



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 691 33 504 T2** 2006.08.10

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 968 734 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **691 33 504.4**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 116 274.4**

(96) Europäischer Anmeldetag: **07.06.1991**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **05.01.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **11.01.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **10.08.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61M 16/00** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

632327 21.12.1990 US

(73) Patentinhaber:

Puritan-Bennett Corp., Pleasanton, Calif., US

(74) Vertreter:

Ostertag & Partner, Patentanwälte, 70597 Stuttgart

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, IT, LI, LU, NL, SE

(72) Erfinder:

**Gruenke, Roger A., Shawnee, KA 66216-2659, US;
Trimble, Russell L., Overland Park, KS 66207, US;
Lasnier, Christopher D., Olathe, KS 66062, US;
Loethen, Steven W., Independence, Mo 64057, US;
Orlt, G., Jiri, Shawnee, KS 66203, US; Snook,
James A., Overland Park, KS 66202, US; Wyble,
Marilyn S., Holt, MI 64048, US**

(54) Bezeichnung: **Drucksystem für Atmungswege**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten.

2. Beschreibung des Standes der Technik

[0002] Bei der obstruktiven Schlafapnoe handelt es sich um eine Schlafkrankung, welche durch die Erschlaffung des Luftweges einschließlich des Genioglossus-Rachenmuskelgewebes während des Schlafes gekennzeichnet ist. Wenn dies eintritt, kann der erschlaffte Muskel den Luftweg des Patienten teilweise oder vollständig blockieren, ein Zustand, der häufiger bei übergewichtigen Patienten auftritt. Eine teilweise Blockierung kann zu Schnarchen führen. Eine vollständige Blockierung kann zu einer Schlafapnoe führen.

[0003] Wenn eine vollständige Blockierung auftritt, führen die Einatembemühungen des Patienten nicht zu einem Einsaugen von Luft und dem Patienten wird der Sauerstoff entzogen. Als Reaktion darauf beginnt der Patient aufzuwachen. Wenn er einen beinahe aufgewachten Zustand erreicht hat, nimmt der Genioglossus-Muskel wieder seine normale Spannung ein, wodurch der Luftweg freigemacht wird und das Einatmen erfolgen kann. Der Patient fällt dann in einen tieferen Schlaf zurück, woraufhin der Genioglossus-Muskel wieder erschlafft und sich der Apnoezyklus wiederholt.

[0004] Um eine zentrale Apnoe handelt es sich, wenn kein Einatemversuch erfolgt oder dieser verzögert ist. Eine zentrale Apnoe kann mit einer obstruktiven Apnoe kombiniert sein, was als gemischte Apnoe bekannt ist. Andere Unregelmäßigkeiten der Atmung, wie z.B. eine Cheynes-Stokes-Atmung, können Apnoeintervalle aufweisen, wenn der Einsaug-Luftstrom aufhört.

[0005] Bei einigen Patienten können Fälle von Schlafapnoe Dutzende Male im Verlauf eines Schlafabschnitts auftreten. In der Folge erreicht der Patient wegen des wiederholten Aufwachens in einen beinahe aufgewachten Zustand niemals einen völlig entspannten Tiefschlafabschnitt. Dem Patienten wird auch der REM-Schlaf (rapid eye movement) vorenthalten. Personen, welche von Schlafapnoe geplagt werden, sind unablässig müde, sogar nach einem anscheinend normalen Nachtschlaf.

[0006] Zur Behandlung der obstruktiven Schlafapnoe wurde das sogenannte kontinuierliche positive Luftweg-Drucksystem (CPAP) erfunden, bei dem eine vorgeschriebene Höhe an positivem Druck im Luftweg kontinuierlich auf die Luftwege des Patienten aufgebracht wird. Das Vorhandensein eines derartigen positiven Druckes auf die Luftwege sorgt für einen Drucksplint, durch welchen der negative Druck beim Einatmen ausgeglichen und die Spannung des Gewebes und hierdurch ein offener Luftweg des Patienten aufrechterhalten wird. Die positive Verbindung des Luftwegs mit dem Patienten wird typischerweise durch ein Nasenkissen erzielt, wie es z.B. in der US-4782832 offenbart ist, bei der das Nasenkissen mit den Nasenlöchern des Patienten abgedichtet zusammenarbeitet und auf die Nasendurchgänge den positiven Luftwegdruck aufbringt.

[0007] Das CPAP-System stößt jedoch bei Patienten auf Bedenken, da der Patient gegen den positiven Druck ausatmen muß. Hierdurch wird die Arbeit für das Ausatmen erhöht. Einige Patienten haben Schwierigkeiten damit, sich hieran zu gewöhnen, und brechen in der Folge möglicherweise die Therapie ab. Ferner wird ein Austrocknen der Nase und des Luftweges aufgrund der kontinuierlichen Zirkulation von Raumluft beklagt. Auch bleibt bisweilen ausgeatmetes Kohlendioxid in einigen Nasenmasken bei der CPAP-Therapie zurück.

[0008] Wenn eine CPAP-Therapie angeordnet wird, muß der Patient üblicherweise eine oder zwei Nächte in einem Schlafbehandlungslabor verbringen, wo zunächst festgestellt wird, ob der Patient an einer Erkrankung der Atmung, z.B. an Schlafapnoe, leidet. Wenn dem so ist, dann wird der Patient mit einem CPAP-Gerät ausgerüstet, woraufhin der Gasdruck bestimmt wird, welcher erforderlich ist, um den notwendigen Luftsplint bereitzustellen, durch den die Durchgängigkeit des Luftweges aufrechterhalten wird.

[0009] Der Druck, welcher notwendig ist, um die Durchgängigkeit aufrechtzuerhalten, ist üblicherweise höher, wenn der Patient auf seinem oder die Patientin auf ihrem Rücken schläft, als wenn er/sie in einer seitlichen Ruheposition schläft. Der höhere Druck wird üblicherweise angeordnet, um sicherzustellen, daß ein ausreichender Druck in allen Schlafstellungen vorliegt. Der höhere Druck wird jedoch nicht unter allen Bedingungen benötigt. Die höheren Drücke werden zum Beispiel nicht benötigt, bevor der Patient eingeschlafen ist sowie in den frühen Stadien des Schlafes. Zusätzlich sind die höheren Drücke oft nicht notwendig während des Tiefschlafes, wenn sich der Patient in einer seitlichen Ruhestellung befindet. Darüber hinaus ist es möglich, daß ein bestimmter Patient einer Schlafapnoe nur unter bestimmten Bedingungen unterworfen ist, zum Beispiel

dann, wenn der Patient extrem müde ist oder unter dem Einfluß von Alkohol oder Schlafmitteln steht. Der Patient wird folglich der körperlichen Beschwerde der hohen angeordneten Drücke sogar dann ausgesetzt, wenn es nicht notwendig ist. Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung wird eine Vorrichtung zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten, wie im Anspruch 1 angegeben, bereitgestellt.

[0010] Gemäß einem zweiten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten, wie in Anspruch 11 angegeben, bereitgestellt.

Kurzbeschreibung der Zeichnungsfiguren

[0011] In der Zeichnung zeigen:

[0012] [Fig. 1](#): eine Draufsicht auf den Kopf eines schlafenden Patienten, welcher mit dem bevorzugten Patienten-Kopplungs-Kopfgeschirr dargestellt ist, welches mit der vorliegenden Erfindung verwendet wird;

[0013] [Fig. 2](#): eine Seitenansicht des Kopfes des Patienten und des Kopfgeschirrs von [Fig. 1](#), welches mit dem bevorzugten Unterbringungsgehäuse des Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung mit doppelter Leitung verbunden gezeigt ist;

[0014] [Fig. 3](#): eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung mit einfacher Leitung;

[0015] [Fig. 4](#): eine schematische Darstellung des Ausführungsbeispiels von [Fig. 2](#) mit doppelter Leitung;

[0016] [Fig. 5](#): eine Draufsicht auf das bevorzugte Entlüftungsventilelement in der Stellung über den Entlüftungsenden des Ausführungsbeispiels von [Fig. 4](#) mit doppelter Leitung;

[0017] [Fig. 6](#): graphische Darstellungen eines typischen Atemzyklus, welcher eine Einatemphase und eine Ausatemphase umfaßt, des Nasen-Luftdrucks, welcher während des Atemzyklus auf den Luftweg des Patienten aufgebracht wird, und der Schritte des Entlüftungsventils, welche erforderlich sind, um die Soll-Drücke aufrecht zu erhalten;

[0018] [Fig. 7](#): eine elektrische schematische Darstellung des Mikrokontrollers und der mit diesem verbundenen Komponenten der vorliegenden Erfindung;

[0019] [Fig. 8](#): ein elektrisches Schaltbild der Steuerung des Gebläsemotors;

[0020] [Fig. 9](#): ein elektrisches Schaltbild der Steuerung des Schrittmotors für das Entlüftungsventil;

[0021] [Fig. 10](#): eine schematische Darstellung einer Schaltung des Druckwandlers;

[0022] [Fig. 11](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms, in dem der START-UP-Abschnitt der Hauptroutine dargestellt ist;

[0023] [Fig. 12](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des HAUPTSCHLEIFEN-Abschnitts der Hauptroutine;

[0024] [Fig. 13](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der VENTILSCHRITT-Subroutine;

[0025] [Fig. 14](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des ADC-Interrupts;

[0026] [Fig. 15](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der PRÜFE GEBLÄSEDREHZAHL-Subroutine.

[0027] [Fig. 16](#): ein elektrisches Blockschaltbild, in dem ein Analysekreis für Spektralgeräusche dargestellt ist;

[0028] [Fig. 17](#): ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der SOUND-ANALYSE-Subroutine;

[0029] [Fig. 18](#): ein schematisches Blockschaltbild eines weiteren Ausführungsbeispiels der Erfindung, mit dem die Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten bestimmt wird;

- [0030] **Fig. 19**: ein Satz von fünf Diagrammen des Ausführungsbeispiels von **Fig. 18**, in dem Durchflußrate, Druck und Admittanz des Luftwegs und ferner zwei Admittanzschemata dargestellt sind;
- [0031] **Fig. 20**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms, mit dem der Mikroprozessors von **Fig. 18** betrieben wird; und
- [0032] **Fig. 21**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms eines weiteren Ausführungsbeispiels des Programms, mit dem der Mikrokontroller von **Fig. 18** betrieben wird;
- [0033] **Fig. 22**: ein Blockschaltbild der pneumatischen Komponenten des Kompensations-Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung;
- [0034] **Fig. 23**: ein Blockschaltbild der elektronischen Komponenten in Verbindung mit dem Kompensations-Ausführungsbeispiel von **Fig. 22**;
- [0035] **Fig. 24**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des PRIMÄR-Moduls, mit dem das Kompensations-Ausführungsbeispiel betrieben wird;
- [0036] **Fig. 25**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des INITIALISIEREN-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0037] **Fig. 26**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des AUSATMEN-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0038] **Fig. 27**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des EINATMEN-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0039] **Fig. 28**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des CPAP-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0040] **Fig. 29**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des BPM-ZYKLUS-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0041] **Fig. 30**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des PATIENTENZYKLUS-BACKUP-Moduls des PRIMÄR-Moduls;
- [0042] **Fig. 31A**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des ersten Abschnitts des A/D-INTERRUPT-Moduls des PRIMÄR-Moduls; und
- [0043] **Fig. 31B**: ein Flußdiagramm eines Computerprogramms des restlichen Abschnitts des A/D INTERRUPT-Moduls.

Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsbeispiele

[0044] Nun wird auf die Zeichnungsfiguren Bezug genommen. In diesen zeigt **Fig. 3** schematisch ein Ausführungsbeispiel eines bevorzugten Druckgerätes **10** für Atemwege mit einer einzelnen Leitung, welches allgemein eine(n) längliche(n) biegsame(n) Schlauch oder Leitung **12**, ein mit einem Ende der Leitung **12** verbundenes Nasenkissen **14**, eine dem gegenüberliegenden offenen Entlüftungsende der Leitung **12** benachbart angeordnete Entlüftungsventilanordnung **16**, eine mit der Leitung **12** zwischen dem Kissen **14** und der Entlüftungsventilanordnung **16** fluidverbundene Gebläseeinheit **18** und eine Steuerung **20** aufweist, welche mit dem Nasenkissen **14** pneumatisch und mit der Entlüftungsventilanordnung **16** und der Gebläseeinheit **18** elektrisch verbunden werden kann.

[0045] In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die Entlüftungsventilanordnung **16**, die Gebläseeinheit **18** und die Steuerung **20** innerhalb eines Gehäuses **22** aufgenommen, wie z.B. dem, welches in Verbindung mit dem Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung in **Fig. 2** dargestellt ist. Insoweit weist die Leitung **12** einen inneren Abschnitt, welcher innerhalb des Gehäuses **22** aufgenommen ist, und einen äußeren Abschnitt **26** auf, welcher sich von dem Gehäuse zu dem Nasenkissen **14** erstreckt. Die Leitung **12** umfaßt zusätzlich ein Kuppelungsende **28**, welches mit dem Nasenkissen **14** verbunden ist, ein Einlaßende **30**, welches mit der Gebläseeinheit **18** verbunden ist und von diesem mit atembarem Gas, vorzugsweise Umgebungsluft, gespeist wird, und ein Entlüftungsende **32**, welches zu der Entlüftungsventilanordnung **16** benachbart angeordnet ist.

[0046] Bei dem Nasenkissen **14** handelt es sich um die bevorzugte Einrichtung zur Verbindung mit dem Patienten. Sie ist weiter in der US-4782832 dargestellt, welche hiermit durch Bezugnahme aufgenommen ist. Ein Kopfgeschirr **34** hält das Nasenkissen **14** am Kopf des Patienten **36**, so daß es mit den Atemwegen des Patienten **36** und vorzugsweise mit den Nasenlöchern des Patienten in Fluidverbindung steht. Das Nasenkissen **14** ist so ausgelegt, daß es ein Verbindungsstück **38** für einen Drucksensor aufweist, welches mit der Steuerung **20** durch eine pneumatische Leitung **40** verbunden ist, welche vorzugsweise innerhalb der Leitung **12** verläuft, so daß die Leitung **40** in günstiger Weise aus dem Weg und die Wahrscheinlichkeit geringer ist, daß sie von dem Patienten während der Verwendung des Gerätes **10** gequetscht oder behindert wird. Das Nasenkissen **14** umfaßt auch eine Entlüftungsöffnung **42**, welche durch es hindurch gebildet ist und welche kontinuierlich eine geringe Menge an Druck aus dem Nasenkissen **14** abläßt, wodurch verhindert wird, das sich in ihm Feuchtigkeit bildet und anschließend kondensiert. Die Öffnung **42** verhindert auch die Zunahme ausgeatmeter Gase einschließlich Kohlendioxid.

[0047] Die Entlüftungsventilanordnung **16** umfaßt einen Schrittmotor **44** und ein Ventilelement **46**, welches mit dessen Ausgangswelle verbunden ist. Das Ventilelement **46** ist vorzugsweise aus einer flachen Platte aufgebaut, welche so ausgelegt ist, daß sie zwei gegenüberliegende gebogenenockenartige Ränder **48a**, **b** aufweist, wie in [Fig. 5](#) dargestellt ist. Das Element **46** ist zu dem Entlüftungsende **32** der Leitung **12** benachbart angeordnet, so daß, wenn der Schrittmotor **44** das Ventilelement **46** im Uhrzeigersinn dreht, wie in [Fig. 5](#) dargestellt ist, der Rand **48a** das Entlüftungsende **32** zunehmend bedeckt und hierdurch begrenzt. Umgekehrt gibt der Rand **48a** einen größer werdenden Bereich des Entlüftungsendes **32** zunehmend frei, so daß zusätzlich Gas aus diesem abgelassen werden kann, wenn der Motor **44** das Element **46** entgegen dem Uhrzeigersinn dreht.

[0048] In [Fig. 4](#) ist das zweite Ausführungsbeispiel des bevorzugten Gerätes **10** dargestellt, welches eine doppelte Leitung aufweist. Dieses Ausführungsbeispiel gleicht dem von [Fig. 3](#) und entsprechende Elemente sind mit den gleichen Bezugszeichen versehen. Das zweite Ausführungsbeispiel **50** umfaßt zusätzlich einen Auslaßschlauch **52**, welcher ein Verbindungsende **54** aufweist, welches mit dem äußeren Abschnitt **26** der Leitung an der Verzweigung **56** fluidverbunden ist, und umfaßt ein Auslaßende **58**, welches benachbart zu dem Ventilelement **46** in der selben Öffnungs-/Schließungsbeziehung mit dem gekrümmten Rand **48b** angeordnet ist, welche das Entlüftungsende **32** gegenüber dem gekrümmten Rand **48a** aufweist. Bei dieser Konfiguration weist die Leitung **12** zusätzlich einen Einatemschlauch **60** zwischen der Verzweigung **56** und der Gebläseeinheit **18** auf. Bei dem Modell mit doppeltem Schlauch weist das Nasenkissen **14** kein Entlüftungsloch **42** auf, und der Schlauch zwischen den Enden **54** und **28** umfaßt einen Verteiler **61**, welcher ihn in zwei getrennte Kanäle trennt. Das zweite Ausführungsbeispiel **50** kann auch ein Einatem-Rückschlagventil **62**, welches innerhalb des Einatemschlauches **60** zu der Verzweigung **56** benachbart angeordnet ist, und ein Ausatem-Rückschlagventil **64** aufweisen, welches innerhalb des Auslaßschlauches **52** ebenfalls zu der Verzweigung **56** benachbart angeordnet ist. Das Einatem-Rückschlagventil **62** verhindert, daß der Atem des Patienten in Richtung auf das Entlüftungsende **32** durch es hindurchtritt, so daß der Atem des Patienten das System durch das Auslaßende **58** verlassen muß. Pneumatische Leitungen **66** bzw. **68** koppeln die Steuerung **20** mit dem Einatemschlauch **60** beziehungsweise dem Auslaßschlauch **52**.

[0049] Insgesamt steuert die Steuerung **20** das Gerät **10** so, daß der Druck des Gases, welches dem Patienten zu einem Zeitpunkt während des Atemzyklus des Patienten unmittelbar vor dem Einatmen bereitgestellt wird, sich erhöht und der Druck anschließend sinkt, um das Ausatmen zu erleichtern. Im oberen Diagramm von [Fig. 6](#) ist der Luftstrom eines typischen Atemzyklus dargestellt. Während des Einatmens erhöht sich der Durchsatz des Gases zu dem Patienten hin allmählich bis zu einem Maximum und sinkt dann ab. Am Ende des Einatmens macht der Patient typischerweise eine kleine Pause, bevor das Ausatmen beginnt. Während des Ausatmens erhöht sich der ausgeatmete Gasstrom von dem Patienten allmählich bis zu einem Maximum und fällt dann wieder ab. Dem Ausatmen folgt eine Nach-Ausatempause, welche typischerweise etwas länger ist als die Pause nach dem Einatmen. Nach der Nach-Ausatempause beginnt der Patient wieder mit dem Einatmen.

[0050] Das mittlere Diagramm von [Fig. 6](#) zeigt den Druck im Nasenluftweg, welcher dem Patienten **36** während des Betriebs des Gerätes **10** bereitgestellt wird. Bei Patienten, welche einer Schlafapnoe unterliegen, ist es wünschenswert, den Druck im Nasenluftweg unmittelbar vor dem Einatmen zu erhöhen, um den Druck im Luftweg zu splintieren, so daß das Genioglossus-Gewebe positioniert und hierdurch der Luftweg offen gehalten wird. Demzufolge zeigt dieses mittlere Diagramm einen Anstieg des Druckes im Nasenluftweg unmittelbar vor dem Einatmen bis zu einem ausgewählten vorgeschriebenen Druckpegel, welcher ausreicht, um das umliegende Gewebe zur Seite zu drücken und diesen Luftweg zu öffnen. Nach dem Ende des Einatmens wird der Soll-Druck, welcher dem Nasenluftweg bereitgestellt wird, reduziert, so daß das Ausatmen gegen einen gerin-

gen Druckpegel oder sogar gegen einen der Umgebung entsprechenden Druckpegel erfolgt. Am Ende des Ausatmens wird der Druck im Nasenluftweg wieder vor der nächsten Einatemphase erhöht.

[0051] Um diese Druckänderungen ausführen zu können, erzeugt die Gebläseeinheit **18** in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ein insgesamt konstantes Volumen an atembarem Gas pro Zeiteinheit, welches wahlweise durch das Entlüftungsende **32** abgelassen wird. Das abgelassene Gasvolumen wird durch die Entlüftungsventilanordnung **16** gesteuert.

[0052] Im unteren Diagramm von [Fig. 6](#) sind grafisch die unterschiedlichen Stellungen des Ventilelements **46** in bezug auf das Entlüftungsende **32** dargestellt, mit denen das in dem mittleren Diagramm dargestellte gewünschte Druckprofil im Nasenluftweg erzielt wird. Zum Beispiel aktiviert die Steuerung **20** während der Pause nach dem Ausatmen den Schrittmotor **44**, welcher das Ventilelement **46** im Uhrzeigersinn (wie in [Fig. 5](#) dargestellt) dreht, so daß der Druck im Nasenluftweg bis zu dem gewünschten Sollwert erhöht wird, was durch die Steuerung **20** mittels der pneumatischen Leitung **40** erfaßt wird. Wenn der Patient einzuatmen beginnt, wird Gas, welches von der Gebläseeinheit **18** abgegeben wird, von dem Patienten eingeatmet. Um den Soll-Druck aufrechtzuerhalten, dreht die Steuerung dann das Ventilelement **46** schrittweise weiter im Uhrzeigersinn, wodurch die Gasmenge reduziert wird, welche abgelassen wird. Wenn das Einatmen seinen Spitzen-Durchsatz passiert, beginnt die Steuerung **20** die Stellung des Ventilelements **46** zurück zu fahren, so daß zusätzliches Gas abgelassen und der Soll-Druck aufrechterhalten wird.

[0053] Am Ende des Einatmens ist ein geringerer Soll-Druck gewünscht und die Steuerung **20** dreht schrittweise das Ventilelement **46** entgegen dem Uhrzeigersinn weiter, so daß zusätzliche Gasmengen abgelassen werden und ein neuer niedrigerer Soll-Druck erreicht wird.

[0054] Am Ende der Pause nach dem Einatmen beginnt der Patient auszuatmen. Um den gewünschten niedrigeren Soll-Druck aufrechtzuerhalten, muß das zusätzlich vom Patienten ausgeatmete Gas durch das Entlüftungsende **32** abgelassen werden.

[0055] Demzufolge bewirkt die Steuerung **20**, daß sich das Ventilelement **46** weiter im Uhrzeigersinn dreht und das Entlüftungsende **32** noch weiter geöffnet wird. Wenn der Durchsatz beim Ausatmen absinkt, dreht die Steuerung **20** das Ventilelement **46** im Uhrzeigersinn, wodurch das Ablassen reduziert und der niedrigere Soll-Druck aufrechterhalten wird. Am Ende des Ausatmens bewirkt dann die Steuerung **20**, daß sich das Ventilelement **46** weiter im Uhrzeigersinn dreht und sich der Druck auf den höheren Druck-Sollwert erhöht. Dies erzeugt eine Spannung im Genioglossus-Muskel, durch die der Luftweg als Vorbereitung auf die nächste Einatemphase geöffnet wird.

[0056] Die Prüfung des oberen und des unteren Diagramms zeigt, daß die Profile der Kurven ähnlich sind. Dies bedeutet, daß die Steuerung **20** den Atemzyklus des Patienten dadurch verfolgen kann, daß sie die gestuften Stellungen des Ventilelements **46** verfolgt, welche erforderlich sind, um die Soll-Drücke aufrecht zu erhalten. Auf diese Weise kann die Steuerung **20** das Ende der Einatemphasen bzw. der Ausatemphasen bestimmen und die Ausatem- und Einatem-Intervallzeiten vorhersagen.

[0057] Nun wenden wir uns der Steuerung **20** zu. Durch sie werden elektrische Ausgangssignale zur Verfügung gestellt, mit denen die Drehzahl der Gebläseeinheit **18** und die Stellung des Schrittmotors **44** gesteuert werden. Die Steuerung **20** erhält eine elektrische Rückkoppelung von der Gebläseeinheit **18**, durch die deren Drehzahl angezeigt wird, und mittels der pneumatischen Leitung **40** ein pneumatisches Eingangssignal, mit welchem der Druck am Nasenkissen **14** und hierdurch in den Durchgängen des Nasen-Luftweges des Patienten angezeigt wird.

[0058] Die Steuerung **20** umfaßt eine Druckwandlerschaltung **700** ([Fig. 7](#)), welche ein elektrisches Eingangssignal einer Mikrokontrollerschaltung **800** ([Fig. 8](#)) bereitstellt, durch das der Druck am Nasenkissen **14** angezeigt wird, welche wiederum eine Gebläsemotorschaltung **900** ([Fig. 9](#)) und eine Schrittmotorschaltung **1000** ([Fig. 10](#)) mit Ausgangssignalen versorgt. Zusätzlich umfaßt die Steuerung **20** eine herkömmliche Stromversorgung (nicht dargestellt) von 120 Volt Wechselstrom auf +5 Volt Gleichstrom, +12 Volt Gleichstrom und +24 Volt Gleichstrom, welche für digitale und analoge integrierte Schaltungskomponenten geeignet ist.

[0059] Die in [Fig. 7](#) dargestellte Druckwandlerschaltung **700** ist typisch für die Druckwandlerschaltung der Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung mit einfacher ebenso wie mit doppelter Leitung. Dies heißt, daß bei dem Ausführungsbeispiel von [Fig. 3](#) mit einfacher Leitung nur ein Druckwandler verwendet wird, wohingegen in dem in [Fig. 4](#) schematisch dargestellten Ausführungsbeispiel zwei Druckwandler verwendet wer-

den, welche beide eine Schaltung verwenden, wie sie in [Fig. 7](#) dargestellt ist.

[0060] Der bevorzugte Druckwandler umfaßt SENSYM Typ SX01DN mit einem Betriebsbereich von 0 bis 70 cm Wassersäule. Der bevorzugte Wandler umfaßt vier Dehnungsmeßstreifen, welche in einer herkömmlichen Wheatstonebrücke **701** mit Dehnungsmeßstreifen X1, X2, X3 und X4 angeordnet sind, die jeweils nominal 4650 Ohm aufweisen. Die Brücke **701** weist eine Erregerklemme **702**, welche mit +12 Volt Gleichstrom verbunden ist, und eine gegenüberliegende Erregerklemme **704** auf, welche wie dargestellt geerdet ist. Die Brücke **701** erzeugt an Klemmen **706** und **708** Ausgangssignale. Ein Potentiometer **710** für den Nullabgleich verbindet die Klemmen **704** und **706** miteinander.

[0061] Der Ausgang von der Klemme **708** ist mit der positiven Eingangsklemme eines Rechenverstärkers **712** (eine Hälfte des Typs LT1014) verbunden. Der Ausgang des Rechenverstärkers **712** ist mit dessen negativer Eingangsklemme rückgekoppelt und speist mittels eines Widerstands R1 (1 kOhm) die positive Eingangsklemme des Verstärkers **714**. Der Ausgang ist ferner über einen Widerstand R2 (750 kOhm) geerdet.

[0062] Die Ausgangsklemme **706** der Dehnungsmeßstreifenbrücke ist mit der positiven Eingangsklemme des Rechenverstärkers **716** (der anderen Hälfte der Einheit LT1014) verbunden. Der Ausgang von dem Verstärker **716** ist mit dessen negativer Eingangsklemme rückgekoppelt und über einen Widerstand R3 (1 kOhm) mit der negativen Eingangsklemme des Verstärkers **714** verbunden.

[0063] Der Ausgang des Verstärkers **714** ist mit dessen negativer Eingangsklemme über einen Widerstand R4 (750 kOhm) rückgekoppelt. Der Ausgang von dem Verstärker **714** ist über einen Widerstand R5 mit einer Ausgangsklemme **718** verbunden, welche mittels der gerade beschriebenen Schaltung ein Ausgangssignal zwischen 0 und +5 Volt Gleichstrom entsprechend einem Druck von 0 bis 25 cm Wassersäule bereitstellt.

