werden laufend zu einzelnen Aufnahmezeitpunkten Höhenprofile (H) der Person (1) erstellt. Höhenprofile aus benachbarter Aufnahmezeitpunkte werden zu Segmenten zusammengefasst. Der Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich (21) angibt, wird als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt. Für jedes Höhenprofil (H) innerhalb des Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) wird jeweils gesondert der Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs (22) befindlichen Punkte des Höhenprofils (H) zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt. Für das Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) wird ein Signal ( $s_i$ ) ermittelt, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ( $t_1, \dots, t_p$ ) des Höhenprofils (H) der für dieses Höhenprofil (H) ermittelte Mittelwert zugeordnet wird. Basierend auf dem ermittelten Signal ( $s_i$ ), insbesondere basierend auf dessen Signalamplitude, werden ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe (T) charakterisierende Werte ermittelt

## Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere schlafenden, Person. Weiters betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe. Schließlich betrifft die Erfindung einen Datenträger mit einem Programm zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe.

Es werden laufend zu einzelnen Aufnahmezeitpunkten Höhenprofile der Person erstellt.

Höhenprofile aus benachbarten Aufnahmezeitpunkten werden zu Segmenten zusammengefasst. Der Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich angibt, wird als Betrachtungsbereich ausgewählt.

Für jedes Höhenprofil innerhalb des Segments wird jeweils gesondert der Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs befindlichen Punkte des Höhenprofils zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt. Für das Segment wird ein Signal ermittelt, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt des Höhenprofils der für dieses Höhenprofil ermittelte Mittelwert zugeordnet wird.

Basierend auf dem ermittelten Signal, insbesondere basierend auf dessen Signalamplitude, werden ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe charakterisierende Werte ermittelt

Aus dem Stand der Technik ist eine Vielzahl von Verfahren bekannt, mit denen die Atmungsaktivität einer Person, insbesondere während des Schlafs, aufgezeichnet wird.

Bei diesen bekannten Verfahren wird die zu untersuchende Person jeweils unmittelbar mit unterschiedlichen Sensoren verbunden, die die Person während des Schlafs stören können. Auch die mitunter zur sofortigen Auswertung der Sensorsignale verwendeten Kabel und Leitungen können den Schlaf der betreffenden Person stören.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Verfügung zu stellen, die für die zu untersuchende Person wenig störend ist und insbesondere berührungslos die Atmung feststellt.

Die Erfindung löst diese Aufgabe bei dem eingangs genannten Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1. Die Erfindung löst diese Aufgabe bei der eingangs genannten Vorrichtung mit den Merkmalen des Patentanspruchs 18.

Bei einem Verfahren zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere schlafenden, Person, sieht die Erfindung vor, dass mit einer auf die Person gerichteten Detektoreinheit laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten jeweils ein Höhenprofil der Person erstellt wird,

- 5 a) wobei im Höhenprofil eine Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum festgelegt ist, die auf der Oberfläche der Person oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person befindlichen Gegenstands liegen,
- b) wobei für jeden der Aufnahmezeitpunkte das jeweilige Höhenprofil in einer Datenstruktur abgespeichert und zur Verfügung gehalten wird,
- 10 c) wobei eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten, insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen zu einem Segment zusammengefasst wird,
- d) wobei ein Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich angibt als Betrachtungsbereich
- 15 ausgewählt wird,
- e) wobei für jedes Höhenprofil innerhalb des Segments jeweils gesondert der Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs befindlichen Punkte des Höhenprofils zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt wird, und für das Segment ein Signal ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt des
- 20 Höhenprofils der für dieses Höhenprofil ermittelte Mittelwert zugeordnet wird, und
- f) wobei basierend auf dem ermittelten Signal, insbesondere basierend auf dessen Signalamplitude, ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe charakterisierende Werte ermittelt wird oder werden.

25 Durch diese vorteilhaften Maßnahmen wird eine berührungslose Detektion der Atmung einer Person ermöglicht, die die zu untersuchende Person im Schlaf nicht stört. Insbesondere ist es nicht erforderlich, Sensoren am Körper der zu untersuchenden Person zu befestigen.

30 Eine vorteilhafte und numerisch einfache Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere schlafenden, Person, wobei mit einer auf die Person gerichteten Detektoreinheit laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten jeweils ein Höhenprofil der Person erstellt wird,

- a) wobei das Höhenprofil eine Anzahl von zumindest zwei Abstandswerten zur Festlegung
- 35 jeweils eines Punktes im Raum aufweist, wobei die einzelnen Abstandswerte jeweils den Abstand des Schnittpunktes eines relativ zur Detektoreinheit vorab festgelegten, insbesondere von der Detektoreinheit ausgehenden, Strahls mit der Oberfläche der

Person oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person befindlichen Gegenstands von einem Referenzpunkt oder einer Referenzebene angeben

b) wobei für jeden der Aufnahmezeitpunkte jeweils eine Datenstruktur erstellt wird, die das jeweilige Höhenprofil enthält, wobei sämtliche so erstellte Datenstrukturen jeweils dieselbe Größe aufweisen und jeweils Speicherpositionen für die einzelnen Abstandswerte des Höhenprofils aufweisen,

c) wobei eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten, insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen zu einem Segment zusammengefasst wird,

d) wobei eine Anzahl von Speicherpositionen der Datenstruktur, in denen Abstandswerte abgespeichert sind, die den Abstand des Bauch- oder Brustbereichs der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich angeben, als Betrachtungsbereich ausgewählt wird,

e) wobei für jedes Höhenprofil innerhalb eines Segments jeweils gesondert der Mittelwert der innerhalb des Betrachtungsbereichs befindlichen Abstandswerte ermittelt wird, und für das Segment ein Signal ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt des Höhenprofils der für dieses Höhenprofil ermittelte Mittelwert zugeordnet wird, und

f) wobei basierend auf dem ermittelten Signal, insbesondere basierend auf dessen Signalamplitude, ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe charakterisierende Werte ermittelt wird oder werden.

Eine alternative vorteilhafte und numerisch präzise Ausführungsform der Erfindung, die die Verwendung von Höhenprofilen in Form von allgemeinen Punktwolken ermöglicht, sieht vor, dass das Höhenprofil eine Punktwolke mit einer Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum beschreibt, die auf der Oberfläche der Person oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person befindlichen Gegenstands liegen.

Eine vorteilhafte Extraktion der Atmungstiefe aus dem Signal wird erreicht, indem zur Charakterisierung der Atemtiefe in einem Segment aus dem Signal zumindest ein Maximum und zumindest ein Minimum extrahiert werden und zumindest eine Differenz zwischen dem Maximum und dem Minimum als die Atemtiefe charakterisierender Wert für den dem Segment zugeordneten Zeitbereich herangezogen wird.

Eine alternative vorteilhafte Extraktion der Atmungstiefe aus dem Signal wird erreicht, indem das Signal einer spektralen Transformation, insbesondere Fourier-Transformation oder Cosinustransformation oder Wavelet-Transformation, unterworfen wird und innerhalb eines vorgegebenen Frequenzbands, insbesondere von 0,1 Hz bis 1 Hz, nach

demjenigen Spektralanteil mit der höchsten Signalenergie gesucht wird und die Signalenergie dieses Spektralanteils zur Charakterisierung der Atemtiefe in diesem Segment herangezogen wird.

- 5 Zur rauscharmen Extraktion von Atembewegungen, aus denen letztlich eine besonders gute Extraktion der Atemtiefe möglich ist, kann vorgesehen sein, dass das einem Segment zugeordnete Signal nach seiner Erstellung, insbesondere vor der Bestimmung des die Atemtiefe charakterisierenden Werts, einer Rauschfilterung unterzogen wird, wobei insbesondere
- 10 a) Signalanteile mit einer Frequenz von mehr als 0,5 Hz unterdrückt werden, und/oder  
b) Gleichanteile unterdrückt werden.

Der Verlauf der Atemtiefe über die Zeit kann vorteilhaft ermittelt werden, indem für eine

15 Anzahl von überlappenden oder nicht überlappenden Segmenten jeweils separat die Atemtiefe ermittelt wird.

Eine vorteilhafte adaptive Anpassung des Betrachtungsbereichs, die regelmäßig mit geringem Aufwand vorgenommen werden kann, sieht vor, dass der Betrachtungsbereich

20 für jedes Segment separat, insbesondere auf Grundlage des für das jeweils vorangehende Segment ermittelten Betrachtungsbereichs, ermittelt wird.

Besonders aussagekräftige Höhenprofile können erstellt werden, indem - das Höhenprofil durch eine zweidimensionale Matrixdatenstruktur umfassend eine Anzahl von Zeilen und

25 Spalten charakterisiert wird,

- ein Anzahl von in Zeilen und Spalten rasterförmig angeordneten Positionen vorgegeben wird, an denen jeweils die Abstandswerte des Höhenprofils bestimmt werden
  - die Matrixdatenstruktur ein Raster von derselben Größe und Struktur aufweist, und
  - die Matrixdatenstruktur erstellt wird, indem die an den jeweiligen Positionen
- 30 aufgenommenen Abstandswerte an den den Positionen im Raster entsprechenden Speicherpositionen in der Matrixdatenstruktur abgespeichert und zur Verfügung gehalten werden.

Um eine raschere Verarbeitung der Daten zu ermöglichen, den erforderlichen

35 Speicherplatz zu reduzieren sowie das auftretende Rauschen zu reduzieren, kann vorgesehen sein, dass die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt wird, wobei für

rechteckige, insbesondere die gesamte Matrixdatenstruktur abdeckende, und nicht überlappende Bildbereiche von jeweils gleicher Größe in der Matrixdatenstruktur jeweils ein mittlerer Abstandswert ermittelt wird und dieser mittlere Abstandswert dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkt der reduzierten Matrixdatenstruktur zugeordnet wird.

Eine vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs sieht vor, dass der Betrachtungsbereich gesetzt wird, indem

- a) im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, eine Anzahl von möglichen Betrachtungsbereichen vorab vorgegeben werden,
- b) für das jeweilige Segment die jeweilige Atemtiefe unter Zugrundelegung jedes der möglichen Betrachtungsbereiche ermittelt wird, und
- c) derjenige vorgegebene möglichen Betrachtungsbereich als Betrachtungsbereich herangezogen wird, für den die ermittelte Atemtiefe am größten ist.

Eine zweite vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs, die besonders auf anatomische Gegebenheiten Rücksicht nimmt, sieht vor, dass der Betrachtungsbereich gesetzt wird, indem

- a) im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, mittels Objekterkennung nach Bereichen gesucht wird oder dass vorab Bereiche ausgewählt werden, die einem menschlichen Kopf und Torso entsprechen, und

b) der den Torso abbildende Bereich des Höhenprofils, insbesondere der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, oder ein Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich ausgewählt wird, wobei insbesondere

- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Brustatmung der dem Kopf nahe Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich ausgewählt wird und/oder
- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Bauchatmung der dem Kopf ferne Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich ausgewählt wird.

Eine rasche Anpassung des Betrachtungsbereichs kann erreicht werden, indem für jedes zu untersuchende Segment oder für einzelne Höhenprofile eines Segments der Betrachtungsbereich mittels Objekterkennung an die im Segment vorliegenden Höhenprofile ausgehend von der Position des ausgewählten Betrachtungsbereichs im jeweils vorangehenden Segment adaptiv neu ermittelt wird.

Eine dritte vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs, die numerisch stabil und effizient ausführbar ist, sieht vor, dass der Betrachtungsbereich gesetzt wird, indem

- 5 a) für sämtliche Punkte des Höhenprofils, insbesondere für alle Einträge der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, separat die Varianz über das jeweilige Segment bestimmt wird, und
- b) ein Bereich oder mehrere Bereiche mit jeweils zusammenhängenden Punkten des Höhenprofils, deren jeweilige Varianz oberhalb eines unteren Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen Intervalls liegen, als Betrachtungsbereich ausgewählt wird
- 10 oder werden, insbesondere
- indem zusammenhängende Bereiche von Punkten als Betrachtungsbereich ausgewählt werden, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Punkten übersteigt
  - wobei insbesondere ein Bereich dann als zusammenhängend angesehen wird, wenn jeder Punkt des Bereichs ausgehend von einem anderen Punkt innerhalb dieses Bereichs

15 über jeweils benachbarte Pixel erreichbar ist,

  - wobei vorzugsweise Punkte des Höhenprofils dann als benachbart angesehen werden,
    - wenn sie durch benachbarte Einträge der Matrix-Datenstruktur festgelegt sind oder
    - wenn sie oder ihre Projektion auf eine horizontale Ebene im Raum einen einen

20 Schwellenwert unterschreitenden Abstand voneinander aufweisen.

Um Situationen, bei denen sich die zu untersuchende Person bewegt, detektieren zu können und die in diesen Situationen aufgenommenen fehlerhaften Messwerte verwerfen zu können, kann vorgesehen sein, dass der Betrachtungsbereich in zwei oder mehreren

25 aufeinander folgenden Segmenten separat ermittelt wird und ein Höhenprofil verworfen und eine Fehlermeldung ausgegeben wird, wenn sich der Betrachtungsbereich, insbesondere dessen Größe und/oder dessen Schwerpunkt, gegenüber dem jeweils vorangehenden Segment um einen vorgegebenen Schwellenwert verschiebt.

- 30 Zur verbesserten Detektion des Aussetzens der Atmung kann zusätzlich eine akustische Kontrolle vorgesehen sein. Hierbei ist vorgesehen, dass a) gleichzeitig parallel zur Aufnahme des Abstands der Person von der Detektoreinheit der von der Person abgegebene Schall ermittelt und in Form eines Audio-Signals mit einer Anzahl von Audio-Abtastwerten zur Verfügung gehalten wird,
- 35 b) das Audio-Signal in eine Anzahl von Audio-Segmente, insbesondere mit einer Länge von 100 ms bis 1 Sekunde, unterteilt wird und für jedes der Audio-Segmente untersucht wird, ob in diesem menschliche Atemgeräusche oder andere Geräusche enthalten sind,

und für jedes Audio-Segment jeweils ein Klassifikationsergebnis zur Verfügung gehalten wird,

c) zeitgleich aufgenommene Audio-Segmente und Segmente einander zugeordnet werden, und

5 d) nach Audio-Segmenten oder Segmenten mit geringer Atemtiefe oder mit fehlenden Atemgeräuschen gesucht wird und die einem solchen Audio-Segment oder Segment zugeordneten Segmente oder Audio-Segmente ebenfalls auf das Vorliegen geringer Atemtiefe oder fehlender Atemgeräuschen untersucht werden, und

10 e) für den Fall, dass in einander zugeordneten Segmenten und Audio-Segmenten jeweils geringe Atemtiefe und fehlender Atemgeräusche detektiert wurden, das Fehlen der Atmung der Person festgestellt wird.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung, die eine Detektion des Beginns und des Endes von Atemaussetzern ermöglicht, sieht vor, dass

15 a) ein Klassifikationssignal erstellt wird, das für jedes Audio-Segment jeweils zumindest ein Klassifikationsergebnis enthält, das die Art und Stärke des jeweiligen Geräuschs im Zeitbereich des jeweiligen Audio-Segment angibt,

20 b) dass jeweils eine Anzahl von aufeinander folgenden Audio-Segmente zu weiteren Audio-Segmenten, insbesondere mit einer Dauer von 5 bis 10 Sekunden zusammengefasst werden, die vorzugsweise dieselben Zeitbereiche umfassen wie die Segmente,

c) über die innerhalb eines weiteren Audio-Segments enthaltenen Klassifikationsergebnisse eine Mittelung vorgenommen wird und dem weiteren Audio-Segment der jeweilige Mittelwert zugewiesen wird,

25 d) ein weiteres Klassifikationssignal durch Interpolation der Mittelwerte der weiteren Audio-Segmente erstellt wird,

e) im weiteren Klassifikationssignal sowie im Atemtiefesignal nach Zeitpunkten gesucht wird, zu denen in den beiden Signalen starke Änderungen auftreten,

30 f) die so erkannten Zeitpunkte werden als umso relevanter eingestuft werden, je stärker die Änderung des jeweiligen Signals zum jeweiligen Zeitpunkt ist,

g) diesen Zeitpunkten jeweils ein diesbezüglicher Relevanzwert zugeordnet wird, und

h) jene Zeitpunkte als Startpunkte oder Endpunkte eines Atemstillstandes detektiert werden, für welche der Betrag des Relevanzwerts über dem Betrag eines Schwellwert liegt, wobei insbesondere

35 - der Schwellenwert gebildet wird, indem über einen Zeitbereich, insbesondere vor und/oder nach dem Vergleichszeitpunkt mit dem Referenzmaß ein Mittelwert des

Referenzmaßes gebildet wird und der Schwellenwert im Bereich zwischen 120% und 200% dieses Mittelwerts festgelegt wird.

5 Ein Verfahren zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens kann vorteilhaft auf einem Datenträger abgespeichert werden.

Die Erfindung betrifft weiters eine Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere schlafenden, Person, umfassend

10 - eine auf eine Schlafgelegenheit, insbesondere ein Bett ausrichtbare Detektoreinheit, die laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten jeweils ein Höhenprofil der Person erstellt, wobei im Höhenprofil eine Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum festgelegt ist, die auf der Oberfläche der Person oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person befindlichen Gegenstands liegen,

sowie

15 - eine Verarbeitungseinheit, die

a) für jeden der Aufnahmezeitpunkte das jeweilige Höhenprofil in einer Datenstruktur abgespeichert und zur Verfügung hält,

20 b) eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten, insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen zu einem Segment zusammenfasst,

c) einen Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich angibt als Betrachtungsbereich auswählt,

25 d) für jedes Höhenprofil innerhalb des Segments jeweils gesondert den Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs befindlichen Punkte des Höhenprofils zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt, und für das Segment ein Signal ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt des Höhenprofils der für dieses Höhenprofil ermittelte Mittelwert zugeordnet ist, und

e) insbesondere anschließend basierend auf diesem Signal oder dessen Signalamplitude einen die Atemtiefe charakterisierender Wert ermittelt.

30

Durch diese vorteilhaften Maßnahmen wird eine berührungslose Detektion der Atmung einer Person ermöglicht, die die zu untersuchende Person im Schlaf nicht stört. Insbesondere ist es nicht erforderlich, Sensoren am Körper der zu untersuchenden Person zu befestigen.