[0064] Wenn ein zweiter Druckwandler verwendet wird, wird an der entsprechenden Klemme **720** ein gleiches Ausgangssignal bereitgestellt. Bei dem Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung stellen zwei Wandler zusätzliche Druckinformationen bereit, was eine präzisere Verfolgung der Gasströmungen beim Einatmen und Ausatmen des Patienten und hierdurch eine präzisere Verfolgung des Atmungszyklus ermöglicht.

[0065] In [Fig. 8](#) ist ein elektrisches Schaltbild der Mikrokontrollerschaltung **800** dargestellt, welche einen Mikrokontroller **802** (INTEL Typ 8097BH), eine programmierbare Vektorlogik (PAL) (Typ PC16L8), einen löschbaren und programmierbaren ROM-Speicher (EPROM) (Typ 27256), einen Adressspeicher **808** (Typ 74HC373), Lese-/Schreibspeicher (RAM) (Typ 6264P), eine serielle Datenschnittstelle für die Ein/Ausgangssignale (RS232 Typ MAX232), eine Schalteranordnung **814** für die Vorgaben (RX) und einen Eingangsdatenspeicher **816** aufweist.

[0066] Der Mikrokontroller **802** erhält Strom (Vcc) bei +5 Volt Gleichstrom an den Klemmen VCC, VPD, BW, RDY, VPP und VREF, wie dargestellt. Die Klemmen NMI, VSS, EA und ANGND sind geerdet. Ein Quarz **802**, mit dem die Signale bei 12 MHz getaktet werden, ist zwischen den Klemmen XTAL1 und XTAL2 wie dargestellt angeschlossen, und an ihn sind jeweils geerdete Kondensatoren C1 und C2 (jeweils 33 pF) angeschlossen.

[0067] Die Mikroprozessorsteuerung **802** erhält an der RESET-Klemme vom Reset-Subschaltkreis **820** ein Reset-Signal. Beim Einschalten werden ein geerdeter Kondensator C3 (22 uF) und die Eingangsklemmen eines SCHMITT-Trigger-NAND-Gatters **822** durch einen Widerstand R5 (100 kOhm) mit Strom gespeist. Zunächst ist die resultierende Eingangsspannung am NAND **822** niedrig und sein Ausgangssignal ist logisch eins. Dieses Ausgangssignal logisch eins liegt an einer Ausgangsklemme **824** an, welche der Gebläsemotor-schaltung **900** ein Reset-Signal bereitstellt, wie hiernach weiter erläutert ist. Das Ausgangssignal vom NAND **822**, welches zunächst logisch eins ist, wird durch einen Inverter **826** invertiert, so daß an der RESET-Klemme des Mikrokontrollers ein Signal logisch null anliegt, wodurch der Mikrokontroller **802** im Reset gehalten wird, bis sich die Ladung am Kondensator C3 bis zum Triggerpegel des NAND **822** aufgebaut hat. Hierdurch wird Zeit zur Verfügung gestellt, während der sich das System initialisieren kann und während der Einschalt-schwingungen unterdrückt werden können. Wenn die Ladung am Kondensator C3 bis zum Triggerpegel angestiegen ist, wird das Reset-Signal von der Ausgangsklemme **824** und dem Mikrokontroller **802** entfernt. Der Ausgang des Inverters **826** wird ebenfalls mit einer Seite eines Haltewiderstands R6 (10 kOhm) verbunden, dessen andere Seite mit Vcc verbunden ist.

[0068] Die Resetschaltung **820** umfaßt auch einen normalerweise offenen Resetschalter **828**, welcher über den Kondensator C3 angeschlossen ist und einen manuellen Reset ermöglicht. Eine Diode D1 ist über den Widerstand R5 angeschlossen und stellt einen Entladungsweg für C3 für den Fall des Ausschaltens bereit.

[0069] Der Mikrokontroller **802** erhält auch ein Eingangssignal des Druckwandlers an der Klemme ACH0 und auch an ACH1, wenn ein zweiter Wandler verwendet wird, wie bei dem Ausführungsbeispiel mit doppelter Leitung. Um eine Unterdrückung von Einschalterschwingungen zu schaffen und um die analoge Spannung von der Druckwandlerschaltung **700** zu glätten, ist eine Seite eines Kondensator C4 (0,005 nF) zusammen mit der Anode einer Diode D2 und der Kathode einer Diode D3 mit der Klemme **718** verbunden. Die andere Seite des Kondensators C4 und die Anode der Diode D3 sind wie dargestellt geerdet und die Kathode der Diode D2 ist mit der Speisespannung Vcc verbunden. Für die Klemme **720** ist unter Verwendung von Dioden D4, D5 und eines Kondensators C5 eine identische Schaltung vorgesehen. Der Mikrokontroller **802** umfaßt interne A/D-Wandler (ADC), welche die jeweiligen analogen Eingangssignale an den Klemmen ACH0 und ACH1 erhalten und diese in eine digitale Form konvertieren, so daß sie in dem Mikrokontroller **802** intern verwendet werden können.

[0070] Der Mikrokontroller **802** erhält auch an der Klemme HS1.0 ein Eingangssignal, bei dem es sich um ein Impulssignal von der Gebläsemotorschaltung **900** handelt, welches der Drehzahl der Gebläseeinheit **18** entspricht, wie hiernach weiter erläutert ist.

[0071] Der Mikrokontroller **802** verwendet auch einen gemeinsamen Adress/Datenbus **830**, welcher den Mikrokontroller **802** wie in [Fig. 8](#) dargestellt an den Klemmen mit PAL **804**, EPROM **806**, Adressspeicher **808**, RAM **810** und Datenspeicher **816** verbindet, so daß ein Fluß der Daten- und Adressinformationen möglich ist. In [Fig. 8](#) sind auch die anderen herkömmlichen Verbindungen zwischen diesen Komponenten dargestellt.

[0072] Der Mikrokontroller **802** stellt ein serielles Daten-Ausgangssignal von der Klemme TXD an die Klemme 11 der Schnittstelle **812** bereit und erhält Daten von deren Klemme 12 an der Klemme RXD des Mikrokontrollers. Die Schnittstellenklemmen 14 und 13 erhalten im Wechsel RS232-Daten, welche ein Fernablesen und eine Fernsteuerung des Mikrokontrollers **802** und hierdurch des Gerätes **10** ermöglichen. Dieses Merkmal ist besonders hilfreich zum Beispiel in einem Schlaflabor, um die vorgeschriebenen Drücke einzustellen, so daß die optimale Therapie durchgeführt werden kann.

[0073] Die Schalteranordnung **814** umfaßt acht wählbare Schalter, mit denen Eingangsdaten bereitgestellt werden können, welche den gewünschten vorgeschriebenen Soll-Drücken für das Einatmen und Ausatmen entsprechen. Im einzelnen werden die oberen vier Schalter dazu verwendet, den vorgeschriebenen Einatemdruck einzustellen, und die unteren vier Schalter werden dazu verwendet, den vorgeschriebenen Ausatemdruck einzustellen. Da vier Schalter für jeden Sollwert vorhanden sind, stehen 16 mögliche Einstellungen zur Verfügung, welche zwischen 3 und 16 cm Wassersäule für das Einatmen und zwischen 0 und 14 cm Wassersäule für das Ausatmen liegen. Der Datenspeicher **816** ist mit der Schalteranordnung **814** wie dargestellt gekoppelt und speichert die vorgeschriebenen Daten, wenn er das Speichersignal von der Klemme 12 von PAL **804** erhält. Die vorgeschriebenen Daten werden über den Bus **830** übermittelt.

[0074] Der Mikrokontroller **802** stellt auch zwei zusätzliche Ausgangssignale bereit. Bei dem ersten handelt es sich um Daten an die Schrittmotorschaltung **1000** mittels eines Ausgangsbusses **832** mit sechs Leitungen von den Klemmen P1.0–1.5 des Mikrokontrollers zu der Ausgangsklemme **834**. Bei dem zweiten zusätzlichen Ausgangssignal handelt es sich um ein pulsweitenmoduliertes Signal (PWM) an die Gebläsemotorschaltung **900** mittels Leitung **834** und Ausgangsklemme **836**.

[0075] Bei [Fig. 9](#) handelt es sich um ein elektrisches Schaltbild, in dem die Gebläsemotorschaltung **900** dargestellt ist, welche das pulsweitenmodulierte Signal an der Klemme **836** von dem Mikrokontroller **802** und auch ein invertiertes Reset-Signal an der Klemme **824** von der Resetschaltung **820** erhält. Die Gebläsemotorschaltung **900** stellt dem Mikrokontroller **802** auch ein Impuls-Ausgangssignal an der Klemme **902** bereit, welches der Drehzahl des Gebläsemotors **904** entspricht.

[0076] Das an der Klemme **824** erhaltene Reset-Signal ist mit der Klemme 10 des Motortreibers **906** (Typ UC3524A) verbunden. Das pulsweitenmodulierte Signal von dem Kontroller **802** an der Klemme **836** wird der Klemme 2 des Treibers **906** mittels eines Tiefpaßfilters C6 (1.0 uF) und eines Widerstands R7 (24,9 kOhm) bereitgestellt.

[0077] Eine Treiberklemme 7 ist über einen Kondensator C7 (0,003 uF) und eine Klemme 6 über einen Widerstand R8 (49,9 kOhm) geerdet. Eine Klemme 8 ist geerdet und eine Klemme 15 wird bei +12 Volt Gleichstrom mit Strom versorgt. Die Treiberklemmen 12, 13 und 16 sind mit Vcc bei +5 Volt Gleichstrom verbunden.

[0078] Der Motortreiber **906** konvertiert das pulsweitenmodulierte Eingangssignal bei 0 bis 5 Volt Gleichstrom

in ein entsprechendes Ausgangssignal bei 0 bis +12 Volt Gleichstrom an seinen Klemmen 11 und 14 auf die Klemme 1 der programmierbaren Vektorlogik (PAL) (Typ 16L8). Diese Klemmen sind auch mittels eines Widerstands R9 (0,5 Ohm) geerdet. PAL **908** erzeugt an den Klemmen 19 und 18 jeweils ein Ausgangssignal als zwei Phasen für den Stator und den Rotor eines bürstenlosen Gleichstromgebläsemotors **904** (Fasco Corp. Typ 70000-S517). Bei den Ausgangssignalen von PAL **908** handelt es sich jeweils um die Eingangssignale in Pegelkonvertern **910** und **912** (MC14504), welche den Spannungspegel von +5 auf +12 Volt Gleichstrom verschieben. Die Ausgangssignale mit +12 Volt Gleichstrom von den Pegelkonvertern **910** und **912** werden wiederum an die jeweiligen Gatter der Feldeffekttransistoren (SENSFET) (Motorola SENSFET Typ MTP40N06M) **914** und **916** weitergeleitet. Die jeweiligen Drainanschlüsse SENSFETS **914** und **916** sind jeweils mit Klemmen 0A und 0B des Gebläsemotors **904** verbunden und stellen die jeweiligen Phasen-Eingangssignale an dessen Stator und Rotor bereit.

[0079] Den Pegelkonvertern **910** und **912** und einer gemeinsamen Leistungsklemme CP des Gebläsemotors **904** wird zusätzlich Strom bei +12 Volt Gleichstrom bereitgestellt.

[0080] Die Quellenklemme der jeweiligen SENSFET **914**, **916** ist wie dargestellt geerdet.

[0081] SENSFETS **914**, **916** weisen jeweils ein zusätzliches Paar von Ausgängen an den Leitungen **918** und **920** auf, mit denen der Stromfluß durch den jeweiligen SENSFET hindurch angetastet werden kann. Diese Ausgänge sind über einen Widerstand R10 (100 Ohm) miteinander gekoppelt, so daß den Klemmen 3 und 4 des Motortreibers **906** ein Stromweg für den Stromabtwert und hierdurch ein diesem entsprechendes Spannungssignal bereitgestellt wird. Der Treiber **906** spricht auf diese dem Stromfluß durch den Gebläsemotor **904** entsprechende Eingangsspannung so an, daß die Einschaltdauer der Ausgangssignale an den Klemmen 11 und 14 im Falle eines Überstroms im Motor reduziert wird.

[0082] Der Gebläsemotor **904** ist zusätzlich mit einem Hall-Effekt-Wandler ausgerüstet, welcher jedesmal einen Spannungsimpuls bereitstellt, wenn ein magnetischer Pol des Stators des Motors sich an ihm vorbeibewegt. Diese Ausgangsimpulse entsprechen der Drehzahl des Motors **904** und werden an der Motorklemme HALL mittels der Leitung **922** der Ausgangsklemme **902** und als Rückkoppelung dem Motortreiber **906** bereitgestellt. Die Ausgangsimpulse entsprechend der Drehzahl des Gebläsemotors an der Klemme **902** werden dem Mikrokontroller **802** an deren Klemme HS1.0 bereitgestellt.

[0083] Die Impulse, welche der Drehzahl des Gebläsemotors entsprechen, werden in ein entsprechendes Spannungssignal umgewandelt, bevor sie in die Klemmen 1 und 9 des Motortreibers eingespeist werden. Wie in [Fig. 9](#) dargestellt ist, ist die Leitung **922** mit einer Seite eines Kondensators C8 (0,01 uF), dessen andere Seite mit einer Seite eines Widerstands R11 (10 kOhm) verbunden ist, und mit der Anode einer Diode D6 verbunden. Die andere Seite des Widerstands R11 ist geerdet.

[0084] Die Kathode der Diode R6 ist mit einer Seite des geerdeten Kondensators C9 (0,1 uF), mit einem geerdeten Widerstand R12 (1 MOhm) und mit einer Seite eines Widerstands R13 (100 kOhm) verbunden. Die andere Seite des Widerstands R13 ist mit einer Seite eines Kondensators C10 (0,22 uF), mit einer Seite eines Widerstands R14 (10 MOhm) und mit der Klemme 1 des Motortreibers als Eingang zu diesem verbunden. Die andere Seite des Kondensators C10 und des Widerstands R14 ist mit der Klemme 9 des Treibers verbunden.

[0085] Dieses Netzwerk aus den Komponenten C8 bis C10, R11 bis R16 und der Diode D6 wandelt die Frequenzimpulse auf der Leitung **922** in ein hierzu entsprechendes Spannungssignal um. Dies bedeutet, daß dieses Netzwerk infolge der großen Kapazität des Kondensators C9 (0,1 uF), welche eine Langzeitkonstante bildet, als Frequenz-Spannungswandler arbeitet. Der Spannungswert, der an den Klemmen 1 und 9 des Motortreibers anliegt, ist mit einem internen Komparator rückgekoppelt, welcher die Spannung mit einem Sollwert vergleicht, der von einem an der Klemme 2 erhaltenen pulswertenmodulierten Signal abgeleitet wurde.

[0086] In [Fig. 10](#) ist eine Schrittmotorschaltung **1000** dargestellt, welche den Schrittmotor **44** so aktiviert, daß das Ventilelement **46** in Übereinstimmung mit den Daten positioniert wird, welche von dem Mikrokontroller **802** an dessen Klemmen **834** erhalten wurden. Bei dem Schrittmotor **44** handelt es sich vorzugsweise um ein VEX-TA[®]-Modell, welches bei der Oriental Motor Company erhältlich ist und eine Umdrehung in 400 "Schritten" bereitstellen kann und welches, falls benötigt, auch halbe Schrittweiten ausführen kann. Der Fachmann erkennt, daß der Motor **44** sich um einen Schritt verschieben kann, sobald an ihm das Muster des nächsten sequentiellen Spannungsschrittes angelegt wird, welches über den Ausgangsbus **832** als Eingangssignal an der Klemme **834** anliegt. Der Bus **832** umfaßt insbesondere sechs Leitungen, bei denen es sich um die Daten des Motors für den Treiberchip handelt.

[0087] Die Daten für das Schrittmuster werden dem Treiberchip **1002** (Typ S'GS'L298N) des Schrittmotors an den Klemmen A, B, C bzw. D von den Klemmen P1.0 bis 1.3 des Mikrokontrollers **802** bereitgestellt. Der Treiber **1002** verschiebt die Spannung der Eingangsdaten von +5 Volt Gleichstrom auf +12 Volt Gleichstrom, so daß entsprechende Ausgangssignale an den Klemmen 2, 3, 13 und 14 anliegen, welche mit dem Schrittmotor **44** verbunden sind, so daß an diesen das Schrittmuster bei +12 Volt Gleichstrom anliegt. Die Anoden der Dioden D7, 8, 9 und 10 sind mit den jeweiligen vier Ausgangsleitungen des Treibers **1002** und deren Kathoden mit +12 Volt Gleichstrom verbunden, so daß die Spannung hochgezogen wird. Entsprechend sind die Kathoden der Dioden D11, 12, 13 und 14 jeweils mit den Ausgangsleitungen verbunden, und die jeweiligen Kathoden der Dioden sind, wie dargestellt, geerdet, so daß die Spannung nach unten gezogen wird.

[0088] Wie in [Fig. 10](#) dargestellt ist, liegt an der Klemme 9 des Treibers +5 Volt Gleichstrom und an der Klemme 4 des Treibers +12 Volt Gleichstrom an, und die Klemmen 1, 8 und 15 sind alle geerdet.

[0089] Bei den [Fig. 11](#) bis [Fig. 14](#) handelt es sich um Flußdiagramme für Computerprogramme, in denen das Betriebsprogramm für den Mikrokontroller **802** dargestellt ist.

[0090] In [Fig. 11](#) ist der START-UP-Abschnitt der Hauptroutine des Computerprogramms für den Betrieb des Mikrokontrollers **802** dargestellt. Nachdem das Reset-Signal von logisch null zu logisch eins wird, steigt das Programm bei Schritt **1102** ein, in dem die Steuerung **20** aufgefordert wird, die Entlüftungsventilanordnung **16** in ihre "Ausgangs"-Stellung zu verschieben. Insbesondere wird durch diesen Schritt der Mikrokontroller **802** dazu aufgefordert, Daten von Ausgangssignalen mit sequentiellen Mustern mittels der Leitung **832** und der Klemme **834**, welche zu der Steuerschaltung **1000** für den Schrittmotor führen, zu erzeugen. Hierdurch wird der Schrittmotor **44** in eine Stellung im mittleren Bereich verschoben, in der das Ventilelement **46** die Leitungsenden **32** und **58** ungefähr halb bedeckt, wie in [Fig. 5](#) dargestellt ist, oder nur das Leitungsende **32** in dem Ausführungsbeispiel mit einfacher Leitung. Durch den Schritt **1102** werden auch die Variablen, Zähler, Interruptroutinen usw. in dem Programm initialisiert.

[0091] Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt **1104**, wo die vorgeschriebenen Druckwerte für das Einatmen und das Ausatmen gelesen werden, welche an der Schalteranordnung **814** eingestellt und mittels des Adressdatenbusses **830** gelesen worden sind. Diese Werte werden dann im RAM gespeichert. Im Schritt **1104** wird der Mikrokontroller **802** auch aufgefordert, die Betriebsdrehzahl des Gebläsemotors **904** in Übereinstimmung mit der Vorgabe des Druckes, welcher am Schalter **814** eingestellt ist, einzustellen. Die Drehzahl des Gebläses sollte auf eine Geschwindigkeit eingestellt werden, welche schnell genug ist, um sicherzustellen, daß der Leitung **12** genügend Umgebungsluftvolumen zur Verfügung gestellt wird, so daß der vorgegebene Druckpegel während des maximalen Einatmens erreicht werden kann. Die Drehzahldaten des Gebläsemotors, welche den Vorgabeeinstellungen entsprechen, werden vorzugsweise in einer Referenztabelle gespeichert. Der Schritt **1104** löscht auch alle Werte, welche in dem internen Puffer an der Klemme HS1.0 des Mikrokontrollers gespeichert sind.

[0092] Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt **1106**, in dem es den getakteten Interrupts des Programms ermöglicht wird, mit dem Takten zu beginnen.

[0093] Im Schritt **1108** setzt das Programm das Softwareflag "Phase" gleich dem Einatmen "E", wodurch das Programm von der Einatemphase des Atemzyklus des Patienten aus initialisiert wird. Durch diesen Schritt wird auch der Gebläse-Prüfzähler auf Null initialisiert. Wie hiernach weiter erläutert ist, liest das Programm die Drehzahl des Gebläses nach 128 Durchläufen durch die Hauptschleife.

[0094] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1110**, welcher den internen A/D-Wandler (ADC) startet, welcher mit den Eingangsklemmen ACH0 und ACH1 des Mikrokontrollers verbunden ist.

[0095] Im Schritt **1112** wird der Sollwert für den Druck für die Einatemphase entsprechend dem Vorgabewert für das Einatmen eingestellt, welcher an der Schalteranordnung **814** entsprechend der Daten in der Referenztabelle eingestellt worden ist. Durch diesen Schritt wird auch der Startup-Modus des Gerätes als kontinuierlicher positiver Druck im Luftweg (CPAP) definiert. Dies bedeutet, wie hiernach weiter erläutert wird, daß das Programm das Gerät **10** so betreibt, daß für die ersten acht Atemzüge des Patienten ein kontinuierlicher positiver Druck in Höhe des Soll-drucks für das Einatmen vorliegt. Der Schritt **1112** initialisiert auch den Atemzähler auf null in Vorbereitung darauf, die Atemzyklen des Patienten zu zählen.

[0096] Nach dem Abschluß des Schritts **1112** bewegt sich das Programm zur HAUPTSCHLEIFE **1200** der Hauptroutine, wie in [Fig. 12](#) dargestellt ist. Bei dem Schritt **1202** handelt es sich um den ersten Schritt dieser

Routine, bei dem das Programm den mittleren Druck über acht ADC-Konversionen berechnet, wie er von dem Druckwandler **701** erfaßt wird. Dies bedeutet, daß der Mikrokontroller **802** einen internen "Ring"-Puffer aufweist, in dem die acht jüngsten Druckanzeigewerte gespeichert sind, welche an der Klemme ACH0 (und auch RCH1 beim Ausführungsbeispiel mit zwei Leitungen) des Mikrokontrollers erhalten werden. Wie unten weiter erläutert ist, wandelt die RDC-Interruptroutine die analogen Werte des Eingangs alle 22 Mikrosekunden in eine digitale Form um und speichert die jüngsten digitalen Werte kontinuierlich in dem Ringpuffer. In dem Schritt **1020** wird der Mittelwert dadurch berechnet, daß der kumulative Wert des Puffers durch acht geteilt wird. Im Schritt **1202** wird auch die Abweichung berechnet, d.h. der Fehler des mittleren Drucks vom Soll-Druck.

[0097] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1204**, welcher abfragt, ob die Größe des im Schritt **1202** berechneten Fehlers größer als ein erlaubter maximaler Fehler ist. Hierdurch wird eine sogenannte "tote Zone" geschaffen, durch die verhindert wird, daß das System "schwingt".

[0098] Wenn die Antwort in Schritt **1204** ja ist, bewegt sich das Programm zum Schritt **1206** und berechnet die Anzahl der Schritte und die Richtung des Schrittmotors **44**, welche erforderlich sind, um den Druckabweichungsfehler zu korrigieren. Dies bedeutet, daß abhängig von dem Volumen an Luft, welches von dem Gebläse erzeugt wird, der Fluidkapazität des Systems und der Leckage aus diesem die Anzahl der erforderlichen Schritte näherungsweise unter Bezugnahme auf Daten bestimmt werden kann, welche zuvor in einer Referenztabelle gespeichert worden sind.

[0099] Das Programm bewegt sich dann zu dem Schritt **1208** und führt die Routine "VENTILSCHRITT" aus, welche in [Fig. 13](#) dargestellt und hiernach weiter erläutert ist. Die VENTILSCHRITT-Routine **1300** stellt sequentiell die Datenmuster bereit, welche benötigt werden, um das Ventil für die erforderliche Anzahl von Schritten in der im Schritt **1206** bestimmten Richtung schrittweise zu bewegen.

[0100] Nach der Ausführung der Subroutine **1300** oder nach Schritt **1204** kehrt das Programm zum Schritt **1210** zurück. In diesem Schritt wird die Anzahl der Ventilschritte, welche tatsächlich ausgeführt wurden, und die Richtung in einem internen Puffer für die Ventilsteigung gespeichert, welcher kontinuierlich die acht vorhergehenden Bewegungen des Schrittmotors **44** speichert. Mit diesen Informationen kann die Steigung der Ventiltbewegung berechnet werden, indem die Summe des Puffers für die Ventilsteigung durch acht geteilt wird. Dies stellt eine Steigung dar, da die acht Werte in gleichen Zeitintervallen gespeichert werden. Somit stellt die Summe des Puffers, welche durch acht geteilt wird, die erste Ableitung der Ventiltbewegung dar.

[0101] Nun wird beispielhaft auf [Fig. 6](#) Bezug genommen. Nach der Pause nach dem Ausatmen und nach dem Erreichen des gewünschten Soll-Druckes liegt kein signifikanter Fehler des Drucks gegenüber dem Sollwert vor. Somit ist keine Veränderung der Wertposition erforderlich und daher wären die vorhergehenden acht Wertschritte gleich Null, was eine Steigung von 0 bedeutet und was durch den flachen Abschnitt der Kurve der Ventiltstellung in [Fig. 6](#) dargestellt ist. Wenn der Patient beginnt einzuatmen, muß dagegen die Ventiltstellung anfangs und schnell in Richtung auf die geschlossene Stellung verschoben werden, um den Druck in der Leitung **32** aufrechtzuerhalten. Durch eine Anzahl von positiven Schritten, welche am Schrittmotor **44** ausgeführt werden, zeigen die in dem Steigungspuffer gespeicherten Werte eine stark positive Steigung an. Umgekehrt muß das Ventil gegen Ende des Einatmens eine Anzahl von Schritten in negativer Richtung ausführen, damit der Druck in der Leitung **32** beibehalten wird, was eine stark negative Steigung bedeutet. Diese Informationen über die Steigung, wie hiernach weiter erläutert ist, werden dazu verwendet, unterschiedliche Punkte im Atemzyklus des Patienten zu bestimmen.

[0102] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1212**, in dem abgefragt wird, ob das Phasenflag auf Ausatmen gesetzt ist. Das Programm war initialisiert worden, während das Phasenflag auf Einatmen gesetzt war, und daher ist während der ersten paar Durchläufe durch die Hauptschleife **1200** die Antwort in **1212** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **1214**, in dem abgefragt wird, ob das Phasenflag auf Einatmen gesetzt ist. Da dieses Flag beim Einatmen initialisiert wurde, ist die Antwort im Schritt **1214** ja und das Programm bewegt sich zum Schritt **1216**.

[0103] Im Schritt **1216** wird abgefragt, ob die Variable "Taktzähler" größer ist als der Wert für die Variable "Einatemendzeit" und ob die Steigung, welche im Schritt **1210** berechnet wurde, kleiner als oder gleich -5 ist. Die Variable "Taktzähler" (TMR CNT) ist ein Softwarezähler, welcher bei null initialisiert worden war und alle 13 ms inkrementiert. Die Variable "Einatemendzeit" wurde bei einem Standardwert initialisiert, welcher die Einatemendzeit darstellt, die einem vorgegebenen Mittelwert entspricht. Wie hiernach weiter erläutert ist, wird die Variable "Einatemendzeit" für jeden Atemzyklus nach den ersten acht Durchläufen durch die Hauptschleife **1200** neu berechnet. Der Schritt **1216** wird ausgeführt, um festzustellen, ob eine Zeit vergangen ist, welche ausreicht,

um ein normales Einatmen abzuschließen, was zusätzlich dadurch bestätigt wird, daß die Steigung der Werte geringer als -5 ist. Dies ist durch die Steigung der Kurve der Wertpositionen am Ende des Einatmens in [Fig. 6](#) dargestellt.