35

Eine vorteilhafte und numerisch einfache Ausführungsform der Erfindung sieht eine .  
Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere  
schlafenden, Person vor, umfassend

- eine auf eine Schlafgelegenheit, insbesondere ein Bett, ausrichtbare Detektoreinheit, die  
5 laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten jeweils ein Höhenprofil der  
Person erstellt, wobei das Höhenprofil eine Anzahl von zumindest zwei Abstandswerten  
zur Festlegung jeweils eines Punktes im Raum aufweist, wobei die einzelnen  
Abstandswerte jeweils den Abstand des Schnittpunktes eines relativ zur Detektoreinheit  
vorab festgelegten, insbesondere von der Detektoreinheit ausgehenden, Strahls mit der  
10 Oberfläche der Person oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person  
befindlichen Gegenstands von einem Referenzpunkt oder einer Referenzebene angeben  
sowie
- eine Verarbeitungseinheit, die
  - a) für jeden der Aufnahmezeitpunkte jeweils eine Datenstruktur erstellt, die das jeweilige  
15 Höhenprofil enthält, wobei sämtliche so erstellte Datenstrukturen jeweils dieselbe Größe  
aufweisen und jeweils Speicherpositionen für die einzelnen Abstandswerte des  
Höhenprofils aufweisen,
  - b) eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten, insbesondere  
innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen zu  
20 einem Segment zusammenfasst,
  - c) eine Anzahl von Speicherpositionen der Datenstruktur, in denen Abstandswerte  
abgespeichert sind, die den Abstand des Bauch- oder Brustbereichs der Person in  
Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich angeben, als  
Betrachtungsbereich auswählt,
  - 25 d) für jedes Höhenprofil innerhalb eines Segments jeweils gesondert den Mittelwert der  
innerhalb des Betrachtungsbereichs befindlichen Abstandswerte ermittelt, und für das  
Segment ein Signal ermittelt, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt des Höhenprofils  
der für dieses Höhenprofil ermittelte Mittelwert zugeordnet ist,
  - e) insbesondere anschließend basierend auf diesem Signal oder dessen Signalamplitude  
30 einen die Atemtiefe charakterisierenden Wert ermittelt.

Eine alternative vorteilhafte und numerisch präzise Ausführungsform der Erfindung, die  
die Verwendung von Höhenprofilen in Form von allgemeinen Punktwolken ermöglicht,  
sieht vor, dass die Detektoreinheit die Höhenprofile in Form von Punktwolken mit einer  
35 Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum erstellt, wobei die Punkte auf der  
Oberfläche der Person oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person  
befindlichen Gegenstands liegen.

Bei einer Vorrichtung zur Bestimmung zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe einer, insbesondere schlafenden, Person, sieht die Erfindung vor, dass die Verarbeitungseinheit zur Charakterisierung der Atemtiefe in einem Segment aus dem Signal zumindest ein  
5 Maximum und zumindest ein Minimum extrahiert und die zumindest eine Differenz zwischen dem Maximum und dem Minimum als die Atemtiefe charakterisierenden Wert für den dem Segment zugeordneten Zeitbereich zur Verfügung hält und gegebenenfalls heranzieht.

10 Eine numerisch einfache Filterung des Signals, die störendes Rauschen weitestgehend unterdrückt sieht vor, die Verarbeitungseinheit das Signal einer spektralen Transformation, insbesondere Fourier-Transformation, Cosinustransformation oder Wavelet-Transformation, unterzieht und innerhalb eines vorgegebenen Frequenzbands, insbesondere von 0,1 Hz bis 1 Hz, nach demjenigen Spektralanteil mit der höchsten  
15 Signalenergie sucht und die Signalenergie dieses Spektralanteils zur Charakterisierung der Atemtiefe in diesem Segment heranzieht.

Zur rauscharmen Extraktion von Atembewegungen, aus denen letztlich eine besonders gute Extraktion der Atemtiefe möglich ist, kann vorgesehen sein, dass die  
20 Verarbeitungseinheit das einem Segment zugeordnete Signal nach seiner Erstellung, insbesondere vor der Bestimmung des die Atemtiefe charakterisierenden Werts, einer Rauschfilterung unterzieht, wobei sie insbesondere

- a) Signalanteile mit einer Frequenz von mehr als 0,5 Hz unterdrückt, und/oder
- b) Gleichanteile unterdrückt.

25

Der Verlauf der Atemtiefe über die Zeit kann vorteilhaft ermittelt werden, indem die Verarbeitungseinheit für eine Anzahl von überlappenden oder nicht überlappenden Segmenten jeweils separat die Atemtiefe ermittelt.

30 Eine vorteilhafte adaptive Anpassung des Betrachtungsbereichs, die regelmäßig mit geringem Aufwand vorgenommen werden kann, sieht vor, die Verarbeitungseinheit den Betrachtungsbereich für jedes Segment separat, insbesondere auf Grundlage des für das jeweils vorangehende Segment ermittelten Betrachtungsbereichs ermittelt.

35 Besonders aussagekräftige und numerisch einfach handhabbare Höhenprofile können erstellt werden, indem die Verarbeitungseinheit

- das Höhenprofil durch eine zweidimensionale Matrixdatenstruktur umfassend eine Anzahl von Zeilen und Spalten charakterisiert,
  - eine Anzahl von in Zeilen und Spalten rasterförmig angeordneten Positionen vorgibt, an denen jeweils die Abstandswerte des Höhenprofils bestimmt
- 5 - die Matrixdatenstruktur ein Raster von derselben Größe und Struktur aufweist, und
- die Matrixdatenstruktur erstellt, indem sie die an den jeweiligen Positionen aufgenommenen Abstandswerte an den den Positionen im Raster entsprechenden Speicherpositionen in der Matrixdatenstruktur abspeichert und zur Verfügung hält.
- 10 Um eine raschere Verarbeitung der Daten zu ermöglichen, den erforderlichen Speicherplatz zu reduzieren sowie das auftretende Rauschen zu reduzieren, kann vorgesehen sein, dass die Verarbeitungseinheit die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt, wobei sie für rechteckige, insbesondere die gesamte Matrixdatenstruktur abdeckende,
- 15 und nicht überlappende Bildbereiche von jeweils gleicher Größe in der Matrixdatenstruktur jeweils einen mittleren Abstandswert ermittelt und diesen mittleren Abstandswert dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkt der reduzierten Matrixdatenstruktur zuordnet.
- 20 Eine vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs sieht vor, dass die Verarbeitungseinheit den Betrachtungsbereich festlegt, indem sie
- a) in der im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, eine Anzahl von möglichen Betrachtungsbereichen, vorab vorgibt,
  - b) für das jeweilige Segment die jeweilige Atemtiefe unter Zugrundelegung jedes der
- 25 möglichen Betrachtungsbereiche ermittelt, und
- c) denjenigen vorgegebenen möglichen Betrachtungsbereich als Betrachtungsbereich auswählt und heranzieht, für den die ermittelte Atemtiefe am größten ist.
- Eine zweite vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs, die
- 30 besonders auf anatomische Gegebenheiten Rücksicht nimmt, sieht vor, dass die Verarbeitungseinheit den Betrachtungsbereich festlegt, indem sie
- a) im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, mittels Objekterkennung nach Bereichen sucht oder Mittel zur Auswahl von Bereichen zur Verfügung stellt, die einem menschlichen Kopf und Torso entsprechen, und
- 35 b) den den Torso abbildenden Bereich der des Höhenprofils, insbesondere der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, oder ein Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich auswählt, wobei sie insbesondere

- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Brustatmung den dem Kopf nahen Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich auswählt und/oder
- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Bauchatmung den dem Kopf fernen Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich auswählt.

5

Eine rasche Anpassung des Betrachtungsbereichs kann erreicht werden, indem die Verarbeitungseinheit für jedes zu untersuchende Segment oder für einzelne Höhenprofile eines Segments den Betrachtungsbereich mittels Objekterkennung an die im Segment vorliegenden Höhenprofile ausgehend von der Position des ausgewählten

10 Betrachtungsbereichs im jeweils vorangehenden Segment adaptiv neu ermittelt.

Eine dritte vorteilhafte Methode zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs, die numerisch stabil und effizient ausführbar ist, sieht vor, dass die Verarbeitungseinheit den Betrachtungsbereich festlegt, indem sie

15

a) für sämtliche Punkte des Höhenprofils, insbesondere für alle Einträge der Matrixdatenstruktur, separat die Varianz der Werte über das jeweilige Segment bestimmt, und

20

b) einen Bereich oder mehrere Bereiche mit jeweils zusammenhängenden Punkten des Höhenprofils, deren jeweilige Varianz oberhalb eines unteren Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen Intervalls liegt, als Betrachtungsbereich auswählt, insbesondere

- indem sie zusammenhängende Bereiche als Betrachtungsbereich auswählt, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Punkten übersteigt

- wobei insbesondere ein Bereich dann als zusammenhängend gilt, wenn jeder Punkt des Bereichs ausgehend von einem anderen Punkt innerhalb dieses Bereichs über jeweils benachbarte Pixel erreichbar ist,

25

- wobei vorzugsweise Punkte des Höhenprofils dann als benachbart gilt,

- wenn sie durch benachbarte Einträge der Matrix-Datenstruktur festgelegt sind oder

30

- wenn sie oder ihre Projektion auf eine horizontale Ebene im Raum einen einen Schwellenwert unterschreitenden Abstand voneinander aufweisen.

Um Situationen, bei denen sich die zu untersuchende Person bewegt, detektieren zu können und die in diesen Situationen aufgenommenen fehlerhaften Messwerte verwerfen zu können, kann vorgesehen sein, die Verarbeitungseinheit den Betrachtungsbereich in

35 zwei oder mehreren aufeinander folgenden Segmenten separat ermittelt und ein Höhenprofil verwirft und gegebenenfalls eine Fehlermeldung ausgibt, wenn sich der

Betrachtungsbereich, insbesondere dessen Größe und/oder dessen Schwerpunkt, gegenüber dem jeweils vorangehenden Segment um einen vorgegebenen Schwellenwert verschiebt.

- 5 Zur verbesserten Detektion des Aussetzens der Atmung kann zusätzlich eine akustische Kontrolle vorgesehen sein. Hierbei ist vorgesehen, dass der Verarbeitungseinheit ein Mikrofon vorgeschaltet ist, das gleichzeitig parallel zur Aufnahme des Abstands der Person den von der Person abgegebene Schall in Form eines Audio-Signals an seinem Ausgang zur Verfügung hält und dieses Audio-Signal der Verarbeitungseinheit zugeführt
- 10 ist, und dass die Verarbeitungseinheit
- a) das Audio-Signal in eine Anzahl von Audio-Segmente, insbesondere mit einer Länge von 100 ms bis 1 Sekunde, unterteilt und für jedes der Audio-Segmente untersucht, ob in diesem menschliche Atemgeräusche oder andere Geräusche zu hören sind, und für jedes Audio-Segment jeweils ein Klassifikationsergebnis zur Verfügung hält,
  - 15 c) zeitgleich aufgenommene Audio-Segmente und Segmente einander zuordnet, und
  - d) nach Audio-Segmenten oder Segmenten mit geringer Atemtiefe oder mit fehlenden Atemgeräuschen sucht und die einem solchen Audio-Segment oder Segment zugeordneten Segmente oder Audio-Segmente ebenfalls auf das Vorliegen geringer Atemtiefe oder fehlender Atemgeräuschen untersucht, und
  - 20 e) für den Fall, dass in einander zugeordneten Segmenten und Audio-Segmenten jeweils geringe Atemtiefe und fehlende Atemgeräusche detektiert wurden, das Fehlen der Atmung der Person feststellt.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung, die eine Detektion des

25 Beginns und des Endes von Atemaussetzern ermöglicht, sieht vor, dass die Verarbeitungseinheit

- a) ein Klassifikationssignal erstellt, das für jedes Audio-Segment jeweils zumindest ein Klassifikationsergebnis enthält, das die Art und Stärke des jeweiligen Geräuschs im Zeitbereich des jeweiligen Audio-Segment angibt,
- 30 b) jeweils eine Anzahl von aufeinander folgenden Audio-Segmente zu weiteren Audio-Segmenten, insbesondere mit einer Dauer von 5 bis 10 Sekunden zusammenfasst, die vorzugsweise dieselben Zeitbereiche umfassen wie die Segmente,
- c) über die innerhalb eines weiteren Audio-Segments enthaltenen Klassifikationsergebnisse eine Mittelung vornimmt und dem weiteren Audio-Segment den
- 35 jeweiligen Mittelwert zuweist,
- d) ein weiteres Klassifikationssignal durch Interpolation der Mittelwerte der weiteren Audio-Segmente erstellt,

e) im weiteren Klassifikationssignal sowie im Atemtiefesignal nach Zeitpunkten sucht, zu denen in den beiden Signalen starke Änderungen auftreten, und

die so erkannten Zeitpunkte als umso relevanter eingestuft, je stärker die Änderung des jeweiligen Signals zum jeweiligen Zeitpunkt ist, wobei sie diesen Zeitpunkten jeweils ein diesbezügliches Relevanzmaß zuordnet, und

f) jene Zeitpunkten als Startpunkte oder Endpunkte eines Atemstillstandes detektiert, für welche der Betrag des Relevanzwerts über dem Betrag eines Schwellwert liegt, wobei sie insbesondere

- der Schwellenwert bildet, indem sie über einen Zeitbereich, insbesondere vor und/oder nach dem Vergleichszeitpunkt mit dem Referenzmaß ein Mittelwert des Referenzmaßes bildet und der Schwellenwert im Bereich zwischen 120% und 200% dieses Mittelwerts festlegt.

Mehrere Ausführungsbeispiele und Varianten der Erfindung werden anhand der folgenden Zeichnungfiguren näher beschrieben. **Fig. 1** zeigt ein Bett mit einer schlafenden Person. **Fig. 2** zeigt eine Ansicht des in **Fig. 1** dargestellten Betts von oben. **Fig. 2a** zeigt einen Signalverlauf des Signals bei einer Person mit normaler Atmung. **Fig. 2b** zeigt einen Signalverlauf des Signals bei einer Person mit einer Obstruktion der Atmung. In **Fig. 3** ist eine Folge von Signalen von zeitlich aufeinander folgenden Segmenten dargestellt. **Fig. 4** und **Fig. 5** zeigen eine erste Vorgehensweise zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs. **Fig. 6** zeigt ein alternatives Vorgehen zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs unter Zuhilfenahme von Objekterkennungsalgorithmen. **Fig. 7** und **Fig. 8** zeigen eine dritte Vorgehensweise zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs. **Fig. 9** zeigt eine Kombination eines auf der Auswertung von Höhenprofilen beruhenden Verfahrens mit einem akustischen Verfahren zur Erkennung von Atemaussetzern.

In **Fig. 1** ist ein Bett 10 von der Seite dargestellt. Das Bett 10 verfügt über einen Korpus, eine Matratze 11, ein Kissen 13 und eine Bettdecke 12. Im Bett 10 liegt eine schlafende Person 1, deren Kopf auf dem Kissen 13 liegt und dessen Oberkörper und Beine von der Bettdecke 12 abgedeckt sind.

Oberhalb der Person ist eine Detektoreinheit 20 angeordnet, mit der der Abstand der Person 1 bzw. von einer Vielzahl von Punkten auf der Person von einer vorgegebenen Position, die relativ zur Detektoreinheit 20 festgelegt ist, ermittelt werden kann. Der Detektoreinheit 20 ist eine Verarbeitungseinheit 50 nachgeschaltet, die die im Folgenden dargestellten numerischen Verarbeitungsschritte durchführt.

Im vorliegenden Fall handelt es sich bei der Detektoreinheit 20 um eine Einheit, die jeweils den Normalabstand eines Punkts auf der Person 1 von einer oberhalb der Person 1 horizontal verlaufenden Referenzebene 21 angibt. Die Detektoreinheit 20 misst den jeweiligen Abstand  $d_1, \dots, d_n$  an  $n$  unterschiedlichen Positionen, die im vorliegenden Ausführungsbeispiel rasterförmig in Form von Zeilen und Spalten angeordnet sind, und erstellt aufgrund dieser Abstandsmesswerte ein Höhenprofil  $H$ .

Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird zur Erstellung eines Höhenprofils  $H$  eine Detektoreinheit 20 verwendet, die etwa 2 Meter über der Person angeordnet ist. Eine solche Detektoreinheit kann auf unterschiedliche Weise aufgebaut sein.

In einer ersten Ausführungsvariante kann die Detektoreinheit als Time-Of-Flight Kamera (TOF-Kamera) ausgebildet sein. Diese bestimmt den Abstand zu einem Objekt mithilfe der „Flugzeit“ eines ausgesendeten Lichtimpulses. Dabei entstehen Abstandsmessungen mit einer lateralen Auflösung, die sich typischerweise ca. im Bereich von  $320 \times 240$  Pixel bewegt. Die konkrete Funktionsweise einer solchen TOF-Kamera ist aus dem Stand der Technik bekannt und ist in Hansard, M., Lee, S., Choi, O., and Horaud, R. (2013). Time-of-flight cameras. Springer näher dargestellt.

Alternativ kann ein Höhenprofil auch mittels Lichtschnittverfahren bestimmt werden. Bei diesen wird mithilfe von einer Lichtquelle, die auf die Person 1 gerichtet ist die Oberfläche trianguliert. Man erhält keine absoluten Abstandsmessungen, sondern lediglich ein Höhenprofil. Da im Rahmen der Erfindung ohnedies keine absoluten Messwerte sondern lediglich die relative Werte wie Varianz bzw. die Änderung der Varianz über die Zeit verwendet werden, können auch Höhenprofile ohne weiteres für die Erfindung verwendet werden. Die folgende Veröffentlichung beschreibt ein System, das Höhenprofile mit einer Framerate von ca. 40 fps und bei einer Auflösung von  $640 \times 480$  Pixeln liefert: Oike, Y., Shintaku, H., Takayama, S., Ikeda, M., and Asada, K. (2003). Real-time and high-resolution 3d imaging system using light-section method and smart cmos sensor. In Sensors, 2003. Proceedings of IEEE, volume 1, pages 502-507. IEEE.

Eine weitere alternative Methode zur Aufnahme eines Höhenprofils bedient sich einer Radarmessung. Hierfür werden Radarmesseinrichtungen, gegebenenfalls in ihrer Richtung steuerbare Radarmesseinrichtungen, sogenannte Phased Arrays verwendet. Mithilfe von Phasenverschiebungen in dem Radarimpuls im Antennenarray kann der Impuls auf einen gewissen Punkt auf dem Körper der Person 1 gelenkt werden und damit der Raum abgetastet werden. Grundsätzlich kann mit einer solchen

Radarmesseinrichtung eine hohe räumliche Auflösung erzielt werden. Es ist auch ohne weiteres möglich, 30 Höhenprofile pro Sekunde zu erzielen. Der konkrete Aufbau solcher Radarmesseinrichtungen ist in Mailloux, R. J. (2005). Phased array antenna handbook. Artech House Boston beschrieben.