[0104] Während der ersten paar Durchläufe durch die Hauptschleife **1200** ist die Antwort im Schritt **1216** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **1218**, welcher abfragt, ob der Prüfpfänger für das Gebläse, welcher bei null initialisiert wurde, gleich 128 ist. Bis zu diesem Zeitpunkt ist die Antwort in Schritt **1218** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **1220**, um den Prüfpfänger für das Gebläse zu inkrementieren. Das Programm kehrt dann in einer Schleife zum Schritt **1202** zurück und führt wiederholt die Schritte **1202** bis **1220** aus, bis die Antwort im Schritt **1218** ja ist, woraufhin das Programm sich zum Schritt **1222** bewegt und die Subroutine "PRÜFE GEBLÄSEDREHZAHN" **1200** ausführt, wie in [Fig. 15](#) dargestellt ist. Wie hiernach weiter erläutert ist, wird in diesem Schritt die Drehzahl des Gebläses überwacht, so daß sichergestellt ist, daß es mit der Soll-Drehzahl dreht, welche anfangs im Schritt **1104** in Übereinstimmung mit den vorgeschriebenen Einstellungen eingestellt wurde. Das Programm kehrt dann zum Schritt **1224** zurück und stellt den Prüfpfänger für das Gebläse auf null zurück.

[0105] Wenn eine so ausreichende Zeitdauer verstrichen ist, daß die Standardzeitdauer überschritten wird, welche für die Einatem-Endzeit eingestellt worden war, und wenn die Steigung der Kurve der Ventilstellung gleich oder geringer als -5 ist, wodurch das Ende des Einatmens des Patienten angezeigt wird, ist die Antwort im Schritt **1216** ja und das Programm bewegt sich zum Schritt **1218**, in dem abgefragt wird, ob der Betriebsmodus auf Einatem-Nasenluftdruck (INAP) eingestellt ist. Dieser war im CPAP-Modus in Schritt **1112** initialisiert worden. Während der ersten acht Atemzyklen ist die Antwort im Schritt **1226** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **1228**, welcher abfragt, ob der Atemzähler kleiner als oder gleich acht ist. Der Atemzähler war bei null initialisiert worden und während des ersten Durchlaufs des Programms ist die Antwort im Schritt **1220** ja und das Programm bewegt sich zum Schritt **1230**, um den Atemzähler zu inkrementieren.

[0106] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1232**, welcher die Variable "Zykluszeit" gleich dem aktuellen Wert einstellt, welcher im Taktzähler vorliegt. Dieser Schritt wird am Ende jeder Einatemphase begonnen und markiert das Ende eines Atemzyklus und den Anfang eines anderen. Somit ist die Zeitdauer eines Atemzyklus, das heißt die Zykluszeit, gleich dem Zeitwert, welcher im Taktzähler vorliegt, welcher am Ende eines jeden Atemzyklus, auch im Schritt **1232**, auf null zurückgesetzt wird.

[0107] In Schritt **1232** wird auch eine neue Einatem-Intervallzeit gleich der neuen Zykluszeit geteilt durch drei eingestellt. Statistisch beträgt die Einatemzeit im Mittel ungefähr 40 Prozent eines typischen Atemzyklus. Im Schritt **1232** wird das Einatemintervall jedoch gleich 33 Prozent der jüngsten Zykluszeit eingestellt, um sicherzustellen, daß dieser Wert im Schritt **1216** frühzeitig ausgezählt wird, also vor dem Ende der voraussichtlichen tatsächlichen Einatemzeit.

[0108] Im Schritt **1232** wird außerdem die Variable "Einatem-Startzeit" gleich der neuen Zykluszeit geteilt durch zwei eingestellt. Da bestimmt wurde, daß der Anfang eines Zyklus am Ende einer Einatemphase liegt, würde die nächste Einatem-Startzeit normalerweise erwartungsgemäß dann auftreten, nachdem 60 Prozent der Zykluszeit abgelaufen sind. Im Schritt **1232** wird die Einatem-Startzeit jedoch auf 50 Prozent eingestellt, also früher als die voraussichtliche Einatemzeit, so daß sichergestellt ist, daß sich der Nasendruck erhöht, bevor das Einatmen erwartungsgemäß beginnen würde.

[0109] Nachdem die Hauptschleife **1200** erfaßt hat, daß acht Atemzyklen am Atemzähler angezeigt werden, ist die Antwort im Schritt **1228** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **1234**, in dem der Betriebsmodus auf INAP gesetzt wird. Die Verzögerung von acht Zyklen vor der Einstellung auf INAP-Modus stellt sicher, daß zuverlässige Daten bei der Verfolgung des Atemzyklus vorhanden sind.

[0110] Indem der Modus nun auf INAP eingestellt ist, ist die Antwort während des nächsten Durchlaufs beim Schritt **1226** ja und das Programm bewegt sich zum Schritt **1236**, in dem der Soll-Druck gleich der Vorgabe für das Ausatmen eingestellt wird. Dies bedeutet, daß eine Einatemphase zu Ende ist, wie im Schritt **1216** bestimmt wurde, acht Atmungen verfolgt worden sind, wie im Schritt **1228** festgestellt wurde und der Modus auf INAP eingestellt wurde, wodurch der Druck während des Ausatmens abgesenkt werden kann. Wenn diese Bedingungen erfüllt sind, wird der gesteuerte Soll-Druck auf den vorgeschriebenen Ausatem-Sollwert abgesenkt.

[0111] Normalerweise wäre vorgeschrieben, daß der Ausatemdruck auf null ist, also der Umgebung entspricht, so daß der Patient normal ausatmen kann. Unter manchen Umständen kann der Therapeut jedoch einen leicht positiven Druck während des Ausatmens wünschen. Dies wird an den unteren vier Schaltern der

Schalteranordnung **814** ([Fig. 8](#)) eingestellt.

[**0112**] Im Schritt **1236** wird auch das Phasenflag auf Ausatmen gesetzt.

[**0113**] Während des nächsten Durchlaufs durch die Hauptschleife **1200** ist jetzt die Antwort im Schritt **1212** ja, was bedeutet, daß die Phase "Ausatmen" vorliegt, und das Programm bewegt sich zum Schritt **1238**, in dem abgefragt wird, ob der laufende Wert am Taktzähler größer als oder gleich wie die Einatemstartzeit ist, welche zuvor im Schritt **1232** eingestellt wurde. Alternativ wird im Schritt **1238** abgefragt, ob die Steigung der Ventilstellung größer ist als sieben, was in unabhängiger Weise davon das Ende des Ausatmens anzeigt. Nun wird auf [Fig. 6](#) Bezug genommen. Am Ende des Ausatmens muß das Ventil sich schnell schrittweise in positiver Richtung bewegen, um das Entlüftungsende **32** zu begrenzen und den Soll-Druck aufrechtzuerhalten. Durch diese schnelle Änderung wird eine positive Steigung größer als **70** angezeigt.

[**0114**] Wenn die Antwort im Schritt **1238** nein ist, dann fährt das Programm fort, die Schleife zu durchlaufen, bis die Antwort ja ist. Dann bewegt sich das Programm zum Schritt **1240** und setzt das Phasenflag auf Einatmen, den Soll-Druck auf den vorgeschriebenen Einatemwert und den Wert für die Variable "Einatem-Endzeit" gleich dem aktuell vorliegenden Taktzähler plus der Einatemintervallzeit. Der vorliegende Wert des Taktzählers entspricht der Zeit, welche seit dem Beginn des aktuellen Atemzyklus abgelaufen ist, welcher das Ende der vorhergehenden Einatemphase markiert hatte. Die gerade beginnende Einatemphase sollte zum laufenden Taktzählerwert plus der Einatemintervallzeit oder danach enden. Somit wird durch den Schritt **1240** ein neuer Wert für die Einatemintervallzeit bereitgestellt, welcher im Schritt **1216** verwendet werden kann. Dieser Wert wird normalerweise vor dem Ende des aktuellen Einatmens erreicht und wird dazu verwendet, um sicherzustellen, daß ein instabiler Ablesewert der Steigung nicht irrtümlich das Ende der Einatemphase markiert. Somit ist die Anforderung im Schritt **1216** der Ablauf der Einatemendzeit genauso wie eine Steigung kleiner oder gleich -5 .

[**0115**] Der Fachmann erkennt, daß durch den Schritt **1238** zusammen mit dem Ausgleich durch das Betriebssystem sichergestellt wird, daß sich der Einatem-Soll-Druck vor dem Beginn des Einatmens des Patienten erhöht. Zuerst kann das Ende des Einatmens erfaßt werden, indem überwacht wird, ob die Steigung der Ventilstellung sieben übersteigt. Indem das Ende einer Ausatemphase bestimmt wird, wird sichergestellt, daß es sich hierbei um einen Punkt im Atemzyklus vor dem Beginn der nächsten Einatemphase handelt. Zusätzlich wird ein Anstieg des Druckes vor dem Einatmen dadurch sichergestellt, daß überwacht wird, ob der Taktzähler größer als oder gleich wie die vorgeschriebene Einatemstartzeit in Schritt **1238** ist. Wenn somit ein sporadischer oder fehlerhafter Ablesewert der Steigung erfaßt werden sollte, würde ein Anstieg des Nasendruckes vor dem Einatmen noch sichergestellt werden, sobald der Taktzähler die vorgeschriebene Einatemstartzeit überschreitet. Es wird in Erinnerung gerufen, daß die Einatemstartzeit in Schritt **1232** etwas kleiner eingestellt worden war als die voraussichtliche Startzeit.

[**0116**] In [Fig. 13](#) ist die VENTILSCHRITT-Subroutine **1300** dargestellt, welche im Betrieb die erforderlichen Schrittmuster am Schrittmotor **44** mittels der Schrittmotorschaltung **1000** sequentiell aufbringt. Die Subroutine **1300** beginnt beim Schritt **1302**, indem sie die Variable "Ventil-Endstellung" gleich der aktuellen Ventilstellung plus (oder minus) der erforderlichen Ventilkorrektur setzt, welche im Schritt **1206** ([Fig. 2](#)) bestimmt wurde. Im Schritt **1302** wird auch die Variable "Ventilstellung" gleich der aktuellen Ventilstellung gesetzt.

[**0117**] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1304**, in dem abgefragt wird, ob die Richtung der Korrektur größer als null, d.h. in einer positiven Richtung, so daß das Entlüftungsende **32** begrenzt wird, oder in der entgegengesetzten Richtung ist. Wenn die Antwort im Schritt **1304** ja ist, bewegt sich das Programm zum Schritt **1306**, in dem abgefragt wird, ob die Endstellung, welche im Schritt **1302** bestimmt worden war, den Schritt **160** übersteigt. Dies bedeutet, daß in diesem Schritt festgestellt wird, ob die gewünschte oder erforderliche Endstellung des Ventils jenseits der maximal zulässigen Stellung liegt. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt **1308**, welcher die Endstellung des Ventils gleich 160 setzt.

[**0118**] Wenn die Antwort im Schritt **1306** nein ist oder nach Schritt **1308** bewegt sich das Programm zum Schritt **1310** und setzt die Variable "Ventilstellung" gleich "Ventilstellung" plus eins. Mit anderen Worten, das Programm inkrementiert den Schrittmotor **44** Schritt um Schritt, bis die Endstellung erreicht ist.

[**0119**] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1312**, in dem abgefragt wird, ob die neue Ventilstellung kleiner als oder gleich wie die Endstellung des Ventils ist, welche im Schritt **1302** bestimmt wurde. Wenn nein, was bedeutet, daß die gewünschte Endstellung des Ventils erreicht worden ist, kehrt das Programm zum Schritt **1210** der Hauptschleife zurück.

[0120] Wenn die Antwort im Schritt **1312** ja ist, was bedeutet, daß die Endstellung des Ventils noch nicht erreicht wurde, bewegt sich das Programm zum Schritt **1314**, in dem das Schrittmuster für den nächsten Schritt des Gebläsemotors aus dem Speicher abgerufen wird. Das Programm aktiviert dann die Leitungen des Busses **832**, um dieses Schrittmuster an die Schaltung **1000** des Schrittmotors und hierdurch an den Schrittmotor **34** zu senden.

[0121] Das Programm kehrt dann in der Schleife zurück zum Schritt **1310** und fährt fort, ein Schrittmuster nach dem anderen auszuführen, bis die Endstellung erreicht ist.

[0122] Wenn die Drehrichtung für die erforderliche Korrektur negativ ist, was in Schritt **1304** bestimmt wurde, bewegt sich das Programm zu den Schritten **1316** bis **1324**, wie dargestellt ist, und führt die erforderliche Anzahl der Schrittmuster aus, so daß das Ventil in "negativer" Richtung gedreht und der Druck reduziert wird, indem mehr Luft abgelassen wird. Im Schritt **1316** wird abgefragt, ob die in Schritt **1302** bestimmte Endstellung kleiner als null ist, was bedeutet, daß die Ventilstellung jenseits der zulässigen Grenzen des Verfahrensweges liegt. Wenn ja, setzt das Programm die Endstellung in Schritt **1318** gleich null.

[0123] Im Schritt **1320** wird dann die "Ventilstellung"-Variable dekrementiert und im Schritt **1322** wird abgefragt, ob die neu festgestellte "Ventilstellung" größer als oder gleich wie die gewünschte Endstellung ist. Wenn ja, bewegt sich der Schritt zum Programm **1324** und kehrt dann in der Schleife zurück zu Schritt **1322**. Wenn die Antwort im Schritt **1322** nein ist, kehrt das Programm zum Schritt **1210** der Hauptschleife zurück.

[0124] In [Fig. 14](#) ist die ADC-Interrupt-Subroutine **1400** dargestellt, deren Interrupt alle 14 Mikrosekunden ausgeführt wird, so daß für die von der Druckwandlerschaltung **700** erhaltenen Druckdaten eine Umwandlung von analog in digital bereitgestellt wird, und mit der diese Daten im Speicher gespeichert werden. Die Subroutine **1400** beginnt im Schritt **1402**, welcher die aktuellen Daten aus dem ADC-Register im Inneren des Mikrokontrollers **802** abrufft. Diese Daten werden dann in dem ADC-Puffer zur Verwendung im Schritt **1202** ([Fig. 12](#)) der Hauptschleife gespeichert. Diese Daten werden an der Speicherstelle "L" gespeichert, bei der es sich um eine der acht Speicherstellen des Puffers handelt. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1404** und inkrementiert die Speicherstellenvariable "L", so daß der nächste Satz von ADC-Daten in der nächsten Speicherstelle des Puffers abgelegt wird. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1406**, in dem abgefragt wird, ob "L" gleich acht ist, was größer ist als die Anzahl der Speicherstellen, welche in dem ADC-Puffer vorgesehen sind. Wenn ja, setzt das Programm "L" auf die Speicherstelle Null zurück, bei der es sich um die erste Speicherstelle im Puffer handelt. Nach dem Schritt **1408**, oder wenn die Antwort im Schritt **1406** nein ist, bewegt sich das Programm zum Schritt **1410**, welcher die ADC anweist, eine weitere Datenkonversion zu beginnen. Das Programm kehrt dann vom Interrupt zur Hauptschleife zurück.

[0125] In [Fig. 15](#) ist die Subroutine **1500** PRÜFE DIE GEBLÄSEDREHZAHLE dargestellt, welche aus dem Schritt **1222** der Hauptschleife **1200** aufgenommen wird, und welche beim Schritt **1502** beginnt, in dem die aktuelle Drehzahl des Gebläses so abgelesen wird, wie sie von der Klemme HS1.0 des Mikrokontrollers vom Hall-Effekt-Wandler im Gebläsemotor **94** erhalten wird. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1504**, welcher den Sollwert für die Drehzahl des Gebläses entsprechend dem vorgeschriebenen Einatemdruck abrufft und den Sollwert mit der erfaßten niedrigeren Drehzahl vergleicht. Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1506**, in dem abgefragt wird, ob sich die Drehzahl des Gebläses innerhalb eines maximalen Fehlerbereiches der Soll-Drehzahl befindet. Wenn nein, paßt das Programm im Schritt **1508** die Impulsweite des pulsweitenmodulierten Signals an, welches an der Klemme PWM des Mikrokontrollers erzeugt und an die Schaltung **902** des Gebläsemotors übertragen wird. Nach dem Schritt **1508**, oder wenn die Antwort im Schritt **1506** ja ist, kehrt das Programm zur Hauptschleife zurück.

Luftweggeräusche-Ausführungsbeispiel

[0126] In den [Fig. 16](#) und [Fig. 17](#) ist ein weiterer Aspekt der Erfindung dargestellt, bei dem Veränderungen des Drucks im Luftweg des Patienten und insbesondere Luftweg-Geräusche überwacht werden und als Reaktion hierauf der Druck im Luftweg des Patienten gesteuert wird. Im einzelnen handelt es sich bei [Fig. 16](#) um ein elektrisches Blockschaltbild, welches den Geräuschanalyseschaltkreis **1600** darstellt, welcher Eingangssignale von dem Drucksensorschaltkreis **700** über dessen Klemme **718** empfängt und welcher Ausgangssignale an den Mikrokontroller **802** abgibt. Der Fachmann weiß, daß es sich bei Geräuschen um Druckveränderungen handelt. Somit dient der bevorzugte Drucksensorschaltkreis **700** auch dazu, Druckveränderungen zu erfassen, welche Geräuschen im Luftweg entsprechen, und diese Veränderungen in entsprechende, an der Klemme **718** anliegende Signale umzuwandeln.

[0127] Die Signale vom Drucksensorschaltkreis **700** werden an einen Vorverstärker **1602** übergeben, welcher die Signalstärke anhebt und die Signale an einen Tiefpaßfilter **1604**, einen Bandpaßfilter **1606**, einen Bandpaßfilter **1608** und einen Hochpaßfilter **1610** übergibt. Der Tiefpaßfilter **1604** ist vorhanden, um dem Mikrokontroller **802** ein "DC"-Ausgangssignal bereitzustellen, welches Druckveränderungen tiefer Frequenz (Subaudio) und den Nasendruck anzeigt.

[0128] Die Filter **1606** bis **1610** spalten das Audio-Frequenzspektrum in drei Komponenten auf: 10 bis 200 Hz, 200 bis 800 Hz bzw. 800 Hz und mehr. Die Ausgangssignale von den Filtern **1606** bis **1610** passieren Gleichrichter **1612**, **1614** bzw. **1616**, welche wiederum den Tiefpaßfiltern **1618**, **1620** und **1622** gleichgerichtete Ausgangssignale bereitstellen. Die Tiefpaßfilter **1618** bis **1622** wandeln die entsprechenden gleichgerichteten Eingangssignale in äquivalente Gleichspannungs-Ausgangssignale "LOW", "MED" und "HI" um, welche den jeweiligen Audio-Spektralkomponenten entsprechen. Diese drei Ausgangssignale werden zusammen mit dem Ausgangssignal "DC" als Eingangssignale dem Mikrokontroller **802** bereitgestellt, welcher eine interne A/D-Umwandlung verwendet, um digitale Daten zu erzeugen, welche den drei Komponenten des Spektrums entsprechen.

[0129] Bei [Fig. 17](#) handelt es sich um ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der SOUND-ANALYSE-Subroutine **1700**, welche vorteilhafterweise ein Teil des Programms ist, mit dem der Mikrokontroller **802** in Verbindung mit dem Druckveränderungsaspekt der Erfindung betrieben wird. Die Subroutine **1700** beginnt am Schritt **1702**, welcher die analog-zu-digital-Umwandlung der analogen Eingangssignale "DC", "LOW", "MED" und "HI" initiiert, welche vom Schaltkreis **1600** erhalten wurden. In dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist der Schritt **1702** mehrere Male (z.B. 10 mal) für jedes Einatmen implementiert und die Umwandlungswerte sind gemittelt. Die mittleren Werte der digitalen Entsprechungen von DC, LOW, MED und HI werden dann für die Schritte **1706** bis **1716** verwendet, wie hiernach weiter erläutert ist.

[0130] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **1704**, welcher die Softwarevariable "old state" (OS) gleich der Variablen "new state" (NS) setzt, die während der vorhergehenden Durchläufe durch das Programm bestimmt worden sind. In diesem Schritt wird dann die Variable NS = Null gesetzt.

[0131] Im Schritt **1706** fragt das Programm ab, ob das Eingangssignal "DC" größer ist als ein vorgegebener Schwellenwert. Dieser Schwellenwert ist so ausreichend hoch, daß angezeigt wird, daß erfaßbare Geräusche im Luftweg vorliegen. Wenn die Antwort nein ist, kehrt das Programm zur Hauptschleife zurück. Wenn die Antwort ja ist, bewegt sich das Programm zum Schritt **1708**, in dem zusammen mit den nachfolgenden Schritten eine spektrale Analyse der Geräusche im Luftweg, wie sie im Schaltkreis **1600** bestimmt worden sind, durchgeführt wird. Insbesondere wird im Schritt **1708** abgefragt, ob das Eingangssignal LOW einer vorgegebenen Schwelle entspricht. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt **1710**, welcher die Variable NS um eins inkrementiert.

[0132] Wenn die Antwort im Schritt **1710** nein ist oder nach Schritt **1710**, bewegt sich das Programm zum Schritt **1712**, welcher abfragt, ob das Eingangssignal MED oberhalb der ihm zugeordneten Schwelle liegt. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt **1714**, welcher die Variable NS um zwei inkrementiert.

[0133] Wenn die Antwort in Schritt **1712** nein ist oder nach Schritt **1714**, bewegt sich das Programm zum Schritt **1716**, welcher abfragt, ob das Eingangssignal HI größer ist als eine vorgegebene Schwelle. Wenn ja, dann wird im Schritt **1718** die Variable NS um vier inkrementiert.

[0134] Wenn die Antwort im Schritt **1716** nein ist, oder nach Schritt **1718**, bewegt sich das Programm zum Schritt **1720**. Im Schritt **1720** wird die Variable "TRANSITION" (T) als Funktion der Variablen OS und NS wie in [Fig. 17](#) dargestellt berechnet. Die Variable T stellt eine spektrale Quantifizierung der Geräusche im Luftweg bereit, welche bei der Bestimmung verwendet wird, welche Aktion, wenn überhaupt, betreffend die Erhöhung oder Verminderung des auf die Atemwege des Patienten aufgetragenen Gasdruckes durchgeführt werden soll. Diese Bestimmung erfolgt im Schritt **1722** durch Verwendung der sogenannten "Aktionstabelle", bei welcher es sich um eine Tabelle handelt, die im Speicher unter Verwendung der Variablen T als Zeiger gespeichert ist. Die bevorzugte Aktionstabelle ist Teil der Offenbarung und als Anlage 1 beigelegt.

[0135] Nach der Bestimmung der richtigen Aktion, welche die Erhöhung, Verminderung oder Aufrechterhaltung des Drucks umfaßt, aus der Aktionstabelle, bewegt sich das Programm zum Schritt **1724**, welcher diese Aktion ausführt. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel erfolgen die durch Aktionen gekennzeichneten Veränderungen des Drucks in Schritten von 1,0 cm Wasser.

[0136] Wenn die im Schritt **1722** bestimmte Aktion "keine" ist, was anzeigt, daß Schnarchgeräusche nicht vorliegen, wird vorzugsweise im Schritt **1724** der auf den Patienten aufgebracht Druck um 0,5 cm Wasser vermindert. Auf diese Weise stellt das Programm sicher, daß der Druck nicht höher als notwendig gehalten wird. Wenn z.B. durch die erfaßten Geräusche im Luftweg eine Erhöhung des Druckes veranlaßt wird und die Geräusche im Luftweg dann verschwinden, kann es sein, daß der Druck um etwas mehr als notwendig erhöht worden ist. Demzufolge vermindert das Programm automatisch den Druck über die Zeit in kleinen Schritten, bis Geräusche im Luftweg wieder erfaßt werden.

[0137] Der oben im Zusammenhang mit den [Fig. 16](#) und [Fig. 17](#) beschriebene Aspekt der vorliegenden Erfindung überwacht Geräusche im Luftweg bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel. Es sei jedoch darauf hingewiesen, daß der Druckwandlerschaltkreis **700** auf viele Arten von Druckveränderungen anspricht, die anders sind als jene, welche mit Geräuschen im Luftweg verbunden sind. Der Schaltkreis **700** könnte z.B. dazu verwendet werden, nicht hörbare Schwingungen oder Druckveränderungen zu erfassen, welche mit dem Ausatmen und Einatmen verbunden sind. Mit dieser Fähigkeit können viele Informationen über die Atmung des Patienten gesammelt werden, wie z.B. sowohl, ob die Atmung des Patienten regelmäßig, unregelmäßig oder apnoisch ist, als auch die Atemgeschwindigkeit, die Dauer des Einatmens und Ausatmens und die Strömungsgeschwindigkeiten. Folglich kann mit dieser Fähigkeit die Atmung des Patienten richtig charakterisiert und die Aspekte der Atmung quantifiziert werden.

[0138] Diese Information kann darüber hinaus im Speicher gespeichert werden, so daß sie anschließend heruntergeladen und von einem Arzt z.B. dazu verwendet werden kann, Atembeschwerden zu diagnostizieren und die Wirksamkeit der Behandlung zu erfassen. Auf diese Weise werden die Kosten und die Zeit, welche in Schlaflaboreinrichtungen aufgewendet werden, vermieden oder zumindest minimiert. Zusätzlich wird der Komfort des Patienten verbessert, da nur der minimal erforderliche Druck sowohl während des Schlafes als auch bevor der Patient einschläft aufgebracht wird. Mit dem erhöhten Komfort ist es wahrscheinlicher, daß der Patient die vorgeschriebene Behandlung auf einer dauerhaften Basis anwendet und er hierdurch aus ihr den maximalen Nutzen zieht.

[0139] Der Fachmann erkennt, daß die vorliegende Erfindung zahlreiche Abwandlungen der bevorzugten Ausführungsbeispiele, die hier beschrieben wurden, umfaßt. Während die vorliegende Erfindung zum Beispiel bei der Behandlung der Schlafapnoe genutzt werden kann, ist ihre Anwendbarkeit nicht in dieser Hinsicht beschränkt. Die vorliegende Erfindung kann statt dessen für die Behandlung von zahlreichen Zuständen eingesetzt werden, bei denen eine erleichterte Atmung ein Faktor bei der Behandlung ist. So induziert zum Beispiel ein erhöhter Luftdruck beim Atmen, welcher unmittelbar vor dem Einatmen beginnt, ein tieferes Einatmen als sonst vorliegen würde. Dies kann zur Behandlung bestimmter kardiovaskularer Zustände verwendet werden, bei denen ein tieferes Einatmen und hierdurch eine größere Sauerstoffanreicherung des Blutes vorteilhaft ist, wenn es von einem abgesenkten Druck begleitet wird, welcher das Ausatmen erleichtert. Zusätzlich umfaßt die vorliegende Erfindung die Verwendung aller atembaren Gase, wie z.B. von Anästhetika oder mit Sauerstoff angereicherter Umgebungsluft.

[0140] Wie oben erläutert wurde, ist das Nasenkissen das bevorzugte Mittel zur Verbindung mit dem Patienten, um den höheren atembaren Gasdruck auf die Atemwege des Patienten aufzubringen. Die vorliegende Erfindung umfaßt jedoch auch eine Nasenmaske oder eine volle Gesichtsmaske, welche in bestimmten Situationen erwünscht sein kann, wie z.B. bei der Anwendung von Anästhetika als atembares Gas, wie oben erläutert wurde.

[0141] Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird die Stellung der Entlüftungsventilanordnung variiert, um den Druck des atembaren Gases, welches auf die Atemwege des Patienten aufgebracht wird, zu erhöhen oder abzusenken. Wie aus der detaillierten Beschreibung hervorgeht, kann mit dem vorliegenden Gerät jedoch auch die Drehzahl der Gebläseeinheit variiert werden, was statt dessen dazu verwendet werden könnte, den aufgebrachten Druck selektiv zu variieren. Hierdurch wären das Entlüftungsventil und der Schrittmotor nicht mehr erforderlich und die Herstellungskosten würden reduziert werden, was als weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung vorteilhaft wäre.

[0142] Die vorliegende Erfindung umfaßt auch die Abwandlung, bei der das atembare Gas komprimiert und z.B. in einer Speicherflasche gespeichert wird.

[0143] Wie oben erläutert wurde, umfaßt die bevorzugte Steuerung einen Mikrokontroller **802**, welche durch ein Computerprogramm betrieben wird. Andere äquivalente Steuermittel können einen für den Kunden entworfenen Chip umfassen, bei dem alle Funktionen ohne ein Computerprogramm in der Hardware implementiert

sind.