5

**Fig. 2** zeigt eine Ansicht des in **Fig. 1** dargestellten Betts 10 von oben, wobei an einer Anzahl  $n$  von Positionen jeweils der Abstand  $d_1, \dots, d_n$  der Person 1 und/oder der die Person 1 überdeckenden Bettdecke 12 und/oder des Kissens 13 von der Referenzebene 21 gemessen wird. Die einzelnen Positionen an denen Messungen vorgenommen werden, sind rasterförmig angeordnet und in **Fig. 2** durch Kreuze dargestellt. Diese Positionen lassen sich durch die Angabe einer  $x$ -Koordinate und einer  $y$ -Koordinate eindeutig beschreiben. Aus den einzelnen ermittelten Abständen  $d_1, \dots, d_n$  wird laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten  $t_1, \dots, t_p$  ein Höhenprofil  $H$  der Person 1 erstellt. Im vorliegenden Fall enthält das Höhenprofil die einzelnen ermittelten Abstände  $d_1, \dots, d_n$  und wird in Form einer Matrixdatenstruktur zur Verfügung gehalten.

10  
15

Eine solche Darstellung des Höhenprofils ist jedoch für die Erfindung aus mehreren Gründen nicht zwingend.

Das Höhenprofil muss nicht notwendigerweise an Punkten den Abstand der Oberfläche der Person oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person befindlichen Gegenstands zu einer Referenzebene 21 geben, die lateral rasterförmig angeordnet sind. Vielmehr ist es auch denkbar, dass die Abstände entlang von vorgegebenen Strahlen, die von der Detektoreinheit ausgehen gemessen werden und dann die vertikalen Abstände von dem jeweiligen Schnittpunkt mit der Oberfläche zur Referenzebene mithilfe des gemessenen Abstandes und des jeweilig verwendeten Messwinkels errechnet werden. Die Winkel der verschiedenen Messstrahlen können dabei so gewählt werden, dass sich bei Auftreffen auf eine Ebene, die parallel zur Referenzebene 21 ist eine rasterförmige Anordnung ergeben würde. Selbst bei dieser sehr speziellen Auswahl von Messstrahlen ergeben sich laterale Messpunkte, deren  $x$ - und  $y$ -Koordinaten von der regelmäßigen Rasteranordnung in **Fig. 2** abweichen, sobald die gemessene Oberfläche von einer Ebene abweicht. Da jedoch die Schwankung der Höhe der gemessenen Oberfläche eines auf der oder neben der Person befindlichen Gegenstands im Verhältnis zum Abstand der Detektoreinheit typischerweise klein ist können die lateralen Koordinaten bei obig genannter Anordnung der Messstrahlen annähernd in der Anordnung von **Fig. 2** und damit in einer Matrixdatenstruktur angenommen werden.

20

25

30

35

Im Allgemeinen geben die einzelnen Abstandswerte jeweils den Abstand des Schnittpunktes eines relativ zur Detektoreinheit vorab festgelegten, insbesondere von der Detektoreinheit ausgehenden, Strahls mit der Oberfläche der Person (1) oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands von einem Referenzpunkt oder einer Referenzebene (21) an.

Weiters ist es nicht notwendig, dass die einzelnen zur Verfügung stehenden Abstandswerte in einer Matrixdatenstruktur angeordnet sind. Es ist auch möglich, dass eine Datenstruktur mit abweichendem Aufbau gewählt wird und nur Abstände entlang ganz bestimmter Strahlen ermittelt werden.

Im Rahmen der Erfindung ist es aber auch möglich, das Höhenprofil in Form einer Punktwolke anzugeben. Die Punktwolke umfasst eine Liste von Punkten jeweils unter Angabe ihrer jeweiligen Koordinaten in drei Dimensionen bezogen auf einen Bezugspunkt im Raum.

Auch andere Darstellungen der Relativposition der Oberfläche der Person 1 oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person 1 befindlichen Gegenstands in Bezug der Detektoreinheit oder zum Raum sind möglich, wenn einzelne Punkte auf dieser Oberfläche bestimmbar sind.

Der von der Detektoreinheit 20 aufgenommene bzw. der von den Positionen abgedeckte Bereich 25 beschränkt sich auf den Körper der Person 1, um möglichst wenige irrelevante Bewegungen der Person 1 oder Bewegungsartefakte zu detektieren.

Die Abstandsmesswerte  $d_1, \dots, d_n$  des Höhenprofils  $H$  werden im Folgenden mit  $H(x,y,t)$  bezeichnet, wobei die ersten beiden Koordinaten die räumliche Position bezeichnen und die letzte Koordinate  $t$  den Aufnahmezeitpunkt  $t_1, \dots, t_p$  bezeichnet. Es wird angenommen, dass  $x \in [0, \dots, X]$  und  $y \in [0, \dots, Y]$ , das heißt die räumliche Auflösung des Datenstromes ist  $X \times Y$ . Die dritte Koordinate  $t$  steht für die Zeit und bezeichnet den Aufnahmezeitpunkt  $t_1, \dots, t_p$ , der in Vielfachen der zeitlichen Samplingdichte bzw. Abtastrate, z.B. 1/30s für 30 Frames/Sekunde, angegeben wird.

Insgesamt wird im Zuge der Aufnahme eine dreidimensionale Datenstruktur erstellt, bei der für jeden Aufnahmezeitpunkt  $t_1, \dots, t_p$  jeweils eine zweidimensionale Matrixdatenstruktur zur Verfügung steht, deren Einträge jeweils dem Abstand der Person 1 von der Referenzebene 21 in einem durch die Position der Einträge in der

Matrixdatenstruktur definierten Bereich entsprechen. Jede so erstellte Matrixdatenstruktur ist gleich groß. Alle Matrixdatenstrukturen enthalten jeweils Speicherpositionen für die einzelnen Abstandsmesswerte  $d_1, \dots, d_n$  oder für daraus abgeleitete Werte.

- 5 In einem optionalen Schritt kann die räumliche Auflösung der Matrixdatenstruktur verringert werden, indem mehrere Einträge der Matrixdatenstruktur zu einem Eintrag einer reduzierten Matrixdatenstruktur zusammengefasst werden. Dies kann im einfachsten Fall bedeuten, dass nur einzelne der Abstandsmesswerte  $d$  für die Bildung der reduzierten Matrixdatenstruktur herangezogen werden und die übrigen Abstandsmesswerte verworfen  
10 werden. Für ganzzahlige Parameter  $a$  und  $b$  bekommt man eine reduzierte Matrixdatenstruktur  $H_r(x,y,t)=H(ax,by,t)$ , deren Speicherbedarf um das  $(a \times b)$ -fache kleiner ist als der Speicherbedarf der Matrixdatenstruktur.

- Um ein besseres und robusteres Ergebnis zu bekommen, kann vor der Reduktion der  
15 Auflösung die Matrixdatenstruktur geglättet oder gefiltert werden. Dazu berechnet man die zweidimensionale Fouriertransformation von  $H$  bezüglich der ersten beiden Koordinaten, multipliziert mit einer Filtertransferfunktion, periodisiert dieses Signal mit den Parametern  $X/a$  und  $Y/b$  und berechnet dann die inverse Fouriertransformation, um die reduzierte Matrixdatenstruktur zu erhalten. Das vorstehend beschriebene Subsampling ist lediglich  
20 ein Spezialfall davon mit einer konstanten Filtertransferfunktion. Auch eine Mittelwertbildung über eine Anzahl von innerhalb von rechteckigen Bereichen der Matrixdatenstruktur der Größe  $a \times b$  kann mithilfe einer Filterung mit anschließendem Subsampling realisiert werden.

- 25 In einem weiteren Schritt wird das Aufnahmeintervall, in dem Höhenprofile  $H$  erstellt wurden, in vorzugsweise aneinander anschließende und nicht überlappende Zeitabschnitte von 5 bis 10 Sekunden unterteilt. Es werden Segmente  $S_1, \dots, S_m$  erstellt, die die einzelnen ermittelten Matrixdatenstrukturen, die innerhalb eines Zeitabschnitts aufgenommen wurden, enthalten. Alternativ ist es auch möglich, dass die einzelnen  
30 Zeitabschnitte überlappen oder dass Höhenprofile einzelner Zeitbereiche in keinem der Segmente  $S_1, \dots, S_n$  enthalten sind.

- Für jedes der Segmente  $S_i$  ergibt sich eine Datenstruktur  $H_i(x,y,t)$ , wobei  
 $x \in [0, \dots, X], y \in [0, \dots, Y]$  und  $t \in S_i$ . Darüber hinaus werden die Zeitpunkte, zu denen ein  
35 Segment beginnt mit  $T_{3D,i}$  bezeichnet. Im Folgenden wird beschrieben wie für jeden einzelnen dieser Zeitblöcke Atemaktivität festgestellt werden kann und optional auch die Atemtiefe gemessen werden kann.

Für jedes Segment  $S_i$  wird ein Betrachtungsbereich 22 ausgewählt, der diejenige Region oder Regionen der Matrixdatenstruktur bezeichnet, in der oder denen eine Atembewegung erwartet wird. Diese kann von Hand voreingestellt werden und über die  
5 einzelnen Segmente  $S_i$  hinweg konstant gewählt werden.

Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, den Betrachtungsbereich 22 an Bewegungen der Person anzupassen. Da die einzelnen Segmente  $S_i$  jedoch nur Matrixdatenstrukturen aus Zeitbereichen von etwa 10 Sekunden enthalten, ist eine Anpassung innerhalb eines  
10 Segments  $S_i$  in den meisten Fällen nicht erforderlich. Innerhalb eines Segments  $S_i$  wird der Betrachtungsbereich 22 üblicherweise konstant angenommen.

Die Anpassung des Betrachtungsbereichs 22 für die einzelnen Segmente  $S_i$  hat den Vorteil, dass eine einfache Detektion der Atmung der Person 1 auch möglich ist, wenn  
15 diese sich im Schlaf bewegt. Vorteilhaft wird der Betrachtungsbereich 22 automatisch bestimmt. Weiter unten werden drei verschiedene Techniken beschrieben, um den Betrachtungsbereich 22 für jedes Segment  $S_i$  automatisch zu adaptieren, um möglichen Bewegungen der Person 1 folgen zu können.

Nachdem der Betrachtungsbereich 22 festgelegt ist, wird ein zeitliches Signal  $s_i$  erstellt, bei dem für jede Matrixdatenstruktur jeweils ein Signalwert  $s_i(t)$  ermittelt wird. Der Signalwert wird im vorliegenden Fall ermittelt, indem für den jeweiligen Zeitpunkt  $t$  der Mittelwert der Abstandswerte  $H(x, y, t)$  ermittelt wird, deren Position innerhalb des Betrachtungsbereichs 22 liegt. Man erhält auf diese Weise ein Signal  $s_i(t)$ , das nur mehr  
25 von der Zeit abhängig ist.

Dieses Signal  $s(t)$  kann eventuell Rauschen enthalten. Um aus diesem verrauschten Signal  $s(t)$  die Atmung, sowie optional auch ein Maß für die Atemtiefe zu erhalten kann dieses Signal  $s(t)$  einer Rauschfilterung unterzogen werden. Eine vorteilhafte  
30 Rauschunterdrückung kann beispielsweise erreicht werden, indem Signalanteile mit einer Frequenz von mehr als 1 Hz unterdrückt werden. Alternativ oder zusätzlich kann auch vorgesehen sein, Gleichanteile bzw. Frequenzen bis zu 0.1Hz zu unterdrücken. Mit dieser Filterung kann erreicht werden, dass nur Frequenzen, die für die Feststellung der Atmung relevant sind übrig bleiben. Das so erhaltene Signal  $s_i(t)$  stimmt mit den tatsächlich  
35 durchgeführten Atembewegungen gut überein.

Die Atemtiefe  $T$  kann besonders vorteilhaft von diesem Signal  $s(t)$  abgeleitet werden. Hierfür gibt es eine Vielzahl an Möglichkeiten, von denen zwei näher dargestellt werden. **Fig. 2a** zeigt einen ersten Signalverlauf des Signals  $s(t)$ , wobei innerhalb des Signalverlaufs nach einem Minimum  $s_{\min}$  und nach einem Maximum  $s_{\max}$  gesucht wird. Anschließend wird die Differenz  $\Delta$  zwischen dem Minimum  $s_{\min}$  und einem Maximum  $s_{\max}$  gebildet und diese Differenz  $\Delta$  als Maß für die Atemtiefe  $T$  herangezogen.

Wie aus **Fig. 2b** ersichtlich, ist die Atmung der Person 1 wesentlich schwächer als bei dem in **Fig. 2a** dargestellten Signal. Aus diesem Grund ist auch die Differenz  $\Delta$  zwischen dem Minimum  $s_{\min}$  und einem Maximum  $s_{\max}$  kleiner als bei dem in **Fig. 2a** dargestellten Signal.

Sofern innerhalb eines Signals mehrere lokale Maxima und Minima aufgefunden werden, ist es auch möglich, als Atemtiefe  $T$  die größte Differenz zwischen je einem Minimum und dem jeweils nächstfolgenden lokalen Maximum heranzuziehen.

Alternativ ist es auch möglich, dass das Signal einer spektralen Transformation, insbesondere Fourier-Transformation, Cosinustransformation oder Wavelet-Transformation, unterworfen wird. Innerhalb eines vorgegebenen Frequenzbands, insbesondere von 0,1 Hz bis 1 Hz, wird nach demjenigen Spektralanteil mit der höchsten Signalenergie gesucht. Die Signalenergie dieses Spektralanteils wird zur Charakterisierung der Atemtiefe  $T$  in diesem Segment herangezogen.

In **Fig. 3** ist eine Folge von Signalen  $s_i(t)$  von zeitlich aufeinander folgenden Segmenten  $S_i$  dargestellt, wobei während der Segmente  $S_3$  und  $S_4$  ein Atemaussetzer der Person 1 vorliegt. Weiters ist in **Fig. 3** jeweils auch über derselben Zeitachse die Atemtiefe  $A_i$  für das jeweilige Segment  $S_i$  dargestellt sowie eine Interpolationskurve  $T(t)$ , die die Atemtiefe  $T$  für sämtliche Zeitpunkte innerhalb der dargestellten Segmente  $S_1, \dots, S_7$  angibt. Klar ersichtlich ist, dass die Werte  $A_1, \dots, A_7$  für die Atemtiefe während des Atemaussetzers in den Segmenten  $S_3$  und  $S_4$  gegenüber den übrigen Segmenten deutlich verringert sind.

Im Folgenden werden einzelne mögliche Vorgehensweisen zur automatischen Erkennung des Betrachtungsbereichs 22 innerhalb eines Segments  $S_i$  gezeigt.

Bei einer ersten Vorgehensweise (**Fig. 4**) werden einzelne mögliche Betrachtungsbereichen  $R_{1,1}, \dots$  vorgegeben. Anschließend wird gemäß den vorstehend genannten Methoden jeweils die Atemtiefe  $T$  in sämtlichen möglichen

Betrachtungsbereiche  $R_{1,1}$ , ... ermittelt. In **Fig. 5** sind einzelne Signale  $s_{3,4}$ ,  $s_{2,3}$  und  $s_{3,3}$  gezeigt, die auf Grundlage der möglichen Betrachtungsbereiche  $R_{3,4}$ ,  $R_{2,3}$  und  $R_{3,3}$  erstellt wurden. Da der mögliche Betrachtungsbereich  $R_{3,3}$  genau den Brustkorbbereich der Person 1 abbildet, sind auch die Signalamplituden in diesem möglichen Betrachtungsbereich  $R_{3,3}$  größer als in den beiden anderen Betrachtungsfenstern  $R_{3,4}$ ,  $R_{2,3}$ , die den Kopf bzw. die Arme der Person 1 abbilden. Aus diesem Grund wird der mögliche Betrachtungsbereich  $R_{3,3}$  als Betrachtungsbereich 22 für das jeweilige Segment  $S_i$  ausgewählt.

Die Position und Größe des Betrachtungsbereichs  $R_{3,3}$  kann noch verbessert werden, indem versucht wird, die Eckpunkte des den Betrachtungsbereich festlegenden Rechtecks zu verschieben und die Atemtiefe  $T$  unter Zugrundelegung dieses modifizierten Betrachtungsbereichs erneut zu berechnen. Durch Variation der Eckpunkte des Betrachtungsbereichs kann dieser adaptiv so lange verbessert werden, bis eine Erhöhung der ermittelten Atemtiefe durch Verschiebung der Eckpunkte nicht mehr erreicht werden kann.

Eine weitere, in **Fig. 6** dargestellte Vorgehensweise zur Bestimmung des Betrachtungsbereichs 22 kann mittels Objekterkennung vorgenommen werden. Zunächst wird in einer oder mehreren der Matrixdatenstrukturen des Segments  $S_i$  mittels Objekterkennung nach Bereichen 31, 32 gesucht, die einem menschlichen Kopf und Oberkörper bzw. Torso entsprechen. Der den Torso abbildende Bereich 32 der Matrixdatenstruktur oder ein Teilbereich dieses Bereichs kann als Betrachtungsbereich 22 ausgewählt werden.

Zur Detektion der Brustatmung kann der dem Kopf 31 nahe Teilbereich 33 dieses Bereichs 32 als Betrachtungsbereich 22 ausgewählt werden. Zur Detektion der Bauchatmung kann der dem Kopf 31 ferne Teilbereich 34 dieses Bereichs 32 als Betrachtungsbereich 22 ausgewählt werden.

Für die Objekterkennung kommen mehrere verschiedene Bildverarbeitungsmethoden in Frage. Ziel der bekannten Objekterkennungsverfahren ist es, die Umrisse eines menschlichen Körpers automatisch oder halbautomatisch, d.h. zum Teil mit menschlicher Unterstützung, in einem 3D Bild oder Höhenprofil zu erkennen. Ein solches Vorgehen ist in den folgenden Veröffentlichungen beschrieben:

Gabriele Fanelli, Juergen Gall, and Luc Van Gool. Real time head pose estimation with random regression forests. In Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), pages 617-624, June 2011.

5 Jamie Shotton, Ross Girshick, Andrew Fitzgibbon, Toby Sharp, Mat Cook, Mark Finocchio, Richard Moore, Pushmeet Kohli, Antonio Criminisi, Alex Kipman, et al. Efficient human pose estimation from single depth images. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 35(12):2821-2840, 2013.

10 Bei der Detektion von Körperstrukturen mittels Objekterkennung kommen statistische Lernmethoden zum Einsatz. Während die erste Veröffentlichung darauf abzielt die Haltung des Kopfes zu bestimmen, zielt die zweite Veröffentlichung darauf ab den Körper und im Speziellen die Gelenke zu lokalisieren. Mit beiden Verfahren kann auch die Position des Kopfes und des Torsos in dem Höhenprofil  $H$  bestimmt werden.

15

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, das Höhenprofil  $H$  des Kopfes zunächst manuell festzulegen und dann in jedem Segment  $S_i$  mithilfe einer Korrelation festzustellen, wo sich der Kopf zu dieser Zeit befindet. Auf die gleiche Weise kann auch der Torso in jedem Segment  $S_i$  bzw. in jeder Matrixdatenstruktur innerhalb eines Segments  $S_i$  gefunden  
20 werden. Ist die Lage des Torso und des Kopfes bekannt ist es einfach, den Torso in Brust und Bauchregion zu unterteilen. Dadurch kann man Atmung sowohl in der Brust, als auch in der Bauchgegend separat detektieren. Die gleiche Segmentierung des Körpers der Person kann mithilfe vieler verschiedener Algorithmen realisiert werden.