[0144] Wie in [Fig. 6](#) hierin und in der begleitenden erläuternden Beschreibung offenbart ist, wird bevorzugt, den Atemzyklus des Patienten dadurch zu verfolgen, daß die Bewegung der Entlüftungsventilanordnung **16** verfolgt wird. Der Fachmann weiß, daß der Atemzyklus durch andere Mittel verfolgt werden kann, wie z.B. durch die Überwachung der Kontraktionen und Expansionen des Brustkastens, der Atemgeräusche, indem direkt die Aktivität des Genioglossus-Muskels oder irgendein anderer äquivalenter Parameter erfaßt wird, welcher für einen Atemzyklus aufzeigend ist.

[0145] Als Beispiel am Schluß sei angeführt, daß manche Therapeuten das Gerät vorzugsweise in einem Modus mit geringem Druck oder mit Druck null starten können, während der Atemzyklus anfangs verfolgt wird. Hierdurch kann ein zusätzlicher Komfort für den Patienten bei der Anwendung der Erfindung geschaffen werden.

Admittanz-Ausführungsbeispiel

[0146] In den [Fig. 18](#) bis [Fig. 21](#) ist ein weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dargestellt, bei dem die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bestimmt und vorzugsweise als Grundlage verwendet wird, um den Druck im Luftweg, der auf den Patienten angewendet wird, zu steuern. Wenden wir uns zunächst [Fig. 18](#) zu: Eine Vorrichtung **1800** umfaßt einen Durchflußmesser **1802** (Hans Rudolph Pneumotach, vertrieben von der Hans Rudolph Company in Kansas City, Missouri), einen Differentialdrucksensor (DP) **1804** (SENSYM Typ SX01DN), einen Drucksensor **1806** (SENSYM Typ SX01DN), Rechenverstärker **1808** und **1810**, eine analoge Signaldivisionseinrichtung **1812** (Analog Devices Modell AD539), welche mit dem Mikrokontroller **802** gekoppelt ist.

[0147] Im Betrieb ist der Durchflußmesser **1802** vorzugsweise in den äußeren Abschnitt **26** der Leitung **12** gekoppelt, so daß atembares Gas, welches dem Patienten zugeführt wird, durch ihn hindurchtritt. Der Sensor **1802** stellt ein Paar pneumatischer Ausgangssignale bereit, welche dem Gasstrom zum DP-Sensor **1804** entsprechen, welcher wiederum ein Paar elektrischer analoger Ausgangssignale von der internen Brücke bereitstellt, welche dem Strom zum Verstärker **1810** entsprechen.

[0148] Der Drucksensor **1806** ist pneumatisch mit dem äußeren Abschnitt **26**, vorzugsweise stromabwärts vom Durchflußmesser **1802**, gekoppelt. Der Drucksensor **1806** stellt dem Verstärker **1808** von der internen Brücke ein Signalpaar bereit, welches dem Gasdruck entspricht, mit dem der Patient versorgt wird.

[0149] Die Verstärker **1808** und **1810** stellen der Divisionseinrichtung **1812** über die Leitungen **1814** und **1816** jeweils analoge Ausgangssignale bereit, welche dem momentanen Gasdruck und Gasstrom entsprechen, mit denen der Patient versorgt wird. Die Divisionseinrichtung **1812** führt eine analoge Teilung der Strom- und Drucksignale durch, die an den Leitungen **1814** und **1816** anliegen, und erzeugt hierdurch ein analoges Ausgangssignal an einer Leitung, welches der momentanen Admittanz (A) des Luftwegs des Patienten entspricht. Dies bedeutet, daß es sich bei der Admittanz um die Inverse der Impedanz handelt. Die Patienten-Durchflußmenge kann jedoch null sein, was die direkte Berechnung der Impedanz als Druck geteilt durch Durchflußmenge unmöglich macht. Indem die Durchflußmenge durch den Druck geteilt wird und hierdurch die Admittanz bestimmt wird, werden solche Probleme jedoch vermieden.

[0150] Wie hiernach weiter in Verbindung mit dem Flußdiagramm eines Computerprogramms von [Fig. 21](#) erläutert ist, kann es wünschenswert sein, daß in bestimmten Anwendungsfällen keine Divisionseinrichtung **1812** vorhanden ist und die Teilungsfunktionen innerhalb des Mikrokontrollers **802** ausgeführt werden. In einem solchen Fall wird die Leitung **1818** zusammen mit der Divisionseinrichtung **1812** entfernt und die Druck- und Durchflußmengensignale an den Leitungen **1814** und **1816** werden direkt dem Mikrokontroller **802** bereitgestellt.

[0151] [Fig. 19](#) enthält die Diagramme **1902**, **1904**, **1906**, **1908** und **1910**, welche helfen darzustellen, wie die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten bei der vorliegenden Erfindung bestimmt wird. In diesen Diagrammen sind die Durchflußmenge F, der Druck P, die Admittanz A, das Schema T1 und das Schema T2 über sieben diskreten Zeitpunkten aufgetragen, welche jenen Zeitpunkten entsprechen, zu denen der Mikrokontroller **802** A/D-Umwandlungen der Eingangsinformationen durchführt. Bei dem Plot der Admittanz im Diagramm **1906** handelt es sich um eine Funktion der Durchflußmengen- und Druckdaten, welche in den Diagrammen **1902** bzw. **1904** dargestellt sind.

[0152] Im Betrieb des Mikrokontrollers **802** wird in Übereinstimmung mit den in den [Fig. 20](#) und [Fig. 21](#) dargestellten Programmen der Plot der Admittanz für den Einatemabschnitt eines einzigen Atemzyklus mit den Admittanzschemata verglichen, welche im Speicher gespeichert sind, um zu bestimmen, welches Schema am besten zum letzten Plot der Admittanz paßt. Das am besten Passende wird unter Verwendung konventioneller quadratischer Mittelungsverfahren bestimmt. Das Schema, welches am besten paßt, wird als "Zeiger" für eine Tabelle verwendet, mit dem die durchzuführende Aktion ausgewählt wird, wie z.B. die Erhöhung oder Verminderung des Gasdrucks, welcher an den Patienten angelegt wird.

[0153] In [Fig. 20](#) ist ein Flußdiagramm eines Computerprogramms der Subroutine **2000** dargestellt, mit der dem Mikrokontroller **802** des in [Fig. 18](#) dargestellten Ausführungsbeispiels unter Verwendung der Divisionseinrichtung **1812** betrieben wird. Die Routine **2000** beginnt beim Schritt **2002**, welcher den Mikrokontroller **802** aktiviert, um das Admittanzsignal zu digitalisieren, welches an der Leitung **1818** zu vorgegebenen Zeitpunkten während des Einatmens des Patienten erhalten wird, und um die umgewandelten Admittanzdaten im Datenfeld "A" zu speichern.

[0154] Nach der Digitalisierung aller Signale für die Einatemsignale werden dann im Schritt **2004** die Amplituden der Amplitudendaten im Feld "A" normalisiert. Dies bedeutet, daß der Spitzen-Amplitudenwert der Felddaten auf eine vorgegebene Konstante normalisiert wird. Dies wird deshalb durchgeführt, da bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel die Form der Admittanzdaten von Interesse ist, nicht die Absolutwerte.

[0155] In gleicher Weise wird im Schritt **2006** die Zeitbasis des Admittanz-Datenfelds "A" normalisiert, so daß die Zeitbasis zu derjenigen der Schemata paßt. Dies ist notwendig, da die Einatemzeiten von einem Atemvorgang zum anderen variieren.

[0156] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **2008**, in dem ein quadratischer Mittelwert (RMS) für die Differenzen zwischen den entsprechenden Datenpunkten im Feld "A" und dem jeweiligen im Speicher gespeicherten Schema berechnet werden, gemäß der dargestellten Formel.

[0157] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **2010**, in dem bestimmt wird, welches Schema den niedrigsten RMS-Wert aufweist. Bei diesem handelt es sich um das zu den Admittanzdaten für dieses Einatmen des Patienten "am besten passende" Schema. Im Schritt **2012** wird dann das im Schritt **2010** ausgewählte Schema als Software-"Zeiger" verwendet, mit dem aus einer Tabelle, wie unten dargestellt, eine geeignete Aktion ausgewählt wird, wie z.B. das Erhöhen, Vermindern oder Halten des Drucks:

T1	Halten
T2	Erhöhen
T3	Erhöhen
...	...
TN	Vermindern

[0158] Bei [Fig. 21](#) handelt es sich um ein Flußdiagramm eines Computerprogramms eines Moduls **2100**, mit dem der Mikrokontroller **802** im in [Fig. 18](#) dargestellten Ausführungsbeispiel betrieben wird, wenn die Divisionseinrichtung **1812** und die Leitung **1818** nicht verwendet werden und wenn die Leitungen **1814** und **1816** direkt mit dem Mikrokontroller **802** verbunden sind, um die Druck- und Durchflußmengensignale bereitzustellen. Diese Ausbildung ist dann vorteilhaft, wenn eine größere Präzision wegen der nichtlinearen Eigenschaften der Luftwege des Patienten gewünscht ist.

[0159] Das Modul **2100** beginnt bei Schritt **2102**, welcher die vom Mikroprozessor **802** über die Leitung **1816** zu vorgegebenen Intervallzeiten empfangenen Durchflußmengensignale digitalisiert. Die digitalisierten Durchflußmengendaten werden dann im Feld "F" gespeichert. Im Schritt **2104** wird dann die Zeitbasis der Daten im Feld "F" normalisiert.

[0160] Das Programm bewegt sich dann zum Schritt **2106**, welcher schnelle Fourier-Transformation (FFT) verwendet, um die Amplitude-über-Zeit-Daten im Feld "F" in Amplitude-über-Frequenz-Daten umzuwandeln.

[0161] Gleichzeitig mit den Schritten **2102** bis **2106** führt das Modul **2100** die analogen Schritte **2108**, **2110** und **2112** für die vom Mikrokontroller **802** über die Leitung **1814** empfangenen Druckinformationen durch.

[0162] Nach der Umwandlung der Durchflußmengen- und Druckdaten bewegt sich das Programm zum Schritt **2114**, in dem die Admittanz "A" für die jeweils entsprechenden Durchflußmengen- und Druckdatenpunkte berechnet wird. Abhängig von der speziellen Anwendung und dem gewünschten Genauigkeitsgrad kann es unter bestimmten Umständen vorteilhaft sein, die Felddaten für den Druck und die Durchflußmenge oder die Admittanzdaten bezüglich der Amplituden zu normalisieren.

[0163] Das Modul **2100** führt dann die Schritte **2116**, **2118** und **2120** aus, bei denen es sich um dieselben Schritte handelt wie die Schritte **2008** bis **2012**, welche oben in Verbindung mit dem Modul **2000** und der Aktionstabelle erläutert worden sind.

[0164] Man erkennt, daß nach der Bestimmung des am besten passenden Schemas die Durchgängigkeit des Luftwegs des Patienten wirksam quantifiziert ist. Dies bedeutet, daß der Satz von im Speicher gespeicherten Schemata einen Bereich von Durchgängigkeiten (z.B. in Prozent) darstellen könnte und daß das am besten passende Schema eine entsprechende Durchgängigkeit in Prozent darstellt. Bei den Durchgängigkeitsschemata handelt es sich zusätzlich vorzugsweise um einen Satz, welcher speziell für den individuellen Patienten, der behandelt wird, entwickelt wird. Darüber hinaus kann es vorteilhaft sein, den Satz von Schemata kontinuierlich dadurch zu aktualisieren, daß aufeinanderfolgende Admittanz-Felddaten als neues Schema im Speicher gespeichert werden. Zusätzlich könnten bestimmte Schemata als charakteristisch für Zustände der Schlaflosigkeit oder des Schlafes gekennzeichnet werden. Schließlich ist unter bestimmten Umständen der höchste Genauigkeitsgrad nicht erforderlich. In diesen Fällen könnte eine Summierung der Admittanzdaten eines gegebenen Einatemvorgangs oder ein Mittelwert hiervon über eine Anzahl von Einatemvorgängen selbst als Quantifizierung der Durchgängigkeit des Luftwegs verwendet werden.

[0165] Der Fachmann weiß, daß die vorliegende Erfindung zahlreiche Abänderungen bei den hier beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispielen einschließt. Zum Beispiel könnten Ultraschallverfahren angewendet werden, um die Durchgängigkeit des Luftwegs nachzuweisen. Wenn der auf den Patienten angewendete Gasdruck relativ konstant ist, sind zusätzlich nur die Veränderungen der Durchflußmenge von Interesse. Sie sind der einzige variable Parameter, welcher berücksichtigt werden sollte. Als weiteres Beispiel könnte ein empfindliches Thermoelement oder ein Thermistor verwendet werden, um eine Anzeige für die Gas-Durchflußmenge bereitzustellen.

Stimulations-Ausführungsbeispiel

[0166] Wie oben in Verbindung mit den [Fig. 16](#) und [Fig. 17](#) beschrieben worden ist, werden bei dem Spektralgeräusche-Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung die Geräusche im Luftweg des Patienten analysiert, um so eine geeignete Reaktion zu bestimmen, durch die ein apneischer Vorfall verhindert wird. Bei dem Spektralgeräusche-Ausführungsbeispiel wird durch die geeignete Aktion der auf den Patienten angewendete Druck im Luftweg erhöht, vermindert oder aufrechterhalten. Beim Stimulations-Ausführungsbeispiel handelt es sich bei der bevorzugten Reaktion um die Aufbringung eines elektrischen Stimulus. Dieser wird von außen auf den Hals des Patienten in der Nähe der Muskeln des oberen Luftwegs aufgebracht; es könnten aber auch implantierte Elektroden in gleicher Weise verwendet werden, um die Muskeln oder die Muskelnerven zu stimulieren.

[0167] Die bevorzugte Vorrichtung umfaßt einen flexiblen, elastischen Halskragen, ein von dem Kragen getragenes Mikrofon, ein ebenfalls von dem Kragen getragenes Elektrodenpaar und eine Steuerschaltung, welche das Mikrofon und die Elektroden miteinander verbindet. Die Elektroden und das Mikrofon können auch durch ein Haftmittel oder andere gleichwertige Mittel anstelle des bevorzugten Kragens befestigt werden. Die bevorzugte Steuerschaltung umfaßt die Komponenten und das Programm, welche oben in Verbindung mit dem Luftweggeräusche-Ausführungsbeispiel beschrieben worden sind. Der Hauptunterschied liegt darin, daß, anstatt den Luftdruck zu erhöhen, die Aktion dazu dient, die stimulierenden Elektroden zu Beginn einer jeden Einatemphase des Atemzyklus des Patienten zu aktivieren.

[0168] Um das Stimulations-Ausführungsbeispiel benutzen zu können, verbindet der Patient den um den Hals angeordneten Kragen mit den Elektroden, die vorn auf beiden Seiten der Mittellinie des Halses und unmittelbar unterhalb des Kiefers angeordnet sind, so daß sie die Muskeln des oberen Luftwegs stimulieren, wenn sie aktiviert werden. Im Betrieb erfaßt das Mikrofon die Geräusche im Luftweg und die Steuerschaltung analysiert diese Geräusche, wie oben in Verbindung mit den [Fig. 16](#) und [Fig. 17](#) beschrieben worden ist. Jedesmal, wenn eine Aktion bestimmt wird, die einem "Erhöhen" des Drucks entspricht ([Fig. 17](#), Schritt **1724**), wird dies dahingehend interpretiert, daß ein apneischer Anfall droht. Dies bedeutet, daß durch ein graduelles Verschließen des Luftwegs aufgrund der Entspannung der Muskeln des oberen Luftwegs ein entsprechendes Ge-

räuschmuster erzeugt wird, welches auch anzeigt, d.h. vorhersagt, daß ein apneischer Vorfall bei einem darauffolgenden Atemvorgang auftreten kann. Wenn bestimmt worden ist, daß eine Erhöhung der Durchgängigkeit des Luftwegs erforderlich ist, aktiviert somit die Steuerschaltung die Elektroden, so daß diese die Muskeln des oberen Luftwegs stimulieren. Zusätzlich wird vorzugsweise die Stärke der elektrischen Stimulierung entsprechend der Atemgeräusche auf dieselbe Art und Weise variiert, in der der Druck im Luftweg in Verbindung mit dem Admittanz-Ausführungsbeispiel variiert wird, welches oben in Verbindung mit Anhang I erläutert worden ist. In dem Fall, daß während einer vorgegebenen Zeit, die auf einer festen Zeit oder auf vorhergehenden Atemmustern basiert, kein Einatmen erfaßt wird, aktiviert die bevorzugte Atemvorrichtung die Elektroden, so daß die Muskeln des oberen Luftwegs stimuliert werden.

[0169] Auf diese Weise werden apneische Anfälle verhindert, während gleichzeitig die Elektroden-Stimulation nicht aufgebracht wird, wenn sie nicht benötigt wird. Dies steht im Gegensatz zum Stand der Technik, bei dem eine Stimulierung erst dann vorgesehen ist, wenn ein apneischer Anfall bereits aufgetreten ist. Dies steht auch im Gegensatz zu jenen im Stand der Technik bekannten Vorrichtungen, welche bei jedem Einatemversuch stimulieren, wie dies z.B. in der US 4 830 008 gezeigt ist, welche hiermit durch die Bezugnahme zum Gegenstand der Offenbarung gemacht wird. Der Fachmann weiß, daß dann, wenn bei jedem Einatmen eine Stimulierung angewendet wird, sich der Patient tatsächlich an die Stimulierung gewöhnt und diese an Wirksamkeit einbüßt. Bei der vorliegenden Erfindung dagegen wird eine Stimulierung verhindert, wenn keine Bedingungen vorliegen, bei denen ein apneischer Anfall angezeigt, d.h. vorhergesagt, wird. Dennoch wird bei ihr eine Stimulierung vor einem apneischen Anfall sichergestellt. Auf diese Weise werden die beiden Hauptnachteile der Stimulationsverfahren beim Stand der Technik vermieden.

[0170] Der Fachmann weiß, daß andere Mittel verwendet werden können, mit denen das Drohen eines apneischen Anfalles erfaßt werden kann. Zum Beispiel kann durch die Überwachung der Luftwegadmittanz, wie oben in Verbindung mit den [Fig. 19](#) bis [Fig. 21](#) erläutert worden ist, ein apneischer Anfall vorhergesagt werden und die Stimulierung angewendet werden, wenn dies der Fall ist. Dies bedeutet, daß durch die Überwachung der Admittanz während des Einatmens ein Engwerden des Luftwegs erfaßt werden kann, indem die Admittanz überwacht wird. Wenn die Admittanz auf ein vorgegebenes Niveau absinkt, kann die Stimulation angewendet werden. Darüber hinaus könnte das Drohen eines apneischen Anfalls durch die Verwendung von Luftstromsensoren, wie z.B. Thermistoren oder Thermoelementen an der Nase oder am Mund, festgestellt werden, oder durch die Verwendung eines gegenüber statischen Ladungen empfindlichen "Bettes", oder durch die Verwendung von Bändern, mit denen Bewegungen des Brustkorbes oder des Bauches erfaßt werden können, vorzugsweise eines Sensors der Marke RESPITRACE.

Kompensations-Ausführungsbeispiel

[0171] Das in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 4](#) offenbarte bevorzugte Ausführungsbeispiel verwendet einen Drucksensor **38**, welcher in der Nähe des Nasen-Anschlußstücks des Patienten angebracht ist. Unter bestimmten Umständen ist dies möglicherweise jedoch nicht praktisch. Statt dessen kann es aus Gründen der Kompaktheit und der wirtschaftlichen Herstellung wünschenswert sein, Druck- und Durchflußmengensensoren zu verwenden, welche mit der Patienten-Luftleitung an der Stelle verbunden sind, an der diese Leitung das Gehäuse **22** verläßt. Bei dieser Anordnung ist es jedoch möglich, daß Meßungenauigkeiten aufgrund von stromabwärts vorkommenden pneumatischen Lecks und Druckabfällen in der Leitung auftreten, welche in nichtlinearer Weise mit der Durchflußmenge zum Patienten variieren. Zusätzlich zu unvorhergesehenen Lecks ist es bevorzugt, eine Entlüftung an der Verbindung mit der Nase des Patienten vorzusehen, um die Zunahme von Kohlendioxid zu verhindern. Wenn die Durchflußmenge und der Druck am Ausgang des Gehäuses gemessen werden, können somit keine genauen Daten bezüglich des tatsächlichen Drucks bereitgestellt werden, welcher an der Nase des Patienten aufgebracht wird. Das Kompensations-Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung mißt den Druck und die Durchflußmenge am Ausgang des Gehäuses, gewährleistet aber dennoch eine genaue Messung des Drucks, welcher dem Patienten bereitgestellt wird, indem eine Kompensation von Lecks und Druckabfällen durchgeführt wird.

[0172] Bei [Fig. 22](#) handelt es sich um ein schematisches Blockschaltbild, welches das pneumatische System **70** darstellt. Dieses umfaßt einige Komponenten, die es gemeinsam mit den zuvor beschriebenen Ausführungsbeispielen hat. Diese tragen die gleichen Bezugszeichen. Das System **70** umfaßt zusätzlich einen Einlaßluftfilter **71**, einen Ausatemmagneten **72**, mit dem ein Ausatemventil **73** verbunden ist, einen Bakterienfilter **74** und ein Strömungselement **75** mit einem parallel mit diesem verbundenen Durchflußmengensensor **76**.

[0173] Bei [Fig. 23](#) handelt es sich um ein elektrisches Blockschaltbild, in dem die bevorzugten Komponenten der Steuerung **20** dargestellt sind, mit denen das pneumatische System **70** dieses Ausführungsbeispiels ge-

steuert und betrieben wird. Die Steuerung **20** umfaßt eine Stromversorgung **80**, einen Mikroprozessor **81**, einen Mikroprozessor-Speicher **82**, eine Analog/Digital-(A/D)-Wandlerschaltung **83**, eine Schnittstellenschaltung **84**, einen seriellen Anschluß **85** mit einer an diesen angeschlossenen Fernsteuerung **86**, eine Tastatur- und Anzeigensteuerung **87**, an die eine Tastatur-Anzeigetafel **88** angeschlossen ist.

[0174] Bei den [Fig. 24](#) bis [Fig. 31B](#) handelt es sich um Flußdiagramme von Computerprogrammen, in denen der Betrieb des im Speicher **82** gespeicherten Programms dargestellt ist, mit dem der Mikroprozessor **81** und hierdurch die Steuerung **20** und das pneumatische System **70** betrieben werden. In [Fig. 24](#) ist ein PRIMÄR-Modul **2400** dargestellt, welches die Gesamtgestaltung und den Betrieb des bevorzugten Programms zeigt. Das PRIMÄR-Modul **2400** beginnt beim Schritt **2402** beim Einschalten, sobald die Stromversorgung **80** aktiviert wird. Das Programm führt dann das INITIALISIEREN-Modul **2500** ([Fig. 25](#)) aus.

[0175] Im Schritt **2402** wird dann abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart auf Ausatmen oder auf Einatmen eingestellt ist. Wenn sie auf Einatmen eingestellt ist, dann wird im Schritt **2404** abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart eingestellt worden ist. Wenn nein, führt das Programm das EINATMEN-Modul **2700** ([Fig. 27](#)) aus.

[0176] Wenn die Steuerungs-Betriebsart im Schritt **2402** auf Ausatmen eingestellt worden ist, dann wird im Schritt **2406** abgefragt, ob die Steuerungs-Betriebsart eingestellt worden ist. Wenn nein, führt das Programm das AUSATMEN-Modul **2600** ([Fig. 26](#)) aus.

[0177] Wenn die Antworten in den Schritten **2404** oder **2406** ja sind oder beim Rücksprung von den AUSATMEN- und EINATMEN-Modulen **2500** und **2600**, bewegt sich das Programm zum Schritt **2408**, in dem abgefragt wird, welche Backup-Betriebsart ausgewählt worden ist. Das Programm führt dann das ausgewählte Backup-Modul aus, welches in den [Fig. 28](#) bis [Fig. 31B](#) dargestellt ist. Danach kehrt das Programm in einer Schleife zum Schritt **2402** zurück. Wie in [Fig. 24](#) gezeigt ist, durchläuft das Programm nach der Initialisierung entweder den Einatem-Zweig oder den Ausatem-Zweig, um den jeweiligen Ausatem- und Einatemdruck einzustellen. Dann geht es weiter zu dem ausgewählten Backup-Modul, so daß bestimmt wird, ob eine Backup-Operation erforderlich ist.

[0178] In [Fig. 25](#) ist das INITIALISIEREN-Modul **2500** dargestellt, welches bei Schritt **2502** beginnt, in dem die gezeigten Variablen auf ihre dargestellten Anfangswerte gesetzt werden. Im Schritt **2504** wird dann die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt und im Schritt **2506** wird das Steuerungs-Betriebsart-Flag gelöscht, welches anzeigt, daß die Steuerungs-Betriebsart noch nicht eingestellt worden ist.

[0179] In den Schritten **2508** und **2510** werden dann die Variablen für die Vorbelastungs-Durchflußmenge (Fbias) für Einatmen und für Ausatmen auf jene Beträge gesetzt, welche der Entlüftungs- oder Ausströmöffnung entsprechen, die in dem Mantel des bevorzugten Nasenkissens vorhanden sind, das für die Verbindung mit den Luftwegen des Patienten verwendet wird. Im Schritt **2512** werden dann die vorgegebenen Druckeinstellungen ausgelesen, welche am Schalter **814** eingestellt worden sind ([Fig. 8](#)).

[0180] Als nächstes wird im Schritt **2514** ein Softwareflag gesetzt, welches anzeigt, daß der nächste Analog/Digital-Interrupt Druckwandlerdaten liest (wenn es nicht gesetzt wird, liest der A/D-Interrupt Durchflußmengenmesser-Daten). Im Schritt **2516** wird dann sofort für den Druck eine A/D-Umwandlung durchgeführt.

[0181] Dann wird das Gebläse **18** auf eine Drehzahl beschleunigt, welche ausreicht, um die Vorgabe-Druckeinstellung zu erzeugen. Das Programm kehrt dann zum Schritt **2402** ([Fig. 24](#)) zurück.

[0182] In [Fig. 26](#) ist das AUSATEM-Modul **2600** dargestellt, welches beginnt, wenn der Ausatem-Zweig des PRIMÄR-Moduls **2400** erfaßt, daß das Ausatem-Flag gesetzt ist. Das Modul **2600** beginnt beim Schritt **2602**, welcher den Patientendruck auf den Ausatem-Vorgabedruck einstellt. Im Schritt **2604** wird dann das Ausatem-Ventil **73** geöffnet, indem der Ausatem-Magnet **72** aktiviert wird.

[0183] Die Phasensteuerungsflags werden dann im Schritt **2606** zurückgesetzt und der Austastlückenzähler im Schritt **2608** gelöscht. Das Programm kehrt dann zum PRIMÄR-Modul zurück.

[0184] In [Fig. 27](#) ist ein EINATEM-Modul **2700** dargestellt, welches am Anfang des Einatmens beginnt und welches während des Einatmens des Patienten wiederholt ausgeführt wird. Das Modul **2700** beginnt beim Schritt **2702**, welcher den Gesamtmessungszähler auf die Summe des Ausatemzählers und des Einatemzählers setzt. Wie hiernach weiter erläutert ist, wird jedes Einatmen und jedes Ausatmen gezählt. In diesem Schritt wird

die Summe dieser Zähler dazu verwendet, einen Wert zu bestimmen, welcher als Gesamatmungszähler verwendet wird.

[0185] Im Schritt **2704** wird dann abgefragt, ob eine Backup-Betriebsart angezeigt worden ist, wie hiernach weiter erläutert ist. Wenn nein, berechnet der Schritt **2706**, wie dargestellt ist, einen Wert für eine mittlere Atmung. Mit diesem Schritt wird die Atemgeschwindigkeit des Patienten aufgezeichnet. Wenn die Antwort im Schritt **2704** ja ist, wird die mittlere Atemgeschwindigkeit gleich der vorhergehenden mittleren Atmung im Schritt **2708** gesetzt.

[0186] Nach den Schritten **2706** oder **2708** berechnet der Schritt **2710** das mittlere Atemvolumen entsprechend der dargestellten Formel. Im Schritt **2712** wird dann die maximale Dauer des Ausatmens bestimmt. Im Schritt **2714** wird ein Wert bestimmt, welcher den pneumatischen Lecks entspricht, welche während des Einatmens auftreten. Die Schritte **2710** bis **2714** verwenden Werte für diese Berechnungen, welche weiter unten erläutert sind.