25 Kann in einem der Segmente  $S_i$  ein Betrachtungsbereich 22 identifiziert werden, so kann in den meisten Fällen mit geringem Aufwand der Betrachtungsbereich 22 in dem Segment  $S_{i+1}$  identifiziert werden, das diesem Segment  $S_i$  unmittelbar nachfolgt. Bei beiden vorab dargestellten Vorgehensweisen erleichtert die Kenntnis der ungefähren Position des Abbilds des Bauch- oder Brustbereichs das Auffinden des Bauch- oder Brustbereichs im  
30 jeweils nächsten Segment  $S_{i+1}$ .

In **Fig. 7 und 8** ist eine dritte Möglichkeit zum Auffinden des Bauch- oder Brustbereichs der Person als Betrachtungsbereich 22 dargestellt. In einem ersten Schritt wird für  
35 sämtliche Einträge der Matrixdatenstruktur separat die Varianz der Werte über das jeweilige Segment  $S_i$  bestimmt. Anschließend wird derjenige Bereich oder werden zusammenhängende Bereiche von Einträgen innerhalb der Matrixdatenstruktur als Betrachtungsbereich 22 ausgewählt, deren jeweilige Varianzen oberhalb eines unteren

Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen Intervalls liegen. **Fig. 7** zeigt einen Schnitt durch ein Höhenprofil einer Person entlang der Schnittlinie VII-VII aus **Fig. 2**. Die strichlierte Linie stellt den zeitlichen Mittelwert der einzelnen Abstandswerte an der jeweiligen Position dar. Die Pfeile zeigen die Varianz an der jeweiligen Position. Es zeigt  
5 sich, dass im Bereich der Brust und im Bereich des Bauchs der Person größere Varianzen auftreten als im Rest des Körpers. Diese Bereiche werden als Betrachtungsbereiche 22a, 22b ausgewählt.

Um Fehldetektionen durch einzelne Artefakte vermeiden zu können, werden als  
10 Betrachtungsbereich ausschließlich zusammenhängende Bereiche 22a, 22b der Matrixdatenstruktur ausgewählt, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Einträgen übersteigt.

Diese Variante der Ermittlung des Betrachtungsbereichs 22 erlaubt auch die Detektion  
15 von Positionsänderungen der Person sowie von Messfehlern. Wird der Betrachtungsbereich 22 in zwei oder mehreren aufeinander folgenden Segmenten  $S_i$ , ... separat ermittelt, so kann ein Höhenprofil verworfen werden und eine Fehlermeldung ausgegeben werden, wenn sich die Größe und der Schwerpunkt eines Betrachtungsbereichs 22a, 22b, gegenüber dem entsprechenden Betrachtungsbereich  
20 22a, 22b im jeweils vorangehenden Segment  $S_i$  um einen vorgegebenen Schwellenwert verschiebt oder ändert.

Es ist natürlich auch möglich, die vorstehend genannten Vorgehensweisen zur  
Bestimmung des Betrachtungsbereichs 22 zu kombinieren. Zum Beispiel kann mithilfe der  
25 Bildverarbeitungsmethoden zur Objekterkennung der Torso bestimmt werden und dann innerhalb dieses Bereichs nur diejenigen Einträge ausgewählt werden, für die eine signifikante Bewegung mithilfe der Varianz detektiert wurde. Alternativ ist es auch möglich, mehrere verschiedene mögliche Betrachtungsbereiche 22 auszuwählen und dann denjenigen Betrachtungsbereich 22, mit dem die größte Atemtiefe ermittelt wurde,  
30 zur Atemdetektion heranzuziehen.

In den dargestellten Ausführungsbeispielen wurde stets ein Höhenprofil verwendet, das in einer Matrixdatenstruktur abgespeichert ist. Die Erfindung erlaubt jedoch auch alternative Ausführungsformen, bei denen die Höhenprofile jeweils nur eine Anzahl von im Raum  
35 befindlichen Punkten festlegen. Es ist nicht erforderlich, dass die jeweiligen Punkte explizit durch Koordinaten festgelegt werden, solange der jeweilige Punkt aufgrund der Angaben im Höhenprofil H im Raum eindeutig festlegbar ist. Bei den vorliegenden

Ausführungsbeispielen ist dies implizit durch die konkrete Position, an der der Abstand der Person 1 bestimmt wird, gegeben.

Alternativ ist es auch möglich, das Höhenprofil durch eine Punktwolke anzugeben, d.h. im Wesentlichen eine Liste von Punkten im Raum anzugeben. In einem solchen Fall kann der Betrachtungsbereich 22 als dreidimensionaler Bereich festgelegt werden, der sich im Brust- bzw. Bauchbereich der Person 1 befindet. Für die Bildung des jeweiligen Mittelwerts werden lediglich Punkte herangezogen, die sich innerhalb des jeweiligen Betrachtungsbereichs 22 befinden. Um sämtliche Hebungen und Senkungen des Brust- bzw. Bauchbereichs der Person 1 abzudecken, kann als Betrachtungsbereichs 22 ein Bereich gewählt werden, der auch ein über dem Brust- bzw. Bauchbereich liegendes Volumen bis etwa 10 cm über dem Brust- bzw. Bauchbereich umfasst.

Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung bietet auch die Möglichkeit, die Atemtiefe und Atmung der Person 1 parallel zu den Höhenprofilen durch akustische Aufnahmen zu ermitteln. In **Fig. 1** ist ein optionales Mikrofon 40 dargestellt, mit dem ein Audio-Signal  $s_a$  aufgenommen wird. Das vom Mikrofon 40 erstellte Audio-Signal  $s_a$  wird digitalisiert und mit einer vorgegebenen Abtastrate abgespeichert und zur Verfügung gehalten. Das Mikrofon ist an die Verarbeitungseinheit 50 angeschlossen.

Das Audio-Signal  $s_a$  wird zuerst in Audio-Segmente  $S_a$  mit einer vorgegebenen Länge von etwa 200ms unterteilt. Diese Audio-Segmente  $S_a$  können sich im Allgemeinen auch überlappen, im vorliegenden Fall werden jedoch aneinander anschließende, nicht überlappende Audio-Segmente  $S_a$  gewählt.

Optional können die Audio-Segmente  $S_a$  mit einer Fensterfunktion multipliziert werden, um bei den weiter unten beschriebenen Fourier-Methoden Randeffekte zu vermeiden. Darüber hinaus wird mit jedem Audio-Segment  $S_a$  auch ein Zeitpunkt  $T_{\text{audio},i}$  verknüpft, der angibt, zu welchem Zeitpunkt das Segment  $f_i$  beginnt.

Jedes der Audio-Segmente  $S_{A_i}$  wird einer Klassifikation zugeführt, mit der erkannt wird, ob im jeweiligen Audio-Segment  $S_{A_i}$  kein Geräusch, ein Hintergrundgeräusch H, ein Atmungsgeräusch oder ein Schnarchgeräusch A/S zu hören ist. Für jedes Audio-Segment  $S_{A_i}$  wird jeweils ein Klassifikationsergebnis erstellt, das je nachdem, ob kein Geräusch, ein Hintergrundgeräusch, ein Atmungsgeräusch oder ein Schnarchgeräusch zu hören ist, einen diesbezüglichen Wert N, H, A/S (**Fig. 9**) aufweist. Die Klassifikationsergebnisse werden zu einem diskreten zeitlichen Klassifikationssignal  $A(t)$  zusammengefasst.

Im Folgenden wird beschrieben, wie man mit statistischen Lernmethoden jedes dieser einzelnen Audio-Segmente  $S_{Ai}$  auf das Vorhandensein von Schnarchgeräuschen untersuchen kann.

5

In einem ersten Schritt kann zur Detektion von Schnarchgeräuschen in den einzelnen Audio-Segmenten  $S_{Ai}$  aus den Audio-Segmenten  $S_{Ai}$  ein Merkmalsvektor  $m_i$  extrahiert werden. Der Merkmalsvektor  $m_i$  für das  $i$ -te Segment Audio-Segment  $S_{Ai}$  wird direkt aus den Abtastwerten des jeweiligen Audio-Segments  $S_{Ai}$  berechnet. Der  $i$ -te Merkmalsvektor  $m_i$  kann von verschiedener Dimension sein, je nachdem welche Methoden zum Einsatz kommen, um die Merkmale zu berechnen. Im Folgenden werden einige verschiedene Techniken aufgezählt, die verwendet werden können, um Merkmale zu generieren.

10

Mithilfe der Fourier-Transformation eines Audio-Segments  $S_{Ai}$  kann eine Spektralanalyse des jeweiligen Audio-Segments  $S_{Ai}$  durchgeführt werden. Als Merkmale werden die Energien in gewissen Frequenzbändern verwendet, also die Summe der Betragsquadrate der Fourierkoeffizienten über gewisse vorgegebene Bänder. Dadurch erhält man für jedes Audio-Segment  $S_{Ai}$  einen Vektor mit einer Länge, die festgelegt ist durch die Anzahl der Bänder. Wird dieser Vektor noch einmal diskret Cosinus-transformiert, so erhält man ein weiteres mögliches Set an Koeffizienten des Merkmalsvektors  $m_i$ .

15

20

Ein weiteres mögliches Merkmal eines Merkmalsvektors  $m_i$  ist die Energie in einem Audio-Segment  $S_{Ai}$ . Darüber hinaus kann auch die Anzahl der Nulldurchgänge, also die Anzahl der Vorzeichenwechsel in einem Audio-Segment  $S_{Ai}$  als mögliches Merkmal eines Merkmalsvektors  $m_i$  herangezogen werden.

25

Nachdem festgelegt ist, wie sich die Merkmalsvektoren  $m_i$  zusammensetzen, wird eine statistische Lernmethode ausgewählt. Hierfür steht eine große Anzahl an möglichen Methoden im Stand der Technik zur Verfügung, daher wird hier nicht näher auf die verschiedenen Optionen eingegangen. Diese Methoden erlauben es, ein Audio-Segment  $S_{Ai}$  anhand eines Merkmalsvektors  $m_i$  als Schnarchgeräusch zu identifizieren. Dazu wird der Merkmalsraum in eine Menge von Punkten unterteilt, die dem Schnarchen zugeordnet werden und in den Rest, der als Nicht-Schnarchen klassifiziert wird. Um diese Klassifikation vornehmen zu können, werden diese Algorithmen zuerst anhand bekannter Schnarchgeräusche trainiert, das heißt es werden manuell Audio-Segmente mit Schnarchgeräuschen ausgewählt, die Merkmalsvektoren  $m_i$  davon berechnet und dann

30

35

wird der Klassifikations-Algorithmus damit trainiert. Implementierungen von allen verwendeten statistischen Lernmethoden sind frei verfügbar und bereits implementiert.

Mithilfe der oben erwähnten Klassifikationsverfahren ist es möglich, festzustellen, welche  
5 Audio-Segmente  $S_{Ai}$  Schnarchgeräusche enthalten. In einem durchschnittlichen Schnarchsignal sind jedoch zwischen den lauten Phasen oft auch ruhige Zeitspannen, da oft nur beim Einatmen geschnarcht wird, wie dies in **Fig. 9** gezeigt ist. Um die gesamte Schnarchphase und auch Ruhesegmente zwischen den lauten Episoden korrekt einem Schnarchen zuordnen zu können, werden an der  $i$ -ten Stelle mehrere Segmente vorher  
10 und nachher betrachtet. Sind in dieser Menge mehr Segmente mit Schnarchgeräuschen als ein gewisser Schwellwert, so wird zum Zeitpunkt  $T_{\text{audio},i}$  Schnarchen detektiert.

Das Ziel, aufgenommene Geräusche zu klassifizieren, um Atemgeräusche wie Schnarchen und Atmen von anderen eventuell auftretenden Hintergrundgeräuschen  
15 unterscheiden zu können, kann mit aus dem Stand der Technik bekannten Methoden gelöst werden. Solche Verfahren sind insbesondere aus den folgenden Veröffentlichungen bekannt:

Hisham Alshaer, Aditya Pandya, T Douglas Bradley, and Frank Rudzicz. Subject  
20 independent identification of breath sounds components using multiple classifiers. In Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2014 IEEE International Conference on, pages 3577-3581. IEEE, 2014.

Es werden verschiedene statistische Lernmethoden verwendet, um die aufgenommenen  
25 Geräusche in verschiedene Kategorien einteilen zu können. Im ersten Paper wird das Mikrophon in einer Maske am Gesicht des Patienten fixiert, dadurch gibt es kaum Hintergrundgeräusche, bzw. sind diese vernachlässigbar. In dieser Publikation werden die aufgenommenen Geräusche in einatmen, ausatmen, schnarchen und keuchen eingeteilt. Es wird dazu eine Vielzahl an verschiedenen Merkmalen generiert, mit denen die  
30 gewählte Lernmethode arbeitet.

M Cavusoglu, M Kamasak, O Eroglu, T Ciloglu, Y Serinagaoglu, and T Akcam. An efficient method for snore/nonsnore classification of sleep sounds. Physiological measurement, 28(8):841, 2007.

35

Auch in dieser Veröffentlichung werden statistische Lernmethoden verwendet, um die aufgenommenen Geräusche in verschiedene Kategorien einteilen zu können. Das

Mikrofon ist ca. 15cm vom Kopf der Testperson entfernt und die aufgenommenen Geräusche werden in "Schnarchen" bzw. "Nicht Schnarchen" unterteilt.

In **Fig. 9** sind Schnarchgeräusche  $X_s$  beim Ausatmen dargestellt, wobei zwischen diesen  
5 Schnarchgeräuschen  $X_s$  auch Hintergrundgeräusche  $X_H$  aufgenommen werden. Aufgrund der dargestellten Klassifikation kann jedem der Audio-Segmente  $S_{Ai}$  jeweils ein Klassifikationswert  $K_a$  zugeordnet werden, der im obersten Bereich der **Fig. 9** dargestellt ist.

10 Optional können je nach Qualität des Audio-Signals und Levels der Hintergrundgeräusche die Schnarchgeräusche noch genauer in Unterklassen, wie z.B. pathologisch und nicht pathologisch, eingeteilt werden. Unter sehr günstigen Bedingungen kann auch Atmen als separates Geräusch klassifiziert werden und dessen Stärke ermittelt werden.

15 In **Fig. 9** ist das Ergebnis einer verbesserten Ausführungsform der Erfindung näher dargestellt, bei dem sowohl die Ergebnisse der Auswertung der Höhenprofile als auch die Ergebnisse der akustischen Schnarchanalyse in die Bewertung der Atmungsaktivität eingehen. Typischerweise sind die Segmente  $S_i$  und die Audio-Segmente  $S_{Ai}$  miteinander nicht zeitlich korreliert.

20

Aus diesem Grund werden zeitgleich aufgenommene Audio-Segmente  $S_{Ai}$  und Segmente  $S_i$  einander zunächst aufgrund ihres jeweiligen Aufnahmezeitpunkts zugeordnet. Für jedes Segment  $S_i$  stehen typischerweise mehrere Audio-Segmente  $S_{Ai}$  zur Verfügung, die während der Zeitspanne des Segments aufgenommen wurden.

25

Im vorliegenden Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nach Segmenten  $S_i$  mit geringer Atemtiefe  $T$  gesucht. Den in **Fig. 9** dargestellten Daten kann entnommen werden, dass im Segment  $S_3$  eine Atemtiefe  $T$  vorliegt, die wesentlich geringer ist als in den beiden vorangehenden Segmenten  $S_1$ ,  $S_2$ . Anschließend wird in allen diesem Segment  $S_3$

30

zugeordneten Audio-Segmenten  $S_{Ai}$  nach fehlenden Atemgeräuschen gesucht. Hier kann festgestellt werden, dass sich in den Audio-Segmenten  $S_{Ai}$ , die gleichzeitig mit dem Segment  $S_3$  aufgenommen wurden, keine Schnarch- oder Atemgeräusche sondern lediglich Hintergrundgeräusche  $X_H$  vorhanden sind. Da also einerseits eine geringe Atemtiefe erkannt wurde und andererseits auch keine Schnarch- oder Atemgeräusche  
35 festgestellt werden konnten, ist davon auszugehen, dass die betreffende Person nicht atmet.

Aus den Daten, die aus den Audio-Signalen und Höhenprofilen extrahiert wurden, können nun zu einem beliebigen Zeitpunkt Aussagen über die Atmung getroffen werden. Dazu wird wie folgt vorgegangen: Es werden zwei Indizes I und J gesucht, sodass die jeweiligen Beginnzeitpunkte  $T_{\text{audio},I}$  der Audio-Segmente  $S_{A_i}$  und die Beginnzeitpunkte  $T_{3D,J}$  der Segmente S jeweils am nächsten beim Zeitpunkt t sind unter allen möglichen Zeitpunkten, die für die Audiosegmentierung und für die Segmentierung der Höhenprofile gewählt wurden. Die Möglichkeiten, die sich für diesen Zeitpunkt ergeben, sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

	Schnarchen bei $T_{\text{audio},I}$	Kein Schnarchen bei $T_{\text{audio},I}$
große Atemtiefe bei $T_{3D,J}$	Atmung	Atmung
keine oder geringe Atemtiefe bei $T_{3D,J}$	Atmung	Atemstillstand

Im Folgenden wird eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt, bei der eine verbesserte Verknüpfung der ermittelten Atemtiefe T und der akustischen Klassifikation der Atemgeräusche und damit eine verbesserte Detektion von Atemaussetzern ermöglicht. Durch Interpolation der ermittelten Atemtiefen über die Zeit kann ein Atemtiefesignal  $T(t)$  ermittelt werden.

Diese Klassifikation beruht auf der Atemtiefefunktion  $T(t)$ , die den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe bezeichnet, sowie das Klassifikationssignal  $A(t)$ , das zu jedem Zeitpunkt angibt ob und gegebenenfalls welche Atemgeräusche vorhanden waren.

Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird das Klassifikationssignal  $A(t)$  modifiziert und als vektorwertige Funktion festgelegt, die jedem Zeitpunkt einen Vektor zuordnet, dessen Komponenten jeweils die Intensität des jeweils erkannten Signals angeben. Konkret könnte das Klassifikationssignal  $A(t)$  Komponenten aufweisen, von denen eine die Stärke des Schnarchgeräuschs oder eines Schnarchgeräuschs von einem bestimmten Typ repräsentieren, während eine andere die Stärke der zum jeweiligen Zeitpunkt vorhandenen Hintergrundgeräusche repräsentiert.