[0187] Im Schritt **2716** wird dann abgefragt, ob die augenblickliche Spitzenposition des Einlaßventils (BIV) des Gebläses kleiner als 100 ist. Wenn ja, dekrementiert der Schritt **2718** die Gebläsedrehzahl. Mit anderen Worten: Wenn das Gebläse zuviel Luft zuführt, wird die Gebläsedrehzahl reduziert. Wenn die Antwort im Schritt **2716** nein ist oder nach Schritt **2718**, wird im Schritt **2720** abgefragt, ob die momentane Spitzenposition BIV größer als 130 ist. Die Differenz zwischen 130 in diesem Schritt und 100 im Schritt **2716** sorgt für einen Totbereich, so daß das Programm nicht ununterbrochen einem stabilen Wert hinterherjagt. Wenn die Antwort im Schritt **2720** ja ist, wird im Schritt **2722** abgefragt, ob die momentane Gebläsedrehzahl unterhalb der Maximaldrehzahl liegt. Wenn ja, inkrementiert der Schritt **2724** die Gebläsedrehzahl, so daß mehr Luft zugeführt wird.

[0188] Nach dem Schritt **2724** oder wenn die Antwort in den Schritten **2720** oder **2722** nein ist, wird im Schritt **2726** der Sollwert für die Drucksteuerung auf den Ausatem-Vorgabedruck eingestellt und im Schritt **2728** dann das Ausatemventil **73** dadurch geöffnet, daß der Ausatemmagnet **72** aktiviert wird. Die Phasensteuerungsflags werden dann im Schritt **2730** zurückgesetzt und das Flag der Variablen für die Spitzenposition BIV wird im Schritt **2732** gelöscht. Als nächstes wird im Schritt **2734** der Austastlückenzähler gelöscht und das Programm kehrt zum Schritt **2408** zurück ([Fig. 24](#)).

[0189] In den [Fig. 28](#) bis [Fig. 30](#) sind drei wählbare Backup-Betriebsarten dargestellt, welche ausgeführt werden, wenn innerhalb eines auf der Atmungsgeschwindigkeit basierenden Zeitlimits kein Einatmen festgestellt wird. In der CPAP-Betriebsart ([Fig. 28](#)) wird der Druck auf einen konstanten Wert erhöht und gehalten. In der BPM-Backup-Betriebsart ([Fig. 29](#)) wird der Patientendruck auf ein hohes Niveau erhöht und bis zum frühesten Auftreten eines erfaßten Ausatmens oder bis zu einem mit vorhergehenden Atemgeschwindigkeiten korrelierten Zeitpunkt gehalten. Die Patienten-Backup-Betriebsart ([Fig. 30](#)) führt zu einem hohen Druck, welcher an den Patienten für einen festen Zeitraum angelegt wird, der nicht auf vorhergehenden Atemgeschwindigkeiten basiert, oder wenn ein Ausatmen erfaßt wird, je nachdem, was zuerst eintritt.

[0190] Zunächst wird auf [Fig. 28](#) eingegangen. Das CPAP-BACKUP-Modul **2800** beginnt am Schritt **2802**, in dem abgefragt wird, ob der Backup-Test logisch wahr ist. Insbesondere wird in diesem Schritt abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen eingestellt ist, ob das Backup-Flag gelöscht ist und ob der Zähler am Ausatem-Zeitgeber größer ist als der Mittelwert aus den letzten drei Ausatemperioden plus 5 Sekunden. Wenn alle diese Bedingungen wahr sind, dann ist die Antwort im Schritt **2802** ja. Dann bewegt sich das Programm zum Schritt **2804**, in dem die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt wird. Dann wird im Schritt **2806** das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt.

[0191] Wenn irgendeine der für den Schritt **2802** erforderlichen Bedingungen nicht erfüllt ist, dann ist die Antwort im Schritt **2802** nein und das Programm bewegt sich zum Schritt **2808**, in dem abgefragt wird, ob das Backup-Flag gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt **2810** abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer ist als die minimal zulässige Zeit. Bei dieser handelt es sich in diesem Schritt um den Mittelwert der letzten drei Einatem-Perioden (siehe Schritte **2706** und **2708**). Wenn die Antwort im Schritt **2810** ja ist, löscht der Schritt **2812** das Backup-Flag. Nach den Schritten **2806** oder **2812** oder wenn die Antwort in den Schritten **2808** oder **2810** nein ist, kehrt das Programm zum Schritt **2408** ([Fig. 24](#)) zurück.

[0192] Das BPM-BACKUP-Modul **2900** ([Fig. 29](#)) beginnt beim Schritt **2902**, in dem abgefragt wird, ob das Backup-Flag gelöscht ist. Wenn ja, wird im Schritt **2904** abgefragt, ob der Zähler des Einatem-Zeitgebers größer ist als oder gleich wie die maximal zulässige Einatemzeit. Diese beträgt 60 geteilt durch die BPM-Wahleinstellung. Durch diese Größe wird das feste Einatem-zu-Ausatmen-Verhältnis (typischerweise 1:1,5) zeitlich fest-

gelegt. Wenn ja, wird im Schritt **2906** die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen gesetzt und im Schritt **2908** das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt.

[0193] Wenn die Antwort im Schritt **2902** nein ist, wird im Schritt **2910** abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer als oder gleich wie eine minimal zulässige Zeit ist, bei der es sich um denselben Wert handelt, wie jenem, der im Schritt **2904** bestimmt worden ist. Wenn ja, wird im Schritt **2912** das Backup-Flag gelöscht.

[0194] Wenn die Antwort im Schritt **2904** nein ist, wird im Schritt **2914** abgefragt, ob der Zähler des Ausatemzeitgebers größer ist als oder gleich wie eine maximal zulässige Ausatemzeit. Diese beträgt 60 geteilt durch die BPM-Einstellgröße geteilt durch das Einatem-/Ausatem-Verhältnis. Wenn ja, wird im Schritt **2916** die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt sowie im Schritt **2918** das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt. Nach den Schritten **2908**, **2912** oder **2918** oder wenn die Antworten in den Schritten **2910** oder **2914** nein sind, kehrt das Programm zum Schritt **2408** ([Fig. 24](#)) zurück.

[0195] In [Fig. 30](#) ist ein PATIENTEN-BACKUP-Modul **3000** dargestellt, welcher beim Schritt **3002** beginnt. In diesem Schritt wird abgefragt, ob das Backup-Flag gelöscht ist. Wenn ja, bewegt sich das Programm zum Schritt **3004**, in dem abgefragt wird, ob der Zähler für den Einatemzeitgeber größer als oder gleich wie die Zeitdauer des letzten Einatmens ist. Wenn ja, wird im Schritt **3006** die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen eingestellt und im Schritt **3008** das Backup-Flag auf wahr gesetzt.

[0196] Wenn die Antwort im Schritt **3002** nein ist, wird im Schritt **3010** abgefragt, ob der Zähler am Backup-Zeitgeber größer als oder gleich wie die minimal zulässige Zeit ist, bei der es sich um die letzte Einatemzeit handelt, wie sie vom Einatemzähler bestimmt worden ist (siehe Schritt **3158**). Wenn ja, wird im Schritt **3012** das Backup-Flag gelöscht.

[0197] Wenn die Antwort im Schritt **3004** nein ist, wird im Schritt **3014** abgefragt, ob der Zähler des Ausatem-Zeitgebers größer ist als oder kleiner wie die Zeitdauer des letzten Ausatmens. Wenn ja, wird im Schritt **3016** die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen eingestellt und im Schritt **3018** dann das Backup-Flag auf logisch wahr gesetzt. Nach den Schritten **3008**, **3012** oder **3018** oder wenn die Antworten in den Schritten **3010** oder **3014** nein sind, kehrt das Programm zurück zum Schritt **2408** ([Fig. 24](#)).

[0198] In den [Fig. 31A](#) bis [Fig. 31B](#) ist das A/D-Interrupt-Modul **3100** dargestellt, welches alle 14 Millisekunden ausgeführt wird. Dieses Modul beginnt beim Schritt **3102**, in dem abgefragt wird, ob die letzte Umwandlung für Druck oder für die Durchflußmenge ausgeführt worden ist. Wenn sie für Druck durchgeführt worden ist, wird im Schritt **3104** der A/D-Wert für den Drucksensor **38** zurückgeladen. Dieser Wert war zuvor während der letzten Umwandlung für den Druck gespeichert worden. Im Schritt **3106** wird dann die A/D-Umwandlung für den Durchflußmengensensor **76** initiiert und der Interrupt endet.

[0199] Wenn die letzte Umwandlung für die Durchflußmenge war, wie im Schritt **3102** bestimmt, dann wird im Schritt **3108** der zuvor gespeicherte Wert des Durchflußmengensensors zurückgeladen. Dieser Wert wird dann gemäß den im Speicher gespeicherten Tabellenwerten linearisiert, welche empirisch für den verwendeten speziellen Patienten-Pneumatikschlauch **26** entwickelt worden sind. In der Praxis umfassen die Einheiten Standard-Schlauchverbindungen, so daß die Tabellenwerte nicht von neuem entwickelt werden müssen.

[0200] Im Schritt **3112** wird dann der Druckabfall im Patientenschlauch **26** auf der Basis einer linearen Strömung gemäß Fachleuten bekannten Verfahren bestimmt. Die Druckabweichung vom Vorgabe-Sollwert wird dann im Schritt **3114** bestimmt. Bei dieser Abweichung handelt es sich um den Druckfehler (Pe), welcher bestimmt wird, indem der Druckabfall vom Vorgabe-Sollwert abgezogen wird. Beim Druckabfall handelt es sich um den Druck an der Nase des Patienten (Pn) minus dem Druckabfall (Pdrop) im Schlauch bei der Strömungsgeschwindigkeit.

[0201] Im Schritt **3116** wird dann abgefragt, ob der Druckfehler größer als 2 ist. Wenn ja, wird im Schritt **3118** das Gebläse-Einlaßventil **46** um eine Stellung geöffnet. Wenn die Antwort auf Schritt **3116** nein ist, wird im Schritt **3120** abgefragt, ob der Druckfehler kleiner als -2 ist. Wenn ja, wird im Schritt **3122** das Gebläse-Einlaßventil **46** um eine Stellung geschlossen. Die Spanne zwischen +2 im Schritt **3116** und -2 im Schritt **3120** sorgt für einen Totbereich, um zu verhindern, daß einer stabilen Position nachgejagt wird.

[0202] Nach den Schritten **3118** oder **3122** oder wenn die Antwort im Schritt **3120** nein ist, bewegt sich das Programm zum Schritt **3124**, welcher die Variable "Volumensumme" mit dem aktuellen Durchflußmengenwert

inkrementiert. Auf diese Weise wird das Gesamtvolumen, welches an den Patienten abgegeben wird, bestimmt, indem die Summe von periodisch gespeicherten momentanen Durchflußmengen, die an den Patienten abgegeben werden, addiert wird. Diese Werte werden bei gleichen Zeitintervallen bestimmt, so daß das abgegebene Gesamtvolumen gleich der Summe der Durchflußmengenwerte ist.

[0203] Im Schritt **3126** wird dann der Zähler des Backup-Zeitgebers um eins inkrementiert. Anschließend wird im Schritt **3128** der Abtastzähler und der Austastlückenzähler jeweils um eins inkrementiert. Im Schritt **3130** wird dann abgefragt, ob das Backup-Flag gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt **3132** der Backup-Zeitgeber um eins inkrementiert.

[0204] Wenn die Antwort im Schritt **3130** nein ist, wird im Schritt **3134** ([Fig. 31B](#)) abgefragt, ob der Austastlückenzähler größer als eine vorgegebene zulässige Grenze ist (vorzugsweise 1,4 Sekunden, was 100 Zählern des alle 0,014 Sekunden erfolgenden Interrupt-Rücksprungs entspricht). Wenn die Antwort im Schritt **3134** ja ist, wird im Schritt **3136** abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Ausatmen eingestellt ist. Wenn ja, wird im Schritt **3138** abgefragt, ob der momentane Durchflußmengenwert größer ist als oder gleich wie die Ausatem-Durchflußmengen-Vorbelastung (die festgelgte Menge an Luft, welche durch die Entlüftungsöffnung verloren geht) plus der Leckagemenge, welche während des Einatmens auftritt.

[0205] Wenn die Antwort im Schritt **3138** ja ist, wird im Schritt **3140** der Prx, bei dem es sich um die Steuerungs-Betriebsart handelt, auf Einatmen gesetzt. Im Schritt **3142** wird dann der Austastlückenzähler gelöscht, im Schritt **3144** der momentane Abtastzähler gespeichert und im Schritt **3146** der Abtastzähler gelöscht.

[0206] Wenn die Antwort im Schritt **3136** nein ist, wird im Schritt **3148** abgefragt, ob die Drucksteuerungs-Betriebsart auf Einatmen gesetzt ist. Wenn ja, wird im Schritt **3150** abgefragt, ob die momentane Durchflußmenge kleiner ist als oder gleich ist wie die Entlüftungs-Durchflußmengen-Vorbelastung während des Einatmens plus der Leckage während des Ausatmens. Wenn diese Bedingung den Wert wahr hat, wird im Schritt **3152** das Prx-Steuerungs-Betriebsart-Flag auf Ausatmen gesetzt. Im Schritt **3154** wird dann der Austastlückenzähler gelöscht, und danach wird im Schritt **3155** der Volumensummenzähler gelöscht und im Schritt **3156** werden momentane Wert für die Volumensumme gespeichert. Im Schritt **3156** wird dann die Variable Volumensumme auf Null zurückgesetzt, im Schritt **3158** der momentane Abtastzähler gespeichert und im Schritt **3106** der Abtastzähler gelöscht.

[0207] Wenn die Antworten in den Schritten **3130**, **3134** bis **3138** oder **3148** bis **3150** nein sind, oder nach den Schritten **3146** oder **3160**, bewegt sich das Programm zum Schritt **3162**, welcher eine A/D-Umwandlung für den Druckwandler initiiert. Dann endet das A/D-INTERRUPT-Modul **3100**.

ANHANG 1

AKTIONSTABELLE

Geräuschstatus-Übergangsmatrix

		<u>Nach: (neu)</u>			<u>0</u>	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>
Von: (alt)	Hoch				0	0	0	0	1	1	1	1
	Mittel	0	0	1	1	0	0	0	1	1		
	niedrig	0	1	0	1	0	0	1	0	1		
0	0	0	0	0	1	2	3	4	5	6	7	
1	0	0	1	8	9	10	11	12	13	14	15	
2	0	1	0	16	17	18	19	20	21	22	23	
3	0	1	1	24	25	26	27	28	29	30	31	
4	1	0	0	32	33	34	35	36	37	38	39	
5	1	0	1	40	41	42	43	44	45	46	47	
6	1	1	0	48	49	50	51	52	53	54	55	
7	1	1	1	56	57	58	59	60	61	62	63	

Status Beschreibung der Kommentare

0 -	kein Geräusch	
1 -	leichtes Schnarchen	[ssnore]
2 -	sonstiges (Sprechen)	[other]
3 -	neftiges Schnarchen	[tsnore]
4 -	Beginn der Befreiung von einer Obstruktion	[sclob]
5 -	teilweise Obstruktion	[parob]
6 -	Befreien von einer Obstruktion	[clob]
7 -	rauhes Schnarchen	[rsnore]

Übergang	Aktion	Kommentare
0	Verringern	keine Geräusche
151	Erhöhen	Start von ssnore
2	keine	Start von other
3	Erhöhen	Start von tsnore
4	Erhöhen	Start von sclob
205	Erhöhen	Start von parob
6	Erhöhen	Start von clob
7	Erhöhen	Start von rsnore
8	keine	Ende von ssnore
259	Erhöhen	Ssnore dauert an
10	keine	Ende von ssnore
11	Erhöhen	ssnore nach tsnore - verengt sich Luftweg?
12	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
13	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
14	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
15	Erhöhen	Verengt sich Luftweg?
16	keine	Ende von other
17	Erhöhen	Öffnet sich Luftweg?
18	keine	other
19	Erhöhen	wahrscheinlich weiter tsnore
20	Erhöhen	clob
21	Erhöhen	clob
22	Erhöhen	clob
23	Erhöhen	Rsnore
24	keine	Ende von tsnore
25	Erhöhen	tsnore nach ssnore

26	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Sinkt Luftstrom?
27	Erhöhen	Tsnore
28	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
29	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? sinkt Luftstrom?
30	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? sinkt Luftstrom?
31	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
32	keine	
33	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
34	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
35	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
36	keine	
37	Erhöhen	
38	Erhöhen	
39	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
40	keine	
41	Erhöhen	
42	Erhöhen	
43	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
44	Erhöhen	
45	Erhöhen	teilweise behindertes Schnarchen
46	Erhöhen	
47	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
48	keine	
49	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
50	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
51	Erhöhen	Luftweg öffnet sich, Luftstrom sinkt
52	Erhöhen	Luftstrom steigt

53	Erhöhen	
54	Erhöhen	
55	Erhöhen	Luftweg öffnet sich nach Obstruktion
56	keine	
57	Erhöhen	Luftweg öffnet sich
58	Erhöhen	Luftstrom sinkt
59	Erhöhen	Luftweg öffnet sich
60	Erhöhen	Verengt sich Luftweg? Steigt Luftstrom?
61	Erhöhen	
62	Erhöhen	
63	Erhöhen	

Patentansprüche

1. Vorrichtung (**1800**) zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten, welcher einen Atmungszyklus mit einer Einatem- und einer Ausatemphase an den Tag legt, und zur Unterstützung der Atmung des Patienten, wobei die Vorrichtung umfaßt:

Mittel zum Zuführen eines atembaren Gases aus einer Atemgasquelle unter steuerbarem Druck zu wenigstens einem Abschnitt des Luftweges des Patienten;

einer Steuerung zum Aufrechterhalten eines konstanten Sollwert-Druckes des atembaren Gases während der Einatemphase des Atmungszyklus;

Mittel (**1802**) zur Erfassung des Atmungsstromes des Patienten und zur Erzeugung von Strömungssignalen, welche die Atmung des Patienten wiedergeben;

Mittel (**1806**) zur Erfassung des Druckes des atembaren Gases und zur Erzeugung von Drucksignalen, welche den auf den Luftweg des Patienten ausgeübten Gasdruck wiedergeben;

Signalverarbeitungsmittel (**802**) zum Empfang der Strömungs- und Drucksignale und zur Bestimmung von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten anhand der Signale auf der Grundlage der Veränderung der Luftwegsadmittanz, welche als Verhältnis von Strömung zu Druck definiert ist;

Mittel zur Einstellung des Druckes nach Maßgabe der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher das atembare Gas Umgebungsluft umfaßt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Mittel (**1802**) zur Erfassung der Strömung einen Differenzialdruck-Strömungssensor (**1804**) umfassen.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welchem die Signalverarbeitungsmittel (**802**) umfassen:

erste Mittel zur Speicherung wenigstens eines aus einer Mehrzahl von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges zusammengesetzten Luftweg-Durchgängigkeits-Musters in einem Speicher;

zweite Mittel zum Speichern eines Satzes von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten in einem Speicher; und

Mittel zum Vergleichen des Satzes von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten mit dem wenigstens einen gespeicherten Luftweg-Durchgängigkeits-Muster.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, bei welcher die ersten Speichermittel eine Mehrzahl von gespeicherten Mustern umfassen, wobei die Signalverarbeitungsmittel Mittel zur Bestimmung dazu umfassen, welches der Muster die beste Übereinstimmung mit dem Satz der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten zeigt, wobei die beste Übereinstimmung die Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten wiedergibt.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, bei welcher die Steuermittel Mittel zur Steuerung des Druckes nach Maßgabe der besten Übereinstimmung umfassen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, bei welcher die Muster normierte Amplituden und Zeitbasen aufweisen und bei welcher die Signalverarbeitungsmittel Mittel zur Normierung der Amplitude und der Zeitbasis der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten nach Maßgabe der gespeicherten Muster umfassen.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten als eine Funktion der Strömungssignale während einer Einatmung des Patienten ermittelt werden.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 oder 7, bei welcher die Steuermittel einen Mikroprozessor umfassen.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die Signalverarbeitungsmittel Mittel zur Anwendung von schnellen Fouriertransformationen zur Verarbeitung der Strömungssignale umfassen, welche den Atemstrom des Patienten wiedergeben.

11. Verfahren zur Bestimmung der Durchgängigkeit des Luftweges eines Patienten während eines Atmungszyklus, wobei der Patient einen Atmungszyklus mit einer im wesentlichen konstanten Luftwegesdruck aufweisenden Einatemphase an den Tag legt, wobei das Verfahren umfaßt:
Zuführen eines atembaren Gases aus einer Atemgasquelle zu wenigstens einem Abschnitt des Luftweges des Patienten mit einem Druck, welcher während der Einatemphase des Atmungszyklus konstant ist;
Erfassen des konstanten Druckes und einer Mehrzahl von Atmungsströmen des Patienten während der Einatemphase des Atmungszyklus;
Erzeugen von Strömungs- und Drucksignalen, welche die Atmung des Patienten wiedergeben;
Ermitteln von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten anhand der Signale auf der Grundlage der Veränderung der Luftwegsadmittanz, welche als Verhältnis von Strömung und Druck definiert ist; von Strömung zu Druck definiert ist;
Vergleichen der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten mit vorgegebenen Luftweg-Durchgängigkeits-Mustern des Patienten; und
Bestimmen desjenigen Musters, welches die beste Übereinstimmung mit den Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten zeigt, wobei das Muster mit der besten Übereinstimmung die Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten während der Einatemphase des Patienten wiedergibt.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Atmungszyklus eine Einatem- und eine Ausatemphase umfaßt und das Verfahren außerdem umfaßt:
bei dem Erfassungs-Schritt: Verwenden von Erfassungsmitteln zur wiederholten Erfassung einer Mehrzahl von Atmungsströmen des Patienten, welche unter im wesentlichen konstantem Druck während einer Einatemphase des Patienten vorliegen, und zur Erzeugung von Strömungssignalen, welche diese wiedergeben;
bei dem Schritt der Erfassung der Werte der Durchgängigkeit des Patienten: Verwenden von Signalverarbeitungsmitteln zum Empfang der Strömungssignale und zum Ansprechen darauf, um einen Satz von Werten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten anhand der Strömungssignale zu bestimmen, und Speichern von Daten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten, welche den Satz der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten wiedergeben, in einer Speichereinrichtung und Verwenden der Signalverarbeitungsmittel zur Bestimmung der Werte der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten anhand der Strömungssignale;
bei dem Vergleichs-Schritt: Vergleichen der Daten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten innerhalb der Signalverarbeitungsmittel mit vorgegebenen Luftweg-Durchgängigkeits-Mustern, welche in der Speichereinrichtung abgespeichert sind; und
bei dem Schritt zur Ermittlung des Musters mit der besten Übereinstimmung: Ermitteln der besten Übereinstimmung der Luftweg-Durchgängigkeits-Muster innerhalb der Signalverarbeitungsmittel mit den Daten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten, wobei die beste Übereinstimmung die Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten während der genannten Phase wiedergibt.

13. Verfahren nach Anspruch 12, bei welchem der Schritt zur Erfassung der Daten der Durchgängigkeit des Luftweges des Patienten den Schritt der Anwendung schneller Fouriertransformationen zur Verarbeitung von die Strömungssignale wiedergebenden Daten umfaßt.

Es folgen 22 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

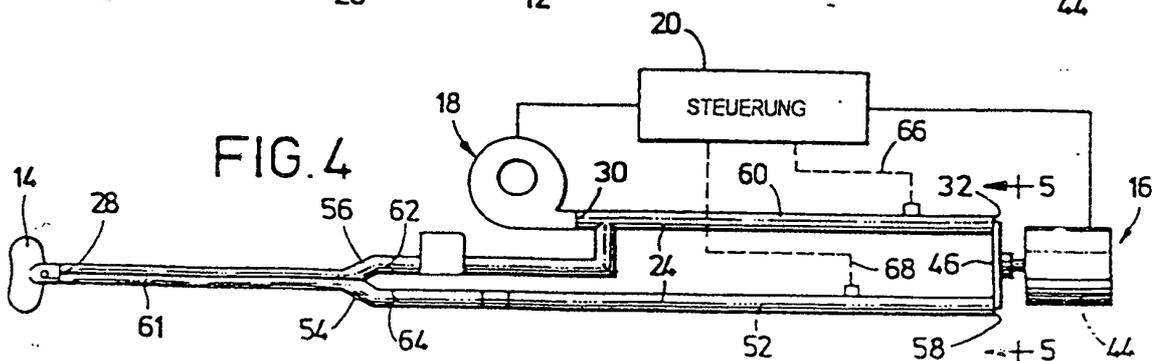
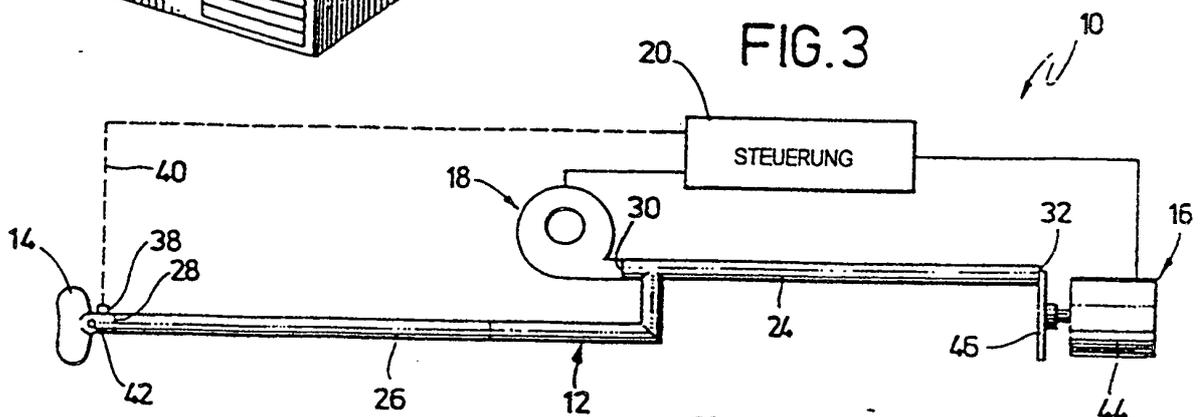
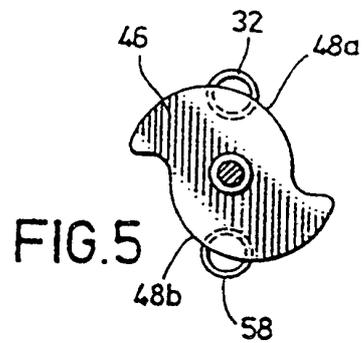
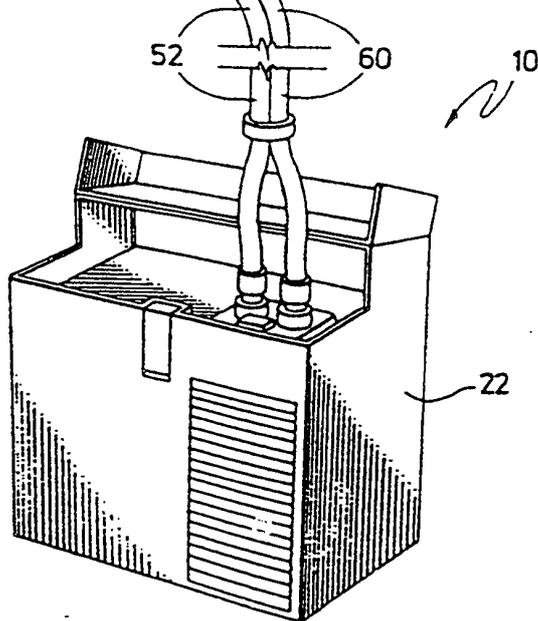
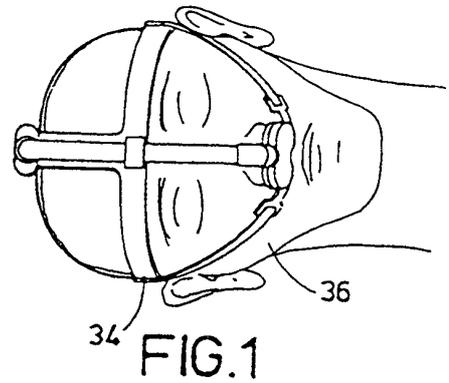
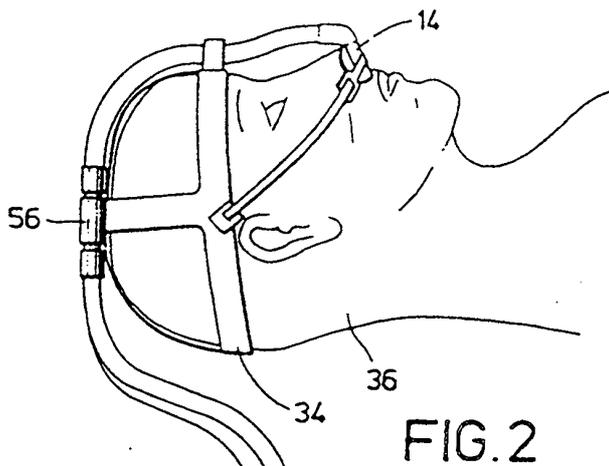


FIG.13

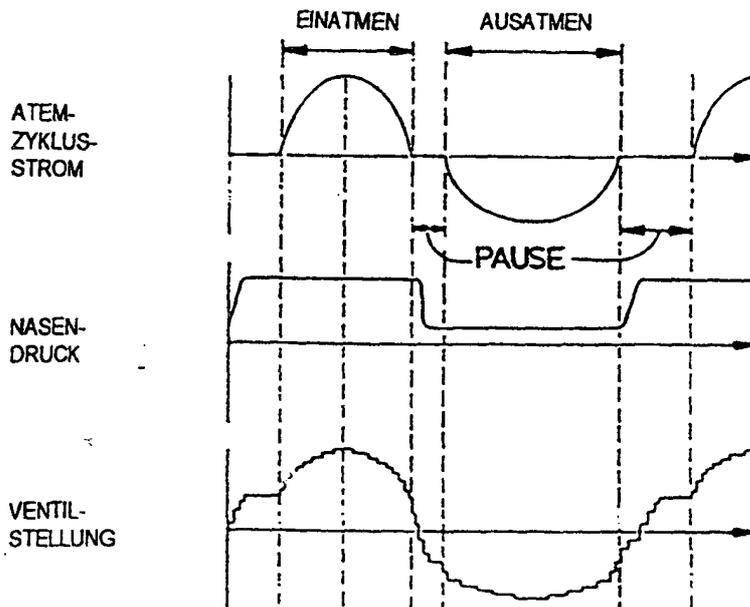
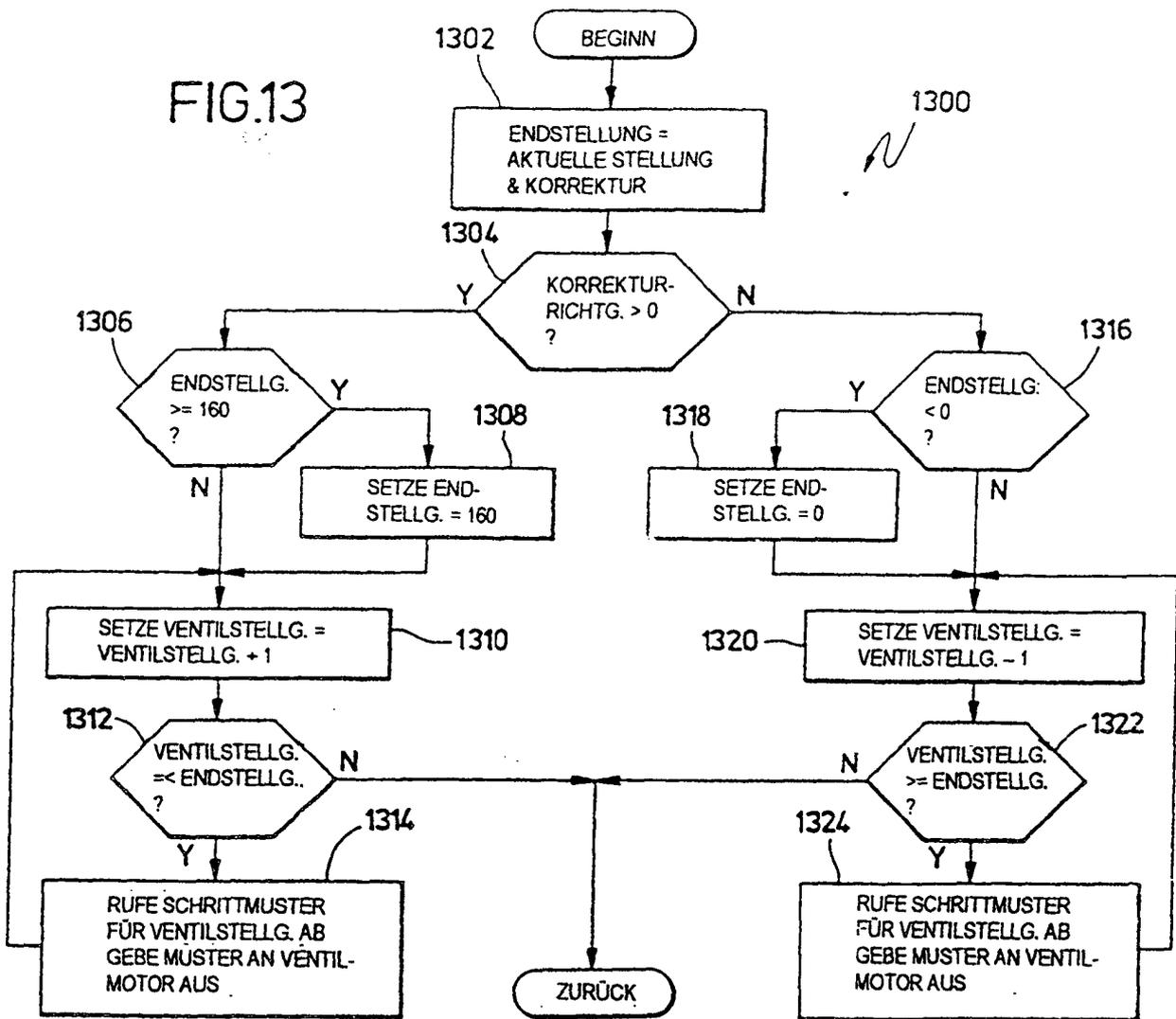


FIG.6

FIG.7

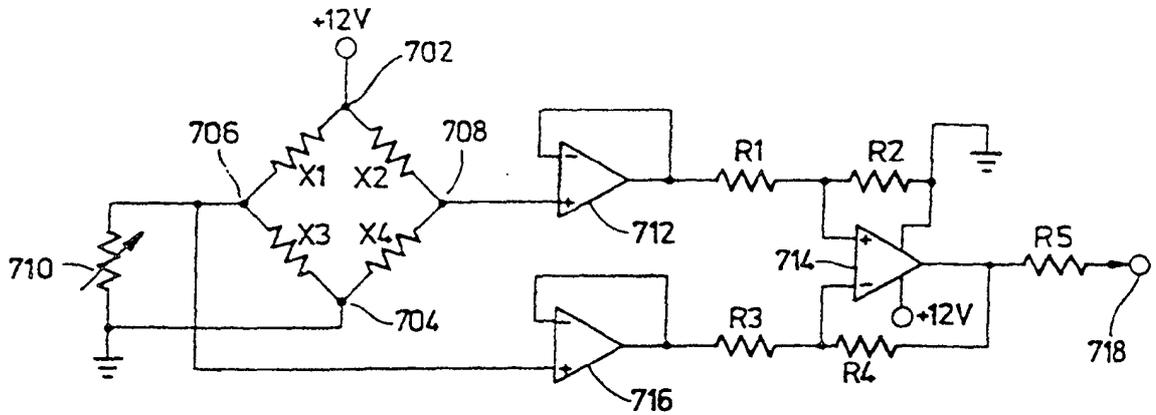


FIG.11

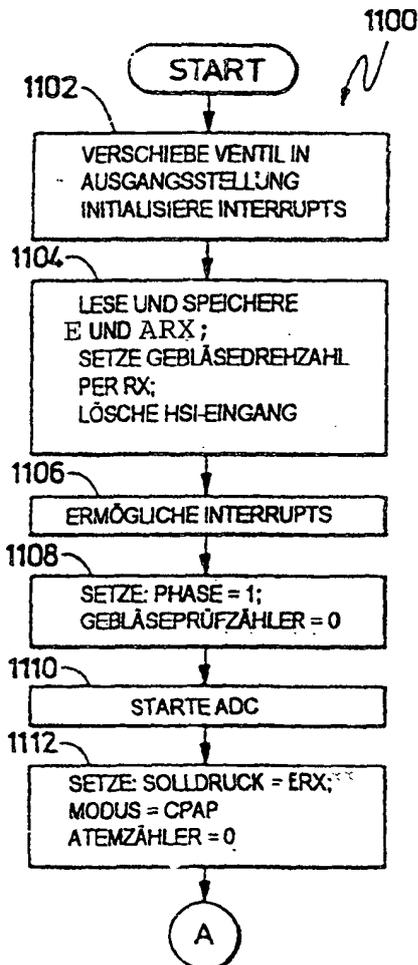


FIG.14

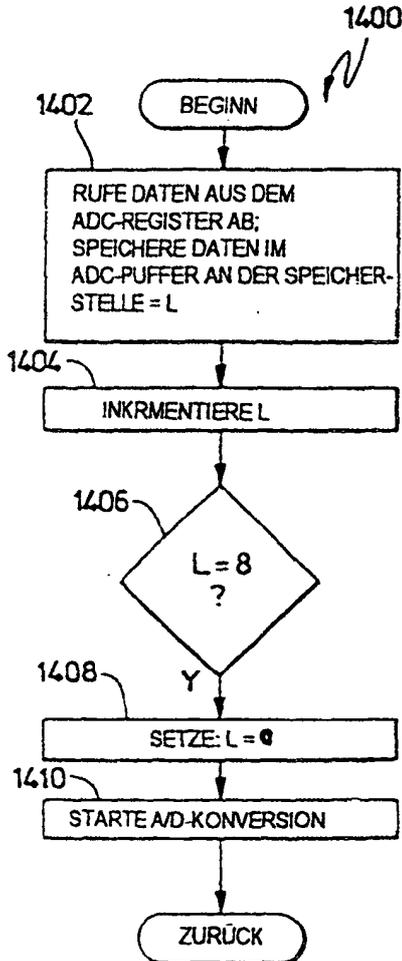
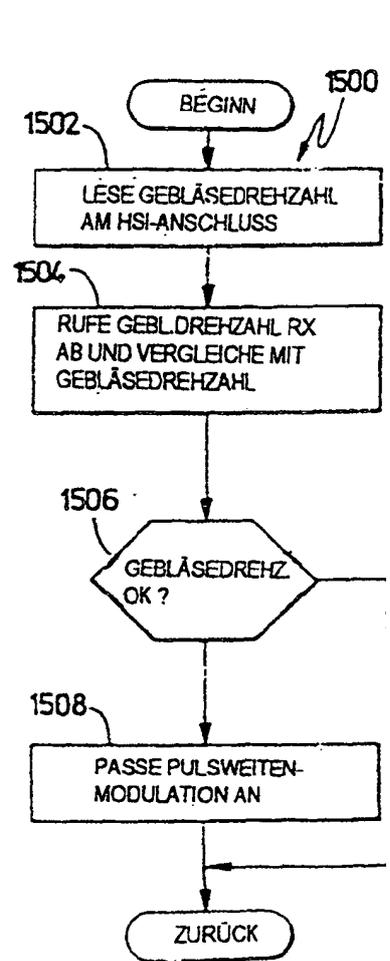
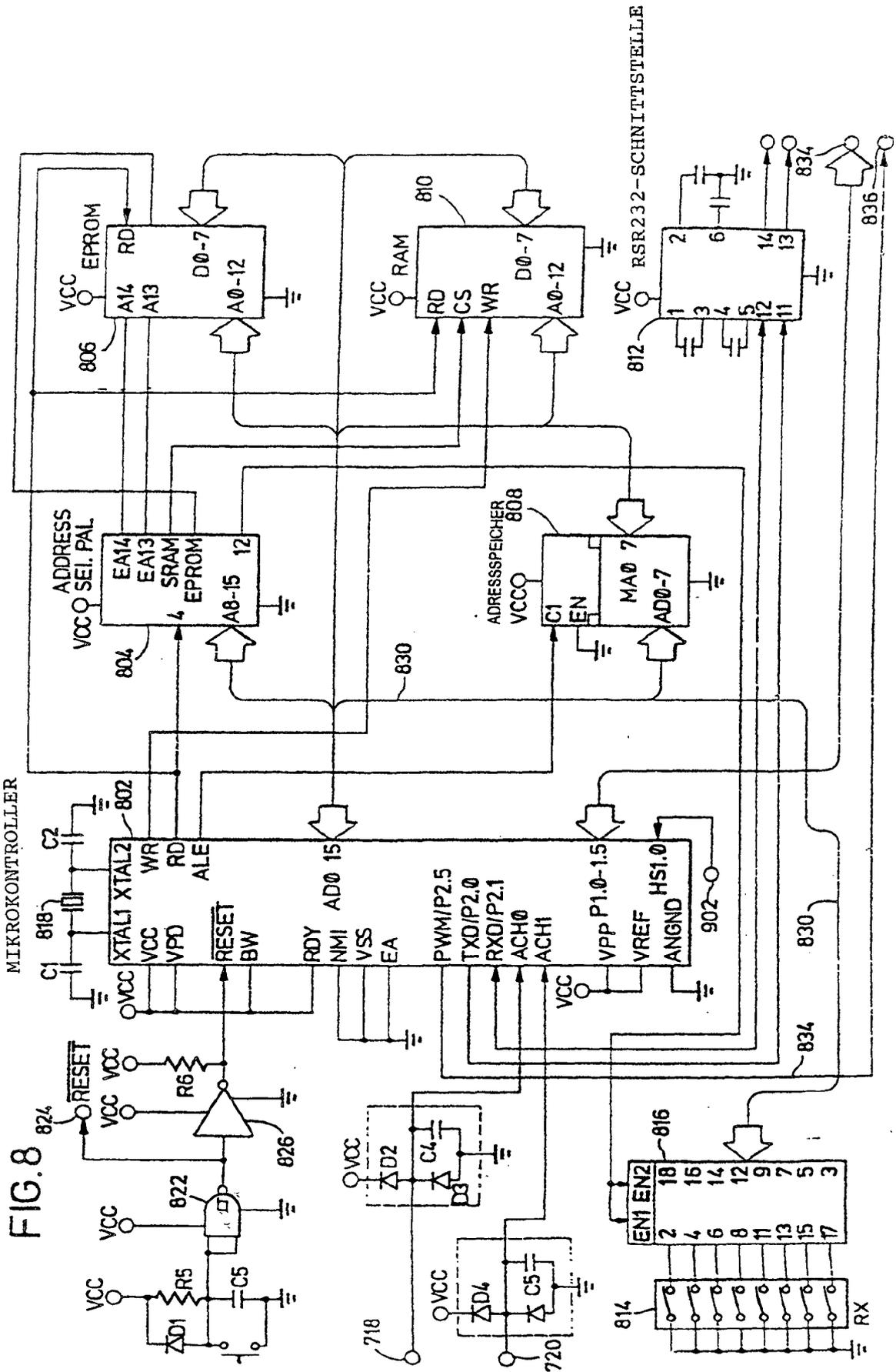
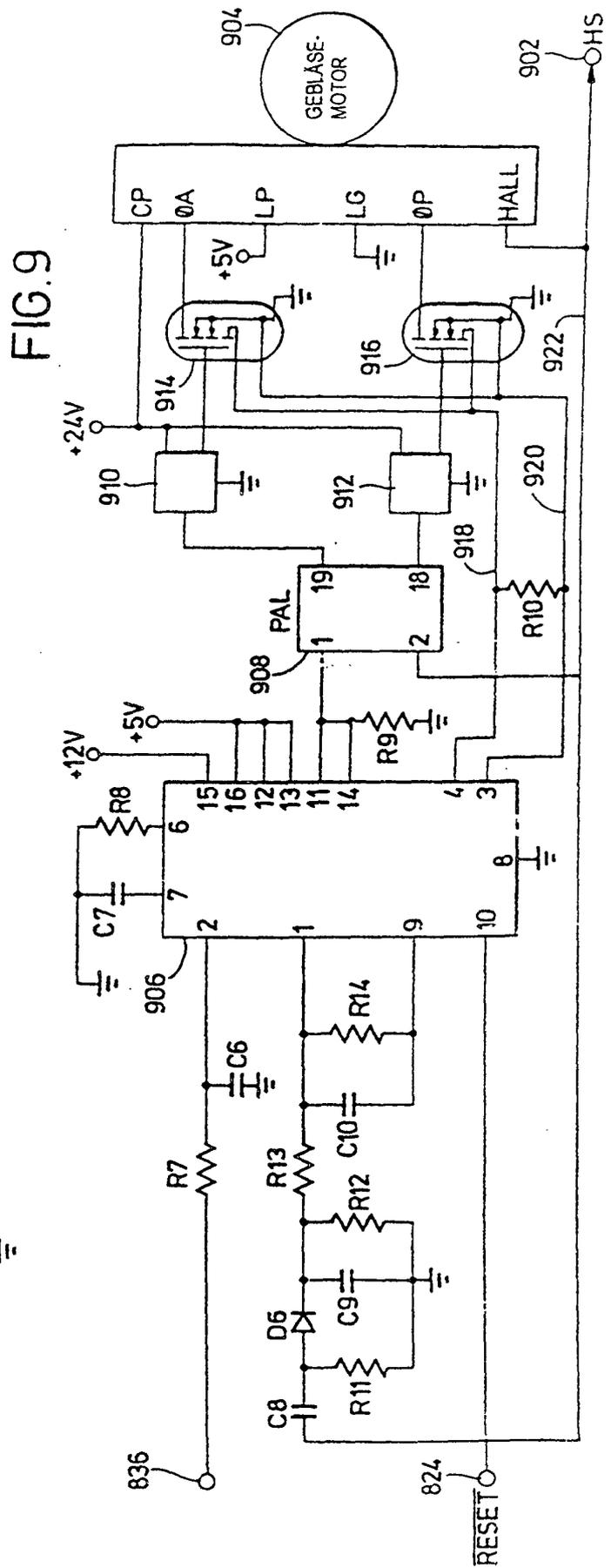
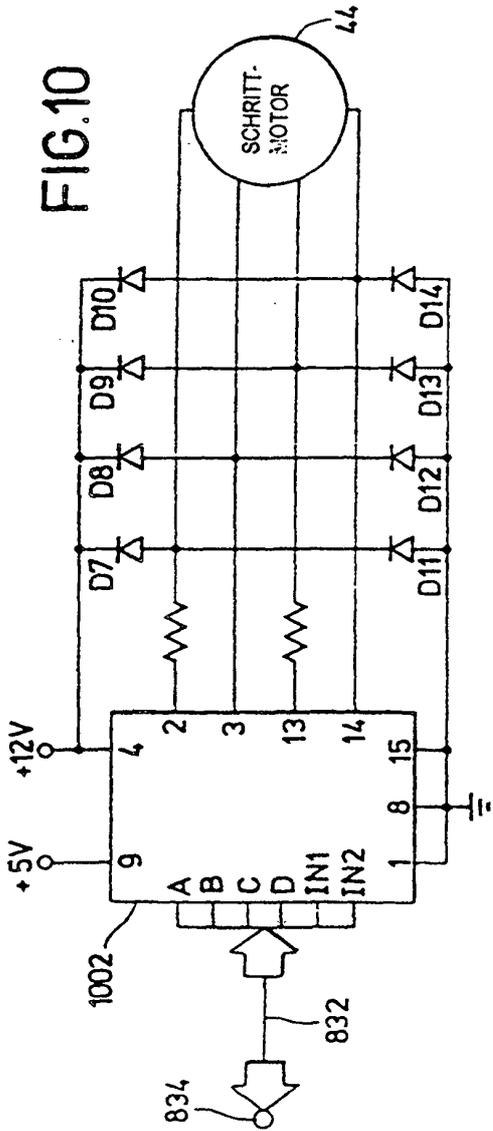


FIG.15







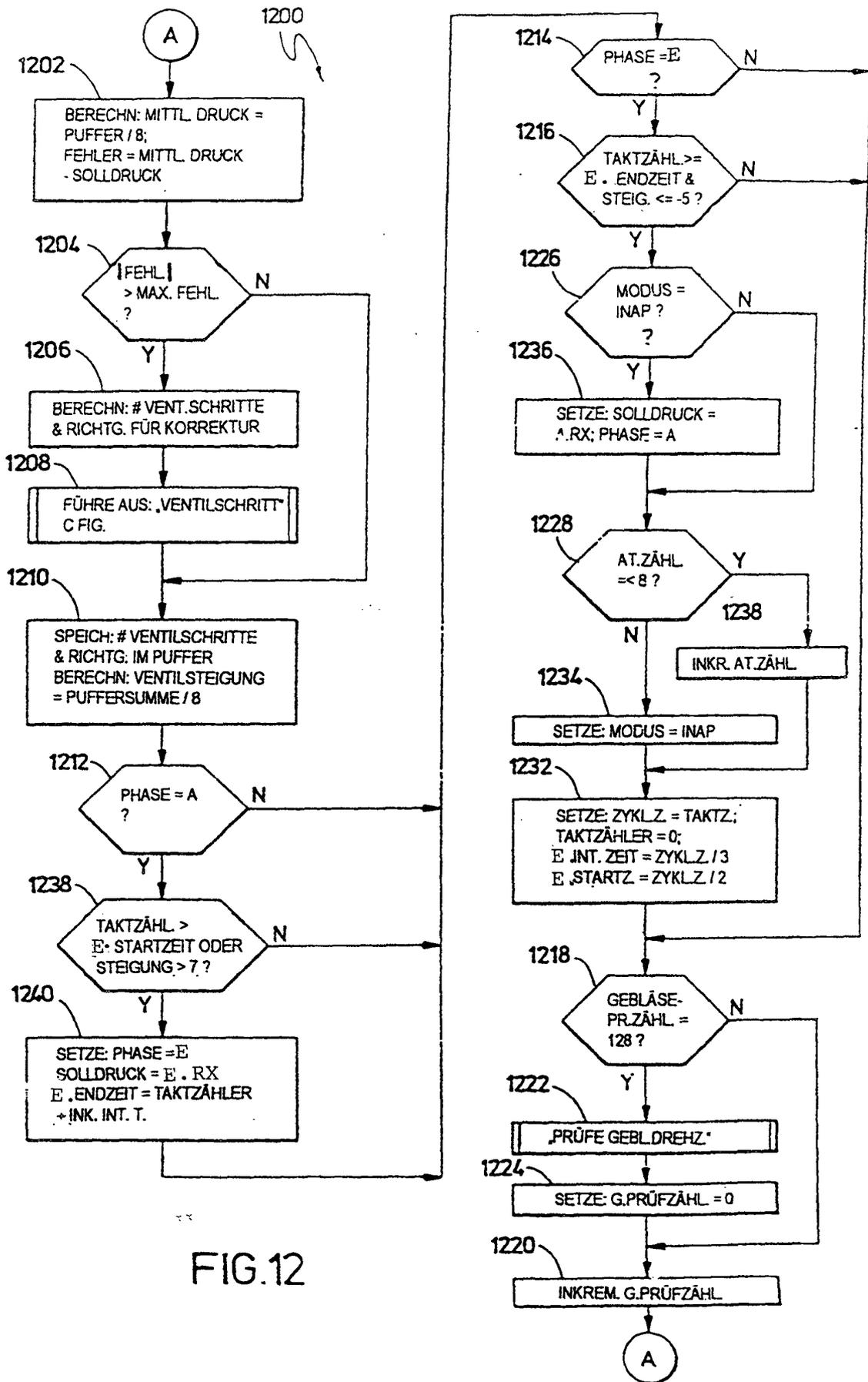


FIG. 12

FIG. 16

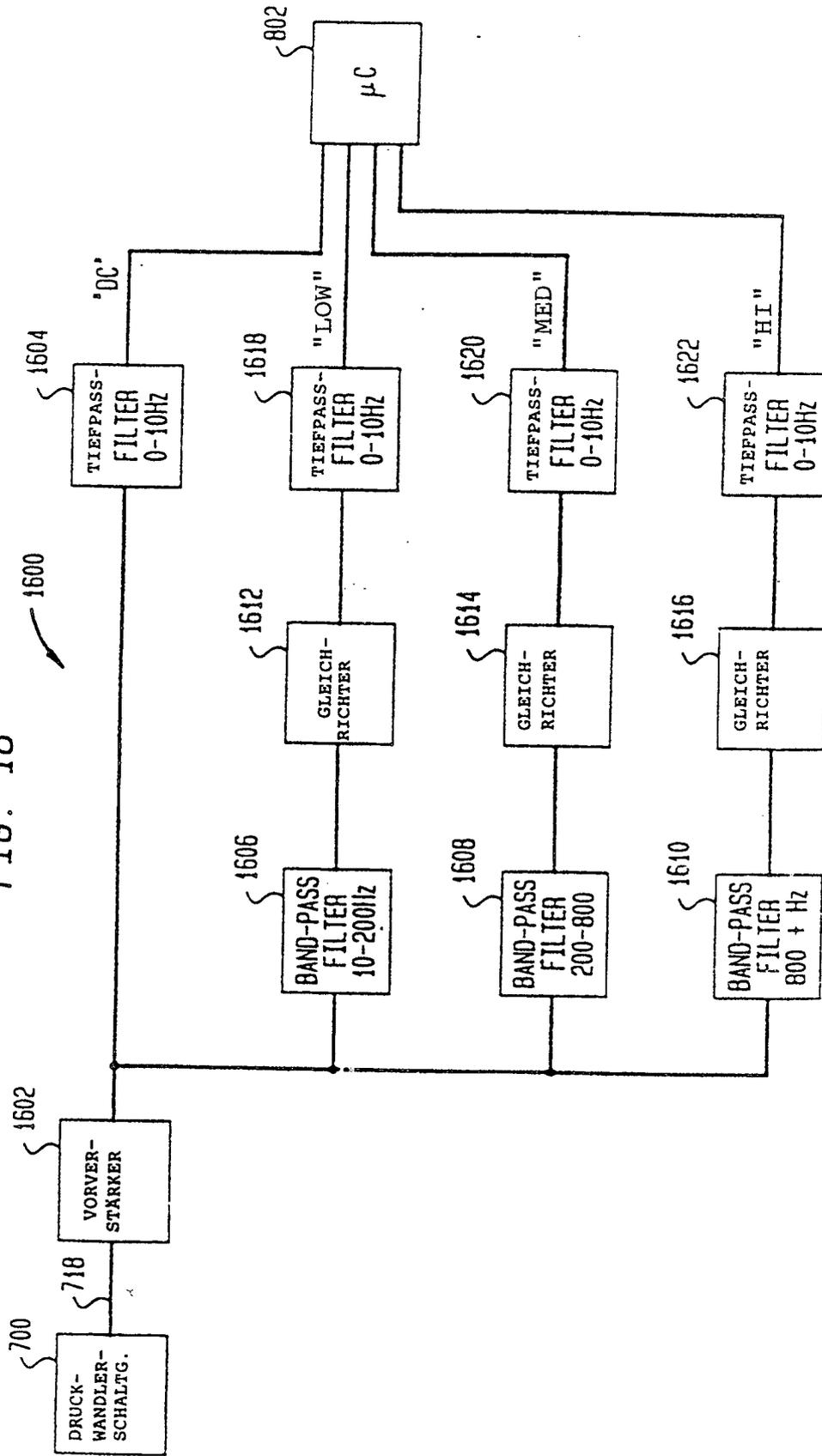
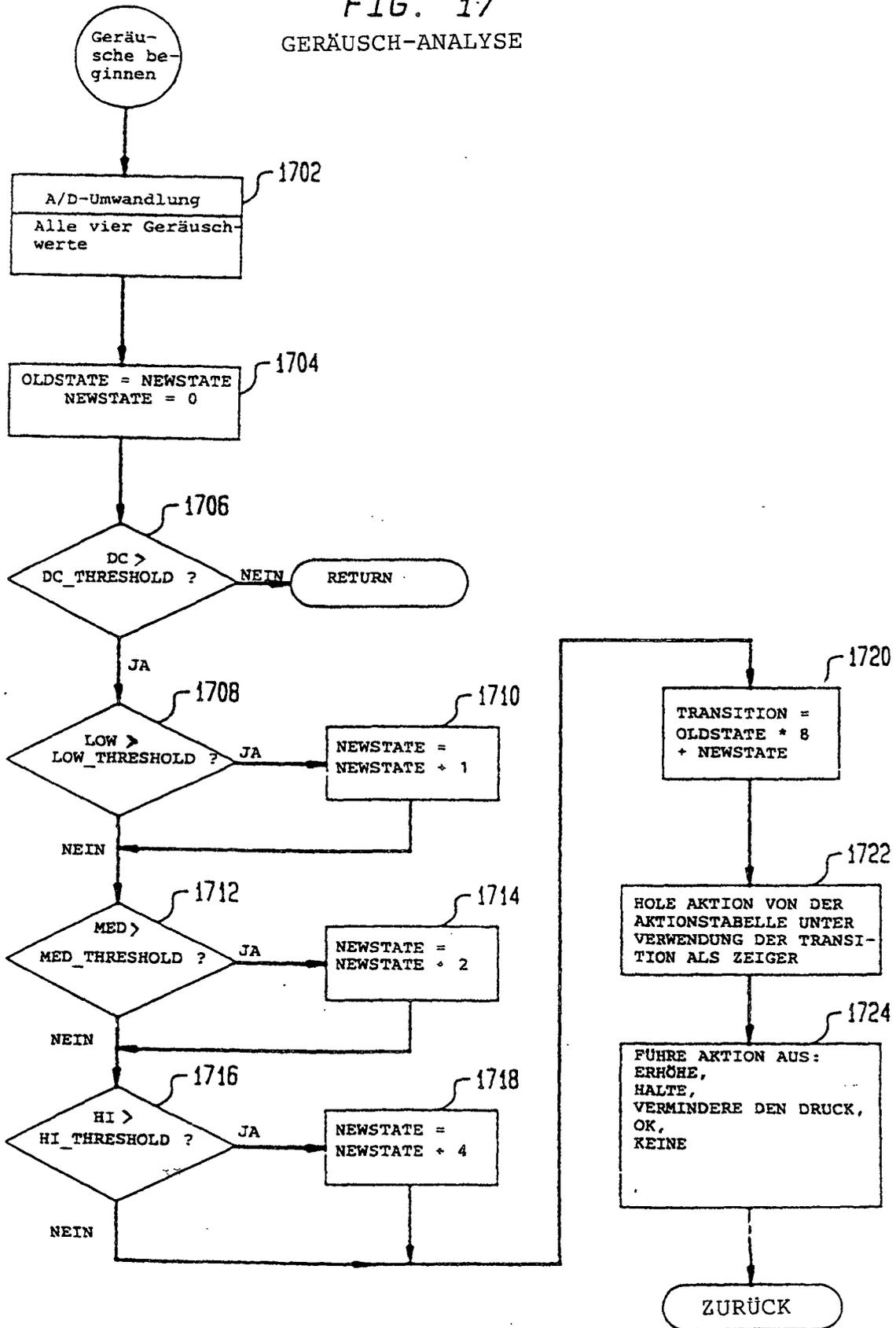