Es besteht dann die Möglichkeit, mehrere Audio-Segmente zu einem weiteren Audio-Segment mit einer Länge von beispielsweise 5 bis 10 Sekunden zusammenzufassen und mithilfe einer Mittelwertbildung die jeweiligen Signalstärken in diesem weiteren Audio-Segment zu ermitteln. Durch diesen Schritt ist es möglich, längere Perioden, in denen eine Person beim Einatmen schnarcht, jedoch leise ausatmet, insgesamt als Schnarchen zu klassifizieren. Durch diese Mittelung wird ein gemittelttes Klassifikationssignal  $B(t)$

erstellt. Besonders vorteilhaft ist es, wenn das gemittelte Klassifikationssignal  $B(t)$  und das Atemtiefesignal  $A(t)$  auf zeitlich miteinander übereinstimmenden Segmenten bzw. weiteren Audio-Segmenten festgelegt werden.

5 In einem nachfolgenden Schritt wird sowohl im Atemtiefesignal  $T(t)$  als auch im weiteren Klassifikationssignal  $B(t)$  nach Zeitpunkten gesucht, zu denen in den beiden Signalen  $T(t)$ ,  $B(t)$  starke Änderungen auftreten. Hierbei handelt es sich beispielsweise um Zeitpunkte, zu denen Atemgeräusche verschwinden bzw. wieder einsetzen oder Atembewegungen verschwinden oder wieder einsetzen.

10

Die so erkannten Zeitpunkte werden als umso relevanter eingestuft, je stärker die Änderung des Signals  $T(t)$ ,  $B(t)$  zum jeweiligen Zeitpunkt ist. Es wird ein diesbezüglicher Relevanzwert  $REL$  erstellt, das die Relevanz der einzelnen Zeitpunkte für den Beginn oder das Ende einer Phase mit geringer Atmung angibt.

15

Es werden jene Punkte als Startpunkte  $R_S$  oder Endpunkte  $R_E$  eines Atemstillstandes ausgewählt, für welche der Betrag des Relevanzmaßes  $REL$  über dem Betrag eines vorgegebenen Schwellwerts liegt. Ein Startzeitpunkt  $R_S$  kann angenommen werden, wenn der Relevanzwert  $REL$  negativ ist, ein Endzeitpunkt  $R_E$  kann angenommen werden, wenn  
20 der Relevanzwert  $REL$  positiv ist. Der Zeitraum  $AP$  zwischen dem Startzeitpunkt  $R_S$  und dem Endzeitpunkt  $R_E$  wird als Zeitraum geringer oder fehlender Atemtätigkeit angesehen.

Der Schwellenwert kann insbesondere schleifend bzw. gleitend gebildet werden, indem über einen Zeitbereich, insbesondere vor und/oder nach dem Vergleichszeitpunkt mit dem  
25 Referenzmaß ein Mittelwert des Referenzmaßes gebildet wird und der Schwellenwert im Bereich zwischen 120% und 200% dieses Mittelwerts festgelegt wird.

Insgesamt ist es im Rahmen der Erfindung möglich, den gesamten Schlaf einer Person über mehrere Stunden aufzuzeichnen und die Höhenprofile, gegebenenfalls auch die  
30 Audio-Signale, in einzelne Segmente, und gegebenenfalls auch Audio-Segmente, zu unterteilen. Selbstverständlich ist es auch möglich, nur einzelne besonders relevante Schlafphasen der Person zu betrachten und nur einige der aufgenommenen Höhenprofile bzw. Audio-Abtastwerte einzelnen Segmente und gegebenenfalls Audio-Segmenten zuzuordnen.

35

Weiters ist es möglich, die Anzahl und Dauer der ermittelten Phasen von geringer Atemtiefe oder fehlender Atemtätigkeit über den gesamten Schlaf aufzuzeichnen und statistischen Analysen zu unterziehen.

- 5 Im Folgenden werden weitere bevorzugte Ausführungsvarianten der Erfindung näher dargestellt. Grundsätzlich werden bei diesen Ausführungsvarianten zunächst Zeitbereiche ermittelt, die in für die Atmung relevanten Bereichen frei von Bewegungen sind, die nicht auf die Atmung zurückführbar sind und von anderen Bewegungen der Person während des Schlafs herrühren. Anschließend werden Bereiche des Höhenprofils identifiziert, in  
10 denen die Atmung der Person am besten zu ermitteln ist. Diese Bereiche werden anschließend verwendet, um ein Atemtiefesignal zu erstellen.

Während des Schlafs kommt es gelegentlich zu Oberkörperbewegungen der schlafenden Person wie beispielsweise Rollbewegungen. Solche Bewegungen können einfach  
15 identifiziert werden, da diese Bewegungen wesentlich stärker ausgeprägt sind als Atembewegungen, die nur eine geringe Bewegungsamplitude aufweisen und darüber hinaus weitaus regelmäßiger sind. Um zu vermeiden, dass derartige Bewegungen mit größerer Amplitude in den ermittelten Höhenprofilen zu sprunghaften Änderungen der ermittelten Signale kommen, werden Zeitbereiche zwischen den einzelnen Bewegungen  
20 identifiziert; Atemtiefemessungen werden für diese Zeitbereiche separat ermittelt. Jedem auf diese Weise gewonnenen Zeitbereich wird jeweils ein separater Atemtiefeverlauf zugeordnet. Dabei kann auf das vorstehend genannte erfindungsgemäße Vorgehen zurückgegriffen werden.

- 25 Die ermittelten Zeitbereiche, die frei von größeren Bewegungen der Person sind, werden in einzelne Segmente unterteilt, die jeweils eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten  $t_1, \dots, t_p$ , insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen  $H$  aufweisen.

- 30 Die Auswahl des Betrachtungsbereichs 22 kann vorteilhaft vorgenommen werden, indem zunächst für sämtliche Punkte des Höhenprofils  $H$ , insbesondere für alle Einträge der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, separat Zeitsignale für die Segmente des Zeitbereichs erstellt werden, das den zeitlichen Verlauf des Höhenprofils  $H$  im jeweiligen Punkt innerhalb des jeweiligen Segments angeben.

35

Aus jedem dieser Zeitsignale wird jeweils ein die Atmung bzw. Stärke der Atmung charakterisierender Wert abgeleitet und dem jeweiligen Punkt des Höhenprofils zugewiesen. Die Ableitung des Atemtiefewerts kann auf unterschiedliche Weise erfolgen.

Neben der Verwendung der Varianz können auch spezifische Anteile des ermittelten Signalspektrums vorteilhaft zur Ermittlung der Atemtiefe herangezogen werden.

Hierfür wird jeweils für jeden Eintrag des Höhenprofils separat die Signalenergie innerhalb  
5 zweier vorgegebener Frequenzbereiche ermittelt. Der erste Frequenzbereich, mit dem  
sich das Vorhandensein und die Stärke der Atmung gut abschätzen lässt und der für die  
Stärke der Atmung charakteristisch ist, liegt etwa zwischen 10/min und 40/min. Allgemein  
kann die untere Schranke dieses ersten Frequenzbereichs vorteilhaft zwischen 5/min und  
15/min liegen, die obere Schranke des ersten Frequenzbereichs liegt vorteilhaft zwischen  
10 25/min und 60/min.

Diese angegebenen Grenzen sind jedoch nur exemplarisch und hängen sehr stark vom  
Alter des jeweiligen Patienten ab. Säuglinge atmen beispielsweise drei mal so schnell wie  
erwachsene Personen. Grundsätzlich ergeben sich diese Grenzen bzw. Schwellenwerte  
15 aus dem untersten angenommenen Wert für die Atemfrequenz, der bei erwachsenen  
Personen bei ca 10/min liegt. Die obere Grenze kann auf das dreifache bis vierfache des  
unteren Grenzwerts, dh auf 30/min bis 40/min festgelegt werden, insbesondere, um auch  
Oberschwingungen zu berücksichtigen der Atembewegungen zu berücksichtigen.

20 Ebenso wird ein Signalrauschen ermittelt, das durch Signalanteile innerhalb eines zweiten  
Frequenzbereichs feststellbar ist, der insbesondere zwischen 360/min und 900/min liegt.  
Allgemein kann die untere Schranke dieses zweiten Frequenzbereichs vorteilhaft  
zwischen 180/min und 500/min liegen, die obere Schranke des zweiten Frequenzbereichs  
liegt vorteilhaft zwischen 600/min und 1200/min. Auch die Festlegung dieses  
25 Frequenzbereichs ist stark abhängig von dem untersuchten Patienten. Grundsätzlich wird  
ein Frequenzband herangezogen, das oberhalb des ersten Frequenzbereichs liegt und  
auf das die Atmung des Patienten keinen Einfluss hat.

30 Anschließend wird von der Verarbeitungseinheit 50 der Quotient aus der Signalenergie im  
ersten Frequenzbereich und der Energie des Messrauschens im zweiten Frequenzbereich  
ermittelt, der als Atemstärkewert zur Charakterisierung des Vorhandenseins von Atmung  
herangezogen wird.

35 Anschließend wird für jedes der Segmente jeweils ein Bereich oder mehrere Bereiche  
22a, 22b mit jeweils zusammenhängenden Punkten des Höhenprofils H, deren jeweiliger  
Atemtiefewert oberhalb eines unteren Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen

Intervalls liegen, als Betrachtungsbereich 22 ausgewählt. Bevorzugt kann dies erfolgen, indem zusammenhängende Bereiche 22a, 22b von Punkten als Betrachtungsbereich ausgewählt werden, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Punkten übersteigt.

- 5 Ein Bereich kann dann als zusammenhängend angesehen werden, wenn jeder Punkt des Bereichs ausgehend von einem anderen Punkt innerhalb dieses Bereichs über jeweils benachbarte Pixel erreichbar ist. Punkte des Höhenprofils H können bevorzugt dann als benachbart angesehen werden,
- wenn sie durch benachbarte Einträge der Matrix-Datenstruktur festgelegt sind oder
  - 10 - wenn sie oder ihre Projektion auf eine horizontale Ebene im Raum einen einen Schwellenwert unterschreitenden Abstand voneinander aufweisen.

Die Festlegung des Zusammenhangs kann auf unterschiedliche Weise erfolgen, insbesondere ist es möglich, zur Festlegung der Nachbarschaft innerhalb des

15 Höhenprofils diejenigen Punkte als Nachbarn festzulegen, die in höchstens einem Index maximal den Wert 1 voneinander abweichen. Dies wird auch als Vierer-Nachbarschaft bezeichnet.

Die Festlegung des jeweiligen Schwellenwerts kann dynamisch erfolgen, was eine

20 Anpassung an unterschiedliche Schlafhaltungen ermöglicht. Der Schwellenwert wird angepasst, wenn Pixelanzahl des größten zusammenhängenden Bereichs nicht innerhalb eines vorgegebenen Schwellenwertbereichs liegt. Ist die Pixelanzahl des größten Bereichs größer als der Maximalwert des Schwellenwertbereichs, wird der Schwellenwert verdoppelt, ist die Pixelanzahl kleiner als der Minimalwert des Schwellenwertbereichs,

25 wird der Schwellenwert halbiert.

Für jedes zeitliche Segment wird jeweils der Bereich 22 mit der größten Pixelanzahl ausgewählt. Alternativ kann auch eine Anzahl N der größten Bereiche 22 ausgewählt werden. Für jedes zeitliche Segment wird jeweils der Schwerpunkt des Bereichs 22

30 abgespeichert. Innerhalb des Zeitbereichs wird anschließend über alle verfügbaren x-Koordinaten von Schwerpunkten jeweils der Median  $m_x$  gebildet. Ebenso wird innerhalb des Zeitbereichs über alle verfügbaren y-Koordinaten von Schwerpunkten jeweils der Median  $m_y$  gebildet. Anschließend wird unter allen für den Zeitbereich ermittelten Bereichen 22 derjenige Bereich ermittelt, dessen Schwerpunkt den geringsten Abstand

35 von demjenigen Punkt aufweist, dessen y-Koordinate dem Median  $m_y$  der y-Koordinaten entspricht und dessen x-Koordinate dem Median  $m_x$  der x-Koordinaten entspricht.

Dieser Bereich wird anschließend zur Ermittlung des Atemtiefesignals für den gesamten Zeitbereich herangezogen. Das Atemtiefesignal wird ermittelt, indem für jeden Zeitpunkt jeweils separat der Mittelwert oder die Summe der Werte des Höhenprofils H innerhalb dieses Bereichs ermittelt wird. Das so ermittelte Atemtiefesignal kann allenfalls noch einer

5 Tiefpassfilterung unterzogen werden, wobei eine Filterfrequenz zwischen 25/min und 60/min verwendet wird. Auch bei der Festlegung der Filter- oder Grenzfrequenz des Tiefpassfilters sind die genauen Werte stark vom Alter des Patienten abhängig. Neben einer Tiefpassfilterung können auch noch de-trending bzw. Hochpassfilterung eingesetzt werden.

**Patentansprüche:**

1. Verfahren zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe (T) einer, insbesondere schlafenden, Person, wobei mit einer auf die Person (1) gerichteten Detektoreinheit (20) laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils ein Höhenprofil (H) der Person (1) erstellt wird,
- 5 a) wobei im Höhenprofil (H) eine Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum festgelegt ist, die auf der Oberfläche der Person (1) oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands liegen,
- 10 b) wobei für jeden der Aufnahmezeitpunkte ( $t_1, \dots, t_p$ ) das jeweilige Höhenprofil (H) in einer Datenstruktur abgespeichert und zur Verfügung gehalten wird,
- c) wobei eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ), insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen (H) zu einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zusammengefasst wird,
- 15 d) wobei ein Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich (21) angibt als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird,
- e) wobei für jedes Höhenprofil (H) innerhalb des Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) jeweils gesondert der Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs (22) befindlichen
- 20 Punkte des Höhenprofils (H) zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt wird, und für das Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ein Signal ( $s_i$ ) ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ( $t_1, \dots, t_p$ ) des Höhenprofils (H) der für dieses Höhenprofil (H) ermittelte Mittelwert zugeordnet wird, und
- f) wobei basierend auf dem ermittelten Signal ( $s_i$ ), insbesondere basierend auf dessen
- 25 Signalamplitude, ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe (T) charakterisierende Werte ermittelt wird oder werden.
2. Verfahren zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe (T) einer, insbesondere schlafenden, Person, wobei mit einer auf die Person (1) gerichteten
- 30 Detektoreinheit (20) laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils ein Höhenprofil (H) der Person (1) erstellt wird,
- a) wobei das Höhenprofil (H) eine Anzahl von zumindest zwei Abstandswerten ( $d_1, \dots, d_n$ ) zur Festlegung jeweils eines Punktes im Raum aufweist, wobei die einzelnen Abstandswerte jeweils den Abstand des Schnittpunktes eines relativ zur Detektoreinheit
- 35 vorab festgelegten, insbesondere von der Detektoreinheit ausgehenden, Strahls mit der Oberfläche der Person (1) oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person (1)

befindlichen Gegenstands von einem Referenzpunkt oder einer Referenzebene (21) angeben

b) wobei für jeden der Aufnahmezeitpunkte ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils eine Datenstruktur erstellt wird, die das jeweilige Höhenprofil (H) enthält, wobei sämtliche so erstellte Datenstrukturen jeweils dieselbe Größe aufweisen und jeweils mit Speicherpositionen für die einzelnen Abstandswerte des Höhenprofils (H) aufweisen,

c) wobei eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ), insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen (H) zu einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zusammengefasst wird,

d) wobei eine Anzahl von Speicherpositionen der Datenstruktur, in denen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) abgespeichert sind, die den Abstand des Bauch- oder Brustbereichs der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich (21) angeben, als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird,

e) wobei für jedes Höhenprofil (H) innerhalb eines Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) jeweils gesondert der Mittelwert der innerhalb des Betrachtungsbereichs (22) befindlichen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) ermittelt wird, und für das Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ein Signal ( $s_i$ ) ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ( $t_1, \dots, t_p$ ) des Höhenprofils (H) der für dieses Höhenprofil (H) ermittelte Mittelwert zugeordnet wird, und

f) wobei basierend auf dem ermittelten Signal ( $s_i$ ), insbesondere basierend auf dessen Signalamplitude, ein oder mehrere den zeitlichen Verlauf der Atemtiefe (T) charakterisierende Werte ermittelt wird oder werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Höhenprofil (H) eine Punktwolke mit einer Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum beschreibt, die auf der Oberfläche der Person (1) oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands liegen.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zur Charakterisierung der Atemtiefe (T) in einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) aus dem Signal ( $s_i$ ) zumindest ein Maximum ( $s_{max}$ ) und zumindest ein Minimum ( $s_{min}$ ) extrahiert werden und die zumindest eine Differenz ( $\Delta$ ) zwischen dem Maximum ( $s_{max}$ ) und dem Minimum ( $s_{min}$ ) als die Atemtiefe (T) charakterisierender Wert für den dem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordneten Zeitbereich herangezogen wird.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Signal ( $s_i$ ) einer spektralen Transformation, insbesondere Fourier-Transformation oder Cosinustransformation oder Wavelet-Transformation, unterworfen wird und innerhalb

eines vorgegebenen Frequenzbands, insbesondere von 0,1 Hz bis 1 Hz, nach demjenigen Spektralanteil mit der höchsten Signalenergie gesucht wird und die Signalenergie dieses Spektralanteils zur Charakterisierung der Atemtiefe (T) in diesem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) herangezogen wird.

5

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordnete Signal ( $s_i$ ) nach seiner Erstellung, insbesondere vor der Bestimmung des die Atemtiefe charakterisierenden Werts, einer Rauschfilterung unterzogen wird, wobei insbesondere

- 10 a) Signalanteile mit einer Frequenz von mehr als 0,5 Hz unterdrückt werden, und/oder  
b) Gleichanteile unterdrückt werden.

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

- 15 a) dass für eine Anzahl von überlappenden oder nicht überlappenden Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) jeweils separat die Atemtiefe (T) ermittelt wird und/oder  
b) dass der Betrachtungsbereich (22) für jedes Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) separat, insbesondere auf Grundlage des für das jeweils vorangehende Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ermittelten Betrachtungsbereichs (22), ermittelt wird.

- 20 8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass  
- das Höhenprofil (H) durch eine zweidimensionale Matrixdatenstruktur umfassend eine Anzahl von Zeilen und Spalten charakterisiert wird,  
- eine Anzahl von in Zeilen und Spalten rasterförmig angeordneten Positionen vorgegeben wird, an denen jeweils die Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) des Höhenprofils (H)  
25 bestimmt werden,  
- die Abstandswerte insbesondere festgelegt werden:

- a) entlang von vorgegebenen Strahlen, die von einer Detektoreinheit ausgehen, oder  
b) als die normalen Abstände von dem jeweiligen Schnittpunkt des Strahls mit der  
30 Oberfläche zur einer Referenzebene (21) mithilfe des gemessenen Abstandes und des jeweils verwendeten Messwinkels,  
- wobei vorzugsweise die Messwinkel der verschiedenen Strahlen dabei derart gewählt werden, dass sich bei Auftreffen der Strahlen auf eine Ebene, die parallel zur Referenzebene (21) liegen, eine rasterförmige Anordnung ergibt,- die Matrixdatenstruktur  
35 ein Raster von derselben Größe und Struktur aufweist, und  
- die Matrixdatenstruktur erstellt wird, indem die an den jeweiligen Positionen aufgenommenen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) an den den Positionen im Raster

entsprechenden Speicherpositionen in der Matrixdatenstruktur abgespeichert und zur Verfügung gehalten werden.