FIG. 17
GERÄUSCH-ANALYSE



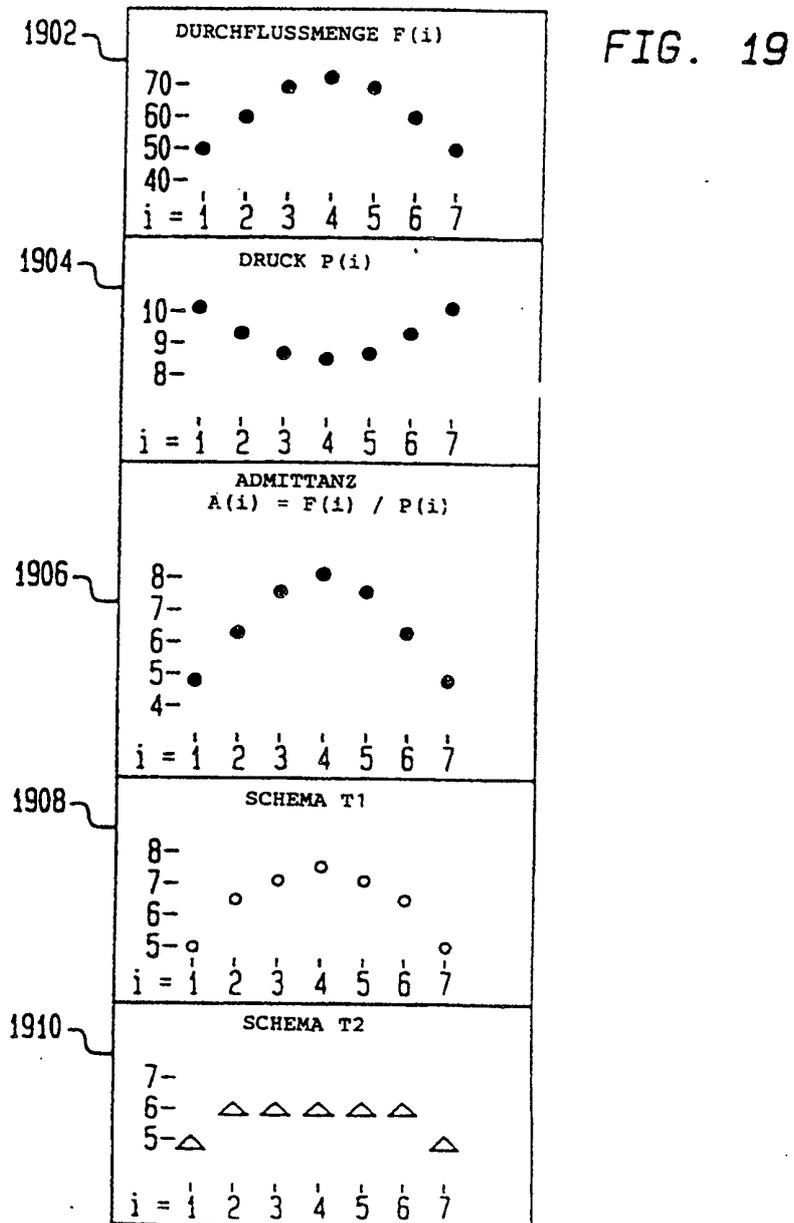
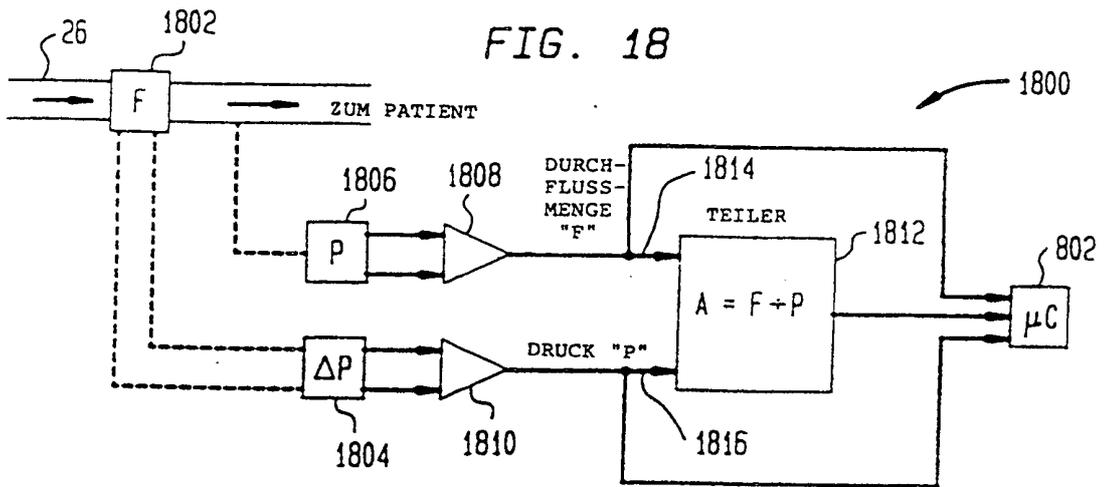


FIG. 20

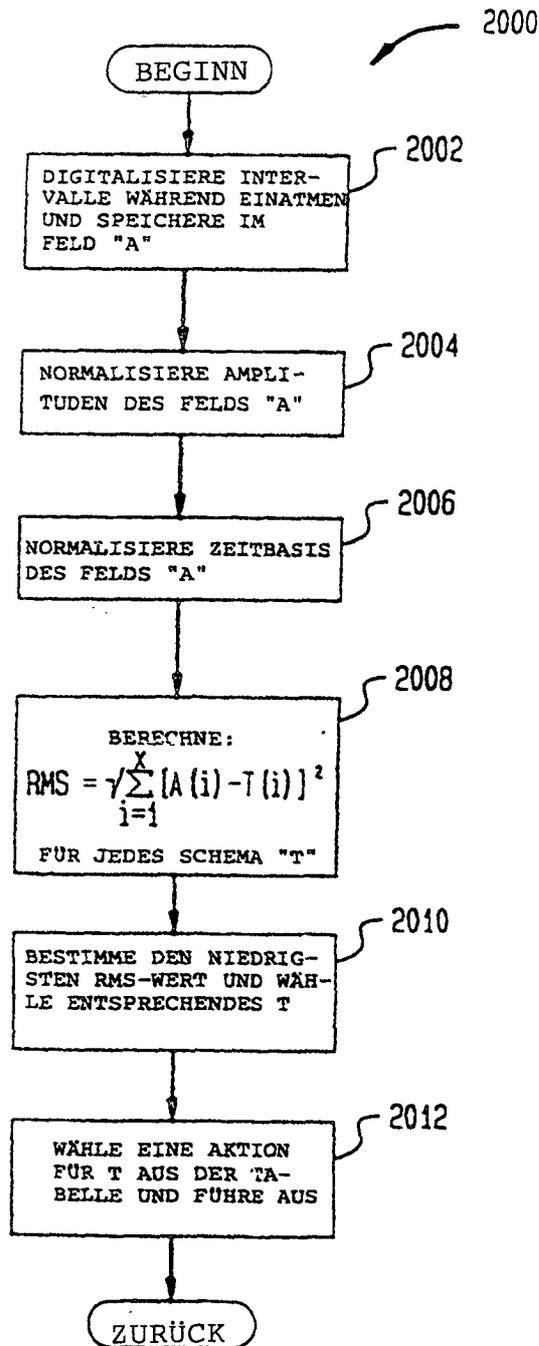


FIG. 21

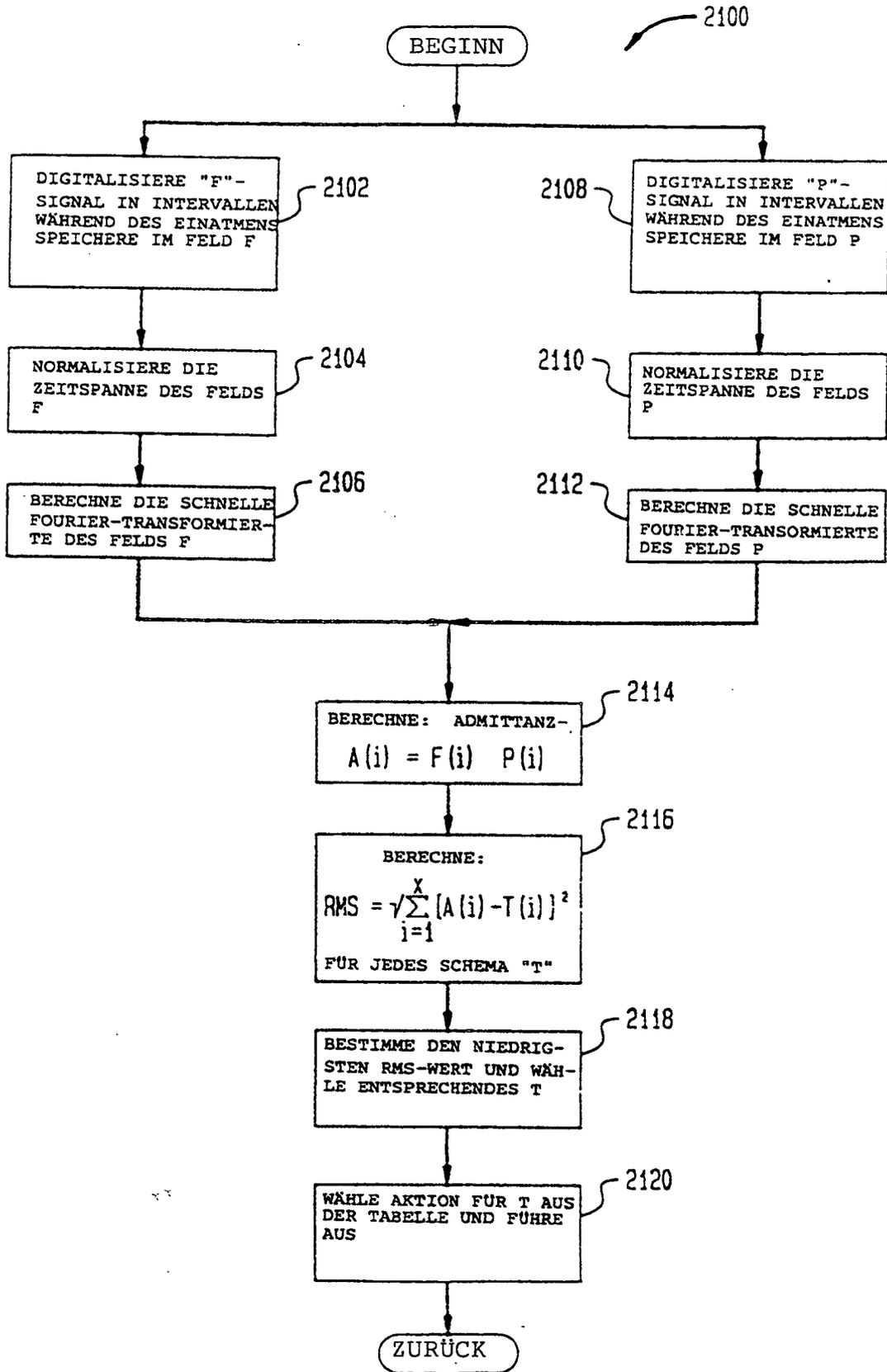
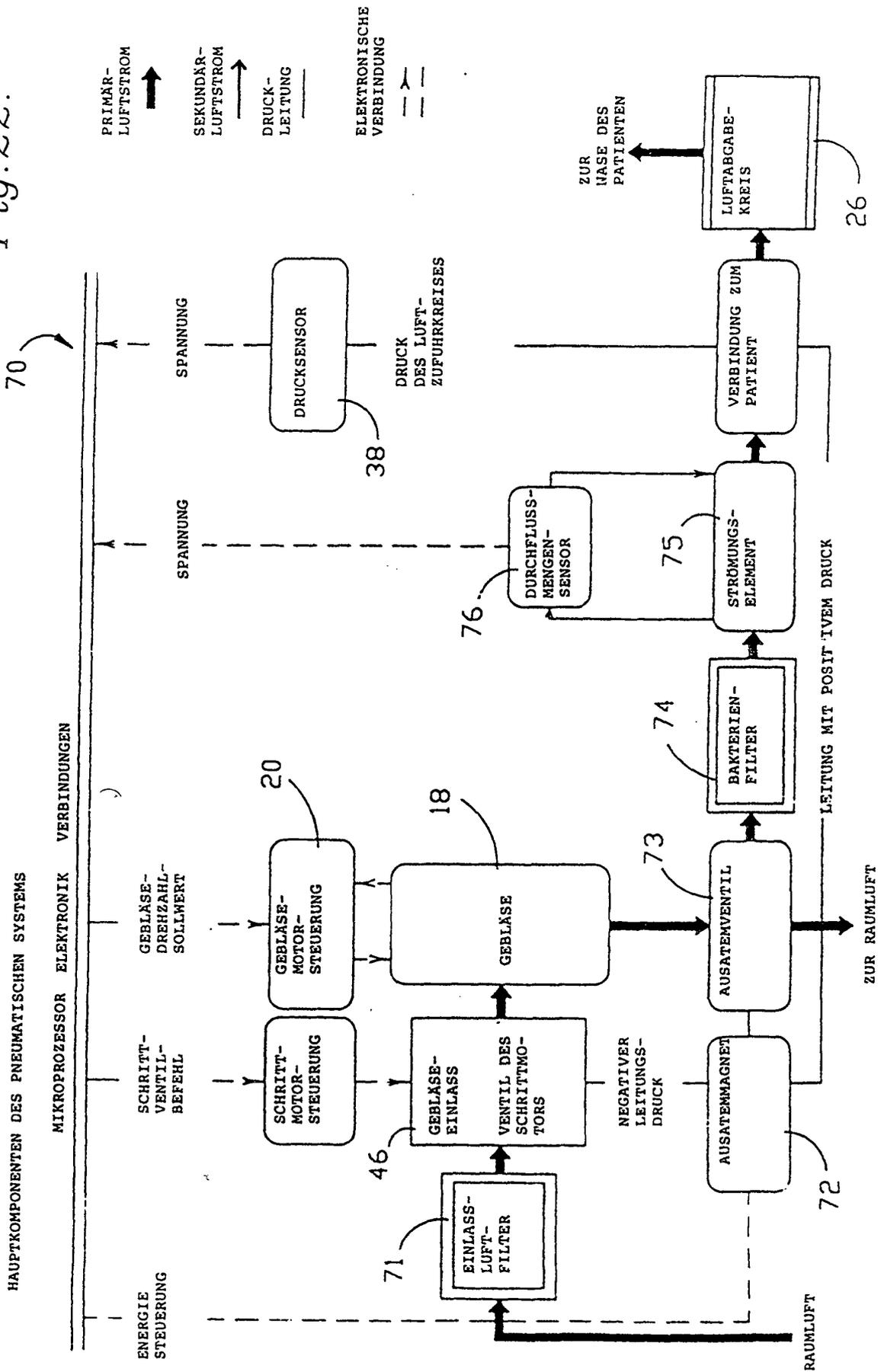


Fig. 22.



HAUPTBESTANDTEILE DER MIKROPROZESSOR-ELEKTRONIK

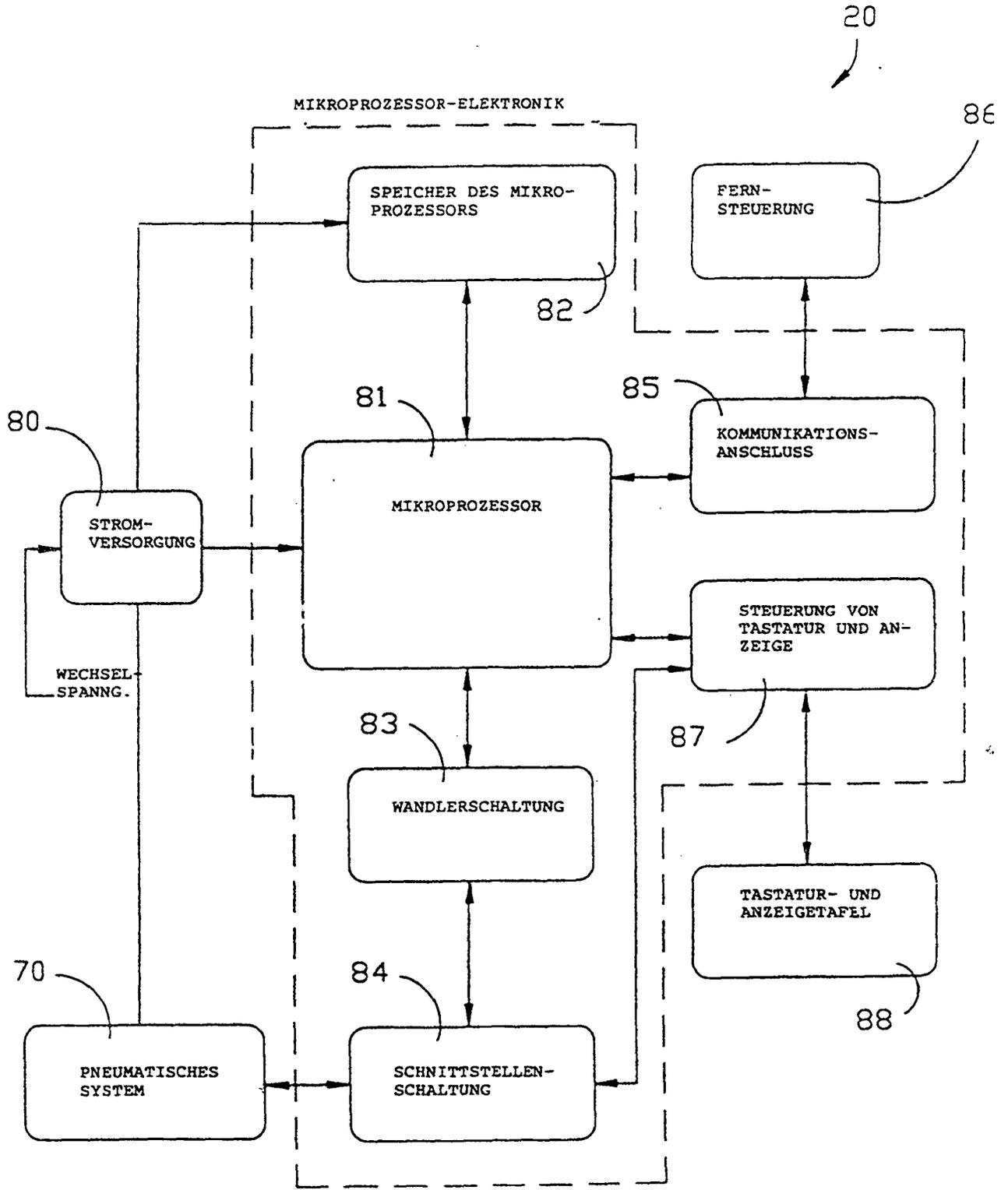


FIG. 23

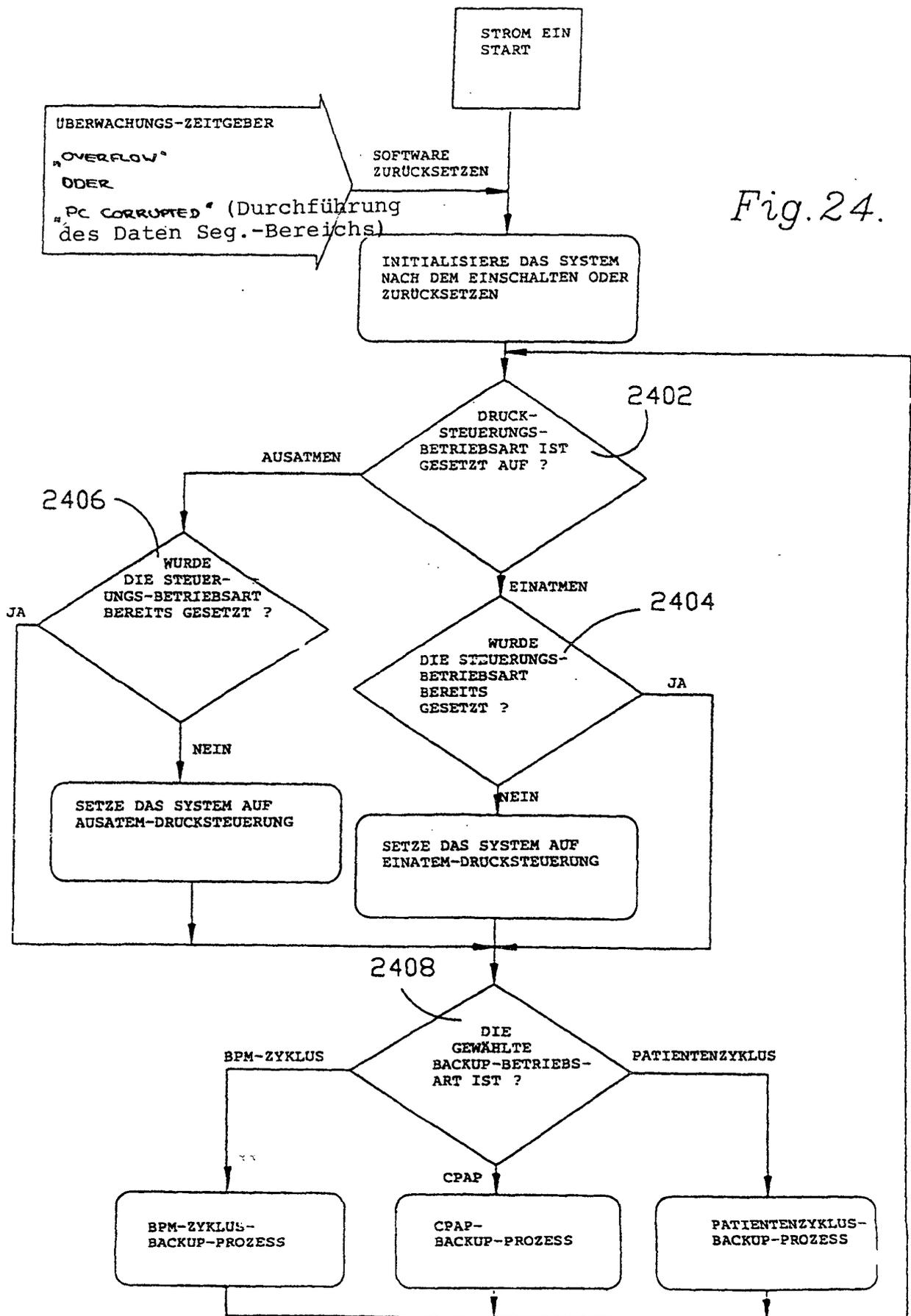
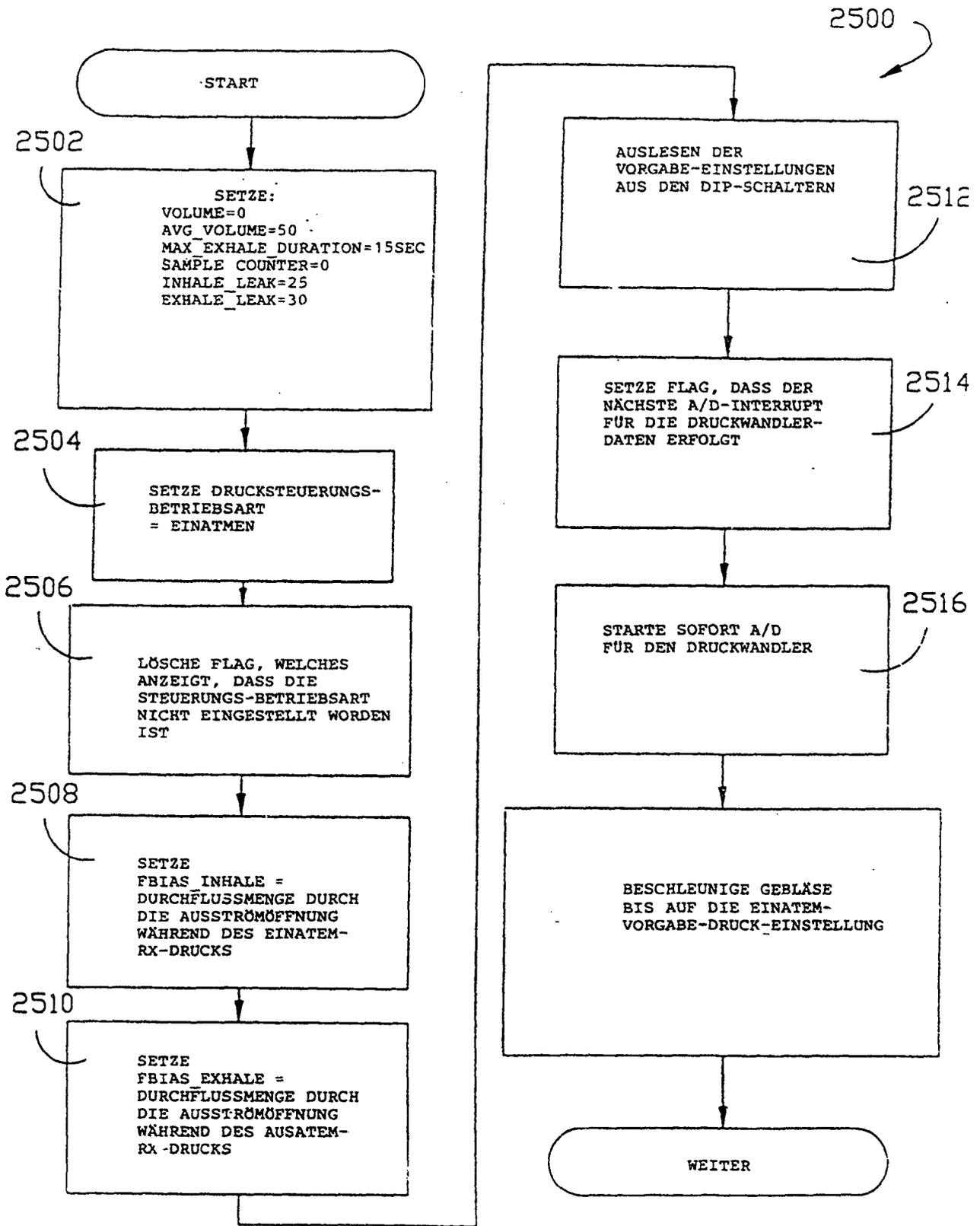