5 9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt wird, wobei für rechteckige, insbesondere die gesamte Matrixdatenstruktur abdeckende, und nicht überlappende Bildbereiche von jeweils gleicher Größe in der Matrixdatenstruktur jeweils ein mittlerer Abstandswert ( $d'$ ) ermittelt wird und dieser mittlere Abstandswert ( $d'$ ) dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkt der reduzierten  
10 Matrixdatenstruktur zugeordnet wird.

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur erstellt wird, deren räumliche Auflösung verringert wird, indem mehrere Einträge der  
15 Matrixdatenstruktur zu einem Eintrag der reduzierten Datenmatrixstruktur zusammengefasst werden,

wobei insbesondere nur einzelne der Abstandsmesswerte ( $d$ ) für die Bildung der reduzierten Matrixdatenstruktur herangezogen werden und die übrigen Abstandsmesswerte verworfen werden,

20 wobei vorzugsweise die Parameter ( $a$ ,  $b$ ) als ganzzahlige Werte bestimmt werden und die reduzierte Matrixdatenstruktur gemäß  $H_r(x,y,t)=H(ax,by,t)$  bestimmt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur  
25 ersetzt wird, wobei für Bereiche der Matrixdatenstruktur jeweils ein, insbesondere mittlerer, Abstandswert ( $d'$ ) ermittelt wird und dieser Abstandswert ( $d'$ ) dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkte der reduzierten Datenmatrixstruktur zugeordnet wird.

30 12. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Betrachtungsbereich (22) gesetzt wird, indem

a) im Höhenprofil ( $H$ ), insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, eine Anzahl von möglichen Betrachtungsbereichen ( $R_{1,1}, \dots$ ) vorab vorgegeben werden,

35 b) für das jeweilige Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) die jeweilige Atemtiefe ( $T$ ) unter Zugrundelegung jedes der möglichen Betrachtungsbereiche (22) ermittelt wird, und

c) derjenige vorgegebene möglichen Betrachtungsbereich ( $R_{1,1}, \dots$ ) als Betrachtungsbereich (22) herangezogen wird, für den die ermittelte Atemtiefe (22) am größten ist.

5 13. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Betrachtungsbereich (22) gesetzt wird, indem

a) im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, mittels Objekterkennung nach Bereichen gesucht wird oder dass vorab Bereiche ausgewählt werden, die einem menschlichen Kopf und Torso entsprechen, und

10 b) der den Torso abbildende Bereich des Höhenprofils, insbesondere der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, oder ein Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird, wobei insbesondere

- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Brustatmung der dem Kopf nahe Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird und/oder

15 - zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Bauchatmung der dem Kopf ferne Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass für jedes zu untersuchende Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) oder für einzelne Höhenprofile (H) eines Segments  
20 ( $S_1, \dots, S_q$ ) der Betrachtungsbereich (22) mittels Objekterkennung an die im Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) vorliegenden Höhenprofile (H) ausgehend von der Position des ausgewählten Betrachtungsbereichs (22) im jeweils vorangehenden Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) adaptiv neu ermittelt wird.

25 15. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Betrachtungsbereich (22) gesetzt wird, indem

a) für sämtliche Punkte des Höhenprofils (H), insbesondere für alle Einträge der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, separat ein Zeitsignal für das Zeitintervall erstellt wird, das den zeitlichen Verlauf des Höhenprofils (H) im jeweiligen Punkt angibt,  
30 und aus diesem Zeitsignal jeweils ein die Atemtiefe charakterisierender Atemstärkewert abgeleitet wird dem jeweiligen Punkt des Höhenprofils zugewiesen wird,

b) ein Bereich oder mehrere Bereiche (22a, 22b) mit jeweils zusammenhängenden Punkten des Höhenprofils (H), deren jeweiliger Atemstärkewert oberhalb eines unteren Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen Intervalls liegen, als  
35 Betrachtungsbereich (22) ausgewählt wird oder werden, insbesondere

- indem zusammenhängende Bereiche (22a, 22b) von Punkten als Betrachtungsbereich ausgewählt werden, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Punkten übersteigt

- wobei insbesondere ein Bereich dann als zusammenhängend angesehen wird, wenn jeder Punkt des Bereichs ausgehend von einem anderen Punkt innerhalb dieses Bereichs über jeweils benachbarte Pixel erreichbar ist,

- wobei vorzugsweise Punkte des Höhenprofils (H) dann als benachbart angesehen werden,

- wenn sie durch benachbarte Einträge der Matrix-Datenstruktur festgelegt sind oder

- wenn sie oder ihre Projektion auf eine horizontale Ebene im Raum einen einen Schwellenwert unterschreitenden Abstand voneinander aufweisen.

10

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass als Atemstärkewert die Varianz des Zeitsignals herangezogen wird.

15

17. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass zur Erstellung des Atemstärkewerts ermittelt wird, wie hoch die Signalenergie in einem ersten Frequenzbereich, insbesondere zwischen 10/min und 40/min, ist, und ermittelt wird, wie hoch die Signalenergie in einem zweiten Frequenzbereich, insbesondere zwischen 360/min und 900/min, ist, und ein Quotient aus der Signalenergie im ersten Frequenzbereich und der Signalenergie im zweiten Frequenzbereich ermittelt wird, der als Atemstärkewert herangezogen wird.

20

18. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Betrachtungsbereich (22) in zwei oder mehreren aufeinander folgenden Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) separat ermittelt wird und ein Höhenprofil (H) verworfen und eine Fehlermeldung ausgegeben wird, wenn sich der Betrachtungsbereich (22), insbesondere dessen Größe und/oder dessen Schwerpunkt, gegenüber dem jeweils vorangehenden Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) um einen vorgegebenen Schwellenwert verschiebt.

25

19. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass a) gleichzeitig parallel zur Aufnahme des Abstands der Person von der Detektoreinheit (20) der von der Person abgegebene Schall ermittelt und in Form eines Audio-Signals ( $s_a$ ) mit einer Anzahl von Audio-Abtastwerten zur Verfügung gehalten wird,

30

b) das Audio-Signal ( $s_a$ ) in eine Anzahl von Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ), insbesondere mit einer Länge von 100 ms bis 1 Sekunde, unterteilt wird und für jedes der Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) untersucht wird, ob in diesem menschliche Atemgeräusche oder andere Geräusche enthalten sind, und für jedes Audio-Segment ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) jeweils ein Klassifikationsergebnis zur Verfügung gehalten wird,

35

- c) zeitgleich aufgenommene Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) und Segmente ( $S_1, \dots, S_q$ ) einander zugeordnet werden, und
- d) nach Audio-Segmenten ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) oder Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) mit geringer Atemtiefe oder mit fehlenden Atemgeräuschen gesucht wird und die einem solchen Audio-Segment ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) oder Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordneten Segmente ( $S_1, \dots, S_q$ ) oder Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) ebenfalls auf das Vorliegen geringer Atemtiefe oder fehlender Atemgeräuschen untersucht werden, und
- e) für den Fall, dass in einander zugeordneten Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) und Audio-Segmenten ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) jeweils geringe Atemtiefe und fehlender Atemgeräusche detektiert wurden, das Fehlen der Atmung der Person festgestellt wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass

- a) ein Klassifikationssignal ( $A(t)$ ) erstellt wird, das für jedes Audio-Segment ( $S_{Ai}$ ) jeweils zumindest ein Klassifikationsergebnis enthält, das die Art und Stärke des jeweiligen Geräusches im Zeitbereich des jeweiligen Audio-Segment ( $S_{Ai}$ ) angibt,
- b) dass jeweils eine Anzahl von aufeinander folgenden Audio-Segmente ( $S_{Ai}$ ) zu weiteren Audio-Segmenten ( $S_{Ai}$ ), insbesondere mit einer Dauer von 5 bis 10 Sekunden zusammengefasst werden, die vorzugsweise dieselben Zeitbereiche umfassen wie die Segmente ( $S_1, \dots, S_q$ ),
- c) über die innerhalb eines weiteren Audio-Segments ( $S_{Ai}$ ) enthaltenen Klassifikationsergebnisse eine Mittelung vorgenommen wird und dem weiteren Audio-Segment ( $S_{Ai}$ ) der jeweilige Mittelwert zugewiesen wird,
- d) ein weiteres Klassifikationssignal ( $B(t)$ ) durch Interpolation der Mittelwerte der weiteren Audio-Segmente ( $S_{Ai}$ ) erstellt wird,
- e) im weiteren Klassifikationssignal  $B(t)$  sowie im Atemtiefesignal  $T(t)$  nach Zeitpunkten gesucht wird, zu denen in den beiden Signalen ( $T(t)$ ,  $B(t)$ ) starke Änderungen auftreten,
- f) die so erkannten Zeitpunkte werden als umso relevanter eingestuft werden, je stärker die Änderung des jeweiligen Signals zum jeweiligen Zeitpunkt ist,
- g) diesen Zeitpunkten jeweils ein diesbezügliches Relevanzwert zugeordnet wird, und
- h) jene Zeitpunkte als Startpunkte ( $R_S$ ) oder Endpunkte ( $R_E$ ) eines Atemstillstandes detektiert werden, für welche der Betrag des Relevanzwerts ( $REL$ ) über dem Betrag eines Schwellwert liegt, wobei insbesondere
- der Schwellenwert gebildet wird, indem über einen Zeitbereich, insbesondere vor und/oder nach dem Vergleichszeitpunkt mit dem Referenzmaß ein Mittelwert des Referenzmaßes gebildet wird und der Schwellenwert im Bereich zwischen 120% und 200% dieses Mittelwerts festgelegt wird.

21. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

- dass ein Zeitbereich oder mehrere Zeitbereiche ermittelt werden, in denen die Änderung des Höhenprofils (H), insbesondere im Mittel, einen vorgegebenen Schwellenwert nicht übersteigt, und

- dass zur Bestimmung des Verlaufs der Atemtiefe nur aufeinander folgende Aufnahmezeitpunkte aus demselben Zeitbereich herangezogen werden, und

- dass gegebenenfalls bei Vorhandensein mehrerer Zeitbereiche die Bestimmung Verlaufs der Atemtiefe für mehrere ermittelte Zeitbereiche separat erfolgt.

22. Datenträger, auf dem ein Programm zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche abgespeichert ist.

23. Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe (T) einer, insbesondere schlafenden, Person, umfassend

- eine auf eine Schlafgelegenheit, insbesondere ein Bett (10) ausrichtbare Detektoreinheit (20), die laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils ein Höhenprofil (H) der Person (1) erstellt, wobei im Höhenprofil (H) eine Anzahl von zumindest zwei Punkten im Raum festgelegt ist, die auf der Oberfläche der Person (1) oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands liegen,

sowie

- eine Verarbeitungseinheit (50), die

a) für jeden der Aufnahmezeitpunkte ( $t_1, \dots, t_p$ ) das jeweilige Höhenprofil (H) in einer Datenstruktur abgespeichert und zur Verfügung hält,

b) eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ), insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen (H) zu einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zusammenfasst,

c) einen Bereich, der den Bauch- oder Brustbereich der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich (21) angibt als Betrachtungsbereich (22) auswählt,

d) für jedes Höhenprofil (H) innerhalb des Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) jeweils gesondert den Mittelwert der Abstände der innerhalb des Betrachtungsbereichs (22) befindlichen Punkte des Höhenprofils (H) zu einem Referenzpunkt oder Referenzgegenstand ermittelt, und für das Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ein Signal ( $s_i$ ) ermittelt wird, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ( $t_1, \dots, t_p$ ) des Höhenprofils (H) der für dieses Höhenprofil (H) ermittelte Mittelwert zugeordnet ist, und

e) insbesondere anschließend basierend auf diesem Signal ( $s_i$ ) oder dessen Signalamplitude einen die Atemtiefe ( $T$ ) charakterisierender Wert ermittelt.

24. Vorrichtung zur Bestimmung des zeitlichen Verlaufs der Atemtiefe ( $T$ ) einer, insbesondere schlafenden, Person, umfassend

- eine auf eine Schlafgelegenheit, insbesondere ein Bett (10), ausrichtbare Detektoreinheit (20), die laufend zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils ein Höhenprofil ( $H$ ) der Person (1) erstellt, wobei das Höhenprofil ( $H$ ) eine Anzahl von zumindest zwei Abstandswerten ( $d_1, \dots, d_n$ ) zur Festlegung jeweils eines Punktes im Raum aufweist, wobei die einzelnen Abstandswerte jeweils den Abstand des Schnittpunktes eines relativ zur Detektoreinheit vorab festgelegten, insbesondere von der Detektoreinheit ausgehenden, Strahls mit der Oberfläche der Person (1) oder der Oberfläche eines auf der oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands von einem Referenzpunkt oder einer Referenzebene (21) angeben

sowie

- eine Verarbeitungseinheit (50), die

a) für jeden der Aufnahmezeitpunkte ( $t_1, \dots, t_p$ ) jeweils eine Datenstruktur erstellt, die das jeweilige Höhenprofil ( $H$ ) enthält, wobei sämtliche so erstellte Datenstrukturen jeweils dieselbe Größe aufweisen und jeweils mit Speicherpositionen für die einzelnen Abstandswerte des Höhenprofils ( $H$ ) aufweisen,

b) eine Anzahl von zu aufeinander folgenden Aufnahmezeitpunkten ( $t_1, \dots, t_p$ ), insbesondere innerhalb eines Zeitbereichs von 3 bis 20 Sekunden, aufgenommenen Höhenprofilen ( $H$ ) zu einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zusammenfasst,

c) eine Anzahl von Speicherpositionen der Datenstruktur, in denen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) abgespeichert sind, die den Abstand des Bauch- oder Brustbereichs der Person in Abhängigkeit vom jeweiligen Referenzpunkt oder Referenzbereich (21) angeben, als Betrachtungsbereich (22) auswählt,

d) für jedes Höhenprofil ( $H$ ) innerhalb eines Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) jeweils gesondert den Mittelwert der innerhalb des Betrachtungsbereichs (22) befindlichen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) ermittelt, und für das Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ein Signal ( $s_i$ ) ermittelt, dem zum jeweiligen Aufnahmezeitpunkt ( $t_1, \dots, t_p$ ) des Höhenprofils ( $H$ ) der für dieses Höhenprofil ( $H$ ) ermittelte Mittelwert zugeordnet ist,

e) insbesondere anschließend basierend auf diesem Signal ( $s_i$ ) oder dessen Signalamplitude einen die Atemtiefe ( $T$ ) charakterisierender Wert ermittelt.

25. Vorrichtung nach Anspruch 23 oder 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektoreinheit (20) die Höhenprofile ( $H$ ) in Form von Punktwolken mit einer Anzahl von

zumindest zwei Punkten im Raum erstellt, wobei die Punkte auf der Oberfläche der Person (1) oder auf der Oberfläche eines auf oder neben der Person (1) befindlichen Gegenstands liegen.

5 26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) zur Charakterisierung der Atemtiefe (T) in einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) aus dem Signal ( $s_i$ ) zumindest ein Maximum ( $s_{\max}$ ) und zumindest ein Minimum ( $s_{\min}$ ) extrahiert und die zumindest eine Differenz ( $\Delta$ ) zwischen dem Maximum ( $s_{\max}$ ) und dem Minimum ( $s_{\min}$ ) als die Atemtiefe (T) charakterisierenden Wert für den dem Segment  
10 ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordneten Zeitbereich zur Verfügung hält und gegebenenfalls heranzieht.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) das Signal ( $s_i$ ) einer spektralen Transformation, insbesondere Fourier-Transformation, Cosinustransformation oder Wavelet-Transformation, unterzieht  
15 und innerhalb eines vorgegebenen Frequenzbands, insbesondere von 0,1 Hz bis 1 Hz, nach demjenigen Spektralanteil mit der höchsten Signalenergie sucht und die Signalenergie dieses Spektralanteils zur Charakterisierung der Atemtiefe (T) in diesem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) heranzieht.

20 28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) das einem Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordnete Signal ( $s_i$ ) nach seiner Erstellung, insbesondere vor der Bestimmung des die Atemtiefe charakterisierenden Werts, einer Rauschfilterung unterzieht, wobei sie insbesondere  
a) Signalanteile mit einer Frequenz von mehr als 0,5 Hz unterdrückt, und/oder  
25 b) Gleichanteile unterdrückt.

29. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50)  
a) für eine Anzahl von überlappenden oder nicht überlappenden Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ )  
30 jeweils separat die Atemtiefe (T) ermittelt und/oder  
b) den Betrachtungsbereich (22) für jedes Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) separat, insbesondere auf Grundlage des für das jeweils vorangehende Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) ermittelten Betrachtungsbereichs (22), ermittelt.

35 30. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50)

- das Höhenprofil (H) durch eine zweidimensionale Matrixdatenstruktur umfassend eine Anzahl von Zeilen und Spalten charakterisiert,
  - eine Anzahl von in Zeilen und Spalten rasterförmig angeordneten Positionen vorgegeben wird, an denen jeweils die Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) des Höhenprofils (H) 5 bestimmt,
  - die Abstandswerte insbesondere festlegt
    - a) als Abstandswerte entlang von vorgegebenen Strahlen, die von einer Detektoreinheit ausgehen, oder
    - b) als die normalen Abstände von dem jeweiligen Schnittpunkt des Strahls mit der 10 Oberfläche zur einer Referenzebene (21) mithilfe des gemessenen Abstandes und des jeweils verwendeten Messwinkels,
  - wobei sie vorzugsweise die Messwinkel der verschiedenen Strahlen dabei derart wählt, dass sich bei Auftreffen der Strahlen auf eine Ebene, die parallel zur Referenzebene (21) liegen, eine rasterförmige Anordnung ergibt,- die Matrixdatenstruktur ein Raster von 15 derselben Größe und Struktur aufweist, und
  - die Matrixdatenstruktur erstellt, indem sie die an den jeweiligen Positionen aufgenommenen Abstandswerte ( $d_1, \dots, d_n$ ) an den den Positionen im Raster entsprechenden Speicherpositionen in der Matrixdatenstruktur abspeichert und zur Verfügung hält.
- 20
31. Vorrichtung nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt, wobei sie für rechteckige, insbesondere die gesamte Matrixdatenstruktur abdeckende, 25 und nicht überlappende Bildbereiche von jeweils gleicher Größe in der Matrixdatenstruktur jeweils einen mittleren Abstandswert ( $d'$ ) ermittelt und diesen mittleren Abstandswert ( $d'$ ) dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkt der reduzierten Matrixdatenstruktur zuordnet.
- 30
32. Vorrichtung nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt und deren räumliche Auflösung verringert, indem sie mehrere Einträge der Matrixdatenstruktur zu einem Eintrag der reduzierten Datenmatrixstruktur zusammenfasst, 35 wobei sie insbesondere nur einzelne der Abstandsmesswerte ( $d$ ) für die Bildung der reduzierten Matrixdatenstruktur heranzieht und die übrigen Abstandsmesswerte verwirft,

wobei sie vorzugsweise die Parameter  $(a, b)$  als ganzzahlige Werte bestimmt und die reduzierte Matrixdatenstruktur gemäß  $H(x,y,t)=H(ax,by,t)$  festlegt.

5 33. Vorrichtung nach Anspruch 30, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) die Matrixdatenstruktur nach ihrer Erstellung in ihren Abmessungen durch eine reduzierte Matrixdatenstruktur ersetzt, wobei sie für Bereiche der Matrixdatenstruktur jeweils einen, insbesondere mittleren, Abstandswert ( $d'$ ) ermittelt und diesen Abstandswert ( $d'$ ) dem bezüglich seiner Lage entsprechenden Bildpunkte der reduzierten Datenmatrixstruktur zuordnet.

10

34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 30 bis 33, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) den Betrachtungsbereich (22) festlegt, indem sie

a) in der im Höhenprofil (H), insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, eine Anzahl von möglichen Betrachtungsbereichen ( $R_{1,1}, \dots$ ), vorab vorgibt,

15

b) für das jeweilige Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) die jeweilige Atemtiefe (T) unter Zugrundelegung jedes der möglichen Betrachtungsbereiche (22) ermittelt, und

c) denjenigen vorgegebenen möglichen Betrachtungsbereich ( $R_{1,1}, \dots$ ) als Betrachtungsbereich (22) auswählt und heranzieht, für den die ermittelte Atemtiefe (22) am größten ist.

20

35. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 30 bis 34, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) den Betrachtungsbereich (22) festlegt, indem sie

a) im Höhenprofil, insbesondere in der Matrixdatenstruktur oder in der Punktwolke, mittels Objekterkennung nach Bereichen sucht oder Mittel zur Auswahl von Bereichen zur Verfügung stellt, die einem menschlichen Kopf und Torso entsprechen, und

25

b) den den Torso abbildenden Bereich der des Höhenprofils, insbesondere der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, oder ein Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich auswählt, wobei sie insbesondere

- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Brustatmung der dem Kopf nahe Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich (22) auswählt und/oder

30

- zur Detektion des Verlaufs oder der Atemtiefe der Bauchatmung der dem Kopf ferne Teilbereich dieses Bereichs als Betrachtungsbereich (22) auswählt.

36. Vorrichtung nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) für jedes zu untersuchende Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) oder für einzelne Höhenprofile (H) eines Segments ( $S_1, \dots, S_q$ ) der Betrachtungsbereich (22) mittels Objekterkennung an die im Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) vorliegenden Höhenprofile

35

ausgehend (H) von der Position des ausgewählten Betrachtungsbereichs (22) im jeweils vorangehenden Segment ( $S_1, \dots, S_n$ ) adaptiv neu ermittelt.

37. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 30 bis 36, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) den Betrachtungsbereich (22) festlegt, indem sie

a) für sämtliche Punkte des Höhenprofils (H), insbesondere für alle Einträge der Matrixdatenstruktur oder der Punktwolke, separat ein Zeitsignal für DAS Zeitintervall erstellt, das den zeitlichen Verlauf des Höhenprofils (H) im jeweiligen Punkt angibt, und aus diesem Zeitsignal jeweils ein die Atemtiefe charakterisierender Atemstärkewert ableitet und dem jeweiligen Punkt des Höhenprofils zuweist,

b) ein Bereich oder mehrere Bereiche (22a, 22b) mit jeweils zusammenhängenden Punkten des Höhenprofils (H), deren jeweiliger Atemstärkewert oberhalb eines unteren Schwellenwerts oder innerhalb eines vorgegebenen Intervalls liegen, als Betrachtungsbereich (22) auswählt, insbesondere

- indem sie zusammenhängende Bereiche (22a, 22b) von Punkten als Betrachtungsbereich auswählt, deren Größe eine vorgegebene Anzahl von Punkten übersteigt,

- wobei insbesondere ein Bereich dann als zusammenhängend gilt, wenn jeder Punkt des Bereichs ausgehend von einem anderen Punkt innerhalb dieses Bereichs über jeweils benachbarte Pixel erreichbar ist,

- wobei vorzugsweise Punkte des Höhenprofils (H) dann als benachbart gelten,  
- wenn sie durch benachbarte Einträge der Matrix-Datenstruktur festgelegt sind  
oder  
- wenn sie oder ihre Projektion auf eine horizontale Ebene im Raum einen einen Schwellenwert unterschreitenden Abstand voneinander aufweisen.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) als Atemstärkewert die Varianz des Zeitsignals heranzieht.

39. Verfahren nach Anspruch 38, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) zur Erstellung des Atemstärkewerts ermittelt,

- wie hoch die Signalenergie in einem ersten Frequenzbereich, insbesondere zwischen 10/min und 40/min, ist, und

- wie hoch die Signalenergie in einem zweiten Frequenzbereich, insbesondere zwischen 360/min und 900/min, ist, und

dass die Verarbeitungseinheit (50) den Quotienten aus der Energie im ersten Frequenzbereich und der Energie im zweiten Frequenzbereich ermittelt, und diesen als Atemstärkewert heranzieht.

5 40. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 37 bis 39, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinheit (50) den Betrachtungsbereich (22) in zwei oder mehreren aufeinander folgenden Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) separat ermittelt und ein Höhenprofil (H) verwirft und gegebenenfalls eine Fehlermeldung ausgibt, wenn sich der Betrachtungsbereich (22), insbesondere dessen Größe und/oder dessen Schwerpunkt,  
10 gegenüber dem jeweils vorangehenden Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) um einen vorgegebenen Schwellenwert verschiebt.

41. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 40, dadurch gekennzeichnet, dass der Verarbeitungseinheit (50) ein Mikrofon (40) vorgeschaltet ist, das gleichzeitig parallel zur  
15 Aufnahme des Abstands der Person den von der Person (1) abgegebene Schall in Form eines Audio-Signals ( $s_a$ ) an seinem Ausgang zur Verfügung hält und dieses Audio-Signal der Verarbeitungseinheit zugeführt ist, und dass die Verarbeitungseinheit

a) das Audio-Signal ( $s_a$ ) in eine Anzahl von Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ), insbesondere mit einer Länge von 100 ms bis 1 Sekunde, unterteilt und für jedes der Audio-Segmente  
20 ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) untersucht, ob in diesem menschliche Atemgeräusche oder andere Geräusche zu hören sind, und für jedes Audio-Segment ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) jeweils ein Klassifikationsergebnis zur Verfügung hält,

c) zeitgleich aufgenommene Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) und Segmente ( $S_1, \dots, S_q$ ) einander zuordnet, und

25 d) nach Audio-Segmenten ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) oder Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) mit geringer Atemtiefe oder mit fehlenden Atemgeräuschen sucht und die einem solchen Audio-Segment ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) oder Segment ( $S_1, \dots, S_q$ ) zugeordneten Segmente ( $S_1, \dots, S_q$ ) oder Audio-Segmente ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) ebenfalls auf das Vorliegen geringer Atemtiefe oder fehlender Atemgeräuschen untersucht, und

30 e) für den Fall, dass in einander zugeordneten Segmenten ( $S_1, \dots, S_q$ ) und Audio-Segmenten ( $S_{A1}, \dots, S_{Ar}$ ) jeweils geringe Atemtiefe und fehlender Atemgeräusche detektiert wurden, das Fehlen der Atmung der Person feststellt.

42. Vorrichtung nach Anspruch 41, dadurch gekennzeichnet, dass die  
35 Verarbeitungseinheit (50)

- a) ein Klassifikationssignal  $A(t)$  erstellt, das für jedes Audio-Segment  $(S_{Ai})$  jeweils zumindest ein Klassifikationsergebnis enthält, das die Art und Stärke des jeweiligen Geräuschs im Zeitbereich des jeweiligen Audio-Segment  $(S_{Ai})$  angibt,
- b) jeweils eine Anzahl von aufeinander folgenden Audio-Segmente  $(S_{Ai})$  zu weiteren Audio-Segmenten  $(S_{Ai})$ , insbesondere mit einer Dauer von 5 bis 10 Sekunden zusammengefasst, die vorzugsweise dieselben Zeitbereiche umfassen wie die Segmente  $(S_1, \dots, S_q)$ ,
- 5 c) über die innerhalb eines weiteren Audio-Segments  $(S_{Ai})$  enthaltenen Klassifikationsergebnisse eine Mittelung vornimmt und dem weiteren Audio-Segment  $(S_{Ai})$  den jeweilige Mittelwert zuweist,
- 10 d) ein weiteres Klassifikationssignal  $B(t)$  durch Interpolation der Mittelwerte der weiteren Audio-Segmente  $(S_{Ai})$  erstellt,
- e) im weiteren Klassifikationssignal  $B(t)$  sowie im Atemtiefesignal  $T(t)$  nach Zeitpunkten sucht, zu denen in den beiden Signalen  $(T(t), B(t))$  starke Änderungen auftreten, und
- 15 die so erkannten Zeitpunkte als umso relevanter eingestuft, je stärker die Änderung des jeweiligen Signals zum jeweiligen Zeitpunkt ist, wobei sie diesen Zeitpunkten jeweils ein diesbezügliches Relevanzmaß zuordnet, und
- f) jene Zeitpunkten als Startpunkte  $(R_S)$  oder Endpunkte  $(R_E)$  eines Atemstillstandes detektiert, für welche der Betrag des Relevanzwerts  $(REL)$  über dem Betrag eines
- 20 Schwellwert liegt, wobei sie insbesondere
- der Schwellenwert bildet, indem sie über einen Zeitbereich, insbesondere vor und/oder nach dem Vergleichszeitpunkt mit dem Referenzmaß ein Mittelwert des Referenzmaßes bildet und der Schwellenwert im Bereich zwischen 120% und 200% dieses Mittelwerts festlegt.

25

43. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 23 bis 42, dadurch gekennzeichnet, die Verarbeitungseinheit (50)

- einen Zeitbereich oder mehrere Zeitbereiche ermittelt, in denen die Änderung des Höhenprofils  $(H)$ , insbesondere im Mittel, einen vorgegebenen Schwellenwert nicht
- 30 übersteigt, und
- zur Bestimmung des Verlaufs der Atemtiefe nur aufeinander folgende Aufnahmezeitpunkte aus demselben Zeitbereich heranzieht, und
- gegebenenfalls bei Vorhandensein mehrerer Zeitbereiche die Bestimmung Verlaufs der Atemtiefe für mehrere ermittelte Zeitbereiche separat vornimmt.

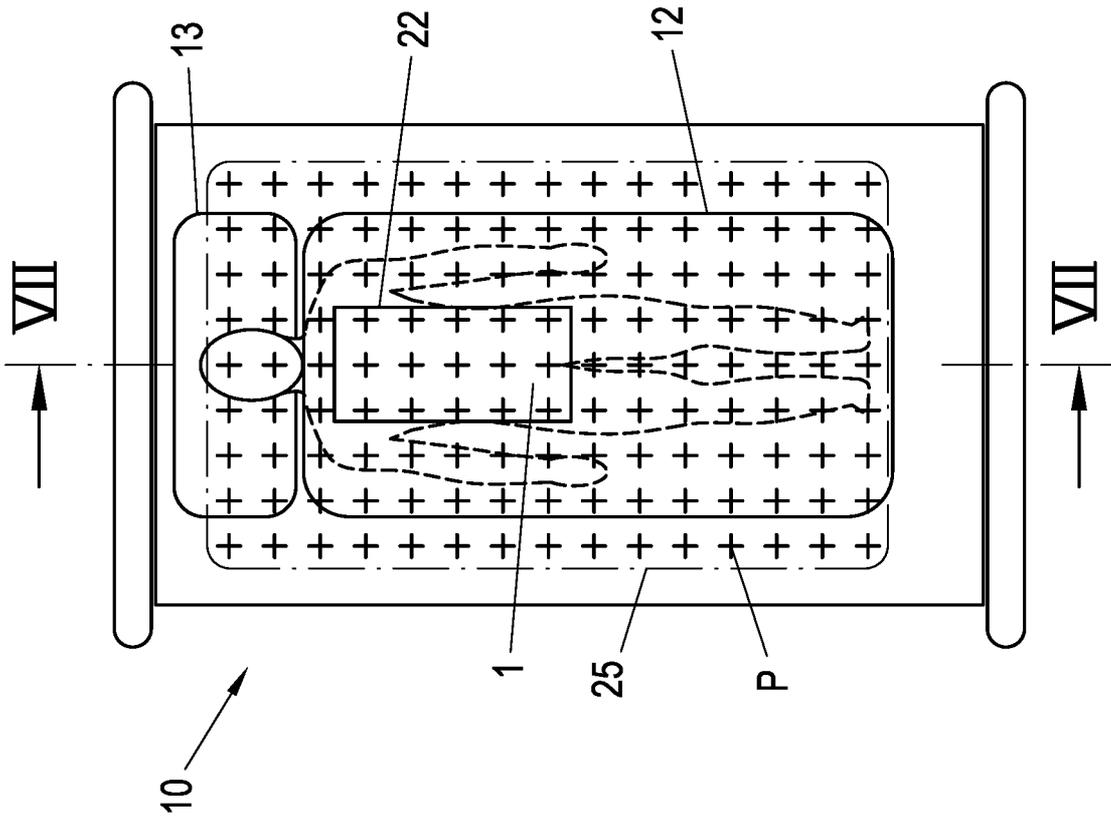


Fig. 2

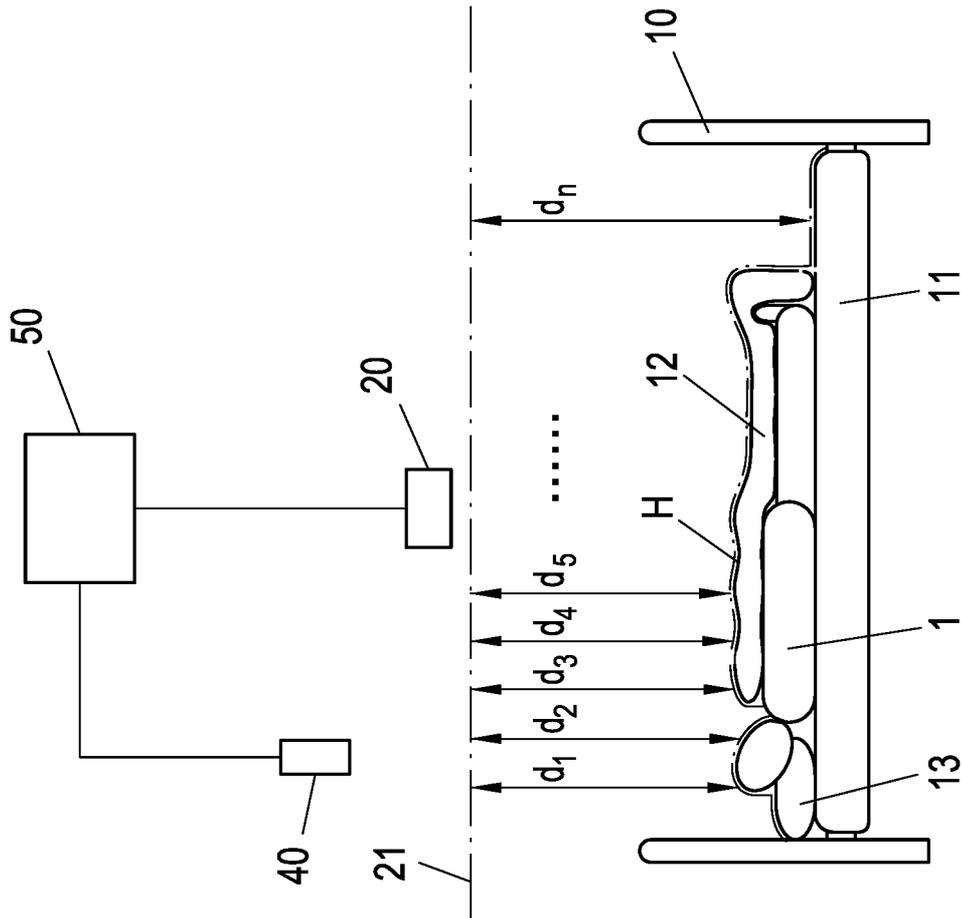
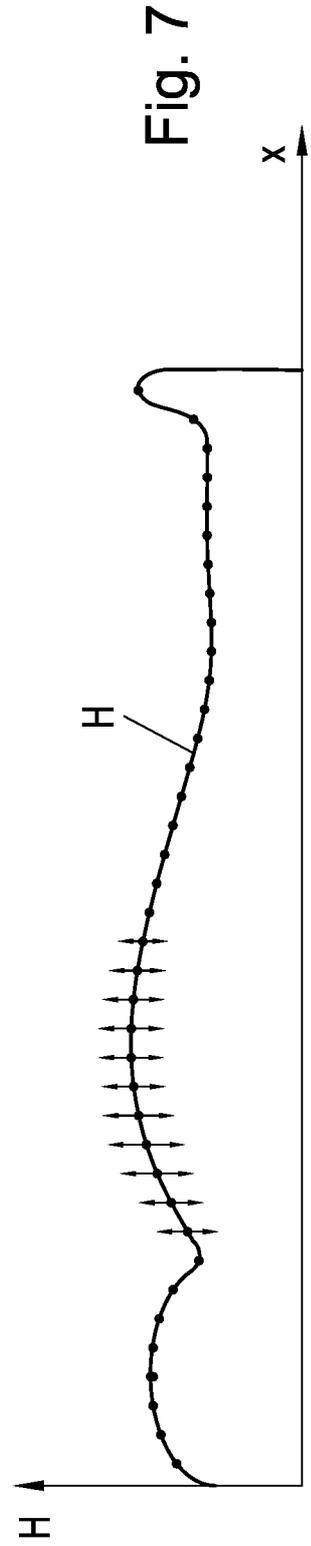
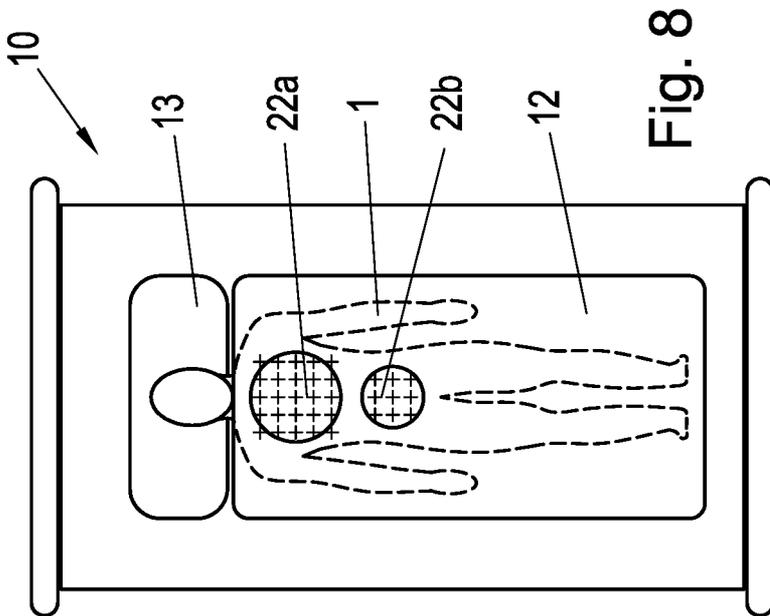
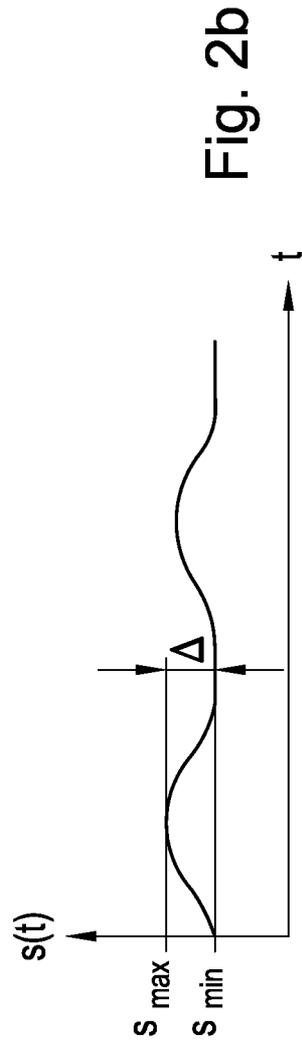
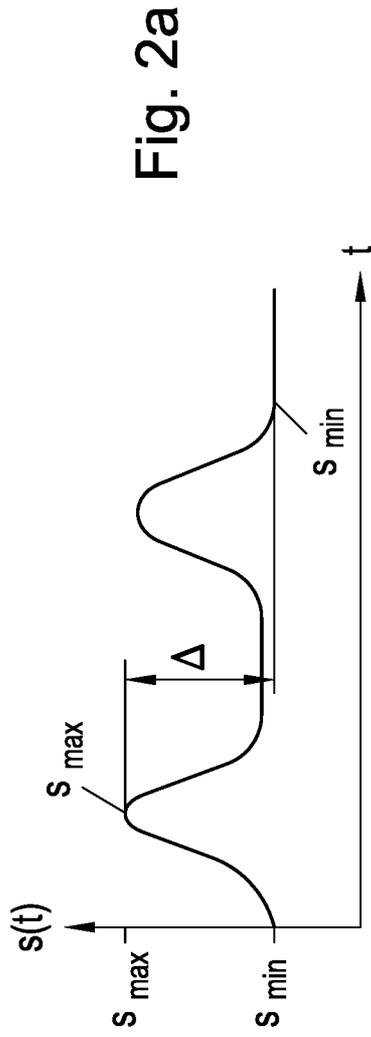