Fig. 25 SYSTEM-INITIALISIERUNGS-SOFTWARE



Steuerung des AUSATEM-DRUCKS

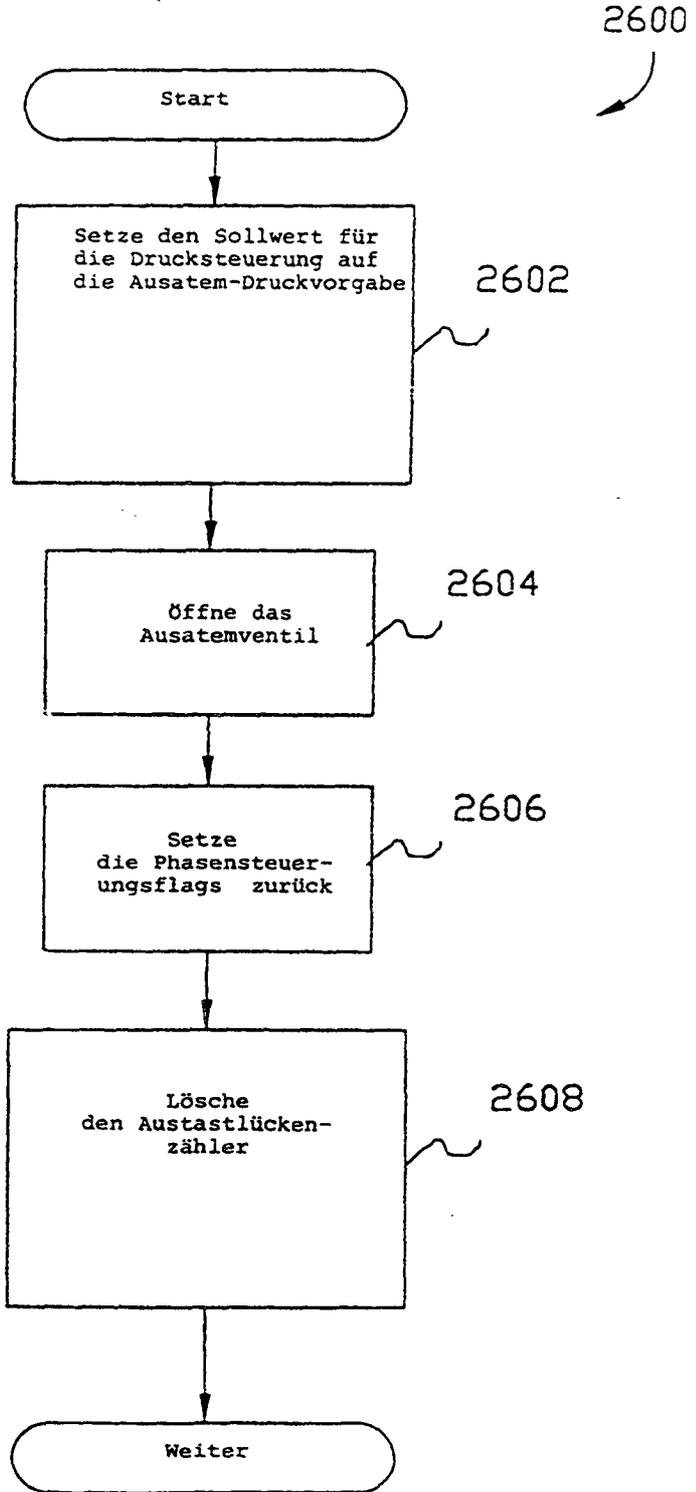
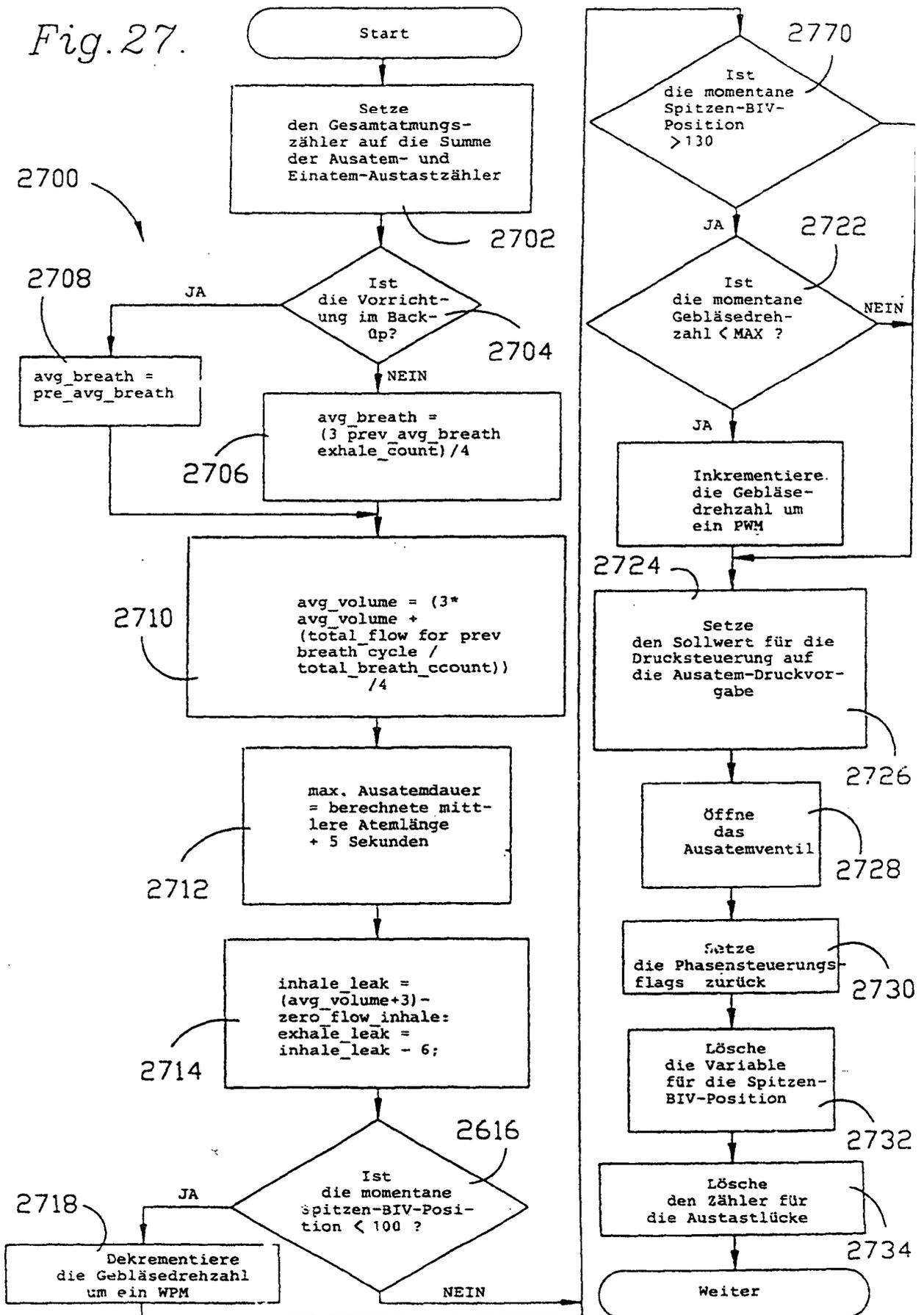


Fig. 26.

Fig. 27.



CPAP Backup-Verarbeitung

Fig. 28.

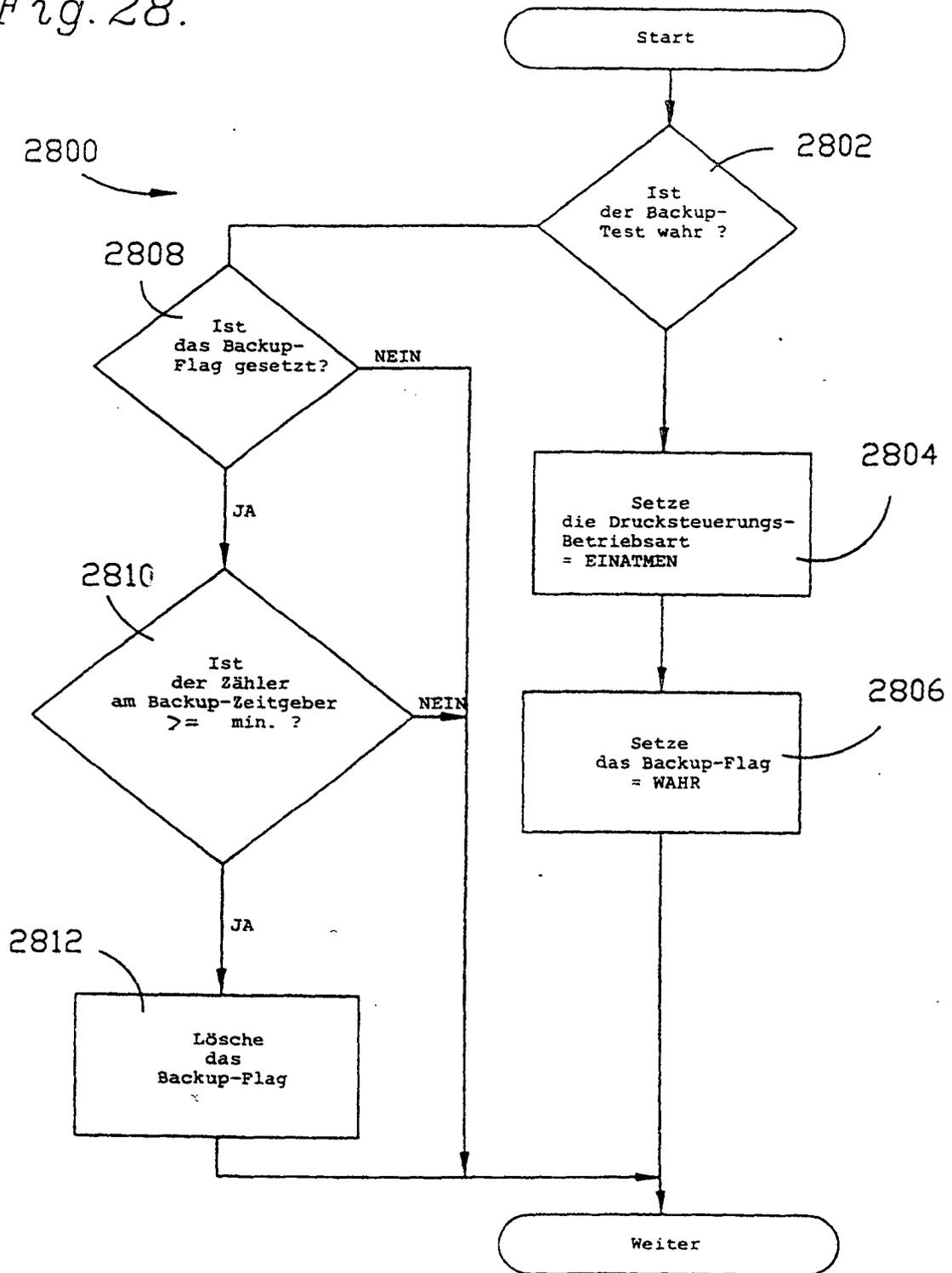
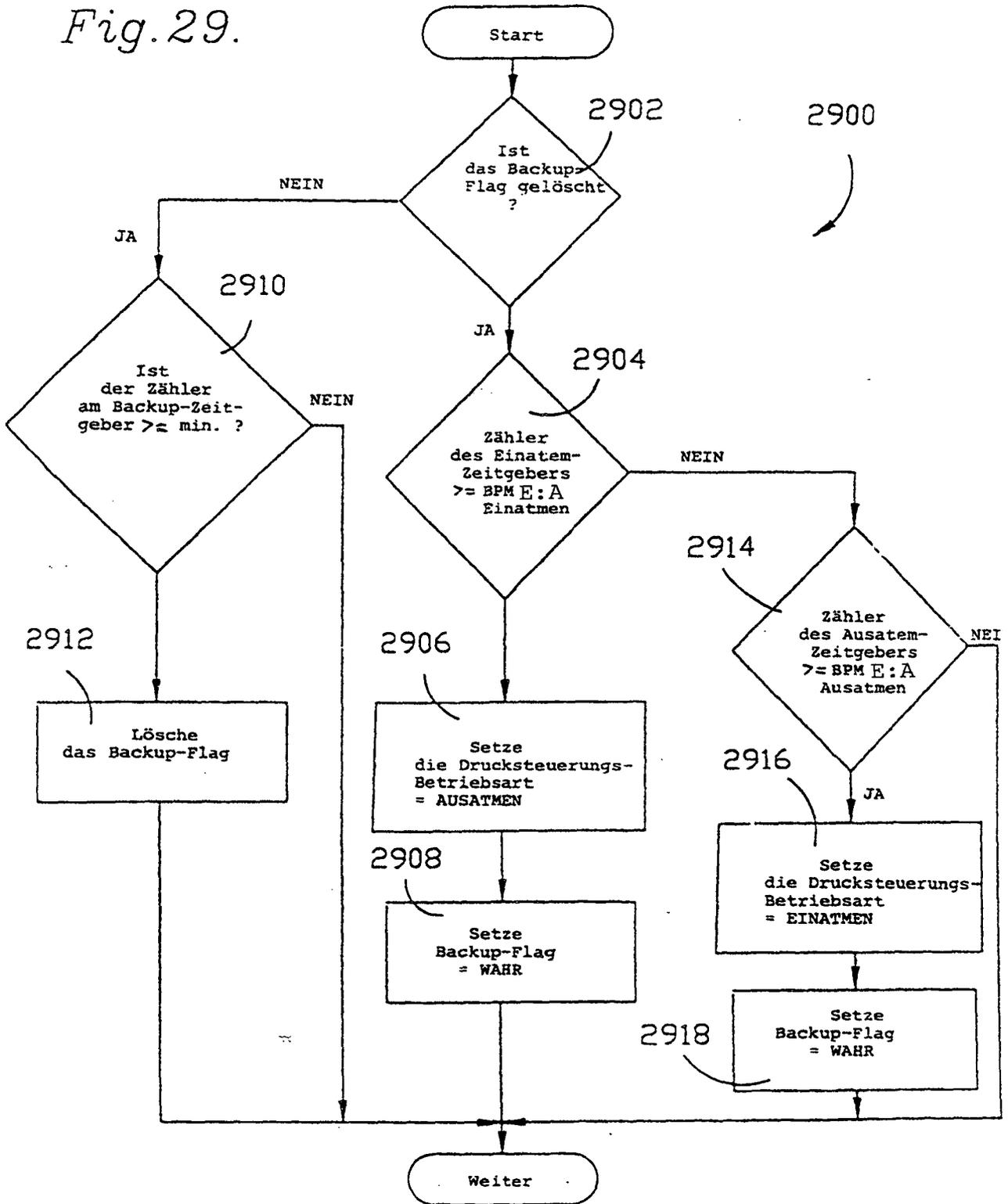
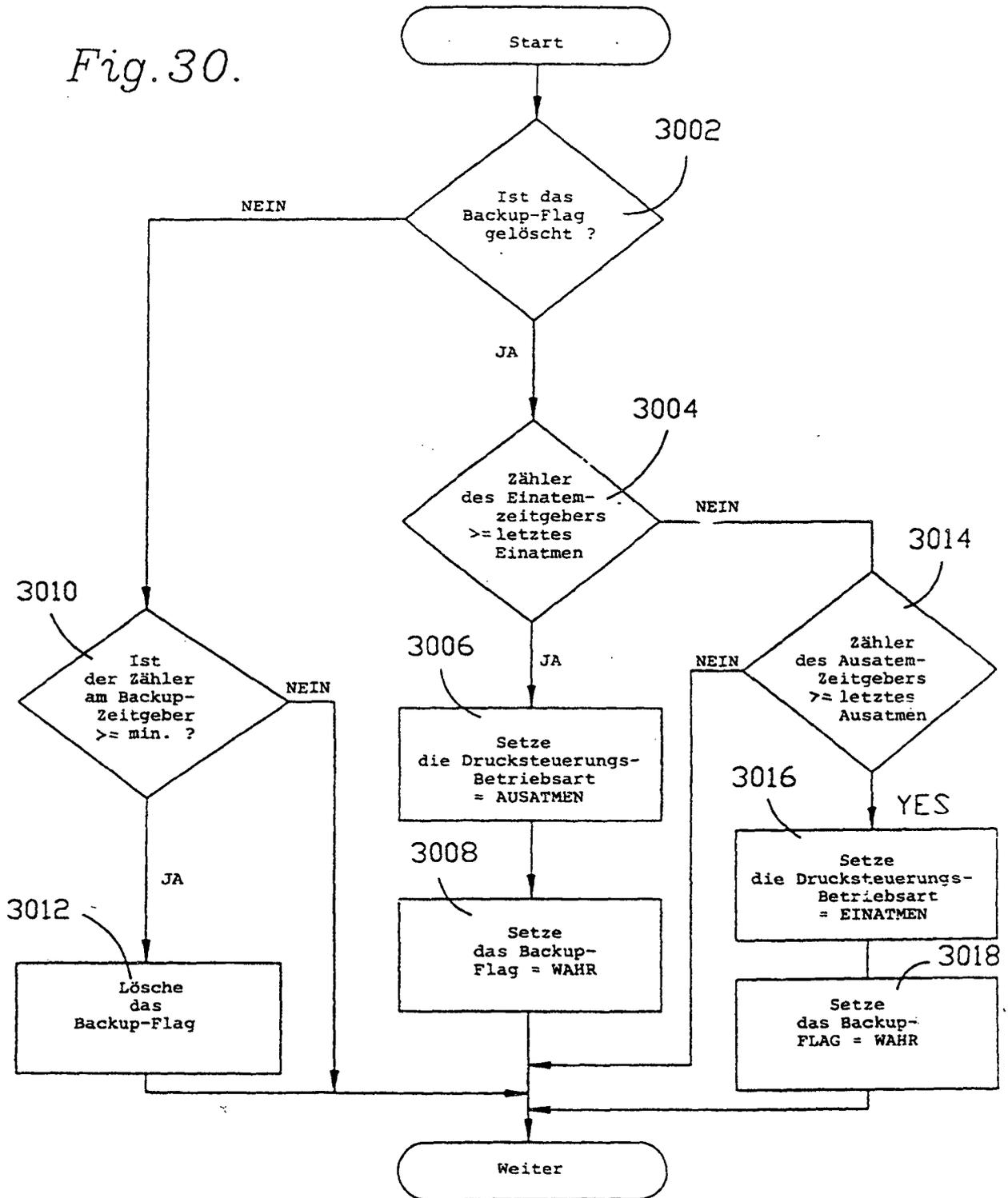


Fig. 29.



Der Backup-Prozeß des Patientenzyklus

Fig. 30.



Flußdiagramm der Dienstroutine für den A/D-Interrupt

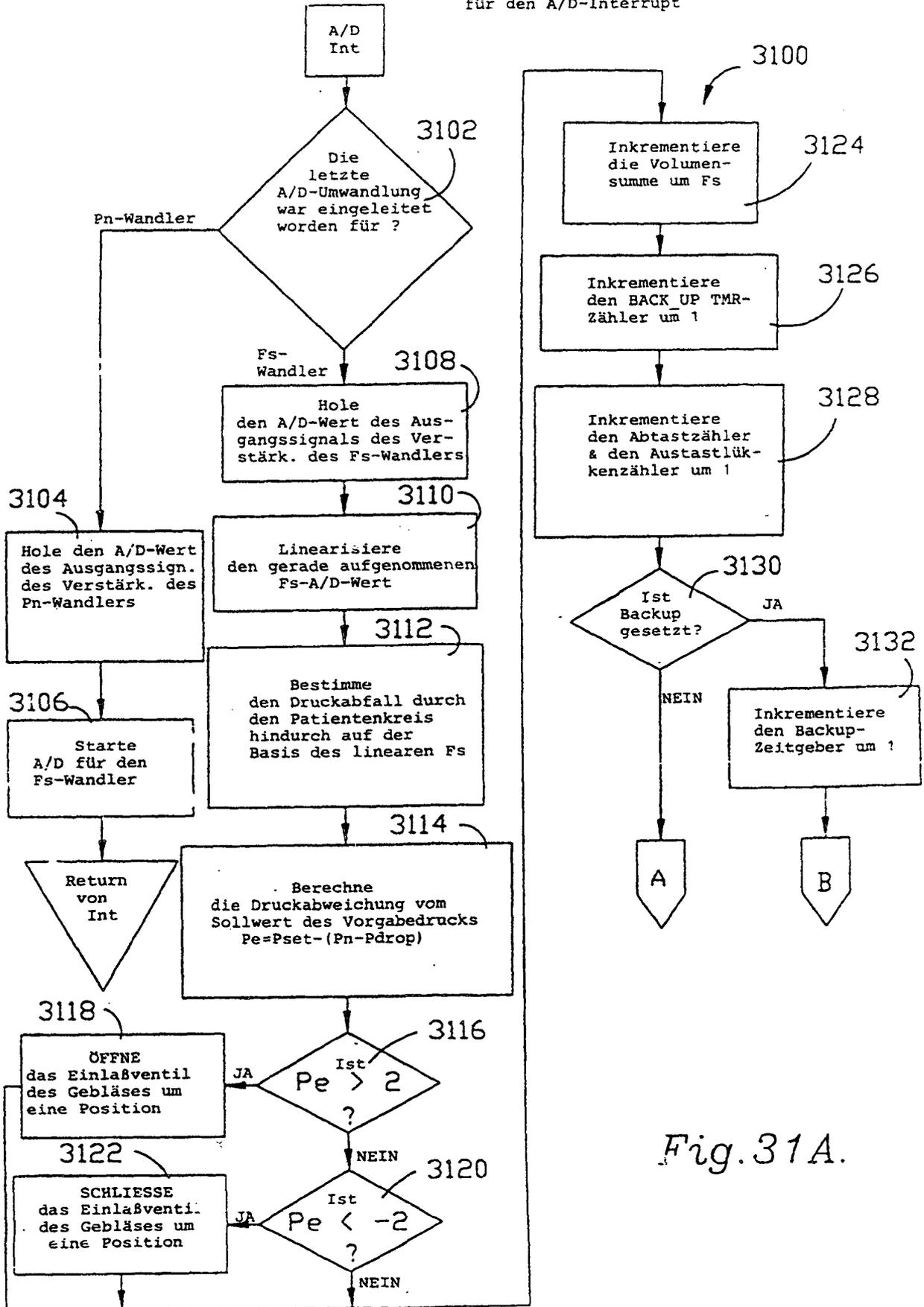
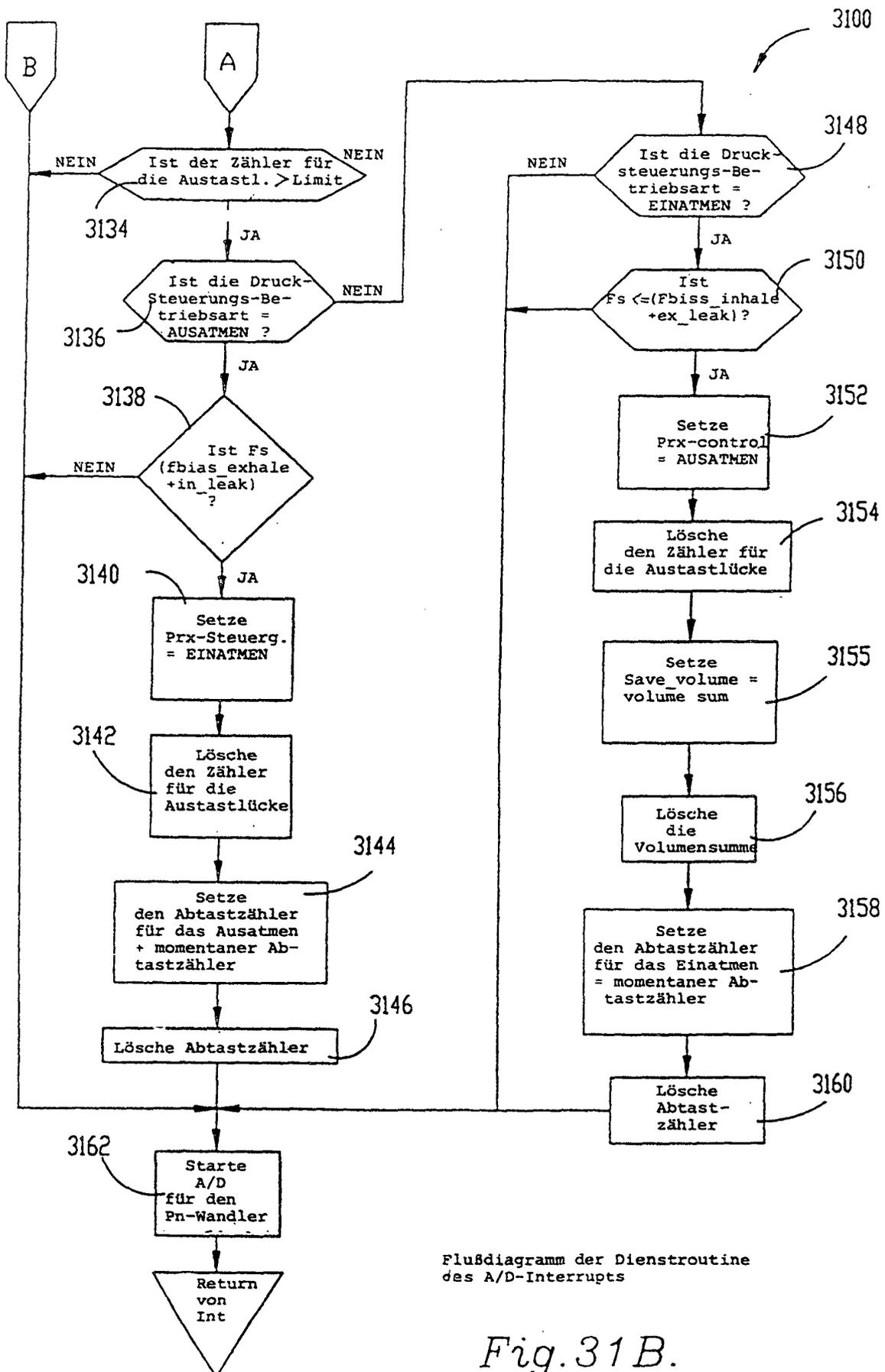


Fig. 31A.



Flußdiagramm der Dienstroutine des A/D-Interrupts

Fig. 31 B.