Fig. 1



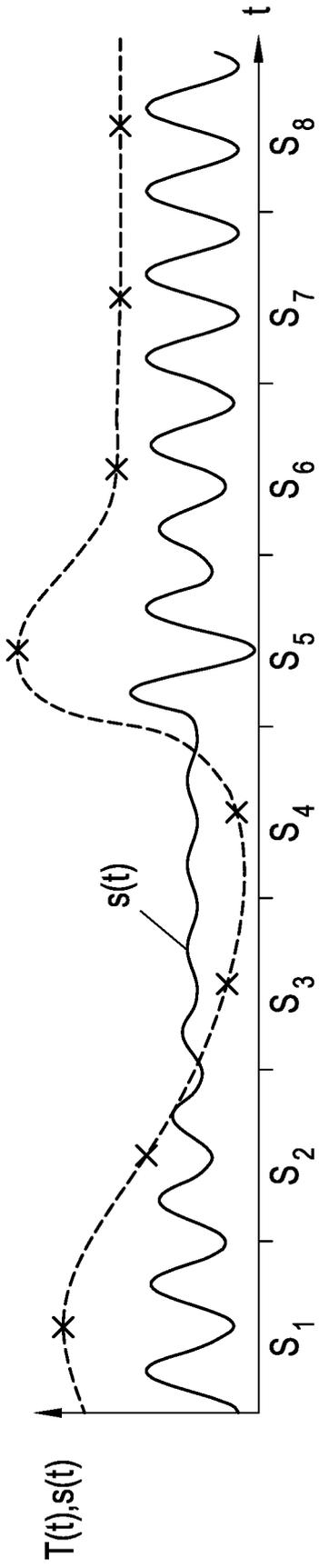


Fig. 3

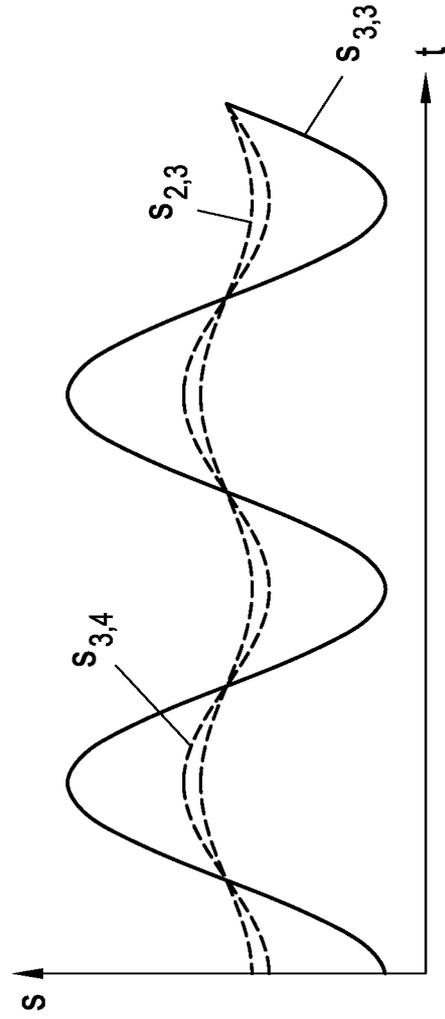


Fig. 5

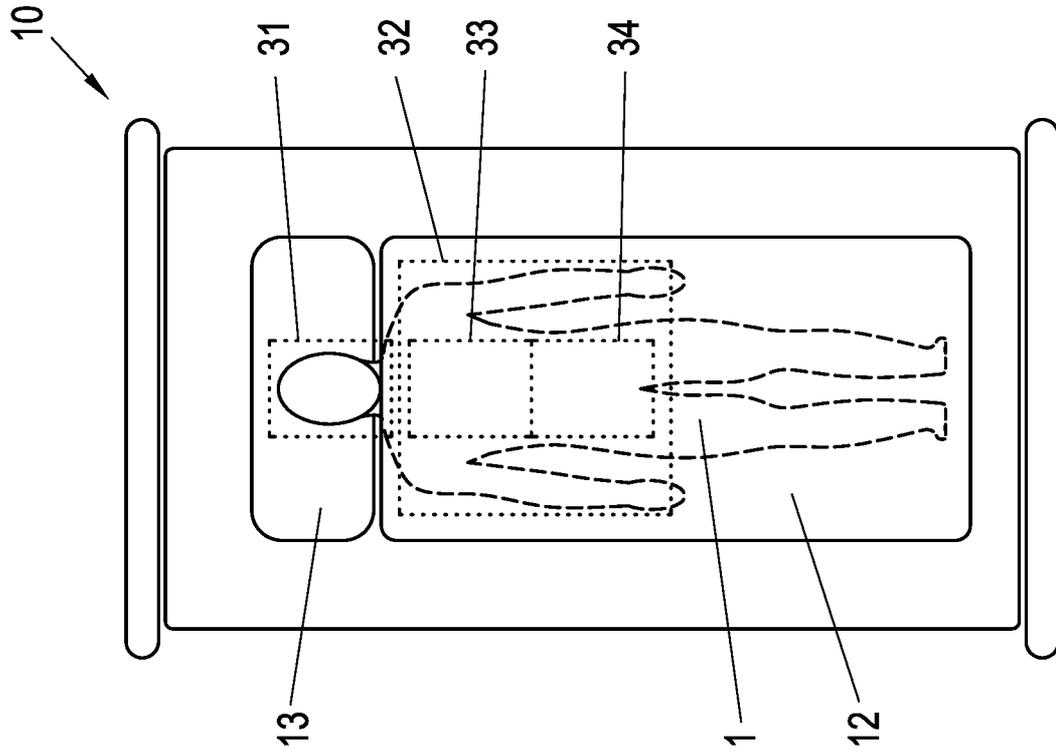


Fig. 6

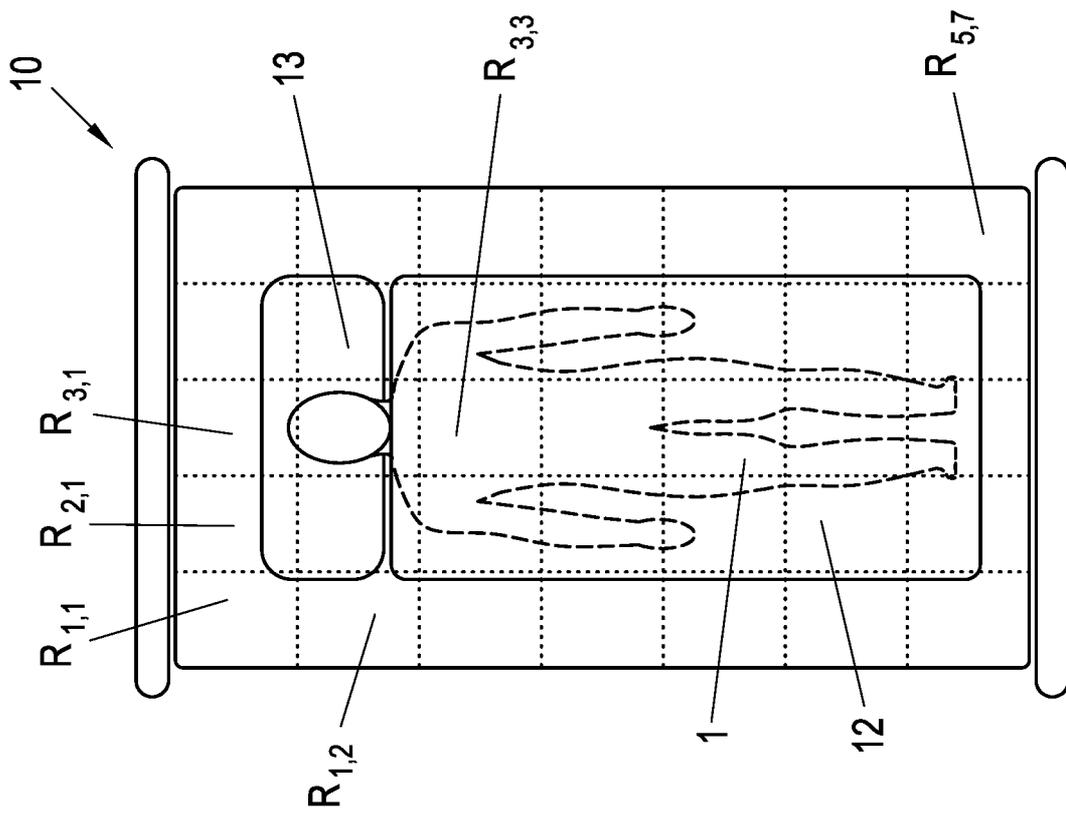


Fig. 4

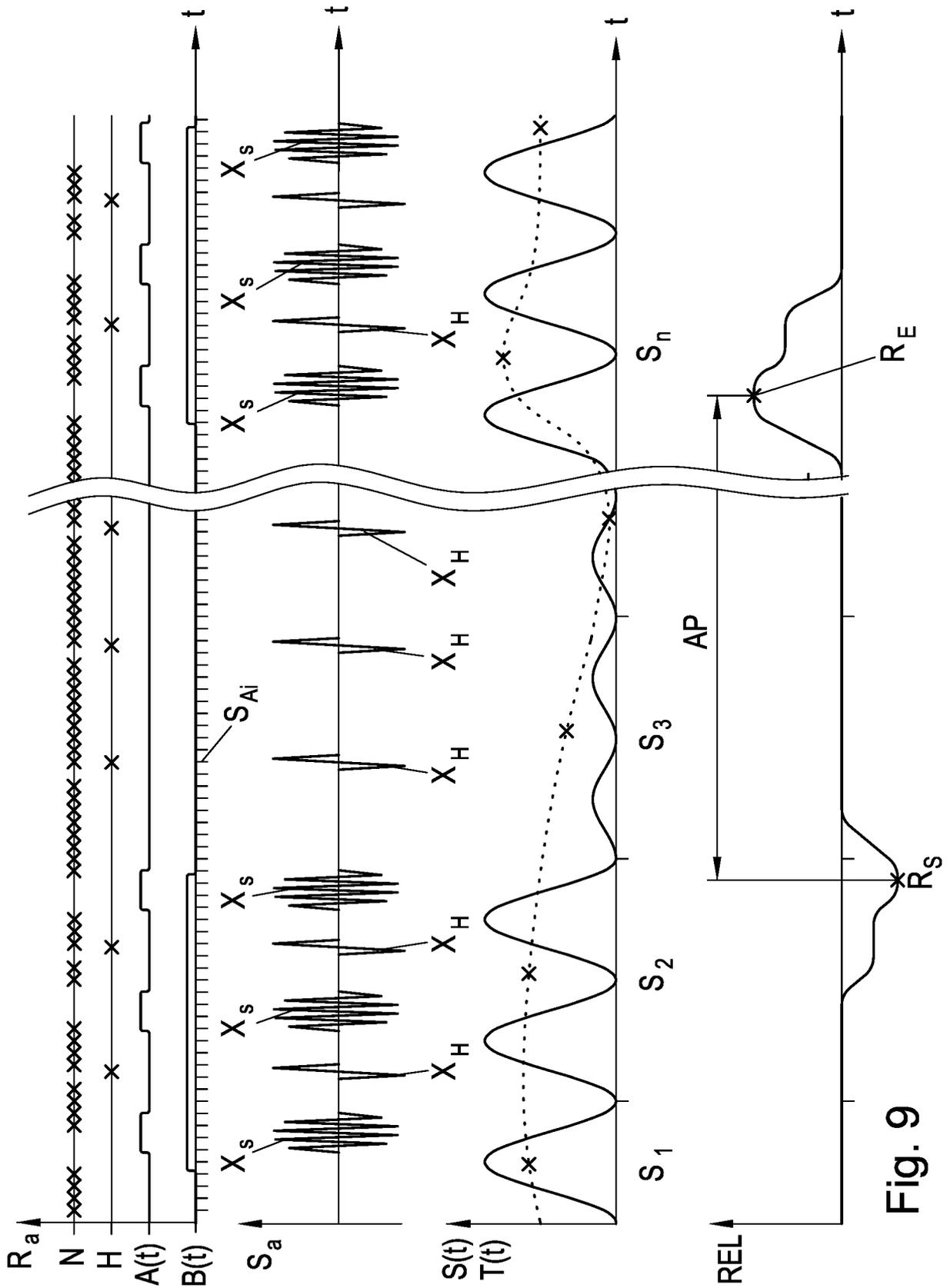


Fig. 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2015/070608

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. A61B5/113  
ADD.  
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED  
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61B

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	FALIE D ET AL: "Statistical algorithm for detection and screening sleep apnea", SIGNALS, CIRCUITS AND SYSTEMS, 2009. ISSCS 2009. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 9 July 2009 (2009-07-09), pages 1-4, XP031513927, ISBN: 978-1-4244-3785-6	1-18, 21-40,43
A	the whole document	19,20, 41,42
A	----- US 2014/243649 A1 (ROCQUE MUKUL JULIUS [NL] ET AL) 28 August 2014 (2014-08-28) paragraphs [0056], [0064], [0069], [0070], [0092]; figures 1-4,5b ----- -/--	1-43

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  12 January 2016	Date of mailing of the international search report  20/01/2016
----------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------

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  Lommel, André
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/EP2015/070608

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>SCHALLER CHRISTIAN ET AL: "Time-of-flight sensor for respiratory motion gating", MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 35, no. 7, 13 June 2008 (2008-06-13), pages 3090-3093, XP012116135, ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1118/1.2938521 the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-43
A	<p>JOCHEN PENNE ET AL: "Robust real-time 3D respiratory motion detection using time-of-flight cameras", INTERNATIONAL JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED RADIOLOGY AND SURGERY, SPRINGER, DE, vol. 3, 5 July 2008 (2008-07-05), pages 427-431, XP007908282, ISSN: 1861-6410, DOI: 10.1007/S11548-008-0245-2 the whole document</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-43

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/070608

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 2014243649	A1	28-08-2014	CN 105142516 A	09-12-2015
			EP 2772189 A1	03-09-2014
			EP 2961317 A1	06-01-2016
			US 2014243649 A1	28-08-2014
			WO 2014131850 A1	04-09-2014
-----				

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/113 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole ) 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		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	FALIE D ET AL: "Statistical algorithm for detection and screening sleep apnea", SIGNALS, CIRCUITS AND SYSTEMS, 2009. ISSCS 2009. INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, PISCATAWAY, NJ, USA, 9. Juli 2009 (2009-07-09), Seiten 1-4, XP031513927, ISBN: 978-1-4244-3785-6	1-18, 21-40,43
A	das ganze Dokument	19,20, 41,42
A	----- US 2014/243649 A1 (ROCQUE MUKUL JULIUS [NL] ET AL) 28. August 2014 (2014-08-28) Absätze [0056], [0064], [0069], [0070], [0092]; Abbildungen 1-4,5b ----- -/--	1-43
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> 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		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
12. Januar 2016		20/01/2016
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  Lommel, André

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>SCHALLER CHRISTIAN ET AL: "Time-of-flight sensor for respiratory motion gating",  MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US,  Bd. 35, Nr. 7, 13. Juni 2008 (2008-06-13),  Seiten 3090-3093, XP012116135,  ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1118/1.2938521  das ganze Dokument</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-43
A	<p>JOCHEN PENNE ET AL: "Robust real-time 3D respiratory motion detection using time-of-flight cameras",  INTERNATIONAL JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED RADIOLOGY AND SURGERY, SPRINGER, DE,  Bd. 3, 5. Juli 2008 (2008-07-05), Seiten 427-431, XP007908282,  ISSN: 1861-6410, DOI:  10.1007/S11548-008-0245-2  das ganze Dokument</p> <p style="text-align: center;">-----</p>	1-43

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2015/070608

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2014243649 A1	28-08-2014	CN 105142516 A	09-12-2015
		EP 2772189 A1	03-09-2014
		EP 2961317 A1	06-01-2016
		US 2014243649 A1	28-08-2014
		WO 2014131850 A1	04-09-2014
-----			